



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ**

**«ΝΕΥΡΟΜΥΪΚΟΣ ΚΑΙ ΧΩΡΟ-ΧΡΟΝΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ ΤΗΣ
ΚΙΝΗΣΗΣ ΥΠΟ ΡΥΘΜΙΚΑ ΑΚΟΥΣΤΙΚΑ ΕΡΕΘΙΣΜΑΤΑ»**

Αναλίνα Εμμανουήλ

Διδακτορική Διατριβή

ΑΘΗΝΑ 2024

© Copyright

Αναλίνα Εμμανουήλ

Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού

Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Εθνικής Αντίστασης 41, Δάφνη

Πρακτικό Εξέτασης



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ
Εθνικών και Καποδιστριακών
Πανεπιστημίων Αθηνών

ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΕΠΤΑΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Της Αναλίνας Εμμανουήλ

Η επταμελής εξεταστική επιτροπή, που ορίστηκε από τη Συνέλευση του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών στη συνεδρία της 20/7/2023 για την κρίση και αξιολόγηση της διδακτορικής διατριβής της **κας Αναλίνας Εμμανουήλ** με τίτλο: «*Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα*» αποτελούμενη από τους κ.κ. **Ε. Ρουσόνογλου** Καθηγήτρια του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, **Α. Γεωργιάκη** Καθηγήτρια του Τμήματος Μουσικών Σπουδών του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, **Κ. Μπουρνόλο** Καθηγητή του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, **Β. Χατζητάκη**, Καθηγήτρια του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Αριστοτελείου Πανεπιστημίου Θεσσαλονίκης, **Η. Ζώη** Αναπλ. Καθηγήτριά του Τμήματος Ηλεκτρολόγων & Ηλεκτρονικών Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, **Μ. Κοσκολού** Αναπλ. Καθηγήτρια του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, **Αθ. Μουρατίδη** Επίκ. Καθηγητή του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών εκλήθησαν σήμερα 14/6/2024 ημέρα Παρασκευή και ώρα 12:30 ύστερα από επίσημη έγγραφη πρόσκληση στο Αμφιθέατρο Ε. Παυλίνη του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών, προκειμένου να κρίνουν και αξιολογήσουν την παραπάνω διατριβή.

Μετά από διεξοδική συζήτηση και ανταλλαγή απόψεων τα μέλη της εξεταστικής επιτροπής κατέληξαν ότι η κρινόμενη διατριβή πληροί όλους τους όρους εκπόνησής της, είναι πρωτότυπη και προάγει την επιστημονική γνώση και ως εκ τούτου κρίνεται αποδεκτή και εγκρίνεται και βαθμολογείται ως *Άριστα*

Τα μέλη της εξεταστικής επιτροπής:

Ε. Ρουσόνογλου, Καθηγήτρια του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Α. Γεωργιάκη, Καθηγήτρια του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Κ. Μπουρνόλος, Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Β. Χατζητάκη, Καθηγήτρια του Αριστοτελείου Πανεπιστημίου Θεσσαλονίκης

Η. Ζώης, Αναπληρωτής Καθηγητής του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής

Μ. Κοσκολού, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Αθ. Μουρατίδης, Επίκουρος Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ολοκληρώνοντας αυτή τη διδακτορική διατριβή, αισθάνομαι ότι διανύθηκε ένας μακρύς και απαιτητικός δρόμος, γεμάτος προκλήσεις και δυσκολίες, αλλά και στιγμές ικανοποίησης και προόδου. Η ερευνητική διαδικασία δεν υπήρξε μόνο ένα ακαδημαϊκό καθήκον, αλλά ένα προσωπικό ταξίδι αυτογνωσίας, αντοχής και εξέλιξης. Κάθε λάθος, κάθε απογοήτευση και κάθε δοκιμασία υπήρξε μάθημα και ευκαιρία για βελτίωση. Με συντρόφευε το ρητό του Κομφούκιου: "Δεν έχει σημασία πόσο αργά προχωράς, αρκεί να μην σταματάς," που υπήρξε φάρος όταν ένιωθα ότι οι δυνάμεις μου εξαντλούνται και με ώθησε να επιμείνω.

Αυτή η πορεία, ωστόσο, δεν ήταν μοναχική. Είχα την τιμή και την ευλογία να έχω δίπλα μου ανθρώπους που στήριξαν τις προσπάθειές μου και φώτισαν το δρόμο μου. Πρώτα και κυριότερα, εκφράζω την ειλικρινή μου ευγνωμοσύνη προς την επιβλέπουσα μου, Καθηγήτρια Ελισσάβητ Ρουσάνογλου, η οποία με καθοδήγησε με αφοσίωση, παρακίνηση και αμέριστη υποστήριξη σε κάθε βήμα αυτής της διαδρομής, προσφέροντάς μου γενναϊόδωρα τον χρόνο και τη γνώση της. Ως δασκάλα και μέντορας, είχε καθοριστική επίδραση στη διαμόρφωση της προσωπικότητάς μου και της ερευνητικής μου πορείας, και η αφοσίωσή της υπήρξε θεμέλιο κάθε μου επιτυχίας.

Θα ήθελα επίσης να εκφράσω τις θερμές ευχαριστίες μου στον Ιδρυτή του εργαστηρίου και μέλος της τριμελούς επιτροπής μου, Καθηγητή Κωνσταντίνο Μπουντόλο, για την ανεκτίμητη συνεισφορά του στην πορεία μου. Οι γνώσεις του, καθώς και αμέριστη εμπιστοσύνη που μου έδειξε στον χώρο του εργαστηρίου, με ενθάρρυναν να εξελιχθώ και να προχωρήσω, συμβάλλοντας ουσιαστικά τόσο στην επιστημονική όσο και στην προσωπική μου ανάπτυξη.

Συνεχίζοντας, θα ήθελα να ευχαριστήσω τα μέλη της εξεταστικής μου επιτροπής: την Καθηγήτρια Αναστασία Γεωργιάκη, την Καθηγήτρια Βασιλεία Χατζητάκη, τον Αναπληρωτή Καθηγητή Ηλία Ζώη, τον Επίκουρο Καθηγητή Αθανάσιο Μουρατίδη και την Αναπληρώτρια Καθηγήτρια Μαρία Κοσκολού, των οποίων οι εύστοχες παρατηρήσεις και οι πολύτιμες συμβουλές υπήρξαν καθοριστικές στη διαμόρφωση της παρούσας διατριβής.

Ένα μεγάλο ευχαριστώ αξίζει στους φίλους και, ιδιαίτερα, στη φίλη και συνάδελφό μου Αργυρώ Αχιλιά, που στάθηκαν δίπλα μου καθ' όλη τη διάρκεια αυτής της πορείας, προσφέροντας στιγμές γέλιου και παρηγοριάς, οι οποίες με βοήθησαν να διατηρήσω την ισορροπία μου. Οι μικρές αλλά πολύτιμες αυτές στιγμές αποτέλεσαν καταφύγιο μέσα στις πιο δύσκολες μέρες της διατριβής.

Ευχαριστώ επίσης όλους τους δοκιμαζόμενους για την προθυμία τους να συμμετάσχουν με χαρά στην παρούσα εργασία.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω την οικογένειά μου, η οποία υπήρξε η στήριξή μου σε κάθε βήμα αυτής της διαδρομής. Η αγάπη, η υπομονή και η πίστη τους σε μένα αποτέλεσαν τη βασική πηγή έμπνευσης και δύναμης, καθιστώντας δυνατή αυτή την ολοκλήρωση. Χωρίς την αδιάκοπη υποστήριξή τους, τις θυσίες και την ενθάρρυνση που μου προσέφεραν, η πορεία αυτή δεν θα είχε το ίδιο νόημα.

Κλείνοντας, εκφράζω την ευγνωμοσύνη μου σε όλους όσους, με τον έναν ή τον άλλο τρόπο, συνέβαλαν στην ολοκλήρωση αυτής της διατριβής. Η παρουσία τους και η υποστήριξή τους θα παραμείνουν για πάντα στις πιο ζεστές μου αναμνήσεις.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Τα ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα (ΑΕ) χρησιμοποιούνται ευρέως στην άσκηση και τον αθλητισμό για τη ρύθμιση του χρονισμού της κίνησης (χρονική καθοδήγηση) είτε μέσω μουσικής είτε μέσω φωνητικών οδηγιών από τον προπονητή. Τα υπάρχοντα δεδομένα δείχνουν ότι τα ΑΕ μπορούν να βελτιώσουν την κινητική απόδοση και να λειτουργήσουν ως εργαλείο νευρομυϊκού και χωρο-χρονικού ελέγχου. Ωστόσο, υπάρχει περιορισμένη κατανόηση του τρόπου με τον οποίο οι ακουστικές πληροφορίες χρησιμοποιούνται από το νευρομυϊκό σύστημα για τη βελτίωση της κινητικής απόδοσης. Επιπλέον, δεν εντοπίζονται δεδομένα με εστίαση στην επίδραση της χρονικής καθοδήγησης σε κινητικά πρότυπα που χρησιμοποιούνται ευρέως σε προγράμματα άσκησης/άθλησης, όσον αφορά το νευρομυϊκό και χωρο-χρονικό έλεγχο αυτών.

Σκοπός της εργασίας ήταν να εξετάσει την επίδραση διαφόρων ΑΕ χρονικής καθοδήγησης στη χωρο-χρονική, κινηματική, κινητική και χρονο-δυναμική απόδοση, καθώς και στη μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα. Πραγματοποιήθηκαν 2 επιμέρους μελέτες οι οποίες επικεντρώθηκαν σε ασκήσεις φυσικής κατάστασης, που θεωρούνται θεμελιώδεις σε προγράμματα άσκησης.

Η 1^η μελέτη (15 άνδρες - 15 γυναίκες) εξέτασε τον αριθμό επαναλήψεων και τον χρονισμό της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης (ιδιοσυχνότητα) σε 8 ασκήσεις (επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, πρόσθια προβολή, κάθισμα, ανακάθισμα, απαγωγή ώμου, απαγωγή ισχίου, ανύψωση ράχης, κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη). Αδρανειακοί αισθητήρες κατέγραψαν τις τροχιές γωνιακής ταχύτητας, για εξαγωγή κρίσιμων χρονικών παράμετρων (συχνότητα κίνησης, διάρκεια κύκλου και φάσεων της κίνησης). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δύο επαναλήψεις

αρκούν για υψηλή αξιοπιστία του χρονισμού των εξεταζόμενων κινητικών προτύπων. Οι διαφορές μεταξύ ασκήσεων αποδόθηκαν στο αδρανειακό φορτίο και τις μηχανικές απαιτήσεις αυτών. Μια σταθερή σχέση φάσεων 1:1 υποδείκνυε ένα κοινό κεντρικά παραγόμενο μοτίβο για ρυθμική απόδοση, ανεξάρτητα από το κινητικό πρότυπο και την ιδιοσυχνότητά του.

Η 2^η μελέτη (20 άνδρες - 20 γυναίκες, οδηγία συγχρονισμού με το ΑΕ) εξέτασε την επίδραση 5 διαφορετικών ΑΕ (χωρίς ΑΕ, μετρονομικό, φωνητικό, μουσικό-μελωδικό και μουσική για άσκηση) στη χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα, καθώς και στον κινητικό συγχρονισμό κατά την εκτέλεση δύο ασκήσεων διαφορετικής εμβιομηχανικής πολυπλοκότητάς, του καθίσματος και της απαγωγής ισχίου. Η επίδραση των ΑΕ αξιολογήθηκε σε παραμέτρους χρονισμού, κινηματικής και κινητικής δράσης, στατικής σταθερότητας καθώς και μυϊκής και εγκεφαλικής απόδοσης. Ο συγχρονισμός ελέγχθηκε μέσω της αντιστοιχίας κύκλου, της μεταβλητότητας και των σφαλμάτων συγχρονισμού. Τα ΑΕ επηρέασαν σημαντικά τις παραμέτρους χωρο-χρονικού και νευρομυϊκού ελέγχου, με διαφορετικούς τύπους ΑΕ να επηρεάζουν διαφορετικές πτυχές της κινητικής απόδοσης και της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Η μουσική για άσκηση προκάλεσε σημαντικές αλλαγές σε πολλές παραμέτρους, ενώ οι μετρονομικές και φωνητικές ενδείξεις επηρέασαν την κινητική απόδοση χωρίς μεγάλες αλλαγές στην εγκεφαλική δραστηριότητα. Τα αποτελέσματα υποδεικνύουν τη διαφορετική δυνατότητα που προσφέρει κάθε ΑΕ για βελτίωση της κινητικής απόδοσης σε θεμελιώδεις ασκήσεις φυσικής κατάστασης, μέσω της επίδρασης στο νευρομυϊκό και χωρο-χρονικό έλεγχο του κινητικού προτύπου.

ABSTRACT

Rhythmic auditory stimuli (RAS) are widely used in exercise and sports to regulate movement timing, either through music or vocal instructions from coaches. Temporal guidance is crucial for controlling movement speed, as it directly impacts the stimuli the body receives and, consequently, its biological responses. While evidence suggests that RAS can enhance motor control and performance, there is limited understanding of how the neuromuscular system uses auditory information to improve performance. Moreover, few studies focus on the impact of RAS on neuromuscular control during the execution of movement patterns used in exercise programs. This study aimed to examine the effect of various RAS used for temporal guidance on spatiotemporal, kinematic, kinetic, and time-dynamic performance, as well as on muscle and brain activity during exercise. The study focused on fundamental fitness exercises commonly included in exercise programs. Two sub-studies were conducted.

The first study examined the number of repetitions and preferred rhythmic temporal performance in a variety of physical fitness exercises. Fifteen men and fifteen women performed eight exercises (two-legged hop, forward lunge, squat, sit-up, shoulder abduction, hip abduction, back extension, and push-up). Inertial sensors captured angular velocity trajectories, and temporal variables were analyzed (movement frequency, cycle and phases durations). The results showed that two repetitions are sufficient for high reliability. Differences in preferred movement

frequency between exercises were attributed to factors such as inertial load and specific demands. However, a consistent 1:1 phase relationship indicated a common centrally produced pattern for rhythmic performance, regardless of the movement pattern and its frequency. The second study examined the effect of different RAS on temporal, kinematic, kinetic, muscle, and brain activity, as well as sensorimotor synchronization during two fundamental exercises: the squat and hip abduction. These exercises were chosen for their biomechanical complexity. Twenty men and twenty women performed the exercises under five RAS conditions (no RAS, metronomic, vocal, melodic music, and exercise music) in synchronization with the RAS. The impact of RAS was evaluated on timing, kinematic, and kinetic (only for the squat), center of pressure, muscle, and brain activity. Synchronization was assessed through cycle matching, variability, and timing error magnitude and direction. The RAS significantly influenced spatiotemporal and neuromuscular control parameters, highlighting their potential to improve motor performance and coordination. Different RAS types impact various aspects of motor performance and brain activity. Notably, exercise music induced significant changes in multiple parameters, while metronomic and vocal cues enhanced motor performance without major changes in brain activity. Employing different RAS provides opportunities to enhance motor control and performance in exercise programs

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΕΞΕΤΑΣΗΣ	ii
ΕΚΦΡΑΣΗ ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΩΝ	iii
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	iv
ABSTRACT	v
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	vi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	xvi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	xvii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	xviii

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

Εισαγωγή

1.1. Σημασία της Έρευνας	σελ 1
1.2. Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος	σελ 7
1.3. Πρωτοτυπία διδακτορικής διατριβής	σελ 7
1.4. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων	σελ 7
1.4.1. Ερευνητικά ερωτήματα 1 ^{ης} Μελέτης - Α΄ μέρος	σελ 7
1.4.2. Ερευνητικά ερωτήματα 1 ^{ης} Μελέτης - Β΄ μέρος	σελ 7
1.4.3. Ερευνητικά ερωτήματα 2 ^{ης} Μελέτης - Α΄ μέρος	σελ 8
1.4.4. Ερευνητικά ερωτήματα 2 ^{ης} Μελέτης - Β΄ μέρος	σελ 8
1.5. Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις	σελ 8
1.5.1. Ερευνητική υπόθεση (H) 1 ^{ης} Μελέτης - Α΄ μέρος	σελ 8
1.5.2. Ερευνητικές υποθέσεις (H ₁ - H ₁) 1 ^{ης} Μελέτης - Β΄ μέρος	σελ 8
1.5.3. Ερευνητικές υποθέσεις (H ₁ - H ₁) 2 ^{ης} Μελέτης - Α΄ μέρος	σελ 9
1.5.4. Ερευνητική υπόθεση (H) 2 ^{ης} Μελέτης - Β΄ μέρος	σελ 9
1.6. Μεταβλητές	σελ 9
1.6.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές	σελ 9
1.6.2. Εξαρτημένες μεταβλητές	σελ 9
1.7. Οριοθέτηση 1 ^{ης} και 2 ^{ης} μελέτης	σελ 10
1.8. Περιορισμοί 1 ^{ης} και 2 ^{ης} μελέτης	σελ 11

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας

2.1. Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος	σελ 13
2.1.1. Έννοια και σημασία νευρομυϊκού - χωρο-χρονικού ελέγχου	σελ 13
2.1.2. Μεταβλητότητα κίνησης	σελ 14
2.1.3. Ρυθμική κινητική δράση	σελ 16
2.1.3.1. Προτιμώμενη συχνότητα - Ιδιοσυχνότητα	σελ 16
2.1.3.2. Παράγοντες που επηρεάζουν την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης	σελ 18
2.1.4. Νευρομυϊκός έλεγχος και αισθητηριακές πληροφορίες	σελ 19
2.1.5. Θεωρία των δυναμικών συστημάτων	σελ 20
2.1.5.1. Βασικές αρχές θεωρίας δυναμικών συστημάτων	σελ 20
2.1.5.2. Μοντέλο Haken-Kelso-Bunz (HKB) και εφαρμογή του στη μελέτη του νευρομυϊκού ελέγχου	σελ 21
2.1.5.3. Σύνδεση μεταξύ νευρομυϊκού ελέγχου και ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος	σελ 21
2.2. Ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα	σελ 22
2.2.1. Έννοια του ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος	σελ 22
2.2.2. Χρονικά χαρακτηριστικά ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος	σελ 23
2.2.3. Κινητική απόκριση στο ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα	σελ 24
2.2.3.1. Συγχρονισμός	σελ 24
2.2.3.2. Ρυθμική προσέλκυση-παράσυρση	σελ 24
2.2.3.3. Συγχρονισμός και μεταβλητότητα	σελ 25
2.3. Επίδραση ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος στο νευρομυϊκό και χωρο-χρονικό έλεγχο (μεταβλητότητα κίνησης)	σελ 26
2.3.1. Επίδραση ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος στη μεταβλητότητα υγιών κινητικών μοτίβων)	σελ 27
2.3.1.1. Ορθοστατική ταλάντωση	σελ 27
2.3.1.2. Βάδιση	σελ 27
2.3.1.3. Καθίσματα (Squats)	σελ 31
2.3.1.4. Εκκρεμοειδείς κινήσεις μελών του σώματος (hand-held pendulum swinging)	σελ 32
2.3.2. Επίδραση ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος στη μεταβλητότητα διαταραγμένων κινητικών μοτίβων	σελ 33

2.3.3. Επίδραση παρεμβατικού προγράμματος υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα στη μεταβλητότητα κινητικών μοτίβων	σελ 35
2.4. Εγκεφαλική λειτουργία κατά την ακρόαση ακουστικού ερεθίσματος	σελ 39
2.4.1 Εγκεφαλική λειτουργία κατά την αντίληψη παλμού	σελ 40
2.5. Σύνοψη Ανασκόπησης	σελ 42

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

Μεθοδολογία

3.1. Συμμετέχοντες	σελ 43
3.2. Όργανα μέτρησης	σελ 43
3.2.1. Καταγραφή ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών – Ανθρωπομετρία	σελ 44
3.2.2. Καταγραφή κινητικής δραστηριότητας - Δυναμογράφιση	σελ 45
3.2.3. Καταγραφή κινηματικής δραστηριότητας 3 διαστάσεων - Επιταχυνσιομέτρηση	σελ 45
3.2.4. Οπτική Καταγραφή – Βιντεογράφιση	σελ 46
3.2.5. Καταγραφή μυϊκής δραστηριότητας – Δονησιομυογραφία	σελ 47
3.2.6. Καταγραφή ηλεκτρικής δραστηριότητας εγκεφάλου – Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (ΗΕΓ)	σελ 49
3.3. Διαδικασία Μετρήσεων	σελ 51
3.3.1. Ενημέρωση και συλλογή δημογραφικών στοιχείων.	σελ 51
3.3.2. Μετρήσεις ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών	σελ 51
3.3.3. Αξιολόγηση ακοής.	σελ 51
3.3.4. Κύριες μετρήσεις - Πρωτόκολλα	σελ 52
3.3.4.1. Κινητικά πρότυπα.	σελ 54
3.3.4.2. Ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα	σελ 54
3.4. Επεξεργασία δεδομένων	σελ 57
3.4.1. Δεδομένα δυναμογράφισης	σελ 57
3.4.2. Δεδομένα επιταχυνσιομέτρησης	σελ 59
3.4.3. Δεδομένα δονησιομυογραφίας	σελ 60
3.4.4. Δεδομένα ηλεκτροεγκεφαλογραφίας	σελ 61
3.4.4.1. Αφαίρεση θορύβου 50 Hz	σελ 61
3.4.4.2. Αποθορυβοποίηση μέσω μετασχηματισμού κυματιδίων (Wavelet Denoising)	σελ 61
3.4.4.3. Ζωνοπερατό φίλτρο (Bandpass Filter)	σελ 62

3.4.4.4. Μείωση της συχνότητας δειγματοληψίας	σελ 62
3.4.4.5. Υπολογισμός κυμάτων άλφα και βήτα	σελ 62
3.4.4.6. Φιλτράρισμα των σημάτων ΗΕΓ	σελ 63
3.4.4.7. Ανόρθωση και εξαγωγή της περιβάλλουσας	σελ 63
3.4.5. Εξαγωγή παραμέτρων	σελ 64
3.4.5.1. Παράμετροι συχνότητας κίνησης	σελ 64
3.4.5.2. Παράμετροι συγχρονισμού	σελ 64
3.4.5.3. Χρονικές παράμετροι	σελ 64
3.4.5.4. Κινηματικές παράμετροι	σελ 64
3.4.5.5. Κινητικές παράμετροι	σελ 64
3.4.5.6. Παράμετροι Σταθερότητας – Κέντρο Πίεσης	σελ 65
3.4.5.7. Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας	σελ 65
3.4.5.8. Παράμετροι ΗΕΓ δραστηριότητας	σελ 65
3.4.5.9. Ατομική μεταβλητότητα	σελ 63
3.5. Στατιστική ανάλυση.	σελ 65
3.5.1. Στατιστική ανάλυση 1 ^{ης} Μελέτης – Α΄ Μέρος	σελ 65
3.5.2. Στατιστική ανάλυση 1 ^{ης} Μελέτης – Β΄ Μέρος	σελ 66
3.5.3. Στατιστική ανάλυση 2 ^{ης} Μελέτης – Α΄ Μέρος	σελ 66
3.5.4. Στατιστική ανάλυση 1 ^{ης} Μελέτης – Β΄ Μέρος	σελ 67
3.5.5. Στατιστικό Λογισμικό	σελ 67

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

1η Μελέτη - Α΄ Μέρος

«Απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων για την αξιόπιστη αξιολόγηση του χρονισμού κίνησης σε βασικά κινητικά πρότυπα/ασκήσεις που εκτελούνται από νέους ενήλικες με χρήση αδρανειακών αισθητήρων»

Περίληψη	σελ 69
4.1. Εισαγωγή	σελ 69
4.2. Μεθοδολογία	σελ 71
4.2.1. Συμμετέχοντες	σελ 71
4.2.2. Πειραματική διαδικασία	σελ 72
4.2.3. Συλλογή και ανάλυση δεδομένων	σελ 72
4.2.4. Χρονικές παράμετροι	σελ 73
4.2.5. Στατιστική Ανάλυση	σελ 74

4.3. Αποτελέσματα	σελ 77
4.3.1. Σχετική χρονική αξιοπιστία	σελ 77
4.3.1.2. Συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης – ICC	σελ 77
4.3.2. Απόλυτη χρονική αξιοπιστία	σελ 80
4.3.2.1. Τυπικό σφάλμα μέτρησης - SEM%	σελ 80
4.3.2.2. Ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή - MDC95%	σελ 80
4.3.2.3. Συντελεστής διακύμανσης - CV%	σελ 80
4.4. Συζήτηση	σελ 92
4.4.1. Σχετική χρονική αξιοπιστία	σελ 92
4.4.2. Απόλυτη χρονική αξιοπιστία	σελ 94
4.4.3. Απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων για αξιόπιστες χρονικές μετρήσεις	σελ 96
4.4.4. Πρακτική εφαρμογή	σελ 97
4.4.5. Περιορισμοί	σελ 97
4.4.6. Συμπέρασμα	σελ 97

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

1η Μελέτη - Β΄ Μέρος

«Ιδιοσυχνότητα, χρονισμός φάσεων και ατομική μεταβλητότητα σε μια ποικιλία ασκήσεων φυσικής κατάστασης»

Περίληψη	σελ 99
5.1. Εισαγωγή	σελ 99
5.2. Μεθοδολογία	σελ 102
5.2.1. Συμμετέχοντες	σελ 102
5.2.2. Πειραματική διαδικασία	σελ 102
5.2.3. Συλλογή και ανάλυση δεδομένων	σελ 103
5.2.3.1. Χρονικές παράμετροι	σελ 103
5.2.3.2. Συχνότητα κίνησης	σελ 105
5.2.3.3. Μέτρα μεταβλητότητας	σελ 105
5.2.4. Στατιστική ανάλυση	σελ 105
5.3. Αποτελέσματα	σελ 106
5.3.1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης	σελ 106
5.3.2. Επίδραση προτύπου κίνησης στο χρονισμό φάσεων	σελ 107

5.3.3. Μέγεθος μεταβλητών χρονισμού φάσεων	σελ 107
5.3.4. Ομαδική μεταβλητότητα χρονισμού φάσεων	σελ 107
5.3.5. Ατομική μεταβλητότητα χρονισμού φάσης	σελ 108
5.4. Συζήτηση	σελ 111
5.4.1. Προτιμώμενη συχνότητα	σελ 111
5.4.2. Σύγκριση με φυσική συχνότητα και συχνότητα δακτυλικών κτύπων	σελ 112
5.4.3. Σύγκριση με άλλες μελέτες	σελ 112
5.4.4. Παράγοντες που συμβάλλουν στη διακύμανση της προτιμώμενης συχνότητας μεταξύ των ασκήσεων	σελ 115
5.4.5. Πτυχές χρονισμού	σελ 116
5.4.6. Ατομική μεταβλητότητα	σελ 116
5.4.7. Ομαδική μεταβλητότητα	σελ 117
5.4.8. Σημασία γνώσης της προτιμώμενης συχνότητας και πρακτικών εφαρμογών.	σελ 117
5.4.9. Περιορισμοί μελέτης	σελ 118
5.4.10. Συμπέρασμα μελέτης	σελ 119

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI

2η Μελέτη - Α΄ Μέρος

«Επίδραση διαφορετικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στην χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα κατά την εκτέλεση των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου»

Περίληψη	σελ 121
6.1. Εισαγωγή	σελ 121
6.1.1. Ήχος και κίνηση - Ρυθμική απόκριση	σελ 121
6.1.2. Επίδραση ΑΕ στην κινητική απόδοση	σελ 122
6.1.3. Τεχνικές αξιοποίησης ΑΕ - Τεχνητά και φυσικά ΑΕ	σελ 122
6.1.4. Διαφορετική επίδραση ΑΕ λόγω των διαφορετικών χαρακτηριστικών τους	σελ 123
6.1.5. Επίδραση ΑΕ στην άσκηση και τον αθλητισμό	σελ 123
6.1.6. Σημασία ρυθμικής καθοδήγησης	σελ 124
6.1.7. Ερευνητικό κενό	σελ 124
6.1.8. Σκοπός της μελέτης	σελ 124
6.2. Μεθοδολογία	σελ 125

6.2.1. Συμμετέχοντες	σελ 125
6.2.2. Κριτήρια αποκλεισμού	σελ 125
6.2.3. Σχεδιασμός - Διαδικασία	σελ 125
6.2.4. Επεξεργασία δεδομένων – Εξαγωγή παραμέτρων	σελ 126
6.2.4.1. Χρονικές παράμετροι	σελ 126
6.2.4.2. Κινηματικές παράμετροι	σελ 126
6.2.4.3. Κινητικές παράμετροι	σελ 126
6.2.4.4. Παράμετροι στατικής σταθερότητας	σελ 127
6.2.4.5. Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας	σελ 127
6.2.4.6. Παράμετροι ΗΕΓ δραστηριότητας	σελ 127
6.2.4.7. Ατομική μεταβλητότητα	σελ 128
6.2.4.8. Έλεγχος αξιοπιστίας	σελ 128
6.2.5. Στατιστική Ανάλυση	σελ 129
6.3. Αποτελέσματα - Συζήτηση	σελ 130
6.3.1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης	σελ 130
6.3.1.1. Δοκιμασία καθίσματος	σελ 130
6.3.1.2. Δοκιμασία απαγωγής ισχίου	σελ 131
6.3.1.3. Συζήτηση - Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης	σελ 131
6.3.2. ΑΕ και Χρονικές παράμετροι	σελ 134
6.3.2.1. Δοκιμασία καθίσματος	σελ 134
6.3.2.2. Δοκιμασία απαγωγή ισχίου	σελ 135
6.3.2.3. Σύνοψη αποτελεσμάτων	σελ 136
6.3.2.4. Συζήτηση	σελ 141
6.3.3. ΑΕ και Κινηματικές παράμετροι	σελ 145
6.3.3.1. Δοκιμασία καθίσματος	σελ 145
6.3.3.2. Δοκιμασία απαγωγής ισχίου	σελ 146
6.3.3.3. Σύνοψη αποτελεσμάτων	σελ 151
6.3.3.4. Συζήτηση	σελ 151
6.3.4. ΑΕ και Κινητικές παράμετροι	σελ 157
6.3.4.1. Δοκιμασία κάθισμα	σελ 158
6.3.4.2. Σύνοψη αποτελεσμάτων -	σελ 161
6.3.4.3. Συζήτηση	σελ 161
6.3.5. ΑΕ και Παράμετροι στατικού ελέγχου - Κέντρο πίεσης	σελ 165

6.3.5.1. Δοκιμασία καθίσματος	σελ 165
6.3.5.2. Δοκιμασία απαγωγής ισχίου	σελ 166
6.3.5.3. Σύνοψη αποτελεσμάτων	σελ 166
6.3.5.4. Συζήτηση	σελ 166
6.3.6. ΑΕ και Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας	σελ 174
6.3.6.1. Δοκιμασία καθίσματος	σελ 174
6.3.5.2. Δοκιμασία απαγωγής ισχίου	σελ 175
6.3.6.3. Σύνοψη αποτελεσμάτων	σελ 175
6.3.6.4. Συζήτηση	σελ 178
6.3.7. ΑΕ και Παράμετροι ΗΕΓ	σελ 181
6.3.7.1. Δοκιμασία καθίσματος	σελ 182
6.3.7.2. Δοκιμασία απαγωγής ισχίου	σελ 183
6.3.7.3. Σύνοψη αποτελεσμάτων	σελ 193
6.3.7.4. Συζήτηση	σελ 193

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VII

2η Μελέτη - Β' Μέρος

«Επίδραση του είδους του ακουστικού ερεθίσματος στο συγχρονισμό μεταξύ κινητικού προτύπου και ηχητικού γεγονότος»

Περίληψη	σελ 199
7.1. Εισαγωγή	σελ 199
7.1.1. Συγχρονισμός - Κινητική απόκριση στο ρυθμικό ΑΕ	σελ 199
7.1.2. Ρυθμική κινητική προσέλκυση – Παράσυρση	σελ 200
7.1.3. Συγχρονισμός – Μεταβλητότητα	σελ 200
7.2. Μεθοδολογία	σελ 202
7.2.1. Εντοπισμός κινητικών γεγονότων	σελ 202
7.2.2. Εντοπισμός ηχητικών γεγονότων	σελ 203
7.2.3. Παράμετροι ελέγχου του συγχρονισμού	σελ 203
7.2.3.1. Αντιστοιχία κύκλου	σελ 204
7.2.3.2. Ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου	σελ 204
7.2.3.3. Σφάλμα κύκλου	σελ 204
7.2.3.4. Σφάλμα φάσης (σφάλμα συγχρονισμού)	σελ 205
7.2.3.5. Κατεύθυνση σφαλμάτων κύκλου-συγχρονισμού	σελ 205

7.3.4. Στατιστική ανάλυση	σελ 206
7.3. Αποτελέσματα	σελ 206
7.3.1. Αντιστοιχία κύκλου	σελ 206
7.3.2. Ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου	σελ 207
7.3.3. Σφάλμα κύκλου	σελ 210
7.3.4. Σφάλμα συγχρονισμού	σελ 211
7.3.5. Κατεύθυνση σφαλμάτων	σελ 212
7.4. Συζήτηση	σελ 214
7.4.1. Αντιστοιχία κύκλου	σελ 214
7.4.2. Μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου	σελ 217
7.4.3. Σφάλμα συγχρονισμού	σελ 218
7.4.4. Κατεύθυνση σφαλμάτων κύκλου - συγχρονισμού	σελ 220

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VIII

Σύνοψη-Συμπεράσματα

5.1. Συμπεράσματα 1 ^{ης} Μελέτης	σελ 223
5.2. Συμπεράσματα 2 ^{ης} Μελέτης	σελ 224

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	σελ 231
---------------------	---------

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: Έντυπα
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: Στοιχεία μεθοδολογίας
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ: Πίνακες Αποτελεσμάτων 1ης Μελέτης-Β΄Μέρος
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ: 2η Μελέτη - Α΄ Μέρος: Μεγέθη παραμέτρων
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ε: 2η Μελέτη - Α΄ Μέρος: Ατομική μεταβλητότητα
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ: 2η Μελέτη - Α΄ Μέρος: Κατά ζεύγη συγκρίσεις
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Η: 2η Μελέτη - Α΄ Μέρος: Αξιοπιστία
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Θ: 2η Μελέτη - Β΄ Μέρος - Συγχρονισμός

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 3.1. Όργανα Ανθρωπομετρίας: Αναστημόμετρο Seca με ακρίβεια 0.1cm (Α), ειδικά διαμορφωμένο κάθισμα για τη μέτρηση του καθιστού αναστήματος (Β), ανελαστική μεζούρα με διαβαθμίσεις των 0,1 cm για τη μέτρηση του μήκους των μελών του σώματος (Γ).

Εικόνα 3.2. Όργανα Δυναμογράφησης: Φορητό δυναμοδάπεδο Kistler (Α). Αναπαράσταση πλατόφορμας δύναμης με σύστημα συντεταγμένων (Β), φορητό δυναμοδάπεδο Vernier Technology (Γ). *Συνισταμένη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (ΔΕΑ), πλάγιος οριζόντιος άξονας (Χ), προσθιοπίσθιος οριζόντιος άξονας (Υ), κατακόρυφος άξονας (Ζ), προσθιοπίσθια συντεταγμένη του σημείου εφαρμογής της δύναμης (ay), πλάγια συντεταγμένη του σημείου εφαρμογής της δύναμης (ax).

Εικόνα 3.3. Όργανα Επιταχυνσιομέτρησης: Αδρανειακός Αισθητήρας (Α) κουτί διασύνδεσης έξι αδρανειακών αισθητήρων (Β). διαμορφωμένες ελαστικές ζώνες τύπου Velcro για την τοποθέτηση στα μέλη του σώματος (Γ).

Εικόνα 3.4. Τοποθέτηση αισθητήρων για την αξιολόγηση των κινητικών προτύπων της 1^{ης} Μελέτης (τοποθέτηση Α και τοποθέτηση Β) και της 2^{ης} Μελέτης (τοποθέτηση Γ).

Εικόνα 3.5. Όργανα Βιντεογράφησης: Βιντεοκάμερα GoPro® Hero 9 model (Α). Βιντεοκάμερα CAM-HFR-A, SVHS Sony, Basler, Biopac Systems, Inc., Goleta, CA (Β). Τρίποδο 3 θέσεων και εύρος ύψος 35 έως 102 cm (Γ).

Εικόνα 3.6. Όργανα Δονησιομογραφίας: Επιφανειακός Αισθητήρας δονησιομογραφίας VMG-TSD250 (Α), διαστάσεις αισθητήρα TSD250A (Β) και κεντρική μονάδα συλλογής δεδομένων και μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό Biopac MP150 (Γ).

Εικόνα 3.7. Τοποθέτηση δονησιομογράφων: για τον έξω πλατύ (Α) και τον πρόσθιο κνημιαίο (Β). Ενδεικτική απεικόνιση κάτω άκρων ενός δοκιμαζόμενου με τοποθετημένα τους τρεις δονησιομογράφους, στερεωμένους με ελαστικούς μιάντες (Γ).

Εικόνα 3.8. Σύστημα Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας: Κάσκα (Electro-Cap Products, eci) με σταθερά τοποθετημένα 19 ηλεκτρόδια σύμφωνα με το «Διεθνές Σύστημα Τοποθέτησης Ηλεκτροδίων 10-20» (Α), ασύρματη συσκευή πομπού δύο καναλιών δεδομένων BioNomadix transmitter BN-EEG2 (Β), καλώδια σύνδεσης του πομπού (BNADAPT-3 και BN-ADAPT-2) (Γ) και συσκευή ενίσχυσης και καταγραφής δεδομένων (EEG2-R) (Δ)

Εικόνα 3.9. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος που χρησιμοποιήθηκαν στη παρούσα εργασία. Το ηλεκτρόδιο αναφοράς εμφανίζεται με πράσινο, τα ηλεκτρόδια γείωσης με μπλε και τα ηλεκτρόδια των ενεργών περιοχών με πορτοκαλί, ροζ και κίτρινο.

Εικόνα 3.10. Ενδεικτικό γράφημα για τα αποτελέσματα της δοκιμασίας ευαισθησίας της ακοής, όπως προκύπτουν από την εφαρμογή Uhear, και τα οποία απεικονίζουν τη φυσιολογική ακοή καθώς οι τιμές βρίσκονται μέσα στα φυσιολογικά όρια (0–25 dB).. Οι αριθμοί στον οριζόντιο άξονα του γραφήματος αναφέρονται στις συχνότητες που εξετάζει η δοκιμασία Uhear σε εύρος από 500 έως το 6000 Hz. Οι αριθμοί στον κατακόρυφο άξονα του γραφήματος αναφέρονται στην ένταση του ήχου (dB). Σε κάθε εξεταζόμενη συχνότητα, σημειώνεται η ένταση (dB) για το αριστερό (x) και το δεξί (o) αυτί. Με βάση τη δοκιμασία Uhear δίνονται οι εξής χαρακτηρισμοί ακοής: (1) Φυσιολογική ακοή: 0–25 dB, (2) Ήπια βαρηκοΐα: 26–40 dB, (3) Μέση βαρηκοΐα: 41–55 dB, (4) Μέση προς σοβαρή βαρηκοΐα: 56–70 dB, (5) Σοβαρή βαρηκοΐα: 71–90 dB (6) Βαριά βαρηκοΐα < 90dB. American Speech-Language Hearing Association. Degree of hearing loss. <http://www.asha.org/public/hearing/Degree-of-Hearing-Loss> - Accessed 19 Feb 2014.

Εικόνα 3.11. Από αριστερά προς τα δεξιά: Πρόσθια, πλάγια, οπίσθια και κάτω όψη του φορητού ψηφιακού εγγραφέα ZoomH2N ο οποίος θα χρησιμοποιηθεί για την υψηλής ποιότητας ηχογράφηση των φωνητικών παραγεγμάτων ρυθμικής αριθμητικής ακολουθίας.

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 4.1. Εντός-προσπάθειας – Δείκτες Αξιοπιστίας. Απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων για την συσσώρευση επαναλήψεων εντός της ίδιας προσπάθειας (T), ξεχωριστά για κάθε μία από τις τρεις προσπάθειες (T1, T2, T3) προκειμένου να επιτευχθεί συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης ($ICC \geq 0.75$, τυπικό σφάλμα μέτρησης ($SEM\% \leq 15\%$, ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή ($MDC95\%$) πάνω από το ανώτατο όριο του $SEM\%$, καθώς και ο συντελεστής διακύμανσης $CV\%$ για τις 2 επαναλήψεις, για τις διάρκειες κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, trphase1, trphase2) (επάνω μέρος του πίνακα) τις διάρκειες κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle ($\%trphase1$, $\%trphase2$) (κάτω μέρος του πίνακα).

Πίνακας 4.2. Μεταξύ-προσπαθειών – Δείκτες Αξιοπιστίας. Απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων για την συσσώρευση επαναλήψεων μεταξύ προσπαθειών, ξεχωριστά μεταξύ των 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα προκειμένου να επιτευχθεί συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης ($ICC \geq 0.75$, τυπικό σφάλμα μέτρησης ($SEM\% \leq 15\%$, ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή ($MDC95\%$) πάνω από το ανώτατο όριο του $SEM\%$, καθώς και ο συντελεστής διακύμανσης $CV\%$ για τις 2 επαναλήψεις, για τις διάρκειες κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, trphase1, trphase2) (επάνω μέρος του πίνακα) τις διάρκειες κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle ($\%trphase1$, $\%trphase2$) (κάτω μέρος του πίνακα).

Πίνακας 5.1. Μέγεθος (Μέση \pm SD) των μεταβλητών χρονισμού φάσης για κάθε κινητικό πρότυπο με αντίστοιχους στατιστικούς δείκτες για την κύρια επίδραση του κινητικού προτύπου (τιμή F, τιμή p, μέγεθος εφέ: μερικό η^2).

Πίνακας 5.2. Ατομική μεταβλητότητα χρονικών μεταβλητών για κάθε κινητικό πρότυπο.

Πίνακας 6.1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες: μέση τιμή (Mean), διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής ενδοομαδικής μεταβλητότητας $CV(\%)$ της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης για το κάθισμα και την απαγωγή ισχίου.

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 3.1. Αναπαράσταση ηχητικών σημάτων των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων: Μετρονομικό, Φωνητικό, Μουσικό 1 και Μουσικό 2..

Σχήμα 3.2. Δυναμογραφικά δεδομένα: Ενδεικτικές κυματομορφές δυνάμεων εδαφικής αντίδρασης (F_z , F_x , F_y) και κέντρου πίεσης (A_x , A_y) ενός ατόμου στην δοκιμασία εκτέλεσης επαναληπτικά καθίσματα όπως προκύπτουν στο λογισμικό BioWare® Data Acquisition and Analysis.

Σχήμα 3.3. Ενδεικτική κυματομορφή κατακόρυφης δύναμης εδαφικής αντίδρασης (F_z) ενός ατόμου στην δοκιμασία εκτέλεσης επαναληπτικά καθίσματα με προσδιορισμό των χρονικών στιγμών έναρξης και λήξης της κίνησης (πάνω) και αποκοπής του σήματος μεταξύ αυτών των χρονικών στιγμών (κάτω).

Σχήμα 3.4. Δυναμογραφικά δεδομένα: Ενδεικτικές κυματομορφές δυνάμεων εδαφικής αντίδρασης (F_z , F_x , F_y) και κέντρου πίεσης ενός ατόμου στην δοκιμασία εκτέλεσης επαναληπτικά καθίσματα πριν (αριστερά) και μετά την εφαρμογή χαμηλοπερατού φίλτρου με συχνότητα αποκοπής 5 Hz (δεξιά).

Σχήμα 3.6. Δεδομένα δονησιομογραφίας: Ενδεικτική κυματομορφή μωϊκής δραστηριότητας του του δεξιού έξω πλατύ ενός ατόμου στην δοκιμασία εκτέλεσης επαναληπτικά καθίσματα. Το ακατέργαστο-πρωτογενές σήμα (A), το φιλτραρισμένο σήμα μετά την αφαίρεση της συχνότητας 50Hz (B), το φιλτραρισμένο σήμα με ζώνη αποκοπής [5 100] Hz (Γ), η χρονικά μεταβαλλόμενη εκτίμηση της τετραγωνικής ρίζας της διακύμανσης RMS (Δ) και η γραμμική περιβάλλουσα (Ε).

Σχήμα 3.7. Δεδομένα ηλεκτροεγκεφαλογραφίας: Ενδεικτική κυματομορφή εγκεφαλικής δραστηριότητας του ηλεκτροδίου C3 εκφρασμένη σε μVolts ενός ατόμου στην άσκηση κάθισμα. Το ακατέργαστο πρωτογενές σήμα (πάνω) και το σήματα μετά την εφαρμογή φίλτρων (2^η σειρά), για ολόκληρη τη διάρκεια καταγραφής. Ενδεικτικές κυματομορφές κυμάτων άλφα (3^η σειρά αριστερά) και κυμάτων βήτα (3^η σειρά δεξιά), καθώς και οι περιβάλλουσες των ανορθωμένων σημάτων τους (κάτω).

Σχήμα 4.1. Ενδεικτικές φιλτραρισμένες τροχιές γωνιακής ταχύτητας (στη μέση) σε κάθε κινητικό πρότυπο (αριστερά, σημειώνεται η θέση του αισθητήρα στο μέλος του σώματος). Σχηματικός προσδιορισμός της διάρκειας του κύκλου (δεξιά) ως το χρονικό διάστημα μεταξύ 2 διαδοχικών σημείων διέλευσης από το μηδέν (σημεία κύκλου), που υποδεικνύουν την ίδια κατεύθυνση αλλαγής. Για την επιτόπια αναπήδηση μόνο, ορίστηκε η διάρκεια του κύκλου μεταξύ δύο διαδοχικών βυθίσεων (σημεία τριγώνου), ενώ η φάση 1 (πήδηση) και η φάση 2 (επαφή) ορίστηκαν μεταξύ βύθισης προς κορυφή και κορυφής προς βύθιση, αντίστοιχα.

Σχήμα 4.2. Γραφική αναπαράσταση του συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης (ICC) για τις απόλυτες διάρκειες εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (cycle , trphase1 , trphase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστίας (intra-trial : κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial : μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).

Σχήμα 4.3. Γραφική αναπαράσταση του συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης (ICC) για τις σχετικές διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του cycle ($\% \text{phase1}$, $\% \text{phase2}$) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστίας (intra-trial : κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial : μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).

Σχήμα 4.4. Γραφική αναπαράσταση του τυπικού σφάλματος μέτρησης (SEM%) για τις απόλυτες διάρκειες εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (cycle , trphase1 , trphase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστίας (intra-trial : κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial : μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).

Σχήμα 4.5. Γραφική αναπαράσταση του τυπικού σφάλματος μέτρησης (SEM%) για τις σχετικές διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του cycle ($\% \text{phase1}$, $\% \text{phase2}$) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστίας (intra-trial : κάθε προσπάθεια

ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).

Σχήμα 4.6. Γραφική αναπαράσταση της ελάχιστης ανιχνεύσιμης αλλαγής (MDC95%) για τις απόλυτες διάρκειες εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).

Σχήμα 4.7. Γραφική αναπαράσταση της ελάχιστης ανιχνεύσιμης αλλαγής (MDC95%) για τις σχετικές διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle (%phase1, %phase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).

Σχήμα 4.8. Γραφική αναπαράσταση του συντελεστή διακύμανσης (CV%) για τις απόλυτες διάρκειες εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).

Σχήμα 4.9. Γραφική αναπαράσταση του συντελεστή διακύμανσης (CV%) για τις σχετικές διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle (%phase1, %phase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).

Σχήμα 4.10. Εντός-προσπάθειας (intra-trial: πάνω) και μεταξύ-προσπαθειών (inter-trial: κάτω) ποσοστιαίες μονάδες (% units) της ελάχιστης ανιχνεύσιμης αλλαγής (MDC95%) πάνω από τον ανώτατο όριο του τυπικού σφάλματος μέτρησης (SEM%) για τις διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) και τις διάρκειες κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle (%tphase1, %tphase2).

Σχήμα 5.1. Απόλυτη (Hz) και σχετική συχνότητα (κανονικοποιημένη στην εδραιωμένη ως φυσική συχνότητα 2Hz της ανθρώπινης κίνησης) καθώς και ενδο- και μεταξύ ατόμων μεταβλητότητα της προτιμώμενης συχνότητας. Η οριζόντια γραμμή αντιπροσωπεύει την τιμή 100%. Η σημαντικότητα αφορά τις συγκρίσεις μεταξύ του 100% της φυσικής συχνότητας έναντι όλων των άλλων ασκήσεων * $p < 0.001$ και ** $p < 0.001$ FT: δακτυλικοί κτύποι, TLH: επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, BE: ραχιαίοι. : απαγωγή ισχίου, SU: ανακάθισμα, PU: κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη, SA: απαγωγή ώμου, SQ: κάθισμα, LG: πρόσθια προβολή.

Σχήμα 6.1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης - Κάθισμα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και Απαγωγή ισχίου (ΔΕΞΙΑ) - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης εκφρασμένης σε κύκλους ανά λεπτό για τα δύο φύλα (άνδρες σκούρο γκρι ράβδος και γυναίκες ανοιχτό γκρι ράβδος). Για τον έλεγχο του φύλου ως κύρια επίδραση, σημειώνεται η διαφορά (t) των ανδρών συγκριτικά με τις γυναίκες, καθώς και η σημαντικότητα αυτής (p value). ns μη σημαντικές διαφορές μεταξύ φύλων ($p > 0.05$).

Σχήμα 6.2. Χρονικές Μεταβλητές - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τη διάρκεια του κύκλου κίνησης (κύκλου) και των δύο φάσεων του ΚΑΘΙΣΜΑΤΟΣ (κάθοδος-άνοδος) και της ΑΠΑΓΩΓΗΣ ΙΣΧΙΟΥ (άνοδος-κάθοδος), σε δευτερόλεπτα (s) (πάνω) και ως ποσοστό της διάρκειας του κύκλου κίνησης (% κύκλου) (κάτω). Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

Σχήμα 6.3. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα **χρονικών** μεταβλητών. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

Σχήμα 6.4. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα **χρονικών** μεταβλητών. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

Σχήμα 6.5. Κινηματικές Παράμετροι – για το ΚΑΘΙΣΜΑ και την ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ- Μέση και τυπική απόκλιση της μέγιστης γωνιακής μετατόπισης (πάνω:) καθώς και της γωνιακής ταχύτητας, γραμμικής επιτάχυνσης και ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης –jerk (κάτω). Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$)

Σχήμα 6.6. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα **κινηματικών** παραμέτρων. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

Σχήμα 6.7. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα **κινηματικών** παραμέτρων. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

Σχήμα 6.8. Κινητικές Παράμετροι – για το ΚΑΘΙΣΜΑ. Μέση και τυπική απόκλιση της μέγιστης κατακόρυφης (Fz_{max}) δύναμης εδαφικής αντίδρασης (πάνω: αριστερά σε N, δεξιά ως φορές ΣΒ), του ρυθμού ανάπτυξης της Fz_{max} (RFD, N/s) (μέσον) και της χρονικής διάρκειας για επίτευξη της Fz_{max} (κάτω: αριστερά με έναρξη από τιμή ΣΒ, δεξιά με έναρξη από ελάχιστη Fz). Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$)

Σχήμα 6.9. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα **κινητικών-δυναμογραφικών παραμέτρων.** Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά). Μη σημαντικές ενδοζευγικές διαφορές μεταξύ και εντός προσπαθειών.

Σχήμα 6.10. Παράμετροι κέντρου πίεσης: ΚΑΘΙΣΜΑ – ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των μεταβλητών του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στις 5 συνθήκες ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος (ΡΑΕ) για τη δοκιμασία κάθισμα. Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$) .

Σχήμα 6.11. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα **παραμέτρων κέντρου πίεσης.** Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

Σχήμα 6.12. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα **παραμέτρων κέντρου πίεσης.** Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

Σχήμα 6.13. Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση μέσης τετραγωνική ρίζας (RMS) για το ΚΑΘΙΣΜΑ (πάνω: αριστερός και δεξιός έξω πλατύς) και ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ (κάτω, αριστερός πρόσθιος κνημιαίος), στις 5 συνθήκες ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος (ΡΑΕ). Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$) .

Σχήμα 6.14. ΚΑΘΙΣΜΑ & ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα **μυϊκής δραστηριότητας**. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά). Δεν υπήρξε καμία σημαντική ενδοζευγική διαφορά.

Σχήμα 6.15. Παράμετροι Ηλεκτρο-εγκεφαλικής δραστηριότητας- ΚΑΘΙΣΜΑ- Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέσης τετραγωνικής ρίζας (RMS) του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος, της ισχύος της φασματικής πυκνότητας (PSD) (κέντρο) και της εντροπίας (κάτω) των άλφα (ΔΕΞΙΑ) και βήτα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) κυμάτων στις κεντρικές περιοχές C3, C4 καθώς και στην περιοχή του μετωπιαίου (F) και του ινιακού (P) λοβού, στις 5 συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος. Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

Σχήμα 6.16. Παράμετροι Ηλεκτρο-εγκεφαλικής δραστηριότητας - - ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ- Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέσης τετραγωνικής ρίζας (RMS) του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος, της ισχύος της φασματικής πυκνότητας (PSD) (κέντρο) και της εντροπίας (κάτω) των άλφα (ΔΕΞΙΑ) και βήτα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) κυμάτων στις κεντρικές περιοχές C3, C4 καθώς και στην περιοχή του μετωπιαίου (F) και του ινιακού (P) λοβού, στις 5 συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος. Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

Σχήμα 6.17. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα **ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-RMS**. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά). Καμία σημαντική ενδοζευγική διαφορά ($p > 0.05$).

Σχήμα 6.18. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα **ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-RMS**. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά). Καμία σημαντική ενδοζευγική διαφορά ($p > 0.05$).

Σχήμα 6.19. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα **ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-PSD**. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

Σχήμα 6.20. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα **ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-PSD**. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

Σχήμα 6.21. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα **ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-ApEntropy**. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

Σχήμα 6.22. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα **ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-ApEntropy**. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

Σχήμα 7.1. Αντιστοιχία και Σφάλμα κύκλου - Κάθισμα - Γραφική απεικόνιση των μέσων τιμών του ποσοστιαίου λόγου της διάρκειας του κύκλου κίνησης (cycle) ως προς το διάστημα μεταξύ των βασικών ηχητικών γεγονότων του κάθε ερεθίσματος (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και του σφάλματος κύκλου (ΔΕΞΙΑ) του κάθε συμμετέχοντα στις 4 συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος (1η σειρά: μετρονομικό ΑΕ, 2η σειρά: φωνητικό ΑΕ, 3η σειρά: μουσικό 1 ΑΕ, 4η σειρά: μουσικό 2 ΑΕ). Η μαύρη

διακεκομμένη γραμμή στο 100% (δεξιά) και το 0 (αριστερά) της κλίμακας δηλώνει την μηδενική απόκλιση της διάρκειας του κύκλου κίνησης από το διάστημα των ηχητικών γεγονότων. Η ροζ διακεκομμένη γραμμή στο μουσικό 2 ΑΕ, δηλώνει την μηδενική απόκλιση της της διάρκειας του κύκλου κίνησης από 4 και 3.5 φορές του διαστήματος των ηχητικών γεγονότων, για το κάθισμα και την απαγωγή ισχύου, αντίστοιχα. * σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p \leq 0.05$). ns μη σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p > 0.05$).

Σχήμα 7.2. Ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου. - Κάθισμα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και Απαγωγή ισχύου (ΔΕΞΙΑ) - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του ατομικού συντελεστή μεταβλητότητας ποσοστού της διάρκειας του κύκλου κίνησης (cycle) ως προς το διάστημα μεταξύ των βασικών ηχητικών γεγονότων του κάθε ερεθίσματος (ISI) στις 4 συνθήκες ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ). Για τον έλεγχο του ακουστικού ερεθίσματος ως κύρια επίδραση, σημειώνεται η σημαντικότητα των (p value) για τις ενδοζευγικές συγκρίσεις που παρουσίασαν στατιστικά σημαντική διαφορά. * Σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$)

Σχήμα 7.3. Σφάλμα Κύκλου- Κάθισμα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και Απαγωγή ισχύου (ΔΕΞΙΑ) - Γραφική απεικόνιση της μέσης τιμής του σφάλματος κύκλου (διαφορά μεταξύ της διάρκειας κύκλου κίνησης και του διαστήματος των ηχητικών γεγονότων) στις 4 συνθήκες ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ). Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

Σχήμα 7.4. Σφάλμα συγχρονισμού - Κάθισμα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και Απαγωγή ισχύου (ΔΕΞΙΑ) - Γραφική απεικόνιση της μέσης τιμής του σχετικοποιημένου σφάλματος συγχρονισμού (χρονικό διάστημα μεταξύ έναρξης ηχητικού και κινητικού γεγονότος ως προς το διάστημα μεταξύ διαδοχικών ηχητικών γεγονότων) στις 5 συνθήκες ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ). Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

Σχήμα 7.5. Κατεύθυνση σφαλμάτων κύκλου (ΠΑΝΩ) συγχρονισμού (ΚΑΤΩ) - Κάθισμα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και Απαγωγή ισχύου (ΔΕΞΙΑ) - Γραφική απεικόνιση της μέσης τιμής του του ποσοστιαίου λόγου του αριθμού αρνητικών και θετικών σφαλμάτων ως προς το σύνολο των 8 επαναλήψεων (%) στις 4 συνθήκες ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ). Για τον έλεγχο του ακουστικού ερεθίσματος ως κύρια επίδραση, σημειώνεται η σημαντικότητα των (p value) για τις ενδοζευγικές συγκρίσεις που παρουσίασαν στατιστικά σημαντική διαφορά. * Σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$)

Σχήμα 7.6. Αντιστοιχία και Σφάλμα κύκλου – Απαγωγή ισχύου - Γραφική απεικόνιση των μέσων τιμών του ποσοστιαίου λόγου της διάρκειας του κύκλου κίνησης (cycle) ως προς το διάστημα μεταξύ των βασικών ηχητικών γεγονότων του κάθε ερεθίσματος (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και του σφάλματος κύκλου (ΔΕΞΙΑ) του κάθε συμμετέχοντα στις 4 συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος (1η σειρά: μετρονομικό ΑΕ, 2η σειρά: φωνητικό ΑΕ, 3η σειρά: μουσικό 1 ΑΕ, 4η σειρά: μουσικό 2 ΑΕ). Η μαύρη διακεκομμένη γραμμή στο 100% (δεξιά) και το 0 (αριστερά) της κλίμακας δηλώνει την μηδενική απόκλιση της διάρκειας του κύκλου κίνησης από το διάστημα των ηχητικών γεγονότων. Η ροζ διακεκομμένη γραμμή στο μουσικό 2 ΑΕ, δηλώνει την μηδενική απόκλιση της της διάρκειας του κύκλου κίνησης από 4 και 3.5 φορές του διαστήματος των ηχητικών γεγονότων, για το κάθισμα και την απαγωγή ισχύου, αντίστοιχα. * σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p \leq 0.05$). ns μη σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p > 0.05$).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

Εισαγωγή

1.1. Σημασία της Έρευνας

Η διερεύνηση της επίδρασης των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στο νευρομυϊκό και χωροχρονικό έλεγχο της κίνησης έχει ιδιαίτερη σημασία στο χώρο της άσκησης και του αθλητισμού. Η χρονική καθοδήγηση της κίνησης βρίσκει εφαρμογή σε ποικιλόμορφα σχετικά προγράμματα κινητικής εξάσκησης και εκπαίδευσης. Η ρυθμική ταχύτητα (tempo) με την οποία εκτελείται μια κίνηση ή άσκηση (ρυθμός επανάληψης) είναι κρίσιμη μεταβλητή, καθώς επηρεάζει άμεσα το ερέθισμα που δέχεται το σώμα και, κατά συνέπεια, τις βιολογικές αποκρίσεις που προκαλούνται. Για τον λόγο αυτό, ο χειρισμός της ρυθμικής ταχύτητας εκτέλεσης πρέπει να λαμβάνεται σοβαρά υπόψη κατά το σχεδιασμό κάθε προγράμματος άσκησης. Τα ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα χρησιμοποιούνται συχνά για χρονική καθοδήγηση της κίνησης είτε μέσω μουσικής (τεχνητό ακουστικό ερέθισμα), είτε με φωνητικά παραγγέλματα όπως το ρυθμικό μέτρημα (φυσικό ακουστικό ερέθισμα) από τον εκπαιδευτή ή προπονητή. Η επίδραση των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων και των χαρακτηριστικών τους στη μεταβλητότητα των χωροχρονικών παραμέτρων διάφορων κινητικών προτύπων είναι σημαντική:

(Α) Θεωρητικά, μας βοηθά να κατανοήσουμε πώς συντονίζεται το νευρομυϊκό σύστημα και ελέγχει ή προσαρμόζει τους βαθμούς ελευθερίας της κίνησης και τους περιορισμούς.

(Β) Πρακτικά, ενισχύει τη σχεδίαση προγραμμάτων άσκησης, ιδιαίτερα για νευρομυϊκό έλεγχο υπό καθοδήγηση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων.

(Γ) Κλινικά, συμβάλλει στην ασφαλή διεκπεραίωση κινήσεων και στην αποφυγή τραυματισμών από υπέρχρηση.

Τα ευρήματα τέτοιων μελετών είναι σημαντικά για επαγγελματίες της δημόσιας υγείας (εκγυμναστές, φυσικοθεραπευτές), καθώς τα ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα αποτελούν ένα δημοφιλές εργαλείο σε προγράμματα άσκησης, καθώς και σε προγράμματα αποκατάστασης.

1.1.1. Έννοια και σημασία νευρομυϊκού και χωρο-χρονικού ελέγχου.

Ο νευρομυϊκός έλεγχος, μία από τις σημαντικότερες ικανότητες του ανθρώπου, είναι ένας συχνά χρησιμοποιούμενος όρος σε πολλούς κλάδους που σχετίζονται με τον **κινητικό έλεγχο**. Αναφέρεται σε οποιαδήποτε πτυχή ελέγχου από το νευρικό σύστημα που αφορά στη *ρύθμιση της κίνησης*. Η επιτυχής εκτέλεση μιας κίνησης απαιτεί την επιλογή, την ενεργοποίηση και τον συντονισμό των κατάλληλων μυών και τον έλεγχο των πολλαπλών βαθμών ελευθερίας της κίνησης (King & Hannan, 2019; Lu & Chang, 2012; Riemann & Lephart, 2002). Ο **νευρομυϊκός έλεγχος** με συνεπακόλουθο τον **χωρο-χρονικό έλεγχο** είναι υπεύθυνοι για την παραγωγή κατάλληλων δυναμικών δραστηριοτήτων και τη διατήρηση λειτουργικής σταθερότητας, με στόχο τη βέλτιστη και ασφαλή κινητική απόδοση (Davids et al., 2003; Lu &

Chang, 2012; Riemann & Lephart, 2002).

Το **νευρομυϊκό σύστημα** επεξεργάζεται ασυνείδητα τις αισθητηριακές πληροφορίες και δημιουργεί ένα πρότυπο κίνησης που είναι όσο το δυνατόν πιο αποτελεσματικό, λαμβάνοντας υπόψη τους περιορισμούς του περιβάλλοντος (Furuya & Yokota, 2018; Kornysheva, 2016; Sanders, Button & McCabe, 2020). Οι αισθητηριακές πληροφορίες τόσο για το εξωτερικό όσο και για το εσωτερικό περιβάλλον του σώματος, αποτελούν εισροές για τους μηχανισμούς ανάδρασης και οδηγούν στη συνεχή προσαρμογή της κίνησης. Με τον τρόπο αυτό, το σύστημα νευρομυϊκού ελέγχου διασφαλίζει σταθερότητα, ακρίβεια και προσαρμοστικότητα της κίνησης σε αλλαγές (Furuya & Yokota, 2018; Kornysheva, 2016; Lu & Chang, 2012; Riemann & Lephart, 2002; Sanders et al., 2020).

1.1.2. Έννοια και σημασία μεταβλητότητας κίνησης - ένδειξη εύρωστης και ευέλικτης οργάνωσης του νευρομυϊκού ελέγχου.

Το πολυεπίπεδο **νευρομυϊκό σύστημα** παράγει ένα σταθερό κινητικό πρότυπο. Σε σταθερές συνθήκες επαναλαμβανόμενης εκτέλεσης μιας κινητικής δράσης, η κινητική, η κινηματική και η μυϊκή δραστηριότητα φαίνεται εκ πρώτης όψεως να παραμένουν σχετικά σταθερές από τη μία επανάληψη στην άλλη. Ωστόσο, τα πρότυπα αυτών των δραστηριοτήτων παρουσιάζουν μικρές διακυμάνσεις, γνωστές ως **μεταβλητότητα κίνησης**, που προκύπτουν από εσωτερικό νευρομυϊκό θόρυβο και προσαρμογές στο περιβάλλον (Davids et al., 2003; Sanders et al., 2020; Stergiou et al.,

2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Η μεταβλητότητα στις κινήσεις μπορεί να θεωρηθεί δείκτης υγιούς προσαρμοστικότητας, με τις διακυμάνσεις να αντικατοπτρίζουν τη φυσιολογική βιολογική λειτουργία του οργανισμού (Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Αντίθετα, υπερβολικά χαμηλή ή υψηλή μεταβλητότητα υποδηλώνει έλλειψη προσαρμογής ή ελέγχου, αντίστοιχα (King et al., 2019; Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Συνεπώς, η **μεταβλητότητα** παρέχει σημαντικές πληροφορίες για τη λειτουργία του **νευρομυϊκού και χωρο-χρονικού ελέγχου** (Davids et al., 2003; Harrison et al., 2018; Sanders et al., 2019; Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016) αποτελώντας ένδειξη εύρωστης και ευέλικτης οργάνωσης του συστήματος (Harrison & Stergiou, 2015; Stergiou et al., 2016).

1.1.3. Αξιολόγηση μεταβλητότητας κίνησης και ερμηνεία.

Η μυϊκή, η κινητική και η κινηματική χωρο-χρονική δραστηριότητα μπορούν να θεωρηθούν ως «τελική έκβαση» του **νευρομυϊκού και χωρο-χρονικού ελέγχου**, ο οποίος ενσωματώνει το αποτέλεσμα των διαφόρων αισθητηριοκινητικών διεργασιών. Η αξιολόγηση της μεταβλητότητας τους μπορεί να δώσει στοιχεία για τη νευροφυσιολογική οργάνωση του **νευρομυϊκού ελέγχου** και τη ρύθμιση ολόκληρου του κινητικού συστήματος. Στα πλαίσια της άσκησης, του αθλητισμού και της αποκατάστασης κινητικών διαταραχών, στόχος είναι η μείωση της **μεταβλητότητας** των μυϊκών,

κινητικών και κινηματικών προτύπων, τόσο στο χρόνο όσο και στο χώρο (Burger & Wolner, 2021; King et al., 2019; Sanders et al., 2020; Stergiou et al., 2006). Αυτή η μείωση φαίνεται να είναι ευνοϊκή για την επίτευξη βέλτιστης απόδοσης με μέγιστη ακρίβεια, συνέπεια και σταθερότητα, καθώς και για τη μείωση του κινδύνου τραυματισμών (Burger & Wolner, 2021; King et al., 2019).

Ωστόσο, σύμφωνα με τη θεωρία **βέλτιστης μεταβλητότητας** κίνησης, μεγάλες μεταβολές μπορεί να είναι επιζήμιες τόσο σε υγιή όσο και σε άτομα με διαταραχές ανάλογα με τους περιορισμούς που τους διέπουν. Τα πολύ χαμηλά επίπεδα μεταβλητότητας υποδεικνύουν «φτωχή» προσαρμοστική ικανότητα, ενώ τα πολύ υψηλά επίπεδα υποδηλώνουν έλλειψη ελέγχου. Και οι δύο περιπτώσεις αντανακλούν αδυναμία του **νευρομυϊκού ελέγχου** να προσαρμόσει τη κινητική στρατηγική για την επίτευξη της επιθυμητής και βέλτιστης κινητικής απόδοσης (King et al., 2019; Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Στο δυνατό βαθμό γνώσης της τρέχουσας βιβλιογραφίας, φαίνεται να υπάρχει έλλειψη ερευνητικών στοιχείων που να προσδιορίζουν το «υγιές» εύρος μεταβλητότητας της κίνησης σε γενικό σύνολο κινητικών δράσεων.

1.1.4. Επίδραση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στην κινητική απόδοση και στο νευρομυϊκό και χωρο-χρονικό έλεγχο.

Τα τελευταία χρόνια, οι ερευνητές έχουν δείξει αυξανόμενο ενδιαφέρον για τη μελέτη του ρόλου των **ακουστικών ερεθισμάτων** και ιδιαίτερα των **ρυθμικών**, στην

κινητική απόδοση, καθώς έχει παρατηρηθεί ότι αυτά τα ερεθίσματα παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για το **νευρομυϊκό έλεγχο** και τη **χωρο-χρονική οργάνωση** της κίνησης (Coste et al., 2018; Ghai, 2018; Leow et al., 2021; Murgia et al., 2018; Repp, 2005; Ross et al., 2016; Schaefer 2014; Thaut et al., 1996; Thaut & Abiru, 2010; Trombetti et al., 2011; Varlet et al., 2020; Wittwear et al., 2019). Τα ευρήματα δείχνουν ότι τα **ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα (ΑΕ)** επηρεάζουν την κινητική εκτέλεση και απόδοση, με τα περιοδικά ακουστικά πρότυπα για τα οποία διακρίνονται, να λειτουργούν ως προειδοποιητικά και συνεχή χρονικά σημεία αναφοράς στα οποία οι κινήσεις προσελκύονται. (Ghai, 2018; Murgia et al., 2018; Scaffert et al., 2013; Thaut et al., 1996; Thaut & Abiru, 2010;). Η προσέλκυση των κινητικών αποκρίσεων στο χρονικό πρότυπο των ακουστικών ερεθισμάτων (ταύτιση συχνότητας κίνησης με τη ρυθμική ταχύτητα του ακουστικού ερεθίσματος) (Murgia et al., 2018; Scaffert et al., 2013; Thaut & Abiru, 2010), είναι εφικτή λόγω της ευελιξίας του **νευρομυϊκού ελέγχου** και συγκεκριμένα των **μηχανισμών χρονισμού**, οι οποίοι οργανώνουν και προσαρμόζουν την κινητική απόκριση στην αισθητηριακή είσοδο από το ακουστικό σύστημα και μεταβάλλουν την ταχύτητα εκτέλεσης της κίνησης σύμφωνα με την αντιληπτή ρυθμική ταχύτητα του προσλαμβανόμενου ακουστικού ερεθίσματος (Coste et al., 2018; Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996; Thaut & Abiru, 2010).

1.1.5. Θετική επίδραση ΑΕ στο χωρο-χρονικό κινητικό πρότυπο.

Η θετική επίδραση ΑΕ στο χωρο-χρονικό κινητικό πρότυπο έχει

επιβεβαιωθεί μέσα από μελέτες που δείχνουν βελτίωση βιομηχανικών παραμέτρων της κίνησης είτε βραχυπρόθεσμα (κατά την ακρόαση) είτε μακροπρόθεσμα (μέσω παρεμβατικών προγραμμάτων υπό καθοδήγηση ακουστικών ερεθισμάτων) (de bruin et al., 2015; Ross et al., 2016; Schaffert et al., 2019; Terry et al., 2020; Varlet et al., 2020). Τα ΑΕ έχουν επίσης αποδειχθεί χρήσιμα για άτομα με νευρολογικές παθήσεις, βελτιώνοντας διαταραγμένα κινητικά πρότυπα (Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996; Thaut & Abiru, 2010; Wittwear et al., 2013). Εδώ και χρόνια, τα ΑΕ συνοδεύουν προγράμματα ομαδικής άσκησης και αθλητικές δραστηριότητες, είτε ως μουσική συνοδεία είτε μέσω προφορικών οδηγιών από προπονητές (Hallet & Lamont, 2016; Terry et al., 2020). Επίσης, η δυνατότητα επανεκπαίδευσης και βελτίωση λειτουργικών κινητικών προτύπων, όπως η βάδιση, έχει οδηγήσει στην ανάπτυξη εξειδικευμένων προγραμμάτων αποκατάστασης που ενσωματώνουν την ρυθμική συνοδεία ως μέσο οργάνωσης (ή αναδιοργάνωσης) της κίνησης (Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996; Thaut & Abiru, 2010; Wittwer et al., 2013).

1.1.6. Επίδραση ΑΕ στη μεταβλητότητα της κίνησης.

Παρά τα ερευνητικά στοιχεία για τη θετική επίδραση των ΑΕ στη κινητική απόδοση, η επίδραση τους στη μεταβλητότητα της κίνησης δε φαίνεται μελετηθεί εκτενώς, και τα υπάρχοντα ερευνητικά αποτελέσματα είναι αντιφατικά. Ορισμένες μελέτες δείχνουν *μη σημαντική επίδραση στη μεταβλητότητα* (Horsak et al., 2016; King & Hannan, 2019; Thaut et al.,

1996; Wittwear et al., 2013), άλλες αναφέρουν *σημαντική μείωση της μεταβλητότητας* (Leow et al., 2021; Trombetti et al., 2011; Ross et al., 2016; Wittwear et al., 2019; Varlet et al., 2020), ενώ άλλες δείχνουν *σημαντική αύξηση της μεταβλητότητας* (Leow et al., 2021; Varlet et al., 2018). Στις παραπάνω μελέτες ο μεθοδολογικός σχεδιασμός διαφέρει ως προς τα χαρακτηριστικά του ερευνητικού δείγματος (*ηλικία*), το κινητικό πρότυπο (*είδος, υγιές-διαταραγμένο*), τα ΑΕ (*είδος, χαρακτηριστικά*) και τις μεταβλητές που αξιολογούνται (*μεταβλητότητα χρονικών, χωρικών, δυναμικών και ηλεκτρομυϊκών παραμέτρων*), με αποτέλεσμα η σύγκριση και η κατανόηση της επίδρασης των ΑΕ στη μεταβλητότητα της κίνησης να καθίσταται δύσκολη. Η επίδραση των ΑΕ στη μεταβλητότητα της κίνησης φαίνεται να μελετάται κυρίως σε ασθενείς με κινητικές διαταραχές (Thaut et al., 1996; Trombetti et al. 2011; Wittwear et al. 2019), δηλαδή σε άτομα που παρουσιάζουν σχετικά μεγάλη μεταβλητότητα στο κινητικό τους πρότυπο. Ωστόσο, τα οφέλη των ΑΕ στην κίνηση των ατόμων με χαμηλότερη εγγενή μεταβλητότητα, όπως των αθλητών για παράδειγμα, μπορεί να είναι πιο αμφίσημα. Είναι πιθανό ότι η κινητική προσέγκυση κινητικών προτύπων που είναι εγγενώς πιο σταθερά (χαμηλή μεταβλητότητα), ιδιαίτερα σε ΑΕ με ρυθμικές ταχύτητες ελαφρώς πιο αργές ή πιο γρήγορες από την προτιμώμενη συχνότητα ενός ατόμου, μπορεί να μην έχει επίδραση στη μεταβλητότητα ή να οδηγήσει σε λιγότερο σταθερό πρότυπο με μεγαλύτερη μεταβλητότητα στο χρόνο και στο χώρο σε σύγκριση με

συνθήκες χωρίς εξωτερικό ΑΕ (Varlet et al., 2020).

1.1.7. Ερευνητικό κενό: Μεταβλητότητα κίνησης κατά τη ρυθμική εκτέλεση κινητικών προτύπων ευρείας εφαρμογής σε προγράμματα άσκησης.

Στις περιπτώσεις ενίσχυσης της απόδοσης υγιών ατόμων στην άσκηση και τον αθλητισμό, το ερευνητικό ενδιαφέρον φαίνεται να επικεντρώνεται κυρίως στη θετική επίδραση των ΑΕ διαμέσου της βελτίωσης της ψυχολογικής, νοητικής και συναισθηματικής συμπεριφοράς και φυσιολογικών παραμέτρων, η οποία με τη σειρά της συμβάλλει στην ενίσχυση της εργογόνου ικανότητας του ατόμου (Karageorghis et al., 2009; Karagiorgis & Priest, 2012; Karageorghis et al., 2019; Simpson & Karageorghis, 2006; Terry et al., 2020). Ωστόσο, τόσο στην άσκηση όσο και στον αθλητισμό, η ικανότητα του ατόμου να παράγει και να αναπαράγει με συνέπεια και ακρίβεια, τόσο χωρικά όσο και χρονικά, μία ποικιλία μεμονωμένων κινήσεων ή ακολουθίες κινητικών προτύπων, καθώς και να τις προσαρμόζει σε εξωτερικούς παράγοντες μέσω του αποτελεσματικού νευρομυϊκού ελέγχου, είναι κρίσιμη για την επίτευξη βέλτιστης απόδοσης και τη μείωση του κινδύνου τραυματισμού.

Οι μηχανισμοί χρονισμού υγιών ατόμων που υποστηρίζουν τη σύνδεση της συχνότητας κίνησης με τη ρυθμική ταχύτητα εξωτερικού ΑΕ έχουν μελετηθεί αρκετά χρησιμοποιώντας μέσω εργασιών αισθητηριοκινητικού συγχρονισμού, όπου εκτελούνται βασικά κινητικά πρότυπα (κρούση δακτύλου ή ποδιού - tapping paradigms) κατά την ακρόαση ΑΕ που παράγονται ως επί των πλείστων

τεχνητά (Repp 2005; Sowinski & Dalla Bella, 2013; Thaut et al., 1998). Οι μελέτες αυτές παρέχουν σημαντικά επιστημονικά στοιχεία για την επίδραση των ΑΕ στο **νευρομυϊκό έλεγχο**. Ωστόσο, τα ερευνητικά δεδομένα που αφορούν την επίδραση των ΑΕ στο **νευρομυϊκό και χωρο-χρονικό έλεγχο** κινητικών προτύπων, όπως αυτά που συναντώνται στην καθημερινότητα ή στην άσκηση και τον αθλητισμό, περιορίζονται κυρίως σε μελέτες που εξετάζουν την όρθια στάση (Carrick et al., 2007; Coste et al., 2018; Forti, et al., 2010; Ross et al. 2016; Trombetti et al. 2011), λειτουργικές κινήσεις των άνω άκρων (Varlet et al., 2020), καθώς και σε λίγες μελέτες που αφορούν τη δυναμική σταθερότητα παραλλαγών σωματικής θέσης (*βάδιση*: de Bruin et al., 2010; Thaut et al., 1996; Trombetti et al., 2011; Pagnacco et al., 2015; Wittwear et al. 2013; *επιτόπια βάδιση*: Rose et al. 2021, *επιτόπιες αναπηδήσεις*: Rousanoglou & Boudolos, 2006; *καθίσματα*: King & Hannan 2019). Φαίνεται, λοιπόν, ότι υπάρχει έλλειψη μελετών που να εστιάζουν στην επίδραση των ΑΕ στη μεταβλητότητα κίνησης κατά τη ρυθμική εκτέλεση κινητικών προτύπων που έχουν ευρεία εφαρμογή σε προγράμματα άσκησης. Επίσης, παρά τη συστηματική χρήση της ρυθμικής καθοδήγησης με τεχνητά και φυσικά ΑΕ (μουσική συνοδεία και φωνητικά παραγγέλματα, αντίστοιχα) υπάρχει έλλειψη δεδομένων όσων αφορά την επίδραση ΑΕ παρόμοιων με εκείνων που συνοδεύουν την άσκηση και των αθλητισμό, στον νευρομυϊκό και χωρο-χρονικό έλεγχο τόσο σε καθημερινά κινητικά πρότυπα όσο και κατά τη ρυθμική εκτέλεση κινητικών προτύπων ευρείας εφαρμογής σε προγράμματα άσκησης.

Τέλος, ενώ η φωνητική ρυθμική καθοδήγηση αποτελεί αναπόσπαστο μέρος πολλών ομαδικών προγραμμάτων, δεν εντοπίζονται ερευνητικά δεδομένα για το πως επηρεάζει (θετικά ή αρνητικά) τον νευρομυϊκό και το χωρο-χρονικό έλεγχο του εκτελούμενου κινητικού προτύπου.

1.1.8. Σκοπός

Σκοπός της παρούσας διδακτορικής διατριβής ήταν η διερεύνηση της επίδρασης διαφορετικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων που χρησιμοποιούνται για χρονική καθοδήγηση σε χώρους άσκησης στην χωρο-χρονική, κινηματική, κινητική και χρονο-δυναμική δράση και μεταβλητότητα αυτής, καθώς και στη μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα και μεταβλητότητα, κινητικών προτύπων ευρείας εφαρμογής σε προγράμματα άσκησης. Για τη διεκπεραίωση του παραπάνω σκοπού πραγματοποιήθηκαν δύο (2) επιμέρους μελέτες οι οποίες διακρίνονται σε Α και Β μέρη. Οι επιμέρους τίτλοι και σκοποί αυτών των μελετών ήταν οι ακόλουθοι:

1^η Μελέτη

Η 1η Μελέτη - Α' μέρος τιτλοφορείται: «**Απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων για την αξιόπιστη αξιολόγηση του χρονισμού κίνησης σε βασικά κινητικά πρότυπα/ασκήσεις που εκτελούνται από νέους ενήλικες με χρήση αδρανειακών αισθητήρων**».

Σκοπός ήταν ο προσδιορισμός του ελάχιστου αριθμού επαναλήψεων που επιτρέπουν υψηλή χρονική αξιοπιστία του χρονισμού της κίνησης σε διάφορες θεμελιώδεις ασκήσεις

χρησιμοποιώντας αδρανειακούς αισθητήρες.

Η 1η Μελέτη - Β' μέρος τιτλοφορείται: «**Χρονισμός προτιμώμενης συχνότητας κίνησης και ατομική μεταβλητότητα σε ποικιλία ασκήσεων φυσικής κατάστασης**».

Σκοπός ήταν η διερεύνηση της προτιμώμενης ρυθμικής χρονικής απόδοσης (εκφρασμένης μέσω της ιδιοσυχνότητας και του χρονισμού των φάσεων του κύκλου κίνησης, τόσο ως προς το μέγεθος όσο και ως προς την ατομική μεταβλητότητα αυτής) σε μια ποικιλία ασκήσεων φυσικής κατάστασης.

2^η Μελέτη

Η 2η Μελέτη - Α' μέρος με τιτλοφορείται: «**Επίδραση διαφορετικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στην χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα κατά την εκτέλεση των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου**».

Σκοπός ήταν η διερεύνηση της επίδρασης διαφορετικών τύπων ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) στην χωρο-χρονική, κινηματική, κινητική και χρονο-δυναμική δράση και μεταβλητότητα αυτής, καθώς και στη μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα και μεταβλητότητα των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου.

Η 2η Μελέτη - Β' μέρος με τιτλοφορείται: «**Επίδραση του είδους του ακουστικού ερεθίσματος στο συγχρονισμό μεταξύ κινητικού προτύπου και ηχητικού γεγονότος**».

Σκοπός ήταν η διερεύνηση της επίδρασης διαφορετικών ειδών

ακουστικών ερεθισμάτων στον συγχρονισμό των κινήσεων του σώματος με τα αντίστοιχα ηχητικά γεγονότα. Συγκεκριμένα, η μελέτη επικεντρώθηκε στον τρόπο με τον οποίο τα ακουστικά ερεθίσματα επηρεάζουν τον συγχρονισμό σε πιο σύνθετες κινητικές δραστηριότητες, όπως το κάθισμα και η απαγωγή ισχίου, οι οποίες χρησιμοποιούνται συχνά σε προγράμματα φυσικής κατάστασης και αποκατάστασης.

1.2. Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος

Το ερευνητικό πρόβλημα που τέθηκε προς διερεύνηση στην παρούσα διδακτορική διατριβή ήταν η επίδραση ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) στο νευρομυϊκό και χωρο-χρονικό έλεγχο κινητικών προτύπων με ευρεία χρήση σε προγράμματα άσκησης. Η διερεύνηση του θέματος αυτού είναι σημαντική λόγω της εφαρμοζόμενης πρακτικής καθοδήγησης επαναλαμβανόμενων κινητικών προτύπων μέσω τεχνητού ακουστικού ερεθίσματος (μουσική συνοδεία) αλλά και μέσω φυσικού ακουστικού ερεθίσματος (φωνητικά ρυθμικά αριθμητικά παραγγέλματα εκγυμναστών).

Η συνήθης πρακτική αφορά την καθοδήγηση της ρυθμικής ταχύτητας του κύκλου κίνησης είτε μέσω κοινού μουσικού ερεθίσματος για όλους τους ασκούμενους (κοινή ρυθμική ταχύτητα), είτε μέσω της φωνητικής ρυθμικής ταχύτητας που αυθόρμητα επιλέγει ο εκγυμναστής. Παρά τη συστηματική χρήση της φωνητικής ρυθμικής καθοδήγησης, δεν είναι γνωστό εάν και πώς η καθοδήγηση μέσω ΑΕ επηρεάζει (θετικά ή αρνητικά) τον νευρομυϊκό και χωροχρονικό έλεγχο του κινητικού προτύπου. Η τεκμηριωμένη επίδραση

της κινητική προσέλευσης μέσω ΑΕ αφορά, στην πλειοψηφία των μέχρι σήμερα μελετών, μετρονομικά ερεθίσματα, εξετάζοντας την επίδρασή τους στη διάρκεια και τη μεταβλητότητα του κύκλου κίνησης. Είναι αξιοσημείωτο ότι η πλειοψηφία των μελετών μέχρι σήμερα έχουν εξετάσει το φαινόμενο της επίδρασης ΑΕ σε μάλλον περιορισμένα κινητικά πρότυπα, κυρίως των δακτυλικών κτύπων και της βάδισης.

1.3. Πρωτοτυπία διδακτορικής διατριβής

Με βάση την υπάρχουσα βιβλιογραφία, η αξία και πρωτοτυπία της παρούσας διδακτορικής διατριβής έγκειται στη διάθεση ερευνητικών δεδομένων για τον νευρομυϊκό και χωροχρονικό έλεγχο ποικιλίας κινητικών προτύπων που εφαρμόζονται ευρέως σε προγράμματα σωματικής άσκησης, καθώς και δεδομένων που αφορούν την οργάνωση των επιμέρους φάσεων αυτών.

1.4. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων

Διατυπώθηκαν τα εξής ερευνητικά ερωτήματα για την 1^η και 2^η μελέτη, καθώς και για τα επιμέρους μέρη αυτών, αντίστοιχα:

1.4.1. Ερευνητικά ερωτήματα 1^{ης} Μελέτης - Α΄ μέρος

1^ο Ερευνητικό Ερώτημα: Ποιος είναι ο ελάχιστος αριθμός επαναλήψεων που απαιτούνται για την επίτευξη υψηλής χρονικής αξιοπιστίας του χρονισμού κίνησης σε μια ποικιλία θεμελιωδών ασκήσεων φυσικής κατάστασης με χρήση αδρανειακών αισθητήρων;

1.4.2. Ερευνητικά ερωτήματα 1^{ης} Μελέτης - Β΄ μέρος

1^ο Ερευνητικό Ερώτημα: Ποια είναι η προτιμώμενη συχνότητα κίνησης και χρονισμός φάσεων, συμπεριλαμβανομένης της μεταβλητότητας τους, σε μια ποικιλία ασκήσεων φυσικής κατάστασης που χαρακτηρίζονται από διαφορετική αδρανειακή φόρτιση/αντίσταση λόγω των ποικίλων μαζών σώματος που εμπλέκονται σε κάθε άσκηση;

2^ο Ερευνητικό Ερώτημα: Η προτιμώμενη συχνότητα κίνησης θα διαφέρει από την εδραιωμένη φυσική συχνότητα της ανθρώπινης κίνησης (δηλαδή, αυτή των 2 Hz) που παρατηρείται σε κινητικά πρότυπα όπως η βάδιση, η επιτόπια αναπήδηση, οι επιτόπιες αναπηδήσεις, οι δακτυλικοί κτύποι και οι κτύποι πέλματος;

1.4.3. Ερευνητικά ερωτήματα 2^{ης} Μελέτης - Α' μέρος

1ο Ερευνητικό Ερώτημα: Ποια είναι η επίδραση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (μετρονομικού, φωνητικού και μουσικού ερεθίσματος) "στη χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα, καθώς και στην ατομική μεταβλητότητα αυτών, κατά τη διάρκεια των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγής ισχίου;

2ο Ερευνητικό Ερώτημα: Διαφοροποιεί ο τύπος του ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος την επίδραση στη χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα;

1.4.4. Ερευνητικά ερωτήματα 2^{ης} Μελέτης - Β' μέρος

1ο Ερευνητικό Ερώτημα: Ποια είναι η επίδραση διαφορετικών ακουστικών ερεθισμάτων στον συγχρονισμό των ασκήσεων κάθισμα

και απαγωγής ισχίου με τα ηχητικά γεγονότα των ερεθισμάτων;

1.5. Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις

Σύμφωνα με τα ερευνητικά ερωτήματα των δύο μελετών, όπως αυτά προαναφέρθηκαν, διατυπώθηκαν οι εξής ερευνητικές υποθέσεις:

1.5.1. Ερευνητική υπόθεση (H) 1^{ης} Μελέτης - Α' μέρος

Υπόθεση (H). Υπάρχει ένας ελάχιστος αριθμός επαναλήψεων για κάθε θεμελιώδη άσκηση φυσικής κατάστασης, πέρα από το οποίο ο χρονισμός της κίνησης θα επιδεικνύει υψηλή χρονική αξιοπιστία όταν αξιολογείται με χρήση αδρανειακών αισθητήρων.

1.5.2. Ερευνητικές υποθέσεις (H₁-H₁) 1^{ης} Μελέτης - Β' μέρος

Υπόθεση 1 (H₁). Η προτιμώμενη συχνότητα κίνησης και ο χρονισμός φάσεων των ασκήσεων φυσικής κατάστασης θα διαφοροποιείται ανάλογα με την αδρανειακή φόρτιση/αντίσταση που προκαλείται από τις διαφορές στις μάζες σώματος που συμμετέχουν σε κάθε άσκηση. Συγκεκριμένα, αναμένουμε την παρατήρηση διακυμάνσεων τόσο στο μέγεθος όσο και στην ατομική μεταβλητότητα της φυσικής συχνότητας και του χρονισμού φάσης σε διαφορετικές ασκήσεις.

Υπόθεση 2 (H₂): Οι συχνότερες κίνησης κάθε άσκησης θα παρουσιάσουν σημαντικές διαφορές με τη φυσική συχνότητα της ανθρώπινης κίνησης (2 Hz), αντανakλώντας τις βιομηχανικές απαιτήσεις κάθε άσκησης.

1.5.3. Ερευνητικές υποθέσεις (H₁-H₁) 2^{ης} Μελέτης - Α' μέρος

Υπόθεση 1 (H₁): Το ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα ανεξαρτήτως τύπου θα έχει σημαντική επίδραση στη χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα και στην ατομική μεταβλητότητα αυτών, κατά τη διάρκεια των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγής ισχίου.

χωρίς ΑΕ ≠ υπό την ακρόαση ΑΕ

Υπόθεση 2 (H₂): Η επίδραση του ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος στη χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα και στην ατομική μεταβλητότητα αυτών, θα είναι διαφορετική για τα επιλεγμένα ακουστικά ερεθίσματα.

μετρονομικό ΑΕ ≠ φωνητικό ΑΕ ≠ μουσικό 1 ΑΕ ≠ μουσικό 2 ΑΕ

1.5.4. Ερευνητική υπόθεση (H) 2^{ης} Μελέτης - Β' μέρος

Υπόθεση (H): Ο τύπος του ακουστικού ερεθίσματος που παρουσιάζεται θα επηρεάσει σημαντικά τον συγχρονισμό των κινητικών προτύπων με τα ηχητικά γεγονότα. Συγκεκριμένα, αναμένουμε ότι ορισμένοι τύποι ακουστικών ερεθισμάτων θα οδηγήσουν σε πιο ακριβή και συνεπή συγχρονισμό σε σύγκριση με άλλους, αντανακλώντας διαφορές στην αισθητηριακή επεξεργασία και στον κινητικό συντονισμό.

μετρονομικό ΑΕ ≠ φωνητικό ΑΕ ≠ μουσικό 1 ΑΕ ≠ μουσικό 2 ΑΕ

1.6. Μεταβλητές

1.6.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές

1^η Μελέτη - Α' μέρος. Ως ανεξάρτητη μεταβλητή ορίστηκε ο αριθμός επαναλήψεων και προσπαθειών.

1^η Μελέτη - Β' μέρος. Ως ανεξάρτητες μεταβλητές ορίστηκαν (Α) το φύλο (2 επίπεδα: άνδρες, γυναίκες) και (Β) το κινητικό πρότυπο (9 επίπεδα: επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, πρόσθια προβολή, κάθισμα, ανακάθισμα, απαγωγή ώμου, απαγωγή ισχίου, ανύψωση ράχης, κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη, δακτυλικοί κτύποι).

2^η Μελέτη - Α' μέρος. Ως ανεξάρτητη μεταβλητή ορίστηκε το ΑΕ με 5 επίπεδα (χωρίς, μετρονομικό, φωνητικό, μουσικό 1-μελωδικό και μουσικό 2 – μουσική για άσκηση).

2^η Μελέτη - Β' μέρος: Ως ανεξάρτητη μεταβλητή ορίστηκε το ΑΕ με 4 επίπεδα (μετρονομικό, φωνητικό, μουσικό 1-μελωδικό και μουσικό 2 – μουσική για άσκηση).

1.6.2. Εξαρτημένες μεταβλητές

Στην παρούσα διατριβή οι εξαρτημένες μεταβλητές ορίστηκαν από τα δεδομένα από όλες τις μεθόδους καταγραφής ως εξής:

(Α) Παράμετροι συχνότητας κίνησης

- συχνότητα εκφρασμένη σε κύκλους ανά δευτερόλεπτο (Hz)
- συχνότητα εκφρασμένη σε κύκλους ανά λεπτό (cycles/min)

(Β) Παράμετροι συγχρονισμού

- αντιστοιχία κύκλου
- ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου
- σφάλμα κύκλου
- σφάλμα φάσης

- κατεύθυνση σφάλματων

(Γ) Χρονικές παράμετροι

- διάρκεια κύκλου κίνησης (s)
- διάρκεια φάσης 1 (s)
- διάρκειας φάσης 2 (s)
- διάρκεια φάσης 1 (%κύκλου)
- διάρκειας φάσης 2 (%κύκλου)

(Δ) Κινηματικές παράμετροι

- μετατόπιση
- ταχύτητα
- επιτάχυνση
- ρυθμός μεταβολής της επιτάχυνσης – jerk

(Ε) Κινητικές παράμετροι

- μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (N)
- μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης εκφρασμένη ως προς το σωματικό βάρος (x ΣΒ)
- ρυθμός ανάπτυξης δύναμης (N/s)
- χρονική διάρκεια επίτευξης της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης από την χρονική στιγμή επίτευξης της ελάχιστης δύναμης (s)
- χρονική διάρκεια επίτευξης της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης από την χρονική στιγμή επίτευξης του σωματικού βάρους (s)

(ΣΤ) Παράμετροι σταθερότητας – κέντρου πίεσης

- 95%CI εμβαδόν έλλειψης της συνισταμένης διαδρομής (cm²)
- διαδρομή (cm), (προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση),
- απόκλιση διαδρομής (cm) (προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση),
- εντροπία (προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση)

(Η) Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας

- μέση τετραγωνικής ρίζας (RMS) του δονησιομυογραφικού σήματος του:

- δεξιού έξω πλατύ (VMG units)
- αριστερού έξω πλατύ (VMG units)
- αριστερού πρόσθιου κνημιαίου (VMG units)

(Θ) Παράμετροι ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας (HEG)

- μέση τετραγωνικής ρίζας
- φασματική πυκνότητα ισχύος
- εντροπία HEG σήματος των άλφα και βήτα κυμάτων στην κεντρική αριστερή (C3), κεντρική δεξιά (C4), στην μετωπιαία (F) και την βρεγματική (P) περιοχή.

(Ι) Ατομική Μεταβλητότητα

- Ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών και εντός προσπάθειας όλων των παραπάνω παραμέτρων.

1.7. Οριοθέτηση 1^{ης} και 2^{ης} μελέτης

Οι επιμέρους μελέτες της παρούσας διδακτορικής διατριβής αφορούν γυναίκες και άνδρες ηλικίας (18-45 ετών), με φυσιολογικό δείκτη μάζας σώματος (εύρος ΔΜΣ: 18.5-24.9) και μέτριο έως υψηλό επίπεδο φυσικής δραστηριότητας (για ≥ 60 λεπτά, 2 έως 7 ημέρες την εβδομάδα) και κινητικής δεξιότητας.

Κριτήρια αποκλεισμού και για τις δύο μελέτες αποτελούσαν η ύπαρξη μυοσκελετικών τραυματισμών, νευρολογικών διαταραχών, καθώς και η μειωμένη ακοή, η μειωμένη όραση και διαταραχές του αιθουσαίου συστήματος.

Συνεπώς, τα αποτελέσματα δε μπορούν να γενικευθούν σε άλλες πληθυσμιακές ομάδες που δεν εμπίπτουν στη παραπάνω οριοθέτηση.

1.8. Περιορισμοί 1^{ης} και 2^{ης} μελέτης

Οι επιμέρους μελέτες της παρούσας διδακτορικής διατριβής υπόκεινται στους εξής περιορισμούς:

(Α) τη χρήση αθλητικού υποδήματος διαφορετικών χαρακτηριστικών από κάθε συμμετέχοντα με αποτέλεσμα να μην είναι απόλυτα ελέγξιμη η επίδραση τους στην εκτέλεση των κινητικών προτύπων και ιδιαίτερα στις κινητικές παραμέτρους,

(Β) την εκτέλεση των κινητικών προτύπων με συγκεκριμένες οδηγίες και συγκεκριμένα στις περισσότερες κινήσεις με την οδηγία για μη συμμετοχή των άνω άκρων, τα οποία θα ήταν σταθερά τοποθετημένα στη μέση, κάτι το οποίο ενδεχομένως να τροποποιεί την τεχνική εκτέλεσης του συμμετέχοντα επιφέροντας κάποια δυσκολία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας

2.1. Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος

2.1.1. Έννοια και σημασία του νευρομυϊκού και χωρο-χρονικού ελέγχου

Η επιτυχής εκτέλεση μιας κίνησης απαιτεί την επιλογή, την ενεργοποίηση και τον συντονισμό των κατάλληλων μυών που απαιτούνται για την παραγωγή της επιθυμητής κίνησης, καθώς και τον έλεγχο πολλαπλών βαθμών ελευθερίας (King & Hannan, 2019). Αυτή η διαδικασία, γνωστή ως **κινητικός έλεγχος**, διασφαλίζει την παραγωγή συντονισμένων κινήσεων μέσω της αλληλεπίδρασης του σώματος με το περιβάλλον, με τη βοήθεια των αισθητηριακών συστημάτων. Ο **νευρομυϊκός έλεγχος** είναι η ασυνείδητη επεξεργασία αισθητηριακών πληροφοριών και η ενεργοποίηση των μυών για τη διατήρηση και αποκατάσταση της σταθερότητας, καθώς το σώμα ανταποκρίνεται σε κινήσεις και φορτίσεις αρθρώσεων (Riemann & Lephart, 2002). Με τη σωστή λειτουργία, ο νευρομυϊκός έλεγχος διασφαλίζει ότι οι κατάλληλοι μύες παράγουν τις απαραίτητες δυνάμεις και ροπές στις αρθρώσεις, εξασφαλίζοντας την επιθυμητή κίνηση, ενώ παράλληλα διατηρεί τη σταθερότητα και την ισορροπία του σώματος (Davids et al., 2003; Lu & Chang 2012; Riemann & Lephart, 2002). Ο **νευρομυϊκός έλεγχος** δημιουργεί ένα **χωρο-χρονικό πρότυπο** δραστηριότητας (εξέλιξη στον χώρο και στον χρόνο) μεταξύ των μυών και κατά συνέπεια των μελών του σώματος που συμμετέχουν

στην εκτέλεση της κίνησης (Kornysheva, 2016). Ο **χωρο-χρονικός έλεγχος** αναφέρεται στη διαχείριση των χωρικών πτυχών και του χρονισμού των παραγόμενων κινήσεων. Σχετίζεται με την ικανότητα παραγωγής κατάλληλων μυϊκών ενεργοποιήσεων με ακριβή χρονισμό, ώστε το μυοσκελετικό σύστημα να εκτελεί τις κινήσεις με ομαλότητα, ακρίβεια και αποτελεσματικότητα, διατηρώντας τη σταθερότητα του σώματος (Furuya & Yokota, 2018; Kornysheva, 2016; Lu & Chang, 2012; Riemann & Lephart, 2002; Sanders et al., 2020).

Πολλαπλοί παράγοντες επηρεάζουν σημαντικά την εξέλιξη μιας κίνησης και ο **νευρομυϊκός έλεγχος** προσπαθεί διαρκώς να διαχειρισθεί τα ερεθίσματα από το περιβάλλον (εσωτερικό και εξωτερικό) ώστε να ελέγξει και να προσαρμόσει το χωρο-χρονικό μοτίβο σε διάφορες κλίμακες (π.χ. κινητικές μονάδες, μύες, αρθρώσεις, μέλη σώματος) (King & Hannan, 2019). Ο στόχος είναι η ανάπτυξη ενός αποτελεσματικού κινητικού προτύπου εντός των περιορισμών που επιβάλλουν οι απαιτήσεις της κινητικής δράσης και οι ιδιότητες του ατόμου, καθώς και το περιβάλλον (Sanders et al., 2020). Οι περιορισμοί περιλαμβάνουν τόσο αυτούς που σχετίζονται με τις απαιτήσεις της κινητικής δράσης και τις ιδιότητες του ατόμου που εκτελεί την κινητική δράση (ανθρωπομετρικές, βιομηχανικές και φυσιολογικές), όσο και τους περιορισμούς που επιβάλλονται από το περιβάλλον στο οποίο εκτελείται η κινητική δράση (Davids et al., 2003; Sanders et al., 2020). Λόγω των πολλών βιομηχανικών βαθμών ελευθερίας του κινητικού συστήματος, η κίνηση

παρουσιάζει **μεταβλητότητα**, καθώς οι κινητικές στρατηγικές προσαρμόζονται στις αλλαγές των περιορισμών (Davids et al., 2003; Sanders et al., 2020). Αυτή η μεταβλητότητα είναι φυσιολογική και αναγκαία για τη διατήρηση της προσαρμοστικότητας των κινητικών μοτίβων (Davids et al., 2003; Sanders et al., 2019; Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011). Αν και τα πρότυπα κίνησης δεν είναι ποτέ ακριβώς τα ίδια, η **μεταβλητότητα** που προκύπτει στα χωρο-χρονικά μοτίβα της κίνησης αναδεικνύει την ικανότητα του νευρομυϊκού ελέγχου να προσαρμόζει τα κινητικά μοτίβα σε μεταβαλλόμενους περιορισμούς (King et al., 2019; Sanders et al., 2020).

2.1.2. Μεταβλητότητα κίνησης

Η **μεταβλητότητα** είναι θεμελιώδες στοιχείο του ανθρώπινου κινητικού συστήματος (Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Οι ίδιες κινήσεις, τόσο μεταξύ διαφορετικών ανθρώπων, όσο και μεταξύ προσπαθειών του ίδιου ατόμου, δεν εκτελούνται ποτέ με τον ίδιο ακριβώς τρόπο. (Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Αυτή η φυσική διακύμανση στην κινητική απόδοση συνιστά **μεταβλητότητα** και είναι εγγενής σε όλα τα βιολογικά συστήματα. Ακόμη και οι καλά μαθημένες κινήσεις παρουσιάζουν διακύμανση κατά την εκτέλεση τους και ανεξάρτητα από την ικανότητα ή την εξοικείωση με την εκτέλεση μιας κίνησης ακόμα και κορυφαίοι επαγγελματίες δεν μπορούν να εκτελέσουν πανομοιότυπα μοτίβα κινήσεων (Stergiou et al., 2016; King et al., 2019). Αυτή η **μεταβλητότητα** προκύπτει από τη διαφορά τόσο στον χώρο όσο και στον χρόνο, και έχει

περιγραφεί αρκετά αποτελεσματικά από τον Bernstein (1967) ως "επανάληψη χωρίς επανάληψη" ("repetition without repetition"), δεδομένου ότι η επανάληψη μιας κίνησης περιλαμβάνει μοναδικά και μη επαναλαμβανόμενα νευρικά και κινητικά χωρο-χρονικά μοτίβα (Bernstein, 1967; Stergiou et al., 2016).

Ο ρόλος της **μεταβλητότητας** της κίνησης έχει προσελκύσει σημαντική ερευνητική προσοχή λόγω της σχέσης της με την παθολογία και την απόδοση (Davids et al., 2003; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Κατά τη διάρκεια του τελευταίου μισού αιώνα, η **μεταβλητότητα** της κίνησης αποτελεί αντικείμενο μελέτης και τις τελευταίες δεκαετίες έχουν δημιουργηθεί ποικίλες θεωρίες προκειμένου να εξηγηθεί αυτή η παρουσία της στην κινητική απόδοση (Davids et al., 2003; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Ορισμένοι ερευνητές απέδωσαν αρχικά τη **μεταβλητότητα** της κίνησης σε τυχαίο σφάλμα (δείκτης θορύβου), ενώ άλλοι υποστήριξαν ότι αυτή δεν είναι εξ ολοκλήρου τυχαία και συνεπώς ενδέχεται να παρέχει σημαντικές πληροφορίες για τη λειτουργία του **νευρομυϊκού και χωρο-χρονικού ελέγχου** και προσφέρει την αναγκαία προσαρμοστικότητα των μοτίβων κίνησης για την εξασφάλιση σταθερής απόδοσης (Davids et al., 2003; Sanders et al., 2019; Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Η βέλτιστη μεταβλητότητα είναι το αποτέλεσμα περίπλοκων αλληλεπιδράσεων μεταξύ συστημάτων ελέγχου και ρυθμιστικών διαδικασιών, επιτρέποντας την προσαρμογή στις απαιτήσεις της καθημερινής ζωής (Stergiou et al.,

2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Αυτή η φυσιολογική μεταβλητότητα αναγνωρίζεται λοιπόν ως εγγενές χαρακτηριστικό υγιών βιολογικών συστημάτων, ενώ η απώλεια της με τη γήρανση και τις ασθένειες θεωρείται ότι μειώνει τις προσαρμοστικές κινητικές ικανότητες του ατόμου (Stergiou et al., 2016).

Στα περισσότερα πλαίσια αποκατάστασης, οι ασκήσεις στοχεύουν στη μείωση της μεταβλητότητας των μέτρων του χωρο-χρονικού προτύπου προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί ο κίνδυνος τραυματισμού. Ωστόσο, ορισμένες παθολογικές καταστάσεις εμφανίζουν μειωμένη μεταβλητότητα κίνησης, η οποία έχει προταθεί ότι αυξάνει τον κίνδυνο τραυματισμού λόγω έλλειψης ευελιξίας του συστήματος (Stergiou et al., 2006). Η μελέτη της μεταβλητότητας της κίνησης κατά τη διάρκεια λειτουργικών κινητικών δράσεως είναι σημαντική τόσο από θεωρητική προοπτική του πώς λειτουργεί ο νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος, όσο και από κλινική άποψη λόγω της σημασίας του για την αποκατάσταση σε άτομα με νευρολογικές ή μυοσκελετικές παθήσεις.

Στο πλαίσιο της άσκησης, των αθλητικών και καλλιτεχνικών δραστηριοτήτων (χορός, μουσική), όπου είναι απαραίτητη η ικανότητα παραγωγής και αναπαραγωγής με συνέπεια και χωρο-χρονική ακρίβεια μιας ποικιλίας μεμονωμένων κινήσεων ή μιας ακολουθίας κινητικών προτύπων για την επίτευξη βέλτιστης επίδοσης, στόχος είναι η μείωση της μεταβλητότητας του κινητικού μοτίβου. Η εκπαίδευση και

η εξάσκηση στοχεύουν στη συνεχή βελτίωση ατομικών ικανοτήτων για καλύτερη απόδοση και επίτευξη πιο σταθερών αποτελεσμάτων (Burger & Wolner, 2021; King et al., 2019; Sanders et al., 2020), μειώνοντας και ελέγχοντας όσο το δυνατόν περισσότερο τη μεταβλητότητα κατά τη διάρκεια της κινητικής μάθησης. Αυτή η μείωση φαίνεται να είναι ευνοϊκή τόσο για την επίτευξη βέλτιστης επίδοσης, τη μεγιστοποίηση της ακρίβειας και συνέπειας, της αναπαραγωγής και της σταθερότητας της κινητικής απόδοσης, όσο και ως τρόπος μείωσης του κίνδυνου τραυματισμών (Burger & Wolner, 2021; King et al., 2019). Έτσι, η μελέτη της μεταβλητότητας της κίνησης είναι σημαντική και για την παρακολούθηση του επιπέδου δεξιοτήτων του επαγγελματία και επιπλέον για την πρόληψη τραυματισμών λόγω των μεγάλων απαιτήσεων των κινητικών δράσεων.

Σύμφωνα με τη βέλτιστη μεταβλητότητα κίνησης, μεγάλες εκτροπές; μπορεί να είναι επιζήμιες τόσο για υγιή όσο και για μη υγιή άτομα ανάλογα με τους περιορισμούς που τους διέπουν. Τα υπερβολικά χαμηλά επίπεδα μεταβλητότητας δηλώνουν φτώχη προσαρμοστική ικανότητα, ενώ τα υπερβολικά υψηλά επίπεδα υποδηλώνουν έλλειψη ελέγχου. Και οι δύο περιπτώσεις αντικατοπτρίζουν αδυναμία του νευρομυϊκού ελέγχου να προσαρμόσει τη κινητική στρατηγική με στόχο την επιθυμητή και βέλτιστη κινητική απόδοση (King et al., 2019; Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Σύμφωνα με την υπάρχουσα βιβλιογραφία, φαίνεται να υπάρχει έλλειψη σαφούς κατανόησης και ερευνητικών στοιχείων ως προς το υγιές εύρος μεταβλητότητας κίνησης

σε ένα γενικό σύνολο κινητικών δράσεων.

Μέτρα μεταβλητότητας. Η μυϊκή, η κινητική και η κινηματική χωρο-χρονική δραστηριότητα μπορούν να θεωρηθούν ως «τελική έξοδος» του **νευρομυϊκού και χωρο-χρονικού ελέγχου**, το οποίο ενσωματώνει το αποτέλεσμα των διαφορετικών αισθητηριοκινητικών διεργασιών. Η αξιολόγηση της μεταβλητότητας τους μπορεί να δώσει στοιχεία για τη νευροφυσιολογική οργάνωση του **νευρομυϊκού ελέγχου** και τη ρύθμιση ολόκληρου του κινητικού συστήματος. Η μεταβλητότητα συνήθως υπολογίζεται ως ο συντελεστής διακύμανσης (CV) τυπική απόκλιση διαιρούμενη με τη μέση τιμή).

2.1.3. Ρυθμική κινητική δράση

Η ανθρώπινη ικανότητα για ρυθμικές κινητικές δράσεις, δηλαδή κινήσεις που εκτελούνται με περιοδικότητα και συντονισμό, είναι ζωτικής σημασίας για δραστηριότητες όπως η μετακίνηση, η προσαρμογή σε αλλαγές του περιβάλλοντος και η αλληλεπίδραση με άλλους. Οι κινητικές δράσεις χαρακτηρίζονται ως ρυθμικές λόγω της περιοδικής τους εκτέλεσης (επανάληψη κινητικού μοτίβου), και χαρακτηρίζονται ως επαναλαμβανόμενο σταθερό μοτίβο κίνησης μαζί με μεταβλητότητα που λαμβάνει τη μορφή διακυμάνσεων από κύκλο σε κύκλο (Harrison et al., 2018). Ένα κλασικό παράδειγμα αυθόρμητης ρυθμικής κινητικής δράσης είναι η βάδιση, η οποία πραγματοποιείται χωρίς την ανάγκη εξωτερικών ερεθισμάτων και υποστηρίζει την ύπαρξη ενός εσωτερικού χρονομέτρου και

συστημάτων χρονομέτρησης στον εγκέφαλο (Ivry & Keele, 1989; Thaut et al., 1998). Η βάδιση αποτελεί μία εγγενώς ρυθμική κινητική δράση, δηλαδή ως κίνηση υφίσταται λόγω της περιοδικότητας της. Άλλα παραδείγματα εγγενώς ρυθμικών κινητικών δράσεων είναι το τρέξιμο, η ποδηλασία, η κολύμβηση κ.α.

Ακόμη και κινήσεις που δεν είναι από τη φύση τους ρυθμικές, όπως οι διακριτές κινητικές δράσεις, μπορούν να χαρακτηριστούν ως ρυθμικές όταν επαναλαμβάνονται για συγκεκριμένο σκοπό, κυρίως στον τομέα της άσκησης και του αθλητισμού (π.χ. επιτόπιες αναπηδήσεις, περιφορές χεριών). Όταν τέτοιες δράσεις εκτελούνται επανειλημμένα, γίνονται αυθόρμητα περιοδικές (Scafer, 2014) ενσωματώνοντας τα χαρακτηριστικά της ρυθμικής κινητικής δράσης, όπως το επαναλαμβανόμενο χωρο-χρονικό μοτίβο, τη συχνότητα κίνησης και τη μεταβλητότητα. Ο άνθρωπος τείνει να διατηρεί μια σταθερή συχνότητα κατά την εκτέλεση ρυθμικών κινητικών δράσεων, με μικρές αποκλίσεις (Naruse & Takane 2000; Smoll, 1975a; Smoll, 1975b; Smoll & Schutz, 1978; Scafer, 2014; Thaut et al., 1998).

2.1.3.1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης – Ιδιοσυχνότητα

Οι άνθρωποι επιλέγουν ασυνείδητα μία φυσική συχνότητα κίνησης όταν εκτελούν ρυθμικές κινήσεις η οποία χαρακτηρίζεται ως *ιδιοσυχνότητα του κινητικού συστήματος (συχνότητα με την οποία ένα σύστημα τείνει να ταλαντώνεται/κινείται περιοδικά χωρίς την παρουσία εξωτερική δύναμης)*. Αυτή η συχνότητα αναφέρεται επίσης ως *προτιμώμενη, προσωπική αυθόρμητη ή νοητική συχνότητα* σε μελέτες που την διερευνούν (Naruse &

Takane 2000; Smoll, 1975a; Smoll, 1975b; Smoll & Schutz 1978). Η ιδιοσυχνότητα της είναι καθορισμένη από τον νευρομυϊκό έλεγχο και αναπαριστά τη συχνότητα με την οποία κάθε άτομο εκτελεί ισόχρονες κινητικές ενέργειες, τόσο στην καθημερινότητα όσο και σε άλλες δραστηριότητες. Κάθε κινητική δράση έχει διαφορετική ιδιοσυχνότητα, με τα άτομα μεταξύ τους να εμφανίζουν διαφορές, ωστόσο παρόμοιες κινήσεις έχουν παρόμοιες ιδιοσυχνότητες. Η εκτέλεση μιας κίνησης στην ιδιοσυχνότητά της παρουσιάζει ενδοατομική συνέπεια, δηλαδή παραμένει σταθερή με χαμηλή ενδοατομική μεταβλητότητα (Smoll, 1975a; Smoll, 1975b; Smoll & Schutz 1978). Η ιδιοσυχνότητα για κινήσεις όπως η βάδιση (MacDougall & Moore, 2005; Styns et al., 2007) αι άλλες ρυθμικές κινήσεις (όπως, κρούση δακτύλου, κτύπημα χεριών, κτύπημα ποδιού), είναι περίπου 2 Hz (2 κύκλοι/επαναλήψεις το δευτερόλεπτο ή 500 ms διάστημα μεταξύ κύκλων/επαναλήψεων (MacDougall & Moore, 2005; Styns et al., 2007, Rose et al., 2020). Η ιδιοσυχνότητα κίνησης αποτελεί κεντρικό χαρακτηριστικό στην ψυχοφυσική της αντίληψης του χρόνου και παίζει κρίσιμο ρόλο για τις διαδικασίες χρονισμού (Hammerschmidt et al., 2021). Παρόλο που οι ακριβείς μηχανισμοί χρονισμού παραμένουν εν πολλοίς άγνωστοι, η έρευνα έχει αναδείξει παράγοντες που εξηγούν τη διακύμανση στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης των ατόμων.

Η προτιμώμενη συχνότητα κίνησης επηρεάζεται από παράγοντες όπως η ηλικία (Baudouin et al., 2004; McAuley et al., 2006; Monier & Droit-Volet, 2018, 2019), η διέγερση (Boltz,

1994; Perilli, 1995) και η ώρα της ημέρας (Moussay et al., 2002). Επιπλέον, έχει αναφερθεί ότι οι μουσικοί έχουν πιο χαμηλή προτιμώμενη συχνότητα κίνησης από τους μη μουσικούς (Drake et al., 2000). Σε πειραματικά πλαίσια, η προτιμώμενη συχνότητα κίνησης μετριέται συνήθως με την τακτική κρούση του δακτύλου στην ταχύτητα που αισθάνεται ως πιο άνετη και φυσική ο εξεταζόμενος (Hammerschmidt et al., 2021). Σύμφωνα με τους McAuley and Jones (2003), τα μοντέλα χρονικών εμπειριών μπορούν να ταξινομηθούν σε μηχανισμούς που βασίζονται σε χρονοδιαστήματα και σε μηχανισμούς που βασίζονται σε προσέλκυση (entrainment). Τα μοντέλα χρονοδιαστήματος υποθέτουν ένα «εσωτερικό ρολόι», το οποίο περιγράφεται με όρους ενός βηματοδότη που παράγει περιοδικούς παλμούς (Treisman, 1963; Grondin, 2010; Allman et al., 2014).

Ίσως στον αντίποδα των μοντελων χρονοδιαστήματος, τα μοντέλα προσέλκυσης όπως η θεωρία δυναμικής παρακολούθησης, προτείνουν ότι η αντίληψη του χρόνου βασίζεται σε αυτοσυντηρούμενες ταλαντώσεις. Σε αυτά τα μοντέλα, οι παλμοί της προσοχής – δηλαδή, περιοδικές αυξομειώσεις της εστίασης – αντικατοπτρίζουν την ενέργεια της παρακολούθησης του χρόνου σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές (Jones & Boltz, 1989; Large & Jones, 1999). Και οι δύο κατηγορίες μοιράζονται την υπόθεση ενός εγγενούς χρονομέτρου, δηλαδή του βηματοδότη στα μοντέλα χρονοδιαστήματος και του ταλαντωτή στα μοντέλα προσέλκυσης. Η προτιμώμενη συχνότητα μπορεί να θεωρηθεί ως εκτίμηση αυτού του

εγγενούς χρονομέτρου, που αντικατοπτρίζει την προτιμώμενη ρυθμική ταχύτητα παλμών του βηματοδότη ή την προτιμώμενη περίοδο του ταλαντωτή, αντίστοιχα (Hammerschmidt et al., 2021).

Ανατομικές και εμβιομηχανικές ιδιότητες του σώματος, όπως οι αρθρώσεις και τα μέλη που χρησιμοποιούνται σε διάφορες κινήσεις, επηρεάζουν την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης (Goodman et al., 2000; Peckel et al., 2014; Todd & Lee, 2015; Todd et al., 2007). Για παράδειγμα, όταν ζητείται από εξεταζόμενους να εκτελέσουν κινήσεις συγχρονισμού-συνέχισης σε ρυθμικές ταχύτητες διαφορετικές από την προτιμώμενη συχνότητά τους, αυτοί τείνουν να επανέρχονται την προτιμώμενη συχνότητά τους με την πάροδο του χρόνου (Yu et al., 2003; McAuley et al., 2006).

Η προτιμώμενη συχνότητα συσχετίζεται στενά με την **προτιμώμενη αντιληπτή ρυθμική ταχύτητα (preferred perceptual tempo)**, που περιγράφει τη βέλτιστη επεξεργασία (δηλαδή, τις ικανότητες χρονικής διάκρισης), υποδηλώνοντας ότι οι αντιληπτικές και ρυθμικές κινητικές συμπεριφορές μοιράζονται τον ίδιο υποκείμενο μηχανισμό (υπόθεση προτιμώμενης περιόδου) (McAuley et al., 2006; Michaelis et al., 2014). Η υπόθεση αυτή υποστηρίζεται από μελέτες που δείχνουν **μια κοινή συχνότητα συντονισμού περίπου στα 2Hz** (500 ms) ως τη βέλτιστη ρυθμική ταχύτητα (tempo) για την αντίληψη του ρυθμού στη μουσική και τη γλώσσα (Fraisse, 1982; van Noorden & Moelants, 1999; Moelants, 2002; Ding et al., 2017; Assaneo & Roeppele, 2018), καθώς και την εκτέλεση ρυθμικών και κυκλικών

κινήσεων όπως η κρούση δακτύλου ή η βάδιση (Collyer et al. 1994; Goodman et al., 2000; MacDougall & Moore, 2005; Styns et al., 2007; Delevoeye-Turrell et al., 2014). Επιπλέον, η αυθόρμητη ρυθμική ταχύτητα αυτών των διαφορετικών κινήσεων του σώματος έχει αποδειχθεί ότι είναι παρόμοια, όπως προκύπτει από μελέτη που δείχνει την προτιμώμενη συχνότητα της κρούσης δακτύλου, της κρούσης του πέλματος και της επιτόπιας βάδισης, να είναι κατά μέσο όρο κοντά στα 2 Hz, ανεξάρτητα από το είδος της κίνησης (Rose et al., 2021).

2.1.3.2. Παράγοντες που επηρεάζουν την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης

Ο Hammerschmidt και οι συνεργάτες (2021) διερεύνησαν παράγοντες που επηρεάζουν την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης σε ένα διαδικτυακό πείραμα μεγάλης κλίμακας, εφαρμόζοντας το παράδειγμα της κρούσης δακτύλου σε μια εφαρμογή στο διαδίκτυο. Στη συγκεκριμένη εργασία, αξιολογήθηκαν δεδομένα από 3.576 συμμετέχοντες (μέση ηλικία 27,64 έτη, SD = 7,61, εύρος: 7–49 έτη, 64% ήταν άνδρες) που εκτέλεσαν διαδικτυακά την δοκιμασία της διατήρησης ρυθμικού κινητικού μοτίβου στην προτιμώμενη συχνότητα μέσω της κρούσης δακτύλου. Το πείραμα χωρίστηκε σε τρία μέρη: το πρώτο αφορούσε δημογραφικά στοιχεία, το δεύτερο επικεντρώθηκε στη μέτρηση της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης, και το τρίτο συνέλεξε δεδομένα όπως το επίπεδο διέγερσης, η μουσική εμπειρία και το μακροχρόνιο άγχος. Ως μέτρο της προτιμώμενης συχνότητας χρησιμοποιήθηκε η μέση τιμή των

χρονοδιαστημάτων μεταξύ διαδοχικών κρούσεων (inter-tap intervals - ITI) για κάθε συμμετέχοντα. Συνολικά, η μέση τιμή της προτιμώμενης συχνότητας όλων των συμμετεχόντων ήταν 780 ms (SD = 328 με διάμεση τιμή τα 729 ms, κυμαινόμενη από 123 έως 2.150 ms. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η προτιμώμενη συχνότητα κίνησης μειώνεται με την ηλικία [$F(5, 3,570) = 8.79, p < 0.001, \eta^2 = 0.01$] και ότι επηρεάζεται από την ώρα της ημέρας, με πιο αργές κινήσεις να παρατηρούνται νωρίς μέσα στη μέρα [$F(5, 3,570) = 13.22, p < 0.001, \eta^2 = 0.20$]. Αυτό υποδηλώνει ότι η προτιμώμενη συχνότητα μπορεί να είναι μια χρήσιμη μέθοδος για την αξιολόγηση του κερκάρδιου ρυθμού. Η διέγερση είχε μόνο μικρή επίδραση, πιθανώς λόγω των συνθηκών της δοκιμασίας, όπου οι συμμετέχοντες ήταν σε χαλαρές καταστάσεις. Ενώ όλες αυτές οι επιδράσεις έχουν μια φυσιολογική βάση, η μουσική εμπειρία έδειξε μια πιο περίπλοκη επιρροή στην προτιμώμενη συχνότητα από ό,τι έχουν δείξει προηγούμενες μελέτες. Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκε χαμηλότερη μουσική εμπειρία στην αργή προτιμώμενη συχνότητα [$F(5, 3,570) = 4.91, p < 0.001, \eta^2 = 0.007$] σε σύγκριση με τη γρήγορη ($p < 0.001$), τη μέτρια γρήγορη ($p < 0.001$) και τη μέτρια αργή συχνότητα κίνησης ($p < 0.001$). Συνοψίζοντας τα αποτελέσματα της μελέτης του Hammerschmidt και συνεργατών (2021), αυτά παρέχουν πληροφορίες για τους παράγοντες που επηρεάζουν την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης και φωτίζουν την ψυχολογία του χρόνου και της μουσικής, αποκαλύπτοντας μια περίπλοκη αλληλεπίδραση μεταξύ

διαφόρων παραγόντων και της προτιμώμενης συχνότητας.

2.1.4. Νευρομυϊκός έλεγχος και αισθητηριακές πληροφορίες

Ο νευρομυϊκός έλεγχος διασφαλίζει την κινητική απόδοση διατηρώντας τη σταθερότητα και την ισορροπία του σώματος. Για τον αποτελεσματικό έλεγχο, είναι απαραίτητες οι ακριβείς αισθητηριακές πληροφορίες που σχετίζονται με τις εξωτερικές και εσωτερικές περιβαλλοντικές συνθήκες. Οποιαδήποτε κινητική δράση απαιτεί προσαρμογή του κινητικού μοτίβου σε αλλαγές του εξωτερικού περιβάλλοντος (π.χ. εμπόδιο, οπτικοακουστικά ερεθίσματα) και του εσωτερικού περιβάλλοντος (π.χ. αλλαγή θέσης κέντρου μάζας λόγω του πρόσθετου φορτίου) (Riemann & Lephart 2002). Η ερμηνεία των αισθητηριακών πληροφοριών και η σωστή κινητική απόκριση επιτυγχάνονται μέσω της διαδικασίας της πρόδρομης τροφοδότησης (Dunn, 1986; Dyhre-Roulsen, 1991) (δηλαδή του σχεδιασμού κινήσεων βάσει των αισθητηριακών πληροφοριών από προηγούμενες εμπειρίες, Dunn, 1986; La Croix, 1981) και τη διαδικασία της επανατροφοδότησης η οποία ρυθμίζει συνεχώς τη μυϊκή δραστηριότητα μέσω αντανακλαστικών οδών (Prentice, 2007). Οι αισθητηριακές πληροφορίες που επεξεργάζονται από το κεντρικό νευρικό σύστημα αποκτώνται μέσω των τριών κύριων αισθητηριακών συστημάτων: του οπτικού, του σωματοαισθητικού/ιδιοδεκτικού και του αιθουσαίου συστήματος (Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Winter, 1995). Παρά το ότι κάποιες από αυτές τις αισθητηριακές

πληροφορίες μπορεί να είναι πλεονάζουσες, κάθε σύστημα παίζει μοναδικό ρόλο που δεν μπορεί να αντισταθμιστεί πλήρως από τα άλλα (Riemann & Lephart 2002). Επιπλέον, το ακουστικό σύστημα, που είναι στενά συνδεδεμένο με το αιθουσαίο λόγω των κοινών νευρικών δικτύων και εγκεφαλικών δομών τους, παρέχει επίσης σημαντικές πληροφορίες για τον νευρομυϊκό έλεγχο της κινητικής σταθερότητας και της χωρο-χρονικής οργάνωσης της κίνησης.

2.1.5. Θεωρία των δυναμικών συστημάτων

2.1.5.1. Βασικές αρχές θεωρίας δυναμικών συστημάτων

Η **Θεωρία των Δυναμικών Συστημάτων (Dynamic Systems Theory - DST)** παρέχει ένα σημαντικό πλαίσιο για την κατανόηση της συμπεριφοράς πολύπλοκων συστημάτων που εξελίσσονται με το χρόνο (Colombo-Dougovito, 2016; Kelso, 1995; Newell & Jordan, 2007; Stergiou & Decker, 2011; Thelen & Bates, 2003). Εφαρμόζεται σε διάφορους επιστημονικούς τομείς, όπως τα μαθηματικά, η φυσική, η βιολογία, καθώς και οι γνωστικές και νευρολογικές επιστήμες. Στο πεδίο της ανθρώπινης κίνησης, η **Θεωρία των Δυναμικών Συστημάτων** υποστηρίζει ότι η συμπεριφορά προκύπτει από την αλληλεπίδραση μεταξύ των χαρακτηριστικών του ατόμου, του περιβάλλοντος και της κινητικής δράσης. Αυτές οι αλληλεπιδράσεις ορίζονται από περιορισμούς (constraints), οι οποίοι μπορεί να είναι ατομικοί, περιβαλλοντικοί ή σχετιζόμενοι με την κινητική δράση (Colombo-Dougovito, 2016; Newell & Jordan, 2007; Thelen & Bates, 2003). Οι περιορισμοί δεν επηρεάζουν τη

συμπεριφορά με έναν καθαρά θετικό ή αρνητικό τρόπο, αλλά προωθούν την αυτο-οργάνωση του συστήματος. Αυτή η διαδικασία επιτρέπει την εμφάνιση και εξέλιξη της κίνησης και της συμπεριφοράς με έναν μη γραμμικό και δυναμικό τρόπο. Σύμφωνα με τη θεωρία των Δυναμικών Συστημάτων, η κίνηση δεν είναι αποτέλεσμα ενός προκαθορισμένου προγράμματος, αλλά μιας συνεχούς και προσαρμοστικής διαδικασίας που επηρεάζεται από τις αλληλεπιδράσεις μεταξύ των διαφόρων περιορισμών (Newell & Jordan, 2007; Colombo-Dougovito, 2017). Η θεωρία των Δυναμικών Συστημάτων προτείνει ότι τα βιολογικά συστήματα, όπως το νευρομυϊκό σύστημα, αυτο-οργανώνονται για να επιτύχουν την πιο σταθερή λύση για την παραγωγή μιας δεδομένης κίνησης (Kelso, 1995; Thelen & Ulrich, 1991). Η σταθερότητα της κίνησης σχετίζεται με την έννοια της μεταβλητότητας, όπου η αύξηση της μεταβλητότητας συχνά υποδεικνύει απώλεια σταθερότητας, ενώ η μείωση της μεταβλητότητας υποδεικνύει μια πιο σταθερή συμπεριφορά (Kelso, 1995; Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011). Προτείνει επίσης, ότι η μεταβλητότητα αυξάνεται μέχρι να φτάσει σε ένα κρίσιμο σημείο, οπότε το σύστημα μεταβαίνει σε ένα νέο, πιο σταθερό πρότυπο κίνησης με λιγότερη μεταβλητότητα. Αυτή η διαδικασία εξηγεί τις μεταβάσεις μεταξύ συμπεριφορών και υποδεικνύει ότι η επίμονη έλλειψη μεταβλητότητας μπορεί να σημαίνει άκαμπτη συμπεριφορά με περιορισμένη προσαρμοστικότητα (Stergiou & Decker, 2011). Ωστόσο, δεν εξηγεί πλήρως γιατί ορισμένες σταθερές συμπεριφορές εκτελούνται με

μεταβλητούς τρόπους. Αυτό είναι εμφανές σε αθλητές ή μουσικούς υψηλής ικανότητας, οι οποίοι παρουσιάζουν εξαιρετική συνέπεια αλλά και μεγάλη ποικιλία στις επιδόσεις τους. Σε πραγματικές συνθήκες, η μεταβλητότητα συνδέεται με πλούσιες και προσαρμοστικές συμπεριφορές (Stergiou & Decker, 2011).

2.1.5.2. Μοντέλο Haken-Kelso-Bunz (HKB) και εφαρμογή του στη μελέτη του νευρομυϊκού ελέγχου

Το μοντέλο Haken-Kelso-Bunz (HKB) αποτελεί ένα σημαντικό παράδειγμα της εφαρμογής της θεωρίας των Δυναμικών Συστημάτων στη μελέτη του νευρομυϊκού ελέγχου και της ανθρώπινης κίνησης. Αναπτύχθηκε το 1985 από τους Haken, Kelso και Bunz για να περιγράψει τις μεταβολές στον συντονισμό των κινήσεων μεταξύ διαφορετικών μελών του σώματος, εστιάζοντας ιδιαίτερα στη διαδικασία συντονισμού σε διάφορες συνθήκες (Haken et al., 1985). **Το μοντέλο HKB ενσωματώνει τις αρχές της θεωρίας των Δυναμικών Συστημάτων για να εξηγήσει πώς επιτυγχάνεται ο συντονισμός σε δύο βασικά σταθερά πρότυπα συντονισμού:** σε φάση (in-phase, $\Phi=0^\circ$) και σε αντίθετη φάση (anti-phase, $\Phi=180^\circ$) μεταξύ των μελών του σώματος ή με εξωτερικά ερεθίσματα. Αν και αυτά τα δύο πρότυπα είναι τα κύρια και πιο συχνά μελετημένα στο πλαίσιο του μοντέλου HKB, αυτό γενικότερα προτείνει ότι μπορεί να υπάρξουν και άλλες φάσεις συντονισμού που μπορεί να εμφανιστούν υπό διαφορετικές συνθήκες. Βασίζεται στην έννοια των ελκυστών (attractors), οι οποίοι αντιπροσωπεύουν τις σταθερές

καταστάσεις στις οποίες το σύστημα τείνει να κινηθεί μέσω δυναμικών αλληλεπιδράσεων. Οι ελκυστές αποτυπώνουν τις διακριτές μορφές συντονισμού, όπως η φάση (in-phase) και η αντίθετη φάση (anti-phase). Χρησιμοποιεί διαφορετικές εξισώσεις για να καταγράψει τη δυναμική του συντονισμού μεταξύ των μελών του σώματος. Αυτές οι εξισώσεις περιλαμβάνουν όρους που λογαριάζουν τόσο τη δική τους δυναμική όσο και την αλληλεπίδραση μεταξύ τους (Haken et al., 1985). Το μοντέλο HKB εξηγεί πώς ο συντονισμός μεταξύ διαφορετικών αρθρώσεων και μυών επιτυγχάνεται μέσω της αυτό-οργάνωσης του νευρομυϊκού συστήματος. Αξιοποιεί τη θεωρία των Δυναμικών Συστημάτων για να περιγράψει πώς οι ρυθμικές κινήσεις μπορούν να σταθεροποιηθούν μέσω της αλληλεπίδρασης εσωτερικών και εξωτερικών ερεθισμάτων (Haken et al., 1985; Kelso, 1995). Αυτή η προσέγγιση είναι ιδιαίτερα σημαντική για την κατανόηση του τρόπου με τον οποίο οι εξωτερικοί παράγοντες, όπως τα ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα, μπορούν να επηρεάσουν και να συγχρονίσουν την κίνηση.

2.1.5.3. Σύνδεση μεταξύ νευρομυϊκού ελέγχου και ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος

Η ενσωμάτωση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στη μελέτη του νευρομυϊκού ελέγχου μπορεί να κατανοηθεί μέσω της θεωρίας των Δυναμικών Συστημάτων και του μοντέλου HKB. Τα ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα μπορούν να λειτουργήσουν ως εξωτερικοί ελκυστές, επηρεάζοντας τη δυναμική του συστήματος και προσελκύοντας τις κινητικές ενέργειες. Η θεωρία των

Δυναμικών Συστημάτων εξηγεί την προσέλκυση (entrainment) ως μια διαδικασία ενσωμάτωσης πληροφοριών από διάφορες αισθητηριακές μεθόδους, διευκολύνοντας τη συγχρονισμένη κίνηση μέσω ενός συντονισμού σε πολλαπλές χρονικές κλίμακες. Σύμφωνα με αυτή τη θεωρία, οι ρυθμικές κινήσεις και οι αποκρίσεις σε εξωτερικούς ρυθμούς συμβαδίζουν με τις εσωτερικές περιοδικές διαδικασίες του συστήματος. Αυτή η ικανότητα συντονισμού ενισχύεται από τη δυνατότητα του νευρομυϊκού συστήματος να χρησιμοποιεί προγνωστικό χρόνο για τη διατήρηση ενός σταθερού προτύπου πολλαπλών περιόδων και τη συγχρονισμένη κίνηση σε επίπεδα μέτρησης όπως το *tactus* ή άλλα μετρικά επίπεδα (Phillips-Silver et al., 2010). Το μοντέλο Haken-Kelso-Bunz (HKB) επεξηγεί τη διαδικασία της προσέλκυσης μέσω της θεωρίας των Δυναμικών Συστημάτων, υπογραμμίζοντας τη σημασία των έλκυστών (attractors) και των μεταβάσεων μεταξύ διαφορετικών προτύπων συντονισμού. Σύμφωνα με το μοντέλο HKB, η προσέλκυση εκδηλώνεται ως η ικανότητα του συστήματος να μεταβαίνει από ένα λιγότερο σταθερό πρότυπο συντονισμού σε ένα πιο σταθερό μέσω της αυτό-οργάνωσης και των δυναμικών αλληλεπιδράσεων με τα εξωτερικά ερεθίσματα (Haken et al., 1985; Kelso, 1995). Αυτή η προσέλκυση μπορεί να μειώσει τη μεταβλητότητα της κίνησης, επιτρέποντας την επίτευξη πιο σταθερών προτύπων κίνησης. Η προσαρμοστική ικανότητα του νευρομυϊκού συστήματος για ανταπόκριση σε διαφορετικές συχνότητες και ρυθμούς ακουστικών

ερεθισμάτων δείχνει την ευελιξία και την πλαστικότητα του συστήματος να τροποποιεί τη δυναμική του για να επιτύχει βέλτιστη απόδοση. Η χρήση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων έχει αποδειχθεί ότι βελτιώνει την ακρίβεια και απόδοση της κίνησης (Ghai, 2018; Murgia et al., 2018; Scaffert et al., 2013; Thaut et al., 1996; Thaut & Abiru, 2010). Περισσότερες λεπτομέρειες σχετικά με την επίδραση των ακουστικών ερεθισμάτων, αναφέρονται στις επόμενες ενότητες της διατριβής. Ειδικότερα, η ενότητα 2.2 αναλύει την έννοια, τα χρονικά χαρακτηριστικά, και την κινητική απόκριση στο ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα, ενώ η ενότητα 2.3 εξετάζει την επίδραση του ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος στον νευρομυϊκό και χωρο-χρονικό έλεγχο, συμπεριλαμβάνοντας τις επιδράσεις σε υγιή και διαταραγμένα κινητικά μοτίβα. Τέλος, η ενότητα 2.4 εξετάζει την εγκεφαλική λειτουργία κατά την ακρόαση ακουστικών ερεθισμάτων (σελ. 27-49).

2.2. Ρυθμικό Ακουστικό Ερέθισμα

2.2.1. Έννοια του ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος

Ως *ακουστικό ερέθισμα* ορίζεται οποιοδήποτε ερέθισμα γίνεται αντιληπτό στον άνθρωπο με τη μορφή ήχου. Ο ήχος είναι ένα είδος ακουστικής ενέργειας που προκύπτει από τη δόνηση ενός σώματος (ηχητική πηγή), προκαλώντας την παλινδρομική κίνηση των μορίων του αέρα ή άλλου ελαστικού μέσου, με αποτέλεσμα τη διάδοση ηχητικών κυμάτων. Μέσω των συγκρούσεων των μορίων μεταφέρεται ενέργεια από μόριο σε μόριο και έτσι το ηχητικό κύμα μεταφέρει στο χώρο την ενέργεια ταλάντωσης της ηχητικής πηγής (Hewitt, 2015). Η μετάδοση του

ήχου από την πηγή μέχρι το αυτί οφείλεται στη διάδοση των ηχητικών κυμάτων εντός των μέσων που παρεμβάλλονται μεταξύ πηγής και αυτιού. Τα ηχητικά κύματα υπάρχουν ανεξάρτητα από την ανθρώπινη αίσθηση της ακοής. Η ανθρώπινη ακοή περιορίζεται σε ηχητικά κύματα με συχνότητες από περίπου 20 Hz έως 20.000 Hz (Effenberg 2005; Hewitt, 2015). Αυτό το εύρος διαφοροποιείται, καθώς κατά τη γήρανση μειώνεται η αντίληψη των υψηλών συχνοτήτων, λόγω της εξασθένησης της ακοής με την ηλικία. Ήχοι με συχνότητα εκτός των ορίων αυτών ονομάζονται υπόηχοι ή υπέρηχοι και δεν γίνονται αντιληπτοί από το ανθρώπινο αυτί (Hewitt, 2015). Οι ήχοι που είναι αντιληπτοί από το ανθρώπινο αυτί ονομάζονται ακουστοί ήχοι, ενώ εκείνοι που χρησιμοποιούνται για να διεγείρουν το ακουστικό σύστημα για συγκεκριμένο σκοπό ονομάζονται ακουστικά ερεθίσματα.

Τα *ακουστικά ερεθίσματα*, ανάλογα με το ηχόχρωμά τους (την ιδιαίτερη χροιά ενός ήχου) χωρίζονται σε δύο κατηγορίες: (Α) στα περιοδικά και (Β) στα μη περιοδικά ακουστικά ερεθίσματα (Εικόνα 2.1). Τα περιοδικά ακουστικά ερεθίσματα αποτελούνται από ηχητικά κύματα, τα οποία παράγουν αρμονικές και συνήθως προσφέρουν στον ακροατή ένα ευχάριστο συναίσθημα. Λόγω της περιοδικότητάς τους χαρακτηρίζονται και ως **ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα**. Τα ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα διακρίνονται για τα ισόχρονα ακουστικά γεγονότα που προκαλούν στον ακροατή μία αίσθηση παλμού (Schaefer, 2014; Thaut, 2005) Τα ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα περιλαμβάνουν τόσο απλούς ήχους (κτύπος μετρονόμου), όσο και

σύνθετους (μουσικός ήχος) και διακρίνονται από αντικειμενικά και υποκειμενικά χαρακτηριστικά. Τα αντικειμενικά χαρακτηριστικά αναφέρονται στα φυσικά χαρακτηριστικά που διέπουν όλα τα περιοδικά φαινόμενα και μετριοούνται και περιγράφονται από την επιστήμη της φυσικής (συχνότητα, ένταση, φάσμα συχνοτήτων, διάρκεια, κατευθυντικότητα). Τα υποκειμενικά χαρακτηριστικά αναφέρονται στις αισθήσεις και τις ψυχολογικές επιπτώσεις που έχουν στον ακροατή τα αντικειμενικά χαρακτηριστικά (τονικό ύψος, ακουστότητα, χροιά, διάρκεια, εντοπισμός ήχου στον χώρο (Levitin, 2006).

2.2.2. Χρονικά χαρακτηριστικά του ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος

Ο κτύπος και ο ρυθμός είναι τα κύρια χρονικά χαρακτηριστικά ενός ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος. Ο ακροατής αντιλαμβάνεται τον βασικό κτύπο (beat), που είναι ένας σταθερός, ισόχρονος ήχος και χρησιμεύει ως βάση για τη δομή των υπόλοιπων ηχητικών γεγονότων (Fitch, 2013). Οι κτύποι χαρακτηρίζονται ως ξεχωριστές ενεργειακές εκρήξεις στο χρόνο και συμβαίνουν σε τακτικά επαναλαμβανόμενα διαστήματα, δημιουργώντας αίσθηση παλμού. Οι δομές κτύπων και παλμών αποτελούν τις βασικές μετρικές δομές ενός ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος, από τις οποίες προκύπτουν πιο πολύπλοκες χρονικές δομές, όπως σε ένα μουσικό ακουστικό ερέθισμα (Burger, Thompson, Luck, Saarikallio, & Toivainen, 2013). Ο ρυθμός αφορά την οργάνωση των χρονικών στοιχείων ενός ακουστικού ερεθίσματος και το επαναλαμβανόμενο πρότυπο συνδυασμού ήχων και παύσεων.

2.2.3. Κινητική απόκριση στο ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα

Εδώ και πολλά χρόνια έχει παρατηρηθεί πως ο άνθρωπος αντιδρά αυτόματα με διάφορους τρόπους στο άκουσμα ενός ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος, όπως είναι το ρυθμικό χτύπημα των ποδιών, οι ρυθμικές κινήσεις των χεριών, το λίκνισμα ή το κούνημα του κεφαλιού. Κατά την ακρόαση του, οι άνθρωποι τείνουν να κινούνται με έναν οργανωμένο και ρυθμικό τρόπο (Burger et al., 2013).

2.2.3.1. Συγχρονισμός

Ο οργανωμένος και ρυθμικός αυτός τρόπος οδηγεί σε μία από τις πιο συναρπαστικές αντιδράσεις του ανθρώπου, το **συγχρονισμό της κινητικής δράσης στον «παλμό» του ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος** (Thaut, 2005). Η κινητική δράση εκτελείται χρονομετρημένα ώστε να συμπίπτει με τους περιοδικούς κτύπους του ερεθίσματος (Thaut, 2005). Αυτή η ικανότητα συντονισμού με τη ρυθμική ταχύτητα του ερεθίσματος (tempo) ονομάζεται αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός (Repp, 2005). Αποτελεί κινητική συμπεριφορά κατά την οποία μια κινητική δράση συντονίζεται χρονικά με ένα εξωτερικό ρυθμικό ερέθισμα (Repp, 2005). Η διαδικασία του συγχρονισμού απαιτεί την ικανότητα εκτίμησης της χρονικής διάρκειας μεταξύ διαδοχικών ερεθισμάτων και την ακριβή κινητική απόκριση (Ingy & Richardson, 2002). Ο αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός σε ένα ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα θεωρείται εξέχουσας σημασίας στοιχείο της ανθρώπινης συμπεριφοράς, καθώς συνδέεται με, και διευκολύνει, ένα ευρύ φάσμα δραστηριοτήτων από καθημερινές λειτουργικές έως σύνθετες αθλητικές

καλλιτεχνικές (μουσικές, χορευτικές) δραστηριότητες (Thaut et al., 1998). Επιπλέον, αποτελεί μία σημαντική προσαρμοστική ικανότητα του νευρομυϊκού ελέγχου για την πρόβλεψη και την οργάνωση των χωρο-χρονικών μοτίβων.

2.2.3.2. Ρυθμική κινητική προσέγκυση – παράσυρση

Οι ρυθμικές κινήσεις δηλαδή η επαναλαμβανόμενη εκτέλεση ενός κινητικού μοτίβου, προσδίδουν στο κινούμενο μέλος/η του σώματος τις ιδιότητες ενός αυτοσυντηρούμενου ταλαντωτή. Ένας τέτοιος ταλαντωτής χαρακτηρίζεται από μια ιδιοσυχνότητα, η οποία καθορίζεται από τις εσωτερικές του ιδιότητες και έχει την ικανότητα να αποκαθίσταται μετά από παροδική διαταραχή (Damm et al., 2020). Ο **συγχρονισμός αποτελεί έκφραση της ρυθμικής κινητικής προσέγκυσης-παράσυρσης** και από μηχανικής πλευράς παρατηρείται όταν δύο ταλαντωτές προσαρμόζουν την κίνησή τους λόγω της αλληλεπίδρασής τους. Στόχος αυτής της αλληλεπίδρασης είναι το «κλείδωμα» σε μία κοινή περιοδικότητα το οποίο οδηγεί σε κοινή συχνότητα κίνησης (Damm et al., 2020; Thaut et al., 2014). Όταν οι ταλαντωτές έχουν ασύγχρονες περιόδους κίνησης, τα διαφορετικά ποσά ενέργειας που μεταφέρονται μεταξύ τους προκαλούν αρνητική ανάδραση. Αυτή η αρνητική ανάδραση οδηγεί σε μια διαδικασία προσαρμογής, στην οποία η ενέργεια σταδιακά εξαλείφεται μέχρι οι δύο ταλαντωτές να κινηθούν σε μια συχνότητα συντονισμού ή συγχρονισμού. Ο «ισχυρότερος» ταλαντωτής κλειδώνει τον «ασθενέστερο» στη συχνότητά του.

Στην περίπτωση του ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος που προέρχεται από τεχνητά μέσα (αμετάβλητη περιοδικότητα), ο ισχυρός ταλαντωτής είναι το ακουστικό ερέθισμα. Το κινητικό σύστημα, ως ο "ασθενέστερος" ταλαντωτής, προσελκύεται και παρασύρεται από το ακουστικό ερέθισμα, επιταχύνοντας ή επιβραδύνοντας για να ταιριάζει με την περιοδικότητά του.

Ένας σημαντικός παράγοντας σε αυτή την αλληλεπίδραση είναι η συχνότητα αποσυντονισμού, δηλαδή η διαφορά μεταξύ της ιδιοσυχνότητας των δύο ταλαντωτών (Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996; Thaut et al., 1998; Thaut & Abiru, 2010; Wittwer et al., 2013). Όταν η διαφορά μεταξύ των δύο φυσικών συχνοτήτων είναι μεγάλη, η αλληλεπίδρασή τους δεν έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία κοινής συχνότητας ταλάντωσης. Αντίθετα, όταν η διαφορά είναι εντός ενός συγκεκριμένου εύρους, που ορίζει την περιοχή συγχρονισμού, η συχνότητα κάθε ταλαντωτή παρασύρεται προς μια ίση συχνότητα και λαμβάνει χώρα ο συγχρονισμός (Damm et al., 2020). Ως εκ τούτου, η δυναμική της ρυθμικής κινητικής προσέλκυσης σε ένα ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα εξαρτάται από τη διαφορά μεταξύ της ρυθμικής ταχύτητας του ακουστικού ερεθίσματος και της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης (Repp 2005; Coste et al., 2018; Thaut, 2005). Δεδομένου ότι η ιδιοσυχνότητα της κίνησης είναι κατά μία έννοια σταθερή, για να επιτευχθεί συγχρονισμός, η συχνότητα (ρυθμική ταχύτητα) του ακουστικού ερεθίσματος πρέπει να ρυθμίζεται αναλόγως, ώστε να λειτουργεί ως

διεγέρτης εξαναγκασμού της περιοδικότητας της κίνησης.

2.2.3.3. Συγχρονισμός και μεταβλητότητα

Ο στόχος σε μια εργασία συγχρονισμού είναι η παραγωγή μιας ακολουθίας αποκρίσεων με πραγματική περίοδο/συχνότητα ίδια με αυτή της ακολουθίας του εξωτερικού ερεθίσματος και με μηδενική διαφορά φάσης μεταξύ της κινητικής απόκρισης και του ερεθίσματος (Thaut, 1998). Ωστόσο, στην πραγματικότητα, ο συγχρονισμός των κινητικών ενεργειών κυμαίνεται σε κάθε απόκριση, έτσι ώστε τα διαστήματα μεταξύ των αποκρίσεων να παρουσιάζουν **σημαντική στατιστική μεταβλητότητα** λόγω διαφόρων εξωτερικών και εσωτερικών παραγόντων και πηγών θορύβου (Gilden et al., 1995, Schulze 1992, Vos & Helsen 1997; Wing & Kristoffersen 1973). Τόσο στην αντίληψη όσο και στην παραγωγή χρονισμένης κίνησης υπάρχει μια ποικιλία στη χρονική ακρίβεια (Hazeltine, 1997). Η διαφορά μεταξύ της **χρονικής στιγμής** μιας κινητικής απόκρισης και της **χρονικής στιγμής** εμφάνισης του αντίστοιχου συμβάντος **του εξωτερικού ερεθίσματος** ονομάζεται ασυγχρονία ή σφάλμα συγχρονισμού (synchronization errors). Οι ασυγχρονίες αποτελούν τα βασικά δεδομένα σε κάθε μελέτη αισθητηριοκινητικού συγχρονισμού (Repp, 2013). Ερευνητές του αισθητηριοκινητικού συγχρονισμού παρατήρησαν ότι οι κρούσεις των δακτύλων έτειναν να προηγούνται των περιοδικών ηχητικών τόνων κατά λίγες δεκάδες χιλιοστά του δευτερολέπτου, αντί του να κατανέμονται συμμετρικά γύρω από

τις ενάρξεις των ηχητικών τόνων. Αυτό το φαινόμενο ονομάζεται μέση αρνητική ασυγχρονία (negative mean asynchrony), έχει παρατηρηθεί στις περισσότερες μελέτες του αισθητηριοκινητικού συγχρονισμού και έχει προκαλέσει σημαντική έρευνα (Aschersleben, 2002). Η τυπική απόκλιση των ασυγχρονιών αποτελεί δείκτη σταθερότητας (Repp, 2013). Ο μέσος όρος και η **μεταβλητότητα** των χρονοδιαστημάτων μεταξύ δύο κινητικών αποκρίσεων επίσης αναφέρονται συχνά στις περισσότερες εργασίες συγχρονισμού, καθώς δείχνουν την **ικανότητα διατήρησης ενός σταθερού ρυθμικού προτύπου** (Repp, 2013). Η **μεταβλητότητα** των ασυγχρονιών και των παραγόμενων χρονοδιαστημάτων των κινητικών αποκρίσεων αποτελούν σημαντικό δείκτη της **ικανότητας συγχρονισμού**. Ο αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός δεν μπορεί να διατηρηθεί χωρίς μηχανισμούς διόρθωσης λάθους, ακόμη και αν οι κινητικές αποκρίσεις ξεκινήσουν χωρίς καμία ασυγχρονία και συνεχίσουν ακριβώς με συχνότητα που ν' αντιστοιχεί στη ρυθμική ταχύτητα του ελκυστή (Repp, 2005). Χωρίς διορθωτικούς μηχανισμούς, οι εγγενείς μεταβλητότητες σε κάθε περιοδική κινητική δράση θα συσσωρευόνταν από απόκριση σε απόκριση και η πιθανότητα για μεγάλες ασυγχρονίες θα αυξανόταν σταθερά (Hagy & Moore, 1987a; Voillaume, 1971, Vorberg & Wing, 1996). Οι διορθωτικοί μηχανισμοί λαθών που αφορούν τη φάση συγχρονισμού εμποδίζουν τις μεγάλες ασυγχρονίες, εντούτοις τείνουν να αυξάνουν ελαφρώς τη μεταβλητότητα του χρονοδιαστήματος των κινητικών αποκρίσεων, ειδικά στις αργές ρυθμικές ταχύτητες (Madison, 2001;

Repp, 2013; Semjen et al., 2000). Αρκετές ρυθμικές κινητικές δράσεις, εκούσια ή ακούσια, συγχρονίζονται με εξωτερικούς ρυθμικούς διεγέρτες, π.χ., ακουστικά, απτικά ή οπτικά ρυθμικά πρότυπα. Κατά την εκτέλεση αυτών των κινήσεων, οι μηχανισμοί χρονισμού του νευρομυϊκού ελέγχου είναι υπεύθυνοι για τη προσαρμογή της κινητικής απόκρισης και τη συνεχή παρακολούθηση των εξωτερικών πληροφοριών χρονισμού.

2.3. Επίδραση ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος στο νευρομυϊκό και χωρο-χρονικό έλεγχο (μεταβλητότητα κίνησης).

Τα τελευταία χρόνια, οι ερευνητές έχουν δείξει ένα αυξανόμενο ενδιαφέρον στη μελέτη του ρόλου των **ακουστικών ερεθισμάτων** και ιδιαίτερα των **ρυθμικών** στην **κινητική απόδοση** με στόχο την καλύτερη κατανόηση του τρόπου με τον οποίο οι ακουστικές πληροφορίες καθοδηγούν τις κινητικές δράσεις (Coste et al., 2018; Ghai, 2018; Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996; Thaut & Abiru, 2010; Repp, 2005; Schaefer 2014; Varlet et al., 2018). Τα ευρήματα δείχνουν ότι τα **ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα** έχουν πράγματι επίδραση στην κινητική εκτέλεση και απόδοση, καθώς τα περιοδικά ακουστικά πρότυπα για τα οποία διακρίνονται, λειτουργούν ως προειδοποιητικά και συνεχή χρονικά σημεία αναφοράς στα οποία οι κινήσεις προσελκύνονται (Ghai, 2018; Murgia et al., 2018; Scaffert et al., 2013; Thaut et al., 1996; Thaut & Abiru, 2010). Η προσέλκυση των κινητικών αποκρίσεων στο χρονικό πρότυπο των ακουστικών ερεθισμάτων (ταύτιση συχνότητας κίνησης με τη συχνότητα/ρυθμική ταχύτητα του ακουστικού ερεθίσματος) (Murgia et al., 2018;

Scaffert et al., 2013; Thaut & Abiru, 2010), είναι δυνατή λόγω της ευελιξίας του **νευρομυϊκού ελέγχου** και συγκεκριμένα των *μηχανισμών χρονισμού*. Οι μηχανισμοί χρονισμού οργανώνουν και προσαρμόζουν την κινητική απόκριση κατά την αισθητηριακή είσοδο στο ακουστικό σύστημα και μεταβάλουν την ταχύτητα εκτέλεσης της κίνησης σύμφωνα με την αντιληπτή ρυθμική ταχύτητα του προσλαμβανόμενου ακουστικού ερεθίσματος (Coste et al., 2018; Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996; Thaut & Abiru, 2010). Ωστόσο, η πλειοψηφία των μελετών εστιάζει στην επίδραση των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στο παραγόμενο χωρο-χρονικό πρότυπο, χωρίς να δίνει σημαντική βάση στην αξιολόγηση της **μεταβλητότητας** που προκύπτει σε αυτό, παρά το γεγονός ότι η μεταβλητότητα αποτελεί σημαντική ένδειξη του τρόπου με τον οποίο ο **νευρομυϊκός έλεγχος** ανταποκρίνεται σε αυτά τα εξωτερικά ερεθίσματα διατάραξης.

2.3.1. Επίδραση ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος στη μεταβλητότητα υγιών κινητικών μοτίβων

2.3.1.1. Ορθοστατική ταλάντωση

Ο Ross και οι συνεργάτες του (2016) διερεύνησαν την *άμεση επίδραση* της παρακινητικής ιδιότητας (groove: αίσθηση της μουσικής ώθησης για ρυθμική κίνηση) των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (PAE) στην ακούσια ταλάντωση του σώματος κατά την όρθια στάση, αναδεικνύοντας την επίδραση τους στον νευρομυϊκό έλεγχο. Οι συμμετέχοντες (N = 40, μέση ηλικία = 22.25 ± 4.00 έτη) αξιολογήθηκαν ως προς τη **μεταβλητότητα** της συνισταμένης ακούσιας ταλάντωσης

(radial sway variability = $ri = \sqrt{x^2 + y^2}$) του σώματος κατά την όρθια στάση σε 3 συνθήκες: (A) χωρίς PAE, (B) υπό την ακρόαση 3 PAE με υψηλή παρακινητική ιδιότητα και (Γ) υπό την ακρόαση 3 PAE με χαμηλή παρακινητική ιδιότητα. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως η παρακινητική ιδιότητα και ο βαθμός της, είχαν σημαντική επίδραση στη μεταβλητότητα της συνισταμένης ταλάντωσης, με τη μικρότερη μεταβλητότητα να εμφανίζεται στα PAE με υψηλή παρακινητική ιδιότητα και τη μεγαλύτερη στη συνθήκη χωρίς PAE.

2.3.1.2. Βάδιση

Ο Wittwer και οι συνεργάτες του (2013), διερεύνησαν την *άμεση επίδραση* διαφορετικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (μετρονόμος -μουσική) στο *χωρο-χρονικό μοτίβο και τη μεταβλητότητα* της βάδισης σε *υγιείς ηλικιωμένους* (N = 19, μέση ηλικία 79.0 ± 7.8 ετών). Οι δοκιμαζόμενοι αξιολογήθηκαν στη κινητική δοκιμασία βάδισης στις συνθήκες: (A) στη προτιμώμενη συχνότητα κίνησης - χωρίς PAE (συνθήκη ελέγχου), (B) με οδηγία συγχρονισμού υπό την ακρόαση μουσικού ΑΕ (Pomp and Circumstance March No. 1 in D – Elgar) και (Γ) με οδηγία συγχρονισμού υπό την ακρόαση μετρονομικού ΑΕ. Η ρυθμική ταχύτητα των PAE ήταν προσαρμοσμένη στην προτιμώμενη συχνότητα βάδισης του κάθε δοκιμαζόμενου (υπολογίσθηκε από τις 6/8 προσπάθειες της συνθήκης ελέγχου). Σε κάθε συνθήκη εκτελέστηκαν 8 προσπάθειες, εκ των οποίων οι δύο ήταν προσπάθειες εξοικείωσης. Στους δοκιμαζόμενους δόθηκε η εντολή για προσπάθεια

βάδισης με τη ρυθμική ταχύτητα των ακουστικών ερεθισμάτων. Οι μεταβλητές που αξιολογήθηκαν (GAITRite electronic walkway: CIR Systems, Inc., Havertown, PA 19083, USA, 80 Hz) για το χωρο-χρονικό κινητικό μοτίβο ήταν: (Α) η ταχύτητα βάδισης, (Β) το μήκος ζεύγους βημάτων, (Γ) το πλάτος διασκελισμού, (Δ) η διάρκεια αιώρησης, (Ε) η διάρκεια διασκελισμού, (ΣΤ) η διάρκεια διποδικής στήριξης (% κύκλου βάδισης), (Ζ) ο ρυθμός βάδισης, και για τη μεταβλητότητα του χωρο-χρονικού μοτίβου ήταν: (Η) η μεταβλητότητα του ρυθμού βάδισης (βήματα ανά λεπτό), (Θ) η μεταβλητότητα του μήκους ζεύγους βημάτων, μεταβλητότητα, (Ι) η μεταβλητότητα της διάρκειας ζεύγους βημάτων και (Κ) η μεταβλητότητα της διάρκειας αιώρησης. Οι μεταβλητές αφορούσαν στις μέσες τιμές από το σύνολο 32 ± 5.5 βημάτων που αναλύθηκαν για κάθε δοκιμαζόμενο και τη μέση τιμή των προσπαθειών κάθε συνθήκης από τις οποίες είχαν αφαιρεθεί οι προσπάθειες με τη μέγιστη και ελάχιστη συχνότητα βάδισης. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα μια μέση διαφορά στην συχνότητα μεταξύ ταχύτερης και πιο αργής βάδισης περίπου 3.5 ± 2.2 cm/s σε όλες τις συνθήκες (η οποία ήταν χαμηλότερη από μια αναφερόμενη ελάχιστη κλινικά σημαντική τιμή μεταβολής 4.15 cm/s). Ο μέσος ρυθμός βάδισης ήταν 115.4 ± 9.1 βήματα/λεπτό και η μέση ρυθμική ταχύτητα των ΑΕ ήταν 115.4 ± 8.8 bpm ($p = 0.96$). Ως προς τις χωρο-χρονικές παραμέτρους τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι συμμετέχοντες περπατούσαν σημαντικά γρηγορότερα (1.29 m/s έναντι 1.24 m/s, $p < 0.05$) με σημαντικά μεγαλύτερο μήκος ζεύγους

βημάτων (1.33 m έναντι $1,3$ m, $p < 0.025$) υπό την ακρόαση μουσικού ΡΑΕ συγκριτικά με τη συνθήκη ελέγχου (χωρίς ΡΑΕ). Η μέση διάρκεια ζεύγους βημάτων (αλλά όχι η διάρκεια αιώρησης) καθώς και διάρκεια διποδικής στήριξης μειώθηκαν σημαντικά τόσο υπό την ακρόαση μουσικού ΡΑΕ (1.035 s έναντι 1.048 s και 24.20% έναντι 25.2 , $p < 0.05$) όσο και υπό την ακρόαση του μετρονομικού ΡΑΕ (1.037 s έναντι 1.048 s και 24.21% έναντι 25.2 , $p < 0.05$) σε σύγκριση με τη συνθήκη ελέγχου (χωρίς ΡΑΕ). Σημαντική διαφορά εμφανίστηκε επίσης και για το ρυθμό βάδισης μεταξύ συνθηκών που υποδηλώνει ότι, ο ρυθμός βάδισης (βήματα ανά λεπτό) αυξήθηκε υπό την ακρόαση μουσικού ΡΑΕ (116.7 βήματα ανά λεπτό έναντι 115.4 βημάτων ανά λεπτό) και μετρονομικού ΡΑΕ (116.5 βήματα/λεπτό έναντι 115.4 βήματα/λεπτό) αλλά το μέγεθος της αύξησης ήταν μόνο περίπου 1 βήμα / λεπτό. Το μέσο πλάτος ζεύγους βημάτων δεν διέφερε σημαντικά μεταξύ των τριών συνθηκών. Όσον αφορά τη μεταβλητότητα *δεν υπήρχε* σημαντική διαφορά αυτής μεταξύ των τριών συνθηκών ούτε στις χωρικές παραμέτρους (μήκος ζεύγους βημάτων), ούτε στις χρονικές (ρυθμός βάδισης, διάρκεια ζεύγους βημάτων και διάρκεια αιώρησης). Οι ερευνητές αναδεικνύουν την θετική επίδραση των ΡΑΕ στο χωρο-χρονικό μοτίβο της βάδισης, με το μουσικό ΡΑΕ (πιο σύνθετο ερέθισμα) να επιφέρει καλύτερη κινητική απόδοση συγκριτικά με το μετρονομικό (πιο απλό ερέθισμα). Οι μεταβολές στις χωρο-χρονικές παραμέτρους προέκυψαν χωρίς σημαντικές διακυμάνσεις στις παραμέτρους μεταβλητότητας, αποτέλεσμα που

υποδεικνύει ότι η απόδοση του κινητικού μοτίβου βελτιώθηκε διατηρώντας ταυτόχρονα και τη σταθερότητα του τόσο στο χρόνο όσο και στο χώρο.

Ο Horsak και συνεργάτες του (2016), διερεύνησαν την επίδραση **κατασκευασμένων ήχων βήματος σε πραγματικό χρόνο** (ανατροφοδότηση) στο **χωρο-χρονικό μοτίβο και τη μεταβλητότητα** της βάδισης σε υγιείς ενήλικες. Κατασκεύασαν την συσκευή SONIGait η οποία είναι ικανή να συλλαμβάνει δεδομένα πελματιαίας πίεσης μέσα από πάτους που ενσωματώνουν 7 αισθητήρες τοποθετημένους στην περιοχή της πτέρνας και κατά μήκος του πλευρικού τμήματος του πέλματος, μέχρι το πρόσθιο μέρος του ποδιού και τις μεταταρσιοφαλαγγικές αρθρώσεις (αναπαράσταση πελματιαίας πίεσης καθ' όλη τη ροή της κίνησης). Τα δεδομένα λαμβάνονται με συχνότητα δειγματοληψίας 100 Hz, μεταδίδονται ασύρματα μέσω Bluetooth σε κινητό τηλέφωνο με σύστημα Android (έκδοση 4.3 και άνω) και παράγεται ήχος σε πραγματικό χρόνο (simple synthesis algorithms generate audio in real-time). Ο κάθε αισθητήρας παράγει ηχητικό σήμα όταν δεχθεί πίεση πάνω από ένα όριο. Η μεταβολή της πίεσης οδηγεί και σε μεταβολή της έντασης του ήχου. Ο συνολικός ήχος βήματος προκύπτει από τις μεταβολές στις πιέσεις και των 7 αισθητήρων. Για την διερεύνηση των **άμεσων επιδράσεων** των ήχων βημάτων που προέρχονται από την παραπάνω συσκευή, 12 υγιείς ενήλικες (6 άνδρες και 6 γυναίκες, ηλικίας 35 ± 5 ετών και 38 ± 7 ετών, αντίστοιχα), κλήθηκαν να βαδίσουν με την προτιμώμενη ταχύτητα σε διάδρομο 8 μέτρων (7 προσπάθειες) σε 6 συνθήκες PAE: μία συνθήκη χωρίς την ακρόαση PAE και

5 συνθήκες PAE, μία για κάθε τύπο ήχου βήματος που δημιουργήθηκε. Συγκεκριμένη για τους ήχους βήματος χρησιμοποιήθηκαν 5 τύποι-ηχητικές συνθέσεις: (Α) φιλτραρισμένος (band-pass filtered) λευκός θόρυβος (Β) ένας τόνος εμπλουτισμένος με δύο αρμονικές, (Γ) σύνθετος ήχος διαμόρφωσης συχνότητας, η συχνότητα αλλάζει σύμφωνα με έναν διαμορφωτή (ελέγχεται από δεδομένα εισερχόμενης δύναμης), (Δ) ένας τόνος με τη συχνότητά του να ελέγχεται από δεδομένα εισερχόμενης δύναμης (συχνότητα που εξαρτάται από τη δύναμη) και (Ε) λευκός θόρυβος, όπου η συχνότητα του σχετίζεται με τη μέγιστη δύναμη. Για την ανάλυση χρησιμοποιήθηκαν οι 5 τελευταίες από τις 7 προσπάθειες, και 15 βήματα συνολικά για κάθε άτομο ανά προσπάθεια (2 synchronous FDM 1.5 systems ZEBRIS, Germany). Οι μεταβλητές που αξιολογήθηκαν για το **χωρο-χρονικό κινητικό πρότυπο** ήταν: (Α) ο ρυθμός βάδισης (βήματα ανά λεπτό), (Β) η ταχύτητα βάδισης και το (γ) το μήκος βήματος καθώς και η **μεταβλητότητα** αυτών των παραμέτρων. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι **δεν υπήρχε σημαντική διαφορά στη μεταβλητότητα των χωρο-χρονικών παραμέτρων** είτε η βάδιση γινόταν υπό την ακρόαση PAE είτε χωρίς. Ωστόσο, σημαντική μείωση παρατηρήθηκε στο ρυθμό βάδισης (βήματα ανά λεπτό) ($p < 0.01$) υπό την ακρόαση PAE (ανεξαρτήτως τύπου), ενώ σημαντική αύξηση της ταχύτητας παρατηρήθηκε κατά την ακρόαση του PAE που αφορούσε φιλτραρισμένο λευκό θόρυβο ($p = 0.04$) συγκριτικά με τη συνθήκη χωρίς PAE. Τα αποτελέσματα αυτά υποδηλώνουν ότι τα PAE που προέρχονται από την ηχητικοποίηση της κίνησης σε πραγματικό χρόνο

είναι ικανά να επηρεάσουν το χρονικό πρότυπο της φυσιολογικής βάδισης. Ωστόσο, ο μικρότερος ρυθμός βάδισης (βήματα ανά λεπτό) δείχνει ότι η ακουστική ανατροφοδότηση έκανε τους δοκιμαζόμενους να περπατήσουν πιο αργά. Αυτό ίσως υποδηλώνει πως υπήρχε δυσκολία στον χειρισμό της ανατροφοδότησης, ή μία μεγαλύτερη προσπάθεια στο να ταιριάξουν το κινητικό τους πρότυπο με τα ΡΑΕ. Όμως, μία μεγαλύτερη προσπάθεια να ταιριάξουν το κινητικό τους πρότυπο με τα ΡΑΕ θα είχε ως αποτέλεσμα την αύξηση της μεταβλητότητας, κάτι που δεν παρατηρήθηκε στη συγκεκριμένη μελέτη. Ενδεχομένως λοιπόν, να χρειάζεται ένας χρόνος εξοικείωσης και προσαρμογής σε τέτοιου είδους ερεθίσματα.

Μια ιδιότητα των μουσικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων που φαίνεται να έχει ρόλο στην επίδραση τους στην κινητική απόδοση είναι η παρακινητική ιδιότητα (εκείνο το χαρακτηριστικό ενός ακουστικού ερεθίσματος που διεγείρει και ωθεί το άτομο για κίνηση, γνωστό ως groove). Στη μελέτη τους η Leow και οι συνεργάτες της (2021), η οποία είχε ως γενικό σκοπό τη διερεύνηση του τρόπου με τον οποίο η **παρακινητική ιδιότητα μουσικών ακουστικών ερεθισμάτων** επηρεάζει το πρότυπο της βάδισης, εξέτασαν την **επίδραση της παρακινητικότητας στο νευρομυϊκό έλεγχο μέσω της μεταβλητότητα της βάδισης υγιών ενηλίκων** (N = 20, εύρος ηλικίας: 18-35 έτη) και **ηλικιωμένων** (N = 18, εύρος ηλικίας: 55–82) (χρησιμοποιώντας τον συντελεστή διακύμανσης (CV: coefficient of variation), δηλαδή την τυπική απόκλιση διαιρούμενη με τη μέση τιμή) για την ταχύτητα ζεύγους

βημάτων, τη διάρκεια ζεύγους βημάτων και το μήκος ζεύγους βημάτων). Ο συμμετέχοντες αρχικά αξιολογήθηκαν ως προς την ικανότητα αντίληψης παλμού, εκτέλεσαν 16 προσπάθειες βάδισης υπό την ακρόαση μουσικών ρυθμικών ερεθισμάτων οι οποίες αποτελούνταν από 4 μουσικές συνθήκες (2 προσπάθειες σε κάθε συνθήκη): χαμηλή παρακινητική ιδιότητα χωρίς μετρονόμο, υψηλή παρακινητική ιδιότητα χωρίς μετρονόμο, χαμηλή παρακινητική ιδιότητα με ενσωματωμένους κτύπους μετρονόμου, υψηλή παρακινητική ιδιότητα με ενσωματωμένους κτύπους μετρονόμου. Όλες οι προσπάθειες για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος εκτελέστηκαν (Α) με οδηγία για συγχρονισμό των βημάτων με τους κτύπους του ερεθίσματος και (Β) με οδηγία για ελεύθερη βάδιση με όποιον τρόπο αισθάνονταν πιο φυσικό. Όλα τα ερεθίσματα τροποποιήθηκαν ως προς τη ρυθμική ταχύτητα ώστε αυτή να ταιριάζει με τη προτιμώμενη συχνότητα βάδισης του κάθε συμμετέχοντα.

Όσον αφορά τις προσπάθειες με **οδηγία συγχρονισμού**, από το σύνολο των αποτελεσμάτων φάνηκε ότι η βάδιση κατά την προσπάθεια συγχρονισμού με μουσικά ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα, ανεξαρτήτως παρακινητικής ιδιότητας είχε μεγαλύτερη μεταβλητότητα στις εξεταζόμενες παραμέτρους. Τα μουσικά ακουστικά ερεθίσματα με χαμηλή παρακινητική ιδιότητα έτειναν να αυξάνουν τη μεταβλητότητα βάδισης περισσότερο από αυτά με την υψηλή παρακινητική ιδιότητα, όπως φαίνεται από την κύρια επίδραση της παρακινητικής ιδιότητας στη μεταβλητότητα της ταχύτητας, και στη μεταβλητότητα της διάρκειας

ζεύγους βημάτων. Επίσης, η ικανότητα αντίληψης παλμού φαίνεται να επηρεάζει το νευρομυϊκό έλεγχο, καθώς τα άτομα με χαμηλή ικανότητα αντίληψης παλμού εμφάνισαν υψηλότερη μεταβλητότητα. Για τη μεταβλητότητα του μήκους ζεύγους βημάτων βρέθηκε σημαντική αλληλεπίδραση της παρακινητικής ιδιότητας, των κτύπων μετρονόμου και της αντίληψης παλμού, όπου τα άτομα με χαμηλή ικανότητα αντίληψης παλμού εμφάνισαν χαμηλότερη μεταβλητότητα στα ακουστικά ερεθίσματα με ενσωματωμένους κτύπους μετρονόμου. Επίσης, μεγαλύτερη μεταβλητότητα στο μήκος ζεύγους βημάτων εμφάνισαν οι ηλικιωμένοι με χαμηλή ικανότητα αντίληψης παλμού, συγκριτικά με τους ηλικιωμένους με υψηλή ικανότητα. Αντίθετα οι νέοι ενήλικες εμφάνισαν παρόμοιες τιμές μεταβλητότητας ανεξαρτήτως ικανότητας αντίληψης παλμού. Τέλος, η παρακινητική ιδιότητα είχε σημαντική επίδραση στη μεταβλητότητα βάδισης ανεξαρτήτως οδηγίας για συγχρονισμό, με τα μουσικά ακουστικά ερεθίσματα υψηλής παρακινητικής ιδιότητας να επιφέρουν ταχύτερη βάδιση, με χαμηλότερη μεταβλητότητα στην ταχύτητα βάδισης και στη διάρκεια διασκελισμού. Σημαντικό είναι να αναφερθεί ότι, συγκριτικά με τη βάδιση χωρίς ακουστικό ερέθισμα (συνθήκη ελέγχου), όλες οι προσπάθειες βάδισης υπό την καθοδήγηση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων, αν και εμφάνισαν διαφορές μεταξύ τους, δεν επέφεραν σημαντικές μεταβολές στο χωρο-χρονικό πρότυπο και τη μεταβλητότητα. Συμπερασματικά, η παρακινητική ιδιότητα μουσικών ακουστικών ερεθισμάτων πρέπει να

λαμβάνεται υπόψη όταν αυτά χρησιμοποιούνται για τη καθοδήγηση κινητικών δράσεων, τόσο σε ηλικιωμένους όσο και σε νεαρούς ενήλικες καθώς αυτή φαίνεται να παίζει σημαντικό ρόλο στο νευρομυϊκό έλεγχο και τις κινητικές αποκρίσεις.

2.3.1.3. Καθίσματα (Squats)

Οι King και Hannan (2019) αξιολόγησαν το συντονισμό των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια της άσκησης καθίσματα που εκτελέστηκαν σε δύο διαφορετικές συχνότητες. Οι συμμετέχοντες ($N = 18$, μέση ηλικία = 23.17 ± 1.72 έτη) ολοκλήρωσαν δύο προσπάθειες εκτέλεσης της καθίσματα από 20 επαναλήψεις η καθεμία, (A) στη προτιμώμενη συχνότητα κίνησης και (B) σε μη προτιμώμενη, δηλαδή επιβαλλόμενη υπό την καθοδήγηση ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος (μετρονόμος - 60 bpm). Χρησιμοποιώντας τη μέθοδο κινηματικής καταγραφής μέσω βιντεοκάμερας (8 κάμερες: Qualisys, Göteborg, Sweden) και από τα δεδομένα γωνιακών μεταβολών των μελών του σώματος, υπολογίστηκε ο συντονισμός ανά ζεύγος μελών και η μεταβλητότητα συντονισμού για τα ζεύγη (άκρο πόδι-κνήμη, κνήμη-μηρός, μηρός-κορμός), στα τρία επίπεδα κίνησης κατά τη φάση καθόδου και τη φάση ανόδου σε ένα κύκλο καθίσματος. Τόσο η παράμετρος συντονισμού όσο και η μεταβλητότητα της δεν εμφάνισε σημαντικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών προτιμώμενη και μη προτιμώμενη / επιβαλλόμενη συχνότητα κίνησης. Ωστόσο, στη παρούσα μελέτη η προτιμώμενη συχνότητα για το κινητικό μοτίβο των καθισμάτων βρέθηκε παραπλήσια της συχνότητας του μετρονόμου που

χρησιμοποιήθηκε ως μη προτιμώμενη / επιβαλλόμενη (60 bpm).

2.3.1.4. Εκκρεμοειδείς κινήσεις μελών του σώματος (hand-held pendulum swinging)

Ο Varlet και οι συνεργάτες του (2018) διερεύνησαν μέσω δύο πειραμάτων τις επιδράσεις του τονικού ύψους και της ρυθμικής ταχύτητας στην κινητική προσέλευση και τη σταθεροποίηση της κίνησης. Εφάρμοσαν το κινητικό πρότυπο της ταλαντωτικής κίνησης του χεριού το οποίο κρατούσε ένα εκκρεμές, κατά την ακρόαση μετρονόμου είτε χαμηλού τονικού ύψους (100 Hz) είτε υψηλού (1600 Hz). Στο πρώτο πείραμα, 24 υγιείς ενήλικες (18 γυναίκες και 6 άνδρες, μέσης ηλικίας 22.13 ± 4.57 έτη), ήταν καθόμενοι σε καρέκλα με προσαρμοσμένο στήριγμα για το δεξί χέρι στο οποίο ήταν τοποθετημένος ο πήγης του συμμετέχοντος, εκτέλεσαν την κίνηση αιώρησης του εκκρεμούς παράλληλα με το οβελιαίο επίπεδο από τη δεξιά πλευρά του σώματος.

Η προτιμώμενη συχνότητα κίνησης του κάθε συμμετέχοντα καταγράφηκε κατά τη εκτέλεση της κίνησης με εκκρεμές υψηλού και χαμηλού αδρανειακού φορτίου (3 προσπάθειες για το καθένα, 60 κύκλοι κίνησης/προσπάθεια) κατά την απουσία ακουστικού ερεθίσματος. Στη συνέχεια δόθηκαν στον συμμετέχοντα ακουστικά για να παρουσιαστούν τα ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα (μετρονόμος) με ρυθμική ταχύτητα ίση με την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης του κάθε ατόμου. Δύο ανεξάρτητες μεταβλητές, το *τονικό ύψος του ερεθίσματος* (χαμηλό τονικό ύψος: 100 Hz, υψηλό τονικό ύψος: 1600 Hz και ελέγχου: σίγαση) και το *αδρανειακό φορτίο του*

εκκρεμούς υψηλό: αργή συχνότητα κίνησης και χαμηλό: υψηλή συχνότητα κίνησης) εξετάσθηκαν σε 30 προσπάθειες, που αντιπροσωπεύουν 6 συνθήκες με μία προσπάθεια για καθμία: (Α) υψηλό φορτίο/χαμηλό τονικό ύψος, (Β) υψηλό φορτίο/υψηλό τονικό ύψος, (Γ) υψηλό φορτίο/σίγαση, (Δ) χαμηλό φορτίο/χαμηλό τονικό ύψος, (Ε) χαμηλό φορτίο/υψηλό τονικό ύψος, (ΣΤ) χαμηλό φορτίο/σίγαση.

Κάθε προσπάθεια με ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα περιλάμβανε 8 δευτερόλεπτα χωρίς ακουστικό ερέθισμα το οποίο ακολουθούσαν 45 κύκλοι ακουστικού ερεθίσματος, και παρουσιάζονταν στη προτιμώμενη συχνότητα κίνησης κάθε συμμετέχοντα. Κάθε προσπάθεια ελέγχου είχε την ίδια διάρκεια, 8 δευτερόλεπτα ακολουθούμενα από 45 κύκλους στη προτιμώμενη συχνότητα κάθε συμμετέχοντα, αλλά χωρίς κανένα ακουστικό ερέθισμα. Τα αποτελέσματα μεταβλητότητας έδειξαν, σημαντική επίδραση του αδρανειακού φορτίου του εκκρεμούς, με το χαμηλό αδρανειακό φορτίο (το οποίο οδηγούσε σε υψηλότερη προτιμώμενη συχνότητα κίνησης) να εμφανίζει μεγαλύτερη μεταβλητότητα στη περίοδο της κίνησης (διάρκεια κύκλου κίνησης) συγκριτικά με το υψηλό αδρανειακό φορτίο. Ωστόσο, τα διαφορετικά τονικά ύψη δεν επηρέασαν τη χρονική μεταβλητότητα. Σημαντικό αποτέλεσμα ήταν ότι, η χρονική και χωρική μεταβλητότητα κίνησης (περιόδου και πλάτους ταλάντωσης, αντίστοιχα) τόσο με το χαμηλό όσο και με το υψηλό αδρανειακό φορτίο του εκκρεμούς, μειώθηκε σημαντικά για τους συμμετέχοντες με υψηλή εγγενή μεταβλητότητα ενώ αυξήθηκε για τους συμμετέχοντες με χαμηλή

εγγενή μεταβλητότητα. Αυτό το εύρημα είναι αξιολογημένο, καθώς δείχνει ότι οι επιδράσεις των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στη σταθερότητα της κίνησης ενός ατόμου δεν είναι απαραίτητα ευεργετικές, και ότι οι αναλύσεις σε επίπεδο ομάδας μπορεί να μην αντικατοπτρίζουν τις πραγματικές επιπτώσεις ενός συγκεκριμένου τύπου διέγερσης στη σταθερότητα της κίνησης σε ατομικό επίπεδο.

Στο δεύτερο πείραμα τους, 24 υγιείς ενήλικες (18 γυναίκες και 6 άνδρες, μέσης ηλικίας 20.33 ± 2.84 έτη), εκτέλεσαν την ίδια διαδικασία με το πρώτο πείραμα, με τη διαφορά ότι χρησιμοποιήθηκε μόνο ένα εκκρεμές με ιδιοσυχνότητα 0.94 Hz, με μεσαίο αδρανειακό φορτίο (μήκος 45 cm και μάζα 75 g) και τα ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα παρουσιάστηκαν τόσο τη προτιμώμενη συχνότητα του καθενός όσο και σε συχνότητα $\pm 10\%$ αυτής. Οι δύο εξαρτημένες μεταβλητές που αξιολογήθηκαν ήταν το τονικό ύψος του ερεθίσματος (χαμηλό τονικό ύψος: 100 Hz, υψηλό τονικό ύψος: 1600 Hz και ελέγχου: σίγαση) και η ρυθμική ταχύτητα του ερεθίσματος (προτιμώμενη συχνότητα, -10% της προτιμώμενης, $+10\%$ της προτιμώμενης). Τα αποτελέσματα για τις παραμέτρους της μεταβλητότητας έδειξαν ότι η μεταβλητότητα της περιόδου κίνησης των συμμετεχόντων που ήταν εγγενώς πιο μεταβλητοί, μειώθηκε με την παρουσία ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων που διέθεταν συχνότητα κοντά στη προτιμώμενη συχνότητα κίνησης του συμμετέχοντος (επεκτείνοντας τα αποτελέσματα του Πειράματος 1). Η μεταβλητότητα του πλάτους ταλάντωσης μειώθηκε με το ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα χαμηλού τονικού ύψους, αναδεικνύοντας περαιτέρω τα

οφέλη των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων για τη σταθεροποίηση των ρυθμικών κινήσεων στο χρόνο και στο χώρο.

Συνοψίζοντας, τα δύο πειράματα της μελέτης του Varlet και συνεργατών (2018) έδειξαν ότι, η σταθεροποίηση της κίνησης στο χρόνο και στο χώρο (μείωση μεταβλητότητας) μετριάζεται από μεμονωμένες διαφορές στην εγγενή μεταβλητότητα της κίνησης αυτής καθ'αυτής. **Η σταθεροποίηση της περιόδου και του πλάτους εμφανίζεται κατά προτίμηση όταν η κίνηση ενός ατόμου είναι εγγενώς πιο μεταβλητή, ενώ η αποσταθεροποίηση τους τείνει να συμβαίνει όταν η κίνηση ενός ατόμου είναι εγγενώς λιγότερο μεταβλητή.** Τα αποτελέσματα καταδεικνύουν πιθανούς περιορισμούς στη διερεύνηση και τη βελτιστοποίηση της ακουστικής ρυθμικής διέγερσης για κινητική αποκατάσταση βάσει έρευνας που διεξήχθη με υγιείς συμμετέχοντες που έχουν χαμηλότερη εγγενή μεταβλητότητα κίνησης και μπορεί πιθανό να μην είναι ενδοτικοί στα οφέλη της διέγερσης.

2.3.2. Επίδραση ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος στη μεταβλητότητα διαταραγμένων κινητικών μοτίβων

Η χρήση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων για την καθοδήγηση και χρονοσήμανση διαταραγμένων κινητικών προτύπων έχει κατεξοχήν εφαρμογή στο πρότυπο της βάρδισης και ιδιαίτερα σε άτομα που πάσχουν από τη νόσο του Πάρκινσον. Στις περιπτώσεις αυτές, η χρήση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων έχει αποδειχθεί ότι μπορεί να βελτιώσει την κινηματική του προτύπου

κίνησης, οδηγώντας σε άμεση αύξηση του ρυθμού βάδισης, του μήκους διασκελισμού καθώς και της ταχύτητας (Ghai et al., 2018; Moumdjian et al. 2018; Schaefer, 2014; Thaut & Abiru, 2010). Αυτή η χρήση της χρονοσήμανσης υποδηλώνει ότι πολλοί από τους ασθενείς στοχεύουν να βαδίσουν σε συγχρονισμό με το ισόχρονο ακουστικό ερέθισμα. Η επίτευξη του συγχρονισμού ορίζεται ως προς την *αφαίρεση κάθε χρονικής διακύμανσης* (μείωση χρονικής μεταβλητότητας. Ωστόσο, ο Doton και οι συνεργάτες του (2017) αναρωτιούνται αν είναι ωφέλιμο, να εκτελείται επαναλαμβανόμενα μια κίνηση χωρίς καμία μεταβλητότητα. Σε υγιή άτομα, τα χρονικά διαστήματα μεταξύ βημάτων εμφανίζουν μη τυχαία μεταβλητότητα που χαρακτηρίζεται από μια επίμονη τάση που ονομάζεται συσχέτιση μακράς εμβέλειας (long-range correlation LRC). Η συσχέτιση μακράς εμβέλειας της υγιούς βάδισης που αναφέρεται και ως «βιολογική μεταβλητότητα» λόγω του πανταχού παρόντα χαρακτήρα της σε φυσιολογικές διεργασίες, υποδηλώνει ότι το χρονοδιάστημα μεταξύ βημάτων εξαρτάται από όλα τα προηγούμενα διαστήματα, και αποτελεί μορφή ελέγχου της σταθερότητας και της ευελιξίας (Doton et al., 2017). Παρά την ευεργετική επίδραση της ρυθμικής ακουστικής καθοδήγησης, αυτή η προσπάθεια για συγχρονισμό με το ισόχρονο ακουστικό ερέθισμα ενδέχεται να επιδεινώσει τη βάδιση ασθενών με Πάρκινσον που παρουσιάζουν χαμηλή βιολογική μεταβλητότητα. Ο Doton και οι συνεργάτες του (2017) υποθέτουν ότι αυτό θα μπορούσε να αποφευχθεί

ενσωματώνοντας τη βιολογική μεταβλητότητα στο ερέθισμα.

Η μελέτη τους στοχεύει στη διερεύνηση της επίδρασης αυτής της στρατηγικής καθώς και στον έλεγχο της ανεξαρτησίας της επίδρασης της εγγενούς μεταβλητότητας από τα χαρακτηριστικά του ακουστικού ερεθίσματος στο διαταραγμένο κινητικό πρότυπο σε ασθενείς με νόσο Πάρκινσον. Οι συμμετέχοντες (19 ασθενείς με Πάρκινσον και 19 υγιείς, εύρος ηλικίας 37-78 έτη) πραγματοποίησαν 18 προσπάθειες βάδισης που αποτελούνταν από δύο δοκιμές, (στροφή αριστερά και δεξιά), σε καθεμία από τις εννέα συνθήκες ενός παραγοντικού σχεδιασμού, ο οποίος προέκυψε από την πλήρη διασταύρωση τριών τύπων ερεθισμάτων (μετρονόμος, μουσική και θόρυβος AMN) και τρεις συνθήκες μεταβλητότητας (χωρίς μεταβλητότητα, βιολογική μεταβλητότητα και τυχαία μεταβλητότητα). Οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να περπατήσουν όσο το δυνατόν πιο άνετα υπό την ακρόαση των ακουστικών ερεθισμάτων, χωρίς οδηγία να συγχρονίσουν την επαφή της πτέρνας με τους παλμούς του ερεθίσματος. Η ρυθμική ταχύτητα των ερεθισμάτων ήταν 10% ταχύτερη της προτιμώμενη συχνότητας βάδισης. Για να αποφευχθούν τα αποτελέσματα της κόπωσης, οι δοκιμές διεξήχθησαν σε τρεις ξεχωριστές συνεδρίες, διάρκειας περίπου τριάντα λεπτά η καθεμία, σε δύο διαδοχικές ημέρες.

Η μεταβλητότητα βάδισης υπολογίστηκε ως ο συντελεστής διακύμανσης (CV) των χρονοδιαστημάτων μεταξύ διαδοχικών βημάτων (τυπική απόκλιση διαιρούμενη με τη μέση τιμή). Η συσχέτιση μακράς εμβέλειας

υπολογίστηκε μέσω της ανάλυσης αποκλιμακούμενης διακύμανσης (detrended fluctuation analysis). Το κύριο εύρημα της μελέτης ήταν ότι ο δείκτης συσχέτισης μακράς εμβέλειας μειώθηκε σημαντικά στα ισόχρονα ακουστικά ερεθίσματα καθώς και σε αυτά με τη τυχαία μεταβλητότητα, ενώ παρέμεινε αμετάβλητη στα ακουστικά ερεθίσματα με ενσωματωμένη της εγγενής μεταβλητότητας. Αυτό το αποτέλεσμα ανέδειξε τις αρνητικές επιπτώσεις του συγχρονισμού της βάδισης με ισόχρονα και με τυχαία μεταβλητά ακουστικά ερεθίσματα. Ωστόσο, ο δείκτης συσχέτισης μακράς εμβέλειας δε διέφερε μεταξύ των ασθενών και των υγιών ατόμων, ούτε στη συνθήκη ελέγχου, ούτε στις συνθήκες ακουστικών ερεθισμάτων. Επίσης, από τα αποτελέσματα φάνηκε ότι η μεταβλητότητα της βάδισης ήταν μεγαλύτερη στους ασθενείς, τόσο στη συνθήκη χωρίς ακουστικό ερέθισμα όσο και υπό την καθοδήγηση της κίνησης με ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα ανεξαρτήτως τύπου μεταβλητότητας. Σημαντικό εύρημα της μελέτης είναι η μεγαλύτερη προδιάθεση των ασθενών για ρυθμική κινητική προσέγκυση από τους ισόχρονους κτύπους, συγκριτικά με τα υγιή άτομα. Αυτό αν και ως πρώτη σκέψη ίσως φαίνεται παράδοξο λόγω διαταραχών στις δομές του εγκεφάλου που εμπλέκονται στη δημιουργία και την απόκριση σε ρυθμικά μοτίβα, με ενδελεχέστερη σκέψη μπορεί να υπάρξει η θεώρηση ότι η ανεπάρκεια παραγωγής εσωτερικού ρυθμού μπορεί να κάνει τους ασθενείς με Πάρκινσον να εξαρτώνται περισσότερο από τα εξωτερικά ρυθμικά μοτίβα. Συμπερασματικά, η μελέτη των Doton και συνεργατών (2017) αναδεικνύει το ακόλουθο

δίλημμα: *προτείνουμε τον συγχρονισμό σε ισόχρονα ακουστικά ερεθίσματα «θυσιάζοντας» τη φυσική μεταβλητότητα ή περιορίζουμε τη φυσική μεταβλητότητα, μειώνοντας τα θετικά αποτελέσματα του συγχρονισμού με το ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα;*

2.3.3. Επίδραση παρεμβατικού προγράμματος υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα στη μεταβλητότητα κινητικών μοτίβων (υγιών και διαταραγμένων)

Από τις πρώτες κλινικές μελέτες διερεύνησης της θεραπευτικής επίδρασης των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων σε ασθενείς με νόσο Πάρκινσον, ο Thaut και οι συνεργάτες του (1996) μελέτησαν την επίδραση της χρήσης **μουσικών ακουστικών ερεθισμάτων** (συχνότητας 1-2Hz = 60-120 βήματα/λεπτό), σε ένα **παρεμβατικό πρόγραμμα** 3 εβδομάδων. Δεκαπέντε **ασθενείς** (n = 15, πειραματική ομάδα 1: ΠΟ-ΜΑΕ) συμμετείχαν σε ένα πρόγραμμα που περιλάμβανε 30 λεπτά βάδιση υπό ακρόαση μουσικών κομματιών (αυτό-επιλογή από συγκεκριμένη λίστα κομματιών είδους folk, classical, jazz, country). Επιπλέον έντεκα άτομα (n = 11, πειραματική ομάδα 2: ΠΟ-ΧΑΕ) συμμετείχαν στο ίδιο πρόγραμμα αλλά εκτελούσαν τη βάδιση χωρίς την ακρόαση μουσικών κομματιών, ενώ άλλα έντεκα άτομα αποτελούσαν την ομάδα ελέγχου (n = 11, ομάδα ελέγχου: ΟΕ), η οποία δεν εκτελούσε κανένα συγκεκριμένο πρόγραμμα, παρά μόνο τις καθημερινές τους δραστηριότητες. Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις πριν και μετά το πέρας των τριών εβδομάδων (βάδιση σε επίπεδο χωρίς κλίση και σε επικλινές, 2 προσπάθειες, μέση τιμή 5 ζεύγη βημάτων, όργανα μέτρησης: ψηφιακό

σύστημα καταγραφής με διακόπτη ποδός (computerized foot-switch recording system) και επιφανειακά ηλεκτρόδια). Για την *πειραματική ομάδα με ακουστικό ερέθισμα*, η ρυθμική ταχύτητα του μουσικού κομματιού (tempo) κατά τη διάρκεια της πρώτης εβδομάδας ήταν ίση με το ρυθμό βάρδισης (βήματα ανά λεπτό) του κάθε ασθενή, όπως αυτός μετρήθηκε στην πρώτη μέτρηση. Τη δεύτερη εβδομάδα η ρυθμική ταχύτητα αυξήθηκε κατά 5-10% και την τρίτη εβδομάδα κατά 5-10% επιπλέον. Η αλλαγή της ρυθμικής ταχύτητας των μουσικών κομματιών γινόταν χωρίς να μεταβληθεί το τονικό ύψος τους. Το ακριβές ποσοστό αύξησης βασιζόταν στην ικανότητα του κάθε δοκιμαζομένου. Οι μεταβλητές που αξιολογήθηκαν για το *χωρο-χρονικό κινητικό πρότυπο* ήταν (Α) η ταχύτητα βάρδισης, (Β) το μήκος διασκελισμού και (Γ) ο ρυθμός βάρδισης, ενώ για το *πρότυπο μυϊκής δραστηριότητας* του μέσου γαστροκνήμιου, του πρόσθιου κνημιαίου και του έξω πλατύ ήταν (Α) η μεταβλητότητα της μυϊκής δραστηριότητας, (Β) η συμμετρία (συντελεστής συσχέτισης μεταξύ μυϊκής δραστηριότητας δεξί-αριστερό πόδι) και (Γ) η διάρκεια της μυϊκής ενεργοποίησης.

Η αρχική μέτρηση (πριν την έναρξη της παρέμβασης) έδειξε για όλους τους συμμετέχοντες ένα *μη φυσιολογικό χωρο-χρονικό* κινητικό πρότυπο βάρδισης με μειωμένη ταχύτητα βάρδισης (μέση τιμή = 45.2m/min), με μικρότερο μήκος ζεύγους βημάτων (μέση τιμή = 0.98m) και με αργό ρυθμό βάρδισης (μέση τιμή = 92.6 βήματα/λεπτό). Για όλες τις μεταβλητές, δεν υπήρξε σημαντική διαφορά μεταξύ των τριών ομάδων. Τα αποτελέσματα της μέτρησης μετά

το πέρας των τριών εβδομάδων έδειξαν πως υπήρχε **βελτίωση** στο *χωρο-χρονικό πρότυπο βάρδισης* των δύο ομάδων που συμμετείχαν στο πρόγραμμα παρέμβασης, με αυτή τη βελτίωση να είναι στατιστικά σημαντική για την *πειραματική ομάδα με ακουστικό ερέθισμα* ενώ μη σημαντική για την *πειραματική ομάδα χωρίς ακουστικό ερέθισμα*. Αντίθετα, στην ομάδα ελέγχου παρατηρήθηκε επιδείνωση της βάρδισης η οποία ωστόσο δεν ήταν στατιστικά σημαντική. Πιο συγκεκριμένα στην *ομάδα με ακουστικό ερέθισμα* παρατηρήθηκε αύξηση της ταχύτητας βάρδισης κατά 24.1% στο μη κεκλιμένο επίπεδο και 26.1% στο επικλινές ($p = 0.007$ και $p = 0.009$, αντίστοιχα), αύξηση του μήκους ζεύγους βημάτων κατά 10.4% ($p = 0.01$) και αύξηση του ρυθμού βάρδισης κατά 12% ($p = 0.009$). Στην *ομάδα χωρίς ακουστικό ερέθισμα* παρατηρήθηκε αύξηση της ταχύτητας βάρδισης κατά 7.4% στο μη κεκλιμένο επίπεδο και 8.4% στο επικλινές, καθώς και αύξηση του μήκους ζεύγους βημάτων κατά 7.9%, ενώ ο ρυθμός βάρδισης δε παρουσίασε μεταβολή. Στην *ομάδα ελέγχου* παρατηρήθηκε μείωση της ταχύτητας βάρδισης κατά 7.3% στο μη κεκλιμένο επίπεδο και 10.5% στο επικλινές, μείωση του μήκους ζεύγους βημάτων κατά 10.3% και αύξηση του ρυθμού βάρδισης κατά 5.7%. Οι συγκρίσεις μεταξύ των ομάδων έδειξαν ότι οι χωρο-χρονικές μεταβλητές της *ομάδας με ακουστικό ερέθισμα* διέφεραν σημαντικά τόσο από την *ομάδα χωρίς ακουστικό ερέθισμα* όσο και από την *ομάδα ελέγχου* ($p < 0.05$). Όσον αφορά τα *πρότυπα μυϊκής δραστηριότητας* παρατηρήθηκαν **ορισμένες διαφορές στη μεταβλητότητα**, τη συμμετρία και τη χρονική διάρκεια ενεργοποίησης μεταξύ της *ομάδας με*

ακουστικό ερέθισμα και της ομάδας ελέγχου. Ωστόσο, οι παρατηρούμενες μεταβολές ήταν **αρκετά μικρές** και δεν ήταν ίδιες για τους τρεις μυς. Η ενοποίηση της ομάδας χωρίς ακουστικό ερέθισμα και της ομάδας ελέγχου ενδεχομένως να κάλυψε τις μεταβολές. Τα πρότυπα ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας (του μέσου γαστροκνήμιου, του πρόσθιου κνημιαίου και του έξω πλατύ) και οι χωρο-χρονικές παράμετροι του κύκλου βάδισης αξιολογήθηκαν πριν και μετά το παρεμβατικό πρόγραμμα. Τα δεδομένα της πειραματικής ομάδας συγκρίθηκαν με εκείνα των δύο ομάδων ελέγχου, οι οποίες είτε δεν συμμετείχαν στην επανεκπαίδευση βάδισης ή συμμετείχαν με την απουσία μουσικής, έχοντας το δικό τους εσωτερικό ρυθμό βάδισης (βήματα ανά λεπτό). Οι ασθενείς στους οποίους έγινε χρήση ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος, εμφάνισαν σημαντική βελτίωση στην ταχύτητα βάδισης (25%), στο μήκος ζεύγους βημάτων (12%) και στο ρυθμό βάδισης (βήματα ανά λεπτό) (10%) συγκριτικά με τις άλλες δύο ομάδες ασθενών. Επίσης τα **πρότυπα ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας** του πρόσθιου κνημιαίου και του έξω πλατύ άλλαξαν σημαντικά μετά την παρέμβαση και εμφάνισαν **μεγαλύτερη ομαλότητα και σταθερότητα** κατά τη διάρκεια της βάδισης (Thaut et al., 1996). Συμπερασματικά, η παραπάνω μελέτη ανέδειξε την θετική επίδραση μουσικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στο χωρο-χρονικό πρότυπο βάδισης σε ασθενείς με νόσο Πάρκινσον, με μεταβολές που ωστόσο δεν ήταν σημαντικές όσον αφορά τη μεταβλητότητα της **μυϊκής δραστηριότητας** (Thaut et al., 1996).

Ο Trombetti και συνεργάτες (2011) διερεύνησαν την επίδραση ενός παρεμβατικού προγράμματος πολλαπλών ασκήσεων, υπό την ακρόαση μουσικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων, στη βάδιση και την ισορροπία. Στην εργασία συμμετείχαν 134 **υγιή ηλικιωμένα** άτομα (ηλικίας > 65 ετών), τα οποία χωρίστηκαν σε δύο ομάδες. Η πρώτη ομάδα εκτέλεσε το παρεμβατικό πρόγραμμα για μία ώρα, 1 φορά την εβδομάδα και για συνολική χρονική διάρκεια 6 μηνών, ενώ για τους επόμενους 6 μήνες δεν εκτέλεσε κάποιο παρεμβατικό πρόγραμμα. Αντίθετα, η δεύτερη ομάδα τους πρώτους 6 μήνες δεν εκτέλεσε κάποιο πρόγραμμα (αποτελέσει ομάδα ελέγχου), ενώ τους επόμενους 6 μήνες εκτέλεσε το παρεμβατικό πρόγραμμα για μία ώρα, 1 φορά ανά εβδομάδα. Οι βασικές ασκήσεις αποτελούνταν από τη βάδιση σε συγχρονισμό με μουσικά ρυθμικά ακουστικά και την ανταπόκριση σε αλλαγές των ρυθμικών μοτίβων τους. Οι ασκήσεις περιλάμβαναν ένα ευρύ φάσμα κινήσεων οι οποίες «προκαλούσαν» τον νευρομυϊκό έλεγχο, κυρίως απαιτώντας πολυκατευθυντική μετατόπιση βάρους, ακολουθίες βάδισης με στροφές και αλλαγή κατεύθυνσης καθώς και κινήσεις του άνω μέρους του σώματος κατά τη βάδιση και την ορθοστασία. Και οι δύο ομάδες αξιολογήθηκαν πριν την έναρξη του παρεμβατικού προγράμματος καθώς και στους 6 και στους 12 μήνες μετά την έναρξη της παρέμβασης. Αξιολογήθηκαν στη βάδιση, στη στατική σταθερότητα (όρθια στάση, μονοποδική στήριξη) και στη δυναμική σταθερότητα (έγερση από καθιστή θέση, κάθισμα σε καρέκλα και επαναφορά στην

όρθια θέση) καθώς και σε δοκιμασίες λειτουργικής απόδοσης.

Η βάδιση και η σταθερότητα αξιολογήθηκαν με τη χρήση ηλεκτρονικού διαδρόμου που ανιχνεύει τη διαδρομή του κέντρου πίεσης (GAITRite, CIR Systems Inc., Havertown, Pennsylvania) και τη χρήση μετατροπέων γωνιακής ταχύτητας τοποθετημένων χαμηλά στον κορμό (angular velocity transducers) (SwayStar; Balance International Innovations GmbH, Iseltwald, Switzerland). Στην πρώτη ομάδα (6 μήνες παρέμβασης), τα αποτελέσματα έδειξαν **μείωση της μεταβλητότητας** του μήκους ζεύγους βημάτων, καθώς επίσης και βελτίωση της σταθερότητας στις στατικές και δυναμικές δοκιμασίες ισορροπίας και λειτουργικότητας. Παρόμοιες αλλαγές βρέθηκαν και στην δεύτερη ομάδα πάλι για τους 6 μήνες παρέμβασης. Επίσης, τα οφέλη της παρέμβασης στην πρώτη ομάδα διατηρήθηκαν και 6 μήνες μετά το πέρας της. Τα ευρήματα αυτά δείχνουν ότι, ένα πρόγραμμα ασκήσεων υπό τη συνοδεία μουσικών **ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων, επιδρά θετικά στο νευρομυϊκό έλεγχο υγιών ηλικιωμένων** ατόμων.

Ο Wittwer και οι συνεργάτες του (2019) διερεύνησαν την επίδραση ενός παρεμβατικού προγράμματος προπόνησης βάδισης υπό την καθοδήγηση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στο διαταραγμένο κινητικό πρότυπο ασθενών με Προϊούσα Υπερπυρηνική Παράλυση (Progressive Supranuclear Palsy- PSP, μια νευρο-εκφυλιστική νόσο του εγκεφάλου στην οποία οι ασθενείς εμφανίζουν συμπτώματα που μοιάζουν με Πάρκινσον και για αυτό πολλές φορές, και κυρίως στα αρχικά

στάδια της νόσου, οι ασθενείς με PSP μπορεί να διαγνωστούν εσφαλμένα ως νοσούντες από Πάρκινσον. Ωστόσο, η Προϊούσα Υπερπυρηνική Παράλυση δεν είναι νόσος Πάρκινσον αλλά ανήκει στα άτυπα παρκινσονικά σύνδρομα, και έχει εντελώς διαφορετική εξέλιξη και αντιμετώπιση).

Το παρεμβατικό πρόγραμμα (2 προπονήσεις/εβδομάδα, διάρκειας 1 ώρας, για σύνολο 4 εβδομάδων) περιλάμβανε μια σειρά από δραστηριότητες σε ορθοστασία ή βάδιση, υπό και χωρίς ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα. Η μέση *προτιμώμενη συχνότητα βάδισης* από τη συνεδρία ελέγχου χρησιμοποιήθηκε ως *ρυθμική ταχύτητα* για τα ακουστικά ερεθίσματα κατά τη διάρκεια της πρώτης εβδομάδας της προπόνησης, και στη συνέχεια *αυξήθηκε ή μειώθηκε* ανάλογα με την ικανότητα των συμμετεχόντων με κάθε δραστηριότητα. Τα ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα αναπαράγονταν μέσω μιας φορητής ψηφιακής συσκευής και αποτελούνταν από κτύπους *μετρονόμου* και επιλεγμένα, εμπορικά διαθέσιμα κομμάτια *μουσικής με έντονο ρυθμικό κτύπο*. Οι συμμετέχοντες έλαβαν την οδηγία να επικεντρωθούν στη ρυθμική ταχύτητα των μουσικών κομματιών και στη συνέχεια να κινηθούν σύμφωνα με αυτή. Οι προπονήσεις καταγράφηκαν σε ημερολόγιο.

Στο παρεμβατικό πρόγραμμα οι πάσχοντες ανταποκρίθηκαν κυρίως θετικά στη χρονική καθοδήγηση της κίνησης από τις μουσικές και τον μετρονόμο, εμφανίζοντας βελτίωση στο νευρομυϊκό συντονισμό. Ειδικότερα, η χρονική μεταβλητότητα

(διάρκειας ζεύγους βημάτων) μειώθηκε στους 4 από τους 5 ασθενείς, ενώ η χωρική μεταβλητότητα (μήκους ζεύγους βημάτων) μειώθηκε στους 3. Όπως φάνηκε από τη μελέτη, πρόγραμμα ενός μήνα συνεδριών κατ' οίκον εκπαίδευσης βάδισης υπό την καθοδήγηση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων καταδείχθηκε μια εφικτή προσέγγιση για τη βελτίωση του διαταραγμένου κινητικού προτύπου ασθενών με ήπια έως μέτρια σοβαρή Προϊούσα Υπερπυρηνική Παράλυση, με ταυτόχρονη βελτίωση του νευρομυϊκού ελέγχου (μειωμένη μεταβλητότητα στα χρονικά και χωρικά μέτρα του προτύπου).

2.4. Εγκεφαλική λειτουργία κατά την ακρόαση ακουστικού ερεθίσματος

Ο εγκέφαλος μπορεί να χαρακτηριστεί ως ένα ηλεκτροχημικό όργανο, το οποίο παράγει κύματα από τις διάφορες διεγέρσεις των ηλεκτρικών δραστηριοτήτων που διαδραματίζονται στο νευρικό σύστημα. Ένα εξωτερικό ερέθισμα με συγκεκριμένη συχνότητα μπορεί να συντονίσει τον εγκέφαλο, μεταφέροντάς τον από την τρέχουσα κατάσταση σε μια νέα, μέσω του μηχανισμού της ρυθμικής κινητικής προσέλευσης (Thaut, 2005). Όταν ένα ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα εισέλθει στο ακουστικό σύστημα, οι ήχοι που έχουν μετατραπεί σε νευρικά ερεθίσματα (ηλεκτρικά σήματα) διαδίδονται από τα ακουστικά νεύρα στο θάλαμο του εγκεφάλου. Όταν διεγερθεί ο θάλαμος, ενεργοποιεί το φλοιό του εγκεφάλου, ο οποίος με τη σειρά του εκπέμπει ερεθίσματα στον υποθάλαμο και στις υπόλοιπες περιοχές. Συνεπακόλουθο της ενεργοποίησης του εγκεφαλικού φλοιού είναι η δημιουργία μιας

συνεχούς ροής δονήσεων σε όλη τη διάρκεια της μουσικής ακρόασης. Μέσα στον εγκέφαλο, ο θάλαμος, ο υποθάλαμος, η παρεγκεφαλίδα και τα εγκεφαλικά ημισφαίρια παίζουν ενεργό ρόλο στην επεξεργασία των ακουστικών γεγονότων και των ρυθμών που προκύπτουν από τη περιοδική διαδοχή των ακουστικών γεγονότων, μετατρέποντάς τους σε αναγνωρίσιμα ρυθμικά μοτίβα. Μέσω του θαλάμου, τα ακουστικά ερεθίσματα μεταφέρονται στα άλλα εγκεφαλικά κέντρα επηρεάζοντας έτσι όλες τις λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος (Thaut & Abiru, 2010).

Όταν τα άτομα ακούνε μουσικά ακουστικά ερεθίσματα παρατηρείται μια δραστηριότητα στις δομές του εγκεφάλου που σχετίζεται με το κινητικό σύστημα (Cameron & Grahn, 2014; Popescu, Otsuka, & Ioannides, 2004). Η δραστηριότητα αυτή παρατηρείται ιδιαίτερα στις πλευρικές προ-κινητικές περιοχές, στις συμπληρωματικές κινητικές περιοχές και στις σωματο-κινητικές περιοχές, οι οποίες συσχετίζονται με τα χαρακτηριστικά του αντιλαμβανόμενου ρυθμού κατά την ακρόαση μουσικής (Popescu, Otsuka, & Ioannides, 2004), καθώς και σε υποφλοιϊκές περιοχές όπως τα βασικά γάγγλια και η παρεγκεφαλίδα (Cameron & Grahn, 2014). Οι ρυθμοί που αποτελούνται από χρονικά διαστήματα με ακέραιες αναλογίες και έχουν τόνους που εμφανίζονται σε τακτά χρονικά διαστήματα τείνουν να προκαλούν μια αντίληψη ενός τακτικού κτύπου (beat) δίνοντας και μια υψηλή διακρίσιμη παλμού (Cameron & Grahn, 2014). Αυτοί οι ρυθμοί φαίνεται να προκαλούν μεγαλύτερη δραστηριότητα στη συμπληρωματική κινητική περιοχή και στα βασικά γάγγλια συγκριτικά με

τους ρυθμούς χωρίς διακριτό παλμό (χωρίς έντονο κτύπο) (Cameron & Grahn, 2014). Κατά την ακρόαση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων που περιέχουν ισόχρονους κτύπους, τα νευρικά μοτίβα ταλάντωσης στο ακουστικό σύστημα συνδέονται με τη ρυθμική ταχύτητα των ερεθισμάτων. Έτσι, όταν τα νευρικά ερεθίσματα από το ακουστικό ερέθισμα μεταφέρονται στις κινητήριες δομές, οι κινητικές αποκρίσεις «προσελκύονται» στη ρυθμική ταχύτητα των ερεθισμάτων και η κίνηση εκτελείται σύμφωνα με την ακροαζόμενη ρυθμική ταχύτητα, καθώς ο εγκέφαλος προσπαθεί να συγχρονίσει την κίνηση με το ρυθμικό πρότυπο του ακουστικού ερεθίσματος (Thaut, 2005).

2.4.1. Εγκεφαλική λειτουργία κατά την αντίληψη κτύπου

Οι νευρολογικοί μηχανισμοί της ακούσιας διαδικασίας εξαγωγής και αντίληψης ενός κτύπου από εξωτερικά ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα και της συνεπακόλουθης ρυθμικής κινητικής προσέλκυσης έχουν απασχολήσει αρκετά τον επιστημονικό κλάδο, με τους ερευνητικές να προσπαθούν να κατανοήσουν τις υποκείμενες εγκεφαλικές διαδικασίες. Μελέτες που εξετάζουν την λειτουργία του εγκεφάλου κατά τις διαδικασίες αντίληψης ενός εξωτερικού κτύπου και κατ' επέκταση ενός ρυθμικού μοτίβου, έχουν αποδείξει την ενεργοποίηση περιοχών του εγκεφάλου και νευρωνικών δικτύων που εμπλέκονται στην κινητική επεξεργασία, καθώς επίσης και τη συνδεσιμότητα ακουστικών και κινητικών δικτύων, τα οποία φαίνεται να διευκολύνουν τις χρονικές προβλέψεις που εμπλέκονται στην

αντίληψη του κτύπου. Ωστόσο, οι μελέτες που εξετάζουν αυτή τη λειτουργική συνδεσιμότητα (δηλαδή τη σύνδεση δύο ή περισσότερων περιοχών ή συνόλων περιοχών, οι οποίες εξελίσσονται χωρικά στο χρόνο, σε συνδυασμό με συνδετικές δυνάμεις που μετρώνται ως ρητές συναρτήσεις του χρόνου) είναι σημαντικές για την κατανόηση της εγκεφαλικής λειτουργίας. Τα τελευταία χρόνια παρατηρείται μία αύξηση του ενδιαφέροντος σε προσεγγίσεις που καταγράφουν μεταβαλλόμενες χρονικά ιδιότητες της συνδεσιμότητας. Νεότερες μελέτες αναδεικνύουν μια αλλαγή στη δυναμική των δικτύων του εγκεφάλου (ανταλλαγή ηλεκτρικών σημάτων) ως συνάρτηση του ερεθίσματος. Ο όρος «chronnectome» (πλησιέστερη ελληνική απόδοση χρονοδικτύωση ή χρονοδικτύωμα) χρησιμοποιείται σε αυτές τις μελέτες για να περιγράψει μετρήσεις που επιτρέπουν μια δυναμική προβολή των χρονικά μεταβαλλόμενων πρότυπων συνδεσιμότητας ολόκληρου του εγκεφάλου (Toivianen et al., 2020).

Η μελέτη «The chronnectome of the musical beat» των Toivianen και συνεργατών (2020) διερεύνησε την επίδραση του βαθμού υπεροχής του κτύπου (beat salience) στη δυναμική των λειτουργικών δικτύων ολόκληρου του εγκεφάλου κατά τη συνεχή ακρόαση μουσικής, με σκοπό τη διερεύνηση της αντίληψης κτύπου και των υποκείμενων διεργασιών που βασίζονται στην εξαγωγή κτύπων και στη διατήρησή τους. Οι εγκεφαλικές αποκρίσεις 77 υγιών ενηλίκων καταγράφηκαν μέσω λειτουργικής μαγνητικής τομογραφίας, κατά τη διάρκεια ακρόασης ενός μουσικού κομματιού αργεντινικού τάνγκο που περιείχε έντονες διακυμάνσεις του

βαθμού υπεροχής του κτύπου, διάρκειας 8 λεπτών. Χρησιμοποιώντας δυναμική ανάλυση ιδιοδιανυσματικής κεντρικότητας (eigenvector centrality: μέτρο κεντρικότητας, το οποίο συνυπολογίζει τόσο το πλήθος των γειτονικών κόμβων (νευρώνες εγκεφάλου), όσο και τη σημαντικότητα του κάθε κόμβου), η μελέτη έδειξε ότι ο βαθμός υπεροχής του μουσικού κτύπου επηρεάζει το μοτίβο κεντρικότητας των δικτύων του εγκεφάλου κατά την ακρόαση μουσικής, με τον υψηλό βαθμό να αυξάνει την κεντρική θέση στο δίκτυο προεπιλεγμένης λειτουργίας (default mode network: λειτουργική εγκεφαλική δραστηριότητα - αυξημένα επίπεδα νευρωνικής δραστηριότητας σε διαφορετικές περιοχές σε κατάσταση ηρεμίας, που αντανάκλα μία προεπιλεγμένη κατάσταση νευρωνικής δραστηριότητας) και τον χαμηλό βαθμό να αυξάνει την κεντρική θέση στο αισθητικοκινητικό και ακουστικό δίκτυο (sensorimotor network and auditory network). Τα αποτελέσματα αυτά υποδηλώνουν ότι οι κτύποι με υψηλό βαθμό υπεροχής δεν απαιτούν μεγάλη προσοχή για να εκτιμηθούν και αποτελούν χαμηλό ακουστικό-γνωστικό φορτίο που συνεπάγεται αυξημένη περιπλάνηση στο χώρο και στο χρόνο του μυαλού (mind-wandering). Από την άλλη πλευρά, η αυξημένη κεντρικότητα κατά τη διάρκεια κτύπων χαμηλού βαθμού υπεροχής που βρέθηκε στην παρεγκεφαλίδα και τον κινητικό και ακουστικό φλοιό, υποδηλώνει ότι η εξαγωγή παλμών σχετίζεται με αυξημένη γενική συνδεσιμότητα σε αυτές τις περιοχές. Η μελέτη, αποδεικνύει ξεκάθαρα την αυξημένη σύνδεση μεταξύ της ακουστικής

περιοχής και των αισθητικοκινητικών περιοχών κατά τη συνθήκη με κτύπους χαμηλού βαθμού υπεροχής. Ειδικότερα, η αυξημένη ενεργοποίηση της συμπληρωματικής κινητικής περιοχής στο αυξημένο ακουστικό-γνωστικό φορτίο αναδεικνύει και το ρόλο αυτής της περιοχής στη εξαγωγή του παλμού όταν αυτό απαιτεί υψηλότερη γνωστική λειτουργία.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της παραπάνω μελέτης, μπορούμε να υποθέσουμε ότι τα ακουστικά ερεθίσματα με απλά ρυθμικά μοτίβα, καθώς και με έντονους και διακριτούς κτύπους, αποτελούν χαμηλό ακουστικό-γνωστικό φορτίο. Αυτό υποδηλώνει ότι ο εγκέφαλος χρησιμοποιεί λιγότερη ενέργεια κατά την επεξεργασία αυτών των ερεθισμάτων. Αυτός ενδεχομένως να είναι ο λόγος που τέτοια ερεθίσματα οδηγούν πιο εύκολα σε ακούσια ρυθμική κινητική προσέγκυση. Η θετική επίδραση τέτοιων ερεθισμάτων στη χωρο-χρονική οργάνωση του κινητικού προτύπου μπορεί να παρατηρηθεί κυρίως σε διαταραγμένα κινητικά πρότυπα, μέσω εφαρμογών τεχνικών μουσικής νευρολογικής θεραπείας. Αυτό ενδεχομένως να οφείλεται εν μέρει στο ότι δεν απαιτείται ενέργεια για την αντίληψη της περιοδικότητας και όλη η προσοχή επικεντρώνεται στη κινητική απόδοση. Αντίθετα, ακουστικά ερεθίσματα με πιο περίπλοκους ρυθμούς και με όχι τόσο διακριτούς κτύπους (υψηλό ακουστικό-γνωστικό φορτίο), πιθανόν να δυσχεραίνουν τη θετική επίδραση της ρυθμική κινητικής προσέγκυσης, καθώς κατά την ακρόαση τους ενεργοποιούνται δίκτυα της ενεργής προσοχής με τον εγκέφαλο να καταβάλει μεγαλύτερη προσπάθεια για την αντίληψη του ρυθμικού μοτίβου και της

περιοδικότητας στο ακουστικό ερέθισμα. Συνεπώς όταν καλείται να συγχρονίσει την κινητική του δράση με το ακουστικό ερέθισμα θα πρέπει να μπορέσει να διαμοιράσει την προσοχή και την ενέργεια του στις δύο ταυτόχρονες αλλά διακριτές εργασίες. Ένα τέτοιο ερέθισμα θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ως προπονητικό εργαλείο (Toivianen et al., 2020).

2.5. Σύνοψη Ανασκόπησης

Τα ευρήματα των μελετών αναδεικνύουν τη λειτουργία των **ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων** ως προειδοποιητικά και συνεχή χρονικά σημεία αναφοράς στα οποία οι κινήσεις προσελκύονται (Ghai, 2018; Murgia et al., 2018; Scaffert et al., 2013; Thaut et al., 1996; Thaut & Abiru, 2010), με τις μελέτες που εξετάζουν την επίδραση τους στην κινητική απόδοση να αναδεικνύουν την αξιοποίησή τους ως εργαλείο βελτίωσης της χωρο-χρονικής σταθερότητας και της ακρίβειας εκτέλεσης των κινήσεων. Το χρονικό πρότυπο **ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων** έχει αξιοποιηθεί για τη χρονοσήμανση του κινητικού προτύπου (Nowakowska-Lipiec et al., 2021; Leman et al., 2013; Rose et al., 2021; Rousanoglou & Boudolos, 2006; Styns et al., 2007; Thaut et al., 1992; Wittwear et al., 2013) καθώς και ως εργαλείο σε παρεμβατικά προγράμματα με στόχο την επανεκπαίδευση του (Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996; de Bruin et al., 2010; Trombetti et al., 2011; Pau et al., 2016; Wittwear et al., 2019), με τα αποτελέσματα να αποδεικνύουν ότι ωφελούν τα χωρο-χρονικά χαρακτηριστικά της κίνησης, τόσο υγιών ατόμων όσο και ατόμων με νευρολογικές παθήσεις, βραχυπρόθεσμα ή μακροπρόθεσμα.

Ωστόσο, παρά τα στοιχεία της βελτιωμένης κινητικής απόδοσης, υπάρχει έλλειψη κατανόησης του τρόπου με τον οποίο οι πρόσθετες ακουστικές πληροφορίες αξιοποιούνται από τον νευρομυϊκό έλεγχο για να ωφεληθεί η απόδοση.

Επίσης, φαίνεται πως ο τύπος του ακουστικού ερεθίσματος, καθώς και τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του, δύνανται να διαφοροποιούν την επίδρασή τους στην κινητική προσέλευση και την κινητική απόδοση (Murgia et al., 2018; Leow, et al., 2014; Karageorghis et al., 2010; Styns et al., 2007; Rose et al., 2019; Thaut, et al., 1999; Young et al., 2014). Παρά τις ενδείξεις ότι διαφορετικοί τύποι ακουστικών ερεθισμάτων μπορεί να έχουν διαφορετικά αποτελέσματα στην κινητική απόδοση, υπάρχει περιορισμένος αριθμός μελετών ώστε να προσδιοριστεί εάν κάποιος τύπος ακουστικού ερεθίσματος είναι βέλτιστος ως προς την επίδραση σε ένα σύνολο μεταβλητών που αντικατοπτρίζουν τον νευρομυϊκό έλεγχο και τη χωρο-χρονική οργάνωση σε διάφορους πληθυσμούς.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

Μεθοδολογία

3.1. Συμμετέχοντες

Στην πρώτη μελέτη συμμετείχαν τριάντα ενεργοί άνδρες ($n = 15$) και γυναίκες ($n = 15$), με μέση ηλικία 24.8 ± 3.3 και 28.9 ± 6.6 έτη αντίστοιχα. Το σωματικό τους ανάστημα ήταν κατά μέσο όρο 1.80 ± 0.1 μέτρα (m) για τους άνδρες και 1.70 ± 0.04 μέτρα (m) για τις γυναίκες, ενώ η σωματική τους μάζα ήταν 80.2 ± 8.5 για τους άνδρες και 59.3 ± 6.3 κιλά (kg) για τις γυναίκες. Ο δείκτης μάζας σώματος (ΔΜΣ) των ανδρών ήταν 24.3 ± 2.1 kg/m² και των γυναικών 21.8 ± 2.0 kg/m² (Πίνακας 3.1).

Στη δεύτερη μελέτη συμμετείχαν σαράντα ενεργοί άνδρες ($n = 20$) και γυναίκες ($n = 20$), με μέση ηλικία 25.2 ± 4.6 έτη για τους άνδρες και 24.4 ± 4.4 έτη για τις γυναίκες. Το σωματικό ανάστημα των ανδρών ήταν 1.80 ± 0.07 μέτρα (m) και των γυναικών 1.65 ± 5.1 μέτρα (m), ενώ η σωματική μάζα ήταν 81.4 ± 11.3 κιλά (kg) για τους άνδρες και 70.7 ± 14.6 κιλά (kg) για τις γυναίκες. Ο ΔΜΣ για τους άνδρες ήταν 25.5 ± 4.2 kg/m² και για τις γυναίκες 25.8 ± 5.5 kg/m² (Πίνακας 3.1).

Οι συμμετέχοντες είχαν διαφορετικά αθλητικά υπόβαθρα (π.χ., μπάσκετ, ποδόσφαιρο, ρυθμική γυμναστική, ενόργανη γυμναστική) και τουλάχιστον δύο χρόνια εμπειρίας στην προπόνηση δύναμης. Όλοι ήταν δεξιόχειρες και δεξιόποδες. Ήταν φυσικά δραστήριοι, ασκούμενοι τουλάχιστον δύο φορές την εβδομάδα για έξι συνεχείς μήνες, με τουλάχιστον 60 λεπτά ανά προπόνηση.

Κατά τη διάρκεια μιας συνεδρίας εξοικείωσης, αξιολογήθηκε η

ικανότητά τους να εκτελούν δέκα συνεχόμενες επαναλήψεις σε κάθε κινητικό πρότυπο με σωστή τεχνική. Τα κριτήρια συμμετοχής περιλάμβαναν την απουσία μυοσκελετικών τραυματισμών τους τελευταίους 12 μήνες, καθώς και την απουσία νευρολογικών, αιθουσαίων ή ακουστικών διαταραχών που θα μπορούσαν να επηρεάσουν αρνητικά τα πρότυπα κίνησής τους.

Η υγεία των συμμετεχόντων αξιολογήθηκε μέσω λήψης ιατρικού ιστορικού. Όλες οι πειραματικές διαδικασίες ακολουθούσαν την ερευνητική και ηθική δεοντολογία της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών. Τα πρωτόκολλα μέτρησης εγκρίθηκαν από την επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας της Σχολής (Αριθμός πρωτοκόλλου έγκρισης: 1354/03-03-2022 για την 1η Μελέτη και 1428/21-11-2022 για τη 2η Μελέτη). Τα έντυπα έγκρισης παρατίθενται στο Παράρτημα Α.

Όλοι οι συμμετέχοντες ενημερώθηκαν προφορικά και γραπτά για το σκοπό της μελέτης και τα πρωτόκολλα μετρήσεων στα οποία θα υποβληθούν. Υπέγραψαν, επίσης, το έντυπο συγκατάθεσης για τη συμμετοχή τους (παρατίθεται στο Παράρτημα Α).

3.2. Όργανα μέτρησης

Για τη συγχρονισμένη καταγραφή της κινητικής, κινηματικής, μυϊκής και εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά την εκτέλεση των κινητικών προτύπων, χρησιμοποιήθηκαν διάφορες μέθοδοι. Συγκεκριμένα, στην 1η και 2η Μελέτη χρησιμοποιήθηκαν οι μέθοδοι

Πίνακας 3.1. Μέση τιμή (τυπική απόκλιση) και ποσοστιαίος συντελεστής μεταβλητότητας (CV%) των χαρακτηριστικών του ερευνητικού δείγματος.

Χαρακτηριστικά	Ανδρες		Γυναίκες	
	Μέση τιμή	CV%	Μέση τιμή	CV%
1η Μελέτη				
Ηλικία (Έτη)	24.80 (3.30)	13.31	28.9 (6.60)	22.84
Σωματικό ανάστημα (m)	1.80 (0.10)	5.56	1.70 (0.04)	2.35
Σωματική μάζα (Kg)	80.20 (8.50)	10.60	59.3 (6.30)	10.62
Δείκτης μάζας σώματος (kg/m ²)	24.30 (2.10)	8.64	21.8 (2.0)	9.17
2η Μελέτη				
Ηλικία (Έτη)	25.2 (4.60)	18.40	24.4 (4.40)	18.10
Σωματικό ανάστημα (m)	1.80 (0.07)	3.98	1.65 (4.90)	4.85
Σωματική μάζα (Kg)	81.4 (11.3)	13.9	70.7 (14.6)	20.7
Δείκτης μάζας σώματος (kg/m ²)	25.5 (4.2)	16.4	25.8 (5.5)	21.33

Ανθρωπομετρίας, Δυναμογράφησης, Επιταχυνσιομέτρησης και Βιντεογράφησης, ενώ στη 2η Μελέτη προστέθηκαν οι μέθοδοι Δονησιομυογραφίας και Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας.

Παρακάτω αναλύονται οι μέθοδοι αυτοί, τα χρησιμοποιούμενα όργανα μέτρησης, καθώς και τις διαδικασίες συλλογής και επεξεργασίας των δεδομένων.

3.2.1. Καταγραφή ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών - Ανθρωπομετρία

Για τη συλλογή των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών χρησιμοποιήθηκαν: (α) αναστημόμετρο (Seca) με ακρίβεια 0.1cm, (β) ειδικά διαμορφωμένο κάθισμα, (γ) ανελαστική μεζούρα με διαβαθμίσεις των 0,1 cm και (δ) ηλεκτρονικό δυναμοδάπεδο (Kistler Type: 9286AA, Switzerland).

Το **σωματικό ανάστημα (ΣΑ)** μετρήθηκε με αναστημόμετρο τοποθετημένο σε έναν τοίχο (Εικόνα 3.1Α). Οι συμμετέχοντες στάθηκαν με πτέρνες, κνήμη, ωμοπλάτες και κεφάλι σε επαφή με την κατακόρυφη επιφάνεια του τοίχου, με το βλέμμα ευθεία μπροστά. Το **καθιστό σωματικό ανάστημα (ΚΣΑ)** μετρήθηκε με ειδικό κάθισμα, όπου οι

μηροί και η πλάτη έπρεπε να εφάπτονται πλήρως και με τους μηρούς και τις κνήμες να σχηματίζουν ορθή γωνία. Με τη χρήση της μεζούρας (τοποθετημένη μεζούρα στη πλάτη του καθίσματος) μετρήθηκε το μήκος από την κορυφή του κρανίου έως την έδρα του καθίσματος (Εικόνα 3.1Β) (μόνο στην 1η μελέτη).

Τα **μήκη των μελών του σώματος** (μηρού, κνήμης, άκρου ποδιού, βραχίονα, αντιβραχίου, παλάμης, και δείκτη) μετρήθηκαν με ανελαστική μεζούρα και στις δύο πλευρές του σώματος, εκτός από την παλάμη και τον δείκτη, που μετρήθηκαν μόνο στη δεξιά πλευρά (χρησιμοποιήθηκε για την κρούση δακτύλου) (Εικόνα 3.1Γ) (μόνο στην 1η μελέτη). Τα μήκη των μελών του σώματος υπολογίστηκαν βάσει της αναπαράστασης του ανθρώπινου σώματος από τους Drillis και Contini (1964), η οποία εκφράζει το μήκος κάθε τμήματος ως κλάσμα του συνολικού ύψους.

Το **σωματικό βάρος** μετρήθηκε με ηλεκτρονικό δυναμοδάπεδο (Εικόνα 3.2Α). Οι συμμετέχοντες στάθηκαν σε όρθια θέση για 5 δευτερόλεπτα.

Από τα πρωτογενή ανθρωπομετρικά δεδομένα υπολογίστηκαν η **σωματική μάζα (ΣΜ)** μέσω της σχέσης βάρους-μάζας

($W = m \times g \Rightarrow \Sigma B = \Sigma M \times 9.81$) και ο δείκτης μάζας σώματος ($\Delta \Sigma M$) βάσει του σωματικού αναστήματος και της σωματικής μάζας ($BMI = \text{mass}/\text{height}^2 \Rightarrow \Delta \Sigma M = \Sigma M / \Sigma A^2$).

3.2.2. Καταγραφή κινητικής δραστηριότητας - Δυναμογράφιση

Η καταγραφή των κινητικών δεδομένων πραγματοποιήθηκε με φορητό ηλεκτρονικό δυναμοδάπεδο (Kistler Type: 9286AA, Switzerland) (Εικόνα 3.2Α), συνδεδεμένο μέσω κουτιού διασύνδεσης (DAQ-Kistler 5691A1), με σταθερό ηλεκτρονικό υπολογιστή. Το δυναμοδάπεδο, σχήματος παραλληλόγραμμου με διαστάσεις 60 cm × 40 cm × 3.5 cm, διαθέτει τέσσερις πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες, έναν σε κάθε γωνία. Όταν ασκείται δύναμη στο δυναμοδάπεδο, οι πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες μεταφέρουν το ηλεκτρικό φορτίο μέσω καλωδίου (1759A) στο κουτί διασύνδεσης, όπου μετατρέπεται σε αναλογικό και στη συνέχεια σε ψηφιακό σήμα, το οποίο καταγράφεται από τον υπολογιστή. Το δυναμοδάπεδο επιτρέπει την καταγραφή των τριών συνιστωσών της δύναμης εδαφικής αντίδρασης (F_x : πλάγια, F_y : προσθιοπίσθια, F_z : κατακόρυφη) και των τριών συνιστωσών των αντίστοιχων ροπών (M_x , M_y , M_z). Από αυτά υπολογίζονται οι συντεταγμένες του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση (A_x , A_y) (Εικόνα 3.2Β).

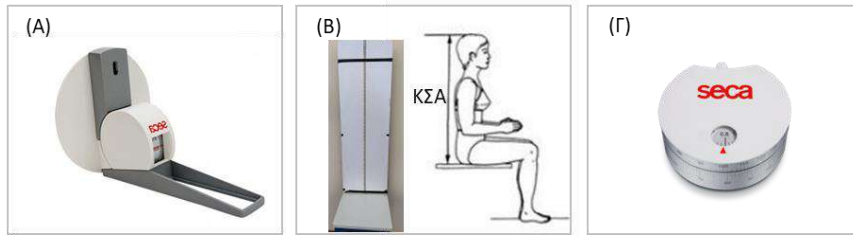
Επιπλέον, χρησιμοποιήθηκε ένα μικρό φορητό δυναμοδάπεδο (Force Plate FP- BTA Vernier Technology) (Εικόνα 3.2.Γ), με διαστάσεις 28 cm × 32 cm × 5 cm, το οποίο καταγράφει μόνο την κατακόρυφη συνιστώσα της δύναμης εδαφικής αντίδρασης (F_z)

και παρέχει τη δυνατότητα επιλογής μικρού ή μεγάλου εύρους δύναμης για καταγραφή (-850 έως +3500 N ή -200 έως +850 N), ανάλογα με τις δυνάμεις που αναπτύσσονται κατά την κινητική δράση. Στην 1η μελέτη, το δυναμοδάπεδο αυτό χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή των κινητικών δεδομένων της δοκιμασίας *Δακτυλικόί Κτύποι*, που χαρακτηρίζεται από χαμηλές δυνάμεις ($F_z < 10N$).

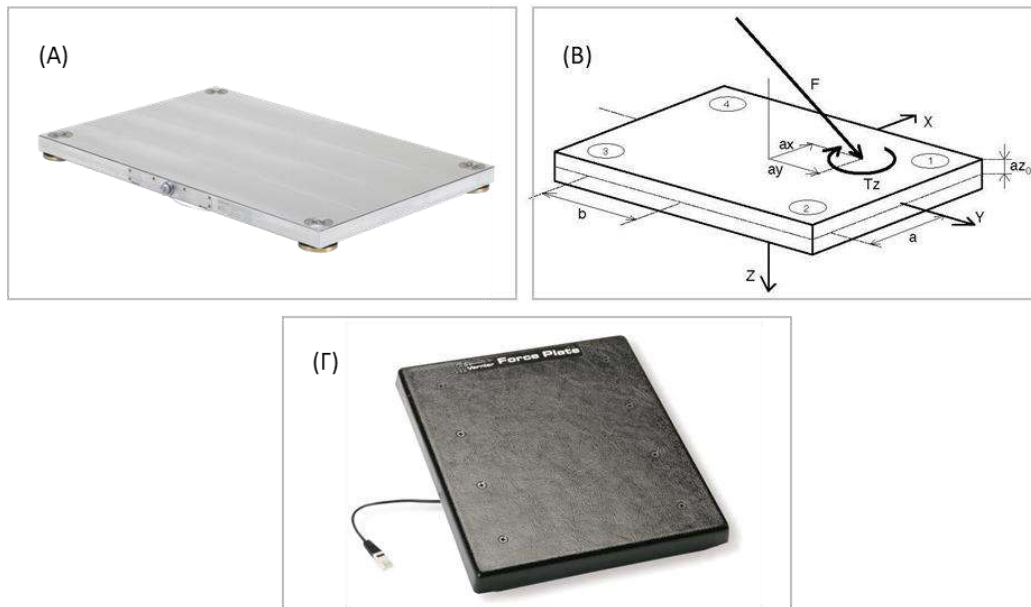
Καταγραφή σήματος: Τα δεδομένα από το δυναμοδάπεδο Kistler συλλέχθηκαν με το λογισμικό BioWare® Data Acquisition and Analysis (2812A1 έκδοση 5.3.0.7) της Kistler, με συχνότητα δειγματοληψίας 1000 Hz. Τα δεδομένα από το δυναμοδάπεδο Vernier συλλέχθηκαν με το λογισμικό Logger Pro Data-collection and Analysis Software (έκδοση 3.16.1) της Vernier Software & Technology, με συχνότητα δειγματοληψίας 100 Hz.

3.2.3. Καταγραφή κινηματικής δραστηριότητας 3 διαστάσεων - Επιταχυνσιομέτρηση

Η κινηματική καταγραφή τριών διαστάσεων πραγματοποιήθηκε με έξι αδρανειακούς αισθητήρες Xsens MTw Awinda IMU (Xsens Technologies B.V., Enschede, The Netherlands, με διαστάσεις 47 x 30 x 13 mm) (Εικόνα 3.3Α, Β). Κάθε αδρανειακός αισθητήρας διαθέτει: α) επιταχυνσιόμετρο για καταγραφή επιτάχυνσης, β) γυροσκόπιο για καταγραφή γωνιακής ταχύτητας, και γ) μαγνητόμετρο για μέτρηση της έντασης του μαγνητικού πεδίου της γης, με εύρη μέτρησης ± 160 m/s², ± 2000 μοίρες/s και ± 1.9 Gauss, αντίστοιχα. Οι αισθητήρες τοποθετήθηκαν στα μέλη του σώματος (Εικόνα 3.4) που συμμετείχαν στα



Εικόνα 3.1. Όργανα Ανθρωπομετρίας: Αναστημόμετρο Seca με ακρίβεια 0.1cm (Α), ειδικά διαμορφωμένο κάθισμα για τη μέτρηση του καθιστού αναστήματος (Β), ανελαστική μεζούρα με διαβαθμίσεις των 0,1 cm για τη μέτρηση του μήκους των μελών του σώματος (Γ).



Εικόνα 3.2. Όργανα Δυναμογράφησης: Φορητό δυναμοδάπεδο Kistler (Α). Αναπαράσταση πλατφόρμας δύναμης με σύστημα συντεταγμένων (Β), φορητό δυναμοδάπεδο Vernier Technology (Γ). *Συνισταμένη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (ΔΕΑ), πλάγιος οριζόντιος άξονας (X), προσθιοπίσθιος οριζόντιος άξονας (Y), κατακόρυφος άξονας (Z), προσθιοπίσθια συντεταγμένη του σημείου εφαρμογής της δύναμης (ay), πλάγια συντεταγμένη του σημείου εφαρμογής της δύναμης (ax).

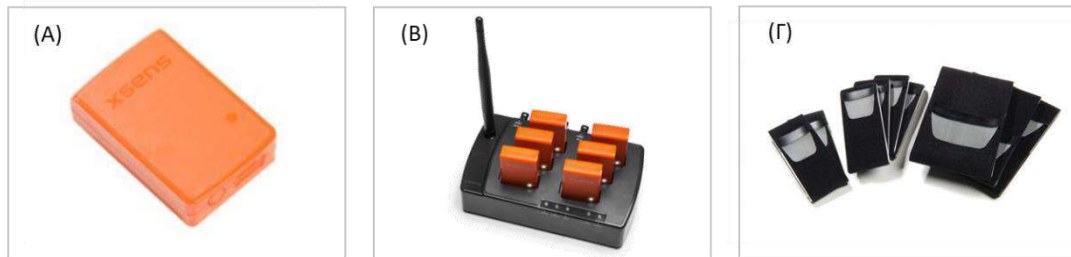
κινητικά πρότυπα που αξιολογήθηκαν στην κάθε μελέτη (Παράρτημα Β4).

Καταγραφή σήματος: Τα δεδομένα από τους αδρανειακούς αισθητήρες συλλέχθηκαν μέσω του λογισμικού MT Manager (έκδοση 4.6.0) της Xsens, με συχνότητα δειγματοληψίας 100 Hz.

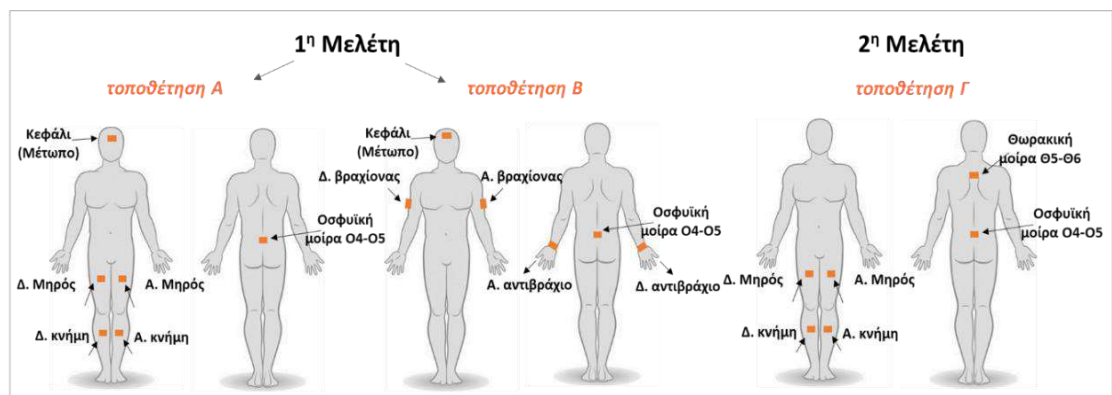
3.2.4. Οπτική Καταγραφή - Βιντεογράφιση

Σε συγχρονισμό με όλες τις μεθόδους έγινε οπτική καταγραφή της

κίνησης σε δύο διαστάσεις μέσω ψηφιακής βιντεοκάμερας υψηλής δειγματοληψίας GoPro® Hero 9 (120 frames/s, 1080p, Linear field of view) (Εικόνα 3.5Α) για την 1η Μελέτη, και κάμερα CAM-HFR-A, SVHS (Sony, Basler, Biopac Systems, Inc., Goleta, CA, 100 frames/s, 640×480 resolution) (Εικόνα 3.5Β), για τη 2η Μελέτη. Η βιντεοκάμερα τοποθετήθηκε σε τρίποδο (Εικόνα 3.5Γ) με ύψος 90 cm από το έδαφος, κάθετα στη διεύθυνση της κίνησης. Η τοποθέτηση του σώματος ως προς την θέση της κάμερας σε κάθε κινητικό



Εικόνα 3.3. Όργανα Επιταχυνσιομέτρησης: Αδρανειακός Αισθητήρας (Α) κοντί διασύνδεσης έξι αδρανειακών αισθητήρων (Β), διαμορφωμένες ελαστικές ζώνες τύπου Velcro για την τοποθέτηση στα μέλη του σώματος (Γ).



Εικόνα 3.4. Τοποθέτηση αισθητήρων για την αξιολόγηση των κινητικών προτύπων της 1ης Μελέτης (τοποθέτηση Α και τοποθέτηση Β) και της 2ης Μελέτης (τοποθέτηση Γ).

πρότυπο έγινε ανάλογα με το επίπεδο κίνησης που αξιολογήθηκε (Παράρτημα Β4). Τα βίντεο χρησιμοποιήθηκαν για τον οπτικό έλεγχο της εξέλιξης της κίνησης κατά την ανάλυση των σημάτων από τις άλλες μεθόδους.

3.2.5. Καταγραφή μυϊκής δραστηριότητας - Δονησιομογραφία

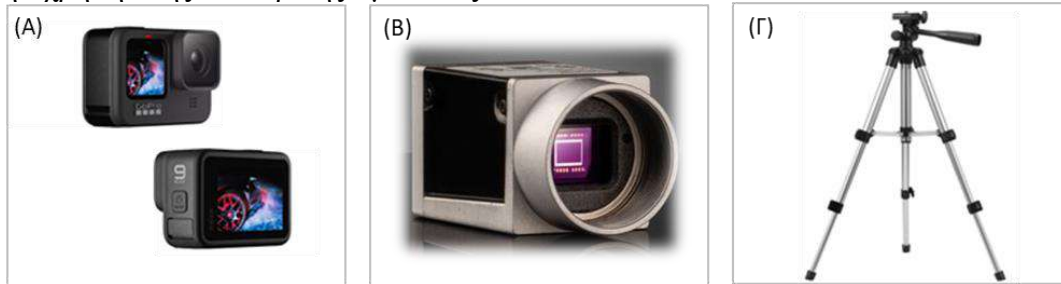
Η μυϊκή δραστηριότητα καταγράφηκε μέσω επιφανειακών δονησιομογράφων VMG TSD250 (Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA, USA) οι οποίοι διαθέτουν μικρούς αισθητήρες μικρο-ηλεκτρομηχανικών συστημάτων (MEMS:Microelectromechanical systems) για την παρακολούθηση και

καταγραφή των μυϊκών δονήσεων, οι οποίες σχετίζονται με τη μυϊκή σύσπαση (Εικόνα 3.6). Οι δονησιομογράφοι τοποθετήθηκαν στην επιφάνεια του δέρματος του μηρού και της κνήμης για την καταγραφή της μυϊκής δραστηριότητας του έξω πλατύ και του πρόσθιου κνημιαίου μυ, αντίστοιχα, σύμφωνα με τις οδηγίες γενικής τοποθέτησης του Cram (2010). Συγκεκριμένα, για τον έξω πλατύ η τοποθέτηση έγινε στο 1/5 της απόστασης μεταξύ έξω επιφάνειας επιγονατίδας και πρόσθιας άνω λαγόνιας άκανθας για το δεξί και το αριστερό κάτω άκρο αντίστοιχα (Εικόνα 3.7Α). Για τον πρόσθιο κνημιαίο η τοποθέτηση έγινε στο 1/3 της απόστασης μεταξύ της κεφαλής

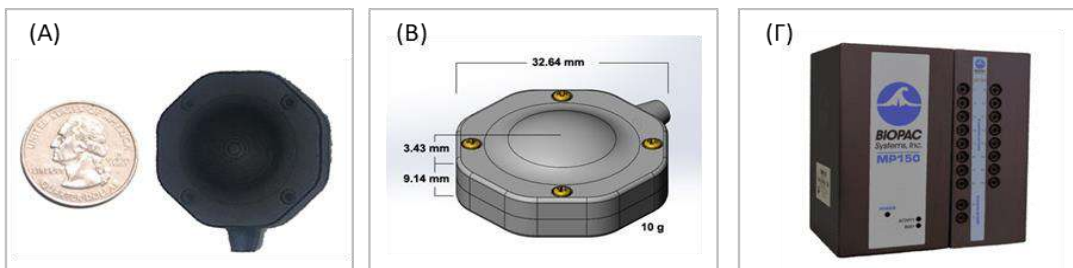
της περόνης και του έσω σφυρού του αριστερού κάτω άκρου (Εικόνα 3.7B) (Lee et al., 2019). Οι δονησιομογράφοι στερεωθήκαν χρησιμοποιώντας ελαστικό μιάντα γύρω από το μέλος του σώματος (Εικόνα 3.7Γ).

Καταγραφή σήματος: Τα δεδομένα από τους δονησιομογράφους συλλέχθηκαν με τη χρήση της κεντρικής μονάδας

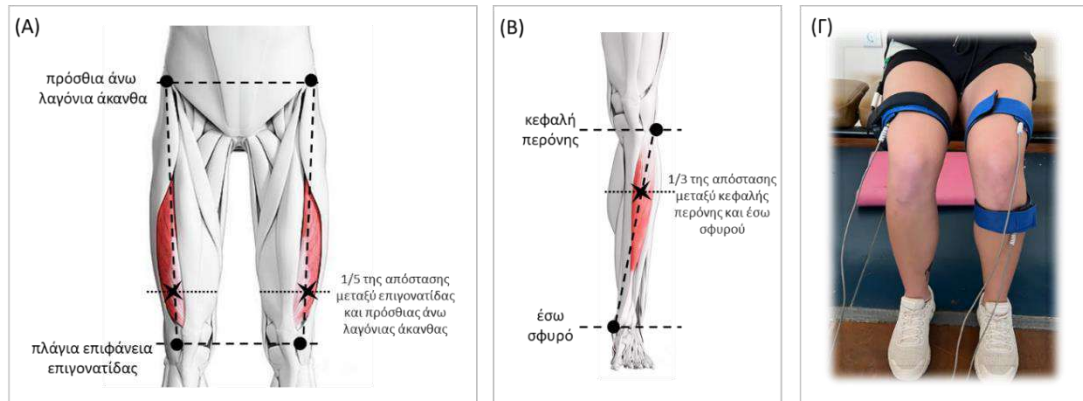
Βιοραc MP150 για την ψηφιοποίηση των αναλογικών πληροφοριών από κάθε δονησιομογράφο, και το λογισμικό AcqKnowledge (έκδοση 5.0), με συχνότητα δειγματοληψίας 2000 Hz (ο αλγόριθμος Βιοραc VMG έχει σχεδιαστεί για να λειτουργεί μόνο σε δεδομένα δειγματοληψίας σε αυτή τη συχνότητα).



Εικόνα 3.5. Όργανα Βιντεογράφισης: Βιντεοκάμερα GoPro® Hero 9 model (A). Βιντεοκάμερα CAM-HFR-A, SVHS Sony, Basler, Βιοραc Systems, Inc., Goleta, CA (B). Τρίποδο 3 θέσεων και εύρος ύψος 35 έως 102 cm (Γ).



Εικόνα 3.6. Όργανα Δονησιομογραφίας: Επιφανειακός Αισθητήρας δονησιομογραφίας VMG-TSD250 (A), διαστάσεις αισθητήρα TSD250A (B) και κεντρική μονάδα συλλογής δεδομένων και μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό Βιοραc MP150 (Γ).



Εικόνα 3.7. Τοποθέτηση δονησιομογράφων: για τον έξω πλατύ (Α) και τον πρόσθιο κνημιαίο (Β). Ενδεικτική απεικόνιση κάτω άκρων ενός δοκιμαζόμενου με τοποθετημένα τους τρεις δονησιομογράφους, στερεωμένους με ελαστικούς ιμάντες (Γ).

3.2.6. Καταγραφή ηλεκτρικής δραστηριότητας εγκεφάλου – Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (ΗΕΓ)

Η ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου μέσω ηλεκτροεγκεφαλογράφου της Biopac (Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA, USA). Χρησιμοποιήθηκε (α) κάσκα (Electro-Cap Products, eci) (Εικόνα 3.8Α) με σταθερά τοποθετημένα 19 ηλεκτρόδια σύμφωνα με το «Διεθνές Σύστημα Τοποθέτησης Ηλεκτροδίων 10-20», (β) ασύρματοι πομποί δύο καναλιών δεδομένων (BioNomadix transmitter BN-EEG2) (Εικόνα 3.8Β), (γ) καλώδια σύνδεσης του πομπού (BNADAPT-3 και BN-ADAPT-2) (Εικόνα 3.8Γ), (δ) συσκευή ενίσχυσης και καταγραφής δεδομένων (EEG2-R) (Εικόνα 3.8Δ) και (ε) κεντρική μονάδα συλλογής δεδομένων και μετατροπής του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (Biopac MP150) (Εικόνα 3.6Γ). Για τους σκοπούς της παρούσας μελέτης χρησιμοποιήθηκαν δύο πομποί για την καταγραφή της ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας σε τέσσερις εγκεφαλικές περιοχές. Συγκεκριμένα, ο ένας πομπός χρησιμοποιήθηκε για

την μονοπολική καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας του κινητικού φλοιού του αριστερού ημισφαιρίου και του δεξιού ημισφαιρίου (ονομασίες ηλεκτροδίων C3 και C4, αντίστοιχα) (Εικόνα 3.9). Ο δεύτερος πομπός χρησιμοποιήθηκε για την διπολική καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας του μετωπιαίου (F:frontal) και του βρεγματικού (P:parietal) λοβού των δύο ημισφαιρίων (ονομασίες ηλεκτροδίων: F3, F4, P3, P4, για τον αριστερό μετωπιαίο, τον δεξιό μετωπιαίο, τον αριστερό ινιακό και τον δεξιό ινιακό λοβό, αντίστοιχα) (Εικόνα 3.9) (Terplan, 2002). Αυτές οι περιοχές του εγκεφάλου αντιπροσωπεύουν τις κινητικές και τις σωματοαισθητηριακές περιοχές, αντίστοιχα (Terplan, 2002; Crasta et al., 2018). Για τη μονοπολική καταγραφή, η οποία καταγράφει τη διαφορά δυναμικού ενός ηλεκτροδίου ενεργής περιοχής και ενός ηλεκτροδίου μιας ανενεργής (ουδέτερης) περιοχής, χρησιμοποιήθηκαν τα ηλεκτρόδια C3 και C4, ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς τοποθετημένο στο λοβό του δεξιού

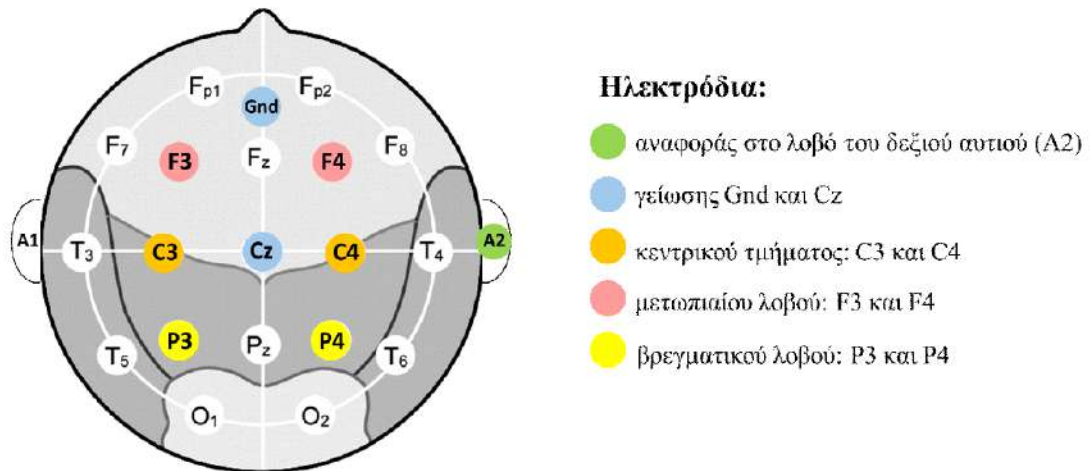
αυτιού (A2) συνδεδεμένο με καλώδιο κοινής αναφοράς για τα ηλεκτρόδια C3 και C4, και το ηλεκτρόδιο γείωσης (Gnd) συνδεδεμένο με το καλώδιο γείωσης (BN-ADAPT-3). Για τη διπολική καταγραφή, η οποία καταγράφει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ ηλεκτροδίων ενεργών περιοχών χρησιμοποιήθηκαν τα ηλεκτρόδια F3- F4, και P3-P4, για τις περιοχές F και P, αντίστοιχα, και ένα ηλεκτρόδιο γείωσης της κεντρικής περιοχής (Cz) συνδεδεμένο με το καλώδιο γείωσης (BN-ADAPT-3). Για την διασφάλιση της ποιότητας καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου σε κάθε ηλεκτρόδιο τοποθετήθηκε

αγώγιμη γέλη. (eci Electro-Gel) μέσω μιας κεντρικής οπής.

Καταγραφή σήματος: Τα δεδομένα της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου συλλέχθηκαν χ με τη χρήση της κεντρικής μονάδας Biopac MP150 για την ψηφιοποίηση των αναλογικών πληροφοριών από κάθε ηλεκτρόδιο, και το λογισμικό AcqKnowledge (έκδοση 5.0.), με συχνότητα δειγματοληψίας 2000 Hz.



Εικόνα 3.8. Σύστημα Ηλεκτροεγκεφαλογραφίας: Κάσκα (Electro-Cap Products, eci) με σταθερά τοποθετημένα 19 ηλεκτρόδια σύμφωνα με το «Διεθνές Σύστημα Τοποθέτησης Ηλεκτροδίων 10-20» (A), ασύρματη συσκευή πομπού δύο καναλιών δεδομένων BioNomadix transmitter BN-EEG2 (B), καλώδια σύνδεσης του πομπού (BNADAPT-3 και BN-ADAPT-2) (Γ) και συσκευή ενίσχυσης και καταγραφής δεδομένων (EEG2-R) (Δ).



Εικόνα 3.9. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος που χρησιμοποιήθηκαν στη παρούσα εργασία. Το ηλεκτρόδιο αναφοράς εμφανίζεται με πράσινο, τα ηλεκτρόδια γείωσης με μπλε και τα ηλεκτρόδια των ενεργών περιοχών με πορτοκαλί, ροζ και κίτρινο.

3.3. Διαδικασία μετρήσεων

3.3.1. Ενημέρωση και συλλογή δημογραφικών στοιχείων.

Οι συμμετέχοντες προσήλθαν με αθλητική περιβολή στο χώρο του Εργαστηρίου της Αθλητικής Βιομηχανικής του ΣΕΦΑΑ Αθηνών. Ενημερώθηκαν πλήρως για το σκοπό της μελέτης και τη διαδικασία των μετρήσεων. Στη συνέχεια υπέγραψαν έντυπο συγκατάθεσης για τη συμμετοχή τους και ακολούθησε η λήψη δημογραφικών στοιχείων καθώς και του ιατρικού ιστορικού, με έμφαση σε προβλήματα όρασης, ακοής, καθώς και σε μυοσκελετικές ή νευρολογικές διαταραχές, τα οποία αποτέλεσαν κριτήρια αποκλεισμού. Η διαδικασία αυτή διήρκεσε, για κάθε συμμετέχοντα, 120 λεπτά για την 1η Μελέτη και 90 λεπτά για την 2η Μελέτη. Στη 2η μελέτη, αξιολογήθηκε επίσης η ακοή του κάθε συμμετέχοντα μέσω της εφαρμογής uHear (<https://itunes.apple.com/us/app/uhear/id309811822?mt=8>). Η διαδικασία αξιολόγησης ακοής περιγράφεται

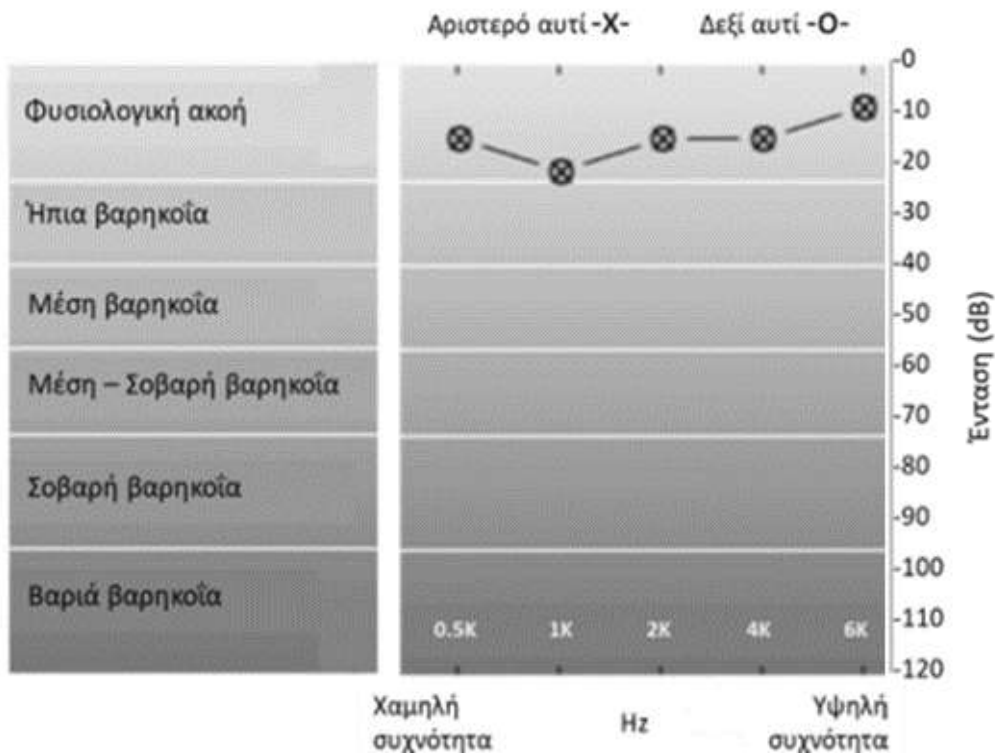
αναλυτικά παρακάτω στην ενότητα 3.3.3. Αξιολόγηση ακοής.

3.3.2. Μετρήσεις ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών.

Μετά την ενημέρωση και τη συλλογή των δημογραφικών στοιχείων ακολούθησε η συλλογή των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών. Αρχικά μετρήθηκε το **σωματικό ανάστημα (ΣΑ)**, ύστερα το **καθιστό σωματικό ανάστημα (ΚΣΑ)** και τέλος το **μήκος των μελών του σώματος** ξεκινώντας από τα άνω άκρα και καταλήγοντας στα κάτω άκρα (μήκος βραχίονα, μήκος αντιβραχίου, μήκος παλάμης, μήκος δείκτη, μήκος μηρού, μήκος κνήμης και μήκος άκρου ποδιού). Οι μετρήσεις περιγράφονται αναλυτικά στην ενότητα 3.2.1. Καταγραφή ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών - Ανθρωπομετρία.

3.3.3. Αξιολόγηση ακοής.

Για την αξιολόγηση της ακοής στη 2η μελέτη χρησιμοποιήθηκε η εφαρμογή uHear



Εικόνα 3.10. Ενδεικτικό γράφημα για τα αποτελέσματα της δοκιμασίας ευαισθησίας της ακοής, όπως προκύπτουν από την εφαρμογή Uhear, και τα οποία απεικονίζουν τη φυσιολογική ακοή καθώς οι τιμές βρίσκονται μέσα στα φυσιολογικά όρια (0–25 dB).. Οι αριθμοί στον οριζόντιο άξονα του γραφήματος αναφέρονται στις συχνότητες που εξετάζει η δοκιμασία Uhear σε εύρος από 500 έως το 6000 Hz. Οι αριθμοί στον κατακόρυφο άξονα του γραφήματος αναφέρονται στην ένταση του ήχου (dB). Σε κάθε εξεταζόμενη συχνότητα, σημειώνεται η ένταση (dB) για το αριστερό (x) και το δεξί (o) αυτί. Με βάση τη δοκιμασία Uhear δίνονται οι εξής χαρακτηρισμοί ακοής: (1) Φυσιολογική ακοή: 0–25 dB, (2) Ήπια βαρηκοΐα: 26–40 dB, (3) Μέση βαρηκοΐα: 41–55 dB, (4) Μέση προς σοβαρή βαρηκοΐα: 56–70 dB, (5) Σοβαρή βαρηκοΐα: 71–90 dB (6) Βαριά βαρηκοΐα < 90dB. American Speech-Language Hearing Association. Degree of hearing loss. <http://www.asha.org/public/hearing/Degree-of-Hearing-Loss> - Accessed 19 Feb 2014.

(<https://itunes.apple.com/us/app/uhear/id309811822?mt=8>), η οποία παρέχει μια δοκιμασία ευαισθησίας ακοής που εκτελείται σε συσκευές iOS, iPod, iPhone και iPad. Αποτελεί χρήσιμη εφαρμογή για αρχική αξιολόγηση. Η δοκιμασία uHear λειτουργεί όπως ένα ακουόγραμμα, και επιτρέπει τη διαπίστωση των ήχων που αντιλαμβάνεται ο εξεταζόμενος για κάθε συχνότητα για εύρος συχνοτήτων από 500 έως 6000 Hz. Η δοκιμασία ακοής uHear διαρκεί 5 λεπτά. Ως τελικό αποτέλεσμα, η

δοκιμασία uHear δίνει το φάσμα των συχνοτήτων που γίνεται αντιληπτό από κάθε αυτί και το επίπεδο της έντασης στο οποίο αυτό γίνεται αντιληπτό. Στην Εικόνα 3.10. απεικονίζεται ενδεικτικό γράφημα με τα αποτελέσματα της δοκιμασίας uHear. Το ακουόγραμμα αποτελεί οπτική αναπαράσταση της ακοής και απεικονίζει το κατώτατο όριο ακοής (ή κατώφλι ακοής) σε εύρος συχνοτήτων από 250 έως 8000 Hz.

3.3.4. Κύριες μετρήσεις - Πρωτόκολλα

Οι κύριες μετρήσεις του ερευνητικού σχεδιασμού περιλαμβάνουν δύο επιμέρους πρωτόκολλα, τα οποία στοχεύουν στην διερεύνηση των ερευνητικών ερωτημάτων που έχουν τεθεί σε κάθε μελέτη.

Πρωτόκολλο 1^{ης} Μελέτης. Το πρωτόκολλο των κύριων μετρήσεων της 1ης μελέτης περιελάμβανε την εκτέλεση 9 κινητικών προτύπων σε συνθήκη προτιμώμενης συχνότητας (ιδιοσυχνότητας) χωρίς την ύπαρξη ΑΕ ή οδηγιών ως προς το ρυθμό εκτέλεση των επαναλήψεων. Οι συμμετέχοντες ολοκλήρωσαν 3 προσπάθειες των 20 συνεχόμενων επαναλήψεων για κάθε άσκηση ανά προσπάθεια, με 2 λεπτά διάλειμμα ανάμεσα στις προσπάθειες της ίδιας άσκησης (Grgic, 2018). Η οδηγία που έλαβαν οι δοκιμαζόμενοι ήταν να εκτελούν ρυθμικά τα κινητικά πρότυπα στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης (ρυθμός επανάληψης που προκύπτει αυθόρμητα). Η είσοδος τους πάνω στο δυναμοδάπεδο έγινε με λεκτικό παράγγελμα και τους δόθηκαν οδηγίες και απαραίτητες διορθώσεις ως προς τη θέση τους πάνω σε αυτό. Στη συνέχεια, τους δόθηκε η οδηγία να παραμείνουν ακίνητοι για μερικά δευτερόλεπτα (περίπου 5 sec) και μετά ακολουθούσε λεκτικό παράγγελμα για την έναρξη της προσπάθειας. Για την ελαχιστοποίηση της επίδρασης της εξάσκησης ή/και της κόπωσης, εφαρμόστηκε μια περιστροφική σειρά για την τυχαιοποίηση των ασκήσεων ανάμεσα στους συμμετέχοντες. Συγκεκριμένα, η σειρά των ασκήσεων παρέμεινε η ίδια και κάθε συμμετέχοντας ξεκινούσε με την κίνηση που ακολουθούσε την αρχική κίνηση του προηγούμενου συμμετέχοντα. Πριν τη συλλογή

δεδομένων, δόθηκαν οδηγίες για την εκτέλεση της κίνησης τόσο λεκτικά όσο και οπτικά, προκειμένου να διασφαλιστεί η σωστή τεχνική. Κατά τη διάρκεια κάθε προσπάθειας, όλοι οι συμμετέχοντες παρακολουθούσαν οπτικά για την τεχνική τους από τον ίδιο εξεταστή που τους αξιολόγησε στη συνεδρία εξοικείωσης.

Πρωτόκολλο 2ης Μελέτης. Το πρωτόκολλο των κύριων μετρήσεων της 2ης μελέτης περιλάμβανε την εκτέλεση 2 κινητικών προτύπων σε 5 συνθήκες ΑΕ. Οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να εκτελέσουν τα 2 κινητικά πρότυπα υπό τις εξής συνθήκες ΑΕ: (α) χωρίς ΑΕ (συνθήκη ελέγχου), (β) υπό την ακρόαση μετρονομικού ΑΕ, (γ) υπό τη ακρόαση φωνητικού ΑΕ, (δ) υπό την ακρόαση μουσικού 1 ΑΕ - μελωδικό, και (ε) υπό την ακρόαση μουσικού 2 ΑΕ – μουσική για άσκηση.

Σε κάθε συνθήκη πραγματοποιήθηκαν 2 προσπάθειες με 8 επαναλήψεις ανά προσπάθεια. Από πιλοτική μελέτη που προηγήθηκε των κύριων μετρήσεων, προέκυψε ότι μόνο 2 επαναλήψεις μίας μόνο προσπάθειας ήταν επαρκείς για να διασφαλίσουν αξιόπιστες χρονικές παραμέτρους και στα δύο κινητικά πρότυπα που αξιολογήθηκαν (συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC) ≥ 0.75 (Fleiss, 1986), τυπικό σφάλμα μέτρησης (SEM%) εντός των χαμηλών (<10%) ή αποδεκτών ορίων ($\leq 15\%$) (Soulard et al, 2021; Pedersen et al., 2022), συντελεστής διακύμανσης (CV%) κάτω από το ευρέως αποδεκτό όριο του 10% (Atkinson & Nevill, 1998)), ακόμη και κάτω από το κριτήριο $\leq 5\%$ του CV% για τον καθορισμό της κινητικής σταθερότητας (Kribus-Shmiel et al., 2018). Η επιλογή των 8 επαναλήψεων

σε κάθε προσπάθεια ευθυγραμμίστηκε σκόπιμα με τη ρυθμική δομή μιας μουσικής φράσης 8 χτύπων και την παραδοσιακή δομή φωνητικού μετρήματος που επικρατεί σε ρουτίνες άσκησης (Côté-Laurence, 2000). Μεταξύ προσπαθειών κάθε συνθήκης καθώς και μεταξύ κινητικών προτύπων έγινε διάλειμμα ενός (1) λεπτού. Στη συνθήκη ελέγχου (χωρίς ΑΕ) οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να εκτελέσουν ρυθμικά τα κινητικά πρότυπα στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης. Στις συνθήκες υπό ακρόαση ΑΕ, η οδηγία ήταν να εκτελέσουν τα κινητικά πρότυπα προσπαθώντας να συγχρονιστούν με το ΑΕ, δηλαδή να ταιριάξουν τη συχνότητα κίνησης με τη ρυθμική ταχύτητα του ΑΕ. Η είσοδος τους στο δυναμοδίαπεδο έγινε με λεκτικό παράγγελμα, και όπου ήταν απαραίτητο, δόθηκαν οδηγίες και διορθώσεις ως προς τη θέση τους πάνω σε αυτό. Στη συνέχεια, τους δόθηκε η οδηγία να παραμείνουν ακίνητοι για μερικά δευτερόλεπτα (περίπου 5 sec) και μετά ακολούθησε λεκτικό παράγγελμα για την έναρξη της προσπάθειας. Για την ελαχιστοποίηση της επίδρασης της εξάσκησης ή/και της κόπωσης, εφαρμόστηκε μια περιστροφική σειρά για την τυχαιοποίηση των κινητικών προτύπων και των συνθηκών υπό ακρόαση ΑΕ ανάμεσα στους συμμετέχοντες. Συγκεκριμένα, η σειρά των ΑΕ παρέμεινε η ίδια και κάθε συμμετέχοντας ξεκινούσε με τη συνθήκη και το κινητικό πρότυπο που ακολουθούσε την αρχική συνθήκη και κινητικό πρότυπο του προηγούμενου συμμετέχοντα.

3.3.4.1. Κινητικά πρότυπα.

Τα κινητικά πρότυπα που αξιολογήθηκαν στην παρούσα

εργασία ήταν ανά μελέτη τα εξής (δείτε Παράρτημα Β1 για περιγραφή κινητικών προτύπων και σημείων σωστής εκτέλεσης):

1η μελέτη. (1) επιτόπια αναπήδηση, (2) προβολή προς τα εμπρός με το δεξί πόδι (βήμα μπροστά για όλους τους συμμετέχοντες), (3) κάθισμα, (4) ανακάθισμα, (5) απαγωγή ώμου, (6) απαγωγή ισχίου, (7) ανύψωση ράχης, και (8) κάμψη αγκώνων από πρηνή στήριξη, (9) δακτυλικοί κτύποι.

2η μελέτη: (1) κάθισμα και (2) απαγωγή ισχίου. Η επιλογή αυτών των κινητικών προτύπων βασίστηκε στην εμβιομηχανική τους πολυπλοκότητα και ευελιξία, καθιστώντας τα κατάλληλα για την ανίχνευση λεπτών διαφορών στον ακουστικό-κινητικό συγχρονισμό υπό από διάφορα ΑΕ. Το κάθισμα αποτελεί μία θεμελιώδη, πολυαρθρική κίνηση που εμπλέκει κύριες μυϊκές ομάδες και απαιτεί συντονισμένη κινητική απόκριση (King & Hannan, 2019). Από την άλλη πλευρά, η απαγωγή ισχίου, που επικεντρώνεται στη πλάγια κίνηση του κάτω άκρου, προσφέρει μια κιναισθητική πρόκληση καθώς απαιτεί όχι μόνο κινητικό συντονισμό αλλά και σταθερότητα (Widler et al., 2009).

3.3.4.2. Ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

Στη 2η μελέτη χρησιμοποιήθηκαν τέσσερα ΑΕ: ένα μετρονομικό, ένα φωνητικό και δύο μουσικά Ειδικότερα:

Μετρονομικό ΑΕ: Αποτελούνταν από μία ακολουθία επαναλαμβανόμενων ηχητικών γεγονότων διάρκειας 200 ms και συχνότητας 575 Hz.

Φωνητικό ΑΕ: Περιλάμβανε ένα ρυθμικό μέτρημα 8αρίου, δηλαδή μια ακολουθία ακουστικών ενδείξεων με τις λέξεις-αριθμούς «ένα», «δύο», «τρία», «τέσσερα» «πέντε», «έξι», «εφτά» και «οχτώ», που επαναλαμβάνονταν 2 φορές (σύνολο επαναλήψεων = 16). Η ρυθμική ακολουθία ηχογραφήθηκε από γυναίκα με εμπειρία στην εκφώνηση ρυθμικών φωνητικών παραγγεμάτων, σε διάφορες ρυθμικές ταχύτητες, μέσω φορητού ψηφιακού εγγραφέα (ZoomH2N, Εικόνα 3.11), σε περιβάλλον με περιορισμένο εξωτερικό θόρυβο. Τα ηχητικά αρχεία μεταφέρθηκαν σε ηλεκτρονικό υπολογιστή για αναπαραγωγή στην επιθυμητή ρυθμική ταχύτητα. Η επεξεργασία των αρχείων έγινε με το ελεύθερης χρήσης λογισμικό επεξεργασίας ήχου Audacity (<https://www.audacityteam.org>). Όλες οι ακουστικές ενδείξεις προσαρμόστηκαν στον τόνο και την ένταση ώστε να είναι όσο το δυνατόν πιο ομοιογενείς.

Μουσικά ΑΕ. Χρησιμοποιήθηκαν δύο διαφορετικά μουσικά ΑΕ. πρώτο (*Μουσικό 1 ΑΕ*) ήταν μία μελωδική σύνθεση γραμμένη σε μείζονα κλίμακα με τονική τη νότα σολ (Σολ μείζονα), με μέτρο 4/4 και ένταση -12dB. Το δεύτερο (*Μουσικό 2 ΑΕ*) ήταν μουσική για άσκηση και συγκεκριμένα το δημοφιλές «ανεβαστικό» μουσικό κομμάτι Gigi D'Agostino "Bla Bla Bla" (Pump up music) με τέμπο 133 bpm, από το

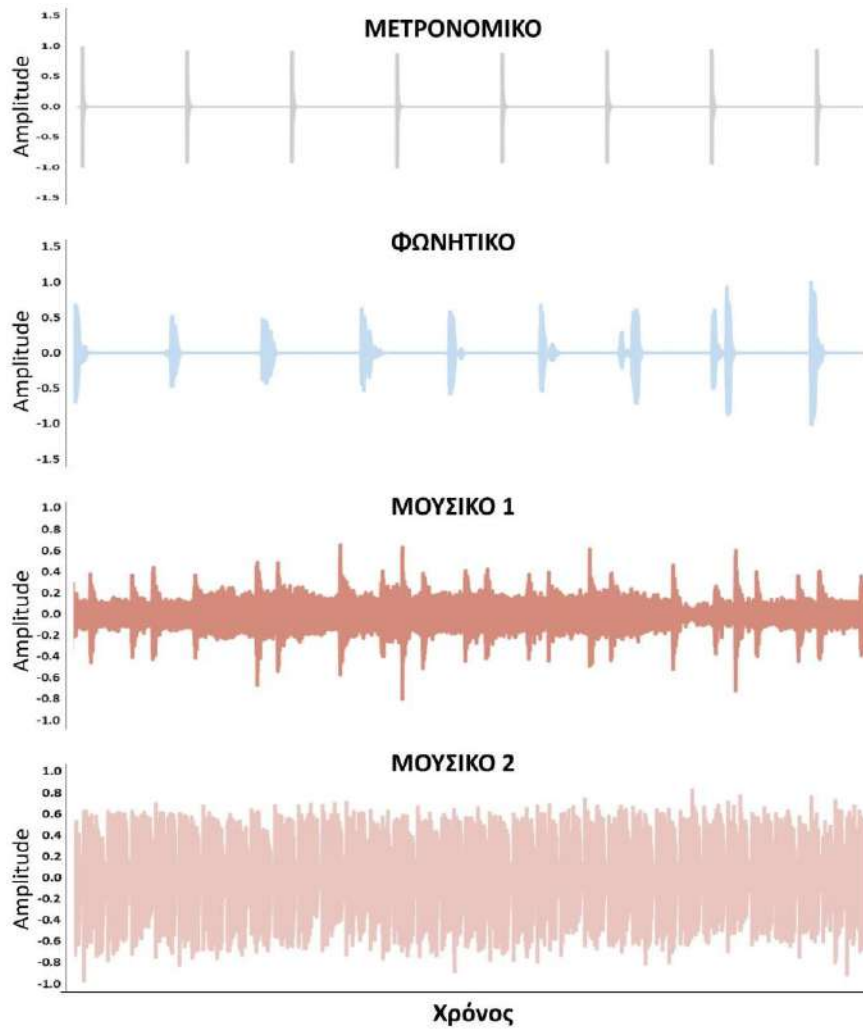
οποίο χρησιμοποιήθηκαν τα πρώτα 30 δευτερόλεπτα (0:00-0:30). Το συγκεκριμένο κομμάτι χρησιμοποιείται σε καρδιοαναπνευστικά προγράμματα και προγράμματα μυϊκή ενδυνάμωσης, διακρίνεται για την παρακινήτικη του ιδιότητα, τον «ανεβαστικό» ρυθμό και ευδιάκριτο παλμό.

(https://www.youtube.com/watch?v=Hrph2EW9VjY&list=RDMMHrph2EW9VjY&start_radio=1&ab_channel=zycdance). Ο προσδιορισμός των μουσικών χαρακτηριστικών έγινε μέσω του MIRtoolbox του λογισμικού Matlab (Lartillot et al., 2008).

Τα ΑΕ, πέρα από τη μουσική για άσκηση, το οποίο είχε σταθερή ρυθμική ταχύτητα για όλους τους συμμετέχοντες (133 bpm), παρουσιάστηκαν σε ρυθμική ταχύτητα που αντιστοιχούσε στον προτιμώμενο ρυθμό επανάληψης κάθε συμμετέχοντα για κάθε κινητικό πρότυπο. Για την αναπαραγωγή των ΑΕ χρησιμοποιήθηκαν ένας φορητός υπολογιστής, το πρόγραμμα αναπαραγωγής ήχου (Windows Media Player) και ένα φορητό ηχείο JBL Go Essential Bluetooth Speaker, με ένταση ήχου ρυθμισμένη στα 70 dB. Τα σήματα ήχου των ΑΕ (Σχήμα 3.11) συγχρονίστηκαν με όλα τα υπόλοιπα δεδομένα μέσω σύνδεσης του φορητού υπολογιστή με την κεντρική μονάδα συλλογής δεδομένων Biopac MP150, χρησιμοποιώντας αναλογικό καλώδιο σύνδεσης της σειράς CBL100.



Εικόνα 3.11. Από αριστερά προς τα δεξιά: Πρόσθια, πλάγια, οπίσθια και κάτω όψη του φορητού ψηφιακού εγγραφέα Zoom H2N ο οποίος θα χρησιμοποιηθεί για την υψηλής ποιότητας ηχογράφηση των φωνητικών παραγγελμάτων ρυθμικής αριθμητικής ακολουθίας.



Σχήμα 3.1. Αναπαράσταση ενδεικτικών ηχητικών σημάτων των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων: Μετρονομικό, Φωνητικό, Μουσικό 1- μελωδική σύνθεση και Μουσικό 2 -μουσική για άσκηση.

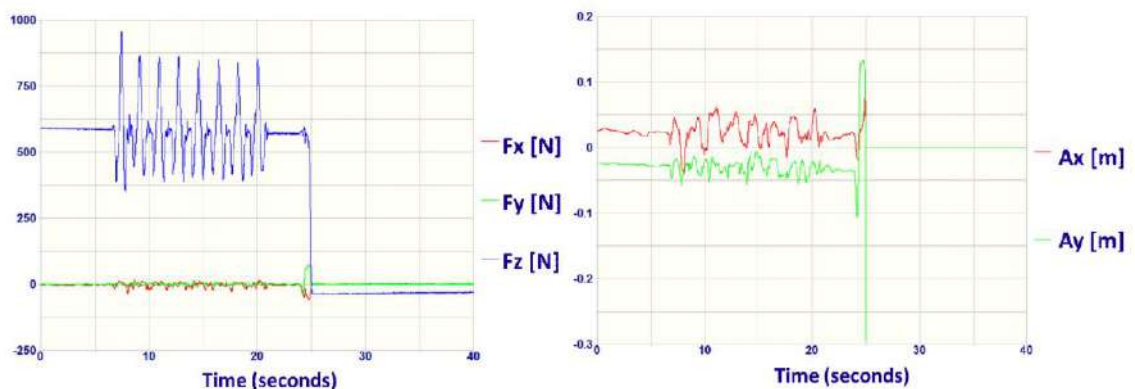
3.4. Επεξεργασία δεδομένων

3.4.1. Δεδομένα δυναμογράφησης

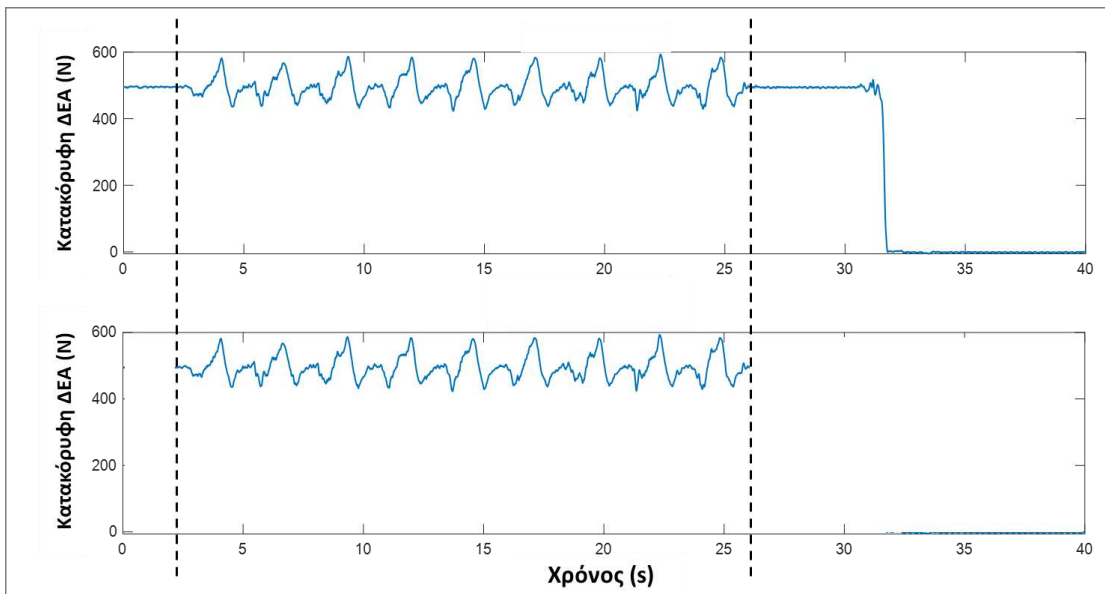
Τα πρωτογενή δεδομένα της δυναμογράφησης συλλέχθηκαν μέσω του λογισμικού **BioWare® Data Acquisition and Analysis** (2812A1 έκδοση 5.3.0.7 Kistler). Αφού εξήχθησαν σε αρχεία txt, επεξεργάστηκαν περαιτέρω στο **Matlab** (R2023a, Mathworks (Mathworks Inc., Natick, MA, ΗΠΑ). Οι κυματομορφές που αναλύθηκαν αντιστοιχούσαν στις δυνάμεις εδαφικής αντίδρασης (Ground reaction forces: GRF) σε τρεις διευθύνσεις: κατακόρυφη, πλάγια, προσθιοπίσθια (Σχήμα 3.2).

Το πρώτο βήμα της ανάλυσης ήταν ο προσδιορισμός των χρονικών στιγμών έναρξης και λήξης της κίνησης, ακολουθούμενος από την αποκοπή του σήματος μεταξύ αυτών των χρονικών στιγμών. Η διαδικασία αυτή έγινε με βάση την κυματομορφή της κατακόρυφης δύναμης εδαφικής αντίδρασης (F_z) (Σχήμα 3.3). Στη συνέχεια εφαρμόστηκε χαμηλοπερατό φίλτρο Butterworth 4ης τάξης με

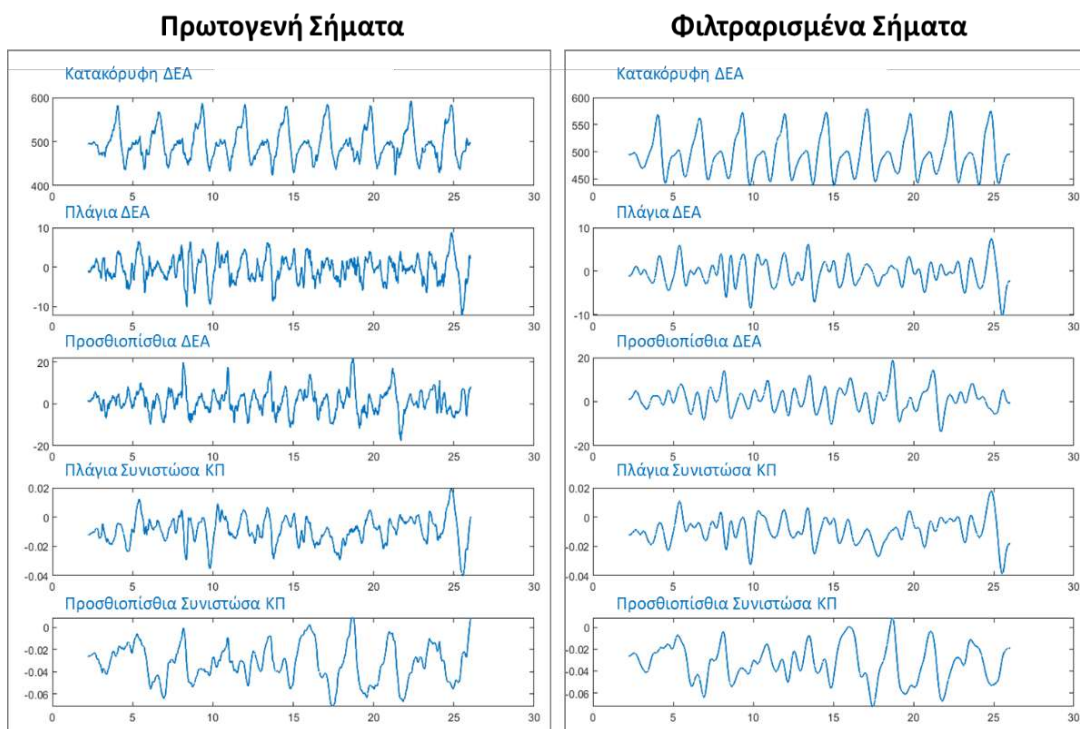
συχνότητα αποκοπής 5 Hz (4th-order lowpass Butterworth filter with a cutoff frequency of 5 Hz) σύμφωνα με προηγούμενες έρευνες (Oh et al., 2013; Zare et al., 2017) (Σχήμα 3.4) (<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/butter.html>). Η συχνότητα αποκοπής 5Hz επιλέχθηκε βάσει του φάσματος ισχύος (power spectrum) όλων των σημάτων, το οποίο έδειξε ότι η πλειονότητα της ισχύος του σήματος βρισκόταν κάτω από τα 5Hz για όλους τους συμμετέχοντες. Μετά τη φιλτράρισμα, στα σήματα πραγματοποιήθηκε αφαίρεση γραμμικών τάσεων (detrending). Συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση **detrend** του Matlab, η οποία αφαιρεί την γραμμική τάση από κάθε σήμα ξεχωριστά, αφαιρώντας τη στατιστικά υπολογισμένη ευθεία παλινδρόμησης (linear regression line) από τα δεδομένα (<https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/detrend.html>). Αφού αφαιρέθηκε η γραμμική τάση, πραγματοποιήθηκε έλεγχος των σημάτων για να διασφαλιστεί ότι η διαδικασία **detrending** είχε το επιθυμητό αποτέλεσμα.



Σχήμα 3.2. Δυναμογραφικά δεδομένα: Ενδεικτικές κυματομορφές δυνάμεων εδαφικής αντίδρασης (F_z , F_x , F_y) και κέντρου πίεσης (A_x , A_y) από ένα άτομο κατά την εκτέλεση επαναλαμβανόμενων καθισμάτων, όπως εμφανίζονται στο λογισμικό BioWare® Data Acquisition and Analysis.



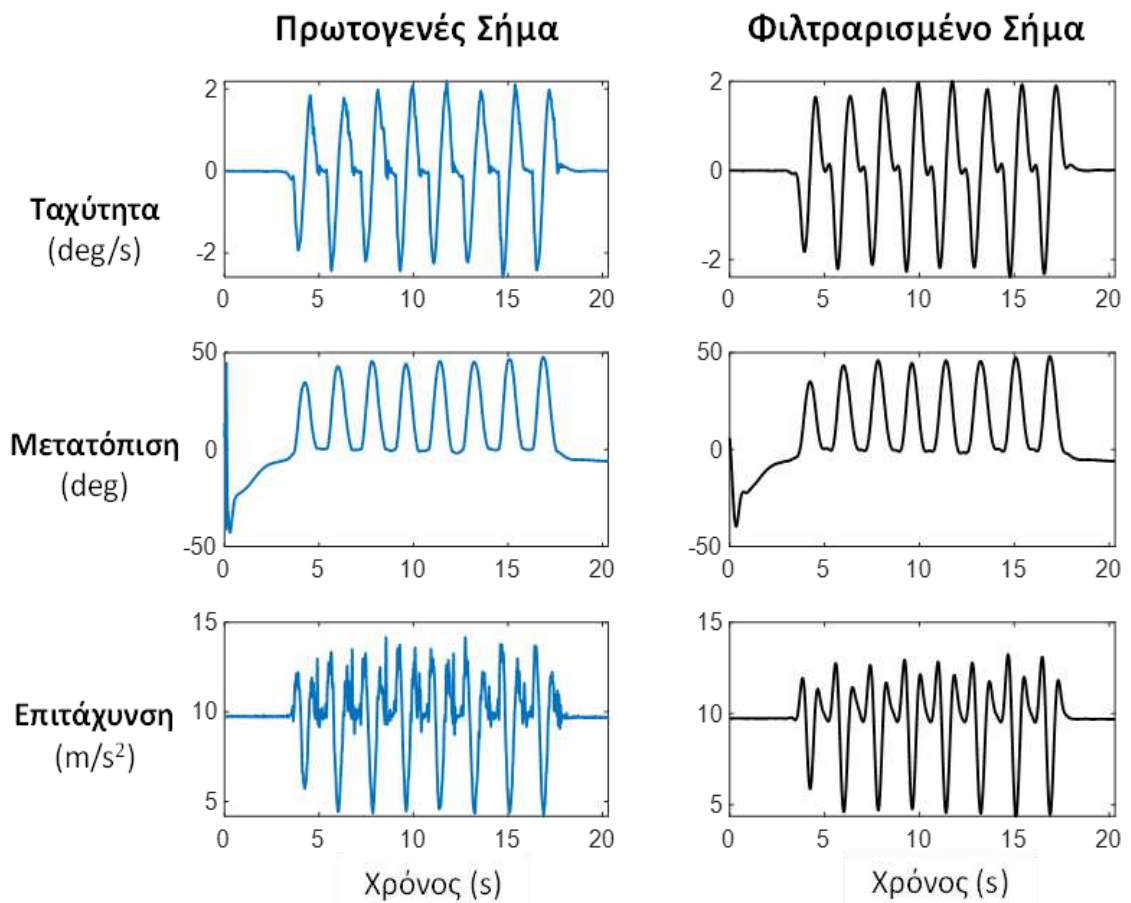
Σχήμα 3.3. Ενδεικτική κυματομορφή της κατακόρυφης δύναμης εδαφικής αντίδρασης (F_z) ενός ατόμου κατά την εκτέλεση επαναλαμβανόμενων καθισμάτων, με προσδιορισμό των χρονικών στιγμών έναρξης και λήξης της κίνησης (πάνω) και μετά από αποκοπή του σήματος μεταξύ αυτών των χρονικών στιγμών (κάτω).



Σχήμα 3.4. Δυναμογραφικά δεδομένα: Ενδεικτικές κυματομορφές δυνάμεων εδαφικής αντίδρασης (F_z , F_x , F_y) και κέντρο πίεσης κατά την εκτέλεση επαναλαμβανόμενων καθισμάτων, πριν (αριστερά) και μετά την εφαρμογή χαμηλοπερατού φίλτρου με συχνότητα αποκοπής 5 Hz (δεξιά).

3.4.2. Δεδομένα επιταχυνσιομέτρησης

Τα πρωτογενή δεδομένα της επιταχυνσιομέτρησης συλλέχθηκαν μέσω του λογισμικού **MT Manager** (έκδοση 4.6.0.) και εξήχθησαν σε αρχεία txt για την επεξεργασία τους στο **Matlab** (R2023a, Mathworks (Mathworks Inc., Natick, MA, ΗΠΑ)). Οι κυματομορφές που αναλύθηκαν αφορούσαν γωνιακές μετατοπίσεις, γωνιακές ταχύτητες και γραμμικές επιταχύνσεις στις τρεις διευθύνσεις: κατακόρυφη, προσθιοπίσθια και πλάγια. Στα πρωτογενή σήματα εφαρμόστηκε χαμηλοπερατό φίλτρο Butterworth 4ης τάξης με συχνότητα αποκοπής 2 Hz (4th-order lowpass Butterworth filter with a cutoff frequency of 2 Hz) σύμφωνα με προηγούμενες έρευνες (Emmanouil et al., 2021; Emmanouil et al., 2024) (Σχήμα 3.5).



Σχήμα 3.5. Δεδομένα επιταχυνσιομέτρησης: Ενδεικτικές κυματομορφές γωνιακής μετατόπισης (Α), γωνιακής ταχύτητας (Β) και γραμμικής επιτάχυνσης (Γ) σε μία διεύθυνση πριν (αριστερά) και μετά την εφαρμογή χαμηλοπερατού φίλτρου με συχνότητα αποκοπής 2 Hz (δεξιά).

3.4.3. Δεδομένα δονησιομογραφίας

Τα δεδομένα δονησιομογραφίας συλλέχθηκαν μέσω του λογισμικού **Acqknowledge**®. **5.0.2**, εξήχθησαν σε αρχεία txt και επεξεργάστηκαν στο **Matlab** (R2023a, Mathworks (Mathworks Inc., Natick, MA, ΗΠΑ). Οι κυματομορφές που αναλύθηκαν αφορούσαν τη μυϊκή δραστηριότητα του δεξιού έξω πλατύ (right vastus lateralis, RVL), του αριστερού έξω πλατύ (left vastus lateralis, LVL) και του δεξιού πρόσθιου κνημιαίου (right anterior tibialis, RAT) εκφρασμένη σε μονάδες VMG (VMG units). Τα βήματα επεξεργασίας αναλύονται παρακάτω.

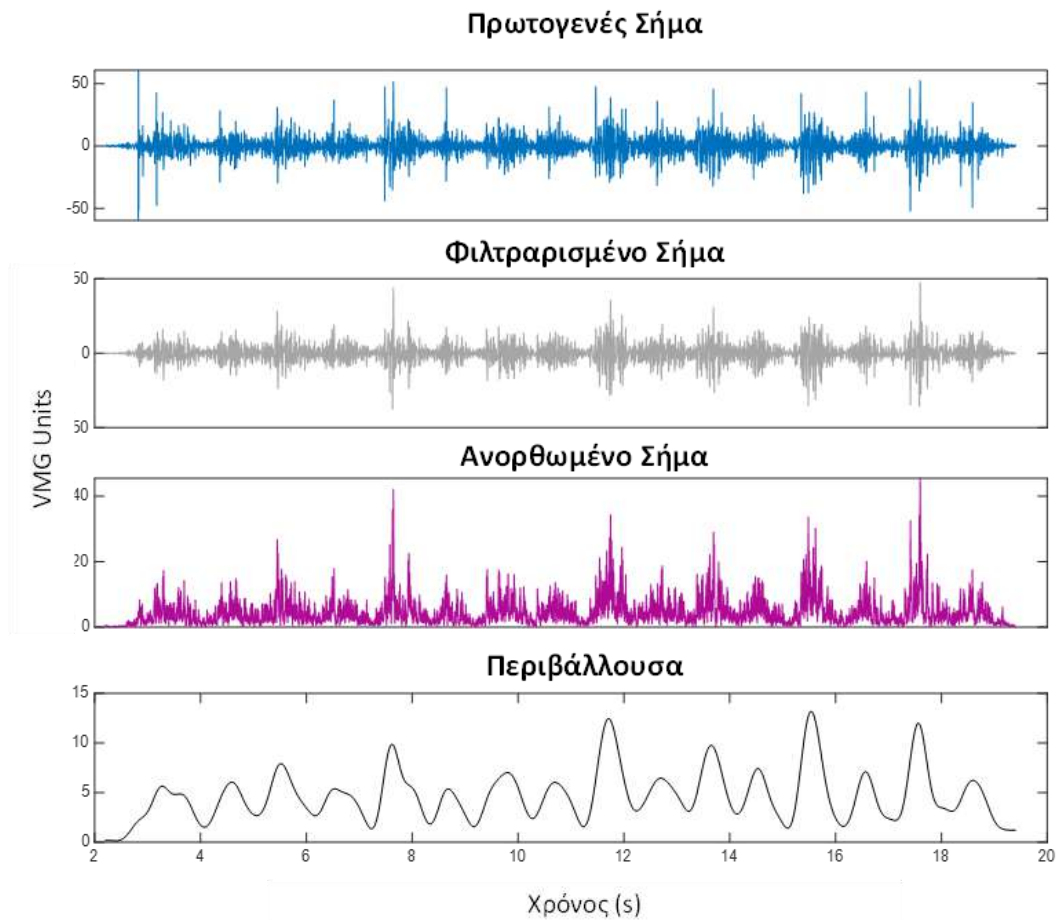
Αφαίρεση θορύβου 50 Hz: Εφαρμόστηκε ένα **φίλτρο εγκοπής (notch filter)** στα 50 Hz για την αφαίρεση των παρεμβολών από τις γραμμές ισχύος, που αποτελεί συνήθη πηγή θορύβου λόγω ηλεκτρικού εξοπλισμού και ηλεκτρικών γραμμών (Merlo et al., 2003). Το φίλτρο εγκοπής εξασθενεί το σήμα στο επιλεγμένο μικρό εύρος συχνοτήτων, ενώ επιτρέπει στις υπόλοιπες συχνότητες να παραμείνουν αμετάβλητες.

Ζωνοπερατό φίλτρο (Bandpass filter): Στη συνέχεια εφαρμόστηκε ένα ζωνοπερατό φίλτρο Butterworth 4ης τάξης, με ζώνη συχνοτήτων αποκοπής 5-100 Hz, σύμφωνα με προηγούμενες έρευνες (Woodward et al., 2019; Foskolou et al., 2022). Το φίλτρο αυτό αφαιρεί συχνότητες εκτός του επιθυμητού εύρους, δίνοντας έμφαση στις συχνότητες που σχετίζονται με τη μυϊκή δραστηριότητα.

Υπολογισμός της τετραγωνικής ρίζας της διακύμανσης (RMS):

Έπειτα, υπολογίστηκε η χρονικά μεταβαλλόμενη εκτίμηση της τετραγωνικής ρίζας της διακύμανσης (**Root Mean Square, RMS**) των φιλτραρισμένων σημάτων, χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση **movmean** του Matlab. Αυτή η τεχνική υπολογίζει ένα κινούμενο μέσο όρο των τετραγωνικών τιμών του σήματος σε ένα προκαθορισμένο παράθυρο (100 ms στην προκειμένη περίπτωση). και στη συνέχεια λαμβάνεται η τετραγωνική ρίζα του μέσου όρου αυτού. Αναλυτικά, για κάθε χρονική στιγμή, υπολογίζεται το μέσο τετράγωνο των τιμών του σήματος εντός του παραθύρου και στη συνέχεια λαμβάνεται η τετραγωνική ρίζα του μέσου όρου αυτού. Το αποτέλεσμα παρέχει μια δυναμική αναπαράσταση της έντασης του σήματος και επιτρέπει την εκτίμηση των διακυμάνσεων της μυϊκής δραστηριότητας με την πάροδο του χρόνου. Η χρήση του παραθύρου των 100 ms επελέγη ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη ισορροπία μεταξύ της ταχύτητας αντίδρασης στις μεταβολές του σήματος και της εξομάλυνσης των ανεπιθύμητων διακυμάνσεων, όπως θορύβων ή βραχυπρόθεσμων αποκλίσεων.

Υπολογισμός γραμμικής περιβάλλουσας (Linear Envelope): Τέλος, υπολογίστηκε η γραμμική περιβάλλουσα του σήματος, η οποία παρέχει μια ομαλοποιημένη αναπαράσταση της συνολικής τάσης του σήματος (Σχήμα 3.6 κάτω). Για τον υπολογισμό της περιβάλλουσας εφαρμόστηκε ένα χαμηλοπερατό φίλτρο Butterworth 4ης τάξης με συχνότητα αποκοπής 6 Hz, το οποίο επιτρέπει να αποτυπωθούν οι αργές μεταβολές στη δραστηριότητα των μυών (Di Nardo et al., 2024).



Σχήμα 3.6. Δεδομένα δονησιομογραφίας: Ενδεικτική κυματομορφή μυϊκής δραστηριότητας του δεξιού έξω πλατύ (RVL) στις διάφορες φάσεις κατά την εκτέλεση επαναληπτικών καθισμάτων. Περιλαμβάνει την αρχική κυματομορφή του πρωτογενούς σήματος (A), το φιλτραρισμένο σήμα μετά την αφαίρεση του θορύβου των 50 Hz (B), το σήμα μετά την εφαρμογή ζωνοπερατού φίλτρου με συχνότητα αποκοπής [5 100] Hz (Γ), την εκτίμηση της RMS (Δ) και τη γραμμική περιβάλλουσα (Ε).

3.4.4. Δεδομένα ηλεκτροεγκεφαλογραφίας

Τα δεδομένα της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας συλλέχθηκαν μέσω του λογισμικού Acqknowledge® 5.0.2 και εξήχθησαν σε αρχεία txt για περαιτέρω επεξεργασία στο Matlab (R2023a, Mathworks (Mathworks Inc., Natick, MA, ΗΠΑ)). Οι καταγραφές αφορούσαν τη δραστηριότητα των καναλιών C3, C4, F3-F4 και P3-P4 και εκφράστηκαν σε μVolts . Τα βήματα επεξεργασίας αναλύονται παρακάτω.

3.4.4.1. Αφαίρεση θορύβου 50 Hz

Όπως και στα δεδομένα δονησιομογραφίας, εφαρμόστηκε ένα φίλτρο εγκοπής 50 Hz για την αφαίρεση του θορύβου λόγω ηλεκτρικού εξοπλισμού και ηλεκτρικών γραμμών.

3.4.4.2. Αποθορυβοποίηση μέσω μετασχηματισμού κυματιδίων (Wavelet Denoising)

Για την περαιτέρω μείωση του θορύβου και την αφαίρεση ανεπιθύμητων τεχνουργημάτων (artifacts) υψηλής συχνότητας

χρησιμοποιήθηκε η τεχνική του **μετασχηματισμού κυματιδίων** (Alyasseri et al., 2019). Αυτή η τεχνική λειτουργεί με την αποσύνθεση του σήματος σε διάφορες συνιστώσες συχνότητας χρησιμοποιώντας τον μετασχηματισμό κυματιδίων (wavelet transform). Η τεχνική αυτή είναι ιδιαίτερα αποτελεσματική στην αφαίρεση θορύβου και τεχνουργημάτων που προέρχονται από ηλεκτρικό εξοπλισμό ή άλλες εξωτερικές πηγές, χωρίς να αλλοιώνει τη φυσιολογική δομή του σήματος. Ο θόρυβος εντοπίζεται κυρίως στις υψηλότερες συχνότητες, ενώ τα σημαντικά χαρακτηριστικά του σήματος εντοπίζονται σε χαμηλότερες συχνότητες. Με τον τρόπο αυτό, ο θόρυβος απομακρύνεται από τα υψηλότερα επίπεδα συχνοτήτων χωρίς να επηρεάζεται η δομή του σήματος.

Στο Matlab, η διαδικασία αποθορυβοποίησης με κυματίδια εφαρμόστηκε ως εξής: Χρησιμοποιήθηκε το **κυματίδιο τύπου 'db4' (Daubechies 4)**, το οποίο είναι κατάλληλο για τη συγκεκριμένη ανάλυση, καθώς προσφέρει καλή ισορροπία μεταξύ χωρικής και χρονικής ανάλυσης. Το σήμα αποσυντέθηκε σε **5 επίπεδα (decomposition level)**, επιτρέποντας τον διαχωρισμό του θορύβου από τα σημαντικά χαρακτηριστικά του σήματος. Η συνάρτηση **wdenoise** του Matlab χρησιμοποιήθηκε για την αποθορυβοποίηση, λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω χαρακτηριστικά και παράγοντας ένα καθαρότερο σήμα με διατήρηση των ουσιαστικών πληροφοριών του εγκεφαλογραφήματος.

3.4.4.3. Ζωνοπερατό φίλτρο (Bandpass Filter)

Στη συνέχεια εφαρμόστηκε ζωνοπερατό φίλτρο Butterworth 4ης τάξης, με ζώνη συχνοτήτων αποκοπής 2-40 Hz που επικεντρώνεται στις συχνότητες σχετικές με την εγκεφαλική δραστηριότητα που επικεντρώνεται στις συχνότητες σχετικές με την εγκεφαλική δραστηριότητα (Hu, 2010).

3.4.4.4. Μείωση της συχνότητας δειγματοληψίας

Μετά την αποθορυβοποίηση, η συχνότητα δειγματοληψίας μειώθηκε από 2000Hz σε 200Hz για να διευκολυνθεί η επεξεργασία των δεδομένων χωρίς απώλεια σημαντικών πληροφοριών. Αυτή η συχνότητα δειγματοληψίας είναι κοινώς αποδεκτή σε μελέτες ηλεκτροεγκεφαλογραφίας (Somers et al., 2018). Η υιοθέτηση αυτών των τιμών δειγματοληψίας ενισχύει τη συμβατότητα και διευκολύνει τις συγκρίσεις μεταξύ των μελετών.

3.4.4.5. Υπολογισμός κυμάτων άλφα και βήτα

Τέλος, στα φιλτραρισμένα σήματα με τη νέα συχνότητα δειγματοληψίας (Σχήμα 3.7) υπολογίσθηκαν τα κύματα άλφα (α -band: 8-12 Hz) και βήτα (β -band: 13-35 Hz). Ο υπολογισμός των κυμάτων άλφα και βήτα περιλαμβάνει την εφαρμογή ζωνοπερατών φίλτρων και την εξαγωγή της περιβάλλουσας των σημάτων, η οποία παρέχει πληροφορίες για τη διακύμανση της έντασης αυτών των κυμάτων με την πάροδο του χρόνου (Σχήμα 3.7).

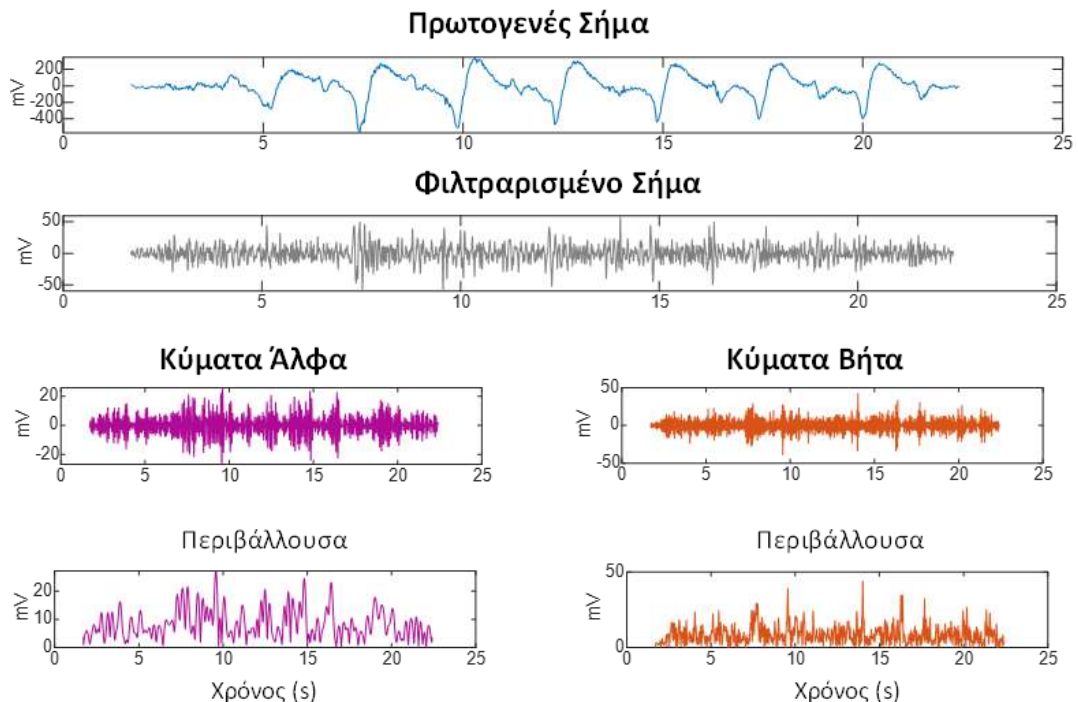
3.4.4.6. Φιλτράρισμα των σημάτων ΗΕΓ

Τα κύματα άλφα υπολογίστηκαν μέσω της εφαρμογής ενός ζωνοπερατού φίλτρου (bandpass filter) στο εύρος συχνοτήτων 8-12 Hz, που αντιστοιχεί στην τυπική ζώνη συχνοτήτων των κυμάτων άλφα (Chéron et al., 2016). Τα κύματα βήτα υπολογίστηκαν με την ίδια διαδικασία, αλλά στο εύρος συχνοτήτων 13-35 Hz, που αντιστοιχεί στα κύματα βήτα (Chéron et al., 2016).

3.4.4.7. Ανόρθωση και εξαγωγή της περιβάλλουσας

Μετά το φιλτράρισμα, τα σήματα ανορθώθηκαν με τη χρήση του μετασχηματισμού Hilbert (Chang et

al., 2013). Ο μετασχηματισμός αυτός είναι μια τεχνική που επιτρέπει την εξαγωγή της **αναλυτικής μορφής (analytic signal)** του σήματος, διευκολύνοντας τον υπολογισμό της περιβάλλουσας. Η περιβάλλουσα υπολογίστηκε με τη συνάρτηση **envelope** του Matlab, η οποία δημιουργεί μια δυναμική αναπαράσταση της έντασης των κυμάτων (π.χ., άλφα ή βήτα) με την πάροδο του χρόνου. Στην περίπτωση αυτή, χρησιμοποιήθηκε ένα παράθυρο 50 σημείων, που αντιστοιχεί σε χρονικό διάστημα 250 ms ($50 \text{ σημεία} / 200 \text{ Hz} = 0.25 \text{ δευτερόλεπτα}$). Αυτό το παράθυρο επιτρέπει την εξομάλυνση των διακυμάνσεων του σήματος και τη δημιουργία μιας πιο καθαρής αναπαράστασης της έντασης των κυμάτων με την πάροδο του χρόνου.



Σχήμα 3.7. Δεδομένα ηλεκτροεγκεφαλογραφίας: Ενδεικτική κυματομορφή εγκεφαλικής δραστηριότητας του ηλεκτροδίου C3 εκφρασμένη σε μVolts ενός ατόμου στην άσκηση κάθισμα, δείχνοντας το πρωτογενές σήμα (πάνω), το φιλτραρισμένο σήμα μετά την εφαρμογή φίλτρων (2^η σειρά) και τις ενδεικτικές κυματομορφές των κυμάτων άλφα και βήτα, μαζί με τις περιβάλλουσες τους για ολόκληρη τη διάρκεια καταγραφής.

3.4.5. Εξαγωγή Παραμέτρων

Οι παράμετροι που υπολογίσθηκαν συνολικά και για τις δύο μελέτες, από κάθε μέθοδο καταγραφής, ήταν οι εξής (αναλυτικές λεπτομέρειες για τον υπολογισμό τους παρατίθεται σε κάθε μελέτη ξεχωριστά και στο Παράρτημα B3):

3.4.5.1. Παράμετροι συχνότητας κίνησης

- **Συχνότητα** (εκφρασμένη σε κύκλους ανά δευτερόλεπτο, Hz): ($f=1/T$ όπου T είναι η διάρκεια κύκλου κίνησης).
- **Συχνότητα** (εκφρασμένη σε κύκλους ανά λεπτό, cycles/min): $F=f \times 60$.

3.4.5.2. Παράμετροι συγχρονισμού

- **Αντιστοιχία κύκλου:** Η διαφορά μεταξύ της διάρκειας του κύκλου της κίνησης και της διάρκειας των ηχητικών γεγονότων του κάθε ερεθίσματος.
- **Σφάλμα κύκλου:** Η διαφορά μεταξύ της διάρκειας του κύκλου της κίνησης και του χρονικού διαστήματος των ηχητικών γεγονότων για κάθε ερέθισμα.
- **Σφάλμα φάσης:** Η χρονική απόκλιση μεταξύ της έναρξης του ηχητικού γεγονότος (ερεθίσματος) και της έναρξης της κινητικής απόκρισης.
- **Κατεύθυνση σφαλμάτων:** Η κατεύθυνση των σφαλμάτων στον συγχρονισμό μπορεί να είναι θετική (προπορεύεται η κίνηση) ή αρνητική (καθυστερεί η κίνηση σε σχέση με το ερέθισμα).

3.4.5.3. Χρονικές παράμετροι

- **Διάρκεια κύκλου κίνησης (s):** Ο συνολικός χρόνος για την

ολοκλήρωση ενός κύκλου κίνησης.

- **Διάρκεια φάσης 1 (s):** Ο χρόνος για την πρώτη φάση της κίνησης.
- **Διάρκεια φάσης 2 (s):** Ο χρόνος για τη δεύτερη φάση της κίνησης.
- **Διάρκεια φάσης 1 (% του κύκλου):** Ποσοστό του συνολικού χρόνου κύκλου που καταλαμβάνει η φάση 1.
- **Διάρκεια φάσης 2 (% του κύκλου):** Ποσοστό του συνολικού χρόνου κύκλου που καταλαμβάνει η φάση 2.

3.4.5.4. Κινηματικές παράμετροι

- **Μετατόπιση:** Αλλαγή θέσης κατά την κίνηση.
- **Ταχύτητα:** Ο ρυθμός μεταβολής της θέσης (m/s ή deg/s).
- **Επιτάχυνση:** Ο ρυθμός μεταβολής της ταχύτητας (m/s² ή deg/s²).
- **Jerk:** Ο ρυθμός μεταβολής της επιτάχυνσης (m/s³).

3.4.5.5. Κινητικές παράμετροι

- **Μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (N):** Η μέγιστη δύναμη που ασκείται από το έδαφος.
- **Μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης ως προς το σωματικό βάρος (xΣΒ):** Η μέγιστη δύναμη εκφρασμένη ως ποσοστό του σωματικού βάρους.

- **Ρυθμός ανάπτυξης δύναμης (N/s):** Ο ρυθμός αύξησης της δύναμης.
 - **Χρονική διάρκεια επίτευξης της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης από τη χρονική στιγμή της ελάχιστης δύναμης (s):** Ο χρόνος από το σημείο της ελάχιστης έως τη μέγιστη δύναμη.
 - **Χρονική διάρκεια επίτευξης της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης από τη χρονική στιγμή επίτευξης του σωματικού βάρους (s):** Ο χρόνος που απαιτείται για να φτάσει η μέγιστη δύναμη από το σημείο όπου η δύναμη ισούται με το σωματικό βάρος.
- Δεξιός έξω πλατύς μυς (RVL) (VMG units)
 - Αριστερός έξω πλατύς μυς (LVL) (VMG units)
 - Αριστερός πρόσθιος κνημιαίος μυς (RAT) (VMG units)

3.4.5.8. Παράμετροι ηλεκτροεγκεφαλογραφικής δραστηριότητας

- **Μέση τετραγωνική ρίζα (RMS)** των εγκεφαλικών σημάτων.
- **Φασματική πυκνότητα ισχύος:** Μέτρο της κατανομής της ισχύος στο φάσμα συχνοτήτων.
- **Εντροπία:** Μη γραμμικό μέτρο προβλεψιμότητας (ή τυχειότητας σε ένα σύστημα) για τα εγκεφαλικά κύματα άλφα (8-12 Hz) και βήτα (13-35 Hz) στις περιοχές:
 - κεντρική αριστερή (C3)
 - κεντρική δεξιά (C4)
 - μετωπιαία (F)
 - βρεγματική (P)

3.4.5.6. Παράμετροι Σταθερότητας –Κέντρο Πίεσης

- **95% CI Εμβαδόν Έλλειψης της Συνισταμένης Διαδρομής (cm²):** Το εμβαδόν που περικλείει το 95% της διαδρομής του κέντρου πίεσης.
- **Διαδρομή (cm):** Η συνολική απόσταση της διαδρομής (προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση).
- **Απόκλιση διαδρομής (cm):** Η απόκλιση από τη μέση διαδρομή (προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση).
- **Εντροπία:** Μη γραμμικό μέτρο προβλεψιμότητας (ή τυχειότητας σε ένα σύστημα).

3.4.5.7. Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας

- **Μέση τετραγωνική ρίζα (RMS) του μυϊκού σήματος (δονησιομυογραφικού)** για τους εξής τρεις μύες:

3.4.5.8. Ατομική μεταβλητότητα

Για όλες τις παραπάνω παραμέτρους, υπολογίστηκε η ατομική μεταβλητότητα (A) μεταξύ προσπαθειών και (B) εντός προσπάθειας.

3.5. Στατιστική ανάλυση

Η στατιστική ανάλυση που εφαρμόστηκε σε κάθε μελέτη αναλύεται λεπτομερώς στα αντίστοιχα κεφάλαια. Παρακάτω παρουσιάζονται οι κύριες στατιστικές μέθοδοι/τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν ανά μελέτη:

3.5.1. Στατιστική ανάλυση 1^{ης} Μελέτης – Α΄ Μέρος

Στην πρώτη μελέτη, η στατιστική ανάλυση επικεντρώθηκε στην αξιολόγηση της αξιοπιστίας τόσο σε σχετική όσο και σε απόλυτη βάση:

- **Σχετική αξιοπιστία:** Εφαρμόστηκε ο συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC).
- **Απόλυτη αξιοπιστία:** Χρησιμοποιήθηκαν το τυπικό σφάλμα μέτρησης (SEM), η ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC), και ο συντελεστής διακύμανσης (CV).

3.5.2. Στατιστική ανάλυση 1^{ης} Μελέτης – Β΄ Μέρος

Η ανάλυση περιλάμβανε:

- **Περιγραφικές στατιστικές:** Υπολογίστηκαν οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις όλων των χρονικών παραμέτρων.
- **Έλεγχος κανονικότητας:** Η κανονικότητα των δεδομένων επαληθεύτηκε μέσω του τεστ Shapiro-Wilk.
- **Σύγκριση συχνότητας κινήσεων:** Εφαρμόστηκε έλεγχος-t για ένα δείγμα (One-Sample t-test) μεταξύ της σχετικοποιημένης συχνότητας κίνησης (ως ποσοστό %) και της τιμής ελέγχου 100% (2 Hz).
- **Διπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης (two-way mixed ANOVA):** Για τον έλεγχο της αλληλεπίδρασης του φύλου με το πρότυπο κίνησης χρησιμοποιήθηκε διπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης (two-way mixed ANOVA) (2 x 9), με ανεξάρτητο παράγοντα το φύλο (άνδρες, γυναίκες) και επαναληπτικό παράγοντα τα κινητικά πρότυπα (9 επίπεδα). Η

ANOVA εφαρμόστηκε τόσο στις χρονικές μεταβλητές όσο και στον συντελεστή μεταβλητότητας αυτών. Αφού δεν παρατηρήθηκε σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ φύλου και κινητικού προτύπου, η ανάλυση επικεντρώθηκε στην επίδραση του κινητικού προτύπου στο σύνολο του δείγματος (N=30). Σε περιπτώσεις σημαντικής επίδρασης, πραγματοποιήθηκαν ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των κινητικών προτύπων, με διορθώσεις Bonferroni. Η υπόθεση της σφαιρικότητας ελέγχθηκε με το Mauchly's W και, όπου παραβιάστηκε, εφαρμόστηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Ο συντελεστής μερικού η^2 (partial eta squared, η^2) χρησιμοποιήθηκε για την εκτίμηση του μεγέθους της επίδρασης (0.01 = μικρό, 0.06 = μεσαίο, ≥ 0.14 = μεγάλο) σύμφωνα με τον Cohen (1988).

3.5.3. Στατιστική ανάλυση 2^{ης} Μελέτης – Α΄ Μέρος

Η ανάλυση περιλάμβανε:

- **Περιγραφικές στατιστικές:** Υπολογίστηκαν οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις για όλες τις παραμέτρους.
- **Διπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης (two-way mixed ANOVA):** Χρησιμοποιήθηκε για να εξεταστεί η επίδραση των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (PAE) και η αλληλεπίδραση του φύλου με το PAE. Εφαρμόστηκε ανάλυση με ανεξάρτητο παράγοντα το φύλο και επαναληπτικό παράγοντα τη συνθήκη ΑΕ (5 επίπεδα). Αφού δεν παρατηρήθηκε σημαντική

αλληλεπίδραση μεταξύ φύλου και του ΑΕ, η ανάλυση επικεντρώθηκε στην επίδραση του ΑΕ στο σύνολο του δείγματος (N=40). Σε περίπτωση σημαντικής επίδρασης, ακολούθησαν ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των συνθηκών ΑΕ με διορθώσεις Bonferroni. Η υπόθεση της σφαιρικότητας ελέγχθηκε με το Mauchly's W, και όπου απαιτήθηκε, εφαρμόστηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Το partial eta squared (η^2) χρησιμοποιήθηκε για τον προσδιορισμό του μεγέθους της επίδρασης (0.01 = μικρό, 0.06 = μεσαίο, ≥ 0.14 = μεγάλο) σύμφωνα με τον Cohen (1988).

3.5.4. Στατιστική ανάλυση 1^{ης} Μελέτης – Β' Μέρος

Η ανάλυση περιλάμβανε:

- **Μονοπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης επαναληπτικών μετρήσεων.** Εξετάστηκε η επίδραση των ΑΕ μέσω μονοπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης επαναληπτικών μετρήσεων κατά ένα παράγοντα τη συνθήκη ΑΕ (4 επίπεδα).
- **Έλεγχος-t για ένα δείγμα:** Πραγματοποιήθηκε σύγκριση των σχετικοποιημένων μεταβλητών με τις τιμές ελέγχου που αντιστοιχούσαν στον απόλυτο συγχρονισμό (100% ή 0).

3.5.5. Στατιστικό Λογισμικό

Όλες οι αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν με το λογισμικό IBM SPSS Statistics (v. 29.0), με επίπεδο σημαντικότητας ορισμένο στο $\alpha \leq 0.05$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

1η Μελέτη - Α΄ Μέρος

Απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων για την αξιόπιστη αξιολόγηση του χρονισμού κίνησης σε βασικά κινητικά πρότυπα/ασκήσεις που εκτελούνται από νέους ενήλικες με χρήση αδρανειακών αισθητήρων

Περίληψη

Η μελέτη αυτή είχε ως στόχο τον προσδιορισμό του ελάχιστου αριθμού επαναλήψεων για μια υψηλή αξιοπιστία του χρονισμού κινήσεων σε θεμελιώδεις ασκήσεις φυσικής κατάστασης χρησιμοποιώντας αδρανειακούς αισθητήρες. Δεκαπέντε νέοι άνδρες και δεκαπέντε γυναίκες πραγματοποίησαν οκτώ ασκήσεις (επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, πρόσθια προβολή, κάθισμα, ανακάθισμα, απαγωγή ώμου, απαγωγή ισχίου, ανύψωση ράχης, κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη) (προτιμώμενη ρυθμική ταχύτητα, 3 δοκιμές, 20 επαναλήψεις ανά δοκιμή). Ο χρονισμός των κινήσεων (κύκλος κίνησης σε δευτερόλεπτα και οι επιμέρους φάσεις σε δευτερόλεπτα και % του κύκλου) ελέγχθηκε για αξιοπιστία εντός προσπάθειας και μεταξύ προσπαθειών (SPSS 29.0, $p \leq 0.05$). Αποδείχθηκε ότι δύο επαναλήψεις ήταν επαρκείς για εντός προσπάθειας και μεταξύ προσπαθειών σχετική αξιοπιστία ($ICC \geq 0.75$, εξαιρέσεις μόνο για διάρκειες που εκφράζονται ως ποσοστό του κύκλου σε μόλις τρεις από τις οκτώ ασκήσεις: απαγωγή ισχίου, ανύψωση ράχης και κάμψεις αγκώνων), καθώς και για υψηλή απόλυτη αξιοπιστία εντός προσπάθειας και μεταξύ προσπαθειών (μέση τιμή SEM% 5.9%, αντίστοιχα, και 6.8%, και μέση τιμή MDC95% 13.7% και 15.9%, αντίστοιχα, το οποίο ήταν συνεχώς υψηλότερο από τον ανώτατο όριο του SEM%, και ένας αρκετά χαμηλός CV% που κυμαίνεται από 1.5% έως 4.9%, με μέσο όρο στο 3.1%). Συνολικά, τέσσερις επαναλήψεις, εξαιρουμένων της αρχικής και της τελικής, είναι επαρκείς για υψηλή συνολική αξιοπιστία του χρονισμού κινήσεων στις οκτώ ασκήσεις φυσικής κατάστασης που εξετάστηκαν.

Λέξεις-κλειδιά: ρυθμική κίνηση, προτιμώμενη ρυθμική ταχύτητα, επιταχυνσιομέτρηση

4.1. Εισαγωγή

(γενική Ανασκόπηση – ενότητα 2.1.)

Η χρονική ανάλυση των ρυθμικών κινητικών προτύπων παρέχει πολύτιμες πληροφορίες σχετικά με το χρονισμό, συντονισμό και νευρομυϊκό έλεγχο κατά την εκτέλεση κινήσεων (Ader et al., 2020; Ader et al., 2021; Allseits et al., 2017; Bourke et al., 2020; Cudejko et al., 2022; Emmanouil et al., 2021; Yang et al., 2011). Στο πλαίσιο της άσκησης και του αθλητισμού, η κατανόηση των χρονικών παραμέτρων των ρυθμικών

κινητικών προτύπων είναι κρίσιμη για τον βέλτιστο προγραμματισμό της απόδοσης, τη διασφάλιση της ασφάλειας των συμμετεχόντων και την μέγιστη αξιοποίηση των οφελών της άσκησης. Η χρονική ανάλυση στοχεύει στο χρονισμό της κίνησης χρησιμοποιώντας μεταβλητές όπως η διάρκεια του συνολικού κύκλου κίνησης και διάρκεια των φάσεων της κίνησης (η τελευταία εκφρασμένη τόσο σε δευτερόλεπτα όσο και ως ποσοστό της διάρκειας του κύκλου κίνησης). Δυναμοδάπεδα (Connaboy et al., 2010; Cormack et al., 2008;

Hamill & McNiven, 1990; Racic et al., 2009) και βιντεοκάμερες (Connaboy et al., 2010; Venek et al., 2022) έχουν χρησιμοποιηθεί παραδοσιακά σε εργαστηριακές μελέτες, ενώ οι φορητοί αδρανειακοί αισθητήρες έχουν αναδυθεί ως ένα προσιτό και οικονομικό εργαλείο για την αξιολόγηση των κινητικών προτύπων (Ader et al., 2020; Ader et al., 2021; Allseits et al., 2017; Cudejko et al., 2022; Emmanouil et al., 2021; Venek et al., 2012; Yang et al., 2011).

Οι αδρανειακοί αισθητήρες περιλαμβάνουν συνήθως επιταχυνσιόμετρα 3 αξόνων, γυροσκόπια και μαγνητόμετρα. Τα περιοδικά σήματα επιταχύνσεων, ταχυτήτων και μετατοπίσεων ρυθμικών κινητικών προτύπων αποτελούν κατάλληλα σήματα για τον εντοπισμό των γεγονότων της κίνησης καθώς και για τον καθορισμό του χρονικού προτύπου των μελών του σώματος (Ader et al., 2020; Ader et al., 2021; Allseits et al., 2017; Bourke et al., 2020; Cudejko et al., 2022; Emmanouil et al., 2021; Yang et al., 2011). Το μικρό τους μέγεθος και βάρος επιτρέπουν την ανεμπόδιστη κίνηση, η οποία, σε συνδυασμό με την ευκολία χρήσης τους και τη δυνατότητα καταγραφής δεδομένων από πολλούς συνεχόμενους κύκλους κίνησης, τα καθιστά υποσχόμενο, οικονομικό και φιλικό εργαλείο για την αξιολόγηση των καθημερινών δραστηριοτήτων, της άσκησης ή των αθλητικών προπονήσεων.

Υπάρχει αυξανόμενο ενδιαφέρον για την εγκυρότητα και αξιοπιστία των αδρανειακών αισθητήρων στην ανάλυση της κίνησης (Ader et al., 2020; Bourke et al., 2020; Connaboy et al., 2010; Cuesta-Vargas et al., 2010; Emmanouil et al., 2021). Όσον

αφορά την αξιοπιστία, τα ευρήματα υποδηλώνουν ότι οι αισθητήρες μπορούν να χρησιμοποιηθούν αξιόπιστα για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις κινήσεων σε διάφορα περιβάλλοντα. Ωστόσο, είναι ουσιώδες να αναγνωρίσουμε ότι η αξιοπιστία τους εξαρτάται από τη συγκεκριμένη κίνηση που αξιολογείται (Cudejko et al., 2022; Cuesta-Vargas et al., 2010). Έτσι, η αξιοπιστία του αδρανειακού αισθητήρα ως προς την συγκεκριμένη κίνηση είναι κρίσιμη για την εδραίωση της χρήσης τους σε περιβάλλοντα πεδίου, όπως σε ασκήσεις, θεμελιώδεις σε προγράμματα άσκησης ή αθλητικές προπονήσεις, όπου συνήθως εφαρμόζεται μια επαναλαμβανόμενη εκτέλεση κίνησης.

Στη χρονική ανάλυση των ρυθμικών κινήσεων, ο αριθμός των επαναλήψεων επηρεάζει σημαντικά την ακρίβεια και την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων (Connaboy et al., 2010; Forrester et al., 2015; Hamill & McNiven, 1990; King & Hannan, 2019; Oliveira & Pirscoveanu, 2021; Racic et al., 2009). Οι επαναλήψεις μέσα σε μια μεμονωμένη προσπάθεια ή σε περισσότερες προσπάθειες μέσα στην ίδια συνεδρία, αποτελούν μετρήσεις που εφαρμόζονται σε διαφορετικά χρονικά σημεία στα ίδια άτομα, και η σταθερότητά τους καθορίζει την χρονική τους αξιοπιστία (Šerbetar, 2014). Η ισοδυναμία των στοιχείων από την ίδια αξιολόγηση (δηλαδή, οι διαφορετικές χρονικές μετρήσεις που χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση του χρονισμού μιας κίνησης όταν αξιολογείται μια κινητική δοκιμασία) αντιπροσωπεύει την εσωτερική συνέπεια της χρονικής τους αξιοπιστίας (Šerbetar, 2014).

Τόσο ο μικρός, όσο και ο μεγάλος αριθμός επαναλήψεων μπορεί να οδηγήσει σε παραλλαγές στα χρονικά πρότυπα κίνησης που αντιστοιχούν σε εξωγενείς ή ενδογενείς παράγοντες. Στις μεταβολές που οφείλονται σε εξωτερικούς παράγοντες αντιστοιχεί το σφάλμα μέτρησης, ενώ στις ενδογενείς αντικατοπτρίζονται η ενδοατομική μεταβλητότητα που προκύπτει φυσικά, είτε μέσω της φυσικής διακύμανσης από επανάληψη σε επανάληψη είτε από άτομο σε άτομο (Forrester et al., 2015). Η συλλογή δεδομένων από πολλαπλές επαναλήψεις κίνησης κατά κανόνα υπερνικά αυτές τις παραλλαγές. Ωστόσο, πολλές επαναλήψεις μπορεί να είναι ανεφάρμοστες σε πραγματικές συνθήκες προγραμμάτων φυσικής κατάστασης, πιθανόν προκαλώντας μια μαθησιακή επίδραση (learning effect) ή κόπωση (fatigue effect), οδηγώντας σε σταδιακή μείωση ή αύξηση της φυσικής μεταβλητότητας (King & Hannan, 2019; Forrester et al., 2015). Σημειώνεται ότι η υφιστάμενη βιβλιογραφία σε αυτό το θέμα περιορίζεται σε κινηματικά πρότυπα όπως η βάδιση (walking) (Hamill & McNiven, 1990), το τρέξιμο (running) (Oliveira & Pirscoveanu, 2021), η κολύμβηση (swimming) (Connaboy et al., 2010), τα συνεχή άλματα αντίθετης κίνησης (countermovement jump) (Racic et al., 2009) και το επαναλαμβανόμενο κάθισμα (squat) (King & Hannan, 2019) και δεν αφορά σε χρονικά χαρακτηριστικά της κίνησης με τη χρήση αδρανειακών αισθητήρων. Σύμφωνα με όσα είμαστε σε θέση να γνωρίζουμε, υπάρχει έλλειψη πληροφοριών σχετικά με την αξιοπιστία του χρονισμού της κίνησης που ανιχνεύεται από αδρανειακούς αισθητήρες κατά τη διάρκεια

θεμελιωδών ασκήσεων, επισημαίνοντας ένα κενό στην εφαρμογή των αισθητήρων σε διάφορα λειτουργικά κινητικά πρότυπα στον τομέα της άσκησης και του αθλητισμού. Επομένως, αυτή η μελέτη είχε ως στόχο τον προσδιορισμό του ελάχιστου αριθμού επαναλήψεων που επιτρέπουν υψηλή χρονική αξιοπιστία του χρονισμού της κίνησης σε διάφορες θεμελιώδεις ασκήσεις χρησιμοποιώντας αδρανειακούς αισθητήρες.

4.2. Μεθοδολογία

4.2.1. Συμμετέχοντες

Συμμετείχαν τριάντα φυσικά δραστήριοι άνδρες ($n = 15$) και γυναίκες ($n = 15$), (ηλικία: 24.8 ± 3.3 και 28.9 ± 6.6 έτη, σωματικό ανάστημα: 1.8 ± 0.1 και 1.7 ± 0.04 μέτρα, σωματική μάζα: 80.2 ± 8.5 και 59.3 ± 6.3 κιλά, ΔΜΣ: 24.3 ± 2.1 και 21.8 ± 2.0 κιλά/μ², για τους άνδρες και τις γυναίκες, αντίστοιχα) με διαφορετικά αθλητικά υπόβαθρα (π.χ., μπάσκετ, ποδόσφαιρο, ρυθμική γυμναστική, ενόργανη γυμναστική) και με τουλάχιστον δύο χρόνια εμπειρίας στην προπόνηση δύναμης (όλοι με δεξιό κυρίαρχο άνω και κάτω άκρο: δεξιόχειρες και δεξιόποδες). Όλοι οι συμμετέχοντες ήταν σωματικά δραστήριοι (τουλάχιστον δύο συνεδρίες την εβδομάδα τους τελευταίους έξι μήνες, τουλάχιστον 60 λεπτά ανά συνεδρία). Κατά τη διάρκεια μιας συνεδρίας εξοικείωσης, αξιολογήθηκαν από έναν έμπειρο εξεταστή ως προς τη δυνατότητά τους να εκτελέσουν δέκα συνεχόμενες επαναλήψεις σε κάθε πρότυπο κίνησης με σωστή τεχνική). Τα κριτήρια συμπερίληψης απαιτούσαν επίσης την απουσία ιστορικού μυοσκελετικών τραυματισμών, νευρολογικών διαταραχών, καθώς και

διαταραχών του αιθουσαίου συστήματος τους τελευταίους 12 μήνες, καθώς αυτές θα μπορούσαν να επηρεάσουν αρνητικά το πρότυπο κίνησής τους.

4.2.2. Πειραματική διαδικασία

Απαιτήθηκε από τους συμμετέχοντες να εκτελέσουν οκτώ διαφορετικά κινητικά πρότυπα/ασκήσεις, στην προτιμώμενη ρυθμική συχνότητα. Τα οκτώ κινητικά πρότυπα περιλάμβαναν: (1) επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις (two-leg hop in place), (2) πρόσθια προβολή με το δεξί πόδι (βήμα μπροστά για όλους τους συμμετέχοντες) (forward lunge), (3) κάθισμα (squat), (4) ανακάθισμα (sit-up), (5) απαγωγή ώμου (shoulder abduction), (6) απαγωγή ισχίου (hip abduction), (7) ανύψωση ράχης (back extension), και (8) κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη (push up) (δείτε PAP-B1 για περιγραφή της κίνησης και των φάσεων). Οι συμμετέχοντες ολοκλήρωσαν 3 προσπάθειες των 20 συνεχόμενων επαναλήψεων για κάθε άσκηση σε κάθε προσπάθεια, με 2 λεπτά διάλειμμα ανάμεσα στις προσπάθειες της ίδιας άσκησης (Grgic et al., 2018). Εφαρμόστηκε μια περιστροφική σειρά για την τυχαιοποίηση των ασκήσεων ανάμεσα στους συμμετέχοντες, δηλαδή η σειρά των ασκήσεων παρέμεινε η ίδια και κάθε συμμετέχοντας ξεκίνησε με την κίνηση που ακολουθούσε την αρχική κίνηση του προηγούμενου συμμετέχοντα. Πριν τη συλλογή δεδομένων, δόθηκαν οδηγίες για την εκτέλεση της κίνησης τόσο λεκτικά όσο και οπτικά, προκειμένου να διασφαλιστεί η σωστή τεχνική. Κατά τη διάρκεια κάθε προσπάθειας, όλοι οι συμμετέχοντες παρακολουθούσαν οπτικά για την τεχνική τους από τον

ίδιο εξεταστή που τους αξιολόγησε στη συνεδρία εξοικείωσης.

4.2.3. Συλλογή και ανάλυση δεδομένων

Αδρανειακοί αισθητήρες (Xsens MTw Awinde, δειγματοληψία στα 100Hz) τοποθετήθηκαν στα μέλη του σώματος του κάθε συμμετέχοντα (κεφάλι, αντιβάρχιο, στήθος, κορμός, μηρός, κνήμη) και χρησιμοποιήθηκαν για την καταγραφή των τροχιών της γωνιακής ταχύτητας. Οι αισθητήρες αδράνειας στερεώθηκαν σφιχτά στα μέλη του σώματος με ελαστικούς μάντες. Συνολικά τοποθετήθηκαν 6 αισθητήρες στο σώμα του συμμετέχοντα, ωστόσο, μόνο ένας αισθητήρας χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση της κάθε άσκησης (PAP-B4). Συγκεκριμένα, για περαιτέρω ανάλυση, σε κάθε άσκηση επιλέχθηκε το μέλος του σώματος που σχετίζεται με το μεγαλύτερο εύρος κίνησης στο επίπεδο κίνησης, καθώς παρείχε την πιο αντιπροσωπευτική τροχιά γωνιακής ταχύτητας (Σχήμα 4.1). Η γωνιακή ταχύτητα έδειξε έναν καθαρό περιοδικό σήμα (ημιτονοειδές κύμα) που αποτελείται από δύο περιοχές, μια θετική και μια αρνητική, που αντιστοιχούν στις δύο βασικές φάσεις κάθε προτύπου κίνησης. Το Σχήμα 4.1 απεικονίζει τη γωνιακή ταχύτητα για έναν αντιπροσωπευτικό συμμετέχον σε κάθε κίνηση. Τα σημεία διέλευσης από το μηδέν (zero crossing points), οι κορυφές (peaks) και οι βυθίσεις (dips) δείχνουν κρίσιμα γεγονότα κίνησης (έναρξη, τερματισμός, αλλαγές κατεύθυνσης). Πριν από την εξαγωγή των μεταβλητών, όλες οι τροχιές της γωνιακής ταχύτητας φιλτραρίστηκαν (φίλτρο Butterworth 4ης τάξης, χαμηλού περάσματος, συχνότητα αποκοπής 2 Hz, MATLAB R2022b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA,

<https://www.mathworks.com/help/matlab/math/basic-spectral-analysis.html>). Η συχνότητα αποκοπής 2Hz επιλέχθηκε μετά από εξέταση του φάσματος ισχύος (power spectrum) όλων των σημάτων (ΠΑΡ-Γ5), που έδειξε σαφώς την υψηλότερη ένταση σήματος κάτω από τα 2Hz σε όλες τις ασκήσεις και σε όλους τους συμμετέχοντες.

4.2.4. Χρονικές παράμετροι

Για όλες τις ασκήσεις, σε κάθε μια από τις προσπάθειες, η 1η και η 20η επανάληψη εξαιρέθηκαν για να εξαλειφθούν οι επιδράσεις της έναρξης και της λήξης της προσπάθειας. Έτσι, διατηρήθηκαν 18 επαναλήψεις για περαιτέρω ανάλυση (εκτός από την άσκηση κάμψη αγκώνων από πρηνή στήριξη (push-up), όπου διατηρήθηκαν 10 επαναλήψεις, καθώς σε όλες τις τρεις προσπάθειες οι συμμετέχοντες ολοκλήρωσαν μόνο δέκα επαναλήψεις). Σε όλες τις κινήσεις, ολόκληρος ο κύκλος της κίνησης (κύκλος) και οι δύο φάσεις του (φάση1, φάση2) (Σχήμα 4.1), καθορίστηκαν χρησιμοποιώντας τα σημεία διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν (συνολικά τρία σημεία διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν χρησιμοποιήθηκαν για τον καθορισμό κάθε κύκλου κίνησης και των δύο φάσεων του). Η διάρκεια του κύκλου (tcycle) καθορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ δύο συνεχόμενων σημείων διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν προς την ίδια κατεύθυνση, είτε θετική προς αρνητική (forward lunge, shoulder abduction, hip abduction) είτε αρνητική προς θετική (squat, sit-up, back extension, push-up), ανάλογα με τον προσανατολισμό του αισθητήρα

(ΠΑΡ-B4). Μόνο για την επιτόπια αναπήδηση (two-leg hop), ο κύκλος (tcycle) καθορίστηκε ως το διάστημα μεταξύ δύο συνεχόμενων βυθίσεων (Σχήμα 4.1). Η διάρκεια της φάσης 1 καθορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ του σημείου διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν που υποδεικνύει την έναρξη του tcycle (1ο σημείο) και του συνεχόμενου σημείου όπου η γωνιακή ταχύτητα περνάει τη μηδενική βάση προς την αντίθετη κατεύθυνση (2ο σημείο) (Σχήμα 4.1). Έτσι, η φάση 2 καθορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ του 2ου σημείου διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν και του σημείου που υποδεικνύει τη λήξη του κύκλου κίνησης (3ο σημείο) (Σχήμα 4.1). Στη συνέχεια, σε κάθε προσπάθεια, και για κάθε μία από τις 18 διατηρούμενες επαναλήψεις (10 επαναλήψεις για τις προσπάθειες της άσκησης κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη, υπολογίστηκαν πέντε χρονικές μεταβλητές: οι απόλυτες διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) και οι σχετικές διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle (%phase1, %phase2). Τα σημεία διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν εντοπίστηκαν χρησιμοποιώντας τεχνικές εντοπισμού διελεύσεων από το μηδέν (zero-crossing detection: <https://www.mathworks.com/help/dsp/ref/dsp.zerocrossingdetector-system-object.html#d126e359250>), ενώ, για τις κορυφές και τις βυθίσεις της επιτόπιας αναπήδησης χρησιμοποιήθηκαν τεχνικές εντοπισμού κορυφών (με αντιστροφή του σήματος για τις βυθίσεις) (findpeaks: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html>) στο λογισμικό

MATLAB (λογισμικό MATLAB R2022b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Για την αξιοπιστία εντός προσπάθειας (δηλαδή τη συμφωνία των συνεχόμενων επαναλήψεων εντός της ίδιας προσπάθειας), η τιμή κάθε επανάληψης εισήχθη στη στατιστική ανάλυση, για κάθε μία από τις πέντε καθορισμένες χρονικές μεταβλητές (tcycle, tphase1, tphase2, %tphase1, %tphase2). Για τη μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (δηλαδή τη συμφωνία μεταξύ προσπαθειών), η μέση τιμή των επαναλήψεων (για κάθε συνεχή συσσώρευση των 18 διατηρούμενων επαναλήψεων σε κάθε προσπάθεια) εισήχθη στη στατιστική ανάλυση, επίσης για κάθε μία από τις πέντε καθορισμένες χρονικές μεταβλητές (tcycle, tphase1, tphase2, %tphase1, %tphase2).

4.2.5. Στατιστική Ανάλυση.

Η στατιστική ανάλυση περιλάμβανε την σχετική (συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης-ICC) καθώς και την απόλυτη (τυπικό σφάλμα μέτρησης - SEM, ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή-MDC, Συντελεστής Διακύμανσης - CV) αξιοπιστίας (Atkinson et al, 1998; Hopkins, 2000) όπως περιγράφεται συνεχώς. Ο προτεινόμενος αριθμός επαναλήψεων καθορίστηκε βασιζόμενος σε έναν συνδυασμό υψηλής τιμής του συντελεστή ICC ($\geq 0,75$) (Fleiss, 1986), μια αποδεκτή τιμή SEM% ($\leq 15\%$) (Pedersen et al., 2023; Soulard et al., 2021), ένα MDC95% πάνω από τον ανώτατο όρο του SEM% (Soulard et al., 2021; Pedersen et al., 2023), και ένα CV% κάτω από 10% (Atkinson et al, 1998; Hopkins, 2000). Όλες οι στατιστικές αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση του IBM SPSS Statistics (v. 28.0), με το επίπεδο σημαντικότητας

ορισμένο στο $\alpha \leq 0,05$. Αρχικά, όλες οι αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν ξεχωριστά για τους άνδρες και τις γυναίκες. Ωστόσο, παρατηρώντας μια συνεχή και παρόμοια συμπεριφορά όλων των δεικτών αξιοπιστίας και στις δύο φύλα, τα αποτελέσματα παρουσιάζονται με τους άνδρες και τις γυναίκες συγχωνευμένους ως μία μόνο ομάδα.

Σχετική αξιοπιστία. Η σχετική αξιοπιστία αξιολογήθηκε χρησιμοποιώντας τον Συντελεστή Ενδοταξικής Συσχέτισης (ICC) με διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI). Η σχετική αξιοπιστία αναφέρεται στο μέγεθος της συσχέτισης των επαναλαμβανόμενων μετρήσεων με τον ποσοτικό προσδιορισμό της συμφωνίας μεταξύ τους. Υπολογίζει το λόγο της συνολικής μεταβλητότητας (μεταξύ ατόμων) προς την ατομική μεταβλητότητα (εντός ατόμου) και παράγει τον ICC (Atkinson et al, 1998; Hopkins, 2000). Διάφορες μορφές ICC υπάρχουν (Koo & Li, 2016), αλλά καθώς αυτή η μελέτη επικεντρώθηκε στην αξιολόγηση της συμφωνίας των μέσων όρων μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων και προσπαθειών σε ένα τυχαίο δείγμα ατόμων, το μοντέλο two-way random effects, absolute agreement, and average measures ήταν το πιο κατάλληλο. Η ερμηνεία του ICC έγινε σύμφωνα με τον Fleiss (1986) (ICC $>0,75$: εξαιρετική, ICC μεταξύ 0.40 και 0.75: μέτρια προς καλή, ICC $< 0,40$: φτωχή).

Απόλυτη αξιοπιστία. Η απόλυτη αξιοπιστία αναφέρεται στην επαναληψιμότητα εντός του ατόμου και δεν εξαρτάται από το δείγμα, επειδή δεν λαμβάνεται υπόψη το

εύρος των ατομικών τιμών (Atkinson et al, 1998; Hopkins, 2000).

SEM%. Προκειμένου να αποφευχθεί η επίδραση των ίδιων παραγόντων που επηρεάζουν επίσης τον ICC (π.χ. μοντέλο, διακύμανση των τιμών) (Atkinson et al, 1998; Hopkins et al., 2000), το SEM υπολογίστηκε ως η τετραγωνική ρίζα του μέσου τετραγωνικού σφάλματος από την ANOVA (square root of the mean square error term from the ANOVA). Για να είναι το SEM ανεξάρτητο από τις μονάδες μέτρησης, εκφράστηκε ως ποσοστό (SEM%), σύμφωνα με την Εξίσωση 1, όπου $SEM = \sqrt{S^2_{error}}$ και \bar{x} είναι η μέση τιμή όλων των παρατηρήσεων

$$SEM\% = \left(\frac{SEM}{\bar{x}}\right) \times 100 \text{ (Εξίσωση 1)}$$

Οι τιμές SEM% κατηγοριοποιήθηκαν ως χαμηλές ($\leq 10\%$), αποδεκτές (μεταξύ 10% και 15%), ή υψηλές ($> 15\%$), αντιστοιχώντας σε ερμηνείες απόλυτης αξιοπιστίας καλή, αποδεκτή, ή κακή, αντίστοιχα.

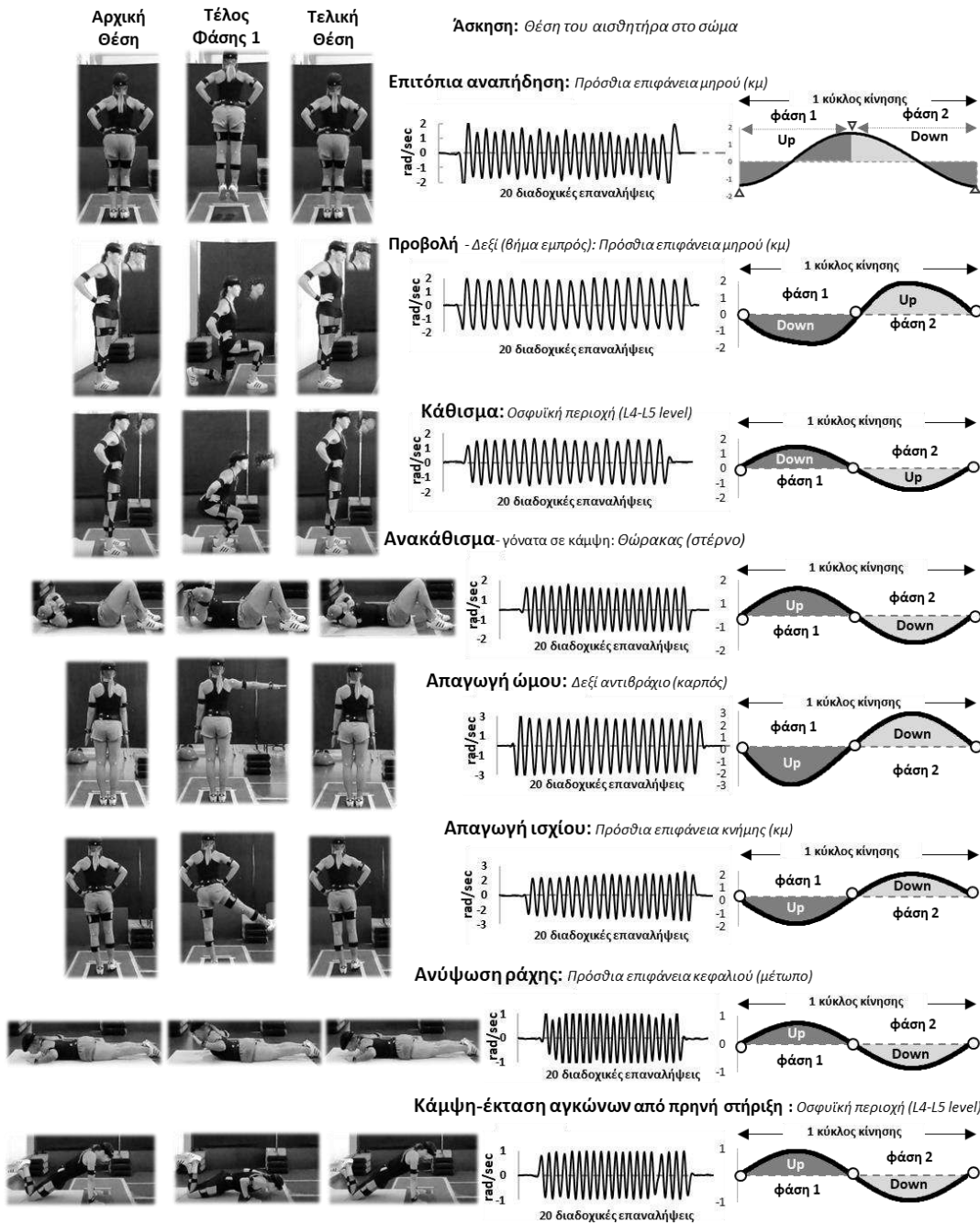
MDC95%. Το MDC95% είναι ένας στατιστικός δείκτης που υποδεικνύει τη μικρότερη αλλαγή που μπορεί με εμπιστοσύνη 95% να αποδοθεί σε μια πραγματική αλλαγή πέρα από το τυχαίο σφάλμα μέτρησης (Pedersen et al., 2023; Soulard et al., 2021). Το MDC95% υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας το SEM και για να είναι ανεξάρτητο από τις μονάδες μέτρησης, υπολογίστηκε με τη χρήση της Εξίσωσης 2, όπου το \bar{x} είναι η μέση τιμή όλων των παρατηρήσεων και το $MDC = SEM(1,96 \times \sqrt{2})$.

$$MDC95\% = (MDC/\bar{x}) \times 100 \text{ (Εξίσωση 2)}$$

CV%. Ο συντελεστής διακύμανσης (CV) είναι μια εκτίμηση του ποσοστού μεταβλητότητας στα δεδομένα που αποδίδεται σε διαφορές μεταξύ των συμμετεχόντων, αντανακλώντας πόσο αποκλίνουν τα δεδομένα του κάθε ατόμου από τον συνολικό γενικό μέσο όρο (Forrester et al., 2015; Hopkins, 2000). Στο πλαίσιο της ανάλυσης αξιοπιστίας, η κατανόηση αυτής της μεταξύ-ατόμων μεταβλητότητας βοηθά στην αξιολόγηση της συνέπειας των μετρήσεων εντός των ατόμων σε σύγκριση με τη συνολική μεταβλητότητα διάφορων ατόμων (Forrester et al., 2015; Hopkins, 2000). Για μια unitless εκτίμηση, ο CV εκφράστηκε ως ποσοστό (CV%) χρησιμοποιώντας την Εξίσωση 3 που καθορίζει τη μεταβλητότητα μεταξύ των ατόμων (Forrester et al., 2015; Hopkins, 2000), όπου SD είναι η συνολική τυπική απόκλιση και το \bar{x} είναι ο συνολικός μέσος όρος (συνολικό αναφέρεται σε όλα τα ατομικά δεδομένων σε όλες τις συνθήκες),

$$\text{όπου } CV\% = \frac{SD}{\bar{x}} \text{ (Εξίσωση 3)}$$

Στη μελέτη χρησιμοποιήθηκαν δύο εκτιμήσεις του CV, ο CV μιας μόνο προσπάθειας και ο CV μέσης τιμής των προσπαθειών. Στην εκτίμηση του CV% μιας μόνο προσπάθειας, το συνολικό αναφέρεται στον αριθμό συσσωρευμένων επαναλήψεων που χρησιμοποιούνται σε κάθε βήμα της ανάλυσης, για τη συγκεκριμένη προσπάθεια. Στην εκτίμηση του CV% της μέσης τιμής των προσπαθειών, το συνολικό αναφέρεται στον αριθμό των προσπαθειών που χρησιμοποιούνται σε κάθε βήμα της ανάλυσης, για το συγκεκριμένο μέσο όρο κάθε συσσώρευσης των 18 επαναλήψεων.



Σχήμα 4.1. Ενδεικτικές φιλτραρισμένες τροχιές γωνιακής ταχύτητας (στη μέση) σε κάθε κινητικό πρότυπο (αριστερά, σημειώνεται η θέση του αισθητήρα στο μέλος του σώματος). Σχηματικός προσδιορισμός της διάρκειας του κύκλου (δεξιά) ως το χρονικό διάστημα μεταξύ 2 διαδοχικών σημείων διέλευσης από το μηδέν (σημεία κύκλου), που υποδεικνύουν την ίδια κατεύθυνση αλλαγής. Για την επιτόπια αναπήδηση μόνο, ορίστηκε η διάρκεια του κύκλου μεταξύ δύο διαδοχικών βυθίσεων (σημεία τριγώνου), ενώ η φάση 1 (πτήση) και η φάση 2 (επαφή) ορίστηκαν μεταξύ βύθισης προς κορυφή και κορυφής προς βύθιση, αντίστοιχα.

4.3. Αποτελέσματα

Συνολικά, για τις οκτώ ασκήσεις, οι δείκτες αξιοπιστίας (σχετικοί και απόλυτοι) υποδεικνύουν ότι ο ελάχιστος αριθμός των 2 επαναλήψεων είναι επαρκής για την επίτευξη εξαιρετικής χρονικής αξιοπιστίας, είτε εντός της ίδιας μόνο προσπάθειας (εντός της προσπάθειας) είτε μεταξύ πολλαπλών προσπαθειών (μεταξύ των προσπαθειών). Η εξαιρετική χρονική αξιοπιστία μόνο με 2 επαναλήψεις αφορά τόσο τις χρονικές παραμέτρους που εκφράζονται σε δευτερόλεπτα (tcycle, trphase1, trphase2) όσο και αυτές που εκφράζονται ως ποσοστό του tcycle (%trphase1 και %trphase). Μεμονωμένες εξαιρέσεις που αφορούν το όριο ICC για εξαιρετική σχετική αξιοπιστία παρατηρούνται μόνο για τις φάσεις της κίνησης, μόνο όταν αυτές εκφράζονται ως ποσοστό του tcycle και μόνο για τρεις από τις οκτώ ασκήσεις που εξετάστηκαν στη μελέτη. Τα αποτελέσματα για κάθε συγκεκριμένο δείκτη αξιοπιστίας (ICC, SEM%, MDC95%, CV%) παρουσιάζονται στη συνέχεια και συνοδεύονται από πίνακες και σχήματα.

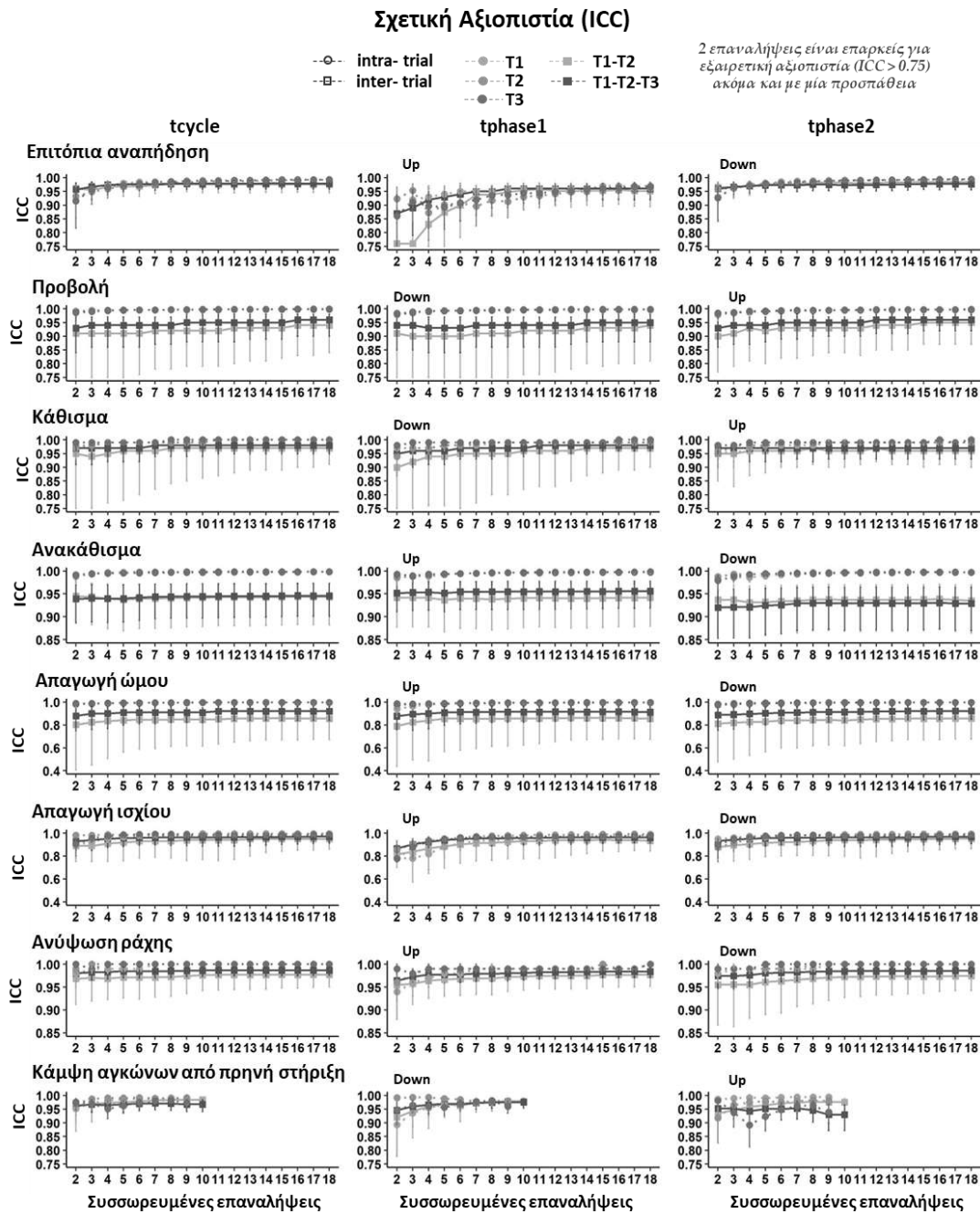
4.3.1. Σχετική χρονική αξιοπιστία

4.3.1.2. Συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης – ICC

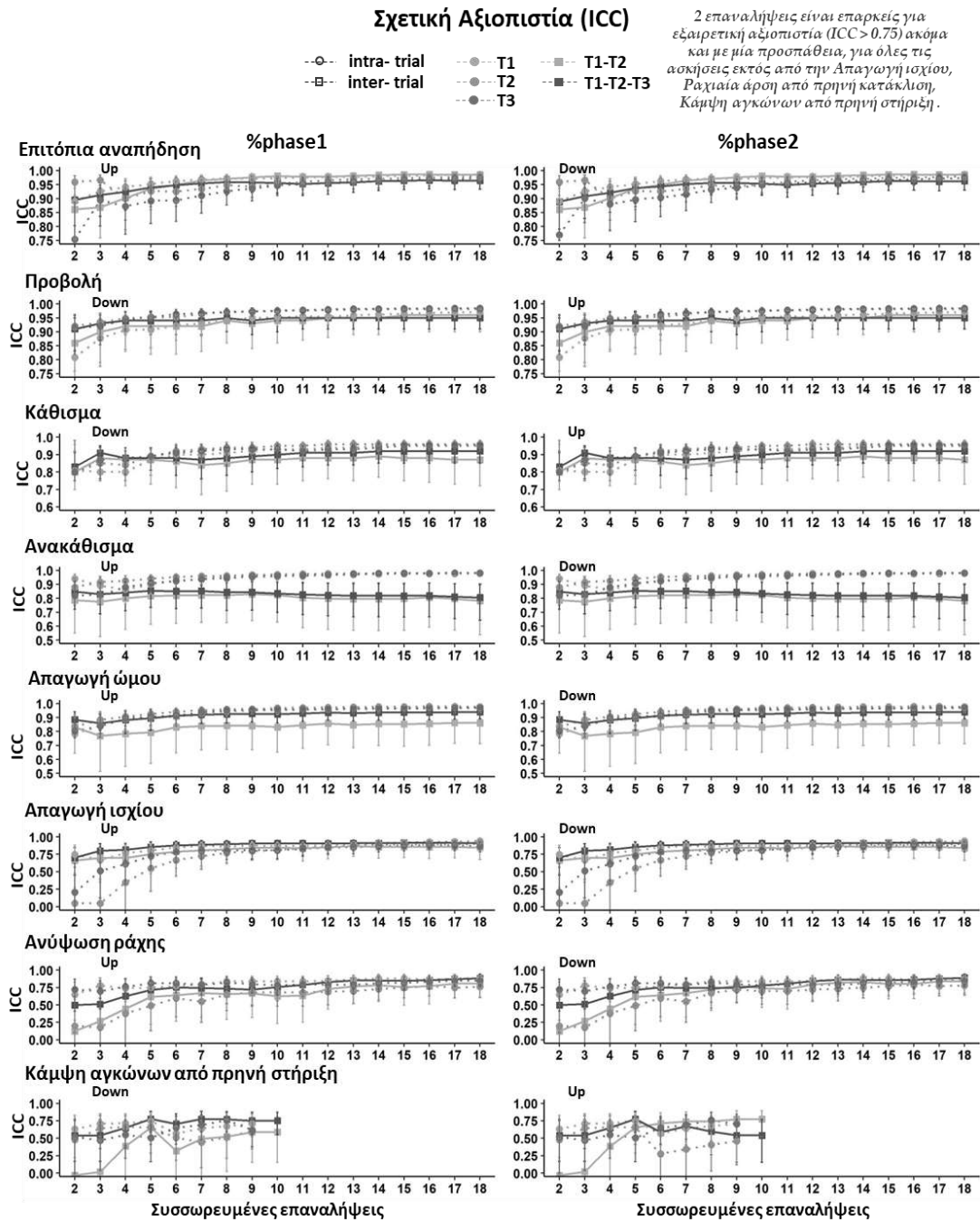
Το Σχήμα 4.2 παρουσιάζει την εντός-προσπάθειας και μεταξύ-προσπαθειών σχετική αξιοπιστία με τις τιμές ICC (95%CI) που αφορούν τις διάρκειες κίνησης που

εκφράζονται σε δευτερόλεπτα (tcycle, trphase1 και trphase2). Συνολικά, σε όλες τις ασκήσεις, τα αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι 2 επαναλήψεις είναι επαρκείς για εξαιρετική εντός-προσπάθειας και μεταξύ-προσπαθειών χρονική αξιοπιστία (ICC > 0.75, $p < 0.001$), με το ICC να κυμαίνεται από 0.78 έως 1.00 για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (ICC = 0.98 με μέσο όρο σε όλες τις οκτώ ασκήσεις και σε όλες τις επαναλήψεις) και από 0.76 έως 0.99 (ICC = 0.94, με μέση τιμή σε όλες τις οκτώ ασκήσεις και σε όλες τις επαναλήψεις) για τη μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία. Λεπτομερείς αριθμητικές τιμές του ICC για το tcycle, το trphase1 και το trphase2 παρέχονται στον Πίνακα 4.1 για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία και στον Πίνακα 4.2 για την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία.

Ομοίως με το trphase1 και το trphase2, και τα %trphase1 και %trphase2 έδειξαν ότι 2 επαναλήψεις είναι επαρκείς για εξαιρετική εντός-προσπάθειας και μεταξύ-προσπαθειών σχετική αξιοπιστία (ICC > 0.75, $p < 0.001$), εκτός από τις ασκήσεις απαγωγή ισχίου (hip abduction), ανύψωση ράχης (back extension), και κάμψη αγκώνων από πρηνή στήριξη (push up), όπου απαιτούνται περισσότερες επαναλήψεις για να επιτευχθεί ένα ICC εξαιρετικής εντός-προσπάθειας (Σχήμα 4.3, Πίνακας 4.1) και μεταξύ-προσπαθειών (Σχήμα 4.3, Πίνακας 4.2) αξιοπιστία.



Σχήμα 4.2. Γραφική αναπαράσταση του συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης (ICC) για τις απόλυτες διάρκειες εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστίας (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).



Σχήμα 4.3. Γραφική αναπαράσταση του συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης (ICC) για τις σχετικές διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του cycle (%phase1, %phase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστίας (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).

4.3.2. Απόλυτη χρονική αξιοπιστία

4.3.2.1. Τυπικό σφάλμα μέτρησης - SEM%

Το Σχήμα 3 παρουσιάζει τις τιμές SEM% εντός και μεταξύ προσπαθειών που αφορούν την απόλυτη χρονική αξιοπιστία των διαρκειών κίνησης σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1 και tphase2). Συνολικά, ανεξάρτητα από την άσκηση (Σχήμα 4.4), οι τιμές SEM% βρίσκονταν εντός του αποδεκτού ορίου SEM% (<15%, και σε περισσότερες περιπτώσεις εντός του εύρους χαμηλού SEM%, δηλαδή $\leq 10\%$), υποδεικνύοντας ότι 2 επαναλήψεις είναι επαρκείς για καλή εντός και μεταξύ προσπαθειών απόλυτη χρονική αξιοπιστία (σε όλες τις ασκήσεις και σε όλες τις επαναλήψεις, με μέση τιμή SEM%: 5.9% και 6.8%, αντίστοιχα). Λεπτομερείς αριθμητικές τιμές SEM% για το tcycle, το tphase1 και το tphase2 παρέχονται στον Πίνακα 4.1 για την εντός προσπάθειας αξιοπιστία και στον Πίνακα 4.2 για την μεταξύ προσπαθειών αξιοπιστία.

Ομοίως με τα tphase1 και tphase, τα %tphase1 και %tphase2 έδειξαν επίσης ότι 2 επαναλήψεις είναι επαρκείς για καλή εντός και μεταξύ προσπαθειών απόλυτη χρονική αξιοπιστία, με χαμηλές τιμές SEM% συστηματικά για όλες τις ασκήσεις, (μέση τιμή 4% και 2.5%, αντίστοιχα, για την (Σχήμα 4.5, Πίνακας 4.1) και την μεταξύ προσπαθειών SEM% (Σχήμα 4.5, Πίνακας 4.2) αξιοπιστία).

4.3.2.2. Ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή - MDC95%

Το Σχήμα 4.6 παρουσιάζει τους δείκτες MDC95% εντός-προσπάθειας και την μεταξύ-προσπαθειών, που αφορούν την απόλυτη χρονική αξιοπιστία των διαρκειών κίνησης σε

δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1 και tphase2). Το MDC95% είχε μια μέση τιμή 13.7% (εύρος: 6.4-39%) για την εντός προσπάθειας αξιοπιστία και μια μέση τιμή 15.9% (εύρος: 5.4-31%) για την μεταξύ προσπαθειών αξιοπιστία. Συνολικά, ανεξάρτητα από την άσκηση, οι τιμές MDC95%, τόσο για εντός όσο και μεταξύ προσπαθειών, βρίσκονταν πάνω από το ανώτατο όριο του SEM% (Σχήμα 4.10). Λεπτομερείς αριθμητικές τιμές για το tcycle, το tphase1 και το tphase2 παρέχονται στον Πίνακα 4.1 για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία και στον Πίνακα 4.2 για την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία.

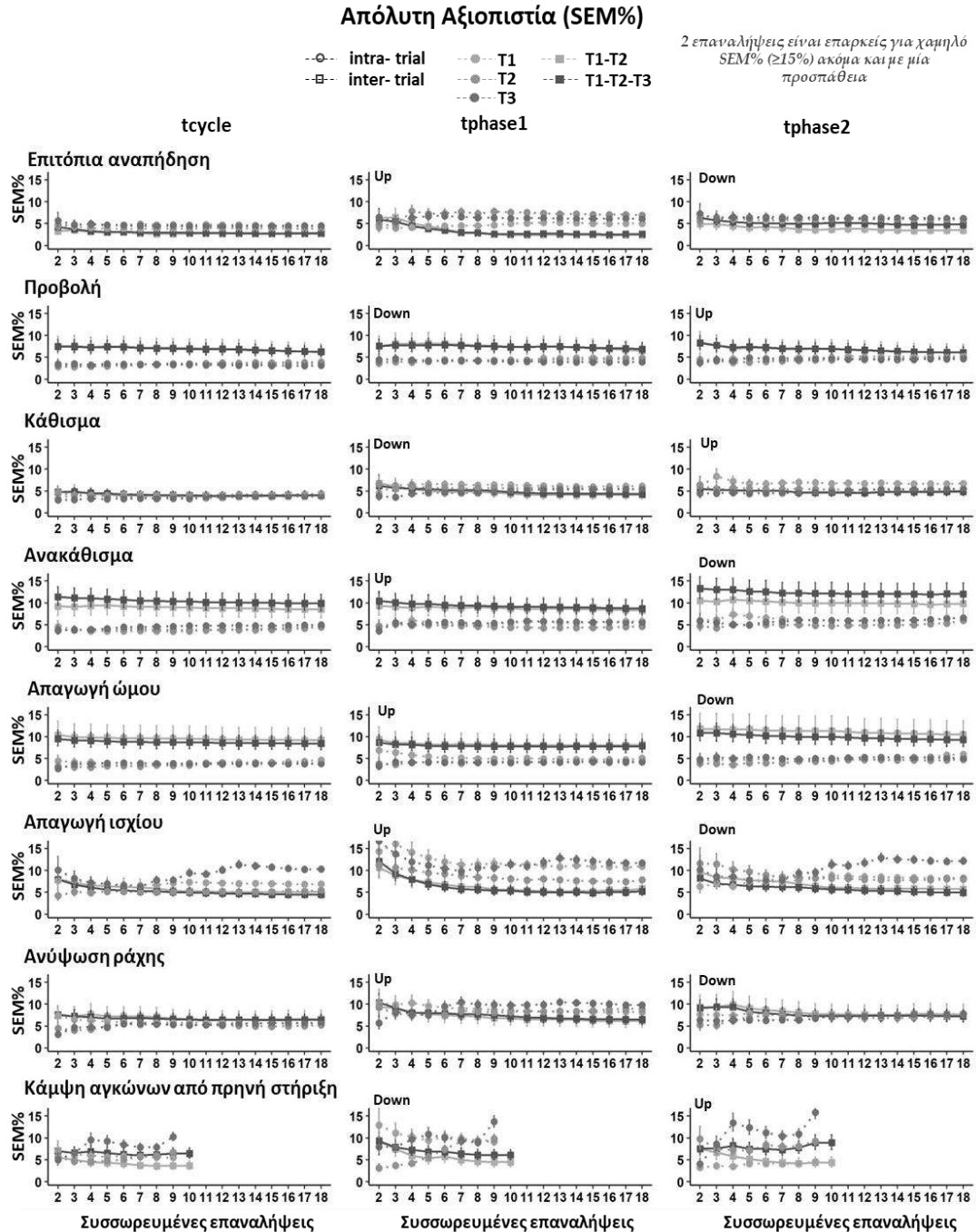
Ομοίως με το tphase1 και το tphase, τα %tphase1 και %tphase2, για όλες τις ασκήσεις, έδειξαν ότι 2 επαναλήψεις είναι επαρκείς για MDC95% πάνω από το ανώτατο όριο του SEM% (Σχήμα 4.10), με μια μέση τιμή MDC95% στο 9,5% (εύρος: 4.4-20.5%) για την εντός (Σχήμα 4.7, Πίνακας 4.1) και στο 5.7% (εύρος: 2.3-15.5%) για τη μεταξύ-προσπαθειών SEM% (Σχήμα 4.7, Πίνακας 4.2) αξιοπιστία.

4.3.2.3. Συντελεστής διακύμανσης - CV%

Το Σχήμα 4.8 παρουσιάζει τους δείκτες CV% εντός- και μεταξύ-προσπαθειών, για τις διάρκειες κίνησης σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1 και tphase2). Συνολικά, ανεξάρτητα από την άσκηση, οι χαμηλές τιμές του CV% υποδηλώνουν ότι 2 επαναλήψεις είναι επαρκείς για εξαιρετική απόλυτη χρονική αξιοπιστία (μέση τιμή 1,3% και 2,2%, για εντός-προσπάθειας και μεταξύ-προσπαθειών CV% αντίστοιχα) (Πίνακας 4.1 και Πίνακας 4.2).

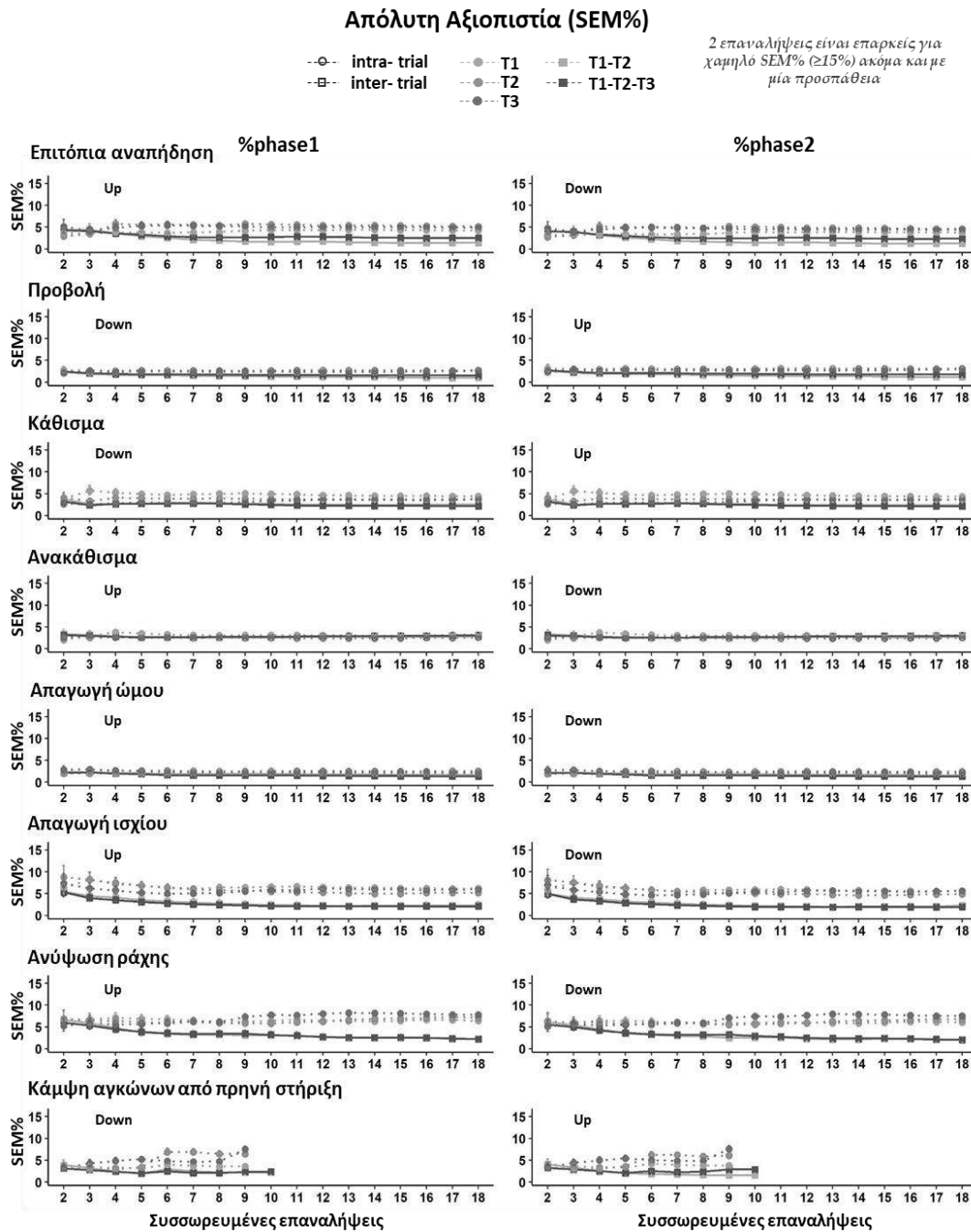
Ομοίως με το tphase1 και το tphase, τα %tphase1 και %tphase2 έδειξαν επίσης ότι 2 επαναλήψεις είναι επαρκείς για καλή εντός και τη μεταξύ-προσπαθειών απόλυτη χρονική αξιοπιστία, με χαμηλές τιμές

του CV% συστηματικά για όλες τις ασκήσεις (μέση τιμή 0.4% και 0.6%, αντίστοιχα, για εντός και μεταξύ προσπαθειών CV%) (Σχήμα 4.9, Πίνακας 4.1 και Πίνακας 4.2).

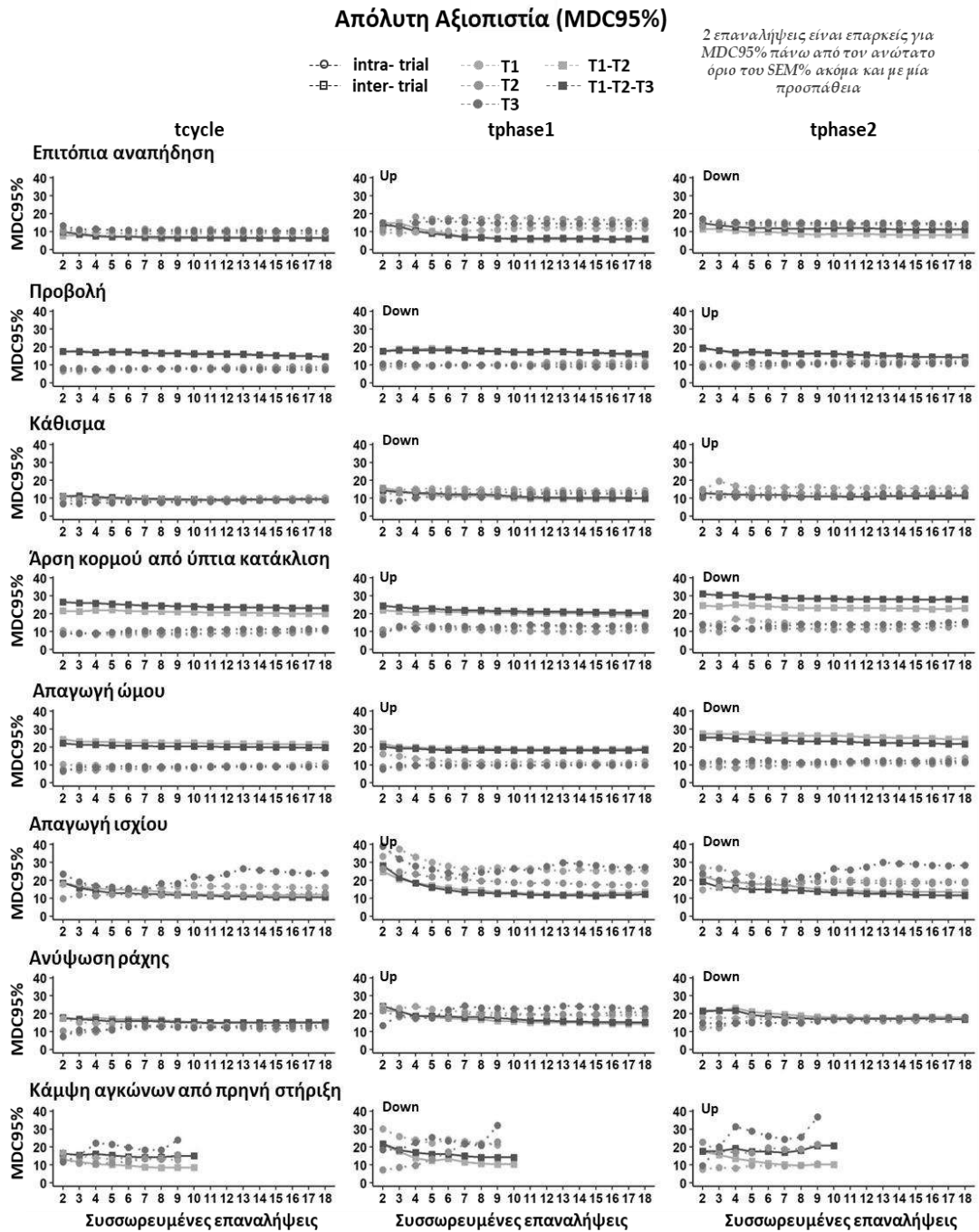


Σχήμα 4.4. Γραφική αναπαράσταση του τυπικού σφάλματος μέτρησης (SEM%) για τις απόλυτες διάρκειες εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3).

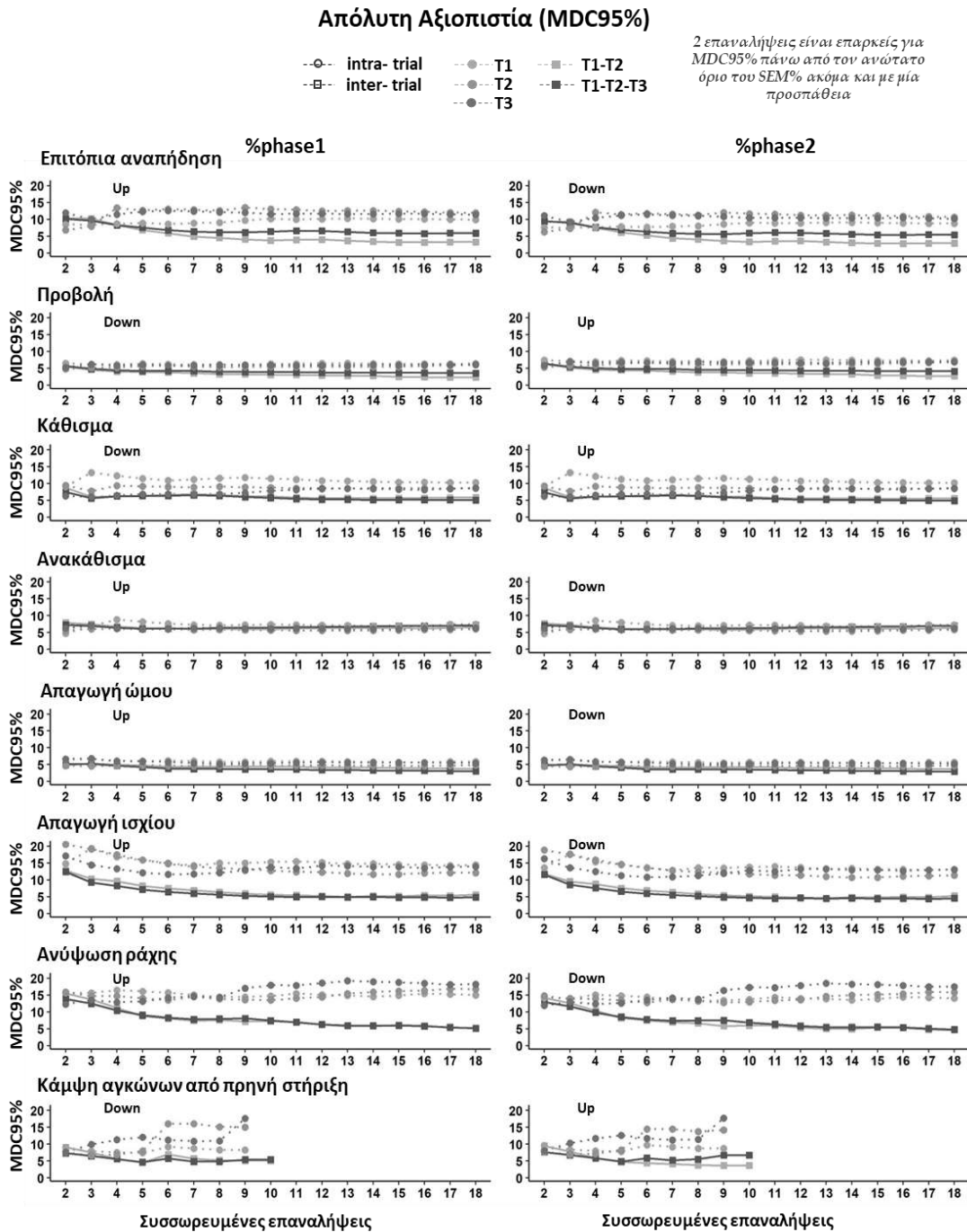
T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).



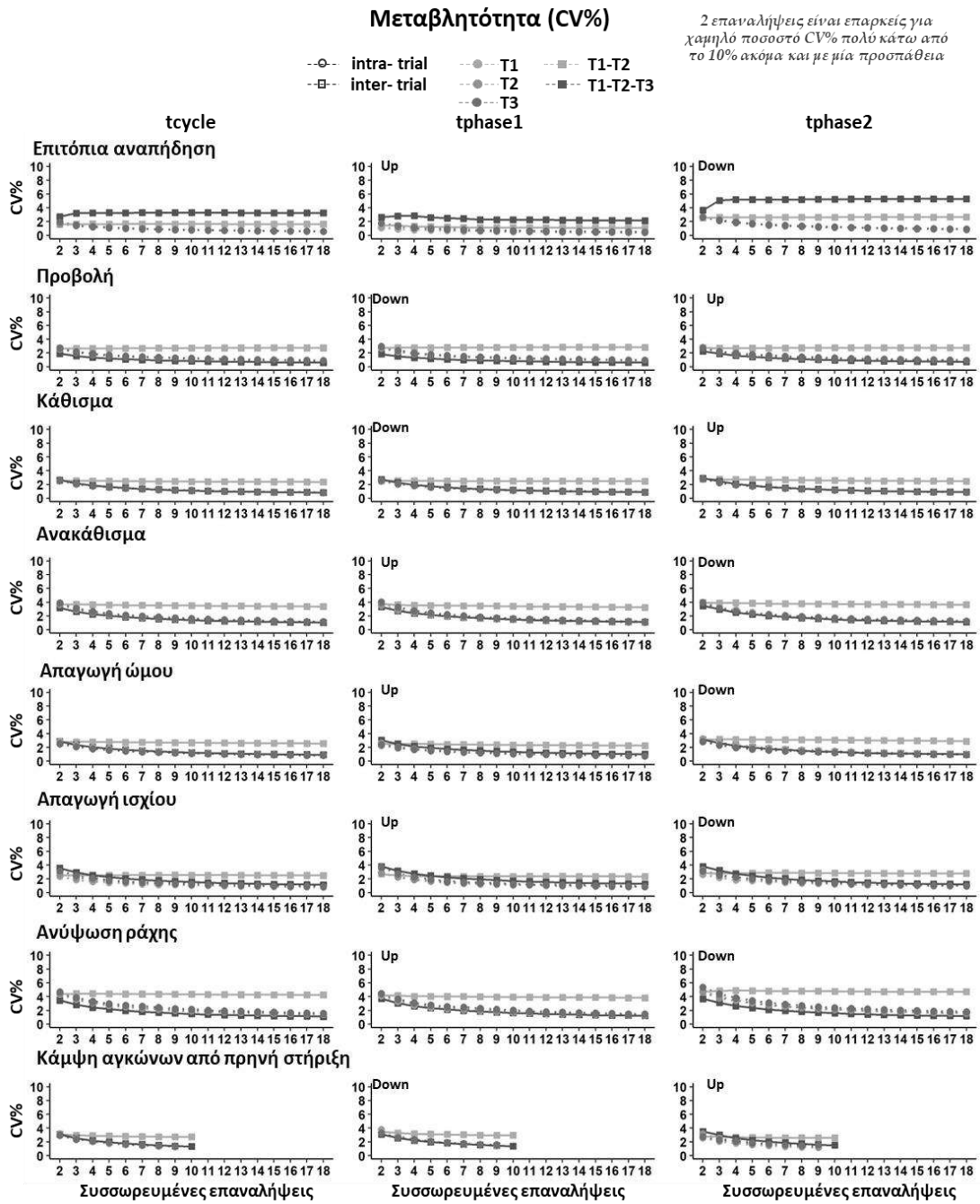
Σχήμα 4.5. Γραφική αναπαράσταση του τυπικού σφάλματος μέτρησης (SEM%) για τις σχετικές διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του cycle (%phase1, %phase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).



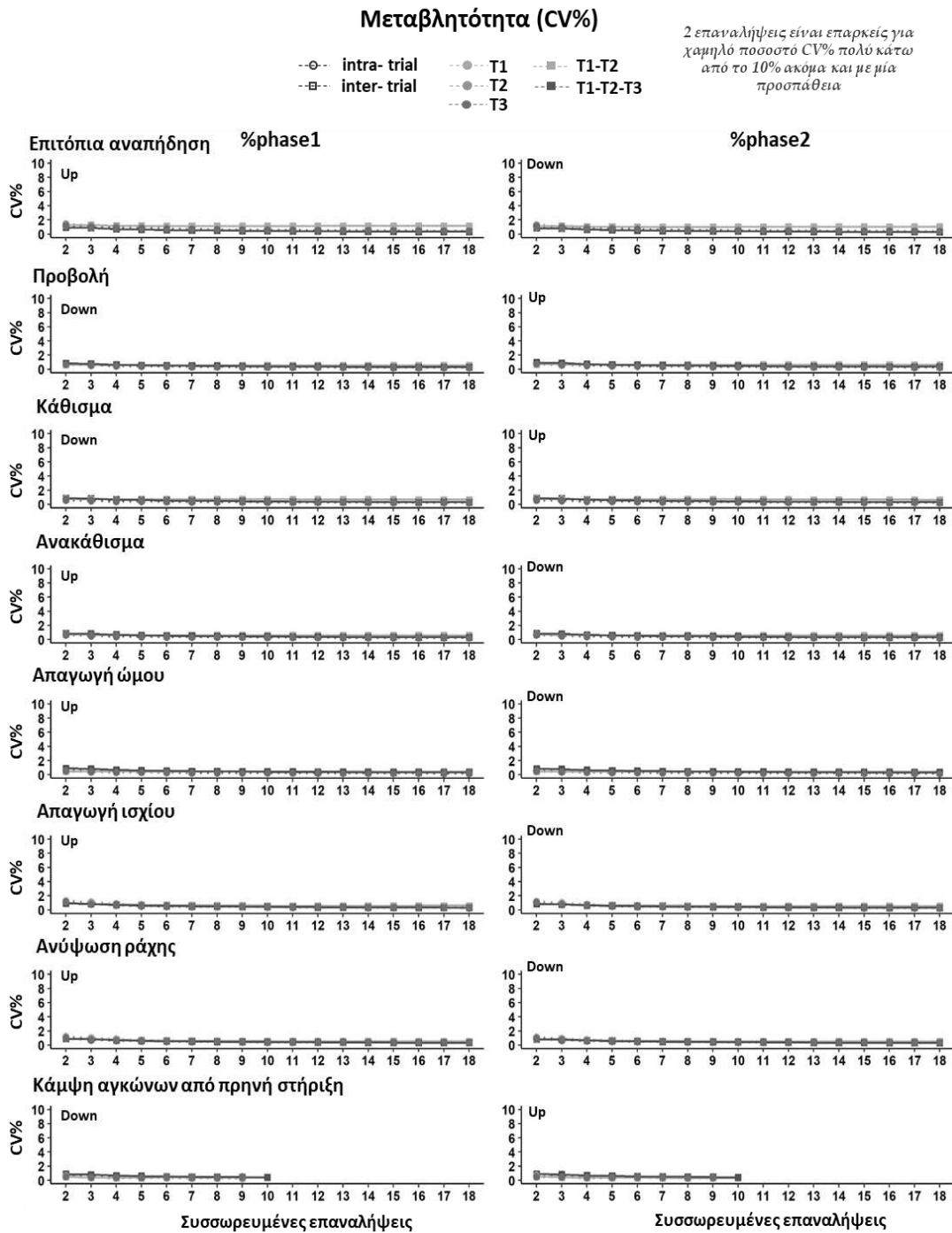
Σχήμα 4.6. Γραφική αναπαράσταση της ελάχιστης ανιχνεύσιμης αλλαγής (MDC95%) για τις απόλυτες διάρκειες εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).



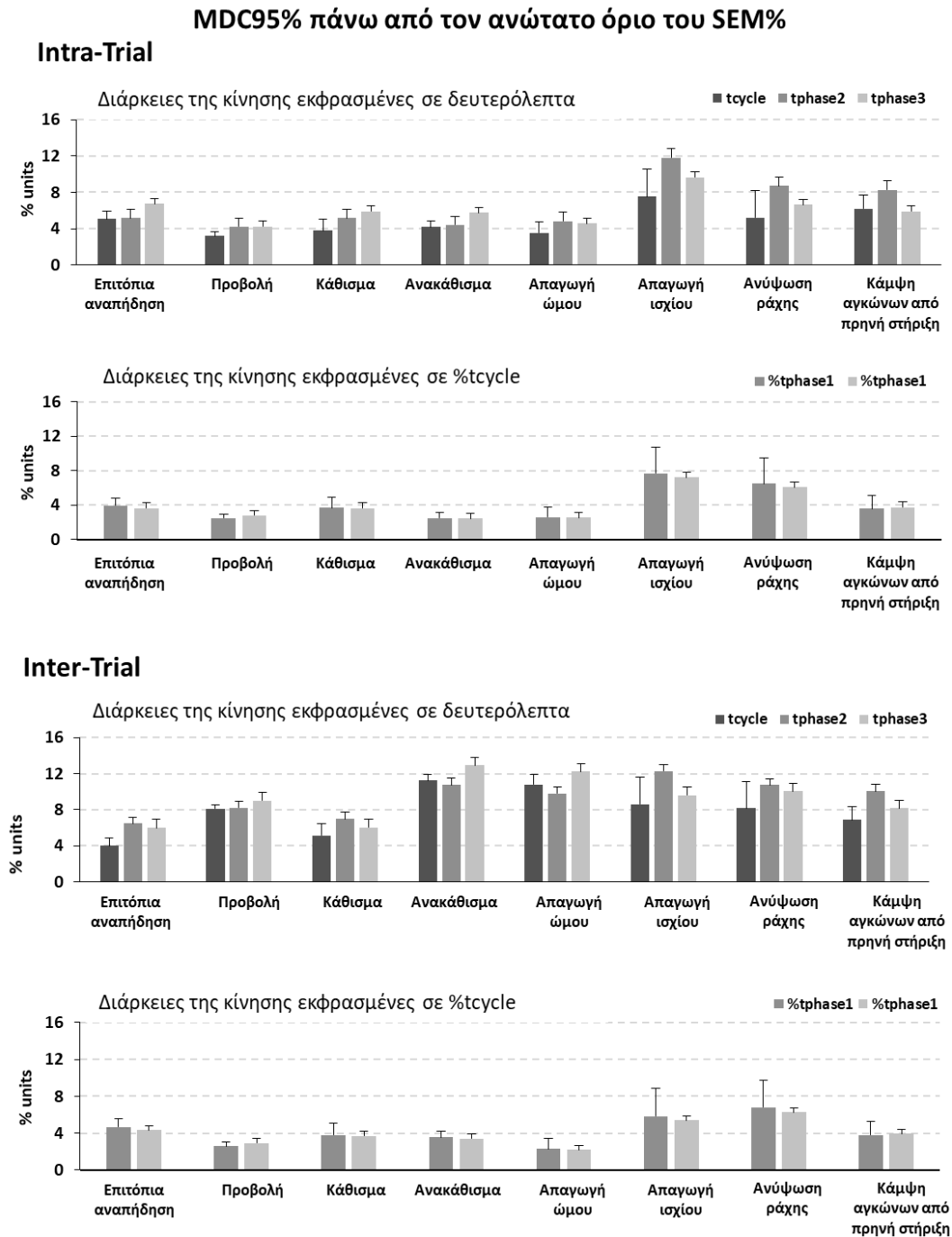
Σχήμα 4.7. Γραφική αναπαράσταση της ελάχιστης ανιχνεύσιμης αλλαγής (MDC95%) για τις σχετικές διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του cycle (%phase1, %phase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).



Σχήμα 4.8. Γραφική αναπαράσταση του συντελεστή διακύμανσης (CV%) για τις απόλυτες διάρκειες εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).



Σχήμα 4.9. Γραφική αναπαράσταση του συντελεστή διακύμανσης (CV%) για τις σχετικές διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του cycle (%phase1, %phase2) σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις για την εντός-προσπάθειας αξιοπιστία (intra-trial: κάθε προσπάθεια ξεχωριστά: T1, T2, T3) και την μεταξύ-προσπαθειών αξιοπιστία (inter-trial: μέσος όρος 2 και 3 προσπαθειών: T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα). Οι γραμμές σφάλματος υποδεικνύουν το κάτω και το άνω όριο του 95% διαστήματος εμπιστοσύνης (95% CI).



Σχήμα 4.10. Εντός-προσπάθειας (intra-trial: πάνω) και μεταξύ-προσπαθειών (inter-trial: κάτω) ποσοστιαίες μονάδες (% units) της ελάχιστης ανιχνεύσιμης αλλαγής (MDC95%) πάνω από τον ανώτατο όριο του τυπικού σφάλματος μέτρησης (SEM%) για τις διάρκειες της κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) και τις διάρκειες κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle (%tphase1, %tphase2).

Πίνακας 4.1. Εντός-προσπάθειας – Δείκτες αξιοπιστίας. Απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων για τη συσσώρευση επαναλήψεων εντός της ίδιας προσπάθειας (T), ξεχωριστά για καθεμία από τις τρεις προσπάθειες (T1, T2, T3) προκειμένου να επιτευχθεί συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC) ≥ 0.75 , τυπικό σφάλμα μέτρησης (SEM%) $\leq 15\%$, ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC95%) πάνω από το ανώτατο όριο του SEM%, καθώς και ο συντελεστής διακύμανσης CV% για τις 2 επαναλήψεις, για τις διάρκειες κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) (επάνω μέρος του πίνακα) και τις διάρκειες κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle (%tphase1, %tphase2) (κάτω μέρος του πίνακα).

Intra-Trial Measures		Αριθμός Επαναλήψεων (ICC/SEM%/MDC95%/CV%)			ICC (95%CI)			SEM%			MDC95%			CV%		
		T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
Διάρκειες κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2)																
Επιτόπια αναπήδηση	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.92 (0.82 0.96)	0.93 (0.85 0.97)	0.92 (0.82 0.96)	4.8	4.5	5.7	11.2	10.4	13.3	1.6	1.7	2.0
	tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.86 (0.75 0.93)	0.92 (0.83 0.96)	0.86 (0.75 0.94)	4.1	4.8	6.4	9.6	11.2	14.9	1.1	1.7	1.7
	tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.93 (0.85 0.97)	0.96 (0.91 0.98)	0.93 (0.84 0.97)	7.0	5.6	7.3	16.3	13.0	17.0	2.6	2.6	2.7
Προβολή	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.99 (0.98 1.00)	0.99 (0.98 1.00)	0.99 (0.97 0.99)	2.9	2.9	3.5	6.7	6.7	8.1	2.7	2.6	2.7
	tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.98 (0.96 0.99)	0.98 (0.97 0.99)	0.98 (0.96 0.99)	4.0	3.7	4.5	9.4	8.6	10.5	2.8	2.7	3.0
	tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.98 (0.96 0.99)	0.98 (0.97 0.99)	0.98 (0.96 0.99)	4.5	3.7	3.9	10.6	8.7	9.2	2.8	2.7	2.7
Κάθισμα	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.98 (0.97 0.99)	0.97 (0.93 0.99)	0.99 (0.96 0.99)	3.4	4.7	3.0	7.8	11.0	6.9	2.5	2.6	2.7
	tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.97 (0.95 0.99)	0.94 (0.87 0.97)	0.98 (0.94 0.99)	4.6	6.6	3.8	10.7	15.5	8.9	2.6	2.5	2.7
	tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.96 (0.91 0.98)	0.95 (0.90 0.98)	0.98 (0.95 0.99)	6.2	6.4	4.5	14.4	15.0	10.4	2.8	2.9	2.9
Ανακάθισμα	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.99 (0.98 0.99)	0.99 (0.98 1.00)	0.99 (0.98 1.00)	4.6	3.8	3.7	10.7	8.9	8.6	3.8	3.7	3.9
	tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.99 (0.98 0.99)	0.99 (0.97 0.99)	0.99 (0.98 1.00)	4.4	4.7	3.6	10.3	11.0	8.5	4.0	3.5	4.0
	tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.98 (0.96 0.99)	0.99 (0.97 0.99)	0.98 (0.96 0.99)	6.0	4.7	5.9	14.1	11.0	13.7	4.0	3.9	3.9
Απαγωγή ώμου	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.98 (0.96 0.99)	0.98 (0.97 0.99)	0.99 (0.98 1.00)	4.4	3.2	2.7	10.3	7.4	6.4	2.9	2.5	2.6
	tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.94 (0.87 0.97)	0.97 (0.93 0.99)	0.99 (0.97 0.99)	6.9	3.8	3.3	16.1	8.9	7.6	2.6	2.3	2.5
	tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.98 (0.97 0.99)	0.98 (0.97 0.99)	0.98 (0.95 0.99)	4.6	3.9	4.8	10.7	9.1	11.1	3.3	2.8	2.9
Απαγωγή ισχίου	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.90 (0.78 0.95)	0.98 (0.96 0.99)	0.91 (0.80 0.96)	7.7	4.2	10.1	17.9	9.8	23.6	2.4	2.8	3.2
	tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.78 (0.43 0.87)	0.86 (0.69 0.93)	0.78 (0.53 0.89)	14.3	11.3	14.8	33.4	26.3	29.0	2.9	2.9	3.7
	tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.95 (0.89 0.98)	0.88 (0.74 0.94)	0.90 (0.79 0.95)	6.4	11.6	10.2	14.8	27.1	23.8	2.7	3.3	3.1
	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.98 (0.95 0.99)	0.99 (0.98 1.00)	1.00 (0.99 1.00)	7.4	4.5	3.1	17.4	10.4	7.3	4.3	4.5	4.7

Ανύψωση ράχης	tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.94 (0.88 0.97)	0.96 (0.92 0.98)	0.99 (0.97 0.99)	10.3	9.3	5.7	23.9	21.8	13.3	4.1	4.5	4.4
	tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.98 (0.96 0.99)	0.99 (0.98 1.00)	0.99 (0.98 0.99)	7.6	5.3	6.3	17.8	12.3	14.8	4.8	4.7	5.4
Κάμψη-έκταση αγκώνων	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.95 (0.90 0.98)	0.97 (0.94 0.99)	0.98 (0.95 0.99)	7.2	5.7	5.0	16.8	13.4	11.7	3.1	3.2	2.9
	tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.89 (0.78 0.95)	0.99 (0.98 1.00)	0.95 (0.89 0.98)	12.9	3.1	8.0	30.2	7.2	18.6	3.8	3.3	3.2
	tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.99 (0.97 0.99)	0.92 (0.83 0.96)	0.98 (0.96 0.99)	3.3	9.7	4.1	7.7	22.7	9.5	2.6	3.2	2.7

Διάρκειες κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle (%tphase1, %tphase2)

Επιτόπια αναπήδηση	%tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.89 (0.76 0.95)	0.96 (0.91 0.98)	0.75 (0.47 0.89)	3.6	2.9	5.1	8.5	6.8	11.9	1.1	1.4	1.1
	%tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.89 (0.76 0.95)	0.96 (0.91 0.98)	0.77 (0.49 0.90)	3.3	2.7	4.8	7.6	6.3	11.1	1.0	1.3	1.1
Προβολή	%tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.81 (0.60 0.91)	0.92 (0.83 0.96)	0.91 (0.82 0.96)	2.8	2.1	2.3	6.5	4.8	5.3	0.6	0.7	0.7
	%tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.81 (0.60 0.91)	0.92 (0.83 0.96)	0.91 (0.82 0.96)	3.2	2.3	2.5	7.4	5.4	5.9	0.7	0.8	0.8
Κάθισμα	%tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.81 (0.59 0.91)	0.80 (0.26 0.83)	0.80 (0.58 0.90)	3.9	4.1	2.7	9.1	9.4	6.3	0.9	0.7	0.6
	%tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.81 (0.59 0.91)	0.80 (0.26 0.83)	0.80 (0.58 0.90)	3.9	4.0	2.7	9.2	9.3	6.2	0.9	0.7	0.6
Ανακάθισμα	%tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.94 (0.87 0.97)	0.88 (0.74 0.94)	0.82 (0.62 0.92)	2.0	2.5	2.7	4.8	5.7	6.3	0.8	0.7	0.6
	%tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.94 (0.87 0.97)	0.88 (0.74 0.94)	0.82 (0.62 0.92)	2.0	2.4	2.7	4.7	5.5	6.3	0.8	0.7	0.6
Απαγωγή ώμου Abduction	%tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.78 (0.59 0.88)	0.84 (0.66 0.92)	0.80 (0.59 0.91)	2.8	2.0	2.9	6.5	4.6	6.6	0.6	0.5	0.6
	%tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.78 (0.54 0.90)	0.84 (0.66 0.92)	0.80 (0.59 0.91)	2.7	1.9	2.7	6.2	4.5	6.4	0.6	0.5	0.6
Απαγωγή ισχίου	%phase1	4/2/2/2	8/2/2/2	6/2/2/2	0.77 (0.59 0.88)	0.77 (0.77 0.93)	0.78 (0.63 0.88)	6.3	8.8	7.3	14.8	20.5	17.1	1.3	1.2	1.1
	%phase2	4/2/2/2	8/2/2/2	6/2/2/2	0.77 (0.59 0.88)	0.77 (0.77 0.93)	0.78 (0.63 0.88)	5.8	8.1	7.0	13.6	18.9	16.3	1.2	1.1	1.0
Ανύψωση ράχης	%phase1	5/2/2/2	15/2/2/2	4/2/2/2	0.75 (0.58 0.87)	0.75 (0.60 0.93)	0.76 (0.57 0.87)	6.7	6.8	5.3	15.7	15.9	12.3	1.2	0.9	1.0
	%phase2	5/2/2/2	15/2/2/2	4/2/2/2	0.75 (0.58 0.87)	0.75 (0.60 0.93)	0.76 (0.57 0.87)	6.1	6.4	5.1	14.2	14.8	11.9	1.1	0.9	1.0
Κάμψη-έκταση αγκώνων	%phase1	5/2/2/2	4/2/2/2	8/2/2/2	0.75 (0.57 0.87)	0.75 (0.40 0.82)	0.76 (0.60 0.87)	3.8	3.2	3.3	9.0	7.5	7.7	0.7	0.5	0.5
	%phase2	5/2/2/2	4/2/2/2	8/2/2/2	0.75 (0.57 0.87)	0.75 (0.40 0.82)	0.76 (0.60 0.87)	4.1	3.3	3.5	9.5	7.7	8.1	0.7	0.5	0.6

ICC: Excellent (≥ 0.75), Moderate to Good (0.40 - 0.75), Poor (< 0.40) (classification following Fleiss), SEM%: Low ($\leq 10\%$), Acceptable (10% - 15%), High ($> 15\%$), CV% $< 10\%$.

Πίνακας 4.2. Μεταξύ-προσπάθειών – Δείκτες αξιοπιστίας. Απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων για τη συσσώρευση επαναλήψεων μεταξύ προσπαθειών, ξεχωριστά μεταξύ των 2 και 3 προσπαθειών (T1-T2, T1-T2-T3, αντίστοιχα), προκειμένου να επιτευχθεί συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC) ≥ 0.75 , τυπικό σφάλμα μέτρησης (SEM%) $\leq 15\%$, ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC95%) πάνω από το ανώτατο όριο του SEM%, καθώς και ο συντελεστής διακύμανσης CV% για τις 2 επαναλήψεις, για τις διάρκειες κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, trphase1, trphase2) (επάνω μέρος του πίνακα) και τις διάρκειες κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle (%trphase1, %trphase2) (κάτω μέρος του πίνακα).

Inter-trial Measures		Αριθμός Επαναλήψεων (ICC/SEM%/MDC95%/CV%)		ICC (95%CI)		SEM%		MDC95%		CV%	
		T1-T2	T1-T2-T3	T1-T2	T1-T2-T3	T1-T2	T1-T2-T3	T1-T2	T1-T2-T3	T1-T2	T1-T2-T3
Διάρκειες κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, trphase1, trphase2)											
Επιτόπια αναπήδηση	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	0.96 (0.91 0.98)	0.96 (0.92 0.98)	3.3	4.2	7.6	9.8	1.6	2.7
	trphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.76 (0.75 0.89)	0.87 (0.76 0.94)	6.3	5.9	14.7	13.7	1.4	2.6
	trphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.97 (0.92 0.98)	0.96 (0.92 0.98)	4.9	6.3	11.4	14.7	2.5	3.6
Προβολή	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	0.91 (0.75 0.96)	0.93 (0.85 0.97)	7.5	7.5	17.6	17.4	2.7	1.9
	trphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.91 (0.72 0.96)	0.94 (0.85 0.97)	7.6	7.6	17.7	17.7	2.7	1.9
	trphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.90 (0.78 0.96)	0.93 (0.86 0.97)	8.4	8.3	19.6	19.3	2.8	2.3
Κάθισμα	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	0.95 (0.75 0.93)	0.97 (0.91 0.93)	4.8	4.8	11.1	11.1	2.5	2.7
	trphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.90 (0.75 0.93)	0.95 (0.88 0.93)	6.8	6.2	15.8	14.4	2.5	2.7
	trphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.95 (0.86 0.93)	0.97 (0.93 0.93)	5.5	5.5	12.9	12.9	2.8	2.9
Ανακάθισμα	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	0.94 (0.89 0.97)	0.94 (0.89 0.97)	9.3	11.4	21.6	26.6	3.7	3.2
	trphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.94 (0.88 0.97)	0.95 (0.91 0.98)	9.4	10.5	21.9	24.4	3.8	3.3
	trphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.94 (0.87 0.97)	0.92 (0.85 0.96)	10.5	13.3	24.5	31.0	3.9	3.5
Απαγωγή ώμου	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	0.80 (0.41 0.92)	0.88 (0.73 0.95)	10.4	9.5	24.3	22.2	2.8	2.9
	trphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.79 (0.34 0.92)	0.88 (0.70 0.95)	9.4	8.7	21.9	20.3	2.5	3.1
	trphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.81 (0.48 0.92)	0.89 (0.75 0.95)	11.8	10.8	27.5	25.3	3.2	3.1
Απαγωγή ισχίου	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	0.89 (0.70 0.95)	0.93 (0.85 0.97)	8.0	8.0	18.6	18.6	2.6	3.6
	trphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.82 (0.59 0.92)	0.87 (0.75 0.93)	10.7	12.1	24.9	28.2	2.7	3.8
	trphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.88 (0.73 0.94)	0.93 (0.84 0.97)	9.6	8.2	22.5	19.2	2.9	3.8
	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	0.97 (0.91 0.99)	0.98 (0.96 0.99)	7.4	7.6	17.3	17.8	4.4	3.5

Ανύψωση ράχης	tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.95 (0.91 0.98)	0.96 (0.94 0.98)	9.4	10.4	21.9	24.2	4.2	3.7
	tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.96 (0.87 0.98)	0.97 (0.95 0.99)	9.3	9.2	21.8	21.4	4.7	3.7
Κάμψη-έκταση αγκώνων	tcycle	2/2/2/2	2/2/2/2	0.96 (0.87 0.98)	0.96 (0.93 0.98)	5.6	7.0	13.0	16.4	3.1	3.1
	tphase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.92 (0.78 0.97)	0.95 (0.90 0.97)	9.2	9.3	21.5	21.8	3.5	3.1
	tphase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.93 (0.86 0.97)	0.95 (0.91 0.98)	7.5	7.6	17.5	17.6	2.8	3.5

Διάρκειες κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle (%tphase1, %tphase2)

Επιτόπια αναπήδηση	%phase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.86 (0.70 0.94)	0.90 (0.80 0.95)	4.4	4.3	10.3	10.1	1.2	0.9
	%phase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.86 (0.70 0.94)	0.89 (0.79 0.95)	4.0	4.1	9.3	9.5	1.1	0.8
Προβολή	%phase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.86 (0.71 0.93)	0.91 (0.83 0.95)	2.4	2.4	5.5	5.6	0.6	0.8
	%phase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.86 (0.71 0.93)	0.91 (0.83 0.95)	2.7	2.7	6.3	6.3	0.7	0.9
Κάθισμα	%phase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.80 (0.70 0.86)	0.83 (0.75 0.91)	3.8	3.2	8.8	7.5	0.7	0.9
	%phase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.80 (0.70 0.86)	0.83 (0.75 0.91)	3.7	3.2	8.7	7.4	0.7	0.9
Ανακάθισμα	%phase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.79 (0.55 0.90)	0.85 (0.72 0.92)	3.4	3.1	7.9	7.3	0.7	0.9
	%phase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.79 (0.55 0.90)	0.85 (0.72 0.92)	3.3	3.1	7.7	7.1	0.7	0.9
Απαγωγή ώμου	%phase1	2/2/2/2	2/2/2/2	0.83 (0.64 0.92)	0.89 (0.79 0.94)	2.1	2.2	4.8	5.1	0.5	0.9
	%phase2	2/2/2/2	2/2/2/2	0.83 (0.64 0.92)	0.89 (0.79 0.94)	2.0	2.1	4.6	4.9	0.5	0.9
Απαγωγή ισχίου	%phase1	5/2/2/2	2/2/2/2	0.75 (0.47 0.89)	0.80 (0.63 0.90)	5.5	5.3	12.8	12.4	1.0	0.9
	%phase2	5/2/2/2	2/2/2/2	0.75 (0.47 0.89)	0.80 (0.63 0.90)	5.1	5.0	11.8	11.6	0.9	0.9
Ανύψωση ράχης	%phase1	13/2/2/2	5/2/2/2	0.77 (0.52 0.89)	0.76 (0.56 0.88)	6.7	6.0	15.5	13.9	0.9	0.9
	%phase2	12/2/2/2	5/2/2/2	0.79 (0.57 0.90)	0.76 (0.56 0.88)	6.1	5.6	14.2	13.0	0.8	0.9
Κάμψη-έκταση αγκώνων	%phase1	5/2/2/2	5/2/2/2	0.75 (0.28 0.83)	0.78 (0.59 0.89)	3.9	3.1	9.1	7.3	0.5	0.9
	%phase2	5/2/2/2	5/2/2/2	0.75 (0.28 0.83)	0.78 (0.59 0.89)	4.1	3.3	9.5	7.6	0.5	0.9

ICC: Excellent (≥ 0.75), Moderate to Good (0.40 - 0.75), Poor (< 0.40) (classification following Fleiss), SEM%: Low ($\leq 10\%$), Acceptable (10% - 15%), High ($> 15\%$), CV% $< 10\%$.

4.4. Συζήτηση

Η παρούσα μελέτη είχε ως στόχο να προσδιορίσει τον ελάχιστο αριθμό επαναλήψεων που επιτρέπουν υψηλή χρονική αξιοπιστία του χρονισμού της κίνησης σε διάφορες θεμελιώδεις ασκήσεις χρησιμοποιώντας αδρανειακού αισθητήρες. Χρησιμοποιήθηκαν οκτώ βασικά και κοινώς χρησιμοποιούμενα κινητικά πρότυπα/(επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, πρόσθια προβολή, κάθισμα, ανακάθισμα, απαγωγή ώμου, απαγωγή ισχίου, ανύψωση ράχης, κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη), και πέντε χρονικές μεταβλητές (διάρκειες κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα: tcycle, tphase1, tphase2, και διάρκειες κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle: %tphase1, %tphase2) για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας.

Συνολικά, για τις οκτώ ασκήσεις, οι δείκτες αξιοπιστίας υποδεικνύουν ότι ο ελάχιστος αριθμός των 2 επαναλήψεων είναι αρκετός για την επίτευξη εξαιρετικής χρονικής αξιοπιστίας, είτε εντός της ίδιας προσπάθειας (intra-trial) είτε μεταξύ πολλαπλών προσπαθειών (inter-trial). Αυτό φαίνεται από τις τιμές του συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης (ICC) που είναι μεγαλύτερος ή ίσος με 0.75 (Fleiss, 1986), σε συνδυασμό με τιμές τυπικού σφάλματος μέτρησης (SEM%) εντός των χαμηλών (<10%) ή αποδεκτών ορίων ($\leq 15\%$) (Pedersen et al., 2022; Soulard et al., 2021), των αρκετά χαμηλών τιμών του συντελεστή διακύμανσης (CV%) (κάτω από το ευρέως αποδεκτό όριο του 10% (Atkinson et al., 1998), ακόμη και κάτω από το κριτήριο $\leq 5\%$ του CV% για τον καθορισμό της κινητικής σταθερότητας (Kribus-Shmiel et al., 2018), καθώς και των

τιμών ελάχιστης ανιχνεύσιμης αλλαγής (MDC95%) που υπερβαίνει συστηματικά το ανώτατο όριο του SEM%.

4.4.1. Σχετική χρονική αξιοπιστία

Η σχετική χρονική αξιοπιστία ήταν συνεχώς υψηλή για τις διάρκειες κίνησης, τόσο όταν εκφράζονταν σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, και tphase2), όσο και όταν εκφράζονταν ως ποσοστό του tcycle (%tphase1 και %tphase2), με τις διάρκειες κίνησης που εκφράζονταν σε δευτερόλεπτα να προκύπτουν ως οι πιο αξιόπιστες χρονικές μεταβλητές όσον αφορά την σχετική αξιοπιστία (υψηλότερες τιμές ICC). Η επάρκεια των μόλις 2 επαναλήψεων για την επίτευξη εξαιρετικής σχετικής χρονικής αξιοπιστίας ισχύει τόσο για τις διάρκειες κίνησης που εκφράζονται σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2), όσο και για αυτές που εκφράζονται ως ποσοστό του tcycle (%tphase1 και %tphase2). Εξαιρέσεις ως προς τα όρια του ICC για εξαιρετική σχετική αξιοπιστία παρατηρούνται μόνο για τις φάσεις της κίνησης όταν αυτές εκφράζονται ως ποσοστό του tcycle, και αυτό παρατηρείται μόνο σε τρεις από τις οκτώ ασκήσεις που εξετάστηκαν στη μελέτη. Συγκεκριμένα, οι διάρκειες κίνησης που εκφράζονταν ως ποσοστό του tcycle εμφάνισαν ελαφρώς χαμηλότερες τιμές ICC, μόνο στις ασκήσεις απαγωγή ισχίου, ανύψωση ράχης από πρηνή κατάκλιση, και κάμψη αγκώνων από πρηνή στήριξη, όπου για την επίτευξη εξαιρετικής αξιοπιστίας απαιτούνταν περισσότερες από 2 επαναλήψεις. Ωστόσο, ο απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων δεν ήταν συστηματικός μεταξύ των μεμονωμένων

προσπαθειών ή μεταξύ των πολλαπλών προσπαθειών.

Ο διαφορετικός απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων που σχετίζεται με τις προαναφερόμενες ασκήσεις μπορεί να αποδοθεί σε συγκεκριμένες απαιτήσεις που είναι προφανείς σε αυτά τα πρότυπα κίνησης, όπως η αυξημένη ανάγκη για σταθερότητα του σώματος κατά την απαγωγή ισχίου (Widler et al., 2009), ή οι ποικίλες απαιτήσεις μυϊκής μάζας και δύναμης στις ασκήσεις: ανύψωση ράχης και κάμψη αγκώνων από πρηνή στήριξη (Shimano et al., 2006). Αυτοί οι παράγοντες μπορεί να συμβάλουν σε ένα λιγότερο σταθερό χρονικό πρότυπο ανάμεσα σε επαναλήψεις και προσπάθειες. Η διαφορετική ερμηνεία της αξιοπιστίας στο πλαίσιο συγκεκριμένων ασκήσεων υπογραμμίζει τη σημασία του να λαμβάνονται υπόψη παράγοντες όπως παραλλαγές στην εκτέλεση, ατομικά βιομηχανικά χαρακτηριστικά και άλλα ειδικά χαρακτηριστικά του συμμετέχοντα που επηρεάζουν την αξιοπιστία. Ωστόσο, είναι σημαντικό να αναγνωρίσουμε ότι αυτή η μεταβλητότητα στην απόδοση με την πάροδο του χρόνου αντικατοπτρίζει τις φυσικές εγγενείς προκλήσεις σε αυτές τις κινήσεις (Stergiou et al., 2011), όπως εκείνες της σταθερότητας στη στάση και της μυϊκής δύναμης, που μπορεί να αντιταχθούν στη σωστή τεχνική. Λαμβάνοντας υπόψη τις αυξημένες απαιτήσεις σταθερότητας στάσης και δύναμης στις προαναφερθείσες ασκήσεις, είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η επίτευξη σταθερά εξαιρετικής αξιοπιστίας ($ICC > 0,75$) μπορεί να είναι δύσκολη ακόμη και με αυξημένο αριθμό επαναλήψεων. Επιπλέον, η χρήση υπερβολικού αριθμού επαναλήψεων, μπορεί να θέσει σε

κίνδυνο τη σωστή εκτέλεση των κινήσεων, ειδικά σε ασκήσεις με αυξημένες απαιτήσεις σταθερότητας στάσης και δύναμης. Σε αυτή τη μελέτη, ένα παράδειγμα ήταν η άσκηση κάμψη αγκώνων από πρηνή στήριξη, όπου παρά το ότι ήταν καλά προπονημένοι και εξοικειωμένοι με την άσκηση, σχεδόν τα 2/3 των συμμετεχόντων ολοκλήρωσαν μόνο 10 επαναλήψεις και στις τρεις προσπάθειες, σε αντίθεση με τις 20 επαναλήψεις σε όλες τις άλλες ασκήσεις.

Η σύγκριση με προηγούμενες μελέτες όσον αφορά την αξιοπιστία των αδρανειακών αισθητήρων είναι δύσκολη λόγω μεθοδολογικών διαφορών μεταξύ των μελετών, ειδικά για τα πρότυπα κίνησης/ασκήσεις και τις χρονικές μεταβλητές που αξιολογήθηκαν στην παρούσα μελέτη. Η μελέτη των Cudejko και συνεργατών (2022), η οποία επικεντρώθηκε στις επιταχύνσεις και τον προσανατολισμό των μελών του σώματος σε πολλαπλές λειτουργικά κινητικά πρότυπα (squat, jump, walk, stair ascent, and stair descent), παρείχε αρχικά στοιχεία στη δυνητική χρήση των αδρανειακών αισθητήρων στο πεδίο της άσκησης. Ωστόσο, η συγκεκριμένη μελέτη δεν ασχολήθηκε με το χρονισμό των κινήσεων, το οποίο αποτελεί το κύριο θέμα της παρούσας μελέτης.

Τα ευρήματα της παρούσας μελέτης συμφωνούν με μελέτες που αξιολόγησαν δεδομένα αδρανειακών αισθητήρων στο πρότυπο της βάρδιας (Ader et al., 2020; Ader et al., 2021; Bourke et al., 2020; Soulard et al., 2021). Οι τιμές ICC που παρατηρήθηκαν σε αυτή τη μελέτη ήταν παρόμοιες με αυτές που παρατηρήθηκαν σε αξιολογήσεις

βάδισης χρησιμοποιώντας αισθητήρες αδράνειας που ήταν τοποθετημένοι στο σώμα ($ICC > 0.75$) (Ader et al., 2020; Ader et al., 2021; Bourke et al., 2020). Ένα ερώτημα που προκύπτει κατά τη χρήση του ICC για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας είναι ότι ο δείκτης ICC αντικατοπτρίζει το βαθμό συμφωνίας μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων λαμβάνοντας υπόψη τη διακύμανση μεταξύ ατόμων (Pedersen et al., 2022; Weir, 2005). Υψηλές τιμές ICC μπορεί να προκύψουν από τη διακύμανση του δείγματος αντί από πραγματική συνέπεια των επαναλαμβανόμενων μετρήσεων, εάν η διακύμανση μεταξύ των ατόμων είναι αρκετά υψηλή (Bruton et al., 2000). Ωστόσο, η διακύμανση μεταξύ των ατόμων σε όλες τις συσσωρευμένες επαναλήψεις, προσπάθειες και ασκήσεις ήταν κάτω από το 10%, πολύ κάτω από το όριο του 35% για ομοιογένεια που εμφανίζεται στη βιβλιογραφία (Hopkins, 2000). Έτσι, μπορεί να εξαχθεί με ασφάλεια το συμπέρασμα ότι τα δεδομένα παρουσιάζουν εξαιρετική σχετική αξιοπιστία.

4.4.2. Απόλυτη χρονική αξιοπιστία

Ένας επιπλέον παράγοντας που μπορεί να επηρεάσει την αξιοπιστία είναι το σφάλμα μέτρησης, καθώς κάθε παρατηρούμενη αλλαγή αντιπροσωπεύει μια συνδυασμένη αλλαγή ανάμεσα στην πραγματική αλλαγή και το σφάλμα. Όταν ένα τεστ μέτρησης εφαρμόζεται επανειλημμένα, οι απαντήσεις είναι πιθανό να εμφανίζουν ελαφρές παραλλαγές από επανάληψη σε επανάληψη ή από προσπάθεια σε προσπάθεια, που αποδίδονται στο σφάλμα μέτρησης (Weir, 2005). Η κίνηση του ανθρώπου που

επαναλαμβάνεται στον χρόνο εμφανίζει μια φυσική μεταβλητότητα (Davids et al., 2003; Sanders et al., 2019; Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011). Η μεταβλητότητα που προκύπτει σε παραμέτρους της κίνησης αποτελεί μία ένδειξη του τρόπου με τον οποίο ο νευρομυϊκός έλεγχος χειρίζεται («ελευθερώνει», «παγώνει» και «εκμεταλλεύεται») τους διαθέσιμους βαθμούς ελευθερίας για τη βέλτιστη απόδοση και μπορεί να χαρακτηριστεί και ως «λειτουργική» η οποία αντικατοπτρίζει την ικανότητα του νευρομυϊκού ελέγχου να προσαρμόζει τα κινητικά μοτίβα σε μεταβαλλόμενους περιορισμούς (King et al., 2019; Sanders et al., 2020). Επομένως, μια ποσότητα μεταβλητότητας είναι φυσική και αντανακλάται στο σφάλμα μέτρησης. Σχετικά με την αξιοπιστία, όσο λιγότερο ποικίλει το σφάλμα γύρω από το μέσο όρο, τόσο πιο αξιόπιστη θα είναι η μέτρηση. Το τυπικό σφάλμα μέτρησης (SEM και SEM%) χρησιμεύει ως δείκτης της αξιοπιστίας μιας μέτρησης και μετρά την απόλυτη αξιοπιστία, ανεξάρτητα από τη διακύμανση μεταξύ ατόμων σε σύγκριση με το ICC. Ωστόσο, το SEM δεν αναφέρεται συστηματικά σε μελέτες αξιοπιστίας, και με βάση τη γνώση μας, δεν υπάρχουν τυποποιημένα κριτήρια που να περιγράφουν συγκεκριμένα την κατηγοριοποίηση του SEM. Σύμφωνα με τους Atkinson και Nevill (1998), όσο χαμηλότερο είναι το SEM%, τόσο υψηλότερη είναι η απόλυτη αξιοπιστία και τόσο υψηλότερη είναι η ακρίβεια των αποτελεσμάτων.

Στη παρούσα μελέτη, οι συνεχώς χαμηλές τιμές SEM%, σε όλες τις μεταβλητές για την εντός-προσπάθειας και μεταξύ-προσπαθειών

αξιολογήσεις, αναδεικνύουν την καλή απόλυτη αξιοπιστία του χρονισμού κίνησης με βάση αδρανειακούς αισθητήρες σε μια ποικιλία εξεταζόμενων ασκήσεων. Μη συστηματικές εξαιρέσεις, που εμπιπτουν στα αποδεκτά όρια (10-15%) (Pedersen et al., 2022; Soulard et al., 2021), επιβεβαιώνουν τη συνολική αξιοπιστία των μετρήσεων, υποδεικνύοντας τη σταθερότητα και την επαναληψιμότητα των χρονικών μεταβλητών με την πάροδο του χρόνου και την ακρίβεια των χρονικών μετρήσεων χρησιμοποιώντας αδρανειακούς αισθητήρες (Atkinson & Nevill, 1998). Οι διάρκειες φάσης που εκφράζονται ως ποσοστό του t_{cycle} ($\%t_{phase1}$, $\%t_{phase2}$) παρουσίασαν συστηματικά χαμηλότερες τιμές SEM% τόσο στις εντός-προσπάθειας όσο και στις μεταξύ-προσπαθειών αξιολογήσεις, με το SEM% να είναι περίπου 1/3 του SEM% των διαρκειών εκφρασμένων σε δευτερόλεπτα. Αυτό το αποτέλεσμα υποδηλώνει καλύτερη απόλυτη αξιοπιστία για τις φάσεις της κίνησης όταν αυτές εκφράζονται ως ποσοστό του t_{cycle} , αντίθετα προς την αντίθετη παρατήρηση στη σχετική αξιοπιστία. Αυτή η παρατήρηση μπορεί να αποδοθεί στην αυξημένη διακύμανση των τιμών στις διάρκειες που εκφράζονται σε δευτερόλεπτα, η οποία ενδέχεται να οφείλεται όχι μόνο σε σφάλμα μέτρησης αλλά και στη διακύμανση μεταξύ των ατόμων. Από την άλλη πλευρά, η χαμηλή διακύμανση όταν οι διάρκειες των φάσεων εκφράζονται ως $\%t_{cycle}$ επιτρέπει να υποθέσουμε ότι, αν και όταν εκφράζονται σε δευτερόλεπτα, οι διάρκειες κίνησης ποικίλουν μεταξύ ατόμων λόγω διαφορετικής προτιμώμενης ρυθμικής ταχύτητας, ο

χρονισμός της κίνησης δεν ποικίλει μεταξύ ατόμων.

Ένας άλλος δείκτης σφάλματος μέτρησης και μεταβλητότητας είναι η ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC95%). Το MDC95% χρησιμοποιείται για να εκτιμήσει τη μικρότερη αλλαγή που απαιτείται για να υπερβεί το σφάλμα μέτρησης ενός τεστ, λειτουργώντας ως όριο για να καθορίσει εάν μια παρατηρούμενη αλλαγή είναι πιθανό να είναι χρήσιμη ως "πραγματική", ή αν κινείται εντός του αναμενόμενου εύρους σφάλματος μέτρησης (Atkinson & Nevill, 1998; Bourke et al., 2020; Soulard et al., 2021). Οι συνεχώς χαμηλές τιμές MDC95% για τις διάρκειες εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (μέση: 13,7% για εντός-προσπάθειας και 15,9% για μεταξύ-προσπαθειών) και τις διάρκειες εκφρασμένες ως ποσοστό του t_{cycle} (μέση: 9,5% για εντός-προσπάθειας και 5,7% για μεταξύ-προσπαθειών) παρείχαν σημαντικά στοιχεία για την ερμηνεία σημαντικών μεταβολών στο χρονισμό της κίνησης σε ένα φάσμα ασκήσεων (το MDC95% ήταν συνεχώς πάνω από το άνω όριο του SEM%). Το MDC95% είναι κρίσιμο για να διακρίνει τις αλλαγές που υπερβαίνουν την εγγενή φυσική μεταβλητότητα και επηρεάζονται από σημαντικούς εξωτερικούς παράγοντες (Atkinson & Nevill, 1998; Bourke et al., 2020; Soulard et al., 2021; Stergiou & Decker, 2011). Οι συνεχώς χαμηλές συνολικές τιμές MDC95% υπογραμμίζουν την αξιοπιστία των μετρήσεων που προκύπτουν από αδρανειακούς αισθητήρες σε μια ποικιλία ασκήσεων. Στις ασκήσεις απαγωγή ισχίου, ανύψωση ράχης, και κάμψη αγκώνων από πρηνή στήριξη οι τιμές MDC95% ήταν υψηλότερες συγκριτικά με τις άλλες ασκήσεις,

κάτι που πιθανότατα υποδηλώνει ότι πρέπει να είμαστε πιο προσεκτικοί κατά την ερμηνεία μικρών αλλαγών σε αυτά τα πρότυπα κίνησης.

4.4.3. Απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων για αξιόπιστες χρονικές μετρήσεις

Η μελέτη υπογραμμίζει τον σημαντικό ρόλο του αριθμού επαναλήψεων στην ανάλυση ρυθμικών κινήσεων, συμβαδίζοντας με προηγούμενη έρευνα (Connaboy et al., 2010; Forrester, 2015; Hamill & McNiven, 1990; King & Hannan, 2019; Oliveira & Pirscoeanu, 2021; Racic et al., 2009). Τόσο ο μικρός όσο και ο πολύ μεγάλος αριθμός επαναλήψεων μπορεί να οδηγήσει σε παραλλαγές στα χρονικά χαρακτηριστικά της κίνησης. Αυτές οι παραλλαγές αποδίδονται σε εξωτερικούς παράγοντες που οδηγούν σε σφάλματα μέτρησης και εσωτερικούς παράγοντες που αντανακλούν την εγγενή μεταβλητότητα που προκύπτει από τις διαφορές μεταξύ επαναλήψεων ή ατόμων (Forrester, 2015). Ενώ η συλλογή δεδομένων από πολλαπλές επαναλήψεις κατά έχει προταθεί για να ξεπεραστούν οι παραλλαγές, η πρακτικότητα πολλών επαναλήψεων σε πραγματικές συνθήκες αντιμετωπίζει προκλήσεις λόγω πιθανής μαθησιακής επίδρασης (learning effect) ή κόπωσης (fatigue effect), με αποτέλεσμα προοδευτικών αλλαγών στη φυσική μεταβλητότητα (Forrester, 2015; King & Hannan, 2019). Η υπάρχουσα βιβλιογραφία έχει επικεντρωθεί κυρίως σε πρότυπα κίνησης όπως η βάδιση (προτείνονται 10 κύκλοι, Hamill & McNiven, 1990), 25 κύκλοι, Kribus-Shmiel et al., 2018), το τρέξιμο (προτείνονται 25 κύκλοι, Oliveira & Pirscoeanu,

2021), την κολύμβηση (προτείνονται 6 κύκλοι, Connaboy et al., 2010), τα συνεχή άλματα (προτείνονται 4 έως 11 κύκλοι, Racic et al., 2009) και το επαναλαμβανόμενο κάθισμα (προτείνονται 9 κύκλοι, King & Hannan, 2019). Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι αυτές οι μελέτες δεν ασχολήθηκαν με την χρονική ανάλυση της κίνησης χρησιμοποιώντας αδρανειακούς αισθητήρες, καθιστώντας τη συνεισφορά της παρούσας μελέτης καινοφανή. Παρέχει πολύτιμες πληροφορίες για τον βέλτιστο αριθμό επαναλήψεων για αξιόπιστη χρονικά δεδομένα σε κινητικά πρότυπα που χρησιμοποιούνται σε στην άσκηση και τον αθλητισμό.

Τα ευρήματα υποδηλώνουν ότι ένας ελάχιστος αριθμός των 2 επαναλήψεων είναι επαρκής για την επίτευξη εξαιρετικής χρονικής αξιοπιστίας σε όλες τις ασκήσεις, είτε εντός της ίδιας προσπάθειας, είτε μεταξύ πολλαπλών προσπαθειών. Αυτό το εύρημα έρχεται σε αντίθεση με μελέτες βάδισης που υποδεικνύουν έναν υψηλότερο αριθμό κύκλων/επαναλήψεων απαραίτητο για αξιόπιστα χρονικά δεδομένα (10 κύκλοι (Hamill & McNiven, 1990) ή συνιστάται >25 κύκλοι (Kribus-Shmiel et al., 2018; Oliveira & Pirscoeanu, 2021). Ωστόσο, είναι σημαντικό να σημειώσουμε ότι αυτές οι μελέτες δεν χρησιμοποιούν αδρανειακούς αισθητήρες για τη χρονική ανάλυση. Οι Hammil και McNiver (1990) χρησιμοποίησαν δεδομένα δύναμης εδαφικής αντίδρασης καταγεγραμμένα με δυναμοδάπεδο, ενώ οι Oliveira και Pirscoeanu (2021) χρησιμοποίησαν επίσης δεδομένα δύναμης εδαφικής αντίδρασης καταγεγραμμένα με δυναμοδάπεδο, καθώς και οπτικά

δεδομένα κίνησης καταγεγραμμένα με σύστημα 8 καμερών. Η μελέτη των Kribus-Shmiel και συνεργατών (2018) κατέγραψε τα δεδομένα της βάδισης τόσο με ένα οπτικό σύστημα καταγραφής κίνησης όσο και με ένα σύστημα βασισμένο σε αδρανειακούς αισθητήρες που χρησίμευσε για τον εντοπισμό του γεγονότος της επαφής της φτέρνας στον κύκλο της βάδισης. Από την άλλη πλευρά, τα αποτελέσματά μας ευθυγραμμίζονται με τα ευρήματα των Ader και συνεργατών (2020; 2021), οι οποίοι κατέδειξαν εξαιρετική αξιοπιστία σε χρονικές μεταβλητές της βάδισης χρησιμοποιώντας αδρανειακούς αισθητήρες, με μόνο τρεις επαναλήψεις για υγιείς ηλικιωμένους (Ader et al., 2021) και ανθρώπους με σκλήρυνση κατά πλάκας (Ader et al., 2020).

4.4.4. Πρακτική εφαρμογή

Τα αποτελέσματα της μελέτης έχουν πρακτικές εφαρμογές για επαγγελματίες φυσικής κατάστασης, προπονητές και αθλητές. Τα δεδομένα που συλλέγονται από φορητούς αδρανειακούς αισθητήρες παρέχουν μια προσιτή αποδοτική λύση σε σύγκριση με μεγάλο ή σταθερό εξοπλισμό, όπως το δυναμοδάπεδο και το οπτικά συστήματα καταγραφής κίνησης. Τα περιοδικά σήματα που παρατηρούνται στις επιταχύνσεις, τις ταχύτητες και τις μετατοπίσεις κατά τη διάρκεια ρυθμικών κινηματικών προτύπων είναι κατάλληλα για τον εντοπισμό γεγονότων και τον καθορισμό του χρονικού προτύπου των μελών του σώματος που συμμετέχουν σε αυτές τις κινήσεις (Ader et al., 2020; Ader et al., 2021; Allseits et al., 2017; Cudejko et al., 2022; Emmanouil et al., 2021). Η κατανόηση του ελάχιστου αριθμού

επαναλήψεων που απαιτούνται για αξιόπιστη ανάλυση του χρονισμού της κίνησης μπορεί να διευκολύνει τις διαδικασίες συλλογής και ανάλυσης δεδομένων, καθιστώντας πιο εφικτή την ολοκλήρωση της χρονικής αξιολόγησης στις προγράμματα άσκησης.

4.4.5. Περιορισμοί

Ενώ αυτή η μελέτη προσφέρει πολύτιμες πληροφορίες για τη χρονική ανάλυση που βασίζεται σε αδρανειακό αισθητήρα, θα πρέπει να αναγνωριστούν ορισμένοι περιορισμοί. Καταρχάς, η μελέτη αφορούσε υγιείς, φυσικά ενεργούς συμμετέχοντες, τη γενίκευση των ευρημάτων σε άτομα με άλλα επίπεδα φυσικής κατάστασης ή κλινικού πληθυσμούς. Επιπλέον, η μελέτη εξέτασε ένα συγκεκριμένο σύνολο κινηματικών προτύπων/ασκήσεων, και είναι σημαντικό και είναι σημαντικό να αναγνωριστεί ότι ο απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων μπορεί να διαφέρει σε άλλα κινητικά πρότυπα και ασκήσεις, όπως φαίνεται από τον υψηλότερο αριθμό κύκλων κίνησης που απαιτούνται στις μελέτες βάδισης (23–25 βήματα (Kribus-Shmiel et al., 2018).

4.4.6. Συμπέρασμα

Συνοψίζοντας, η παρούσα μελέτη παρέχει πληροφορίες για την αξιοπιστία του χρονισμού της κίνησης με τη χρήση αδρανειακών αισθητήρων κατά τη διάρκεια βασικών ασκήσεων σε νέους προπονημένους ενήλικες. Τα ευρήματα υποδηλώνουν ότι οι αισθητήρες αδράνειας προσφέρουν ένα αξιόπιστο και πρακτικό εργαλείο για την καταγραφή χρονικών δεδομένων σε διάφορες ασκήσεις, με ένα ελάχιστο των 2 επαναλήψεων να αποδεικνύεται επαρκές για την

επίτευξη εξαιρετικής αξιοπιστίας. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι ένας μόνο αισθητήρας αδράνειας, τοποθετημένος στο κατάλληλο σημείο ενός μέλους του σώματος που αντικατοπτρίζει το συγκεκριμένο πρότυπο της κίνησης, αποδείχθηκε αποτελεσματικός για την αξιολόγηση αξιόπιστων χρονικών παραμέτρων, που προκύπτουν από τις τροχιές της γωνιακής ταχύτητας. Τα αποτελέσματα επιβεβαιώνουν ότι οι αδρανειακοί αισθητήρες παρέχουν ένα αξιόπιστο πρακτικό εργαλείο για την

αξιολόγηση του χρονισμού της κίνησης σε ασκήσεις εντός του πλαισίου των νέων προπονημένων ενηλίκων. Τέλος, η μελέτη θέτει τα θεμέλια σχετικά με την αξιολόγηση των χρονικών πτυχών της ανθρώπινης κίνησης χρησιμοποιώντας αδρανειακούς αισθητήρες, ενθαρρύνοντας έτσι την περαιτέρω εξερεύνηση και βελτίωση των μεθοδολογιών που μπορούν να εφαρμοστούν όχι μόνο στο εργαστήριο αλλά και στο πεδίο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

1η Μελέτη - Β' Μέρος

Ιδιοσυχνότητα, χρονισμός φάσεων και ατομική μεταβλητότητα σε μια ποικιλία ασκήσεων φυσικής κατάστασης

Περίληψη

Η μελέτη αυτή είχε ως στόχο τη διερεύνηση προτιμώμενης ρυθμικής ταχύτητας (ιδιοσυχνότητα) και του χρονισμού φάσεων σε μια ποικιλία ασκήσεων φυσικής κατάστασης. Δεκαπέντε νεαροί άνδρες και δεκαπέντε νεαρές γυναίκες εκτέλεσαν οκτώ συνήθεις ασκήσεις φυσικής κατάστασης (επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, πρόσθια προβολή, κάθισμα, ανακάθισμα, απαγωγή ώμου, απαγωγή ισχίου, ανύψωση ράχης, κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη) καθώς και ένα κινητικό παράδειγμα αναφοράς (δακτυλικοί κτύποι) (προτιμώμενη ρυθμική ταχύτητα, 3 προσπάθειες, 20 επαναλήψεις ανά προσπάθεια). Οι αδρανειακοί αισθητήρες κατέγραψαν τις τροχιές γωνιακής ταχύτητας σε 3 διευθύνσεις και υπολογίστηκαν οι χρονικές μεταβλητές της συχνότητας κίνησης, της διάρκειας του κύκλου κίνησης και κάθε μίας από τις δύο φάσεις της εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα καθώς και ως ποσοστό της διάρκειας του κύκλου κίνησης. Επίσης, αξιολογήθηκε η ατομική μεταβλητότητα. Τα αποτελέσματα υπογραμμίζουν σημαντικές διαφορές μεταξύ των ασκήσεων, επιδεικνύοντας εξατομικευμένη ρυθμική απόδοση. Οι επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις παρουσίασαν την υψηλότερη συχνότητα, ενώ το κάθισμα και η πρόσθια προβολή τις χαμηλότερες συχνότητες. Μια σταθερή σχέση φάσης 1:1, με φάσεις που καταλαμβάνουν περίπου το 50% της συνολικής διάρκειας του κύκλου, υποδηλώνει ένα κοινό, κεντρικά παραγόμενο μοτίβο για ρυθμική απόδοση σε όλες τις ασκήσεις. Η ατομική μεταβλητότητα παρέμεινε χαμηλή, αποτυπώνοντας μια συνεπή και ακριβή ρυθμική εκτέλεση. Αυτά τα ευρήματα συμβάλλουν στην επιστημονική κατανόηση και προσφέρουν πρακτικές εφαρμογές στον σχεδιασμό εξατομικευμένων και αποτελεσματικών παρεμβάσεων άσκησης, υποστηρίζοντας τα άτομα στην επίτευξη στόχων φυσικής κατάστασης με ακρίβεια και ικανοποίηση.

Λέξεις-κλειδιά: επαναλαμβανόμενη κίνηση, προτιμώμενη ρυθμική ταχύτητα, επιταχυνσιομέτρηση

5.1. Εισαγωγή

(γενική Ανασκόπηση – ενότητα 2.1.)

Οι μηχανικές απαιτήσεις μιας κινητικής εργασίας μπορούν να καλυφθούν μέσω μιας ποικιλίας μοτίβων κίνησης, εντούτοις, κατά την εκτέλεση κυκλικών κινητικών δεξιοτήτων φαίνεται να προτιμώνται μάλλον στερεότυπα μοτίβα κίνησης (Dean, 2013). Για παράδειγμα, οι άνθρωποι έχουν τη δυνατότητα να το εκτελέσουν το κινητικό παράδειγμα

των επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων σε ένα ευρύ φάσμα συχνοτήτων κίνησης. Ωστόσο, συνήθως προτιμούν να πηδούν σε μια συγκεκριμένη συχνότητα που είναι σχετικά συνεπής μεταξύ των ατόμων (Farley, 1991). Κατά τη διποδική μετακίνηση, οι άνθρωποι προτιμούν επίσης να περπατούν με σχετικά αργές ταχύτητες και να τρέχουν μόλις η ταχύτητα ξεπεράσει ένα συγκεκριμένο όριο. Η προσθήκη ενός περιορισμού κατά την εκτέλεση της κινητικής

δεξιότητας, π.χ. ελέγχοντας την ταχύτητα βάρδισης, αποκαλύπτει μια προβλέψιμη σχέση μεταξύ του μήκους βήματος και της συχνότητας βημάτων, με αύξηση της συχνότητας στις υψηλότερες ταχύτητες (Greeve, 1968). Αυτή η προτίμηση για συγκεκριμένη συχνότητα κίνησης αποδίδεται συνήθως στο στόχο της ελαχιστοποίησης της μεταβολικής ενεργειακής δαπάνης κατά τη διάρκεια ρυθμικών κυκλικών κινητικών έργων (βάρδιση, τρέξιμο, ποδηλασία και άλμα) (Alexander, 2002; Sparrow et al., 1998).

Μελέτες για τη ρυθμική κυκλική κινητική απόδοση εστιάζουν στην επίδραση ενός εξωτερικού ερεθίσματος για τη χρονοσήμανση του μοτίβου κίνησης σε μια ποικιλία συχνοτήτων, παρά για το ίδιο το εγγενώς προτιμώμενο χρονικό μοτίβο. Εδραιωμένα κινητικά παραδείγματα, όπως οι δακτυλικοί κτύποι (finger tapping), η βάρδιση και οι κρούσεις πέλματος (foot tapping), χρησιμοποιούνται συχνά για τη μελέτη της συμπεριφοράς των ρυθμικών κινήσεων και της χρονικής απόδοσης (Delevoeye-Turrell et al., 2014; Hammerschmidt et al., 2021; MacDougall & Moore, 2005; Styns et al., 2007; Repp, 2005; Rose et al., 2021; Moelants, 2002). Αυτές οι κινήσεις είναι γνωστό ότι μοιράζονται μια κοινή προτιμώμενη συχνότητα περίπου 2 Hz (2 κύκλοι ανά δευτερόλεπτο, με διάστημα 500 ms μεταξύ των κύκλων) (Delevoeye-Turrell et al., 2014; Hammerschmidt et al., 2021; MacDougall & Moore, 2005; Styns et al., 2007; Repp, 2005; Rose et al., 2021; Moelants, 2002). Ωστόσο, μια σημαντική μεταβλητότητα μεταξύ των ατόμων έχει επίσης παρατηρηθεί σε ένα ευρύτερο φάσμα κυμαινόμενο από 0.5

έως και 5 Hz (200 – 1800 ms) (Delevoeye-Turrell et al., 2014; Dosseville et al., 2002; Hammerschmidt et al., 2021; Hammerschmidt et al., 2023; Rose et al., 2021; Smoll 1975a; Smoll 1975b).

Διαφορετικές προτιμώμενες συχνότητες σε ποικιλία κινητικών προτύπων. Επιπλέον, οι έρευνες σχετικά με τα κινητικά πρότυπα πέρα των τυπικών (όπως η βάρδιση, οι αναπηδήσεις, οι δακτυλικοί ή οι ποδικοί κτύποι) αποκαλύπτουν διαφορετικές προτιμώμενες συχνότητες που σχετίζονται με διαφορετικές κινήσεις. Για παράδειγμα, το κάθισμα εμφανίζει προτιμώμενη συχνότητα 0.52 Hz (King & Hannan, 2019), η σωματική ταλάντωση στην όρθια στάση εμφανίζεται στα 0.23-0.25 Hz (Emmanouil et al., 2021; Coste et al., 2018) και η αιώρηση άνω άκρου εμπίπτει στο εύρος των 0.9-1.03 Hz (Varlet et al., 2020). Αρθρικές κινήσεις μελών του σώματος, συμπεριλαμβανομένων κινήσεων στην άρθρωση του ώμου (0.78 Hz), του αγκώνα (0.90 Hz), του καρπού (1 Hz), του γόνατου (0.94 Hz) και του ισχίου (0.75 Hz), εμφανίζουν διακριτές συχνότητες ταλάντωσης (Peckel et al., 2014). Το αδρανειακό φορτίο κάθε μέλους φαίνεται να επηρεάζει την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης, με το υψηλότερο και χαμηλότερο αδρανειακό φορτίο, αντίστοιχα, να οδηγούν σε χαμηλότερη και υψηλότερη συχνότητα κίνησης (Burger et al., 2013; Varlet et al., 2020). Έτσι, είναι εύλογο να υποθέσουμε ότι τα επαναληπτικά κινητικά πρότυπα που απαιτούν τη μετατόπιση μελών με διαφορετικά αδρανειακά φορτία, μπορεί να συνδέονται με διακριτές

προτιμώμενες συχνότητες κίνησης. Τέτοια επαναληπτικά κινητικά πρότυπα με διακριτά αδρανειακά φορτία είναι τυπικά στις ασκήσεις φυσικής κατάστασης. Επιπλέον, στις ασκήσεις φυσικής κατάστασης, συνήθως είναι και η χρήση του ίδιου ακουστικού ερεθίσματος για την υπόδειξη της κυκλικής συχνότητας (επαναλήψεις) χωρίς να λαμβάνεται υπόψη η εγγενής προτιμώμενη συχνότητα κίνησης, είτε λόγω του διαφορετικού αδρανειακού φορτίου κάθε άσκησης είτε λόγω της καθαρά ατομικής ιδιοσυχνότητας.

Η μεταβλητότητα της κίνησης συνιστά θεμελιώδες χαρακτηριστικό της ρυθμικής κινητικής απόδοσης, και περιγράφει τη συνέπεια των προτύπων κίνησης εντός του ίδιου ατόμου καθώς και την ποικιλομορφία αυτών των προτύπων μεταξύ διαφορετικών ατόμων (Stergiou & Decker 2011). Η κατανόηση της μεταβλητότητας της προτιμώμενης ρυθμικής χρονικής απόδοσης μεταξύ των προτύπων άσκησης που περιλαμβάνουν μια ποικιλία αδρανειακής φόρτισης/αντίστασης μπορεί να προσφέρει πληροφορίες για την εξατομικευμένη φύση της κίνησης. Αυτή η γνώση μπορεί να ενημερώσει στρατηγικές για τη βελτιστοποίηση της απόδοσης της άσκησης, τον μετριασμό των κινδύνων τραυματισμού και τη βελτίωση των συνολικών εμπειριών άσκησης. Επιπρόσθετα, η αναγνώριση των διαφορών στα προτιμώμενα πρότυπα χρονισμού καθώς και η μεταβλητότητά τους είναι σημαντική κατά τη διάρκεια προγραμμάτων σωματικής άσκησης και αθλητικής προπόνησης, όπου συχνά παρέχεται ρυθμική χρονική ένδειξη για την ενίσχυση της ακρίβειας και της ακρίβειας της απόδοσης (Kennedy &

Yoke, 2019). Ωστόσο, ενώ η τρέχουσα έρευνα για την προτιμώμενη ρυθμική χρονική απόδοση έχει αυξημένη ερευνητική προσοχή, υπάρχει ένα αξιοσημείωτο κενό στην εξερεύνηση πιο απαιτητικών μοτίβων κίνησης, ειδικά εκείνων που αφορούν ασκήσεις φυσικής κατάστασης που εμπλέκουν πολλά μέρη του σώματος επιφέροντας ποικίλα αδρανειακά φορτία σε κάθε άσκηση.

Η καταγραφή του χρονικού σχεδίου κίνησης διευκολύνεται μέσω συσκευών που πλέον είναι τεχνολογικά διαθέσιμες, όπως οι αδρανειακοί αισθητήρες οι οποίοι όχι μόνο επιτρέπουν μια λιγότερο χρονοβόρα και πιο φιλική προς το χρήστη διαδικασία συγκριτικά με δυναμοδάπεδα και οπτικά συστήματα, χρησιμοποιούνται και για αξιολόγηση επί του πεδίου (Emmanouil et al., 2021; Cudejko et al., 2022). Λόγω του μικρού μεγέθους και βάρους τους, οι αισθητήρες αδρανείας μπορούν να τοποθετηθούν στα μέλη του σώματος επιτρέποντας μια ελεύθερη τρισδιάστατη κίνηση. Επιπλέον, με την ικανότητά τους να συλλαμβάνουν δεδομένα από πολλούς διαδοχικούς κύκλους κίνησης, αυτοί οι αισθητήρες είναι ιδιαίτερα κατάλληλοι για την καταγραφή της φυσικά προτιμώμενης ρυθμικής χρονικής απόδοσης κατά την εκτέλεση μιας ποικιλίας κινητικών προτύπων που συναντώνται στα προγράμματα σωματικής φυσικής κατάστασης.

Έτσι, αυτή η μελέτη είχε ως στόχο να διερευνήσει την προτιμώμενη ρυθμική χρονική απόδοση (εκφρασμένη μέσω της ιδιοσυχνότητας και του χρονισμού των φάσεων του κύκλου κίνησης, τόσο ως προς το μέγεθος όσο και ως προς την ατομική μεταβλητότητα

αυτής) σε μια ποικιλία ασκήσεων φυσικής κατάστασης που επιφέρουν διαφορετική αδρανειακή φόρτιση/αντίσταση λόγω εμπλοκής διαφορετικών, σε κάθε άσκηση, μαζών του σώματος.

5.2. Μεθοδολογία

5.2.1. Συμμετέχοντες

Συμμετείχαν τριάντα φυσικά δραστήριοι άνδρες ($n = 15$) και γυναίκες ($n = 15$) (ηλικία: 24.8 ± 3.3 και 28.9 ± 6.6 ετών, σωματικό ανάστημα: 1.8 ± 0.1 και 1.7 ± 0.04 m, μάζα σώματος: 80.2 ± 8.5 και 59.3 ± 6.3 kg, ΔΜΣ: 24.3 ± 2.1 και 21.8 ± 2.0 kg/m², για τους άνδρες και τις γυναίκες, αντίστοιχα) με διάφορα αθλητικά υπόβαθρα (π.χ. μπάσκετ, ποδόσφαιρο, γυμναστική, άρση βαρών) και με τουλάχιστον δύο χρόνια εμπειρίας σε προπόνηση δύναμης (όλοι με δεξιό κυρίαρχο άνω και κάτω άκρο: δεξιόχειρες και δεξιόποδες). Όλοι οι συμμετέχοντες ήταν σωματικά δραστήριοι (τουλάχιστον δύο συνεδρίες την εβδομάδα τους τελευταίους έξι μήνες, τουλάχιστον 60 λεπτά ανά συνεδρία) και εξοικειωμένοι με τα μοτίβα κίνησης των ασκήσεων φυσικής κατάστασης που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη (ικανότητα εκτέλεσης δέκα διαδοχικών επαναλήψεων κάθε άσκησης). Τα κριτήρια ένταξης απέκλειαν ιστορικό αιθουσαίων, ορθοπεδικών και νευρολογικών διαταραχών τους τελευταίους 12 μήνες, καθώς αυτές μπορεί να επηρεάσουν αρνητικά την κινητική εκτέλεση.

5.2.2. Πειραματική διαδικασία

Οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να εκτελέσουν ρυθμικά (επαναληπτικά) εννέα μοτίβα κίνησης με τη δική τους προτιμώμενη ρυθμική ταχύτητα

κίνησης. Δύο από τα κινητικά πρότυπα αντιπροσώπευαν καθιερωμένα παραδείγματα που συνδέονται με τη φυσική συχνότητα της ανθρώπινης κίνησης η οποία κυμαίνεται γύρω στα 2Hz (Delevoeye-Turrell et al., 2014; Hammerschmidt et al., 2021; MacDougall & Moore, 2005; Styns et al., 2007; Repp, 2005; Rose et al., 2021), που είναι οι δακτυλικοί κτύποι και οι επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις. Τα υπόλοιπα επτά κινητικά πρότυπα αποτελούνταν από ασκήσεις φυσικής κατάστασης που χρησιμοποιούνται συχνά και περιλάμβαναν: το κάθισμα, την πρόσθια προβολή, την κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη, την απαγωγή ώμου σε όρθια θέση, την απαγωγή ισχίου σε όρθια θέση, το ανακάθισμα και την ανύψωση ράχης (ΠΑΡ-B4).

Κάθε συμμετέχων ολοκλήρωσε 3 προσπάθειες των 20 συνεχόμενων επαναλήψεων ανά άσκηση, για κάθε άσκηση, με 2 λεπτά ανάπαυσης μεταξύ των προσπαθειών της ίδιας κίνησης για να αποφευχθεί η κόπωση (Grgic et al, 2018). Εφαρμόστηκε μια διαδικασία περιστροφής για την τυχαιοποίηση των κινήσεων μεταξύ των συμμετεχόντων. δηλαδή, συγκεκριμένα, η ακολουθία των ασκήσεων διατηρήθηκε σταθερή, αλλά κάθε συμμετέχων ξεκινούσε με την άσκηση που ακολουθούσε την αρχική άσκηση του προηγούμενου συμμετέχοντα. Πριν από τη συλλογή δεδομένων, δόθηκαν οδηγίες για την εκτέλεση των κινήσεων, τόσο προφορικά όσο και οπτικά, για να εξασφαλιστεί η σωστή τεχνική. Κατά τη διάρκεια κάθε προσπάθειας, όλοι οι συμμετέχοντες παρακολουθούσαν οπτικά από τον ίδιο εξεταστή που τους είχε αξιολογήσει κατά τη συνεδρία

εξοικείωσης, για να διασφαλιστεί η ορθή εκτέλεση της τεχνικής.

5.2.3. Συλλογή και ανάλυση δεδομένων

Για τη συλλογή δεδομένων χρησιμοποιήθηκαν αδρανειακοί αισθητήρες (Xsens MTw Awind). με συχνότητα δειγματοληψίας 100 Hz. Κάθε αισθητήρας περιλάμβανε τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο και μαγνητόμετρο, και χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή των τροχιών γωνιακής ταχύτητας. Οι αισθητήρες τοποθετήθηκαν στα μέλη του σώματος των συμμετεχόντων και στερεώθηκαν σφιχτά με ελαστικούς μάντες. Συνολικά, έξι αισθητήρες τοποθετήθηκαν στο σώμα κάθε συμμετέχοντα. Ωστόσο, για κάθε αξιολόγηση κίνησης χρησιμοποιήθηκε μόνο ένας αισθητήρας (ΠΑΡ-B4). Συγκεκριμένα, για κάθε άσκηση, επιλέχθηκε το μέλος του σώματος που σχετίζεται με το μεγαλύτερο εύρος κίνησης στο κύριο επίπεδο κίνησης καθώς αυτό παρείχε την πιο αντιπροσωπευτική τροχιά γωνιακής ταχύτητας για περαιτέρω ανάλυση. Αυτές οι τροχιές γωνιακής ταχύτητας παρουσίασαν μια καθαρή περιοδική κυματομορφή (ημιτονοειδές κύμα) αποτελούμενη από δύο περιοχές, μία θετική και μία αρνητική, που αντιστοιχούν στις δύο βασικές φάσεις κάθε κινητικού προτύπου. Τα σημεία μηδενικής διέλευσης, οι κορυφές και οι βυθίσεις υποδεικνύουν κρίσιμα κινητικά γεγονότα όπως η έναρξη, ο τερματισμός και οι αλλαγές κατεύθυνσης. Πριν την εξαγωγή των μεταβλητών, όλες οι τροχιές γωνιακής ταχύτητας φιλτραρίστηκαν με χαμηλοπερατό φίλτρο Butterworth 4ης τάξης και συχνότητα αποκοπής 2 Hz (MATLAB R2022b, MathWorks,

Inc., Natick, MA, ΗΠΑ, <https://www.mathworks.com/help/matlab/math/basic-spectral-analysis.htm>, προσπελάστηκε την 1η Οκτωβρίου 2023). Η συχνότητα αποκοπής των 2 Hz επιλέχθηκε μετά από ανάλυση του φάσματος ισχύος συχνότητας όλων των σημάτων (ΠΑΡ-B5) η οποία έδειξε ότι η υψηλότερη ένταση σήματος βρισκόταν κάτω από τα 2 Hz για όλες τις ασκήσεις και σε όλους τους συμμετέχοντες.

5.2.3.1. Χρονικές παράμετροι

Για όλες τις κινήσεις, σε κάθε μία από τις προσπάθειες, η 1η και η 20η επανάληψη αποκλείστηκαν για να εξαιρεθούν οι μεταβατικές επιρροές που σχετίζονται με την έναρξη και τον τερματισμό της προσπάθειας. Συνεπώς, διατηρήθηκαν 18 επαναλήψεις για περαιτέρω ανάλυση (εκτός από την άσκηση κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη, όπου διατηρήθηκαν μόνο 10 επαναλήψεις καθώς, και στις τρεις προσπάθειες, όλοι οι συμμετέχοντες ολοκλήρωσαν μόνο 10 επαναλήψεις). Για όλες τις κινήσεις, ο συνολικός κύκλος κίνησης (κύκλος) και οι δύο φάσεις του (φάση 1, φάση 2) (ΠΑΡ-B6) ορίστηκαν χρησιμοποιώντας τα σημεία μηδενικής διέλευσης της τροχιάς γωνιακής ταχύτητας. Συνολικά τρία σημεία μηδενικής διέλευσης χρησιμοποιήθηκαν για τον καθορισμό κάθε κύκλου κίνησης και των δύο φάσεων του. Η διάρκεια του κύκλου (cycle) ορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών σημείων μηδενικής διέλευσης προς την ίδια κατεύθυνση, είτε θετικό προς αρνητικό, είτε από αρνητικό προς θετικό, ανάλογα με τον προσανατολισμό του αισθητήρα (ΠΑΡ-B4). Μόνο για τις επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις ορίστηκε το

tcycle ως το διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών βυθίσεων. Η διάρκεια της φάσης 1 προσδιορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ του πρώτου σημείου μηδενικής διέλευσης, που υποδεικνύει την έναρξη του t_cycle, και του επόμενου σημείου όπου η γωνιακή ταχύτητα διέρχεται από τη μηδενική γραμμή βάσης προς την αντίθετη κατεύθυνση. Η φάση 2 ορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ του δεύτερου σημείου μηδενικής διέλευσης και του τρίτου σημείου που υποδεικνύει τον τερματισμό του κύκλου κίνησης και την έναρξη του επόμενου. Σε κάθε προσπάθεια και για κάθε μία από τις 18 επαναλήψεις (10 επαναλήψεις για την άσκηση κάμψη-έκταση αγκώνων), υπολογίστηκαν πέντε χρονικές μεταβλητές: οι απόλυτες διάρκειες κίνησης εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα (tcycle, tphase1, tphase2) και η σχετικές διάρκειες κίνησης εκφρασμένες ως ποσοστό του tcycle (%phase1, %phase2). Τα σημεία μηδενικής διέλευσης των σημάτων γωνιακής ταχύτητας ανιχνεύθηκαν χρησιμοποιώντας τις τεχνικές ανίχνευσης μηδενικής διέλευσης στο MATLAB (<https://www.mathworks.com/help/dsp/ref/dsp.zerocrossingdetector-system-object.html#d126e359250>, προσπελάστηκε την 1η Οκτωβρίου 2023). Για τις κορυφές και τις βυθίσεις στις επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, χρησιμοποιήθηκε η τεχνική της ανίχνευσης αιχμής (<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html>, προσπελάστηκε την 1η Οκτωβρίου 2023). Όλες οι αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση του MATLAB (λογισμικό MATLAB R2022b, MathWorks, Inc., Natick, MA, ΗΠΑ). Παρόλο που η αρχική

ανάλυση αξιοπιστίας που πραγματοποιήθηκε στο 1^ο μέρος της μελέτης έδειξε ότι δύο επαναλήψεις είναι αρκετές για να εξασφαλίσουν αξιόπιστα αποτελέσματα, επιλέχθηκαν οκτώ επαναλήψεις για την ανάλυση ώστε να υπάρχει καλύτερη εικόνα της μεταβλητότητας των επαναλήψεων και να ευθυγραμμιστεί με τη συνήθη ρυθμική δομή φωνητικής χρονοσήμανσης και μιας μουσικής φράσης (οκτάμετρη), όπως είναι σύνηθες στο 32-count της μουσικής για άσκηση που συχνά χρησιμοποιείται για να συνοδεύει τις παραδοσιακές ρουτίνες ασκήσεων. Αυτή η επιλογή διασφαλίζει ότι ο ρυθμός των επαναλήψεων συνδυάζεται με τη φωνητική και μουσική χρονική καθοδήγηση, προσφέροντας μια πιο φυσική και ομαλή εκτέλεση της άσκησης. Συνεπώς, από το σύνολο των 20 επαναλήψεων, η πρώτη επανάληψη αποκλείστηκε για να εξαλειφθεί το αποτέλεσμα της μεταβατικής φάσης έναρξης και οι επόμενες οκτώ επαναλήψεις χρησιμοποιήθηκαν για το υπολογισμό των χρονικών παραμέτρων της μελέτης. Για κάθε έναν από τους οκτώ κύκλους κίνησης υπολογίστηκαν οι ακόλουθες χρονικές μεταβλητές: η συχνότητα κίνησης (εκφρασμένη σε Hz), η διάρκεια του κύκλου (εκφρασμένη σε δευτερόλεπτα), οι απόλυτες διάρκειες των δύο βασικών φάσεων κίνησης (φάση 1 και φάση 2, εκφρασμένες σε δευτερόλεπτα), και οι σχετικές διάρκειες αυτών των δύο φάσεων εκφρασμένες ως ποσοστό του κύκλου (%phase1 και %phase2). Η φάση 1 και η φάση 2, αντιπροσωπεύουν, αντίστοιχα, την καθοδική και ανοδική φάση στο κάθισμα και την κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη,

ενώ, για τις επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, την απαγωγή ισχίου, την απαγωγή ώμου, τη ανύψωση ράχης και το ανακάθισμα υποδεικνύουν, αντίστοιχα, την ανοδική και καθοδική φάση.

5.2.3.2. Συχνότητα Κίνησης

Η συχνότητα κίνησης υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας την εξίσωση $f = 1/T$ (Hz), όπου το T είναι η διάρκεια του κύκλου κίνησης. Για να συγκριθεί η συχνότητα των εξεταζόμενων κινήσεων με τη φυσική συχνότητα της ανθρώπινης κίνησης (Delevoeye-Turrell et al., 2014; Hammerschmidt et al., 2021; MacDougall & Moore, 2005; Styns et al., 2007; Repp, 2005; Rose et al., 2021), οι συχνότητες κίνησης κάθε άσκησης εκφράστηκαν ως ποσοστό της φυσικής συχνότητας της ανθρώπινης κίνησης. Για το σκοπό αυτό, η συχνότητα των 2Hz ορίστηκε ως 100% και στη συνέχεια συγκρίθηκε με τις σχετικοποιημένες συχνότητες όλων των άλλων κινήσεων.

5.2.3.3. Μέτρα Μεταβλητότητας

Η μεταβλητότητα της κίνησης είναι ένα θεμελιώδες χαρακτηριστικό της ρυθμικής κινητικής απόδοσης και περιγράφει τόσο τη συνέπεια των μοτίβων κίνησης εντός του ίδιου ατόμου όσο και την ποικιλομορφία αυτών των μοτίβων μεταξύ διαφορετικών ατόμων. Για την ανάλυση της μεταβλητότητας, διεξήχθη ανάλυση σε δύο επίπεδα για όλες τις χρονικές μεταβλητές. Στο πρώτο επίπεδο ανάλυσης αξιολογήθηκε η ατομική μεταβλητότητα, εξετάζοντας τη διακύμανση εντός του ίδιου ατόμου στις 8 επαναλήψεις της ίδιας κίνησης, αποτυπώνοντας έτσι τη φυσική διακύμανση της κινητικής εκτέλεσης

σε αυτές τις επαναλήψεις (Stergiou & Decker 2011). Το δεύτερο επίπεδο ανάλυσης επικεντρώθηκε στη μεταβλητότητα μεταξύ των ατόμων, αξιολογώντας τη διακύμανση που παρατηρείται μεταξύ πολλών ατόμων κατά την εκτέλεση της ίδιας κίνησης, αποτυπώνοντας τις διαφορές μεταξύ των ατόμων σε κάθε συγκεκριμένο μοτίβο κίνησης. Η μεταβλητότητα ποσοτικοποιήθηκε χρησιμοποιώντας τον συντελεστή διακύμανσης (CV%) ο οποίος εκφράζεται ως ποσοστό ($CV\% = [\text{τυπική απόκλιση} / \text{μέση τιμή}] \times 100$). Για την ατομική μεταβλητότητα, ο συντελεστής διακύμανσης υπολογίστηκε από την μέση τιμή των 3 προσπαθειών και την μέση τιμή της τυπικής απόκλισης των 3 προσπαθειών. Για την ομαδική μεταβλητότητα, ο συντελεστής διακύμανσης υπολογίστηκε από τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση του συνόλου των 30 συμμετεχόντων της μελέτης.

5.2.4. Στατιστική ανάλυση

Πραγματοποιήθηκαν περιγραφικές αναλύσεις για τον υπολογισμό της μέσης τιμής και τυπικής απόκλισης όλων των χρονικών παραμέτρων. Η κανονικότητα των δεδομένων επαληθεύτηκε με το τεστ Shapiro-Wilk. Για τη σύγκριση της συχνότητας των εξεταζόμενων κινήσεων με τη φυσική συχνότητα της ανθρώπινης κίνησης, εφαρμόστηκε έλεγχος-t για ένα δείγμα (One-Sample t-test) ανάμεσα στη σχετικοποιημένη συχνότητα κίνησης εκφρασμένη ως ποσοστό (%) και στην τιμή ελέγχου 100%, η οποία αντιστοιχούσε στη συχνότητα των 2Hz. Η αλληλεπίδραση του φύλου με το κινητικό πρότυπο ελέγχθηκε μέσω μεικτής διπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης (two way mixed Anova)

(2 x 9) με ανεξάρτητο παράγοντα το φύλο (2 επίπεδα: άνδρες, γυναίκες) και επαναληπτικό παράγοντα το κινητικό πρότυπο (9 επίπεδα: επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, πρόσθια προβολή, κάθισμα, ανακάθισμα, απαγωγή ώμου, απαγωγή ισχίου, ανύψωση ράχης, κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη, δακτυλικοί κτύποι). Η ANOVA εφαρμόστηκε τόσο στο μέγεθος των χρονικών μεταβλητών όσο και στο συντελεστή μεταβλητότητας αυτών. Δεδομένου ότι δεν προέκυψε σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ του φύλου και του κινητικού προτύπου, μέσω της ίδιας ανάλυσης, ελέγχθηκε η επίδραση του κινητικού προτύπου ενιαία για όλο το δείγμα (N=30). Σε περίπτωση σημαντικής επίδρασης πραγματοποιήθηκαν ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των προτύπων κίνησης με διορθώσεις Bonferroni για όλες τις κατά ζεύγη συγκρίσεις. Η υπόθεση σφαιρικότητας ελέγχθηκε χρησιμοποιώντας το τεστ Mauchly's W και εφαρμόστηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser όπου παραβιάστηκε η σφαιρικότητα. Το μερικό τετράγωνο eta (μερικό η^2) χρησιμοποιήθηκε για τον προσδιορισμό του μεγέθους της επίδραση (ερμηνεύεται ως 0.01 = μικρό, 0.06 = μεσαίο και ≥ 0.14 = μεγάλο) (Cohen, 1988). Όλες οι στατιστικές αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας το λογισμικό IBM SPSS Statistics (v. 29.0), με το επίπεδο σημαντικότητας να ορίζεται στο $\alpha \leq 0.05$.

5.3. Αποτελέσματα

5.3.1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης

Το κινητικό πρότυπο είχε σημαντική κύρια επίδραση στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης ($p \leq 0.001$). Οι στατιστικοί δείκτες, περιλαμβάνοντας τις τιμές F, p και το μέγεθος της επίδρασης (η^2 : partial eta squared), παρουσιάζονται στον Πίνακα 5.1. Το μέγεθος της επίδρασης για όλες τις ενδοζευγικές συγκρίσεις ήταν $\eta^2 > 0.16$ που θεωρείται μεγάλο (Cohen, 1988) και κυμαινόταν από 0.42 έως 0.93 σε όλες τις χρονικές παραμέτρους.

Συγκεκριμένα, οι δακτυλικοί κτύποι και οι επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις εμφάνισαν συχνότητες κίνησης που δεν διέφερε από την εδραιωμένη προτιμώμενη συχνότητα των 2 Hz για την ανθρώπινη κίνηση (σύγκριση με τα 2Hz ως 100%) (δακτυλικοί κτύποι: 1.99 ± 0.43 Hz, με διάρκεια κύκλου 0.53 ± 0.12 s, σύγκριση με 2Hz: $t = -0.3$, $p = 1.00$, επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις: 2.10 ± 0.23 Hz, με διάρκεια κύκλου 0.48 ± 0.06 s, σύγκριση με 2Hz: $t = 5.1$, $p = 0.976$).

Όλες οι ασκήσεις φυσικής κατάστασης παρουσίασαν χαμηλότερες συχνότητες σε σύγκριση με τους δακτυλικούς κτύπους, με την άσκηση ανύψωση ράχης να έχει την υψηλότερη (0.73 ± 0.24 Hz) και η πρόσθια προβολή τη χαμηλότερη (0.38 ± 0.07 Hz). Οι ασκήσεις κατατάσσονται σε αύξουσα σειρά ως εξής: ανύψωση ράχης, απαγωγή ισχίου, ανακάθισμα, κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη, απαγωγή ώμου, κάθισμα, πρόσθια προβολή (Σχήμα 5.1-Πάνω). Η σύγκριση μεταξύ της φυσικής

συχνότητας της ανθρώπινης κίνησης (2 Hz = 100%) και των συχνοτήτων των ασκήσεων της παρούσας μελέτης αποκάλυψε σημαντική διαφορά ($F=452.96$, $p<0.001$, $\eta^2=0.94$) μεταξύ όλων των ασκήσεων και της φυσικής ανθρώπινης συχνότητας. Οι διαφορές ήταν στατιστικά σημαντικές σε σχέση με το 100% της προτιμώμενης συχνότητας (ανύψωση ράχης: $t = -63.4$, απαγωγή ισχίου: $t = -64.7$, ανακάθισμα: $t = -71.3$, κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη: $t = -69.2$, απαγωγή ώμου: $t = -67.7$, κάθισμα: $t = -74.3$, πρόσθια προβολή: $t = -81.0$. $p < 0.001$) (Σχήμα 5.1-Μέση). Για όλες τις κινήσεις βρέθηκε χαμηλή ατομική μεταβλητότητα η οποία ήταν κάτω από 10% μεταξύ προσπαθειών και κάτω από 5% εντός προσπάθειας (Σχήμα 5.1-Κάτω). Η ομαδική μεταβλητότητα ήταν για όλες τις κινήσεις κάτω από 35% (Σχήμα 5.2-Πάνω), το οποίο στη βιβλιογραφία αναφέρεται ως όριο ομοιογένειας του δείγματος (Hopkins, 2000). Αυτό υποδηλώνει ότι οι συμμετέχοντες έχουν παρόμοιες προτιμώμενες συχνότητες. Για σχεδόν όλες τις ασκήσεις ήταν γύρω στο 20% με εξαίρεση την ανύψωση ράχης (33%) και το ανακάθισμα (31%).

5.3.2. Επίδραση του προτύπου κίνησης στο χρονισμό φάσεων

Οι περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες του μεγέθους και της ατομικής μεταβλητότητας του απόλυτου και σχετικού χρονισμού φάσης παρουσιάζονται στους Πίνακα 1 και Πίνακα 2. Αυτά αφορούν ολόκληρο το δείγμα ανεξαρτήτως φύλου, καθώς δεν υπήρξε σημαντική αλληλεπίδραση του κινητικού προτύπου με το φύλο.

5.3.3. Μέγεθος μεταβλητών χρονισμού φάσεων

Το κινητικό πρότυπο είχε σημαντική κύρια επίδραση στο μέγεθος των παραμέτρων χρονισμού φάσεων τόσο σε απόλυτες όσο και σχετικές τιμές ($p \leq 0.001$). Οι στατιστικές δείκτες, περιλαμβάνοντας τις τιμές F , p και το μέγεθος της επίδρασης (η^2 : partial eta squared), παρέχονται στο Πίνακα 1. Το μέγεθος της επίδρασης για όλες τις ενδοζευγικές συγκρίσεις ήταν $\eta^2 > 0.16$ που θεωρείται μεγάλο (Cohen, 1988) και κυμαινόταν από 0.42 έως 0.93 σε όλες τις παραμέτρους χρονισμού φάσεων. Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη αποκάλυψαν σημαντικές διαφορές μεταξύ σχεδόν όλων των ζευγών (οι τιμές p παρουσιάζονται στο ΠΑΡ-Γ. Πίνακας 1). Τόσο οι απόλυτες όσο και οι σχετικές διάρκειες των φάσεων παρουσίασαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των κινητικών προτύπων σύμφωνα με τις διαφορές στις αντίστοιχες συχνότητες και διάρκειες κύκλου. Ωστόσο, η διάρκεια μεταξύ των δύο φάσεων δεν παρουσίασε σημαντική διαφορά, παραμένοντας περίπου στο 50% της συνολικής διάρκειας του κύκλου σε όλα τα κινητικά πρότυπα.

5.3.4. Ομαδική μεταβλητότητα χρονισμού φάσεων

Η μεταβλητότητα μεταξύ των ατόμων (Σχήμα 5.2), κυμαίνεται από 2.2% έως 38.1% για τις απόλυτες χρονικές παραμέτρους, σε όλα τα κινητικά πρότυπα, με μέση τιμή 21.1% και 23.9% (κυμαίνεται από 10.3% έως 31.5% και από 19.2% έως 38.1%, για τη φάση 1 και φάση 2, αντίστοιχα σε όλες τις ασκήσεις). Μεταξύ των ασκήσεων φυσικής κατάστασης, οι επιτόπιες αναπηδήσεις εμφανίζουν τη χαμηλότερη ομαδική

μεταβλητότητα (11.63%) και η ανύψωση ράχης παρουσίασε την υψηλότερη (34.63%). Η μεταβλητότητα μεταξύ των ατόμων στον σχετικό χρονισμό φάσεων ήταν σημαντικά χαμηλότερη από τον απόλυτο χρονισμό φάσεων, με μέση τιμή 4.9% και 4.8% (που κυμαίνεται σε όλες τις ασκήσεις, από 2.5% σε 9.4% και από 2.2% σε 8.6%, για %φάση 1 και %φάση 2, αντίστοιχα).

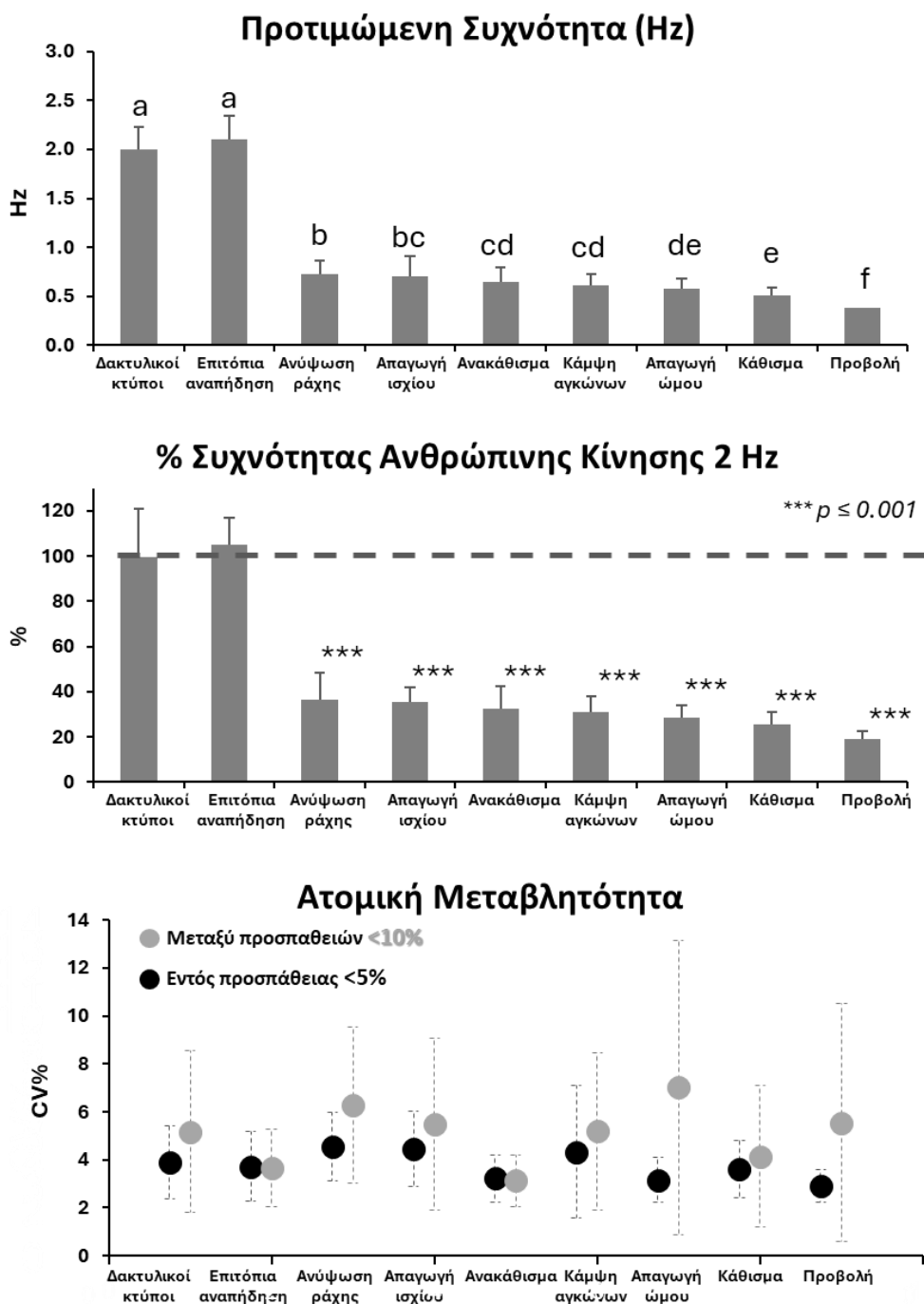
5.3.5. Ατομική μεταβλητότητα χρονισμού φάσης

Σημαντική κύρια επίδραση βρέθηκε όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα όλων των χρονικών παραμέτρων ($p \leq 0.001$). Οι στατιστικές δείκτες, περιλαμβάνοντας τις τιμές F, p και το μέγεθος της επίδρασης (η^2 : partial eta squared),

παρέχονται στον Πίνακα 5.2. Το μέγεθος της επίδρασης για όλες τις ενδοζευγικές συγκρίσεις ήταν $\eta^2 > 0.16$ που θεωρείται μεγάλο (Cohen, 1988) και κυμαινόταν από 0 0.16 έως 0.25 για την ατομική μεταβλητότητα σε όλες τις χρονικές παραμέτρους. Συνολικά, η ατομική μεταβλητότητα ήταν χαμηλή και έδειξε καλή συνέπεια. Συγκεκριμένα, ο απόλυτος χρονισμός φάσης παρουσίασε μέση ατομική μεταβλητότητα περίπου 5% (με εύρος από 3.7% έως 7.4% για τη φάση 1 και από 3.9% έως 6.8% για τη φάση 2), ενώ οι σχετικές διάρκειες των φάσεων είχαν μέση μεταβλητότητα 3.4% (με εύρος από 2% έως 5.3% για τη φάση 1 και από 1.9% έως 4.9% για τη φάση 2) (ΠΑΡ-Γ. Πίνακας 2).

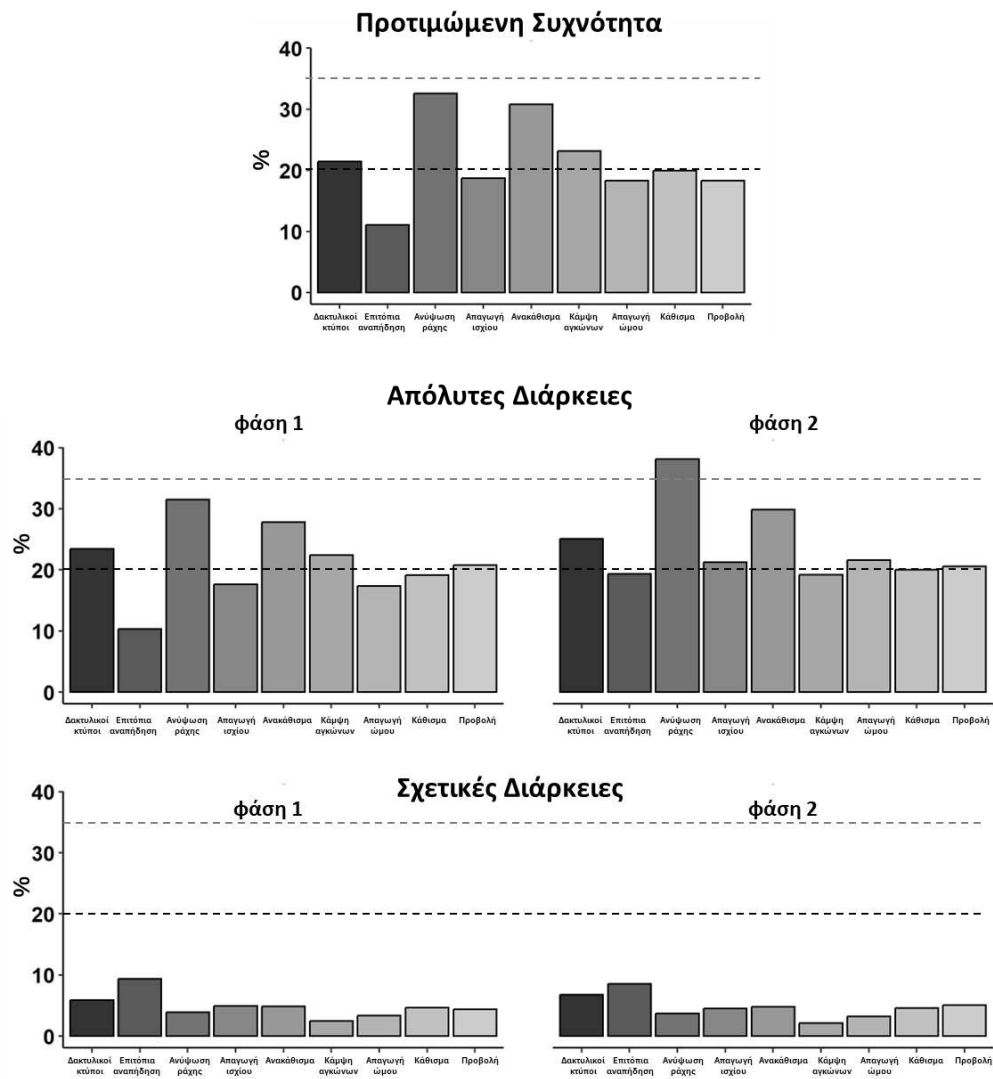
Πίνακας 5.1. Μέγεθος (Μέση \pm SD) των μεταβλητών χρονισμού φάσης για κάθε κινητικό πρότυπο με αντίστοιχους στατιστικούς δείκτες για την κύρια επίδραση του κινητικού προτύπου (τιμή F, τιμή p, μέγεθος εφέ: μερικό η^2).

	Απόλυτες διάρκειες (s)			Σχετικές διάρκειες (% tcycle)	
	κύκλος	φάση 1	φάση 2	% φάση 1	% φάση 2
Καθιερωμένα παραδείγματα					
Δακτυλικοί κτύποι	0.53 \pm 0.12	0.28 \pm 0.07	0.25 \pm 0.06	53.52 \pm 3.16	46.48 \pm 3.16
Επιτόπιες διποδικές	0.48 \pm 0.06	0.23 \pm 0.02	0.25 \pm 0.05	47.67 \pm 4.47	52.33 \pm 4.47
Ασκήσεις φυσικής κατάστασης					
Ανύψωση ράχης	1.52 \pm 0.53	0.73 \pm 0.23	0.79 \pm 0.30	48.58 \pm 1.89	51.44 \pm 1.92
Απαγωγή ισχίου	1.47 \pm 0.28	0.70 \pm 0.12	0.77 \pm 0.16	47.68 \pm 2.36	52.32 \pm 2.36
Ανακάθισμα	1.68 \pm 0.47	0.83 \pm 0.23	0.85 \pm 0.25	49.47 \pm 2.41	50.53 \pm 2.41
Κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη	1.71 \pm 0.35	0.87 \pm 0.20	0.83 \pm 0.16	51.01 \pm 1.28	48.89 \pm 1.05
Απαγωγή ώμου	1.82 \pm 0.35	0.89 \pm 0.15	0.93 \pm 0.20	49.09 \pm 1.65	50.91 \pm 1.65
Κάθισμα	2.02 \pm 0.38	1.01 \pm 0.19	1.02 \pm 0.20	49.74 \pm 2.30	50.26 \pm 2.30
Πρόσθια προβολή	2.74 \pm 0.55	1.46 \pm 0.30	1.28 \pm 0.26	53.24 \pm 2.35	46.76 \pm 2.35
F value	154.63	172.50	120.70	20.74	21.15
p-τιμή	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Partial η^2	0.84	0.86	0.81	0.42	0.42



Σχήμα 5.1. Απόλυτη (Hz) και σχετική συχνότητα (σχετικοποιημένη ως προς την εδραιωμένη φυσική συχνότητα 2Hz της ανθρώπινης κίνησης) καθώς και ατομική μεταβλητότητα της προτιμώμενης συχνότητας μεταξύ προσπαθειών και εντός προσπάθειας. Η οριζόντια γραμμή αντιπροσωπεύει την τιμή 100%. Η σημαντικότητα αφορά τις συγκρίσεις μεταξύ του 100% της φυσικής συχνότητας έναντι όλων των άλλων κινήσεων *** $p < 0.001$.

Ομαδική Μεταβλητότητα



Σχήμα 5.2. Ομαδική μεταβλητότητα της προτιμώμενης συχνότητας, των απόλυτων και σχετικών διαρκειών φάσεων (φάση 1 και φάση 2), μεταξύ προσπαθειών και εντός προσπάθειας. Οι οριζόντιες γραμμές στο 35% και 20% καθορίζουν τα όρια για την αξιολόγηση της ομοιογένειας της ομάδας. Όταν η μεταβλητότητα μιας παραμέτρου είναι κάτω από το 35%, η ομάδα θεωρείται ομοιογενής ως προς αυτήν την παράμετρο. Αντίστοιχα, όταν η μεταβλητότητα είναι κάτω από το 20%, η ομάδα θεωρείται πολύ ομοιογενής.

Πίνακας 5.2. Ατομική μεταβλητότητα χρονικών μεταβλητών για κάθε κινητικό πρότυπο.

	Απόλυτες διάρκειες			Σχετικές διάρκειες	
	t κύκλος	t-φάση 1	t-φάση2	%φάση 1	%φάση 2
Καθιερωμένα παραδείγματα					
Δακτυλικοί κτύποι	4.08 ± 1.52	6.11 ± 2.04	4.55 ± 1.79	3.38 ± 1.10	3.94 ± 1.35
Επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις	3.87 ± 1.46	4.94 ± 2.87	5.67 ± 2.17	3.90 ± 1.96	3.70 ± 2.42
Ασκήσεις φυσικής κατάστασης					
Ανύψωση ράχης	4.64 ± 1.36	7.37 ± 2.92	6.40 ± 2.56	5.25 ± 2.71	4.89 ± 2.33
Απαγωγή ισχίου	5.27 ± 2.82	7.05 ± 3.72	6.84 ± 3.12	4.79 ± 1.96	4.40 ± 1.80
Ανακάθισμα	3.40 ± 0.99	3.86 ± 1.32	4.41 ± 1.72	2.41 ± 1.18	2.34 ± 1.14
Κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη	4.68 ± 3.08	6.24 ± 5.48	5.13 ± 3.86	3.31 ± 3.61	3.36 ± 3.22
Απαγωγή ώμου	3.33 ± 0.93	3.73 ± 1.32	3.99 ± 1.18	2.03 ± 0.87	1.93 ± 0.73
Κάθισμα	3.73 ± 1.16	5.16 ± 1.73	5.21 ± 1.75	3.45 ± 1.68	3.37 ± 1.54
Πρόσθια προβολή	3.09 ± 0.68	4.00 ± 0.92	3.90 ± 1.24	2.31 ± 0.67	2.65 ± 0.83
F value	5.54	7.31	6.24	9.63	8.20
p-τιμή	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000
Partial η2	0.16	0.20	0.18	0.25	0.22

5.4. Συζήτηση

Η παρούσα μελέτη είχε ως στόχο να διερευνήσει χρονικές παραμέτρους της προτιμώμενης ρυθμική εκτέλεσης σε μια ποικιλία ασκήσεων φυσικής κατάστασης χρησιμοποιώντας έναν μόνο αδρανειακό αισθητήρα. Η ρυθμική εκτέλεση αξιολογήθηκε μέσω βασικών χρονικών μεταβλητών, όπως η συχνότητα κίνησης, η διάρκεια του κύκλου, οι απόλυτες και σχετικές διάρκειες των δύο βασικών φάσεων, καθώς και η ατομική μεταβλητότητα για τις εξεταζόμενες χρονικές παραμέτρους.

Συνολικά, τα αποτελέσματα της μελέτης αποκάλυψαν σημαντικές διαφορές στο μέγεθος και την ατομική μεταβλητότητα των χρονικών παραμέτρων στις διάφορες ασκήσεις φυσικής κατάστασης που εξετάστηκαν, με αυτό το εύρημα να παρουσιάζει μεγάλο μέγεθος επίδρασης. Παρά τις διάκριτες

διαφορές στις συχνότητες και τις διάρκειες κύκλου κίνησης για κάθε άσκηση, η ατομική μεταβλητότητα διατηρούσε σταθερά ένα χαμηλό επίπεδο, υπογραμμίζοντας την ακρίβεια και την επαναληψιμότητα στην εκτέλεση των συμμετεχόντων. Η παρατηρούμενη σημαντική κύρια επίδραση του κινητικού προτύπου στο μέγεθος και την ατομική μεταβλητότητα των χρονικών παραμέτρων υπογραμμίζει τα διακριτά ρυθμικά χαρακτηριστικά που με τα διάφορα μοτίβα κίνησης στις ασκήσεις. Κάθε μοτίβο κίνησης παρουσίασε το δικό του σύνολο συχνοτήτων και διάρκειας κύκλου, τονίζοντας την ανάγκη αναγνώρισης των διαφορετικών χρονικών πτυχών που σχετίζονται με κάθε κίνηση.

5.4.1. Προτιμώμενη συχνότητα

Εξετάζοντας την ιεραρχία των προτιμώμενων συχνοτήτων, οι δακτυλικοί κτύποι (finger tapping)

εμφανίζουν την υψηλότερη συχνότητα κίνησης (1.99 ± 0.43 Hz), ευθυγραμμισμένοι με τη φυσική συχνότητα της ανθρώπινης κίνησης (2Hz) (Delevoye-Turrell et al., 2014; Hammerschmidt et al., 2021; MacDougall & Moore, 2005; Styns et al., 2007; Repp, 2005; Rose et al., 2021; Fraisse, 1982; Moelants, 2002). αρότι αυτό το κινητικό πρότυπο δεν πληροί τα κριτήρια μιας άσκησης φυσικής κατάστασης, η συχνότητά του χρησιμεύει ως σημείο αναφοράς, λόγω της συχνής του χρήσης σε μελέτες χρονισμού. Το κινητικό πρότυπο των επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων ακολουθεί στενά, εμφανίζοντας την υψηλότερη προτιμώμενη συχνότητα από το σύνολο των ασκήσεων με αυτή να είναι 2.1 ± 0.23 Hz, υπογραμμίζοντας τη δυναμική και γρήγορη φύση του προτύπου. Ακολουθώς, ασκήσεις όπως ραχιαίοι από πρηνή κατάκλιση (0.73 ± 0.24 Hz), απαγωγή ισχίου από όρθια στάση (0.71 ± 0.13 Hz), ανάκαμψη κορμού από ύπτια κατάκλιση (Sit-up) (0.65 ± 0.20 Hz), κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη (Push-up) (0.62 ± 0.14 Hz), απαγωγή ώμου ($0.51 \pm$ Hz), κάθισμα (Squat) (0.51 ± 0.10 Hz) και πρόσθια προβολή (lunge) (0.38 ± 0.07 Hz) παρουσιάζουν προοδευτικά χαμηλότερες προτιμώμενες συχνότητες, αποκαλύπτοντας την ποικιλομορφία στις ρυθμικές απαιτήσεις. Οι διάρκειες του κύκλου και των φάσεων ακολουθούν παρόμοια ιεραρχία με της προτιμώμενης συχνότητας, ενισχύοντας τη συνέπεια του ρυθμικού μοτίβου σε διάφορες πτυχές της κίνησης. Αυτή η ιεραρχία παρέχει πολύτιμες γνώσεις σχετικά με τη διαφοροποιημένη φύση των προτιμώμενων συχνοτήτων,

προσφέροντας μια βάση για την προσαρμογή των οδηγιών άσκησης με βάση την ατομικά προτιμώμενη συχνότητα κίνησης και τη βελτιστοποίηση των προγραμμάτων ασκησιακής παρέμβασης.

5.4.2. Σύγκριση με φυσική συχνότητα και συχνότητα δακτυλικών κτύπων

Η σύγκριση των συχνοτήτων άσκησης με τη φυσική συχνότητα της ανθρώπινης κίνησης (2 Hz) και τη συχνότητα δακτυλικών κτύπων αποκαλύπτει ότι το κινητικό πρότυπο των επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων ευθυγραμμίζεται στενά και με τα δύο, υποδηλώνοντας σύνδεση με τη φυσική συχνότητα της ανθρώπινης κίνησης. Αντίθετα, οι συχνότητες των άλλων ασκήσεων διέφεραν σημαντικά τόσο από τη φυσική συχνότητα όσο και από τη συχνότητα των δακτυλικών κτύπων, υπογραμμίζοντας τα μοναδικά ρυθμικά χαρακτηριστικά που συνδέονται με κάθε άσκηση. Αυτά τα ευρήματα υπογραμμίζουν τη σημασία της αναγνώρισης και της εξέτασης αυτών των διαφορών στις συχνότητες κίνησης κατά την ανάλυση της ρυθμικής εκτέλεσης.

5.4.3. Σύγκριση με άλλες μελέτες

Η σύγκριση με άλλες μελέτες δεν είναι απλή, καθώς ο Desbernats και οι συνεργάτες του (2023) σημείωσαν στη συστηματική τους ανασκόπηση ότι ο αριθμός των μελετών που επικεντρώνονται στην προτιμώμενη συχνότητα μιας ρυθμικής κίνησης, πέρα από το παράδειγμα των δακτυλικών κτύπων, είναι σχετικά περιορισμένος. Οι μέθοδοι, τα χαρακτηριστικά των συμμετεχόντων και τα μοτίβα κίνησης που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της

προτιμώμενης συχνότητας ποικίλλουν σημαντικά ανάμεσα στις μελέτες (Desbernats et al., 2023). Όσον αφορά τη μέθοδο μέτρησης της συχνότητας, οι αδρανειακές αισθητήρες αποτελούν ένα αξιόπιστο εργαλείο για την ανάλυση του χρόνου, με την ικανότητα να καταγράφουν δεδομένα από πολλαπλούς κύκλους κίνησης, ενώ το μικρό τους μέγεθος και βάρος επιτρέπουν στους συμμετέχοντες να κινούνται χωρίς επιβάρυνση (Emmanouil et al., 2021; Cudejco et al., 2022). Ωστόσο, πάρχει έλλειψη συνέπειας στις μελέτες σχετικά με τον αριθμό των κύκλων και των προσπαθειών, γεγονός που μπορεί να επηρεάσει τόσο το μέγεθος όσο και τη μεταβλητότητα των χρονικών παραμέτρων μιας ρυθμικά εκτελούμενης κίνησης. Η αξιολόγηση αξιοπιστίας που πραγματοποιήθηκε πριν από τις βασικές αναλύσεις αυτής της μελέτης (Emmanouil et al., 2023) έδειξε ότι δύο επαναλήψεις και μία προσπάθεια ήταν επαρκείς για να εξασφαλίσουν εξαιρετική σχετική και απόλυτη αξιοπιστία ($ICC > 0.75$, Fleiss, 1986). Ωστόσο, επιλέχθηκαν οκτώ επαναλήψεις για την ανάλυση ώστε να υπάρχει καλύτερη εικόνα της μεταβλητότητας των επαναλήψεων και να ευθυγραμμιστεί με τη συνήθη ρυθμική δομή φωνητικής χρονοσήμανσης και μιας μουσικής φράσης (οκτάμετρη), όπως είναι σύνηθες στο 32-count της μουσικής για άσκηση που συχνά χρησιμοποιείται για να συνοδεύει τις παραδοσιακές ρουτίνες ασκήσεων. Αυτή η επιλογή διασφαλίζει ότι ο ρυθμός των επαναλήψεων συνδυάζεται με τη φωνητική και μουσική χρονική καθοδήγηση, προσφέροντας μια πιο φυσική και ομαλή εκτέλεση της άσκησης. Για τη διατήρηση της ομοιογένειας στα

χαρακτηριστικά του δείγματος, η μελέτη συμπεριέλαβε υγιείς νεαρούς ενήλικες, με ίση κατανομή ανδρών και γυναικών, με παρόμοιο επίπεδο φυσικής κατάστασης και δραστηριότητας. Επίσης, μελετήθηκαν κινητικά πρότυπα που δεν δοκιμάζονται συχνά στη βιβλιογραφία όπως τα απαιτητικά μοτίβα κίνησης των ασκήσεων φυσικής κατάστασης που εμπλέκουν πολλά και διαφορετικά μέλη του σώματος.

Οι παράγοντες αυτοί καθιστούν δύσκολες τις άμεσες συγκρίσεις με προηγούμενα ερευνητικά ευρήματα, περιορίζοντας έτσι την ολοκληρωμένη κατανόηση του εύρους των προτιμώμενων τιμών συχνότητας σε υγιείς ενήλικες. Παρ' όλα αυτά, τα αποτελέσματά μας για τους δακτυλικούς κτύπους και τις επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις ευθυγραμμίζονται με προηγούμενες έρευνες που χρησιμοποίησαν αυτά τα κινητικά παραδείγματα, δείχνοντας μια προτιμώμενη συχνότητα κοντά στα 2 Hz (Delevoeye-Turrell et al., 2014; Rose et al., 2021; Vanneste et al., 2001; Rousanoglou and Boudolos, 2006). Επιπλέον, για την άσκηση κάθισμα, η προτιμώμενη συχνότητα των 0.52 Hz έρχεται σε συμφωνία με τη μελέτη των King και Hannan (2019). Αν και η κύρια εστίασή των King και Hannan (2019) δεν ήταν στη διερεύνηση της προτιμώμενης συχνότητας, ανέφεραν μέση διάρκεια κύκλου κίνησης 1.91 δευτερολέπτων, που μεταφράζεται σε συχνότητα 0.52 Hz. Όσον αφορά τις απαγωγές ισχίου και ώμου, οι οποίες μπορούν να θεωρηθούν ταλαντωτικές κινήσεις που εκτελούνται με διαφορετικά άκρα, τα αποτελέσματά μας είναι σύμφωνα και ταυτόχρονα σε αντίθεση με αυτά που αναφέρονται από Peckel και

συνεργάτες (2014). Συγκεκριμένα, η μέση συχνότητα για την απαγωγή ισχίου στη μελέτη μας ήταν 0.71 Hz, ελαφρώς χαμηλότερη από τη συχνότητα των 0.75 Hz που αναφέρθηκαν από Peckel και συνεργάτες (2014) για την ταλάντωση του κάτω άκρου στο οβελιαίο επίπεδο (κάμψη ισχίου-έκταση). Ωστόσο, για την ταλάντωση του άνω άκρου στο οβελιαίο επίπεδο (κάμψη-έκταση ώμου) ανέφεραν συχνότητα 0.78 Hz (Peckel et al., 2014) ενώ η παρούσα μελέτη βρήκε συχνότητα 0.57 Hz για την απαγωγή του ώμου. Αυτή η διαφορά μπορεί να αποδοθεί στο επίπεδο στο οποίο εκτελέστηκαν οι κινήσεις. Για την ταλαντωτική κίνηση του κάτω άκρου το επίπεδο φαίνεται να μην επηρεάζει την προτιμώμενη συχνότητα. Αντίθετα, για την ταλαντωτική κίνηση του άνω άκρου, οι κινήσεις στο μετωπιαίο επίπεδο παρουσιάζουν πιο αργή συχνότητα σε σύγκριση με εκείνες στο οβελιαίο επίπεδο (Peckel et al., 2014). Όσον αφορά την ανύψωση άρση ράχης από πρηνή κατάκλιση, το ανακάθισμα, την κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη και την πρόσθια προβολή, από όσο γνωρίζουμε, δεν υπάρχουν δεδομένα για την προτιμώμενη συχνότητα εκτέλεσης τους. Ωστόσο, το ευρύ φάσμα των προτιμώμενων συχνοτήτων που παρατηρείται για τις εξεταζόμενες ασκήσεις εμπίπτει στο ευρύτερο εύρος των 0.25 - 5 Hz έχει καταγραφεί στη βιβλιογραφία για ανθρώπινες κινήσεις (Emmanouil et al., 2021; Coste et al., 2018; Dosseville et al., 2002; Hammerschmidt et al., 2021; Hammerschmidt et al., 2023; Rose et al., 2021; Smoll 1975a; Smoll 1975b).

Στον τομέα των ασκήσεων αντίστασης, η ταξινόμηση των

συχνοτήτων κίνησης βασίζεται στη διάρκεια κάθε φάσης, διακρίνοντας τρεις κατηγορίες ρυθμικής ταχύτητας: γρήγορη, μέτρια και αργή (Davies et al., 2017). Μια γρήγορη ρυθμική ταχύτητα χαρακτηρίζεται από τη γρήγορη εκτέλεση κάθε φάσης, με διάρκειες μικρότερες ή ίσες με 1 δευτερόλεπτο ($\leq 1:1$, δηλαδή, ≤ 1 δευτερόλεπτο και για τη φάση 1 και για τη φάση 2). Μια μέτρια ρυθμική ταχύτητα, η οποία κυμαίνεται μεταξύ 1 και 2 δευτερολέπτων για κάθε φάση, περιλαμβάνει ελεγχόμενες, σκόπιμες κινήσεις που ισορροπούν μεταξύ ταχύτητας και ακρίβειας. Από την άλλη πλευρά, μια αργή ρυθμική ταχύτητα περιλαμβάνει σκόπιμη εκτέλεση κάθε φάσης, με διάρκεια που υπερβαίνει τα 2 δευτερόλεπτα (Davies et al., 2017). Στη μελέτη μας, οι παρατηρούμενες διάρκειες φάσης επιβεβαιώνουν την κατηγοριοποίηση των συχνοτήτων κίνησης σε τρεις διακριτές ρυθμικές ταχύτητες: γρήγορη, μέτρια και αργή. Το κινητικό πρότυπο των επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων δείχνει μια γρήγορη ρυθμική ταχύτητα, με δυναμικές και γρήγορες κινήσεις που διαρκούν λιγότερο από 1 δευτερόλεπτο (περίπου $\frac{1}{4}$ του δευτερολέπτου) τόσο για τη φάση 1 όσο και για τη φάση 2. Η άσκηση ανύψωση ράχης, η απαγωγή ισχίου, το κάθισμα, η απαγωγή ώμου και η κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη ανήκουν επίσης στην κατηγορία της γρήγορης ρυθμικής ταχύτητας (διάρκεια ίση ή μικρότερη από 1 δευτερόλεπτο). Ωστόσο, αυτές οι ασκήσεις εμφανίζουν διάρκεια φάσης κοντά στο ανώτερο όριο της γρήγορης κατηγορίας και πιο κοντά στο όριο μεταξύ γρήγορης και μέτριας ρυθμικής ταχύτητας σε σύγκριση με τις επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, υποδεικνύοντας αυξημένες απαιτήσεις

ελέγχου. Συγκεκριμένα, οι διάρκειες φάσης της άσκησης πρόσθιας προβολής κυμαίνονται μεταξύ 1 και 2 δευτερολέπτων για κάθε φάση, υποδεικνύοντας ένα κινητικό πρότυπο μέτριας ρυθμικής ταχύτητας. Οι παρατηρούμενες διάρκειες φάσεων συμβάλλουν σε μια λεπτομερή κατανόηση των ρυθμικών απαιτήσεων που σχετίζονται με κάθε άσκηση, προσφέροντας πολύτιμες πληροφορίες για την προσαρμογή των προπονήσεων αντίστασης βάσει της προτιμώμενης ρυθμικής ταχύτητας κίνησης και τη βελτιστοποίηση των προγραμμάτων προπόνησης για διαφορετικές ρυθμικές απαιτήσεις.

5.4.4. Παράγοντες που συμβάλλουν στη διακύμανση της προτιμώμενης συχνότητας μεταξύ των ασκήσεων

Οι παρατηρούμενες διαφορές στην προτιμώμενη φυσική συχνότητα μεταξύ των ασκήσεων μπορούν να αποδοθούν σε διάφορους παράγοντες που αντικατοπτρίζουν τις εγγενείς ρυθμικές απαιτήσεις και την εμβιομηχανική που σχετίζονται με κάθε κίνηση. Το πρότυπο των επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων παρουσίασε την υψηλότερη προτιμώμενη συχνότητα, η οποία ήταν 3 έως 5.5 φορές μεγαλύτερη από τις υπόλοιπες ασκήσεις, τονίζοντας τη δυναμική και γρήγορη φύση του. Αυτό αντανακλά την εκρηκτική ενέργεια που απαιτείται για την εκτέλεση της άσκησης. Η δυναμική φύση της άσκησης αυτής, συμπεριλαμβανομένης της σύντομης εναέριας φάσης, απαιτεί γρήγορες και ακριβείς μυϊκές ενεργοποιήσεις, συμβάλλοντας έτσι στην παρατηρούμενη υψηλότερη συχνότητα (Rousanoglou & Boudolos, 2006). Αντίθετα, ασκήσεις όπως η ανύψωση ράχης, η απαγωγή ισχίου, το ανακάθισμα, η κάμψη-έκταση

αγκώνων από πρηνή στήριξη, η απαγωγή ώμου, το κάθισμα και η πρόσθια προβολή περιλαμβάνουν διαφορετικές μυϊκές ομάδες και μοτίβα κίνησης που είναι εγγενώς λιγότερο εκρηκτικά και πιο ελεγχόμενα, με αποτέλεσμα χαμηλότερες προτιμώμενες συχνότητες (Burger et al., 2013; Peckel et al., 2014; Varlet et al., 2020; Wilk et al., 2018). Ως εκ τούτου, το αδρανειακό φορτίο και οι εμβιομηχανικές απαιτήσεις κάθε άσκησης μπορεί να παίζουν σημαντικό ρόλο. Οι επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, που χαρακτηρίζονται από γρήγορη και δυναμική ώθηση, περιλαμβάνουν χαμηλότερο αδρανειακό φορτίο από άλλες ασκήσεις, ειδικά σε σύγκριση με το κάθισμα και την πρόσθια προβολή, όπου το σώμα κινείται ενάντια στη βαρύτητα με πιο εκτεταμένο εύρος κίνησης. Το υψηλότερο αδρανειακό φορτίο τείνει να οδηγεί σε πιο αργούς ρυθμούς και το χαμηλότερο αδρανειακό φορτίο οδηγεί σε ταχύτερους ρυθμούς, όπως παρατηρήθηκε σε προηγούμενες έρευνες (Burger et al., 2013; Varlet et al., 2020). Έτσι, οι αδρανειακές απαιτήσεις των επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων μπορεί να συμβάλλουν στην υψηλότερη προτιμώμενη συχνότητά του.

Επιπλέον, ο νευρομυϊκός συντονισμός που απαιτείται για κάθε άσκηση μπορεί να επηρεάσει την προτιμώμενη συχνότητα. Πολυαρθρικές ασκήσεις, όπως το κάθισμα και η πρόσθια προβολή, απαιτούν μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση αλλά και χαμηλότερη προτιμώμενη συχνότητα για αποτελεσματικό συντονισμό και έλεγχο. Αντίθετα, το απλούστερο και πιο εκρηκτικό μοτίβο κίνησης των

επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων επιτρέπει υψηλότερη προτιμώμενη συχνότητα. Οι διαφορετικές εμβιομηχανικές απαιτήσεις κάθε άσκησης και οι ποικίλοι βαθμοί εμπλοκής των μυών και αρθρώσεων μπορεί να συμβάλλουν στις παρατηρούμενες διαφορές στις προτιμώμενες συχνότητες εκτέλεσης. Παράγοντες όπως η πολυπλοκότητα της κίνησης, η εμπλοκή μεγαλύτερων μυϊκών ομάδων και τα ενεργειακά συστήματα που χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια κάθε άσκησης μπορεί επίσης να επηρεάσουν τις προτιμώμενες ρυθμικές συχνότητες (Burger et al., 2013; Peckel et al., 2014; Varlet et al., 2020). Η κατανόηση των διαφορών και των παραγόντων που συμβάλλουν στις προτιμώμενες συχνότητες για διάφορες ασκήσεις προσφέρει πολύτιμες πληροφορίες για την προσαρμογή των οδηγιών άσκησης με βάση την ατομικά προτιμώμενη ταχύτητα εκτέλεσης της κίνησης. Με αυτόν τον τρόπο, οι επαγγελματίες της άσκησης μπορούν να δημιουργήσουν εξατομικευμένα και αποτελεσματικά προγράμματα προπόνησης, συμβάλλοντας τελικά στη συνολική επιτυχία και ικανοποίηση των ατόμων που επιδιώκουν στόχους φυσικής κατάστασης.

5.4.5. Πτυχές χρονισμού

Ένα ενδιαφέρον αποτέλεσμα προκύπτει σχετικά με τις διάρκειες των φάσεων - τόσο οι απόλυτες όσο και οι σχετικές διάρκειες εμφάνισαν σημαντικές διαφορές στις ασκήσεις, ευθυγραμμισμένες με τις αντίστοιχες συχνότητες και τη διάρκεια του κύκλου. Ωστόσο, παρατηρήθηκε μια ενδιαφέρουσα στη σχέση φάσης, η οποία ήταν 1:1, με τη διάρκεια μεταξύ των δύο φάσεων να παραμένει

σταθερά περίπου στο 50% της συνολικής διάρκειας του κύκλου για όλες τις κινήσεις. Αυτή η συνέπεια υπογραμμίζει μια κοινή χρονική οργάνωση στην εκτέλεση αυτών των κινήσεων. Τέτοια ευρήματα παρέχουν πολύτιμες γνώσεις για τον ρυθμικό συντονισμό που είναι εγγενής σε κάθε άσκηση, υποδεικνύοντας ένα κοινό, κεντρικά παραγόμενο μοτίβο για τη ρυθμική απόδοση ανεξάρτητα από την κίνηση και τη συχνότητα (Rousanoglou & Boudolos, 2006).

5.4.6. Ατομική μεταβλητότητα

Όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα, αν και η επίδραση της κίνησης ήταν σημαντική, η ατομική μεταβλητότητα για όλες τις μεταβλητές στις ασκήσεις ήταν σταθερά μικρότερη από 5% (με εξαίρεση τις απόλυτες διάρκειες των φάσεων 1 και 2, όπου η μεταβλητότητα ήταν μεγαλύτερη του 5% χωρίς όμως να ξεπερνά το 10%), υποδηλώνοντας υψηλό επίπεδο συνέπειας. Κάθε άτομο λειτουργεί με το εσωτερικό του «ρολόι», συμβάλλοντας σε μια ισχυρή ατομική συνέπεια (Desbernats et al., 2023). Αυτό το χαμηλό επίπεδο ατομικής μεταβλητότητας υπογραμμίζει την ακρίβεια και τη συνέπεια της επαναληπτικής κινητικής απόδοσης των συμμετεχόντων (εντός προσπάθειας), δίνοντας έμφαση στην επαναληψιμότητα των μετρούμενων χρονικών μεταβλητών. Αυτή η επαναληψιμότητα είναι κρίσιμη για τη διασφάλιση της ακρίβειας των αξιολογήσεων και της αποτελεσματικότητας της χρήσης χρονικών μετρήσεων για την ανάλυση της ρυθμικής απόδοσης σε διάφορες ασκήσεις (Stergiou et al., 2011; Smoll 1975a; Smoll 1975b). Η εξάρτηση από το εσωτερικό «ρολόι» κάθε ατόμου

υπογραμμίζει περαιτέρω την περίπλοκη και εξατομικευμένη φύση της χρονικής επεξεργασίας στο πλαίσιο των ρυθμικών δραστηριοτήτων.

Η μεγαλύτερη μεταβλητότητα στις διάρκειες των φάσεων ενδεχομένως προκύπτει από τις προσπάθειες των ατόμων να διατηρήσουν μια σταθερή διάρκεια κύκλου (σταθερότητα χρονισμού) και αντανakλά μια δυναμική προσαρμοστική ευελιξία προκειμένου να επιτευχθεί μια όσο το δυνατόν πιο «σταθερή» ρυθμική εκτέλεση (Rousanoglou & Boudolos, 2006).

5.4.7. Ομαδική μεταβλητότητα

Παρά την παρατηρούμενη χαμηλή ατομική μεταβλητότητα, η μεταβλητότητα μεταξύ των ατόμων εμφάνισε υψηλότερες τιμές με το εύρος της να κυμαίνεται από 2,2% έως 38,2%. Η χαμηλότερη ομαδική μεταβλητότητα (περίπου 11%) σε όλες τις ασκήσεις σχετικά με την προτιμώμενη συχνότητα και τις απόλυτες τιμές, υποδηλώνοντας μια τυπική συχνότητα, ενδεικτική μιας συνεπούς και οικονομικής συμπεριφοράς του συστήματος ανεξάρτητη από μεμονωμένα χαρακτηριστικά. Αντίθετα, οι ασκήσεις κοιλιακών και ραχιαίων αποκάλυψαν υψηλότερη μεταβλητότητα (>30%), αντανakλώντας την εξάρτηση από μεμονωμένα χαρακτηριστικά όπως οι εμβιομηχανικές ιδιότητες και η μυϊκή δύναμη. Ένα ενδιαφέρον εύρημα είναι ότι, παρά την υψηλότερη ομαδική μεταβλητότητα στην προτιμώμενη συχνότητα και τις απόλυτες διάρκειες σε όλες τις ασκήσεις, η ομαδική μεταβλητότητα των σχετικών διαρκειών παρέμεινε σημαντικά χαμηλότερη (<10%, με μέσο όρο 4,9%

για όλες τις ασκήσεις). Αυτό υποδηλώνει ότι η σχετική διάρκεια των φάσεων εμφανίζει μικρή ομαδική απόκλιση αναδεικνύοντας ίσως ένα **εγγενές πρότυπο φυσικού χρονισμού**. Αυτή η ομοιογένεια μεταξύ των ατόμων υποδηλώνει ότι ο έλεγχος χρονισμού είναι ανεξάρτητος από τον τύπο κίνησης και τα τυχόν ιδιαίτερα χαρακτηριστικά των ατόμων, υποστηρίζοντας την υπόθεση μιας κοινής χρονικής οργάνωσης των επιμέρους φάσεων σε όλα τα ρυθμικά εκτελούμενα κινητικά πρότυπα (Rousanoglou & Boudolos, 2006). Η διακύμανση της ομαδικής μεταβλητότητας μεταξύ των ατόμων παρέχει πολύτιμες γνώσεις για τον τρόπο με τον οποίο τα άτομα προσεγγίζουν και εκτελούν ρυθμικές ασκήσεις, συμβάλλοντας στην καλύτερη κατανόηση των υποκείμενων παραγόντων που επηρεάζουν τη διαφορετικότητα της χρονικής απόδοσης.

5.4.8. Σημασία γνώσης της προτιμώμενης συχνότητας και πρακτικών εφαρμογών.

Η γνώση της προτιμώμενης/φυσικής συχνότητας έχει ουσιαστική σημασία σε ένα ευρύ φάσμα πλαισίων, με πρακτικές εφαρμογές στους τρόπους άσκησης, τις αθλητικές παρεμβάσεις, την αποκατάσταση και την εκπαίδευση. Στον τομέα της άσκησης, η συχνότητα με την οποία εκτελούνται οι ασκήσεις φυσικής κατάστασης είναι καθοριστικός παράγοντας για την αποτελεσματικότητα της προπόνησης, επηρεάζοντας άμεσα τις βιολογικές αποκρίσεις του σώματος (Wilk et al., 2018). Ο ρυθμός επανάληψης καθώς και ο εσωτερικός χρονισμός του κύκλου κίνησης αποτελούν κομβικά σημεία κατά τον σχεδιασμό

προγραμμάτων άσκησης, τονίζοντας την ανάγκη για προσεκτική εξέταση και προγραμματισμό (βλέπε προγράμματα Le Mills (1:2, 2:1, 1:3, 3:1, κλπ). Η κατανόηση της προτιμώμενης συχνότητας ενός ατόμου σε διάφορες ασκήσεις είναι καθοριστική για την αναγνώριση της εξατομικευμένης φύσης της κίνησης. Αυτή η γνώση παρέχει πολύτιμες γνώσεις για τη βελτιστοποίηση της απόδοσης της άσκησης, τον μετριασμό των κινδύνων τραυματισμού και τη βελτίωση της συνολικής εμπειρίας άσκησης. Προσαρμόζοντας προγράμματα άσκησης ώστε να ευθυγραμμίζονται με την προτιμώμενη συχνότητα ενός ατόμου, οι ασκούμενοι μπορούν να πραγματοποιούν πιο αποτελεσματικές και ευχάριστες προπονήσεις, συμβάλλοντας τελικά σε καλύτερη συμμόρφωση και αποτελέσματα (Cavarretta et al., 2017). Επιπλέον, οι πρακτικές εφαρμογές επεκτείνονται στην καθοδήγηση χρονισμού κατά τη διάρκεια των ασκήσεων μέσω μουσικής συνοδείας ή ρυθμικών φωνητικών εντολών από εκπαιδευτές ή προπονητές. Η έρευνα δείχνει ότι η ευθυγράμμιση της ρυθμικής ταχύτητας των εξωτερικών ρυθμικών ερεθισμάτων με την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης ενός ατόμου μπορεί να βελτιώσει σημαντικά την απόδοση σε εργασίες συγχρονισμού-συνέχισης και σε δραστηριότητες που καθοδηγούνται από εξωτερικές ρυθμικές σημάνσεις (Delevoye-Turrell et al., 2014; Repp 2005; Coste et al., 2018; Desbernats et al., 2023). Αυτό υπογραμμίζει τη σημασία της προσεκτικής επιλογής της ρυθμικής ταχύτητας των ηχητικών σημάνσεων ή ερεθισμάτων ώστε να αντιστοιχεί στην ατομικά προτιμώμενη κινητική συχνότητα, βελτιστοποιώντας έτσι την

αποτελεσματικότητα των ρυθμικών σημάνσεων/υποδείξεων. Ουσιαστικά, η γνώση της προτιμώμενης συχνότητας είναι ένα ισχυρό εργαλείο στο πλαίσιο της εξωτερικής καθοδήγησης χρονισμού. Με την ενσωμάτωση αυτής της κατανόησης στους τρόπους άσκησης, οι ασκούμενοι μπορούν να υιοθετήσουν μια πιο εξατομικευμένη και πρακτική προσέγγιση για τη βελτίωση των κινητικών δεξιοτήτων και της συνολικής φυσικής απόδοσης.

5.4.9. Περιορισμοί μελέτης

Ενώ η μελέτη μας παρέχει πολύτιμες γνώσεις σχετικά με τις προτιμώμενες ρυθμικές συχνότητες κατά τη διάρκεια διαφόρων ασκήσεων, θα πρέπει να αναγνωριστούν ορισμένοι περιορισμοί για τη γενίκευση των ευρημάτων. Αν και όλοι οι συμμετέχοντες εξετάστηκαν το πρωί έως νωρίς το μεσημέρι, ένας πιθανός περιορισμός έγκειται στον αντίκτυπο της ώρας της ημέρας στις μετρήσεις της προτιμώμενης συχνότητας, καθώς οι κερκάρδιοι ρυθμοί μπορεί να διαφοροποιούν την κινητική απόδοση (Hammerschmidt & Wöllner 2022). Επιπλέον, η αξιολόγηση του επιπέδου σωματικής δραστηριότητας των συμμετεχόντων βασίστηκε σε αυτοαναφερόμενα δεδομένα σχετικά με τη συχνότητα και τη διάρκεια της σωματικής δραστηριότητας ανά εβδομάδα και τον αριθμό των ετών που ασχολούνται με τέτοιες δραστηριότητες. Αν και τα κριτήρια συμμετοχής στη μελέτη ήταν η ικανότητα εκτέλεσης συγκεκριμένου αριθμού επαναλήψεων για κάθε άσκηση με σωστή τεχνική (έλεγχος από έμπειρο εξεταστή) και παρά το γεγονός ότι οι συμμετέχοντες είχαν ικανή αθλητική εμπειρία, το

αυτοαναφερόμενο επίπεδο της σωματικής δραστηριότητας ενδέχεται να υπόκειται σε προσωπική μεροληψία ή σε ανακρίβειες ανάκλησης.

5.4.10. Συμπέρασμα μελέτης

Συμπερασματικά, αυτή η μελέτη παρέχει πολύτιμες γνώσεις σχετικά με την εξατομικευμένη φύση της ρυθμικής χρονικής απόδοσης, τη φυσική συχνότητα κίνησης, το χρονισμό των φάσεων καθώς και τη μεταβλητότητα κατά τη διάρκεια μιας ποικιλίας ασκήσεων φυσικής κατάστασης. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντικές διαφορές στο μέγεθος και στην ατομική μεταβλητότητα των χρονικών παραμέτρων μεταξύ των ασκήσεων. Παρατηρήθηκε ότι οι προτιμώμενες συχνότητες διέφεραν, με το κινητικό πρότυπο των επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων να εμφανίζει την υψηλότερη συχνότητα, ενώ τα κινητικά πρότυπα του καθίσματος και της πρόσθιας προβολής είχαν τις χαμηλότερες συχνότητες κίνησης. Η σύγκριση με τη φυσική συχνότητα της ανθρώπινης σύγκρισης των 2 Hz παρείχε ένα πλαίσιο αναφοράς, δείχνοντας ότι ενώ ορισμένες ασκήσεις ευθυγραμμίζονται στενά με τη φυσική συχνότητα κίνησης, άλλες παρουσιάζουν διακριτά ρυθμικά χαρακτηριστικά. Οι παράμετροι χρονισμού, συμπεριλαμβανομένων των διάρκειων των φάσεων και της

σταθερής σχέσης τους, πρόσθεσαν βάθος στην κατανόηση του ρυθμικού συντονισμού, υποδεικνύοντας πιθανώς ένα κοινό, κεντρικά παραγόμενο μοτίβο για ρυθμική απόδοση, ανεξάρτητα από το αδρανειακό φορτίο και τη συχνότητα της κίνησης. Η ατομική μεταβλητότητα παρέμεινε χαμηλή σε όλες τις ασκήσεις, τονίζοντας την ακρίβεια και τη συνέπεια στην κινητική εκτέλεση των συμμετεχόντων. Αντίθετα, η ομαδική μεταβλητότητα, αν και υψηλότερη, ανέδειξε τις μεμονωμένες προσεγγίσεις στις ρυθμικές ασκήσεις. Οι παρατηρούμενες διαφορές αποδόθηκαν σε παράγοντες όπως το αδρανειακό φορτίο, οι εμβιομηχανικές απαιτήσεις και ο νευρομυϊκός συντονισμός που είναι εγγενείς σε κάθε άσκηση. Τα ευρήματα της μελέτης συμβάλλουν όχι μόνο στην επιστημονική κατανόηση των χρονικών παραμέτρων της ρυθμικής κινητικής απόδοσης, αλλά προσφέρουν επίσης πρακτικές κατευθύνσεις για το σχεδιασμό εξατομικευμένων και αποτελεσματικών παρεμβάσεων σε ασκήσεις με ρυθμική εκτέλεση, υποστηρίζοντας έτσι τα άτομα στην επίτευξη των στόχων φυσικής κατάστασης με ακρίβεια και ικανοποίηση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI

2η Μελέτη - Α΄ Μέρος

Επίδραση διαφορετικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στη χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα κατά την εκτέλεση των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου.

Περίληψη

Ο στόχος αυτής της μελέτης ήταν να διερευνήσει την επίδραση διαφορετικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) στην απόδοση κατά την επαναληπτική εκτέλεση των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου. Σαράντα συμμετέχοντες (20 άνδρες, 20 γυναίκες) εκτέλεσαν τις δύο ασκήσεις υπό 5 συνθήκες ΑΕ (χωρίς ΑΕ, μετρονομικό, φωνητικό, μουσικό 1-μελωδική σύνθεση και μουσικό 2-μουσική για άσκηση) λαμβάνοντας οδηγίες για συγχρονισμό με τα ΑΕ (2 προσπάθειες, 2 επαναλήψεις ανά προσπάθεια). Η επίδραση των ΑΕ αξιολογήθηκε σε πολλαπλές παραμέτρους, συμπεριλαμβανομένων χρονικών κινηματικών, κινητικών (μόνο για το κάθισμα) δεδομένων, καθώς και παραμέτρων κέντρου πίεσης, μυϊκής και εγκεφαλικής δραστηριότητας. Τα αποτελέσματα αποκάλυψαν σημαντική επίδραση των ΑΕ στις περισσότερες παραμέτρους. Συνοπτικά, η μουσική για άσκηση οδήγησε σε μικρότερη διάρκεια κύκλου και φάσεων, αυξημένη ταχύτητα, επιτάχυνση και ρυθμό μεταβολής της επιτάχυνσης (jerk), αυξημένη δύναμη εδαφικής αντίδρασης και ρυθμό ανάπτυξης δύναμης, καθώς και υψηλότερη μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα. Το μετρονομικό και φωνητικό ΑΕ επηρέασαν τον χρονισμό κίνησης (1:1 σχέση μεταξύ φάσεων), αύξησαν τη δύναμη εδαφικής αντίδρασης και τον ρυθμό ανάπτυξης δύναμης, βελτίωσαν τον στατικό έλεγχο, αύξησαν τη μυϊκή δραστηριότητα, χωρίς ωστόσο μεταβολές στην εγκεφαλική δραστηριότητα. Η μελωδική σύνθεση παρουσίασε τη μικρότερη επίδραση συνολικά χωρίς σημαντικές διαφορές από τη συνθήκη χωρίς ΑΕ. Όσον αφορά τη μεταβλητότητα, η επίδραση των ΑΕ ήταν περιορισμένη, με το φωνητικό ΑΕ να εμφανίζει τις μεγαλύτερες τιμές και η μουσική για άσκηση τις χαμηλότερες. Συνολικά, τα ευρήματα υπογραμμίζουν τη διαφοροποιημένη επίδραση των ΑΕ στην απόδοση και μεταβλητότητα. Η σωστή χρήση και η προσαρμογή των ΑΕ στο πλαίσιο άσκησης, μπορεί να βελτιστοποιήσει την κινητική απόδοση και να προάγει βελτιωμένες διαδικασίες κινητικής μάθησης.

Λέξεις-κλειδιά: ρυθμική ακουστική διέγερση, χωρο-χρονικός έλεγχος, νευρομυϊκός έλεγχος

6.1. Εισαγωγή

6.1.1. Ήχος και κίνηση - Ρυθμική απόκριση

Η σύνδεση μεταξύ ήχου και κίνησης είναι καλά τεκμηριωμένη, με πολλές μελέτες να υποδεικνύουν την αλληλεπίδραση περιοχών του

εγκεφάλου που συμμετέχουν τόσο στην οργάνωση όσο και στην παραγωγή της κίνησης, καθώς και στην επεξεργασία ακουστικών ερεθισμάτων (Begel et al., 2017; Coste et al., 2018; Ghai, 2018a,b; Leow et al., 2021; Murgia et al., 2018; Repp, 2005; Ross et al., 2016; Schaefer 2014;

Thaut et al, 1996; Thaut et al., 2008; Thaut & Abiru, 2010; Trombetti et al., 2011; Varlet et al., 2020; Wittwear et al., 2019). Η σύνδεση αυτή οδηγεί σε κινητική προσέλκυση και συγχρονισμό της κίνησης με τα ρυθμικά γεγονότα των ακουστικών ερεθισμάτων. Η αντίδραση αυτή έχει αξιοποιηθεί σε μελέτες που χρησιμοποιούν **ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα** (ΑΕ) ως χρονικές ενδείξεις για την χρονική οργάνωση ρυθμικών κινήσεων των άνω και κάτω άκρων (*finger tapping*, Repp & Keller, 2004; Thaut et al, 1998, *hand clapping*, Tranchant et al., 2017, *hand swaying* Varlet et al., 2018) ή ολόκληρου του σώματος (*hopping in place*=Rousanoglou & Boudolos, 2006; Tranchant et al., 2017, *walking*, Styns et al., 2007; de Dreu et al., 2012, *running*, Bood et al. 2013, *dancing movements*, Burger et al., 2013). Οι μελέτες αυτές δείχνουν τη δυνατότητα ΑΕ να επηρεάζουν και να τροποποιούν βιομηχανικές παραμέτρους της κίνησης.

6.1.2. Επίδραση ΑΕ στην κινητική απόδοση

Τα ευρήματα δείχνουν ότι τα ΑΕ λειτουργούν ως χρονικοί δείκτες αναφοράς, προσελκύνοντας και συγχρονίζοντας τις κινήσεις με τον ήχο (Ghai, 2018; Murgia et al., 2018; Scaffert et al., 2013; Thaut et al, 1996; Thaut & Abiru, 2010). Έρευνες δείχνουν ότι μπορούν να βελτιώσουν τη χωρο-χρονική σταθερότητα και ακρίβεια των κινήσεων, είτε χρησιμοποιούνται για την χρονοσήμανση των κινητικών προτύπων (Nowakowska-Lipiec et al. 2021; Leman et al. 2013; Rose et al. 2021; Rousanoglou & Boudolos, 2006; Styns et al. 2007; Thaut et al. 1992; Wittwear et al. 2013) είτε ως

εργαλείο επανεκπαίδευσης κινητικών προτύπων σε παρεμβατικά προγράμματα (Murgia et al. 2018; Thaut et al.1996; de Bruin et al.2010; Trombetti et al. 2011; Pau et al. 2016; Wittwear et al. 2019). Και στις δύο περιπτώσεις, τα ΑΕ έχουν αποδειχθεί με συνέπεια ότι **ωφελούν βραχυπρόθεσμα ή μακροπρόθεσμα, τα χωρο-χρονικά χαρακτηριστικά της κίνησης**, τόσο υγιών ατόμων όσο και ατόμων με νευρολογικές παθήσεις. Αν και τα ευρήματα υποδεικνύουν ότι η προσθήκη ακουστικών πληροφοριών ωφελεί τον νευρομυϊκό έλεγχο και την κινητική απόδοση, ο τρόπος με τον οποίο το νευρικό σύστημα τις επεξεργάζεται παραμένει λιγότερο κατανοητός.

6.1.3. Τεχνικές αξιοποίησης ΑΕ - Τεχνητά και φυσικά ΑΕ

Η καθοδήγηση της κίνησης μέσω ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων μπορεί να επιτευχθεί με δύο κύριες τεχνικές: τη *ρυθμική ακουστική διέγερση (Rhythmic Auditory Stimulation, RAS)* και την *κινηματική ακουστική ανάδραση σε πραγματικό χρόνο, ή αλλιώς ηχητικοποίηση της κίνησης (Sonification)*. Η ρυθμική ακουστική διέγερση βασίζεται στην εγγενή ρυθμική ικανότητα του ανθρώπου, την κινητική προσέλκυση και τον συγχρονισμό με ΑΕ, χρησιμοποιώντας τεχνητά περιοδικά ακουστικά σήματα (2/4 ή 4/4 μέτρα) που παρουσιάζονται είτε ως απλοί κτύποι από έναν μετρονόμο (μετρονομικά ερεθίσματα) είτε ως ισχυρά τονισμένα ρυθμικά γεγονότα (αντιληπτοί κτύποι) σε μουσικούς ήχους (μουσικά ερεθίσματα) (Thaut et al., 1996; Thaut et al., 1997; Thaut et al.,1999; Roerdink et al., 2009; deBruin et al., 2010; Trombetti et al., 2011; Roerdink et al., 2011; Pau et al.,

2016; Murgia et al., 2018). Αντίθετα, η κινηματική ακουστική ανάδραση σε πραγματικό χρόνο που είναι μια σχετικά νέα προσέγγιση, χρησιμοποιεί **φυσικούς ήχους** κίνησης για συνεχή ανατροφοδότηση και καθοδήγηση. Οι φυσικοί ήχοι αναφέρονται σε ακουστικές πληροφορίες σε πραγματικό χρόνο που εμφανίζονται με τη μορφή ακουστικών αναφορών, όπως ο ήχος που προκύπτει από τη φάση επαφής των ποδιών με το έδαφος ή τη φυσική πρόσκρουση μελών του σώματος ή εξοπλισμού με τον αέρα, το έδαφος, το νερό κ.ά.. (Ghai et al., 2018; Schaffert et al. 2019). Οι φυσικοί ήχοι της ανθρώπινης κίνησης επειδή είναι χαμηλής συχνότητας συνήθως δεν είναι άμεσα αντιληπτοί από το ανθρώπινο αυτί. Για αυτό δημιουργούνται ακουστικά ερεθίσματα με εναλλαγές στη συχνότητα και την ένταση μέσω του μετασχηματισμού κινηματικών και δυναμικών παραμέτρων κίνησης σε ακουστικά σήματα (Effenberg, 2005).

6.1.4. Διαφορετική επίδραση ΑΕ λόγω των διαφορετικών χαρακτηριστικών τους

Οι μελέτες που εξετάζουν την επίδραση ΑΕ δείχνουν ότι ο τύπος και τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά των ΑΕ μπορούν να διαφοροποιήσουν την επίδρασή τους στην κινητική προσέγκυση και απόδοση. Για τα **τεχνητά ΑΕ**, έχει διαπιστωθεί ότι, σε κλινικούς πληθυσμούς, τα μετρονομικά ερεθίσματα ενισχύουν περισσότερο την κινητική απόδοση συγκριτικά με τα μουσικά (Leow et al., 2014; Rose et al., 2019; Thaut et al., 1999). Αντίθετα, σε υγιείς πληθυσμούς τα μουσικά ερεθίσματα φαίνεται να έχουν θετικότερη επίδραση στην κινητική απόδοση (Karageorghis et al., 2010; Styns et al.,

2007). Τα διαφορετικά αποτελέσματα των μελετών μπορεί να οφείλονται στα χαρακτηριστικά του δείγματος, στις διαφορές στη γνωστική λειτουργία, στη ρυθμική ταχύτητα των ΑΕ (Rose et al., 2019) και στο είδος της κινητικής δραστηριότητας που αξιολογείται (Rose et al., 2019). Υπάρχουν ενδείξεις ότι οι **φυσικοί ήχοι** βελτιώνουν την κινητική απόδοση προσφέροντας πληρέστερη καθοδήγηση στις τρεις διαστάσεις του κινητικού ελέγχου (χώρος, χρόνος, δύναμη). Για παράδειγμα, σε περιπτώσεις διαταραγμένων προτύπων βάρδισης, οι φυσικοί ήχοι βημάτων φαίνεται να ενισχύουν περισσότερο την κινητική απόδοση και να τροποποιούν τις χωροχρονικές παραμέτρους σε μεγαλύτερο βαθμό συγκριτικά με τους τεχνητούς κτύπους του μετρονόμου (Murgia et al., 2018; Young et al., 2014). Αξίζει να σημειωθεί ότι οι φυσικοί ήχοι της κίνησης μπορεί να προσφέρουν καλύτερη κινητική απόδοση, καθώς ενσωματώνουν τη φυσιολογική-βιολογική μεταβλητότητα της κίνησης, σε αντίθεση με τα σταθερά χρονικά σημεία αναφοράς της ρυθμικής ακουστικής διέγερσης (RAS), τα οποία δημιουργούν προβλεψιμότητα. Παρόλο που υπάρχει ένδειξη ότι διαφορετικοί τύποι ΑΕ μπορεί να επηρεάζουν την κινητική απόδοση με διαφορετικούς τρόπους, οι μελέτες είναι περιορισμένες για να προσδιοριστεί ποιος τύπος ΑΕ είναι βέλτιστος για την επίδραση σε ποικιλία μεταβλητών που αντικατοπτρίζουν τον νευρομυϊκό έλεγχο και τη χωροχρονική οργάνωση, σε διάφορους πληθυσμούς.

6.1.5. Επίδραση ΑΕ στην άσκηση και τον αθλητισμό

Η θετική επίδραση των τεχνητών μουσικών ΑΕ και των φυσικών ήχων στην κινητική απόδοση έχει αποδειχθεί στον τομέα της άσκησης και του αθλητισμού. Ωστόσο, στην περίπτωση των τεχνητών μουσικών ακουστικών ερεθισμάτων, η ερευνητική προσοχή έχει επικεντρωθεί κυρίως, στην επίδραση τους μέσω της βελτίωσης της ψυχοφυσιολογικής, νοητικής και συναισθηματικής κατάστασης. Αυτή η βελτίωση συμβάλλει στην ενίσχυση της εργογόνου δυνατότητας του ατόμου, καθυστερώντας την κόπωση και αυξάνοντας την ικανότητα παραγωγής έργου (Karageorghis et al., 2009; Karagiorgis & Priest, 2012; Karageorghis et al., 2019; Simpson & Karageorghis, 2006; Terry et al., 2020). Αντίθετα, οι μελέτες που εξετάζουν την επίδραση των φυσικών ήχων στην κινητική απόδοση επικεντρώνονται στην εκμάθηση και την εκπαίδευση αθλητικών κινήσεων, βελτιώνοντας την αυτοεπίγνωση των φυσιολογικών διαδικασιών (self-awareness of physiological processes) που διέπουν την εκτέλεση της κίνησης (Ghai et al., 2018; Schaffert et al. 2019).

6.1.6. Σημασία ρυθμικής καθοδήγησης στην άσκηση και τον αθλητισμό

Η χρονική καθοδήγηση διαδραματίζει σημαντικό ρόλο σε πολλά προγράμματα άσκησης και αθλητισμού. Η ταχύτητα εκτέλεσης μιας κίνησης και ο ρυθμός επανάληψης (repetition tempo) είναι κρίσιμες μεταβλητές, καθώς επηρεάζουν άμεσα το ερέθισμα που δέχεται το σώμα και κατ' επέκταση τις βιολογικές αποκρίσεις που προκαλούνται. Συνεπώς, ο χειρισμός

της ταχύτητας και του ρυθμού επανάληψης απαιτεί ιδιαίτερη προσοχή κατά τον σχεδιασμό προγραμμάτων άσκησης. Τα ΑΕ που χρησιμοποιούνται για τη χρονική καθοδήγηση μπορεί να είναι τεχνητά όπως μουσική με επιλεγμένη ρυθμική ταχύτητα, ή φυσικά όπως φωνητικά παραγγέλματα ή ήχοι κίνησης, όπου η ρυθμική ταχύτητα προσαρμόζεται σε πραγματικό χρόνο από τον προπονητή.

6.1.7. Ερευνητικό κενό

Παρά την ευρεία χρήση της ρυθμικής καθοδήγησης με τεχνητά και φυσικά ΑΕ, υπάρχουν περιορισμένα δεδομένα σχετικά με την επίδραση ΑΕ, παρόμοιων με εκείνων που συνοδεύουν την άσκηση και των αθλητισμό, στον νευρομυϊκό και χωροχρονικό έλεγχο, τόσο σε καθημερινά κινητικά πρότυπα όσο και κατά τη ρυθμική εκτέλεση κινητικών προτύπων ευρείας εφαρμογής σε προγράμματα άσκησης. Παράλληλα, αν και η φωνητική ρυθμική καθοδήγηση αποτελεί αναπόσπαστο μέρος πολλών ομαδικών προγραμμάτων, λείπουν ερευνητικά δεδομένα που να αναδεικνύουν την επίδρασή της στον νευρομυϊκό και χωροχρονικό έλεγχο.

6.1.8. Σκοπός της μελέτης

Σκοπός της μελέτης ήταν να διερευνήσει την επίδραση διαφορετικών τύπων ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) στην χωροχρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα, καθώς και στη μεταβλητότητα αυτών κατά την εκτέλεση των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου. Αυτές οι ασκήσεις χρησιμοποιούνται ευρέως σε προγράμματα άσκησης και η επίδραση των ερεθισμάτων μπορεί να

παρέχει πολύτιμες πληροφορίες για τη βελτίωση της κινητικής απόδοσης.

6.2. Μεθοδολογία

6.2.1. Συμμετέχοντες

Στη μελέτη συμμετείχαν 40 άτομα (20 άνδρες και 20 γυναίκες) με μέση ηλικία 25.2 ± 4.6 έτη για τους άνδρες και 24.4 ± 4.4 έτη για τις γυναίκες. Το μέσο ύψος ήταν 1.80 ± 0.07 μέτρα για τους άνδρες και 1.65 ± 0.05 μέτρα για τις γυναίκες, ενώ το βάρος ήταν 81.4 ± 11.3 κιλά και 70.7 ± 14.6 κιλά αντίστοιχα. Ο δείκτης μάζας σώματος (ΔΜΣ) κυμάνθηκε στα 25.5 ± 4.2 για τους άνδρες και 25.8 ± 5.5 για τις γυναίκες. Όλοι οι συμμετέχοντες είχαν μέτριο έως υψηλό επίπεδο φυσικής δραστηριότητας (≥ 60 λεπτά, 2-7 ημέρες την εβδομάδα) και ικανότητα εκτέλεσης κινητικών δεξιοτήτων.

6.2.2. Κριτήρια αποκλεισμού

Κριτήρια αποκλεισμού αποτέλεσαν η ύπαρξη μυοσκελετικών τραυματισμών, νευρολογικών διαταραχών, καθώς και η μειωμένη ακοή, η μειωμένη όραση και διαταραχές του αιθουσαίου συστήματος. Η μελέτη ακολούθησε τις αρχές ηθικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του ΕΚΠΑ. Η έγκριση της επιτροπής Βιοηθικής και Ερευνητικής Δεοντολογίας παρατίθεται στο Παράρτημα Α.

6.2.3. Σχεδιασμός - Διαδικασία

Οι συμμετέχοντες προσήλθαν με αθλητική περιβολή στο χώρο του Εργαστηρίου της Αθλητικής Βιομηχανικής του ΣΕΦΑΑ Αθηνών, όπου ενημερώθηκαν για τον σκοπό της μελέτης και τις μεθόδους μέτρησης και υπέγραψαν τη συγκατάθεση συμμετοχής. Σε όσους δεν συμμετείχαν στην πρώτη μελέτη,

πραγματοποιήθηκε λήψη ιατρικού ιστορικού με έμφαση σε προβλήματα όρασης, ακοής και μυοσκελετικές ή νευρολογικές διαταραχές. Ακολούθησε η λήψη ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών (περιγράφονται στο

κεφάλαιο III – Μεθοδολογία: 3.3.2. Μετρήσεις Ανθρωπομετρικών Χαρακτηριστικών).

Μετά την εξοκείωση των συμμετεχόντων με το περιβάλλον και τη διαδικασία, ακολούθησε αξιολόγηση ακοής (περιγράφεται στο κεφαλαίο III – Μεθοδολογία: 3.3.3. Αξιολόγηση Ακοής). Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκαν οι κύριες μετρήσεις που περιλάμβαναν την εκτέλεση επαναληπτικών καθισμάτων και απαγωγών ισχίου υπό την ακρόαση ΑΕ (τα ΑΕ που χρησιμοποιήθηκαν περιγράφονται αναλυτικά στο κεφάλαιο III – Μεθοδολογία: 3.3.4.2. Ρυθμικά Ακουστικά Ερεθίσματα). Οι συμμετέχοντες εκτέλεσαν τα κινητικά πρότυπα σε 5 συνθήκες ΑΕ: (Α) χωρίς ΑΕ, (Β) υπό την ακρόαση μετρονομικού ΑΕ, (Γ) υπό τη ακρόαση φωνητικού ΑΕ, (Δ) υπό την ακρόαση μουσικού 1 ΑΕ - μελωδική σύνθεση και (Ε) υπό την ακρόαση μουσικού 2 ΑΕ – μουσική για άσκηση (fitness music).

Κάθε συνθήκη περιλάμβανε δύο προσπάθειες των 8 επαναλήψεων ανά προσπάθεια, με διάλειμμα 1 λεπτού μεταξύ προσπαθειών και κινητικών προτύπων (με δυνατότητα επέκτασης αν χρειαζόταν). Έγινε καταγραφή της κινητικής, κινηματικής, μυϊκής και εγκεφαλικής δραστηριότητας. Τα κινητικά δεδομένα συλλέχθηκαν μέσω ηλεκτρονικού δυναμοδαπέδου (Kistler, 1000 Hz) ενώ τα κινηματικά δεδομένα καταγράφηκαν με

αδρανειακούς αισθητήρες (Xsens MTw Awinda, 100 Hz), τοποθετημένους στα μέλη του σώματος (κορμός, μηρός, κνήμη). Η μυϊκή δραστηριότητα καταγράφηκε μέσω δονησιομογράφων (VMG TSD250, 2000 Hz) και η εγκεφαλική δραστηριότητα μέσω ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (HEG-Biorac Systems, 2000 Hz) (αναλυτική παρουσίαση της μεθοδολογίας στο κεφάλαιο III – Μεθοδολογία: 3.2. Όργανα μέτρησης).

Για τη συνθήκη ελέγχου, οι οδηγίες που έλαβαν οι συμμετέχοντες ήταν να εκτελέσουν τα κινητικά πρότυπα με τη δική τους προτιμώμενη συχνότητα κίνησης. Για τις συνθήκες υπό ακρόαση ΑΕ, τους ζητήθηκε να εκτελέσουν τα κινητικά πρότυπα ρυθμικά, προσαρμόζοντας τη συχνότητα της κίνησής τους στον ρυθμό του ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ). Η είσοδος των συμμετεχόντων στο δυναμοδάπεδο έγινε μετά από λεκτικό παράγγελμα, ενώ δόθηκαν οδηγίες και διορθώσεις σχετικά με τη σωστή τοποθέτηση πάνω σε αυτό. Στη συνέχεια, τους ζητήθηκε να παραμείνουν ακίνητοι για λίγα δευτερόλεπτα (περίπου 5 δευτ.) και, κατόπιν νέου λεκτικού παραγγέλματος, ξεκινούσαν την προσπάθεια. Για την ελαχιστοποίηση της επίδρασης της εξάσκησης ή/και της κόπωσης, η σειρά εκτέλεσης των δύο κινητικών προτύπων και συνθηκών ΑΕ τυχαιοποιήθηκε (αναλυτική παρουσίαση της μεθοδολογίας στο κεφάλαιο III – Μεθοδολογία: 3.3.4. Κύριες μετρήσεις-Πρωτόκολλα).

6.2.4. Επεξεργασία δεδομένων – Εξαγωγή παραμέτρων

Τα πρωτογενή σήματα υποβλήθηκαν σε φιλτράρισμα βάσει

των διαδικασιών του κεφαλαίου III – Μεθοδολογία: 3.4. Επεξεργασία Δεδομένων στις υποενότητες κάθε μεθόδου καταγραφής αντίστοιχα. Οι παράμετροι που αξιολογήθηκαν περιλαμβάνουν:

6.2.4.1. Χρονικές παράμετροι

Οι χρονικές παράμετροι που αξιολογήθηκαν ήταν (ΠΑΡ-B6A):

- *Διάρκεια κύκλου κίνησης (s)*: Ο συνολικός χρόνος για την ολοκλήρωση ενός κύκλου κίνησης.
- *Διάρκεια φάσης 1 (s)*: Ο χρόνος για την πρώτη φάση της κίνησης.
- *Διάρκεια φάσης 2 (s)*: Ο χρόνος για τη δεύτερη φάση της κίνησης.
- *Διάρκεια φάσης 1 (% του κύκλου)*: Ποσοστό του συνολικού χρόνου κύκλου που καταλαμβάνει η φάση 1.
- *Διάρκεια φάσης 2 (% του κύκλου)*: Ποσοστό του συνολικού χρόνου κύκλου που καταλαμβάνει η φάση 2.

6.2.4.2. Κινηματικές παράμετροι

Οι κινηματικές παράμετροι που αξιολογήθηκαν ήταν (ΠΑΡ-B6B):

- *Μετατόπιση*: Αλλαγή θέσης κατά την κίνηση.
- *Ταχύτητα*: Ο ρυθμός μεταβολής της θέσης (m/s ή deg/s, γραμμική για το κάθισμα και γωνιακή για την απαγωγή ισχίου).
- *Επιτάχυνση*: Ο ρυθμός μεταβολής της ταχύτητας (m/s² ή deg/s², γραμμική για το κάθισμα και γωνιακή για την απαγωγή ισχίου).
- *Jerk*: Ο ρυθμός μεταβολής της επιτάχυνσης (m/s³).

6.2.4.3. Κινητικές παράμετροι

Για την κινητική δράση οι παράμετροι που αξιολογήθηκαν ήταν (ΠΑΡ-B6Γ):

- *Μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (N)*: Η μέγιστη δύναμη που ασκείται από το έδαφος (Fzmax, N).
- *Μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης ως προς το σωματικό βάρος (xSB)*: Η μέγιστη δύναμη εκφρασμένη ως ποσοστό του σωματικού βάρους (Fzmax, BW).
- *Ρυθμός ανάπτυξης δύναμης (N/s)*: Ο ρυθμός αύξησης της δύναμης (RFD).
- *Χρονική διάρκεια επίτευξης της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης από τη χρονική στιγμή της ελάχιστης δύναμης (s)*: Ο χρόνος από το σημείο της ελάχιστης έως τη μέγιστη δύναμη (tFz MM).
- *Χρονική διάρκεια επίτευξης της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης από τη χρονική στιγμή επίτευξης του σωματικού βάρους (s)*: Ο χρόνος που απαιτείται για να φτάσει η μέγιστη δύναμη από το σημείο όπου η δύναμη ισούται με το σωματικό βάρος (tFz BW).

6.2.4.4. Παράμετροι στατικής σταθερότητας

Η στατική σταθερότητα αξιολογήθηκε μέσω των παρακάτω παραμέτρων του ΚΠ (ΠΑΡ-B6Δ):

- *95% CI Εμβαδόν Έλλειψης της Συνισταμένης Διαδρομής (cm²)*: Το εμβαδόν που περικλείει το 95% της διαδρομής του κέντρου πίεσης (Area), δηλαδή ο χώρος που καταλαμβάνει η διαδρομή του κέντρου πίεσης κατά τη σταθεροποίηση του σώματος.

- *Διαδρομή (cm)*: Η συνολική απόσταση που διανύει το κέντρο πίεσης, περιλαμβάνοντας τόσο την προσθιοπίσθια (AP) όσο και την πλάγια (ML) διεύθυνση (Path).
- *Απόκλιση διαδρομής (cm)*: Η απόκλιση του κέντρου πίεσης από τη μέση διαδρομή του, σε προσθιοπίσθια (AP) και πλάγια (ML) διεύθυνση (SD).
- *Εντροπία*: Ένα μη γραμμικό μέτρο που αξιολογεί τον βαθμό προβλεψιμότητας ή την τυχειότητα μέσα σε ένα σύστημα, δείχνοντας πόσο σταθερή ή χαοτική είναι η κινητική δραστηριότητα (ApEn).

6.2.4.5. Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας

Για τη μυϊκή δράση υπολογίστηκε (ΠΑΡ-B6Ε):

Μέση τετραγωνική ρίζα (RMS) του δονησιομογραφικού σήματος (VMG units) για τους εξής μύες:

- *Δεξιός έξω πλατύς μυς (RVL)*
- *Αριστερός έξω πλατύς μυς (LVL)*
- *Αριστερός πρόσθιος κνημιαίος μυς (RAT)*

Η RMS χρησιμοποιείται για την αποτύπωση της μέσης μυϊκής δραστηριότητας σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, αντανακλώντας το μέγεθος της δόνησης που σχετίζεται με τη συστολή των μυών.

6.2.4.6. Παράμετροι ηλεκτρικής εγκεφαλικής δραστηριότητας

Η ηλεκτρική εγκεφαλική δραστηριότητα αξιολογήθηκε μέσω των εξής παραμέτρων (ΠΑΡ-B6ΣΤ):

- *Μέση τετραγωνική ρίζα (RMS)* των εγκεφαλικών σημάτων, που

αντανακλά την ένταση των εγκεφαλικών σημάτων σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα.

- *Φασματική πυκνότητα ισχύος (Power spectral density)*: Ένα μέτρο της κατανομής της ισχύος σε διαφορετικές συχνότητες, το οποίο χρησιμοποιείται για να εκτιμηθεί πόση ενέργεια κατανέμεται σε κάθε συχνότητα του εγκεφαλικού σήματος.
- *Εντροπία*: Ένα μη γραμμικό μέτρο που αποτυπώνει τον βαθμό τυχαιότητας ή προβλεψιμότητας των εγκεφαλικών σημάτων, βοηθώντας στην εκτίμηση της πολυπλοκότητας και της μεταβλητότητας των εγκεφαλικών κυμάτων.

Τα δεδομένα αναλύθηκαν για τα εγκεφαλικά κύματα:

- *Άλφα κύματα (8-12 Hz)*: Σχετίζονται με καταστάσεις χαλάρωσης και εστιασμένης προσοχής.
- *Βήτα κύματα (13-35 Hz)*: Σχετίζονται με αυξημένη εγρήγορση, γνωστική δραστηριότητα και επεξεργασία πληροφοριών.

Οι εγκεφαλικές παράμετροι μετρήθηκαν στις εξής περιοχές:

- *Κεντρική αριστερή (C3)*
- *Κεντρική δεξιά (C4)*
- *Μετωπιαία (F)*
- *Βρεγματική (P)*

Οι παράμετροι αυτές χρησιμοποιήθηκαν για την κατανόηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια των ασκήσεων, καταγράφοντας τη δυναμική αλλαγή των εγκεφαλικών σημάτων σε διάφορες φάσεις της προσπάθειας.

6.2.4.7. Ατομική μεταβλητότητα

Για όλες τις παραπάνω παραμέτρους υπολογίστηκε η ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών και εντός προσπάθειας. Η ατομική μεταβλητότητα υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας τον συντελεστή διακύμανσης (CV%), ο οποίος είναι ένα μέτρο της μεταβλητότητας που εκφράζεται ως ποσοστό, και υπολογίζεται ως:

$$CV\% =$$

$$(Μέση Τιμή/Τυπική Απόκλιση) \times 100$$

Η μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών υπολογίστηκε από τη μέση και τυπική απόκλιση των δύο προσπαθειών που έκανε κάθε συμμετέχων. Αυτό επιτρέπει την κατανόηση των διαφορών στην απόδοση από προσπάθεια σε προσπάθεια.

Η μεταβλητότητα εντός προσπάθειας υπολογίστηκε από τη μέση τιμή και τυπική απόκλιση των 8 επαναλήψεων κάθε προσπάθειας. Στη συνέχεια, για κάθε άτομο, υπολογίστηκε η μέση τιμή της μεταβλητότητας εντός προσπάθειας των δύο προσπαθειών. Αυτή η παράμετρος αναδεικνύει τη σταθερότητα της απόδοσης κατά τη διάρκεια των επαναλήψεων μιας προσπάθειας.

6.2.4.8. Έλεγχος αξιοπιστίας

Ο έλεγχος αξιοπιστίας πραγματοποιήθηκε με τη χρήση στατιστικών δεικτών που εκτιμούν την αξιοπιστία μεταξύ προσπαθειών για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ). Οι δείκτες αυτοί περιλαμβάνουν:

- *Συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC)*: Δείκτης που αξιολογεί τη σχετική αξιοπιστία

και εκφράζει το ποσοστό της συνολικής διακύμανσης που οφείλεται στις διαφορές μεταξύ των ατόμων. Υψηλές τιμές ICC υποδηλώνουν καλή συμφωνία μεταξύ των προσπαθειών.

- *Τυπικό σφάλμα μέτρησης (SEM):* Μέτρο της απόλυτης αξιοπιστίας, που υποδηλώνει το αναμενόμενο σφάλμα σε μετρήσεις επαναληψιμότητας. Υπολογίζεται ως:

$$\bullet \quad SEM = SD \times \sqrt{1 - ICC}$$

- *Ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC):* Η μικρότερη αλλαγή που πρέπει να συμβεί ώστε να θεωρηθεί ότι υπάρχει ουσιαστική διαφορά στην απόδοση, με το αντίστοιχο διάστημα εμπιστοσύνης 95% (MDC95%).

Όλες οι παράμετροι που μελετήθηκαν παρουσίασαν **καλή έως εξαιρετική αξιοπιστία**, όπως επιβεβαιώνεται από τους στατιστικούς δείκτες που αναλύονται στα παραρτήματα της μελέτης (Παράρτημα Η). Αυτοί οι δείκτες αποδεικνύουν ότι οι μετρήσεις είναι επαναλήψιμες και αξιόπιστες, τόσο μεταξύ προσπαθειών όσο και εντός της ίδιας προσπάθειας, για κάθε άτομο και συνθήκη.

6.2.5. Στατιστική Ανάλυση

Η στατιστική ανάλυση που πραγματοποιήθηκε στη μελέτη περιελάμβανε διάφορα στάδια και τεχνικές για τη διερεύνηση των δεδομένων και την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με την επίδραση των διαφορετικών συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) στη συμπεριφορά των συμμετεχόντων. Αρχικά, χρησιμοποιήθηκαν

περιγραφικής στατιστικής για την ανάλυση των βασικών χαρακτηριστικών των δεδομένων. Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε εξερεύνηση των δεδομένων μέσω διαφόρων στατιστικών τεχνικών και οπτικοποιήσεων, όπως τα διαγράμματα ιστογράμματος και τα γραφήματα Q-Q, προκειμένου να απεικονιστεί η κατανομή των δεδομένων. Το τεστ Shapiro-Wilk εφαρμόστηκε για τον έλεγχο της κανονικότητας, ενώ αξιολογήθηκαν και οι στατιστικοί δείκτες λοξότητας και κύρτωσης. Παράλληλα, αναλύθηκαν οι βαθμολογίες z (z-scores) προκειμένου να εντοπιστούν τυχόν ακραίες τιμές και να γίνει κατανόηση της κατανομής σε σχέση με το μέσο όρο. Παρόλο που εντοπίστηκαν κάποιες αποκλίσεις από την κανονικότητα, όπως προέκυψε από τα αποτελέσματα του τεστ Shapiro-Wilk και των στατιστικών δεικτών λοξότητας και κύρτωσης, η συνολική εικόνα έδειξε ότι τα δεδομένα ακολουθούν προσεγγιστικά την κανονική κατανομή. Αυτό το συμπέρασμα ενισχύθηκε από το γεγονός ότι η συντριπτική πλειοψηφία των βαθμολογιών z βρισκόταν στο εύρος -3 έως +3. Λόγω της ανθεκτικότητας της ανάλυσης διακύμανσης (ANOVA) σε μικρές παραβιάσεις της κανονικότητας, ειδικά σε μεγαλύτερα μεγέθη δειγμάτων, προχωρήσαμε στη χρήση της ANOVA για περαιτέρω ανάλυση.

Για την ανάλυση της επίδρασης των ΑΕ, πραγματοποιήθηκε μεικτή διπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης (two-way mixed ANOVA) με ανεξάρτητο παράγοντα το φύλο (με δύο επίπεδα: άνδρες και γυναίκες) και επαναληπτικό παράγοντα τη συνθήκη ΑΕ (με πέντε επίπεδα: χωρίς ΑΕ, μετρονομικό, φωνητικό, μελωδικό

σύνθεση, μουσική για άσκηση). Στόχος ήταν να εξεταστεί η επίδραση των ΑΕ και η αλληλεπίδραση του φύλου με το ΑΕ. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπήρξε σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ του φύλου και της επίδρασης του ΑΕ. Ως εκ τούτου, η ανάλυση συνεχίστηκε συνολικά για όλο το δείγμα των 40 συμμετεχόντων, ανεξαρτήτως φύλου. Όταν εντοπίστηκε σημαντική επίδραση του ΑΕ, πραγματοποιήθηκαν ενδοομαδικές συγκρίσεις μεταξύ των συνθηκών ΑΕ. Για να αποφευχθεί το σφάλμα τύπου I, εφαρμόστηκε η διόρθωση Bonferroni στις κατά ζεύγη συγκρίσεις. Επιπλέον, η υπόθεση σφαιρικότητας ελέγχθηκε χρησιμοποιώντας το τεστ Mauchly's W. Σε περιπτώσεις όπου παραβιάστηκε η υπόθεση αυτή, εφαρμόστηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Για τον προσδιορισμό του μεγέθους της επίδρασης χρησιμοποιήθηκε το μερικό τετράγωνο η^2 (partial eta squared), το οποίο ερμηνεύεται σύμφωνα με τα εξής κριτήρια: 0.01 για μικρό μέγεθος επίδρασης, 0.06 για μεσαίο και ≥ 0.14 για μεγάλο, όπως προτείνεται από τον Cohen (1988). Η ανάλυση πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του λογισμικού SPSS version 29.0 (IBM Statistics), και το αποδεκτό επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε σε $\alpha = 0.05$.

6.3. Αποτελέσματα - Συζήτηση

6.3.1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης

Στο Σχήμα 6.1. παρουσιάζονται οι μέσες τιμές της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης εκφρασμένης σε κύκλους ανά λεπτό για τους άνδρες και τις γυναίκες στις δύο ασκήσεις. Δεν βρέθηκε σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο φύλων, ούτε στην

άσκηση κάθισμα ($t(38) = -0.997, p = 0.325, d=0.32$), ούτε στην άσκηση απαγωγής ισχίου ($t(38) = -0.938, p = 0.354, d=0.30$). Επομένως, για τις μετέπειτα αναλύσεις, οι άνδρες και οι γυναίκες συνδυάστηκαν σε μια ενιαία ομάδα.

Στον Πίνακα 6.1. παρουσιάζονται οι περιγραφικοί δείκτες (μέση τιμή, διάστημα εμπιστοσύνης 95%, τυπική απόκλιση και συντελεστής ενδοομαδικής μεταβλητότητας) για την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης στο σύνολο των δοκιμαζόμενων στις δύο ασκήσεις.

6.3.1.1. Δοκιμασία καθίσματος

Συχνότητα κίνησης (κύκλοι ανά λεπτό - cycles/min). Η μέση προτιμώμενη συχνότητα κίνησης για το κάθισμα ήταν 27.40 ± 6.34 κύκλοι/λεπτό, με διάστημα εμπιστοσύνης 95% από 25.43 έως 29.37 κύκλους/λεπτό. Αυτό υποδηλώνει ότι, κατά μέσο όρο, οι συμμετέχοντες εκτελούσαν 27 κύκλους ανά λεπτό κατά τη διάρκεια της επαναλαμβανόμενης εκτέλεσης του καθίσματος. Η τυπική απόκλιση 6.34 κύκλοι/λεπτό, υποδεικνύει μια μέτρια διασπορά δεδομένων γύρω από τη μέση τιμή. Ο συντελεστής ενδοομαδικής μεταβλητότητας ήταν 23.15%, κάτω από την οριακή τιμή 35% για την ομοιογένεια (Hopkins, 2000), αντικατοπτρίζοντας μια σχετικά σταθερή προτιμώμενη συχνότητα κίνησης μεταξύ των συμμετεχόντων.

Συχνότητα κίνησης (Hertz - Hz).

Η μετατροπή των κύκλων ανά λεπτό σε Hz έδωσε μια μέση προτιμώμενη συχνότητα κίνησης 0.46 ± 0.11 Hz (95% CI: 0.42 – 0.49 Hz, CV%: 23.15%). Αυτό σημαίνει ότι η ρυθμική εκτέλεση της άσκησης αντιστοιχεί σε

περίπου 0.46 κύκλους ανά δευτερόλεπτο. Ο συντελεστής ενδοομαδικής μεταβλητότητας ήταν 25.0.6%, ευθυγραμμιζόμενος στενά με τη μεταβλητότητα που παρατηρήθηκε στη συχνότητα κίνησης σε κύκλους ανά λεπτό.

6.3.1.2. Δοκιμασία απαγωγής ισχίου

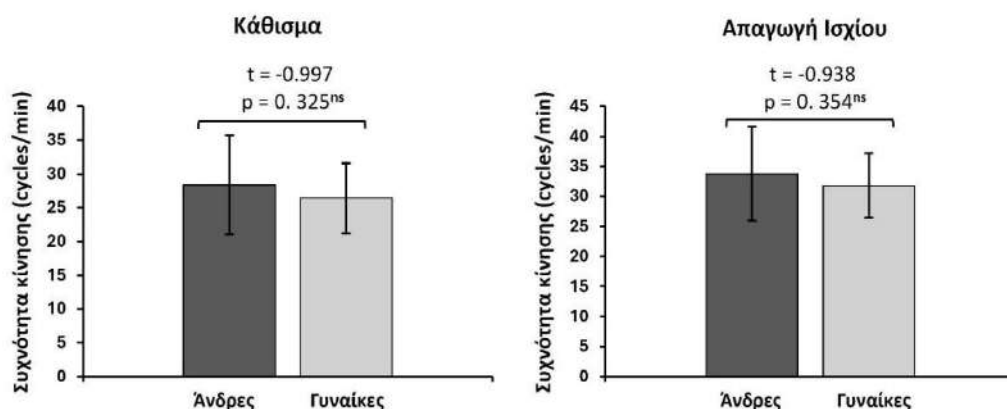
Συχνότητα κίνησης (κύκλοι ανά λεπτό - cycles/min). Η μέση προτιμώμενη συχνότητα κίνησης στην απαγωγή ισχίου ήταν 32.80 ± 6.73 κύκλοι/λεπτό, με διάστημα εμπιστοσύνης 95% που κυμαίνεται από 30.71 έως 34.89 κύκλους/λεπτό. Αυτό υποδηλώνει ότι, κατά μέσο όρο, οι συμμετέχοντες εκτελούσαν 31 κύκλους ανά λεπτό κατά τη διάρκεια της επαναλαμβανόμενης εκτέλεσης της απαγωγής ισχίου. Η τυπική απόκλιση 6.73 κύκλοι/λεπτό, υποδεικνύει μια μέτρια διασπορά δεδομένων γύρω από τη μέση τιμή. Ο συντελεστής ενδοομαδικής μεταβλητότητας ήταν 20.52%, κάτω από την οριακή τιμή 35% για την ομοιογένεια (Hopkins, 2000), αντικατοπτρίζοντας μια σχετικά σταθερή προτιμώμενη συχνότητα κίνησης μεταξύ των συμμετεχόντων.

Συχνότητα κίνησης (Hertz - Hz).

Η μετατροπή των κύκλων ανά λεπτό σε Hz έδωσε μια μέση προτιμώμενη συχνότητα κίνησης 0.55 ± 0.11 Hz (95% CI: 0.51 – 0.58 Hz, CV%: 20.52%). Αυτό μεταφράζεται σε περίπου 0.55 κύκλους ανά δευτερόλεπτο κατά τη ρυθμική εκτέλεση της άσκησης απαγωγής ισχίου. Ο συντελεστής ενδοομαδικής μεταβλητότητας ήταν 17.99%, ευθυγραμμιζόμενος στενά με τη μεταβλητότητα που παρατηρήθηκε στη συχνότητα κίνησης σε κύκλους ανά λεπτό.

6.3.1.3. Συζήτηση - Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης

Τα ευρήματα από τις ασκήσεις κάθισμα και απαγωγής ισχίου αποκαλύπτουν ενδιαφέρουσες πληροφορίες για τις βιομηχανικές προτιμήσεις των συμμετεχόντων σχετικά με τις προτιμώμενες συχνότητες κίνησης των και τα ρυθμικά χαρακτηριστικά αυτών των κινήσεων.



Σχήμα 6.1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης - Κάθισμα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και Απαγωγή ισχίου (ΔΕΞΙΑ) - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης (σε κύκλους ανά λεπτό) για τα δύο φύλα (άνδρες σκούρο γκρι ράβδος και γυναίκες ανοιχτό γκρι ράβδος). Ο έλεγχος του φύλου ως κύριας επίδρασης καταγράφεται μέσω της διαφοράς (t) και της σημαντικότητας αυτής (p value). ns μη σημαντικές διαφορές μεταξύ φύλων (p > 0.05).

Πίνακας 6.1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες: μέση τιμή (Mean), διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής ενδοομαδικής μεταβλητότητας CV(%) της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης για το κάθισμα και την απαγωγή ισχίου.

Μεταβλητές	Περιγραφικοί Δείκτες	
	Mean ± SD	Upper - Lower Bound 95% CI
Κάθισμα		
συχνότητα κίνησης (cycles/min)	27.40 ± 6.34	25.43 - 29.37
συχνότητα κίνησης (Hz)	0.46 ± 0.11	0.42 - 0.49
ατομικός συντελεστής μεταβλητότητας (CV%)	6.20 ± 2.52	5.41 - 6.98
Απαγωγή Ισχίου		
συχνότητα κίνησης (bpm)	32.80 ± 6.73	30.71 - 34.89
συχνότητα κίνησης (Hz)	0.55 ± 0.11	0.51 - 0.58
ατομικός συντελεστής μεταβλητότητας (CV%)	10.93 ± 3.80	9.76 - 12.11

Στο **κάθισμα**, η μέση προτιμώμενη συχνότητα κίνησης ήταν περίπου 27 κύκλοι ανά λεπτό (0.46 Hz), ενώ στην **απαγωγή ισχίου** ήταν ελαφρώς υψηλότερη περίπου 33 κύκλοι ανά λεπτό (0.55 Hz). Αυτές οι διαφορές μπορούν να αποδοθούν σε διακυμάνσεις στις βιομηχανικές ιδιότητες και τις απαιτήσεις κινητικού ελέγχου μεταξύ των δύο ασκήσεων.

Οι παρατηρούμενες προτιμώμενες συχνότητες των δύο ασκήσεων αποκλίνουν σημαντικά από τη φυσική συχνότητα κίνησης των 2 Hz (Delevoeye-Turrell et al., 2014; Rose et al., 2021; Vanneste et al., 2001 Rousanoglou and Boudolos, 2006). Η προτιμώμενη συχνότητα του **καθίσματος** ευθυγραμμίζεται με προηγούμενη έρευνα, δείχνοντας μια προτιμώμενη συχνότητα κοντά στα 0.52 Hz, που βρέθηκε στη μελέτη των King & Hannan (2019). Ωστόσο, η συχνότητα της **απαγωγής ισχίου** (0.55 Hz) ήταν χαμηλότερη από την αναφερόμενη σε προγενέστερη μελέτη (Peckel et al., 2014, ταλαντωτική κίνηση του ισχίου). Οι Peckel και συνεργάτες (2014) βρήκαν ότι η κάμψη-έκταση του ισχίου είχε μέση συχνότητα 0.75 Hz. Αυτή η διαφορά μπορεί να αποδοθεί στο διαφορετικό επίπεδο εκτέλεσης της κίνησης (οβελιαίο επίπεδο για κάμψη-έκταση και μετωπιαίο επίπεδο για απαγωγή), καθώς επίσης και στην ομάδα συμμετεχόντων ή στη χρονική στιγμή μέτρησης (πρωί-απόγευμα, πριν-μετά από σωματική άσκηση) (Desbernats et al., 2023; Dosseville et al., 2002; Hammerschmidt et al., 2021; Hammerschmidt & Wöllner 2022).

Η χαμηλή ενδοατομική μεταβλητότητα και στις δύο ασκήσεις (6.2% για το κάθισμα και 10.9% για την απαγωγή ισχίου) υποδηλώνει υποδηλώνει χρονική συνέπεια κατά την επαναλαμβανόμενη εκτέλεση των ασκήσεων. Συγκεκριμένα, στο κάθισμα, η τιμή ήταν κάτω από 10% (Atkinson and Nevill, 1998), και κοντά στο κριτήριο $\leq 5\%$ για τον καθορισμό της κινητικής σταθερότητας (Kribus-Shmiel et al., 2018), υποδηλώνοντας ένα αρκετά υψηλό επίπεδο χρονικής συνέπειας κατά την επαναληπτική εκτέλεση της άσκησης. Στην απαγωγή ισχίου ανα και χαμηλή, ήταν σχεδόν διπλάσια του καθίσματος, πιθανώς λόγω διαφορών στις απαιτήσεις ελέγχου μεταξύ των ασκήσεων (King & Hannan, 2019; Hof et al., 2005; Aoki et al., 2018). Ωστόσο, και η απαγωγή ισχίου παρουσιάζει ένα καλό επίπεδο χρονικής συνέπειας κατά την επαναληπτική εκτέλεση της καθώς βρίσκεται κοντά στο όριο 10% (Atkinson and Nevill, 1998).

Η ενδοομαδική μεταβλητότητα (23% για το κάθισμα και 20.5% για την απαγωγή ισχίου) αντικατοπτρίζει μεμονωμένες διαφορές στον κινητικό έλεγχο και νευρομυϊκό συντονισμό (Burger et al., 2013; Varlet et al., 2018), ωστόσο και στις δύο ασκήσεις η μεταβλητότητα παραμένει κάτω από το όριο του 35% (Hopkins, 2000) υποδεικνύοντας σταθερή και οικονομική συμπεριφορά του συστήματος, ανεξάρτητης από τα ατομικά χαρακτηριστικά.

6.3.2. ΑΕ και Χρονικές παράμετροι

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της **χρονικής ανάλυσης** για τις δύο ασκήσεις (κάθισμα και απαγωγή ισχίου) γίνεται στη βάση των ερευνητικών ερωτημάτων που τέθηκαν εξ' αρχής στην παρούσα εργασία.

Τα αποτελέσματα συνοδεύονται από πίνακες σε τρία παραρτήματα (Παράρτημα Δ, Παράρτημα Ε και Παράρτημα Ζ) όπως επεξηγούνται στις σχετικές παραγράφους.

Για όλες τις **χρονικές παραμέτρους** που εξετάστηκαν, η αλληλεπίδραση μεταξύ της συνθήκης των ΑΕ και του φύλου δεν απέδωσε στατιστική σημαντικότητα ($p > 0.05$). Ως εκ τούτου, τα αποτελέσματα παρουσιάζονται για το σύνολο των συμμετεχόντων χωρίς διάκριση φύλου.

Οι χρονικές παράμετροι περιλαμβάνουν τις διάρκειες κίνησης που εκφράζονται σε δευτερόλεπτα: κύκλου (s), φάση 1 (s) φάση 2 (s), και ως ποσοστό του κύκλου (χρονισμός φάσεων): φάση 1 (%tkύκλου), φάση 2 (%tkύκλου). Η ανάλυση των παραμέτρων έγινε με βάση τρεις άξονες: (α) το μέγεθος τους, (β) την ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών, και (γ) την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών.

Στο Σχήμα 6.2. παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τα μεγέθη των χρονικών παραμέτρων τόσο για το κάθισμα όσο και για την απαγωγή ισχίου, ενώ στα Σχήματα 6.3 και 6.4 φαίνονται οι ατομικές μεταβλητότητες (μεταξύ και εντός προσπαθειών) για τις δύο ασκήσεις αντίστοιχα.

Τα αναλυτικά περιγραφικά στατιστικά μέτρα (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και τα όρια του διαστήματος εμπιστοσύνης της μέσης τιμής) και οι στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης

διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για τον έλεγχο της επίδρασης των ΑΕ, παρατίθενται σε πίνακες στο Παράρτημα Δ για το μέγεθος των χρονικών παραμέτρων (Πίνακας ΠΑΡ-Δ1) και στο Παράρτημα Ε για την ατομική μεταβλητότητα αυτών (μεταξύ προσπαθειών, Πίνακας ΠΑΡ-Ε 1Α και εντός προσπαθειών Πίνακας ΠΑΡ-Ε 1Β).

6.3.2.1 Δοκιμασία καθίσματος

Στην άσκηση **κάθισμα**, τα αποτελέσματα αποκάλυψαν **σημαντική επίδραση των ΑΕ** στο μέγεθος όλων των χρονικών παραμέτρων. Όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα αυτών, η επίδραση των ΑΕ **δεν** ήταν σημαντική μεταξύ προσπαθειών, ενώ παρουσίασε στατιστική σημαντικότητα εντός προσπαθειών.

Μέγεθος παραμέτρων. Στο μέγεθος όλων των **χρονικών παραμέτρων** (Σχήμα 6.2) παρατηρήθηκε **σημαντική επίδραση των ΑΕ** [διάρκεια κύκλου: $F(2.3,86.97) = 26.103, p < 0.001, \eta^2 = 0.41, power = 1.00$, διάρκεια φάσης 1: $F(3.1,117.81) = 18.594, p < 0.001, \eta^2 = 0.41, power = 1.00$, διάρκεια φάσης 2: $F(2.6,100.22) = 18.029, p < 0.001, \eta^2 = 0.41, power = 1.00$, 1^η φάση (%tkύκλου): $F(3.1,116.76) = 6.555, p < 0.001, \eta^2 = 0.15, power = 0.97$, 2^η φάση (%tkύκλου): $F(3.1,116.76) = 6.555, p < 0.001, \eta^2 = 0.15, power = 0.97$].

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-1 στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen), των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ αναφορικά με το μέγεθος των χρονικών παραμέτρων.

Ατομική μεταβλητότητα παραμέτρων. Όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα **μεταξύ προσπαθειών** (Σχήμα 6.3) δεν εντοπίστηκε σημαντική επίδραση του ΑΕ σε καμία χρονική παράμετρο ($p > 0.05$), με την μεταβλητότητα να κυμαίνεται από 1.3% έως 5% για το σύνολο των παραμέτρων και συνθηκών. Ωστόσο, η ατομική μεταβλητότητα **εντός προσπαθειών** (Σχήμα 6.3) παρουσίασε **σημαντική** επίδραση των ΑΕ σε όλες τις χρονικές παραμέτρους με εξαίρεση τη διάρκεια της φάσης 1 εκφρασμένη σε δευτερόλεπτα [διάρκεια κύκλου: $F(4,156)=6.334$, $p<0.001$, $\eta^2=0.14$, $power=0.99$, διάρκεια φάσης 2: $F(4,156)=8.364$, $p<0.001$, $\eta^2=0.18$, $power=1.00$, 1^η φάση (%tκύκλου): $F(3.12,118.72)=7.235$, $p<0.001$, $\eta^2=0.16$, $power=0.98$, 2^η φάση (%tκύκλου): $F(4,156) = 6.258$, $p<0.001$, $\eta^2=0.14$, $power=0.99$].

Οι ενδοξενικές συγκρίσεις (Σχήμα 6.3) έδειξαν σημαντική διαφορά της ατομικής μεταβλητότητας **εντός προσπαθειών** μεταξύ διαφορετικών συνθηκών ΑΕ. Συγκεκριμένα, διαπιστώθηκαν διαφορές μεταξύ της συνθήκης **μετρονομικού ΑΕ και μουσικής για άσκηση**, καθώς και μεταξύ του **φωνητικού ΑΕ και των συνθηκών χωρίς ΑΕ, μετρονομικού ΑΕ και μουσικής για άσκηση**, όσον αφορά τη διάρκεια του κύκλου κίνησης, τη φάση 2 εκφρασμένη σε δευτερόλεπτα, αλλά και ως ποσοστό του κύκλου (%t κύκλου). Επιπλέον, διαπιστώθηκαν διαφορές μεταξύ της συνθήκης **μετρονομικού ΑΕ και της συνθήκης χωρίς ΑΕ**, όπως και της **μουσικής για άσκηση**, αλλά μόνο για τη φάση 1 εκφρασμένη ως ποσοστό του κύκλου (%t κύκλου) (Σχήμα 6.3).

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-3, στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή

στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen), των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα των χρονικών παραμέτρων εντός προσπαθειών.

6.3.2.2. Δοκιμασία απαγωγής ισχύου

Στην άσκηση **απαγωγή ισχύου**, αντίστοιχα με την άσκηση κάθισμα, υπήρξε σημαντική επίδραση των ΑΕ στο μέγεθος των χρονικών παραμέτρων, ενώ η επίδραση στην ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών ήταν μη σημαντική, αλλά σημαντική εντός προσπαθειών.

Μέγεθος παραμέτρων.

Αναλυτικότερα, στο **μέγεθος** όλων των **χρονικών παραμέτρων** (Σχήμα 6.2) βρέθηκε σημαντική επίδραση του ΑΕ (διάρκεια κύκλου: $F(2.2,80.35) = 19.637$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.35$, $power = 1.00$, διάρκεια φάσης 1: $F(2.7,99.94) = 10.905$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.23$, $power = 1.00$, διάρκεια φάσης 2: $F(2.34,86.76) = 21.181$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.36$, $power = 1.00$, 1^η φάση (%tκύκλου): $F(3,111.01) = 8.935$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.19$, $power = 0.99$, 2^η φάση (%tκύκλου): $F(3,111.01) = 8.935$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.19$, $power = 0.99$).

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-2 στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen), των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ όσον αφορά το μέγεθος των χρονικών παραμέτρων για την απαγωγή ισχύου.

Ατομική μεταβλητότητα παραμέτρων. Στην ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών (Σχήμα 6.4) ήταν μη σημαντική, δεν υπήρξε σημαντική επίδραση του ΑΕ ($p > 0.05$), με τη μεταβλητότητα να κυμαίνεται από 1.9% έως 6%.

Όσον αφορά την μεταβλητότητα εντός προσπαθειών, παρατηρήθηκε σημαντική επίδραση των ΑΕ σε όλες τις χρονικές παράμετροι εκτός από τη διάρκεια φάσης 1 εκφρασμένη σε δευτερόλεπτα (διάρκεια κύκλου: $F(4,156) = 4.928, p = 0.001, \eta^2 = 0.12, \text{power} = 0.96$, διάρκεια φάσης 2: $F(4,156) = 5.477, p < 0.001, \eta^2 = 0.13, \text{power} = 0.97$, 1^η φάση (%κύκλου): $F(4,152) = 3.414, p = 0.011, \eta^2 = 0.108, \text{power} = 0.84$, 2^η φάση (%κύκλου): $F(4,156) = 3.049, p = 0.019, \eta^2 = 0.08, \text{power} = 0.80$).

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-4, στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen), των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα των χρονικών παραμέτρων εντός προσπαθειών.

6.3.2.3. Σύνοψη αποτελεσμάτων ΑΕ και Χρονικές παράμετροι

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα ακουστικά ερεθίσματα (ΑΕ) επηρέασαν σημαντικά τόσο το μέγεθος των χρονικών παραμέτρων όσο και την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών στις περισσότερες παραμέτρους. Αυτό σημαίνει ότι η παρουσία ΑΕ επηρεάζει το χρονικό πρότυπο των κύκλων κίνησης, καθώς και την επαναληψιμότητα και συνέπεια

των κινήσεων κατά τη διάρκεια των ασκήσεων.

Παρά την επίδραση του ΑΕ στην ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών, η μεταβλητότητα μεταξύ διαφορετικών προσπαθειών δεν παρουσίασε σημαντικές διαφορές. Αυτό υποδεικνύει ότι, αν και το ΑΕ επηρεάζει τη χρονική συνέπεια εντός της ίδιας προσπάθειας, δεν φαίνεται να οδηγεί σε σημαντικές διαφορές στη χρονική συνέπεια ανάμεσα σε διαφορετικές προσπάθειες.

Οι επιδράσεις των διαφορετικών ΑΕ συνοψίζονται παρακάτω:

- Η μουσική για άσκηση είχε ως αποτέλεσμα μικρότερη διάρκεια κύκλου και φάσεων (σε δευτερόλεπτα) σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ και τα υπόλοιπα ΑΕ. Παρόλο που ο χρονισμός φάσεων στη μουσική για άσκηση βρέθηκε διαφορετικός από αυτών των υπολοίπων ΑΕ, δεν παρουσίασε σημαντικές διαφορές σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ. Επίσης, εμφάνισε τη χαμηλότερη ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών, δηλαδή την καλύτερη χρονική συνέπεια στις επαναλήψεις της άσκησης.

- Το μετρονομικό και φωνητικό ΑΕ παρουσίασαν κάποιες διαφορές στις διάρκειες των φάσεων και στον χρονισμό τους συγκριτικά με την απουσία ΑΕ.

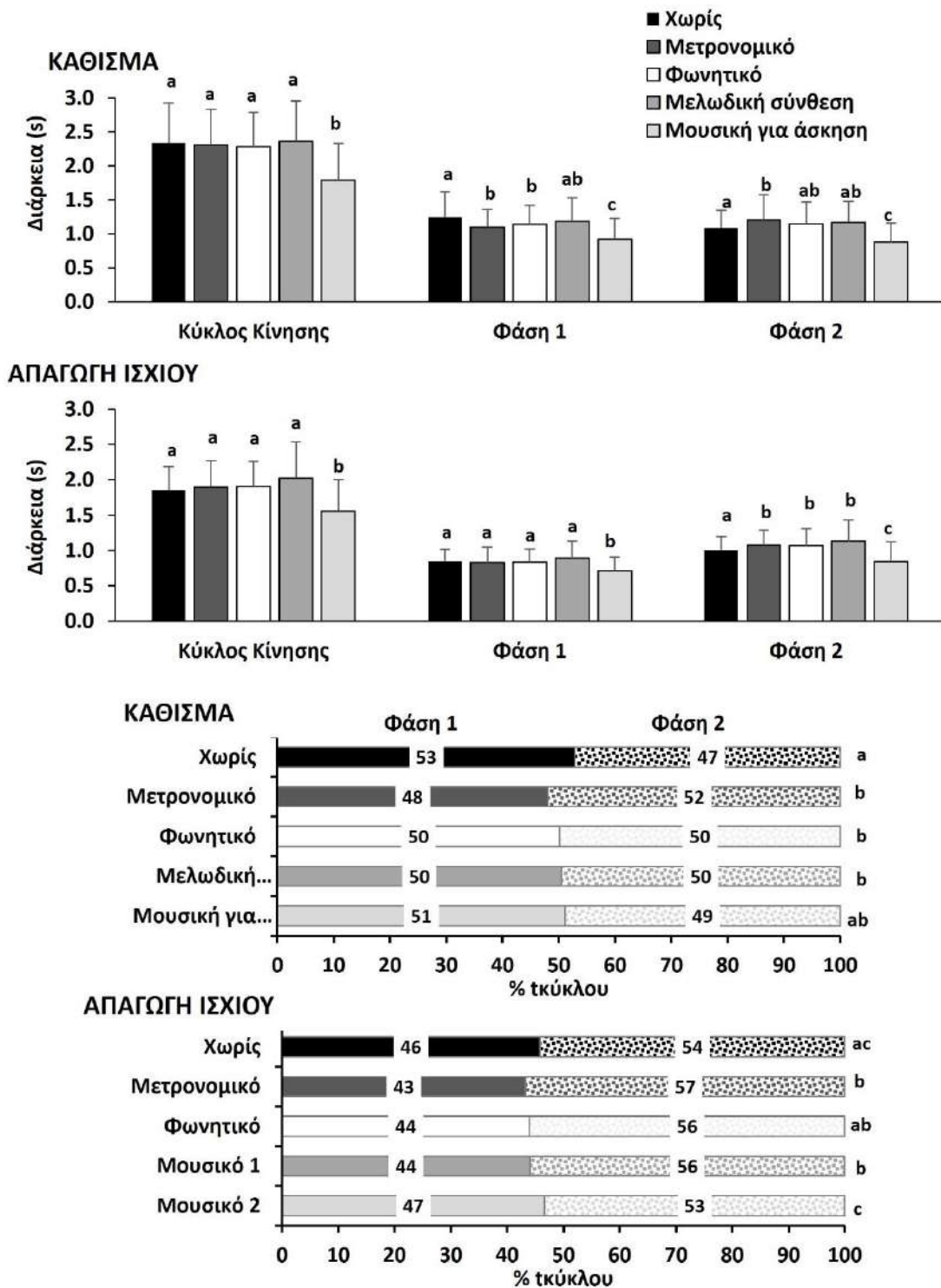
- Η μελωδική σύνθεση δεν παρουσίασε σημαντικές διαφορές στο χρονικό πρότυπο συγκριτικά με την απουσία ΑΕ, γεγονός που υποδηλώνει ότι το συγκεκριμένο ερέθισμα δεν επηρεάζει σημαντικά το χρονικό πρότυπο κίνησης στις επιλεγμένες ασκήσεις.

- Το φωνητικό ΑΕ εμφάνισε την μεγαλύτερη ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών, κάτι που δείχνει

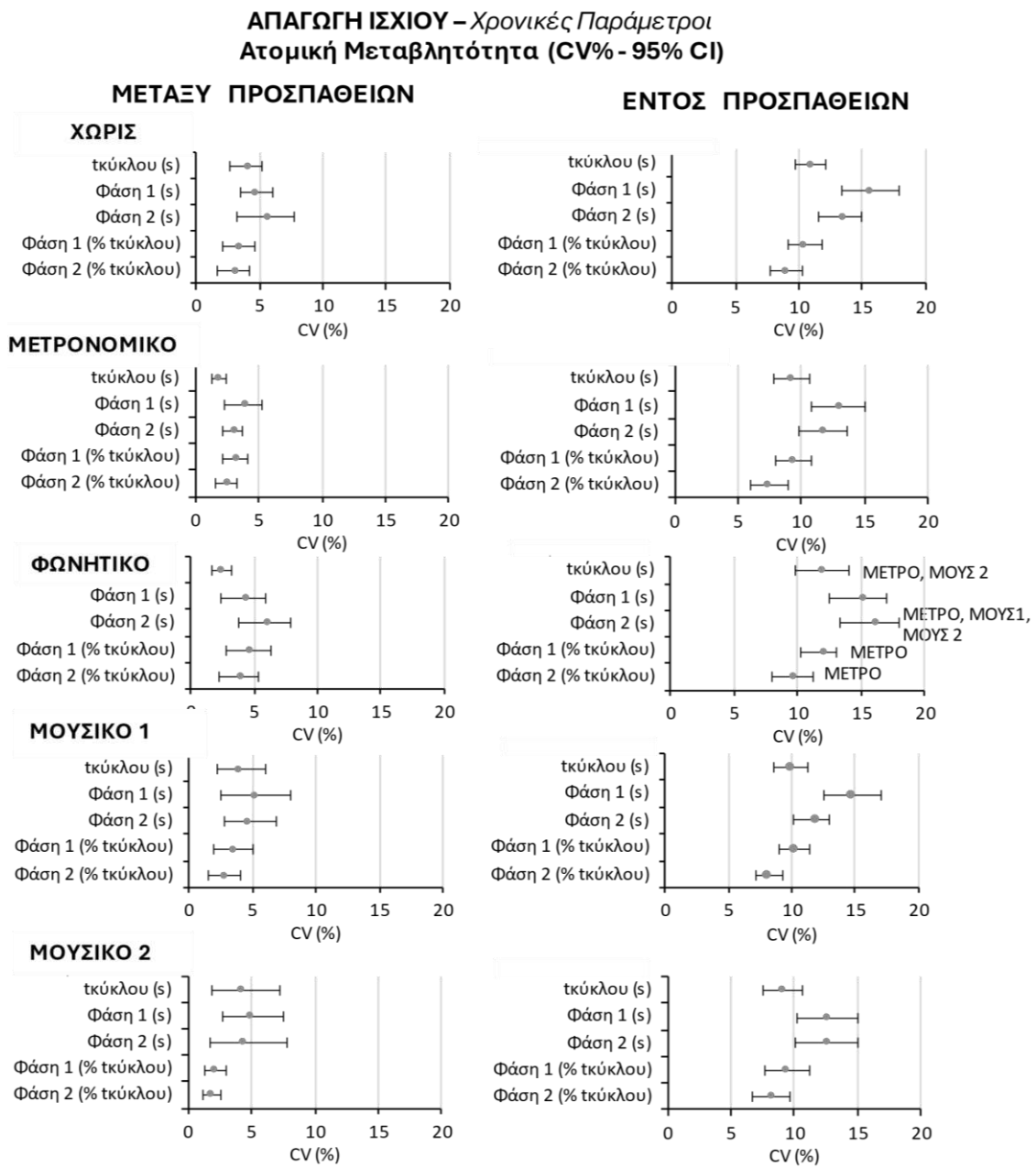
λιγότερη χρονική συνέπεια στις επαναλήψεις.

- Η ατομική μεταβλητότητα τόσο εντός προσπάθειας όσο μεταξύ

προσπαθειών ήταν αρκετά χαμηλή, με μέση τιμή 11.8% και 6.3%, αντίστοιχα, δείχνοντας καλή κινητική σταθερότητα.



Σχήμα 6.2. Χρονικές Μεταβλητές - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τη διάρκεια του κύκλου κίνησης (κύκλου) και των δύο φάσεων του ΚΑΘΙΣΜΑΤΟΣ (κάθοδος-άνοδος) και της ΑΠΑΓΩΓΗΣ ΙΣΧΙΟΥ (άνοδος-κάθοδος), σε δευτερόλεπτα (s) (πάνω) και ως ποσοστό της διάρκειας του κύκλου κίνησης (% κύκλου) (κάτω). Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).



Σχήμα 6.4. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα χρονικών μεταβλητών. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

6.3.2.4. Συζήτηση - ΑΕ και Χρονικές παράμετροι

Η διερεύνηση των επιδράσεων των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) στις χρονικές παραμέτρους κατά τη διάρκεια των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου είχε ως στόχο να αξιολογήσει τον αντίκτυπο διαφορετικών ΑΕ σε σύγκριση με μια κατάσταση ελέγχου χωρίς ΑΕ και ταυτόχρονα να εμβαθύνει σε διακρίσεις μεταξύ των τύπων ΑΕ. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα ΑΕ επηρέασαν σημαντικά το μέγεθος των χρονικών παραμέτρων και την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών και στις δύο ασκήσεις. Αυτό υποδηλώνει ότι τα ΑΕ είχαν αντίκτυπο στη ρύθμιση του χρονικού κινητικού προτύπου και τη συνέπεια στις επαναλήψεις των ασκήσεων. Ωστόσο, η ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών δεν παρουσίασε σημαντικές διαφορές, κάτι που υποδηλώνει ότι τα ΑΕ δεν επηρέασαν τη συνέπεια μεταξύ διαφορετικών προσπαθειών.

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι διαφορετικών ΑΕ: Η σύγκριση των χρονικών παραμέτρων χωρίς ΑΕ και με τα διαφορετικά ΑΕ έδειξε σημαντικές αλλαγές στη διάρκεια του κύκλου κίνησης, τις φάσεις και τον χρονισμό και στις δύο ασκήσεις. Συγκεκριμένα, η διάρκεια του κύκλου κίνησης μειώθηκε σημαντικά ως απόκριση στη **μουσική για άσκηση**, υποδεικνύοντας ταχύτερη εκτέλεση των επαναλήψεων σε αυτήν την ακουστική συνθήκη. Αυτό υποδηλώνει ότι τα ρυθμικά χαρακτηριστικά της **μουσικής για άσκηση** που παρέχονται από το συγκεκριμένο ερέθισμα μπορούν να ρυθμίσουν τον χρόνο κίνησης και να τροποποιήσουν την ταχύτητα εκτέλεσης. Αυτό το αποτέλεσμα μπορεί να αποδοθεί στην υψηλότερη ρυθμική

ταχύτητα του συγκεκριμένου ΑΕ (133 BPM) σε σύγκριση με την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης (26 BPM και 32 BPM για το κάθισμα και την απαγωγή ισχίου, αντίστοιχα). Αν και αυτή η ρυθμική ταχύτητα ήταν υψηλή για την επίτευξη συγχρονισμού, εντούτοις οδήγησε σε ταχύτερη εκτέλεση των επαναλήψεων (μικρότερη διάρκεια κύκλου). Η μείωση της διάρκειας κύκλου είναι σύμφωνη με ευρήματα άλλων μελετών που δείχνουν ότι η μουσική με γρήγορη ρυθμική ταχύτητα αυξάνει την ταχύτητα εκτέλεσης επαναλαμβανόμενων δραστηριοτήτων, όπως η βάρδια (Styns et al., 2007), το τρέξιμο (Edworthy & Waring 2006; Van Dyck et al., 2015) και η ποδηλασία (Waterhouse et al., 2010). Ο ευδιάκριτος κτύπος και η παρακινητική της **μουσικής για άσκηση** φαίνεται να ενίσχυσαν την προσέγκυση και ενθάρρυναν τη συγχρονισμένη κινητική απόκριση μέσω του ακουστικού παλμού που μεταφέρεται από τα νευρικά ερεθίσματα στις κινητήριες δομές (Burger et al., 2013; Karageorghis et al., 2010; Styns et al., 2007; Thaut., 2005; Thaut et al., 2014).

Στην **άσκηση κάθισμα**, παρατηρήθηκε μείωση της διάρκειας της πρώτης φάσης 1 (έκκεντρη φάση) σε όλες τις συνθήκες ΑΕ, εκτός από τη **μελωδική σύνθεση**, σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ. Η φάση αυτή, που σχετίζεται με το χαμήλωμα του κέντρου βάρους, εκτελέστηκε ταχύτερα υπό την επίδραση των ακουστικών ενδείξεων από τα τρία ΑΕ (**μετρονομικό, φωνητικό, μουσική για άσκηση**). Ενδιαφέρον είναι ότι η διάρκεια της φάσης 2 (σύγκεντρη φάση) δεν παρουσίασε το ίδιο μοτίβο επίδρασης όπως η φάση 1, με την κατεύθυνσή της επίδρασης να διαφέρει μεταξύ των ΑΕ. Ενώ το η **μουσική για άσκηση** οδήγησε σε μικρότερη διάρκεια της

φάσης 2, το **μετρονομικό** ΑΕ την επιμήκυνε σημαντικά, αντανακλώντας τις διαφορές στη ρύθμιση του χρονικού προτύπου της κίνησης. Η μικρότερη διάρκεια κύκλου στη **μουσική για άσκηση** είχε ως επακόλουθο τις παρατηρούμενες μικρότερες διάρκειες και για τις δύο φάσεις, υποδεικνύοντας συνολικά ένα πιο γρήγορο και δυναμικό χρονικό πρότυπο κίνησης που οφείλεται στην μεγαλύτερη ρυθμική ταχύτητα όπως προαναφέρθηκε (Styns et al., 2007; Edworthy & Waring 2006; Van Dyck et al., 2015; Waterhouse et al., 2010). Ωστόσο, η μεγαλύτερη διάρκεια φάσης 2 που παρατηρείται με το **μετρονομικό** ΑΕ, το οποίο χαρακτηρίζεται από έναν σταθερό και προβλέψιμο κτύπο, μπορεί να αντικατοπτρίζει μια πιο σκόπιμη και ελεγχόμενη εκτέλεση αυτής της φάσης.

Επιπλέον, η ανάλυση έδειξε σημαντικές διαφορές στο χρονισμό φάσεων μεταξύ της συνθήκης **χωρίς ΑΕ** και όλων των συνθηκών ΑΕ εκτός από τη **μουσική για άσκηση**. Αυτό υποδηλώνει ότι το **μετρονομικό**, το **φωνητικό** και τη **μελωδική σύνθεση** τροποποίησαν τον χρονισμό φάσεων σε σχέση με την απουσία ακουστικών ενδείξεων. Οι συμμετέχοντες στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης **χωρίς ΑΕ** εμφάνισαν ελαφρώς μεγαλύτερη έκκεντρη φάση αλλά υπό την παρουσία των ΑΕ ιδιαίτερα ως απόκριση στο **μετρονομικό**, **φωνητικό** και **μελωδική σύνθεση** τα οποία παρουσιάστηκαν στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης, οι φάσεις αυτές εξισορροπήθηκαν, πιθανώς λόγω της προσπάθειας συγχρονισμού με τις ακουστικές ενδείξεις (King & Hannan, 2019) και στους μηχανισμούς επίτευξης και διατήρησης του συγχρονισμού (Hary & Moore, 1987a, Voillaume, 1971, Vorberg & Wing, 1996), οι οποίοι είναι υπεύθυνοι για συνεχή προσαρμογή της

κινητικής απόκρισης σε σχέση με τα ΑΕ, με στόχο την διόρθωση φάσης και περιόδου (Van Der Steen & Keller, 2013). Αυτό φανερώνει τη δυνατότητα των ΑΕ να επηρεάσουν τη χρονική κατανομή των φάσεων της κίνησης.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η οδηγία που δόθηκε ήταν για συγχρονισμό **1:1**, που σημαίνει ότι ένας κύκλος κίνησης αντιστοιχεί στη διάρκεια ενός κτύπου (Burger et al., 2013; 2014). Αυτή η οδηγία χρονίζει την έναρξη και το τέλος του κύκλου, αλλά παρέχει ευελιξία στον τρόπο με τον οποίο εκτελούνται οι φάσεις εντός του κύκλου. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι, υπό την παρουσία ΑΕ, όλοι οι συμμετέχοντες έτειναν ίσως να διαφοροποιήσουν τη σχετική διάρκεια των δύο φάσεων (ως προς τη συνολική διάρκεια του κύκλου κίνησης) αναδεικνύοντας όχι μόνο την επίδραση του ΑΕ στη χρονική ρύθμιση των φάσεων αλλά και του τύπου ΑΕ στον τρόπο χρονισμού των φάσεων. Η μη σημαντική διαφορά μεταξύ της συνθήκης **χωρίς ΑΕ** και **μουσικής για άσκηση** μπορεί να υποδηλώνει ότι η τροποποίηση στον χρονισμό δεν ήταν τόσο μεγάλη ή ομοιόμορφη σε όλα τα άτομα. Αυτό το εύρημα υπογραμμίζει τη μεταβλητότητα ως απόκριση σε διαφορετικούς τύπους ακουστικών ενδείξεων και υπογραμμίζει τη σημασία της εξέτασης των ατομικών διαφορών στον χρονισμό και συγχρονισμό των κινήσεων.

Στην **απαγωγή ισχίου**, η **μουσική για άσκηση** προκάλεσε επίσης μικρότερες διάρκειες κύκλου και φάσεων, που οφείλεται στην υψηλότερη ρυθμική ταχύτητα όπως αναφέρθηκε παραπάνω (Styns et al., 2007; Edworthy & Waring 2006; Van Dyck et al., 2015; Waterhouse et al., 2010), ενώ ο χρονισμός φάσεων δε διέφερε όπως και

στην άσκηση κάθισμα. Όσον αφορά τα υπόλοιπα ΑΕ, παρουσίασαν μια μεγαλύτερη διάρκεια φάσης 2 (επαναφορά του άκρου στην αρχική θέση) συγκριτικά με την **απουσία ΑΕ**. Επίσης, ο χρονισμός φάσεων διέφερε μεταξύ της συνθήκης **χωρίς ΑΕ** και το **μετρονομικό και φωνητικό ΑΕ**, τα οποία σε αυτή την άσκηση τροποποίησαν τον χρονισμό φάσεων σε σχέση με την απουσία ακουστικών ενδείξεων με αποτέλεσμα τη μικρότερη διάρκεια φάσης 1 και μεγαλύτερη διάρκεια φάσης 2 ως προς τη συνολική διάρκεια. Αυτές οι διαφορές ενδεχομένως και να αντικατοπτρίζουν την προσπάθεια συγχρονισμού και την ταυτόχρονη διατήρηση της στάσης στο ένα κάτω άκρο (μονοποδική στήριξη), η οποία εισάγει πρόσθετες προκλήσεις που σχετίζονται με τη σταθερότητα της στάσης και τον έλεγχο της (Hof et al., 2005; Aoki et al., 2018).

Σύγκριση μεταξύ ΑΕ: Κατά την εξέταση των διαφορών μεταξύ των τύπων ΑΕ, η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε τη μεγαλύτερη επίδραση στις χρονικές παραμέτρους και στις δύο ασκήσεις, μειώνοντας σημαντικά τη διάρκεια του κύκλου κίνησης και των φάσεων σε σύγκριση με άλλα ΑΕ. Τα ρυθμικά χαρακτηριστικά της **μουσικής για άσκηση** που χαρακτηρίζεται από γρήγορη ρυθμική ταχύτητα, ευδιάκριτο κτύπο, παρακινητικό ρυθμό και την ύπαρξη πολλών περιοδικοτήτων διευκολύνουν μια ταχύτερη εκτέλεση και πιο δυναμική των ασκήσεων (Burger et al., 2013; Karageorghis et al., 2010; Styns et al., 2007; Thaut., 2005; Thaut et al., 2014). Παρά αυτές τις διαφορές στις διάρκειες, ο χρονισμός των φάσεων παρέμεινε σταθερός μεταξύ των τύπων ΑΕ, υποδεικνύοντας ότι ενώ ακουστικές ενδείξεις ρυθμίζουν τη διάρκεια της κίνησης χωρίς να

επηρεάζουν τον σχετικό χρονισμό των φάσεων.

Ατομική μεταβλητότητα - Μεταξύ και εντός προσπαθειών: Η ατομική μεταβλητότητα εντός και μεταξύ προσπαθειών παρέμεινε χαμηλή, υποδεικνύοντας τη δυνατότητα των συμμετεχόντων να διατηρούν ένα συνεπές χρονικό πρότυπο τόσο μεταξύ προσπαθειών όσο και μεταξύ επαναλήψεων (Atkinson and Nevill, 1998; Kribus-Shmiel et al., 2018). Η βιβλιογραφία παρουσιάζει αντικρουόμενα αποτελέσματα σχετικά με την επίδραση των ΑΕ στη ατομική μεταβλητότητα και κυρίως στην κατεύθυνση της. Ορισμένες μελέτες αναφέρουν *μη σημαντική επίδραση στην ατομική μεταβλητότητα* (Horsak et al., 2016; King & Hannan, 2019; Thaut et al., 1996; Wittwear et al., 2013), άλλες παρατηρούν *σημαντική μείωση της ατομικής μεταβλητότητας* (Leow et al., 2021; Trombetti et al., 2011; Ross et al., 2016; Wittwear et al., 2019; Varlet et al., 2018), και άλλες *σημαντική αύξηση της μεταβλητότητας* (Freeman et al., 1993; Leow et al., 2021; Varlet et al., 2018). Αυτές οι αποκλίσεις προκύπτουν από διαφορές στη μεθοδολογία της μελέτης, συμπεριλαμβανομένων των χαρακτηριστικών του δείγματος, το κινητικό πρότυπο που αξιολογείται, τον τύπο και τα χαρακτηριστικά των ΑΕ και τις μεταβλητές που αξιολογούνται, καθιστώντας δύσκολη τη σύγκριση και τη κατανόηση της επίδρασης των ΑΕ στη μεταβλητότητα. Η **ατομική μεταβλητότητα** είναι μια θεμελιώδης πτυχή του ανθρώπινου κινητικού συστήματος (Stergiou et al, 2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al, 2016), με ένα ποσό μεταβλητότητας να εγγενές σε όλες τις κινητικές ενέργειες, ιδιαίτερα στις ρυθμικές (Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al, 2016). Ενώ η επίδραση των ΑΕ στη μεταβλητότητα

κίνησης που προκαλείται από συγχρονισμό έχει αναδειχθεί σε μελέτες σε ασθενείς με κινητικές διαταραχές που παρουσιάζουν μη φυσιολογική μεταβλητότητα (Thaut et al., 1996; Trombetti et al., 2011; Wittwear et al., 2019), η παρούσα μελέτη επικεντρώθηκε σε νεαρά σωματικά ενεργά υγιή άτομα. Η παρούσα μελέτη επιβεβαιώνει ότι η επίδραση στη μεταβλητότητα διαφέρει ανάλογα με τον τύπο ΑΕ και τη μεταβλητή που εξετάζεται. Συνολικά για τις χρονικές παραμέτρους, η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε τις χαμηλότερες τιμές ατομικής μεταβλητότητας υπογραμμίζοντας τη δυνατότητα αυτών των ακουστικών ενδείξεων να ενισχύσουν τη χρονική συνέπεια μεταξύ στις επαναλήψεις, ενώ το **φωνητικό ΑΕ** παρουσίασε την υψηλότερη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών αλλά την χαμηλότερη μεταξύ προσπαθειών. Αυτά τα αποτελέσματα υποδηλώνουν ότι ορισμένοι τύποι ακουστικής διέγερσης μπορεί να προάγουν μεγαλύτερη κινητική σταθερότητα και ακρίβεια ενώ κάποιιοι άλλοι όχι (Thaut et al., 1996; Trombetti et al. 2011; Wittwear et al. 2019). Η μεγαλύτερη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών που παρατηρήθηκε στο **φωνητικό ΑΕ** πιθανόν να οφείλεται στη εγγενή μεταβλητότητα που υπάρχει μεταξύ των φωνητικών ενδείξεων (Clopper and Smiljanic, 2011; Yu et al., 2023). Ωστόσο, αυτή η μεταβλητότητα δυνητικά οδήγησε σε πιο αυστηρή προσέγκυση σε αυτό το χρονικό πρότυπο, που αντικατοπτρίζεται στη χαμηλή μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών. Αντίθετα, η **μουσική για άσκηση** η οποία προσέγκυσε τα κινητικά πρότυπα σε ταχύτερο ρυθμό εκτέλεσης οδήγησε συνολικά σε πιο σταθερό χρονικό πρότυπο (Burger & Wöllner 2021).

Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα δείχνουν ότι οι ΑΕ επηρεάζουν σημαντικά τις χρονικές παραμέτρους και την ατομική μεταβλητότητα στις ασκήσεις κάθισμα και απαγωγή ισχίου, βελτιώνοντας την ακρίβεια της κίνησης. Η επίδραση των ΑΕ ποικίλλει ανάλογα με τον τύπο τους και το πλαίσιο της άσκησης. Οι ακουστικές ενδείξεις μπορούν να βελτιστοποιήσουν την κινητική απόδοση και να ενισχύσουν τη διαδικασία κινητικής μάθησης.

Για τα άτομα που επιδιώκουν να ενισχύσουν την ατομική μεταβλητότητα κατά τη διάρκεια της προπόνησης, τα ευρήματά μας υποδεικνύουν ότι ορισμένοι τύποι ΑΕ, όπως οι φωνητικές ενδείξεις, μπορεί να είναι ωφέλιμοι. Οι φωνητικές ενδείξεις έδειξαν υψηλότερη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών προσφέροντας πιθανώς ευκαιρίες στα άτομα να προσαρμοστούν και να εξερευνήσουν διαφορετικά πρότυπα κίνησης κατά τη διάρκεια των προπονήσεων. Εκθέτοντας τα άτομα σε διαφορετικά ΑΕ, μπορούν να αναπτύξουν μεγαλύτερη κινητική προσαρμοστικότητα και ευελιξία, κάτι που μπορεί να είναι επωφελές σε δυναμικά και απρόβλεπτα περιβάλλοντα.

Από την άλλη πλευρά, για όσους στοχεύουν στη μείωση της μεταβλητότητας και στη βελτίωση της ακρίβειας απόδοσης, ΑΕ με πιο συνεπείς και προβλέψιμους κτύπους, όπως ορισμένα είδη μουσικών ακουσμάτων ή μετρονομικοί κτύποι, μπορεί να είναι πιο κατάλληλα. Αυτές οι ακουστικές ενδείξεις οδήγησαν σε χαμηλότερη μεταβλητότητα υποδεικνύοντας ένα πιο σταθερό και ελεγχόμενο χρονικό πρότυπο κίνησης. Παρέχοντας μια σταθερή ρυθμική δομή αυτοί οι τύποι ΑΕ μπορούν να

διευκολύνουν τον ακριβή χρονισμό των κινήσεων οδηγώντας σε βελτιωμένη ακρίβεια απόδοσης και επαναληψιμότητα. Κατανοώντας τις διαφορικές επιδράσεις του ΑΕ στη μεταβλητότητα και την ακρίβεια απόδοσης, τα άτομα και οι επαγγελματίες μπορούν να βελτιστοποιήσουν τα προγράμματα άσκησης για να επιτύχουν αποτελεσματικά τους στόχους τους, είτε πρόκειται για ενίσχυση της προσαρμοστικότητας μέσω αυξημένης μεταβλητότητας είτε για ενίσχυση της ακρίβειας μέσω μειωμένης μεταβλητότητας.

6.3.3. ΑΕ και Κινηματικές παράμετροι

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της **κινηματικής ανάλυσης** για τις δύο ασκήσεις (κάθισμα και απαγωγή ισχίου) γίνεται στη βάση των ερευνητικών ερωτημάτων που τέθηκαν εξ' αρχής στην παρούσα εργασία. Για όλες τις **κινηματικές παραμέτρους** που εξετάστηκαν η αλληλεπίδραση μεταξύ της συνθήκης των ΑΕ και του φύλου δεν απέδωσε στατιστική σημαντικότητα ($p > 0.05$). Ως εκ τούτου, τα αποτελέσματα παρουσιάζονται για το σύνολο των συμμετεχόντων χωρίς διάκριση ως προς φύλο. Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων στο κείμενο συνοδεύεται από πίνακες σε τρία παραρτήματα (Παράρτημα Δ, Παράρτημα Ε και Παράρτημα Ζ) όπως επεξηγούνται στις αντίστοιχες παραγράφους.

Οι κινηματικές παράμετροι που εξετάστηκαν περιλαμβάνουν τη μετατόπιση (γραμμική για το κάθισμα και γωνιακή για την απαγωγή ισχίου), την ταχύτητα (γραμμική για το κάθισμα και γωνιακή για την απαγωγή ισχίου),

την γραμμική επιτάχυνση και τον ρυθμό μεταβολής της γραμμικής επιτάχυνσης (jerk). Η ανάλυση των παραμέτρων έγινε με βάση τρεις άξονες: (α) το μέγεθος τους, (β) την ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών και (γ) την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών.

Στο Σχήμα 6.5. παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τα μεγέθη των κινηματικών μεταβλητών τόσο για το κάθισμα όσο και για την απαγωγή ισχίου, ενώ στα Σχήματα 6.6 και 6.7 φαίνονται οι ατομικές μεταβλητότητες (μεταξύ και εντός προσπαθειών) για τις δύο ασκήσεις αντίστοιχα.

Τα αναλυτικά τα περιγραφικά στατιστικά μέτρα (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και τα όρια του διαστήματος εμπιστοσύνης της μέσης τιμής) και οι στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για τον έλεγχο της επίδρασης των ΑΕ, παρατίθενται σε πίνακες στο Παράρτημα Δ για το μέγεθος των κινηματικών παραμέτρων (Πίνακας ΠΑΡ-Δ2) και στο Παράρτημα Ε για την ατομική μεταβλητότητα αυτών (μεταξύ προσπαθειών, Πίνακας ΠΑΡ-Ε 2Α και εντός προσπαθειών Πίνακας ΠΑΡ-Ε 2Β).

6.3.3.1. Δοκιμασία καθίσματος

Στην άσκηση **κάθισμα**, τα αποτελέσματα αποκάλυψαν **σημαντική επίδραση των ΑΕ** στο μέγεθος των κινηματικών παραμέτρων (Σχήμα 6.5). Όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα αυτών, η επίδραση των ΑΕ ήταν **σημαντική** μεταξύ προσπαθειών (Σχήμα 6.7-Αριστερά) αλλά όχι εντός προσπαθειών (Σχήμα 6.7-Δεξιά).

Μέγεθος παραμέτρων. Στο μέγεθος των **κινηματικών παραμέτρων** η

επίδραση των ΑΕ ήταν **σημαντική** σε όλες τις παραμέτρους, εκτός από τη γραμμική μετατόπιση [μετατόπιση: $F(2.7, 100.50)=1.155$, $p=0.329$, $\eta^2=0.03$, power =0.29, ταχύτητα: $F(2.9, 105.72)=26.416$, $p<0.001$, $\eta^2=0.42$, power =1.00, επιτάχυνση: $F(1.8, 66.16)= 25.082$, $p<0.001$, $\eta^2=0.40$, power =1.00, jerk: $F(1.4, 53.57) = 19.682$, $p<0.001$, $\eta^2=0.35$, power =1.00].

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-5 στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen), των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ όσον αφορά το μέγεθος των κινηματικών παραμέτρων για το κάθισμα

Ατομική μεταβλητότητα παραμέτρων. Όσον αφορά τη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών (Σχήμα 6.7) βρέθηκε σημαντική επίδραση των ΑΕ σε όλες τις κινηματικές παραμέτρους, εκτός από τη γραμμική μετατόπιση [ταχύτητα: $F(2.9, 105.72)=5.850$, $p=0.071$, $\eta^2=0.15$, power =0.82, επιτάχυνση: $F(1.8, 66.16)=4.344$, $p=0.025$, $\eta^2=0.12$, power =0.66, jerk: $F(1.4, 53.57) = 3.909$, $p=0.034$, $\eta^2=0.11$, power =0.62]. Στη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών δεν εντοπίστηκε σημαντική επίδραση των ΑΕ σε καμία από τις κινηματικές παραμέτρους ($p > 0.05$), με την μεταβλητότητα να κυμαίνεται από 5.8% έως 13.4% για το σύνολο των παραμέτρων και συνθηκών.

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-7 και ΠΑΡ Ζ-9 στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen), των

κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα των κινηματικών παραμέτρων για το κάθισμα

6.3.3.2. Δοκιμασία απαγωγής ισχίου

Στην άσκηση **απαγωγή ισχίου**, βρέθηκε **σημαντική** επίδραση των ΑΕ στο μέγεθος των κινηματικών παραμέτρων (Σχήμα 6.5), και στην ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών (Σχήμα 6.6-Αριστερά) και εντός προσπαθειών (Σχήμα 6.7-Δεξιά).

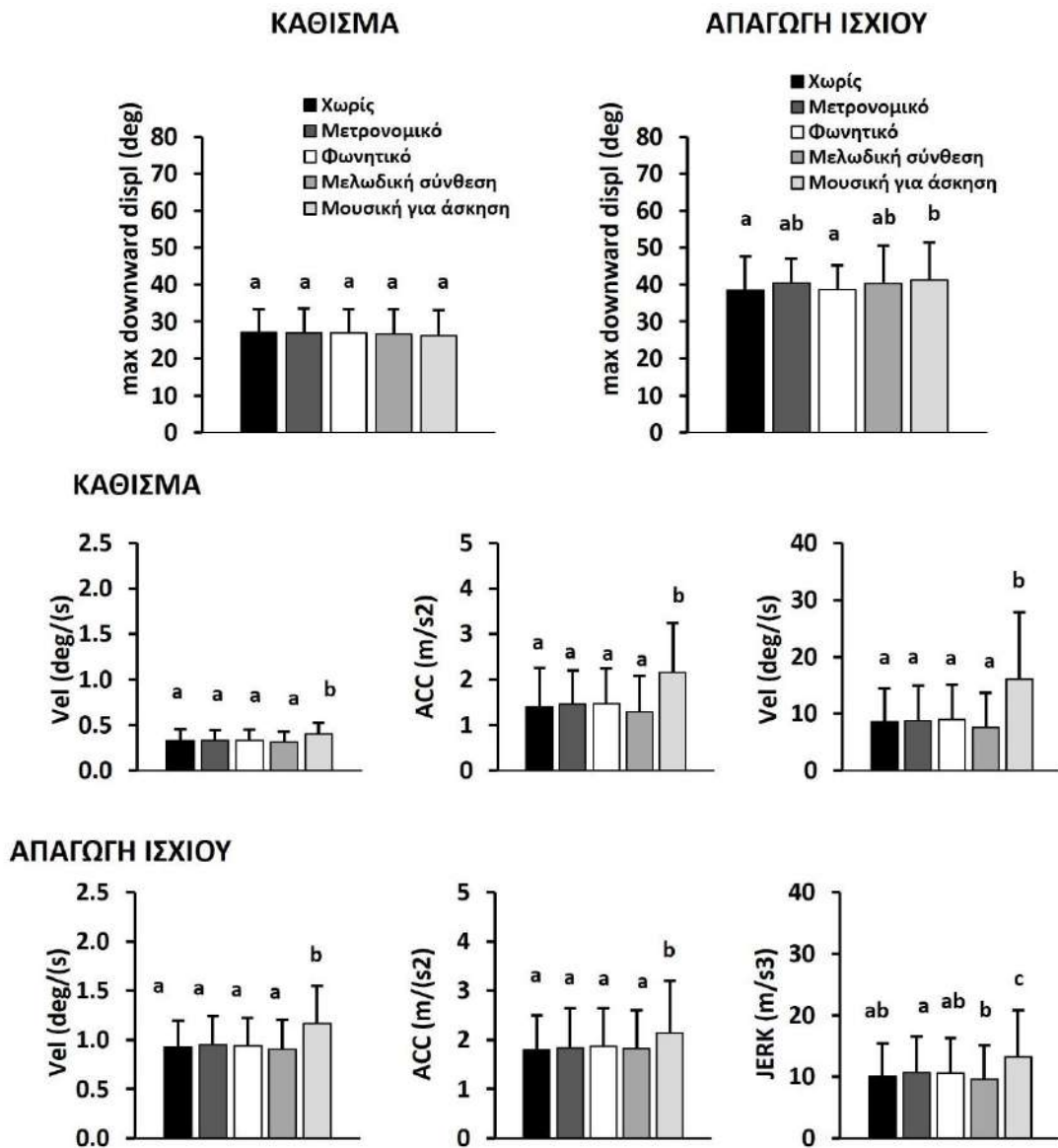
Μέγεθος παραμέτρων. Αναλυτικότερα, στο μέγεθος όλων των **κινηματικών παραμέτρων** βρέθηκε σημαντική επίδραση των ΑΕ [μετατόπιση: $F(3.7, 136.91) = 3.750$, $p = 0.006$, $\eta^2 = 0.09$, power = 0.88, ταχύτητα: $F(2.6, 94.71) = 28.615$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.44$, power = 1.00, επιτάχυνση: $F(2.3, 86.84) = 11.450$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.24$, power = 1.00, jerk: $F(2.5, 93.99) = 17.128$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.32$, power = 1.00].

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-6 στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen), των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ όσον αφορά το μέγεθος των κινηματικών παραμέτρων για την απαγωγή ισχίου.

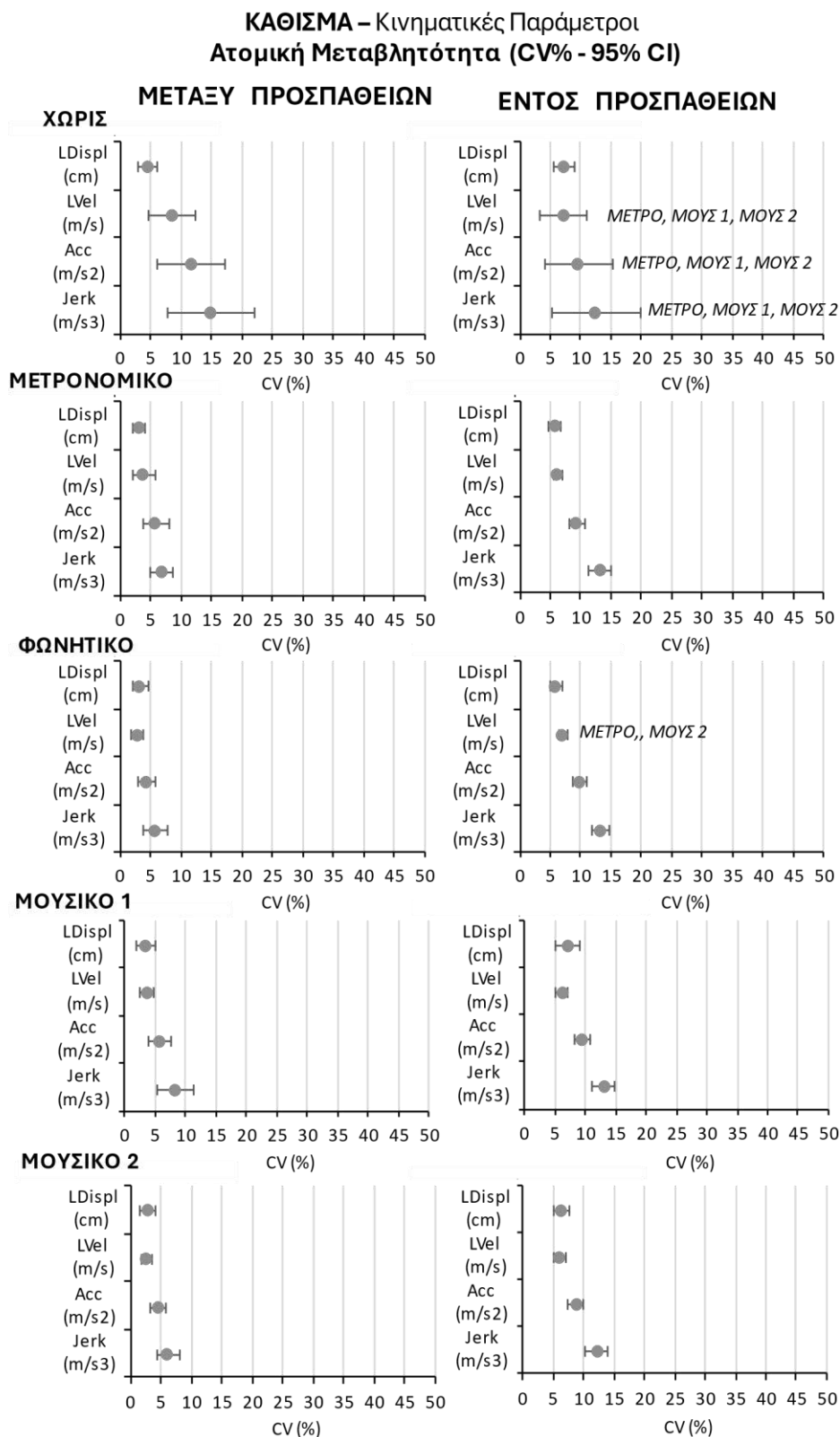
Ατομική μεταβλητότητα παραμέτρων. Η ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών παρουσίασε σημαντική επίδραση των ΑΕ στην ταχύτητα [$F(2.6, 94.71) = 7.830$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.22$, power = 1.00] και το jerk [$F(2.5, 93.99) = 5.214$,

$p = 0.004$, $\eta^2 = 0.16$, power = 0.88]. Στην ατομική μεταβλητότητα **εντός προσπαθειών** βρέθηκε σημαντική επίδραση των ΑΕ σε όλες τις κινηματικές παραμέτρους με εξαίρεση τη γωνιακή μετατόπιση [ταχύτητα: $F(2.9, 105.72) = 14.046$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.28$, power = 1.00, επιτάχυνση: $F(1.8, 66.16) = 8.438$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.19$, power = 1.00, jerk: $F(1.4, 53.57) = 9.887$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.21$, power = 1.00].

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-8 και ΠΑΡ Ζ-10 στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen, των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα των κινηματικών παραμέτρων για την απαγωγή ισχίου.

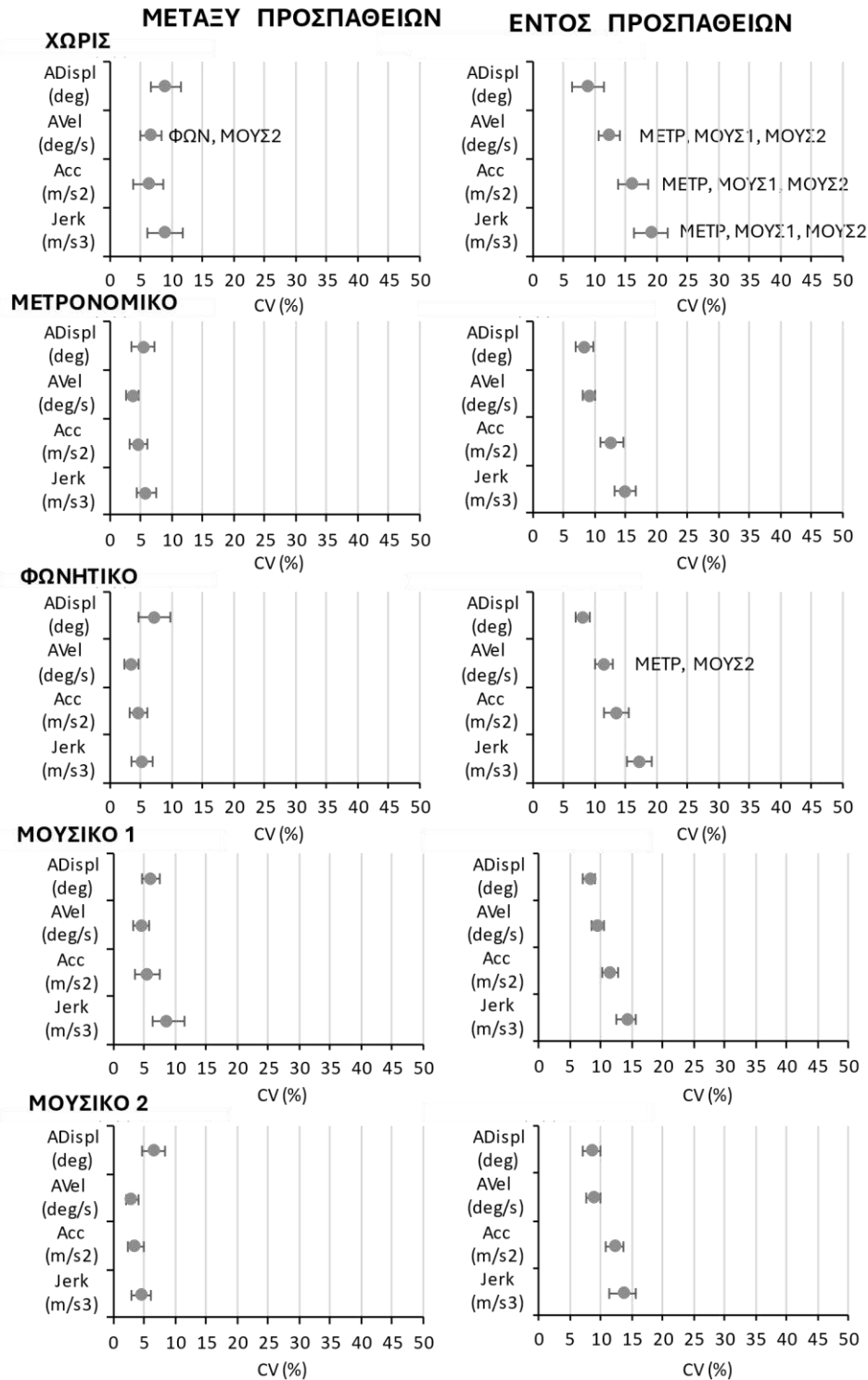


Σχήμα 6.5. Κινηματικές Παράμετροι – για το ΚΑΘΙΣΜΑ και την ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ- Μέση και τυπική απόκλιση της μέγιστης γωνιακής μετατόπισης (πάνω:) καθώς και της γωνιακής ταχύτητας, γραμμικής επιτάχυνσης και ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης –jerk (κάτω). Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).



Σχήμα 6.6. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα *κινηματικών* παραμέτρων. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

**ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ - Κινηματικές Παράμετροι
Ατομική Μεταβλητότητα (CV% - 95% CI)**



Σχήμα 6.7. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα *κινηματικών* παραμέτρων. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

6.3.3.3. Σύνοψη αποτελεσμάτων - ΑΕ και Κινηματικές παράμετροι

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα ακουστικά ερεθίσματα (ΑΕ) επηρέασαν σημαντικά τόσο το μέγεθος των κινηματικών παραμέτρων όσο και την ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών και εντός προσπαθειών. Αυτό υποδηλώνει ότι το ΑΕ έχει αντίκτυπο στο κινηματικό πρότυπο και τη χρονική συνέπεια των κινήσεων κατά τη διάρκεια των ασκήσεων.

Οι επιδράσεις των διαφορετικών ΑΕ συνοψίζονται παρακάτω:

- Τα ΑΕ που παρουσιάστηκαν στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης (**μετρονομικό, φωνητικό και μελωδική σύνθεση**) δεν επηρέασαν το κινηματικό πρότυπο των ασκήσεων.

- Η **μουσική για άσκηση** οδήγησε σε μεγαλύτερη ταχύτητα, επιτάχυνση και jerk σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ καθώς και σε σύγκριση με τα υπόλοιπα ΑΕ.

- Η ατομική μεταβλητότητα **εντός προσπαθειών** στο δεν επηρεάστηκε από τα ΑΕ, ενώ στην απαγωγή ισχίου το **μετρονομικό, η μελωδική σύνθεση και η μουσική για άσκηση** οδήγησαν σε χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ και το **φωνητικό** ΑΕ.

- Τα ΑΕ οδήγησαν σε χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας **μεταξύ προσπαθειών** με το **φωνητικό** και τη **μουσική για άσκηση** να εμφανίζουν τις χαμηλότερες τιμές.

6.3.3.4. Συζήτηση – ΑΕ και Κινηματικές παράμετροι

Η διερεύνηση των επιδράσεων των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) σε κινηματικές παραμέτρους κατά τη διάρκεια των ασκήσεων κάθισμα και

απαγωγή ισχίου είχε ως στόχο την αξιολόγηση της επίδρασης διαφορετικών ΑΕ σε σχέση με μια κατάσταση ελέγχου (χωρίς ΑΕ). Παράλληλα, επιδίωξε να ανιχνεύσει διαφοροποιήσεις μεταξύ των τύπων ΑΕ. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι τα ΑΕ, με εξαίρεση τη **μουσική για άσκηση**, δεν επηρέασαν σημαντικά το μέγεθος των κινηματικών παραμέτρων, αλλά είχαν σημαντική επίδραση στην ατομική μεταβλητότητα μεταξύ και εντός προσπαθειών.

Χωρίς ΑΕ έναντι διαφορετικών ΑΕ: Η επίδραση των ΑΕ σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ ήταν σημαντική μόνο υπό την ακρόαση της **μουσικής για άσκηση**, με σημαντικές αλλαγές σε όλες τις κινηματικές παραμέτρους και στις δύο ασκήσεις. Αντίθετα, τα άλλα τρία ΑΕ δεν επέφεραν στατιστικά σημαντικές αλλαγές. Αυτή η μη σημαντική επίδραση πιθανότατα οφείλεται στο γεγονός ότι η ρυθμική ταχύτητα αυτών των ΑΕ ταίριαζε με την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης των συμμετεχόντων, κάτι που ευθυγραμμίζεται με προηγούμενες έρευνες (Almarwani et al., 2019; Horsak et al., 2016; Leow et al., 2021; Wittwer et al., 2013). Οι μελέτες αυτές, παρόλο που αφορούν τη βάδιση – μια εγγενώς ρυθμική κίνηση – συμφωνούν με τα ευρήματά μας. Για παράδειγμα, οι Wittwer και συνεργάτες (2013), παρατήρησαν παρόμοιες τιμές σε κινηματικές παραμέτρους (ταχύτητα, μήκος διασκελισμού) μεταξύ βάδισης χωρίς ΑΕ και υπό την ακρόαση μετρονομικού ΑΕ στην προτιμώμενη συχνότητα βάδισης (Wittwer et al., 2013). Αντίστοιχα, οι Almarwani και οι συνεργάτες (2019), δε βρήκαν σημαντικές διαφορές σε παρόμοιες κινηματικές παραμέτρους (ταχύτητα, μήκος βήματος) μεταξύ βάδισης χωρίς

ΑΕ και υπό την ακρόαση μετρονομικού ΑΕ στην προτιμώμενη συχνότητα βάδισης (Almarwani et al., 2019). Παρόμοια, οι Horsak και συνεργάτες (2016), που χρησιμοποίησαν ΑΕ που προέρχονται από την ηχητικοποίηση της κίνησης ενώ βρήκαν διαφορές στην ταχύτητα βάδισης που εξηγούνται ενδεχομένως από την προσπάθεια για συγχρονισμό με αυτόν τον τύπο ερεθίσματος, οι διαφορές αυτές δεν ήταν σημαντικές μεταξύ των ΑΕ και της συνθήκης χωρίς ΑΕ (με εξαίρεση ένα από τα 5) (Horsak et al., 2016). Ακόμα, οι Leow και συνεργάτες (2021), που χρησιμοποίησαν μουσικά ΑΕ με διαφορετικό βαθμό παρακινητικής ιδιότητας (groove), παρατήρησαν διαφορετική επίδραση των ΑΕ στις κινηματικές παραμέτρους, ωστόσο δεν ήταν σημαντικά διαφορετικές μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και όλων των ΑΕ (Leow et al., 2021). Ωστόσο, πρέπει να σημειωθεί ότι οι παραπάνω μελέτες αφορούν τη βάδιση, ενώ η παρούσα έρευνα εξετάζει διαφορετικά κινητικά πρότυπα, όπως το κάθισμα και την απαγωγή ισχίου. Παρόλα αυτά, σε όλες τις κινητικές ενέργειες, η προτιμώμενη συχνότητα κίνησης έχει στόχο να ελαχιστοποιήσει την ενεργειακή δαπάνη (Naruse & Takane 2000; Todd et al., 2007; Smoll, 1975a; Smoll, 1975b; Smoll & Schutz, 1978). Αλλαγές στις κινηματικές παραμέτρους απαιτούν περισσότερη ενέργεια (Leow et al., 2021). Το κόστος μπορεί να μην είναι ιδιαίτερα υψηλό (εξαρτάται από το ΑΕ), αλλά το νευρικό σύστημα προτιμά οικονομικούς τρόπους για να φέρει εις πέρας μια διεργασία, όπως και επιτεύχθηκε στην προκειμένη περίπτωση ο συγχρονισμός με το **μετρονομικό, φωνητικό και μελωδική σύνθεση**. Προηγούμενες μελέτες δείχνουν ότι σημαντικές αλλαγές στις κινηματικές παραμέτρους προκύπτουν

συνήθως σε άτομα με διαταραγμένα κινητικά πρότυπα (Cha et al. 2014), μετά από παρεμβατικό πρόγραμμα (Dalla Bella et al. 2017; de Bruin et al. 2010; Pau et al., 2016; Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996;1997) ή όταν η ρυθμική ταχύτητα αποκλίνει από την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης (Cha et al. 2014;Thaut et al., 1996). Η **μουσική για άσκηση** της οποίας η ρυθμική ταχύτητα ήταν 4 έως 5 φορές μεγαλύτερη από την προτιμώμενη συχνότητα, για το κάθισμα και απαγωγή ισχίου, αντίστοιχα, οδήγησε σε ταχύτερη εκτέλεση των ασκήσεων, με αύξηση της ταχύτητας και της επιτάχυνσης. Η παρακινητική ιδιότητα της **μουσικής για άσκηση**, πέρα από την ταχύτερη ρυθμική του ταχύτητα, συνέβαλε επίσης στην αύξηση αυτών των κινηματικών παραμέτρων Στην μελέτη των Wittwer και συνεργατών (2013), η μουσική οδήγησε σε αύξηση της ταχύτητας βάδισης σε σύγκριση με το μετρονομικό ΑΕ, παρόλο που είχαν την ίδια ρυθμική ταχύτητα. Όπως αναφέρουν οι συγγραφείς στην εργασία τους η σημαντική αυτή διαφορά μπορεί να σχετίζεται με ένα χαρακτηριστικό του μουσικού ΑΕ εκτός από την ρυθμική ταχύτητα (βασικός κτύπο) η οποία ήταν κοινή και για τα δύο ερεθίσματα (Wittwer et al., 2013). Σε άλλες έρευνες έχει βρεθεί ότι τα μουσικά ΑΕ με υψηλή παρακινητική ιδιότητα οδηγούν σε γρηγορότερες ταχύτητες κίνησης (Leow et al., 2021; Ross et al., 2016). Στην εργασία των Leow και συνεργατών (2021), ΑΕ που παρουσιάστηκαν στην ίδια ρυθμική ταχύτητα αλλά διέφεραν στον βαθμό της παρακινητικής ιδιότητας οδήγησαν σε διαφορετικές επιδράσεις στα κινηματικά χαρακτηριστικά, με αυτά με την υψηλή παρακινητική ιδιότητα να επιφέρουν ταχύτερη βάδιση. Η μουσική με υψηλή παρακινητική ιδιότητα πέρα

από τον έντονο και ευδιάκριτο κτύπο (beat salience) έχει μεγαλύτερη πυκνότητα ηχητικών γεγονότων που συμβαίνουν συχνά σε υποδιαίρεσεις του διαστήματος των βασικών κτύπων παρέχοντας πρόσθετες ενδείξεις στις οποίες μπορεί να προσελκυστεί η κίνηση (Madison et al. 2011; Leow et al., 2021; Stupacher et al. 2016).

Η αύξηση της ταχύτητας και της επιτάχυνσης στη **μουσική για άσκηση** συνοδεύτηκε από αύξηση του jerk, μιας παραμέτρου που αξιολογεί την ομαλότητα της κίνησης. Συγκεκριμένα, το jerk αποτελεί έναν δείκτη ποσοτικοποίησης της ροής της κίνησης ή αλλιώς της ομαλότητας της και είναι η παράγωγος της επιτάχυνσης (Hogan & Sternad, 2009; Zhang et al., 2019). Με μαθηματικούς όρους η ομαλότητα περιγράφεται από τον τρόπο που η επιτάχυνση αλλάζει με την πάροδο του χρόνου. Εάν το jerk είναι μικρό σημαίνει ότι η επιτάχυνση αλλάζει ομαλά και σταδιακά, υποδεικνύοντας μια πιο φυσική και ομαλή ροή κίνησης (Hogan & Sternad, 2009). Από την άλλη εάν το jerk είναι μεγάλο, σημαίνει ότι η επιτάχυνση αλλάζει απότομα, οδηγώντας σε μια λιγότερο ομαλή και δυνητικά σπασμωδική κίνηση. Σε κινήσεις όπως το κάθισμα και η απαγωγή ισχίου, όταν εκτελούνται επαναληπτικά, η αλλαγή κατεύθυνσης της κίνησης (εναλλαγή φάσεων) περιλαμβάνει αλλαγή της ταχύτητας της κίνησης, η οποία με τη σειρά της απαιτεί αλλαγές στην επιτάχυνση. Για παράδειγμα, στο κάθισμα, η μετακίνηση από την καθοδική (έκκεντρη) φάση στην ανοδική (σύγκεντρη) φάση απαιτεί μια αλλαγή στην επιτάχυνση για να αντιστραφεί αποτελεσματικά η κατεύθυνση της κίνησης (Schöenfeld, 2010). Ομοίως, στην απαγωγή του ισχίου, η αλλαγή από την κίνηση του ποδιού από μέσα προς

τα έξω (και αντίστροφα) συνεπάγεται αλλαγή της επιτάχυνσης της κίνησης (Bolgia & Uhl, 2005).

Η ταχύτητα με την οποία εκτελείτε μια κίνηση επηρεάζει άμεσα τον ρυθμό μεταβολής της επιτάχυνσης και σε συνδυασμό με την απαίτηση των αλλαγών στην επιτάχυνση και την επιβράδυνση των κινητικών προτύπων του καθίσματος και της απαγωγής ισχίου, είναι αναμενόμενο η αύξηση της να οδηγήσει σε πιο γρήγορες αλλαγές στην επιτάχυνση και κατά συνέπεια σε αύξηση του jerk (Hogan & Sternad, 2009). Σημαντικό είναι να αναφερθεί ότι ενώ η **μουσική για άσκηση** οδήγησε σε αύξηση της ταχύτητας, της επιτάχυνσης και κατ' επέκταση και του jerk, αυτές οι μεταβολές δεν ήταν ομοιόμορφες (δεν ακολουθούσαν το ίδιο πρότυπο) στις ασκήσεις και στις κινηματικές παραμέτρους. Η ταχύτητα σημείωσε παρόμοια αύξηση και στις δύο ασκήσεις - περίπου 25% στο κάθισμα και 26% στην απαγωγή ισχίου - όμως η αύξηση της επιτάχυνσης ήταν πιο μεγάλη στην άσκηση κάθισμα, αύξηση 57% σε σύγκριση με μια αύξηση 19% στην απαγωγή ισχίου. Ομοίως, η αύξηση του jerk, η οποία όμως ήταν αρκετά μεγαλύτερη από αυτή της ταχύτητας, εμφάνισε μεγαλύτερη ανομοιομορφία, με αύξηση κατά 86% στο κάθισμα έναντι 32% στην απαγωγή του ισχίου. Η διαφορά στο ποσοστό αύξησης του jerk που παρατηρήθηκαν μεταξύ των ασκήσεων παρά την ίδια αύξηση της ταχύτητας, μπορούν να αποδοθούν σε διάφορους παράγοντες, συμπεριλαμβανομένων των διαφορών στις βιομηχανικές απαιτήσεις και την αξιολόγηση του jerk σε διαφορετικά τμήματα του σώματος. Η ομαλότητα μιας κίνησης είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με το είδος της κίνησης (Balasubramanian et al., 2015). Η βιομηχανική το καθίσματος

περιλαμβάνει την κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας του σώματος (ΚΜ), που κυρίως καθοδηγείται από συντονισμένες κινήσεις των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής (Schöenfeld, 2010). Αντίθετα, η απαγωγή του ισχίου εμπλέκει κυρίως τους απαγωγείς μύες του ισχίου για να μετακινήσει το κάτω άκρο πλευρικά μακριά από τη μέση γραμμή του σώματος, με την αξιολόγηση να εστιάζεται στο κέντρο μάζας του κάτω άκρου που κινείται (Ashtiani et al., 2019; Bolgla & Uhl, 2005). Κατά τη διάρκεια ενός καθίσματος, η μετάβαση μεταξύ των φάσεων καθόδου και ανόδου περιλαμβάνει αλλαγές στην επιτάχυνση καθώς αντιστρέφετε η κατεύθυνση της κίνησης. Σε γρήγορη ταχύτητα εκτέλεσης αυτή η δυναμική εναλλαγή φάσεων αποτυπώνεται με σε σχετικά υψηλές τιμές jerk, ειδικά κατά την αξιολόγηση του ΚΜ του σώματος. Στην απαγωγή του ισχίου, αν και εξακολουθεί να υπάρχει αλλαγή στην επιτάχυνση κατά την πλάγια κίνηση του ποδιού, η μηχανική διαφέρει. Η προσπάθεια διατήρησης της ισορροπίας και η αποφυγή πτώσης, οδηγούν σε ενισχυμένο έλεγχο της κίνησης, με αποτέλεσμα ομαλότερες κινήσεις ανεξάρτητα από την ταχύτητα εκτέλεσης (Aoki et al., 2018; Ashtiani et al., 2019; Bolgla & Uhl, 2005; Hof et al., 2005). Αυτή η διαφοροποίηση υπογραμμίζει την αλληλεπίδραση μεταξύ της βιομηχανικής, του ελέγχου της κίνησης και της δυναμικής του jerk σε διαφορετικούς τύπους άσκησης (Balasubramanian et al., 2015).

Τα ευρήματα σχετικά με τη μετατόπιση στις ασκήσεις κάθισμα και απαγωγής ισχίου αναδεικνύουν μια ιδιαίτερη επίδραση των ΑΕ στο κινηματικό πρότυπο. Στην άσκηση κάθισμα, παρά την αυξημένη ταχύτητα

κίνησης υπό την ακρόαση της **μουσικής για άσκηση**, η κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας (ΚΜ) παρέμεινε σταθερή. Το αποτέλεσμα ευθυγραμμίζεται με αυτά προηγούμενης έρευνας των Cha και συνεργατών (2022), όπου η ταχύτητα εκτέλεσης της κίνησης (αργή, κανονική, υψηλή) δεν φάνηκε να επηρεάζει το εύρος κίνησης των γωνιών των αρθρώσεων που συμμετέχουν στην κίνηση (ισχίο, γόνατο, ποδοκνημική) (Cha et al., 2022). Στην μελέτη τους, όπως και στην δική μας είχαν δοθεί οδηγίες ως προς την εκτέλεση τις κίνησης του καθίσματος. Συγκεκριμένα, στην αρχή της μέτρησης δόθηκε οδηγία στους δοκιμαζόμενους για εκτέλεση ενός τυπικού καθίσματος με τους μηρούς να διατηρούνται παράλληλα με το έδαφος (περίπου 80-110 μοίρες κάμψης του γόνατος). Η μη σημαντική επίδραση της ταχύτητας στη μετατόπιση του ΚΜ πιθανόν και να οφείλεται στην προσπάθεια διατήρησης της τεχνικής προσπερνώντας οποιαδήποτε πιθανή επίδραση της **μουσικής για άσκηση**.

Στην περίπτωση της απαγωγής ισχίου, η αυξημένη ταχύτητα που προκαλείται από τη **μουσική για άσκηση** είχε ως αποτέλεσμα μια ελαφρά αύξηση στην πλάγια γωνιακή μετατόπιση την κνήμης σε σύγκριση τόσο με την συνθήκη χωρίς ΑΕ, όσο και το **φωνητικό** ΑΕ. Ωστόσο, αυτή η αύξηση ανήλθε μόνο σε περίπου 2.5 μοίρες, η οποία θα μπορούσε να θεωρηθεί ελάχιστης φυσιολογικής σημασίας για το δείγμα της μελέτης. (υγιείς φυσικά δραστήριοι ενήλικες). Σε υγιείς, σωματικά δραστήριους ενήλικες, μια αύξηση 2 μοιρών στο εύρος κίνησης της κνήμης κατά τη διάρκεια της απαγωγής του ισχίου μπορεί να μην έχει σημαντικές επιδράσεις στην ενεργοποίηση των απαγωγών μυών ή σε

λειτουργικά οφέλη. Δεδομένου ότι η αύξηση είναι σχετικά μικρή, είναι απίθανο να απαιτηθεί σημαντικά περισσότερη μυϊκή ενεργοποίηση ή να οδηγήσει σε αξιοσημείωτες βελτιώσεις στην απόδοση απαγωγής ισχίου. Ενώ σε αυτή την άσκηση δε δόθηκε οδηγία ως προς το εύρος της κίνησης αλλά μόνο ως προς την διατήρηση του κορμού σε κάθετη θέση (αποφυγή πλάγιας κλίσης) (Bojla & Uhl, 2005), φάνηκε ότι οι μηχανικές απαιτήσεις της περιορίζουν την μεγάλη μεταβολή του εύρους κίνησης του κάτω άκρου (Aoki et al., 2018; Ashtiani et al., 2019; Hof et al., 2005).

Σύγκριση μεταξύ ΑΕ: Κατά την εξέταση των διαφορών μεταξύ των ΑΕ, η **μουσική για άσκηση** ξεχώρισε για την μεγαλύτερη επίδραση στις κινηματικές παραμέτρους και στις δύο ασκήσεις. Αυτή η συνθήκη οδήγησε σε μεγαλύτερες τιμές ταχύτητας, επιτάχυνσης και jerk σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ, κάτι που ενισχύει την ισχυρή ρυθμική της επιρροή (Burger et al., 2013; Karageorghis et al., 2010; Leow et al., 2021; Ross et al., 2016; Styns et al., 2007; Thaut., 2005; Thaut et al., 2014; Wittwer et al., 2013). Η ερμηνεία των αποτελεσμάτων ακολουθεί ίδιες σκέψεις που συζητήθηκαν προηγουμένως στις χρονικές παραμέτρους σχετικά με την σύγκριση της **μουσικής για άσκηση** με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.

Ατομική Μεταβλητότητα: Οι παρατηρούμενες επιδράσεις των ΑΕ στη μεταβλητότητα μεταξύ και εντός προσπαθειών παρέχει ενδιαφέρουσες πληροφορίες για τον ρόλο των ΑΕ στη διατήρηση του κινηματικού προτύπου. Στην περίπτωση της **άσκησης καθίσματος**, η ατομική μεταβλητότητα **εντός προσπαθειών** παρέμεινε σταθερή σε όλες τις συνθήκες ΑΕ,

υποδεικνύοντας ότι τα ΑΕ δεν επηρέασαν σημαντικά τη χρονική συνέπεια των κινηματικών παραμέτρων μεταξύ επαναλήψεων. Αυτό το αποτέλεσμα έρχεται σε συμφωνία με προηγούμενες μελέτες σε υγιή πληθυσμό, τόσο στο πρότυπο της βάδισης (Leow et al., 2021; Wittwer et al., 2013) όσο και στην άσκηση κάθισμα (King & Hannan, 2019), οι οποίες αναφέρουν ότι η μεταβλητότητα των κινηματικών παραμέτρων παρέμεινε σταθερή κατά την ακρόαση ΑΕ με ρυθμική ταχύτητα αντίστοιχη της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης (Leow et al., 2021; Wittwer et al., 2013). Ωστόσο, στην παρούσα μελέτη ούτε η **μουσική για άσκηση** επηρέασε τη μεταβλητότητα του κινηματικού προτύπου παρά την αύξηση που παρατηρήθηκε στο μέγεθος των παραμέτρων. Παρόμοια στη μελέτη των King και Hannan (2019), η μεταβλητότητα της παραμέτρου συντονισμού των μελών των κάτω άκρων δεν εμφάνισε σημαντικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών προτιμώμενης και μη προτιμώμενης (επιβαλλόμενης συχνότητας κίνησης).

Η σταθεροποίηση κινητικών προτύπων (μείωσης μεταβλητότητας) που προέρχεται από την κινητική προσέλκυση και τον συγχρονισμό εμφανίζεται κυρίως όταν η κίνηση ενός ατόμου είναι εγγενώς πιο μεταβλητή, δηλαδή σε άτομα που παρουσιάζουν σχετικά μεγάλη μεταβλητότητα πέρα της φυσιολογικής, όπως παρατηρείται σε ηλικιωμένα άτομα ή σε ασθενείς που πάσχουν από κινητικές διαταραχές (Thaut et al., 1996; Trombetti et al. 2011; Wittwear et al. 2019). Ενδεχομένως λοιπόν, η μεταβλητότητα **εντός προσπαθειών** που παρουσιάζουν οι κινηματικές παράμετροι στην άσκηση κάθισμα εμπίπτει στα όρια της φυσιολογικής μεταβλητότητας που

είναι εγγενής στην ανθρώπινη κίνηση (Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016). Αυτό το εύρος μεταβλητότητας πιθανότατα αντανακλά την πολύπλοκη αλληλεπίδραση των μηχανισμών νευρομυϊκού ελέγχου που διέπουν την ρυθμική εκτέλεση της κίνησης σε κινηματικό επίπεδο (Davids et al., 2003; Sanders et al., 2019; Stergiou et al., 2006; Stergiou & Decker, 2011; Stergiou et al., 2016), το οποίο διατηρείται σταθερό ανεξάρτητα από την προσπάθεια για συγχρονισμό με τα ΑΕ.

Στην **απαγωγή ισχίου**, παρατηρήθηκε μια επίδραση των ΑΕ στη μεταβλητότητα **εντός προσπαθειών**. Συγκεκριμένα, όλα τα ΑΕ εκτός του **φωνητικού**, εμφάνισαν σημαντικά χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας εντός προσπαθειών σε σύγκριση με την συνθήκη χωρίς ΑΕ. Αυτή η επίδραση μπορεί να συνδέεται με την τις βιομηχανικές απαιτήσεις και τις στρατηγικές νευρομυϊκού ελέγχου (Aoki et al., 2018; Ashtiani et al., 2019; Bolgla & Uhl, 2005; Hof et al., 2005). Η απαγωγή ισχίου απαιτεί ακριβή συντονισμό και ενεργοποίηση των απαραίτητων μυϊκών ομάδων για τον έλεγχο της κίνησης του ισχίου και τη σταθεροποίηση της πυέλου και του μη κινούμενου κάτω άκρου (Bolgla & Uhl, 2005). Η παρατηρούμενη μείωση της μεταβλητότητας εντός προσπαθειών με ορισμένα ΑΕ θα μπορούσε να είναι ενδεικτική του ενισχυμένου κινητικού ελέγχου και της συνέπειας στην εκτέλεση της κίνησης. Η απαγωγή ισχίου πέρα από το έλεγχο του κινούμενου άκρου απαιτεί και τον έλεγχο για διατήρηση της ισορροπίας συνεπώς μπορεί να οδηγηθεί σε μεγαλύτερες διακυμάνσεις μεταξύ επαναλήψεων για να αποφευχθεί η πτώση. Έτσι λοιπόν μπορεί να χαρακτηριστεί ως κινητικό πρότυπο με

μεγαλύτερη εγγενή μεταβλητότητα με αποτέλεσμα να υπάρχει περιθώριο βελτίωσης από τα ΑΕ (Varlet et al., 2018; Thaut et al., 1996; Trombetti et al., 2011; Wittwear et al., 2019). Η μη σημαντική επίδραση του φωνητικού ΑΕ πιθανώς να οφείλεται στην εγγενή μεταβλητότητα που παρουσιάζουν τα ηχητικά γεγονότα (Amrani, & Golubic, 2022), η οποία αν και δεν αύξησε περαιτέρω την μεταβλητότητα δε μπόρεσε να οδηγήσει σε ένα πιο σταθερό κινηματικό πρότυπο.

Η επίδραση των ΑΕ στη μεταβλητότητα **μεταξύ προσπαθειών** ήταν επίσης αξιωσημείωτη. Τα ΑΕ οδήγησαν σε χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας στο κινηματικό πρότυπο μεταξύ προσπαθειών συνολικά και στις δύο ασκήσεις, με το **φωνητικό ΑΕ** και τη **μουσική για άσκηση** να παρουσιάζουν τις χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας. Αυτό υποδηλώνει ότι τα ΑΕ, ιδιαίτερα τα φωνητικά και τα ρυθμικά, μπορεί να συμβάλλουν σε μεγαλύτερη συνέπεια στην απόδοση σε διάφορες προσπάθειες των ασκήσεων. Η χαμηλή μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών υποδηλώνει μια πιο σταθερή και προβλέψιμη κινηματική απόκριση στην ακουστική διέγερση ενισχύοντας δυνητικά τη συνολική απόδοση και ακρίβεια της κίνησης. Θα μπορούσε να θεωρηθεί ότι τα συγκεκριμένα ΑΕ οδήγησαν σε πιο αυστηρό συγχρονισμό. Συγκεκριμένα η **μουσική για άσκηση** έχει προβλέψιμο κτύπο που καθοδήγησε την κίνηση (Madison et al., 2011; Leow et al., 2021; Stupacher et al., 2016; Thaut 1996). Από την άλλη πλευρά το **φωνητικό ΑΕ** παρουσιάζει μια μεγαλύτερη διακύμανση μεταξύ ηχητικών γεγονότων το οποίο δε το καθιστά και τόσο προβλέψιμο (Amrani, & Golubic, 2022) όπως φάνηκε από την μεγαλύτερη μεταβλητότητα εντός

προσπάθειας. Ωστόσο, παρά την εγγενή μεταβλητότητα των φωνητικών ενδείξεων, οι συμμετέχοντες μπορεί να ανέπτυξαν ένα πιο σταθερό και προβλέψιμο κινηματικό πρότυπο στο σύνολο των επαναλήψεων το οποίο αντικατοπτρίζεται στις δύο προσπάθειες και τη μειωμένη τους μεταβλητότητα. Ο συνδυασμός της μεγαλύτερης μεταβλητότητας εντός προσπαθειών και μικρότερης μεταβλητότητας μεταξύ προσπαθειών με το **φωνητικό** ΑΕ αντανακλά τη σύνθετη αλληλεπίδραση μεταξύ των εγγενών χαρακτηριστικών του ακουστικού ερεθίσματος και των διαδικασιών κινητικού ελέγχου των συμμετεχόντων.

Συνοψίζοντας, τα ευρήματα στο σύνολο τους υπογραμμίζουν τις διαφορικές επιδράσεις των ΑΕ στη μεταβλητότητα της κίνησης ανάλογα με τον τύπο της άσκησης και τα ειδικά χαρακτηριστικά των ακουστικών ενδείξεων. Ενώ ορισμένες ασκήσεις μπορεί να παρουσιάζουν σταθερά κινηματικά πρότυπα ανεξάρτητα από την ακουστική διέγερση, άλλες μπορεί να ωφεληθούν από ορισμένους τύπους ακουστικών ενδείξεων για την ενίσχυση της συνέπειας εντός και μεταξύ προσπαθειών. Περαιτέρω έρευνα που διερευνά τους υποκείμενους μηχανισμούς που οδηγούν αυτά τα αποτελέσματα θα μπορούσε να προσφέρει πολύτιμες γνώσεις για τη βελτιστοποίηση της χρήσης ακουστικών ενδείξεων σε προγράμματα βελτίωσης της απόδοσης και αποκατάστασης της κίνησης.

6.3.4. Κινητικές παράμετροι

Η ανάλυση των κινητικών παραμέτρων πραγματοποιήθηκε μόνο για την άσκηση του καθίσματος, με στόχο να διερευνηθεί η πιθανή επίδραση των ΑΕ. Για όλες τις

κινητικές παραμέτρους που εξετάστηκαν η αλληλεπίδραση μεταξύ των ΑΕ και του φύλου δεν απέδωσε στατιστική σημαντικότητα ($p > 0.05$). Ως εκ τούτου, τα αποτελέσματα παρουσιάζονται για το σύνολο των συμμετεχόντων χωρίς διάκριση ως προς το φύλο..

Οι κινητικές παράμετροι που εξετάστηκαν περιλαμβάνουν τη μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (Fz_{max} σε Ν και χSB), τον ρυθμό ανάπτυξης δύναμης (RFD), καθώς και τις χρονικές διάρκειες επίτευξης της Fz_{max} πό τη στιγμή που επιτυγχάνεται το σωματικό βάρος μέχρι τη μέγιστη δύναμη (tFz_{BW-Max}) και από τη στιγμή που επιτυγχάνεται η ελάχιστη δύναμη μέχρι τη μέγιστη δύναμη ($tFz_{Min-Max}$).

Η ανάλυση των παραμέτρων έγινε με βάση τρεις άξονες: (α) το μέγεθος τους, (β) την ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών και (γ) στην ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών.

Στο Σχήμα 6.8. παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τα μεγέθη των κινητικών παραμέτρων στην άσκηση καθίσματος (η ανάλυση δεν εφαρμόστηκε για την απαγωγή ισχίου) ενώ στα Σχήματα 6.9 και 6.10 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα σχετικά με την ατομική μεταβλητότητα (μεταξύ και εντός προσπαθειών, αντίστοιχα).

Τα αναλυτικά τα περιγραφικά στατιστικά μέτρα (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και τα όρια του διαστήματος εμπιστοσύνης της μέσης τιμής) και οι στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για τον έλεγχο της επίδρασης των ΑΕ, παρατίθενται σε πίνακες στο Παράρτημα Δ για το μέγεθος των

κινητικών παραμέτρων (Πίνακας ΠΑΡ-Δ3) και στο Παράρτημα Ε για την ατομική μεταβλητότητα αυτών (μεταξύ προσπαθειών, Πίνακας ΠΑΡ-Ε 3Α και εντός προσπαθειών Πίνακας ΠΑΡ-Ε 3Β).

6.3.4.1. Δοκιμασία καθίσματος

Τα αποτελέσματα δείχνουν **σημαντική επίδραση των ΑΕ** στο μέγεθος όλων των κινητικών παραμέτρων και μόνο σε μία παράμετρο όσον αφορά τη μεταβλητότητα μεταξύ και εντός προσπαθειών.

Μέγεθος παραμέτρων.
Αναλυτικότερα, για το **μέγεθος των κινητικών παραμέτρων** παρατηρήθηκε σημαντική επίδραση των ΑΕ σε όλες τις παραμέτρους [Fzmax (N): $F=15.147$, $p<0.001^*$, $\eta^2=0.29$, $\text{power}=1.00$, Fzmax(xΣB): $F=5.611$, $p=0.001^*$, $\eta^2=0.13$, $\text{power}=0.95$, RFD: $F=22.826$, $p<0.001^*$, $\eta^2=0.38$, $\text{power}=1.00$, tFz MM: $F=17.199$, $p<0.001^*$, $\eta^2=0.32$, power

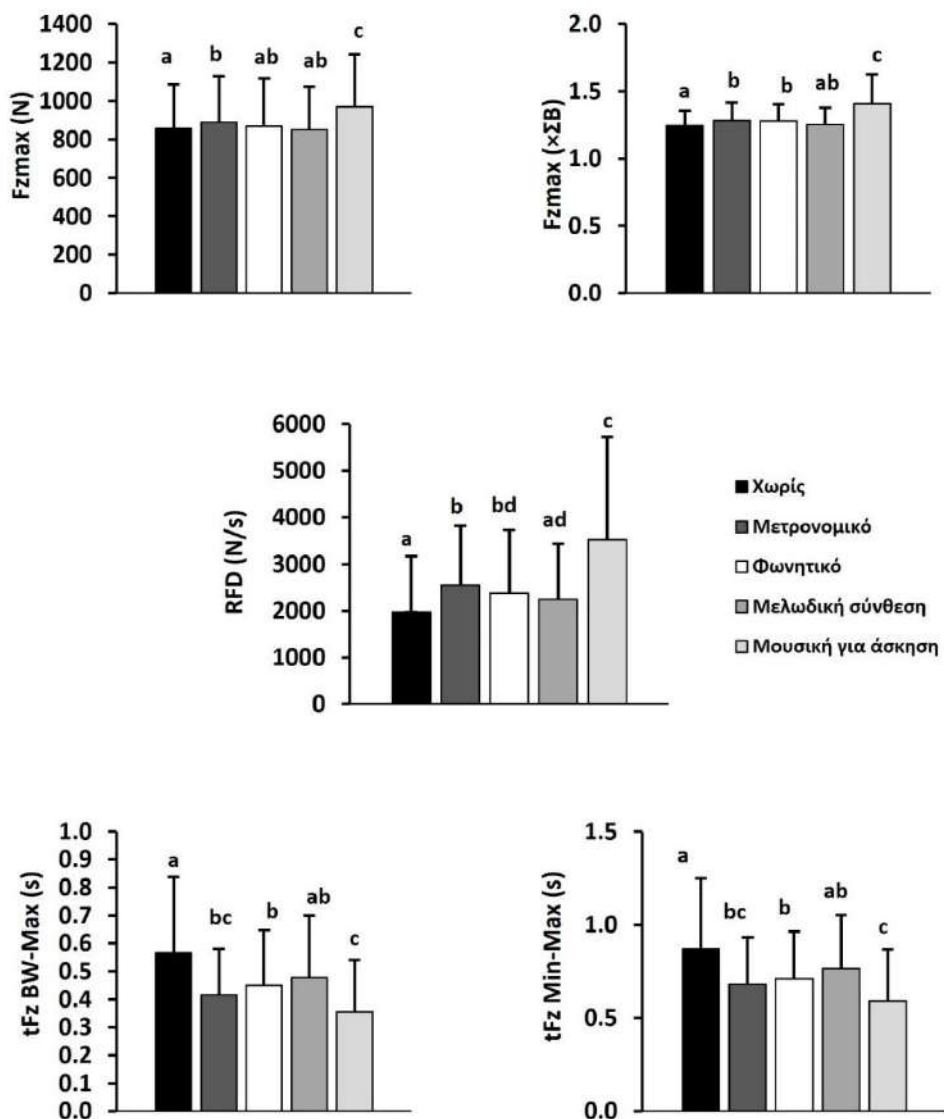
$=1.00$, tFz BW: $F=14.824$, $p<0.001^*$, $\eta^2=0.29$, $\text{power}=1.00$].

Όσον αφορά τη μεταβλητότητα **μεταξύ προσπαθειών** βρέθηκε σημαντική επίδραση των ΑΕ στο ρυθμό ανάπτυξης της δύναμης RFD [$F(2.9, 105.72)=3.446$, $p=0.047$, $\eta^2=0.09$, $\text{power}=0.57$], καθώς και στη χρονική διάρκεια tFz BW [$F(2.9, 105.72)=4.079$, $p=0.019^*$, $\eta^2=0.11$, $\text{power}=0.72$].

Στη μεταβλητότητα **εντός προσπαθειών** σημαντική επίδραση των ΑΕ βρέθηκε μόνο στη χρονική διάρκεια tFz BW [$F=3.585$, $p=0.014^*$, $\eta^2=0.09$, $\text{power}=0.08$].

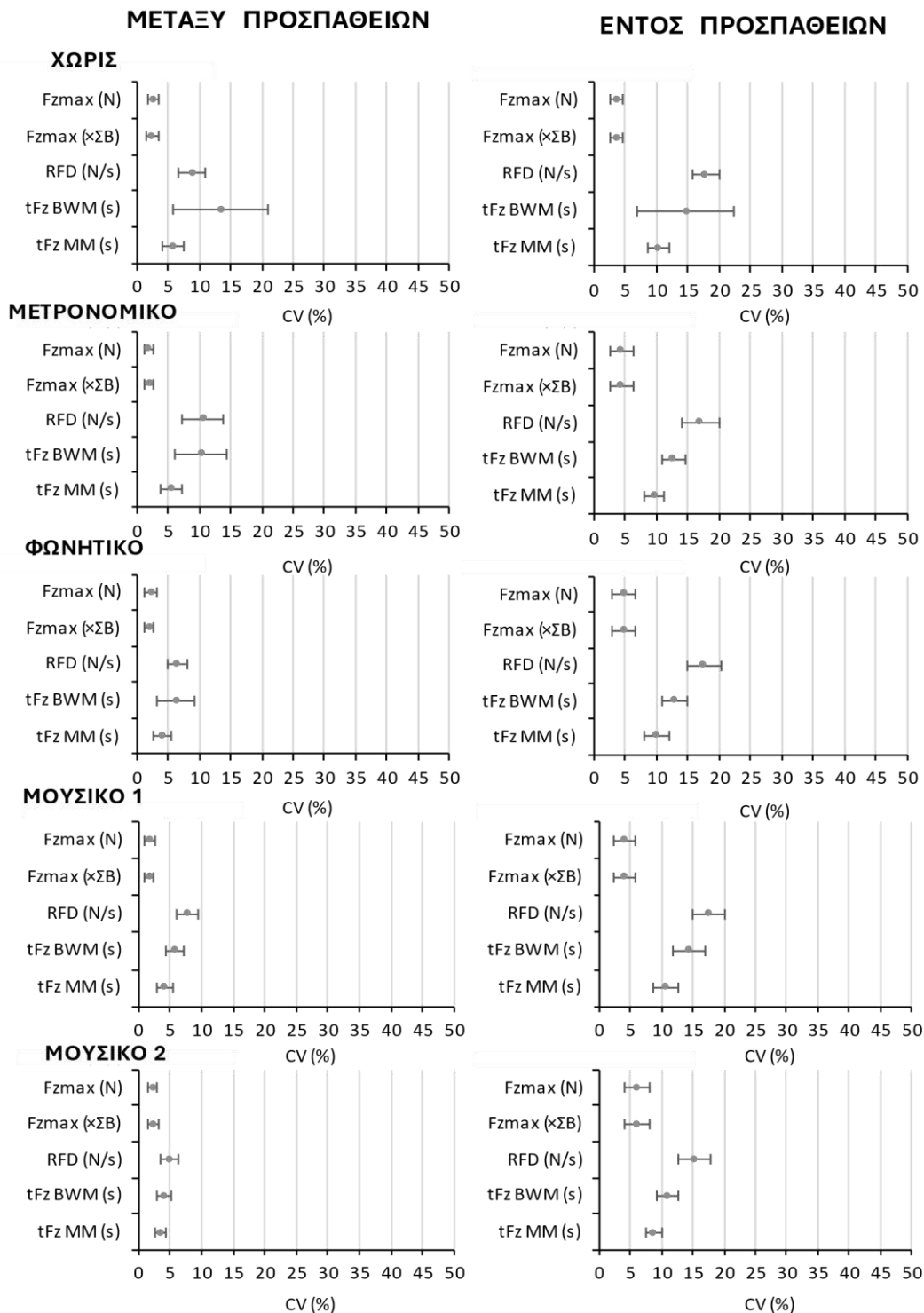
Αναλυτικά αριθμητικά δεδομένα για τις κατά ζεύγη συγκρίσεις παρατίθενται στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ, τόσο για το μέγεθος των κινητικών παραμέτρων (Πίνακας ΠΑΡ-Z 11) όσο και για την ατομική μεταβλητότητα μεταξύ (Πίνακας ΠΑΡ-Z 12) και εντός (Πίνακας ΠΑΡ-Z 13) προσπαθειών.

ΚΑΘΙΣΜΑ



Σχήμα 6.8. Κινητικές Παράμετροι – για το ΚΑΘΙΣΜΑ. Μέση και τυπική απόκλιση της μέγιστης κατακόρυφης (Fz_{max}) δύναμης εδαφικής αντίδρασης (πάνω: αριστερά σε N, δεξιά ως φορές ΣB), του ρυθμού ανάπτυξης της Fz_{max} (RFD, N/s) (μέσον) και της χρονικής διάρκειας για επίτευξη της Fz_{max} (κάτω: αριστερά με έναρξη από τιμή ΣB, δεξιά με έναρξη από ελάχιστη Fz). Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

ΚΑΘΙΣΜΑ – Κινητικές Παράμετροι
Ατομική Μεταβλητότητα (CV% - 95% CI)



Σχήμα 6.9. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα κινητικών-δυναμογραφικών παραμέτρων. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά). Μη σημαντικές ενδοζευγικές διαφορές μεταξύ και εντός προσπαθειών.

6.3.4.2. Σύνοψη αποτελεσμάτων - ΑΕ και Κινητικές παραμέτρους (μόνο για την άσκηση κάθισμα)

Τα ΑΕ επηρέασαν σημαντικά τόσο το μέγεθος των κινητικών παραμέτρων όσο και τη μεταβλητότητα μεταξύ και εντός προσπαθειών για ορισμένες από αυτές. Αυτό υποδηλώνει ότι τα ΑΕ επηρεάζουν το κινητικό πρότυπο και τη χρονική σταθερότητα καθώς και την και συνέπεια κατά τη διάρκεια των ασκήσεων.

Οι επιδράσεις των διαφορετικών ΑΕ συνοψίζονται παρακάτω: • Η **μελωδική σύνθεση** δεν επηρέασε τις κινητικές παραμέτρους.

- Τα μετρονομικό, φωνητικό και **μουσική για άσκηση** αύξησαν την Fzmax και το RFD, ενώ μείωσαν τις διάρκειες επίτευξης της Fzmax σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.

- Η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε τη μεγαλύτερη Fzmax και RFD συγκριτικά με τα υπόλοιπα ΑΕ.

- Η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε τις μικρότερες διάρκειες επίτευξης της Fzmax σε σύγκριση με τα υπόλοιπα ΑΕ, εκτός από το μετρονομικό.

- Τα ΑΕ οδήγησαν σε χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας **εντός προσπαθειών** σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.

- Η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε χαμηλότερη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.

6.3.4.3. Συζήτηση – ΑΕ και Κινητικές παράμετροι

Η διερεύνηση των επιδράσεων των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) σε κινητικές παραμέτρους κατά τη διάρκεια της άσκησης κάθισμα είχε ως

στόχο να αξιολογήσει τον αντίκτυπο διαφορετικών ΑΕ σε σύγκριση με τη συνθήκη ελέγχου χωρίς ΑΕ, ενώ παράλληλα εξετάστηκε η διαφοροποίηση μεταξύ των τύπων ΑΕ.

Συνολικά, τα ΑΕ -με εξαίρεση τη **μελωδική σύνθεση**- επηρέασαν σημαντικά το μέγεθος των κινητικών παραμέτρων. Όλα τα ΑΕ οδήγησαν σε χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας εντός προσπαθειών της διάρκειας tFz BW, ενώ όσον αφορά τη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών μόνο η **μουσική για άσκηση** είχε σημαντική επίδραση για τις παραμέτρους RFD και tFz BW σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ, έχοντας χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας.

Η αύξηση στη μέγιστη κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης εδάφους (Fzmax) και στον ρυθμό ανάπτυξης της δύναμης (RFD) κατά τη διάρκεια της άσκησης του καθίσματος με τη **μουσική για άσκηση** μπορεί να αποδοθεί στην αύξηση της συχνότητας κίνησης και την αντίστοιχη μείωση στη διάρκεια κύκλου (-23%) και των επιμέρους φάσεων (-26% και -20% για φάση 1 και 2, αντίστοιχα) (Bentley et al., 2010). Δεδομένου ότι η άσκηση εκτελέστηκε μόνο με σωματικό βάρος (χωρίς πρόσθετο εξωτερικό φορτίο), η συνολική δύναμη εδαφικής αντίδρασης (ΔΕΑ) ισοδυναμούσε με τη βαρυτική δύναμη συν τις αδρανειακές δυνάμεις που προκύπτουν από την επιτάχυνση του συστήματος. Έτσι, με το σωματικό βάρος ως φορτίο, η βαρυτική δύναμη παρέμεινε σταθερή και η παρατηρούμενη αύξηση στη ΔΕΑ και κατ' επέκτασης και στην Fzmax, προήλθε κυρίως από μεγαλύτερες αδρανειακές δυνάμεις λόγω υψηλότερων ταχυτήτων κίνησης των μερών του σώματος (Bentley et al.,

2010). Συνεπώς, η παρατηρούμενη αύξηση κατά 13% στην Fzmax με τη **μουσική για άσκηση** μπορεί να αποδοθεί στις υψηλότερες αδρανειακές δυνάμεις που προκλήθηκαν από την ταχύτερη συχνότητα κίνησης. Προηγούμενες μελέτες έχουν δείξει ότι η δύναμη μπορεί να επηρεαστεί από την συχνότητα κίνησης (Bentley et al., 2010; Hannan & King, 2022; Rahmani et al., 2001; Davies et al., 2017; Degirmen et al., 2022; Rousanoglou & Boudolos, 2006).

Δεδομένου ότι το RFD υπολογίζεται από την Fzmax διαιρεμένη με το χρόνο επίτευξής της (tFzmax BW) (Rousanoglou & Boudolos, 2006), η αύξηση της Fzmax (+13%) και η μείωση της tFzmax BW (-37%) με τη **μουσική για άσκηση** οδήγησαν σε σημαντικά υψηλότερες τιμές RFD σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ και με τα υπόλοιπα ΑΕ. Αυτό αντανακλά την ικανότητα των συμμετεχόντων να παράγουν δύναμη πιο γρήγορα κατά τη διάρκεια της κίνησης.

Στο **μετρονομικό και φωνητικό** ΑΕ, αρά την απουσία αύξησης στη συχνότητα κίνησης, η αύξηση της Fzmax και του RFD είναι ενδιαφέρον αποτέλεσμα. Οι αυξήσεις αυτές ενδέχεται να εξηγούνται από τη μείωση της διάρκειας της φάσης 1 (-12% και -9% για μετρονομικό και φωνητικό, αντίστοιχα) γεγονός που οδήγησε σε ταχύτερη επίτευξη της Fzmax από τη στιγμή της ελάχιστης Fz (tFz MM) και τη στιγμή που η Fz ισοδυναμούσε με το σωματικό βάρος (tFz BW) (-27% και -21% για μετρονομικό και φωνητικό, αντίστοιχα). Στην άσκηση **κάθισμα**, η κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (Fz) ακολουθεί ένα χαρακτηριστικό πρότυπο σε έναν κύκλο κίνησης (Pańtak, 2017). Στην έκκεντρη φάση (φάση 1), η Fz αρχικά μειώνεται

κάτω από το σωματικό βάρος καθώς το φορτίο μεταφέρεται στα κάτω άκρα και στη συνέχεια αυξάνεται, φτάνοντας το μέγιστο κατά τη μέγιστη κάμψη του γόνατος. Στη σύγκεντρη φάση (φάση 2), η Fz μειώνεται καθώς το σώμα ανεβαίνει και επιστρέφει σταδιακά στην αρχική της τιμή.

Η ταχύτερη εκτέλεση της φάσης 1 στο **μετρονομικό και φωνητικό** ΑΕ που προέκυψε από το συγχρονισμό κίνησης 1:1 με τα ΑΕ, οδήγησε σε μείωση της tFz BW. Η μικρότερη διάρκεια της φάσης 1 υποδηλώνει ταχύτερη μετάβαση από την έκκεντρη φάση στην σύγκεντρη φάση του καθίσματος (Bentley et al., 2010), επιτρέποντας στους συμμετέχοντες να παράγουν τη μέγιστη δύναμη πιο γρήγορα και οδηγώντας σε αυξημένο RFD (Rousanoglou & Boudolos, 2006). Η ρυθμική δομή αυτών των ΑΕ πιθανότατα διευκόλυνε τον 1:1 συγχρονισμό (σε αντίθεση με τη μελωδική σύνθεση), οδηγώντας σε πιο ισχυρές και αποτελεσματικές μυϊκές συσπάσεις, οι οποίες αντικατοπτρίζονται στην αυξημένη Fzmax. Φαίνεται λοιπόν ότι τα συγκεκριμένα ΑΕ, αν και δε διαφέρουν στη συχνότητα κίνησης από τη συνθήκη χωρίς ΑΕ, μπορούν να ρυθμίσουν αποτελεσματικά το χρόνο και την εκτέλεση των φάσεων κίνησης κατά τη διάρκεια του καθίσματος βελτιστοποιώντας ενδεχομένως τα μοτίβα ενεργοποίησης των μυών και την αποτελεσματικότητα της κίνησης.

Στο πλαίσιο της άσκησης κάθισμα με ΑΕ, οι παρατηρούμενες αυξήσεις τόσο στην Fzmax όσο και στο RFD υποδεικνύουν βελτίωση της ικανότητας παραγωγής ταχύτερης και μεγαλύτερης δύναμης, πιθανώς αποδοτέα στις ακουστικές ενδείξεις που διευκολύνουν πιο αποτελεσματικό τον νευρομυϊκό

συντονισμό και την μυϊκή ενεργοποίηση.

Η παρουσία ΑΕ, ανεξάρτητα από την ρυθμική ταχύτητα τους, φαίνεται να συνδέεται με σημαντικές αυξήσεις τόσο στη μέγιστη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (F_{zmax}) όσο και στον ρυθμό ανάπτυξης της (RFD). Αυτά τα ευρήματα είναι ιδιαίτερα ενδιαφέροντα λαμβάνοντας υπόψη τις βιομηχανικές επιπτώσεις της υψηλότερης F_{zmax} κατά τη διάρκεια εκτέλεσης των καθισμάτων. Η κατακόρυφη ΔΕΑ που παράγεται κατά τη διάρκεια των επαναληπτικών καθισμάτων υπερβαίνει το σωματικό βάρος του ατόμου, καθιστώντας το ένα κρίσιμο δυναμικό φορτίο με συνέπειες για τη μυοσκελετική φόρτιση (Pańtak, 2017). Λαμβάνοντας υπόψη αυτό, τα προγράμματα άσκησης και αποκατάστασης θα πρέπει να εξετάζουν προσεκτικά τη συχνότητα κίνησης του καθίσματος και ιδιαίτερα τη ταχύτητα της έκκεντρης φάσης καθώς επηρεάζει τη μυοσκελετική φόρτιση. (Bentley et al., 2010). Ενώ αυτά τα αποτελέσματα δεν μπορούν να προβλέψουν τις μακροπρόθεσμες επιπτώσεις της εκτέλεσης του καθίσματος σε διαφορετικές συχνότητες, προτείνουν ότι οι μεγαλύτερες ταχύτητες κίνησης εκθέτουν τα άτομα σε μεγαλύτερα μεγέθη μυοσκελετικής φόρτισης (Bentley et al., 2010). Επιπλέον, η εκτέλεση καθισμάτων με μεγαλύτερες ταχύτητες κίνησης έχει ως αποτέλεσμα μεγαλύτερη φόρτιση και επιμήκυνση του τένοντα του τετρακέφαλου σε σύγκριση με πιο αργές ταχύτητες (Earp et al., 2016). Ο τένοντας φαίνεται να λειτουργεί κυρίως ως ελαστική δομή κατά τη διάρκεια της σύγκεντρης φάσης, υποδεικνύοντας τις δυνατότητές του για προσαρμογή σε απόκριση σε οξείες μεταβλητές του προγράμματος, όπως η ταχύτητα κίνησης (Earp et al.,

2016). Ο χειρισμός της ταχύτητας κίνησης μπορεί να επιτρέψει τη βελτιστοποίηση της προσαρμογής του τένοντα, ιδιαίτερα σε άτομα με τενοντοπάθεια ή σε άτομα που απαιτούν αυξημένη ακαμψία του τένοντα για βελτιωμένη απόδοση κίνησης (Earp et al., 2016).

Συνεπώς η σημασία μιας υψηλότερης F_{zmax} και RFD στην άσκηση του καθίσματος εξαρτάται από το πλαίσιο και τους στόχους της εκτέλεσης της. Μια υψηλότερη F_{zmax} και RFD μπορεί να είναι επιθυμητή, ενώ σε άλλες, μπορεί να εγκυμονεί κινδύνους ή αναποτελεσματικότητα. Στην προπόνηση δύναμης και στην ανάπτυξη ισχύος, η παραγωγή υψηλής F_{zmax} και RFD είναι συνήθως ένα επιθυμητό αποτέλεσμα (Bentley et al., 2010; Wilk et al., 2021). Αυτό υποδηλώνει την ικανότητα παραγωγής σημαντικής δύναμης ενάντια στη βαρύτητα, η οποία είναι απαραίτητη για την ανύψωση βαρύτερων φορτίων και για την ανάπτυξη δύναμης και ισχύος στα κάτω άκρα του σώματος. Οι αθλητές, ειδικά όσοι ασχολούνται με αθλήματα που απαιτούν εκρηκτικές κινήσεις στο κάτω μέρος του σώματος, όπως το σπριντ, το άλμα, μπορεί να επωφεληθούν από υψηλότερες τιμές F_{zmax} και RFD. Η ταχύτερη εκτέλεση ασκήσεων μυϊκής ενδυνάμωσης παρέχει καλύτερο ερέθισμα για νευρικές προσαρμογές, οι οποίες θα μπορούσαν να οδηγήσουν σε μεγαλύτερα κέρδη δύναμης και μυϊκής ισχύς (Davies et al., 2017; Wilk et al., 2021).

Ωστόσο, σε ορισμένες περιπτώσεις, μια δυσανάλογη υψηλή F_{zmax} σε σχέση με τη δύναμη ή την τεχνική ενός ατόμου μπορεί να αυξήσει τον κίνδυνο τραυματισμού, ιδιαίτερα στην οσφυϊκή περιοχή, στα γόνατα ή στα ισχία

(Schöenfeld, 2010; Wilk et al., 2021). Η υπερβολική φόρτιση κατά τη διάρκεια του καθίσματος, ειδικά εάν δεν εκτελείται με την κατάλληλη τεχνική ή υπό την κατάλληλη επίβλεψη, μπορεί να οδηγήσει σε μυοσκελετικές καταπονήσεις, και τραυματισμούς. Επίσης, το κάθισμα αποτελεί μια βασική άσκηση που χρησιμοποιείται ευρέως σε προγράμματα αποκατάστασης λόγω της αποτελεσματικότητάς τους στη στόχευση πολλαπλών μυϊκών ομάδων και στην προώθηση λειτουργικών μοτίβων κίνησης (Bentley et al., 2010). Η σημασία της επίτευξης των υψηλότερων Fzmax και RFD σε πλαίσια αποκατάστασης απαιτεί προσεκτική εξέταση. Η αύξηση της μυοσκελετικής φόρτισης πρέπει να αξιολογείται προσεκτικά ανάλογα με τον στόχο της αποκατάστασης (Schöenfeld, 2010).

Όσον αφορά τη μεταβλητότητα, οι χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας εντός προσπάθειών που παρατηρήθηκαν για τη διάρκεια επίτευξης της Fzmax από τη στιγμή που αυτή ισοδυναμώσε με το ΣΒ (tFz BW) σε όλα τα ΑΕ υποδηλώνει μια πιθανή ενίσχυση της χρονικής συνέπειας μεταξύ επαναλήψεων. Αυτή η μείωση στη μεταβλητότητα θα μπορούσε να υποδηλώνει βελτιωμένη ακρίβεια και επαναληψιμότητα στον χρόνο παραγωγής δύναμης κατά τη διάρκεια της άσκησης κάθισμα που πιθανώς αποδίδεται στα ΑΕ που διευκολύνουν την πιο σταθερή εκτέλεση κίνησης. Ωστόσο, ενώ όλα τα ΑΕ συνέβαλαν σε αυτή τη βελτίωση εντός προσπάθειας, μόνο η **μουσική για άσκηση** έδειξε σημαντικό αντίκτυπο και στη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών υποδηλώνουν μια πιο σταθερή και προβλέψιμη απόκριση στην ακουστική διέγερση, οδηγώντας δυνητικά σε

βελτιωμένη συνολική απόδοση κίνησης και ακρίβεια με την πάροδο του χρόνου η οποία πιθανός προήλθε από την ταχύτερη εκτέλεση της κίνησης (Rousanoglou & Boudolos, 2006). Αυτή η διαφορετική επίδραση στη μεταβλητότητα μεταξύ υπογραμμίζει την επίδραση των διαφορετικών τύπων ΑΕ στη συνέπεια της κινητικής απόδοσης υπογραμμίζοντας τη σημασία της επιλογής κατάλληλων ακουστικών ενδείξεων με βάση τα επιθυμητά αποτελέσματα και το πλαίσιο της άσκησης ή του προγράμματος αποκατάστασης.

Συμπερασματικά, τα ΑΕ (εκτός της μελωδικής σύνθεσης) επηρέασαν σημαντικά την διάρκεια επίτευξης της Fzmax, το μέγεθος της Fzmax και το RFD κατά τη διάρκεια της άσκησης κάθισμα, υποδεικνύοντας τον πιθανό αντίκτυπο τους στη μυοσκελετική φόρτιση. Αν και τα ΑΕ φαίνεται να μπορούν να ενισχύσουν τη δύναμη και την ανάπτυξη ισχύος, ενέχουν επίσης κινδύνους τραυματισμού, κάτι που απαιτεί προσεκτική εξέταση στο σχεδιασμό του προγράμματος. Ρυθμικά ερεθίσματα όπως η **μουσική για άσκηση**, με γρήγορη ρυθμική ταχύτητα, έντονα ρυθμικά στοιχεία και υψηλή παρακινητική ιδιότητα που οδηγεί σε μεγαλύτερες αυξήσεις Fzmax και RFD μπορούν να ενισχύσουν προγράμματα άσκησης και αθλητισμού. Από την άλλη πλευρά οι **μετρονομικές** και **φωνητικές** ενδείξεις μπορεί να είναι πιο κατάλληλες για αποκατάσταση. Η επίτευξη υψηλότερου Fzmax και RFD στο κάθισμα απαιτεί μια ισορροπημένη προσέγγιση λαμβάνοντας υπόψη τους ατομικούς στόχους, την ασφάλεια και την αποτελεσματικότητα τόσο σε πλαίσια άσκησης όσο και σε πλαίσια αποκατάστασης.

6.3.5. Παράμετροι στατικού ελέγχου – ΑΕ και Κέντρο Πίεσης

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της ανάλυσης του κέντρου πίεσης (ΚΠ) γίνεται στη βάση των ερευνητικών ερωτημάτων που τέθηκαν εξ' αρχής στην παρούσα εργασία. Για όλες τις παραμέτρους ΚΠ που εξετάστηκαν η αλληλεπίδραση μεταξύ της συνθήκης των ΑΕ και του φύλου δεν απέδωσε στατιστική σημαντικότητα ($p > 0.05$). Ως εκ τούτου, τα αποτελέσματα παρουσιάζονται για το σύνολο των συμμετεχόντων χωρίς διάκριση φύλου.

Οι παράμετροι ΚΠ που εξετάστηκαν περιλαμβάνουν τον εμβαδόν της έλλειψης (95%CI) της συνισταμένης διαδρομής (Area), τη συνολική διαδρομή (Path), την απόκλιση της διαδρομής (SD) και την εντροπία (ApEn) σε δύο διευθύνσεις: προσθοπίσθια (AP) και πλάγια (ML). Η ανάλυση των παραμέτρων έγινε με βάση τρεις άξονες: (α) το μέγεθος τους, (β) την ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών και (γ) την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών.

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων εντός του κειμένου συνοδεύεται από τρία Παραρτήματα (Παράρτημα Δ, Παράρτημα Ε και Παράρτημα Ζ).

Στο Σχήμα 6.10. παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τα μεγέθη των παραμέτρων του ΚΠ τόσο για το κάθισμα όσο και για την απαγωγή ισχίου, ενώ στα Σχήματα 6.11 και 6.12 φαίνονται οι ατομικές μεταβλητότητες (μεταξύ και εντός προσπαθειών) για τις δύο ασκήσεις αντίστοιχα.

Τα αναλυτικά τα περιγραφικά στατιστικά μέτρα (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και τα όρια του διαστήματος εμπιστοσύνης της μέσης τιμής) και οι στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης

διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για τον έλεγχο της επίδρασης των ΑΕ, παρατίθενται σε πίνακες στο Παράρτημα Δ για το μέγεθος των παραμέτρων του ΚΠ (Πίνακας ΠΑΡ-Δ4) και στο Παράρτημα Ε για την ατομική μεταβλητότητα αυτών (μεταξύ προσπαθειών, Πίνακας ΠΑΡ-Ε 4Α και εντός προσπαθειών Πίνακας ΠΑΡ-Ε 4Β).

6.3.5.1. Δοκιμασία καθίσματος

Στην άσκηση κάθισμα, τα αποτελέσματα αποκάλυψαν σημαντική επίδραση των ΑΕ στο μέγεθος των παραμέτρων του ΚΠ (Σχήμα 6.10-Αριστερά), χωρίς όμως να επηρεάζεται η μεταβλητότητα, είτε μεταξύ είτε εντός προσπαθειών ($p > 0.05$).

Μέγεθος παραμέτρων. Αναλυτικότερα, στο μέγεθος των παραμέτρων του ΚΠ βρέθηκε σημαντική επίδραση των ΑΕ σε όλες τις παραμέτρους, εκτός της πλάγιας διαδρομής (Area: $F = 4.577$, $p = 0.006$, $\eta^2 = 0.11$, power = 0.86, Path-AP: $F = 6.464$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.15$, power = 0.97, Path-ML: $F = 1.936$, $p = 0.144$, $\eta^2 = 0.05$, power = 0.42, SD-AP: $F = 4.211$, $p = 0.008$, $\eta^2 = 0.10$, power = 0.84, SD-ML: $F = 3.537$, $p = 0.028$, $\eta^2 = 0.09$, power = 0.68, ApEn-AP: $F = 7.180$, $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.21$, power = 0.94, ApEn-ML: $F = 7.137$, $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.21$, power = 0.96).

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-14 στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen), των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ αναφορικά με το μέγεθος των παραμέτρων του ΚΠ στο

κάθισμα. Δεν παρατίθενται κατά ζεύγη συγκρίσεις ΑΕ για την ατομική μεταβλητότητα (CV%) καθώς δεν υπήρξε σημαντική επίδραση ΑΕ ούτε μεταξύ ούτε εντός προσπαθειών.

6.3.5.2. Δοκιμασία απαγωγής ισχίου

Στην άσκηση **απαγωγή ισχίου**, τα αποτελέσματα αποκάλυψαν **σημαντική επίδραση των ΑΕ** στο μέγεθος των παραμέτρων του ΚΠ (Σχήμα 6.10- Δεξιά) χωρίς όμως να επηρεάζεται η ατομική μεταβλητότητα είτε μεταξύ είτε εντός των προσπαθειών ($p > 0.05$).

Μέγεθος παραμέτρων. Στο μέγεθος των παραμέτρων του ΚΠ βρέθηκε σημαντική επίδραση των ΑΕ στην προσθιοπίσθια και πλάγια διαδρομή ΚΠ (Path-AP: $F = 6.079$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.14$, power = 0.98, Path-ML: $F = 7.079$, $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.16$, power = 0.94).

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-15 στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen), των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ αναφορικά με το μέγεθος των παραμέτρων του ΚΠ στην απαγωγή ισχίου. Δεν παρατίθενται κατά ζεύγη συγκρίσεις ΑΕ για την ατομική μεταβλητότητα (CV%) καθώς δεν υπήρξε σημαντική επίδραση ΑΕ ούτε μεταξύ ούτε εντός των προσπαθειών.

6.3.5.3. Σύνοψη αποτελεσμάτων - ΑΕ και Παράμετροι κέντρου πίεσης

Η παρουσία των ΑΕ επηρέασε σημαντικά το μέγεθος των παραμέτρων του ΚΠ, αλλά δεν είχε επίδραση στην ατομική μεταβλητότητα, είτε μεταξύ είτε εντός των προσπαθειών. Αυτό υποδηλώνει ότι, ενώ τα ΑΕ επηρεάζουν τη σταθερότητα της κίνησης, η σταθερότητα αυτή δεν διαφοροποιείται

από προσπάθεια σε προσπάθεια και επανάληψη σε επανάληψη.

Οι επιδράσεις των διαφορετικών ΑΕ συνοψίζονται παρακάτω:

Στο κάθισμα:

- Όλα τα ΑΕ μείωσαν την προσθιοπίσθια διαδρομή του ΚΠ σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.
- Το **μετρονομικό** και το **φωνητικό** ΑΕ μείωσαν και την απόκλιση της προσθιοπίσθιας διαδρομής συγκριτικά με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.
- Η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε μεγαλύτερες τιμές εντροπίας από τα άλλα τρία ΑΕ, αλλά όχι από τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.

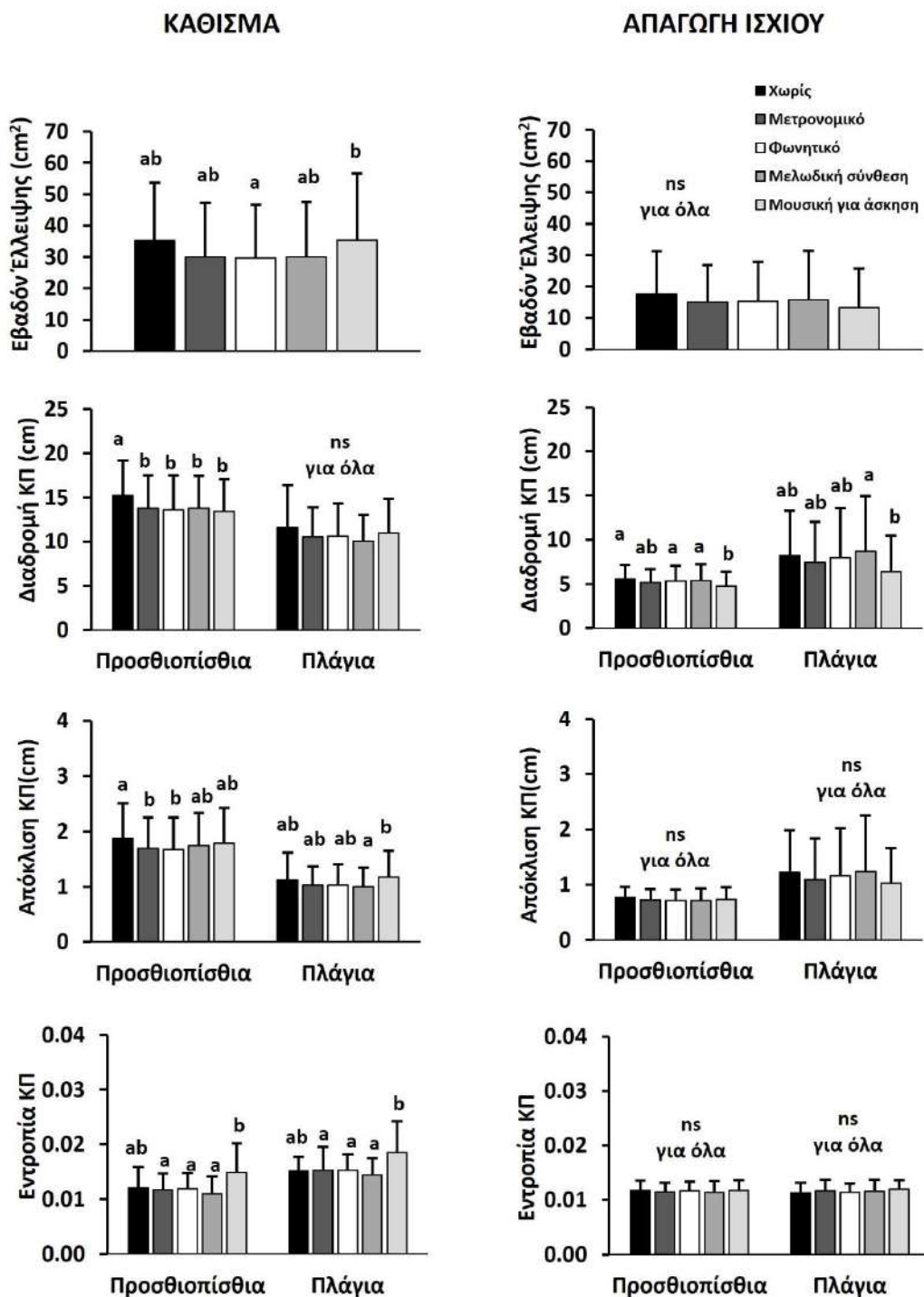
Στην απαγωγή ισχίου:

- Η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε μικρότερη προσθιοπίσθια διαδρομή ΚΠ σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ, καθώς και από το **φωνητικό** και τη **μελωδική σύνθεση**.
- Η **μουσική για άσκηση** εμφάνισε επίσης μικρότερη πλάγια διαδρομή ΚΠ σε σύγκριση τη **μελωδική σύνθεση**.

6.3.5.4. Συζήτηση – ΑΕ και Παράμετροι κέντρου πίεσης

Η διερεύνηση των επιδράσεων των ΑΕ στις παραμέτρους του κέντρου πίεσης (ΚΠ) κατά τη διάρκεια των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου είχε ως στόχο να αξιολογήσει τον αντίκτυπο διαφορετικών ΑΕ σε σύγκριση με μια κατάσταση ελέγχου χωρίς ΑΕ και να εξετάσει τις διαφορές μεταξύ των τύπων ΑΕ.

Συνολικά, στην **άσκηση κάθισμα**, τα ΑΕ οδήγησαν σε μικρότερη



Σχήμα 6.10. Παράμετροι ΚΠ: ΚΑΘΙΣΜΑ – ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των μεταβλητών του ΚΠ (ΚΠ) στις 5 συνθήκες ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) για τη δοκιμασία κάθισμα. Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

προσθιοπίσθια διαδρομή του ΚΠ σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ, με το **μετρονομικό** και το **φωνητικό** ΑΕ να παρουσιάζουν και μικρότερη απόκλιση της διαδρομής. Η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε μεγαλύτερες τιμές εντροπίας από τα άλλα ΑΕ, αλλά όχι από τη συνθήκη χωρίς ΑΕ. Στην **άσκηση απαγωγή ισχίου**, η **μουσική για άσκηση** οδήγησε σε μικρότερη προσθιοπίσθια διαδρομή του ΚΠ σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ, το **φωνητικό** και τη **μελωδική σύνθεση**, και σε μικρότερη πλάγια διαδρομή του ΚΠ από τη **μελωδική σύνθεση**. Η μεταβλητότητα τόσο μεταξύ όσο και εντός προσπαθειών παρέμεινε σταθερή σε όλες τις συνθήκες και για τις δύο ασκήσεις.

Τα ευρήματά αυτά συνάδουν με προηγούμενες έρευνες, που έδειξαν σημαντικές αλλαγές στις παραμέτρους του ΚΠ ως απόκριση σε ΑΕ, αναδεικνύοντας τη δυναμική φύση του στασικού ελέγχου (Carrick et al., 2007; Coste et al., 2018; Forti et al., 2010; Ross et al., 2016). Αυτές οι μελέτες έχουν αναδείξει μεταβολές στην κίνηση του ΚΠ ως νευρομυϊκή απόκριση σε αλλαγές της αισθητηριακής εισόδου, ιδιαίτερα στα ακουστικές ενδείξεις. Ωστόσο, είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι τα κινητικά πρότυπα που διερευνήθηκαν σε αυτές τις μελέτες αφορούσαν την ακούσια ή εκούσια ταλάντωση του σώματος, που χαρακτηρίζεται από μικρές μετατοπίσεις του κέντρου μάζας κυρίως προς την προσθιοπίσθια κατεύθυνση.

Η **άσκηση κάθισμα** αποτελεί ένα πιο περίπλοκο κινητικό πρότυπο, καθώς περιλαμβάνει εκούσιες κινήσεις πολλαπλών αρθρώσεων, διαταράσσοντας τον στατικό έλεγχο (DiDomenico et al., 2016). Η σταθεροποίηση της κίνησης και η

διατήρηση της ισορροπίας κατά την εκτέλεση καθισμάτων απαιτούν τη παραγωγή ορθοστατικών διορθωτικών κινήσεων για τον έλεγχο του κέντρου μάζας και του ΚΠ (DiDomenico et al., 2016). Κατά τη διάρκεια του καθίσματος, το κέντρο μάζας μετατοπίζεται προσθιοπίσθια και κατακόρυφα, λόγω κάμψης και έκτασης των ισχίων, των γονάτων και των ποδοκνημικών (Dionisio et al., 2008; Schoenfeld, 2010). Οι Dionisio και συνεργάτες (2008) βρήκαν ότι, στην όρθια θέση κατά την έναρξη του καθίσματος, το ΚΠ προβαλλόταν περίπου στο μέσο του πέλματος με τη ροπή της άρθρωσης της ποδοκνημικής να οδηγεί σε πελματιαία κάμψη. Κατά τη φάση της επιτάχυνσης το ΚΠ μετατοπίστηκε προς τη πτέρνα, με τη ροπή της πελματιαίας κάμψης να μειώνεται. Τέλος, κατά τη φάση επιβράδυνσης ως το μέγιστο κάθισμα το ΚΠ μετατοπίστηκε στα δάχτυλα των ποδιών με αντίστοιχη μεγάλη αύξηση της πελματιαίας ροπή κάμψης στη ποδοκνημική (Dionisio et al., 2008). Ωστόσο, η τεχνική εκτέλεσης της άσκησης, όπως το βάθος και η ταχύτητα του καθίσματος, φαίνεται να παίζουν σημαντικό ρόλο στο χωρικό πρότυπο του ΚΠ (DiDomenico et al., 2016; Talarico et al., 2019). Σύμφωνα με τους Hasson και συνεργάτες (2008), η ταχύτητα και η επιτάχυνση του κέντρου μάζας παρουσιάζουν μια γραμμικά αυξανόμενη σχέση με τη διαταραχή της στάσης. Μια αύξηση στην ταχύτητα κίνησης οδηγεί σε αύξηση της διαταραχής της στάσης και κατ' επέκταση σε αύξηση στη ταχύτητας του ΚΠ. Οι ίδιοι αναφέρουν ότι οι διαταραχές υψηλότερων ταχυτήτων παράγουν σημαντικά μεγαλύτερες μετατοπίσεις του ΚΠ (Hasson et al., 2008). Αυτό υποδηλώνει ότι η αυξημένη ταχύτητα κίνησης οδηγεί σε

μεγαλύτερη διαταραχή της στάσης και, κατά συνέπεια, αυξημένη ταχύτητα και μετατόπιση το ΚΠ, φέρνοντας πιθανώς το ΚΠ πιο κοντά στα όρια της βάσης στήριξης και αυξάνοντας τον κίνδυνο πτώσης. Ως απόκριση σε αυτές τις διαταραχές οι μύες των κάτω άκρων πρέπει να δημιουργήσουν δυνάμεις για να εξουδετερώσουν την ορμή του ΚΠ, ώστε να αποτρέψουν την απώλεια ισορροπίας (Hasson et al., 2008).

Παρά τα αναμενόμενα αυτά αποτελέσματα, η μελέτη μας δεν έδειξε ανάλογη αύξηση στη κίνηση του ΚΠ με την ταχύτερη εκτέλεση της άσκησης. Ακόμη και με τη **Η μουσική για άσκηση**, η οποία προκάλεσε ταχύτερη κίνηση, η προσθιοπίσθια διαδρομή του ΚΠ ήταν μικρότερη σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ (προτιμώμενη συχνότητα κίνησης). Η μεταβολή της διαδρομής του ΚΠ λόγω της αύξησης στη ταχύτητα εκτέλεσης δε θα δικαιολογούσε επίσης και την επίδραση των υπολοίπων ΑΕ, τα οποία οδήγησαν σε παρόμοια μείωση της προσθιοπίσθιας διαδρομής του ΚΠ.

Ένας άλλος παράγοντας που θα μπορούσε να εξηγήσει τα αποτελέσματα είναι το βάθος του καθίσματος. Τα βαθύτερα καθίσματα απαιτούν μεγαλύτερο έλεγχο της σταθερότητας κατά τη διάρκεια μιας μεγαλύτερης μετατόπιση του κέντρου μάζας που θα μπορούσε να συσχετιστεί με μεγαλύτερη κίνηση του ΚΠ. Η μεγαλύτερη κίνηση του κέντρου μάζας απαιτεί μεγαλύτερη κάμψη των αρθρώσεων συνεπώς μεγαλύτερες ροπές και αντισταθμιστικές δυνάμεις, που συνεπάγονται με μεγαλύτερες διαταραχές της στάσης. Αντίθετα, ένα μικρότερο βάθος καθίσματος που απαιτεί μικρότερη κάμψη και ροπές, οδηγεί σε λιγότερες διαταραχές της κίνησης (Schoenfeld, 2010; Talarico et

al., 2019). Ωστόσο, στην παρούσα μελέτη η κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας ήταν παρόμοια μεταξύ των συνθηκών, γεγονός που αποκλείει το βάθος του καθίσματος ως κύρια αιτία για τις διαφορές στη διαδρομή του ΚΠ.

Μια πιθανή εξήγηση για τη μικρότερη προσθιοπίσθια διαδρομή του ΚΠ με τα ΑΕ θα μπορούσε να είναι η μεταβολή στις ροπές των αρθρώσεων των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια της άσκησης. Αυτή η μεταβολή στις ροπές θα μπορούσε να έχει αλλάξει την απόσταση μεταξύ του διανύσματος της ΔΕΑ σε σχέση με τις αρθρώσεις των κάτω άκρων μειώνοντας τις μετατοπίσεις του ΚΠ (Chan & Sigward, 2020). Παρόλα αυτά, η μελέτη μας δεν μέτρησε άμεσα τις ροπές των αρθρώσεων και τη θέση του ΚΠ εντός της βάσης για να επιβεβαιώσει αυτή την υπόθεση.

Μεταξύ των ΑΕ, η **μουσική για άσκηση** προκάλεσε μικρότερη προσθιοπίσθια διαδρομή ΚΠ, εμφάνισε υψηλότερες τιμές εντροπίας, τόσο στη προσθιοπίσθια όσο και στη πλάγια διεύθυνση, υποδεικνύοντας μεγαλύτερη τυχαιότητα του στατιστικού ελέγχου. Η εντροπία ποσοτικοποιεί την προβλεψιμότητα μελλοντικών καταστάσεων με βάση την τρέχουσα κατάσταση του συστήματος, με την υψηλή εντροπία να υποδηλώνει λιγότερη προβλεψιμότητα (Cavanaugh et al., 2007; Montesinos et al., 2018). Στην περίπτωση του στατιστικού ελέγχου έχει υποστηριχθεί ότι χρήση της εντροπίας μπορεί να βοηθήσει στην ανίχνευση μικρών αλλαγών στη μεταβλητότητα του ΚΠ που δεν είναι απαραίτητα εμφανείς χρησιμοποιώντας γραμμικά μέτρα στατικής σταθερότητας (Harbourne & Stergiou, 2003). Με βάση την παραπάνω θεωρία, η **μουσική για άσκηση**, αν και

προκάλεσε μικρότερη διαδρομή ΚΠ που υποδηλώνει καλύτερο στατικό έλεγχο, παρουσίασε υψηλότερες τιμές εντροπίας, γεγονός που υποδηλώνει λιγότερη προβλεψιμότητα και μεγαλύτερη τυχαιότητα του στατικού ελέγχου σε αυτή την κατάσταση. Ως μέγεθος της εντροπίας χρησιμοποιήθηκε η κατά προσέγγιση εντροπία (approximate entropy), η οποία θεωρείται ευαίσθητη ως προς τον αριθμό των δεδομένων (data length) των χρονοσειρών (Montesinos et al., 2018). Κάποιος θα μπορούσε λοιπόν να υποστηρίξει ότι αυτές οι διαφορές οφείλονται στην ταχύτερη κίνηση με τη **μουσική για άσκηση**, η οποία οδηγεί σε μικρότερο αριθμό δεδομένων. Ωστόσο, θα περιμέναμε το ίδιο αποτέλεσμα ακόμη και στη συνθήκη χωρίς ΑΕ, όπου ο αριθμός δεδομένων ήταν παρόμοιος με όλα τα άλλα ΑΕ σε σύγκριση με τη **μουσική για άσκηση**. Έτσι, μπορούμε να πούμε με ασφάλεια ότι η μεγαλύτερη εντροπία οφείλεται στη **μουσική για άσκηση**.

Στην **άσκηση απαγωγή ισχίου**, η ερμηνεία των αποτελεσμάτων ίσως είναι πιο απλή. Η απαγωγή του ισχίου αποτελεί μία μονοαρθρική κίνηση όπου το ένα κάτω άκρο εκτελεί εκούσια απαγωγή και όλο το υπόλοιπο σώμα είναι υπεύθυνο για τον στατικό έλεγχο και τη διατήρηση της ισορροπίας (Ashtiani et al., 2019). Ένας αντισταθμιστικός μηχανισμός στατικού ελέγχου κατά την εκτέλεση απαγωγής ισχίου σε όρθια στάση είναι η πλάγια μετατόπιση του ΚΠ προς το πόδι στήριξης (Bolgia & Uhl, 2005). Θα αναμέναμε λοιπόν μια πιθανή επίδραση των ΑΕ να βρεθεί στη πλάγια διαδρομή του ΚΠ. Ωστόσο, η πλάγια διαδρομή ΚΠ διέφερε μόνο μεταξύ των δύο μουσικών ΑΕ με τη **μουσική για άσκηση** α παρουσιάζει μικρότερη πλάγια διαδρομή σε σύγκριση με τη

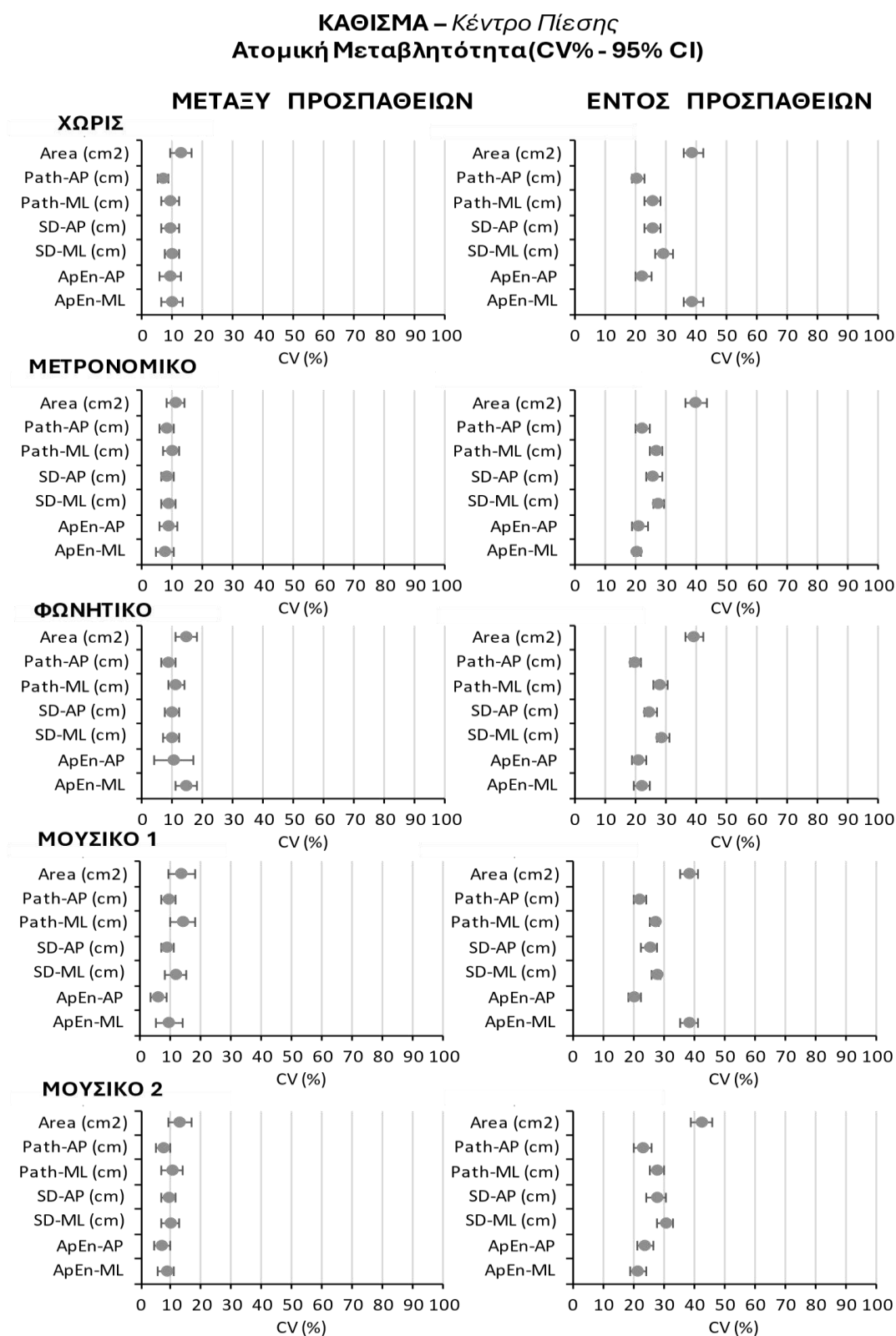
μελωδική σύνθεση. Θα μπορούσαμε να υποθέσουμε ότι τα μουσικά χαρακτηριστικά των δύο κομματιών παίζουν σημαντικό ρόλο στον έλεγχο της στάσης με μεγαλύτερη έμφαση στη παρακινητική ιδιότητα. Η υψηλότερη παρακινητική ιδιότητα της **μουσικής για άσκηση** φαίνεται να ευνόησε τον στατικό έλεγχο στην πλάγια διεύθυνση περισσότερο από τη **μελωδική σύνθεση** (Ross et al., 2016).

Σημαντική επίδραση των ΑΕ βρέθηκε και στην προσθιοπίσθια διαδρομή με τη **μουσική για άσκηση** σε σύγκριση με τη συνθήκη **χωρίς ΑΕ**, αλλά και με το **φωνητικό** και τη **μελωδική σύνθεση**, να εμφανίζει μικρότερη διαδρομή. Η μείωση αυτή μπορεί να οφείλεται στη μεγαλύτερη ταχύτητα κίνησης η οποία οδήγησε σε πιο γρήγορες αντισταθμιστικές κινήσεις του ΚΠ μειώνοντας ταυτόχρονα τα περιθώρια για μεγάλη μετατόπιση (Talarico et al., 2019).

Συνολικά, τα ευρήματά αναδεικνύουν τη θετική επίδραση των ΑΕ στον έλεγχο της στάσης κατά τη διάρκεια των ασκήσεων καθίσματος και απαγωγής ισχίου. Το **μετρονομικό**, το **φωνητικό** και η **μουσική για άσκηση** φαίνεται να έχουν θετική επίδραση στον έλεγχο της στάσης, πιθανώς επειδή παρέχουν μεγαλύτερη χρονική σταθερότητα στην άσκηση κάθισμα. Το **μετρονομικό** και το **φωνητικό** σε σύγκριση με τη **μουσική για άσκηση** κατάφεραν να μειώσουν και την απόκλιση της διαδρομής οδηγώντας σε μια πιο σταθερή κίνηση του ΚΠ και κατ' επέκταση του στατικού ελέγχου. Για την απαγωγή ισχίου, η **μουσική για άσκηση** με τα έντονα ρυθμικά στοιχεία φαίνεται να ευνοεί τον έλεγχο της στάσης σε αυτή τη κίνηση με μεγαλύτερη εγγενή διαταραχή. Η απουσία διαφορών στη μεταβλητότητα

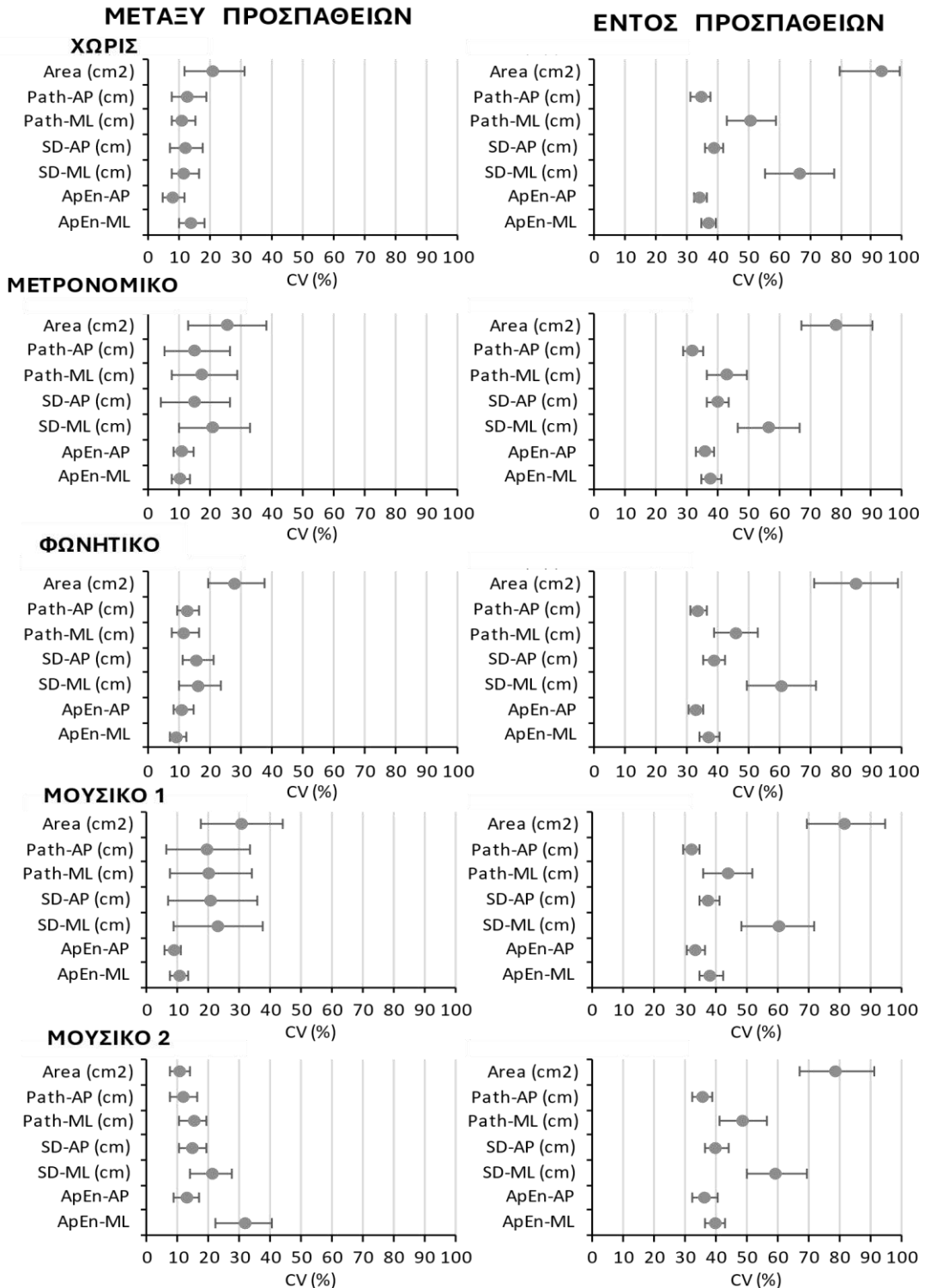
(μεταξύ και εντός προσπαθειών) των παραμέτρων ΚΠ υποδηλώνει ότι οι ρυθμικές ακουστικές ενδείξεις δεν επηρεάζουν τη μεταβλητότητα των παραμέτρων ΚΠ. Αυτό θα μπορούσε να σημαίνει ότι, όσον αφορά τον έλεγχο της στάσης και τη σταθερότητα, οι συμμετέχοντες διατηρούν παρόμοια επίπεδα συνέπειας και ακρίβειας στις

κινήσεις τους ανεξάρτητα από το ΑΕ που παρέχεται. Απαιτείται περαιτέρω μελέτη για να κατανοηθούν οι ακριβείς μηχανισμοί που οδηγούν σε αυτές τις επιδράσεις και τις επιπτώσεις τους στην απόδοση κίνησης και την πρόληψη τραυματισμών.



Σχήμα 6.11. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα παραμέτρων κέντρου πίεσης. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ – Κέντρο Πίεσης
Ατομική Μεταβλητότητα(CV% - 95% CI)



Σχήμα 6.12. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα παραμέτρων κέντρου πίεσης. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

6.3.6. Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της ανάλυσης της **μυϊκής δραστηριότητας** (κάθισμα και απαγωγή ισχίου) γίνεται στη βάση των ερευνητικών ερωτημάτων που τέθηκαν εξ' αρχής στην παρούσα εργασία.

Για όλες τις παραμέτρους **μυϊκής δραστηριότητας** που εξετάστηκαν η αλληλεπίδραση μεταξύ της συνθήκης του ΑΕ και του φύλου δεν απέδωσε στατιστική σημαντικότητα ($p > 0.05$). Ως εκ τούτου, αυτά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται για το σύνολο των συμμετεχόντων χωρίς διάκριση ως προς το φύλο.

Οι παράμετροι **μυϊκής δραστηριότητας** που εξετάστηκαν περιλαμβάνουν τη μέση τετραγωνική ρίζα (RMS) του δονησιομυογραφικού σήματος του δεξιού (RVL) και αριστερού έξω πλατύ (LVL) κατά το κάθισμα, καθώς και του αριστερού πρόσθιου κνημιαίου (LAT) κατά την απαγωγή ισχίου.

Η ανάλυση των παραμέτρων έγινε με βάση τρεις άξονες: (α) το μέγεθος τους, (β) την ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών και (γ) την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών.

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων εντός του κειμένου συνοδεύεται από τρία Παραρτήματα (Παράρτημα Δ, Παράρτημα Ε και Παράρτημα Ζ).

Στο Σχήμα 6.11. παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τα μεγέθη των παραμέτρων της **μυϊκής δραστηριότητας** τόσο για το κάθισμα όσο και για την απαγωγή ισχίου, ενώ στα Σχήματα 6.12 και 6.13 η ατομική μεταβλητότητα (μεταξύ και εντός προσπαθειών) για τις δύο ασκήσεις αντίστοιχα.

Τα αναλυτικά τα περιγραφικά στατιστικά μέτρα (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και τα όρια του διαστήματος εμπιστοσύνης της μέσης τιμής) και οι στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για τον έλεγχο της επίδρασης των ΑΕ, παρατίθενται σε πίνακες στο Παράρτημα Δ για το μέγεθος των παραμέτρων (Πίνακας ΠΑΡ-Δ5) και στο Παράρτημα Ε για την ατομική μεταβλητότητα αυτών (μεταξύ προσπαθειών, Πίνακας ΠΑΡ-Ε 5Α και εντός προσπαθειών Πίνακας ΠΑΡ-Ε 5Β).

6.3.6.1. Δοκιμασία καθίσματος

Στην άσκηση **κάθισμα**, τα αποτελέσματα αποκάλυψαν **σημαντική επίδραση των ΑΕ** στο μέγεθος της **μυϊκής δραστηριότητας** και στη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών, αλλά όχι στην ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών.

Μέγεθος παραμέτρων. Στο μέγεθος των **παραμέτρων μυϊκής δραστηριότητας** τα ΑΕ είχαν **σημαντική** επίδραση στη **μυϊκή δραστηριότητα** του δεξιού και αριστερού έξω πλατύ μυός [RVL: $F(1.37,51.87) = 11.723, p < 0.001, \eta^2 = 0.24, \text{power} = 0.96$, LVL: $F(1.28,48.69) = 10.288, p = 0.001, \eta^2 = 0.21, \text{power} = 0.93$].

Ατομική μεταβλητότητα παραμέτρων. Στην ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών τα ΑΕ είχαν **σημαντική** επίδραση στη **δραστηριότητα** του αριστερού έξω πλατύ μυός [LVL: $F(2.6, 98.93) = 5.003, p = 0.004, \eta^2 = 0.12, \text{power} = 0.87$].

Ο Πίνακας ΠΑΡ Ζ-16 στο ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ παρέχει λεπτομερή στατιστικά στοιχεία (τιμές p , 95%

διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen), των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ, καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ αναφορικά με το μέγεθος των παραμέτρων της μυϊκής δραστηριότητας μόνο για το κάθισμα καθώς για την παραγωγή ισχίου καθώς δεν υπήρξε σημαντική επίδραση του ΑΕ. Δεν παρατίθενται κατά ζεύγη συγκρίσεις ΑΕ για την ατομική μεταβλητότητα (CV%) καθώς δεν υπήρξε σημαντική επίδραση ΑΕ ούτε μεταξύ ούτε εντός των προσπαθειών, με μοναδική εξαίρεση τη δραστηριότητα του αριστερού έξω πλατύ $\mu\omega$ όπου οι κατά ζεύγη ΑΕ συγκρίσεις ανέδειξαν σημαντική διαφορά μόνο μόνο τη μουσική για άσκηση σε σύγκριση με τη μελωδική σύνθεση ($p = 0.010$) και με το φωνητικό-ΑΕ ($p = 0.028$).

6.3.5.2. Δοκιμασία παραγωγής ισχίου

Στην άσκηση παραγωγή ισχίου, τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η επίδραση των ΑΕ δεν ήταν στατιστικά σημαντική τόσο στο μέγεθος της μυϊκής δραστηριότητας του αριστερού πρόσθιου κνημιαίου, όσο και στην ατομική μεταβλητότητα αυτής μεταξύ και εντός προσπαθειών ($p > 0.05$).

6.3.6.3. Σύνοψη αποτελεσμάτων - ΑΕ και Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας

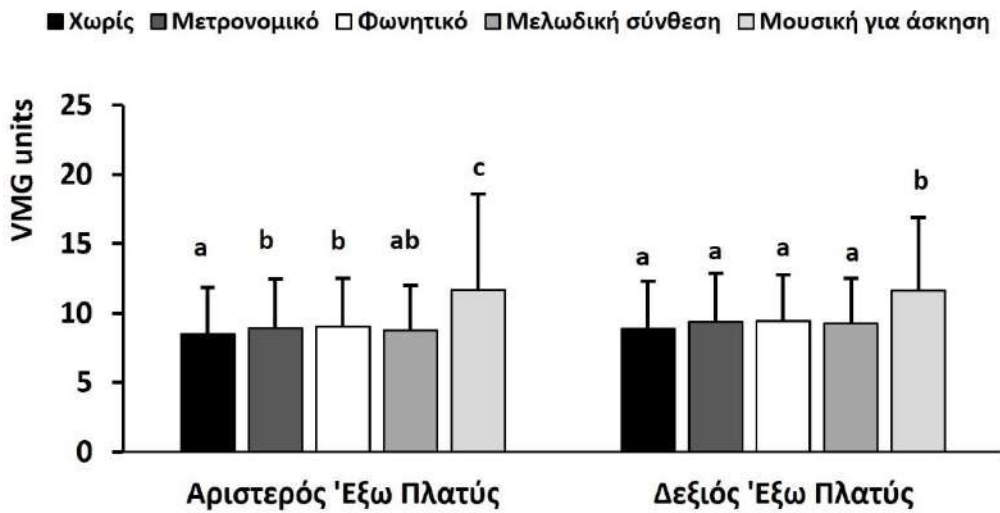
Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα ακουστικά ερεθίσματα (ΑΕ) είχαν σημαντική επίδραση τόσο στο μέγεθος των παραμέτρων της μυϊκής δραστηριότητας όσο και στη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών στην άσκηση του καθίσματος. Ωστόσο, δεν παρατηρήθηκε επίδραση στη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών για το κάθισμα, ούτε συνολικά στην άσκηση της παραγωγής ισχίου.

Οι επιδράσεις των διαφορετικών ΑΕ συνοψίζονται παρακάτω:

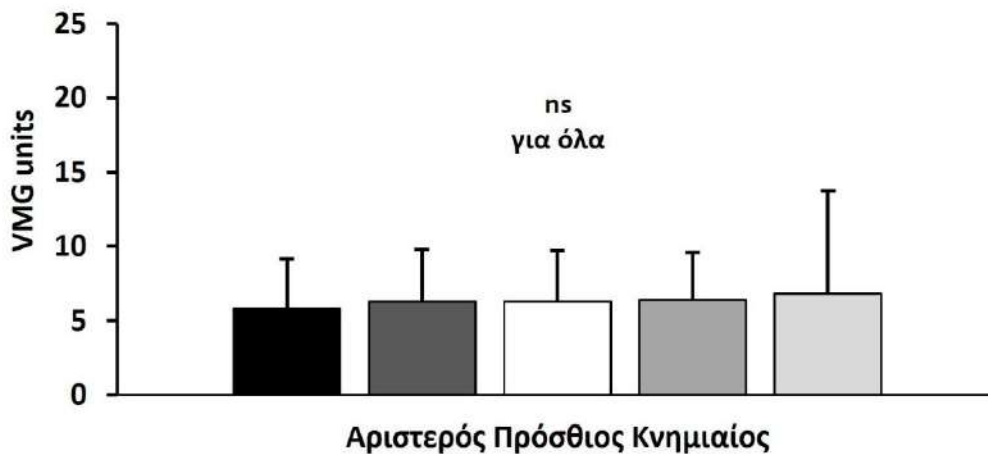
Στο κάθισμα, όλα τα ΑΕ αύξησαν σημαντικά της δραστηριότητας του δεξιού έξω πλατύ, ενώ δεν παρατηρήθηκε σημαντική αύξηση στη δραστηριότητα του αριστερού έξω πλατύ, με εξαίρεση τη μουσική για άσκηση.

- Η μουσική για άσκηση παρουσίασε υψηλότερη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών στη δραστηριότητα του αριστερού έξω πλατύ σε σύγκριση με το φωνητικό-ΑΕ και τη μελωδική σύνθεση.

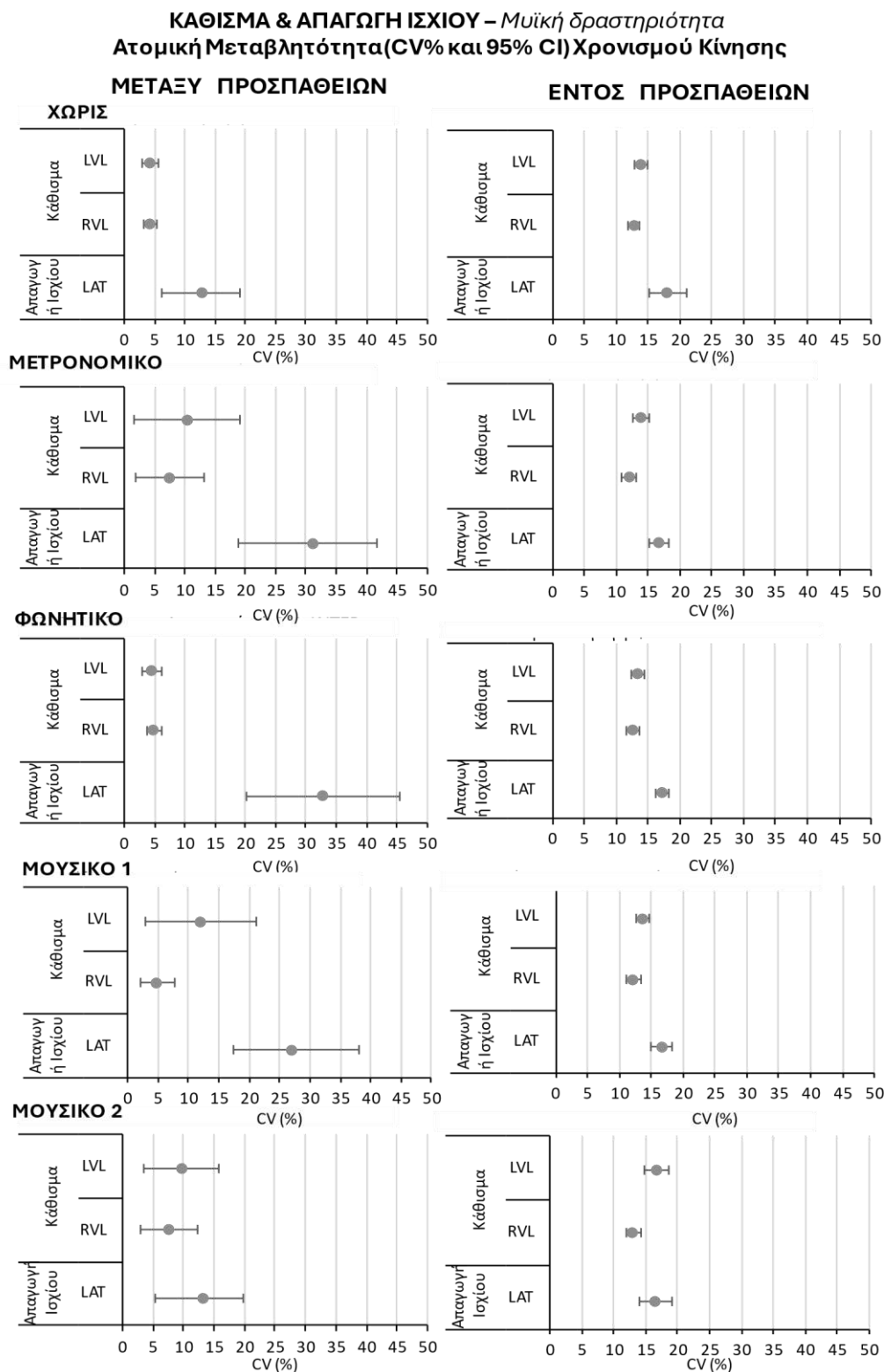
ΚΑΘΙΣΜΑ



ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ



Σχήμα 6.13. Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση μέσης τετραγωνική ρίζας (RMS) για το ΚΑΘΙΣΜΑ (πάνω: αριστερός και δεξιός έξω πλατύς) και ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ (κάτω, αριστερός πρόσθιος κνημιαίος), στις 5 συνθήκες ρυθμικού ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ). Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).



Σχήμα 6.14. ΚΑΘΙΣΜΑ & ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα *μυϊκής δραστηριότητας*. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά). Δεν υπήρξε καμία σημαντική ενδοζευγική διαφορά.

6.3.6.4. Συζήτηση - ΑΕ και Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας

Η διερεύνηση των επιδράσεων των ρυθμικών ΑΕ στις παραμέτρους μυϊκής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου είχε στόχο την αξιολόγηση της επίδρασης διαφορετικών ΑΕ σε σύγκριση με μια κατάσταση ελέγχου χωρίς ΑΕ, καθώς και την εξέταση διαφορών μεταξύ των τύπων ΑΕ. Συνολικά, στην άσκηση του καθίσματος, τα ΑΕ οδήγησαν σε αυξημένη δραστηριότητα του έξω πλατύ μυός σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ. Η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε υψηλότερη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών στη δραστηριότητα του αριστερού έξω πλατύ σε σύγκριση με το **φωνητικό** ΑΕ και τη **μελωδική σύνθεση**. Στην άσκηση απαγωγής ισχίου, τα ΑΕ δεν είχαν σημαντική επίδραση στη δραστηριότητα του αριστερού πρόσθιου κνημιαίου (άκρο στήριξης), ούτε στις μεταβλητότητες εντός και μεταξύ προσπαθειών.

Τα ευρήματα αυτής της μελέτης υπογραμμίζουν τις διαφορικές επιδράσεις των ΑΕ στη μυϊκή δραστηριότητα κατά τη διάρκεια διαφορετικών τύπων άσκησης. Η παρατηρούμενη αύξηση της δραστηριότητας του έξω πλατύ κατά τη διάρκεια της άσκησης του κάθισμα υπό την ακρόαση ΑΕ ευθυγραμμίζεται με την ευρύτερη βιβλιογραφία σχετικά με τα οφέλη των ακουστικών ενδείξεων στην ενίσχυση της κινητικής απόδοσης και της μυϊκής ενεργοποίησης τόσο σε υγιή πληθυσμό (Yazdani et al., 2020; Thaut et al., 1992) όσο και σε άτομα με κινητικές διαταραχές (Kim et al., 2014; Thaut et al., 1997). Σε προηγούμενη μελέτη σε υγιή νεαρά άτομα, η μυϊκή δραστηριότητα του γαστροκνημίου κατά τη διάρκεια της φάση στήριξης της

βάδισης αυξήθηκε υπό την ακρόαση μουσικού ΑΕ τόσο με ρυθμική ταχύτητα ίση με την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης, όσο και με μικρότερη και μεγαλύτερη αυτής (Thaut et al., 1992). Η μελέτη αυτή ήταν έδειξε ότι η ρυθμική διέγερση μπορεί να ρυθμίσει τη μυϊκή δραστηριότητα κατά τη βάδιση σε διαφορετικές ρυθμικές ταχύτητες. Ομοίως, στην παρούσα μελέτη, αυξήσεις στη μυϊκή δραστηριότητα παρατηρήθηκαν στον δεξιό έξω πλατύ μυ με ορισμένους τύπους ΑΕ, τόσο στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης (**μετρονομικό** και **φωνητικό**) όσο και σε ταχύτερο ρυθμό (**μουσική για άσκηση**). Αυτό υποδηλώνει τον ρόλο των ΑΕ στη ρύθμιση της μυϊκής ενεργοποίησης κατά τη διάρκεια δυναμικών κινήσεων. Αυτά τα αποτελέσματα της μυϊκής ενεργοποίησης υποδηλώνουν ότι το ΑΕ μπορεί να είναι ευεργετικό σε συνεχείς κινήσεις. Ο ακουστικός ρυθμός λειτουργεί ως εσωτερικός χρονομέτρης, επηρεάζοντας την ενεργοποίηση των μυών καθώς και τους μηχανισμούς του εγκεφάλου που ελέγχουν το χρόνο της μυϊκής συστολής (Thaut et al., 1992; 2009; 2010). Τα παρόντα ευρήματα επεκτείνουν αυτή τη γνώση σε ασκήσεις μυϊκής ενδυνάμωσης, αποδεικνύοντας ότι τα ΑΕ και ο συγχρονισμός της κίνησης με αυτά, μπορούν επίσης να ενισχύσουν τη μυϊκή δραστηριότητα κατά τη διάρκεια δυναμικών κινήσεων των κάτω άκρων, όπως κατά την άσκηση κάθισμα.

Ωστόσο, οι επιδράσεις των ΑΕ δεν ήταν ομοιόμορφες σε όλους τους μυς, όπως φαίνεται από την έλλειψη σημαντικής αύξησης στη δραστηριότητα του αριστερού έξω πλατύ μυός με το **μετρονομικό** και το **φωνητικό** ΑΕ. Η παρατηρούμενη αύξηση στη μυϊκή δραστηριότητα παρά την απουσία στατιστικής σημασίας

υποδηλώνει μια διαφοροποιημένη αλληλεπίδραση μεταξύ των ακουστικών ενδείξεων και των μηχανισμών κινητικού ελέγχου. Παράγοντες όπως πιθανές ασυμμετρίες στη μυϊκή ενεργοποίηση μεταξύ των δύο άκρων θα μπορούσαν να συμβάλλουν σε αυτήν τη διαφορά (Thaut et al., 1997). Οι μικρές ασυμμετρίες στην ενεργοποίηση των μυών μεταξύ των κάτω άκρων δεν είναι ασυνήθιστες και μπορεί να προκύψουν από διάφορους παράγοντες, όπως διαφορές στη μυϊκή δύναμη, νευρομυϊκό συντονισμό και εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά. Τέτοιες ασυμμετρίες μπορεί να επηρεάσουν τα μοτίβα κίνησης και την απόκριση σε παρεμβάσεις όπως η ακουστική ρυθμική διέγερση (Thaut et al., 1997). Στην παρούσα μελέτη, το ποσοστό συμμετρίας κυμάνθηκε γύρω στο 100% σε όλες τις συνθήκες, ($\frac{RVL}{LVL} \times 100\%$: χωρίς ΑΕ: 104%, μετρονομικό: 105% φωνητικό: 104% μελωδική σύνθεση: 106% μουσική για άσκηση: 99%), υποδηλώνοντας ότι πιθανές ασυμμετρίες ήταν μικρές και δεν επηρέασαν σημαντικά τα αποτελέσματα.

Ωστόσο, αν και τα δύο άκρα εκτελούν την ίδια κίνηση, ανεπαίσθητες βιομηχανικές διαφορές μπορεί να επηρεάζουν τον τρόπο με τον οποίο κάθε άκρο ανταποκρίνεται στα ΑΕ. Το δεξί άκρο είναι συχνά πιο κυρίαρχο για πολλούς ανθρώπους, οδηγώντας σε μεγαλύτερη μυϊκή δύναμη και καλύτερο κινητικό έλεγχο (Balogun & Onigbinde, 1992; Lanshammar & Ribom, 2011). Αυτό μπορεί να εξηγήσει την πιο έντονη επίδραση των ΑΕ στη μυϊκή δραστηριότητα του δεξιού άκρου, καθιστώντας πιο εύκολη την ανίχνευση σημαντικών αλλαγών. Επιπλέον, εγκεφαλικοί παράγοντες όπως η

πλευρίωση και οι μεμονωμένες διαφορές στη νευρική συνδεσιμότητα μπορούν να συμβάλουν σε διαφορές στον τρόπο με τον οποίο τα δύο άκρα ανταποκρίνονται στα ΑΕ (Mutha et al., 2012). Διαφορές σε νευρικές οδούς και στρατηγικές κινητικού ελέγχου που διέπουν την ενεργοποίηση των μυών μπορούν να οφείλονται για διαφορές στην απόκριση στα ΑΕ. Είναι πιθανό το δεξί άκρο να είναι πιο συντονισμένο με την ακουστική είσοδο ή να ενσωματώνει πιο αποτελεσματικά ακουστικές πληροφορίες σε κινητικές εντολές σε σύγκριση με το αριστερό άκρο, με αποτέλεσμα μια πιο εύρωστη και σημαντική αύξηση της μυϊκής δραστηριότητας.

Οι ατομικές διαφορές σε βιομηχανικά και νευρομυϊκά χαρακτηριστικά μπορεί επίσης να επηρεάσουν το πρότυπο ενεργοποίησης των μυών εντός του δείγματος (Ting & Chiel, 2017). Παράγοντες όπως αυτοί μπορούν να επηρεάσουν τη στατιστική σημασία των αποτελεσμάτων. Συνεπώς, ενώ τόσο ο δεξιός όσο και ο αριστερός έξω πλατύς εμφανίζουν αυξημένη δραστηριότητα ως απόκριση στα ΑΕ, η σημασία αυτής της αύξησης μπορεί να επηρεαστεί από παράγοντες όπως βιομηχανικές διαφορές, νευρομυϊκός έλεγχος και μεταβλητότητα του δείγματος. Απαιτείται περαιτέρω έρευνα για την αποσαφήνιση των υποκείμενων μηχανισμών που οδηγούν αυτές τις διαφορές και για την κατάλληλη χρήση των ακουστικών ενδείξεων για τη βελτίωση της κινητικής απόδοσης.

Οι σημαντικές αυξήσεις της μυϊκής δραστηριότητας που παρατηρήθηκαν τόσο στον δεξιό όσο και στον αριστερό έξω πλατύ με τη **μουσική για άσκηση**, σε σύγκριση τόσο με την κατάσταση χωρίς ΑΕ όσο και με τους άλλους

τύπους ΑΕ, υποδηλώνουν την επίδραση των μουσικών χαρακτηριστικών αυτού του συγκεκριμένου ΑΕ στη μυϊκή δραστηριότητα.

Η **μουσική για άσκηση**, που χαρακτηρίζεται από ένα παρακινητικό μουσικό κομμάτι με ρυθμική ταχύτητα τετραπλάσια από εκείνη της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης, μπορεί να προκαλέσει ισχυρότερη νευρομυϊκή απόκριση λόγω του ταχύτερου ρυθμού και της ρυθμικής πολυπλοκότητάς του (Centala et al., 2019; Wilk et al., 2020). Οι γρήγορες ακουστικές ενδείξεις που παρέχονται από αυτό το ΑΕ μπορεί να ενίσχυσαν την κινητική διέγερση και τον συγχρονισμό, οδηγώντας σε αυξημένη μυϊκή δραστηριότητα και στα δύο άκρα. Επίσης, η **μουσική για άσκηση** μπορεί να αύξησε τα επίπεδα διέγερσης και τα κίνητρα κατά τη διάρκεια της άσκησης, οδηγώντας σε ενισχυμένη μυϊκή ενεργοποίηση και στα δύο κάτω άκρα. Οι παρακινητικές ιδιότητες του συγκεκριμένου ερεθίσματος μπορεί να προκάλεσαν μια αίσθηση ενθουσιασμού ωθώντας τους συμμετέχοντες να καταβάλουν περισσότερη προσπάθεια και να παράγουν μεγαλύτερη μυϊκή δύναμη (Centala et al., 2019; Karageorghis et al., 2017).

Η έλλειψη σημαντικών επιδράσεων των ΑΕ στη μυϊκή δραστηριότητα κατά τη διάρκεια της απαγωγής του ισχίου εγείρει ενδιαφέροντα ερωτήματα σχετικά με την επίδραση των ακουστικών ενδείξεων σε διαφορετικές μυϊκές ομάδες και πρότυπα κίνησης. Παρά τη συμπερίληψη διαφορετικών τύπων ΑΕ, συμπεριλαμβανομένων αυτών που παρουσιάστηκαν στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης (**μετρονομικό, φωνητικό και μελωδική σύνθεση**) και της **μουσικής**

για άσκηση με ρυθμική ταχύτητα σημαντικά μεγαλύτερη από την προτιμώμενη, κανένα από αυτά δεν προκάλεσε σημαντικές αλλαγές στην μυϊκή δραστηριότητα του πρόσθιου κνημιαίου του ποδιού στήριξης. Αυτό είναι ιδιαίτερα ενδιαφέρον, δεδομένου ότι η άσκηση απαγωγής ισχίου περιλαμβάνει διατάραξη της ισορροπίας (Ashtiani et al., 2019; Bojla & Uhl, 2005), η οποία συνήθως αυξάνεται με την αύξηση της ταχύτητας εκτέλεσης της κίνησης (Horak, 1997). Η έλλειψη σημαντικών επιδράσεων στη δραστηριότητα του πρόσθιου κνημιαίου μυός υποδηλώνει ότι τα ΑΕ δεν έχουν ασκήσει σημαντική επίδραση στη διαμόρφωση των προτύπων ενεργοποίησης του πρόσθιου κνημιαίου μυός που εμπλέκεται στον έλεγχο σταθερότητας κατά τη διάρκεια αυτής της συγκεκριμένης κίνησης.

Ενώ προηγούμενες έρευνες έχουν αποδείξει την αποτελεσματικότητα των ΑΕ στην ενίσχυση του ελέγχου σταθερότητας κατά τη διάρκεια της όρθιας στάσης ή δυναμικών κινήσεων, συμπεριλαμβανομένου του περπατήματος και του τρεξίματος (Carrick et al., 2007; Coste et al., 2018; deBruin et al., 2010; Forti et al., 2010; Ross et al. al., 2016; Thaut et al., 1996, 1997; Wright et al., 2016), τα ευρήματα από την τρέχουσα μελέτη υπογραμμίζουν την πολυπλοκότητα των ακουστικών-κινητικών αλληλεπιδράσεων σε διαφορετικά πλαίσια κίνησης. Οι ειδικές απαιτήσεις της απαγωγής του ισχίου οι οποίες στοχεύουν κυρίως τους απαγωγείς του ισχίου και περιλαμβάνουν τη διατήρηση της ισορροπίας, μπορεί να μην επηρεάζονται τόσο εύκολα από εξωτερικά ΑΕ σε σύγκριση με κινήσεις που καθοδηγούνται πιο ρυθμικά, όπως η βάδιση ή το κάθισμα. Σημαντικό είναι να αναφερθεί ότι οι μελέτες που

εξετάζουν την επίδραση των ΑΕ στον έλεγχο σταθερότητας εστιάζουν σε μεταβλητές του ΚΠ (Carrick et al., 2007; Coste et al., 2018; Forti et al., 2010; Ross et al. al., 2016). Στην παρούσα μελέτη η επίδραση των ΑΕ στις παραμέτρους ΚΠ βρέθηκε μόνο για τη **μουσική για άσκηση** η οποία παρουσίασε μικρότερη προσθοπίστια διαδρομή ΚΠ. Ωστόσο, αυτή η επίδραση δεν αντικατοπτρίζεται σε αυξημένη ή μειωμένη μυϊκή δραστηριότητα του πρόσθιου κνημιαίου.

Για να διατηρηθεί η ισορροπία κατά τη διάρκεια της απαγωγής ισχίου το βάρος του σώματος μετατοπίζεται στο πόδι στήριξης καθώς το άλλο εκτελεί την απαγωγή (Boigla & Uhl, 2005). Το πόδι στήριξης επιβαρύνεται με το 63% του σωματικού βάρους. Αυτές οι φορτίσεις θα πρέπει να εξισορροπηθούν με την ενεργοποίηση των μυών ως εσωτερικές δυνάμεις (Ashtiani et al., 2019). Οι μύες του ποδιού στήριξης είναι υπεύθυνοι για τις απαραίτητες αντισταθμιστικές κινήσεις για την επίτευξη της σταθερότητας του σώματος κατά την εκτέλεση της κίνησης (Horak, 2006; Winter, 1995). Ο ρόλος του νευρομυϊκού συστήματος είναι να ανιχνεύει και να προβλέπει την αστάθεια και να παράγει τις κατάλληλες μυϊκές δυνάμεις που θα συμπληρώνουν και θα συντονίζονται με όλες τις άλλες δυνάμεις που δρουν στο σώμα (Horak, 1997). Σε διαταραχή της ισορροπίας η ενεργοποίηση των μυών της ποδοκνημικής προηγείται για την παραγωγή ροπών στην επιφάνεια, ακολουθούμενη από ενεργοποίηση των μυών του γονάτου και στη συνέχεια των μυών του ισχίου περίπου 30 έως 50 χιλιοστά του δευτερολέπτου αργότερα για τον έλεγχο της υπερβολικής κάμψης του γόνατος και του ισχίου λόγω της επίδρασης των ροπών της

ποδοκνημικής σε άλλη άρθρωση (Horak, 1997). Ωστόσο, σύμφωνα με τον Horak (1997), οι διορθώσεις της στάσης όσο αφορά πλάγιες διαταραχές, όπως συμβαίνει με την απαγωγή ισχίου, περιλαμβάνουν πρώτα την ενεργοποίηση των απαγωγών μυών του ισχίου και όχι των μυών της ποδοκνημικής (Horak, 1997). Θα μπορούσαμε να υποθέσουμε λοιπόν ότι στο συγκεκριμένο πρότυπο άσκησης η ενεργοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου εξαρτάται από τη συντονισμένη ενεργοποίηση άλλων μυών που εμπλέκονται στη διατήρηση της ισορροπίας και τυχόν επιδράσεις των ΑΕ ίσως θα έπρεπε να διερευνηθούν σε επίπεδο μυϊκών συνεργειών και όχι μεμονωμένα στους μύες.

Συνολικά, τα ευρήματά μας συμβάλλουν στη βιβλιογραφία σχετικά με τις επιδράσεις των ΑΕ στη κινητική απόδοση και υπογραμμίζουν την ανάγκη για περαιτέρω έρευνα για την αποσαφήνιση των υποκείμενων μηχανισμών που προκαλούν αυτές τις επιδράσεις. Η κατανόηση των μηχανισμών που διέπουν την επίδραση των ΑΕ στη μυϊκή δραστηριότητα μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση των παρεμβάσεων άσκησης και στην ενίσχυση της κινητικής απόδοσης σε διάφορους πληθυσμούς.

6.3.7. Παράμετροι ηλεκτρικής εγκεφαλογραφικής δραστηριότητας (ΗΕΓ)

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της ηλεκτρικής εγκεφαλικής δραστηριότητας για τις δύο ασκήσεις (κάθισμα και απαγωγή ισχίου) γίνεται στη βάση των ερευνητικών ερωτημάτων που τέθηκαν εξ' αρχής στην παρούσα εργασία.

Για όλες τις παραμέτρους **HEG** που εξετάστηκαν η αλληλεπίδραση μεταξύ της συνθήκης του ΑΕ και του φύλου δεν απέδωσε στατιστική σημαντικότητα ($p > 0.05$). Ως εκ τούτου, τα αποτελέσματα παρουσιάζονται για το σύνολο των συμμετεχόντων χωρίς διάκριση ως προς το φύλο.

Οι παράμετροι **HEG** που εξετάστηκαν περιλαμβάνουν τη μέση τετραγωνική ρίζα (RMS), τη φασματική πυκνότητα ισχύος (PSD) και την κατά προσέγγιση εντροπία (ApEntropy) του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος στα άλφα και βήτα κύματα, στις περιοχές C3 (κεντρική αριστερά), C4 (κεντρική δεξιά), F (μετωπιαία), και P (βρεγματική).

Η ανάλυση των παραμέτρων έγινε με βάση τρεις άξονες: (α) το μέγεθος τους, (β) την ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών και (γ) την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών.

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων εντός του κειμένου συνοδεύεται από τρία Παραρτήματα (Παράρτημα Δ, Παράρτημα Ε και Παράρτημα Ζ).

Τα αποτελέσματα για το μέγεθος των παραμέτρων **HEG** (RMS, PSD, ApEntropy) παρουσιάζονται στα Σχήματα 6.15 και 6.16 για το κάθισμα και την απαγωγή ισχύος, αντίστοιχα. Τα αποτελέσματα για την ατομική μεταβλητότητα παρουσιάζονται στα Σχήματα 6.17 και 6.18 για το RMS, στα Σχήματα 6.19 και 6.20 για το PSD και στα Σχήματα 6.21 και 6.22 για το ApEntropy (για κάθε σχήμα: αριστερά μεταξύ προσπαθειών και δεξιά εντός προσπαθειών).

Τα αναλυτικά τα περιγραφικά στατιστικά μέτρα (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και τα όρια του διαστήματος εμπιστοσύνης της μέσης τιμής) και οι στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης

διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για τον έλεγχο της επίδρασης των ΑΕ, παρατίθενται σε πίνακες στο Παράρτημα Δ για το μέγεθος των παραμέτρων (Πίνακας ΠΑΡ-Δ6α, Δ6β και Δ6γ για το RMS, PSD και ApEntropy, αντίστοιχα) και στο Παράρτημα Ε για την ατομική μεταβλητότητα αυτών (μεταξύ προσπαθειών, Πίνακας ΠΑΡ-Ε 6Α, 7Α, 8Α και εντός προσπαθειών Πίνακας ΠΑΡ-Ε 6Β, 7Β, 8Β, για το RMS, PSD και ApEntropy, αντίστοιχα).

6.3.7.1. Δοκιμασία καθίσματος

Στην άσκηση **κάθισμα**, τα αποτελέσματα αποκάλυψαν **σημαντική επίδραση του ΑΕ** στο μέγεθος των παραμέτρων **HEG** και στην ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών, αλλά όχι στην ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών.

Σημειώνεται ότι, για την ηλεκτροεγκεφαλογραφική δραστηριότητα δεν παρατίθενται πίνακες με αναλυτικά αριθμητικά δεδομένα κατά ζεύγη συγκρίσεων για τις περιπτώσεις όπου η ανάλυση διακύμανσης δεν ανέδειξε σημαντική επίδραση.

Μέγεθος παραμέτρων. Στο μέγεθος των παραμέτρων **HEG** βρέθηκε σημαντική επίδραση των **ΑΕ** σε όλες τις παραμέτρους, χωρίς όμως συστηματικότητα ως προς το είδος κυμάτων ή την εγκεφαλική περιοχή:

RMS - Alpha Waves: $F = 9.17$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.21$, power = 0.99 (περιοχή C3), $F = 8.15$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.19$, power = 0.99 (περιοχή: C4), $F = 9.56$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.21$, power = 0.98 (περιοχή: F), $F = 7.03$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.17$, power = 0.98 (περιοχή: P),

RMS - Beta Waves: $F = 5.91$, $p = 0.004$, $\eta^2 = 0.14$, power = 0.87 (περιοχή:

C3), $F = 4.54$, $p = 0.01$, $\eta^2 = 0.11$, power = 0.80 (περιοχή: C4), $F = 3.63$, $p = 0.023$, $\eta^2 = 0.09$, power = 0.72 (περιοχή: F), $F = 3.994$, $p = 0.011$, $\eta^2 = 0.10$, power = 0.80 (περιοχή: P)).

PSD- Beta Waves: $F = 4.75$, $p = 0.009$, $\eta^2 = 0.12$, power = 0.81 (περιοχή: F), $F = 3.206$, $p = 0.035$, $\eta^2 = 0.08$, power = 0.67 (περιοχή: P)).

ApEntropy - Beta Waves: $F = 4.59$, $p = 0.005$, $\eta^2 = 0.12$, power = 0.87 (περιοχή: C3), $F = 5.61$, $p = 0.002$, $\eta^2 = 0.14$, power = 0.93 (περιοχή: C4), $F = 10.23$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.23$, power = 0.99 (περιοχή: F), $F = 6.598$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.16$, power = 0.98 (περιοχή: P)).

Ατομική μεταβλητότητα παραμέτρων. Όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών βρέθηκε σημαντική επίδραση ($p \leq 0.05$) των ΑΕ στο **RMS** και το **PSD** (περιοχή F άλφα και βήτα κύματα), ενώ η **ApEntropy** ($p > 0.05$) δεν παρουσίασε σημαντικές διαφορές.

Αναλυτικότερα:

RMS - Alpha Waves: $F = 4.136$, $p = 0.013$, $\eta^2 = 0.11$, power = 0.78 (περιοχή: F),

RMS - Beta Waves: $F = 3.665$, $p = 0.023$, $\eta^2 = 0.09$, power = 0.71 (περιοχή: F)).

PSD - Alpha Waves: $F = 3.990$, $p = 0.011$, $\eta^2 = 0.10$, power = 0.81 (περιοχή: F)

PSD - Beta Waves: $F = 3.742$, $p = 0.017$, $\eta^2 = 0.10$, power = 0.76 (περιοχή: F)).

Στην εντός προσπαθειών ατομική μεταβλητότητα δεν εντοπίστηκε σημαντική επίδραση των ΑΕ στις παραμέτρους του ΗΕΓ ($p > 0.05$).

6.3.7.2. Δοκιμασία απαγωγής ισχύου

Στην άσκηση **απαγωγή ισχύου**, τα αποτελέσματα έδειξαν **σημαντική επίδραση των ΑΕ** στο μέγεθος και

στην ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών αλλά όχι στη ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών.

Σημειώνεται ότι, για την ηλεκτροεγκεφαλική δραστηριότητα δεν παρατίθενται πίνακες με αναλυτικά αριθμητικά δεδομένα κατά ζεύγη συγκρίσεων για τις περιπτώσεις όπου η ανάλυση διακύμανσης ανέδειξε σημαντική επίδραση.

Μέγεθος παραμέτρων. Στο μέγεθος των παραμέτρων ΗΕΓ βρέθηκε σημαντική επίδραση του ΑΕ μόνο στην **ApEntropy:**

Alpha Waves

$F = 3.044$, $p = 0.02$, $\eta^2 = 0.09$, power = 0.79 (περιοχή: C3)

Beta Waves:

$F = 6.159$, $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.16$, power = 0.95 (περιοχή: C3),

$F = 5.631$, $p = 0.002$, $\eta^2 = 0.15$, power = 0.92 (περιοχή: C4),

$F = 9.176$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.22$, power = 1.00 (περιοχή: F),

$F = 6.070$, $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.16$, power = 0.97 (περιοχή: P).

Στην ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών βρέθηκε σημαντική επίδραση του ΑΕ μόνο στο **RMS** και το **PSD**, χωρίς καμία σημαντική διαφορά για την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών.

Ωστόσο, οι κατά ζεύγη συγκρίσεις μεταξύ συνθηκών ρυθμικού ΑΕ δεν ανέδειξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ κανενός ζεύγος συνθηκών ($p > 0.05$).

Αναλυτικότερα για την ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών:

RMS (ένταση ηλεκτροεγκεφαλικού σήματος-ρίζα μέσου των τετραγώνων)

Alpha Waves:

$F = 4.544$, $p = 0.005$, $\eta^2 = 0.12$, power = 0.87 (περιοχή: C3)

$F = 8.065$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.20$, power = 0.98 (περιοχή: C4),

F = 1.838, p = 0.141, $\eta^2 = 0.05$, power = 0.48 (περιοχή: F),

F = 7.817, p < 0.001, $\eta^2 = 0.20$, power = 0.98 (περιοχή: P),

Beta Waves:

F = 5.190, p = 0.003, $\eta^2 = 0.14$, power = 0.89 (περιοχή: C3)

F = 8.160, p < 0.001, $\eta^2 = 0.20$, power = 0.98 (περιοχή: C4),

F = 4.269, p = 0.008, $\eta^2 = 0.12$, power = 0.83 (περιοχή: F),

F = 6.728, p < 0.001, $\eta^2 = 0.17$, power = 0.97 (περιοχή: P).

PSD (φασματική πυκνότητα ισχύος)

Alpha Waves:

F = 4.298, p = 0.006, $\eta^2 = 0.12$, power = 0.87 (περιοχή: C3),

F = 4.993, p = 0.002, $\eta^2 = 0.13$, power = 0.92 (περιοχή: C4),

F = 2.336, p = 0.076, $\eta^2 = 0.07$, power = 0.58 (περιοχή: F),

F = 9.128, p < 0.001, $\eta^2 = 0.22$, power = 0.99 (περιοχή: P).

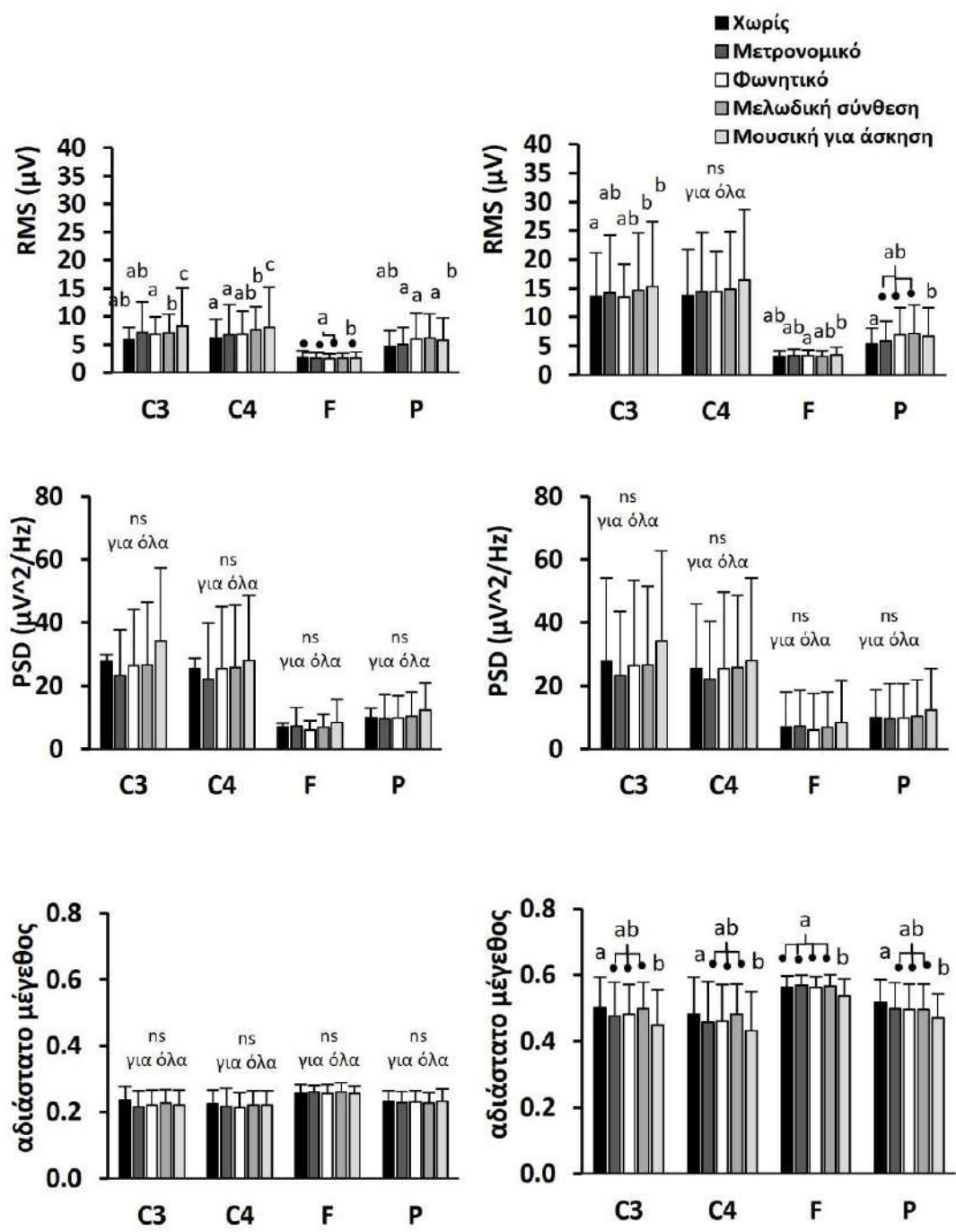
Beta Waves:

F = 4.134, p = 0.007, $\eta^2 = 0.11$, power = 0.86 (περιοχή: C3),

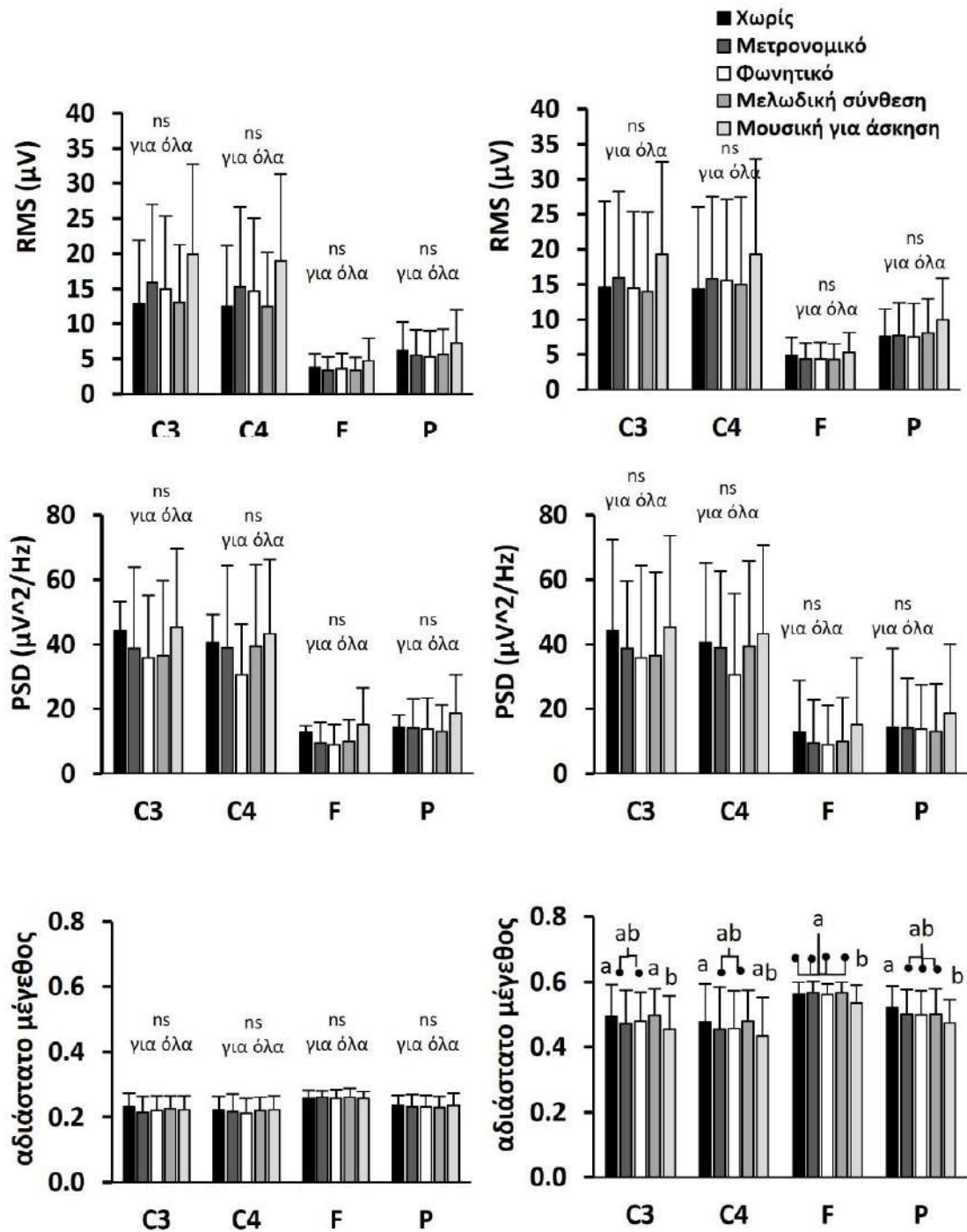
F = 6.670, p < 0.001, $\eta^2 = 0.17$, power = 0.97 (περιοχή: C4),

F = 4.720, p = 0.004, $\eta^2 = 0.13$, power = 0.89 (περιοχή: F),

F = 6.508, p < 0.001, $\eta^2 = 0.17$, power = 0.97 (περιοχή: P)

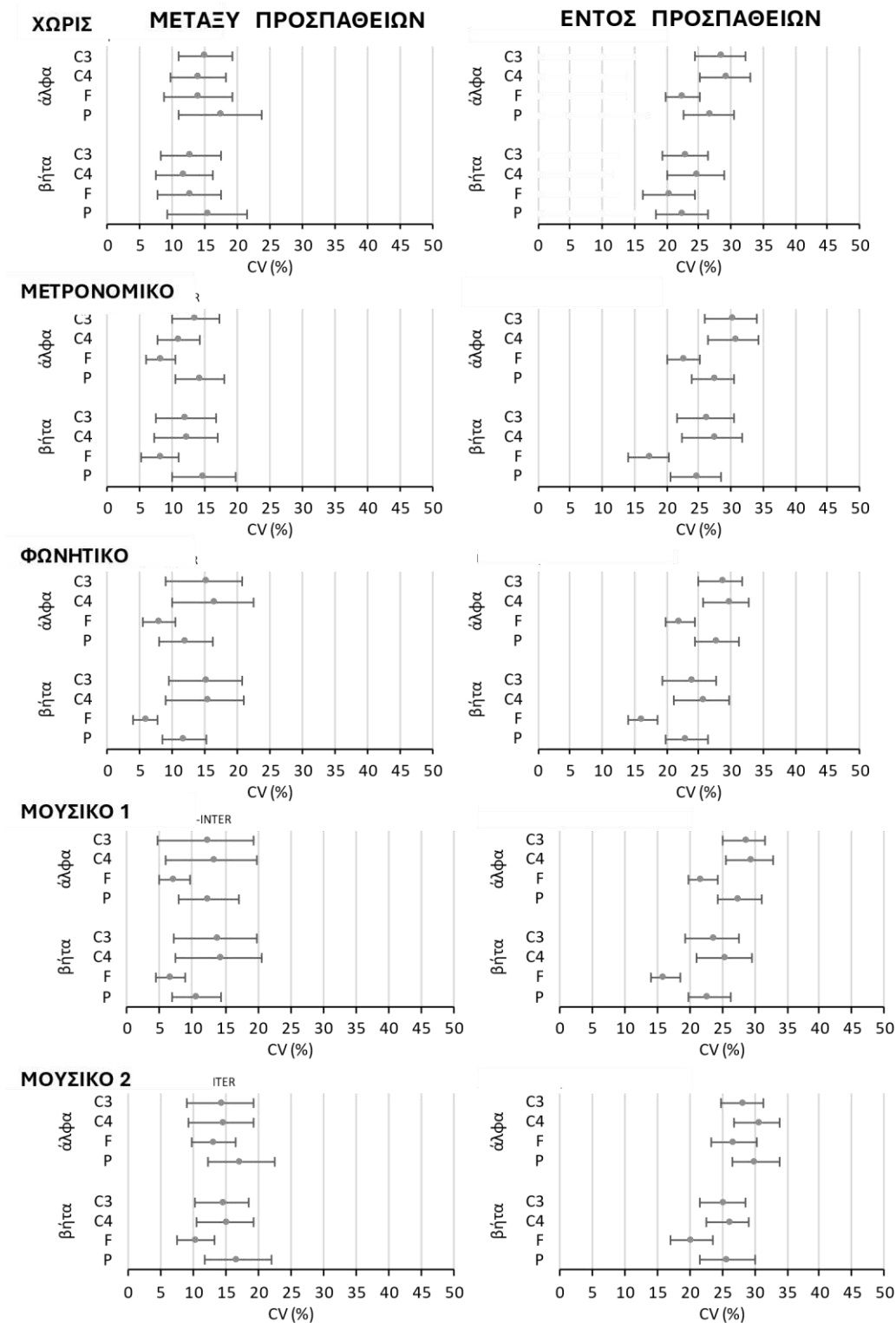


Σχήμα 6.15. Παράμετροι Ηλεκτρο-εγκεφαλικής δραστηριότητας- ΚΑΘΙΣΜΑ- Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέσης τετραγωνικής ρίζας (RMS) του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος, της ισχύος της φασματικής πυκνότητας (PSD) (κέντρο) και της εντροπίας (κάτω) των άλφα (ΔΕΞΙΑ) και βήτα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) κυμάτων στις κεντρικές περιοχές C3, C4 καθώς και στην περιοχή του μετωπιαίου (F) και του ινιακού (P) λοβού, στις 5 συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος. Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

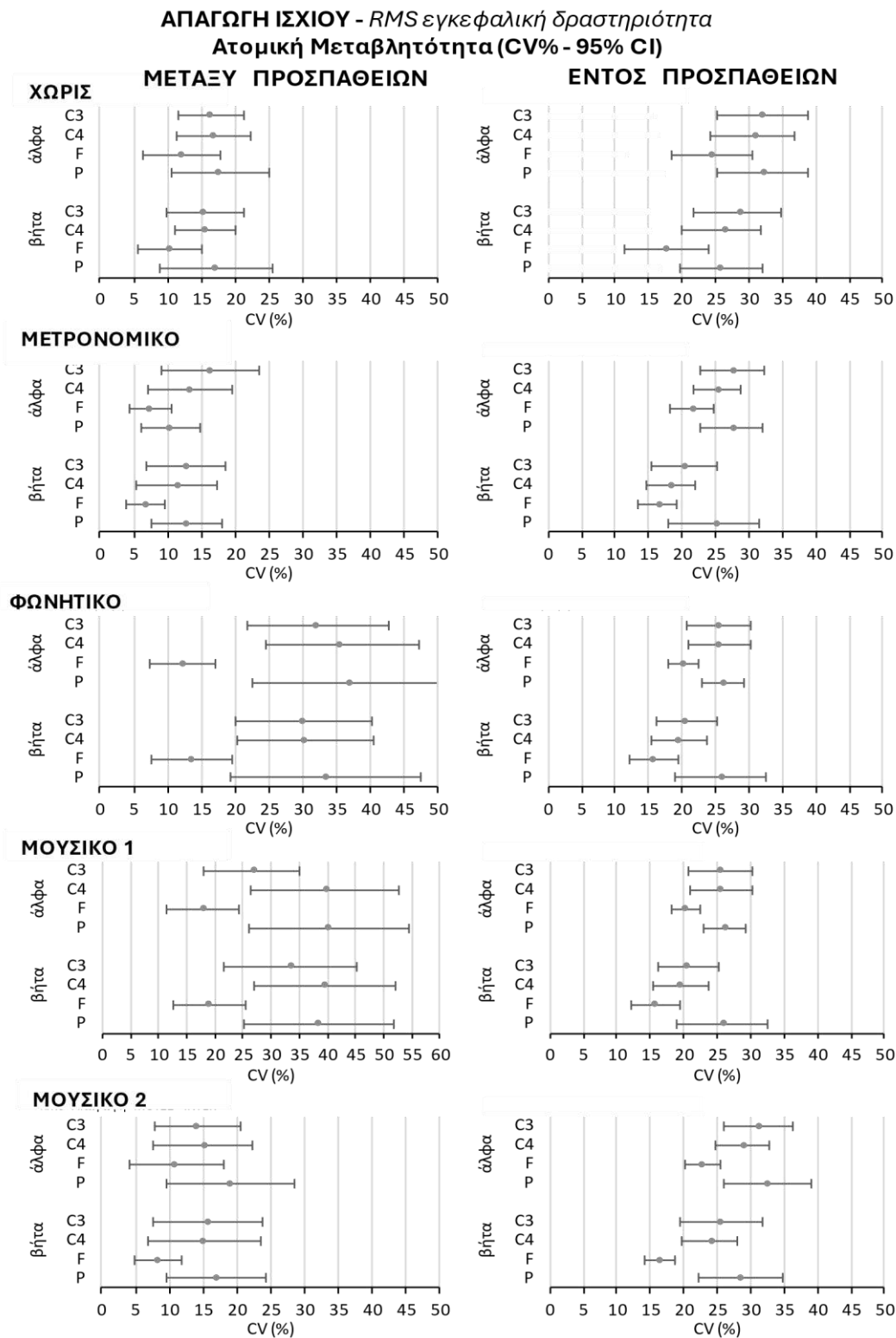


Σχήμα 6.16. Παράμετροι Ηλεκτρο-εγκεφαλικής δραστηριότητας -- ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ- Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέσης τετραγωνικής ρίζας (RMS) του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος, της ισχύος της φασματικής πυκνότητας (PSD) (κέντρο) και της εντροπίας (κάτω) των άλφα (ΑΕΞΙΑ) και βήτα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) κομάτων στις κεντρικές περιοχές C3, C4 καθώς και στην περιοχή του μετωπιαίου (F) και του ινιακού (P) λοβού, στις 5 συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος. Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (compact letter display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

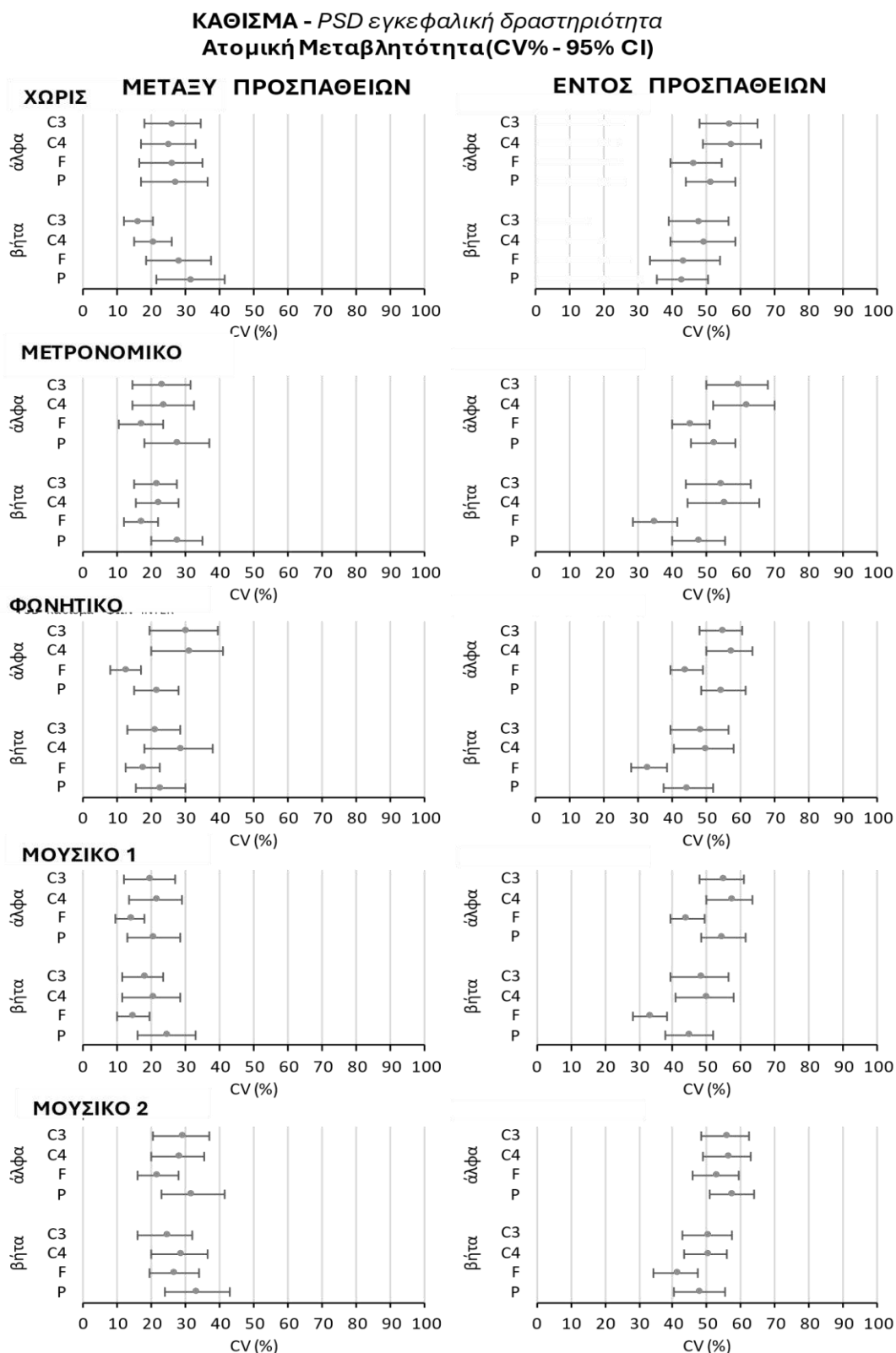
ΚΑΘΙΣΜΑ - RMS εγκεφαλική δραστηριότητα
Ατομική Μεταβλητότητα (CV% - 95% CI)



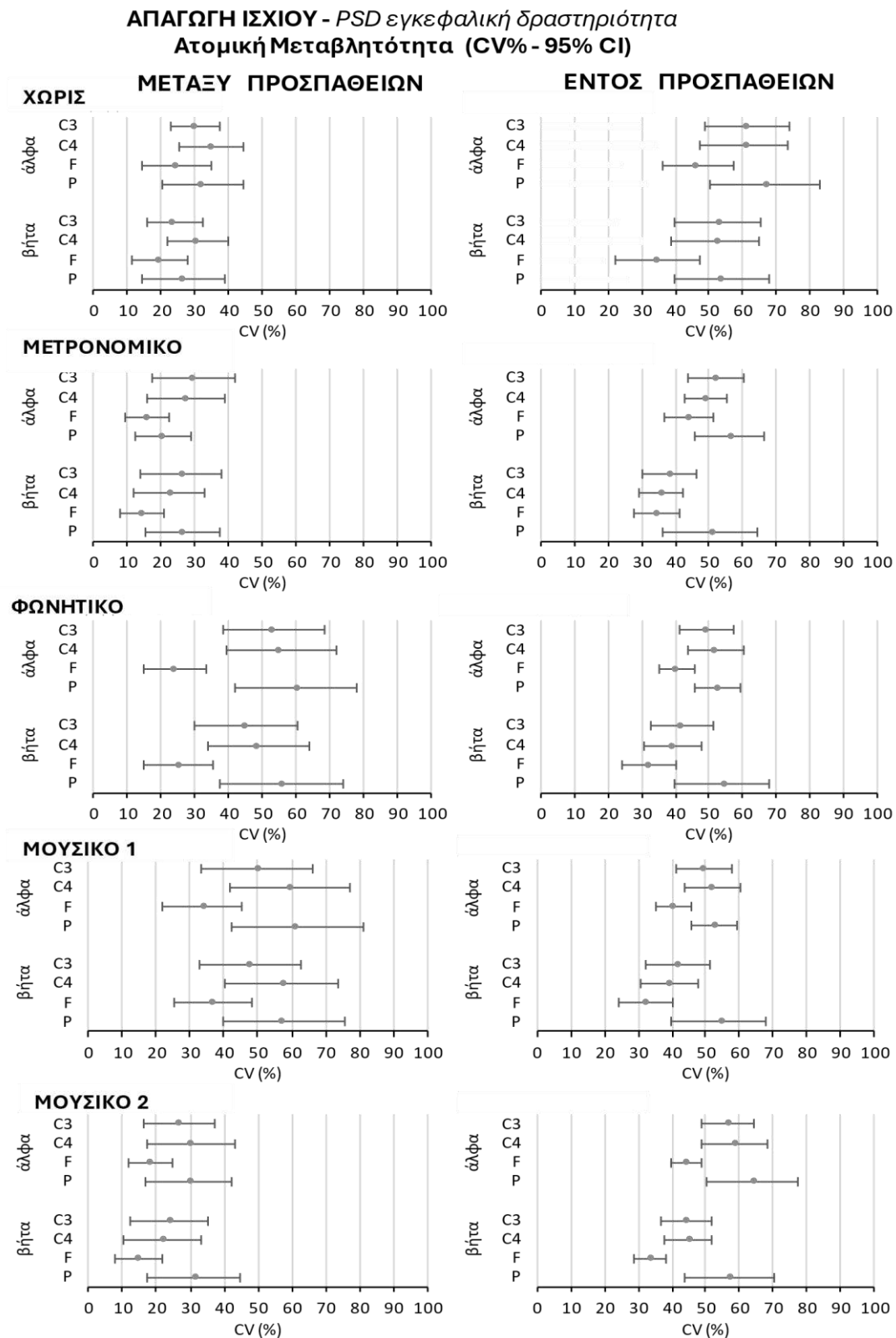
Σχήμα 6.17. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-RMS. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά). Καμία σημαντική ενδοζυγική διαφορά ($p > 0.05$).



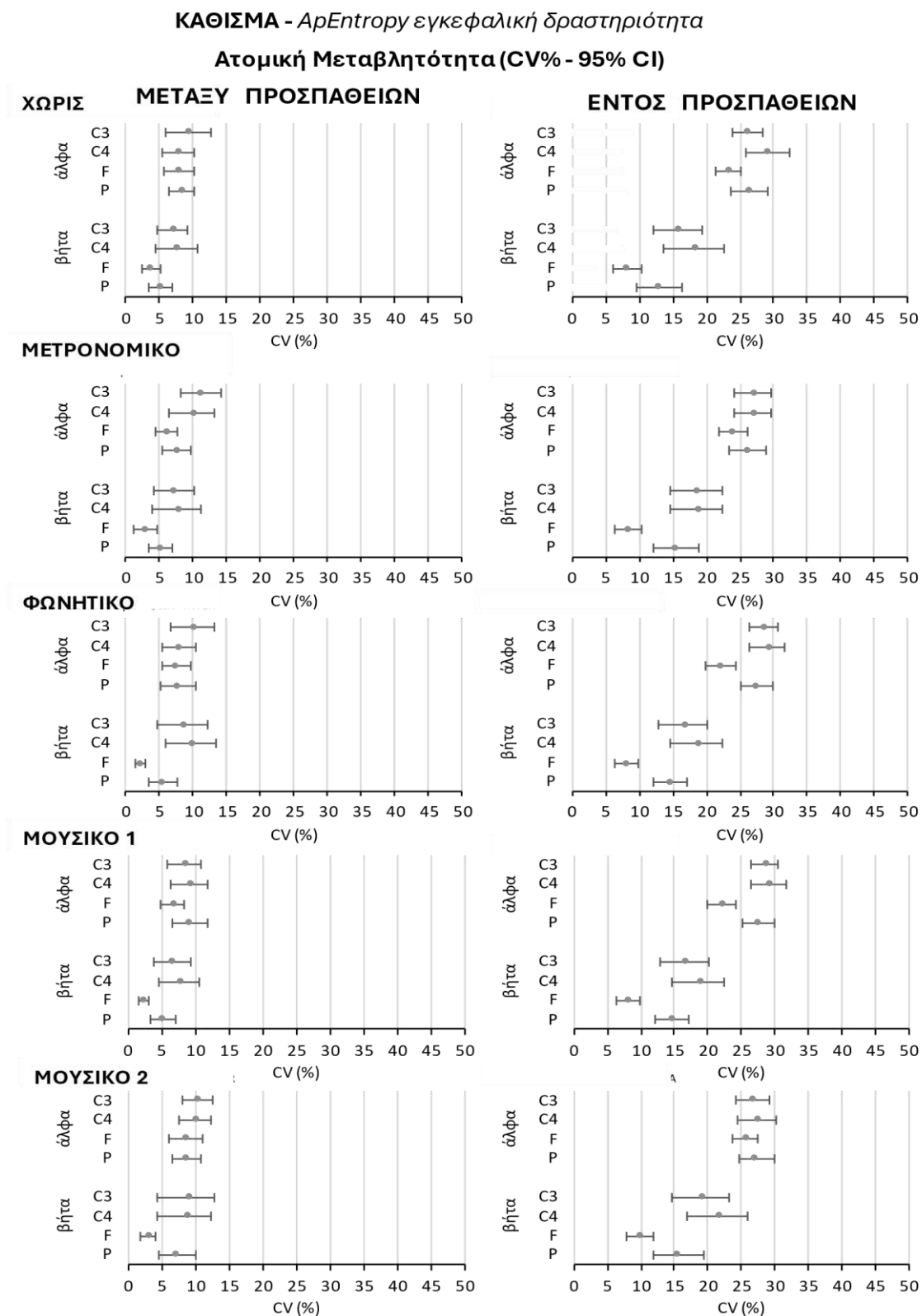
Σχήμα 6.18. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-RMS. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά). Καμμία σημαντική ενδοοξενική διαφορά ($p > 0.05$).



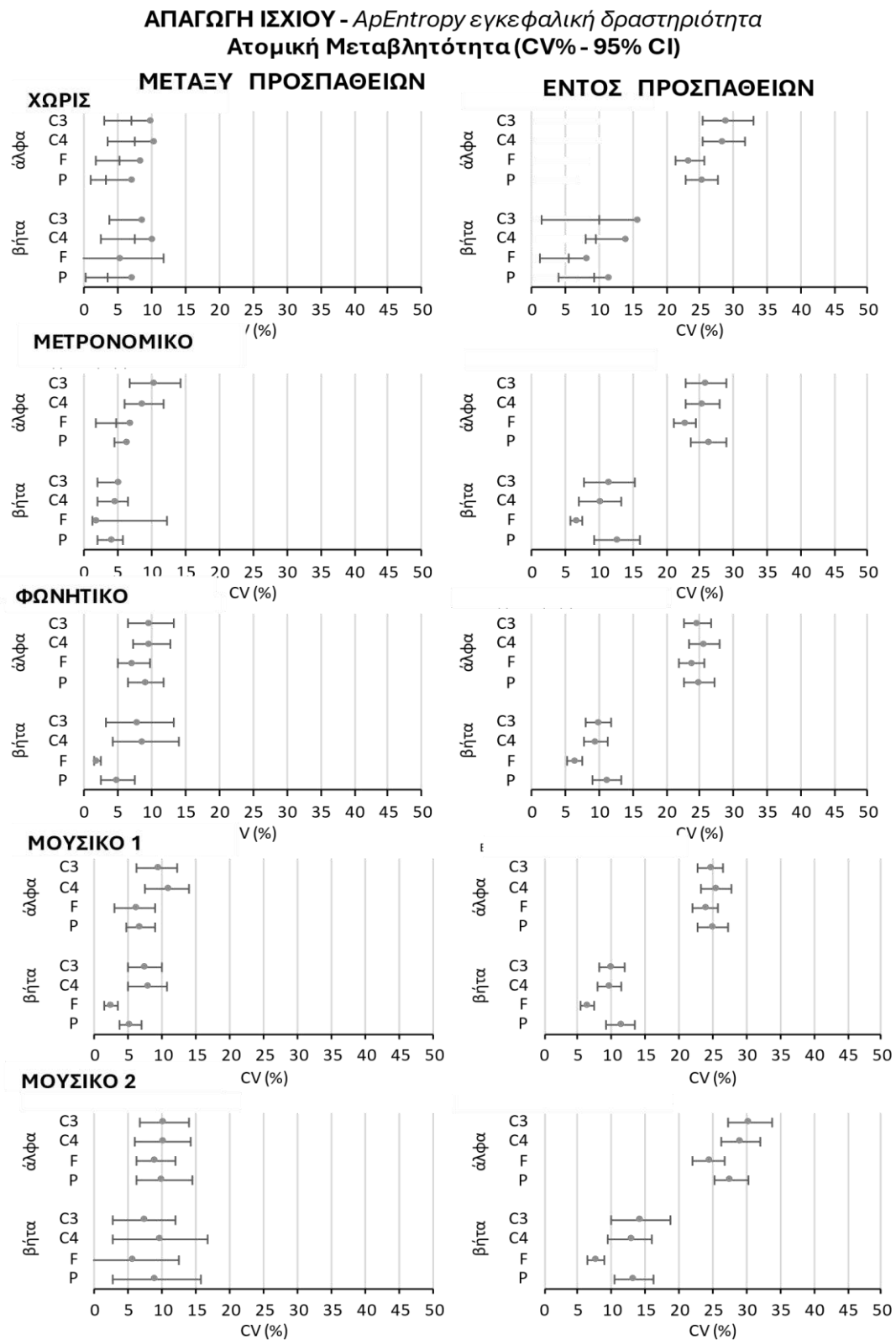
Σχήμα 6.19. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-PSD. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).



Σχήμα 6.20. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-PSD. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).



Σχήμα 6.21. ΚΑΘΙΣΜΑ: Ατομική μεταβλητότητα ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-ArEntropy. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).



Σχήμα 6.22. ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Ατομική μεταβλητότητα ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας-ΑρEntropy. Μέση τιμή (κύκλος) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (κάτω και άνω όριο: κάθετα τέλη της οριζόντιας γραμμής) συντελεστή μεταβλητότητας (CV%) για κάθε συνθήκη ακουστικού ερεθίσματος, μεταξύ των προσπαθειών (αριστερά) και εντός των προσπαθειών (δεξιά).

6.3.7.3. Σύνοψη αποτελεσμάτων - ΑΕ και Παραμέτροι ΗΕΓ δραστηριότητας

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα ακουστικά ερεθίσματα (ΑΕ) επηρέασαν σημαντικά το μέγεθος των παραμέτρων ΗΕΓ και τη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών, χωρίς να επηρεάσει τη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών. Αυτό υποδηλώνει ότι τα ΑΕ είχαν αντίκτυπο στην εγκεφαλική δραστηριότητα, η οποία παραμένει σταθερή μεταξύ επαναλήψεων .

Οι επιδράσεις των διαφορετικών ΑΕ συνοψίζονται παρακάτω:

Μέγεθος παραμέτρων ΗΕΓ - Κάθισμα

- Μόνο η **μουσική για άσκηση** είχε σημαντική επίδραση στο μέγεθος των παραμέτρων του ΗΕΓ σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.
- Η **μουσική για άσκηση** αύξησε σημαντικά τη μέση τετραγωνική ρίζα (RMS) κυρίως των άλφα κυμάτων στις περισσότερες περιοχές σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ, ενώ μείωσε την εντροπία (ApEntropy) στα κύματα βήτα.
- Η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε σημαντικά μεγαλύτερη μέση τετραγωνική ρίζα (RMS) και φασματική πυκνότητα ισχύος (PSD) των άλφα κυμάτων και μικρότερη εντροπία (ApEntropy) στα κύματα βήτα από τα υπόλοιπα ΑΕ.

Μέγεθος παραμέτρων ΗΕΓ - Απαγωγή ισχύου

- Η **μουσική για άσκηση** αύξησε (όχι σημαντικά) τη μέση τετραγωνική ρίζα και τη φασματική πυκνότητα ισχύος κυρίως των άλφα κυμάτων στις περισσότερες περιοχές σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.

- Η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε μικρότερη εντροπία στα κύματα βήτα όλων των περιοχών σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ αλλά και σε σύγκριση με τα υπόλοιπα ΑΕ (περισσότερες περιοχές σε σύγκριση με το μουσικό 1).

Ατομική μεταβλητότητα παραμέτρων ΗΕΓ

- Συνολικά, οι παράμετροι του EGG παρουσίασαν υψηλές τιμές ατομικής μεταβλητότητας με την εντροπία να εμφανίζει τις χαμηλότερες.
- Η ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών ήταν χαμηλότερη σε σύγκριση με την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών.
- Συνολικά για το κάθισμα η ατομική μεταβλητότητα δε επηρεάστηκε από τα ΑΕ.
- Στην απαγωγή ισχύου το **φωνητικό** και η **μελωδική σύνθεση** παρουσίασαν μεγαλύτερο εύρος στα διαστήματα εμπιστοσύνης της ατομικής μεταβλητότητας των τιμών RMS και PSD.

6.3.7.4. Συζήτηση – ΑΕ και Παράμετροι ΗΕΓ δραστηριότητας

Η διερεύνηση των επιδράσεων των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) στις παραμέτρους **εγκεφαλικής δραστηριότητας (ΗΕΓ)** κατά τη διάρκεια των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχύου είχε ως στόχο να αξιολογήσει τον αντίκτυπο διαφορετικών ΑΕ σε σύγκριση με μια κατάσταση ελέγχου χωρίς ΑΕ, και παράλληλα να εξετάσει τις διακρίσεις μεταξύ των τύπων ΑΕ.

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος αποτελεί ένα θαύμα πολυπλοκότητας που εννορηστώνει μια περίπλοκη αλληλεπίδραση νευρικής δραστηριότητας για την καθοδήγηση

της κίνησης και της αντίληψης (Chéron et al., 2016). Κατά την εκτέλεση κινητικών δράσεων, όπως η βάδιση, ο χορός ή μια αθλητική ρουτίνα, ο εγκέφαλός μας υφίσταται δυναμικές αλλαγές στη δραστηριότητα για να συντονίσει και να εκτελέσει αυτές τις ενέργειες με ακρίβεια. Στον πυρήνα αυτής της διαδικασίας βρίσκεται η αλληλεπίδραση μεταξύ αισθητηριακών εισροών, κινητικών εντολών και μηχανισμών ανάδρασης, που επιτρέπουν την αλληλεπίδραση με το περιβάλλον (Gramann et al., 2011). Ο νευρομυϊκός έλεγχος, μέσω πολύπλοκων δικτυακών αλληλεπιδράσεων μεταξύ των εγκεφαλικών κυμάτων και της μυϊκής δραστηριότητας, είναι απαραίτητος για τον συγχρονισμό και τον συντονισμό της ενεργοποίησης διαφόρων μυϊκών ομάδων σε σχέση με τις κινήσεις του σώματος και τις διακριτές φυσιολογικές καταστάσεις (Rizzo et al., 2022). Ωστόσο, παρότι η σημασία του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια σωματικής άσκησης είναι μεγάλη, λίγα είναι γνωστά για τη δυναμική του εγκεφάλου κατά την άσκηση.

Κατά την εκτέλεση ενός κινητικού προτύπου, διάφορες περιοχές του εγκεφάλου στρατολογούνται για να προγραμματίσουν, να ξεκινήσουν και να ελέγξουν τις μυϊκές συσπάσεις που απαιτούνται για την εκάστοτε κινητική δράση (Chéron et al., 2016; Gramann et al., 2011). Ο πρωτεύων κινητικός φλοιός, που βρίσκεται στον μετωπιαίο λοβό στην κεντρική περιοχή, παίζει κεντρικό ρόλο στη δημιουργία εκούσιων κινήσεων στέλνοντας σήματα στους μύες μέσω του νωτιαίου μυελού. Επιπλέον, περιοχές όπως η συμπληρωματική κινητική περιοχή και η παρεγκεφαλίδα συμβάλλουν στον κινητικό σχεδιασμό και συντονισμό, διασφαλίζοντας την ομαλή και

αποτελεσματική εκτέλεση των προτύπων κίνησης (Chéron et al., 2016; Ciria et al., 2019; Gramann et al., 2011).

Οι κινητικές περιοχές του εγκεφάλου αλληλεπιδρούν επίσης με τις αισθητήριες περιοχές για να ενσωματώσουν την ανάδραση από το περιβάλλον (Gramann et al., 2011). Τα ιδιοδεκτικά σήματα από τους μύες και τις αρθρώσεις παρέχουν πληροφορίες σχετικά με τη θέση και την κίνηση των άκρων, επιτρέποντας στον εγκέφαλο να προσαρμόζει τις κινητικές εντολές σε πραγματικό χρόνο για να διατηρεί τη σταθερότητα και την ακρίβεια. Οι οπτικές και ακουστικές εισροές συμβάλλουν περαιτέρω στον έλεγχο της κίνησης, επιτρέποντάς την αντιμετώπιση διαταραχών και την ανταπόκριση σε εξωτερικές ενδείξεις (Toivianen et al., 2020).

Τα κύματα άλφα του εγκεφάλου έχουν προσελκύσει μεγάλο ερευνητικό ενδιαφέρον τις τελευταίες δεκαετίες, καθώς έχει αναγνωριστεί ότι αποτελούν τις κυρίαρχες ταλαντώσεις στον ανθρώπινο εγκέφαλο (Di Fronso et al., 2019). Στη βιβλιογραφία, τα κύματα άλφα φαίνεται να εμπλέκονται στην αθλητική απόδοση, με αρκετές μελέτες να αναφέρουν τη σχέση τους με τη βελτίωση της απόδοσης των αθλητών (Babiloni et al., 2008; Bailey et al., 2008; Loze et al., 2001). Τα κύματα άλφα κυμαίνονται μεταξύ 8 και 12 Hz, και συχνά συνδέονται με καταστάσεις χαλάρωσης και αδράνειας (Chéron et al., 2016). Ωστόσο, σύμφωνα με μελέτες των τελευταίων ετών φαίνεται ότι διαδραματίζουν πιο δυναμικό ρόλο στον γνωστικό έλεγχο και την αισθητηριακή ολοκλήρωση (Babiloni et al., 2008; Bailey et al., 2008; Di Fronso et al., 2019; Crabbe & Dishman, 200; Loze et al., 2001). Η ενσωμάτωση πολυαισθητηριακών πληροφοριών είναι

μία από τις λειτουργίες τους, διευκολύνοντας τη σύνδεση των βρόχων αντίληψης-δράσης απαραίτητων για τον κινητικό συντονισμό.

Σε αθλητικές κινήσεις που απαιτούν επιδεξιότητα, όπως στο γκολφ, υψηλότερη ένταση των κυμάτων άλφα έχει συσχετιστεί με επιτυχημένες επιδόσεις, υποδηλώνοντας ενισχυμένο έλεγχο της λεπτής κινητικότητας και της στατικής σταθερότητας (Babiloni et al., 2008). Επιπλέον, η έντασης (amplitude) και η ισχύς (power) των άλφα κυμάτων φαίνεται να αυξάνονται τόσο κατά την προετοιμασία των κινήσεων (πριν από την στόχευση σε αθλήματα σκοποβολής (Loze et al., 2001) όσο και κατά τη διάρκεια της άσκησης (Bailey et al., 2008). Άλλες μελέτες έδειξαν ότι η δραστηριότητα του εγκεφάλου δεν περιορίζεται μόνο στα κύματα άλφα κατά την άσκηση. Οι Crabbe και Dishman (2004) ανέδειξαν την επίδραση της άσκησης και σε άλλα κύματα, όπως τα βήτα, σε μια μετα-ανάλυσή τους.

Τα κύματα βήτα, που κυμαίνονται από 15 έως 30 Hz, παίζουν σημαντικό ρόλο στην αισθητηριοκινητική ολοκλήρωση και συνδέουν λειτουργικά διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου που εμπλέκονται στον κινητικό έλεγχο και την αισθητηριακή επεξεργασία (Chéron et al., 2016). Σε περιοχές που σχετίζονται με την κίνηση (πρωτεύων κινητικός φλοιός, σωματοαισθητηριακός φλοιός και συμπληρωματική κινητική περιοχή), παρατηρούνται βήτα κύματα κατά την προετοιμασία και την εκτέλεση ενός κινητικού προτύπου, με τις σχέσεις φάσης μεταξύ των κυμάτων και της νευρωνικής πυροδότησης καθοριστικές για τον συντονισμό της κίνησης (Chéron et al., 2016). Οι ταλαντώσεις

βήτα εμπλέκονται επίσης σε αισθητηριακές λειτουργίες, με αυξήσεις στην ισχύ των κυμάτων βήτα να παρατηρούνται κατά τη διάρκεια διεργασιών όπως η σωματοαισθητηριακή επεξεργασία (Chéron et al., 2016).

Στη μελέτη μας, επικεντρωθήκαμε στα κύματα άλφα και βήτα κατά τη διάρκεια της άσκησης, λαμβάνοντας υπόψη τον κεντρικό τους ρόλο στον κινητικό έλεγχο, την αισθητηριακή επεξεργασία, τις γνωστικές λειτουργίες και τη ρύθμιση του αυτόνομου νευρικού συστήματος. Οι επιλεγμένες περιοχές του εγκεφάλου για εξέταση περιλάμβαναν τις κινητικές και σωματοαισθητηριακές περιοχές, με τα ηλεκτρόδια να τοποθετούνται στις κεντρικές, μετωπιαίες και βρεγματικές περιοχές του εγκεφαλικού φλοιού (C3, C4, F3, F4, P3, P4) (Terplan, 2002; Crasta et al., 2018). Σημειωτέων, η εγκεφαλική δραστηριότητα δεν αξιολογήθηκε πριν από την έναρξη της άσκησης για να επιτραπουν συγκρίσεις με μελέτες που διερεύνησαν την εγκεφαλική δραστηριότητα πριν και κατά τη διάρκεια της άσκησης. Τα ευρήματα έδειξαν ότι υπήρχε παρόμοια ένταση και ισχύς στα κύματα άλφα και βήτα, αντίστοιχα με τη μελέτη των Erbil και Ungan, (2007), όπου μετρήθηκε η συνολική δραστηριότητα των άλφα και βήτα κυμάτων κατά την επαναληπτική κάμψη-έκταση των δακτύλων (Erbil & Ungan, 2007). Από το σύνολο των περιοχών μεγαλύτερη δραστηριότητα παρατηρήθηκε στην κεντρική περιοχή του εγκεφαλικού φλοιού σε σύγκριση με τις μετωπιαίες και βρεγματικές περιοχές. Αυτή η διαφορά μπορεί να αποδοθεί σε μεγάλο βαθμό στις διαφορετικές μεθόδους καταγραφής που χρησιμοποιήθηκαν. Στην κεντρική περιοχή, πραγματοποιήθηκε μονοπολική καταγραφή σε κάθε

ηλεκτρόδιο (C3 και C4), που περιλάμβανε μια μέτρηση διαφοράς δυναμικού με ένα ουδέτερο σημείο για να εκτιμηθεί η δραστηριότητα κάθε ημισφαιρίου. Από την άλλη πλευρά, στη μετωπιαία και βρεγματική περιοχή, πραγματοποιήθηκε διπολική καταγραφή υπολογίζοντας τη διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο ηλεκτροδίων (F4 με F4 και C3 με C4). Στη διπολική καταγραφή, χαμηλή συνολική δραστηριότητα αναμένεται όταν τα σήματα από τα δύο ηλεκτρόδια είναι σε φάση (0 μοίρες), ενώ παρατηρείται αυξημένη δραστηριότητα όταν τα σήματα βρίσκονται σε αντίθετη φάση (180 μοίρες) (Fehmi & Collura, 2007). Επομένως, μπορούμε να αποδώσουμε τη διακύμανση της δραστηριότητας μεταξύ των περιοχών στη διαφορετική μέθοδο καταγραφής που χρησιμοποιήθηκε.

Όσον αφορά την επίδραση των ΑΕ στην εγκεφαλική λειτουργία κατά τη διάρκεια ρυθμικών κινήσεων, προγενέστερες μελέτες έχουν υποδείξει ότι ο εγκέφαλος παίζει σημαντικό ρόλο στον συγχρονισμό κίνησης με ΑΕ (Thaut, 2005; Toivianinen et al., 2020). Η βιβλιογραφία υποστηρίζει ότι ο συγχρονισμός της κίνησης με ΑΕ ξεκινά από τον εγκέφαλο, ο οποίος αντιλαμβάνεται τη δομή των ακουστικών ενδείξεων, προσελκύεται σε αυτή και συγχρονίζει τις κινητικές ενέργειες με τις εξωτερικές ακουστικές ενδείξεις (Toivianinen et al., 2020). Τα νευρικά κυκλώματα που εμπλέκονται στην ακουστική επεξεργασία αλληλεπιδρούν με τις κινητικές περιοχές για να διευκολύνουν το συγχρονισμό (Toivianinen et al., 2020) τον ακριβή χρονισμό και συντονισμό μεταξύ της ακουστικής αντίληψης και της κινητικής εκτέλεσης (Madison et al., 2011).

Η απόκριση του εγκεφάλου στα ΑΕ περιλαμβάνει πολλές βασικές περιοχές, συμπεριλαμβανομένων των περιοχών ακουστικής επεξεργασίας που είναι υπεύθυνες για την αντίληψη και την ανάλυση των ακουστικών ερεθισμάτων, καθώς και περιοχές ελέγχου κινητικότητας που εμπλέκονται στο σχεδιασμό και την εκτέλεση κινήσεων. Μελέτες που χρησιμοποιούν τεχνικές όπως την ηλεκτροεγκεφαλογραφία (HEΓ) και η λειτουργική μαγνητική τομογραφία (fMRI) έχουν παράσχει πληροφορίες για τους νευρικούς μηχανισμούς που βρίσκονται κάτω από τον αισθητηριοκινητικό συγχρονισμό. Κατά τη διάρκεια του συγχρονισμού παρατηρείται αυξημένη δραστηριότητα τόσο στις ακουστικές όσο και στις κινητικές περιοχές του εγκεφάλου αντανακλώντας την ενοποίηση των ακουστικών ενδείξεων με τις διαδικασίες κινητικού σχεδιασμού και εκτέλεσης (Toivianinen et al., 2020). Συγκεκριμένα, περιοχές όπως ο πρωτεύων κινητικός φλοιός και τα βασικά γάγγλια παίζουν βασικούς ρόλους στην κωδικοποίηση των χρονικών προτύπων και στην προσαρμογή του χρονισμού της κίνησης ώστε να ταιριάζει με τον ακουστικό ρυθμό (Chéron et al., 2016).

Επιπλέον, ο συγχρονισμός ρυθμικών κινήσεων με ΑΕ σχετίζεται με δυναμικές αλλαγές στις νευρικές ταλαντώσεις ιδιαίτερα στις ζώνες συχνοτήτων άλφα και βήτα. Τα κύματα άλφα θεωρείται ότι αντικατοπτρίζουν την αδράνεια του φλοιού και τις διαδικασίες προσοχής, ενώ τα κύματα βήτα εμπλέκονται στον κινητικό έλεγχο και την αισθητηριοκινητική ολοκλήρωση (Fujioka et al., 2015). Μελέτες έχουν δείξει τροποποιήσεις των ταλαντώσεων άλφα και βήτα κατά τη διάρκεια εργασιών συγχρονισμού μέσω ρυθμικών κινήσεων,

υποδηλώνοντας τη συμμετοχή τους στον χρονισμό και της ακρίβειας της κίνησης.

Ωστόσο, στην παρούσα εργασία τα ΑΕ, με εξαίρεση τη **μουσική για άσκηση**, δε φάνηκε να μεταβάλλουν την δραστηριότητα τόσο των άλφα όσο και βήτα εγκεφαλικών. Αυτό το εύρημα έρχεται σε αντίθεση με την υπάρχουσα βιβλιογραφία η οποία υποστηρίζει ότι απλά η ακρόαση ΑΕ τροποποιεί την εγκεφαλική δραστηριότητα (Kobayashi et al., 2024).

Οι Fujioka και συνεργάτες (2009, 2012) έδειξαν ότι το μέγεθος των επαγόμενων ταλαντώσεων των κυμάτων κατά την ακρόαση μετρονομικών κτύπων διαμορφώνεται με συγχρονισμένο τρόπο στους αμφίπλευρους ακουστικούς φλοιούς και τις κινητικές περιοχές (αισθητικοκινητικός φλοιός, συμπληρωματική κινητική περιοχή, βασικά γάγγλια παρεγκεφαλίδα) (Fujioka et al., 2009; 2012). Επομένως, με βάση αυτά τα προηγούμενα ευρήματα, θα περιμέναμε ότι όλα τα ΑΕ θα έχουν αντίκτυπο στην εγκεφαλική δραστηριότητα. Είναι ενδιαφέρον ότι η **μουσική για άσκηση** ήταν το μόνο που επηρέασε σημαντικά την εγκεφαλική δραστηριότητα, παρουσιάζοντας αύξηση στην ένταση και την ισχύ, κυρίως των κυμάτων άλφα σε σύγκριση τόσο με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ όσο και με τα υπόλοιπα ΑΕ. Επίσης, παρουσίασε χαμηλότερη εντροπία στα κύματα βήτα. Αυτό το αποτέλεσμα μπορεί να αποδοθεί στη ρυθμική δομή του μουσικού κομματιού (Toivianinen et al., 2020) και στην παρακινητική του ιδιότητα που οδήγησε σε αύξηση της ταχύτητας κίνησης και πιθανώς τράβηξε την προσοχή στην ακρόαση και όχι στην εστίαση αποκλειστικά στην άσκηση (Karageorghis et al., 2018).

Επιπλέον, η αύξηση της έντασης της άσκησης που προκύπτει από την υψηλότερη ταχύτητα κίνησης θα μπορούσε επίσης να συμβάλει σε αυτό το αποτέλεσμα (Bailey et al., 2008).

Η μη σημαντική επίδραση των ΑΕ στη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών, καθώς και οι λίγες επιδράσεις στη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών στο σύνολο των μεταβλητών και για τις δύο ασκήσεις, υπογραμμίζει τη σταθερή λειτουργία του εγκεφάλου μεταξύ των ΑΕ. Αυτή η σταθερότητα υποδηλώνει ότι συνολικά, τα διαφορετικά ΑΕ που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη δεν επηρέασαν σημαντικά τη συνέπεια της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά την εκτέλεση ρυθμικών κινήσεων.

Ωστόσο, αξίζει να σχολιάσουμε τις σημαντικά μεγαλύτερες τιμές μεταβλητότητας που παρατηρούνται στο **φωνητικό** και τη **μελωδική σύνθεση** για την ένταση και την ισχύ των κυμάτων άλφα και βήτα στην απαγωγή ισχίου. Αυτό το εύρημα υποδηλώνει ότι αυτά τα ερεθίσματα, που χαρακτηρίζονται ίσως από μεγαλύτερη πολυπλοκότητά και δυναμικά απαιτούν περισσότερη προσπάθεια για συγχρονισμό, σε συνδυασμό με τις απαιτήσεις της απαγωγής ισχίου, οδήγησαν σε λιγότερο σταθερή λειτουργία του εγκεφάλου με την πάροδο του χρόνου. Η αυξημένη μεταβλητότητα στην εγκεφαλική δραστηριότητα κατά τη διάρκεια αυτών των καταστάσεων μπορεί να αποδοθεί στις γνωστικές απαιτήσεις που σχετίζονται με την επεξεργασία των ακουστικών ενδείξεων και τον συντονισμό της κίνησης ως απόκριση σε αυτά. Συνολικά, ενώ η πλειονότητα των ΑΕ δεν επηρέασε σημαντικά τη μεταβλητότητα της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά την

απόδοση ρυθμικών κινήσεων, οι παρατηρούμενες διαφορές στη μεταβλητότητα στο **φωνητικό** και τη **μελωδική σύνθεση** υπογραμμίζουν τη σημασία της εξέτασης της πολυπλοκότητας και των γνωστικών απαιτήσεων των ΑΕ κατά τη μελέτη της επίδρασης τους στη λειτουργία του εγκεφάλου και στην κινητική απόδοση.

Συμπερασματικά, η μελέτη μας διερεύνησε την επίδραση των ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) στις παραμέτρους της εγκεφαλικής δραστηριότητας, εστιάζοντας στα κύματα άλφα και βήτα κατά τη διάρκεια των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι, ενώ τα περισσότερα ΑΕ δεν παρουσίασαν σημαντικές μεταβολές στην εγκεφαλική δραστηριότητα, η **μουσική για άσκηση** είχε

αξιοσημείωτη επίδραση, με αύξηση της έντασης και της ισχύος των κυμάτων άλφα σε σύγκριση με άλλες συνθήκες. Επιπλέον, παρατηρήθηκε σημαντικά μεγαλύτερη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών στην ένταση και την ισχύ των κυμάτων άλφα και βήτα κατά την άσκηση απαγωγής ισχίου με το **φωνητικό** και τη μελωδική σύνθεση, υποδεικνύοντας ότι αυτά τα ερεθίσματα ενδέχεται να δημιουργούν υψηλότερες γνωστικές απαιτήσεις. Συνολικά, τα ευρήματα μας επισημαίνουν τις διαφοροποιημένες επιδράσεις που έχουν οι διάφοροι τύποι ΑΕ στην εγκεφαλική δραστηριότητα κατά την εκτέλεση ρυθμικών κινήσεων. Ωστόσο, απαιτείται περαιτέρω έρευνα για να κατανοηθούν οι υποκείμενοι μηχανισμοί και οι επιπτώσεις αυτών των ευρημάτων στην κινητική απόδοση και τη γνωστική επεξεργασία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VII

2η Μελέτη - Β' Μέρος

Επίδραση του είδους του ακουστικού ερεθίσματος στο συγχρονισμό μεταξύ κινητικού προτύπου και ηχητικού γεγονότος.

Περίληψη

Η μελέτη είχε στόχο να διερευνήσει την επίδραση διαφορετικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) στον συγχρονισμό των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου με τα ηχητικά γεγονότα. Σαράντα συμμετέχοντες (20 άνδρες, 20 γυναίκες) εκτέλεσαν και τις δύο ασκήσεις υπό 5 συνθήκες ΑΕ (χωρίς, μετρονομικό, φωνητικό, μουσικό1 και μουσικό2) (2 προσπάθειες, 8 επαναλήψεις ανά προσπάθεια, με οδηγίες για συγχρονισμό με ΑΕ). Ο συγχρονισμός αξιολογήθηκε μέσω της αντιστοιχίας κύκλου, της μεταβλητότητας αυτής, του σφάλματος κύκλου, του σφάλματος συγχρονισμού και της κατεύθυνσης των σφαλμάτων. Τα αποτελέσματα έδειξαν επιτυχημένο συγχρονισμό (αντιστοιχία κύκλων 1:1) με το μετρονομικό, το φωνητικό και το μουσικό1 ΑΕ, ενώ στο μουσικό 2 ΑΕ, παρατηρήθηκε συγχρονισμός σε υποπολλαπλάσια περιοδικότητα, αντανακλώντας την προσαρμογή σε βιομηχανικούς περιορισμούς. Η μεταβλητότητα σε όλα τα ΑΕ ήταν σχετικά χαμηλή ($CV < 10\%$), υψηλότερη στο φωνητικό ΑΕ και χαμηλότερη στο μετρονομικό ΑΕ. Το σφάλμα συγχρονισμού, εκτός από το μουσικό 1 ΑΕ δεν ξεπέρασε την εγγενή μεταβλητότητα της κίνησης, υποδηλώνοντας μια αυξημένη προσπάθεια στην αντίληψη των ηχητικών γεγονότων. Οι συμμετέχοντες έδειξαν προβλεπτικές και προσαρμοστικές αποκρίσεις στα ακουστικά ερεθίσματα, υπογραμμίζοντας τη σύνθετη ισορροπία μεταξύ μηχανισμών πρόβλεψης και προσαρμογής. Συμπερασματικά, η μελέτη αποκαλύπτει τη διαφοροποιημένη αλληλεπίδραση μεταξύ ακουστικών ερεθισμάτων και κινητικού συγχρονισμού, προσφέροντας γνώσεις για τη βελτιστοποίηση των παρεμβάσεων στην κινητική απόδοση και την αποκατάσταση.

Λέξεις-κλειδιά: κινητική προσέλευση, ρυθμική ταχύτητα, ρυθμικές ακουστικές ενδείξεις, κινητική απόδοση

7.1. Εισαγωγή

(γενική Ανασκόπηση – ενότητα 2.2.3.)

7.1.1. Συγχρονισμός - Κινητική απόκριση στο ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα

Εδώ και πολλά χρόνια έχει παρατηρηθεί πως ο άνθρωπος αντιδρά αυθόρμητα με διάφορους τρόπους στο άκουσμα ενός ΑΕ (ΑΕ), όπως είναι το ρυθμικό χτύπημα των ποδιών, οι ρυθμικές κινήσεις των χεριών, το λίκνισμα ή το κούνημα του κεφαλιού. Κατά την ενός τέτοιου ακρόαση, οι

άνθρωποι τείνουν να κινούνται με έναν οργανωμένο και ρυθμικό τρόπο (Burger et al., 2013). Αυτή η ρυθμική κινητική αντίδραση οδηγεί σε μια από τις πιο ενδιαφέρουσες ανθρώπινες αντιδράσεις: τον **συγχρονισμό της κινητικής δράσης με τον παλμό του ΑΕ** (Thaut, 2005). Ο συγχρονισμός αυτός, γνωστός ως αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός, αναφέρεται στην ικανότητα του ανθρώπου να συντονίζει χρονικά μια κινητική δράση με ένα εξωτερικό ρυθμικό ερέθισμα (Repp, 2005). Η διαδικασία του συγχρονισμού περιλαμβάνει τον χρονικό συντονισμό

ενός κινητικού ρυθμού (motor rhythm) με έναν εξωτερικό ρυθμό (external rhythm). Για να επιτευχθεί ο συγχρονισμός, απαιτείται η ικανότητα εκτίμησης της χρονικής διάρκειας μεταξύ των διαδοχικών ηχητικών γεγονότων και η ικανότητα ακριβούς κινητικής απόκρισης στο σωστό χρόνο (Ivry & Richardson, 2002). Ο αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός σε ένα ΑΕ θεωρείται θεωρείται κρίσιμος για πολλές ανθρώπινες δραστηριότητες, από καθημερινές λειτουργικές έως πιο σύνθετες καλλιτεχνικές ή αθλητικές, όπως μουσική και χορός (Thaut et al., 1998). Επιπλέον, αποτελεί σημαντική προσαρμοστική ικανότητα του νευρομυϊκού ελέγχου για την πρόβλεψη και την οργάνωση των χωρο-χρονικών μοτίβων κίνησης.

7.1.2. Ρυθμική κινητική προσέλκυση – Παράσυρση

Οι ρυθμικές κινήσεις (επαναλαμβανόμενη εκτέλεση κινητικού μοτίβου) προσδίδουν στο κινούμενο μέλος/η του σώματος τα χαρακτηριστικά ενός αυτοσυντηρούμενου ταλαντωτή, που χαρακτηρίζεται από μια ιδιοσυχνότητα και έχει τη δυνατότητα επαναφοράς μετά από παροδική διαταραχή (Damm et al., 2020). Ο **συγχρονισμός** αποτελεί την **έκφραση της ρυθμικής κινητικής προσέλκυσης (ή παράσυρσης)** και από μηχανικής πλευράς παρατηρείται όταν δύο ταλαντωτές προσαρμόζουν την τις κινήσεις τους λόγω της αλληλεπίδρασής τους, με στόχο το «κλείδωμα» σε μία κοινή περιοδικότητα και συχνότητα κίνησης (Damm et al., 2020; Thaut et al., 2014). Τα διαφορετικά ποσά ενέργειας που μεταφέρονται μεταξύ των ταλαντωτών όταν οι περίοδοι κίνησής τους δεν συγχρονίζονται, προκαλούν μια αρνητική ανάδραση. Αυτή η αρνητική

ανάδραση οδηγεί σε μια διαδικασία προσαρμογής, κατά την οποία η ενέργεια σταδιακά μειώνεται, μέχρι οι ταλαντωτές να φτάσουν σε μια κοινή συχνότητα συγχρονισμού. Ο «ισχυρότερος» ταλαντωτής (όπως ένα σταθερό ακουστικό ερέθισμα) επιβάλλει τη συχνότητά του στον «ασθενέστερο» (κινητικό σύστημα).

Η συχνότητα αποσυντονισμού, δηλαδή η διαφορά μεταξύ της ιδιοσυχνότητας των δύο ταλαντωτών, αποτελεί έναν σημαντικό παράγοντα στην αλληλεπίδραση αυτή (Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996; Thaut et al., 1998; Thaut & Abiru, 2010; Wittwer et al., 2013). Όταν η απόσταση μεταξύ των δύο φυσικών συχνοτήτων είναι μεγάλη, δεν επιτυγχάνεται συγχρονισμός. Αντίθετα, όταν η διαφορά είναι μικρή, οι ταλαντωτές μπορούν να συγχρονιστούν σε μία κοινή συχνότητα (Damm et al., 2020). Ως εκ τούτου, δυναμική της ρυθμικής κινητικής προσέλκυσης σε ένα ΑΕ εξαρτάται από τη διαφορά μεταξύ της ρυθμικής ταχύτητας του ΑΕ και της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης (Repp 2005; Coste et al., 2018; Thaut, 2005). Δεδομένου ότι η ιδιοσυχνότητα της κίνησης είναι κατά μία έννοια σταθερή, για να υπάρξει συγχρονισμός, η συχνότητα (ρυθμική ταχύτητα) του ακουστικού ερεθίσματος πρέπει να ρυθμίζεται αναλόγως, ώστε να χρησιμοποιηθεί ως διεγέρτης εξαναγκαστικής προσαρμογής της περιοδικότητας της κίνησης.

7.1.3. Συγχρονισμός - Μεταβλητότητα

Ο στόχος σε μια εργασία συγχρονισμού είναι η δημιουργία μιας ακολουθίας κινητικών αποκρίσεων που να συμφωνεί χρονικά με την ακολουθία ενός εξωτερικού ερεθίσματος, με ελάχιστη απόκλιση φάσης μεταξύ τους

(Thaut, 1998). Στην πραγματικότητα, ο συγχρονισμός δεν είναι ποτέ τέλειος, καθώς οι αποκρίσεις ποικίλλουν λόγω διαφόρων εσωτερικών και εξωτερικών παραγόντων και πηγών θορύβου (Gilden et al., 1995, Schulze 1992, Vos & Helsen 1997, Wing & Kristoffersen 1973). Η απόκλιση μεταξύ της κινητικής απόκρισης και του χρονισμού του εξωτερικού ρυθμού ονομάζεται ασυγχρονία ή σφάλμα συγχρονισμού. Η τυπική απόκλιση των ασυγχρονιών χρησιμοποιείται ως δείκτης σταθερότητας του συγχρονισμού (Repp, 2013). Ο αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός δεν μπορεί να διατηρηθεί χωρίς μηχανισμούς διόρθωσης λαθών, καθώς χωρίς αυτούς οι αποκλίσεις θα συσσωρεύονταν με την πάροδο του χρόνου (Hary & Moore, 1987a, Voillaume, 1971, Vorberg & Wing, 1996). Οι μηχανισμοί διόρθωσης λαθών αποτρέπουν μεγάλες αποκλίσεις, αλλά μπορεί να αυξήσουν ελαφρώς τη μεταβλητότητα του χρονικού διαστήματος μεταξύ των κινητικών αποκρίσεων, ιδίως σε αργούς ρυθμούς (Madison, 2001, Semjen et al., 2000; Repp, 2013). Αρκετές ρυθμικές κινητικές δράσεις εκούσια ή ακούσια συγχρονίζονται με εξωτερικούς ρυθμούς, π.χ., ακουστικά, απτικά ή οπτικά ρυθμικά πρότυπα. Κατά την εκτέλεση αυτών των κινήσεων, οι μηχανισμοί χρονισμού του νευρομυϊκού ελέγχου είναι υπεύθυνοι για τη προσαρμογή της κινητικής απόκρισης και τη συνεχή παρακολούθηση των εξωτερικών πληροφοριών χρονισμού.

Η κλασική μεθοδολογία μελέτης του συγχρονισμού κινήσεων χρησιμοποιεί το καθιερωμένο πρότυπο "δακτυλικοί κτύποι" (finger tapping) (Bieńkiewicz et al., 2012; Repp, 2005; Rodger & Craig, 2011; Thaut et al., 1998; Zelaznik et al., 2000). Παρ' όλο που έχουν αποκτηθεί

πολύτιμες γνώσεις σχετικά με τον έλεγχο του συγχρονισμού από τους δακτυλικούς κτύπους, είναι σημαντικό να αναγνωριστεί ότι αυτή η προσέγγιση απλοποιεί τη μηχανική της κίνησης, ελαχιστοποιώντας τη δύναμη, περιορίζοντας την κίνηση και βασιζόμενη σε ένα σαφές τελικό σημείο (Bieńkiewicz et al., 2012; Rodger & Craig, 2011; Spencer et al., 2003; Zelaznik et al., 2000; Thaut et al., 1998). Συνεπώς, οι δακτυλικοί κτύποι δεν μπορούν να αποτυπώσουν πλήρως την πολυπλοκότητα των κινήσεων μεγαλύτερης κλίμακας, όπου αναδύονται διαφορετικές στρατηγικές, όπως η μετακίνηση ενός δακτύλου μεταξύ στόχων που ευθυγραμμίζονται με ακουστικά σήματα (Bieńkiewicz et al., 2012; Rodger & Craig, 2011) ή πιο σύνθετες κινήσεις όπως αυτών που χρησιμοποιούνται σε προγράμματα άσκησης και αποκατάστασης.

Η παρούσα μελέτη επιχειρεί να καλύψει αυτό το κενό στη βιβλιογραφία, εστιάζοντας σε πιο πολύπλοκες πολυαρθρικές και μονοαρθρικές κινήσεις του σώματος, όπως το κάθισμα και η απαγωγή ισχίου, που χρησιμοποιούνται συνήθως σε προγράμματα φυσικής κατάστασης ή αποκατάστασης. Αυτές οι κινήσεις διαφοροποιούνται από το κλασικό πρότυπο "δακτυλικοί κτύποι", καθώς απαιτούν μεγαλύτερη μυϊκή δύναμη και ευρύτερο εύρος κίνησης. Ωστόσο, η πιο σημαντική διαφορά πιθανόν έγκειται στην αισθητηριακή πληροφορία που καθορίζει τα τελικά σημεία της κίνησης, η οποία θεωρείται ότι παίζει σημαντικό ρόλο στο χρονισμό και την ακρίβεια του συγχρονισμού της κίνησης (Rodger & Craig, 2011). Στους δακτυλικούς κτύπους, τα χωρικά σημάδια της επιφάνειας επαφής παρέχουν ρητή χρονική πληροφορία, βοηθώντας τους συμμετέχοντες να καθορίσουν την

ακριβή στιγμή δράσης. Αντίθετα, οι πολυαρθρικές ή μονοαρθρικές κινήσεις που χρησιμοποιούνται στη φυσική κατάσταση ή την αποκατάσταση καθοδηγούνται από ιδιοδεκτικά χωρικά σημάδια, και όχι από εξωτερικά διακριτά τελικά σημεία της επιφάνειας επαφής. Έτσι, βασίζονται λιγότερο στην ρητή χρονική αναπαράσταση και περισσότερο στον υπονοούμενο χρονισμό, όπου οι χρονικές κανονικότητες προκύπτουν από παραμέτρους σχετικές με την κίνηση, παρά από άμεση αναπαράσταση του χρόνου (Zelaznik et al., 2000).

Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να διερευνήσει την επίδραση διαφορετικών ειδών ακουστικών ερεθισμάτων στον συγχρονισμό των κινήσεων του σώματος με τα αντίστοιχα ηχητικά γεγονότα. Συγκεκριμένα, η μελέτη επικεντρώθηκε στον τρόπο με τον οποίο τα ακουστικά ερεθίσματα επηρεάζουν τον συγχρονισμό σε πιο σύνθετες κινητικές δραστηριότητες, όπως το κάθισμα και η απαγωγή ισχίου, οι οποίες χρησιμοποιούνται συχνά σε προγράμματα φυσικής κατάστασης και αποκατάστασης.

7.2. Μεθοδολογία

Η μέθοδος περιγράφεται αναλυτικά στο ΚΕΦΑΛΑΙΟ Μεθοδολογία - 3.3. Διαδικασία Μετρήσεων. Στην παρούσα ενότητα αναφέρονται επιγραμματικά τα βασικά στοιχεία μεθοδολογίας, όπως ο αριθμός των συμμετεχόντων (N=40, 20 άνδρες και 20 γυναίκες), οι δύο κινητικές δοκιμασίες (κάθισμα και απαγωγή ισχίου) όπου εξετάστηκε ο συγχρονισμός του κινητικού προτύπου, και τα 4 είδη ΑΕ (μετρονομικό, φωνητικό, μουσικό1, μουσικό2).

Οι παράμετροι **ελέγχου του συγχρονισμού** εξήχθησαν από την κατακόρυφη δύναμη εδαφικής

αντίδρασης για το κάθισμα και τη γωνιακή ταχύτητα της κνήμης για την απαγωγή του ισχίου. Τα πρωτογενή σήματα υποβλήθηκαν σε φίλτρο χαμηλής διέλευσης (Butterworth filter, 4ης τάξης, με συχνότητα αποκοπής 10 Hz για την κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης και 5 Hz για την γωνιακή ταχύτητα, MATLAB R2022b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA, <https://www.mathworks.com/help/matlab/math/basic-spectral-analysis.htm>). Η συχνότητα αποκοπής επιλέχθηκε μετά από εξέταση του φάσματος συχνότητας των σημάτων, το οποίο υπέδειξε τη μέγιστη ένταση σήματος βρισκόταν κάτω από τα 10 Hz για την κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης και κάτω από τα 5 Hz για την γωνιακή ταχύτητα.

7.2.1. Εντοπισμός κινητικών γεγονότων

Για το κάθισμα, η κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης αποφασίστηκε ως η βέλτιστη μέθοδος για την εξαγωγή του διαστήματος μεταξύ των αποκρίσεων (tcycle) αντί του σήματος γωνιακής ταχύτητας. Όλες οι διαδρομές γωνιακής ταχύτητας παρουσίασαν σαφή σημεία μηδενικής ταχύτητας, αλλά αυτά δεν εμφανίζονταν με την ίδια χρονική σειρά στα μέλη του σώματος σε όλους τους συμμετέχοντες. Αυτή η ασυνέπεια θεωρήθηκε ως ένδειξη ατομικών στρατηγικών των μελών του σώματος και πιθανά σύγχυση για τα αποτελέσματα του συγχρονισμού. Αντίθετα, η κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης παρουσίασε ένα προφίλ τροχιάς με κορυφές και βυθίσεις με συνέπεια σε όλους τους συμμετέχοντες, επιτρέποντας σαφή και συστηματική ανίχνευση της έναρξης της κίνησης. Συγκεκριμένα, ο κύκλος του καθίσματος παρουσίαζε εναλλαγές χαμηλών και υψηλών κορυφών της

κατακόρυφης δύναμης εδαφικής αντίδρασης. Οι χαμηλές κορυφές υποδείκνυαν τις ενάρξεις κίνησης, με κάθε έναρξη να αντιστοιχεί στη λήξη της προηγούμενης επανάληψης. Η τελευταία χαμηλή κορυφή πριν την επιστροφή στη βάση σημείωνε τη λήξη της τελευταίας επανάληψης. Έτσι, ένας κύκλος κίνησης καθορίστηκε από το χρονικό διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών χαμηλών κορυφών. Οι κορυφές της κατακόρυφης δύναμης εδαφικής αντίδρασης ανιχνεύθηκαν χρησιμοποιώντας την τεχνική ανίχνευσης κορυφών του MATLAB (findpeaks, Λογισμικό MATLAB R2023b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

Η απαγωγή ισχίου παρουσίασε ένα σαφές και περιοδικό ημιτονοειδές μοτίβο στην γωνιακή ταχύτητα της κνήμης (κλίση μέλους στο προσθιοπίσθιο επίπεδο). Αυτή η σαφή και συνεπή περιοδικότητα διευκόλυνε την ακριβή αναγνώριση επαναλήψεων μέσω σημείων μηδενικής διέλευσης. Τα σημεία μηδενικής διέλευσης ανιχνεύθηκαν στο MATLAB με συναρτήσεις που επιτρέπουν τον εντοπισμό θέσεων μηδενικής διέλευσης.

7.2.2. Εντοπισμός ηχητικών γεγονότων

Για προσδιορισμός χρονικών στιγμών έναρξης των ηχητικών γεγονότων - κτύπων των ακουστικών ερεθισμάτων, τα ηχητικά σήματα επεξεργάστηκαν χρησιμοποιώντας το MATLAB R2023b (MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Αρχικά, υπολογίστηκε ένα μελωδικό φασματογράφημα (**mel spectrogram**) για την απόκτηση μιας αναπαράστασης χρόνου-συχνότητας του σήματος. Το μελωδικό φασματογράφημα είναι ένα φασματογράφημα όπου οι συχνότητες

μετατρέπονται στη μελωδική κλίμακα (mel- scale από τη λέξη μελωδία), μια αντιληπτική κλίμακα τόνων που εκτιμώνται από τους ακροατές ως ίσες αποστάσεις μεταξύ τους. Η μελωδική κλίμακα προτάθηκε από τους Stevens και συνεργάτες (1937) για να ξεπεραστεί το γεγονός ότι οι άνθρωποι δεν αντιλαμβάνονται τις συχνότητες σε γραμμική κλίμακα, πράγμα που σημαίνει ότι η αντίληψη των διαφορών είναι καλύτερη σε χαμηλότερες (δηλ. 500 έως 1000 Hz) από ότι σε υψηλότερες (δηλ. 10.000 έως 10.500 Hz) συχνότητες, παρά το ότι η απόσταση μεταξύ ζευγών συχνοτήτων μπορεί να είναι η ίδια.

Από το μελωδικό φασματογράφημα υπολογίστηκε η ενέργεια κάθε χρονικού πλαισίου του (απόσταση 10 ms). Η ενέργεια για κάθε χρονικό πλαίσιο υπολογίζεται αθροίζοντας τα τετραγωνικά μεγέθη των τιμών του φασματογράμματος σε όλες τις ζώνες συχνοτήτων. Αυτό το βήμα παρέχει ένα μέτρο της ισχύος του σήματος σε κάθε χρονικό πλαίσιο. Στη συνέχεια, αυτές οι ενεργειακές τιμές χρησιμοποιήθηκαν για τον προσδιορισμό της έναρξης των ηχητικών γεγονότων-κτύπων του κάθε ερεθίσματος. Εφαρμόζοντας έναν αλγόριθμο ανίχνευσης μηδενικής διέλευσης, προσδιορίστηκε το χρονικό σημείο κάθε έναρξης ηχητικού γεγονότος-κτύπου.

7.2.3. Παράμετροι ελέγχου του συγχρονισμού

Οι παράμετροι που εξήχθησαν για την αξιολόγηση της απόδοσης του συγχρονισμού, για κάθε συμμετέχοντα και προσπάθεια, ήταν οι ακόλουθες πέντε: η αντιστοιχία κύκλου, η ατομική μεταβλητότητα της αντιστοιχίας κύκλου, το σφάλμα κύκλου, το σφάλμα φάσης (συγχρονισμού) και η

κατεύθυνση των σφαλμάτων. Αναλυτικότερα:

7.2.3.1. Αντιστοιχία κύκλου

Η **αντιστοιχία κύκλου** (cycle match) αξιολογήθηκε με τον υπολογισμό του ποσοστιαίου λόγου του διαστήματος μεταξύ των ενάρξεων δύο διαδοχικών κινητικών γεγονότων (t_{cycle}: διάρκεια κύκλου κίνησης) ως προς το διάστημα μεταξύ των ενάρξεων δύο διαδοχικών βασικών ηχητικών γεγονότων του κάθε ερεθίσματος (ISI) όπως περιγράφεται από την εξίσωση (1).

$$cycle\ match = \frac{t_{cycle}}{ISI} \times 100$$

Αυτή η παράμετρος παρέχει μια εικόνα του βαθμού συγχρονισμού μεταξύ των διαστημάτων κίνησης και εξωτερικών χρονοσημάνσεων (Bouvet et al., 2019; Repp, 2005; Repp, 2012; Rose et al., 2021). Ένα υψηλότερο ποσοστό υποδεικνύει στενότερη ευθυγράμμιση του κύκλου κίνησης με το διάστημα των ηχητικών γεγονότων, αντανακλώντας τον ισχυρό συγχρονισμό μεταξύ των κινήσεων τους και του εξωτερικού ΑΕ. Αντιστρόφως, ένα χαμηλότερο ποσοστό υποδηλώνει λιγότερο ακριβή συγχρονισμό ή ασυμφωνία μεταξύ του κύκλου κίνησης και του διαστήματος των ηχητικών γεγονότων. Ο ποσοστιαίος λόγος υπολογίστηκε αρχικά για κάθε μία από τις 8 επαναλήψεις και στις δύο προσπάθειες ανά συμμετέχοντα. Στη συνέχεια υπολογίστηκε η μέση τιμή των 8 διαδοχικών κύκλων κίνησης για κάθε προσπάθεια.

7.2.3.2. Ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου

Η **ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου** κάθε συμμετέχοντα εντός των προσπαθειών αξιολογήθηκε με τον υπολογισμό του ατομικού συντελεστή μεταβλητότητας

(CV_i) χρησιμοποιώντας την εξίσωση (2) ως εξής.

$$CV_i = \frac{SD\ cycle\ match}{Mean\ cycle\ match} \times 100$$

όπου *SD cycle match* η τυπική απόκλιση και *Mean cycle match* η μέση τιμή της αντιστοιχίας κύκλου για το σύνολο των 8 επαναλήψεων. Ο συντελεστής μεταβλητότητας υπολογίστηκε για κάθε μία από τις δύο προσπάθειες του κάθε συμμετέχοντα.

Ο συντελεστής μεταβλητότητας προσφέρει μια εικόνα για τη συνέπεια της απόδοσης του συγχρονισμού, με χαμηλότερες τιμές να υποδηλώνουν λιγότερη μεταβλητότητα και μεγαλύτερη σταθερότητα στην απόδοση υποδηλώνοντας σταθερό συγχρονισμό μεταξύ των κύκλων κίνησης και των ακουστικών ερεθισμάτων. Αντίθετα, ένας υψηλότερος συντελεστής μεταβλητότητας αντικατοπτρίζει μεγαλύτερη μεταβλητότητα στην απόδοση της παράσυρσης, υποδηλώνοντας λιγότερη σταθερότητα στον συγχρονισμό κύκλου.

7.2.3.3. Σφάλμα κύκλου

Το **σφάλμα κύκλου** υπολογίστηκε από τη διαφορά μεταξύ της διάρκειας κύκλου κίνησης και του διαστήματος των ηχητικών γεγονότων του κάθε ερεθίσματος (ISI) όπως περιγράφεται από την εξίσωση (3).

$$cycle\ Error = t_{cycle} - ISI$$

Το σφάλμα κύκλου αντικατοπτρίζει την ακρίβεια της κινητικής απόκρισης, δηλαδή την ακρίβεια με την οποία ένα άτομο αντιστοιχεί τη διάρκεια κύκλου κίνησης του με αυτή του εξωτερικού ερεθίσματος.

Ένα χαμηλότερο σφάλμα υποδηλώνει μεγαλύτερη ακρίβεια στην αντιστοιχία της διάρκειας κύκλου

κίνησης με του εξωτερικού ερεθίσματος. Το σφάλμα κύκλου υπολογίστηκε αρχικά για κάθε μία από τις 8 επαναλήψεις και για τις δύο προσπάθειες ανά συμμετέχοντα. Στη συνέχεια υπολογίστηκε η μέση τιμή των 8 διαδοχικών κύκλων κίνησης κάθε προσπάθειας.

7.2.3.4. Σφάλμα φάσης (σφάλμα συγχρονισμού)

Το σφάλμα φάσης ή αλλιώς σφάλμα συγχρονισμού (χρονική ασυμφωνία μεταξύ του χρονισμού των κινητικών γεγονότων και των αναμενόμενων εξωτερικών ηχητικών γεγονότων (Bouvet et al., 2019; Repp, 2005; Repp, 2012; Rose et al., 2021) υπολογίστηκε από τη διαφορά της χρονικής στιγμής έναρξης του ηχητικού γεγονότος του ερεθίσματος από την χρονική στιγμή έναρξης της κινητικής απόκρισης όπως περιγράφεται από την εξίσωση (4).

$$\text{Synchronization Error} = \text{Movement Onset} - \text{Stimulus Onset}$$

Το σφάλμα φάσης υπολογίστηκε για κάθε κύκλο κίνησης ως η χρονική διαφορά μεταξύ της έναρξης του κύκλου κίνησης και της έναρξης του πλησιέστερου ηχητικού γεγονότος του κάθε ΑΕ. Αυτή η διαφορά παρέχει μια εικόνα της ικανότητας των συμμετεχόντων να χρονίζουν με ακρίβεια τις κινήσεις τους σε σχέση με εξωτερικές ενδείξεις.

Ωστόσο, το διάστημα μεταξύ των ηχητικών γεγονότων διέφερε μεταξύ των ΑΕ (οι γρηγορότερες ρυθμικές ταχύτητες έχουν μικρότερο χρονικό διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών ηχητικών γεγονότων) και μεταξύ των συμμετεχόντων (οι διαφορετικοί συμμετέχοντες είχαν διαφορετικές προτιμώμενες συχνότητες κίνησης και κατά συνέπεια ρυθμικές ταχύτητες των ΑΕ), οι οποίες θα μπορούσαν να

επηρεάσουν τα σφάλματα συγχρονισμού (δηλαδή, όσο πιο γρήγορη είναι η ρυθμική ταχύτητα, τόσο μικρότερο είναι το σφάλμα συγχρονισμού). Για την σύγκριση αυτών των ενδοατομικών και μεταξύ ατόμων διαφορών, τα σφάλματα συγχρονισμού σχετικοποιήθηκαν ως προς το διάστημα μεταξύ διαδοχικών ηχητικών γεγονότων του κάθε ΑΕ, σύμφωνα με την εξίσωση (5).

$$\text{Relative Synchronization Error} = \frac{\text{Synchronization Error}}{ISI}$$

Για να διασφαλιστεί ότι οι παρατηρούμενες περιόδοι συγχρονισμού οφείλονταν στην παρουσία του ΑΕ και όχι στην εγγενή μεταβλητότητα, το σχετικό σφάλμα συγχρονισμού υπολογίστηκε επίσης στη συνθήκη χωρίς ΑΕ στην οποία δεν παρουσιάστηκε ακουστικό ερέθισμα. Το σύνολο των χρονικών στιγμών που σηματοδοτούν την έναρξη του κύκλου κίνησης συγκρίθηκε με τις χρονικές στιγμές ενός τεχνητού υπερτιθέμενου ΑΕ αναλογίας συχνότητας 1:1. Αυτή η διαδικασία επέτρεψε την αξιολόγηση του βαθμού συγχρονισμού που θα μπορούσε να προκύψει κατά τύχη και ταυτόχρονα του ελέγχου των επιδράσεων που σχετίζονται με διαφορές στην εγγενή μεταβλητότητα της κινητικής απόδοσης μεταξύ των συμμετεχόντων. Το σχετικό σφάλμα συγχρονισμού υπολογίστηκε για κάθε μία από τις 8 επαναλήψεις και στις δύο προσπάθειες ανά συμμετέχοντα. Στη συνέχεια υπολογίστηκε η μέση τιμή των απόλυτων τιμών των 8 διαδοχικών κύκλων κίνησης κάθε προσπάθειας (απόλυτο σχετικό σφάλμα συγχρονισμού).

7.2.3.5. Κατεύθυνση σφαλμάτων κύκλου-συγχρονισμού

Τα σφάλματα κύκλου και συγχρονισμού (σε απόλυτες τιμές) εκτός από την ακρίβεια συγχρονισμού παρέχουν πληροφορίες για την κατεύθυνση των σφαλμάτων (Rose et al., 2021).

Πρόσημο σφάλματος κύκλου: Ένα αρνητικό σφάλμα υποδεικνύει ότι η διάρκεια κύκλου κίνησης ήταν μικρότερο από το χρονικό διάστημα του ερεθίσματος (ISI), ενώ ένα θετικό σφάλμα δείχνει ότι η διάρκεια κύκλου κίνησης ήταν μεγαλύτερη από το χρονικό διάστημα του ερεθίσματος.

Πρόσημο σφάλματος συγχρονισμού: Οι αρνητικές τιμές υποδεικνύουν ότι η έναρξη της κίνησης προηγείται της έναρξης του ηχητικού γεγονότος, αντανακλώντας τα σφάλματα πρόβλεψης (anticipation error). Από την άλλη πλευρά, οι θετικές τιμές υποδεικνύουν ότι η έναρξη της κίνησης εμφανίζεται μετά την έναρξη του ηχητικού γεγονότος, υποδεικνύοντας σφάλματα αντίδρασης (reactive error) (Miyake et al., 2004; Van Der Steen & Keller 2013).

Σε κάθε προσπάθεια υπολογίστηκε ο αριθμός των αρνητικών και θετικών σφαλμάτων κύκλου και συγχρονισμού. Για την ποσοτικοποίηση της κατεύθυνσης του σφάλματος, υπολογίστηκε η ποσοστιαία αναλογία του αριθμού των αρνητικών και θετικών σφαλμάτων προς τον συνολικό αριθμό επαναλήψεων για κάθε προσπάθεια. Αυτή η αναλογία προσφέρει πληροφορίες σχετικά με την χρονική οργάνωση της κίνησης και την ικανότητα προσαρμογής με στόχο την επίτευξη συγχρονισμού της κίνησης με το εξωτερικό ερέθισμα.

Συνδυαστικά τα παραπάνω μέτρα απόδοσης συγχρονισμού προσφέρουν μια ολοκληρωμένη αξιολόγηση της

ικανότητας των συμμετεχόντων να συγχρονίζουν τις κινήσεις τους με εξωτερικά ερεθίσματα, ρίχνοντας φως στον χρονισμό και την ακρίβεια κατά τη διάρκεια ρυθμικής εκτέλεσης ασκήσεων υπό την καθοδήγηση με εξωτερικά ΑΕ. Για κάθε μία παράμετρο υπολογίστηκε η μέση τιμή των δύο προσπαθειών ανά συμμετέχοντα και αποτέλεσε την τελική τιμή που υποβλήθηκε σε στατιστική ανάλυση.

7.3.4. Στατιστική ανάλυση

Η στατιστική ανάλυση αφορούσε μονοπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης επαναληπτικών μετρήσεων κατά ένα παράγοντα με 4 επίπεδα, αυτά των ειδών των ΑΕ, καθώς και έλεγχος-t για ένα δείγμα (One-Sample t-test) μεταξύ της σχετικοποιημένων μεταβλητών και των αντίστοιχων τιμών ελέγχου (100% ή 0) που αντιστοιχούσε στον απόλυτο συγχρονισμό. Για τη στατική ανάλυση χρησιμοποιήθηκε το IBM SPSS v 29.00, με επίπεδο σημαντικότητας $\alpha \leq 0.05$.

7.3. Αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται ανά κινητική δοκιμασία. Εντός κάθε μίας αναπτύσσονται οι 5 παράμετροι συγχρονισμού. Επίσης, τόσο για το κάθισμα όσο και για την απαγωγή ισχίου κάποια αποτελέσματα παρουσιάζονται σε κοινά γραφήματα ως εξής: Στο Σχήμα 7.3. παρουσιάζεται η ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου, στο Σχήμα 7.4. το σφάλμα κύκλου, στο Σχήμα 7.5 το σφάλμα συγχρονισμού, και τέλος στο Σχήμα 7.6. η κατεύθυνση των σφαλμάτων κύκλου και συγχρονισμού.

7.3.1. Αντιστοιχία κύκλου

Αντιστοιχία κύκλου - Κάθισμα (Σχήμα 7.1 - Αριστερά). Η μέση αντιστοιχία δεν παρουσίασε σημαντική

απόκλιση από το 100% για όλα τα ΑΕ με εξαίρεση το **μουσικό 2-ΑΕ**. Συγκεκριμένα, για το **μετρονομικό-ΑΕ** ήταν 100.2 % ($t(39) = 0.254$, $p = 0.801$), για το **φωνητικό-ΑΕ** ήταν 99.3% ($t(39) = -1.326$, $p = 0.191$), για το **μουσικό 1-ΑΕ** ήταν 103.8% ($t(39) = 1.116$, $p = 0.266$) και για το **μουσικό 2-ΑΕ** ήταν 399.4% ($t(39) = 15.90$, $p < 0.001$). Ωστόσο, ο ποσοστιαίος λόγος της διάρκειας του κύκλου κίνησης ως προς το διάστημα μεταξύ των βασικών ηχητικών γεγονότων για τη συνθήκη **μουσικό 2-ΑΕ** βρέθηκε να μην αποκλίνει σημαντικά από το 400% ($t(39) = -0.32$, $p = 0.975$). Αυτό υποδηλώνει ότι ο μέσος κύκλος κίνησης των καθισμάτων είναι τέσσερις φορές μεγαλύτερος από το διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών κτύπων, δηλαδή κάθε κύκλος καθίσματος αντιστοιχεί σε τέσσερις κύκλους του **μουσικό 2-ΑΕ**.

Αντιστοιχία κύκλου - Απαγωγή ισχύου (Σχήμα 7.2 - Αριστερά). Η μέση αντιστοιχία κύκλου δε παρουσίασε σημαντική απόκλιση από το 100% για όλα τα ΑΕ με εξαίρεση το **μουσικό 2-ΑΕ**. Συγκεκριμένα, για το **μετρονομικό-ΑΕ** ήταν 99.6 % ($t(39) = -0.804$, $p = 0.426$), για το **φωνητικό-ΑΕ** ήταν 100.1% ($t(39) = 0.091$, $p = 0.426$), για το **μουσικό 1-ΑΕ** ήταν 106.4% ($t(39) = 1.857$, $p = 0.071$) και για το **μουσικό 2-ΑΕ** ήταν 344.8% ($t(39) = 15.612$, $p < 0.001$).

Ωστόσο, ο ποσοστιαίος λόγος της διάρκειας του κύκλου κίνησης ως προς το διάστημα μεταξύ των βασικών ηχητικών γεγονότων για τη συνθήκη **μουσικό 2-ΑΕ** βρέθηκε να μην αποκλίνει σημαντικά από το 350% ($t(39) = -0.329$, $p = 0.744$). Αυτό υποδηλώνει ότι ο μέσος κύκλος κίνησης της απαγωγής ισχύου είναι 3.5 φορές μεγαλύτερος από το διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών κτύπων, δηλαδή κάθε

κύκλος απαγωγής ισχύου αντιστοιχεί σε 3.5 κύκλους του **μουσικό 2-ΑΕ**.

7.3.2. Ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου

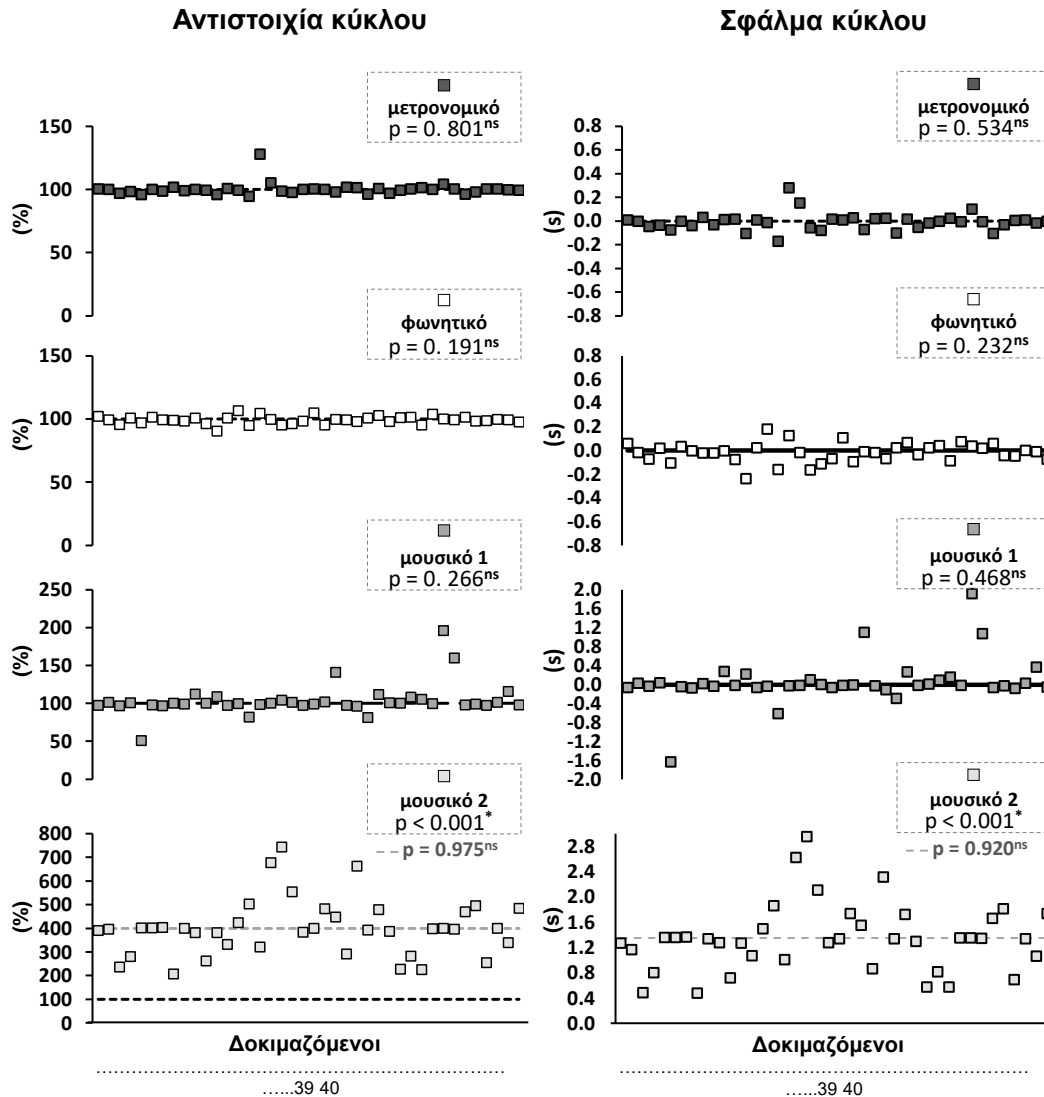
Ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου -Κάθισμα. Ο ατομικός συντελεστής μεταβλητότητας στο κάθισμα (Σχήμα 7.3-Αριστερά) ήταν $6.8\% \pm 3$ για το **μετρονομικό-ΑΕ**, $8.3\% \pm 3$ για το **φωνητικό-ΑΕ**, $6.7\% \pm 3$ για το **μουσικό 1-ΑΕ** και $6.1\% \pm 3$ για το **μουσικό 2-ΑΕ**. Η μονοπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης έδειξε στατιστικά σημαντική επίδραση του ΑΕ στον ατομικό συντελεστή μεταβλητότητας της αντιστοιχίας της ρυθμικής ταχύτητας ($F(3,117)=5.788$, $p=0.001$, $\eta^2=0.129$, $power=0.945$). Συγκεκριμένα, οι κατά ζεύγη συγκρίσεις με διόρθωση Bonferroni, αποκάλυψαν σημαντικά υψηλότερη μεταβλητότητα στο **φωνητικό-ΑΕ** σε σύγκριση με τα υπόλοιπα ΑΕ (**μετρονομικό-ΑΕ**: διαφ = 1.475, 95% CI = 0.232 to 2.718, $p = 0.012$, **μουσικό 1-ΑΕ**: διαφ = 1.625, 95% CI = 0.21 to 3.229, $p = 0.045$ και **μουσικό 2-ΑΕ**: διαφ = 2.175, 95% CI = 0.457 to 3.893, $p = 0.021$).

Ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου -Απαγωγή ισχύου. Ο ατομικός συντελεστής μεταβλητότητας στην απαγωγή ισχύου (Σχήμα 7.3-Δεξιά) ήταν $9.3\% \pm 4$ για το **μετρονομικό-ΑΕ**, $12\% \pm 6$ για το **φωνητικό-ΑΕ**, $10.3\% \pm 5$ για το **μουσικό 1-ΑΕ** και $9.9\% \pm 7$ για το **μουσικό 2-ΑΕ**. Η μονοπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης κατά ένα παράγοντα έδειξε στατιστικά σημαντική επίδραση του ΑΕ στον ατομικό συντελεστή μεταβλητότητας της αντιστοιχίας της ρυθμικής ταχύτητας ($F(3,117) = 3.240$, $p = 0.025$, $\eta^2 = 0.079$, $power = 0.732$). Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις με διόρθωση

Bonferroni αποκάλυψαν σημαντικά υψηλότερη μεταβλητότητα στο φωνητικό-ΑΕ συγκριτικά με το

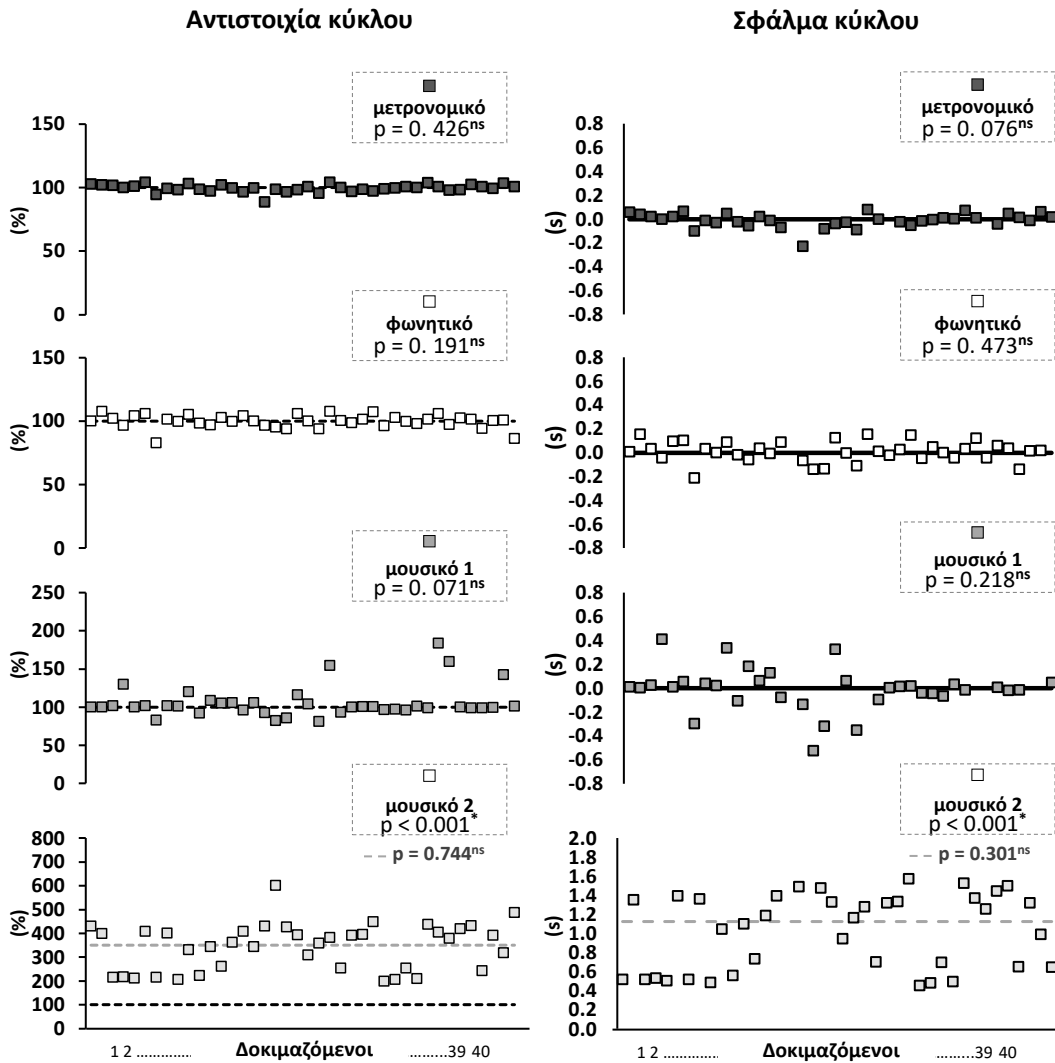
μετρονομικό -ΑΕ (διαφ =2.538, 95% CI = 0.583 to 4.495, $p = 0.005$).

ΚΑΘΙΣΜΑ



Σχήμα 7.1. Αντιστοιχία και Σφάλμα κύκλου - Κάθισμα - Γραφική απεικόνιση των μέσων τιμών του ποσοστιαίου λόγου της διάρκειας του κύκλου κίνησης (cycle) ως προς το διάστημα μεταξύ των βασικών ηχητικών γεγονότων του κάθε ερεθίσματος (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και του σφάλματος κύκλου (ΔΕΞΙΑ) του κάθε συμμετέχοντα στις 4 συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος (1η σειρά: μετρονομικό ΑΕ, 2η σειρά: φωνητικό ΑΕ, 3η σειρά: μουσικό 1 ΑΕ, 4η σειρά: μουσικό 2 ΑΕ). Η μαύρη διακεκομμένη γραμμή στο 100% (δεξιά) και το 0 (αριστερά) της κλίμακας δηλώνει τη μηδενική απόκλιση της διάρκειας του κύκλου κίνησης από το διάστημα των ηχητικών γεγονότων. Η ροζ διακεκομμένη γραμμή στο μουσικό 2 ΑΕ δηλώνει τη μηδενική απόκλιση της διάρκειας του κύκλου κίνησης από 4 και 3,5 φορές του διαστήματος των ηχητικών γεγονότων, για το κάθισμα και την απαγωγή ισχίου, αντίστοιχα. * Σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p \leq 0.05$). ns Μη σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p > 0.05$).

ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ



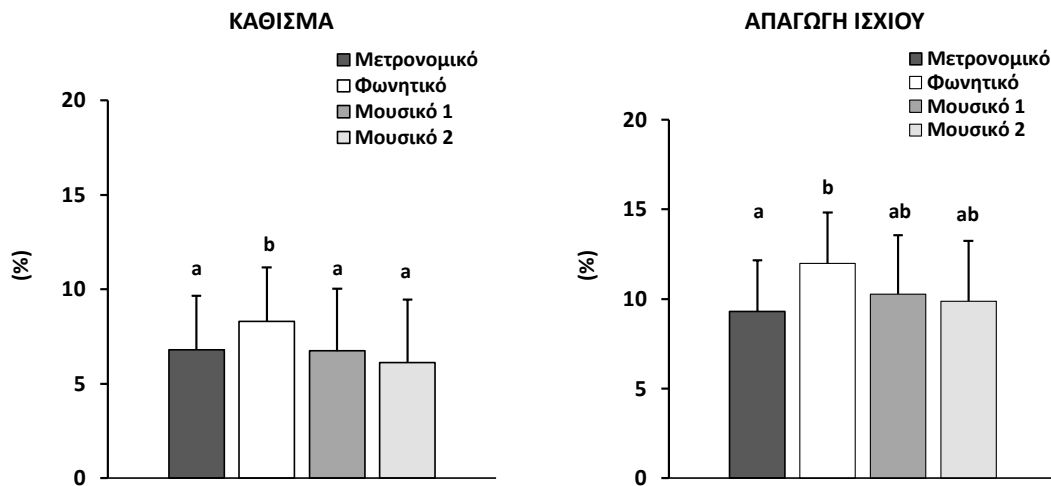
Σχήμα 7.2. Αντιστοιχία και Σφάλμα κύκλου – Απαγωγή ισχύου - Γραφική απεικόνιση των μέσων τιμών του ποσοστιαίου λόγου της διάρκειας του κύκλου κίνησης (cycle) ως προς το διάστημα μεταξύ των βασικών ηχητικών γεγονότων του κάθε ερεθίσματος (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και του σφάλματος κύκλου (ΔΕΞΙΑ) του κάθε συμμετέχοντα στις 4 συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος (1η σειρά: μετρονομικό ΑΕ, 2η σειρά: φωνητικό ΑΕ, 3η σειρά: μουσικό 1 ΑΕ, 4η σειρά: μουσικό 2 ΑΕ). Η μαύρη διακεκομμένη γραμμή στο 100% (δεξιά) και το 0 (αριστερά) της κλίμακας δηλώνει τη μηδενική απόκλιση της διάρκειας του κύκλου κίνησης από το διάστημα των ηχητικών γεγονότων. Η ροζ διακεκομμένη γραμμή στο μουσικό 2 ΑΕ δηλώνει τη μηδενική απόκλιση της διάρκειας του κύκλου κίνησης από 4 και 3,5 φορές του διαστήματος των ηχητικών γεγονότων, για το κάθισμα και την απαγωγή ισχύου, αντίστοιχα. * Σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p \leq 0.05$). ns Μη σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p > 0.05$).

7.3.3. Σφάλμα κύκλου

Σφάλμα κύκλου – Κάθισμα. Το σφάλμα κύκλου στο κάθισμα (Σχήμα 7.4 - Αριστερά) δε παρουσίασε σημαντική απόκλιση από το 0% για όλα τα ΑΕ, εκτός από το **μουσικό 2-ΑΕ**. Συγκεκριμένα, για το **μετρονομικό-ΑΕ** ήταν -0.01 ($p = 0.534$), για το **φωνητικό-ΑΕ** ήταν -0.02% ($p = 0.232$) για το **μουσικό 1-ΑΕ** ήταν 0.06 ($p = 0.468$) και για το **μουσικό 2-ΑΕ** ήταν 1.34 ($p < 0.001$). Μεταξύ των ΑΕ, σημαντική διαφορά βρέθηκε μόνο για το **μουσικό 2 ΑΕ** σε σύγκριση με τα υπόλοιπα ΑΕ ($p < 0.001$).

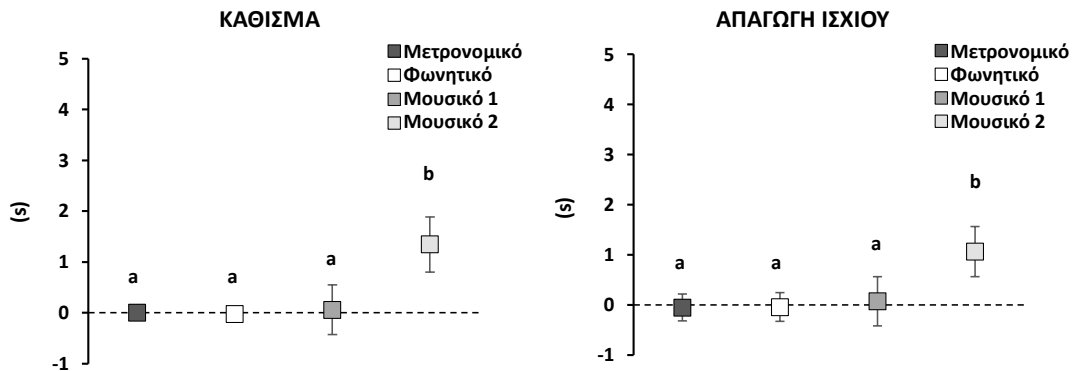
Σφάλμα κύκλου - Απαγωγή ισχίου. Το μέσο σφάλμα κύκλου στην απαγωγή ισχίου (Σχήμα 7.4 - Δεξιά) δεν παρουσίασε σημαντική απόκλιση από το 0% για όλα τα ΑΕ, εκτός από το **μουσικό 2-ΑΕ**. Συγκεκριμένα, για το **μετρονομικό-ΑΕ** ήταν -4.23% ($p = 0.067$), για το **φωνητικό-ΑΕ** ήταν -0.88% ($p = 0.591$), για το **μουσικό 1-ΑΕ** ήταν 5.09% ($p = 0.176$) και για το **μουσικό 2-ΑΕ** ήταν 233% ($p < 0.001$). Μεταξύ των ΑΕ σημαντική διαφορά βρέθηκε για το **μουσικό 2 ΑΕ** σε σύγκριση με τα υπόλοιπα ΑΕ ($p < 0.001$).

Μεταβλητότητα Αντιστοιχίας Κύκλου



Σχήμα 7.3. Ατομική μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου - Κάθισμα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και Απαγωγή ισχίου (ΔΕΞΙΑ) - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του ατομικού συντελεστή μεταβλητότητας ποσοστού της διάρκειας του κύκλου κίνησης (cycle) ως προς το διάστημα μεταξύ των βασικών ηχητικών γεγονότων του κάθε ερεθίσματος (ISI) στις 4 συνθήκες ΑΕ. Για τον έλεγχο του ακουστικού ερεθίσματος ως κύριας επίδρασης, σημειώνεται η σημαντικότητα των p -values για τις ενδογενικές συγκρίσεις που παρουσίασαν στατιστικά σημαντική διαφορά. * Σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

Σφάλμα Κύκλου



Σχήμα 7.4. Σφάλμα Κύκλου - Κάθισμα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και Απαγωγή ισχίου (ΔΕΞΙΑ) - Γραφική απεικόνιση της μέσης τιμής του σφάλματος κύκλου (διαφορά μεταξύ της διάρκειας κύκλου κίνησης και του διαστήματος των ηχητικών γεγονότων) στις 4 συνθήκες ΑΕ. Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (Compact Letter Display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

7.3.4. Σφάλμα συγχρονισμού

Σφάλμα συγχρονισμού – Κάθισμα - (Σχήμα 7.5 - Αριστερά). Το σχετικό σφάλμα συγχρονισμού ήταν για τη συνθήκη χωρίς ΑΕ 0.22 ± 0.15 . Για τις συνθήκες με ακουστικά ερεθίσματα, το σφάλμα συγχρονισμού ήταν ως εξής: **μετρονομικό-ΑΕ** 0.16 ± 0.07 , **φωνητικό-ΑΕ** 0.19 ± 0.1 , **μουσικό 1-ΑΕ** 0.43 ± 0.6 , και **μουσικό 2-ΑΕ** 0.21 ± 0.16 . Η μονοπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης, με διόρθωση Greenhouse-Geisser, ανέδειξε μια στατιστικά σημαντική επίδραση του ΑΕ στο σχετικό σφάλμα συγχρονισμού ($F(1.22, 47.56) = 5.566$, $p = 0.017$, $\eta^2 = 0.125$, power = 0.69). Σύμφωνα με τις κατά ζεύγη συγκρίσεις, η παρουσία ΑΕ δεν είχε σημαντική επίδραση στο σφάλμα συγχρονισμού σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ, εκτός από δύο περιπτώσεις: το **μετρονομικό-ΑΕ** το οποίο μείωσε το σφάλμα συγχρονισμού ($p = 0.036$) και το **μουσικό 1-ΑΕ**, το οποίο αύξησε σφάλμα συγχρονισμού ($p = 0.047$). Επιπλέον, μεταξύ των ΑΕ, το **μουσικό 1-ΑΕ** παρουσίασε το

μεγαλύτερο σφάλμα συγχρονισμού συγκριτικά με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό -ΑΕ**: $p = 0.008$, **φωνητικό-ΑΕ** $p = 0.020$, **μουσικό 2-ΑΕ**: $p = 0.040$). Τέλος, το **μετρονομικό-ΑΕ** εμφάνισε σημαντικά μικρότερο σφάλμα συγχρονισμού συγκριτικά με το **φωνητικό-ΑΕ** ($p = 0.019$).

Σφάλμα συγχρονισμού – Απαγωγή ισχίου - (Σχήμα 7.5 - Δεξιά). Το σχετικό σφάλμα συγχρονισμού ήταν για τη συνθήκη χωρίς ΑΕ 0.30 ± 0.19 . Για τις συνθήκες με ακουστικά ερεθίσματα, το σφάλμα συγχρονισμού ήταν ως εξής: **μετρονομικό-ΑΕ** 0.31 ± 0.31 , **φωνητικό-ΑΕ** 0.33 ± 0.25 , **μουσικό 1-ΑΕ** 0.43 ± 0.39 , και **μουσικό 2-ΑΕ** 0.28 ± 0.18 . Η μονοπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης, με διόρθωση Grenhouse-Geisser, έδειξε στατιστικά σημαντική επίδραση του ΑΕ στο σχετικό σφάλμα συγχρονισμού ($F(2.13, 74.79) = 4.143$, $p = 0.018$, $\eta^2 = 0.106$, power = 0.74). Από τις κατά ζεύγη συγκρίσεις με διόρθωση Bonferroni προέκυψε ότι η παρουσία ΑΕ δεν είχε σημαντική επίδραση στο σφάλμα συγχρονισμού σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ, εκτός

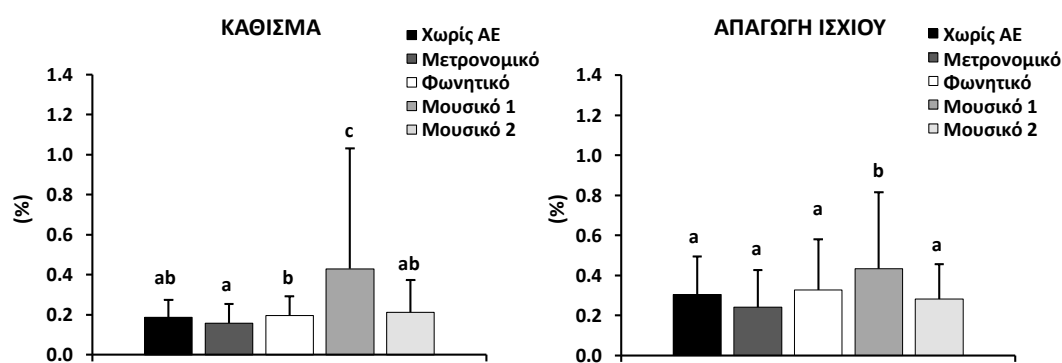
από την περίπτωση του μουσικού 1-ΑΕ, το οποίο αύξησε σημαντικά το σφάλμα συγχρονισμού ($p = 0.048$). Μεταξύ των ΑΕ, το μουσικό 1-ΑΕ είχε μεγαλύτερο σφάλμα συγχρονισμού σε σύγκριση με το μουσικό 2-ΑΕ ($p = 0.030$).

7.3.5. Κατεύθυνση σφαλμάτων

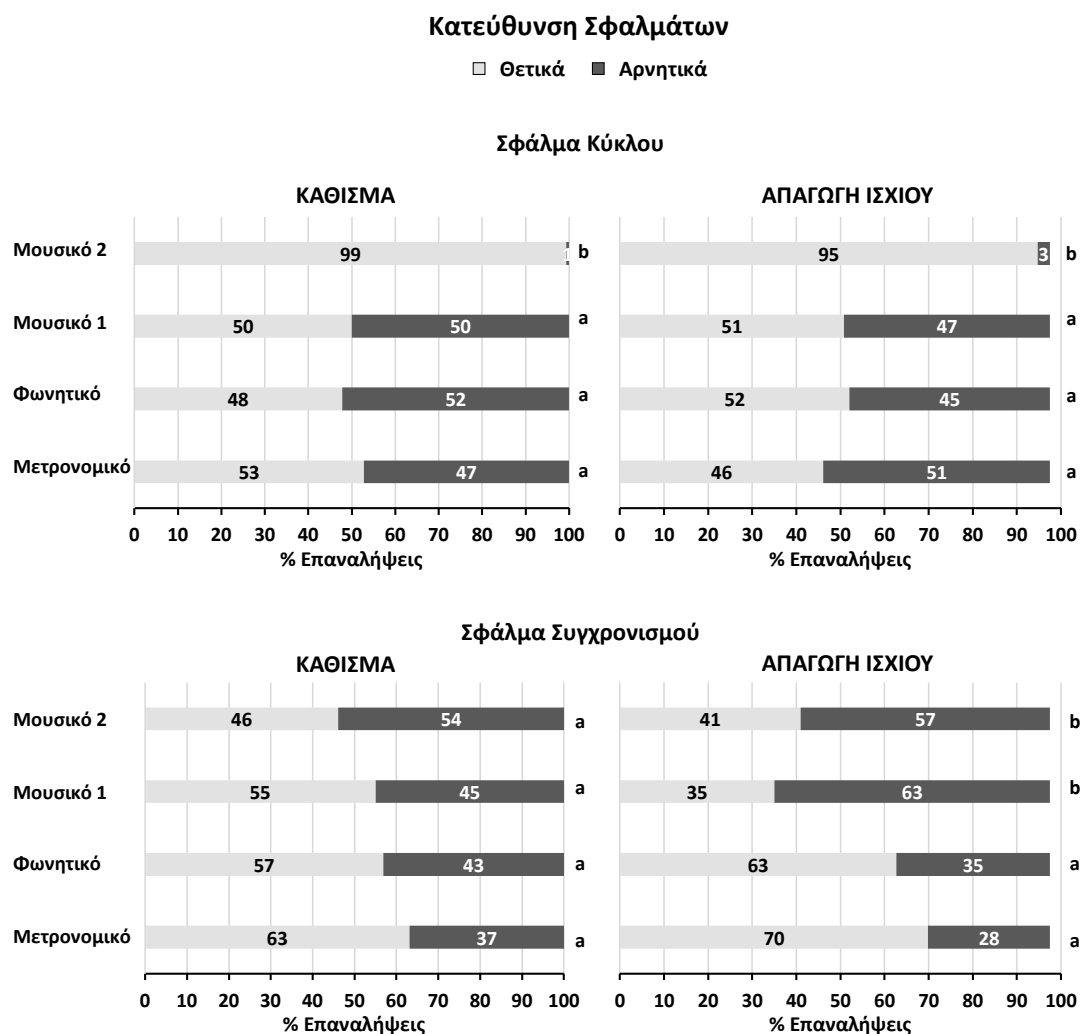
Κατεύθυνση σφαλμάτων - Κάθισμα - (Σχήμα 7.5 -Αριστερά). Η μονοπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης έδειξε ότι η παρουσία ΑΕ δεν είχε στατιστικά σημαντική επίδραση στον αριθμό των αρνητικών και θετικών σφαλμάτων συγχρονισμού, καθώς και στον ποσοστιαίο λόγο του αριθμού των αρνητικών και θετικών σφαλμάτων ως προς το σύνολο των 8 επαναλήψεων κατά την εκτέλεση της άσκησης κάθισμα ($F(3,117) = 1.728$, $p = 0.165$, $\eta^2 = 0.042$, $power = 0.442$). Ωστόσο, αναφορικά με τα σφάλματα κύκλου, το μουσικό 2-ΑΕ εμφάνισε περισσότερα θετικά σφάλματα σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ ($p < 0.05$).

Κατεύθυνση σφαλμάτων - Απαγωγή ισχίου - (Σχήμα 7.5 - Δεξιά). Η μονοπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης έδειξε ότι η παρουσία ΑΕ είχε στατιστικά σημαντική επίδραση στον αριθμό των αρνητικών και θετικών σφαλμάτων, καθώς και στον ποσοστιαίο λόγο του αριθμού των αρνητικών και θετικών σφαλμάτων ως προς το σύνολο των 8 επαναλήψεων (Σχήμα 7.5). ($F(3,117) = 15.309$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.277$, $power = 1.00$). Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις με διόρθωση Bonferroni έδειξαν ότι υπήρχαν σημαντικά λιγότερα αρνητικά και περισσότερα θετικά σφάλματα στο μετρονομικό-ΑΕ και στο φωνητικό-ΑΕ σε σύγκριση με το μουσικό 1-ΑΕ ($p < 0.001$ και $p < 0.001$, αντίστοιχα) και το μουσικό 2-ΑΕ ($p < 0.001$ και $p = 0.009$, αντίστοιχα). Όσον αφορά τα σφάλματα κύκλου, το μουσικό 2-ΑΕ είχε περισσότερα θετικά σφάλματα συγκριτικά με τα υπόλοιπα ΑΕ ($p < 0.05$).

Σφάλμα Συγχρονισμού



Σχήμα 7.5. Σφάλμα συγχρονισμού - Κάθισμα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και Απαγωγή ισχίου (ΔΕΞΙΑ) - Γραφική απεικόνιση της μέσης τιμής του σχετικοποιημένου σφάλματος συγχρονισμού (χρονικό διάστημα μεταξύ έναρξης ηχητικού και κινητικού γεγονότος ως προς το διάστημα μεταξύ διαδοχικών ηχητικών γεγονότων) στις 5 συνθήκες ΑΕ. Οι συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ συνθηκών αναφέρονται χρησιμοποιώντας γράμματα CLD (Compact Letter Display). Διαφορετικά γράμματα CLD δείχνουν μια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).



Σχήμα 7.6. Κατεύθυνση σφαλμάτων κύκλου (ΠΑΝΩ) συγχρονισμού (ΚΑΤΩ) - Κάθισμα (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και Απαγωγή ισχύος (ΔΕΞΙΑ) - Γραφική απεικόνιση της μέσης τιμής του ποσοστιαίου λόγου του αριθμού αρνητικών και θετικών σφαλμάτων ως προς το σύνολο των 8 επαναλήψεων (%) στις 4 συνθήκες ΑΕ. Για τον έλεγχο του ακουστικού ερεθίσματος ως κύριας επίδρασης, σημειώνεται η σημαντικότητα των p-values για τις ενδοζευγικές συγκρίσεις που παρουσίασαν στατιστικά σημαντική διαφορά. * Σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

7.4. Συζήτηση

Σκοπός της μελέτης ήταν η διερεύνηση του συγχρονισμού των κινητικών προτύπων που χρησιμοποιούνται σε προγράμματα άσκησης με το χρονικό πρότυπο των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ). Συγκεκριμένα, η παρούσα μελέτη εστίασε στην κατανόηση του συγχρονισμού κατά την εκτέλεση των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου, εξετάζοντας την αντιστοιχία ρυθμικής ταχύτητας, τη μεταβλητότητα αυτής, καθώς και τα σφάλματα συγχρονισμού και κύκλου.

7.4.1. Αντιστοιχία κύκλου

Για τις ασκήσεις κάθισμα και απαγωγή ισχίου, οι συμμετέχοντες επέδειξαν επιτυχημένο συγχρονισμό των κύκλων κίνησης με την ρυθμική ταχύτητα που επιβάλλονταν από το **μετρονομικό-ΑΕ**, το **φωνητικό-ΑΕ** και το **μουσικό 1-ΑΕ**, με μέση αντιστοιχία κοντά στο 100%. Αντίθετα, το **μουσικό 2-ΑΕ**, που είχε σταθερή ρυθμική ταχύτητα 133 BPM, παρουσίασε σημαντική απόκλιση από την επιβαλλόμενη βασική ρυθμική ταχύτητα. Τα ΑΕ (μετρονομικό, φωνητικό, μουσικό 1) που παρουσιάστηκαν κοντά στη προτιμώμενη συχνότητα κίνησης του κάθε ατόμου φαίνεται να ευνόησαν τον ακριβέστερο συγχρονισμό κινήσεων, υπογραμμίζοντας τη σημασία της λήψης υπόψη των ατομικών προτιμήσεων στη σχεδίαση παρεμβάσεων που επιδιώκουν τη βελτίωση της κινητικής απόδοσης μέσω του συγχρονισμού (Bouvet et al., 2019; Burger et al., 2014; Rose et al., 2021; Roerdink et al., 2011; Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996; Thaut et al., 1998; Thaut & Abiru, 2010; Wittwer et al., 2013; Repp 2005; Coste et al., 2018; Thaut, 2005). Η επιτυχία του

συγχρονισμού με τα ΑΕ της προτιμώμενης συχνότητας σε σύγκριση με το μουσικό 2-ΑΕ μπορεί να εξηγηθεί από την έννοια της συχνότητας αποσυντονισμού, η οποία αναφέρεται στη διαφορά μεταξύ της φυσικής συχνότητας κίνησης και της συχνότητας του ακουστικού ερεθίσματος (Murgia et al., 2018; Thaut et al., 1996; Thaut et al., 1998; Thaut & Abiru, 2010; Wittwer et al., 2013). Όταν αυτή η διαφορά είναι εντός της περιοχής συγχρονισμού, οι συχνότητες του ταλαντωτή (δηλαδή η κίνηση και το ακουστικό ερέθισμα) συγχρονίζονται, οδηγώντας σε συγχρονισμό (Damm et al., 2020). Η μη αντιστοιχία των χρονικών διαστημάτων του κύκλου κίνησης με τα ηχητικά γεγονότα στο μουσικό 2-ΑΕ συμφωνεί με τη βιβλιογραφία, η οποία υποδεικνύει ότι ο συγχρονισμός κίνησης επηρεάζεται από περιορισμούς ταχύτητας της εκάστοτε κινητικής δράσης, με την αύξηση της ρυθμικής ταχύτητας του ΑΕ να καθιστά δυσκολότερη την αντιστοιχία των χρονικών διαστημάτων του κύκλου κίνησης με τα ηχητικά γεγονότα (Bouvet et al., 2019).

Ωστόσο, ο συγχρονισμός δεν περιορίζεται σε μια σχέση ρυθμικής ταχύτητας ένα προς ένα μεταξύ κίνησης και κύκλου ερεθίσματος, αλλά μπορεί να προκύψει και σε πιο σύνθετες αναλογίες ρυθμικής ταχύτητας (Bouvet et al., 2019; Burger et al., 2014; Burger et al., 2017; Lidji et al., 2011; Peckel et al., 2014). Οι **θεωρίες δυναμικών συστημάτων** (Large & Jones, 1999; Large & Palmer, 2002) προτείνουν ότι ο ακουστικό-κινητικός συγχρονισμός μπορεί να μοντελοποιηθεί με εσωτερικούς ταλαντωτές των οποίων οι περίοδοι ευθυγραμμίζονται με την αντιληπτή περιοδικότητα του ΑΕ (Burger et al., 2014; Burger et al., 2017; Lidji et al., 2011). Όσον αφορά τα

μουσικά ΑΕ, οι ακροατές μπορούν να συγχρονίσουν τις ρυθμικές κινήσεις τους σε διαφορετικά ιεραρχικά επίπεδα. Ο συγχρονισμός χαμηλότερου ιεραρχικού επιπέδου περιλαμβάνει την ευθυγράμμιση των κινήσεων με την βασική ρυθμική ταχύτητα (βασικό κτύπο), ενώ ο συγχρονισμός υψηλότερου ιεραρχικού επιπέδου περιλαμβάνει υποδιαρέσεις ή πολλαπλάσια αυτής της βασικής ρυθμικής ταχύτητας (π.χ. κάθε τέσσερις κτύπους) (Burger et al., 2014; Burger et al., 2017; Bouvet et al., 2019; Lidji et al., 2011). Ο άνθρωποι έχουν την ικανότητα να αντιλαμβάνονται και επεξεργάζονται τις μετρικές δομές των μουσικών ΑΕ, προβλέποντας τη χρονική τους δομή και προσαρμόζοντας αυθόρμητα τις κινητικές του αποκρίσεις στην αισθητηριακή είσοδο (Fraisse, 1982; Burger et al., 2014; Burger et al., 2017; Bouvet et al., 2019; Styns et al., 2007). Το προτιμώμενο ιεραρχικό επίπεδο στο οποίο οι άνθρωποι τείνουν να συγχρονίσουν την κινητική τους δράση επηρεάζεται από αρκετούς παράγοντες όπως η ηλικία, η μουσική εμπειρία, οι βιομηχανικές ιδιότητες του κάθε ατόμου, καθώς και οι απαιτήσεις της κινητικής δράσης και τα χαρακτηριστικά του ΑΕ (Burger et al., 2014; Burger et al., 2017; Bouvet et al., 2019; Goodman et al., 2000; Todd et al., 2007; Hammerschmidt et al., 2021; Repp, 2006).

Στην παρούσα μελέτη, οι συμμετέχοντες παρουσίασαν συγχρονισμό σε υψηλότερο ιεραρχικό επίπεδο, εκτελώντας τις ασκήσεις κάθισμα και απαγωγή ισχίου με υποπολλαπλάσια περιοδικότητα σε σχέση με τη ρυθμική ταχύτητα των 133 BPM που παρέχεται από το **μουσικό 2-ΑΕ**. Συγκεκριμένα, οι συμμετέχοντες παρουσίασαν ένα σταθερό χρονικό μοτίβο στους κύκλους κίνησής τους, με

κάθε κύκλο να αντιστοιχεί σε περίπου 4 κτύπους για το **κάθισμα** και 3,5 κτύπους για την **απαγωγή ισχίου**, υποδεικνύοντας μια υποπολλαπλάσια περιοδικότητα της βασικής ρυθμικής ταχύτητας. Αυτό δείχνει, ότι ενώ οι συμμετέχοντες δεν συγχρονίστηκαν ακριβώς με τη βασική ρυθμική ταχύτητα του **μουσικού 2-ΑΕ**, διατήρησαν ένα σταθερό και προβλέψιμο χρονικό πρότυπο σε σχέση με το ΑΕ, με τους κύκλους κίνησης να εμφανίζουν μια υποπολλαπλάσια περιοδικότητα της βασικής ρυθμικής ταχύτητας, περίπου το 1/4 και 1/3.5 αυτής. Συνεπώς, ενώ ο συγχρονισμός με τη βασική ρυθμική ταχύτητα (1:1) μπορεί να ήταν δύσκολος, οι συμμετέχοντες μπόρεσαν να προσαρμόσουν και να διατηρήσουν τη χρονική συνέπεια ευθυγραμμίζοντας τους κύκλους κίνησης τους με υποπολλαπλάσια περιοδικότητα της βασικής ρυθμικής ταχύτητας. Αυτά τα αποτελέσματα υποστηρίζουν τη θεωρία ότι οι άνθρωποι είναι σε θέση να αντιλαμβάνονται και να συγχρονίζονται σε διαφορετικά μετρικά επίπεδα (Burger et al., 2014; Burger et al., 2017; Bouvet et al., 2019; Lidji et al., 2011; Styns et al., 2007). Η συγκεκριμένη επιλογή του επιπέδου συγχρονισμού μπορεί να αποδοθεί στους βιομηχανικούς περιορισμούς της κίνησης του καθίσματος (King & Hannan, 2019) και στις αυξημένες απαιτήσεις ορθοστατικού ελέγχου και σταθερότητας που σχετίζονται με την απαγωγή του ισχίου, ιδιαίτερα λόγω της διατήρησης της μονοποδικής στάσης κατά την εκτέλεση της απαγωγής (Hof et al., 2005; Aoki et al., 2018).

Όσον αφορά την άσκηση κάθισμα, η συχνότητα κίνησης συνήθως κυμαίνεται μεταξύ αργής και γρήγορης, προκειμένου να εξισορροπήσει την ελεγχόμενη κίνηση με τις απαιτήσεις

της δραστηριότητας που εκτελείται. Τα καθίσματα εκτελούνται συχνά με αργή ελεγχόμενη συχνότητα κίνησης για να επιτραπούν σωστές διορθώσεις και μυϊκή ενεργοποίηση. Ωστόσο, η υπερβολικά γρήγορη ρυθμική ταχύτητα μπορεί να εγκυμονεί κινδύνους, ιδιαίτερα σε περιβάλλοντα άσκησης και αθλητισμού (King & Hannan, 2019). Μια ταχύτερη ρυθμική συχνότητα αυξάνει τον κίνδυνο τραυματισμού λόγω αυξημένων δυνάμεων διάτμησης και συμπίεσης στην άρθρωση του γόνατος (Schöenfeld, 2010). Συνεπώς, η συχνότητα κίνησης της άσκησης κάθισμα συνήθως κυμαίνεται μεταξύ αργής και γρήγορης, ανάλογα με παράγοντες όπως ο σκοπός της άσκησης (π.χ. προπόνηση δύναμης, αερόβια προετοιμασία, αποκατάσταση) καθώς και τα ανατομικά και βιομηχανικά χαρακτηριστικά του ατόμου. Ωστόσο, υπάρχει ένα πρακτικό όριο στο πόσο γρήγορα μπορεί να εκτελούνται αποτελεσματικά τα καθίσματα. Το πρότυπο του καθίσματος περιλαμβάνει μια έκκεντρη φάση, κατά την οποία το κέντρο μάζας του σώματος (KM) χαμηλώνει, ακολουθούμενη από μια σύγκεντρη φάση που επαναφέρει το σώμα σε όρθια θέση (Schöenfeld, 2010). Αν η συχνότητα κίνησης είναι πολύ γρήγορη, η μετατόπιση του KM γίνεται ελάχιστη, θέτοντας σε κίνδυνο τους στόχους της άσκησης, όπως η επίτευξη σωστής ενεργοποίησης των μυών και η αποτελεσματική ανάπτυξη δύναμης. Επομένως, αν και η συχνότητα κίνησης μπορεί να ποικίλλει ανάλογα με το πλαίσιο, υπάρχουν βιομηχανικοί περιορισμοί που καθορίζουν τη βέλτιστη συχνότητα για ασφαλή και αποτελεσματική εκτέλεση (Schöenfeld, 2010). Η βέλτιστη συχνότητα σε συνδυασμό με τις ατομικές προτιμήσεις ως προς αυτή τη συχνότητα (εμπειρία και οδηγίες από

εκγυμναστές) και τις ατομικές βιομηχανικές ιδιότητες, πιθανότατα επηρέασαν την επιλογή της συχνότητας κίνησης των συμμετεχόντων κατά το συγχρονισμό με το **μουσικό 2 -ΑΕ**, οδηγώντας τους να συγχρονίσουν τις επαναλήψεις τους σε υψηλότερο ιεραρχικό επίπεδο, που αντιστοιχεί περίπου στο 1/4 της βασικής ρυθμικής ταχύτητας η οποία απέκλινε αρκετά από την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης (περίπου 4 φορές μεγαλύτερη).

Από την άλλη πλευρά, η άσκηση απαγωγή ισχίου είναι μια μονοαρθρική άσκηση και λόγω του χαμηλού φορτίου αδράνειας μπορεί να εκτελείτε με ταχύτερες συχνότητες κίνησης (Burger et al., 2013; Varlet et al., 2018). Αυτό υποδηλώνει ότι οι συμμετέχοντες μπορούν να εκτελούν την άσκηση απαγωγής ισχίου με ταχύτερους ρυθμούς σε σύγκριση με ασκήσεις που περιλαμβάνουν μεγαλύτερες μυϊκές ομάδες ή μεγαλύτερα αδρανειακά φορτία, όπως το κάθισμα. Ωστόσο, η εκτέλεση της άσκησης απαγωγής ισχίου περιλαμβάνει την απαγωγή του ισχίου και ταυτόχρονα τη διατήρηση στάσης στο ένα κάτω άκρο (μονοποδική στήριξη), η οποία εισάγει επιπλέον προκλήσεις σχετικές με τη σταθερότητα της στάσης και τον έλεγχο της (Hof et al., 2005; Aoki et al., 2018). Η ανάγκη για ενισχυμένη σταθερότητα και έλεγχο της στάσης μπορεί να περιορίσει τη συχνότητα κίνησης με την οποία οι συμμετέχοντες μπορούν να εκτελέσουν αποτελεσματικά την άσκηση απαγωγής ισχίου. Πιθανότατα λοιπόν, η απαίτηση για διατήρηση της ισορροπίας κατά τη μονοποδική στάση μπορεί να έχει επιβάλει περιορισμούς στη συχνότητα κίνησης των συμμετεχόντων κατά το συγχρονισμό με το **μουσικό 2 -ΑΕ**, προκειμένου να διασφαλιστεί η επαρκής σταθερότητα και έλεγχος κατά την εκτέλεση της.

Οι παραπάνω περιορισμοί και για τις δύο ασκήσεις φαίνεται να ώθησαν τους συμμετέχοντες να συγχρονίσουν τις κινήσεις τους σε περιοδικότητα χαμηλότερης ρυθμικής ταχύτητας από αυτή της βασικής του ΑΕ. Η επιλογή της ρυθμικής ταχύτητας συγχρονισμού σε υψηλότερο ιεραρχικό επίπεδο αναδεικνύει την περίπλοκη αλληλεπίδραση μεταξύ των ατομικών χαρακτηριστικών και των απαιτήσεων της κινητικής δράσης και αντανακλά τις προσαρμογές των συμμετεχόντων σε αυτές (Burger et al., 2014; Burger et al., 2017; Bouvet et al., 2019; Goodman et al., 2000; Todd et al., 2007; Hammerschmidt et al., 2021; Repp, 2006).

Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα υποστηρίζουν ότι οι άνθρωποι ακόμη και όταν εκτίθενται σε ακουστικά ερεθίσματα με ρυθμικές ταχύτητες σημαντικά διαφορετικές από τις προτιμώμενες συχνότητες κίνησης, είναι σε θέση να διατηρήσουν το συγχρονισμό προσαρμόζοντας ανάλογα τα μοτίβα κίνησης τους. Αυτό υπογραμμίζει τη δυναμική αλληλεπίδραση μεταξύ της ρυθμικής ταχύτητας των ακουστικών ερεθισμάτων και της προτιμώμενης κινητικής συχνότητας, τονίζοντας τη σημασία της προσαρμογής της ρυθμικής ταχύτητας του ΑΕ για τη διευκόλυνση του αποτελεσματικού συγχρονισμού των κινήσεων (Repp, 2005; Coste et al., 2018; Thaut, 2005).

7.4.2. Μεταβλητότητα αντιστοιχίας κύκλου

Και στις δύο ασκήσεις η μεταβλητότητα της αντιστοίχισης κύκλου σε όλα τα ΑΕ ήταν σχετικά χαμηλή ($CV < 10\%$), με το **φωνητικό-ΑΕ** να εμφανίζει την υψηλότερη μεταβλητότητα, ενώ το **μετρονομικό-ΑΕ** την χαμηλότερη. Αυτό υποδηλώνει

εγγενείς διαφορές στα χαρακτηριστικά των ΑΕ που επηρεάζουν τον συγχρονισμό και την σταθερότητα της κινητικής απόδοσης. Οι χαμηλές τιμές μεταβλητότητας κάτω από 10% (Atkinson & Nevill, 1998), και κοντά στο κριτήριο $\leq 5\%$ του CV% για τον καθορισμό της κινητικής σταθερότητας (Kribus-Shmiel et al., 2018), υπογραμμίζουν την ικανότητα των συμμετεχόντων να προσαρμόζουν τη ρυθμική ταχύτητα της κίνησής τους σε απόκριση σε εξωτερικά ΑΕ, με χαμηλά επίπεδα μεταβλητότητας. Αυτή η χρονική σταθερότητα στην απόδοση της αντιστοιχίας της ρυθμικής ταχύτητας σε διαφορετικά ΑΕ αναδεικνύει την προσαρμοστικότητα και την ακρίβεια των συμμετεχόντων στη διαμόρφωση του χρονικού προτύπου της κίνησής τους, αντικατοπτρίζοντας μια θεμελιώδη πτυχή του αισθητηριοκινητικού συγχρονισμού και της χρονικής επεξεργασίας.

Οι διαφορές μεταξύ του **φωνητικού-ΑΕ** και του **μετρονομικού-ΑΕ** ενδέχεται να οφείλονται στη φύση των χρονικών ενδείξεων που παρέχουν, καθώς και στο πώς τα άτομα συγχρονίζονται με αυτά. Οι κτύποι του μετρονόμου χαρακτηρίζονται από σταθερά διαστήματα μεταξύ των ενάρξεων ηχητικών γεγονότων, παρέχοντας μια σταθερή χρονική ένδειξη στους ακροατές και καταλήγοντας σε σχετικά χαμηλή μεταβλητότητα του συγχρονισμού (Wittwer et al., 2013; Varlet et al., 2018; Yu et al., 2023). Αντίθετα, οι ρυθμοί ομιλίας δεν έχουν σταθερά ηχητικά γεγονότα. Αν και οι ήχοι ομιλίας θεωρούνται γενικά ρυθμικοί, η ρυθμικότητά τους ποικίλλει με βάση το μήκος της λέξης, τα γλωσσικά μοτίβα τονισμού, τους συντακτικούς κανόνες και τα προσωδιακά στοιχεία (Lidji et al.,

2011; Yu et al., 2023). Η παραγωγή λόγου περιλαμβάνει μια γνωστική διαδικασία που εμπλέκει διάφορα μέρη του αναπνευστικού, του φωνητικού και του αρθρωτικού συστήματος, καθοδηγούμενη από έναν ενδογενή ρυθμό που ελέγχεται από το κεντρικό νευρικό σύστημα (Pfordresher et al., 2021). Ο ρυθμικός χρονισμός ομιλίας υποδηλώνει ότι οι ομιλητές τμηματοποιούν τα επαναλαμβανόμενα διαστήματα σύμφωνα με ένα μοντέλο ταλαντωτή (Cummins & Port, 1998). Στη μελέτη μας, το φωνητικό-ΑΕ που χρησιμοποιήθηκε ήταν μια ακολουθία ρυθμικού μετρήματος δαρίου αποτελούμενη από τις αριθμητικές λέξεις "ένα" έως "οκτώ". Η ρυθμική μέτρηση συνεπάγεται μια εσωτερική διαδικασία παραγωγής ρυθμικών ηχητικών ενδείξεων από λέξεις με ποικίλες φωνολογικές ιδιότητες, όπως οι συλλαβές και ο τονισμός. Αυτή η περίπλοκη διαδικασία εισάγει μεγαλύτερη μεταβλητότητα στο χρονικό μοτίβο των ρυθμικών ενδείξεων λόγω παραγόντων όπως οι ατομικές διαφορές στο ρυθμό παραγωγής ομιλίας και στην ταχύτητα άρθρωσης (Clopper & Smiljanic, 2011; Yu et al., 2023). Η αυξημένη μεταβλητότητα στο **φωνητικό-ΑΕ** λοιπόν, μπορεί να αποδοθεί στις εγγενείς γνωστικές και γλωσσικές διαδικασίες που εμπλέκονται στη παραγωγή ρυθμικών ενδείξεων. Αυτές οι διαδικασίες, όπως η ταχύτητα παραγωγής του λόγου, η πολυπλοκότητα της γλωσσικής άρθρωσης και οι φωνολογικές ιδιότητες των λέξεων συμβάλλουν σε διακυμάνσεις στον χρονισμό της φωνητικής ρυθμικής μέτρησης (Clopper & Smiljanic, 2011; Yu et al., 2023). Επιπλέον, οι γνωστικές απαιτήσεις που σχετίζονται με τη μέτρηση (π.χ. διαφορετικές ρυθμικές

ταχύτητες) μπορούν να επηρεάσουν περαιτέρω τη συνέπεια του χρονισμού, οδηγώντας σε αυξημένη μεταβλητότητα σε σύγκριση με τις εξωτερικά ρυθμιζόμενες περιοδικότητες όπως οι κτύποι του μετρονόμου ή ενός μουσικού κομματιού (Lidji et al., 2011). Επομένως, ενώ οι κτύποι του μετρονόμου παρέχουν έναν σταθερό εξωτερικό ρυθμικό πρότυπο, η φωνητική μέτρηση εισάγει μεταβλητότητα που απορρέει από γνωστικές και γλωσσικές διαδικασίες, οι οποίες μπορεί να επηρεάσουν τον αισθητηριοκινητικό συγχρονισμό και την ακρίβεια χρονισμού, όπως φαίνεται από τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης.

7.4.3. Σφάλμα συγχρονισμού

Όσον αφορά τη αντιστοιχία φάσης, η ανάλυση των σφάλματος συγχρονισμού έδειξε ότι και στις δύο ασκήσεις η **παρουσία ΑΕ** δεν άλλαξε σημαντικά το σφάλμα συγχρονισμού σε σύγκριση με την **απουσία ΑΕ**, εκτός από το **μουσικό 1-ΑΕ**, το οποίο αύξησε σημαντικά το σφάλμα συγχρονισμού. Αυτό υποδηλώνει ότι, παρά την προσπάθεια συγχρονισμού της κίνησης με το εξωτερικό **ΑΕ** όπως φάνηκε από τα αποτελέσματα της αντιστοιχίας ρυθμικής ταχύτητας, δεν επηρεάζουν όλα τα **ΑΕ** το σφάλμα συγχρονισμού. Ειδικότερα, το **μουσικό 1-ΑΕ** οδήγησε σταθερά σε μεγαλύτερα σφάλματα συγχρονισμού σε σύγκριση με άλλα **ΑΕ**, υποδεικνύοντας ότι τα χαρακτηριστικά του ενδέχεται να δημιουργήσουν προκλήσεις για τους συμμετέχοντες στον ακριβή χρονισμό των κινήσεών τους. Η παρουσία ή η απουσία ενός διακριτού περιοδικού παλμού φαίνεται να είναι αυτή που επηρέασε την ακρίβεια και τη συνέπεια του συγχρονισμού της κίνησης. Το

μουσικό 1-ΑΕ το οποίο δεν είχε ευδιάκριτο περιοδικό παλμό παρουσίασε τα υψηλότερα σφάλματα συγχρονισμού σε σύγκριση με το **μετρονομικό**, το **φωνητικό** και το **μουσικό 2-ΑΕ**, τα οποία είχαν πιο ευδιάκριτο περιοδικό παλμό.

Επιπλέον, μεταξύ των ΑΕ, το **μετρονομικό-ΑΕ** παρουσίαζε γενικά χαμηλότερο σφάλμα συγχρονισμού. Αυτή η διαφορά ενισχύει την υπόθεση ότι ο διακριτός και καθαρός περιοδικός παλμός όπως αυτός του **μετρονομικού-ΑΕ** μπορεί να διευκολύνει τον ακριβέστερο συγχρονισμό της κίνησης σε σύγκριση με άλλα ΑΕ που χαρακτηρίζονται από λιγότερο προβλέψιμα ρυθμικά μοτίβα.

Στη βιβλιογραφία, αναγνωρίζεται ότι ο χρονισμός των ρυθμικών κινητικών ενεργειών ποικίλλει εγγενώς λόγω διαφόρων εξωτερικών και εσωτερικών παραγόντων και πηγών θορύβου (Gilden et al., 1995; Schulze, 1992; Vos & Helsen, 1997; Wing & Kristoffersen 1973). Αυτό οδηγεί σε σημαντική διακύμανση στα διαστήματα μεταξύ των αποκρίσεων (Harrison, Hough, Schmid, Groff & Stergiou, 2018; Stergiou, 2011). Αυτή η διακύμανση στην ακρίβεια χρονισμού απαιτεί μηχανισμούς διόρθωσης σφαλμάτων κατά τον αισθητηριοκινητικό συγχρονισμό για την αποφυγή μεγάλων σφαλμάτων (Repp, 2005). Ο αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός δεν μπορεί να διατηρηθεί χωρίς μηχανισμούς διόρθωσης σφαλμάτων, καθώς αυτοί αποτρέπουν τη μεγάλη συσσώρευση των εγγενών διακυμάνσεων από απόκριση σε απόκριση (Hary & Moore, 1987a; Voillaume, 1971; Vorberg & Wing, 1996). Έτσι, οι ρυθμικές κινητικές ενέργειες μπορούν να συγχρονιστούν εκούσια ή ακούσια με εξωτερικούς

ρυθμούς, με νευρομυϊκούς μηχανισμούς χρονισμού υπεύθυνους για την προσαρμογή των κινητικών αποκρίσεων και τη συνεχή παρακολούθηση των εξωτερικών πληροφοριών χρονισμού (Bouvet et al., 2019; Repp, 2005). Ωστόσο, αυτοί οι μηχανισμοί διόρθωσης σφαλμάτων ενδέχεται να μεταβάλουν τη χρονική μεταβλητότητα του διαστήματος ανάλογα το ΑΕ στο οποίο γίνεται προσπάθεια συγχρονισμού, με πιθανότητα αύξησης ή μείωσης των σφαλμάτων συγχρονισμού (Madison, 2001, Semjen et al., 2000; Repp, 2013).

Τα ευρήματα από τη μελέτη των Bouvet και συνεργατών (2019) επιβεβαιώνουν τις παρατηρήσεις μας σχετικά με την επίδραση της παρουσίας ΑΕ στο σφάλμα συγχρονισμού των συμμετεχόντων. Ωστόσο, τα αποτελέσματα τους έρχονται σε αντίθεση με τα ευρήματά μας σχετικά με τον αντίκτυπο της παρουσίας ΑΕ στο σφάλμα συγχρονισμού των συμμετεχόντων. Ενώ οι Bouvet και οι συνεργάτες (2019) παρατήρησαν ότι τα ΑΕ οδήγησαν σε βελτιώσεις στην ακρίβεια συγχρονισμού, όπως υποδεικνύεται από τα μειωμένα σφάλματα συγχρονισμού και την αυθόρμητη ευθυγράμμιση των φάσεων κίνησης και ακουστικού ερεθίσματος, η μελέτη μας αποκάλυψε ένα διαφορετικό μοτίβο. Συγκεκριμένα, διαπιστώσαμε ότι το **μουσικό 1 -ΑΕ** αύξησε σημαντικά τα σφάλματα συγχρονισμού μειώνοντας έτσι την ακρίβεια χρονισμού σε σύγκριση με τα **άλλα ΑΕ** και την **απουσία ΑΕ**. Όσον αφορά τα υπόλοιπα ΑΕ, ενώ χαρακτηρίζονται για τους διακριτούς περιοδικούς παλμούς, όπως και στα ΑΕ της μελέτης των Bouvet και συνεργατών (2019), δεν φάνηκε να επηρεάζουν σημαντικά τα σφάλματα συγχρονισμού συγκριτικά με την

απουσία ΑΕ. βελτίωσαν την ακρίβεια συγχρονισμού. Ωστόσο, πρέπει να αναφερθεί ότι το μετρονομικό-ΑΕ παρουσίασε το μικρότερα σφάλματα μεταξύ όλων των συνθηκών. Αυτές οι αποκλίσεις υπογραμμίζουν τις διαφοροποιημένες επιδράσεις διαφορετικών τύπων ΑΕ στον συγχρονισμό της κίνησης και υπογραμμίζουν τη σημασία της εξέτασης διαφόρων παραγόντων για την κατανόηση της σχέσης μεταξύ ακουστικών ενδείξεων και κινητικής απόδοσης (Bouvet et al., 2019).

7.4.4. Κατεύθυνση σφαλμάτων κύκλου - συγχρονισμού

Η κατανόηση της ακρίβειας του αισθητηριοκινητικού συγχρονισμού συνεπάγεται την αξιολόγηση των σφαλμάτων συγχρονισμού, γνωστά και ως ασυγχρονίες, που αντιπροσωπεύουν το χρονικό διάστημα μεταξύ της έναρξης του κινητικού και του ηχητικού γεγονότος. Η διακύμανση στα σφάλματα συγχρονισμού ήταν εμφανής μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ, όπως καταδεικνύεται από τις διαφορές που παρατηρήθηκαν μεταξύ της άσκησης κάθισμα και της απαγωγής ισχίου. Ενώ η άσκηση κάθισμα δεν εμφάνισε αξιοσημείωτες διαφορές στην κατεύθυνση των σφαλμάτων μεταξύ των ΑΕ, η άσκηση απαγωγής ισχίου αποκάλυψε στρατηγικές προσαρμοστικού συγχρονισμού των συμμετεχόντων σε σχέση με τις ακουστικές ενδείξεις και τις κινητικές αποκρίσεις. Επιπλέον, και στις δύο ασκήσεις, τα σφάλματα χρονισμού κυμαίνονταν μεταξύ θετικών και αρνητικών τιμών εντός της ίδιας προσπάθειας, υποδεικνύοντας μια ευέλικτη προσαρμογή του χρονισμού απόκρισης κίνησης αντί για μια σταθερή πρόβλεψη ή καθυστέρηση. Αυτή η δυναμική προσαρμογή

υποδεικνύει ότι οι συμμετέχοντες προσαρμόζουν τις στρατηγικές συγχρονισμού τους με βάση τις απαιτήσεις της κινητικής δράσης και τα χαρακτηριστικά των ΑΕ.

Η παρατηρούμενη διακύμανση στα σφάλματα συγχρονισμού στον αισθητηριοκινητικό συγχρονισμό αντανακλά τον εγγενή βιολογικό θόρυβο που επηρεάζει το χρονισμό της κίνησης, οδηγώντας σε σφάλματα χρονισμού ακόμη και όταν προσπαθούμε να συγχρονιστούμε με εξωτερικές χρονικές ενδείξεις (Miyake et. al., 2004; Van Der Steen & Keller, 2013). Ο ακριβής αλλά ευέλικτος αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός απαιτεί τόσο χρονική πρόβλεψη (temporal anticipation), η οποία καθοδηγείται από προγνωστικές διαδικασίες, όσο και χρονική προσαρμογή (temporal adaptation) μέσω διόρθωσης αντιδραστικών σφαλμάτων (reactive error correction) (Keller, 2008; Repp & Su, 2013; Miyake et. al., 2004; Van Der Steen & Keller, 2013). Η πρόβλεψη εκδηλώνεται συχνά ως αρνητική ασυγχρονία, δηλαδή αρνητικό σφάλμα συγχρονισμού, όπου η έναρξη κάθε κύκλου κίνησης προηγείται της έναρξης του ΑΕ κατά κάποια χιλιοστά του δευτερολέπτου. Αντίθετα, η προσαρμογή εμφανίζεται όταν η έναρξη της κίνησης έπεται της έναρξης του ΑΕ. Οι μηχανισμοί πρόβλεψης και προσαρμογής λειτουργούν συνδυαστικά παράγοντας και προσαρμόζοντας συνεχώς τα διαστήματα μεταξύ των κινητικών αποκρίσεων με βάση ένα ποσοστό του προηγούμενου σφάλματος κύκλου και συγχρονισμού (Thaut et al, 1998; Wright & Elliott 2014). Αυτοί οι μηχανισμοί υπογραμμίζουν την περίπλοκη ισορροπία μεταξύ της πρόβλεψης και της προσαρμογής για

την επίτευξη ακριβούς συγχρονισμού μεταξύ κινητικών ενεργειών και εξωτερικών ρυθμικών ενδείξεων (Miyake et., all 2004; Van Der Steen & Keller, 2013).

Σε μελέτες αισθητηριο-κινητικού συγχρονισμού χρησιμοποιώντας το παράδειγμα δακτυλικών κτύπων, οι ερευνητές έχουν παρατηρήσει την παρουσία ενός αρνητικού σφάλματος συγχρονισμού όπου οι δακτυλικοί κτύποι τείνουν να προηγούνται των περιοδικών ηχητικών γεγονότων κατά μερικές δεκάδες χιλιοστά του δευτερολέπτου αντί να ευθυγραμμίζονται ακριβώς με την έναρξη ηχητικών γεγονότων (Aschersleben, 2002; Repp, 2005; Repp & Keller, 2008; Rose et al., 2021; Wohlschläger & Koch). Ωστόσο, οι δακτυλικοί κτύποι διαφέρει αρκετά από άλλες φυσικές δραστηριότητες και επομένως τα αποτελέσματα αυτά δεν μπορούν να γενικευθούν σε όλες τις κινητικές δράσεις (Wright & Elliott 2014; Rose et al., 2021). Το μέγεθος των σφαλμάτων συγχρονισμού λόγω πρόβλεψης μπορεί να ποικίλλει ανάλογα με τις συνθήκες και τα άτομα, αντανακλώντας τις διαφορές στην ικανότητα και την ακρίβεια συγχρονισμού (Van Der Steen & Keller, 2013). Για τον μετριάσμο αυτών των σφαλμάτων χρονισμού, ο συγχρονισμός βασίζεται σε μηχανισμούς προσαρμογής που περιλαμβάνουν αντιδραστική διόρθωση σφαλμάτων. Οι αντιδραστικές αποκρίσεις αναμειγνύονται με αρνητικές ασυγχρονίες, με αποτέλεσμα τόσο αρνητικά όσο και θετικά σφάλματα (Miyake et., al., 2004; Van Der Steen & Keller, 2013). Αυτό το φαινόμενο αμφισβητεί τις συμβατικές έννοιες του τέλει συγχρονισμού και αναδεικνύει την πολυπλοκότητα του αισθητηριοκινητικού συγχρονισμού. Οι

διαφορετική κατεύθυνση των σφαλμάτων συγχρονισμού που βρέθηκαν στην παρούσα εργασία στις ασκήσεις κάθισμα και απαγωγή ισχίου υπό την καθοδήγηση διαφορετικών τύπων ΑΕ αναδεικνύουν την πολύπλευρη φύση του αισθητηριοκινητικού συγχρονισμού και σημασία της εξέτασης παραγόντων που σχετίζονται με την κινητική δράση στην έρευνα για τον ρυθμικό κινητικό συγχρονισμό. Παρά τις αποκλίσεις μεταξύ των ΑΕ, τα συνολικά αποτελέσματα αποκάλυψαν μια κατανομή των σφαλμάτων συγχρονισμού με περίπου το 50% των σφαλμάτων να εκδηλώνονται ως αρνητικά σφάλματα (σφάλματα πρόβλεψης) και το υπόλοιπο 50% ως θετικά σφάλματα (αποκρίσεις προσαρμογής). Αυτή η κατανομή υποδηλώνει μια ισχυρή και ευέλικτη κινητική απόκριση σε ΑΕ, όπου οι συμμετέχοντες εμφανίζουν ταυτόχρονα προβλέψιμες και προσαρμοστικές κινητικές αποκρίσεις σε σχέση με τα ΑΕ, με στόχο την διόρθωση φάσης και περιόδου (Van Der Steen & Keller, 2013).

Τα ευρήματα της μελέτης επισημαίνουν την πολύπλοκη αλληλεπίδραση μεταξύ των ακουστικών ενδείξεων και της κινητικής απόδοσης, αναδεικνύοντας την ανάγκη για προσεκτικό σχεδιασμό παρεμβάσεων που στοχεύουν στην ενίσχυση του συγχρονισμού και της σταθερότητας των κινήσεων. Η προσαρμογή των ΑΕ στις προτιμήσεις των ατόμων μπορεί να βελτιώσει τον συγχρονισμό και να ενισχύσει την κινητική απόδοση. Επιπλέον, η ικανότητα των ατόμων να προσαρμόζονται σε μη προτιμώμενες ρυθμικές ταχύτητες, όπως παρατηρείται με το μουσικό 2-ΑΕ, δείχνει τη δυνατότητα χρήσης σταθερών

ρυθμικών ταχυτήτων αναφοράς για τη βελτίωση του συγχρονισμού σε προγράμματα άσκησης ή αποκατάστασης. Μελλοντική έρευνα θα μπορούσε να εστιάσει σε πρόσθετους παράγοντες που επηρεάζουν την απόδοση συγχρονισμού και να εξετάσει πρακτικές εφαρμογές αυτών των ευρημάτων σε τομείς όπως η αθλητική

προπόνηση και η αποκατάσταση. Κατανοώντας καλύτερα πώς τα άτομα ανταποκρίνονται σε διάφορους τύπους ακουστικών ενδείξεων, οι επαγγελματίες θα μπορούν να βελτιστοποιήσουν τις στρατηγικές παρέμβασης για την ενίσχυση του συγχρονισμού και της κινητικής σταθερότητας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VIII

Σύνοψη-Συμπεράσματα

Η παρούσα διατριβή είχε ως στόχο να διερευνήσει την επίδραση διαφορετικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) που χρησιμοποιούνται για χρονική καθοδήγηση σε χώρους άσκησης στη χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα, καθώς και στην ατομική μεταβλητότητα αυτών, κατά τη διάρκεια της άσκησης, με έμφαση στις θεμελιώδεις ασκήσεις φυσικής κατάστασης που συνήθως περιλαμβάνονται στα προγράμματα άσκησης. Μέσα από δύο ολοκληρωμένες μελέτες που περιλαμβάνουν δύο επιμέρους μέρη διερευνήθηκαν διάφορες πτυχές του κινητικού ελέγχου, του χρονισμού και του συγχρονισμού. Εδώ, παρουσιάζουμε μια περίληψη και σύνθεση των βασικών ευρημάτων από κάθε μελέτη, ακολουθούμενα από γενικά συμπεράσματα που προέρχονται από τα αποτελέσματα της κάθε μελέτης.

5.1. Συμπεράσματα 1ης Μελέτης

Η 1η Μελέτη, που αποτελείται από δύο μέρη, χρησίμευσε ως μεθοδολογική βάση για την κύρια έρευνα που πραγματοποιήθηκε στη 2η Μελέτη. Στην ουσία, αυτές οι αρχικές μελέτες έθεσαν τα θεμέλια για την κατανόηση της αξιοπιστίας του χρονισμού της κίνησης και της μεταβλητότητας της προτιμώμενης ρυθμικής απόδοσης κατά τη διάρκεια των βασικών ασκήσεων φυσικής κατάστασης.

1η Μελέτη - Α' μέρος

«Απαιτούμενος αριθμός επαναλήψεων για την αξιόπιστη αξιολόγηση του χρονισμού κίνησης σε βασικά κινητικά πρότυπα/ασκήσεις που εκτελούνται

από νέους ενήλικες με χρήση αδρανειακών αισθητήρων».

Σκοπός ήταν ο προσδιορισμός του ελάχιστου αριθμού επαναλήψεων που επιτρέπουν υψηλή χρονική αξιοπιστία του χρονισμού της κίνησης σε διάφορες θεμελιώδεις ασκήσεις χρησιμοποιώντας αδρανειακούς αισθητήρες.

Αποτέλεσμα. Βρέθηκε ότι δύο επαναλήψεις είναι επαρκείς για υψηλή χρονική αξιοπιστία (σχετικής και απόλυτης) τόσο εντός προσπάθειας όσο και μεταξύ προσπαθειών.

Συμπέρασμα. Το πειραματικό πρωτόκολλο απέδωσε δεδομένα υψηλής αξιοπιστίας (σχετικής και απόλυτης) του χρονισμού κινήσεων στις οκτώ ασκήσεις φυσικής κατάστασης που εξετάστηκαν (επιτόπια αναπήδηση, προβολή προς τα εμπρός, κάθισμα, ανάκαμψη κορμού, απαγωγή ώμου, απαγωγή ισχίου ραχιαίους από πρηνή κατάκλιση, κάμψη-έκταση αγκώνων από πρηνή στήριξη).

1η Μελέτη - Β' μέρος

«Χρονισμός προτιμώμενης συχνότητας κίνησης και ατομική μεταβλητότητα σε ποικιλία ασκήσεων φυσικής κατάστασης».

Σκοπός ήταν η διερεύνηση του χρονισμού της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης και μεταβλητότητας, σε ποικιλία ασκήσεων φυσικής κατάστασης χρησιμοποιώντας έναν αδρανειακό αισθητήρα.

Αποτελέσματα

- Σημαντικές διαφορές στο μέγεθος και την ατομική μεταβλητότητα των χρονικών παραμέτρων στην ποικιλία των ασκήσεων φυσικής κατάστασης που εξετάστηκαν.

- Οι προτιμώμενες συχνότητες κίνησης διέφεραν μεταξύ των ασκήσεων.

- Οι προτιμώμενες συχνότητες όλων των ασκήσεων, με εξαίρεση τις επιτόπιες αναπηδήσεις, ήταν πολύ χαμηλότερες από την εδραιωμένη Φυσική Συχνότητα της Ανθρώπινης Κίνησης(αυτή των 2 Hz).

- Στο σύνολο των ασκήσεων βρέθηκε μια σταθερή σχέση φάσεων 1:1, με τις φάσεις να καταλαμβάνουν περίπου το 50% της συνολικής διάρκειας του κύκλου

- Η ατομική μεταβλητότητα για όλες τις ασκήσεις στις χρονικές παραμέτρους ήταν σταθερά μικρότερη από 10% (με τις περισσότερες κάτω και από το όριο 5%).

Συμπέρασμα

- Οι παρατηρούμενες διαφορές αποδίδονταν σε παράγοντες όπως το αδρανειακό φορτίο, τις βιομηχανικές απαιτήσεις και τον νευρομυϊκό συντονισμό που είναι εγγενείς σε κάθε άσκηση.

- Η σταθερή σχέση φάσεων 1:1, υποδηλώνει ένα κοινό κεντρικό παραγόμενο μοτίβο για τη ρυθμική απόδοση ανεξάρτητα από το κινητικό πρότυπο και τη συχνότητα εκτέλεσής του.

- Η χαμηλή ατομική μεταβλητότητα αποτυπώνει μια συνεπή και ακριβή ρυθμική εκτέλεση.

5.2. Συμπεράσματα 2ης Μελέτης

Η 2η Μελέτη επικεντρώθηκε στον βασικό στόχο της παρούσας διατριβής, ο οποίος αφορούσε στις επιδράσεις διαφορετικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων που χρησιμοποιούνται για χρονική καθοδήγηση σε χώρους

άσκησης, στη χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα κατά την εκτέλεση δύο βασικών ασκήσεων φυσικής κατάστασης, το κάθισμα και την απαγωγή ισχίου.

Η επιλογή αυτών των κινητικών προτύπων έγκειται στην εμβιομηχανική πολυπλοκότητα και την ευελιξία αυτών, καθιστώντας τις ιδανικές για να αποκαλύψουν λεπτές παραλλαγές στον ακουστικό-κινητικό συγχρονισμό κάτω από διάφορα ερεθίσματα.

Στο **Α΄ Μέρος** της 2^{ης} Μελέτης διερευνήθηκε η επίδραση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) στη χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα κατά τη διάρκεια των ασκήσεων, ενώ στο **Β΄ Μέρος** διερευνήθηκε ο συγχρονισμός της κίνησης με τα ηχητικά γεγονότα των ΑΕ.

Τα ΑΕ που χρησιμοποιήθηκαν ήταν 4 (**μετρονομικό, φωνητικό, μελωδική σύνθεση και μουσική για άσκηση**). Το **μετρονομικό** αποτελούνταν από μία ακολουθία επαναλαμβανόμενων ηχητικών γεγονότων (κτύπων). Το **φωνητικό** ήταν ρυθμικό μέτρομα δαρίου από πραγματική γυναικεία φωνή. Η μελωδική σύνθεση ήταν μία σύνθεση γραμμένη σε μείζονα κλίμακα με τονική τη νότα σολ (Σολ μείζονα), με μέτρο 4/4 και ένταση -12dB και η μουσική για άσκηση ήταν δημοφιλές παρακινητικό μουσικό κομμάτι (Pump up music), το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως σε προγράμματα άσκησης. Επίσης, υπήρχε συνθήκη χωρίς ΑΕ ως συνθήκη ελέγχου για όλα τα ΑΕ.

Σε κάθε συνθήκη πραγματοποιήθηκαν 2 προσπάθειες με 8 επαναλήψεις ανά προσπάθεια. Από την 1η Μελέτη – Α΄ Μέρος βρέθηκε ότι μόνο 2 επαναλήψεις μίας μόνο

προσπάθειας ήταν επαρκείς για να διασφαλιστούν αξιόπιστες χρονικές παράμετροι, ωστόσο η επιλογή των 8 επαναλήψεων ευθυγραμμίστηκε σκόπιμα με τη ρυθμική δομή μιας μουσικής φράσης 8 κτύπων και την παραδοσιακή δομή φωνητικού μετρήματος που επικρατεί σε ρουτίνες άσκησης.

Τα ιδιαίτερα αποτελέσματα και συμπεράσματα κάθε μέρους της 2^{ης} μελέτης συνοψίζονται στη συνέχεια.

2η Μελέτη - Α' μέρος

«Επίδραση διαφορετικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων στην χρονική, κινηματική, κινητική, μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα κατά την εκτέλεση των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου»

Σκοπός ήταν η διερεύνηση της επίδρασης διαφορετικών τύπων ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ) στην χωρο-χρονική, κινηματική, κινητική και χρονο-δυναμική δράση και μεταβλητότητα αυτής, καθώς και στη μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα και μεταβλητότητα των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου.

Αποτελέσματα

Χρονικές Παράμετροι

- Τα ΑΕ επηρέασαν σημαντικά τις χρονικές παραμέτρους και τη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών, υποδεικνύοντας αντίκτυπο στο χρονικό μοτίβο και τη χρονική συνέπεια μεταξύ κύκλων των ασκήσεων.
- Η ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών παρέμεινε μη σημαντική.
- Η μουσική για άσκηση είχε ως αποτέλεσμα μικρότερη διάρκεια κύκλου και φάσεων σε σύγκριση με την

απουσία ΑΕ αλλά και με τα υπόλοιπα ΑΕ.

- Το μετρονομικό και φωνητικό εμφάνισαν διαφορές στο χρονισμό φάσεων σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ.

- Η μουσική για άσκηση παρουσίασε τη χαμηλότερη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών, υποδεικνύοντας καλύτερη χρονική συνέπεια.

- Το φωνητικό εμφάνισε την μεγαλύτερη μεταβλητότητα εντός προσπάθειας, υποδεικνύοντας μεγαλύτερη προσπάθεια για συγχρονισμό.

Κινηματικές Παράμετροι:

- Τα ΑΕ στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης (μετρονομικό, φωνητικό, μουσικό1) δεν επηρέασαν το κινηματικό πρότυπο.

- Η μουσική για άσκηση είχε ως αποτέλεσμα μεγαλύτερη ταχύτητα, επιτάχυνση και jerk σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ αλλά και με τα υπόλοιπα ΑΕ.

- Η μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών ήταν χαμηλότερη με το φωνητικό και τη μουσική για άσκηση.

- Η ατομική μεταβλητότητα εντός προσπάθειας για το κάθισμα παρέμεινε σταθερή, υποδεικνύοντας ότι το ΡΑΕ δεν οδήγησε σε σημαντικές διαφορές στη χρονική συνέπεια εντός της ίδιας προσπάθειας. Αντίθετα για την απαγωγή ισχίου το μετρονομικό, η μελωδική σύνθεση και το μουσικό 2 ΡΑΕ εμφάνισαν χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΡΑΕ και το φωνητικό ΡΑΕ

- Μόνο η μουσική για άσκηση επηρέασε το κινηματικό πρότυπο (όχι

όμως το χωρικό πρότυπο), πιθανόν λόγω της αύξησης της συχνότητας κίνησης λόγω κινητικής προσέλκυσης.

Κινητικές Παράμετροι

- Τα ΑΕ επηρέασαν σημαντικά τόσο το μέγεθος των κινητικών παραμέτρων όσο και τη μεταβλητότητα μεταξύ και εντός προσπαθειών κάποιων από αυτών.
- Η μελωδική σύνθεση δεν επηρέασαν τις κινητικές παραμέτρους.
- Το μετρονομικό, το φωνητικό και η μουσική για άσκηση αύξησαν την Fz_{max} , το RFD και μείωσαν τις διάρκειες επίτευξης της Fz_{max} σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.
- Η μουσική για άσκηση παρουσίασε τη μεγαλύτερη Fz_{max} και RFD συγκριτικά με τα υπόλοιπα ΑΕ.
- Η μουσική για άσκηση παρουσίασε τις μικρότερες διάρκειες επίτευξης της Fz_{max} σε σύγκριση με τα υπόλοιπα ΡΑΕ εκτός του μετρονομικού.
- Τα ΑΕ οδήγησαν σε χαμηλότερες τιμές μεταβλητότητας εντός προσπάθειας σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.
- Η μουσική για άσκηση παρουσίασε χαμηλότερη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.

Παράμετροι σταθερότητας

- Τα ΑΕ επηρέασαν σημαντικά τόσο το μέγεθος των παραμέτρων ΚΠ αλλά όχι τη μεταβλητότητα μεταξύ και εντός προσπαθειών.
- Στο κάθισμα: Όλα τα ΑΕ μείωσαν τη προσθιοπίσθια διαδρομή ΚΠ σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ. Το μετρονομικό και το φωνητικό μείωσαν και την απόκλιση της προσθιοπίσθιας διαδρομής σε σύγκριση με τη συνθήκη

χωρίς ΑΕ. Η μουσική για άσκηση παρουσίασε μεγαλύτερες τιμές εντροπίας από τα άλλα τρία ΑΕ αλλά όχι από τη συνθήκη χωρίς ΑΕ.

- Στην απαγωγή ισχίου: Η μουσική για άσκηση παρουσίασε μικρότερη προσθιοπίσθια διαδρομή ΚΠ σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ καθώς και από το φωνητικό και τη μελωδική σύνθεση ΑΕ. Η μουσική για άσκηση παρουσίασε μικρότερη πλάγια διαδρομή ΚΠ σε σύγκριση η μελωδική σύνθεση ΑΕ.

Παράμετροι μυϊκής δραστηριότητας

- Στο κάθισμα: Όλα τα ΑΕ αύξησαν σημαντικά δραστηριότητα του δεξιού έξω πλατύ αλλά όχι του αριστερού έξω πλατύ (με εξαίρεση το μουσικό 2 ΑΕ). Η μουσική για άσκηση παρουσίασε υψηλότερη μεταβλητότητα εντός προσπάθειας στη δραστηριότητα του αριστερού έξω πλατύ από το φωνητικό και τη μελωδική σύνθεση ΑΕ.
- Στην απαγωγή ισχίου: Τα ΡΑΕ δεν είχαν σημαντική επίδραση στη δραστηριότητα του αριστερού πρόσθιου κνημιαίου (άκρο στήριξης), ούτε στις μεταβλητότητες εντός προσπάθειας και μεταξύ προσπαθειών.

Παράμετροι εγκεφαλικής δραστηριότητας

- Στο κάθισμα: Μόνη μουσική για άσκηση είχε σημαντική επίδραση στο μέγεθος των παραμέτρων του EEG σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ. Η μουσική για άσκηση αύξησε σημαντικά την ένταση κυρίως των άλφα κυμάτων στις περισσότερες περιοχές σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ, ενώ μείωσε την εντροπία στα κύματα βήτα. Η μουσική για άσκηση παρουσίασε σημαντικά μεγαλύτερη ένταση και ισχύ των άλφα κυμάτων και μικρότερη εντροπία στα κύματα βήτα από τα υπόλοιπα ΑΕ.

- Στην **απαγωγή ισχίου**: Η **μουσική για άσκηση** αύξησε (όχι σημαντικά) τη μέση τετραγωνική ρίζα και τη φασματική πυκνότητα ισχύος κυρίως των άλφα κυμάτων στις περισσότερες περιοχές σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ. Η **μουσική για άσκηση** παρουσίασε μικρότερη εντροπία στα κύματα βήτα όλων των περιοχών σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ αλλά και σε σύγκριση με τα υπόλοιπα ΑΕ (περισσότερες περιοχές σε σύγκριση με τη μελωδική σύνθεση).

Σύνοψη 2^{ης} Μελέτης – Α΄ Μέρος

Τα συμπεράσματα όλων των παραμέτρων συνοψίζονται ως εξής:

- Η ακρόαση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων κατά την εκτέλεση των ασκήσεων κάθισμα και απαγωγή ισχίου είχε σημαντικό αντίκτυπο σε διάφορες παραμέτρους του χωροχρονικού και νευρομυϊκού ελέγχου, υπογραμμίζοντας τις δυνατότητές τους ως τρόπου βελτίωσης της κινητικής απόδοσης και του συντονισμού.
- Ο τύπος και τα ρυθμικά χαρακτηριστικά των ακουστικών ερεθισμάτων έπαιξαν καθοριστικό ρόλο στην επίδραση σε διαφορετικές πτυχές της κίνησης και της εγκεφαλικής δραστηριότητας.
- Οι διαφορετικοί τύποι ακουστικών ερεθισμάτων, όπως ο μετρονόμος, το φωνητικό παράγγελλμα και η μουσική, καθώς και οι παραλλαγές στα ρυθμικά χαρακτηριστικά, μπορούν να οδηγήσουν σε διαφορετικές επιδράσεις στα χρονικά, κινηματικά και κινητικά πρότυπα, στη στατική σταθερότητα, καθώς και στη μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα.
- Η **μουσική για άσκηση**, που χαρακτηρίζεται από την παρακινητική

του ιδιότητα, παρουσίασε αξιοσημείωτα αποτελέσματα σε πολλαπλές παραμέτρους, όπως μικρότερη διάρκεια κύκλου, αυξημένη ταχύτητα και επιτάχυνση, βελτιωμένη χρονική συνέπεια και αλλαγές στην εγκεφαλική δραστηριότητα ενδεικτικά ενισχυμένης προσοχής και κινητικού ελέγχου.

- Το **φωνητικό** ΑΕ παρουσίασε σε πολλές παραμέτρους ψηλότερη μεταβλητότητα εντός προσπαθειών, προσφέροντας πιθανώς ευκαιρίες στα άτομα να προσαρμοστούν και να εξερευνήσουν διαφορετικά πρότυπο κίνησης κατά τη διάρκεια των προπονήσεων.

- Εκθέτοντας τα άτομα σε διαφορετικά ΑΕ μπορούν να αναπτύξουν μεγαλύτερη κινητική προσαρμοστικότητα και ευελιξία, κάτι που μπορεί να είναι επωφελές σε δυναμικά και απρόβλεπτα περιβάλλοντα.

- Ρυθμικά ερεθίσματα όπως η **μουσική για άσκηση**, με γρήγορη ρυθμική ταχύτητα, έντονα ρυθμικά στοιχεία και υψηλή παρακινητική ιδιότητα μπορούν να ενισχύσουν προγράμματα άσκησης και αθλητισμού.

- Από την άλλη πλευρά οι μετρονομικές και φωνητικές ενδείξεις μπορεί να είναι πιο κατάλληλες για αποκατάσταση.

Συνολικά τα ευρήματα υπογραμμίζουν τη σημασία της εξέτασης τόσο του τύπου όσο και των ρυθμικών χαρακτηριστικών των ακουστικών ερεθισμάτων κατά την εφαρμογή τους σε προγράμματα άσκησης ή κινητικής αποκατάσταση, για απόκτηση δεξιοτήτων ή βελτίωση της απόδοσης. Η έκθεση σε διαφορετικά ΑΕ μπορεί να οδηγήσει τα άτομα να αναπτύξουν μεγαλύτερη

κινητική προσαρμοστικότητα και ευελιξία, κάτι που μπορεί να είναι επωφελές σε δυναμικά και απρόβλεπτα περιβάλλοντα.

Η μελλοντική έρευνα θα πρέπει να συνεχίσει να διερευνά τους υποκείμενους μηχανισμούς και τα βέλτιστα πρωτόκολλα εφαρμογής για τη μεγιστοποίηση των οφελών των ΑΕ σε διαφορετικούς πληθυσμούς και περιβάλλοντα.

2η Μελέτη - Β' μέρος

«Επίδραση του είδους του ακουστικού ερεθίσματος στο συγχρονισμό μεταξύ κινητικού προτύπου και ηχητικού γεγονότος»

Σκοπός ήταν η διερεύνηση της επίδρασης του είδους του ακουστικού ερεθίσματος στο συγχρονισμό του κινητικού προτύπου στα ηχητικά γεγονότα.

Αποτελέσματα

- Τόσο στην άσκηση κάθισμα όσο και στην απαγωγή ισχίου, οι συμμετέχοντες επέδειξαν επιτυχημένο συγχρονισμό των κύκλων κίνησης με την τη ρυθμική ταχύτητα που επέβαλαν το **μετρονομικό**, το **φωνητικό** και η **μελωδική σύνθεση**, με μέση αντιστοιχία κοντά στο 100%.
- Συγχρονισμός με υποπολλαπλάσια περιοδικότητα (ψηλότερο ιεραρχικό επίπεδο) παρατηρήθηκε με τη **μουσική για άσκηση** (1:4).
- Η μεταβλητότητα της αντιστοίχισης κύκλου σε όλα τα ΑΕ ήταν αρκετά χαμηλή ($CV < 10\%$), με το **φωνητικό** ΑΕ να εμφανίζει την μεγαλύτερη μεταβλητότητα, ενώ το **μετρονομικό** ΑΕ την χαμηλότερη.
- Όπως φάνηκε από σφάλμα συγχρονισμού (αντιστοιχία φάσης), η

παρουσία ΑΕ δεν φάνηκε να ξεπερνά την εγγενή μεταβλητότητα κίνησης της απουσίας ΑΕ, εκτός από τη **μελωδική σύνθεση**, η οποία αύξησε σημαντικά το σφάλμα συγχρονισμού συγκριτικά με τις υπόλοιπες συνθήκες.

- Στο **κάθισμα** δεν βρέθηκαν αξιοσημείωτες διαφορές στην κατεύθυνση των σφαλμάτων μεταξύ των ΑΕ.
- Στην **απαγωγή ισχίου** βρέθηκαν σημαντικές διαφορές στην κατεύθυνση των σφαλμάτων μεταξύ των μουσικών (**μελωδική σύνθεση** και **μουσική για άσκηση**) και των **μετρονομικό** και **φωνητικό** ΑΕ

Συμπεράσματα:

- Τα ΑΕ (**μετρονομικό**, **φωνητικό**, **μελωδική σύνθεση**) που παρουσιάστηκαν στην προτιμώμενη συχνότητα κίνησης του κάθε ατόμου πιθανότατα διευκόλυναν τον ακριβέστερο συγχρονισμό κινήσεων, αντανακλώντας τη σημασία της εξέτασης των ατομικών προτιμήσεων στο σχεδιασμό παρεμβάσεων που στοχεύουν στη βελτίωση της κινητικής απόδοσης μέσω του συγχρονισμού
- Ο συγχρονισμός με υποπολλαπλάσια περιοδικότητα της βασικής ρυθμικής ταχύτητας της **μουσικής για άσκηση**, αντικατοπτρίζει την ικανότητα των ανθρώπων να αντιλαμβάνονται και να συγχρονίζονται σε διαφορετικά μετρικά επίπεδα.
- Οι χαμηλές τιμές μεταβλητότητας υπογραμμίζουν την ικανότητα των συμμετεχόντων να προσαρμόζουν τη συχνότητα κίνησης σε απόκριση σε εξωτερικά ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα, με χαμηλά επίπεδα μεταβλητότητας.
- Η μεγαλύτερη μεταβλητότητα που παρατηρήθηκε στο **φωνητικό**

συγκριτικά με τα υπόλοιπα ΑΕ, μπορεί να οφείλεται στη φύση των χρονικών ενδείξεων. Το **φωνητικό** ΑΕ εισάγει μεγαλύτερη μεταβλητότητα στο χρονικό μοτίβο των ακουστικών ενδείξεων λόγω εγγενών γνωστικών και γλωσσικών διαδικασιών που εμπλέκονται στη παραγωγή του λόγου.

- Το μεγαλύτερο σφάλμα συγχρονισμού που παρουσίασε η **μελωδική σύνθεση** υποδεικνύει ότι τα χαρακτηριστικά και η έλλειψη διακριτού παλμού δημιούργησαν προκλήσεις στους συμμετέχοντες ως προς τον ακριβή χρονισμό των κινήσεών τους.

- Τα σφάλματα συγχρονισμού κυμαίνονταν μεταξύ θετικών και αρνητικών τιμών εντός της ίδιας προσπάθειας, υποδεικνύοντας μια εύλικτη προσαρμογή του χρονισμού απόκρισης κίνησης αντί για μια σταθερή πρόβλεψη ή καθυστέρηση. Αυτή η δυναμική προσαρμογή αντικατοπτρίζει τις στρατηγικές συγχρονισμού με βάση τις απαιτήσεις

της κινητικής δράσης και τα χαρακτηριστικά των ΑΕ.

5.3. Σύνοψη 2^{ης} Μελέτης – Β΄ Μέρος

Συνολικά, τα ευρήματα του συγχρονισμού υπογραμμίζουν την περίπλοκη αλληλεπίδραση μεταξύ ΑΕ και κινητικής απόδοσης τονίζοντας τη σημασία της εξέτασης των χαρακτηριστικών του ερεθίσματος στο σχεδιασμό παρεμβάσεων που στοχεύουν στην ενίσχυση του συγχρονισμού και της σταθερότητας των κινήσεων. Η προσαρμογή των ακουστικών ενδείξεων στην συχνότητα κίνησης που προτιμούν τα άτομα μπορεί να βελτιώσει τον συγχρονισμό και να βελτιώσει τα αποτελέσματα της κινητικής απόδοσης. Επιπλέον, η ικανότητα των συμμετεχόντων να προσαρμόζονται σε μη προτιμώμενες ρυθμικές ταχύτητες, όπως παρατηρείται με τη **μουσική για άσκηση**, υπογραμμίζει τη δυνατότητα χρήσης σταθερών ρυθμικών ταχυτήτων αναφοράς για τη διευκόλυνση του συγχρονισμού κινήσεων σε προγράμματα άσκησης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Ader, L. G. M., Greene, B. R., McManus, K. K., & Caulfield, B. (2021). Reliability of inertial sensor based spatiotemporal gait parameters for short walking bouts in community dwelling older adults. *Gait & Posture*, *85*, 1–6, doi:10.1016/j.gaitpost.2021.01.010
- Ader, L. G. M., Greene, B. R., McManus, K., Tubridy, N., & Caulfield, B. (2020). Short bouts of gait data and body-worn inertial sensors can provide reliable measures of spatiotemporal gait parameters from bilateral gait data for persons with multiple sclerosis. *Biosensors*, *10*, 128, doi:10.3390/bios10090128
- Allseits, E. K., Lučarević, J., Gailey, R., Agrawal, V., Gaunaud, I., & Bennett, C.L. (2017). The development and concurrent validity of a real-time algorithm for temporal gait analysis using inertial measurement units. *Journal of Biomechanics*, *55*, 27–33, doi:10.1016/j.jbiomech.2017.02.016
- Almarwani, M., Van Swearingen, J. M., Perera, S., Sparto, P. J., & Brach, J. S. (2017). The effect of auditory cueing on the spatial and temporal GAIT coordination in healthy adults. *Journal of Motor Behavior*, *51*(1), 25–31. <https://doi.org/10.1080/00222895.2017.1411330>
- Amrani, A. K., & Golumbic, E. Z. (2022). Memory-Paced tapping to auditory rhythms: effects of rate, speech, and motor engagement. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, *65*(3), 923–939. <https://doi.org/10.1044/2021-jslhr-21-00406>
- Aoki, H., Demura, S., & Hirai, H. (2018). Laterality of static and dynamic balance abilities during one-leg standing. *American Journal of Sports Science and Medicine*, *6*(1), 11–14. <http://www.scisportsscience.com/articles/6/1/3>
- Aschersleben, G. (2002). Temporal control of movements in sensorimotor synchronization. *Brain and Cognition*, *48*(1), 66–79. <https://doi.org/10.1006/brcg.2001.1304>
- Ashtiani, M. N., Azghani, M. R., & Shakouri, S. K. (2019). Biomechanical modeling of hip abduction exercise using optimized inverse dynamics. *Zahedan Journal of Research in Medical Sciences*, *21*(1). <https://doi.org/10.5812/zjrms.68977>
- Atkinson, G. & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, *26*, 217–238, doi:10.2165/00007256-199826040-00002
- Babiloni, C., Del Percio, C., Iacoboni, M., Infarinato, F., Lizio, R., Marzano, N., Crespi, G., Dassù, F., Pirritano, M., Gallamini, M., & Eusebi, F. (2008). Golf putt outcomes are predicted by sensorimotor cerebral EEG rhythms. *Journal of Physiology*, *586*(1), 131–139. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.141630>
- Bailey, S. P., Hall, E. E., Folger, S. E., & Miller, P. C. (2008). Changes in

- EEG during graded exercise on a recumbent cycle ergometer. *Journal of Sports Science & Medicine*, 7(4), 505. <https://jssm.org/volume07/iss4/cap/jssm-07-505.pdf>
- Balasubramanian, S., Melendez-Calderon, A., Roby-Brami, A., & Burdet, E. (2015). On the analysis of movement smoothness. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0090-9>
- Balogun, J. A., & Onigbinde, A. T. (1992). Hand and leg dominance: Do they really affect limb muscle strength? *Physiotherapy Theory and Practice*, 8(2), 89–96. <https://doi.org/10.3109/09593989209108086>
- Béglé, V., Di Loreto, I., Seilles, A., & Dalla Bella, S. (2017). Music Games: Potential application and considerations for rhythmic training. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 273. doi: 10.3389/fnhum.2017.00273
- Bentley, J. R., Amonette, W. E., De Witt, J. K., & Hagan, R. D. (2010). Effects of different lifting cadences on ground reaction forces during the squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(5), 1414–1420. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181cb27e7>
- Bigliassi, M., Karageorghis, C. I., Wright, M. J., Orgs, G., & Nowicky, A. V. (2017). Effects of auditory stimuli on electrical activity in the brain during cycle ergometry. *Physiology & Behavior*, 177, 135–147. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2017.04.023>
- Bolglia, L. A., & Uhl, T. L. (2005). Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy subjects. *the Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy/Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 35(8), 487–494. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.8.487>
- Bolglia, L. A., & Uhl, T. L. (2005). Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy subjects. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 35(8), 487–494. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.8.487>
- Bood, R. J., Nijssen, M., Van Der Kamp, J., & Roerdink, M. (2013). The power of auditory-motor synchronization in sports: Enhancing running performance by coupling cadence with the right beats. *PloS one*, 8(8), e70758. doi: 10.1371/journal.pone.0070758
- Bourke, A. K., Scotland, A., Lipsmeier, F., Gossens, C., & Lindemann, M. (2020). Gait characteristics harvested during a smartphone-based self-administered 2-minute walk test in people with multiple sclerosis: Test-retest reliability and minimum detectable change. *Sensors*, 20, 5906, doi:10.3390/s20205906
- Bouvet, C., Varlet, M., Bella, S. D., Keller, P. E., & Bardy, B. G. (2019). Accent-induced stabilization of spontaneous auditory-motor synchronization. *Psychological Research*, 84(8), 2196–2209.

- <https://doi.org/10.1007/s00426-019-01208-z>
- Bruton, A., Conway, J., Holgate, S. T. (2000). Reliability: What is it, and how is it measured? *Physiotherapy*, 86, 94–99, doi:10.1016/s0031-9406(05)61211-4
- Burger, B., & Wöllner, C. (2021). The challenge of being slow: Effects of tempo, laterality, and experience on dance movement consistency. *Journal of Motor Behavior*, 1-14. <https://doi.org/10.1080/00222895.2021.1896469>
- Burger, B., & Wöllner, C. (2023). The challenge of being slow: Effects of tempo, laterality, and experience on dance movement consistency. *Journal of Motor Behavior*, 55(6), 550–563. <https://doi.org/10.1080/00222895.2021.1896469>
- Burger, B., London, J., Thompson, M., & Toiviainen, P. (2017). Synchronization to metrical levels in music depends on low-frequency spectral components and tempo. *Psychological Research*, 82(6), 1195–1211. <https://doi.org/10.1007/s00426-017-0894-2>
- Burger, B., Thompson, M. R., Luck, G., Saarikallio, S., & Toiviainen, P. (2013). Influences of rhythm-and timbre-related musical features on characteristics of music-induced movement. *Frontiers in Psychology*, 4, 183. doi: 10.3389/fpsyg.2013.00183
- Burger, B., Thompson, M., Luck, G., Saarikallio, S., & Toiviainen, P. (2014). Hunting for the beat in the body: on period and phase locking in music-induced movement. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00903>
- Carrick, C., Oggero, E., & Pagnacco, G. (2007). Posturographic changes associated with music listening. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 13(5), 519–526. <https://doi.org/10.1089/acm.2007.7.020>
- Cavanaugh, J. T., Mercer, V. S., & Stergiou, N. (2007). Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 4(1). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-42>
- Centala, J., Pogorel, C., Pummill, S. W., & Malek, M. H. (2019). Listening to fast-tempo music delays the onset of neuromuscular fatigue. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(3), 617–622. <https://doi.org/10.1519/jsc.000000.0000003417>
- Cha, Y., Kim, Y., & Chung, Y. (2014). Immediate effects of rhythmic auditory stimulation with tempo changes on gait in stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(4), 479-482. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.479>
- Chan, C., Azah, H. N., Yeow, C., Goh, S., Ting, H., & Salmah, K. (2022). Effects of squatting speed and depth on lower extremity kinematics, kinetics and energetics. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 22(05).

- <https://doi.org/10.1142/s0219519422500324>
- Chéron, G., Petit, G., Cheron, J., Leroy, A., Cebolla, A. M., Cevallos, C., Petieau, M., Hoellinger, T., Zarka, D., Clarinval, A. M., & Dan, B. (2016). Brain oscillations in sport: toward EEG Biomarkers of Performance. *Frontiers in Psychology, 7*. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00246>
- Ciria, L. F., Luque-Casado, A., Sanabria, D., Holgado, D., Ivanov, P. C., & Perakakis, P. (2019). Oscillatory brain activity during acute exercise: Tonic and transient neural response to an oddball task. *Psychophysiology, 56*(5). <https://doi.org/10.1111/psyp.13326>
- Clopper, C. G., & Smiljanić, R. (2011). Effects of gender and regional dialect on prosodic patterns in American English. *Journal of Phonetics, 39*(2), 237–245. <https://doi.org/10.1016/j.wocn.2011.02.006>
- Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd ed.). 1988 Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers
- Connaboy, C., Coleman, S., Moir, G. L., & Sanders, R. (2010). Measures of reliability in the kinematics of maximal undulatory under-water swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 42*, 762–770, doi:10.1249/mss.0b013e3181badc68
- Cormack, S. J., Newton, R. U., McGuigan, M. R., & Doyle, T. (2008). Reliability of measures obtained during single and repeated countermovement jumps. *International Journal of Sports Physiology and Performance, 3*, 131–144, doi:10.1123/ijsp.3.2.131
- Coste, A., Salesse, R. N., Gueugnon, M., Marin, L., & Bardy, B. G. (2018). Standing or swaying to the beat: Discrete auditory rhythms entrain stance and promote postural coordination stability. *Gait & Posture, 59*, 28–34. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.023>
- Côté-Laurence, P. (2000). The role of rhythm in ballet training. *Research in Dance Education, 1*(2), 173–191. <https://doi.org/10.1080/713694263>
- Crabbe, J., & Dishman, R. K. (2004). Brain electrocortical activity during and after exercise: A quantitative synthesis. *Psychophysiology, 41*(4), 563–574. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2004.00176.x>
- Cudejko, T., Button, K., & Al-Amri, M. (2022). Validity and reliability of accelerations and orientations measured using wearable sensors during functional activities. *Scientific Reports, 12*, doi:10.1038/s41598-022-18845-x
- Cuesta-Vargas, A., Galán-Mercant, A., Williams, J. M. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews, 15*, 462–473, doi:10.1179/1743288x11y.0000000006
- Dalla-Bella, S. D., Benoît, C., Farrugia, N., Keller, P. E., Obrig, H., Mainka, S., & Kotz, S. A. (2017). Gait improvement via rhythmic stimulation in Parkinson's disease is linked to

- rhythmic skills. *Scientific Reports*, 7(1).
<https://doi.org/10.1038/srep42005>
- Damm, L., Varoqui, D., De Cock, V. C., Dalla Bella, S., & Bardy, B. (2020). Why do we move to the beat? A multi-scale approach, from physical principles to brain dynamics. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 112, 553-584.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2019.12.024>
- Davids K., Glazier P, Araújo D, & Bartlett R. (2003). Movement systems as dynamical systems: The functional role of variability and its implications for sports medicine. *Sports Medicine*, 33(4), 245-260.
<https://doi.org/10.2165/00007256-200333040-00001>
- Davies, T. B., Kuang, K., Orr, R., Halaki, M., & Hackett, D. (2017). Effect of movement velocity during resistance training on dynamic muscular strength: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 47(8), 1603–1617.
<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0676-4>
- de Bruin, N., Doan, B. J., Turnbull, G., Suchowersky, O., Bonfield, S., Hu, B., & Brown, A. L. (2010). Walking with music is a safe and viable tool for gait training in Parkinson's Disease: The effect of a 13-week feasibility study on single and dual task walking. *Parkinsons Disease*, 2010, 483530.
<https://doi.org/10.4061/2010/483530>
- de Dreu, M. J., Van Der Wilk, A. S. D., Poppe, E., Kwakkel, G., & van Wegen, E. E. (2012). Rehabilitation, exercise therapy and music in patients with Parkinson's disease: a meta-analysis of the effects of music-based movement therapy on walking ability, balance and quality of life. *Parkinsonism & Related Disorders*, 18, S114-S119. doi: 10.1016/S1353-8020(11)70036-0
- Dean, J. C. (2013). Proprioceptive feedback and preferred patterns of human movement. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 41(1), 36-43. doi: 10.1097/JES.0b013e3182724bb0
- Degirmen, Y. B., Erman, B., Özkol, M., Vural, F., & Akşit, T. (2022). Comparison of ground reaction forces and joint kinematics between three different tempos during push-up exercise. *Biomedical Human Kinetics*, 14(1), 75–82.
<https://doi.org/10.2478/bhk-2022-0010>
- Delevoeye-Turrell, Y., Dione, M., & Agneray, G. (2014). Spontaneous motor tempo is the easiest pace to act upon for both the emergent and the predictive timing modes. *Procedia-Social and Behavioral Sciences*, 126, 121-122.
<https://doi.org/10.1016/j.sbspro.2014.02.338>
- Desbernats, A., Martín, E., & Tallet, J. (2023). Which Factors Modulate Spontaneous Motor Tempo? A Systematic Review of the Literature. *Frontiers in Psychology*, 14.
<https://doi:10.3389/fpsyg.2023.1161052>
- Dhahbi, W., Chaabene, H., Chaouachi, A., Padulo, J. G., Behm, D., Cochrane, J., Burnett, A., & Chamari, K. (2022). Kinetic analysis of push-up exercises: a

- systematic review with practical recommendations. *Sports Biomechanics*, 21(1), 1-40. doi: 10.1080/14763141.2018.1512149
- Di Fronso, S., Fiedler, P., Tamburro, G., Haueisen, J., Bertollo, M., & Comani, S. (2019). Dry EEG in sports sciences: A fast and reliable tool to assess individual alpha peak frequency changes induced by physical effort. *Frontiers in Neuroscience*, 13. <https://doi.org/10.3389/fnins.2019.00982>
- DiDomenico, A., McGorry, R. W., & Banks, J. J. (2016). Stabilization times after transitions to standing from different working postures. *Ergonomics*, 59(10), 1288–1293. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1128563>
- Dionísio, V. C., Almeida, G. L., Duarte, M., & Hirata, R. P. (2008). Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 134–143. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.010>
- Dosseville, F., Moussay, S., Larue, J., Gauthier, A., & Davenne, D. (2002). Physical exercise and time of day: Influences on spontaneous motor tempo. *Perceptual and Motor Skills*, 95(3), 965-972. doi: 10.1177/003151250209500301
- Earp, J. E., Newton, R. U., Cormie, P., & Blazevich, A. J. (2016). Faster movement speed results in greater tendon strain during the loaded squat exercise. *Frontiers in Physiology*, 7. <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00366>
- Edworthy, J., & Waring, H. (2006). The effects of music tempo and loudness level on treadmill exercise. *Ergonomics*, 49(15), 1597–1610. <https://doi.org/10.1080/00140130600899104>
- Effenberg, A. O. (2005). Movement sonification: Effects on perception and action. *IEEE multimedia*, 12(2), 53-59. doi: 10.1109/MMUL.2005.31
- Emmanouil, A., Rousanoglou, E., & Boudolos, K. (2024). Two repetitions may be enough! reliability of movement timing in physical fitness exercises performed by young, trained adults using inertial sensors. *Biomechanics*, 4(1), 84-108. <https://doi.org/10.3390/biomechanics4010006>
- Emmanouil, A., Rousanoglou, E., Georgaki, A., & Boudolos, K. (2021). Concurrent validity of inertially sensed measures during voluntary body sway in silence and while exposed to a rhythmic acoustic stimulus: A pilot study. *Digital Biomarkers*, 5, 65–73, doi:10.1159/000514325
- Emmanouil, A.; Rousanoglou, E.; Georgaki, A.; Boudolos, K. (2021). When Musical accompaniment allows the preferred spatio-temporal pattern of movement. *Sports Medicine International Open*, 5, E81–E90, doi:10.1055/a-1553-7063
- Erbil, N., & Ungan, P. (2007). Changes in the alpha and beta amplitudes of the central EEG during the onset, continuation, and offset of long-duration repetitive hand movements. *Brain Research*,

- 1169, 44–56.
<https://doi.org/10.1016/j.brainres.2007.07.014>
- Fleiss, J. L. The design and analysis of clinical experiments, Wiley: New York, USA; 1986
- Forrester, S. E. (2015). Selecting the number of trials in experimental biomechanics studies. *International Biomechanics*, 2, 62–72, doi:10.1080/23335432.2015.1049296
- Forti, S., Filipponi, E., Di Berardino, F., Barozzi, S., & Cesarani, A. (2010). The influence of music on static posturography. *Journal of Vestibular Research*, 20(5), 351–356. <https://doi.org/10.3233/ves-2010-0361>
- Furuya, S., Aoki, T., Nakahara, H., & Kinoshita, H. (2012). Individual differences in the biomechanical effect of loudness and tempo on upper-limb movements during repetitive piano keystrokes. *Human Movement Science*, 31(1), 26–39. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.01.002>
- Ghai S. (2018). Effects of real-time (sonification) and rhythmic auditory stimuli on recovering arm function post stroke: A systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Neurology*, 9, 488. doi: 10.3389/fneur.2018.00488.
- Ghai S., Ghai I., & Effenberg A. O. (2018). Effect of rhythmic auditory cueing on aging gait: A systematic review and meta-analysis. *Aging and Disease*, 9(5), 901–923. <https://doi.org/10.14336/AD.2017.1031>
- Ghai, S., Ghai, I., Schmitz, G., & Effenberg A. O. (2018). Effect of rhythmic auditory cueing on parkinsonian gait: A systematic review and meta-analysis. *Science Reports*, 8(1), 506. doi: 10.1038/s41598-017-16232-5
- Gramann, K., Gwin, J. T., Ferris, D. P., Oie, K. S., Jung, T. P., Lin, C., Liao, L., & Makeig, S. (2011). Cognition in action: imaging brain/body dynamics in mobile humans. *Reviews in the Neurosciences*, 22(6). <https://doi.org/10.1515/rms.2011.047>
- Grgic, J., Schoenfeld, B. J., Skrepnik, M., Davies T. B., & Mikulic, P. (2018). Effects of rest interval duration in resistance training on measures of muscular strength: A systematic review. *Sports Medicine*, 48, 137–151 (2018). <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0788-x>
- Hallett, R., & Lamont, A. (2017). Music use in exercise: A questionnaire study. *Media Psychology*, 20(4), 658–684. <https://doi.org/10.1080/15213269.2016.1247716>
- Hamill, J., & McNiven, S. L. (1990). Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. *Human Movement Science*, 9, 117–131, doi:10.1016/0167-9457(90)90023-7
- Hammerschmidt, D., & Frieler, K. (2021). Spontaneous motor tempo: Investigating psychological, chronobiological, and demographic factors in a large-scale online tapping experiment. *Frontiers in Psychology*, 12.

- <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2021.677201>
- Hammerschmidt, D., & Wöllner, C. (2022). Spontaneous motor tempo over the course of a week: The role of the time of the day, chronotype, and arousal. *Psychological Research*, 87, 327–338. <https://doi.org/10.1007/s00426-022-01646-2>
- Hannan, K. B., & King, A. C. (2022). Lower limb ground reaction force and center of pressure asymmetry during bodyweight squats. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 17(6), 1075. <https://doi.org/10.26603/001c.37861>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2003). Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Developmental Psychobiology*, 42(4), 368–377. <https://doi.org/10.1002/dev.10110>
- Harrison, S. J., Hough, M., Schmid, K. K., Groff, B. R., & Stergiou, N. (2018). When coordinating finger tapping to a variable beat the variability scaling structure of the movement and the cortical bold signal are both entrained to the auditory stimuli. *Neuroscience*, 392, 203–218. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2018.06.025>
- Hary, D., & Moore, M. (1987). Synchronizing human movement with an external clock source. *Biological Cybernetics*, 56(5–6), 305–311. <https://doi.org/10.1007/bf00319511>
- Hasson, C. J., Van Emmerik, R. E., & Caldwell, G. E. (2008). Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information. *Journal of Biomechanics*, 41(10), 2121–2129. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.04.031>
- Hof, A. L., Gazendam, M. G., & Sinke, W. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- Hogan, N., & Sternad, D. (2009). Sensitivity of smoothness measures to movement duration, amplitude, and arrests. *Journal of Motor Behavior*, 41(6), 529–534. <https://doi.org/10.3200/35-09-004-rc>
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30, 1–15. doi:10.2165/00007256-200030010-00001
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age And Ageing*, 35(suppl_2), ii7–ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/af1077>
- Horsak, B., Dlapka, R., Iber, M., Gorgas, A. M., Kiselka, A., Gradl, C., Siragy, T., & Doppler, J. (2016). SONIGait: a wireless instrumented insole device for real-time sonification of gait. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 10(3), 195–206. <https://doi.org/10.1007/s12193-016-0216-9>
- Karageorghis, C. I. (2016). Applying music in exercise and sport. *Human Kinetics*.

- Karageorghis, C. I., Bigliassi, M., Guérin, S. M. R., & Delevoye-Turrell, Y. (2018). Brain mechanisms that underlie music interventions in the exercise domain. In *Progress in brain research* (pp. 109–125). <https://doi.org/10.1016/bs.pbr.2018.09.004>
- Karageorghis, C. I., Cheek, P., Simpson, S. D., & Bigliassi, M. (2017). Interactive effects of music tempi and intensities on grip strength and subjective affect. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(3), 1166–1175. <https://doi.org/10.1111/sms.12979>
- Karageorghis, C. I., Hutchinson, J. C., Bigliassi, M., Watson, M. P., Perry, F. A., Burges, L. D. & Gomes-Baho, T. J. (2019). Effects of auditory-motor synchronization on 400-m sprint performance: An applied study. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 14(6), 738-748. Doi: [10.1177/1747954119879359](https://doi.org/10.1177/1747954119879359)
- Karageorghis, C. I., Mouzourides, D. A., Priest, D. L., Sasso, T. A., Morrish, D. J., Walley, C. J. (2009). Psychophysical and ergogenic effects of synchronous music during treadmill walking. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 31(1), 18-36. <https://doi.org/10.1123/jsep.31.1.18>
- Karageorghis, C. I., Priest, D., Williams, L. S., Hirani, R. M., Lannon, K. M., & Bates, B. J. (2010). Ergogenic and psychological effects of synchronous music during circuit-type exercise. *Psychology of Sport and Exercise*, 11(6), 551-559. <https://doi.org/10.1177/1747954119879359>
- Keller, P. E., & Koch, I. (2008). Action planning in sequential skills: relations to music performance. *the Quarterly Journal of Experimental Psychology/Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 61(2), 275–291. <https://doi.org/10.1080/17470210601160864>
- Kennedy, C. A., & Yoke, M. M. (2019). *Methods of group exercise instruction*. 4th Edition, Publisher: Human Kinetics, 1607 N. Market Street, Champaign, IL 61820, United States.
- Kim, J., Jung, M., Yoo, E., Park, J., Kim, S. H., & Liu, J. (2014). Effects of Rhythmic Auditory Stimulation during Hemiplegic Arm Reaching in Individuals with Stroke: An Exploratory Study. *Hong Kong Journal of Occupational Therapy*, 24(2), 64–71. <https://doi.org/10.1016/j.hkjot.2014.11.002>
- King, A. C., & Hannan, K. B. (2019). Segment coordination variability during double leg bodyweight squats at different tempos. *International Journal of Sports Medicine*, 40(11), 725-731. <https://doi.org/10.1055/a-0965-7358>
- Kobayashi, K., Shiba, Y., Honda, S., Nakajima, S., Fujii, S., Mimura, M., & Noda, Y. (2024). Short-Term effect of auditory stimulation on neural activities: A scoping review of longitudinal electroencephalography and

- magnetoencephalography studies. *Brain Sciences*, 14(2), 131. <https://doi.org/10.3390/brainsci14020131>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15, 155–163, doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
- Kornysheva, K. (2016). Encoding Temporal features of skilled movements-what, whether and how? In: *Progress in Motor Control, Advances in Experimental Medicine and Biology*, 957, 35-54. Publisher: Springer Link editors: *Laczko, J., & Latash, M. L.* doi: 10.1007/978-3-319-47313-0_3. An erratum to this publication is available online at https://doi.org/10.1007/978-3-319-47313-0_21
- Kribus-Shmiel, L., Zeilig, G., Sokolovski, B., & Plotnik, M. (2018). How many strides are required for a reliable estimation of temporal gait parameters? Implementation of a new algorithm on the phase coordination index. *PLoS One*, 13, e0192049, doi:10.1371/journal.pone.0192049
- Lanshammar, K., & Ribom, E. (2011). Differences in muscle strength in dominant and non-dominant leg in females aged 20–39 years – A population-based study. *Physical Therapy in Sport*, 12(2), 76–79. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.10.004>
- Large, E. W., & Jones, M. R. (1999). The dynamics of attending: How we track time varying events. *Psychological Review*, 106(1), 119–159. <https://doi.org/10.1037/0033-295X.106.1.119>
- Large, E. W., & Palmer, C. (2002). Perceiving temporal regularity in music. *Cognitive Science*, 26, 1–37 [https://doi.org/10.1016/S0364-0213\(01\)00057-X](https://doi.org/10.1016/S0364-0213(01)00057-X)
- Leman, M., Moelants, D., Varewyck, M., Styns, F., van Noorden, L., & Martens, J. P. (2013). Activating and relaxing music entrains the speed of beat synchronized walking. *PLoS One*, 8(7):e67932. doi: 10.1371/journal.pone.0067932
- Leow, L. A., Watson, S., Prete, D., Waclawik, K., & Grahn, J. A. (2021). How groove in music affects gait. *Experimental Brain Research*, 239(8), 2419–2433. <https://doi.org/10.1007/s00221-021-06083-y>
- Lidji, P., Palmer, C., Peretz, I., & Morningstar, M. (2011). Listeners feel the beat: Entrainment to English and French speech rhythms. *Psychonomic Bulletin & Review*, 18(6), 1035–1041. <https://doi.org/10.3758/s13423-011-0163-0>
- Loze, G. M., Collins, D., & Holmes, P. S. (2001). Pre-shot EEG alpha-power reactivity during expert air-pistol shooting: A comparison of best and worst shots. *Journal of Sports Sciences*, 19(9), 727–733. <https://doi.org/10.1080/02640410152475856>
- Lu, T. W., & Chang, C. F. (2012). Biomechanics of human movement and its clinical applications. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28(2), S13-S25. <https://doi.org/10.1016/j.kjms.2011.08.004>

- MacDougall, H. G., & Moore, S.T. (2005). Marching to the beat of the same drummer: The spontaneous tempo of human locomotion. *Journal of Applied Physiology*, *99*, 1164–1173, doi:10.1152/jappphysiol.00138.2005
- Madison, G., Gouyon, F., Ullén, F., & Hörnström, K. (2011). Modeling the tendency for music to induce movement in humans: First correlations with low-level audio descriptors across music genres. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, *37*(5), 1578–1594. doi: 10.1037/a0024323
- Miyake, Y., Onishi, Y., & Pöppel, E. (2004). *Two types of anticipation in synchronization tapping*. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, *64*, 415-426. doi:10.55782/ane-2004-1524
- Moelants, D. (2002). Preferred tempo reconsidered. In: *Proceedings of the 7th International Conference on Music Perception and Cognition / C. Stevens, D. Burnham, G. McPherson, E. Schubert, J. Renwick (Eds.) - Sydney, Adelaide, Causal Productions*, 580–583. <http://hdl.handle.net/1854/LU-159578> OR <https://studylib.net/doc/18342401/preferred-tempo-reconsidered>
- Montesinos, L., Castaldo, R., & Pecchia, L. (2018). On the use of approximate entropy and sample entropy with center of pressure time-series. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *15*(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0465-9>
- Murgia, M., Pili, R., Corona, F, Sors, F., Agostini, T. A., Bernardis, P., Casula, C., Cossu, G., Guicciardi, M., & Pau, M. (2018). The use of footstep sounds as rhythmic auditory stimulation for gait rehabilitation in Parkinson's disease: A randomized controlled trial. *Frontiers in Neurology*, *9*, 348. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00348>
- Mutha, P. K., Haaland, K. Y., & Sainburg, R. L. (2012). The effects of brain lateralization on motor control and adaptation. *Journal of Motor Behavior*, *44*(6), 455–469. <https://doi.org/10.1080/00222895.2012.747482>
- Naruse, K., & Hirai, T. (2000). Effects of slow tempo exercise on respiration, heart rate, and mood state. *Perceptual and Motor Skills*, *91*(3), 729-740. <https://doi:10.2466/pms.2000.91.3.729>
- Nowakowska-Lipiec, K., Michnik, R., Niedzwiedz, S., Mańka, A., Twardawa, P., Turner, B., Romaniszyn-Kania, P., Danecka, A., & Mitas, A. W. (2021). Effect of short-term metro-rhythmic stimulations on gait variability. *Healthcare (Basel, Switzerland)*, *9*(2), 174. <https://doi.org/10.3390/healthcare9020174>
- Oliveira, A.S., & Pircoveanu, C.-I. (2021). Implications of sample size and acquired number of steps to investigate running biomechanics. *Scientific Reports*, *11*, doi:10.1038/s41598-021-82876-z
- Pańtak, M. (2017). Ground reaction forces generated during rhythmical

- squats as a dynamic load of the structure. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 245, 022053. <https://doi.org/10.1088/1757-899x/245/2/022053>
- Pau, M., Corona, F., Pili, R., Casula, C., Sors, F., Agostini, T., Cossu, G., Guicciardi, M., & Murgia, M. (2016). Effects of physical rehabilitation integrated with rhythmic auditory stimulation on spatio-temporal and kinematic parameters of gait in Parkinson's disease. *Frontiers in Neurology*, 7, 126. doi: 10.3389/fneur.2016.00126
- Peckel, M., Pozzo, T., & Bigand, E. (2014). The impact of the perception of rhythmic music on self-paced oscillatory movements. *Frontiers in Psychology*, 5. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01037>
- Pedersen, B. S., Kristensen, M. T., Josefsen, C. O., Lykkegaard, K. L., Jønsson, L. R., & Pedersen, M. M. (2022). Validation of two activity monitors in slow and fast walking hospitalized patients. *Rehabilitation Research and Practice*, 9230081. doi: 10.1155/2022/9230081
- Pfordresher, P. Q., Greenspon, E. B., Friedman, A. L., & Palmer, C. (2021). Spontaneous production rates in music and speech. *Frontiers in Psychology*, 12. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2021.611867>
- Racic, V., Pavic, A., & Brownjohn, J. M. (2009). Number of successive cycles necessary to achieve stability of selected ground reaction force variables during continuous jumping. *Journal of Sports Science & Medicine*, 8(4), 639. jssm.org/jssm-08-639.xml%3EFulltext
- Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., & Lacour, J. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84(3), 227–232. <https://doi.org/10.1007/pl00007956>
- Repp, B. H. (2001). Processes underlying adaptation to tempo changes in sensorimotor synchronization. *Human Movement Science*, 20(3), 277–312. [https://doi.org/10.1016/s0167-9457\(01\)00049-5](https://doi.org/10.1016/s0167-9457(01)00049-5)
- Repp, B. H. (2005). Sensorimotor synchronization: A review of the tapping literature. *Psychonomic Bulletin & Review*, 12(6), 969–992. <https://doi.org/10.3758/bf03206433>
- Repp, B. H. (2006). Musical synchronization. In Oxford University Press eBooks (pp. 55–76). <https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780199298723.003.0004>
- Repp, B. H., & Keller, P. E. (2004). Adaptation to tempo changes in sensorimotor synchronization: Effects of intention, attention, and awareness. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 57(3), 499–521. <https://doi.org/10.1080/02724980343000369>
- Repp, B. H. (2005). Sensorimotor Synchronization: A Review of the tapping literature. *Psychonomic Bulletin & Review*, 12, 969–992, doi:10.3758/bf03206433

- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, Part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71–79. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164311/>
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80–84. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164312/>
- Rizzo, R., García-Retortillo, S., & Ivanov, P. C. (2022). Dynamic networks of physiologic interactions of brain waves and rhythms in muscle activity. *Human Movement Science*, 84, 102971. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2022.102971>
- Roerdink, M., Bank, P. J., Peper, C. E., & Beek, P. J. (2011). Walking to the beat of different drums: Practical implications for the use of acoustic rhythms in gait rehabilitation. *Gait & Posture*, 33(4), 690–694. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.001>
- Roerdink, M., Lamoth, C. J., Van Kordelaar, J., Elich, P., Konijnenbelt, M., Kwakkel, G., & Beek, P. J. (2009). Rhythm perturbations in acoustically paced treadmill walking after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(7), 668–678. doi: 10.1177/1545968309332879
- Rose, D., Ott, L., Guérin, S. M. R., Annett, L. E., Lovatt, P., & Delevoye-Turrell, Y. (2021). A general procedure to measure the pacing of body movements timed to music and metronome in younger and older adults. *Scientific Reports*, 11(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-82283-4>
- Rose, D., Cameron, D. J.; Lovatt, P., Grahn, J. A. & Annett, L. E. (2020). Comparison of spontaneous motor tempo during finger tapping, toe tapping and stepping on the spot in people with and without parkinson’s disease. *Journal of Movement Disorders*, 13, 47–56, doi:10.14802/jmd.19043
- Ross, J. M., Warlaumont, A. S., Abney, D. H., Rigoli, L., & Balasubramaniam, R. (2016). Influence of musical groove on postural sway. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, 42(3), 308–319. <https://doi.org/10.1037/xhp0000198>
- Rousanoglou, E., & Boudolos, K. (2006). Rhythmic performance during a whole body movement: Dynamic analysis of force–time curves. *Human Movement Science*, 25(3), 393–408. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.12.004>
- Sanders, R. H., Button, C., & McCabe, C. B. (2020). Variability of upper body kinematics in a highly constrained task–sprint swimming. *European Journal of Sport Science*, 20(5), 624–632. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1658808>
- Schaefer R. S. (2014). Auditory rhythmic cueing in movement rehabilitation: findings and possible mechanisms.

- Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 369(1658), 20130402
- Schaffert, N., Janzen, T. B., Mattes, K., & Thaut, M. H. (2019). A review on the relationship between sound and movement in sports and rehabilitation. *Frontiers in Psychology*, 10, 244. doi: 10.3389/fpsyg.2019.00244
- Schaffert, N., Michael, H., & Mattes, K. (2013). It's all about Rhythm! Empirical evidence for the benefits of acoustic stimuli/information in sports and rehabilitation. Conference paper, *Proceedings of ISON 2013, 4th Interactive Sonification Workshop*, Fraunhofer IIS, Erlangen, Germany, December 10, 2013. https://www.researchgate.net/publication/313790654_Rhythm-based_regulationmodification_of_movements_in_high-performance_rowing_and_neurologic_rehabilitation
- Schöenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497–3506. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181bac2d7>
- Šerbetar, I. (2014). Establishing some measures of absolute and relative reliability of a motor tests. *Croatian Journal of Education*, 17, 37-48. doi: 10.15516/cje.v17i0.1484
- Shimano, T., Kraemer, W. J., Spiering, B. A., Volek, J. S., Hatfield, D. L., Silvestre, R., Vingren, J. L., Fragala, M. S., Maresh, C. M., Fleck, S. J., Newton RU, Spreuwenberg LP, & Häkkinen K. (2006). Relationship between the number of repetitions and selected percentages of one repetition maximum in free weight exercises in trained and untrained men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 819-823. doi:10.1519/r-18195.1
- Simpson, S. D., & Karageorghis, C., I. (2006). The effects of synchronous music on 400-m sprint performance. *Journal of Sports Sciences*, 24(10):1095-102. <https://doi.org/10.1080/02640410500432789>
- Smoll, F. L. (1975). Between-days consistency in personal tempo. *Perceptual and Motor Skills*, 41(3), 731-734. <https://doi.org/10.2466/pms.1975.41.3.731>
- Smoll, F. L. (1975). Preferred tempo in performance of repetitive movements. *Perceptual and Motor Skills*, 40(2):439-42. <https://doi:10.2466/pms.1975.40.2.439>
- Smoll, F. L., & Schutz, R. W. (1978). Relationships among measures of preferred tempo and motor rhythm. *Perceptual and Motor Skills*, 46(3 Pt 1), 883-894. <https://doi:10.2466/pms.1978.46.3.883>
- Soulard, J., Vaillant, J., Balaguier, R., & Vuillerme, N. (2021). Spatio-temporal gait parameters obtained from foot-worn inertial sensors are reliable in healthy adults in single- and dual-task conditions. *Scientific Reports*, 11, doi:10.1038/s41598-021-88794-4
- Stanton, T. R., & Spence, C. (2020). The influence of auditory cues on

- bodily and movement perception. *Frontiers in Psychology*, 10, 3001. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.03001>
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869-88. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal movement variability. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30(3), 120-129. <https://doi.org/10.1097/01.npt.0000281949.48193.d9>
- Stergiou, N., Kent, J. A., & McGrath, D. (2016). Human movement variability and aging. *Kinesiology Review*, 5(1), 15-22. <https://doi.org/10.1123/kr.2015-0048>
- Stupacher, J., Witte, M., Hove, M. J., & Wood, G. (2016). Neural entrainment in drum rhythms with silent breaks: evidence from steady-state evoked and event-related potentials. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 28(12), 1865-1877. https://doi.org/10.1162/jocn_a.01013
- Styns, F., van Noorden, L., Moelants, D., & Leman, M. (2007). Walking on music. *Human Movement Science*, 26(5), 769-785. doi: 10.1016/j.humov.2007.07.007
- Talarico, M., Lynall, R. C., Mauntel, T. C., Wasserman, E. B., Padua, D. A., & Mihalik, J. P. (2019). Effect of single-leg squat speed and depth on dynamic postural control under single-task and dual-task paradigms. *Journal of Applied Biomechanics*, 35(4), 272-279. <https://doi.org/10.1123/jab.2018-0327>
- Terry, P. C., Karageorghis, C. I., Curran, M. L., Martin, O. V., & Parsons-Smith, R. L. (2020). Effects of music in exercise and sport: A meta-analytic review. *Psychological Bulletin*, 146(2), 91-117. <https://doi.org/10.1037/bul0000216>
- Thaut M. H., Demartin M., & Sanes J.N. (2008). Brain Networks for Integrative Rhythm Formation. *PLoS One* 3(5), e2312. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0002312>
- Thaut, M. H. (2005). *Rhythm, Music, and the Brain: Scientific Foundations and Clinical Applications*. New York, NY: Routledge
- Thaut, M. H., & Abiru, M. (2010). Rhythmic auditory stimulation in rehabilitation of movement disorders: a review of current research. *Music Perception: An Interdisciplinary Journal*, 27(4), 263-269. <https://doi.org/10.1525/mp.2010.27.4.263>
- Thaut, M. H., & McIntosh, G. C. (2014). Neurologic music therapy in stroke rehabilitation. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 2(2), 106-113. <https://doi.org/10.1007/s40141-014-0049-y>
- Thaut, M. H., Gardiner, J. C., Holmberg, D., Horwitz, J. L., Kent, L., Andrews, G., Donelan, B., & McIntosh, G. R. (2009). Neurologic music therapy improves executive

- function and emotional adjustment in traumatic brain injury rehabilitation. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1169(1), 406–416. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.2009.04585.x>
- Thaut, M. H., McIntosh, G. C., & Rice, R. R. (1997). Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation. *Journal of the Neurological Sciences*, 151(2), 207–212. [https://doi.org/10.1016/s0022-510x\(97\)00146-9](https://doi.org/10.1016/s0022-510x(97)00146-9)
- Thaut, M. H., McIntosh, G. C., Prassas, S., & Rice, R. R. (1992). Effect of rhythmic auditory cuing on temporal stride parameters and EMG patterns in normal GAIT. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 6(4), 185–190. <https://doi.org/10.1177/136140969200600403>
- Thaut, M. H., McIntosh, G. C., Rice, R. R., Miller, R. A., Rathbun, J., & Brault, J. M. (1996). Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients. *Movement Disorders*, 11(2), 193–200. <https://doi.org/10.1002/mds.870110213>
- Thaut, M. H., Miller, R. A., & Schauer, L. M. (1998). Multiple synchronization strategies in rhythmic sensorimotor tasks: phase vs period correction. *Biological Cybernetics*, 79(3), 241–250. <https://doi.org/10.1007/s004220050474>
- Ting, L. H., & Chiel, H. J. (2017). Muscle, biomechanics, and implications for neural control. *Neurobiology of motor control*, 12 (2017), pp. 365–416. <https://doi.org/10.1002/9781118873397.ch12>
- Todd, N. P. M., Cousins, R., & Lee, C. S. (2007). The contribution of anthropometric factors to individual differences in the perception of rhythm. *Empirical Musicology Review*, 2(1), 1–13. <https://doi.org/10.18061/1811/24478>
- Toiviainen, P., Burunat, I., Brattico, E., Vuust, P., & Alluri, V. (2020). The chronnectome of musical beat. *NeuroImage*, 216, 116191. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.116191>
- Tranchant, P., Shiell, M. M., Giordano, M., Nadeau, A., Peretz, I., & Zatorre, R. J. (2017). Feeling the beat: Bouncing synchronization to vibrotactile music in hearing and early deaf people. *Frontiers in Neuroscience*, 11, 1507. doi: 10.3389/fnins.2017.00507
- Trombetti, A., Hars, M., Herrmann, F. R., Kressig, R. W., Ferrari, S., & Rizzoli, R. (2011). Effect of music-based multitask training on gait, balance, and fall risk in elderly people: a randomized controlled trial. *Archives of Internal Medicine*, 171(6), 525–533. <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2010.446>
- Van Der Steen, M. C., & Keller, P. E. (2013). The adaptation and anticipation model (ADAM) of sensorimotor synchronization. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00253>
- Van Dyck, E., Moens, B., Buhmann, J., Demey, M., Coorevits, E., Bella,

- S. D., & Leman, M. (2015). Spontaneous entrainment of running cadence to music tempo. *Sports Medicine - Open* 1(15). <https://doi.org/10.1186/s40798-015-0025-9>
- Vanneste, S., Pouthas, V., & Wearden, J. H. (2001). Temporal control of rhythmic performance: a comparison between young and old adults. *Experimental Aging Research*, 27(1), 83–102, doi:10.1080/036107301750046151
- Varlet, M., Williams, R., & Keller, P. E (2020). Effects of pitch and tempo of auditory rhythms on spontaneous movement entrainment and stabilisation. *Psychological Research*, 84(3), 568-584. <https://doi.org/10.1007/s00426-018-1074-8>
- Venek, V., Kranzinger, S., Schwameder, H., Stöggel, T. (2022). Human movement quality assessment using sensor technologies in recreational and professional sports: A scoping review. *Sensors*, 22, 4786, doi:10.3390/s22134786
- Vorberg, D., & Wing, A. M. (1996). Chapter 4 Modeling variability and dependence in timing. In *Handbook of Perception and action*, pp. 181–262. [https://doi.org/10.1016/s1874-5822\(06\)80007-1](https://doi.org/10.1016/s1874-5822(06)80007-1)
- Vos, P. G., & Helsen, E. L. (1992). Tracking Simple Rhythms: On-Beat versus Off-Beat performance. In *Springer eBooks*, pp. 287–299. https://doi.org/10.1007/978-94-017-3536-0_30
- Waterhouse, J., Hudson, P., & Edwards, B. (2010). Effects of music tempo upon submaximal cycling performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(4), 662–669. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00948.x>
- Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240, doi:10.1519/15184.1
- Widler, K., Glatthorn, J. F., Bizzini, M., Impellizzeri, F. M., Munzinger, U., Leunig, & M., Maffiuletti, N. A. (2009). Assessment of hip abductor muscle strength. a validity and reliability study. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 91(11), 2666–2672. doi:10.2106/jbjs.h.01119
- Wilk, M., Zajac, A., & Tufano, J. J. (2021). The influence of movement tempo during resistance training on muscular strength and hypertrophy responses: A review. *Sports Medicine*, 51(8), 1629–1650. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01465-2>
- Wilk, M., Gołaś, A., Šťastný, P., Nawrocka, M., Krzysztofik, M., & Zajac, A. (2018). Does tempo of resistance exercise impact training volume? *Journal of Human Kinetics*, 62, 241–250, doi:10.2478/hukin-2018-0034
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Wittwer, J. E., Webster, K. E., & Hill, K. (2013). Music and metronome cues produce different effects on gait spatiotemporal measures but not gait variability in healthy older

- adults. *Gait & Posture*, 37(2), 219–222.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.006>
- Wittwer, J. E., Winbolt, M., & Morris, M. E. (2019). A home-based, music-cued movement program is feasible and may improve gait in progressive supranuclear palsy. *Frontiers in Neurology*, 10, 116.
<https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00116>
- Wright, R. L., & Elliott, M. T. (2014). Stepping to phase-perturbed metronome cues: multisensory advantage in movement synchrony but not correction. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8.
<https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00724>
- Yang, C.-C., Hsu, Y., Shih, K.-S., Lu, J. (2011). Real-time gait cycle parameter recognition using a wearable accelerometry system. *Sensors*, 11, 7314–7326.
doi:10.3390/s110807314
- Yang, J., Ouyang, F., Holm, L., Huang, Y., Gan, L., Zhou, L., Chao, H., Wang, M., He, M., Zhang, S., Yang, B., & Wu, X. (2019). A mechanism of timing variability underlying the association between the mean and SD of asynchrony. *Human Movement Science*, 67, 102500.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102500>
- Yazdani, S., Aghdasi, M., & Mohammadalinezhad, S. (2020). The effect of rhythmic auditory cue on the lower limb muscle activity during cycling in the elderly subjects.
https://journal.uma.ac.ir/article_932_04fac8f262edd429e6ffa66d96be2dae.pdf
- Young, W. R., Rodger, M. W., & Craig, C. M. (2014). Auditory observation of stepping actions can cue both spatial and temporal components of gait in Parkinson' s disease patients. *Neuropsychologia*, 57, 140-153.
doi:
10.1016/j.neuropsychologia.2014.03.009
- Yu, C. Y., Cabildo, A., Grahn, J. A., & Vanden Bosch Der Nederlanden, C. M. (2023). Perceived rhythmic regularity is greater for song than speech: examining acoustic correlates of rhythmic regularity in speech and song. *Frontiers in Psychology*, 14.
<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2023.1167003>
- Zhang, L., Diraneyya, M. M., Ryu, J., Haas, C. T., & Abdel-Rahman, E. (2019). Jerk as an indicator of physical exertion and fatigue. *Automation in Construction*, 104, 120–128.
<https://doi.org/10.1016/j.autcon.2019.04.016>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α


ΕΝΤΥΠΑ

- ΠΑΡ-Α1. Έγκριση Επιτροπής Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής
- ΠΑΡ-Α2. Έντυπο Συγκατάθεσης 1ης Μελέτης
- ΠΑΡ-Α3. Πρωτόκολλο Μετρήσεων 1ης Μελέτης
- ΠΑΡ-Α4. Έντυπο Συγκατάθεσης 2ης Μελέτης
- ΠΑΡ-Α5. Πρωτόκολλο Μετρήσεων 2ης Μελέτης
- ΠΑΡ-Α6. Έντυπο ατομικών στοιχείων & ιατρικού ιστορικού δοκιμαζομένων
- ΠΑΡ-Α7. Ερωτηματολόγιο αξιολόγησης ακουστικών ερεθισμάτων


Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

ΠΑΡ-Α1. Έγκριση Επιτροπής Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής

Έγκριση 1ης Μελέτης

	ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ	
Δάφνη, Πέμπτη, 03 Μαρτίου 2022	
Αριθμός πρωτοκόλλου έγκρισης: 1354/03-03-2022	
Αγαπητή κυρία Εμμανουήλ,	
Η εσωτερική Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, στη συνεδρίασή της στις 03-03-2022 εξέτασε την αίτησή σας από 14-02-2022, με τίτλο "Μεταβλητότητα της ιδιουσυχνότητας μονοαρθρικών και πολυαρθρικών κινήσιμων προτύπων" και αποφάσισε ότι η μελέτη εγκρίνεται ως έχει.	
Ο συντονιστής της Επιτροπής	
Γρηγόρης Μπογδάνης, Καθηγητής ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ	
<small>*Η υπογραφή έχει τεθεί επί του πρωτοτύπου που τηρείται στη Γραμματεία της Επιτροπής</small>	

Έγκριση 2ης Μελέτης

	ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ	
Δάφνη, Δευτέρα, 21 Νοεμβρίου 2022	
Αριθμός πρωτοκόλλου έγκρισης: 11/14/2022 1428/21-11-2022	
Αγαπητή κυρία Εμμανουήλ,	
Η εσωτερική Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, στη συνεδρίασή της στις 21-11-2022 εξέτασε την αίτησή σας από 14-11-2022, με τίτλο "κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα" και αποφάσισε ότι η μελέτη εγκρίνεται με τις εξής προϋποθέσεις: (α) να προστεθεί το τρίτο μέλος της τριμελούς επιτροπής στο πεδίο "αρμοδιότητες/συμμετοχή στην έρευνα", (β) να γραφτεί η δήλωση συγκατάθεσης όπως φαίνεται στο σχετικό υποδείγμα.	
Ο συντονιστής της Επιτροπής	
Γρηγόρης Μπογδάνης, Καθηγητής ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ	
<small>*Η υπογραφή έχει τεθεί επί του πρωτοτύπου που τηρείται στη Γραμματεία της Επιτροπής</small>	

ΠΑΡ-Α2. Έντυπο Συγκατάθεσης 1^{ης} Μελέτης

Έντυπο Συγκατάθεσης - Συμμετοχή σε Ερευνητική Εργασία με Τίτλο: «Μεταβλητότητα της Ιδιοσυχνότητας Μονοαρθρικών και Πολυαρθρικών Κινητικών Προτύπων»

Το παρόν έντυπο αποτελεί ενημέρωση και πρόσκληση συμμετοχής για την ερευνητική εργασία που διεξάγεται από την διδακτορική φοιτήτρια Αναλίνα Εμμανουήλ (anemmanouil@phed.uoa.gr) της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού υπό την επίβλεψη της Καθηγήτριας Αθλητικής Βιο-μηχανικής κας. Ρουσάνογλου Ελισσάβητ (erousan@phed.uoa.gr). Για τη συμμετοχή σας στην ερευνητική εργασία ως δοκιμαζόμενος/η, απαιτείται η έγγραφη συναίνεσή σας στην ειδική ενότητα του παρόντος εντύπου. Η έγγραφη συναίνεση σας σημαίνει ότι έχετε κατανοήσει πλήρως όλες τις διαδικασίες του ερευνητικού πρωτοκόλλου που περιγράφεται στο παρόν έντυπο, και ότι έχουν απαντηθεί όλες οι διευκρινιστικές ερωτήσεις που τυχόν θέσατε πριν να υπογράψετε το έντυπο συναίνεσης συμμετοχής.

1. Σκοπός της ερευνητικής εργασίας:

Σκοπός της προτεινόμενης μελέτης είναι να διερευνήσει τη μεταβλητότητα της ιδιοσυχνότητας κίνησης κατά την εκτέλεση μονοαρθρικών και πολυαρθρικών ασκήσεων ευρείας εφαρμογής σε προγράμματα άσκησης.

2. Διαδικασία μέτρησης:

Η παρούσα εργασία θα περιλαμβάνει τη συλλογή ανθρωπομετρικών δεδομένων και τη συγχρονισμένη καταγραφή των κινητικών και των κινηματικών δεδομένων. Η διάρκεια συλλογής δεδομένων θα είναι μιάμιση (1 ½) ώρα. Συνολικά, θα εφαρμοστούν δέκα τρία (13) κινητικά μοτίβα όπως αυτά περιγράφονται παρακάτω: Σε κάθε κινητικό μοτίβο θα γίνει εκτέλεση 3 προσπαθειών, με μέγιστο 20 επαναλήψεων ανά προσπάθεια. Μεταξύ προσπαθειών του ίδιου κινητικού μοτίβου καθώς και μεταξύ κινητικών μοτίβων θα γίνεται διάλειμμα δύο (2) λεπτών (εάν αυτό ζητηθεί από τον εξεταζόμενο, θα δίνεται διάλειμμα μεγαλύτερο των 2 λεπτών).

Όλες οι μετρήσεις θα γίνουν από την κα ερευνήτρια την κα Αναλίνα Εμμανουήλ υπό την επίβλεψη της κας Ελισσάβητ Ρουσάνογλου, Καθηγήτρια Αθλητικής Βιομηχανικής.

Κινητικά Μοτίβα: (1) ακροστασία, (2) κάμψη αγκώνων από πρηνή στήριξη, (3) βυθίσεις τρικεφάλων, (4) άρση κορμού από ύπτια κατάκλιση με γόνατα σε κάμψη, (5) ραχιαία άρση από πρηνή κατάκλιση, (6) άρση πυέλου από ύπτια κατάκλιση με γόνατα σε κάμψη, (7) απαγωγή-προσαγωγή και κάμψη-έκταση ώμου, (8) απαγωγή-προσαγωγή και κάμψη-έκταση ισχίου, (9) προσθιοπίσθια ταλάντωση σώματος, (10) διαστάσεις-εκτάσεις, (11) επιτόπιες αναπηδήσεις, (12) καθίσματα, (13) προβολές.

3. Ενδεχόμενοι κίνδυνοι:

Δεν υπάρχουν προβλέψιμοι κίνδυνοι που προκύπτουν από τη συμμετοχή σας στην παρούσα εργασία. Ωστόσο, στο χώρο του εργαστηρίου θα υπάρχει εξοπλισμένο φαρμακείο για άμεση παροχή πρώτων βοηθειών.

4. Ενδεχόμενα Οφέλη:

Η συμμετοχή σας στην εργασία γίνεται αφιλοκερδώς, δεν θα υπάρξουν προσωπικά οφέλη.

5. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων

Η συμμετοχή σας στην έρευνα συνεπάγεται ότι συμφωνείτε με την μελλοντική δημοσίευση των ερευνητικών αποτελεσμάτων (διαλέξεις, μαθήματα, συνέδρια, ημερίδες επιστημονικού ή εκπαιδευτικού χαρακτήρα), με την προϋπόθεση ότι οι πληροφορίες θα είναι ανώνυμες και δε θα αποκαλυφθούν τα ονόματα των συμμετεχόντων. Οι προσωπικές πληροφορίες καθώς επίσης και τα δεδομένα που θα συλλεχθούν στην ερευνητική διαδικασία είναι απολύτως εμπιστευτικά. Πρόσβαση θα έχουν μόνο η υπεύθυνη έρευνας, η επιβλέπουσα καθηγήτρια της και ο διευθυντής του Εργαστηρίου της Αθλητικής Βιομηχανικής.

Τυχόν δημόσια χρήση φωτογραφιών σας ή βίντεο που λήφθησαν κατά τη διαδικασία συλλογής δεδομένων θα γίνει μόνο εάν έχετε δώσει την έγγραφη συγκατάθεσή σας στην ειδική ενότητα του παρόντος εντύπου, και πάντα με απόκρυψη στοιχείων που δυνητικά αποκαλύπτουν την ταυτότητά σας.

6. Ελευθερία συναίνεσης:

Η συμμετοχή στην παρούσα εργασία είναι εντελώς εθελοντική με σκοπό να βοηθήσει στη συλλογή πληροφοριών για την παραγωγή καινούριας γνώσης. Είστε ελεύθερος-η να μην συναινέσετε ή να αποσύρετε τη συμμετοχή σας και να αποχωρήσετε, σε οποιοδήποτε στάδιο των μετρήσεων, χωρίς να χρειαστεί να δικαιολογήσετε την απόφασή σας.

7. Πληροφορίες:

Μη διστάσετε να κάνετε ερωτήσεις γύρω από το σκοπό ή την διαδικασία της εργασίας. Αν έχετε οποιαδήποτε αμφιβολία ή ερώτηση μη διστάσετε να επικοινωνήσετε με τον ερευνητή.

8. Δήλωση συναίνεσης:

Έχοντας υπόψιν όλα τα παραπάνω δηλώνω υπεύθυνα ότι συμμετέχω με την εκούσια βούληση μου στη συγκεκριμένη ερευνητική εργασία και αποδέχομαι να συμμετάσχω στις δοκιμασίες που προβλέπονται από το πρωτόκολλο της έρευνας.

Όνοματεπώνυμο Ημερομηνία

Υπογραφή

9. Ειδική δήλωση συναίνεσης για τη λήψη και δημόσια προβολή φωτογραφικού και εικονοσκοπικού (βίντεο) υλικού:

Κατά την διάρκεια συμμετοχής σας στην έρευνα ενδεχομένως να ζητηθεί να φωτογραφηθείτε ή βιντεοσκοπηθείτε κατά την πραγματοποίηση μετρήσεων.

Οι φωτογραφίες και τα βίντεο μπορεί να χρησιμοποιηθούν μελλοντικά από τους ερευνητές σε διαλέξεις, μαθήματα, συνέδρια, ημερίδες επιστημονικού ή εκπαιδευτικού χαρακτήρα σε έντυπη ή ηλεκτρονική μορφή (μέσα κοινωνικής δικτύωσης) σύμφωνα με τον ελληνικό νόμο Ν2121/1993 περί δικαιωμάτων πνευματικής ιδιοκτησίας.

Σε περίπτωση δημοσιοποίησης του υλικού θα υπάρχει απόκρυψη του προσώπου ή χαρακτηριστικών που ενδεχομένως είναι δηλωτικά της ταυτότητας σας.

Με βάση τις παραπάνω εξηγήσεις, δίνω την συγκατάθεσή μου στην λήψη φωτογραφιών ή άλλου οπτικοακουστικού υλικού;

1. Στη λήψη φωτογραφιών ή άλλου οπτικοακουστικού υλικού

ΣΥΝΑΙΝΩ:ΝΑΙΟΧΙ

2. Στη μελλοντική δημόσια χρήση τους (π.χ. μαθήματα, διαλέξεις, σεμινάρια, παρουσιάσεις σε συνέδρια) με την προϋπόθεση απόκρυψης της ταυτότητας μου

ΣΥΝΑΙΝΩ:ΝΑΙΟΧΙ

Όνοματεπώνυμο Ημερομηνία

Υπογραφή

ΠΑΡ-Α3. Πρωτόκολλο Μετρήσεων^{1ης} Μελέτης**ΠΡΩΤΟΚΟΛΟ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ**

Ημερομηνία: Ώρα:.....

ΕΠΩΝΥΜΟ: ΟΝΟΜΑ:SC:

.....

Ημερ. Γέννησης: Ηλικία:(έτη) Βάρος:.....(κιλά) Ύψος(εκ)

1. Καταγραφή Ανθρωπομετρικών Στοιχείων

Ανθρωπομετρικά Δεδομένα			Παρατηρήσεις
Σωματική Μάζα			
Σωματικό Ανάστημα			
Καθιστό Σωματικό Ανάστημα			
	Δεξιά Πλευρά	Αριστερή πλευρά	
Μήκος Άνω Άκρου			
Μήκος Βραχίονα			
Μήκος Αντιβράχιου			
Μήκος Άκρου Χεριού			
Μήκος Δείκτη			
Μήκος Κάτω Άκρου			
Μήκος Μηρού			
Μήκος Κνήμης			
Μήκος Πέλματος			
Περιφέρεια Βραχίονα			
Περιφέρεια Αντιβράχιου			
Περιφέρεια Μηρού			
Περιφέρεια Κνήμης			

2. Καταγραφή Ιδιοσυχνότητας

Εκτέλεση 3 προσπαθειών, με μέγιστο 20 επαναλήψεων ανά προσπάθεια. Μεταξύ προσπαθειών του ίδιου κινητικού μοτίβου καθώς και μεταξύ κινητικών μοτίβων θα γίνεται διάλειμμα δύο (2) λεπτών

	Άσκηση	1 ^η προσπάθεια	2 ^η προσπάθεια	3 ^η προσπάθεια	Παρατηρήσεις
1	Δακτυλικοί Κτύποι				
2	Επιτόπιες Αναπηδήσεις				
3	Καθίσματα				
4	Προβολές (Δ)				
5	Απαγωγή Ισχίου (Δ)				
6	Push Ups				
7	Απαγωγή Ωμου (Δ)				
8	Ραχιαίοι				
9	Κοιλιακοί				

ΠΑΡ-Α4. Έντυπο Συγκατάθεσης 2^{ης} Μελέτης

Έντυπο Συγκατάθεσης - Συμμετοχή σε Ερευνητική Εργασία με Τίτλο: «Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα»

Το παρόν έντυπο αποτελεί ενημέρωση και πρόσκληση συμμετοχής για την ερευνητική εργασία που διεξάγεται από την διδακτορική φοιτήτρια Αναλίνα Εμμανουήλ (anemmanouil@phed.uoa.gr) της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού υπό την επίβλεψη της Καθηγήτριας Αθλητικής Βιο-μηχανικής κας. Ρουσάνογλου Ελισσάβητ (erousan@phed.uoa.gr).

Για τη συμμετοχή σας στην ερευνητική εργασία ως δοκιμαζόμενος/η, απαιτείται η έγγραφη συναίνεσή σας στην ειδική ενότητα του παρόντος εντύπου.

Η έγγραφη συναίνεση σας σημαίνει ότι έχετε κατανοήσει πλήρως όλες τις διαδικασίες του ερευνητικού πρωτοκόλλου που περιγράφεται στο παρόν έντυπο, και ότι έχουν απαντηθεί όλες οι διευκρινιστικές ερωτήσεις που τυχόν θέσατε πριν να υπογράψετε το έντυπο συναίνεσης συμμετοχής.

1.Σκοπός της ερευνητικής εργασίας:

Σκοπός της διδακτορικής διατριβής είναι η διερεύνηση της επίδρασης διαφορετικών ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων που χρησιμοποιούνται για χρονική καθοδήγηση σε χώρους άσκησης στη κινητική, κινηματική χρονο-δυναμική και χωρο-χρονική δράση και μεταβλητότητα αυτής, καθώς και στη μυϊκή και εγκεφαλική δραστηριότητα και μεταβλητότητα, κατά την εκτέλεση κινητικών προτύπων ευρείας εφαρμογής σε προγράμματα άσκησης.

2.Διαδικασία μέτρησης:

Η παρούσα εργασία περιλαμβάνει τη συλλογή δημογραφικών στοιχείων, τη μέτρηση των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών και το παρακάτω πρωτόκολλο μετρήσης.

Το 2ο πρωτόκολλο περιλαμβάνει την εκτέλεση 4 έως 6 κινητικών πρότυπων με διάκριση ως προς την ομοιογένεια που θα προκύψουν από το 1ο πρωτόκολλο, σε 3 συνθήκες ΡΑΕ: (α) υπό την ακρόαση μετρονομικού ΡΑΕ, (β) υπό την ακρόαση μουσικού ΡΑΕ και (γ) υπό τη ακρόαση φωνητικού ΡΑΕ (Κάθε συνθήκη ΡΑΕ: 2 προσπάθειες, 24 επαναλήψεις ανά προσπάθεια, με κάθε σειρά 24 επαναλήψεων να αντιστοιχεί σε 3 ακολουθίες κτύπων όπου κάθε ακολουθία θα συνίσταται από 8 μετρονομικούς κτύπους ή 8 μουσικούς κτύπους ή φωνητικό ρυθμικό μέτρημα από το 1 έως το 8, για κάθε αντίστοιχη συνθήκη ΡΑΕ). Τα ΡΑΕ θα παρουσιαστούν στη ρυθμική ταχύτητα που θα ταιριάζει με την προτιμώμενη (φυσική) ρυθμική ταχύτητα επανάληψης των κύκλων κάθε κινητικού προτύπου (ιδιοσυχνότητα) κάθε εξεταζόμενου-ης όπως αυτή θα προκύψει από τα δεδομένα του 1^{ου} πρωτοκόλλου.

Όλες οι μετρήσεις θα γίνουν από την κα ερευνήτρια την κα Αναλίνα Εμμανουήλ υπό την επίβλεψη της κας Ελισσάβητ Ρουσάνογλου, Καθηγήτρια Αθλητικής Βιομηχανικής.

3. Ενδεχόμενοι κίνδυνοι:

Δεν υπάρχουν προβλέψιμοι κίνδυνοι που προκύπτουν από τη συμμετοχή σας στην παρούσα εργασία. Ωστόσο, στο χώρο του εργαστηρίου θα υπάρχει εξοπλισμένο φαρμακείο για άμεση παροχή πρώτων βοηθειών.

4. Ενδεχόμενα Οφέλη:

Η συμμετοχή σας στην εργασία γίνεται αφίλοκερδώς, δεν θα υπάρξουν προσωπικά οφέλη.

5. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων

Η συμμετοχή σας στην έρευνα συνεπάγεται ότι συμφωνείτε με την μελλοντική δημοσίευση των ερευνητικών αποτελεσμάτων (διαλέξεις, μαθήματα, συνέδρια, ημερίδες επιστημονικού ή εκπαιδευτικού χαρακτήρα), με την προϋπόθεση ότι οι πληροφορίες θα είναι ανώνυμες και δε θα αποκαλυφθούν τα ονόματα των συμμετεχόντων. Οι προσωπικές πληροφορίες καθώς επίσης και τα δεδομένα που θα συλλεχθούν στην ερευνητική διαδικασία είναι απολύτως εμπιστευτικά. Πρόσβαση θα έχουν μόνο η υπεύθυνη έρευνας, η επιβλέπουσα καθηγήτρια της και ο διευθυντής του Εργαστηρίου της Αθλητικής Βιομηχανικής.

Τυχόν δημόσια χρήση φωτογραφιών σας ή βίντεο που λήφθησαν κατά τη διαδικασία συλλογής δεδομένων θα γίνει μόνο εάν έχετε δώσει την έγγραφη συγκατάθεσή σας στην ειδική ενότητα του παρόντος εντύπου, και πάντα με απόκρυψη στοιχείων που δυνητικά αποκαλύπτουν την ταυτότητά σας.

6. Ελευθερία συναίνεσης:

Η συμμετοχή στην παρούσα εργασία είναι εντελώς εθελοντική με σκοπό να βοηθήσει στη συλλογή πληροφοριών για την παραγωγή καινούριας γνώσης. Είστε ελεύθερος-η να μην συναινέσετε ή να αποσύρετε τη συμμετοχή σας και να αποχωρήσετε, σε οποιοδήποτε στάδιο των μετρήσεων, χωρίς να χρειαστεί να δικαιολογήσετε την απόφασή σας.

7. Πληροφορίες:

Μη διστάσετε να κάνετε ερωτήσεις γύρω από το σκοπό ή την διαδικασία της εργασίας. Αν έχετε οποιαδήποτε αμφιβολία ή ερώτηση μη διστάσετε να επικοινωνήσετε με τον ερευνητή.

8. Δήλωση συναίνεσης:

Έχοντας υπόψιν όλα τα παραπάνω δηλώνω υπεύθυνα ότι συμμετέχω με την εκούσια βούληση μου στη συγκεκριμένη ερευνητική εργασία και αποδέχομαι να συμμετάσχω στις δοκιμασίες που προβλέπονται από το πρωτόκολλο της έρευνας.

Όνοματεπώνυμο Ημερομηνία

μο α ...

Υπογραφή

9. Ειδική δήλωση συναίνεσης για τη λήψη και δημόσια προβολή φωτογραφικού και εικονοσκοπικού (βίντεο) υλικού:

Κατά την διάρκεια συμμετοχή σας στην έρευνα ενδεχομένως να ζητηθεί να φωτογραφηθείτε ή βιντεοσκοπηθείτε κατά την πραγματοποίηση μετρήσεων.

Οι φωτογραφίες και τα βίντεο μπορεί να χρησιμοποιηθούν μελλοντικά από τους ερευνητές σε διαλέξεις, μαθήματα, συνέδρια, ημερίδες επιστημονικού ή εκπαιδευτικού χαρακτήρα σε έντυπη ή ηλεκτρονική μορφή (μέσα κοινωνικής δικτύωσης) σύμφωνα με τον ελληνικό νόμο Ν2121/1993 περί δικαιωμάτων πνευματικής ιδιοκτησίας.

Σε περίπτωση δημοσιοποίησης του υλικού θα υπάρχει απόκρυψη του προσώπου ή χαρακτηριστικών που ενδεχομένως είναι δηλωτικά της ταυτότητας σας.

Με βάση τις παραπάνω εξηγήσεις, δίνω την συγκατάθεσή μου στην λήψη φωτογραφιών ή άλλου οπτικοακουστικού υλικού;

1. Στη λήψη φωτογραφιών ή άλλου οπτικοακουστικού υλικού
ΣΥΝΑΙΝΩ:ΝΑΙΟΧΙ

2. Στη μελλοντική δημόσια χρήση τους (π.χ. μαθήματα, διαλέξεις, σεμινάρια, παρουσιάσεις σε συνέδρια) με την προϋπόθεση απόκρυψης της ταυτότητας μου
ΣΥΝΑΙΝΩ:ΝΑΙΟΧΙ

Όνοματεπώνυμο Ημερομηνία

Υπογραφή

ΠΑΡ-Α5. Πρωτόκολλο Μετρήσεων 2^{ης} Μελέτης

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

Ημερομηνία Μέτρησης..... Ώρα έναρξης :.....

Όνοματεπώνυμο:..... Κωδικός:.....

Προτιμώμενη Συχνότητας 1^{ης} Μέτρησης: Κάθισμα.....,

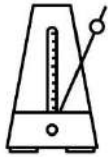





Απαγωγή:.....

(Α) Χωρίς Ακουστικό Ερέθισμα - Προτιμώμενη Συχνότητα Κίνησης

2 trials -8 reps			
Προσπάθεια 1			
Προσπάθεια 2			

(Β) Με Ακουστικό Ερέθισμα - Συγχρονισμός Κίνησης

2 trials -8 reps				
Προσπάθεια 1				
Προσπάθεια 2				
Προσπάθεια 1				
Προσπάθεια 2				

ΠΑΡ-Α8. Έντυπο ατομικών στοιχείων και ιατρικού ιστορικού δοκιμαζομένων

ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΟΥ- ΙΑΤΡΙΚΟ ΙΣΤΟΡΙΚΟ

Ημερομηνία μέτρησης:

Στοιχεία δοκιμαζόμενου:

Όνοματεπώνυμο:.....

Κωδικός:.....

Τηλέφωνο επικοινωνίας:.....

e-mail:.....

Ημερομηνία γέννησης

Άθλημα Ενασχόλησης:

Αθλητική Εμπειρία (έτη):

Φυσική Δραστηριότητα: *Μέρες/Εβδομάδα*:.....*Διάρκεια*:.....

Μουσική Εκπαίδευση

Μουσική Εμπειρία:

Σωματικό Ανάστημα:

Ιατρικό ιστορικό δοκιμαζόμενου:

Παθολογικές παθήσεις:.....

Μυοσκελετικές παθήσεις:.....

Νευρολογικές παθήσεις:.....

Οφθαλμικές παθήσεις:.....

Παθήσεις του ακουστικού συστήματος:.....

Διαταραχές του αιθουσαίου συστήματος:.....

Πρόσφατος μυοσκελετικός τραυματισμός:.....

Αναφερόμενη αίσθηση αστάθειας σε κάποια άρθρωση:.....

ΠΑΡ-Α7. Ερωτηματολόγιο αξιολόγησης ακουστικών ερεθισμάτων

ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΑΚΟΥΣΤΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΑΤΟΣ

Το παρόν ερωτηματολόγιο αφορά στην αξιολόγηση των ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων που ακούσατε κατά τη διάρκεια των πειραματικών μετρήσεων. Για την συμπλήρωση του ερωτηματολογίου διαβάστε προσεκτικά κάθε ερώτηση και συμπληρώστε με ένα X το αντίστοιχο κουτάκι. Για κάθε ερώτηση συμπληρώστε ένα μόνο κουτάκι από τις πιθανές 5 απαντήσεις.

ΜΕΤΡΟΝΟΜΙΚΟΣ ΑΕ	Πάρα Πολύ	Πολύ	Λίγο	Πολύ Λίγο	Καθόλου
Σας άρεσε το ακουστικό ερέθισμα που ακούσατε;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Θεωρείτε ότι το ακουστικό ερέθισμα είχε ευδιάκριτο παλμό/κτύπο;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα παρακινούσε για κίνηση;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα βοηθούσε την επαναληπτική εκτέλεση των κινητικών προτύπων;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα σας αποσπούσε τη προσοχή κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα δυσχέραινε την επαναληπτική εκτέλεση των κινητικών προτύπων;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ήταν εύκολο ο συγχρονισμός των κινητικών προτύπων με το ακουστικό ερέθισμα;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

ΦΩΝΗΤΙΚΟ ΑΕ	Πάρα Πολύ	Πολύ	Λίγο	Πολύ Λίγο	Καθόλου
Σας άρεσε το ακουστικό ερέθισμα που ακούσατε;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Θεωρείτε ότι το ακουστικό ερέθισμα είχε ευδιάκριτο παλμό/κτύπο;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα παρακινούσε για κίνηση;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα βοηθούσε την επαναληπτική εκτέλεση των κινητικών προτύπων;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα σας αποσπούσε τη προσοχή κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα δυσχέραινε την επαναληπτική εκτέλεση των κινητικών προτύπων;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ήταν εύκολο ο συγχρονισμός των κινητικών προτύπων με το ακουστικό ερέθισμα;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

ΜΟΥΣΙΚΟ 1 ΑΕ	Πάρα Πολύ	Πολύ	Λίγο	Πολύ Λίγο	Καθόλου
Σας άρεσε το ακουστικό ερέθισμα που ακούσατε;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Θεωρείτε ότι το ακουστικό ερέθισμα είχε ευδιάκριτο παλμό/κτύπο;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα παρακινούσε για κίνηση;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα βοηθούσε την επαναληπτική εκτέλεση των κινητικών προτύπων;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα σας αποσπούσε τη προσοχή κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα δυσχέραινε την επαναληπτική εκτέλεση των κινητικών προτύπων;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ήταν εύκολο ο συγχρονισμός των κινητικών προτύπων με το ακουστικό ερέθισμα;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

ΜΟΥΣΙΚΟ 2 ΑΕ	Πάρα Πολύ	Πολύ	Λίγο	Πολύ Λίγο	Καθόλου
Σας άρεσε το ακουστικό ερέθισμα που ακούσατε;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Θεωρείτε ότι το ακουστικό ερέθισμα είχε ευδιάκριτο παλμό/κτύπο;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα παρακινούσε για κίνηση;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα βοηθούσε την επαναληπτική εκτέλεση των κινητικών προτύπων;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα σας αποσπούσε τη προσοχή κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Το ακουστικό ερέθισμα δυσχέραινε την επαναληπτική εκτέλεση των κινητικών προτύπων;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ήταν εύκολο ο συγχρονισμός των κινητικών προτύπων με το ακουστικό ερέθισμα;	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β

ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑΣ

- ΠΑΡ-B1. Περιγραφή κινητικών προτύπων και σημεία σωστής εκτέλεσης
- ΠΑΡ-B2. Γραφική απεικόνιση ακουστικών ερεθισμάτων
- ΠΑΡ-B3: Χαρακτηριστικά των μουσικών ΑΕ
- ΠΑΡ-B4. Τοποθέτηση αισθητήρων στο σώμα
- ΠΑΡ-B5. Φάσμα συχνότητας σημάτων γωνιακής ταχύτητας
- ΠΑΡ-B6: Προσδιορισμός παραμέτρων
 - ΠΑΡ-B6Α.Χρονικών
 - ΠΑΡ-B6Β.Κινηματικώ
 - ΠΑΡ-B6Γ.Κινητικών
 - ΠΑΡ-B6Δ. Σταθερότητας-ΚΠ
 - ΠΑΡ-B6Ε. Μυϊκής δραστηριότητας
 - ΠΑΡ-B6ΣΤ. Εγκεφαλικής δραστηριότητας
- ΠΑΡ-B7:Εντοπισμός ηχητικών γεγονότων

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

ΠΑΡ-B1. Περιγραφή κινητικών προτύπων και σημεία σωστής εκτέλεσης

Ο συμμετέχων θα πρέπει να τηρεί τα ακόλουθα βασικά σημεία σωστής εκτέλεσης που εστιάζουν στη διατήρηση της σωστής ευθυγράμμισης του σώματος και στην αποφυγή κοινών λαθών.

Επιτόπια αναπήδηση:



- Διατηρήστε όρθια στάση με τα πόδια ανοιχτά στο πλάτος των ισχίων.
- Κρατήστε τα χέρια στη μέση καθ' όλη τη διάρκεια της άσκησης.
- Κάντε ελαφριά κάμψη στα δύο γόνατα και πηδήξτε επαναλαμβανόμενα με τα δύο πόδια.
- Διατηρήστε την ίδια περιοχή προσγειώσης.

Πρόσθια προβολή (δεξί κάτω άκρο):



- Ξεκινήστε από όρθια στάση, τα πόδια ανοιχτά στο πλάτος των ισχίων, χέρια στη μέση
- Κάντε ένα μεγάλο βήμα προς τα εμπρός με το δεξί πόδι.
- Κατεβάστε το σώμα μέχρι ο δεξιάς μηρός να είναι παράλληλος με το έδαφος (90 deg knee angle).
- Αποφύγετε το δεξί γόνατο να πηγαίνει πέρα από το δεξί δάκτυλο.
- Κρατήστε τον κορμό ίσιο και τον πυρήνα ενεργοποιημένο.
- Πιέστε με το δεξί κατά πίσω για να επιστρέψετε στην αρχική θέση.

Κάθισμα:



- Σταθείτε με τα πόδια σε απόσταση ίση με το πλάτος των ώμων.
- Κρατήστε τα χέρια στη μέση κατά τη διάρκεια της κίνησης.
- Κάμψτε τα γόνατα και πιέστε τα γοφούς προς τα πίσω, διατηρώντας το ανώτερο σώμα ευθύ.
- Κατεβείτε σε κάθισμα, βεβαιωθείτε ότι δεν πηγαίνετε πιο βαθιά από μια γωνία 90 μοιρών.
- Πιέστε τα πέλματα στο πάτωμα για να επιστρέψετε στην αρχική θέση.

Άρση κορμού από ύπτια κατάκλιση:



- Ξαπλώστε στο στρώμα με τα ισχία εντός της επιφάνειας του δυναμοδαπέδου.
- Κρατήστε τα πόδια σταθερά στο έδαφος, ανοιχτά στο πλάτος των ισχίων.
- Βάλτε τα χέρια πίσω από τον αυχένα ή στα πλάγια.
- Κάντε κάμψη του κορμού (σηκώστε το πάνω μέρος του κορμού από το πάτωμα).

Απαγωγή ώμου (δεξί άνω άκρο):



- Σταθείτε με τα πόδια σε απόσταση ίση με το πλάτος των ισχίων.
- Αφήστε τα χέρια να κρέμονται στο πλάι με τους αγκώνες σε έκταση.
- Ανασηκώστε το δεξί χέρι προς τα πλάγια μέχρι να φτάσετε τις 90 μοίρες στην πλευρική απαγωγή του ώμου.
- Αποφύγετε το να σηκώσετε τους ώμους ή να κλίνετε τον κορμό κατά τη διάρκεια της κίνησης.

Απαγωγή ισχίου (δεξί κάτω άκρο):



- Σταθείτε με τα πόδια σε απόσταση ίση με το πλάτος των ισχίων.
- Τοποθετήστε τα χέρια στην μέση.
- Διατηρήστε την πλάτη και τη σπονδυλική στήλη σε ουδέτερη θέση, ανασηκώστε το δεξί σας πόδι και κινήστε το προς το πλάι και πάνω.

Ραχιαία άρση από πρηνή κατάκλιση:



- Ξαπλώστε στο στρώμα με τα ισχία εντός της επιφάνειας του δυναμοδαπέδου.
- Ισιώστε τα πόδια σας πίσω και τοποθετήστε τα χέρια πίσω από τον αυχένα ή στα πλάγια.
- Ανασηκώστε το πάνω μέρος του κορμού, σηκώστε τους ώμους (εκτείνεται τη σπονδυλική στήλη).
- Διατηρήστε το κεφάλι και τον αυχένα σε ουδέτερη θέση κατά τη διάρκεια της κίνησης.

Κάμψη αγκώνων από πρηνή στήριξη:



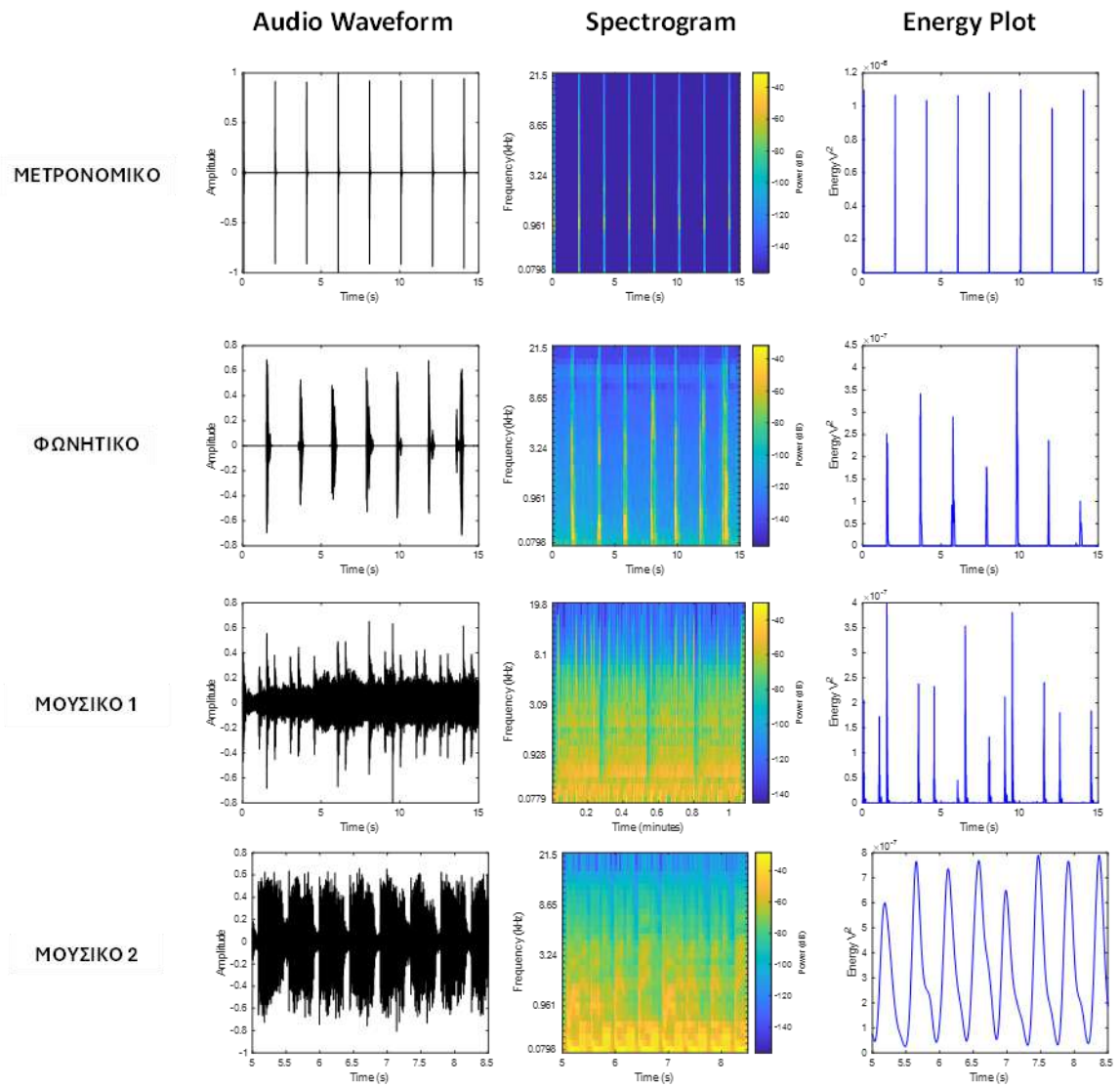
- Ξεκινήστε από την αρχική θέση push-up στα χέρια και τα γόνατα.
- Κρατήστε τα χέρια σε πλάτος ώμων εντός της επιφάνειας του δυναμοδαπέδου.
- Ενεργοποιήστε τους γλουτούς και τον πυρήνα.
- Κάμψτε τους αγκώνες για να κατεβάσετε το στήθος όσο το δυνατόν πιο κοντά στο έδαφος.
- Πιέστε τα χέρια στο πάτωμα για να επιστρέψετε στην αρχική θέση.
- Διατηρήστε το κεφάλι και τον αυχένα σε ουδέτερη θέση κατά τη διάρκεια της κίνησης.

Δακτυλικοί κτύποι:



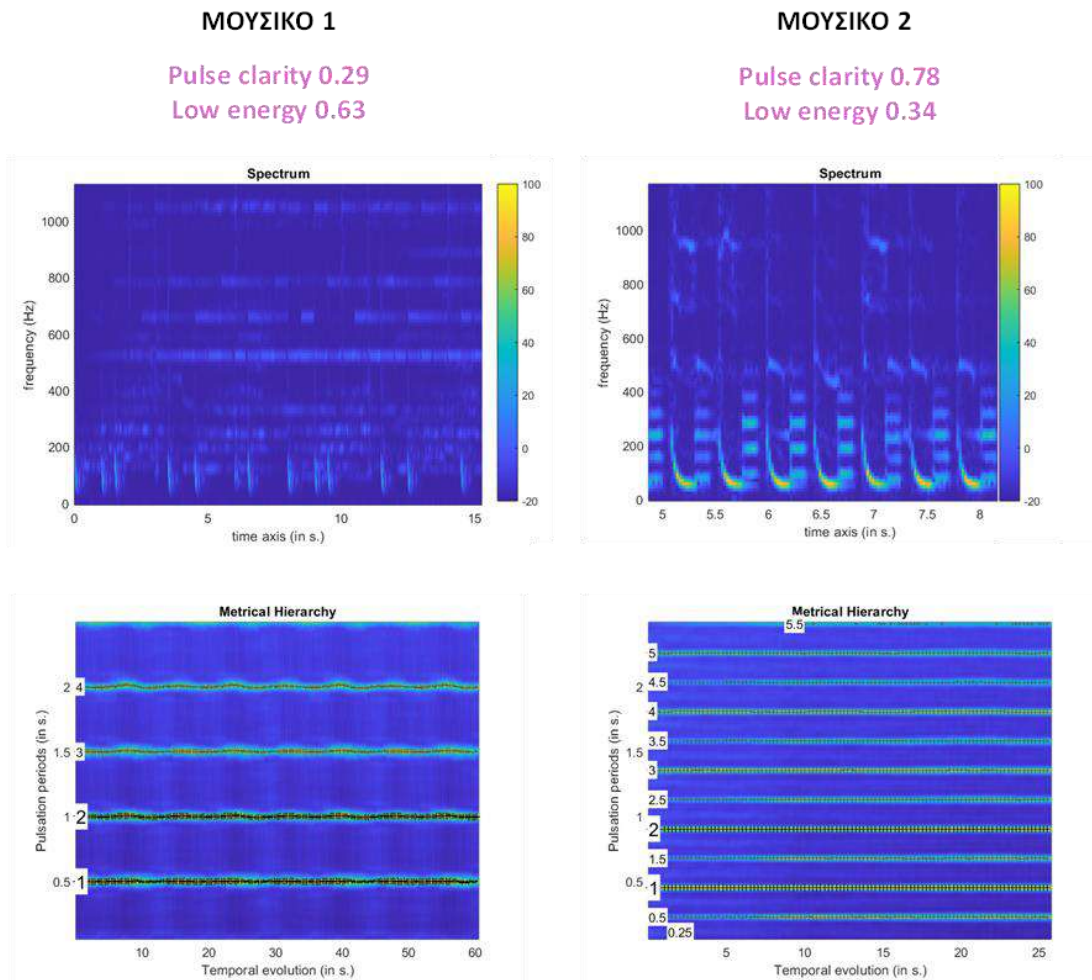
- Τοποθετήστε το δεξί χέρι μπροστά σας με την παλάμη στραμμένη προς τα κάτω πάνω στο δυναμοδαπέδου.
- Χτυπήστε το δείκτη σας επανειλημμένα με σταθερό ρυθμό.
- Διατηρήστε μια χαλαρή και φυσική στάση, αποφεύγοντας οποιαδήποτε περιττή ένταση στους μύες των χεριών ή των χεριών σας.

ΠΑΡ-Β2. Γραφική απεικόνιση ακουστικών ερεθισμάτων



Σχήμα 1. Δυναμική εξέλιξη των ήχων στην εξέλιξη του χρόνου, όπως απεικονίζεται στην κυματομορφή (**Audio Waveform**), στο φασματογράφημα (**Spectrogram**) και στο γράφημα ενέργειας ήχου (**Energy Plot**).

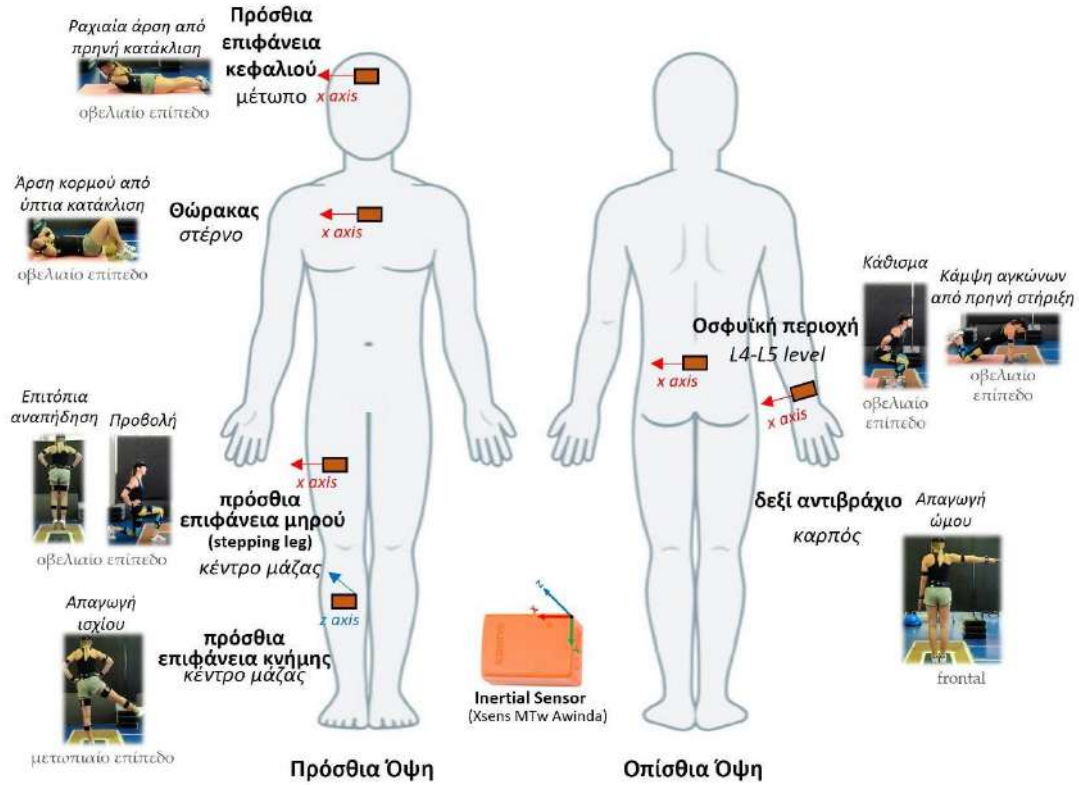
ΠΑΡ-B3. Χαρακτηριστικά των μουσικών ΑΕ



Σχήμα 2. Γράφημα φάσματος και μετρικής ιεραρχίας των μουσικών ΑΕ 1 και 2. Τα δύο μουσικά ΑΕ διαφέρουν ως προς:

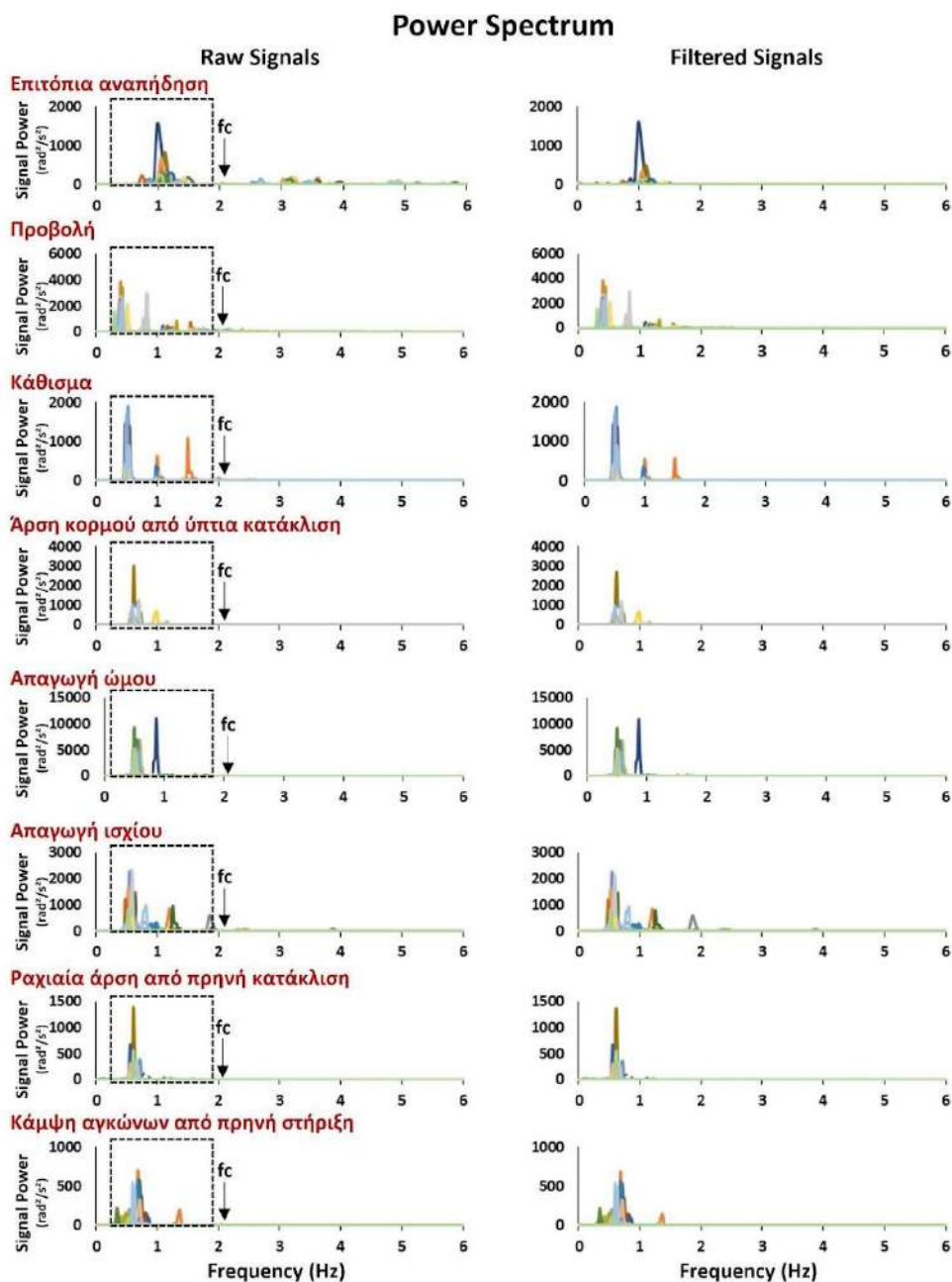
- την ευκρίνεια παλμού (pulse clarity) με το μουσικό 2 ένα να έχει αρκετά πιο διακριτό παλμό,
- τη χαμηλή ενέργεια (low energy: χρονική κατανομή ενέργειας για να δούμε αν παραμένει σταθερή σε όλο το σήμα), με το μουσικό 2 να έχει χαμηλότερη τιμή, δηλαδή περισσότερες εναλλαγές μέσα στο σήμα,
- τη διακύμανση της έντασης (intensity fluctuation), με το μουσικό 2 να εμφανίζει περισσότερες διακυμάνσεις,
- τα ιεραρχικά επίπεδα, με το μουσικό 2 να εμφανίζει περισσότερα, δηλαδή περισσότερες περιοδικότητες.

ΠΑΡ-B4. Τοποθέτηση αισθητήρων στο σώμα



Σχήμα 3. Η θέση του σώματος όπου τοποθετήθηκε καθένας από τους 6 αδρανειακούς αισθητήρες που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη, καθώς και η άσκηση που σχετίζεται με κάθε αισθητήρα (σημειώνεται το επίπεδο κίνησης κάθε άσκησης). Εμφανίζεται επίσης ο αδρανειακός αισθητήρας Xsens και το σταθερό σύστημα συντεταγμένων του (άξονες x, y και z).

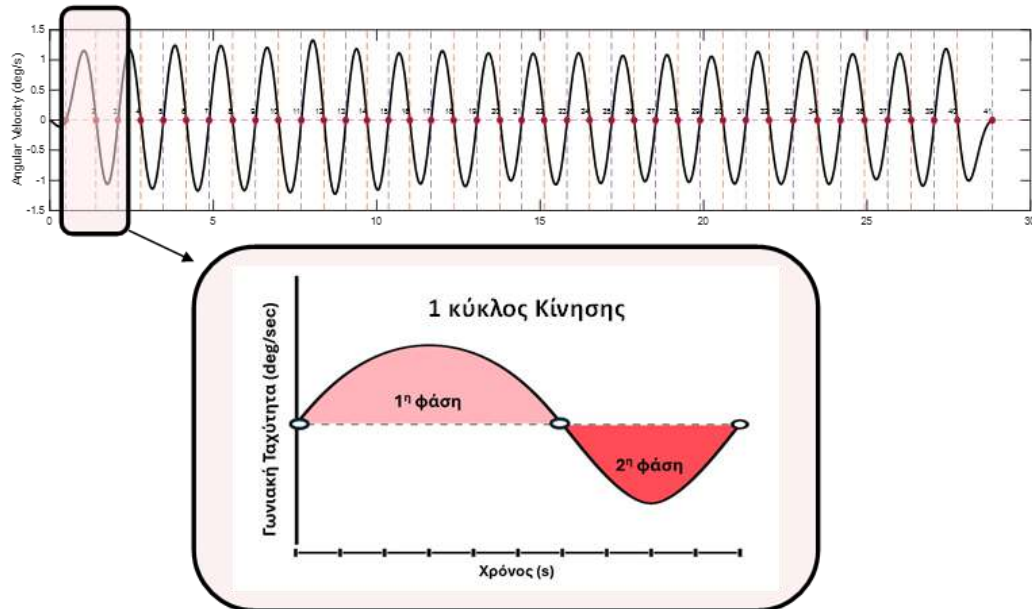
ΠΑΡ-B5. Φάσμα συχνότητας σημάτων γωνιακής ταχύτητας



Σχήμα 4. Φάσμα συχνότητας του πρωτογενούς (αριστερά) και του φιλτραρισμένου (δεξιά) σήματος γωνιακής ταχύτητας. Το σχήμα απεικονίζει όλους τους συμμετέχοντες σε μία μόνο προσπάθεια (1η), σε κάθε μία από τις οκτώ ασκήσεις. Το φάσμα συχνοτήτων του πρωτογενούς σήματος υποδεικνύει ξεκάθαρα την ένταση του σήματος κάτω από 2 Hz, η τελευταία ορίζεται ως συχνότητα αποκοπής για το εφαρμοζόμενο χαμηλοπερατό φίλτρο Butterworth 4ης τάξης (MATLAB R2022b, MathWorks, Inc., Na-tick, MA, ΗΠΑ).

ΠΑΡ-Β6: Προσδιορισμός παραμέτρων -Α. Χρονικών

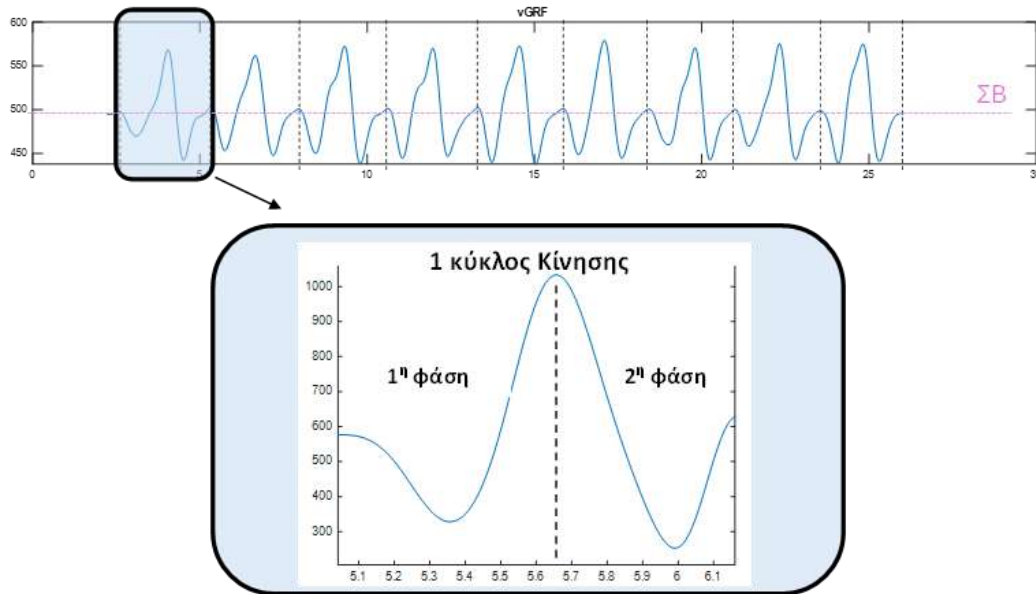
από Γωνιακή Ταχύτητα



Σχήμα 5. Ενδεικτική κυματομορφή γωνιακής ταχύτητας κατά τη εκτέλεση απαγωγών ισχίου και τρόπου προσδιορισμού του κύκλου κίνησης και των επιμέρους φάσεων.

Στην 1^η Μελέτη και στην 2^η Μελέτη για την απαγωγή, ολόκληρος ο κύκλος της κίνησης (κύκλος) και οι δύο φάσεις του (φάση1, φάση2), καθορίστηκαν χρησιμοποιώντας τα σημεία διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν (συνολικά τρία σημεία διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν χρησιμοποιήθηκαν για τον καθορισμό κάθε κύκλου κίνησης και των δύο φάσεων του). Η διάρκεια του κύκλου (tcycle) καθορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ δύο συνεχόμενων σημείων διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν προς την ίδια κατεύθυνση, είτε θετική προς αρνητική, είτε αρνητική προς θετική, ανάλογα με τον προσανατολισμό του αισθητήρα). Η διάρκεια της φάσης 1 καθορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ του σημείου διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν που υποδεικνύει την έναρξη του tcycle (1ο σημείο) και του συνεχόμενου σημείου όπου η γωνιακή ταχύτητα μεταβαίνει τη μηδενική βάση προς την αντίθετη κατεύθυνση (2ο σημείο) (Σχήμα 1). Έτσι, η φάση 2 καθορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ του 2ου σημείου διέλευσης της γωνιακής ταχύτητας από το μηδέν και του σημείου που υποδεικνύει τη λήξη του κύκλου κίνησης (3ο σημείο).

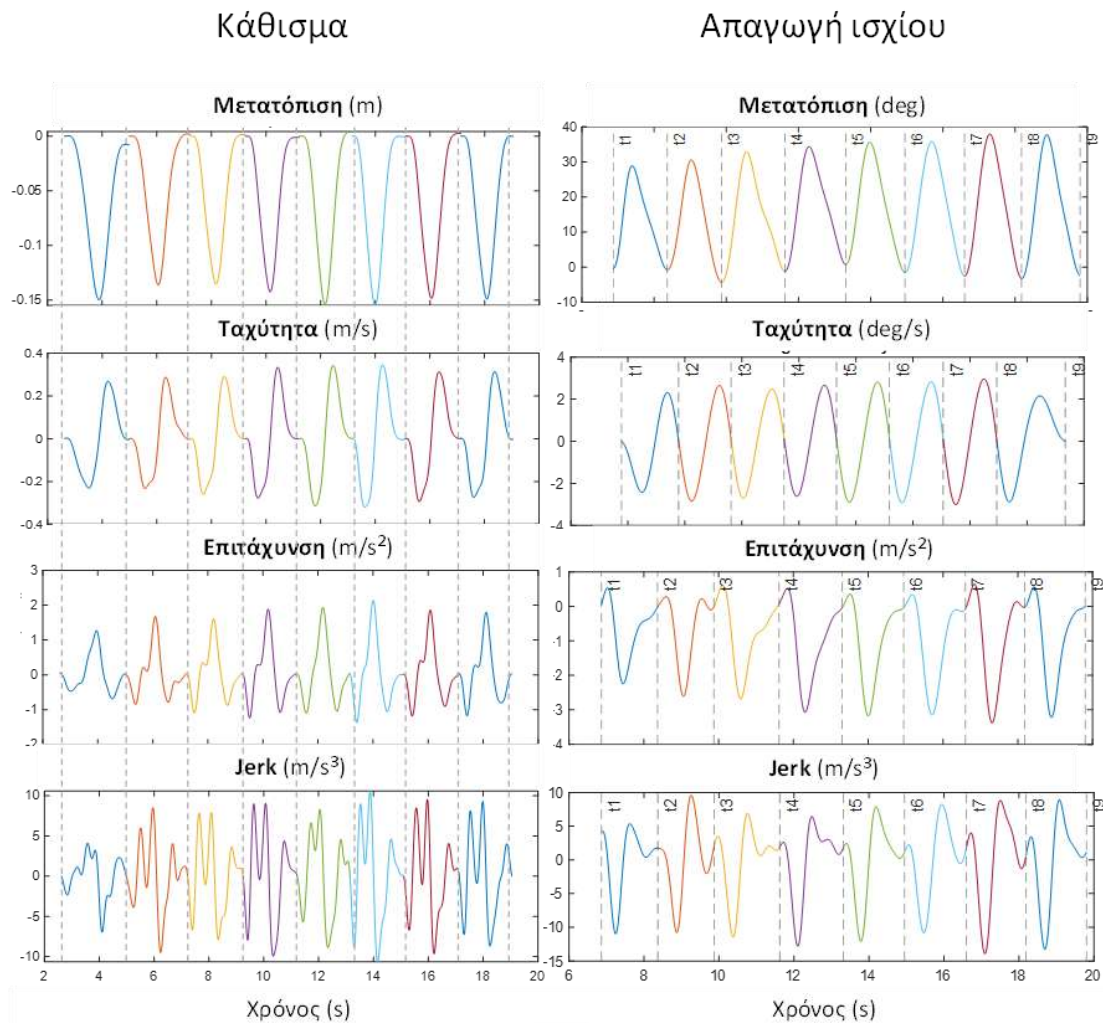
από Κατακόρυφη Δύναμη Εδαφικής Αντίδρασης



Σχήμα 6. Ενδεικτική κυματομορφή κατακόρυφης δύναμης εδαφικής αντίδρασης κατά τη εκτέλεση καθισμάτων και τρόπου προσδιορισμού του κύκλου κίνησης και των επιμέρους φάσεων.

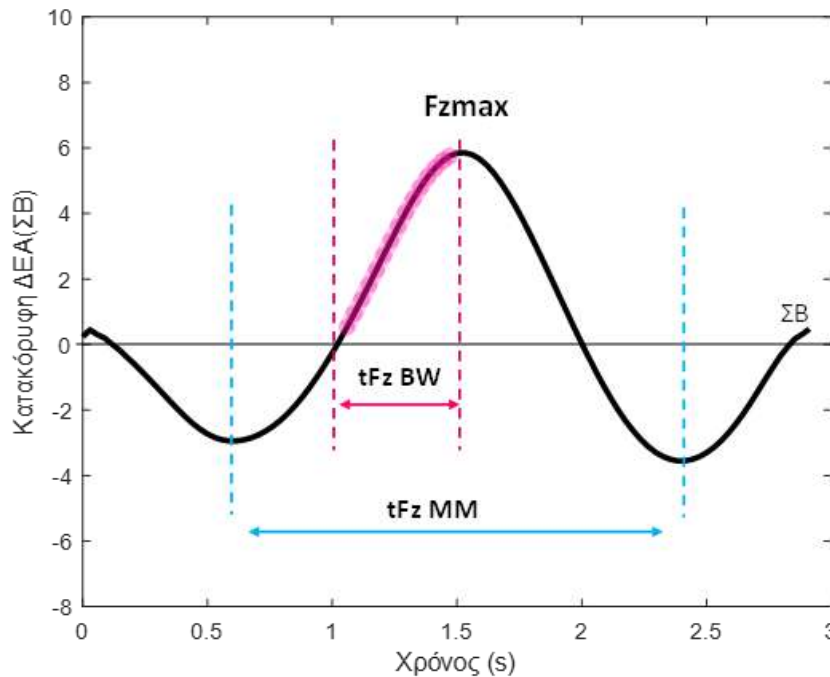
Στην 2^η Μελέτη, ολόκληρος ο κύκλος της κίνησης (κύκλος) και οι δύο φάσεις του (φάση1, φάση2), καθορίστηκαν χρησιμοποιώντας τις κορυφές της κατακόρυφης δύναμης εδαφικής αντίδρασης (συνολικά τρία σημεία κορυφών χρησιμοποιήθηκαν για τον καθορισμό κάθε κύκλου κίνησης και των δύο φάσεων του). Η διάρκεια του κύκλου (cycle) καθορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ μίας χαμηλής κορυφής και της επόμενης χαμηλής κορυφής μετά τη μέγιστη). Η διάρκεια της φάσης 1 καθορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ της 1^{ης} χαμηλής κορυφής που υποδεικνύει την έναρξη του cycle (1ο σημείο) και της μέγιστης κορυφής (2ο σημείο). Έτσι, η φάση 2 καθορίστηκε ως το χρονικό διάστημα μεταξύ της μέγιστης κορυφής και της 2^{ης} χαμηλής κορυφής που υποδεικνύει τη λήξη του κύκλου κίνησης (3ο σημείο).

ΠΑΡ-Β6: Προσδιορισμός παραμέτρων -B. Κινηματικών



Σχήμα 7. Ενδεικτικές κυματομορφές των κινηματικών παραμέτρων για το κάθισμα (αριστερά) και την απαγωγή ισχίου (δεξιά). Από πάνω προς τα κάτω: μετατόπιση, ταχύτητα, επιτάχυνση, jerk. Με κάθετες διακεκομμένες γραμμές απεικονίζεται η έναρξη και λήξη των διαδοχικών κύκλων κίνησης. Σε κάθε κύκλο κίνησης υπολογίσθηκε η μέση τετραγωνική ρίζα (RMS) της εκάστοτε κυματομορφής

ΠΑΡ-B6: Προσδιορισμός παραμέτρων -Γ. Κινητικών

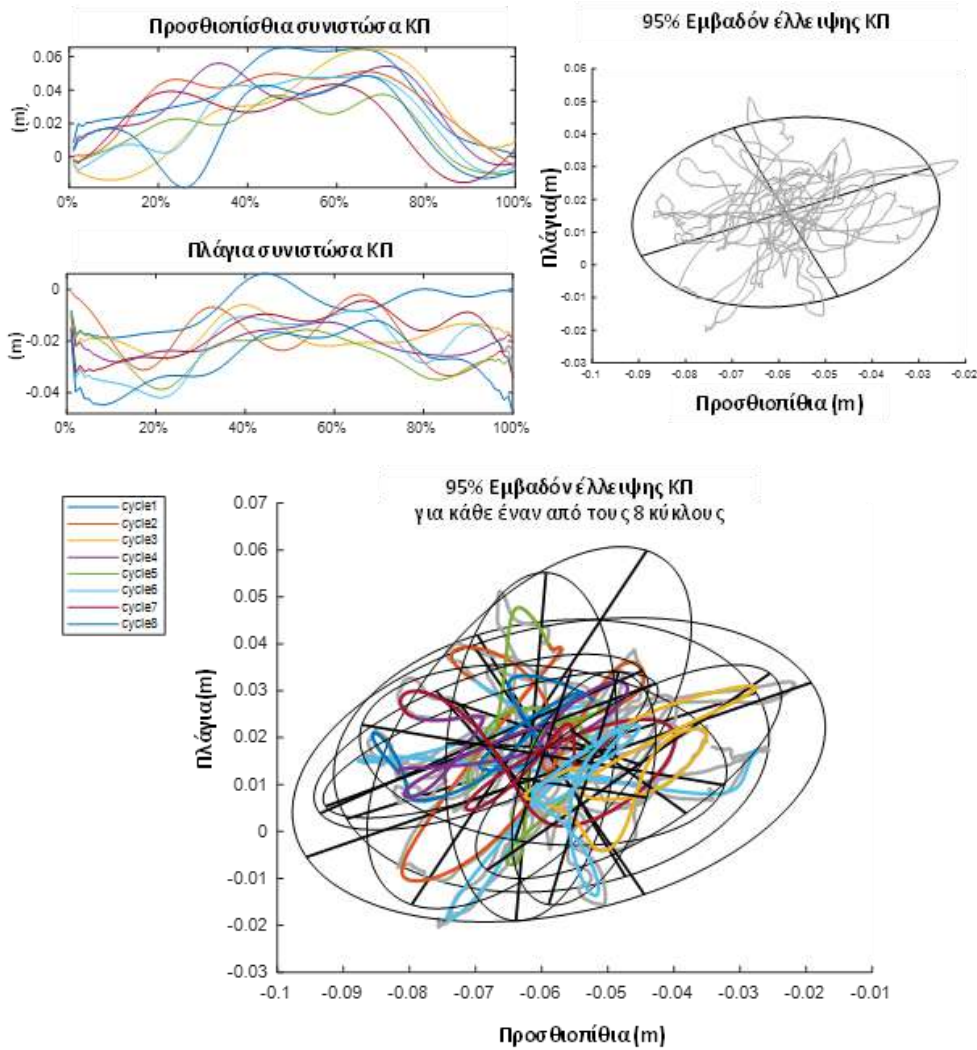


Σχήμα 7. Ενδεικτική σχηματική απεικόνιση ενός κύκλου καθίσματος από την κυματομορφή κατακόρυφης δύναμης εδαφικής αντίδρασης και τρόπου προσδιορισμού των κινητικών μεταβλητών.

- **Fzmax:** μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (N). Υπολογίσθηκε και η σχετική δύναμη ως προς το σωματικό βάρος (xΣΒ)
- **tFz BW:** χρονική διάρκεια επίτευξης της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης από την χρονική στιγμή επίτευξης της ελάχιστης δύναμης (s)
- **tFz MM:** χρονική διάρκεια επίτευξης της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης από την χρονική στιγμή επίτευξης του σωματικού βάρους (s)
- **RFD:** Ο ρυθμός ανάπτυξης δύναμης (N/s) υπολογίσθηκε από τη σχέση

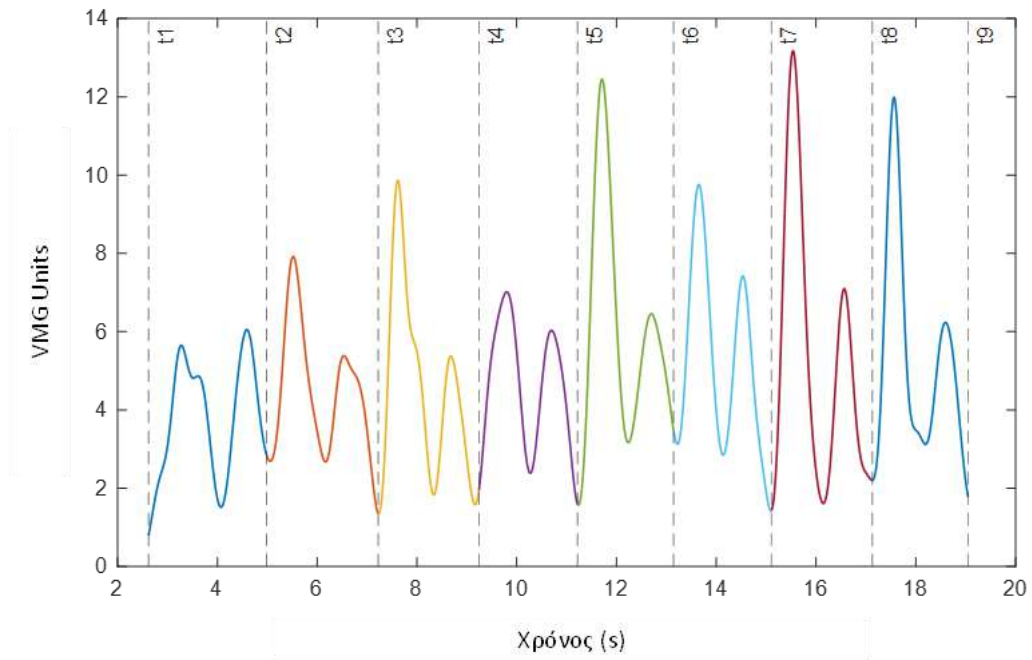
$$RFD = \frac{Fzmax}{tFz BW}$$

ΠΑΡ-Β6: Προσδιορισμός παραμέτρων -Δ. Σταθερότητας – κέντρου πίεσης



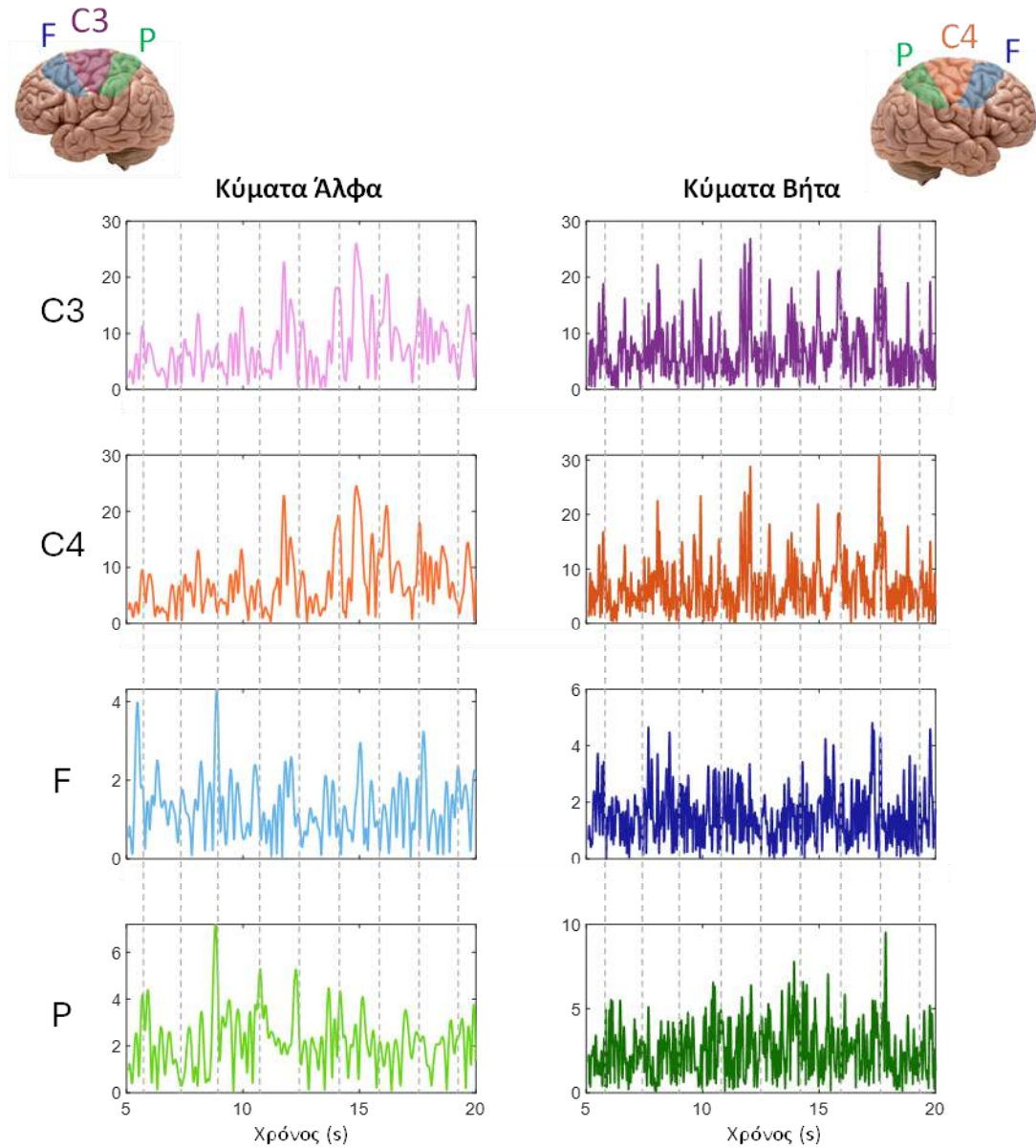
Σχήμα 8. Ενδεικτικές κυματομορφές του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια και στην πλάγια διεύθυνση 8 κύκλων καθίσματος (πάνω αριστερά), συναρτησιακή προσαρμογή της συνισταμένης διαδρομής του ΚΠ σε συνάρτηση έλλειψης με διάστημα εμπιστοσύνης 95%, για το σύνολο της καταγραφής (πάνω δεξιά) και για κάθε έναν από τους κύκλους κίνησης (κάτω).

ΠΑΡ-B6: Προσδιορισμός παραμέτρων -Ε. Μυϊκής δραστηριότητας



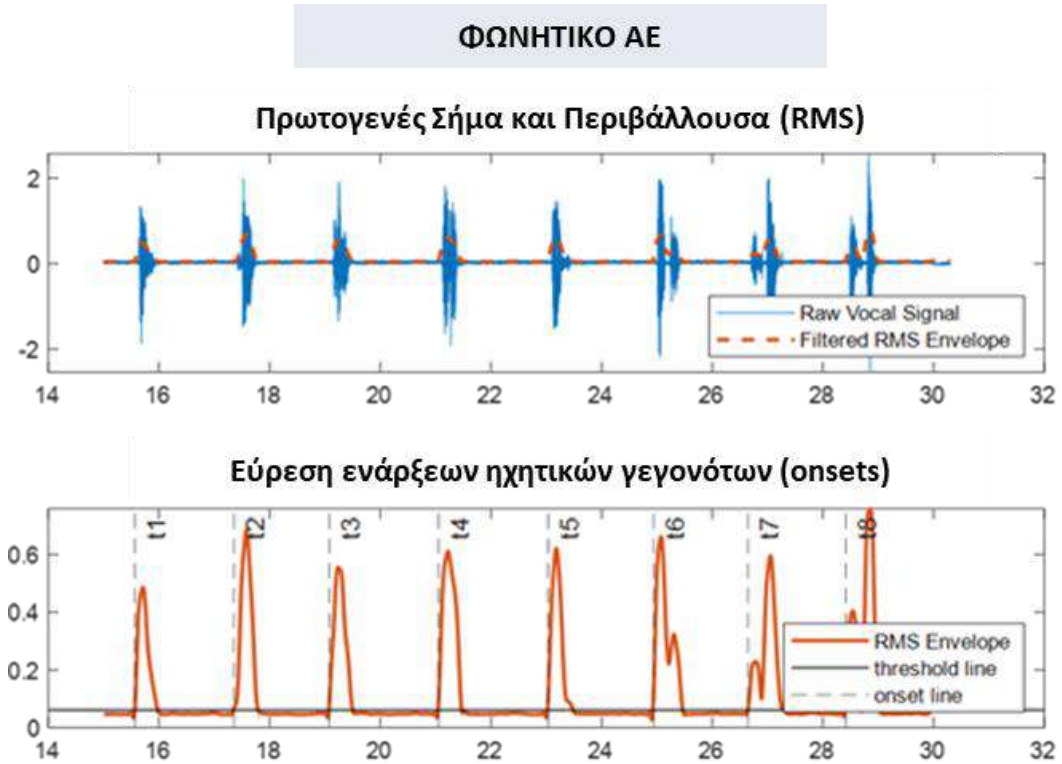
Σχήμα 9. Ενδεικτική κυματομορφή της περιβάλλουσας του δονησιομογραφικού σήματος του έξω πλατύ (δεξί κάτω άκρο). Με κάθετες διακεκομμένες γραμμές απεικονίζεται η έναρξη και λήξη των διαδοχικών κύκλων κίνησης. Σε κάθε κύκλο κίνησης υπολογίσθηκε η μέση τετραγωνική ρίζα (RMS).

ΠΑΡ-Β6: Προσδιορισμός παραμέτρων - ΣΤ. Εγκεφαλικής δραστηριότητας

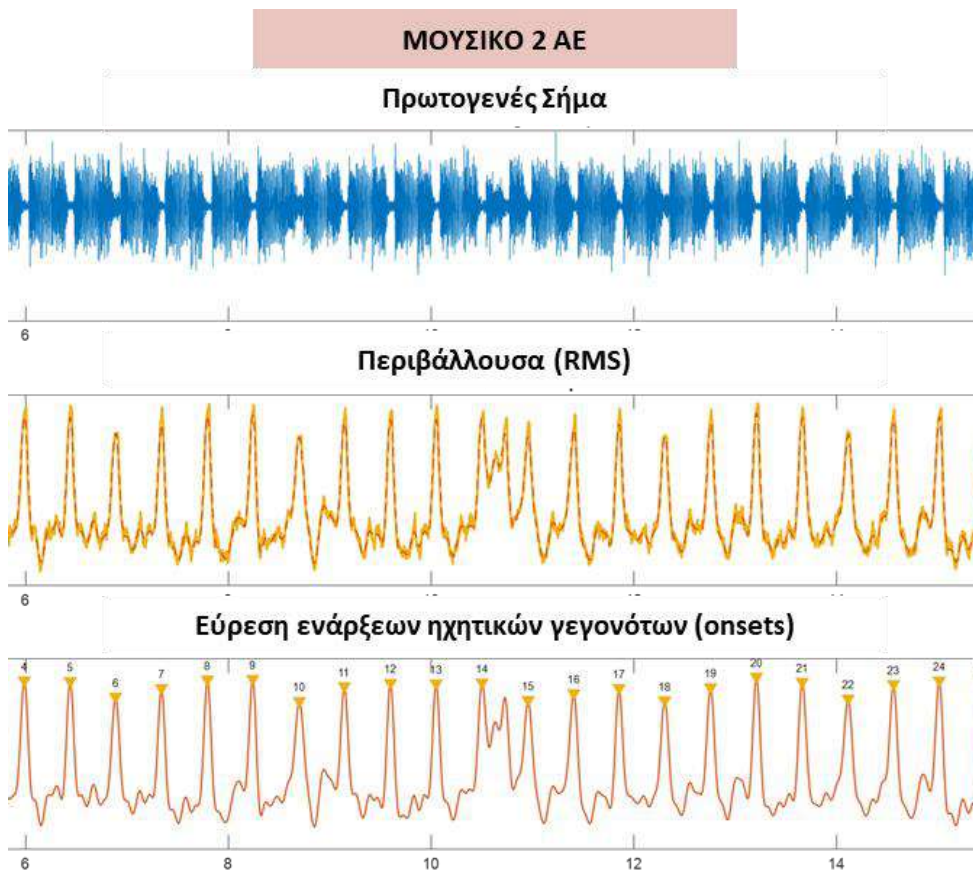


Σχήμα 10. Ενδεικτικές κυματομορφές των άλφα (αριστερά) και βήτα (δεξιά) κυμάτων εγκεφαλικής δραστηριότητας στην κεντρική αριστερή (C3), κεντρική δεξιά (C4), στην μετωπιαία (F) και την βρεγματική (P) περιοχή. Με κάθετες διακεκομμένες γραμμές απεικονίζεται η έναρξη και λήξη των διαδοχικών κύκλων κίνησης. Σε κάθε κύκλο κίνησης υπολογίσθηκε η μέση τετραγωνική ρίζα (RMS), η φασματική πυκνότητα ισχύος (PSD) και η κατά προσέγγιση εντροπία (ApEn: approximate entropy).

ΠΑΡ-B7: Εντοπισμός ηχητικών γεγονότων



Σχήμα 11. Ενδεικτική κυματομορφή ηχητικού σήματος του φωνητικού ΑΕ, πρωτογενές σήμα (πάνω), πάνω όριο περιβάλλουσας και προσδιορισμός χρονικών στιγμών έναρξης των ηχητικών γεγονότων (κάτω). Με κάθετες διακεκομμένες γραμμές απεικονίζεται η έναρξη των διαδοχικών ηχητικών γεγονότων. Αντίστοιχη προσέγγιση χρησιμοποιήθηκε και στο σήμα του μετρονομικού ΑΕ.



Σχήμα 12. Ενδεικτική κυματομορφή ηχητικού σήματος του μουσικού 2 ΑΕ, πρωτογενές σήμα (πάνω), κάτω όριο περιβάλλουσας (μέση) και προσδιορισμός χρονικών στιγμών έναρξης των ηχητικών γεγονότων (κάτω), μέσω της εύρεσης κορυφών της περιβάλλουσας.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ

ΠΙΝΑΚΕΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

1ης Μελέτης- Β' Μέρος

- **Πίνακας 1:** Συγκρίσεις κατά ζεύγη για το μέγεθος των χρονικών μεταβλητών
- **Πίνακας 2:** Συγκρίσεις κατά ζεύγη για ατομική μεταβλητότητα χρονικών μεταβλητών

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

Πίνακας 1. Συγκρίσεις κατά ζεύγη για το μέγεθος των χρονικών μεταβλητών: Τιμές σημαντικότητας (τιμές p) για τις συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ προτύπων κίνησης (ασκήσεων). Η έντονη γραμματοσειρά υποδηλώνει στατιστική σημαντικότητα ($p \leq 0.05$).

Ενδοατομική μεταβλητότητα (CV%)																			
	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	
	Συχνότητα									Κύκλος									
FT		1.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00		1.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
TLH			0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00			0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
BE				1.00	0.02	0.02	0.01	0.00	0.00				1.00	0.14	0.51	0.06	0.00	0.00	0.00
HA					1.00	0.16	0.00	0.00	0.00					0.75	0.05	0.00	0.00	0.00	0.00
SU						1.00	1.00	0.01	0.00						1.00	1.00	0.00	0.00	0.00
PU							1.00	0.00	0.00							1.00	0.00	0.00	0.00
SA								0.50	0.00								0.44	0.00	0.00
SQ									0.00										0.00
LG																			
	Φάση 1									Φάση 2									
	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	
FT		0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00		1.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
TLH			0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00			0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
BE				1.00	0.01	0.00	0.01	0.00	0.00				1.00	1.00	1.00	0.26	0.00	0.00	0.00
HA					0.15	0.00	0.00	0.00	0.00					1.00	1.00	0.04	0.00	0.00	0.00
SU						1.00	1.00	0.00	0.00						1.00	1.00	0.02	0.00	0.00
PU							1.00	0.01	0.00							0.52	0.00	0.00	0.00
SA								0.10	0.00								1.00	0.00	0.00
SQ									0.00										0.00
LG																			
	%Φάση 1									%Φάση 2									
	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	
FT		0.00	0.00	0.00	0.00	0.04	0.00	0.00	1.00		0.00	0.00	0.00	0.00	0.03	0.00	0.00	0.00	1.00
TLH			1.00	1.00	1.00	0.03	1.00	0.87	0.00			1.00	1.00	1.00	0.01	1.00	0.87	0.00	0.00
BE				1.00	1.00	0.00	1.00	0.53	0.00				1.00	1.00	0.00	1.00	0.48	0.00	0.00
HA					0.10	0.00	0.42	0.12	0.00					0.10	0.00	0.42	0.12	0.00	0.00
SU						0.22	1.00	1.00	0.00						0.09	1.00	1.00	0.00	0.00
PU							0.00	0.46	0.00							0.00	0.21	0.00	0.00
SA								1.00	0.00								1.00	0.00	0.00
SQ									0.00										0.00
LG		0.00	0.00	0.00	0.00	0.04	0.00	0.00	1.00		0.00	0.00	0.00	0.00	0.03	0.00	0.00	0.00	1.00

FT: δακτυλικοί κτύποι, TLH: επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις, BE: ραχιαίοι, HA: απαγωγή ισχίου, SU: ανακάθισμα, PU: κάμψη-έκταση αγκώνων, SA: απαγωγή ώμου, SQ: κάθισμα, LG: πρόσθια προβολή.

Πίνακας 2. Συγκρίσεις κατά ζεύγη για ατομική μεταβλητότητα χρονικών μεταβλητών: Τιμές σημαντικότητας (τιμές p) για τις συγκρίσεις ανά ζεύγη μεταξύ κινητικών προτύπων. Η έντονη γραμματοσειρά υποδηλώνει στατιστική σημαντικότητα ($p \leq 0.05$).

Ενδοατομική μεταβλητότητα (CV%)																			
	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	
Συχνότητα										Κύκλος									
FT		1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.13	1.00	0.24		1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.14	1.00	0.27	
TLH			1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.39			0.09	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	
BE				1.00	0.00	1.00	0.00	0.18	0.00				1.00	0.00	1.00	0.00	0.03	0.00	
HA					0.02	1.00	0.03	0.49	0.00					0.01	1.00	0.00	0.24	0.00	
SU						1.00	1.00	1.00	1.00						1.00	1.00	0.10	1.00	
PU							1.00	1.00	0.21							0.55	1.00	1.00	
SA								1.00	1.00								0.02	1.00	
SQ																			0.06
LG																			
Φάση 1										Φάση 2									
	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	
FT		1.00	1.00	1.00	0.00	1.00	0.00	1.00	0.00		1.00	0.06	0.06	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	
TLH			0.09	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00			1.00	1.00	0.47	1.00	0.03	1.00	0.01	
BE				1.00	0.00	1.00	0.00	0.03	0.00				1.00	0.10	1.00	0.00	0.71	0.00	
HA					0.01	1.00	0.00	0.24	0.00					0.04	1.00	0.00	0.30	0.00	
SU						1.00	1.00	0.10	1.00						1.00	1.00	1.00	1.00	
PU							0.55	1.00	1.00							1.00	1.00	1.00	
SA								0.02	1.00								0.16	1.00	
SQ																			0.01
LG																			
%Φάση 1										%Φάση 2									
	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	FT	TLH	BE	HA	SU	PU	SA	SQ	LG	
FT		1.00	0.05	0.07	0.05	1.00	0.00	1.00	0.00		1.00	1.00	1.00	0.00	1.00	0.00	1.00	0.01	
TLH			1.00	1.00	0.03	1.00	0.00	1.00	0.01			1.00	1.00	0.29	1.00	0.03	1.00	1.00	
BE				1.00	0.00	1.00	0.00	0.04	0.00				1.00	0.00	1.00	0.00	0.09	0.00	
HA					0.00	1.00	0.00	0.04	0.00					0.00	1.00	0.00	0.17	0.00	
SU						1.00	1.00	0.20	1.00						1.00	1.00	0.17	1.00	
PU							1.00	1.00	1.00							1.00	1.00	1.00	
SA								0.01	1.00								0.00	0.08	
SQ																			0.47
LG																			

FT: δακτυλικοί κτύποι, TLH: επιτόπιες διτοδικές αναπηδήσεις, BE: ραχιαίοι, HA: απαγωγή ισχίου, SU: ανακάθισμα, PU: κάμψη-έκταση αγκώνων, SA: απαγωγή ώμου, SQ: κάθισμα, LG: πρόσθια προβολή.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ
ΜΕΓΕΘΟΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

- Χρονικές (Πίνακας ΠΑΡ-Δ1)
- Κινηματικές (Πίνακας ΠΑΡ-Δ2)
- Κινητικές – GRFs (Πίνακας ΠΑΡ-Δ3)
- Κέντρο Πίεσης (Πίνακας ΠΑΡ-Δ4)
- Μυϊκή Δραστηριότητα (Πίνακας ΠΑΡ-Δ5)
- Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (Πίνακας ΠΑΡ-Δ6)

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

**ΧΡΟΝΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ
ΜΕΓΕΘΟΣ**

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

Πίνακας ΠΑΡ-Δ1. Χρονικές Μεταβλητές - Μέγεθος παραμέτρων: Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Observed Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																			
τκύκλου (s)	2.34	0.59	[2.15 2.53]	2.31	0.52	[2.14 2.48]	2.28	0.51	[2.12 2.45]	2.36	0.60	[2.17 2.56]	1.79	0.54	[1.62 1.97]	26.103	<0.001*	0.41	1.00
Φάση 1 (s)	1.25	0.37	[1.13 1.37]	1.10	0.26	[1.01 1.18]	1.14	0.28	[1.05 1.23]	1.19	0.34	[1.08 1.30]	0.92	0.31	[0.82 1.02]	18.549	<0.001*	0.33	1.00
Φάση 2 (s)	1.09	0.26	[1.01 1.17]	1.21	0.37	[1.09 1.33]	1.15	0.32	[1.05 1.24]	1.17	0.31	[1.07 1.27]	0.88	0.28	[0.78 0.97]	18.029	<0.001*	0.32	1.00
Φάση 1 (% τκύκλου)	52.92	4.83	[51.47 54.37]	48.06	6.36	[46.10 50.01]	50.12	5.78	[48.47 51.77]	50.46	4.65	[48.98 51.94]	51.08	5.03	[49.45 52.71]	6.555	<0.001*	0.15	0.97
Φάση 2 (% τκύκλου)	47.08	4.83	[45.63 48.53]	51.94	6.36	[49.99 53.90]	49.88	5.78	[48.23 51.53]	49.54	4.65	[48.06 51.02]	48.92	5.03	[47.29 50.55]	6.555	<0.001*	0.15	0.97
Απαγωγή Ισχύου																			
τκύκλου (s)	1.85	0.33	[1.75 1.96]	1.90	0.38	[1.77 2.02]	1.90	0.36	[1.79 2.02]	2.02	0.52	[1.85 2.19]	1.55	0.45	[1.41 1.70]	19.637	<0.001*	0.35	1.00
Φάση 1 (s)	0.85	0.17	[2.79 0.90]	0.82	0.22	[2.75 0.90]	0.83	0.18	[2.77 0.89]	0.89	0.24	[2.81 0.97]	0.71	0.19	[2.65 0.78]	10.905	<0.001*	0.23	1.00
Φάση 2 (s)	1.00	0.19	[3.94 1.07]	1.07	0.22	[3.00 1.14]	1.07	0.23	[3.00 1.15]	1.13	0.30	[3.04 1.23]	0.84	0.28	[3.75 0.93]	21.181	<0.001*	0.36	1.00
Φάση 1 (% τκύκλου)	45.82	3.26	[4.75 46.90]	43.30	5.08	[4.62 44.95]	43.95	5.07	[4.30 45.62]	44.06	3.34	[4.96 45.14]	46.66	4.47	[4.21 48.13]	8.935	<0.001*	0.19	0.99
Φάση 2 (% τκύκλου)	54.18	3.26	[5.10 55.25]	56.70	5.08	[5.05 58.38]	56.05	5.07	[5.38 57.70]	55.94	3.34	[5.86 57.04]	53.34	4.47	[5.87 54.79]	8.935	<0.001*	0.19	0.99

1. F(4.152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

**ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ
ΜΕΓΕΘΟΣ**

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

Πίνακας ΠΑΡ-Δ2. Κινηματικές Μεταβλητές - Μέγεθος παραμέτρων: Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες														Anova				
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Observed Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																			
Ldispl (cm)	27.05	6.41	[25.24 29.00]	26.91	6.57	[25.02 28.94]	26.98	6.49	[25.12 28.98]	26.62	6.73	[24.68 28.70]	26.19	6.89	[24.22 28.31]	1.155	0.329	0.03	0.29
Lvel (m/s)	0.33	0.13	[0.29 0.37]	0.33	0.11	[0.30 0.37]	0.33	0.12	[0.29 0.37]	0.31	0.12	[0.28 0.35]	0.41	0.12	[0.37 0.45]	26.416	<0.001*	0.42	1.00
Acc (m/s ²)	1.40	0.85	[1.14 1.67]	1.46	0.74	[1.24 1.70]	1.47	0.77	[1.23 1.72]	1.30	0.79	[1.04 1.56]	2.17	1.08	[1.82 2.52]	25.082	<0.001*	0.40	1.00
Jerk (m/s ³)	8.63	7.09	[6.50 10.88]	8.85	5.85	[7.01 10.75]	8.98	6.12	[7.06 10.97]	7.63	6.13	[5.64 9.65]	16.09	11.71	[12.30 19.95]	19.682	<0.001*	0.35	1.00
Απαγωγή Ισχύου																			
Ldispl (cm)	38.52	9.16	[35.82 41.40]	40.52	10.9 6	[37.36 43.91]	38.70	9.63	[35.84 41.74]	40.38	10.1 1	[37.31 43.61]	41.22	10.22	[38.21 44.43]	3.750	0.006*	0.09	0.88
Lvel (m/s)	0.93	0.27	[0.84 1.02]	0.95	0.29	[0.86 1.05]	0.94	0.29	[0.85 1.03]	0.91	0.30	[0.81 1.01]	1.17	0.38	[1.05 1.29]	28.615	<0.001*	0.44	1.00
Acc (m/s ²)	1.80	0.70	[1.57 2.03]	1.84	0.82	[1.57 2.10]	1.87	0.83	[1.59 2.14]	1.83	0.78	[1.57 2.08]	2.14	1.07	[1.79 2.49]	11.450	<0.001*	0.24	1.00
Jerk (m/s ³)	10.04	5.42	[8.25 11.81]	10.71	5.82	[8.79 12.61]	10.58	5.68	[8.71 12.44]	9.66	5.53	[7.84 11.47]	13.22	7.64	[10.70 15.73]	17.128	<0.001*	0.32	1.00

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser . Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

ΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ - *GRFs*
ΜΕΓΕΘΟΣ

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

Πίνακας ΠΑΡ-Δ3. Κινητικές GRFs Μεταβλητές - Μέγεθος παραμέτρων: Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]					
Κάθισμα (δεν ισχύουν δεδομένα για Απαγωγή Ισχύου)																			
Fzmax (N)	855.0	232.2	[808.42 910.28]	888.5	241.1	[839.47 946.50]	866.8	249.0	[808.18 933.56]	850.2	223.6	[802.99 905.48]	969.2	272.4	[906.43 1041.14]	15.147	<0.001*	0.29	1.00
Fzmax (xSB)	1.24	0.11	[1.21 1.28]	1.28	0.13	[1.24 1.32]	1.28	0.12	[1.24 1.32]	1.25	0.12	[1.21 1.29]	1.41	0.22	[1.34 1.48]	20.717	<0.001*	0.36	1.00
RFD (N/s)	1976.4	1194.3	[1618.02 2355.58]	2546.9	1272.7	[2178.80 2941.59]	2379.2	1353.1	[1970.56 2810.58]	2244.6	1196.8	[1870.21 2633.76]	3526.1	2200.1	[2862.45 4226.95]	22.826	<0.001*	0.38	1.00
tFz BW-Max	0.57	0.27	[0.48 0.65]	0.42	0.16	[0.36 0.47]	0.45	0.20	[0.39 0.51]	0.48	0.22	[0.41 0.55]	0.36	0.18	[0.30 0.42]	17.199	<0.001*	0.32	1.00
tFz Min-Max	0.87	0.38	[0.75 0.99]	0.68	0.25	[0.60 0.76]	0.71	0.25	[0.63 0.79]	0.76	0.29	[0.67 0.86]	0.59	0.28	[0.50 0.68]	14.824	<0.001*	0.29	1.00

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser . Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

**ΚΕΝΤΡΟ ΠΙΕΣΗΣ (COP)
ΜΕΓΕΘΟΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ**

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

Πίνακας ΠΑΡ-Δ4. Κέντρο Πίσσης - Μέγεθος παραμέτρων:- Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Observed Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																			
Area	35.14	18.52	[29.97 40.32]	30.02	17.21	[25.28 34.76]	29.67	16.93	[24.87 34.47]	29.93	17.59	[24.77 35.10]	35.44	21.27	[29.12 41.75]	4.577	0.006*	0.11	0.86
Path-AP (cm)	15.22	3.92	[14.04 16.40]	13.76	3.73	[12.71 14.81]	13.61	3.87	[12.48 14.75]	13.78	3.63	[12.72 14.83]	13.43	3.63	[12.35 14.51]	6.464	<0.001*	0.15	0.97
Path-ML (cm)	11.56	4.79	[10.16 12.95]	10.48	3.40	[9.51 11.44]	10.59	3.74	[9.47 11.70]	10.06	2.92	[9.18 10.94]	10.95	3.93	[9.75 12.15]	1.936	0.144	0.05	0.42
SD-AP (cm)	1.87	0.64	[1.67 2.07]	1.70	0.55	[1.53 1.86]	1.68	0.58	[1.50 1.85]	1.74	0.59	[1.55 1.92]	1.79	0.64	[1.59 1.99]	4.211	0.008*	0.10	0.84
SD-ML (cm)	1.12	0.49	[0.98 1.26]	1.02	0.35	[0.93 1.11]	1.02	0.38	[0.91 1.13]	0.99	0.34	[0.90 1.09]	1.17	0.47	[1.04 1.31]	3.537	0.028*	0.09	0.68
ApEntropy-AP	0.01	0.00	[0.11 0.013]	0.01	0.00	[0.11 0.013]	0.01	0.00	[0.11 0.013]	0.01	0.00	[0.10 0.012]	0.01	0.01	[0.13 0.017]	7.180	0.001*	0.21	0.94
ApEntropy-ML	0.02	0.00	[0.14 0.016]	0.02	0.00	[0.14 0.017]	0.02	0.00	[0.14 0.016]	0.01	0.00	[0.13 0.016]	0.02	0.01	[0.16 0.021]	7.137	0.001*	0.21	0.96
Απαγωγή Ισχύου																			
Area	17.57	13.67	[13.46 21.92]	15.15	11.74	[11.41 19.00]	15.30	12.51	[11.49 19.32]	15.71	15.68	[10.92 20.74]	13.26	12.50	[9.36 17.31]	2.427	0.050	0.06	0.69
Path-AP (cm)	5.59	1.52	[5.09 6.09]	5.16	1.47	[4.68 5.63]	5.33	1.71	[4.77 5.89]	5.40	1.86	[4.79 6.01]	4.76	1.59	[4.23 5.28]	6.079	<0.001*	0.14	0.98
Path-ML (cm)	8.22	5.07	[6.70 9.83]	7.43	4.60	[6.04 8.90]	7.96	5.63	[6.30 9.73]	8.65	6.32	[6.73 10.66]	6.36	4.10	[5.11 7.68]	7.079	0.001*	0.16	0.94
SD-AP (cm)	0.77	0.20	[0.70 0.83]	0.72	0.20	[0.66 0.79]	0.72	0.20	[0.65 0.78]	0.72	0.22	[0.65 0.79]	0.73	0.22	[0.66 0.80]	1.249	0.295	0.03	0.34
SD-ML (cm)	1.22	0.76	[1.00 1.46]	1.09	0.75	[0.87 1.33]	1.17	0.85	[0.92 1.43]	1.24	1.01	[0.93 1.55]	1.03	0.63	[0.84 1.23]	3.278	0.030*	0.08	0.69
ApEntropy-AP	0.01	0.00	[0.01 0.01]	0.01	0.00	[0.01 0.01]	0.01	0.00	[0.01 0.01]	0.01	0.00	[0.01 0.01]	0.01	0.00	[0.01 0.01]	0.859	0.490	0.02	0.27
ApEntropy-ML	0.01	0.00	[0.01 0.01]	0.01	0.00	[0.01 0.01]	0.01	0.00	[0.01 0.01]	0.01	0.00	[0.01 0.01]	0.01	0.00	[0.01 0.01]	0.812	0.520	0.02	0.26

1. F(4.152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

**ΜΥΪΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ
ΜΕΓΕΘΟΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ**

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

Πίνακας ΠΑΡ-Δ5. Μυϊκή Δραστηριότητα – Μέγεθος παραμέτρων: Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Observed Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																			
LVL (VMG units)	2.02	0.80	[1.80 2.24]	2.12	0.84	[1.89 2.36]	2.14	0.83	[1.92 2.37]	2.08	0.77	[1.86 2.31]	2.78	1.64	[2.27 3.29]	10.288	0.001	0.21	0.93
RVL (VMG units)	8.85	3.45	[7.92 9.78]	9.38	3.45	[8.44 10.31]	9.41	3.34	[8.51 10.30]	9.26	3.25	[8.32 10.20]	11.62	5.31	[9.99 13.24]	11.723	0.000	0.24	0.96
Απαγωγή Ισχύου																			
LAT (VMG units)	1.38	0.52	[1.22 1.53]	1.49	0.50	[1.32 1.65]	1.49	0.58	[1.30 1.68]	1.51	0.48	[1.35 1.67]	1.62	0.78	[1.39 1.86]	1.092	0.354	0.03	0.28

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser . Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

ΗΛΕΚΤΡΟ-ΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΙΑΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ

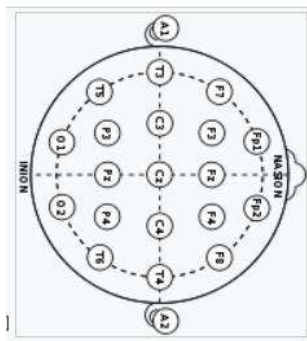
ΜΕΓΕΘΟΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ

Κύματα άλφα - Κύματα βήτα

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση,
Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

- RMS – Ένταση σήματος
- PSD
- Entropy

Περιοχές



- C3 (Κεντρική Αριστερά)
- C4 (Κεντρική Δεξιά)
- Frontal (Μετωπιαίος λόβος)
- Parietal (Βρεγματικός λόβος)
-

Note that there is no "central lobe"; due to their placement, and depending on the individual, the "C" electrodes can exhibit/represent EEG activity more typical of frontal(μετωπιαία), temporal(κροταφική), and some parietal-occipital (βρεγματικο-ινιακή) activity,

Πίνακας ΠΑΡ-Δ6α. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία RMS – Μέγεθος παραμέτρων: Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		Περιγραφικοί Δείκτες															Ανοva			
		χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																				
κύματα άλφα	C3	0.23	0.04	[0.22 0.25]	0.22	0.05	[0.20 0.23]	0.22	0.04	[0.20 0.24]	0.23	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	2.19	0.089	0.06	0.56
	C4	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.05	[0.20 0.24]	0.21	0.04	[0.20 0.23]	0.22	0.04	[0.21 0.23]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.90	0.449	0.03	0.25
	F	0.26	0.02	[0.25 0.26]	0.26	0.02	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.02	[0.25 0.26]	0.46	0.725	0.01	0.14
	P	0.23	0.03	[0.22 0.25]	0.23	0.04	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.24	0.04	[0.22 0.25]	0.46	0.768	0.01	0.16
κύματα βήτα	C3	0.49	0.10	[0.46 0.53]	0.47	0.10	[0.44 0.51]	0.48	0.09	[0.45 0.51]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.45	0.10	[0.42 0.49]	4.59	0.005*	0.12	0.87
	C4	0.48	0.12	[0.44 0.52]	0.45	0.13	[0.41 0.50]	0.46	0.12	[0.42 0.50]	0.48	0.10	[0.45 0.51]	0.43	0.12	[0.40 0.47]	5.61	0.002*	0.14	0.93
	F	0.56	0.04	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.56	0.03	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.53	0.06	[0.52 0.55]	10.23	<0.001*	0.23	0.99
	P	0.52	0.07	[0.50 0.54]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.50	0.07	[0.47 0.52]	0.50	0.08	[0.48 0.53]	0.47	0.07	[0.45 0.50]	6.598	<0.001*	0.16	0.98
Απαγωγή Ισχύου																				
κύματα άλφα	C3	0.24	0.04	[0.22 0.25]	0.22	0.05	[0.20 0.23]	0.22	0.05	[0.20 0.24]	0.23	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	3.044	0.02*	0.09	0.79
	C4	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.05	[0.20 0.24]	0.21	0.04	[0.20 0.23]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.842	0.476	0.03	0.23
	F	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.02	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.02	[0.25 0.26]	0.382	0.821	0.01	0.14
	P	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.21 0.24]	0.23	0.04	[0.22 0.25]	0.455	0.769	0.01	0.15
κύματα βήτα	C3	0.50	0.09	[0.47 0.53]	0.47	0.10	[0.44 0.51]	0.48	0.09	[0.45 0.51]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.45	0.10	[0.42 0.49]	6.159	0.001*	0.16	0.95
	C4	0.48	0.11	[0.44 0.52]	0.46	0.12	[0.41 0.50]	0.46	0.11	[0.42 0.50]	0.48	0.09	[0.45 0.51]	0.43	0.12	[0.39 0.47]	5.631	0.002*	0.15	0.92
	F	0.56	0.03	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.56	0.03	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.55 0.58]	0.54	0.05	[0.52 0.55]	9.176	<0.001*	0.22	1.00
	P	0.52	0.07	[0.49 0.54]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.50	0.08	[0.47 0.52]	0.50	0.08	[0.47 0.52]	0.47	0.07	[0.45 0.50]	6.070	0.001*	0.16	0.97

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser . Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 ανυποσώπουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η

πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Δ6β. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία PSD - Μέγεθος παραμέτρων: Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		Περιγραφικοί Δείκτες														Anova				
		χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																				
κύματα άλφα	C3	44.16	25.81	[35.93 53.16]	38.71	25.1 4	[30.18 47.26]	35.77	19.2 4	[29.19 42.26]	36.64	23.1 0	[28.65 44.28]	45.34	24.12	[37.05 53.40]	1.79	0.150	0.05	0.47
	C4	40.51	26.33	[31.71 49.56]	38.91	25.4 3	[30.44 47.67]	30.62	15.4 9	[25.22 35.35]	39.24	25.4 6	[30.50 47.77]	43.21	22.99	[35.25 50.78]	1.93	0.126	0.05	0.50
	F	12.87	10.87	[9.48 16.67]	9.54	6.33	[7.52 11.74]	8.97	6.15	[7.04 11.11]	10.00	6.80	[7.81 12.37]	15.20	11.28	[11.69 19.13]	7.98	0.000	0.19	0.98
	P	14.15	11.17	[10.95 18.01]	13.93	9.32	[10.70 16.96]	13.80	9.64	[10.52 17.07]	13.09	8.20	[10.40 15.93]	18.60	11.94	[14.83 22.76]	3.08	0.035	0.08	0.68
κύματα βήτα	C3	38.77	28.37	[29.34 48.56]	30.55	20.8 5	[24.54 37.77]	38.59	28.4 6	[29.72 48.52]	35.40	25.6 9	[26.60 44.03]	38.97	28.30	[29.59 48.74]	0.94	0.444	0.03	0.29
	C4	39.08	24.73	[30.61 47.39]	35.50	23.5 0	[28.69 43.63]	37.63	25.0 7	[29.77 46.38]	33.68	26.5 7	[24.94 42.88]	43.66	27.38	[34.21 52.73]	0.89	0.470	0.02	0.28
	F	21.32	15.90	[16.28 26.87]	16.95	13.3 3	[12.97 21.59]	17.29	12.1 3	[13.44 21.52]	17.49	13.6 5	[13.45 22.24]	25.27	20.59	[18.58 32.42]	4.75	0.009	0.12	0.81
	P	32.34	24.60	[23.95 40.65]	23.13	15.6 2	[17.68 28.06]	23.80	13.6 3	[19.04 28.04]	22.96	14.7 0	[17.89 27.83]	30.96	21.50	[23.79 38.36]	3.206	0.035	0.08	0.67
Απαγωγή Ισχύου																				
κύματα άλφα	C3	27.73	20.54	[20.49 35.08]	23.33	14.4 9	[18.12 28.19]	26.34	17.9 0	[19.97 32.04]	26.60	20.0 2	[19.71 33.80]	34.21	23.18	[25.94 42.41]	2.274	0.065	0.07	0.65
	C4	25.47	19.31	[18.78 32.41]	22.13	17.8 1	[15.91 28.52]	25.31	19.7 7	[18.20 32.14]	25.70	19.8 1	[18.58 32.60]	28.03	20.72	[20.60 35.30]	0.530	0.714	0.02	0.17
	F	6.95	5.15	[5.10 8.75]	7.29	5.88	[5.22 9.39]	6.02	3.00	[4.94 7.04]	6.74	4.26	[5.33 8.27]	8.34	7.24	[5.81 10.94]	1.758	0.171	0.05	0.40
	P	9.94	6.56	[7.60 12.26]	9.63	7.55	[6.92 12.23]	9.83	6.95	[7.36 12.02]	10.26	7.66	[7.50 12.91]	12.28	8.61	[9.22 15.34]	1.306	0.271	0.04	0.40
κύματα βήτα	C3	34.62	26.43	[25.36 44.10]	27.03	20.3 6	[20.14 34.36]	32.48	26.9 8	[24.27 41.91]	33.24	24.8 3	[24.61 42.17]	31.72	28.57	[21.78 41.98]	0.654	0.603	0.02	0.19
	C4	30.20	20.40	[22.88 37.34]	26.84	18.4 4	[20.71 33.46]	32.39	24.3 6	[25.12 40.85]	29.90	23.0 1	[22.09 38.18]	33.11	26.18	[23.84 42.45]	0.647	0.607	0.02	0.19
	F	19.90	11.06	[16.09 23.88]	16.15	11.3 4	[12.35 20.23]	17.90	11.5 8	[14.11 22.05]	17.24	11.2 5	[13.77 21.20]	19.12	13.39	[14.70 23.92]	1.938	0.133	0.06	0.47
	P	18.73	8.87	[15.54 21.80]	18.87	11.1 0	[14.89 22.75]	18.29	10.8 8	[14.37 22.03]	20.65	11.6 2	[16.48 24.70]	21.02	13.16	[16.33 25.68]	0.702	0.560	0.02	0.20

1. F(4.152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και

τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Δ6γ. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία ΑρEntropy - Μέγεθος παραμέτρων: Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
		χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																				
κύματα άλφα	C3	0.23	0.04	[0.22 0.25]	0.22	0.05	[0.20 0.23]	0.22	0.04	[0.20 0.24]	0.23	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	2.19	0.089	0.06	0.56
	C4	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.05	[0.20 0.24]	0.21	0.04	[0.20 0.23]	0.22	0.04	[0.21 0.23]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.90	0.449	0.03	0.25
	F	0.26	0.02	[0.25 0.26]	0.26	0.02	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.02	[0.25 0.26]	0.46	0.725	0.01	0.14
	P	0.23	0.03	[0.22 0.25]	0.23	0.04	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.04	[0.22 0.25]	0.46	0.768	0.01	0.16
κύματα βήτα	C3	0.49	0.10	[0.46 0.53]	0.47	0.10	[0.44 0.51]	0.48	0.09	[0.45 0.51]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.45	0.10	[0.42 0.49]	4.59	0.005*	0.12	0.87
	C4	0.48	0.12	[0.44 0.52]	0.45	0.13	[0.41 0.50]	0.46	0.12	[0.42 0.50]	0.48	0.10	[0.45 0.51]	0.43	0.12	[0.40 0.47]	5.61	0.002*	0.14	0.93
	F	0.56	0.04	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.56	0.03	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.53	0.06	[0.52 0.55]	10.23	<0.001*	0.23	0.99
	P	0.52	0.07	[0.50 0.54]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.50	0.07	[0.47 0.52]	0.50	0.08	[0.48 0.53]	0.47	0.07	[0.45 0.50]	6.598	<0.001*	0.16	0.98
Απαγωγή Ισχύου																				
κύματα άλφα	C3	0.24	0.04	[0.22 0.25]	0.22	0.05	[0.20 0.23]	0.22	0.05	[0.20 0.24]	0.23	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	3.044	0.02*	0.09	0.79
	C4	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.05	[0.20 0.24]	0.21	0.04	[0.20 0.23]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.842	0.476	0.03	0.23
	F	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.02	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.02	[0.25 0.26]	0.382	0.821	0.01	0.14
	P	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.21 0.24]	0.23	0.04	[0.22 0.25]	0.455	0.769	0.01	0.15
κύματα βήτα	C3	0.50	0.09	[0.47 0.53]	0.47	0.10	[0.44 0.51]	0.48	0.09	[0.45 0.51]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.45	0.10	[0.42 0.49]	6.159	0.001*	0.16	0.95
	C4	0.48	0.11	[0.44 0.52]	0.46	0.12	[0.41 0.50]	0.46	0.11	[0.42 0.50]	0.48	0.09	[0.45 0.51]	0.43	0.12	[0.39 0.47]	5.631	0.002*	0.15	0.92
	F	0.56	0.03	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.56	0.03	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.54	0.05	[0.52 0.55]	9.176	<0.001*	0.22	1.00
	P	0.52	0.07	[0.49 0.54]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.50	0.08	[0.47 0.52]	0.50	0.08	[0.48 0.52]	0.47	0.07	[0.45 0.50]	6.070	0.001*	0.16	0.97

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η

πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI: Επίδραση Ρυθμικού Ακουστικού Ερεθίσματος

Κατά ζεύγη Συγκρίσεις

ΜΕΓΕΘΗ & ΑΤΟΜΙΚΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ ΠΑΡΑΜΕΤΩΝ

- Χρονικές (Πίνακες ΠΑΡ-Z1, ΠΑΡ-Z2, ΠΑΡ-Z3, ΠΑΡ-Z4)
- Κινηματικές (Πίνακες ΠΑΡ-Z5, ΠΑΡ-Z6, ΠΑΡ-Z7, ΠΑΡ-Z8, Πίνακες ΠΑΡ-Z9, ΠΑΡ-Z10)
- Κινητικές – GRFs (Πίνακες ΠΑΡ-Z11, ΠΑΡ-Z12, ΠΑΡ-Z13)(μόνο για το ΚΑΘΙΣΜΑ)
- Κέντρο Πίεσης (Πίνακες ΠΑΡ Z-14, ΠΑΡ Z-15) (μόνο για μέγεθος παραμέτρων καθώς δεν υπήρξε σημαντική επίδραση ΑΕ την ατομική μεταβλητότητα (CV%) ούτε μεταξύ ούτε εντός των προσπαθειών.
- Μυϊκή Δραστηριότητα (Πίνακες ΠΑΡ Z-16, ΠΑΡ Z-17) (μόνο για μέγεθος παραμέτρων και μόνο για το ΚΑΘΙΣΜΑ καθώς δεν υπήρξε σημαντική επίδραση ΑΕ (Ανομα Repeated Measures) το μέγεθος παραμέτρων στην ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ. Επίσης, δεν παρατίθενται Κατά ζεύγη συγκρίσεις για την ατομική μεταβλητότητα (CV%) (ΚΑΘΙΣΜΑ & ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ) καθώς δεν υπήρξε σημαντική επίδραση ΑΕ ούτε μεταξύ ούτε εντός των προσπαθειών για το ΚΑΘΙΣΜΑ, ενώ για την ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ η σημαντική επίδραση ΑΕ στην ατομική μεταβλητότητα (CV%) εντός προσπαθειών ανέδειξε ενδοζευγική διαφορά μόνο του Μουσικού 2-ΑΕ με το Μελωδική σύνθεση-ΑΕ ($p = 0.010$) και το Φωνητικό-ΑΕ ($p = 0.028$).
- Ηλεκτρο-Εγκεφαλογραφία (μόνο για το μέγεθος των τριών παραμέτρων, RMS-PSD-*ApEntropy*)

RMS – μόνο για Κάθισμα (μη σημαντική επίδραση ΑΕ στην Απαγωγή ισχίου) (Πίνακες ΠΑΡ Z-18)

PSD – μόνο για Κάθισμα (μη σημαντική επίδραση ΑΕ στην Απαγωγή ισχίου) (Πίνακες ΠΑΡ Z-19)

ApEntropy –Κάθισμα και για Απαγωγή ισχίου (Πίνακες ΠΑΡ Z-20 και ΠΑΡ Z-21, αντίστοιχα.

Σε ότι αφορά την ατομική μεταβλητότητα (CV%) των Ηλεκτροεγκεφαλικών παρμέτρων υπήρξαν σημαντικές επιδράσεις του ΑΕ (παρατίθενται παρακάτω) αλλά ΔΕΝ παρατίθενται πίνακες ενδοζευγικών συγκρίσεων

RMS – (σημαντικότητα ΑΕ ΜΕΤΑΞΥ (K+AI) αλλά όχι ΕΝΤΟΣ)

PSD – (σημαντικότητα ΑΕ ΜΕΤΑΞΥ (K+AI) αλλά όχι ΕΝΤΟΣ)

ApEntropy – μη σημαντικότητα ΑΕ (K+AI) και ΜΕΤΑΞΥ και ΕΝΤΟΣ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI: *Επίδραση Ρυθμικού Ακουστικού Ερεθίσματος ..*

Κατά ζεύγη Συγκρίσεις για

ΜΕΓΕΘΗ & ΑΤΟΜΙΚΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ

ΧΡΟΝΙΚΕΣ Παράμετροι

- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-1. Χρονικές Μεταβλητές-Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ
- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-2. Κινηματικές Μεταβλητές-Μέγεθος: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ
- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-3. Χρονικές Παράμετροι-Ατομική Μεταβλητότητα ΕΝΤΟΣ ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ: ΚΑΘΙΣΜΑ
- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-4. Χρονικές Παράμετροι-Ατομική Μεταβλητότητα ΕΝΤΟΣ ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-1. Χρονικές Μεταβλητές-Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ -Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
p-value										
κύκλος κίνησης (s)	1.000	0.558	1.000	<0.001*	1.000	1.000	<0.001*	1.000	<0.001*	<0.001*
1η φάση (s)	0.012*	0.012*	1.000	<0.001*	0.751	0.361	0.004*	1.000	<0.001*	<0.001*
2η φάση (s)	0.024*	0.311	1.000	<0.001*	0.253	1.000	<0.001*	1.000	<0.001*	<0.001*
1η φάση (%κύκλου)	0.002*	0.006*	0.034*	0.356	0.246	0.261	0.176	1.000	1.000	1.000
2η φάση (%κύκλου)	0.002*	0.006*	0.034*	0.356	0.246	0.261	0.176	1.000	1.000	1.000
95% CI [lower bound-upper bound]										
κύκλος κίνησης (s)	[-0.06 013]	[-0.03 015]	[-0.26 022]	[0.34 076]	[-0.02 007]	[-0.28 017]	[0.29 074]	[-0.31 015]	[0.27 071]	[0.31 084]
1η φάση (s)	[0.02 028]	[0.02 020]	[-0.07 018]	[0.20 046]	[-0.11 003]	[-0.23 004]	[0.04 032]	[-0.17 005]	[0.09 035]	[0.12 043]
2η φάση (s)	[-0.23 001]	[-0.12 002]	[-0.22 006]	[0.10 034]	[-0.02 015]	[-0.12 020]	[0.18 049]	[-0.19 014]	[0.13 041]	[0.16 043]
1η φάση (%κύκλου)	[1.36 836]	[0.59 501]	[0.11 480]	[-0.68 435]	[-4.69 056]	[-5.50 069]	[-6.66 061]	[-2.95 227]	[-4.08 216]	[-3.48 224]
2η φάση (%κύκλου)	[-8.36 136]	[-5.01 059]	[-4.80 011]	[-4.35 068]	[-0.56 469]	[-0.69 550]	[-0.61 666]	[-2.27 295]	[-2.16 408]	[-2.24 348]
Cohen's d effect size										
κύκλος κίνησης (s)	0.06	0.11	0.04	0.97	0.05	0.10	0.97	0.14	0.93	1.00
1η φάση (s)	0.47	0.33	0.15	0.96	0.16	0.33	0.63	0.18	0.75	0.86
2η φάση (s)	0.37	0.18	0.27	0.81	0.19	0.12	1.03	0.08	0.90	1.01
1η φάση (%κύκλου)	0.86	0.53	0.52	0.37	0.34	0.43	0.53	0.07	0.18	0.13
2η φάση (%κύκλου)	0.86	0.53	0.52	0.37	0.34	0.43	0.53	0.07	0.18	0.13

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-2. Χρονικές Μεταβλητές-Μέγεθος: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ -Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ										
p-value										
κύκλος κίνησης (s)	0.581	0.618	0.204	<0.001*	1.000	0.576	<0.001*	0.669	<0.001*	<0.001*
1η φάση (s)	1.000	1.000	1.000	<0.001*	1.000	0.667	0.004*	0.773	<0.001*	<0.001*
2η φάση (s)	0.001*	0.029*	0.019*	0.002*	1.000	1.000	<0.001*	0.949	<0.001*	<0.001*
1η φάση (%κύκλου)	0.004*	0.141	0.014*	1.000	1.000	1.000	0.006*	1.000	0.001*	0.004*
2η φάση (%κύκλου)	0.004*	0.141	0.014*	1.000	1.000	1.000	0.006*	1.000	0.001*	0.004*
95% CI [lower bound-upper bound]										
κύκλος κίνησης (s)	[-0.11 0.02]	[-0.13 0.033]	[-0.38 0.044]	[0.13 0.475]	[-0.06 0.043]	[-0.32 0.074]	[0.16 0.525]	[-0.30 0.074]	[0.18 0.525]	[0.22 0.725]
1η φάση (s)	[-0.04 0.092]	[-0.04 0.073]	[-0.15 0.064]	[0.07 0.205]	[-0.06 0.043]	[-0.17 0.044]	[0.03 0.195]	[-0.15 0.044]	[0.05 0.195]	[0.07 0.295]
2η φάση (s)	[-0.12 0.022]	[-0.13 0.003]	[-0.24 0.014]	[0.05 0.285]	[-0.04 0.043]	[-0.16 0.044]	[0.11 0.365]	[-0.16 0.044]	[0.12 0.345]	[0.14 0.445]
1η φάση (%κύκλου)	[0.57 4.502]	[-0.29 4.033]	[0.24 3.324]	[-3.12 1.435]	[-2.53 1.183]	[-2.55 1.034]	[-6.08 0.695]	[-1.77 1.594]	[-4.59 0.835]	[-4.64 0.615]
2η φάση (%κύκλου)	[-4.50 0.572]	[-4.03 0.293]	[-3.32 0.244]	[-1.43 3.125]	[-1.18 2.533]	[-1.03 2.554]	[0.69 6.085]	[-1.59 1.774]	[0.83 4.595]	[0.61 4.645]
Cohen's d effect size										
κύκλος κίνησης (s)	0.13	0.15	0.39	0.76	0.02	0.27	0.83	0.26	0.87	0.97
1η φάση (s)	0.12	0.09	0.21	0.75	0.04	0.29	0.54	0.27	0.63	0.82
2η φάση (s)	0.33	0.31	0.51	0.68	0.01	0.22	0.92	0.22	0.89	1.00
1η φάση (%κύκλου)	0.59	0.44	0.53	0.21	0.13	0.18	0.70	0.03	0.57	0.66
2η φάση (%κύκλου)	0.59	0.44	0.53	0.21	0.13	0.18	0.70	0.03	0.57	0.66

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-3. Χρονικές Παράμετροι-Ατομική Μεταβλητότητα ENTOS ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ: ΚΑΘΙΣΜΑ -Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
p-value										
κύκλος κίνησης (s)	1.000	0.001*	1.000	1.000	0.047*	1.000	1.000	0.112	0.002*	1.000
1η φάση (s)	1.000	1.000	1.000	1.000	0.336	1.000	1.000	1.000	0.749	1.000
2η φάση (s)	0.556	<0.001*	1.000	1.000	0.042*	1.000	0.169	0.135	<0.001*	0.475
1η φάση (%κύκλου)	0.201	0.002*	1.000	1.000	1.000	1.000	0.031*	0.120	0.001*	1.000
2η φάση (%κύκλου)	1.000	0.033*	1.000	0.381	0.007*	1.000	0.532	0.059	0.002*	1.000
95% CI [lower bound-upper bound]										
κύκλος κίνησης (s)	[-1.87 061]	[-3.33 066]	[-2.00 096]	[-1.13 162]	[-2.71 001]	[-1.34 157]	[-0.68 243]	[-0.17 312]	[0.65 382]	[-0.72 224]
1η φάση (s)	[-1.47 241]	[-3.13 163]	[-1.84 207]	[-1.25 312]	[-2.86 043]	[-2.25 153]	[-2.01 294]	[-1.29 301]	[-1.05 442]	[-1.75 340]
2η φάση (s)	[-3.14 064]	[-5.80 153]	[-3.62 163]	[-1.46 263]	[-4.77 005]	[-2.18 269]	[-0.35 403]	[-0.40 573]	[1.73 676]	[-0.72 388]
1η φάση (%κύκλου)	[-3.64 037]	[-4.63 070]	[-2.26 131]	[-0.83 181]	[-2.91 084]	[-1.22 355]	[0.12 412]	[-0.29 468]	[0.96 535]	[-0.88 280]
2η φάση (%κύκλου)	[-1.30 132]	[-3.32 008]	[-1.48 195]	[-0.39 242]	[-3.10 033]	[-1.58 202]	[-0.50 250]	[-0.04 391]	[0.72 472]	[-1.06 263]
Cohen's d effect size										
κύκλος κίνησης (s)	0.23	0.69	0.18	0.09	0.45	0.04	0.32	0.46	0.76	0.26
1η φάση (s)	0.13	0.19	0.03	0.23	0.30	0.09	0.11	0.21	0.37	0.19
2η φάση (s)	0.27	0.72	0.23	0.15	0.44	0.05	0.42	0.50	0.87	0.38
1η φάση (%κύκλου)	0.45	0.74	0.17	0.20	0.22	0.29	0.56	0.55	0.84	0.32
2η φάση (%κύκλου)	0.00	0.57	0.09	0.40	0.52	0.07	0.35	0.59	0.85	0.27

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-4. Χρονικές Παράμετροι-Ατομική Μεταβλητότητα ENTOS ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ -Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	χωρίς				Κατά ζεύγη Συγκρίσεις					
	μετρονομικό	φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ										
p-value										
κύκλος κίνησης (s)	0.314	1.000	1.000	0.180	0.005*	1.000	1.000	0.302	0.006*	1.000
1η φάση (s)	0.652	1.000	1.000	0.418	0.357	1.000	1.000	1.000	0.320	0.976
2η φάση (s)	0.618	0.384	1.000	1.000	0.005*	1.000	1.000	0.015*	0.021*	1.000
1η φάση (%κύκλου)	1.000	0.885	1.000	1.000	0.01*	1.000	1.000	0.283	0.079	1.000
2η φάση (%κύκλου)	0.245	1.000	1.000	1.000	0.007*	1.000	1.000	0.384	0.455	1.000
95% CI [lower bound-upper bound]										
κύκλος κίνησης (s)	[-0.54 3.802]	[-3.57 1.523]	[-0.97 2.974]	[-0.37 3.975]	[-4.73 0.573]	[-2.79 1.544]	[-1.92 2.275]	[-0.66 4.714]	[0.56 5.095]	[-1.51 3.115]
1η φάση (s)	[-1.51 6.812]	[-3.77 5.043]	[-2.84 4.774]	[-1.32 7.695]	[-4.76 0.743]	[-5.68 2.314]	[-2.76 3.835]	[-3.81 4.464]	[-0.86 5.965]	[-1.68 6.115]
2η φάση (s)	[-0.98 4.562]	[-5.95 0.973]	[-1.29 4.554]	[-2.27 4.335]	[-7.65 0.913]	[-2.99 2.674]	[-3.80 2.285]	[0.53 7.714]	[0.35 6.695]	[-3.72 2.525]
1η φάση (%κύκλου)	[-1.14 3.312]	[-4.15 1.083]	[-1.92 2.364]	[-1.77 3.865]	[-4.80 0.433]	[-2.89 1.174]	[-2.50 2.435]	[-0.54 4.054]	[-0.16 5.325]	[-1.85 3.495]
2η φάση (%κύκλου)	[-0.42 3.502]	[-2.91 1.693]	[-1.13 2.794]	[-1.55 3.155]	[-3.88 0.413]	[-2.55 1.134]	[-2.46 0.985]	[-0.56 3.434]	[-0.62 3.435]	[-2.10 2.045]
Cohen's d effect size										
κύκλος κίνησης (s)	0.39	0.19	0.24	0.41	0.48	0.14	0.04	0.36	0.49	0.17
1η φάση (s)	0.36	0.08	0.13	0.42	0.26	0.24	0.08	0.04	0.32	0.31
2η φάση (s)	0.30	0.33	0.28	0.15	0.58	0.03	0.12	0.56	0.43	0.09
1η φάση (%κύκλου)	0.25	0.31	0.06	0.21	0.52	0.20	0.01	0.37	0.46	0.17
2η φάση (%κύκλου)	0.36	0.13	0.22	0.18	0.45	0.18	0.16	0.34	0.29	0.01

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI: *Επίδραση Ρυθμικού Ακουστικού Ερεθίσματος ..*

Κατά ζεύγη Συγκρίσεις για

ΜΕΓΕΘΗ & ΑΤΟΜΙΚΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ

ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ Παράμετροι

- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-5. Κινηματικές Μεταβλητές-Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ
- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-6. Κινηματικές Μεταβλητές-Μέγεθος: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ

- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-7. Κινηματικές Παράμετροι- Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών: ΚΑΘΙΣΜΑ
- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-8. Κινηματικές Παράμετροι- Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ

- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-9. Κινηματικές Παράμετροι- Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΕΝΤΟΣ προσπαθειών: ΚΑΘΙΣΜΑ (μη σημαντική επίδραση)
- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-10. Κινηματικές Παράμετροι- Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΕΝΤΟΣ προσπαθειών: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-5. Κινηματικές Παράμετροι -Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ -Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
p-value										
max displ (cm)	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
VEL (cm/s)	1.000	1.000	1.000	<0.001*	1.000	0.559	<0.001*	0.416	<0.001*	<0.001*
ACC (m/s ²)	1.000	1.000	1.000	<0.001*	1.000	0.105	<0.001*	0.059	<0.001*	<0.001*
JERK (m/s ³)	1.000	1.000	1.000	<0.001*	1.000	0.057	0.001*	0.071	0.001*	<0.001*
95% CI [lower bound-upper bound]										
max displ (cm)	[-0.91 1.18]	[-1.21 1.36]	[-0.82 1.67]	[-0.98 2.69]	[-0.95 0.82]	[-0.82 1.40]	[-1.00 2.44]	[-0.61 1.32]	[-0.84 2.41]	[-1.24 2.09]
VEL (cm/s)	[-0.03 0.02]	[-0.03 0.02]	[-0.02 0.05]	[-0.11 -0.05]	[-0.02 0.02]	[-0.01 0.05]	[-0.11 -0.04]	[-0.01 0.05]	[-0.11 -0.04]	[-0.14 -0.06]
ACC (m/s ²)	[-0.27 0.15]	[-0.28 0.14]	[-0.16 0.37]	[-1.09 -0.44]	[-0.09 0.07]	[-0.02 0.36]	[-1.11 -0.30]	[0.00 0.36]	[-1.11 -0.28]	[-1.30 -0.44]
JERK (m/s ³)	[-2.38 2.01]	[-2.50 1.85]	[-1.39 3.49]	[-11.38 -3.48]	[-0.79 0.51]	[-0.02 2.49]	[-12.03 -2.46]	[-0.07 2.81]	[-11.98 -2.23]	[-13.42 -3.54]
Cohen's d effect size										
max displ (deg)	0.02	0.01	0.06	0.13	0.01	0.04	0.11	0.05	0.12	0.06
VEL (deg/s)	0.04	0.04	0.12	0.65	0.00	0.16	0.65	0.16	0.63	0.80
ACC (m/s ²)	0.08	0.09	0.12	0.79	0.01	0.22	0.76	0.22	0.74	0.92
JERK (m/s ³)	0.03	0.05	0.15	0.77	0.02	0.20	0.78	0.22	0.76	0.90

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-6. Κινηματικές Παράμετροι -Μέγεθος: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ -Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων

Κατά ζεύγη Συγκρίσεις										
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
	p-value									
max displ (cm)	0.425	1.000	0.449	0.027*	0.486	1.000	1.000	0.341	0.028*	1.000
VEL (cm/s)	1.000	1.000	1.000	<0.001*	1.000	0.481	<0.001*	1.000	<0.001*	<0.001*
ACC (m/s ²)	1.000	1.000	1.000	0.004*	1.000	1.000	0.001*	1.000	0.001*	0.001*
JERK (m/s ³)	1.000	1.000	1.000	<0.001*	1.000	0.018*	0.001*	0.172	<0.001*	<0.001*
	95% CI [lower bound-upper bound]									
max displ (cm)	[-4.90 0.85]	[-3.08 2.72]	[-4.52 0.81]	[-5.22 -0.20]	[-0.85 4.54]	[-2.25 2.59]	[-3.37 2.00]	[-3.94 0.60]	[-4.88 -0.17]	[-3.52 1.81]
VEL (cm/s)	[-0.10 0.05]	[-0.07 0.05]	[-0.07 0.11]	[-0.34 -0.14]	[-0.03 0.05]	[-0.02 0.11]	[-0.31 -0.12]	[-0.04 0.11]	[-0.32 -0.14]	[-0.38 -0.14]
ACC (m/s ²)	[-0.21 0.13]	[-0.23 0.09]	[-0.19 0.13]	[-0.60 -0.08]	[-0.14 0.08]	[-0.09 0.11]	[-0.50 -0.10]	[-0.07 0.15]	[-0.45 -0.09]	[-0.53 -0.09]
JERK (m/s ³)	[-2.11 0.77]	[-1.83 0.76]	[-1.12 1.88]	[-5.17 -1.19]	[-0.61 0.87]	[0.12 1.97]	[-4.04 -0.99]	[-0.18 2.01]	[-4.00 -1.29]	[-5.45 -1.67]
	Cohen's d effect size									
max displ (deg)	0.20	0.02	0.19	0.28	0.18	0.01	0.07	0.17	0.25	0.08
VEL (deg/s)	0.09	0.04	0.07	0.72	0.04	0.15	0.63	0.11	0.67	0.75
ACC (m/s ²)	0.05	0.09	0.04	0.38	0.03	0.02	0.32	0.05	0.28	0.33
JERK (m/s ³)	0.12	0.10	0.07	0.48	0.02	0.18	0.37	0.16	0.39	0.53

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-7 Κινηματικές Παράμετροι -Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών: ΚΑΘΙΣΜΑ -Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων. (Μη σημαντική ANOVA).

	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
p-value										
max displ (cm)	1.000	1.000	1.000	0.496	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
VEL (cm/s)	0.361	0.063	0.130	0.047	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
ACC (m/s ²)	0.678	0.167	0.531	0.105	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
JERK (m/s ³)	0.482	0.239	1.000	0.140	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95% CI [lower bound-upper bound]										
max displ (cm)	[-1.32 4.03]	[-.70 4.13]	[-.39 4.63]	[-.79 4.13]	[-.51 2.23]	[-.62 2.23]	[-.04 2.63]	[-.14 2.93]	[-.19 3.03]	[-.03 3.03]
VEL (cm/s)	[-1.76 11.3]	[-.17 11.3]	[-.73 10.3]	[-.04 11.3]	[-.55 3.73]	[-.00 3.83]	[-.73 4.03]	[-.93 1.53]	[-.57 1.73]	[-.52 3.03]
ACC (m/s ²)	[-1.50 15.3]	[-.41 16.3]	[-.01 15.3]	[-.77 15.3]	[-.59 4.43]	[-.26 4.53]	[-.29 4.83]	[-.86 2.33]	[-.98 2.63]	[-.06 4.33]
JERK (m/s ³)	[-1.74 19.3]	[-.48 20.3]	[-.59 18.3]	[-.38 18.3]	[-.52 4.83]	[-.09 3.33]	[-.16 4.53]	[-.46 3.33]	[-.03 4.03]	[-.02 7.13]
Cohen's d effect size										
max displ (deg)	0.14	0.24	0.26	0.08	0.07	0.07	0.04	0.00	0.11	0.11
VEL (deg/s)	0.95	0.22	0.81	0.95	0.63	0.12	0.07	0.51	0.66	0.18
ACC (m/s ²)	0.68	0.51	1.04	0.84	0.13	0.26	0.10	0.39	0.23	0.17
JERK (m/s ³)	0.74	0.30	0.85	0.89	0.41	0.14	0.24	0.53	0.59	0.11

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-8. Κινηματικές Παράμετροι -Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ -Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

Κατά ζεύγη Συγκρίσεις										
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ										
p-value										
max displ (deg)	0.33	1.000	0.480	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
VEL (deg/s)	0.06	0.02*	0.720	0.02*	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.540
ACC (m/s ²)	1.00	1.000	1.000	0.360	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.870
JERK (m/s ³)	0.70	0.220	1.000	0.200	1.000	0.630	1.000	0.130	1.000	0.01*
95% CI [lower bound-upper bound]										
max displ (deg)	[-1.26 8.32]	[-4.05 7.85]	[-1.35 7.03]	[-2.48 7.34]	[-6.79 3.54]	[-4.41 3.04]	[-5.00 2.81]	[-3.29 5.17]	[-3.57 4.63]	[-4.24 3.41]
VEL (deg/s)	[-0.10 5.93]	[0.26 5.98]	[-1.28 5.33]	[0.43 6.79]	[-2.11 2.53]	[-3.33 1.55]	[-0.96 2.36]	[-3.80 1.61]	[-1.64 2.62]	[-0.82 4.00]
ACC (m/s ²)	[-2.84 6.06]	[-3.07 6.53]	[-4.33 5.80]	[-1.04 6.40]	[-3.25 3.50]	[-5.10 3.37]	[-2.10 4.25]	[-4.63 2.64]	[-1.87 3.77]	[-1.40 5.29]
JERK (m/s ³)	[-1.83 7.77]	[-0.96 8.51]	[-6.16 6.02]	[-1.03 9.77]	[-2.20 3.80]	[-7.83 1.75]	[-1.46 4.27]	[-8.28 0.60]	[-2.01 3.21]	[0.68 8.21]
Cohen's d effect size										
max displ (deg)	0.605	0.257	0.535	0.418	0.293	0.152	0.222	0.198	0.112	0.098
VEL (deg/s)	0.846	0.791	0.568	1.061	0.015	0.308	0.272	0.288	0.220	0.566
ACC (m/s ²)	0.331	0.336	0.157	0.557	0.003	0.178	0.294	0.182	0.295	0.430
JERK (m/s ³)	0.536	0.638	0.038	0.780	0.136	0.498	0.316	0.601	0.172	0.745

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-9. Κινηματικές Παράμετροι -Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΕΝΤΟΣ προσπαθειών: ΚΑΘΙΣΜΑ -Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
p-value										
max displ (cm)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
VEL (cm/s)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
ACC (m/s ²)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
JERK (m/s ³)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
95% CI [lower bound-upper bound]										
max displ (cm)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
VEL (cm/s)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
ACC (m/s ²)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
JERK (m/s ³)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
Cohen's d effect size										
max displ (deg)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
VEL (deg/s)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
ACC (m/s ²)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
JERK (m/s ³)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-10. Κινηματικές Παράμετροι -Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΕΝΤΟΣ προσπαθειών ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ -Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ										
p-value										
max displ (deg)	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
VEL (deg/s)	<0.001*	1.000	<0.001*	<0.001*	<0.001*	1.000	1.000	0.03*	<0.001*	1.000
ACC (m/s ²)	<0.001*	0.140	<0.001*	<0.001*	1.000	1.000	1.000	0.180	1.000	1.000
JERK (m/s ³)	<0.001*	1.000	<0.001*	<0.001*	0.080	1.000	1.000	0.04*	0.03*	1.000
95% CI [lower bound-upper bound]										
max displ (deg)	[-1.60 2.55]	[-1.04 2.50]	[-1.27 2.70]	[-1.87 2.45]	[-1.81 2.32]	[-1.82 2.30]	[-2.67 2.29]	[-2.10 2.08]	[-2.35 1.47]	[-2.81 1.96]
VEL (deg/s)	[1.56 4.91]	[-1.39 3.20]	[1.17 4.58]	[1.67 5.25]	[-4.12 -0.54]	[-1.85 1.13]	[-1.33 1.78]	[0.15 3.79]	[0.80 4.31]	[-0.81 1.98]
ACC (m/s ²)	[0.95 5.93]	[-0.43 5.90]	[2.29 7.16]	[1.58 6.28]	[-3.85 2.44]	[-1.05 3.61]	[-1.87 2.85]	[-0.40 4.37]	[-1.91 4.30]	[-3.08 1.49]
JERK (m/s ³)	[0.92 7.46]	[-1.99 5.73]	[1.77 8.10]	[2.37 8.70]	[-4.80 0.16]	[-1.68 3.17]	[-1.42 4.11]	[0.04 6.08]	[0.27 7.06]	[-2.63 3.84]
Cohen's d effect size										
max displ (deg)	0.14	0.24	0.26	0.08	0.07	0.07	0.04	0.00	0.11	0.11
VEL (deg/s)	0.95	0.22	0.81	0.95	0.63	0.12	0.07	0.51	0.66	0.18
ACC (m/s ²)	0.68	0.51	1.04	0.84	0.13	0.26	0.10	0.39	0.23	0.17
JERK (m/s ³)	0.74	0.30	0.85	0.89	0.41	0.14	0.24	0.53	0.59	0.11

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI: *Επίδραση Ρυθμικού Ακουστικού Ερεθίσματος ..*

Κατά ζεύγη Συγκρίσεις για

ΜΕΓΕΘΗ & ΑΤΟΜΙΚΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ

ΚΙΝΗΤΙΚΕΣ Παράμετροι

(μόνο για Κάθισμα- δεν εφαρμόστηκε για την Απαγωγή Ισχύου)

- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-11. Κινητικές Παράμετροι-Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ
- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-12. Κινητικές Παράμετροι-Ατομική Μεταβλητότητα ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών: ΚΑΘΙΣΜΑ
- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-13 Κινητικές Παράμετροι-Ατομική Μεταβλητότητα ΕΝΤΟΣ προσπαθειών: ΚΑΘΙΣΜΑ

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-11. Κινητικές Παράμετροι-Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ-Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
p-value										
Fzmax (N)	0.002*	1.000	1.000	<0.001*	1.000	0.071	0.005*	1.000	<0.001*	<0.001*
Fzmax (×ΣΒ)	0.011*	0.003*	1.000	<0.001*	1.000	0.178	0.001*	0.343	0.001*	<0.001*
RFD (N/s)	<0.001*	<0.001*	0.121	<0.001*	0.167	0.021*	0.004*	1.000	0.001*	<0.001*
tFz BW-Max (s)	<0.001*	0.001*	0.076	<0.001*	0.984	0.326	0.247	1.000	0.002*	0.001*
tFz Min-Max (s)	0.004*	0.003*	0.230	<0.001*	0.986	0.388	0.062	0.859	0.001*	0.003*
95% CI [lower bound-upper bound]										
Fzmax (N)	[-57.840 -9.435]	[-58.061 35.013]	[-36.948 47.170]	[-174.236 - 54.633]	[-18.365 62.593]	[-1.820 79.317]	[-143.915 - 17.680]	[-42.104 75.374]	[-167.490 - 38.332]	[-192.294 - 46.797]
Fzmax (×ΣΒ)	[-0.070 -0.006]	[-0.063 -0.009]	[-0.049 0.035]	[-0.248 -0.080]	[-0.022 0.026]	[-0.006 0.068]	[-0.213 -0.037]	[-0.010 0.068]	[-0.212 -0.043]	[-0.250 -0.062]
RFD (N/s)	[-823.533 - 323.255]	[-657.546 - 149.985]	[-565.130 34.771]	[-2305.653 - 810.143]	[-32.360 371.617]	[29.719 586.709]	[-1741.292 - 227.716]	[-133.200 410.372]	[-1906.138 - 402.127]	[-2109.555 - 475.881]
tFz BW-Max (s)	[0.053 0.250]	[0.040 0.194]	[-0.005 0.184]	[0.126 0.296]	[-0.095 0.026]	[-0.146 0.021]	[-0.016 0.134]	[-0.089 0.033]	[0.025 0.162]	[0.039 0.203]
tFz Min-Max (s)	[0.045 0.331]	[0.040 0.284]	[-0.027 0.238]	[0.141 0.419]	[-0.072 0.020]	[-0.199 0.033]	[-0.003 0.186]	[-0.153 0.039]	[0.038 0.198]	[0.045 0.304]
Cohen's d effect size										
Fzmax (N)	0.14	0.05	0.02	0.45	0.09	0.16	0.31	0.07	0.39	0.48
Fzmax (×ΣΒ)	0.31	0.30	0.07	0.95	0.01	0.23	0.70	0.23	0.73	0.89
RFD (N/s)	0.46	0.32	0.22	0.88	0.13	0.24	0.54	0.11	0.63	0.72
tFz BW-Max (s)	0.67	0.49	0.36	0.91	0.19	0.31	0.34	0.13	0.48	0.59
tFz Min-Max (s)	0.58	0.50	0.31	0.84	0.10	0.31	0.35	0.21	0.44	0.62

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-12. Κινητικές Παράμετροι- Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΜΕΤΑΞΥ προσαθειών: ΚΑΘΙΣΜΑ: Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
p-value										
Fzmax (N)	1.00	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
Fzmax (×ΣΒ)	1.00	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
RFD (N/s)	1.00	0.292	1.000	0.011*	0.442	1.000	0.030*	1.000	1.000	0.143
tFz BW-Max (s)	1.00	0.762	0.525	0.004*	0.277	0.571	0.062	1.000	1.000	0.400
tFz Min-Max (s)	1.00	0.865	1.000	0.167	1.000	1.000	0.449	1.000	1.000	1.000
95% CI [lower bound-upper bound]										
Fzmax (N)	[-0.85 2.37]	[-1.58 2.45]	[-1.04 2.68]	[-1.33 2.15]	[-1.88 1.23]	[-1.56 1.68]	[-1.98 1.29]	[-1.44 2.20]	[-1.62 1.57]	[-2.01 1.20]
Fzmax (×ΣΒ)	[-1.17 2.22]	[-1.41 2.26]	[-1.05 2.60]	[-1.59 1.71]	[-1.22 1.02]	[-1.13 1.64]	[-2.18 1.25]	[-0.90 1.60]	[-1.82 1.10]	[-2.12 0.69]
RFD (N/s)	[-8.29 4.92]	[-0.76 5.52]	[-2.29 4.52]	[0.60 7.05]	[-1.78 9.91]	[-3.14 8.75]	[0.35 10.68]	[-4.25 1.72]	[-1.65 4.55]	[-0.44 5.87]
tFz BW-Max (s)	[-10.81 17.09]	[-4.66 19.14]	[-3.80 19.12]	[0.91 6.89]	[-1.26 9.46]	[-2.38 11.43]	[-0.18 12.55]	[-4.44 5.29]	[-2.75 6.92]	[0.09 6.65]
tFz Min-Max (s)	[-2.96 3.66]	[-1.23 4.73]	[-1.37 4.52]	[-0.45 5.15]	[-1.91 4.71]	[-2.19 4.64]	[-0.89 4.88]	[-2.09 1.74]	[-1.62 2.81]	[-1.22 2.77]
Cohen's d effect size										
Fzmax (N)	0.32	0.15	0.31	0.16	0.13	0.02	0.17	0.14	0.01	0.18
Fzmax (×ΣΒ)	0.21	0.16	0.32	0.02	0.05	0.12	0.22	0.18	0.17	0.36
RFD (N/s)	0.22	0.43	0.19	0.75	0.55	0.37	0.78	0.26	0.35	0.61
tFz BW-Max (s)	0.18	0.43	0.48	0.58	0.38	0.50	0.70	0.07	0.32	0.43
tFz Min-Max (s)	0.08	0.41	0.37	0.63	0.32	0.28	0.53	0.05	0.18	0.24

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-13. Κινητικές Παράμετροι- Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΕΝΤΟΣ προσπαθειών: ΚΑΘΙΣΜΑ: Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.-Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	χωρίς				Κατά ζεύγη Συγκρίσεις					
	μετρονομικό	φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
p-value										
Fzmax (N)	0.573	0.294	1.000	0.091	1.000	1.000	1.000	1.000	0.909	0.132
Fzmax (×ΣΒ)	0.573	0.294	1.000	0.091	1.000	1.000	1.000	1.000	0.909	0.132
RFD (N/s)	1.000	1.000	1.000	0.482	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
tFz BW-Max (s)	<0.001*	<0.001*	<0.001*	<0.001*	1.000	1.000	0.618	1.000	0.643	0.036*
tFz Min-Max (s)	1.000	1.000	1.000	0.244	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.686
95% CI [lower bound-upper bound]										
Fzmax (N)	[-1.85, 0.38]	[-2.58, 0.35]	[-1.46, 0.74]	[-4.86, 0.20]	[-1.87, 1.11]	[-1.05, 1.79]	[-4.46, 1.26]	[-0.83, 2.32]	[-3.32, 0.88]	[-4.23, 0.29]
Fzmax (×ΣΒ)	[-1.85, 0.38]	[-2.58, 0.35]	[-1.46, 0.74]	[-4.86, 0.20]	[-1.87, 1.11]	[-1.05, 1.79]	[-4.46, 1.26]	[-0.83, 2.32]	[-3.32, 0.88]	[-4.23, 0.29]
RFD (N/s)	[-3.59, 5.73]	[-4.33, 5.30]	[-4.01, 5.00]	[-1.28, 6.86]	[-3.59, 2.44]	[-5.36, 4.22]	[-2.44, 5.88]	[-4.14, 4.15]	[-1.98, 6.58]	[-1.91, 6.49]
tFz BW-Max (s)	[-15.46, -9.81]	[-15.97, -9.81]	[-18.13, -10.52]	[-13.55, -8.28]	[-2.97, 2.46]	[-5.79, 2.41]	[-0.94, 4.38]	[-5.23, 2.36]	[-1.11, 5.06]	[0.14, 6.68]
tFz Min-Max (s)	[-1.66, 3.33]	[-2.64, 3.46]	[-3.11, 2.68]	[-0.45, 3.76]	[-2.93, 2.07]	[-3.99, 1.89]	[-1.78, 3.42]	[-2.92, 1.68]	[-1.73, 4.22]	[-1.10, 4.84]
Cohen's d effect size										
Fzmax (N)	0.15	0.21	0.08	0.40	0.06	0.07	0.26	0.14	0.19	0.33
Fzmax (×ΣΒ)	0.15	0.21	0.08	0.40	0.06	0.07	0.26	0.14	0.19	0.33
RFD (N/s)	0.11	0.04	0.05	0.32	0.07	0.06	0.20	0.01	0.29	0.28
tFz BW-Max (s)	3.06	2.85	2.55	2.84	0.05	0.24	0.30	0.19	0.33	0.50
tFz Min-Max (s)	0.18	0.06	0.05	0.41	0.08	0.18	0.18	0.09	0.24	0.35

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή (d = 0.2), μεσαία (d = 0.5) και μεγάλη (d = 0.8) επίδραση.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI: *Επίδραση Ρυθμικού Ακουστικού Ερεθίσματος ..*

**Κατά ζεύγη Συγκρίσεις για
ΜΕΓΕΘΗ & ΑΤΟΜΙΚΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ**

Παράμετροι ΚΕΝΤΡΟ ΠΙΕΣΗΣ

*(μόνο για το μέγεθος παραμέτρων)**

- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-14. Κινητικές Παράμετροι-Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ
- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-15. Κινητικές Παράμετροι-Μέγεθος: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ

*ΣΗΜΕΙΩΣΗ: Δεν παρατίθενται Κατά ζεύγη συγκρίσεις ΑΕ για την ατομική μεταβλητότητα (CV%) καθώς δεν υπήρξε σημαντική επίδραση ΑΕ ούτε μεταξύ ούτε εντός των προσπαθειών.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-14. Παράμετροι ΚΕΝΤΡΟ ΠΕΣΗΣ- Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ: Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.-Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
p-value										
Area (cm2)	0.186	0.195	0.297	1.000	1.000	1.000	0.206	1.000	0.046*	0.195
Path-AP (cm)	0.005*	0.009*	0.006*	0.004*	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
Path-ML (cm)	1.000	1.000	0.474	1.000	1.000	1.000	1.000	0.764	1.000	0.698
SD-AP (cm)	0.025*	0.009*	0.170	1.000	1.000	1.000	1.000	0.540	0.721	1.000
SD-ML (cm)	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.054	1.000	0.055	0.032*
ApEn-AP	1.000	1.000	1.000	0.256	1.000	0.927	0.005*	0.860	0.010*	0.001*
ApEn-ML	1.000	1.000	1.000	0.256	1.000	0.927	0.005*	0.860	0.010*	0.001*
95% CI [lower bound-upper bound]										
Area (cm2)	[-1.09 11.34]	[-1.21 12.17]	[-1.66 12.08]	[-7.44 6.85]	[-3.01 3.71]	[-3.87 4.04]	[-12.10 1.26]	[-3.68 3.15]	[-11.48 -0.05]	[-12.22 1.22]
Path-AP (cm)	[0.32 2.59]	[0.28 2.93]	[0.29 2.59]	[0.43 3.15]	[-0.69 0.98]	[-0.90 0.87]	[-1.05 1.73]	[-1.02 0.69]	[-1.12 1.50]	[-1.09 1.79]
Path-ML (cm)	[-1.09 3.25]	[-1.32 3.26]	[-0.68 3.67]	[-1.63 2.85]	[-1.25 1.03]	[-0.43 1.26]	[-1.93 0.98]	[-0.34 1.39]	[-1.90 1.18]	[-2.30 0.53]
SD-AP (cm)	[0.01 0.34]	[0.03 0.36]	[-0.03 0.29]	[-0.12 0.29]	[-0.09 0.13]	[-0.16 0.07]	[-0.30 0.11]	[-0.16 0.03]	[-0.30 0.07]	[-0.24 0.14]
SD-ML (cm)	[-0.10 0.31]	[-0.11 0.31]	[-0.10 0.36]	[-0.30 0.20]	[-0.09 0.09]	[-0.06 0.12]	[-0.31 0.00]	[-0.06 0.11]	[-0.31 0.00]	[-0.35 -0.01]
ApEn-AP	[-0.002 0.003]	[-0.003 0.003]	[-0.002 0.004]	[-0.007 0.001]	[-0.001 0.001]	[-0.001 0.002]	[-0.006 -0.001]	[-0.001 0.003]	[-0.005 -0.001]	[-0.007 -0.001]
ApEn-ML	[-0.003 0.003]	[-0.002 0.002]	[-0.002 0.003]	[-0.007 0.000]	[-0.002 0.002]	[-0.001 0.002]	[-0.006 -0.001]	[-0.001 0.002]	[-0.006 0.000]	[-0.007 -0.001]
Cohen's d effect size										
Area (cm2)	0.38	0.41	0.38	0.47	0.04	0.00	0.09	0.04	0.05	0.10
Path-AP (cm)	0.26	0.22	0.38	0.14	0.03	0.13	0.13	0.16	0.09	0.26
Path-ML (cm)	0.30	0.32	0.22	0.13	0.04	0.08	0.16	0.11	0.19	0.08
SD-AP (cm)	0.24	0.23	0.30	0.11	0.00	0.07	0.37	0.07	0.36	0.44
SD-ML (cm)	0.09	0.04	0.31	0.61	0.07	0.25	0.73	0.32	0.69	0.89
ApEn-AP	0.03	0.05	0.26	0.76	0.00	0.23	0.64	0.29	0.71	0.89
ApEn-ML	0.29	0.31	0.29	0.01	0.02	0.00	0.28	0.02	0.30	0.28

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-15. Παράμετροι ΚΕΝΤΡΟ ΠΙΕΣΗΣ- Μέγεθος: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.-Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ:										
	p-value									
Area (cm2)	0.964	1.000	1.000	0.109	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.822
Path-AP (cm)	0.084	1.000	1.000	0.001*	1.000	1.000	0.151	1.000	0.003*	0.019*
Path-ML (cm)	0.122	1.000	1.000	0.054	0.767	0.073	0.223	1.000	0.107	0.014*
SD-AP (cm)	0.624	0.879	0.793	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
SD-ML (cm)	0.096	1.000	1.000	0.308	1.000	0.295	1.000	1.000	1.000	0.294
ApEn-AP	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
ApEn-ML	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	95% CI [lower bound-upper bound]									
Area (cm2)	[-1.86 6.84]	[-1.89 6.46]	[-1.62 5.33]	[-0.50 9.20]	[-4.59 4.20]	[-5.18 3.92]	[-2.35 6.09]	[-4.10 3.24]	[-2.08 6.21]	[-1.68 6.67]
Path-AP (cm)	[-0.03 0.91]	[-0.27 0.80]	[-0.46 0.84]	[0.25 1.43]	[-0.62 0.27]	[-0.86 0.37]	[-0.07 0.87]	[-0.67 0.52]	[0.14 1.01]	[0.07 1.22]
Path-ML (cm)	[-0.11 1.69]	[-0.67 1.17]	[-1.70 0.83]	[-0.02 3.77]	[-1.43 0.35]	[-2.52 0.06]	[-0.27 2.43]	[-1.90 0.53]	[-0.18 3.42]	[0.31 4.31]
SD-AP (cm)	[-0.03 0.12]	[-0.04 0.14]	[-0.03 0.13]	[-0.06 0.13]	[-0.06 0.07]	[-0.09 0.10]	[-0.08 0.06]	[-0.08 0.08]	[-0.08 0.05]	[-0.10 0.07]
SD-ML (cm)	[-0.01 0.27]	[-0.09 0.20]	[-0.22 0.19]	[-0.07 0.46]	[-0.24 0.09]	[-0.34 0.05]	[-0.12 0.26]	[-0.26 0.12]	[-0.13 0.41]	[-0.07 0.49]
ApEn-AP	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]
ApEn-ML	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]	[0.00 0.00]
	Cohen's d effect size									
Area (cm2)	0.19	0.17	0.13	0.33	0.01	0.04	0.16	0.03	0.16	0.17
Path-AP (cm)	0.29	0.16	0.11	0.54	0.11	0.14	0.27	0.04	0.35	0.38
Path-ML (cm)	0.16	0.05	0.07	0.40	0.10	0.22	0.25	0.11	0.33	0.43
SD-AP (cm)	0.23	0.25	0.24	0.17	0.03	0.02	0.05	0.00	0.07	0.07
SD-ML (cm)	0.17	0.07	0.01	0.28	0.09	0.16	0.09	0.07	0.19	0.25
ApEn-AP	0.14	0.07	0.20	0.02	0.07	0.08	0.15	0.14	0.08	0.21
ApEn-ML	0.19	0.05	0.14	0.35	0.16	0.04	0.13	0.10	0.32	0.17

lue: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI: Επίδραση Ρυθμικού Ακουστικού Ερεθίσματος ..

Κατά ζεύγη Συγκρίσεις για

ΜΕΓΕΘΗ & ΑΤΟΜΙΚΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ

Παράμετροι ΜΥΪΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ

*(μόνο για το μέγεθος παραμέτρων και μόνο για το Κάθισμα)**

- Πίνακας ΠΑΡ Ζ-16. Κινητικές Παράμετροι-Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ

***ΣΗΜΕΙΩΣΗ:**

- ❖ Δεν παρατίθενται Κατά ζεύγη συγκρίσεις ΑΕ για το μέγεθος παραμέτρων στην ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ καθώς δεν υπήρξε σημαντική επίδραση του ΑΕ (Anova Repeated Measures).
- ❖ Επίσης, δεν παρατίθενται Κατά ζεύγους συγκρίσεις για την ατομική μεταβλητότητα (CV%) (ΚΑΘΙΣΜΑ & ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ) καθώς δεν υπήρξε σημαντική επίδραση ΑΕ ούτε μεταξύ ούτε εντός των προσπαθειών για το ΚΑΘΙΣΜΑ, ενώ για την ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ η σημαντική επίδραση ΑΕ στην ατομική μεταβλητότητα (CV%) εντός προσπαθειών ανέδειξε ενδοζευγική διαφορά μόνο του Μουσικού 2-ΑΕ με το Μελωδική σύνθεση-ΑΕ ($p = 0.010$) και με το Φωνητικό-ΑΕ ($p = 0.028$).

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-16. ΜΥΪΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ μέγεθος παραμέτρων: ΚΑΘΙΣΜΑ: Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.-Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

	Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
	χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση
ΚΑΘΙΣΜΑ										
p-value										
rmsRVL (VMG units)	0.021*	0.014*	1.000	0.002*	1.000	1.000	0.025*	1.000	0.016*	0.010*
rmsLVL (VMG units)	1.000	0.115	1.000	0.006*	1.000	1.000	0.034*	1.000	0.040*	0.015*
95% CI [lower bound-upper bound]										
rmsRVL (VMG units)	[-0.997 -0.50]	[-1.033 -0.75]	[-1.247 -0.5]	[-4.750 -0.78]	[-0.459 -0.8]	[-0.550 -0.5]	[-4.305 -0.76]	[-0.522 -0.8]	[-4.152 -0.69]	[-4.328 -0.88]
rmsLVL (VMG units)	[-0.280 -0.0]	[-0.262 -1.5]	[-0.285 -0.9]	[-1.362 -0.59]	[-0.147 -0.1]	[-0.108 -0.3]	[-1.290 -0.30]	[-0.106 -0.7]	[-1.257 -0.17]	[-1.304 -0.91]
Cohen's d effect size										
rmsRVL (VMG units)	0.15	0.16	0.12	0.62	0.01	0.04	0.50	0.04	0.50	0.54
rmsLVL (VMG units)	0.12	0.15	0.08	0.59	0.03	0.05	0.51	0.08	0.49	0.54

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ζ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI: Επίδραση Ρυθμικού Ακουστικού Ερεθίσματος ..

Κατά ζεύγη Συγκρίσεις για

ΜΕΓΕΘΗ & ΑΤΟΜΙΚΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ

Παράμετροι ΗΛΕΚΤΡΟ-ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ

(μόνο για το μέγεθος των τριών παραμέτρων, RMS-PSD-ΑρEntropy)

RMS – μόνο για Κάθισμα (μη σημαντική επίδραση ΑΕ στην Απαγωγή ισχίου) (Πίνακες ΠΑΡ Ζ-18)

PSD – μόνο για Κάθισμα (μη σημαντική επίδραση ΑΕ στην Απαγωγή ισχίου) (Πίνακας ΠΑΡ Ζ-19)

ΑρEntropy – Κάθισμα και για Απαγωγή ισχίου (Πίνακες ΠΑΡ Ζ-20 και ΠΑΡ Ζ-21, αντίστοιχα).

Σε ότι αφορά την ατομική μεταβλητότητα (CV%) των Ηλεκτροεγκεφαλικών παραμέτρων υπήρξαν σημαντικές επιδράσεις του ΑΕ (παρατίθενται παρακάτω) αλλά ΔΕΝ παρατίθενται πίνακες ενδοζευγικών συγκρίσεων

RMS – (σημαντικότητα ΑΕ ΜΕΤΑΞΥ (Κ+ΑΙ) αλλά όχι ΕΝΤΟΣ)

PSD – (σημαντικότητα ΑΕ ΜΕΤΑΞΥ (Κ+ΑΙ) αλλά όχι ΕΝΤΟΣ)

ΑρEntropy – μη σημαντικότητα ΑΕ (Κ+ΑΙ) και ΜΕΤΑΞΥ και ΕΝΤΟΣ

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-18. RMS – Ηλεκτρο- Εγκεφαλογραφικές Παράμετροι-Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ: Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.-Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

		Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
		χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική μουσική για άσκηση
		ΚΑΘΙΣΜΑ									
		p-value									
Κύματα άλφα	C3	0.789	0.852	1.000	0.004*	1.000	0.303	0.012*	0.001*	0.01*	<0.001*
	C4	0.881	0.344	1.000	0.005*	1.000	0.484	0.032*	0.090	0.051	<0.001*
	F	1.000	1.000	0.909	0.049*	1.000	1.000	0.004*	1.000	0.012*	0.004*
	P	1.000	0.911	1.000	0.269	1.000	1.000	0.001*	1.000	<0.001*	0.019*
Κύματα βήτα	C3	1.000	1.000	1.000	0.160	1.000	0.488	0.230	1.000	0.023*	0.039*
	C4	1.000	1.000	1.000	0.103	1.000	1.000	0.127	1.000	0.131	0.160
	F	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.117	1.000	0.04*	0.062
	P	1.000	1.000	1.000	0.031*	1.000	1.000	0.109	1.000	0.061	0.232
		95% CI [lower bound-upper bound]									
Κύματα άλφα	C3	[-7.595 1.875]	[-5.095 .308]	[-3.435 .390]	[-12.157 .590]	[-3.002 .936]	[-0.928 .603]	[-7.435 .591]	[0.009 .053]	[-9.130 .830]	[-11.120 .582]
	C4	[-7.239 1.892]	[-4.945 .756]	[-3.191 .395]	[-11.379 .411]	[-3.451 .608]	[-1.290 .842]	[-7.242 .202]	[-0.002 .055]	[-8.612 .011]	[-10.613 .383]
	F	[-0.302 1.057]	[-0.560 .020]	[-0.292 .099]	[-1.892 .003]	[-0.519 .224]	[-0.223 .275]	[-2.327 .322]	[-0.022 .031]	[-2.176 .178]	[-2.375 .326]
	P	[-0.734 1.223]	[-0.650 .444]	[-0.579 .689]	[-2.477 .321]	[-0.757 .063]	[-1.377 .999]	[-3.025 .620]	[-0.018 .032]	[-3.241 .710]	[-3.089 .177]
Κύματα βήτα	C3	[-4.981 1.217]	[-2.582 .810]	[-1.692 .817]	[-10.469 .878]	[-1.759 .751]	[-0.909 .797]	[-7.715 .887]	[-0.017 .010]	[-9.385 .434]	[-10.550 .166]
	C4	[-4.937 1.092]	[-4.106 .008]	[-3.104 .997]	[-10.420 .515]	[-3.045 .792]	[-2.398 .137]	[-7.554 .495]	[-0.010 .015]	[-8.374 .568]	[-9.606 .808]
	F	[-0.489 1.436]	[-0.644 .637]	[-0.581 .683]	[-1.489 .744]	[-0.471 .516]	[-0.481 .636]	[-1.800 .107]	[-0.007 .002]	[-1.713 .024]	[-1.874 .027]
	P	[-2.449 1.313]	[-2.201 .407]	[-2.642 .842]	[-4.502 .133]	[-0.827 .170]	[-2.222 .558]	[-4.754 .255]	[-0.007 .002]	[-4.903 .061]	[-4.338 .503]
		Cohen's d effect size									
Κύματα άλφα	C3	0.29	0.21	0.01	0.63	0.08	0.29	0.34	0.20	0.42	0.63
	C4	0.27	0.23	0.01	0.60	0.05	0.29	0.31	0.24	0.38	0.63
	F	0.20	0.11	0.22	0.34	0.07	0.01	0.50	0.09	0.41	0.51
	P	0.19	0.23	0.15	0.24	0.05	0.05	0.42	0.10	0.46	0.38
Κύματα βήτα	C3	0.11	0.00	0.04	0.37	0.12	0.16	0.26	0.04	0.39	0.43
	C4	0.12	0.09	0.05	0.39	0.03	0.07	0.27	0.04	0.30	0.33
	F	0.21	0.21	0.25	0.13	0.01	0.04	0.33	0.03	0.34	0.37
	P	0.03	0.03	0.10	0.46	0.05	0.07	0.41	0.12	0.45	0.34

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-19. PSD – Ηλεκτρο- Εγκεφαλογραφικές Παράμετροι-Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ: Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.-Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

		Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
		χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική μουσική για άσκηση
		ΚΑΘΙΣΜΑ									
		p-value									
Κύματα άλφα	C3	1.000	0.281	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.137	0.802
	C4	1.000	0.177	1.000	1.000	0.401	1.000	1.000	1.000	0.029*	1.000
	F	0.138	0.149	0.462	1.000	1.000	1.000	0.003*	1.000	0.006*	0.004*
	P	1.000	1.000	1.000	0.494	1.000	1.000	0.255	1.000	0.400	0.054
Κύματα βήτα	C3	1.000	1.000	1.000	1.000	0.632	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	C4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	F	0.669	0.901	1.000	1.000	1.000	1.000	0.024*	0.295	0.065	0.063
	P	0.268	0.296	0.208	1.000	1.000	1.000	0.426	0.120	0.594	0.495
		95% CI [lower bound-upper bound]									
Κύματα άλφα	C3	[-9.649 1.290]	[-2.715 .345]	[-6.800 .951]	[-16.678 .317]	[-11.409 .398]	[-10.340 .850]	[-24.519 .518]	[-0.244 .591]	[-20.457 .467]	[-23.315 .804]
	C4	[-15.179 1.336]	[-2.110 .801]	[-14.857 .844]	[-20.824 .054]	[-3.550 .084]	[-12.098 .928]	[-20.184 .256]	[-1.460 .775]	[-24.625 .837]	[-20.187 .429]
	F	[-0.537 1.425]	[-0.679 .666]	[-1.339 .298]	[-7.830 .153]	[-2.026 .125]	[-2.631 .701]	[-10.093 .473]	[-0.020 .009]	[-11.378 .286]	[-9.371 .264]
	P	[-4.657 1.962]	[-5.429 .808]	[-4.291 .925]	[-10.662 .034]	[-2.849 .923]	[-3.554 .884]	[-11.342 .409]	[-0.018 .006]	[-12.030 .023]	[-11.320 .058]
Κύματα βήτα	C3	[-6.646 1.233]	[-17.062 .717]	[-10.504 .770]	[-16.454 .018]	[-20.404 .472]	[-17.671 .350]	[-22.783 .760]	[-0.377 .487]	[-18.460 .369]	[-19.191 .490]
	C4	[-11.570 1.246]	[-14.338 .189]	[-12.945 .124]	[-18.328 .391]	[-15.971 .145]	[-13.490 .993]	[-22.179 .565]	[-2.091 .084]	[-23.394 .607]	[-26.716 .599]
	F	[-2.509 1.099]	[-2.944 .131]	[-3.402 .867]	[-14.515 .663]	[-3.987 .586]	[-2.930 .806]	[-15.746 .696]	[-0.041 .006]	[-16.320 .280]	[-15.556 .237]
	P	[-2.792 1.653]	[-2.810 .330]	[-2.244 .127]	[-15.533 .988]	[-7.665 .325]	[-7.865 .887]	[-19.879 .474]	[-0.045 .003]	[-19.115 .050]	[-20.309 .881]
		Cohen's d effect size									
Κύματα άλφα	C3	0.21	0.37	0.31	0.05	0.13	0.09	0.27	0.04	0.44	0.37
	C4	0.06	0.46	0.05	0.11	0.39	0.01	0.18	0.41	0.64	0.16
	F	0.38	0.44	0.32	0.21	0.09	0.07	0.62	0.16	0.69	0.56
	P	0.02	0.03	0.11	0.38	0.01	0.10	0.44	0.08	0.44	0.54
Κύματα βήτα	C3	0.33	0.01	0.12	0.01	0.32	0.21	0.34	0.12	0.01	0.13
	C4	0.15	0.06	0.21	0.18	0.09	0.07	0.32	0.15	0.23	0.37
	F	0.30	0.29	0.26	0.21	0.03	0.04	0.48	0.02	0.47	0.45
	P	0.45	0.43	0.46	0.06	0.05	0.01	0.42	0.06	0.40	0.43

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας ΠΑΡ Ζ-20. ApEntropy – Ηλεκτρο-Εγκεφαλογραφικές Παράμετροι-Μέγεθος: ΚΑΘΙΣΜΑ: Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.-Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

		Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
		χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική μουσική για άσκηση
		ΚΑΘΙΣΜΑ p-value									
Κύματα άλφα	C3	0.250	0.759	1.000	1.000	1.000	0.749	1.000	0.078	1.000	1.000
	C4	1.000	0.966	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	F	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	P	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
Κύματα βήτα	C3	0.986	1.000	1.000	0.13*	1.000	0.181	1.000	1.000	0.599	0.008*
	C4	1.000	0.282	1.000	0.04*	1.000	0.440	0.362	1.000	0.389	0.002*
	F	1.000	1.000	1.000	0.013*	0.539	1.000	0.001*	1.000	0.029*	0.002*
	P	0.585	0.204	0.343	<0.001*	1.000	1.000	0.090	0.433	0.117	0.104
		95% CI [lower bound-upper bound]									
Κύματα άλφα	C3	[-0.002 0.043]	[-0.006 0.037]	[-0.010 0.029]	[-0.008 0.037]	[-0.017 0.008]	[-0.028 0.007]	[-0.026 0.014]	[-0.013 0.029]	[-0.019 0.017]	[-0.013 0.022]
	C4	[-0.016 0.029]	[-0.006 0.025]	[-0.013 0.019]	[-0.016 0.021]	[-0.011 0.018]	[-0.022 0.015]	[-0.025 0.018]	[-0.012 0.041]	[-0.025 0.011]	[-0.016 0.015]
	F	[-0.014 0.008]	[-0.011 0.013]	[-0.017 0.011]	[-0.013 0.014]	[-0.007 0.014]	[-0.012 0.012]	[-0.007 0.015]	[-19.122 9.858]	[-0.016 0.015]	[-0.013 0.020]
	P	[-0.015 0.020]	[-0.016 0.019]	[-0.010 0.021]	[-0.018 0.016]	[-0.016 0.015]	[-0.012 0.018]	[-0.019 0.012]	[-18.815 6.699]	[-0.023 0.017]	[-0.026 0.012]
Κύματα βήτα	C3	[-0.015 0.069]	[-0.012 0.051]	[-0.027 0.034]	[0.006 0.094]	[-0.044 0.029]	[-0.055 0.008]	[-0.004 0.051]	[-0.006 0.003]	[-0.006 0.067]	[0.012 0.081]
	C4	[-0.021 0.069]	[-0.008 0.048]	[-0.031 0.034]	[0.003 0.093]	[-0.039 0.031]	[-0.059 0.014]	[-0.005 0.052]	[-0.003 0.006]	[-0.008 0.063]	[0.011 0.082]
	F	[-0.020 0.011]	[-0.013 0.016]	[-0.017 0.011]	[0.002 0.050]	[-0.003 0.015]	[-0.009 0.012]	[0.007 0.054]	[-12.662 11.166]	[0.002 0.048]	[0.006 0.052]
	P	[-0.013 0.054]	[-0.005 0.049]	[-0.004 0.049]	[0.017 0.077]	[-0.030 0.034]	[-0.025 0.030]	[-0.004 0.058]	[-13.559 12.711]	[-0.005 0.055]	[-0.008 0.057]
		Cohen's d effect size									
Κύματα άλφα	C3	0.47	0.37	0.25	0.35	0.10	0.24	0.13	0.14	0.03	0.11
	C4	0.13	0.24	0.08	0.08	0.08	0.06	0.06	0.16	0.15	0.00
	F	0.14	0.03	0.10	0.01	0.17	0.02	0.16	0.13	0.03	0.11
	P	0.08	0.05	0.17	0.04	0.03	0.09	0.11	0.11	0.08	0.20
Κύματα βήτα	C3	0.27	0.22	0.03	0.51	0.07	0.25	0.23	0.20	0.32	0.51
	C4	0.21	0.19	0.01	0.43	0.03	0.21	0.20	0.19	0.25	0.45
	F	0.13	0.05	0.09	0.63	0.18	0.04	0.74	0.13	0.59	0.70
	P	0.28	0.31	0.32	0.68	0.02	0.03	0.36	0.01	0.34	0.34

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

Πίνακας PAP Z-21. ApEntropy – Ηλεκτρο- Εγκεφαλογραφικές Παράμετροι-Μέγεθος: ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ: Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.-Στατιστικοί δείκτες p-value, διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και Cohen's d effect size **κατά ζεύγη συγκρίσεων** μεταξύ συνθηκών ακουστικών ερεθισμάτων.

		Κατά ζεύγη Συγκρίσεις									
		χωρίς μετρονομικό	χωρίς φωνητικό	χωρίς μελωδική σύνθεση	χωρίς μουσική για άσκηση	μετρονομικό φωνητικό	μετρονομικό μελωδική σύνθεση	μετρονομικό μουσική για άσκηση	φωνητικό μελωδική σύνθεση	φωνητικό μουσική για άσκηση	μελωδική μουσική για άσκηση
		ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ									
		p-value									
Κύματα άλφα	C3	0.097	0.378	1.000	0.664	1.000	0.714	1.000	1.000	1.000	1.000
	C4	1.000	0.649	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	F	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	P	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
Κύματα βήτα	C3	0.632	0.714	1.000	0.018*	1.000	0.332	0.167	1.000	0.176	0.003*
	C4	1.000	0.359	1.000	0.029*	1.000	0.689	0.167	1.000	0.247	0.004*
	F	1.000	1.000	1.000	0.029*	0.571	1.000	0.004*	1.000	0.029*	0.005*
	P	0.783	0.214	0.140	0.001*	1.000	1.000	0.128	1.000	0.159	0.280
		95% CI [lower bound-upper bound]									
Κύματα άλφα	C3	[-0.002 0.043]	[-0.006 0.037]	[-0.010 0.029]	[-0.008 0.037]	[-0.017 0.008]	[-0.028 0.007]	[-0.026 0.014]	[-0.013 0.029]	[-0.019 0.017]	[-0.013 0.022]
	C4	[-0.016 0.029]	[-0.006 0.025]	[-0.013 0.019]	[-0.016 0.021]	[-0.011 0.018]	[-0.022 0.015]	[-0.025 0.018]	[-0.012 0.041]	[-0.025 0.011]	[-0.016 0.015]
	F	[-0.014 0.008]	[-0.011 0.013]	[-0.017 0.011]	[-0.013 0.014]	[-0.007 0.014]	[-0.012 0.012]	[-0.007 0.015]	[-19.122 9.858]	[-0.016 0.015]	[-0.013 0.020]
	P	[-0.015 0.020]	[-0.016 0.019]	[-0.010 0.021]	[-0.018 0.016]	[-0.016 0.015]	[-0.012 0.018]	[-0.019 0.012]	[-18.815 6.699]	[-0.023 0.017]	[-0.026 0.012]
Κύματα βήτα	C3	[-0.015 0.069]	[-0.012 0.051]	[-0.027 0.034]	[0.006 0.094]	[-0.044 0.029]	[-0.055 0.008]	[-0.004 0.051]	[-0.006 0.003]	[-0.006 0.067]	[0.012 0.081]
	C4	[-0.021 0.069]	[-0.008 0.048]	[-0.031 0.034]	[0.003 0.093]	[-0.039 0.031]	[-0.059 0.014]	[-0.005 0.052]	[-0.003 0.006]	[-0.008 0.063]	[0.011 0.082]
	F	[-0.020 0.011]	[-0.013 0.016]	[-0.017 0.011]	[0.002 0.050]	[-0.003 0.015]	[-0.009 0.012]	[0.007 0.054]	[-12.662	[0.002 0.048]	[0.006 0.052]
	P	[-0.013 0.054]	[-0.005 0.049]	[-0.004 0.049]	[0.017 0.077]	[-0.030 0.034]	[-0.025 0.030]	[-0.004 0.058]	[-13.559	[-0.005 0.055]	[-0.008 0.057]
		Cohen's d effect size									
Κύματα άλφα	C3	0.47	0.37	0.25	0.35	0.10	0.24	0.13	0.14	0.03	0.11
	C4	0.13	0.24	0.08	0.08	0.08	0.06	0.06	0.16	0.15	0.00
	F	0.14	0.03	0.10	0.01	0.17	0.02	0.16	0.13	0.03	0.11
	P	0.08	0.05	0.17	0.04	0.03	0.09	0.11	0.11	0.08	0.20
Κύματα βήτα	C3	0.27	0.22	0.03	0.51	0.07	0.25	0.23	0.20	0.32	0.51
	C4	0.21	0.19	0.01	0.43	0.03	0.21	0.20	0.19	0.25	0.45
	F	0.13	0.05	0.09	0.63	0.18	0.04	0.74	0.13	0.59	0.70
	P	0.28	0.31	0.32	0.68	0.02	0.03	0.36	0.01	0.34	0.34

p-value: Η τιμή p σχετίζεται με κάθε σύγκριση ανά ζεύγη μεταξύ των συνθηκών, όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). Διάστημα εμπιστοσύνης 95% (CI): Το διάστημα εμπιστοσύνης 95% παρέχει ένα εύρος εντός του οποίου βρίσκεται η πραγματική τιμή πληθυσμού (π.χ. η μέση διαφορά). Cohen's d: Ο δείκτης Cohen's d είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Συνήθως χρησιμοποιούμενη ερμηνεία του Cohen's d είναι μικρή ($d = 0.2$), μεσαία ($d = 0.5$) και μεγάλη ($d = 0.8$) επίδραση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI

2η Μελέτη - Α' Μέρος

Επίδραση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων

Χρονικές παράμετροι

ΚΑΘΙΣΜΑ

Κατά ζεύγη συγκρίσεις μεταξύ συνθηκών ΑΕ. Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις μεταξύ συνθηκών ΑΕ απεικονίζονται στο Σχήμα 6.2 για το μέγεθος των παραμέτρων και στο Σχήμα 6.3 για την ατομική μεταβλητότητα. Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών. Οι Πίνακες 4.6 και 4.7 = Πίνακες 6.5 και 6.6 παρέχουν λεπτομερή στατιστικά στοιχεία, που περιλαμβάνουν τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen, των κατά ζεύγη συγκρίσεων για τη συνθήκη χωρίς ΑΕ και κάθε συνθήκης ΑΕ καθώς για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ.

Αναλυτικότερα:

• Μέγεθος διάρκειας κύκλου

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για τη διάρκεια κύκλου δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p = 1.00$, φωνητικό ΑΕ: $p = 0.558$ και μελωδική σύνθεση: $p = 1.00$), με εξαίρεση τη σημαντικά μικρότερη διάρκεια που παρατηρήθηκε στο μουσική για άσκηση σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ (1.79 ± 0.54 δευτ. έναντι 2.34 ± 0.59 δευτ., $p < 0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το μουσική για άσκηση επέφερε τη μικρότερη διάρκεια κύκλου κίνησης σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (in ascending order: φωνητικό ΑΕ: 2.28 ± 0.51 δευτ., $p < 0.001$, μετρονομικό ΑΕ: 2.31 ± 0.52 δευτ., $p < 0.001$, και μελωδική σύνθεση: 2.36 ± 0.6 δευτ., $p < 0.001$).

Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών για διάρκεια κύκλου

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών για τη διάρκεια κύκλου, δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p = 1.00$, μελωδική σύνθεση: $p = 1.00$, μουσική για άσκηση: $p = 1.00$), με εξαίρεση τη σημαντικά μεγαλύτερη μεταβλητότητα στο φωνητικό ΑΕ σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ ($8.19\% \pm 3.22$ έναντι $6.2\% \pm 2.52$, $p < 0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το φωνητικό ΑΕ επέφερε τη μεγαλύτερη την ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών για τη διάρκεια κύκλου σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $6.83\% \pm 2.88$, $p < 0.001$, και μουσική για άσκηση: $5.95\% \pm 2.68$, $p < 0.001$) με εξαίρεση της μελωδικής σύνθεσης ($6.71\% \pm 3.2$, $p = 0.112$).

- **Μέγεθος για τη διάρκεια φάσης 1**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η διάρκεια της φάσης 1 ήταν σημαντικά μικρότερη σε όλες τις συνθήκες ΑΕ, εκτός από το **μελωδική σύνθεση** (1.19 ± 0.34 δευτ., $p = 1.00$), σε σύγκριση με την συνθήκη **χωρίς ΑΕ (μουσική για άσκηση: 0.92 ± 0.31 δευτ., $p < 0.001$, μετρονομικό ΑΕ: 1.10 ± 0.26 δευτ., $p = 0.012$, φωνητικό ΑΕ: 1.14 ± 0.28 δευτ., $p = 0.012$, έναντι χωρίς ΑΕ : 1.25 ± 0.37 δευτ.)**.

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ, το **μουσική για άσκηση** παρουσίασε σημαντικά μικρότερη διάρκεια φάσης 1 σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** $p = 0.004$, **φωνητικό ΑΕ:** $p < 0.001$ και **μελωδική σύνθεση:** $p < 0.001$).

- **Μέγεθος για τη διάρκεια φάσης 2**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Όσον αφορά τη διάρκεια φάσης 2, δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ **φωνητικού ΑΕ** και **της μελωδικής σύνθεσης** σε σύγκριση με την συνθήκη **χωρίς ΑΕ**. Ωστόσο, η διάρκεια της φάσης 2 ήταν σημαντικά μεγαλύτερη στο **μετρονομικό ΑΕ**, και μικρότερη στο **μουσική για άσκηση** σε σύγκριση με την συνθήκη **χωρίς ΑΕ** (1.21 ± 0.37 δευτ., $p = 0.024$ και 0.88 ± 0.28 δευτ., $p < 0.001$, αντίστοιχα, έναντι 1.09 ± 0.26 δευτ.)

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ, το **μουσική για άσκηση** παρουσίασε σημαντικά μικρότερη διάρκεια φάσης 2 σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**φωνητικό ΑΕ:** 1.15 ± 0.32 δευτ., $p < 0.001$ και **μελωδική σύνθεση:** 1.17 ± 0.31 δευτ., $p < 0.001$, **μετρονομικό ΑΕ:** 1.21 ± 0.37 δευτ., $p < 0.001$).

- **Ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών για τη φάση 2**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών της διάρκειας της φάσης 2 δεν διέφερε σημαντικά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** $p = 0.556$, **μελωδική σύνθεση:** $p = 1.00$, **μουσική για άσκηση:** $p = 1.00$), με εξαίρεση τη σημαντικά μεγαλύτερη μεταβλητότητα στο **φωνητικό ΑΕ** σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ ($12.26\% \pm 5.94$ έναντι $8.59\% \pm 4.04$, $p < 0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ των διαφορετικών ΑΕ έδειξε ότι το **φωνητικό ΑΕ** επέφερε τη μεγαλύτερη ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών (**μετρονομικό ΑΕ:** 9.85 ± 5.08 , $p < 0.042$, και **μουσική για άσκηση:** 8.01 ± 3.48 , $p < 0.001$) με εξαίρεση της μελωδικής σύνθεσης (9.59 ± 4.75 , $p = 0.120$).

- **Μέγεθος χρονισμού φάσεων.**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Ο χρονισμός φάσεων (%τόκλου) διέφερε σημαντικά μεταξύ όλων των ΑΕ, και της συνθήκης **χωρίς ΑΕ** (**φωνητικό ΑΕ:** $p = 0.006$, και **μελωδική σύνθεση:** $p < 0.034$, **μετρονομικό ΑΕ:** $p = 0.002$), με εξαίρεση το **μουσική για άσκηση** ($p = 0.356$).

[1^η φάση (%κύκλου): χωρίς ΑΕ: 52.92% ± 4.83, μετρονομικό ΑΕ: 48.06% ± 6.36, φωνητικό ΑΕ: 50.12% ± 5.78, μελωδική σύνθεση: 50.46% ± 5.03, μουσική για άσκηση: 51.08% ± 5.03, 2^η φάση (%κύκλου): χωρίς ΑΕ: 47.08% ± 4.83, μετρονομικό ΑΕ: 51.94% ± 6.36, φωνητικό ΑΕ: 49.88% ± 5.78, μελωδική σύνθεση: 49.54% ± 4.65, μουσική για άσκηση: 48.92% ± 5.03].

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Για τον χρονισμό των φάσεων δεν υπήρξε σημαντική διαφορά μεταξύ των ΑΕ ($p > 0.05$).

• **Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών για το χρονισμό φάσεων**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών για τις διάρκειες των φάσεων 1 και 2 εκφρασμένες ως ποσοστό του κύκλου, δεν διέφεραν σημαντική μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p = 0.201$ και $p = 1.00$, μελωδική σύνθεση: $p = 1.00$ και $p = 1.00$, μουσική για άσκηση: $p = 1.00$ και $p = 0.381$, για 1^η και 2^η φάση αντίστοιχα), με εξαίρεση τη σημαντικά μεγαλύτερη μεταβλητότητα στο φωνητικό ΑΕ σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ (8.49 ± 4.6 έναντι $5.82\% \pm 2.18$, $p = 0.002$ και $8.22\% \pm 3.58$ έναντι $6.52\% \pm 2.3$, $p = 0.033$, για 1^η και 2^η φάση αντίστοιχα).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το μουσική για άσκηση είχε την μικρότερη ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών για τη διάρκεια της φάσης 1 εκφρασμένης ως ποσοστό του κύκλου, σε σύγκριση με το φωνητικό ΑΕ ($5.34\% \pm 2.69$ έναντι 8.49 ± 4.6 , $p = 0.001$) και το μετρονομικό ΑΕ συγκριτικά με το μουσική για άσκηση ($5.34\% \pm 2.69$ έναντι $7.46\% \pm 4.61$, $p = 0.031$). Στη διάρκεια της φάσης 2 εκφρασμένης ως ποσοστό του κύκλου, το φωνητικό ΑΕ επέφερε τη μεγαλύτερη ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: 6.51 ± 2.96 , $p = 0.007$, και μουσική για άσκηση: $5.5\% \pm 2.76$, $p = 0.002$) με εξαίρεση της μελωδικής σύνθεσης (6.29 ± 2.99 , $p = 0.120$).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI

2η Μελέτη - Α' Μέρος

Επίδραση ρυθμικών ακουστικών ερεθισμάτων – Χρονικές παράμετροι

ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ

Κατά ζεύγη συγκρίσεις μεταξύ συνθηκών ΑΕ

Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις μεταξύ συνθηκών απεικονίζονται στο Γράφημα 4.6 (Δεξιά) για το μέγεθος των παραμέτρων και στο Σχήμα 6.4 για την ατομική μεταβλητότητα. Ο Πίνακας 4.6 και 4.7 (κάτω ενότητα) παρέχουν λεπτομερή στατιστικά στοιχεία, που περιλαμβάνουν τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen, των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ΑΕ.

Αναλυτικότερα:

• Διάρκεια κύκλου - Μέγεθος

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Στη διάρκεια κύκλου δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p = 0.581$, φωνητικό ΑΕ: $p = 0.618$ και μελωδική σύνθεση: $p = 0.204$), με εξαίρεση τη σημαντικά μικρότερη διάρκεια που παρατηρήθηκε στο μουσική για άσκηση σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ (1.55 ± 0.45 δευτ. έναντι 1.85 ± 0.33 δευτ., $p < 0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το μουσική για άσκηση επέφερε τη μικρότερη διάρκεια κύκλου κίνησης σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: 1.9 ± 0.38 δευτ., $p < 0.001$, φωνητικό ΑΕ: 1.9 ± 0.36 δευτ., $p < 0.001$, και μελωδική σύνθεση: 2.02 ± 0.52 δευτ., $p < 0.001$).

• Διάρκεια κύκλου - Ατομική μεταβλητότητα ΕΝΤΟΣ προσπαθειών

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Όσον αφορά την ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών της διάρκειας του κύκλου κίνησης, δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p = 0.314$, φωνητικό ΑΕ: $p = 1.00$, μελωδική σύνθεση: $p = 1.00$, μουσική για άσκηση: $p = 0.180$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το φωνητικό ΑΕ επέφερε τη μεγαλύτερη ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $9.3\% \pm 4.45$, $p < 0.005$, και μουσική για άσκηση: $9.13\% \pm 5$, $p = 0.006$, έναντι $11.95\% \pm 6.48$), με εξαίρεση της μελωδικής σύνθεσης ($9.94\% \pm 4.36$, $p = 0.112$).

• Διάρκεια φάσης 1 - Μέγεθος

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Στη διάρκεια της φάσης 1 δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p = 1.00$,

φωνητικό ΑΕ: $p = 1.00$ και **μελωδική σύνθεση:** $p = 1.00$), με εξαίρεση τη σημαντικά μικρότερη διάρκεια που παρατηρήθηκε στο **μουσική για άσκηση** σε σύγκριση με την απουσία ΑΕ (0.71 ± 0.19 δευτ. έναντι 0.85 ± 0.17 δευτ., $p < 0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ, το **μουσική για άσκηση** παρουσίασε σημαντικά μικρότερη διάρκεια φάσης 1 σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** 0.82 ± 0.22 δευτ., $p = 0.004$, **φωνητικό ΑΕ:** 0.83 ± 0.18 δευτ., $p < 0.001$ και **μελωδική σύνθεση:** 0.89 ± 0.24 δευτ., $p < 0.001$).

• Διάρκεια φάσης 2 - Μέγεθος

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η διάρκεια της φάσης 2 ήταν σημαντικά μεγαλύτερη σε όλες τις συνθήκες ΑΕ σε σύγκριση με την συνθήκη **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** 1.07 ± 0.22 δευτ., $p = 0.001$, **φωνητικό ΑΕ:** 1.07 ± 0.23 δευτ., $p = 0.029$, **μελωδική σύνθεση:** 1.13 ± 0.3 δευτ., $p = 0.019$) με εξαίρεση της **μουσικής για άσκηση** που ήταν σημαντικά μικρότερη (0.84 ± 0.28 έναντι 1 ± 0.19 δευτ., $p = 0.002$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ, το **μουσική για άσκηση** παρουσίασε σημαντικά μικρότερη διάρκεια φάσης 2 σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** $p < 0.001$, **φωνητικό ΑΕ:** $p < 0.001$ και **μελωδική σύνθεση:** $p < 0.001$).

• Διάρκεια φάσης 2 - Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών

Δεν υπήρξε σημαντική επίδραση ΑΕ ($p > 0.05$).

• Διάρκεια φάσης 2 - Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών της διάρκειας της φάσης 2 δεν διέφερε σημαντική μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** $p = 0.556$, **φωνητικό ΑΕ:** $p = 1.00$, **μελωδική σύνθεση:** $p = 1.00$, **μουσική για άσκηση:** $p = 1.00$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **φωνητικό ΑΕ** επέφερε τη μεγαλύτερη ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** $11.79\% \pm 5.94$, $p = 0.005$, **μελωδική σύνθεση:** $11.97\% \pm 5.8$, $p = 0.015$ **μουσική για άσκηση:** $12.58\% \pm 7.55$, $p = 0.021$, έναντι $16.09\% \pm 8.59$).

• Χρονισμός φάσεων (% του κύκλου)- Μέγεθος

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Ο χρονισμός φάσεων (% του κύκλου) διέφερε σημαντικά μεταξύ των ΑΕ **μετρονομικό ΑΕ** ($p = 0.004$) και **μελωδική σύνθεση** ($p = 0.014$) και της συνθήκης **χωρίς ΑΕ**, με εξαίρεση το **φωνητικό ΑΕ** ($p = 0.141$) και **μουσική για άσκηση** ($p = 1.00$).

[1^η φάση (% του κύκλου): **χωρίς ΑΕ:** $52.92\% \pm 4.83$, **μετρονομικό ΑΕ:** $48.06\% \pm 6.36$, **φωνητικό ΑΕ:** $50.12\% \pm 5.78$, **μελωδική σύνθεση:** $50.46\% \pm 4.65$, **μουσική για άσκηση:** 51.08%

± 5.03 , 2^η φάση (%κύκλου): χωρίς ΑΕ: 47.08% ± 4.83 , μετρονομικό ΑΕ: 51.94% ± 6.36 , φωνητικό ΑΕ: 49.88% ± 5.78 , μελωδική σύνθεση: 49.54% ± 4.65 , μουσική για άσκηση: 48.92% ± 5.03].

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ, το μουσική για άσκηση παρουσίασε σημαντικά διαφορετικό χρονισμό φάσεων με των άλλων ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p = 0.006$, φωνητικό ΑΕ: $p = 0.001$ και μελωδική σύνθεση: $p = 0.004$).

• Χρονισμός φάσεων (%κύκλου) - Ατομική μεταβλητότητα ΕΝΤΟΣ προσπαθειών

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών των διαρκειών φάσεων 1 και 2 εκφρασμένες ως ποσοστό του κύκλου, δεν διέφεραν σημαντική μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p = 1.00$ και $p = 0.245$, φωνητικό ΑΕ: $p = 0.885$ και $p = 1.00$, μελωδική σύνθεση: $p = 1.00$ και $p = 1.00$, μουσική για άσκηση: $p = 1.00$ και $p = 1.00$, για 1^η και 2^η φάση αντίστοιχα).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το φωνητικό ΑΕ είχε τη μεγαλύτερη ατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών των διαρκειών 1^{ης} και φάσης 2 εκφρασμένες ως ποσοστό του κύκλου, σε σύγκριση με το μετρονομικό ΑΕ (9.38% ± 4.52 έναντι 11.99% ± 5.49 , $p = 0.001$ και 7.44% ± 4.54 έναντι 9.59% ± 4.94 , $p = 0.007$, για 1^η και 2^η φάση αντίστοιχα).

Κινηματικές Παράμετροι- Επίδραση ΑΕ

Οι Πίνακες στο Παράρτημα Ζ παρέχουν λεπτομερή στατιστικά στοιχεία, που περιλαμβάνουν τιμές p, 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen, των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ΑΕ.

Κινηματικές παράμετροι - ΚΑΘΙΣΜΑ

♦ Ταχύτητα.

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για την ταχύτητα δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=1.00$, **φωνητικό ΑΕ:** $p=0.558$ και **μελωδική σύνθεση:** $p=1.00$), με εξαίρεση τη σημαντικά μεγαλύτερη ταχύτητα που παρατηρήθηκε στο **μουσική για άσκηση** (0.41 ± 0.12 m/s έναντι 0.33 ± 0.13 m/s, $p<0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** επέφερε τη μεγαλύτερη ταχύτητα σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** 0.33 ± 0.11 m/s, $p<0.001$, **φωνητικό ΑΕ:** 0.33 ± 0.12 m/s, $p<0.001$, και **μελωδική σύνθεση:** 0.31 ± 0.12 m/s, $p<0.001$).

♦ Μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών ταχύτητας

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Όσον αφορά την μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών της ταχύτητας, δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=0.314$, **φωνητικό ΑΕ:** $p=1.00$, **μελωδική σύνθεση:** $p=1.00$), με εξαίρεση τη οριακά σημαντικά μικρότερη μεταβλητότητα στο **μουσική για άσκηση** (2.9% έναντι 4.6%, $p=0.047$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών της ταχύτητας ($p > 0.05$).

♦ Επιτάχυνση.

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για την επιτάχυνση δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=1.00$, **φωνητικό ΑΕ:** $p=1.00$ και **μελωδική σύνθεση:** $p=1.00$), με εξαίρεση τη σημαντικά μεγαλύτερη επιτάχυνση που παρατηρήθηκε στο **μουσική για άσκηση** (2.17 ± 1.08 m/s² έναντι 1.4 ± 0.85 m/s², $p<0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** επέφερε τη μεγαλύτερη επιτάχυνση σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** 1.46 ± 0.74 m/s², $p<0.001$, **φωνητικό ΑΕ:** 1.47 ± 0.77 m/s², $p<0.001$, και **μελωδική σύνθεση:** 1.30 ± 0.79 m/s², $p<0.001$).

♦ Μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών επιτάχυνσης.

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Όσον αφορά την μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών της επιτάχυνσης, σημαντικά μικρότερη μεταβλητότητα παρουσίασαν το **φωνητικό**

ΑΕ ($p=0.015$) και το **μουσική για άσκηση** ($p=0.009$) σε σύγκριση με τη συνθήκη **χωρίς ΑΕ** (4.4% και 5.7% έναντι 11.7%).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών της επιτάχυνσης ($p > 0.05$).

◆ **JerK (Ρυθμός Μεταβολής Επιτάχυνσης).**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για το jerk δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=1.00$, **φωνητικό ΑΕ:** $p=1.00$ και **μελωδική σύνθεση:** $p=1.00$), με εξαίρεση το σημαντικά μεγαλύτερο jerk που παρατηρήθηκε στο **μουσική για άσκηση** ($16.1 \pm 11 \text{ m/s}^3$ έναντι $8.6 \pm 7.1 \text{ m/s}^3$, $p<0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** επέφερε μεγαλύτερο jerk σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** $8.9 \pm 5.9 \text{ m/s}^3$, $p<0.001$, **φωνητικό ΑΕ:** $8.9 \pm 6.1 \text{ m/s}^3$, $p<0.001$, και **μελωδική σύνθεση:** $7.6 \pm 6.1 \text{ m/s}^3$, $p<0.001$).

◆ **Μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών jerk.**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Όσον αφορά την μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών του jerk, σημαντικά μικρότερη μεταβλητότητα παρουσίασαν όλα τα ΑΕ σε σύγκριση συνθήκη **χωρίς ΑΕ** με εξαίρεση το **μελωδική σύνθεση** (**μετρονομικό ΑΕ:** 6.9%, $p=0.045$, **φωνητικό ΑΕ:** 5.7%, $p=0.022$, και **μουσική για άσκηση:** 6.2%, $p=0.013$, έναντι 14.9% για το **χωρίς ΑΕ**).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών του jerk ($p > 0.05$).

Κινηματικές παράμετροι - ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ

Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις μεταξύ συνθηκών απεικονίζονται στο Γράφημα για το μέγεθος των παραμέτρων, στο Γράφημα για την μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών και στο Γράφημα για την Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών. Οι Πίνακες παρέχουν λεπτομερή στατιστικά στοιχεία, που περιλαμβάνουν τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen, των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ΑΕ. Αναλυτικότερα:

◆ **Μετατόπιση.**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για την μετατόπιση δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=0.425$, **φωνητικό ΑΕ:** $p=1.00$ και **μελωδική σύνθεση:** $p=0.449$), με εξαίρεση τη σημαντικά μεγαλύτερη μετατόπιση που παρατηρήθηκε στο **μουσική για άσκηση** ($41.2 \pm 10.2 \text{ deg}$ έναντι $38.5 \pm 9.2 \text{ deg}$, $p=0.027$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** επέφερε τη μεγαλύτερη μετατόπιση σε σύγκριση με το **φωνητικό ΑΕ** (38.7 ± 9.6 deg, $p=0.028$).

◆ **Ταχύτητα.**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για την ταχύτητα δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών **ΑΕ** και **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=1.00$, **φωνητικό ΑΕ:** $p=0.558$ και **μελωδική σύνθεση:** $p=1.00$), με εξαίρεση τη σημαντικά μεγαλύτερη ταχύτητα που παρατηρήθηκε στο **μουσική για άσκηση** (1.17 ± 0.38 m/s έναντι 0.93 ± 0.27 m/s, $p<0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** επέφερε τη μεγαλύτερη ταχύτητα σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** 0.95 ± 0.29 m/s, $p<0.001$, **φωνητικό ΑΕ:** 0.94 ± 0.29 m/s, $p<0.001$, και **μελωδική σύνθεση:** 0.91 ± 0.30 m/s, $p<0.001$).

◆ **Μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών ταχύτητας**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Όσον αφορά την μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών της ταχύτητας, σημαντική διαφορά βρέθηκε μεταξύ της συνθήκης **χωρίς ΑΕ** και των **φωνητικό ΑΕ** (2.9% έναντι 8.6%, $p=0.020$) και στο **μουσική για άσκηση** (2.8% έναντι 8.6%, $p=0.020$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στη μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών της ταχύτητας ($p > 0.05$).

◆ **Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών ταχύτητας**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών της ταχύτητας, ήταν σημαντικά μικρότερη στο **μετρονομικό ΑΕ** (9.1%, $p<0.001$) **μελωδική σύνθεση** (9.5%, $p<0.001$) και το **μουσική για άσκηση** (8.9%, $p<0.001$). σε σύγκριση με συνθήκης **χωρίς ΑΕ** (12.4%).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ, το **φωνητικό ΑΕ** παρουσίασε σημαντικά μεγαλύτερη μεταβλητότητα από τα υπόλοιπα ΑΕ (11.5%, $p<0.001$, $p=0.03$ και $p<0.001$, για το μετρονομικό, μουσικό 1 και μουσικό 2, αντίστοιχα).

◆ **Επιτάχυνση.**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για την επιτάχυνση δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών **ΑΕ** και **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=1.00$, **φωνητικό ΑΕ:** $p=1.00$ και **μελωδική σύνθεση:** $p=1.00$), με εξαίρεση τη σημαντικά μεγαλύτερη επιτάχυνση που παρατηρήθηκε στο **μουσική για άσκηση** (2.14 ± 1.07 m/s² έναντι 1.8 ± 0.7 m/s², $p<0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** επέφερε τη μεγαλύτερη επιτάχυνση σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** 1.84 ± 0.82 m/s², $p=0.001$, **φωνητικό ΑΕ:** 1.87 ± 0.83 m/s², $p=0.001$, και **μελωδική σύνθεση:** 1.83 ± 0.78 m/s², $p=0.001$).

♦ **Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών επιτάχυνσης**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών της επιτάχυνση, ήταν σημαντικά μικρότερη στο **μετρονομικό ΑΕ** (12.8%, $p < 0.001$) **μελωδική σύνθεση** (11.5%, $p < 0.001$) και το **μουσική για άσκηση** (12.3%, $p < 0.001$). σε σύγκριση με συνθήκης **χωρίς ΑΕ** (16.2%).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στη Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών της επιτάχυνσης ($p > 0.05$).

Jerk.

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για το jerk δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών **ΑΕ** και **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** $p = 1.00$, **φωνητικό ΑΕ:** $p = 1.00$ και **μελωδική σύνθεση:** $p = 1.00$), με εξαίρεση το σημαντικά μεγαλύτερο jerk που παρατηρήθηκε στο **μουσική για άσκηση** ($13.22 \pm 7.64 \text{ m/s}^3$ έναντι $10.04 \pm 5.4 \text{ m/s}^3$, $p < 0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** επέφερε μεγαλύτερο jerk σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** $10.7 \pm 5.8 \text{ m/s}^3$, $p < 0.001$, **φωνητικό ΑΕ:** $10.6 \pm 5.7 \text{ m/s}^3$, $p < 0.001$, και **μελωδική σύνθεση:** $9.7 \pm 5.5 \text{ m/s}^3$, $p < 0.001$). Επιπλέον, το **μετρονομικό ΑΕ** παρουσίασε σημαντικά μεγαλύτερο jerk σε σύγκριση με το **μελωδική σύνθεση** ($p = 0.018$).

♦ **Μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών jerk.**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Όσον αφορά την μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών του jerk, μικρότερη μεταβλητότητα παρουσίασαν όλα τα ΑΕ σε σύγκριση συνθήκη **χωρίς ΑΕ** χωρίς όμως να είναι (**μετρονομικό ΑΕ:** 5.8% **φωνητικό ΑΕ:** 5,2%, **μελωδική σύνθεση:** 8.8%, **μουσική για άσκηση:** 4.5%, έναντι του **χωρίς ΑΕ:** 9.1%).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ δεν υπήρχαν σημαντικά μικρότερη μεταβλητότητα παρουσίασε το **μουσική για άσκηση** σε σύγκριση με το **μελωδική σύνθεση** ($p = 0.010$). πως γίνεται αυτό και να μην έχει σημαντική διαφορά με το **χωρίς ΑΕ**?

♦ **Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών jerk**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών του jerk, ήταν σημαντικά μικρότερη στο **μετρονομικό ΑΕ** (15%, $p < 0.001$) **μελωδική σύνθεση** (14.2%, $p < 0.001$) και το **μουσική για άσκηση** (13.6%, $p < 0.001$). σε σύγκριση με συνθήκης **χωρίς ΑΕ** (19.1%).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ, το **φωνητικό ΑΕ** (17.3%) παρουσίασε σημαντικά μεγαλύτερη μεταβλητότητα από το **μουσικό 1** ($p = 0.0340$ και **μουσική για άσκηση** ($p = 0.03$).

ΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ

ΚΑΘΙΣΜΑ

(δεν εφαρμόστηκε για την ΑΠΙΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ)

Οι Πίνακες στο Παράρτημα Ζ παρέχουν λεπτομερή στατιστικά στοιχεία, που περιλαμβάνουν τιμές p , 95% διαστήματα εμπιστοσύνης [95% CI] και μεγέθη επιδράσεων d του Cohen, των κατά ζεύγη συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ΑΕ. Αναλυτικότερα:

✓ Μέγιστη κατακόρυφη δύναμη (Fzmax)- Μέγεθος

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η Fzmax (N) ήταν σημαντικά μεγαλύτερη στο μετρονομικό ΑΕ και στο μουσική για άσκηση συγκριτικά με την συνθήκη χωρίς ΑΕ ($p=0.002$ και $p<0.001$, αντίστοιχα). Η σχετική Fzmax ($\chi\Sigma B$) ήταν σημαντικά μεγαλύτερη στο μετρονομικό ΑΕ ($p=0.011$), το φωνητικό ΑΕ ($p=0.003$), και το μουσική για άσκηση ($p<0.001$) συγκριτικά με την συνθήκη χωρίς ΑΕ.

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το μουσική για άσκηση επέφερε τη μεγαλύτερη Fzmax, τόσο σε N όσο και $\chi\Sigma B$, σε σύγκριση με τα άλλα ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p=0.005$ και $p=0.001$, φωνητικό ΑΕ: $p<0.001$ και $p=0.001$, μελωδική σύνθεση: $p<0.001$ και $p<0.001$, για N και $\chi\Sigma B$ αντίστοιχα).

✓ Ρυθμός ανάπτυξης δύναμης (RFD) – Μέγεθος

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Το RFD ήταν σημαντικά μεγαλύτερο μετρονομικό ΑΕ ($p<0.001$), το φωνητικό ΑΕ ($p<0.001$), και το μουσική για άσκηση ($p<0.001$), συγκριτικά με την συνθήκη χωρίς ΑΕ.

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το μουσική για άσκηση επέφερε μεγαλύτερο RFD συγκριτικά με τα άλλα ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p=0.004$ φωνητικό ΑΕ: $p=0.001$, μελωδική σύνθεση: $p<0.001$).

✓ RFD - Ατομική Μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Όσον αφορά την μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών του RFD δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p=1.00$, φωνητικό ΑΕ: $p=0.292$, μελωδική σύνθεση: $p=1.00$), με εξαίρεση τη οριακά σημαντικά μικρότερη μεταβλητότητα στο μουσική για άσκηση (15.2% έναντι 17.9%, $p=0.011$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** είχε χαμηλότερη μεταβλητότητα σε σύγκριση με το **μελωδική σύνθεση** (15.2% έναντι 17.4%, $p=0.030$).

✓ **Χρονικές διάρκειες επίτευξης της Fzmax– Μέγεθος**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Τόσο η tFz MM όσο και η tFz BW ήταν σημαντικά μικρότερες στο **μετρονομικό ΑΕ** ($p<0.001$ και $p=0.004$), το **φωνητικό ΑΕ** ($p=0.001$ και $p=0.003$) και το **μουσική για άσκηση** ($p<0.001$ και $p<0.001$) συγκριτικά με την συνθήκη **χωρίς ΑΕ**

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** είχε σημαντικά μικρότερες tFz MM και tFz BW από το **φωνητικό ΑΕ** ($p=0.002$ και $p=0.001$) και το **μελωδική σύνθεση** ($p=0.001$ και $p=0.003$).

✓ **tFz BW-Max - Ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Όσον αφορά την Ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών της tFz BW-Max, δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών **ΑΕ** και **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=1.00$, **φωνητικό ΑΕ:** $p=0.762$, **μελωδική σύνθεση:** $p=0.525$), με εξαίρεση τη οριακά σημαντικά μικρότερη μεταβλητότητα στο **μουσική για άσκηση** (4% έναντι 13.6%, $p=0.004$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στη Ατομική μεταβλητότητα μεταξύ προσπαθειών της tFz BW ($p > 0.05$).

✓ **tFz BW-Max - Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η ενδοατομική Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών της tFz BW-Max ήταν σημαντικά μικρότερη σε όλα τα ΑΕ συγκριτικά με την συνθήκη **χωρίς ΑΕ** (10.9 έναντι 14.8%, $p<0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** είχε χαμηλότερη μεταβλητότητα σε σύγκριση με το **μελωδική σύνθεση** (10.9 έναντι 14.3%, $p=0.036$).

ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΚΕΝΤΡΟΥ ΠΙΕΣΗΣ

ΚΑΘΙΣΜΑ

- **Εμβαδόν έλλειψης συνισταμένης διαδρομής ΚΠ (Area)**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για το εμβαδόν έλλειψης δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και χωρίς ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: $p=0.186$, φωνητικό ΑΕ: $p=0.195$, μελωδική σύνθεση: $p=0.297$, μουσική για άσκηση: $p=1.00$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το μουσική για άσκηση είχε οριακά μεγαλύτερο εμβαδόν έλλειψης συγκριτικά με το μελωδική σύνθεση (35.4 cm^2 έναντι 29.7 cm^2 , $p=0.046$).

- **Διαδρομή ΚΠ (Path)**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Η προσθιοπίσθια διαδρομή ΚΠ ήταν σημαντικά μικρότερη σε όλες τις συνθήκες ΑΕ συγκριτικά με την συνθήκη χωρίς ΑΕ (μετρονομικό ΑΕ: 13.8 cm , $p=0.005$, φωνητικό ΑΕ: 13.6 cm , $p=0.009$, μελωδική σύνθεση: 13.8 cm , $p=0.006$ και μουσική για άσκηση: 13.4 cm , $p=0.004$, έναντι 15.2 cm για το χωρίς ΑΕ).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στη προσθιοπίσθια διαδρομή ΚΠ ($p > 0.05$).

- **Απόκλιση διαδρομής ΚΠ (SD)**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ:: Η απόκλιση της προσθιοπίσθιας διαδρομής ΚΠ ήταν σημαντικά μικρότερη στο μετρονομικό ΑΕ και φωνητικό ΑΕ συγκριτικά με την συνθήκη χωρίς ΑΕ (1.7 cm , $p=0.025$ και 1.7 cm , $p=0.009$, αντίστοιχα, έναντι 1.9 cm για το χωρίς ΑΕ). Η απόκλιση της πλάγιας διαδρομής ΚΠ ήταν σημαντικά μικρότερη στο μελωδική σύνθεση συγκριτικά με το μουσική για άσκηση (0.99 cm έναντι 1.17 cm , $p=0.032$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στην απόκλιση της προσθιοπίσθιας διαδρομής ΚΠ ($p > 0.05$).

• **Εντροπία ΚΠ (ApEn)**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για την εντροπία δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και **χωρίς ΑΕ** ($p > 0.05$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η εντροπία ΚΠ στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση ήταν σημαντικά μεγαλύτερη στο **μουσική για άσκηση** συγκριτικά με τα υπόλοιπα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** $p = 0.005$ και $p = 0.012$, **φωνητικό ΑΕ:** $p = 0.01$ και $p = 0.023$, **μελωδική σύνθεση:** $p = 0.001$ και $p = 0.007$).

• **Διαδρομή ΚΠ (Path)**

ΧΩΡΙΣ ΑΕ έναντι κάθε διαφορετικού ΑΕ: Για τη διαδρομή (προσθιοπίσθια και πλάγια) δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και **χωρίς ΑΕ** ($p > 0.05$), με εξαίρεση τη μικρότερη προσθιοπίσθια διαδρομή στο **μουσική για άσκηση** (4.8 cm έναντι 5.6 cm, $p = 0.001$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Μεταξύ των ΑΕ, η προσθιοπίσθια διαδρομή ΚΠ ήταν σημαντικά μικρότερη στο **μουσική για άσκηση** συγκριτικά με το **φωνητικό ΑΕ** (5.3 cm, $p = 0.003$) και **μελωδική σύνθεση** (5.4cm, $p = 0.019$). Η πλάγια διαδρομή ΚΠ ήταν σημαντικά μικρότερη στο **μουσική για άσκηση** συγκριτικά με το **μελωδική σύνθεση** (6.4 cm έναντι 8.7 cm, $p = 0.014$).

ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΜΥΪΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ

ΚΑΘΙΣΜΑ

♦ Δραστηριότητα έξω πλατύ

ΜΕ έναντι ΧΩΡΙΣ ΑΕ: Η επίδραση του ΑΕ στη δραστηριότητα του *δεξιού* έξω πλατύ ήταν σημαντικά για όλα τα ΑΕ, με εξαίρεση το **μελωδική σύνθεση**. Συγκεκριμένα βρέθηκε μεγαλύτερη στο **μετρονομικό ΑΕ** (9.4 VMG units, $p=0.021$), στο **φωνητικό ΑΕ** (9.4 VMG units, $p=0.014$), και στο **μουσική για άσκηση** (11.6 VMG units, $p=0.002$), συγκριτικά με τη συνθήκη **χωρίς ΑΕ** (8.8 VMG units).

Για τη δραστηριότητα του *αριστερού* έξω πλατύ δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=1.00$, **φωνητικό ΑΕ:** $p=0.115$ και **μελωδική σύνθεση:** $p=1.00$), με εξαίρεση τη σημαντικά μεγαλύτερη δραστηριότητα που παρατηρήθηκε στο **μουσική για άσκηση** σε σύγκριση με την **απουσία ΑΕ** (11.7 VMG units έναντι 8.5 VMG units, $p=0.006$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι το **μουσική για άσκηση** είχε μεγαλύτερη δραστηριότητα ο έξω πλατύς και στα δύο άκρα συγκριτικά με τα υπόλοιπα ΑΕ (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=0.025$ και $p=0.034$, **φωνητικό ΑΕ:** $p=0.016$ και $p=0.040$, **μελωδική σύνθεση:** $p=0.010$ και $p=0.015$, για το δεξί και αριστερό κάτω άκρο αντίστοιχα).

♦ Ατομική μεταβλητότητα εντός προσπαθειών δραστηριότητα έξω πλατύ

ΜΕ έναντι ΧΩΡΙΣ ΑΕ: Όσον αφορά την ατομική μεταβλητότητα εντός **προσπαθειών** της δραστηριότητας του έξω πλατύ, δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ και **χωρίς ΑΕ** (**μετρονομικό ΑΕ:** $p=1.00$, **μελωδική σύνθεση:** $p=1.00$, **μουσική για άσκηση:** $p=1.00$).

ΜΕΤΑΞΥ ΑΕ: Η σύγκριση μεταξύ ΑΕ έδειξε ότι η ατομική μεταβλητότητα εντός **προσπαθειών** δραστηριότητα του *αριστερού* έξω πλατύ ήταν σημαντικά μεγαλύτερη στο **μουσική για άσκηση** συγκριτικά με τις συνθήκες **φωνητικό- ΑΕ** ($p=0.028$) και **μελωδική σύνθεση** ($p=0.010$).

ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ

Τα αποτελέσματα αποκαλύπτουν μη **σημαντική επίδραση του ΑΕ** στη μυϊκή δραστηριότητα του αριστερού πρόσθιου κνημιαίου, στη ατομική μεταβλητότητα είτε μεταξύ είτε εντός **προσπαθειών** ($p > 0.05$).

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ε
ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ
ΜΕΤΑΞΥ & ΕΝΤΟΣ ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

- Χρονικές (Πίνακας ΠΑΡ-Ε 1Α & Πίνακας ΠΑΡ-Ε 1Β)
- Κινηματικές (Πίνακας ΠΑΡ-Ε 2Α & Πίνακας ΠΑΡ-Ε 2Β)
- Κινητικές – GRFs (Πίνακας ΠΑΡ-Ε 3Α & Πίνακας ΠΑΡ-Ε 3Β)
- Κέντρο Πίεσης (Πίνακας ΠΑΡ-Ε 4Α & Πίνακας ΠΑΡ-Ε 4Β)
- Μυϊκή Δραστηριότητα (Πίνακας ΠΑΡ-Ε5 & Πίνακας ΠΑΡ-Ε 5Β)
- Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (Πίνακας ΠΑΡ-Ε 6Α & Πίνακας ΠΑΡ-Ε 6Β)

**ΧΡΟΝΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ
ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ
ΜΕΤΑΞΥ & ΕΝΤΟΣ ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ
(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)**

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 1Α. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΧΡΟΝΙΚΩΝ Μεταβλητών ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%) , τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																			
τκύκλου (s)	2.34	0.59	[2.15 2.53]	2.31	0.52	[2.14 2.48]	2.28	0.51	[2.12 2.45]	2.36	0.60	[2.17 2.56]	1.79	0.54	[1.62 1.97]	26.103	<0.001*	0.41	1.00
Φάση 1 (s)	1.25	0.37	[1.13 1.37]	1.10	0.26	[1.01 1.18]	1.14	0.28	[1.05 1.23]	1.19	0.34	[1.08 1.30]	0.92	0.31	[0.82 1.02]	18.549	<0.001*	0.33	1.00
Φάση 2 (s)	1.09	0.26	[1.01 1.17]	1.21	0.37	[1.09 1.33]	1.15	0.32	[1.05 1.24]	1.17	0.31	[1.07 1.27]	0.88	0.28	[0.78 0.97]	18.029	<0.001*	0.32	1.00
Φάση 1 (% τκύκλου)	52.92	4.83	[51.47 54.37]	48.06	6.36	[46.10 50.01]	50.12	5.78	[48.47 51.77]	50.46	4.65	[48.98 51.94]	51.08	5.03	[49.45 52.71]	6.555	<0.001*	0.15	0.97
Φάση 2 (% τκύκλου)	47.08	4.83	[45.63 48.53]	51.94	6.36	[49.99 53.90]	49.88	5.78	[48.23 51.53]	49.54	4.65	[48.06 51.02]	48.92	5.03	[47.29 50.55]	6.555	<0.001*	0.15	0.97
Απαγωγή Ισχύου																			
τκύκλου (s)	1.85	0.33	[1.75 1.96]	1.90	0.38	[1.77 2.02]	1.90	0.36	[1.79 2.02]	2.02	0.52	[1.85 2.19]	1.55	0.45	[1.41 1.70]	19.637	<0.001*	0.35	1.00
Φάση 1 (s)	0.85	0.17	[2.79 0.90]	0.82	0.22	[2.75 0.90]	0.83	0.18	[2.77 0.89]	0.89	0.24	[2.81 0.97]	0.71	0.19	[2.65 0.78]	10.905	<0.001*	0.23	1.00
Φάση 2 (s)	1.00	0.19	[3.94 1.07]	1.07	0.22	[3.00 1.14]	1.07	0.23	[3.00 1.15]	1.13	0.30	[3.04 1.23]	0.84	0.28	[3.75 0.93]	21.181	<0.001*	0.36	1.00
Φάση 1 (% τκύκλου)	45.82	3.26	[4.75 46.90]	43.30	5.08	[4.62 44.95]	43.95	5.07	[4.30 45.62]	44.06	3.34	[4.96 45.14]	46.66	4.47	[4.21 48.13]	8.935	<0.001*	0.19	0.99
Φάση 2 (% τκύκλου)	54.18	3.26	[5.10 55.25]	56.70	5.08	[5.05 58.38]	56.05	5.07	[5.38 57.70]	55.94	3.34	[5.86 57.04]	53.34	4.47	[5.87 54.79]	8.935	<0.001*	0.19	0.99

1. F(4.152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 1Β. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΧΡΟΝΙΚΩΝ Μεταβλητών ΕΝΤΟΣ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%) , τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Ανοva			
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																			
τύκλου (s)	6.20	2.52	[5.38 7.01]	6.83	2.88	[5.90 7.75]	8.19	3.22	[7.15 9.23]	6.71	3.20	[5.67 7.75]	5.95	2.68	[5.08 6.81]	6.334	<0.001*	0.14	0.99
Φάση 1 (s)	8.56	3.37	[7.50 9.62]	8.09	3.68	[6.90 9.28]	9.30	4.33	[7.90 10.70]	8.44	3.92	[7.17 9.72]	7.62	4.75	[6.09 9.16]	1.397	0.246	0.04	0.38
Φάση 2 (s)	8.59	4.04	[7.33 9.86]	9.85	5.08	[8.24 11.46]	12.26	5.94	[10.36 14.15]	9.59	4.75	[8.05 11.13]	8.01	3.48	[6.88 9.14]	8.364	<0.001*	0.18	1.00
Φάση 1 (% τύκλου)	5.82	2.18	[5.14 6.51]	7.46	4.61	[5.97 8.95]	8.49	4.60	[7.04 9.95]	6.30	3.23	[5.25 7.34]	5.34	2.69	[4.47 6.21]	7.235	<0.001*	0.16	0.98
Φάση 2 (% τύκλου)	6.52	2.30	[5.77 7.27]	6.51	2.96	[5.55 7.47]	8.22	3.58	[7.06 9.38]	6.29	2.99	[5.32 7.26]	5.50	2.76	[4.61 6.40]	6.258	<0.001*	0.14	0.99
Απαγωγή Ισχύου																			
τύκλου (s)	10.93	3.80	[9.70 12.19]	9.30	4.45	[7.86 10.77]	11.95	6.48	[9.85 14.09]	9.94	4.36	[8.50 11.37]	9.13	5.00	[7.51 10.77]	4.928	0.001*	0.12	0.96
Φάση 1 (s)	15.73	7.51	[13.41 18.16]	13.11	7.24	[10.78 15.49]	15.10	8.15	[12.54 17.76]	14.79	6.86	[12.59 17.04]	12.55	7.69	[10.17 15.03]	2.210	0.071	0.06	0.64
Φάση 2 (s)	13.61	6.09	[11.61 15.61]	11.79	5.94	[9.89 13.75]	16.09	8.59	[13.28 18.92]	11.97	5.80	[10.08 13.88]	12.58	7.55	[10.10 15.07]	5.477	<0.001*	0.13	0.97
Φάση 1 (% τύκλου)	10.47	4.09	[9.17 11.81]	9.38	4.52	[7.98 10.84]	11.99	5.49	[10.25 13.79]	10.23	3.89	[9.06 11.48]	9.43	5.55	[7.62 11.26]	3.414	0.011*	0.08	0.84
Φάση 2 (% τύκλου)	8.99	4.04	[7.71 10.31]	7.44	4.54	[6.01 8.93]	9.59	4.94	[8.03 11.20]	8.16	3.37	[7.11 9.25]	8.19	4.62	[6.72 9.70]	3.049	0.019*	0.08	0.80

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

**ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ
ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ
ΜΕΤΑΞΥ & ΕΝΤΟΣ ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ
(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)**

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 2Α. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΩΝ Μεταβλητών ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%), τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			Obs. Power ³
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																			
Ldispl (cm)	4.59	4.91	[2.95 6.23]	3.24	2.81	[2.26 4.22]	3.35	3.81	[2.01 4.68]	3.45	4.54	[1.95 4.95]	2.93	3.64	[1.66 4.19]	0.987	0.407	0.03	0.27
Lvel (m/s)	8.61	11.19	[4.78 12.45]	3.95	4.95	[2.20 5.71]	2.87	3.06	[1.80 3.94]	3.55	3.27	[2.39 4.71]	2.79	2.89	[1.87 3.70]	5.850	0.007*	0.15	0.82
Acc (m/s ²)	11.73	15.74	[6.18 17.27]	5.83	6.08	[3.69 7.97]	4.42	3.84	[3.08 5.77]	5.70	5.19	[3.88 7.52]	4.57	4.10	[3.21 5.92]	4.344	0.025*	0.12	0.66
Jerk (m/s ³)	14.91	20.34	[7.71 22.11]	6.91	5.15	[5.09 8.73]	5.73	5.82	[3.74 7.72]	8.28	8.59	[5.24 11.31]	6.21	5.70	[4.31 8.11]	3.909	0.034*	0.11	0.62
Απαγωγή Ισχύου																			
Ldispl (cm)	8.88	6.32	[6.51 11.41]	5.48	4.81	[3.56 7.30]	7.19	6.76	[4.47 9.64]	6.12	3.60	[4.71 7.52]	6.54	4.75	[4.67 8.38]	1.626	0.173	0.06	0.49
Lvel (m/s)	6.43	4.81	[4.51 8.22]	4.05	3.52	[2.80 5.47]	4.88	4.90	[2.92 6.71]	5.72	4.62	[4.02 7.58]	3.63	2.62	[2.61 4.65]	2.077	0.089	0.07	0.60
Acc (m/s ²)	6.33	6.25	[3.85 8.71]	4.61	3.88	[3.18 6.17]	4.59	3.77	[3.09 6.01]	5.43	5.23	[3.55 7.53]	3.56	3.21	[2.36 4.84]	1.267	0.291	0.04	0.33
Jerk (m/s ³)	9.03	7.21	[6.13 11.68]	5.83	4.39	[4.28 7.60]	5.23	4.34	[3.48 6.79]	8.76	7.06	[6.36 11.60]	4.53	3.81	[3.05 6.02]	4.314	0.01*	0.14	0.81

1. F(4.152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 2Α. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΩΝ Μεταβλητών ΕΝΤΟΣ προσπάθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%) , τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																			
Ldispl (cm)	7.35	5.14	[5.67 9.04]	5.78	2.83	[4.85 6.71]	5.98	2.99	[5.00 6.96]	7.13	6.11	[5.14 9.14]	6.35	3.94	[5.05 7.64]	1.657	0.177	0.04	0.44
Lvel (m/s)	7.16	2.42	[6.38 7.96]	6.25	2.48	[5.46 7.06]	7.07	2.37	[6.29 7.84]	6.18	2.93	[5.25 7.14]	6.12	2.97	[5.14 7.09]	2.333	0.058	0.06	0.67
Acc (m/s ²)	9.68	2.79	[8.78 10.61]	9.43	4.08	[8.10 10.77]	9.91	3.37	[8.80 11.02]	9.49	4.17	[8.18 10.85]	8.75	3.99	[7.44 10.06]	0.810	0.520	0.02	0.25
Jerk (m/s ³)	12.56	3.70	[11.35 13.78]	13.21	5.60	[11.37 15.05]	13.42	4.36	[12.00 14.85]	13.01	5.88	[11.12 14.95]	12.23	5.69	[10.37 14.10]	0.507	0.730	0.01	0.17
Απαγωγή Ισχύου																			
Ldispl (cm)	8.85	2.59	[8.00 9.69]	8.38	4.06	[7.04 9.70]	8.12	3.40	[7.00 9.24]	8.13	3.00	[7.15 9.12]	8.55	4.41	[7.11 10.01]	0.377	0.825	0.01	0.13
Lvel (m/s)	13.98	4.36	[12.55 15.37]	11.65	4.65	[10.13 13.12]	15.03	6.26	[12.98 17.03]	11.93	5.06	[10.27 13.55]	10.51	4.18	[9.15 11.82]	9.102	<0.001*	0.20	0.99
Acc (m/s ²)	16.20	4.77	[14.63 17.74]	12.75	5.37	[10.98 14.51]	13.47	5.89	[11.54 15.35]	11.49	4.28	[10.11 12.80]	12.25	4.62	[10.73 13.77]	8.438	<0.001*	0.19	1.00
Jerk (m/s ³)	19.12	6.14	[17.10 21.11]	14.95	5.09	[13.29 16.54]	17.27	6.26	[15.24 19.23]	14.21	5.35	[12.48 15.87]	13.57	6.28	[11.51 15.63]	9.887	<0.001*	0.21	1.00

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

ΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ - *GRFs*

ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ

ΜΕΤΑΞΥ & ΕΝΤΟΣ ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 3Α. Κινητικές GRFs Μεταβλητές – Ατομική Μεταβλητότητα ΜΕΤΑΞΥ των προσπαθειών: Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η2, Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ). Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) Κινητικών Μεταβλητών ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%) , τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η2, Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες												Anova						
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα (δεν ισχύουν δεδομένα για Απαγωγή Ισχύου)																			
Fzmax (N)	2.64	2.72	[1.68 3.58]	1.87	2.10	[1.14 2.60]	2.21	3.02	[1.16 3.22]	1.83	2.43	[0.99 2.64]	2.24	2.21	[1.49 2.95]	0.665	0.617	0.02	0.21
Fzmax (×ΣΒ)	2.41	2.98	[1.37 3.44]	1.88	2.13	[1.14 2.63]	1.99	2.09	[1.27 2.69]	1.64	1.70	[1.06 2.21]	2.37	2.29	[1.60 3.09]	0.792	0.508	0.02	0.22
RFD (N/s)	8.80	6.12	[6.66 10.90]	10.50	9.27	[7.25 13.68]	6.44	4.73	[4.80 8.01]	7.70	5.13	[5.94 9.40]	4.95	3.86	[3.61 6.30]	4.079	0.019*	0.11	0.72
tFz BW-Max	13.55	22.75	[5.74 21.01]	10.29	12.13	[6.07 14.41]	6.20	8.97	[3.11 9.16]	5.72	4.34	[4.20 7.22]	4.03	3.55	[2.83 5.27]	3.446	0.047*	0.09	0.57
tFz Min-Max	5.78	4.72	[4.13 7.37]	5.40	4.77	[3.73 7.07]	3.98	4.03	[2.61 5.39]	4.17	3.79	[2.85 5.50]	3.40	2.43	[2.55 4.25]	2.224	0.088	0.06	0.56

1. F(4.152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 3B. Κινητικές GRFs Μεταβλητές – Ατομική Μεταβλητότητα ΕΝΤΟΣ των προσπαθειών: Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ). Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) Κινητικών Μεταβλητών ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%) , τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα (δεν ισχύουν δεδομένα για Απαγωγή Ισχύου)																			
Fzmax (N)	3.67	4.58	[2.20 5.17]	4.41	5.42	[2.64 6.20]	4.77	5.64	[2.99 6.61]	4.03	4.88	[2.46 5.63]	5.96	6.62	[3.98 8.06]	4.057	0.021*	0.10	0.71
Fzmax (xSB)	3.67	4.58	[2.20 5.17]	4.41	5.42	[2.64 6.20]	4.77	5.64	[2.99 6.61]	4.03	4.88	[2.46 5.63]	5.96	6.62	[3.98 8.06]	4.057	0.021*	0.10	0.71
RFD (N/s)	17.88	8.74	[15.45 20.53]	16.93	9.17	[13.91 19.93]	17.50	8.19	[14.81 20.19]	17.44	8.27	[14.84 20.14]	15.17	8.14	[12.55 17.85]	1.137	0.342	0.03	0.35
tFz BW-Max (s)	14.84	5.99	[12.9 16.79]	12.65	5.84	[10.74 14.57]	12.93	6.40	[10.82 15.00]	14.32	7.93	[11.76 16.93]	10.94	5.44	[9.15 12.73]	3.585	0.014*	0.09	0.08
tFz Min-Max (s)	10.38	3.66	[9.32 11.52]	9.60	4.99	[7.96 11.20]	10.06	6.21	[8.05 11.98]	10.65	6.31	[8.57 12.70]	8.77	4.12	[7.41 10.12]	1.348	0.255	0.04	0.41

1. F(4.152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

ΚΕΝΤΡΟ ΠΙΕΣΗΣ
ΑΤΟΜΙΚΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ
ΜΕΤΑΞΥ & ΕΝΤΟΣ ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ
(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 4Α. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) Μεταβλητών ΚΕΝΤΡΟΥ ΠΙΕΣΗΣ ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%) , τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαράγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]					
Κάθισμα																			
Area	12.93	11.04	[9.26 16.44]	10.71	9.05	[7.67 13.78]	14.32	10.65	[10.72 17.82]	13.53	13.33	[9.14 18.03]	12.84	11.74	[8.85 16.80]	0.512	0.727	0.01	0.17
Path-AP (cm)	6.81	5.76	[4.88 8.66]	8.15	7.13	[5.73 10.52]	8.65	7.60	[6.07 11.21]	9.36	7.02	[7.01 11.63]	7.58	7.41	[5.15 9.88]	0.702	0.592	0.02	0.22
Path-ML (cm)	9.37	9.04	[6.30 12.36]	9.44	7.60	[6.87 12.01]	11.13	7.88	[8.49 13.65]	13.98	12.66	[9.78 18.27]	10.20	11.01	[6.47 13.86]	1.530	0.212	0.04	0.39
SD-AP (cm)	9.25	8.39	[6.41 12.09]	8.22	6.18	[6.13 10.27]	9.52	6.87	[7.19 11.83]	8.83	6.57	[6.60 11.01]	8.89	6.94	[6.54 11.23]	0.175	0.951	0.00	0.09
SD-ML (cm)	9.82	7.16	[7.39 12.24]	8.36	6.96	[6.00 10.70]	9.64	7.53	[7.09 12.17]	11.49	9.82	[8.19 14.83]	9.79	9.56	[6.59 12.87]	0.714	0.584	0.02	0.23
ApEntropy-AP	9.12	7.17	[5.42 12.81]	8.78	6.81	[5.87 11.68]	10.27	12.63	[3.93 16.61]	5.76	5.12	[3.25 8.27]	6.97	5.54	[4.14 9.80]	0.676	0.611	0.04	0.21
ApEntropy-ML	9.90	6.92	[6.35 13.46]	7.26	5.95	[4.40 10.12]	14.32	10.65	[10.72 17.82]	9.34	8.40	[5.05 13.63]	8.30	5.85	[5.66 10.94]	0.374	0.827	0.02	0.13
Απαγωγή Ισχύου																			
Area	21.35	23.39	[12.06 31.20]	25.81	30.55	[13.22 38.52]	28.32	21.90	[19.49 37.52]	30.25	33.13	[17.47 44.18]	10.65	8.29	[7.71 14.06]	0.623	0.647	0.03	0.20
Path-AP (cm)	13.16	13.18	[7.93 18.71]	15.40	26.49	[5.24 26.54]	12.79	8.59	[9.45 16.41]	19.11	34.81	[6.22 33.64]	11.76	11.01	[7.23 16.35]	0.574	0.585	0.02	0.15
Path-ML (cm)	11.28	9.79	[7.59 15.38]	17.64	26.33	[7.63 28.70]	11.98	11.12	[7.48 16.65]	19.77	34.62	[7.22 34.14]	14.94	10.70	[10.43 19.17]	0.972	0.399	0.04	0.23
SD-AP (cm)	12.26	12.75	[6.91 17.42]	15.14	27.07	[4.31 26.53]	15.74	12.54	[11.10 20.97]	20.43	36.31	[7.09 35.56]	14.37	11.10	[10.12 19.04]	0.576	0.587	0.02	0.15
SD-ML (cm)	11.62	11.24	[7.58 16.28]	21.01	27.98	[9.91 32.79]	16.74	16.17	[10.05 23.45]	22.62	36.41	[8.91 37.87]	21.05	16.32	[14.19 27.31]	1.069	0.364	0.04	0.26
ApEntropy-AP	8.23	8.32	[4.78 11.68]	11.50	8.10	[8.10 14.80]	11.22	8.28	[8.06 14.70]	8.45	6.77	[5.65 10.88]	12.75	9.87	[8.66 16.85]	1.141	0.342	0.05	0.35
ApEntropy-ML	14.26	9.91	[10.31 18.43]	10.74	7.13	[7.74 13.60]	9.54	6.50	[7.12 12.25]	10.29	7.93	[7.38 13.60]	31.82	22.46	[22.37 40.51]	1.334	0.263	0.05	0.40

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 4B. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) Μεταβλητών ΚΕΝΤΡΟΥ ΠΙΕΣΗΣ ΕΝΤΟΣ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%), τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες												Anova						
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό		μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	p-value	Partial η ²	Obs. Power ³	
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD					[95% CI]
Κάθισμα																			
Area	39.12	10.69	[35.68 42.57]	40.01	11.74	[36.32 43.71]	39.49	9.39	[36.46 42.53]	38.50	9.28	[35.50 41.50]	42.30	11.05	[38.80 45.79]	1.062	0.377	0.03	0.33
Path-AP (cm)	20.74	6.47	[18.65 22.84]	22.25	7.05	[19.97 24.54]	20.26	5.58	[18.46 22.06]	22.02	6.04	[20.07 23.98]	23.04	8.54	[20.27 25.81]	1.574	0.195	0.04	0.43
Path-ML (cm)	25.76	8.59	[22.98 28.55]	26.83	5.95	[24.92 28.74]	28.27	6.66	[26.12 30.42]	26.94	4.64	[25.55 28.34]	27.76	7.70	[25.34 30.18]	0.974	0.406	0.02	0.26
SD-AP (cm)	25.68	8.38	[22.96 28.40]	26.19	8.74	[23.36 29.01]	25.05	7.10	[22.79 27.30]	25.20	8.48	[22.46 27.94]	27.64	9.82	[24.49 30.79]	0.938	0.443	0.02	0.29
SD-ML (cm)	29.47	9.96	[26.30 32.64]	27.63	5.93	[25.74 29.53]	29.07	6.18	[27.06 31.07]	27.53	5.59	[25.91 29.14]	30.59	7.83	[28.06 33.11]	1.692	0.172	0.04	0.43
ApEntropy-AP	22.68	6.67	[20.18 25.35]	21.35	6.90	[18.65 24.03]	21.12	5.91	[19.03 23.50]	20.40	5.68	[18.12 22.51]	23.67	7.33	[21.44 26.56]	1.040	0.374	0.04	0.25
ApEntropy-ML	39.12	10.69	[35.68 42.57]	20.79	3.45	[19.41 22.08]	22.14	6.57	[19.61 24.73]	38.50	9.28	[35.50 41.50]	21.49	7.09	[18.76 24.28]	0.855	0.465	0.03	0.22
Απαγωγή Ισχύου																			
Area	93.56	41.72	[79.84 107.28]	78.56	37.02	[67.18 90.48]	84.99	42.34	[71.49 98.88]	82.14	38.23	[69.55 94.70]	79.05	37.83	[67.24 91.34]	1.764	0.157	0.05	0.45
Path-AP (cm)	34.67	10.10	[31.35 37.91]	32.05	9.53	[28.91 35.12]	33.77	8.48	[31.11 36.54]	32.21	8.45	[29.45 35.00]	35.68	9.81	[32.56 38.90]	1.256	0.290	0.03	0.39
Path-ML (cm)	50.99	23.91	[43.10 58.81]	42.93	20.89	[36.30 49.76]	46.13	21.72	[39.07 53.29]	44.06	24.59	[35.95 52.06]	48.89	23.78	[41.55 56.56]	1.842	0.147	0.05	0.45
SD-AP (cm)	38.87	8.65	[36.02 41.67]	40.35	10.70	[36.82 43.85]	38.86	10.36	[35.59 42.23]	37.92	10.09	[34.69 41.24]	40.22	12.09	[36.33 44.21]	0.492	0.741	0.01	0.17
SD-ML (cm)	66.57	33.84	[55.42 77.67]	56.55	31.17	[46.83 66.66]	60.67	34.62	[49.68 72.01]	60.47	36.13	[48.62 72.00]	59.69	31.54	[50.07 69.80]	1.041	0.388	0.03	0.32
ApEntropy-AP	34.43	6.95	[32.34 36.63]	35.84	9.08	[32.86 38.83]	32.87	7.48	[30.42 35.34]	33.58	8.98	[30.62 36.50]	36.58	12.23	[32.60 40.62]	1.410	0.233	0.04	0.43
ApEntropy-ML	37.15	8.23	[34.53 39.64]	37.85	9.95	[34.59 41.03]	37.34	10.32	[33.96 40.63]	38.45	11.92	[34.52 42.31]	39.82	9.30	[36.76 42.88]	0.695	0.560	0.02	0.20

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

**ΜΥΪΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ
ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ
ΜΕΤΑΞΥ & ΕΝΤΟΣ ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ**

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση, Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 5Α. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΜΥΪΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ Μεταβλητών ΜΕΤΑΞΥ προσαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%) , τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες												Anova						
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																			
LVL (VMG units)	4.20	3.00	[3.12 5.28]	7.56	15.49	[1.96 13.15]	4.98	3.53	[3.69 6.27]	4.93	7.96	[2.09 7.77]	7.60	13.05	[2.86 12.34]	0.860	0.442	0.03	0.20
RVL (VMG units)	4.24	3.66	[2.90 5.58]	10.46	24.42	[1.73 19.19]	4.55	4.31	[2.98 6.13]	12.03	25.1 5	[2.83 21.23]	9.65	17.35	[3.38 15.92]	1.587	0.215	0.05	0.31
Απαγωγή Ισχίου																			
LAT (VMG units)	12.90	14.1 0	[6.18 19.20]	31.28	25.33	[18.82 41.70]	32.75	27.14	[20.31 45.45]	26.99	22.5 3	[17.44 37.99]	13.12	15.92	[5.30 19.71]	5.594	0.001	0.22	0.97

1. F(4.152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 5B. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΜΥΪΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ Μεταβλητών ΕΝΤΟΣ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%) , τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

	Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
	χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																			
LVL (VMG units)	12.79	3.03	[11.83 13.75]	12.05	3.70	[10.86 13.25]	12.58	2.56	[11.78 13.38]	12.24	3.76	[11.03 13.45]	13.05	3.74	[11.90 14.20]	0.701	0.593	0.02	0.22
RVL (VMG units)	13.87	3.29	[12.80 14.93]	13.91	4.28	[12.54 15.29]	13.41	3.86	[12.16 14.66]	13.71	3.17	[12.68 14.73]	16.78	5.93	[14.86 18.71]	5.003	0.004*	0.12	0.87
Απαγωγή Ισχύου																			
LAT (VMG units)	18.12	9.36	[15.23 21.02]	16.75	4.79	[15.19 18.31]	17.31	6.68	[15.10 19.52]	16.64	5.18	[14.93 18.35]	16.67	7.71	[14.10 19.24]	0.334	0.855	0.01	0.12

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

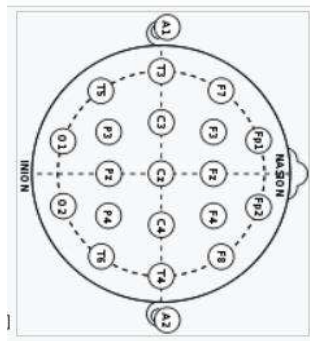
ΗΛΕΚΤΡΟ-ΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑ ΜΕΤΑΞΥ & ΕΝΤΟΣ ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΩΝ

Κύματα άλφα - Κύματα βήτα

(Μέση τιμή, Τυπική απόκλιση,
Διάστημα Εμπιστοσύνης 95%)

- RMS – Ένταση σήματος
- PSD
- Entropy

Περιοχές



- C3 (Κεντρική Αριστερά)
- C4 (Κεντρική Δεξιά)
- Frontal (Μετωπιαίος λόβος)
- Parietal (Βρεγματικός λόβος)

Note that there is no "central lobe"; due to their placement, and depending on the individual, the "C" electrodes can exhibit/represent EEG activity more typical of frontal(μετωπιαία), temporal(κροταφική), and some parietal-occipital (βρεγματικο-ινιακή) activity,

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 6Α. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ **EEG-RMS ΜΕΤΑΞΥ** προσαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%), τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
		χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																				
κύματα άλφα	C3	15.04	12.26	[10.88 19.21]	13.44	10.61	[9.88 17.08]	15.08	17.70	[8.90 20.71]	12.30	22.29	[4.53 19.30]	14.52	15.56	[9.11 19.17]	0.288	0.840	0.01	0.10
	C4	13.93	12.33	[9.72 18.09]	10.88	9.54	[7.61 14.08]	16.43	18.74	[9.89 22.40]	13.33	21.59	[5.80 19.95]	14.65	15.14	[9.38 19.18]	0.728	0.575	0.02	0.23
	F	13.86	15.60	[8.65 19.22]	8.08	6.68	[5.78 10.32]	7.78	7.22	[5.49 10.30]	7.26	6.94	[4.99 9.67]	13.15	10.03	[9.83 16.62]	4.136	0.013	0.11	0.78
	P	17.41	19.20	[10.80 23.81]	14.07	11.20	[10.30 17.90]	11.97	12.33	[7.95 16.25]	12.44	13.60	[7.82 17.06]	17.28	15.12	[12.19 22.46]	1.468	0.215	0.04	0.45
κύματα βήτα	C3	12.65	13.53	[8.19 17.33]	11.94	13.37	[7.52 16.56]	15.28	17.19	[9.29 20.69]	13.80	18.81	[7.25 19.84]	14.78	13.06	[10.25 18.61]	0.292	0.883	0.01	0.11
	C4	11.77	12.70	[7.44 16.07]	12.13	14.15	[7.25 16.83]	15.34	18.41	[8.92 21.07]	14.28	19.45	[7.50 20.54]	15.28	13.69	[10.54 19.25]	0.459	0.766	0.01	0.16
	F	12.64	14.60	[7.64 17.54]	8.05	8.71	[5.12 11.03]	5.81	5.41	[3.93 7.58]	6.67	6.56	[4.41 8.85]	10.43	8.52	[7.57 13.35]	3.665	0.023	0.09	0.71
	P	15.44	18.51	[9.04 21.55]	14.73	14.64	[9.90 19.79]	11.67	10.27	[8.33 15.24]	10.54	11.18	[6.81 14.39]	16.79	14.96	[11.75 21.91]	1.585	0.182	0.04	0.48
Απαγωγή Ισχύου																				
κύματα άλφα	C3	16.36	14.04	[11.61 21.41]	16.34	20.29	[9.18 23.60]	31.99	29.61	[21.77 42.64]	26.85	24.81	[17.94 35.14]	14.20	17.86	[7.83 20.52]	4.544	0.005	0.12	0.87
	C4	16.73	15.53	[11.44 22.32]	13.41	17.58	[7.09 19.51]	35.53	32.42	[24.41 47.20]	39.89	37.79	[26.28 52.78]	15.24	21.19	[7.63 22.33]	8.065	0.000	0.20	0.98
	F	12.07	16.19	[6.36 17.86]	7.46	8.91	[4.27 10.58]	12.29	13.75	[7.35 17.06]	18.10	18.54	[11.42 24.38]	10.86	20.10	[4.11 18.09]	1.838	0.141	0.05	0.48
	P	17.53	20.98	[10.55 25.07]	10.42	12.13	[6.18 14.78]	36.93	39.97	[22.55 50.74]	40.27	40.25	[26.02 54.62]	19.18	26.73	[9.62 28.60]	7.817	0.000	0.20	0.98
κύματα βήτα	C3	15.38	16.27	[9.74 21.23]	12.85	16.36	[6.96 18.49]	29.93	28.86	[19.99 40.32]	33.51	33.41	[21.52 45.19]	15.74	22.63	[7.63 23.67]	5.190	0.003	0.14	0.89
	C4	15.52	12.78	[11.15 20.12]	11.53	16.93	[5.44 17.37]	30.25	28.37	[20.21 40.36]	39.56	35.28	[26.95 52.01]	15.20	23.56	[6.74 23.43]	8.160	0.000	0.20	0.98
	F	10.23	13.40	[5.70 15.05]	6.87	8.24	[3.90 9.70]	13.67	16.96	[7.58 19.57]	18.94	18.44	[12.47 25.55]	8.37	9.96	[4.88 11.94]	4.269	0.008	0.12	0.83
	P	17.11	23.70	[8.93 25.64]	12.84	14.97	[7.50 18.13]	33.50	39.66	[19.29 47.42]	38.46	37.45	[25.27 51.86]	17.18	21.09	[9.61 24.18]	6.728	0.000	0.17	0.97

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 6B. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) ΗΛΕΚΤΡΟΓΚΕΦΑΛΙΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ EEG-RMS ΕΝΤΟΣ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%), τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαράγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
		χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																				
κύματα άλφα	C3	28.45	11.56	[24.42 32.18]	30.27	12.89	[25.84 33.91]	29.03	11.10	[25.16 32.45]	28.76	11.27	[24.96 31.70]	28.46	10.80	[24.76 31.46]	0.320	0.864	0.01	0.12
	C4	29.30	11.72	[25.21 33.04]	30.68	12.78	[26.29 34.27]	29.71	11.63	[25.81 32.70]	29.64	11.57	[25.70 32.76]	30.83	12.37	[26.78 33.80]	0.244	0.913	0.01	0.10
	F	22.37	8.01	[19.73 25.14]	22.58	7.51	[20.04 25.14]	23.04	9.44	[19.76 26.12]	21.91	7.27	[19.78 24.44]	26.72	10.21	[23.37 30.26]	2.818	0.044	0.07	0.66
	P	26.60	11.32	[22.73 30.41]	27.34	9.77	[23.95 30.53]	28.49	11.99	[24.59 32.65]	27.61	10.40	[24.29 31.23]	30.12	11.05	[26.56 33.96]	1.292	0.276	0.04	0.40
κύματα βήτα	C3	22.89	10.44	[19.32 26.41]	26.13	13.20	[21.53 30.37]	25.48	10.42	[21.85 28.83]	23.80	12.59	[19.41 27.68]	25.22	10.76	[21.47 28.58]	0.842	0.501	0.02	0.26
	C4	24.73	13.11	[20.17 28.92]	27.30	14.41	[22.27 31.77]	27.90	11.27	[23.97 31.29]	25.60	13.28	[20.98 29.61]	26.34	11.01	[22.67 29.12]	0.814	0.519	0.02	0.26
	F	20.43	11.92	[16.38 24.47]	17.29	9.24	[14.11 20.37]	19.32	10.67	[15.61 22.77]	16.09	6.73	[13.96 18.44]	20.43	9.37	[17.17 23.46]	2.293	0.085	0.06	0.55
	P	22.35	11.83	[18.37 26.40]	24.66	11.75	[20.58 28.51]	26.41	13.53	[22.25 31.13]	22.89	9.79	[19.71 26.29]	25.79	12.33	[21.69 30.04]	2.108	0.104	0.06	0.52
Απαγωγή Ισχύου																				
κύματα άλφα	C3	32.15	19.42	[25.20 38.71]	27.63	13.78	[22.68 32.21]	29.26	18.39	[22.89 35.76]	25.47	13.84	[20.66 30.35]	31.34	14.64	[26.10 36.27]	1.091	0.360	0.03	0.30
	C4	30.92	18.39	[24.29 36.76]	25.46	10.29	[21.75 28.81]	29.56	19.94	[22.86 36.71]	25.53	13.33	[20.93 30.25]	29.00	11.99	[24.68 32.80]	1.033	0.382	0.03	0.27
	F	24.39	17.09	[18.51 30.46]	21.67	9.79	[18.14 24.82]	20.27	6.69	[17.94 22.62]	20.30	6.40	[18.06 22.55]	22.64	7.58	[20.13 25.36]	1.010	0.371	0.03	0.22
	P	32.31	19.45	[25.34 38.86]	27.64	13.95	[22.61 32.01]	33.46	21.16	[25.87 40.57]	26.28	8.98	[23.05 29.25]	32.62	18.92	[25.93 39.18]	2.614	0.050	0.07	0.65
κύματα βήτα	C3	28.82	19.85	[21.69 34.90]	20.51	14.45	[15.30 25.19]	23.72	17.05	[17.85 29.78]	20.47	13.19	[16.10 25.21]	25.59	17.52	[19.48 31.75]	1.746	0.144	0.05	0.52
	C4	26.45	17.95	[20.02 31.84]	18.54	11.05	[14.56 22.03]	24.29	17.24	[18.60 30.49]	19.47	11.98	[15.50 23.78]	24.19	12.27	[19.77 28.08]	2.283	0.081	0.06	0.57
	F	17.78	17.97	[11.46 24.05]	16.58	8.83	[13.42 19.22]	14.41	7.02	[11.91 16.80]	15.62	10.48	[12.06 19.36]	16.49	6.51	[14.16 18.68]	0.482	0.655	0.01	0.13
	P	25.85	17.84	[19.62 32.12]	25.18	19.96	[17.98 31.55]	26.90	19.47	[19.89 33.27]	26.08	19.89	[18.91 32.41]	28.56	18.02	[22.15 34.73]	0.406	0.763	0.01	0.13

1. F(4,152) βαθμίο ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διτλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 7Α. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) Ηλεκτροεγκεφαλικής Δραστηριότητας EEG-PSD ΜΕΤΑΞΥ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%), τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		Περιγραφικοί Δείκτες												Anova						
		χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																				
κύματα άλφα	C3	16.14	12.62	[12.05 20.53]	21.32	18.42	[15.05 27.56]	21.21	23.17	[13.15 28.70]	17.79	18.17	[11.47 23.69]	24.81	25.08	[16.14 32.01]	1.090	0.364	0.03	0.34
	C4	20.61	16.70	[14.89 26.23]	22.02	18.98	[15.40 27.95]	28.64	29.80	[18.27 38.25]	20.40	25.93	[11.35 28.61]	29.00	25.60	[20.14 36.41]	1.403	0.246	0.04	0.37
	F	28.02	28.08	[18.76 37.74]	16.94	14.44	[12.02 21.83]	17.49	15.14	[12.69 22.77]	14.68	13.93	[10.09 19.50]	26.69	21.41	[19.56 34.06]	3.990	0.011	0.10	0.81
	P	31.51	29.66	[21.31 41.43]	27.34	22.01	[19.93 34.87]	22.37	22.05	[15.34 30.05]	24.48	25.25	[15.90 33.05]	33.25	27.89	[23.84 42.77]	1.440	0.224	0.04	0.44
κύματα βήτα	C3	26.23	23.64	[18.25 34.30]	23.09	25.62	[14.33 31.72]	29.99	29.92	[19.54 39.37]	19.73	22.06	[12.20 27.18]	29.22	25.58	[20.34 36.75]	1.286	0.278	0.04	0.39
	C4	25.08	23.51	[16.93 32.80]	23.60	26.96	[14.33 32.60]	31.00	32.07	[19.82 40.83]	21.55	23.24	[13.50 29.20]	28.32	24.83	[19.71 35.55]	0.894	0.469	0.02	0.28
	F	25.91	27.16	[16.74 35.18]	16.83	19.24	[10.39 23.44]	12.71	12.89	[8.23 16.91]	13.82	12.67	[9.45 18.03]	21.85	17.61	[15.96 27.90]	3.742	0.017	0.10	0.76
	P	26.92	28.72	[16.95 36.29]	27.37	27.74	[18.16 36.94]	21.32	19.20	[14.86 27.89]	20.61	22.67	[12.96 28.35]	32.08	27.20	[22.82 41.29]	1.596	0.191	0.04	0.42
Απαγωγή Ισχύου																				
κύματα άλφα	C3	29.91	20.59	[22.83 37.33]	29.50	34.75	[17.21 41.89]	52.89	42.36	[38.54 68.14]	50.08	46.48	[33.34 66.01]	26.75	29.81	[16.05 37.16]	4.298	0.006	0.12	0.87
	C4	34.69	26.80	[25.11 44.14]	27.52	32.29	[15.98 38.90]	55.03	46.25	[39.32 71.68]	59.60	50.21	[41.55 77.06]	30.38	36.18	[17.41 43.07]	4.993	0.002	0.13	0.92
	F	24.41	29.14	[14.16 34.84]	16.00	18.25	[9.50 22.47]	24.03	26.09	[14.65 33.08]	34.06	33.57	[21.99 45.37]	18.16	18.97	[11.74 24.99]	2.336	0.076	0.07	0.58
	P	31.71	34.43	[20.26 44.08]	20.25	23.36	[12.10 28.64]	60.37	51.33	[41.89 77.79]	61.23	54.97	[42.23 81.01]	30.33	37.39	[16.98 42.43]	9.128	0.000	0.22	0.99
κύματα βήτα	C3	23.51	23.82	[15.56 32.07]	26.20	34.42	[13.81 37.94]	44.95	42.84	[29.77 60.21]	47.73	42.11	[32.65 62.54]	24.29	33.47	[12.26 35.48]	4.134	0.007	0.11	0.86
	C4	30.44	25.78	[21.66 39.72]	22.55	29.89	[11.79 32.88]	48.41	42.59	[33.56 63.70]	57.55	47.81	[40.34 73.96]	22.23	33.77	[10.13 33.33]	6.670	0.000	0.17	0.97
	F	19.39	23.79	[11.27 27.96]	14.47	18.65	[7.76 20.84]	25.32	29.30	[14.78 35.49]	36.70	31.88	[25.43 48.08]	14.79	19.21	[7.92 21.56]	4.720	0.004	0.13	0.89
	P	26.40	33.97	[14.48 38.57]	26.36	30.83	[15.30 37.15]	55.93	52.06	[37.20 73.96]	57.42	50.49	[39.81 75.55]	31.94	40.81	[17.46 44.87]	6.508	0.000	0.17	0.97

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διτλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 7B. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) Ηλεκτροεγκεφαλικής Δραστηριότητας EEG-PSD ΕΝΤΟΣ προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%) , τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
		χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																				
κύματα άλφα	C3	56.74	24.78	[48.18 64.95]	59.50	27.91	[49.79 67.87]	56.61	23.91	[48.27 64.00]	54.94	20.40	[47.93 60.62]	56.01	22.43	[48.32 62.24]	0.315	0.868	0.01	0.12
	C4	57.61	24.91	[48.98 65.79]	61.82	28.34	[52.02 70.01]	58.36	27.00	[49.16 65.67]	57.48	22.00	[49.96 63.53]	56.49	23.12	[48.66 62.61]	0.459	0.766	0.01	0.16
	F	46.52	22.35	[39.24 54.28]	45.42	16.40	[39.85 50.99]	47.13	19.57	[40.34 53.52]	43.88	15.27	[39.36 49.18]	52.59	19.86	[46.02 59.45]	1.504	0.218	0.04	0.39
	P	51.38	21.74	[43.85 58.54]	52.42	19.64	[45.57 58.54]	57.95	26.09	[49.48 67.02]	54.53	19.96	[48.37 61.50]	57.17	19.10	[51.00 63.82]	1.545	0.193	0.04	0.47
κύματα βήτα	C3	47.83	26.18	[38.83 56.58]	54.22	28.84	[44.16 63.14]	55.39	29.23	[45.24 64.91]	48.45	25.91	[39.42 56.35]	50.32	21.83	[42.70 57.10]	0.992	0.414	0.03	0.31
	C4	49.32	28.03	[39.59 58.45]	55.60	31.45	[44.63 65.41]	55.57	29.48	[45.34 65.19]	49.85	26.29	[40.67 58.02]	50.30	21.56	[43.04 55.91]	0.931	0.448	0.03	0.29
	F	43.45	30.24	[33.31 53.83]	35.03	18.53	[28.67 41.24]	40.80	24.86	[32.15 48.82]	33.12	15.44	[28.14 38.49]	41.03	19.02	[34.43 47.24]	2.036	0.123	0.05	0.47
	P	43.02	22.20	[35.47 50.55]	47.93	23.16	[39.88 55.45]	52.88	30.88	[42.89 63.62]	44.56	20.78	[37.64 51.72]	47.82	22.02	[40.25 55.18]	2.102	0.113	0.06	0.49
Απαγωγή Ισχίου																				
κύματα άλφα	C3	61.59	35.64	[48.89 73.77]	52.27	23.69	[43.79 60.29]	54.78	31.42	[44.16 66.02]	49.38	23.29	[41.29 57.60]	56.82	22.89	[48.58 64.32]	0.935	0.428	0.03	0.25
	C4	61.17	38.29	[47.37 73.53]	49.24	17.83	[42.87 55.29]	55.34	31.41	[45.48 66.65]	51.62	24.54	[43.53 60.45]	58.77	28.58	[48.53 68.39]	0.973	0.412	0.03	0.27
	F	46.36	30.77	[36.12 57.42]	44.41	21.99	[36.49 51.50]	40.57	14.53	[35.49 45.67]	40.42	14.90	[35.19 45.63]	44.03	13.35	[39.50 48.81]	0.636	0.571	0.02	0.17
	P	67.37	47.57	[50.31 83.32]	56.61	30.05	[45.78 66.25]	66.42	40.55	[52.00 80.34]	52.87	19.14	[46.01 59.27]	64.12	38.81	[50.38 77.54]	2.068	0.106	0.06	0.53
κύματα βήτα	C3	53.08	37.03	[39.75 65.23]	38.55	24.02	[29.90 46.33]	47.56	30.86	[37.22 58.63]	41.54	27.30	[32.43 51.35]	44.50	21.50	[36.77 51.64]	1.536	0.207	0.04	0.41
	C4	52.73	38.86	[38.72 64.98]	36.15	18.98	[29.31 42.10]	48.05	31.48	[38.11 59.39]	39.14	24.62	[30.89 47.97]	45.15	20.01	[37.94 51.60]	2.254	0.083	0.06	0.57
	F	34.89	36.08	[22.24 47.53]	34.82	20.76	[27.37 41.09]	29.52	15.38	[24.05 34.79]	32.06	23.21	[24.18 40.36]	33.56	13.45	[28.74 38.08]	0.337	0.773	0.01	0.11
	P	54.00	40.43	[39.72 68.03]	51.17	41.02	[36.38 64.31]	53.29	37.24	[39.87 65.47]	54.90	41.66	[39.89 68.04]	57.38	38.02	[43.87 70.44]	0.292	0.883	0.01	0.11

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διτλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 8Α. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) Ηλεκτροεγκεφαλικής Δραστηριότητας **EEG-ΑρEntropy ΜΕΤΑΞΥ** προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%), τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		χωρίς		μετρονομικό			Περιγραφικοί Δείκτες φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Anova Partial η ²	Obs. Power ³	
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD					[95% CI]
Κάθισμα																				
κύματα άλφα	C3	9.28	9.89	[5.99 12.69]	11.19	8.99	[8.06 14.07]	10.08	9.78	[6.67 13.22]	8.56	7.44	[5.97 10.93]	10.42	7.13	[7.94 12.55]	0.534	0.711	0.02	0.18
	C4	7.82	7.16	[5.36 10.22]	10.03	10.33	[6.43 13.24]	7.98	7.62	[5.33 10.46]	9.30	8.37	[6.38 11.94]	9.96	7.21	[7.47 12.35]	0.604	0.661	0.02	0.20
	F	7.79	6.71	[5.60 10.12]	6.01	4.83	[4.33 7.55]	7.43	6.05	[5.47 9.54]	6.79	5.43	[4.89 8.47]	8.57	7.16	[6.14 11.00]	1.116	0.351	0.03	0.34
	P	8.25	5.71	[6.37 10.23]	7.58	6.23	[5.48 9.71]	7.59	7.69	[5.18 10.27]	9.17	7.82	[6.55 11.85]	8.63	6.58	[6.59 10.92]	0.453	0.770	0.01	0.15
κύματα βήτα	C3	7.02	6.94	[4.60 9.19]	7.19	8.95	[4.11 10.17]	8.68	11.28	[4.75 12.17]	6.64	8.11	[3.84 9.33]	8.95	13.21	[4.40 12.70]	0.405	0.757	0.01	0.13
	C4	7.66	9.46	[4.37 10.71]	7.79	10.96	[3.96 11.20]	9.92	11.53	[5.90 13.45]	7.73	8.87	[4.64 10.50]	8.70	13.11	[4.18 12.42]	0.430	0.735	0.01	0.13
	F	3.75	4.22	[2.39 5.22]	2.95	5.13	[1.19 4.67]	2.13	2.42	[1.29 2.88]	2.33	2.23	[1.56 3.07]	2.95	3.31	[1.86 4.10]	1.653	0.177	0.05	0.44
	P	5.24	5.30	[3.40 6.98]	5.09	5.30	[3.36 6.93]	5.33	6.30	[3.45 7.52]	5.01	6.26	[3.33 7.13]	7.14	8.54	[4.51 10.12]	1.045	0.386	0.03	0.32
Απαγωγή Ισχίου																				
κύματα άλφα	C3	9.28	9.89	[5.99 12.69]	11.19	8.99	[8.06 14.07]	10.08	9.78	[6.67 13.22]	8.56	7.44	[5.97 10.93]	10.42	7.13	[7.94 12.55]	0.534	0.711	0.02	0.18
	C4	7.82	7.16	[5.36 10.22]	10.03	10.33	[6.43 13.24]	7.98	7.62	[5.33 10.46]	9.30	8.37	[6.38 11.94]	9.96	7.21	[7.47 12.35]	0.604	0.661	0.02	0.20
	F	7.79	6.71	[5.60 10.12]	6.01	4.83	[4.33 7.55]	7.43	6.05	[5.47 9.54]	6.79	5.43	[4.89 8.47]	8.57	7.16	[6.14 11.00]	1.116	0.351	0.03	0.34
	P	8.25	5.71	[6.37 10.23]	7.58	6.23	[5.48 9.71]	7.59	7.69	[5.18 10.27]	9.17	7.82	[6.55 11.85]	8.63	6.58	[6.59 10.92]	0.453	0.770	0.01	0.15
κύματα βήτα	C3	7.02	6.94	[4.60 9.19]	7.19	8.95	[4.11 10.17]	8.68	11.28	[4.75 12.17]	6.64	8.11	[3.84 9.33]	8.95	13.21	[4.40 12.70]	0.405	0.757	0.01	0.13
	C4	7.66	9.46	[4.37 10.71]	7.79	10.96	[3.96 11.20]	9.92	11.53	[5.90 13.45]	7.73	8.87	[4.64 10.50]	8.70	13.11	[4.18 12.42]	0.430	0.735	0.01	0.13
	F	3.75	4.22	[2.39 5.22]	2.95	5.13	[1.19 4.67]	2.13	2.42	[1.29 2.88]	2.33	2.23	[1.56 3.07]	2.95	3.31	[1.86 4.10]	1.653	0.177	0.05	0.44
	P	5.24	5.30	[3.40 6.98]	5.09	5.30	[3.36 6.93]	5.33	6.30	[3.45 7.52]	5.01	6.26	[3.33 7.13]	7.14	8.54	[4.51 10.12]	1.045	0.386	0.03	0.32

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 ανυπογραμμίζονται μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορροφηθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Ε 8B. Ατομική Μεταβλητότητα (CV%) Ηλεκτροεγκεφαλικής Δραστηριότητας **EEG-ArEntropy** **ΕΝΤΟΣ** προσπαθειών - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean) (CV%) , τυπική απόκλιση (SD) (% units), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
		χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																				
κύματα άλφα	C3	26.22	6.86	[23.83 28.40]	27.13	8.38	[24.21 29.64]	28.99	9.12	[25.81 31.79]	28.70	6.56	[26.44 30.55]	26.72	7.55	[24.09 29.15]	1.344	0.257	0.04	0.41
	C4	29.20	9.48	[25.91 32.26]	27.09	8.82	[24.02 29.75]	28.51	9.88	[25.08 31.39]	29.28	8.21	[26.43 31.73]	27.45	8.70	[24.41 30.13]	0.883	0.476	0.02	0.28
	F	23.28	5.70	[21.38 25.24]	23.93	6.35	[21.77 26.08]	22.62	5.39	[20.78 24.44]	22.20	6.39	[19.99 24.29]	25.58	5.21	[23.79 27.33]	2.248	0.067	0.06	0.65
	P	26.39	8.40	[23.50 29.19]	26.13	8.11	[23.41 28.91]	26.62	5.71	[24.69 28.57]	27.48	7.17	[25.19 29.97]	27.03	8.36	[24.58 29.92]	0.345	0.847	0.01	0.13
κύματα βήτα	C3	15.84	10.93	[12.03 19.36]	18.64	11.73	[14.55 22.36]	18.36	12.31	[14.06 22.13]	16.75	10.79	[12.98 20.14]	19.15	12.97	[14.62 23.21]	1.392	0.240	0.04	0.42
	C4	18.30	13.50	[13.59 22.51]	18.76	12.21	[14.51 22.43]	19.24	11.91	[15.12 22.65]	18.85	12.07	[14.65 22.45]	21.77	14.43	[16.79 25.86]	1.274	0.283	0.04	0.39
	F	8.17	6.08	[6.16 10.27]	8.44	5.89	[6.42 10.41]	8.14	5.75	[6.13 9.95]	8.06	5.13	[6.29 9.77]	9.92	6.12	[7.79 11.87]	1.437	0.225	0.04	0.44
	P	12.89	10.05	[9.57 16.37]	15.30	10.02	[12.06 18.78]	15.28	8.94	[12.41 18.39]	14.55	7.48	[12.17 17.15]	15.51	11.24	[11.80 19.40]	1.044	0.387	0.03	0.32
Απαγωγή Ισχύου																				
κύματα άλφα	C3	29.06	11.15	[25.30 33.06]	25.81	8.53	[22.89 28.84]	24.43	7.39	[21.91 27.07]	24.64	5.61	[22.65 26.58]	30.32	9.34	[27.24 33.68]	4.097	0.007	0.11	0.86
	C4	28.42	9.10	[25.29 31.65]	25.45	7.17	[22.91 27.93]	25.88	7.53	[23.30 28.56]	25.57	6.49	[23.32 27.86]	29.13	8.15	[26.32 32.02]	1.884	0.117	0.05	0.56
	F	23.50	6.08	[21.32 25.54]	22.81	4.86	[21.06 24.37]	22.95	7.29	[20.37 25.47]	23.92	5.51	[21.93 25.70]	24.45	6.68	[22.08 26.76]	0.421	0.793	0.01	0.15
	P	25.29	6.93	[22.89 27.74]	26.30	7.55	[23.63 28.91]	23.99	6.98	[21.59 26.47]	24.99	6.66	[22.63 27.29]	27.55	7.73	[25.21 30.32]	1.633	0.170	0.05	0.49
κύματα βήτα	C3	15.73	16.34	[9.96 21.40]	11.59	10.85	[7.77 15.37]	11.23	9.96	[7.84 14.79]	10.00	5.43	[8.09 11.90]	14.09	12.67	[9.79 18.62]	1.906	0.136	0.05	0.47
	C4	13.98	12.25	[9.56 17.91]	10.19	8.84	[7.05 13.22]	11.42	8.59	[8.50 14.49]	9.60	5.03	[7.86 11.38]	12.89	9.71	[9.39 16.05]	1.735	0.159	0.05	0.47
	F	8.31	8.24	[5.39 11.14]	6.73	2.87	[5.69 7.62]	5.67	2.50	[4.82 6.56]	6.41	3.07	[5.32 7.48]	7.62	3.74	[6.32 8.94]	1.705	0.194	0.05	0.32
	P	11.59	6.70	[9.23 13.93]	12.68	9.60	[9.29 16.01]	9.89	5.99	[7.75 11.92]	11.34	6.13	[9.13 13.34]	13.07	8.41	[10.42 16.10]	1.695	0.174	0.05	0.43

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Δ6β. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία PSD - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		Περιγραφικοί Δείκτες															Anova			
		χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																				
κύματα άλφα	C3	44.16	25.81	[35.93 53.16]	38.71	25.1 4	[30.18 47.26]	35.77	19.2 4	[29.19 42.26]	36.64	23.1 0	[28.65 44.28]	45.34	24.12	[37.05 53.40]	1.79	0.150	0.05	0.47
	C4	40.51	26.33	[31.71 49.56]	38.91	25.4 3	[30.44 47.67]	30.62	15.4 9	[25.22 35.35]	39.24	25.4 6	[30.50 47.77]	43.21	22.99	[35.25 50.78]	1.93	0.126	0.05	0.50
	F	12.87	10.87	[9.48 16.67]	9.54	6.33	[7.52 11.74]	8.97	6.15	[7.04 11.11]	10.00	6.80	[7.81 12.37]	15.20	11.28	[11.69 19.13]	7.98	0.000	0.19	0.98
	P	14.15	11.17	[10.95 18.01]	13.93	9.32	[10.70 16.96]	13.80	9.64	[10.52 17.07]	13.09	8.20	[10.40 15.93]	18.60	11.94	[14.83 22.76]	3.08	0.035	0.08	0.68
κύματα βήτα	C3	38.77	28.37	[29.34 48.56]	30.55	20.8 5	[24.54 37.77]	38.59	28.4 6	[29.72 48.52]	35.40	25.6 9	[26.60 44.03]	38.97	28.30	[29.59 48.74]	0.94	0.444	0.03	0.29
	C4	39.08	24.73	[30.61 47.39]	35.50	23.5 0	[28.69 43.63]	37.63	25.0 7	[29.77 46.38]	33.68	26.5 7	[24.94 42.88]	43.66	27.38	[34.21 52.73]	0.89	0.470	0.02	0.28
	F	21.32	15.90	[16.28 26.87]	16.95	13.3 3	[12.97 21.59]	17.29	12.1 3	[13.44 21.52]	17.49	13.6 5	[13.45 22.24]	25.27	20.59	[18.58 32.42]	4.75	0.009	0.12	0.81
	P	32.34	24.60	[23.95 40.65]	23.13	15.6 2	[17.68 28.06]	23.80	13.6 3	[19.04 28.04]	22.96	14.7 0	[17.89 27.83]	30.96	21.50	[23.79 38.36]	3.206	0.035	0.08	0.67
Απανωνή Ισχύου																				
κύματα άλφα	C3	27.73	20.54	[20.49 35.08]	23.33	14.4 9	[18.12 28.19]	26.34	17.9 0	[19.97 32.04]	26.60	20.0 2	[19.71 33.80]	34.21	23.18	[25.94 42.41]	2.274	0.065	0.07	0.65
	C4	25.47	19.31	[18.78 32.41]	22.13	17.8 1	[15.91 28.52]	25.31	19.7 7	[18.20 32.14]	25.70	19.8 1	[18.58 32.60]	28.03	20.72	[20.60 35.30]	0.530	0.714	0.02	0.17
	F	6.95	5.15	[5.10 8.75]	7.29	5.88	[5.22 9.39]	6.02	3.00	[4.94 7.04]	6.74	4.26	[5.33 8.27]	8.34	7.24	[5.81 10.94]	1.758	0.171	0.05	0.40
	P	9.94	6.56	[7.60 12.26]	9.63	7.55	[6.92 12.23]	9.83	6.95	[7.36 12.02]	10.26	7.66	[7.50 12.91]	12.28	8.61	[9.22 15.34]	1.306	0.271	0.04	0.40
κύματα βήτα	C3	34.62	26.43	[25.36 44.10]	27.03	20.3 6	[20.14 34.36]	32.48	26.9 8	[24.27 41.91]	33.24	24.8 3	[24.61 42.17]	31.72	28.57	[21.78 41.98]	0.654	0.603	0.02	0.19
	C4	30.20	20.40	[22.88 37.34]	26.84	18.4 4	[20.71 33.46]	32.39	24.3 6	[25.12 40.85]	29.90	23.0 1	[22.09 38.18]	33.11	26.18	[23.84 42.45]	0.647	0.607	0.02	0.19
	F	19.90	11.06	[16.09 23.88]	16.15	11.3 4	[12.35 20.23]	17.90	11.5 8	[14.11 22.05]	17.24	11.2 5	[13.77 21.20]	19.12	13.39	[14.70 23.92]	1.938	0.133	0.06	0.47
	P	18.73	8.87	[15.54 21.80]	18.87	11.1 0	[14.89 22.75]	18.29	10.8 8	[14.37 22.03]	20.65	11.6 2	[16.48 24.70]	21.02	13.16	[16.33 25.68]	0.702	0.560	0.02	0.20

1. F(4,152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διπλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05).
 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

Πίνακας ΠΑΡ-Δ6γ. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία Εντροπία - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), άνω και κάτω όριο διαστήματος εμπιστοσύνης 95% [95% CI] και στατιστικά (F, p-value, partial η², Observed Power) της μονοπαρονομητικής ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (repeated measures ANOVA) για την επίδραση του Ακουστικού Ερεθίσματος (ΑΕ) (5 επίπεδα ΑΕ).

		Περιγραφικοί Δείκτες															Ανοva			
		χωρίς			μετρονομικό			φωνητικό			μελωδική σύνθεση			μουσική για άσκηση			F ¹	Sig. p-value	Partial η ²	Obs. Power ³
		Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]	Mean	SD	[95% CI]				
Κάθισμα																				
	C3	0.23	0.04	[0.22 0.25]	0.22	0.05	[0.20 0.23]	0.22	0.04	[0.20 0.24]	0.23	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	2.19	0.089	0.06	0.56
κύματα άλφα	C4	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.05	[0.20 0.24]	0.21	0.04	[0.20 0.23]	0.22	0.04	[0.21 0.23]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.90	0.449	0.03	0.25
	F	0.26	0.02	[0.25 0.26]	0.26	0.02	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.02	[0.25 0.26]	0.46	0.725	0.01	0.14
	P	0.23	0.03	[0.22 0.25]	0.23	0.04	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.04	[0.22 0.25]	0.46	0.768	0.01	0.16
κύματα βήτα	C3	0.49	0.10	[0.46 0.53]	0.47	0.10	[0.44 0.51]	0.48	0.09	[0.45 0.51]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.45	0.10	[0.42 0.49]	4.59	0.005*	0.12	0.87
	C4	0.48	0.12	[0.44 0.52]	0.45	0.13	[0.41 0.50]	0.46	0.12	[0.42 0.50]	0.48	0.10	[0.45 0.51]	0.43	0.12	[0.40 0.47]	5.61	0.002*	0.14	0.93
	F	0.56	0.04	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.56	0.03	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.53	0.06	[0.52 0.55]	10.23	<0.001*	0.23	0.99
	P	0.52	0.07	[0.50 0.54]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.50	0.07	[0.47 0.52]	0.50	0.08	[0.48 0.53]	0.47	0.07	[0.45 0.50]	6.598	<0.001*	0.16	0.98
Απαγωγή Ισχύου																				
	C3	0.24	0.04	[0.22 0.25]	0.22	0.05	[0.20 0.23]	0.22	0.05	[0.20 0.24]	0.23	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	3.044	0.02*	0.09	0.79
κύματα άλφα	C4	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.05	[0.20 0.24]	0.21	0.04	[0.20 0.23]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.22	0.04	[0.21 0.24]	0.842	0.476	0.03	0.23
	F	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.02	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.03	[0.25 0.27]	0.26	0.02	[0.25 0.26]	0.382	0.821	0.01	0.14
	P	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.22 0.24]	0.23	0.03	[0.21 0.24]	0.23	0.04	[0.22 0.25]	0.455	0.769	0.01	0.15
κύματα βήτα	C3	0.50	0.09	[0.47 0.53]	0.47	0.10	[0.44 0.51]	0.48	0.09	[0.45 0.51]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.45	0.10	[0.42 0.49]	6.159	0.001*	0.16	0.95
	C4	0.48	0.11	[0.44 0.52]	0.46	0.12	[0.41 0.50]	0.46	0.11	[0.42 0.50]	0.48	0.09	[0.45 0.51]	0.43	0.12	[0.39 0.47]	5.631	0.002*	0.15	0.92
	F	0.56	0.03	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.56	0.03	[0.55 0.57]	0.57	0.03	[0.56 0.58]	0.54	0.05	[0.52 0.55]	9.176	<0.001*	0.22	1.00
	P	0.52	0.07	[0.49 0.54]	0.50	0.08	[0.47 0.53]	0.50	0.08	[0.47 0.52]	0.50	0.08	[0.47 0.52]	0.47	0.07	[0.45 0.50]	6.070	0.001*	0.16	0.97

1. F(4.152) βαθμοί ελευθερίας εκτός από τις περιπτώσεις που χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser. Οι αντίστοιχες τιμές σημαντικότητας (p-values) παρουσιάζονται στην διτλανή στήλη όπου * σημαντικές διαφορές μεταξύ συνθηκών (p < 0.05). 2. Ο δείκτης Partial Eta Squared είναι ένα μέτρο του μεγέθους της επίδρασης. Στο πλαίσιο επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA, ποσοτικοποιεί το ποσοστό διακύμανσης που αποδίδεται στην επίδραση του ενδιαφέροντος σε σχέση με τη συνολική διακύμανση. Οι τιμές κοντά στο 0.01 αντιπροσωπεύουν μία μικρή επίδραση, κοντά στο 0.06 μία μέτρια επίδραση και τιμές περίπου 0.14 ή μεγαλύτερες μια μεγάλη επίδραση. 3. Ο δείκτης Observed Power είναι ένα μέτρο της πιθανότητας να απορριφθεί σωστά μια ψευδής μηδενική υπόθεση (δηλαδή, η πιθανότητα ανίχνευσης ενός αληθινού αποτελέσματος). Χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της αξιοπιστίας του στατιστικού τεστ. Οι υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν μεγαλύτερη πιθανότητα ανίχνευσης υπάρχουσας επίδρασης.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ε

ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ

(ICC, SEM, SEM%, MDC, MDC%)

Χρονικές (Πίνακας ΠΑΡ-Γ 1)

Κινηματικές (Πίνακας ΠΑΡ-Γ 2)

Κινητικές – GRFs (Πίνακας ΠΑΡ-Γ 3)

Κέντρο Πίεσης (Πίνακας ΠΑΡ-Γ 4)

Μυϊκή Δραστηριότητα (Πίνακας ΠΑΡ-Γ 5)

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

ΧΡΟΝΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ

ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ

(ICC, SEM, SEM%, MDC, MDC%)

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

Πίνακας ΠΑΡ-Γ 1. Δείκτες Αξιολογίας-Χρονικές Μεταβλητές: Συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC), τυπικό σφάλμα μέτρησης ((SEM και SEM%) και ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC και MDC95%)

	χωρίς	μετρο	φωνητ	μελωδ	μουσι	χωρίς	μετρονομ	φωνητικό	μελωδική	μουσική
	νομικό	ικό	ικό	ική	κή για	νομικό	κό	φώνητικό	σύνθεση	για
				σύνθε	ή					άσκηση
				ση	ση					
Κάθισμα	ICC					ICC [95% CI]				
κύκλου (s)	0.99	0.97	1.00	0.98	0.97	[0.97 0.99]	[0.94 0.97]	[0.99 1.00]	[0.95 0.98]	[0.94 0.97]
Φάση 1 (s)	0.97	0.95	0.98	0.99	0.98	[0.94 0.97]	[0.90 0.95]	[0.97 0.98]	[0.98 0.99]	[0.97 0.98]
Φάση 2 (s)	0.95	0.93	0.99	0.94	0.91	[0.89 0.95]	[0.87 0.93]	[0.98 0.99]	[0.88 0.94]	[0.84 0.91]
Φάση 1 (% κύκλου)	0.86	0.89	0.96	0.91	0.93	[0.74 0.86]	[0.80 0.89]	[0.92 0.96]	[0.83 0.91]	[0.86 0.93]
Φάση 2 (% κύκλου)	0.86	0.89	0.96	0.91	0.93	[0.74 0.86]	[0.80 0.89]	[0.92 0.96]	[0.83 0.91]	[0.86 0.93]
Απαγωγή Ισχύου										
κύκλου (s)	0.93	0.99	0.99	0.97	0.97	[0.86 0.96]	[0.98 1.00]	[0.98 0.99]	[0.95 0.99]	[0.94 0.98]
Φάση 1 (s)	0.95	0.94	0.93	0.91	0.96	[0.90 0.97]	[0.88 0.97]	[0.86 0.96]	[0.83 0.95]	[0.92 0.98]
Φάση 2 (s)	0.87	0.93	0.93	0.97	0.97	[0.74 0.93]	[0.86 0.96]	[0.86 0.96]	[0.94 0.98]	[0.95 0.99]
Φάση 1 (% κύκλου)	0.78	0.84	0.80	0.69	0.94	[0.56 0.89]	[0.67 0.92]	[0.61 0.90]	[0.41 0.84]	[0.89 0.97]
Φάση 2 (% κύκλου)	0.78	0.84	0.80	0.69	0.94	[0.56 0.89]	[0.67 0.92]	[0.61 0.90]	[0.41 0.84]	[0.89 0.97]
Κάθισμα	SEM					SEM%				
κύκλου (s)	0.10	0.13	0.04	0.13	0.14	4.15	5.75	1.96	5.47	7.78
Φάση 1 (s)	0.09	0.08	0.05	0.05	0.06	7.41	7.66	4.49	3.99	6.30
Φάση 2 (s)	0.07	0.14	0.05	0.10	0.12	6.73	11.52	4.39	8.99	13.35
Φάση 1 (% κύκλου)	2.51	2.98	1.65	1.98	1.96	4.73	6.18	3.31	3.92	3.83
Φάση 2 (% κύκλου)	2.51	2.98	1.65	1.98	1.96	5.33	5.74	3.31	4.00	4.00
Απαγωγή Ισχύου										
κύκλου (s)	0.12	0.05	0.05	0.12	0.11	6.66	2.54	2.78	6.13	7.16
Φάση 1 (s)	0.05	0.06	0.07	0.10	0.06	6.37	7.53	8.56	11.75	8.01
Φάση 2 (s)	0.10	0.08	0.09	0.07	0.06	9.49	7.61	8.24	6.38	7.84
Φάση 1 (% κύκλου)	2.16	2.63	3.24	2.66	1.43	4.72	6.14	7.34	6.05	3.05
Φάση 2 (% κύκλου)	2.16	2.63	3.24	2.66	1.43	3.98	4.59	5.79	4.76	2.70
Κάθισμα	MDC					MDC95%				
κύκλου (s)	0.23	0.31	0.10	0.29	0.33	9.68	13.41	4.57	12.76	18.16
Φάση 1 (s)	0.22	0.20	0.12	0.11	0.13	17.29	17.88	10.48	9.31	14.70
Φάση 2 (s)	0.17	0.32	0.12	0.24	0.27	15.71	26.87	10.24	20.98	31.15
Φάση 1 (% κύκλου)	5.85	6.94	3.86	4.62	4.57	11.04	14.42	7.71	9.15	8.94
Φάση 2 (% κύκλου)	5.85	6.94	3.86	4.62	4.57	12.43	13.40	7.73	9.33	9.34
Απαγωγή Ισχύου										
κύκλου (s)	0.29	0.11	0.12	0.29	0.25	15.54	5.93	6.49	14.31	16.70
Φάση 1 (s)	0.13	0.14	0.17	0.24	0.13	14.87	17.56	19.97	27.42	18.70
Φάση 2 (s)	0.22	0.19	0.20	0.17	0.15	22.14	17.76	19.24	14.89	18.29
Φάση 1 (% κύκλου)	5.04	6.13	7.55	6.22	3.34	11.01	14.33	17.12	14.11	7.11
Φάση 2 (% κύκλου)	5.04	6.13	7.55	6.22	3.34	9.30	10.72	13.50	11.11	6.31

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ

ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ

(ICC, SEM, SEM%, MDC, MDC%)

Πίνακας ΠΑΡ-Γ 2. Δείκτες Αξιοπιστίας-Κινηματικές Μεταβλητές: Συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC), τυπικό σφάλμα μέτρησης ((SEM και SEM%) και ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC και MDC95%)

	χωρίς	μετρονομικό	φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση	χωρίς	μετρονομικό	φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση
Κάθισμα	ICC					ICC [95% CI]				
Ldispl (cm)	0.96	0.98	0.99	0.98	0.97	[0.92 0.98]	[0.97 0.99]	[0.98 0.99]	[0.96 0.99]	[0.95 0.99]
Lvel (m/s)	0.94	0.99	1 [0	0.93	0.99	[0.89 0.97]	[0.97 0.99]	[0.99 1.00]	[0.85 0.96]	[0.98 0.99]
Acc (m/s ²)	0.83	0.99	0.99	0.97	0.99	[0.67 0.91]	[0.98 1.00]	[0.99 1.00]	[0.94 0.98]	[0.98 0.99]
Jerk (m/s ³)	0.68	0.99	0.99	0.95	0.98	[0.38 0.83]	[0.99 1.00]	[0.98 0.99]	[0.91 0.98]	[0.97 0.99]
Απαγωγή Ισχύου										
Ldispl (cm)	0.9	0.94	0.86	0.94	0.96	[0.81 0.95]	[0.87 0.97]	[0.73 0.93]	[0.88 0.97]	[0.92 0.98]
Lvel (m/s)	0.96	0.99	0.99	0.99	0.99	[0.92 0.98]	[0.98 0.99]	[0.98 0.99]	[0.97 0.99]	[0.98 1.00]
Acc (m/s ²)	0.98	0.99	0.99	0.97	0.99	[0.96 0.99]	[0.98 1.00]	[0.98 0.99]	[0.95 0.99]	[0.99 1.00]
Jerk (m/s ³)	0.98	0.99	0.99	0.96	0.99	[0.96 0.99]	[0.98 1.00]	[0.98 1.00]	[0.92 0.98]	[0.99 1.00]
Κάθισμα	SEM					SEM%				
Ldispl (cm)	1.93	1.25	1.14	1.59	1.57	7.07	4.57	4.25	6.06	6.00
Lvel (m/s)	0.05	0.02	0.01	0.06	0.02	14.10	5.79	3.72	17.90	4.18
Acc (m/s ²)	0.51	0.10	0.09	0.21	0.17	35.21	6.73	6.15	15.49	7.72
Jerk (m/s ³)	5.84	0.66	0.98	1.95	2.16	64.90	7.24	10.48	23.94	13.22
Απαγωγή Ισχύου										
Ldispl (cm)	4.12	3.78	5.15	3.21	2.98	10.72	9.07	13.24	8.05	7.21
Lvel (m/s)	0.07	0.04	0.05	0.05	0.05	7.83	4.09	4.77	5.52	3.90
Acc (m/s ²)	0.14	0.11	0.12	0.18	0.11	7.92	6.03	6.56	10.18	5.08
Jerk (m/s ³)	1.07	0.80	0.77	1.59	0.91	10.83	7.18	7.19	16.77	6.80
Κάθισμα	MDC					MDC95%				
Ldispl (cm)	4.51	2.91	2.66	3.70	3.66	16.51	10.67	9.91	14.14	13.99
Lvel (m/s)	0.11	0.05	0.03	0.13	0.04	32.89	13.52	8.68	41.78	9.75
Acc (m/s ²)	1.19	0.23	0.22	0.49	0.39	82.15	15.71	14.34	36.15	18.02
Jerk (m/s ³)	13.64	1.53	2.29	4.54	5.05	151.43	16.89	24.46	55.86	30.86
Απαγωγή Ισχύου										
Ldispl (cm)	9.61	8.82	12.02	7.49	6.97	25.01	21.17	30.90	18.79	16.82
Lvel (m/s)	0.17	0.09	0.11	0.11	0.11	18.26	9.54	11.13	12.88	9.11
Acc (m/s ²)	0.33	0.27	0.29	0.43	0.26	18.47	14.07	15.31	23.75	11.86
Jerk (m/s ³)	2.50	1.86	1.80	3.72	2.12	25.26	16.74	16.77	39.12	15.87

ΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ - *GRFs*

ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ

(ICC, SEM, SEM%, MDC, MDC%)

Εξετάσθηκαν μόνο στο ΚΑΘΙΣΜΑ

Πίνακας ΠΑΡ-Γ 3. Δείκτες Αξιοπιστίας-Κινητικές GRFs Μεταβλητές: Συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC), τυπικό σφάλμα μέτρησης ((SEM και SEM%) και ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC και MDC95%)

Κάθισμα	χωρίς	μετρονομικό	φωνητικό	μελωδική σύνθεση μουσική για άσκηση		χωρίς	μετρονομικό	Φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση
	ICC					ICC [95% CI]				
Fzmax (N)	0.99	1.00	0.9	0.92	0.99	[0.98 1.00]	[0.99 1.00]	[0.80 0.95]	[0.84 0.96]	[0.98 1.00]
Fzmax (×ΣΒ)	0.93	0.97	0.67	0.97	0.98	[0.87 0.96]	[0.94 0.98]	[0.37 0.83]	[0.94 0.98]	[0.95 0.99]
RFD (N/s)	0.97	0.95	0.98	0.97	0.99	[0.93 0.99]	[0.91 0.98]	[0.97 0.99]	[0.95 0.99]	[0.99 1.00]
tFz BW-Max (s)	0.82	0.9	0.88	0.99	0.99	[0.67 0.91]	[0.81 0.95]	[0.76 0.94]	[0.98 0.99]	[0.99 1.00]
tFz Min-Max (s)	0.88	0.87	0.87	0.99	0.93	[0.77 0.94]	[0.75 0.93]	[0.76 0.93]	[0.98 0.99]	[0.86 0.96]
	SEM					SEM%				
Fzmax (N)	30.64	23.42	119.74	98.21	37.69	3.52	2.58	13.53	11.25	3.87
Fzmax (×ΣΒ)	0.04	0.03	0.14	0.03	0.05	3.55	2.64	10.83	2.56	3.52
RFD (N/s)	248.97	392.78	264.75	285.64	269.78	12.56	15.10	10.70	11.89	7.56
tFz BW-Max (s)	0.16	0.07	0.10	0.03	0.02	27.71	17.03	22.21	7.35	5.81
tFz Min-Max (s)	0.19	0.13	0.13	0.04	0.11	21.24	19.07	18.35	5.18	18.36
	MDC					MDC95%				
Fzmax (N)	71.50	54.64	279.42	229.16	87.95	8.22	6.03	31.56	26.25	9.04
Fzmax (×ΣΒ)	0.10	0.08	0.32	0.08	0.12	8.27	6.17	25.27	5.97	8.21
RFD (N/s)	580.96	916.53	617.79	666.52	629.52	29.31	35.22	24.96	27.74	17.63
tFz BW-Max (s)	0.37	0.17	0.23	0.08	0.05	64.65	39.74	51.83	17.15	13.55
tFz Min-Max (s)	0.43	0.30	0.30	0.09	0.25	49.57	44.50	42.81	12.10	42.84

ΚΕΝΤΡΟΥ ΠΙΕΣΗΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ

ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ

(ICC, SEM, SEM%, MDC, MDC%)

Πίνακας ΠΑΡ-Γ2Α. Δείκτες Αξιοπιστίας-Κέντρο Πίεσης: ΚΑΘΙΣΜΑ - Συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC), τυπικό σφάλμα μέτρησης ((SEM και SEM%) και ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC και MDC95%).

	χωρίς	μετρονομικό	φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση	χωρίς	μετρονομικό	Φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση
	ICC					ICC [95% CI]				
Area	0.85	0.94	0.62	0.76	0.93	[0.69 0.93]	[0.86 0.97]	[0.23 0.81]	[0.48 0.89]	[0.86 0.97]
Path-AP (cm)	0.94	0.91	0.92	0.9	0.76	[0.88 0.97]	[0.84 0.96]	[0.85 0.96]	[0.78 0.95]	[0.54 0.87]
Path-ML (cm)	0.95	0.93	0.9	0.84	0.85	[0.90 0.98]	[0.87 0.96]	[0.81 0.95]	[0.69 0.92]	[0.71 0.92]
SD-AP (cm)	0.94	0.94	0.95	0.93	0.71	[0.89 0.97]	[0.89 0.97]	[0.91 0.98]	[0.86 0.96]	[0.44 0.85]
SD-ML (cm)	0.95	0.94	0.91	0.91	0.72	[0.89 0.97]	[0.88 0.97]	[0.83 0.95]	[0.82 0.95]	[0.46 0.85]
ApEntropy-AP	0.93	0.96	0.93	0.92	0.94	[0.87 0.97]	[0.93 0.98]	[0.86 0.96]	[0.85 0.96]	[0.88 0.97]
ApEntrop- ML	0.94	0.94	0.85	0.96	0.94	[0.87 0.97]	[0.86 0.97]	[0.69 0.93]	[0.91 0.98]	[0.86 0.97]
	SEM					SEM%				
Area	0.0017	0.0017	0.0025	0.0021	0.0021	11.32	10.74	15.98	13.93	11.39
Path-AP (cm)	1.39	1.57	1.54	1.62	2.55	9.15	11.49	11.22	11.71	18.95
Path-ML (cm)	1.36	1.29	1.73	1.71	2.19	11.83	12.33	16.19	16.95	19.90
SD-AP (cm)	0.23	0.19	0.18	0.22	0.50	12.09	11.01	10.66	12.69	27.61
SD-ML (cm)	0.16	0.13	0.17	0.15	0.36	14.09	12.36	16.10	15.09	30.15
ApEntropy-AP	6.56	4.68	6.71	6.93	7.56	18.74	15.60	22.32	22.51	21.12
ApEntrop- ML	0.0014	0.0012	0.0016	0.0009	0.0018	11.61	10.29	13.48	8.06	12.28
	MDC					MDC95%				
Area	0.0040	0.0039	0.0057	0.0048	0.0048	26.414	25.067	37.28	32.51	26.57
Path-AP (cm)	3.24	3.67	3.60	3.78	5.94	21.362	26.807	26.17	27.32	44.22
Path-ML (cm)	3.18	3.01	4.03	4.00	5.12	27.615	28.776	37.77	39.55	46.44
SD-AP (cm)	0.53	0.44	0.42	0.52	1.16	28.220	25.701	24.88	29.62	64.42
SD-ML (cm)	0.37	0.29	0.39	0.36	0.83	32.872	28.844	37.57	35.22	70.36
ApEntropy-AP	15.31	10.91	15.67	16.16	17.64	43.725	36.396	52.08	52.53	49.29
ApEntrop- ML	0.0032	0.0028	0.0037	0.0021	0.0041	27.095	24.021	31.47	18.82	28.66

Πίνακας ΠΑΡ-Γ 2B. Δείκτες Αξιολογίας-Κέντρο Πίεσης: Απαγωγή Ισχύου -Συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC), τυπικό σφάλμα μέτρησης ((SEM και SEM%) και ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC και MDC95%).

	χωρίς μετρονομικό	μετρονομικό	φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση	χωρίς	μετρονομικό	Φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση					
	ICC					ICC [95% CI]									
Area	0.44	0.72	0.64	0.72	0.37	-0.11	0.72	[0.45	0.86]	[0.30	0.82]	[0.47	0.86]	-0.28	0.68]
Path-AP (cm)	0.75	0.83	0.8	0.93	0.93	[0.50	0.87]	[0.66	0.91]	[0.62	0.90]	[0.86	0.96]	[0.86	0.96]
Path-ML (cm)	0.96	0.98	0.95	0.98	0.93	[0.92	0.98]	[0.95	0.99]	[0.91	0.98]	[0.96	0.99]	[0.87	0.97]
SD-AP (cm)	0.74	0.89	0.74	0.88	0.88	[0.48	0.87]	[0.78	0.94]	[0.49	0.87]	[0.76	0.94]	[0.77	0.94]
SD-ML (cm)	0.95	0.96	0.93	0.98	0.86	[0.90	0.98]	[0.93	0.98]	[0.86	0.96]	[0.96	0.99]	[0.72	0.93]
ApEntropy-AP	0.8	0.91	0.84	0.96	0.9	[0.61	0.90]	[0.82	0.95]	[0.69	0.92]	[0.92	0.98]	[0.81	0.95]
ApEntrop- ML	0.71	0.43	0.57	0.82	0.61	[0.43	0.85]	-0.06	0.70]	[0.16	0.78]	[0.65	0.91]	[0.23	0.80]
	SEM					SEM%									
Area	0.0019	0.0015	0.0014	0.0016	0.0019	17.23	13.36	11.89	13.44	15.98					
Path-AP (cm)	1.13	0.88	1.07	0.66	0.60	20.00	16.96	20.34	12.18	12.97					
Path-ML (cm)	1.52	1.05	1.80	1.21	1.34	17.97	13.72	22.44	14.42	22.93					
SD-AP (cm)	0.15	0.10	0.15	0.10	0.10	19.25	13.38	20.58	13.75	14.37					
SD-ML (cm)	0.25	0.20	0.33	0.22	0.28	20.05	17.62	28.19	18.09	30.15					
ApEntropy-AP	9.03	4.93	7.37	4.63	4.93	49.44	32.93	47.30	29.67	42.90					
ApEntrop- ML	0.0013	0.0017	0.0016	0.0013	0.0015	11.18	14.51	13.52	11.24	12.58					
	MDC					MDC95%									
Area	0.0045	0.0036	0.0032	0.0037	0.0045	40.208	31.175	27.75	31.36	37.30					
Path-AP (cm)	2.63	2.06	2.50	1.55	1.40	46.676	39.570	47.46	28.41	30.26					
Path-ML (cm)	3.54	2.44	4.21	2.82	3.14	41.938	32.014	52.37	33.65	53.51					
SD-AP (cm)	0.35	0.23	0.34	0.23	0.24	44.921	31.230	48.02	32.10	33.54					
SD-ML (cm)	0.59	0.47	0.78	0.52	0.65	46.777	41.120	65.77	42.21	70.36					
ApEntropy-AP	21.07	11.50	17.19	10.81	11.50	115.363	76.839	110.37	69.23	100.10					
ApEntrop- ML	0.0031	0.0039	0.0037	0.0030	0.0035	26.093	33.865	31.54	26.22	29.36					

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

ΜΥΪΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ

ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ

(ICC, SEM, SEM%, MDC, MDC%)

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

Πίνακας ΠΑΡ-Γ 5. Δείκτες Αξιολογίας-Μουσική Δραστηριότητα: Συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC), τυπικό σφάλμα μέτρησης ((SEM και SEM%) και ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή (MDC και MDC95%)

	χωρίς μετρονόμο	μετρονόμο	φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση	χωρίς	Μετρονόμο	Φωνητικό	μελωδική σύνθεση	μουσική για άσκηση
Κάθισμα	ICC					ICC [95% CI]				
LVL (VMG units)	0.99	0.96	0.99	0.97	0.95	[0.98 1.00]	[0.93 0.98]	[0.97 0.99]	[0.93 0.98]	[0.91 0.98]
RVL (VMG units)	0.99	0.91	0.99	0.84	0.96	[0.98 0.99]	[0.83 0.96]	[0.97 0.99]	[0.69 0.92]	[0.93 0.98]
	SEM					SEM%				
LVL (VMG units)	0.43	0.96	0.56	0.90	1.56	4.95	10.28	5.85	9.70	13.12
RVL (VMG units)	0.12	0.37	0.14	0.44	0.44	5.89	17.36	6.34	21.16	15.52
	MDC					MDC95%				
LVL (VMG units)	1.01	2.24	1.31	2.09	3.63	11.556	23.978	13.66	22.62	30.61
RVL (VMG units)	0.27	0.85	0.33	1.02	1.03	13.742	40.507	14.80	49.37	36.22
Απαγωγή Ισχύου	ICC					ICC [95% CI]				
LAT (VMG units)	0.81	0.67	0.64	0.64	0.91	[0.60 0.91]	[0.34 0.83]	[0.31 0.82]	[0.28 0.82]	[0.83 0.95]
	SEM					SEM%				
LAT (VMG units)	0.28	0.44	0.32	0.37	0.34	20.66	29.65	21.71	24.29	20.61
	MDC					MDC95%				
LAT (VMG units)	0.66	1.02	0.76	0.86	0.79	48.198	69.190	50.65	56.69	48.09

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Θ

ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΚΙΝΗΣΗΣ – ΣΥΧΡΟΝΙΣΜΟΣ

Πίνακας ΠΑΡ-Θ1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες: μέση τιμή (Mean), διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής ομαδικής μεταβλητότητας CV(%) της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης για το ΚΑΘΙΣΜΑ και την ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ.

Πίνακας ΠΑΡ-Θ2. Σφάλμα Συγχρονισμού - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες της μέσης τιμής ± τυπικής απόκλισης (Mean ± SD) του αριθμού των αρνητικών και θετικών σφαλμάτων συγχρονισμού καθώς και του ποσοστιαίου λόγου τους ως προς το σύνολο των 8 επαναλήψεων

Νευρομυϊκός και χωρο-χρονικός έλεγχος της κίνησης υπό ρυθμικά ακουστικά ερεθίσματα

Πίνακας ΠΑΡ-Θ1. Προτιμώμενη συχνότητα κίνησης - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες: μέση τιμή (Mean), διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI], τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής ομαδικής μεταβλητότητας CV(%) της προτιμώμενης συχνότητας κίνησης για το ΚΑΘΙΣΜΑ και την ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ.

Μεταβλητές	Περιγραφικοί Δείκτες			
	Mean	SD	[95% CI]	Ομαδική Μεταβλητότητα (CV%)
Κάθισμα				
διάρκεια κύκλου κίνησης (s)	2.31	0.53	[2.14 2.47]	23.17
συχνότητα κίνησης (cycles/min)	27.40	6.34	[25.43 29.37]	23.15
συχνότητα κίνησης (Hz)	0.46	0.11	[0.42 0.49]	23.15
Απαγωγή ισχίου				
διάρκεια κύκλου κίνησης (s)	1.90	0.37	[1.78 2.02]	19.58
συχνότητα κίνησης (brpm)	32.80	6.73	[30.71 34.89]	20.52
συχνότητα κίνησης (Hz)	0.55	0.11	[0.51 0.58]	20.52

Πίνακας ΠΑΡ-Θ2. Σφάλμα Συγχρονισμού - Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες της μέσης τιμής ± τυπικής απόκλισης (Mean ± SD) του αριθμού των αρνητικών και θετικών σφαλμάτων συγχρονισμού καθώς και του ποσοστιαίου λόγου τους ως προς το σύνολο των 8 επαναλήψεων.

	Mean ± SD			
	μετρονομικό	φωνητικό	μουσικό 1	μουσικό 2
Κάθισμα				
αρνητικά σφάλματα συγχρονισμού	2.95 ± 3.00	3.45 ± 2.71	3.60 ± 2.82	4.31 ± 2.62
θετικά σφάλματα συγχρονισμού	5.05 ± 3.00	4.55 ± 2.71	4.40 ± 2.82	3.69 ± 2.62
λόγος αρνητικών/ 8 επαναλήψεις (%)	36.88 ± 37.44	43.13 ± 33.90	45.00 ± 35.30	53.91 ± 32.70
λόγος θετικών/ 8 επαναλήψεις (%)	63.13 ± 37.44	56.88 ± 33.90	55.00 ± 35.30	46.09 ± 32.70
Απαγωγή ισχίου				
αρνητικά σφάλματα συγχρονισμού	2.28 ± 2.58	2.86 ± 2.77	5.07 ± 2.61	4.59 ± 2.62
θετικά σφάλματα συγχρονισμού	5.72 ± 2.63	5.14 ± 2.79	2.93 ± 2.58	3.41 ± 2.60
λόγος αρνητικών/ 8 επαναλήψεις (%)	28.48 ± 32.30	35.73 ± 34.63	63.35 ± 32.62	57.41 ± 32.70
λόγος θετικών/ 8 επαναλήψεις (%)	71.52 ± 32.85	64.27 ± 34.92	36.65 ± 32.26	42.59 ± 32.50

Αρνητικά σφάλματα: η έναρξη κύκλου κίνησης προηγείται του ακουστικού σήματος.

Θετικά σφάλματα: η έναρξη κύκλου κίνησης έπεται του ακουστικού σήματος.