



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΘΛΗΤΙΑΤΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΒΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΑΣΚΗΣΗΣ**

**«ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΟΥΣΤΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΑΤΟΣ ΜΕ ΚΑΙ
ΧΩΡΙΣ ΕΥΔΙΑΚΡΙΤΟ ΠΑΛΜΟ ΣΤΗΝ ΚΙΝΗΤΙΚΗ
ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ»**

Αναλίνα Εμμανουήλ

Μεταπτυχιακή Διατριβή

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΒΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΑΣΚΗΣΗΣ»**

ΑΘΗΝΑ 2018

© Copyright

Αναλίνα Εμμανουήλ

Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού

Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Εθνικής Αντίστασης 41, Δάφνη



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

Εθνικών και Καποδιστριακών
Πανεπιστημίων Αθηνών

ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών "Βιολογία της Άσκησης"

ΠΡΑΚΤΙΚΟ
ΤΡΙΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ
ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Της Αναλίνας Εμμανουήλ

Η τριμελής εξεταστική επιτροπή, που ορίστηκε από τη Συνέλευση του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών στη συνεδρία της 14/5/2018 για την κρίση και αξιολόγηση της μεταπτυχιακής διατριβής της κ. Αναλίνας Εμμανουήλ με τίτλο: «Επίδραση ακουστικού ερεθίσματος με και χωρίς ευδιάκριτο παλμό στην κινητική σταθερότητα» αποτελούμενη από τους κ.κ. **Ε. Ρουσάνογλου** Αναπληρώτρια Καθηγήτρια της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών (επιβλέπουσα), **Κ. Μπουντόλο** Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, **Α. Γεωργάκη** Αναπληρώτρια Καθηγήτρια του Τμήματος Μουσικών Σπουδών της Φιλοσοφικής Σχολής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, εκλήθησαν σήμερα 12/7/2018 ημέρα Παρασκευή και ώρα 12:30 ύστερα από επίσημη έγγραφη πρόσκληση στο Αμφιθέατρο Ε.Παυλίνη της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών, προκειμένου να κρίνουν και αξιολογήσουν την παραπάνω διατριβή.

Μετά από διεξοδική συζήτηση και ανταλλαγή απόψεων μεταξύ των μελών της εξεταστικής επιτροπής κατέληξαν ότι η κρίνόμενη διατριβή πληροί όλους τους όρους εκπόνησής της, είναι πρωτότυπη και προάγει την επιστημονική γνώση και ως εκ τούτου κρίνεται αποδεκτή και εγκρίνεται. και βαθμολογήσει με 'ΑΡ' ΣΤΑ, 90

Τα μέλη της εξεταστικής επιτροπής:

Ε. Ρουσάνογλου, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Κ. Μπουντόλος, Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Α. Γεωργάκη, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ολοκληρώνοντας τη παρούσα μεταπτυχιακή εργασία, θα μπορούσα να χαρακτηρίσω την μεταπτυχιακή μου πορεία ως ένα δύσκολο και κοπιαστικό αλλά ταυτόχρονα πλούσιο ταξίδι γνώσης και εμπειριών. Αυτό το ταξίδι ήταν γεμάτο απογοητεύσεις, στεναχώριες αλλά ταυτόχρονα γεμάτο χαρές και ενθουσιασμούς. Εκτός από τις γνώσεις που αποκτήθηκαν, σε όλη αυτή τη διαδρομή ανακάλυψα βαθύτερα κομμάτια του εαυτού μου, έμαθα να σκέφτομαι, να προσπαθώ για το καλύτερο και να μην τα παρατάω. Για όλα τα παραπάνω οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ σε όλους όσους συνέβαλαν σε αυτό το όμορφο ταξίδι.

Πρώτον απ' όλους θα ήθελα να ευχαριστήσω τον άνθρωπο που ήταν δίπλα μου σε κάθε μου βήμα, σε κάθε στιγμή αυτής της διαδρομής, την επιβλέπουσα καθηγήτρια μου και δεύτερη μητέρα μου, Ελισσάβετ Ρουσάνογλου. Η συμβολή της στην παρούσα εργασία αλλά και στην ωρίμανση της προσωπικότητάς μου ήταν καθοριστική και ανεκτίμητη και μία σελίδα ευχαριστιών δε χωράει τα συναισθήματα και την ευγνωμοσύνη που νιώθω για εκείνη. Η συνεργασία μας ξεκίνησε από το τρίτο έτος των προπτυχιακών μου σπουδών, και από την πρώτη στιγμή με εμπιστεύτηκε και με καθοδήγησε στο δρόμο της ερευνητικής διαδικασίας. Καθ' όλη τη διάρκεια των πέντε αυτών χρόνων, μου πρόσφερε απλόχερα τις γνώσεις της, πολύ από τον πολύτιμο χρόνο της, και με την υπομονή και την επιμονή της με στήριξε τόσο επιστημονικά όσο και ψυχολογικά, ωθώντας με συνεχώς να προχωρήσω και τελικά να επιτύχω έναν από τους σημαντικότερους στόχους μου. Λειτουργήσε ως προσωπικός μου μέντορας σε όλη αυτή την προσπάθεια και με έμαθε να κάνω την επιθυμία μου δύναμη και να προσπαθώ για το φαινομενικά ακατόρθωτο.

Θα ήθελα παράλληλα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον καθηγητή της Αθλητικής Βιομηχανικής και μέλος της συμβουλευτικής επιτροπής κ. Κωνσταντίνο Μπουντόλο, για τις ευκαιρίες που μου πρόσφερε, για την έμπειρη και πολύτιμη καθοδήγηση του, καθώς και για την αμέριστη εμπιστοσύνη που μου έδειξε μέσα στο χώρο του εργαστηρίου όλα αυτά τα χρόνια.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω την καθηγήτρια Μουσικής Ακουστικής και Τεχνολογίας, κα Αναστασία Γεωργάκη για τις γνώσεις και τις χρήσιμες συμβουλές που μου πρόσφερε στον τομέα της μουσικής, οι οποίες ήταν απαραίτητες την για την έναρξη και την ολοκλήρωση της εργασίας μου.

Ένα πρόσωπο που θα ήθελα ακόμη να ευχαριστήσω είναι η φίλη μου και συνάδελφος μου Αργυρώ Αχιλιά, για τη συνεχή εμπύχωση της, τη συμπαράσταση της καθώς και τις πολλές ώρες που με αναπλήρωσε στη δουλειά προκειμένου να καταφέρω να ολοκληρώσω αυτή την εργασία.

Ευχαριστώ επίσης, όλες τις δοκιμαζόμενες για την προθυμία τους να συμμετάσχουν με χαρά στην παρούσα μελέτη.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου, Άρη και Ρασέλ, καθώς και τους ανεκτίμητους φίλους μου για την υπομονή την συμπαράσταση και την στήριξη τους σε όλη τη διάρκεια των μεταπτυχιακών μου σπουδών.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο παλμός ενός μουσικού ΑΕ, έχει βρεθεί ότι αποτελεί το βασικότερο στοιχείο για την ύπαρξη θετικής επίδρασης των ΑΕ, είτε ως ασκησιακό εργογόνο είτε ως εργαλείο παρέμβασης στον κινητικό έλεγχο μέσω της κινητικής παράσυρσης. Εντούτοις, παραμένει ασαφής τόσο αυτή καθαυτή η επίδραση του ΑΕ αλλά και των παλμικών του χαρακτηριστικών, όπως η διακριτότητα του παλμού, στη σταθερότητα της κίνησης.

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι να εξετάσει την επίδραση ΑΕ με και χωρίς ευδιάκριτο παλμό (ΕΠ) στην κινητική σταθερότητα. Είκοσι γυναίκες (Ηλικία: 26 ± 4.2 έτη, Ανάστημα: 172.2 ± 6 cm, Σωματική μάζα: 68.1 ± 10.6 kg, ΔΜΣ: 21.2 ± 2.0) αξιολογήθηκαν σε τρεις κινητικές δοκιμασίες οι δύο εκ των οποίων αφορούσαν σε ακούσια ταλάντωση (ήρεμη όρθια στάση με τα πόδια σε παράλληλη και σε προσθιοπίσθια διάταξη), και η τρίτη σε εκούσια ταλάντωση του σώματος (προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος από την ήρεμη όρθια στάση με τα πόδια σε παράλληλη διάταξη), σε τρεις συνθήκες ΑΕ: (Α) χωρίς ΑΕ, (Β) ΑΕ με ΕΠ και (Γ) ΑΕ χωρίς ΕΠ. Πραγματοποιήθηκαν 2 προσπάθειες σε κάθε δοκιμασία με 2 λεπτά διάλειμμα μεταξύ προσπαθειών. Για τη συλλογή και ανάλυση των κινητικών δεδομένων του κέντρου πίεσης (ΚΠ) χρησιμοποιήθηκε δυναμοδάπεδο (Kistler, 9286AA, 100 Hz) και των κινηματικών δεδομένων του κέντρου μάζας (ΚΜ) χρησιμοποιήθηκε αδρανειακός αισθητήρας (MicroStrain, 3DM-GX3-45, 100Hz). Για τη στατιστική ανάλυση εφαρμόσθηκε ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (έλεγχος ενδοζευγικών

διαφορών με διόρθωση κατά Bonferroni) με επίπεδο σημαντικότητας $p \leq 0.05$. (SPSS 24.0).

Δε βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις τρεις συνθήκες ΑΕ για τις μεταβλητές του ΚΠ και τις μεταβλητές του ΚΜ, στις δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης ($p > 0.05$). Σημαντική επίδραση του ΑΕ και της διακριτότητας του παλμού βρέθηκε στην εκούσια ταλάντωση και συγκεκριμένα στη μεγαλύτερη ταχύτητα του ΚΠ, στη μικρότερη διάρκεια του κύκλου κίνησης και στη μεγαλύτερη συχνότητα ταλάντωσης όπως αυτές υπολογίστηκαν τόσο από τα δεδομένα του ΚΠ όσο και από τα δεδομένα του ΚΜ.

Συμπερασματικά, οι μεταβολές υποδηλώνουν μείωση της κινητικής σταθερότητας κατά τις δοκιμασίες ακούσιας και εκούσιας ταλάντωσης του σώματος, κατά την ακρόαση ΑΕ. Εντούτοις, σημαντικές διαφορές των εξεταζόμενων μεταβλητών του ΚΠ και του ΚΜ, βρέθηκαν μόνο για την εκούσια ταλάντωση. Η διερεύνηση της επίδρασης της παλμικής διακριτότητας, καθώς και άλλων μουσικών χαρακτηριστικών, στην κινητική σταθερότητα αποτελεί ένα ερευνητικό πεδίο με περιορισμένα δεδομένα. Εντούτοις, η προοπτική της πρακτικής εφαρμογής παρόμοιων ευρημάτων μπορεί να συμβάλλει θετικά στη βελτίωση ή αποκατάσταση της κινητικής σταθερότητας.

«Effect of musical auditory stimulus and pulse discrimination on static and dynamic stability»

ABSTRACT

The pulse of a musical auditory stimulus (AS) is considered as the most essential element with regard to the AS positive effect on movement through the process of motor-auditory entrainment, either as an ergogenic aid during exercise or as a tool of therapeutic intervention in motor control impairments. However, the effect of the AS pulse discrimination on movement stability remains unclear.

The purpose of this study was to determine the influence of (AS) with and without distinct pulse (DP) on static and dynamic stability. Twenty healthy women (Age: 23.72 ± 2.25 yrs, Body height: 1.68 ± 0.04 m, Body weight: 59.5 ± 5.76 kg and BMI: 21.2 ± 2 kg/m²), participated in the study. All participants were submitted to three different 70-second tests, of which the two regarded spontaneous body sway during upright bipedal stance with feet at parallel and tandem configuration. The third test regarded whole-body intentional anteroposterior sway with feet at parallel configuration. The AS was provided through headphones in three different sound conditions: (A) absence of AS, (B) musical AS with a distinct pulse, and (C) musical AS with a non-distinct pulse. Participants stood barefoot on a force platform (Kistler, 9286AA, 100 Hz) and the trajectory of the center of pressure (COP) was recorded. Simultaneously, an inertial sensor positioned on the participant's posterior trunk at the L4-L5 lever (center of mass approximation) was used to collect data about the center of

mass (COM) trajectory. Two-way ANOVA with repeated measures (followed by pairwise comparisons between AS conditions with Bonferroni correction) was used for statistics ($p \leq 0.05$, SPSS 24.0).

The AS effect was not significant for the COP and the COM variables during spontaneous body sway ($p > 0.05$). During the intentional body sway, the effect of the AS and the degree of pulse discrimination was significant for the increased COP velocity, as well as the decreased duration of movement cycle duration and the increased frequency of movement calculated either by the COP data or by the COM data.

In conclusion, the changes in the COP and the COM variables indicate a reduction of stability during spontaneous and intentional body sway under the AS conditions. However, the differences were significant only for the intentional body sway. The effect of pulse discrimination as well as of other musical features in static or dynamic stability is a promising research area with limited research information. The perspective of practical application of similar findings may contribute to the improvement or restoration of postural control.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΕΞΕΤΑΣΗΣ	iii
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	iv
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	v
ABSTRACT	vi
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	vii
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	xi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	xii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ	xiii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	xv

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1. Σημασία της έρευνας.....	1
1.2. Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος	4
1.3. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων	4
1.3.1. Ερευνητικά ερωτήματα	4
1.3.2. Μεταβλητές	4
1.3.2.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές	4
1.3.2.2 Εξαρτημένες μεταβλητές.....	4
1.4. Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις.....	5
1.5. Οριοθετήσεις	5
1.6. Περιορισμοί.....	5
1.7. Διευκρίνηση όρων.....	6
1.8. Συντομογραφίες	6

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ

2. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1. Κινητική σταθερότητα	7
2.1.1. Έννοια της κινητικής σταθερότητας	7
2.1.2. Σημασία της κινητικής σταθερότητας	9
2.1.3. Κινητική σταθερότητα σε στατική και δυναμική ισορροπία	10
2.1.4. Σύστημα ελέγχου της κινητικής σταθερότητας.....	11

2.1.4.1. Ο ρόλος των αισθητηριακών συστημάτων στην κινητική σταθερότητα .	12
2.1.4.1. Αλληλεπίδραση ακουστικού συστήματος και συστήματος ελέγχου της κινητικής σταθερότητας	13
2.2. Ακουστικό ερέθισμα	14
2.2.1. Ορισμός και έννοια του ακουστικού ερεθίσματος	14
2.2.2. Χρονικά χαρακτηριστικά μουσικού ΑΕ: Ρυθμός, κτύπος, μέτρο, τέμπο	15
2.2.3. Εγκεφαλική λειτουργία κατά την ακρόαση μουσικού ακουστικού ερεθίσματος	17
2.2.4. Επίδραση της μουσικής ακρόασης στον άνθρωπο	18
2.2.5. Συγχρονισμός και αντίληψη μουσικού κτύπου	19
2.3. Επίδραση ακουστικού ερεθίσματος στην κινητική σταθερότητα	20
2.3.1. Ακουστικό ερέθισμα και κινητική σταθερότητα σε στατική θέση.....	20
2.3.2. Ακουστικό ερέθισμα και κινητική σταθερότητα σε δυναμική κίνηση.....	27
2.4. Σύνοψη Ανασκόπησης	29

ΚΕΦΑΛΑΙΟ III

3. ΜΕΘΟΔΟΣ

3.1. Δείγμα της έρευνας	31
3.2. Όργανα μέτρησης.....	31
3.2.1. Συλλογή κινητικών δεδομένων - δυναμογράφηση.....	31
3.2.2. Συλλογή κινηματικών δεδομένων - επιταχυνσιομέτρηση.....	32
3.2.3. Ανθρωπομετρικά δεδομένα	33
3.2.4. Αξιολόγηση ακοής.....	33
3.3. Ακουστικά ερεθίσματα και κινητικές δοκιμασίες.....	33
3.3.1. Ακουστικά ερεθίσματα.....	33
3.3.2. Κινητικές δοκιμασίες.....	35
3.4. Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας	36
3.5. Επεξεργασία και εξαγωγή μεταβλητών σταθερότητας	40
3.5.1. Μεταβλητές αξιολόγησης ικανότητας παλμικής αντίληψης	40
3.5.2. Κινητικές μεταβλητές σταθερότητας - κέντρο πίεσης	41
3.5.3. Κινηματικές μεταβλητές σταθερότητας - κέντρο μάζας	43
3.6. Στατιστική ανάλυση	45

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

4.1. Χαρακτηριστικά των δοκιμαζομένων	46
4.2. Ικανότητα αντίληψης του παλμού	46
4.3. Αξιολόγηση ακουστικών ερεθισμάτων	46
4.4. Κινητικές μεταβλητές σταθερότητας - κέντρο πίεσης	48
4.4.1. Δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης - όρθια στάση	48
4.4.2. Δοκιμασία εκούσιας ταλάντωσης - προσθιοπίσθια αιώρηση	52
4.5. Κινηματικές μεταβλητές σταθερότητας - κέντρο μάζας	56
4.5.1. Δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης - όρθια στάση	56
4.5.2. Δοκιμασία εκούσιας ταλάντωσης - προσθιοπίσθια αιώρηση	58

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

5.1. Εισαγωγική παράγραφος	60
5.2. Σύγκριση αποτελεσμάτων με τη βιβλιογραφία	61
5.2.1. Ακούσια ταλάντωση του σώματος - όρθια στάση	61
5.2.2. Εκούσια ταλάντωση του σώματος - προσθιοπίσθια αιώρηση	63
5.2.3. Υποκειμενική αξιολόγηση ΑΕ και κινητική σταθερότητα	65
5.3. Ερμηνεία αποτελεσμάτων	65
5.3.1. Είδος ακουστικού ερεθίσματος	65
5.3.2. Ηχητική πηγή ακουστικού ερεθίσματος	67
5.3.3. Εστίαση της προσοχής στο ακουστικό ερέθισμα	68
5.3.4. Αλληλεπίδραση αισθητηριακών συστημάτων	69
5.3.5. Ερευνητικός πληθυσμός	69
5.3.6. Κινητική δοκιμασία	70
5.3.7. Φαινόμενο παράσυρσης	70
5.4. Περιορισμοί εργασίας	71
5.5. Συμπεράσματα	71
5.6. Πρακτικές εφαρμογές	72
5.7. Προτάσεις για περαιτέρω μελέτη του θέματος	72

6.ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	73
-----------------------------	-----------

7.ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	84
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: ΕΝΤΥΠΟ ΕΓΚΡΙΣΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ	85
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: ΕΝΤΥΠΑ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ.....	88
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ. ΠΙΝΑΚΕΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ	94
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ: ΠΙΝΑΚΕΣ ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑΣ.....	101

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

ΑΕ: ακουστικό ερέθισμα

ΕΠ: ευδιάκριτος παλμός

ΑΕ - ΕΠ: ακουστικό ερέθισμα με ευδιάκριτο παλμό

ΑΕ - ΧΕΠ: ακουστικό ερέθισμα χωρίς ευδιάκριτο παλμό

Χ-ΑΕ: χωρίς ακουστικό ερέθισμα

ΚΠ: κέντρο πίεσης

ΚΜ: κέντρο μάζας

ΔΕΑ: δύναμη εδαφικής αντίδρασης

Αx: προσθιοπίσθια διεύθυνση

Αy: πλάγια διεύθυνση

ΔΜΣ: δείκτης μάζας σώματος

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 3.1. Γωνίες Euler και γωνιακές μετατοπίσεις του κορμού σύμφωνα με τον προσανατολισμό του αδρανειακού αισθητήρα. Το (+) συμβολίζει τη κίνηση του κορμού σε θετικές τιμές των γωνιών Euler, ενώ το (-) συμβολίζει τη κίνηση του κορμού σε αρνητικές τιμές των γωνιών. 33

Πίνακας 4.1. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας (CV) των χαρακτηριστικών του ερευνητικού δείγματος. 46

Πίνακας 4.2. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες (μέση τιμή: Mean, τυπική απόκλιση: SD και συντελεστής μεταβλητότητας: CV(%), για τις μεταβλητές αντίληψης του παλμού μέσω της δοκιμασίας κρούσης του δακτύλου. 47

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ

Γράφημα 4.1. Γραφική απεικόνιση των μέσων τιμών του ποσοστιαίου λόγου της συχνότητα κίνησης ως προς τη συχνότητα των μουσικών κτύπων κάθε δοκιμαζόμενης, για τα δύο ΑΕ (ΑΕ-ΕΠ: μαύρη - με παύλες- διάστικτη γραμμή, και ΑΕ-ΧΕΠ μαύρη - με κουκκίδες- διάστικτη γραμμή). Η μαύρη γραμμή στο 100% της κλίμακας δηλώνει την μηδενική απόκλιση της συχνότητας κίνησης από τη μουσική συχνότητα.
* σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p \leq 0.05$). ns μη σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p < 0.05$)..... 47

Γράφημα 4.2. Απαντήσεις ερωτηματολογίου αξιολόγησης ΑΕ 48

Γράφημα 4.3. Κινητικές Μεταβλητές - Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής (πάνω αριστερά), της ταχύτητας (πάνω δεξιά) και του εύρους μετατόπισης (κάτω αριστερά), του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, καθώς και του εμβαδού έλλειψης (ΔΕ 95%) και των ημιαξόνων της (μικρός και μεγάλος) της συναρτησιακής προσαρμογής της διαδρομής του ΚΠ (κάτω δεξιά), στις τρεις συνθήκες ΑΕ (X-ΑΕ: διαγραμμισμένη ράβδος, ΑΕ-ΕΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και ΑΕ-ΧΕΠ ανοιχτό γκρι ράβδος). ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$) 50

Γράφημα 4.4. Κινητικές Μεταβλητές - Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής (πάνω αριστερά), της ταχύτητας (πάνω δεξιά) και του εύρους μετατόπισης (κάτω αριστερά), του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, καθώς και του εμβαδού έλλειψης (ΔΕ 95%) και των ημιαξόνων της (μικρός και μεγάλος) της συναρτησιακής προσαρμογής της διαδρομής του ΚΠ (κάτω δεξιά), στις τρεις συνθήκες ΑΕ (X-ΑΕ: διαγραμμισμένη ράβδος, ΑΕ-ΕΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και ΑΕ-ΧΕΠ ανοιχτό γκρι ράβδος). ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$) 51

Γράφημα 4.5. Κινητικές Μεταβλητές -Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και τα πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη (ΔΕΞΙΑ) - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μεταβλητότητας του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, στις τρεις συνθήκες ΑΕ (X-ΑΕ: διαγραμμισμένη ράβδος, ΑΕ-ΕΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και ΑΕ-ΧΕΠ ανοιχτό γκρι ράβδος). ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$) 52

Γράφημα 4.6. Κινητικές Μεταβλητές – Εκούσια Ταλάντωση - Προσθιοπίσθια αιώρηση σώματος - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής (πάνω αριστερά), της ταχύτητας (πάνω δεξιά) και του εύρους μετατόπισης (κάτω αριστερά), του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση και της μέγιστης πρόσθιας και οπίσθιας μετατόπισης του ΚΠ (κάτω δεξιά) στις τρεις συνθήκες ΑΕ. Χ-ΑΕ: διαγραμμισμένη ράβδος, ΑΕ-ΕΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και ΑΕ-ΧΕΠ ανοιχτό γκρι ράβδος). * Σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$), ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

..... 54

Γράφημα 4.7. Κινητικές και Χρονικές Μεταβλητές – Εκούσια Ταλάντωση - Προσθιοπίσθια αιώρηση σώματος - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του εμβαδού έλλειψης (πάνω αριστερά) και των ημιαξόνων της (μικρός και μεγάλος) (πάνω δεξιά), της διάρκειας κύκλου κίνησης (κάτω αριστερά, καθώς και της συχνότητας κίνησης (κάτω δεξιά) στις τρεις συνθήκες ΑΕ. (Χ-ΑΕ: διαγραμμισμένη ράβδος, ΑΕ-ΕΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και ΑΕ-ΧΕΠ ανοιχτό γκρι ράβδος). * Σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$), ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$)

..... 55

Γράφημα 4.8. Κινηματικές Μεταβλητές - Όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών (ΠΑΝΩ) και τα πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη (ΚΑΤΩ) - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της γωνιακής διαδρομής (αριστερά) και της μέσης γωνιακής μετατόπισης (δεξιά) του κέντρου μάζας, στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, στις τρεις συνθήκες ΑΕ. (Χ-ΑΕ: διαγραμμισμένη ράβδος, ΑΕ-ΕΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και ΑΕ-ΧΕΠ ανοιχτό γκρι ράβδος).

ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ μετρήσεων ($p < 0.05$). 57

Γράφημα 4.9. Κινηματικές Μεταβλητές - Εκούσια Ταλάντωση - Προσθιοπίσθια αιώρηση σώματος - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέγιστης γωνιακής μετατόπισης του κέντρου μάζας στην πρόσθια και οπίσθια κατεύθυνση (πάνω αριστερά), της διάρκειας κύκλου κίνησης (πάνω δεξιά), του ατομικού συντελεστή μεταβλητότητας (CV %) της διάρκειας κύκλου κίνησης (κάτω αριστερά) και της συχνότητας κίνησης (κάτω δεξιά), στις τρεις συνθήκες ΑΕ. (Χ-ΑΕ: διαγραμμισμένη ράβδος, ΑΕ-ΕΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και ΑΕ-ΧΕΠ ανοιχτό γκρι ράβδος).

* Σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$), ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$). 59

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 2.1. Κυματομορφές περιοδικών ακουστικών ερεθισμάτων (αριστερά) και μη περιοδικών ακουστικών ερεθισμάτων (δεξιά)
(<https://ux1.eiu.edu/~cfadd/3050/Ch12Sound/Char.html>) 15

Εικόνα 2.2. Σχηματική απεικόνιση ρυθμού, κτύπου και μέτρου. Ρυθμός: ακολουθία ακουστικών γεγονότων, τα οποία χωρίζονται με χρονικά διαστήματα. Κτύπος: ακολουθία των κανονικών, σημαντικών χρονικών θέσεων που γίνονται αντιληπτές στο ρυθμό. Μέτρο: ιεραρχική οργάνωση των κτύπων σε ισχυρούς και αδύναμους (Cameron & Grahn, 2014) 16

Εικόνα 3.1. Όργανο Δυναμογράφησης: Φορητό δυναμοδάπεδο Kistler (A). Αναπαράσταση πλατφόρμας δύναμης με σύστημα συντεταγμένων (B). 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) 32

Εικόνα 3.2. Όργανο Επιταχυνσιομέτρησης: Αδρανειακός αισθητήρας (MicroStrain, 3DM-GX3-45) (A), Αναπαράσταση συστήματος συντεταγμένων του αδρανειακού αισθητήρα και γωνίες Euler: Roll, Pitch, και Yaw (B) 32

Εικόνα 3.3. Ενδεικτικά γραφήματα για τα αποτελέσματα της δοκιμασίας ευαισθησίας της ακοής, όπως προκύπτουν από την εφαρμογή Uhear, και τα οποία απεικονίζουν τη φυσιολογική ακοή δύο συμμετεχουσών στην παρούσα εργασία. 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. Για την πρώτη δοκιμαζόμενη φαίνεται πως η ακοή του αριστερού αυτιού συμπίπτει απόλυτα με την ακοή του δεξιού. Αντίθετα, στη δεύτερη δοκιμαζόμενη, η ακοή του αριστερού αυτιού διαφέρει με την ακοή του δεξιού σε κάποιες συχνότητες (1K και 4K). Ωστόσο, και οι δύο δοκιμαζόμενες εμφανίζουν φυσιολογική ακοή καθώς βρίσκονται μέσα στα φυσιολογικά όρια (0–25 dB). 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 34

Εικόνα 3.4. Αναπαράσταση ηχητικών σημάτων των ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ): Δυναμική εξέλιξη των ήχων στην εξέλιξη του χρόνου, όπως απεικονίζεται στην κυματομορφή (waveform) (ΠΑΝΩ), στο φασματογράφημα (spectrogram) (ΜΕΣΩΝ) και στο μελωδικό φασματογράφημα (melodic spectrogram) (ΚΑΤΩ), για το ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό (αριστερά) και για το ΑΕ χωρίς ευδιάκριτο παλμό (δεξιά). Η

κυματομορφή αποτελεί γραφική αναπαράσταση του ήχου ως κυματική συνάρτηση του χρόνου. Το φασματογράφημα αποτελεί αναπαράσταση των συχνοτήτων του ήχου ως συνάρτηση του χρόνου, με τις εναλλαγές χρωμάτων να δείχνουν την ένταση. Το μελωδικό φασματογράφημα αποτελεί αναπαράσταση ενός επιλεγμένου εύρους συχνοτήτων του ήχου που συνήθως περιέχουν μελωδικό περιεχόμενο, με τις εναλλαγές χρωμάτων να απεικονίζουν τα μουσικά γεγονότα. Η διακριτότητα του παλμού δηλώνεται από τη ύπαρξη τονισμών, δηλαδή ακουστικών γεγονότων που ξεχωρίζουν. Στα παραπάνω γραφήματα του ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό, είναι εμφανής η ύπαρξη ενεργειακών εκρήξεων στο χρόνο σε τακτά επαναλαμβανόμενα διαστήματα, καθώς και η ύπαρξη μουσικών γεγονότων (διακυμάνσεις έντασης και συχνότητας), οι οποίες καθιστούν εφικτή την αντίληψη του παλμού. Αντίθετα, στα γραφήματα του ΑΕ χωρίς ευδιάκριτο παλμό δεν υπάρχουν έντονες και τακτικά επαναλαμβανόμενες ενεργειακές εκρήξεις, ενώ τα μουσικά γεγονότα είναι πολύ λιγότερα συγκριτικά με του ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό, καθιστώντας δύσκολη έως ανέφικτη την αντίληψη του παλμού. 35

Εικόνα 3.5. Κινητικές δοκιμασίες. Ακούσια ταλάντωση σώματος: Όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών (Α) και Όρθια στάση με προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών (Β). Εκούσια ταλάντωση σώματος: Προσθιοπίσθια αιώρηση σώματος με παράλληλη διάταξη ποδιών (Γ)..... 37

Εικόνα 3.6 Κατηγοριοποίηση Δείκτη Μάζας Σώματος σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (WHO)..... 37

Εικόνα 3.7. Ενδεικτικά αποτυπώματα πελμάτων σε χαρτόνι με διαστάσεις ίδιες με αυτές του δυναμοδαπέδου (40 x 60 εκ.), στις δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης του σώματος κατά τη όρθια στάση με τα πόδια σε παράλληλη (Α) και σε προσθιοπίσθια (Β) διάταξη. 39

Εικόνα 3.8. Σχηματική απεικόνιση ενδεικτικών δυναμογραφικών καμπυλών 10 διαδοχικών κύκλων κίνησης (αριστερά) και του τρόπου προσδιορισμού του κύκλου κίνησης (δεξιά), για το ακουστικό ερέθισμα με ευδιάκριτο παλμό (πάνω) και το ακουστικό ερέθισμα χωρίς ευδιάκριτο παλμό (κάτω), στη δοκιμασία επιτόπιας κρούσης του δακτύλου. Η επιλογή του αντιπροσωπευτικού κύκλου της κινητικής δοκιμασίας επιτόπιας κρούσης του δακτύλου (κύκλου) έγινε με βάση τις διαδοχικές μέγιστες τιμές ($Fz_{\text{κορυφή}(n)} - Fz_{\text{κορυφή}(n+1)}$) της κατακόρυφης Δύναμης Εδαφικής Αντίδρασης (ΔΕΑ). 41

Εικόνα 3.9. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με πόδια σε παράλληλη διάταξη Ενδεικτικές κυματομορφές του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια (μαύρη γραμμή) και στην πλάγια (γκρι διακεκομμένη γραμμή) διεύθυνση. Στο σχήμα απεικονίζεται ο τρόπος προσδιορισμού του εύρους μετατόπισης, το οποίο υπολογίστηκε από την απόλυτη διαφορά μεταξύ της μεγαλύτερης και μικρότερης τιμής των μετατοπίσεων του ΚΠ, όπως φαίνεται ενδεικτικά στην κυματομορφή στην προσθιοπίσθια διεύθυνση 42

Εικόνα 3.10. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με πόδια σε παράλληλη διάταξη
 Ενδεικτική σχηματική απεικόνιση της συνισταμένης διαδρομής του κέντρου πίεσης (ΠΑΝΩ) και συναρτησιακή προσαρμογή της σε συνάρτηση έλλειψης με διάστημα εμπιστοσύνης 95% (ΚΑΤΩ). Με τα βέλη απεικονίζονται ο μικρός και ο μεγάλος ημιάξονας της έλλειψης 42

Εικόνα 3.11. Εκούσια ταλάντωση - Προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος
 Ενδεικτική κυματομορφή του ΚΠ στην προσθιοπίσθια διεύθυνση (ΠΑΝΩ). Με βέλος σημειώνεται η θέση και η κατεύθυνση της κλίσης του σώματος. Επίσης, απεικονίζεται η επιλογή 10 διαδοχικών κύκλων. Σχηματική απεικόνιση τρόπου προσδιορισμού του κύκλου κίνησης (ΚΑΤΩ) 43

Εικόνα 3.12. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με πόδια σε παράλληλη διάταξη
 Ενδεικτικές κυματομορφές του ΚΜ στην προσθιοπίσθια (μαύρη γραμμή) και στην πλάγια (γκρι διακεκομμένη γραμμή) διεύθυνση..... 44

Εικόνα 3.13. Εκούσια ταλάντωση - Προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος
 Ενδεικτική κυματομορφή του ΚΜ στην προσθιοπίσθια διεύθυνση (ΠΑΝΩ). Με βέλος σημειώνεται η θέση και η κατεύθυνση της κλίσης του σώματος. Επίσης, απεικονίζεται η επιλογή 10 διαδοχικών κύκλων. Σχηματική απεικόνιση τρόπου προσδιορισμού του κύκλου κίνησης (ΚΑΤΩ) 45

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1. Σημασία της έρευνας

Ο έλεγχος της κινητικής σταθερότητας αποτελεί μία από τις σημαντικότερες ικανότητες του ανθρώπου, καθώς μέσω αυτής επιτυγχάνεται η ασφαλής κινητικότητα και ταυτόχρονα διασφαλίζεται η αποφυγή επεισοδίων πτώσης και των πιθανών συνεπακόλουθων τραυματισμών (Pollock, Durward, Rowe & Paul 2000; Winter, 1995).

Κατά τη διατήρηση μιας καθορισμένης στάσης του σώματος όπως η όρθια στάση, αλλά και κατά τη διάρκεια μετακίνησης του κέντρου μάζας του σώματος, λαμβάνει χώρα μια σύνθετη διαδικασία κινητικού ελέγχου. Η θεμελιώδης σημασία του κινητικού ελέγχου σε καθημερινές ή αθλητικές δραστηριότητες στατικής ή δυναμικής μορφής είναι ευρέως αποδεκτή και τεκμηριωμένη. Ο κινητικός έλεγχος στοχεύει στην επίτευξη της επιθυμητής στάσης ή μετακίνησης ενάντια στη βαρύτητα, και στη διασφάλιση της σταθερότητας του σώματος μέσω των στρατηγικών οι οποίες διατηρούν το κέντρο μάζας (KM) εντός των ορίων σταθερότητας (Pollock et al., 1998; Winter, 1995). Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει τη λήψη και την οργάνωση αισθητηριακών πληροφοριών από το εξωτερικό περιβάλλον όσον αφορά τη θέση και τον προσανατολισμό του σώματος και των τμημάτων του σε σχέση με το περιβάλλον. Αυτές οι χωρικές πληροφορίες λαμβάνονται από τα τρία μεγάλα αισθητηριακά συστήματα, (Α) το ιδιοδεκτικό, (Β) το οπτικό και (Γ) το αιθουσαίο, και συνδυάζονται και αναλύονται στον εγκέφαλο ο οποίος αποφασίζει για τυχόν απαραίτητες

διορθωτικές κινήσεις προκειμένου το σώμα να παραμείνει σταθερό (Devirne, Gauchard, Jamet, Vançon & Perrin, 2005; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Winter, 1995; Winter, Patla, Ishac, & Gage, 2003). Η κατανόηση της λειτουργίας όλων των συστημάτων είναι απαραίτητη για τη στοχευμένη εξάσκηση ή αποκατάσταση της κινητικής σταθερότητας. Έρευνες των τελευταίων δύο δεκαετιών έχουν αποδείξει πως το ακουστικό σύστημα συμμετέχει και αυτό στον έλεγχο της στάσης και της σταθερότητας, καθώς ο ήχος μεταφέρει χωρικές πληροφορίες, οι οποίες συνδυάζονται με τις πληροφορίες εισόδου των άλλων αισθητηριακών συστημάτων (Agaeva & Altman Ia, 2005; Carrick, Oggero, & Pagnacco, 2007; Chen & Qu, 2017; Forti, Filipponi, Di Berardino, Barozzi, & Cesarani, 2010; Negahban, Bavarsad Cheshmeh Ali, & Nassadj, 2017; Park, Lee, Lockhart, & Kim, 2011). Η επίδραση του ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) στον έλεγχο της στάσης και της σταθερότητας κατά τη διάρκεια στατικών ή δυναμικών συνθηκών φαίνεται να ελκύει το πρόσφατο ερευνητικό ενδιαφέρον. Ωστόσο, τα αποτελέσματα των σχετικών μελετών είναι αντιφατικά, με αποτέλεσμα να μην είναι απόλυτα κατανοητός ο τρόπος με τον οποίο συμβάλλει το ακουστικό σύστημα στις διαδικασίες ελέγχου της στάσης και στην κινητική σταθερότητα (Carrick et al., 2007; Chen & Qu, 2017; Coste, Salesse, Gueugnon, Marin, & Bardy, 2018; Husband, 1934; Forti, et al., 2010; Palm, Lidji, & Peretz, 2009; Park et al., 2011; Ross & Balasubramaniam, 2015; Ross, Warlaumont, Abney, Rigoli, & Balasubramaniam, 2016; Siedlecka, Sobera, Sikora, & Drzewowska, 2015).

Στην υπάρχουσα βιβλιογραφία εξετάζεται η επίδραση διαφόρων ειδών ΑΕ με διαφορετικά μεταξύ τους χαρακτηριστικά. Τα ΑΕ χωρίζονται σε

δύο κατηγορίες: (Α) στα περιοδικά και (Β) στα μη περιοδικά. Τα περιοδικά ΑΕ αποτελούνται από ηχητικά κύματα, τα οποία παράγουν αρμονικές και συνήθως προσφέρουν ένα ευχάριστο συναίσθημα στον ακροατή, ενώ τα μη περιοδικά ΑΕ (ή αλλιώς και θόρυβοι), αποτελούνται από μη ηχητικά κύματα, τα οποία γίνονται αντιληπτά ως ανεπιθύμητος ήχος και συνήθως προκαλούν ενόχληση στον ακροατή (Patterson, Robinson, Holdsworth, McKeown, Zhang & Allerhand, 1992; Standley, 2002). Υποκατηγορία των περιοδικών ΑΕ αποτελεί το μουσικό ΑΕ, το οποίο είναι αποτέλεσμα της οργάνωσης και της σύνθεσης περιοδικών ήχων (Levitin, 2006).

Έχουν αναπτυχθεί δύο θεωρίες που προσπαθούν να εξηγήσουν την επίδραση των ΑΕ στην κινητική σταθερότητα. Η μία θεωρία αφορά στις χωρικές πληροφορίες που μεταφέρονται μέσω των ηχητικών σημάτων. Ο ήχος παρέχει μια αναφορά προσανατολισμού, όταν αυτός προέρχεται από μια σταθερή τοποθεσία (Ross & Balasubramaniam, 2015). Οι χωρικές πληροφορίες από το ΑΕ συνδυάζονται με τις υπόλοιπες πληροφορίες των τριών αισθητηριακών συστημάτων (ιδιοδεκτικό, οπτικό και αιθουσαίο) και βοηθούν στην αντίληψη της θέσης και του προσανατολισμού του σώματος στο περιβάλλον όπου αυτό καλείται να σταθεί ή να μετακινηθεί (Gandemer Parseihian, Bourdin & Kronland-Martinet, 2016). Με αυτό τον τρόπο οι χωρικές πληροφορίες δημιουργούν ένα αισθητήριο πλαίσιο αναφοράς που βοηθά στη σταθεροποίηση της στάσης (Ross & Balasubramaniam, 2015). Η σταθερότητα της στάσης βασίζεται στην πρόβλεψη και στην ανατροφοδότηση από τα αισθητηριακά συστήματα (Dozza Horak & Chiari, 2007). Η στάση του σώματος είναι ευαίσθητη σε μικρές αλλαγές ανατροφοδότησης και η αυξημένη

διαθεσιμότητα πληροφοριών έχει αποδειχθεί ότι βελτιώνει την σταθερότητα (Ross & Balasubramaniam, 2015). Η ακουστική ανατροφοδότηση έχει επίσης αποδειχθεί ότι επηρεάζει τη στάση του σώματος, αλλά η σχετική τεκμηρίωση εμφανίζεται περιορισμένη συγκριτικά με άλλες μορφές ανατροφοδότησης (οπτική, ιδιοδεκτική) (Dozza et al. 2007; Palm et al. 2009; Ross & Balasubramaniam, 2015). Η απώλεια ακοής φαίνεται να αυξάνει τη μεταβλητότητα της ταλάντωσης του σώματος, ωστόσο παραμένει άγνωστο το είδος των χωρικών ακουστικών πληροφοριών που επηρεάζουν τον έλεγχο και την σταθερότητα του σώματος, καθώς επίσης και ο τρόπος με τον οποίον αυτές επιδρούν.

Η άλλη θεωρία αφορά στις χρονικές πληροφορίες που περιέχουν τα ρυθμικά ΑΕ και στο φαινόμενο της παράσυρσης. Το φαινόμενο της παράσυρσης αφορά τον αυθόρμητο συγχρονισμό των σωματικών λειτουργιών και κινήσεων στη συχνότητα ενός εξωτερικού ρυθμικού ερεθίσματος. Το φαινόμενο της παράσυρσης έχει τεκμηριωθεί για τις εκούσιες κινήσεις του σώματος (Arias & Cudeiro, 2010; de Bruin, Doan, Turnbull, Suchowersky, Bonfield, Hu & Brown 2010; de Dreu, Van Der Wilk, Poppe, Kwakkel & van Wegen, 2012; Hausdorff, Lowenthal, Herman, Gruendlinger, Peretz & Giladi, 2007; Nombela, Hughes, Owen & Grahn 2013; Thaut, 2005; Thaut & Abiru, 2010; Thaut, McIntosh, Rice, Miller, Rathbun, & Brault 1996; Thaut, McIntosh & Rice, 1997; Thaut & McIntosh, 2014; Trombetti, Hars, Herrmann, Kressig, Ferrari & Rizzoli, 2011; Wright, Bevins, Pratt, Sackley & Wing, 2016) καθώς και για κάποιες ακούσιες λειτουργίες του (π.χ. καρδιοαναπνευστική λειτουργία) (da Silva et al., 2014). Λαμβάνοντας υπόψη την αυθόρμητη τάση του σώματος να παρασύρεται σε ρυθμικούς κτύπους,

ορισμένες μελέτες έδειξαν πως η ακούσια ταλάντωση του σώματος μπορεί να υποκύψει στο φαινόμενο της παράσυρσης (Coste et al., 2018; Ross et al., 2016). Οι ίδιες μελέτες δείχνουν ότι το σύστημα ελέγχου της στάσης και της σταθερότητας της ακούσιας ταλάντωσης επηρεάζεται από ρυθμικά ΑΕ (Coste et al., 2018; Ross et al., 2016; Thaut, 2005). Το φαινόμενο της παράσυρσης βασίζεται στην αντίληψη του παλμού (Coste et al., 2018; Ross et al., 2016; Thaut, 2005). Ο ακροατής αντιλαμβάνεται το βασικό κτύπο που προκύπτει από το ρυθμικό πρότυπο του ΑΕ, με τη χρονική διάρκεια μεταξύ διαδοχικών κτύπων να οδηγεί στην αντίληψη του παλμού (Bégel, Benoit, Correa, Cutanda, Kotz & Dalla Bella, 2017; Burger, Thompson, Luck, Saarikallio & Toiviainen, 2013; Patel, Iversen, Bregman, Schulz, Schulz & San, 2008; Phillips-Silver & Trainor, 2005; 2007).

Η αντίληψη του παλμού είναι εφικτή όταν το ΑΕ περιέχει ισχυρό περιοδικό κτύπο (Coste et al., 2018; Ross et al., 2016; Thaut, 2005) και, σε συνδυασμό με τα παλμικά χαρακτηριστικά, έχει φανεί ότι προκαλεί μια φυσική κινητική αντίδραση στον ακροατή, η οποία αντικατοπτρίζει τη στενή σχέση του ακουστικού παλμού με διάφορες περιοδικές βιολογικές λειτουργίες του ανθρώπου. Ο παλμός ενός μουσικού ΑΕ, έχει βρεθεί ότι αποτελεί το βασικότερο στοιχείο για την ύπαρξη θετικής επίδρασης των ΑΕ, είτε ως ασκησιακό εργαλείο (Karagiorgis & Priest, 2012) είτε ως εργαλείο παρέμβασης στον κινητικό έλεγχο μέσω της κινητικής παράσυρσης (Thaut, 2005). Το μουσικό ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό και έντονο κτύπο (μεγάλη απελευθέρωση ενέργειας) έχει αποδειχθεί πως επιφέρει θετικές επιδράσεις, είτε στην άσκηση (Karagiorgis & Priest, 2012) είτε στην κινητική αποκατάσταση (Arias & Cudeiro, 2010; de Dreu et al., 2012;

Hausdorff et al., 2007; Nombela et al., 2013; Thaut, 2005; Thaut & Abiru, 2010; Thaut et al., 1996;1997, 2014; Wright et al., 2016). Παρ'όλο που το μουσικό ΑΕ έχει αποδειχθεί επιστημονικά ότι μπορεί να βελτιώσει τον κινητικό συντονισμό και την κινητική απόδοση (Hutchinson, Sherman, Davis, Cawthon, Reeder, & Tenenbaum, Gershon, 2011; Karageorghis & Priest, 2008; Terry & Karageorghis, 2011), η επίδραση των χαρακτηριστικών του μουσικού παλμού στην κινητική σταθερότητα παραμένει ακόμα ένα πεδίο με ιδιαίτερα περιορισμένες ερευνητικές πληροφορίες.

Οι μελέτες που εξετάζουν την επίδραση ΑΕ χρησιμοποιούν ως ΑΕ κυρίως μη περιοδικούς ήχους (θορύβους) (Era & Heikkinen, 1985; Gandemer, Parseihian, Kronland-Martinet, & Bourdin, 2014; Kilburn, Warshaw, & Hanscom, 1992; Park et al., 2011; Ross & Balasubramaniam, 2015; Tanaka, Kojima, Takeda, Ino & Ifukube, 2001), και περιοδικούς μη μουσικούς ήχους (Chen & Qu, 2017; Coste et al., 2018; Deviterne et al., 2005; Easton Jarnlo & Andersson, 1998; Raper & Soames, 1991; Siedlecka et al., 2015). Αντίθετα, είναι ιδιαίτερα μικρός ο αριθμός εργασιών που χρησιμοποιούν μουσικό ΑΕ (Carrick et al., 2007; Husband, 1934; Forti et al., 2010; Pagnacco Klotzek, Carrick, Wright & Oggero, 2015; Ross et al., 2016). Οι λιγότερες εργασίες που εξετάζουν την επίδραση μουσικών ΑΕ, χρησιμοποιούν μουσικά χαρακτηριστικά όπως το είδος, ο ρυθμός και η ταχύτητα (bpm) της μουσικής (Carrick et al., 2007; Husband, 1934; Forti et al., 2010; Pagnacco Klotzek, Carrick, Wright & Oggero, 2015; Ross et al., 2016) χωρίς εξειδικευμένη στόχευση στην επίδραση του μουσικού παλμού. Κατά συνέπεια παρατηρείται έλλειμμα ερευνητικών δεδομένων όσον αφορά χαρακτηριστικά του μουσικού παλμού, όπως η διακρίσιμότητα, καθώς επίσης και του

ρόλου τους στη σταθεροποίηση ή αποσταθεροποίηση μιας κινητικής δράσης, στατικής ή δυναμικής. Η διακριτότητα του παλμού, έχει σημαντικό ρόλο στην επίδραση που ασκεί το ΑΕ και στην εμφάνιση του φαινομένου της παράσυρσης, με τον ευδιάκριτο παλμό να επιφέρει θετικές επιδράσεις, είτε στην άσκηση (Karagiorgis & Priest, 2012) είτε στην κινητική αποκατάσταση (Thaut, 2005). Είναι πιθανό λοιπόν, η διακριτότητα του μουσικού παλμού να επιδρά στην κινητική σταθερότητα του σώματος.

Λαμβάνοντας υπόψη τη σημασία του παλμού και της διακριτότητας του, καθώς και της δεύτερης θεωρίας που έχει αναπτυχθεί για να εξηγήσει την επίδραση των ΑΕ στην κινητική σταθερότητα (φαινόμενο της παράσυρσης), η παρούσα εργασία έχει ως στόχο τη διερεύνηση του ρόλου των χρονικών χαρακτηριστικών των ΑΕ. Συγκεκριμένα εξετάζει την επίδραση του μουσικού ΑΕ, αλλά και της διακριτότητας του μουσικού παλμού, στον έλεγχο της κινητικής σταθερότητας κατά τη διάρκεια δύο διακριτής φύσης δοκιμασιών όρθιας στάσης.

1.2. Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος

Το ερευνητικό πρόβλημα που τέθηκε προς διερεύνηση ήταν εάν η παρουσία μουσικού ΑΕ και η διακριτότητα του μουσικού παλμού επιδρούν στην κινητική σταθερότητα. Συγκεκριμένα μελετήθηκαν οι μεταβολές σε κινητικές και κινηματικές παραμέτρους της κινητικής σταθερότητας του σώματος, σε δύο στατικές (ακούσια ταλάντωση σώματος κατά τη διάρκεια όρθιας στάσης με (Α) παράλληλη και (Β) προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών) και μία δυναμική κινητική δράση (εκούσια ταλάντωση σώματος κατά τη διάρκεια όρθιας στάσης

με παράλληλη διάταξη ποδιών), χωρίς ακρόαση ΑΕ αλλά και κατά την ακρόαση μουσικού ΑΕ με και χωρίς ευδιάκριτο παλμό (ΕΠ).

1.3. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων

1.3.1. Ερευνητικά ερωτήματα

Προς επίτευξη του ερευνητικού σκοπού της παρούσας μελέτης διατυπώθηκαν τα δύο ακόλουθα ερευνητικά ερωτήματα:

- A. Το μουσικό ΑΕ επιδρά στην κινητική σταθερότητα;
- B. Η διακριτότητα του μουσικού παλμού επιδρά στην κινητική σταθερότητα;

1.3.2. Μεταβλητές

1.3.2.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές

Ως ανεξάρτητη μεταβλητή της παρούσας μελέτης ορίστηκε:

- A. Το ΑΕ με 3 επίπεδα: (Α) χωρίς ΑΕ (Χ-ΑΕ), (Β) ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό (ΑΕ-ΕΠ) και (Γ) ΑΕ χωρίς ευδιάκριτο παλμό (ΑΕ-ΧΕΠ).

1.3.2.2. Εξαρτημένες μεταβλητές

Στην παρούσα μελέτη οι εξαρτημένες μεταβλητές ορίστηκαν από τα δεδομένα του κέντρου πίεσης και του κέντρου μάζας:

Για τα κινητικά δεδομένα του κέντρου πίεσης (ΚΠ) (συλλογή δεδομένων με τη χρήση δυναμοδαπέδου) υπολογίστηκαν: η διαδρομή (cm), η μέση ταχύτητα (cm/s), το εύρος μετατόπισης (cm) και η μεταβλητότητα (%) της θέσης του ΚΠ στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, αντίστοιχα. Επίσης, έγινε συναρτησιακή προσαρμογή της διαδρομής του ΚΠ σε συνάρτηση έλλειψης, και υπολογίστηκε το εμβαδόν

(cm²) της έλλειψης με διάστημα εμπιστοσύνης 95% καθώς και οι συντελεστές της συνάρτησης που αποδίδουν το μέγεθος (cm) του μικρού και μεγάλου ημιάξονα της έλλειψης. Για τη δοκιμασία της εκούσιας ταλάντωσης υπολογίσθηκαν επιπλέον και οι μεταβλητές της μέγιστης μετατόπισης (cm) του ΚΠ στην πρόσθια και οπίσθια διεύθυνση, η διάρκεια κύκλου κίνησης (s), ο ατομικός συντελεστής μεταβλητότητας της διάρκειας κύκλου κίνησης (%), και η συχνότητα κίνησης εκφρασμένη σε κύκλους/δευτερόλεπτο (Hz) και σε κύκλους/λεπτό (bpm).

Ως κινηματικά δεδομένα του κέντρου μάζας (KM) (συλλογή δεδομένων με χρήση αδρανειακού αισθητήρα), για τις δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης υπολογίσθηκαν: η συνολική γωνιακή διαδρομή (°) και η μέση γωνιακή μετατόπιση (°) του KM στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, αντίστοιχα. Για τη δοκιμασία εκούσιας ταλάντωσης, υπολογίσθηκαν: η μέγιστη γωνιακή μετατόπιση (°) του KM στην πρόσθια και οπίσθια κατεύθυνση, αντίστοιχα, η διάρκεια κύκλου κίνησης (s), ο ατομικός συντελεστής μεταβλητότητας της διάρκειας κύκλου κίνησης (%), η συχνότητα κίνησης εκφρασμένη σε κύκλους κίνησης / δευτερόλεπτο (Hz) και σε κύκλους κίνησης / λεπτό (bpm).

1.4. Ερευνητικές Υποθέσεις και Στατιστικές Υποθέσεις

A) Το ΑΕ θα επηρεάσει σημαντικά την κινητική σταθερότητα.

$$H_0 = \mu_1 \neq \mu_2 \text{ και } H_0 = \mu_1 \neq \mu_3$$

B) Η διακριτότητα του μουσικού παλμού του ΑΕ θα επιδρά σημαντικά στην κινητική σταθερότητα.

$$H_0 = \mu_2 \neq \mu_3$$

1.5.Οριοθετήσεις

Η παρούσα μελέτη αφορά σε γυναίκες νεαρής ηλικίας (18-30 ετών), μέτριας φυσικής κατάστασης και με συγκεκριμένα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά ώστε να ελεγχθεί η τυχόν επίδραση των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών στην κινητική σταθερότητα. Συγκεκριμένα, επιλέχθηκαν γυναίκες με ανάστημα από 1,60 m έως 1,70 m και δείκτη μάζας σώματος εντός του φυσιολογικού εύρους (18,50 kg/m²- 24,99 kg/m²). Κριτήρια αποκλεισμού αποτελούσαν η ύπαρξη ορθοπεδικών προβλημάτων, νευρολογικών διαταραχών, καθώς και η μειωμένη ακοή, η μειωμένη όραση και τυχόν διαταραχές του αιθουσαίου συστήματος. Τα αποτελέσματα δε μπορούν να γενικευθούν σε άλλες πληθυσμιακές ομάδες που δεν εμπίπτουν στις παραπάνω οριοθετήσεις.

1.6. Περιορισμοί

Οι βασικοί περιορισμοί της παρούσας μελέτης ήταν ότι:

(Α) οι συμμετέχουσες ήταν γυναίκες, νεαρής ηλικίας με συγκεκριμένα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά και καλή φυσική κατάσταση, με αποτέλεσμα τη μη γενίκευση των αποτελεσμάτων σε άλλες πληθυσμιακές ομάδες.

(Β) η επίδραση των ΑΕ στην κινητική σταθερότητα εξετάστηκε με τη χρήση ακουστικών και όχι και με τη χρήση ηχείων, όπως συμβαίνει στους χώρους ομαδικής άσκησης. Εντούτοις, ένα σημαντικό ποσοστό ασκούμενων και αθλητών χρησιμοποιεί ακουστικά την ώρα της προπόνησης, ακούγοντας την αγαπημένη τους μουσική. Συνεπώς, τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας περιορίζονται στους ασκούμενους που ακούν μουσική με τη χρήση ακουστικών.

1.6. Διευκρίνιση όρων

- **Ακουστικό ερέθισμα:** Οποιοδήποτε ερέθισμα γίνεται αντιληπτό στον άνθρωπο με τη μορφή ήχου.
- **Μουσικό ακουστικό ερέθισμα:** Μουσική, το σύνολο ήχων από το οποίο απαρτίζεται ένα μουσικό κομμάτι.
- **Κέντρο μάζας:** Το σημείο γύρω από το οποίο κατανέμεται ομοιόμορφα η μάζα του σώματος.
- **Κέντρο πίεσης:** Το σημείο στο οποίο εφαρμόζεται η συνισταμένη των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους.
- **Κτύπος (Beat):** Περιοδικά εμφανιζόμενος ισχυρός ήχος. Βασικό στοιχείο του ρυθμού. Μονάδα μέτρησης του παλμού, βασικός κτύπος ενός μουσικού κομματιού.
- **Κύκλος κίνησης (Movement cycle):** Η χρονική οριοθέτηση του επαναλαμβανόμενου γεγονότος από το οποίο αποτελείται μία κίνηση.
- **Μέτρο:** Η οργάνωση των βασικών κτύπων σε ισόχρονες ομάδες.
- **Μουσική ταχύτητα:** τέμπο
- **Ορθοστατικές ταλαντώσεις:** Ταλαντώσεις που συμβαίνουν στο σώμα για τη διατήρηση της ισορροπίας.
- **Ορθοστατικός έλεγχος:** Σύνθετη κινητική δεξιότητα για τη διατήρηση της ισορροπίας.
- **Παλμός (Pulse):** Περιοδικά εμφανιζόμενος ήχος, ο οποίος γίνεται αντιληπτός λόγω των διακυμάνσεων της έντασης και της συχνότητας του ήχου. Βασίζεται στους κτύπους που εμφανίζονται ισόχρονα διαστήματα, οι οποίοι ορίζουν ένα "εσωτερικό ρολόι".

- **Παρακινητική ιδιότητα (Groove):** Το χαρακτηριστικό ενός ακουστικού ερέθισματος που διεγείρει και εμπνέει το άτομο για κίνηση.
- **Ρυθμικότητα:** Ικανότητα παραγωγής και διατήρησης ρυθμικών κινητικών προτύπων.
- **Ρυθμός:** Η εναλλαγή μουσικών ήχων διαφορετικής χρονικής διάρκειας, που οργανώνονται με τη βοήθεια του μέτρου.
- **Συγχρονισμός:** Το φαινόμενο του συγχρονισμού ενός κινητικού προτύπου με ένα εξωτερικό ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα.
- **Τέμπο:** ταχύτητα διαδοχής των βασικών κτύπων, υπολογίζεται μαθηματικά σε κτύπους ανά λεπτό

1.7. Συντομογραφίες

ΑΕ: ακουστικό ερέθισμα

ΕΠ: ευδιάκριτος παλμός

ΑΕ-ΕΠ: ακουστικό ερέθισμα με ευδιάκριτο παλμό

ΑΕ-ΧΕΠ: ακουστικό ερέθισμα χωρίς ευδιάκριτο παλμό

Χ-ΑΕ: χωρίς ακουστικό ερέθισμα

ΚΠ: κέντρο πίεσης

ΚΜ: κέντρο μάζας

ΔΕΑ: δύναμη εδαφικής αντίδρασης

Αχ: προσθιοπίσθια διεύθυνση

Αγ: πλάγια διεύθυνση

ΔΜΣ: δείκτης μάζας σώματος

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1. Κινητική σταθερότητα

2.1.1. Έννοια της κινητικής σταθερότητας

Η σταθερότητα είναι ένας από τους σημαντικότερους παράγοντες για την πρόληψη των πτώσεων κατά τη διάρκεια οποιασδήποτε καθημερινής δραστηριότητας. Αποτελεί βασικό στοιχείο του κινητικού ελέγχου της στάσης και της ισορροπίας του σώματος (Pai & Patton, 1997). Ο μηχανικός ορισμός της σταθερότητας (stability) αναφέρεται στην εγγενή ικανότητα ενός σώματος να παραμένει ή να επιστρέφει σε μια κατάσταση ισορροπίας (στατική ή δυναμική). Αφορά την ικανότητα αντίστασης σε διαταραχές του κέντρου μάζας, ώστε αυτό να παραμένει εντός των ορίων σταθερότητας (Cotoros & Baritz, 2010; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Karlsson & Frykberg, 2000). Όλα τα σώματα όταν βρίσκονται σε κατάσταση ηρεμίας ισορροπούν. Ωστόσο, όλα τα σώματα που ισορροπούν δεν είναι το ίδιο σταθερά. Η ισορροπία μπορεί να χαρακτηριστεί σταθερή, ασταθής ή ουδέτερη.

Ο βαθμός της σταθερότητας καθορίζεται από πέντε βασικούς μηχανικούς παράγοντες. Ένας από αυτούς είναι το μέγεθος της βάσης στήριξης. Η αύξηση του μεγέθους της βάσης στήριξης αυξάνει τη σταθερότητα, ενώ η μείωση του μεγέθους της μειώνει τη σταθερότητα του σώματος (Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Pollock et al., 2000). Δεύτερος παράγοντας είναι το ύψος του κέντρου μάζας του σώματος πάνω από τη βάση στήριξης. Όσο χαμηλότερα βρίσκεται το κέντρο μάζας, τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητα του σώματος, συνεπώς, τόσο καλύτερη

και σταθερή είναι και η ισορροπία του (Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Pollock et al., 2000). Τρίτος παράγοντας από τον οποίο εξαρτάται η σταθερότητα ενός σώματος είναι η θέση της κάθετης προβολής του κέντρου μάζας ως προς τα όρια της βάσης στήριξης. Όσο πιο κοντά στο κέντρο της βάσης στήριξης κινείται η προβολή του κέντρου μάζας, τόσο μεγαλύτερη η σταθερότητα του σώματος. Αντίθετα, όσο πιο κοντά κινείται στα όρια της βάσης στήριξης, τόσο αυξάνεται η αστάθεια του σώματος. Ο τέταρτος παράγοντας αφορά τη μάζα του σώματος. Τα σώματα με μεγαλύτερη μάζα είναι πιο δύσκολα να υποστούν αλλαγή της κινητικής τους κατάστασης και ως εκ τούτου είναι πιο σταθερά, ενώ τα σώματα με μικρότερη μάζα κινούνται ευκολότερα και είναι λιγότερο σταθερά. Συνοπτικά, όσο μεγαλύτερη είναι η εξωτερική δύναμη που απαιτείται για να βρεθεί ένα σώμα σε κατάσταση εκτός ισορροπίας, τόσο μεγαλύτερη είναι και η σταθερότητά του (Pollock et al., 2000). Τέλος, ο πέμπτος παράγοντας που επηρεάζει το βαθμό της σταθερότητας είναι η τριβή. Όσο μεγαλύτερη είναι η τριβή μεταξύ σώματος και βάσης στήριξης, τόσο μεγαλύτερη η σταθερότητα του. Αντίθετα, όσο μικρότερη είναι η τριβή, τόσο μικρότερη είναι η σταθερότητα του (Egoyan & Moistsrapishvili, 2013). Συνοπτικά, η υψηλή σταθερότητα χαρακτηρίζεται από μεγάλη βάση στήριξης, χαμηλή θέση του κέντρου μάζας, προβολή του κέντρου μάζας κοντά στο κέντρο της βάσης στήριξης, μεγάλη σωματική μάζα και υψηλή τριβή (Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Pollock et al., 2000).

Η σταθερότητα συνδέεται άμεσα με την ισορροπία με την έννοια της εξισορρόπησης των δυνάμεων ή ροπών που ασκούνται σε ένα σώμα ώστε αυτό να διατηρεί το ΚΜ εντός των ορίων της βάσης στήριξης. Ο μηχανικός ορισμός της ισορροπίας με την έννοια της

εξισορρόπησης (equilibrium) περιγράφει την κατάσταση ενός σώματος που είναι ακίνητο (static equilibrium) ή ενός σώματος που μετακινείται (dynamic equilibrium) και οι εφαρμοζόμενες δυνάμεις ή ροπές προκαλούν μηδενική γραμμική ή γωνιακή επιτάχυνση γιατί τα ζεύγη αντίθετων δυνάμεων ή ροπών είναι ίσου μεγέθους. Μπορεί να περιγραφεί ως την επίτευξη ισορροπίας σε κάθε ζεύγος αντίθετων δυνάμεων ή ροπών (balanced forces ή torques). Όπως χαρακτηριστικά περιγράφεται από το Νεύτωνα, ένα σώμα φθάνει σε εξισορρόπηση όταν δεν υφίστανται σε αυτό ζεύγη άνισων αντίθετων δυνάμεων ή ροπών (there is no unbalanced force or torque). Όσον αφορά τον άνθρωπο, ο όρος ισορροπία (balance) είναι ένας γενικός όρος που χρησιμοποιείται για να περιγράψει τη δυναμική της στάσης του ανθρώπινου σώματος ώστε να προληφθεί ή να αποφευχθεί ένα επεισόδιο πτώσης κατά τη διάρκεια στάσης ή κίνησης (Pollock et al., 2000; Winter, 1995). Αναφέρεται ως η διαδικασία με την οποία το άτομο διατηρεί μια θέση (στατική) ή εκτελεί μια κίνηση (δυναμική) ενάντια στη βαρύτητα, σε μια συγκεκριμένη σχέση προς το περιβάλλον (Maki & McIlroy, 1999; Winter, 1995). Συνεπώς, όταν λέμε ότι ένα σώμα ισορροπεί, εννοούμε ότι η θέση του κέντρου μάζας μπορεί να μεταβάλλεται εξαιτίας της επίδρασης διαφόρων δυνάμεων, χωρίς όμως οι μεταβολές αυτές να οδηγούν την προβολή του κέντρου μάζας εκτός των ορίων της βάσης στήριξης. Όσο μικρότερες και ελεγχόμενες είναι οι κινήσεις του κέντρου μάζας του σώματος και όσο μεγαλύτερη είναι η ικανότητα του σώματος να διατηρεί ή να επαναφέρει το κέντρο μάζας του σε μία βέλτιστη θέση, τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητα του σώματος (Patton et al., 2000). Για να βρίσκεται ένα σώμα σε ισορροπία, η συνισταμένη όλων των δυνάμεων ($\vec{\Sigma F}$) και η συνισταμένη όλων

των ροπών ($\vec{\Sigma M}$) πρέπει να ισούνται με μηδέν (Newton's First Law) (Hamill et al., 2015). Η ισορροπία υπάρχει, είτε σε στατική θέση (στατική ισορροπία), είτε κατά τη μετακίνηση (δυναμική ισορροπία) με το σώμα να κινείται με σταθερή ή μεταβαλλόμενη ταχύτητα και κατεύθυνση (Alonso et al., 2014; Hamill, Knutzen, & Derrick, 2015; Horak, 2006; Maki & McIlroy, 1999; Pollock et al., 2000; Riccotti, 2011). Κατά τη στατική ισορροπία, η κάθετη στο έδαφος προβολή του κέντρου μάζας διατηρείται εντός των ορίων μιας στατικής βάσης στήριξης (Hamill, Knutzen, & Derrick, 2015; Horak, 2006; Pollock et al., 2000). Κατά τη δυναμική ισορροπία, συμβαίνει συνεχής μεταβολή της βάσης στήριξης, π.χ. βάδιση ή τρέξιμο, και η προβολή του κέντρου μάζας μπορεί κατά τη μετάβασή του στην επόμενη βάση στήριξης να οδηγείται στιγμιαία εκτός της προηγηθείσας βάσης στήριξης χωρίς απώλεια της ισορροπίας (Hof et al., 2005; Horak, 2006). Η σταθερότητα μιας ισορροπημένης επιθυμητής στάσης και προσανατολισμού του σώματος, είτε σε στατικές θέσεις, είτε σε δυναμικές κινήσεις, αφορά στο μέγεθος της μεταβολής της κατάστασής του, ως απόκριση σε διαταραχές που παράγονται από εσωτερικά ή εξωτερικά αίτια. Το ανθρώπινο σώμα βρίσκεται συνεχώς σε ασταθή ισορροπία. Κατά τη διάρκεια της όρθιας στάσης, το κέντρο μάζας βρίσκεται ψηλά και η βάση στήριξης είναι σχετικά μικρή, με αποτέλεσμα τη μειωμένη σταθερότητα και την αυξημένη πιθανότητα διαταραχής της ισορροπίας του. Ωστόσο, ο άνθρωπος έχει την ικανότητα να ανιχνεύει την απειλή και να αντιδρά στη διαταραχή, ρυθμίζοντας την προβολή του κέντρου μάζας σε σχέση με τη βάση στήριξης, διατηρώντας εν τέλει την ισορροπία του. Η ικανότητα αυτή, καθορίζεται από το σύστημα ελέγχου της στάσης και της σταθερότητας μέσω των ορθοστατικών ταλαντώσεων που παράγει

(Pollock et al., 2000; Karlsson & Frykberg, 2000). Η σταθερότητα του σώματος επιτυγχάνεται μέσω μιας σειράς αντιδράσεων. Για να επιτευχθεί η επιθυμητή θέση ή κίνηση με ελεγχόμενο τρόπο, είναι απαραίτητη η αντιστάθμιση των δυνάμεων που δρουν στο σώμα (Horak, 2006; Winter, 1995; Winter, Patla, & Frank, 1990). Ο βαθμός σταθερότητας του ανθρώπινου σώματος μπορεί να επηρεαστεί, εκτός από τους μηχανικούς παράγοντες που αναφέρθηκαν προηγουμένως, και από άλλους παράγοντες, όπως είναι οι μεταβολές στις πληροφορίες που προέρχονται από το σύστημα ελέγχου της στάσης καθώς και από την ικανότητα των επιμέρους συστημάτων του να επεξεργάζονται τις πληροφορίες (Devirne et al., 2005; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Winter, 1995; Winter, Patla, Ishac, & Gage, 2003).

2.1.2. Σημασία της κινητικής σταθερότητας

Ο έλεγχος της σταθερότητας και η ικανότητα αντίστασης στην απώλεια ισορροπίας αποτελούν σημαντικούς παράγοντες για την επιτυχία και ασφαλή κινητικότητα κατά τη διάρκεια της καθημερινής δραστηριότητας καθώς και την αποφυγή τραυματισμών, και κατά συνέπεια συμβάλλουν στην καλή ποιότητα ζωής και στην αίσθηση ελέγχου αυτής (Alonso et al., 2014; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Pai & Patton, 1997; Pollock et al., 2000; Winter, 1995; Winter et al., 1990). Η σταθερότητα είναι απαραίτητο στοιχείο τόσο για καθημερινές δραστηριότητες (διατήρηση όρθιας στάσης, βάδιση, κλπ.) όσο και για αθλητικές δραστηριότητες (Davlin, 2004). Η μειωμένη σταθερότητα αποτελεί πρωταρχικό προδιαθεσικό παράγοντα για επεισόδιο πτώσης (Alonso et al., 2014; Brown & O'Hare, 2001; Carrick, Oggero, & Pagnacco, 2007;

Horak, 2006; Maki & McIlroy, 1999; Patton et al., 1999). Το φαινόμενο των πτώσεων αποτελεί ένα πολύ σοβαρό και συχνό πρόβλημα, καθώς αποτελεί κυρίαρχο μηχανισμό τραυματισμού και την κύρια αιτία νοσηρότητας και θνησιμότητας, με μεγαλύτερη συχνότητα σε ηλικιωμένα άτομα και σε άτομα με νευρολογικά και κινητικά προβλήματα και με μικρότερη συχνότητα σε άλλους πληθυσμούς (νεαρά άτομα, παιδιά, αθλητές κ.λ.π.) (Brown & O'Hare, 2001; Carrick et al., 2007; Winter, 1995). Οι πτώσεις σχετίζονται άμεσα με την απώλεια της ποιότητας ζωής, της κινητικότητας και της ανεξάρτητης διαβίωσης (Brown & O'Hare, 2001; Novak, Komisar, Maki, & Fernie, 2016; Shumway-Cook et al., 2009). Τα τελευταία χρόνια, ολοένα και περισσότερα προγράμματα κινητικού ελέγχου, με εξειδικευμένο στόχο την κινητική σταθερότητα, έχουν αρχίσει να εντάσσονται στους χώρους άσκησης. Τα προγράμματα κινητικής σταθερότητας αποσκοπούν στη βελτίωση της γενικής φυσικής κατάστασης και στην πρόληψη ή αποκατάσταση μυοσκελετικών δυσλειτουργιών, τόσο σε ατομικά όσο και ομαδικά προγράμματα. Τα προγράμματα νευρομυϊκού ή κινητικού ελέγχου (ιδιοδεκτική προπόνηση, προπόνηση ισορροπίας), όπως και τα υπόλοιπα προγράμματα άσκησης, τόσο στα γυμναστήρια, όσο και σε άλλους χώρους άσκησης (προπονητήρια, θεραπευτικά κέντρα), γίνονται με τη συνοδεία μουσικού ΑΕ. Δεδομένου της τεκμηριωμένης συμβολής του ακουστικού συστήματος στον έλεγχο της στάσης και της σταθερότητας του σώματος (Agaeva & Altman Ia, 2005; Carrick, Oggero, & Pagnacco, 2007; Chen & Qu, 2017; Forti, Filipponi, Di Bernardino, Barozzi, & Cesarani, 2010; Negahban, Bavarsad Cheshmeh Ali, & Nassadj, 2017; Park, Lee, Lockhart, & Kim, 2011), η επίδραση που μπορεί να

επιφέρουν τα μουσικά ΑΕ που χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια προγραμμάτων νευρομυϊκού ή κινητικού ελέγχου στην κινητική σταθερότητα, αποτελεί ενδιαφέρον θέμα προς διερεύνηση. Η ύπαρξη επίδρασης του μουσικού ΑΕ στην κινητική σταθερότητα ενδεχομένως να μπορεί να αξιοποιηθεί για τη μεγαλύτερη βελτίωση της μέσω ενός παρεμβατικού προγράμματος, καθώς επίσης και για την αποφυγή πιθανών τραυματισμών. Επίσης η χρήση κατάλληλου ΑΕ μπορεί να είναι ευεργετική και ταυτόχρονα μη δαπανηρή μέθοδος σε θεραπευτικά προγράμματα αποκατάστασης της κινητικής σταθερότητας (Carrick et al., 2007).

2.1.3. Κινητική σταθερότητα σε στατική και δυναμική ισορροπία

Η στατική ισορροπία όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, αφορά στη διατήρηση μιας θέσης σε κατάσταση ακινησίας όπως είναι η όρθια στάση (Pollock et al., 2000; Ricotti, 2011; Winter, 1995). Ωστόσο, το ανθρώπινο σώμα δεν βρίσκεται ποτέ σε απόλυτη ακινησία. (Duarte & Freitas, 2010). Η όρθια στάση, αν και φαίνεται στατική, χαρακτηρίζεται από μικρές ταλαντώσεις (ορθοστατικές ταλαντώσεις) κατά τις οποίες το σώμα αιωρείται προσθιοπίσθια και πλάγια εξαιτίας των εξωτερικών και εσωτερικών αποσταθεροποιητικών ερεθισμάτων που δέχεται το σώμα (Duarte & Freitas, 2010; Loram & Lakie, 2002; Winter, 1995). Η ταλάντωση του σώματος είναι ασυνείδητη και ακούσια και προκαλείται από τα σωματοαισθητηριακά ερεθίσματα (Husband, 1934; Karlsson & Frykberg, 2000; Pollock et al., 2000). Στο σώμα ασκούνται δύο ειδών δυνάμεις, οι εσωτερικές και οι εξωτερικές. Στις εσωτερικές ανήκουν ο καρδιακός παλμός, η αναπνοή καθώς και όλες οι μυϊκές δράσεις. Οι εξωτερικές δυνάμεις

είναι η βαρύτητα και η δύναμη εδαφικής αντίδρασης. Όλες αυτές οι δυνάμεις κινούν το σώμα γύρω από το κέντρο βάρους προκειμένου να διατηρηθεί η ισορροπία του σώματος. Σε φυσιολογικές συνθήκες οι αναπτυσσόμενες δυνάμεις και ροπές είναι πολύ μικρές, συνεπώς είναι μικρή και η ταλάντωση του σώματος (Duarte & Freitas, 2010). Για τη διατήρηση της ισορροπίας, απαραίτητη είναι η χρήση στρατηγικών μέσω του συστήματος ελέγχου της στάσης, για την αντιμετώπιση των δυνάμεων που δρουν τείνοντας να φέρουν το σώμα εκτός της κατάστασης ισορροπίας. Η φυσιολογική όρθια στάση παρομοιάζεται συχνά με την κίνηση ενός ανεστραμμένου εκκρεμούς (Lajoie, Teasdale, Bard, & Fleury, 1993; Winter, 1995). Το μοντέλο του ανεστραμμένου εκκρεμούς υποθέτει ότι το σώμα είναι άκαμπτο και περιστρέφεται αποκλειστικά γύρω από την άρθρωση της ποδοκνημικής (βάση στήριξης). Το μοντέλο αυτό αντανάκλα επίσης τη "στρατηγική της ποδοκνημικής" για επίτευξη της ορθοστατικής σταθερότητας, με τους μύες γύρω από την άρθρωση της ποδοκνημικής να είναι οι πρώτοι υποκινητές για τη διατήρηση της ισορροπίας. Αυτοί οι μύες ελέγχουν τη στάση του σώματος δημιουργώντας διορθωτικές ροπές ανάλογα με τη διαταραχή που μετατοπίζει το κέντρο μάζας του σώματος. Οι αποκλίσεις από την ισορροπία προκαλούνται από τη βαρυτική έλξη της γης που δημιουργεί τη ροπή βαρύτητας η οποία τείνει να επιταχύνει το κέντρο μάζας και όλο το σώμα μακριά από την καθετότητα της όρθιας στάσης. Αυτές οι αποκλίσεις ελέγχονται με διορθωτικές μυϊκές ροπές σταθεροποίησης του σώματος οι οποίες αναπτύσσονται περί την άρθρωση της ποδοκνημικής (Horak, 2006; Winter, 1995). Κατά την όρθια στάση, η κινητική σταθερότητα αντικατοπτρίζει την ικανότητα διατήρησης της στάσης μέσω

της μικρότερης δυνατής ταλαντωτικής κίνησης (Cotoros & Baritz, 2010; Karlsson & Frykberg, 2000; Pollock et al., 2000).

Η δυναμική ισορροπία αφορά στη σταθερή μετάβαση από μία θέση σε μία άλλη (Horak, 2006; Pollock et al., 2000). Κατά τη διάρκεια δυναμικών κινήσεων συμβαίνει διατάραξη της ισορροπίας, η οποία εναλλάσσεται συνεχώς με την ανάκτηση της. Ο έλεγχος της ισορροπίας και της σταθερότητας κατά τη διάρκεια της μετακίνησης είναι πιο πολύπλοκος συγκριτικά με τον έλεγχο σε στατικές θέσεις. Υπάρχουν πολλές εφικτές κινήσεις του ανθρώπινου σώματος και η κάθε μία απαιτεί διαφορετικές ενέργειες προκειμένου να διατηρηθεί η ισορροπία και τελικά η κίνηση να εκτελεσθεί με επιτυχία (Pai & Patton, 1997). Επίσης, κάθε κίνηση απαιτεί την ενεργοποίηση διαφορετικών μυών, τόσο εκείνων που είναι απαραίτητοι για την παραγωγή της επιθυμητής μετατόπισης της άρθρωσης όσο και εκείνων που ενεργούν με στόχο τη διατήρηση της ισορροπίας και της στάσης κατά τη διάρκεια της κίνησης (Mercer & Sahrmann, 1999). Οι εξωτερικές και εσωτερικές πληροφορίες χρησιμοποιούνται για να εξασφαλισθεί η επιτυχία και ακρίβεια της κίνησης (Horak, 2006). Αυτό πραγματοποιείται με τέτοιο τρόπο ώστε να υπάρξει ο κατάλληλος μυϊκός συντονισμός προκειμένου, κατά τη μετάβαση μεταξύ διαδοχικών θέσεων/στάσεων του σώματος, να επιτευχθεί τελικά η εξισορρόπηση των δυνάμεων ή ροπών που τείνουν να εκτρέψουν το σώμα από την κατάσταση ισορροπίας (Horak, 2006). Για το σκοπό αυτό είναι απαραίτητος ο έλεγχος της ταχύτητας και της μετατόπισης του κέντρου μάζας του σώματος έτσι ώστε, κατά τη διάρκεια της μετακίνησης, η διαδρομή του κέντρου μάζας να διατηρηθεί ή να επανέλθει επιτυχώς εντός των ορίων σταθερότητας

(Hof, Gazendam, & Sinke, 2005; Lajoie et al., 1993; Pai & Patton, 1997).

2.1.4. Σύστημα ελέγχου της κινητικής σταθερότητας

Το ανθρώπινο σώμα, είτε σε στατική θέση είτε σε κίνηση απαιτεί για την σταθεροποίηση του ένα σύστημα ελέγχου, το σύστημα ελέγχου της στάσης (Devirne et al., 2005; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Winter, 1995; Winter, Patla, Ishac, & Gage, 2003). Ως έλεγχος της στάσης και της σταθερότητας, χαρακτηρίζεται το σύνολο των πράξεων για την επίτευξη, τη διατήρηση, ή την αποκατάσταση της ισορροπίας σε οποιαδήποτε στατική ή δυναμική κατάσταση (Pollock et al., 2000). Ο έλεγχος της στάσης του σώματος έχει συνδεθεί με τρεις ευρείες κατηγορίες ανθρώπινης δραστηριότητας: (Α) διατήρηση μιας καθορισμένης στάσης του σώματος, όπως όρθια ή καθιστή θέση (στατική ισορροπία), (Β) εκούσια κίνηση, όπως η μετακίνηση ολόκληρου του σώματος, από μία θέση σε μια άλλη ή η μετακίνηση ενός αντικειμένου (δυναμική ισορροπία), και (Γ) η αντίδραση σε μια εξωτερική διαταραχή, όπως μια ολίσθηση ή μια ξαφνική ωθητική δύναμη (Berg, Maki, Williams, Holliday, & Wood-Dauphinee, 1992; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010). Αυτές οι ταξινομήσεις περιλαμβάνουν τις ενέργειες για την επίτευξη, τη διατήρηση, ή την αποκατάσταση της προβολής της γραμμής βαρύτητας εντός της βάσης στήριξης (Pollock et al., 2000).

Υπάρχουν δύο βασικοί στόχοι του ελέγχου της στάσης του σώματος και της σταθερότητας: (Α) η δημιουργία της στάσης του σώματος ενάντια στη βαρύτητα και η διασφάλιση της ισορροπίας μέσω του συντονισμού των σωματοκινητικών στρατηγικών για τη

σταθεροποίηση του κέντρου μάζας του σώματος όταν αυτό υφίσταται εσωτερικές και εξωτερικές διαταραχών (Horak, 2006) και (B) ο καθορισμός του προσανατολισμού και της θέσης των τμημάτων του σώματος που λειτουργούν ως σημεία αναφοράς σε σχέση με τη βαρύτητα, την επιφάνεια στήριξης, το οπτικό περιβάλλον και τις εσωτερικές διαταραχές, και ο οποίος βασίζεται στον συνδυασμό των αισθητηριακών πληροφοριών (Devirne et al., 2005; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Massion, 1994; Winter, 1995; Winter et al., 2003).

Για τον έλεγχο και τη διατήρηση της ισορροπίας απαιτείται η συντονισμένη απάντηση από το κεντρικό νευρικό σύστημα σε πληροφορίες που αποκτούνται από τρία μεγάλα αισθητηριακά συστήματα, (Α) το οπτικό, (Β) το ιδιοδεκτικό και (Γ) το αιθουσαίο σύστημα (Devirne et al., 2005; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Massion, 1994; Winter, 1995; Winter et al., 1990, 2003). Η κατανόηση των τριών συστημάτων είναι απαραίτητη για τον έλεγχο της σταθερότητας και τη διατήρηση της ισορροπίας. Σε διαφορετικές περιβαλλοντικές συνθήκες το κάθε ένα από τα συστήματα έχει διαφορετική συνεισφορά και προσαρμόζονται ανάλογα με τις εξωτερικές συνθήκες και τις απαιτούμενες αποκρίσεις για σταθεροποίηση (Horak, 2006). Αν και τα τρία συστήματα λειτουργούν φυσιολογικά, ο εγκέφαλος έχει ανά πάσα στιγμή ένα «χάρτη» που του δείχνει τη θέση και την κατάσταση όλων των μελών του σώματος. Οι πληροφορίες συνδυάζονται και αναλύονται στον εγκέφαλο ο οποίος αποφασίζει για τυχόν απαραίτητες διορθωτικές κινήσεις προκειμένου να διατηρηθεί η ισορροπία και το σώμα να παραμείνει σταθερό. Σε περίπτωση τόσο μεγάλης διαταραχής της ισορροπίας όπου οι διορθωτικοί

μηχανισμοί δεν επαρκούν, οι πληροφορίες στέλνονται στο φλοιό του εγκεφάλου από τον οποίο ελέγχονται οι εκούσιες κινήσεις του σώματος. Στη συνέχεια, το νευρικό σύστημα παράγει τα αναγκαία πρότυπα μυϊκής ενεργοποίησης για τη βέλτιστη σχέση μεταξύ του κέντρου μάζας και της βάσης στήριξης. Συνοπτικά, το σύστημα ελέγχου της στάσης του σώματος και της σταθερότητας είναι υπεύθυνο για τη ρύθμιση της ανατροφοδότησης μεταξύ εγκεφάλου και μυοσκελετικού συστήματος (Devirne et al., 2005; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Massion, 1994; Shumway-Cook et al., 2009; Winter, 1995; Winter et al., 1990, 2003).

2.1.4.1. Ο ρόλος των αισθητηριακών συστημάτων στην κινητική σταθερότητα

Για τον έλεγχο της σταθερότητας του σώματος απαιτείται η συντονισμένη απάντηση από το κεντρικό νευρικό σύστημα σε πληροφορίες που αποκτούνται από το οπτικό, το ιδιοδεκτικό και το αιθουσαίο σύστημα (Devirne, Gauchard, Jamet, Vançon & Perrin, 2005; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Winter, 1995; Winter, Patla, Ishac, & Gage, 2003). Το οπτικό σύστημα παρέχει σημαντικές πληροφορίες σχετικά το χωρικό προσανατολισμό του σώματος. Το οπτικό σύστημα είναι πολύπλοκο αλλά μπορεί να διακριθεί σε δύο μέρη. Το πρώτο μέρος ασχολείται με την αναγνώριση αντικειμένων και την ταυτοποίησή τους, ενώ το δεύτερο ανιχνεύει τις κινήσεις που γίνονται στο περιβάλλον. Τα δύο αυτά μέρη μαζί, συμβάλλουν στον έλεγχο της στάσης του σώματος. Οι οπτικές πληροφορίες που εισέρχονται στον οφθαλμό, μεταφέρονται από το αμφιβληστροειδή σε δυο τουλάχιστον διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου, όπου γίνεται η επεξεργασία τους (Easton

et al., 1998; Raper & Soames, 1991; Shumway-Cook, 2007). Το ανθρώπινο σώμα μπορεί να ισορροπήσει ακόμη και με την απουσία οπτικής ανατροφοδότησης. Ωστόσο, η σταθερότητα μειώνεται όπως διαπιστώνεται από την αύξηση της ταλάντωσης του σώματος (Easton et al., 1998). Επίσης, έχει βρεθεί ότι σταθεροποίηση του βλέμματος μπορεί να βοηθήσει τη σταθεροποίηση του σώματος (μείωση της ταλάντωσης του σώματος), ενώ η χρήση κινούμενων οπτικών πεδίων μπορεί να προκαλέσει αύξηση της ταλάντωσης του σώματος (Gandemer et al., 2014).

Το ιδιοδεκτικό σύστημα με τη σειρά του, παρέχει και αυτό πληροφορίες για τη θέση και τον προσανατολισμό του σώματος και των τμημάτων του στο χώρο. Οι μηχανοϋποδοχείς στο δέρμα, στους μύες και στο συνδετικό ιστό παρέχουν πληροφορίες σχετικά με διαμόρφωση, τη θέση και την ταχύτητα των τμημάτων του σώματος, τη μεταξύ τους επικοινωνία, καθώς και την αλληλεπίδραση αυτών με το περιβάλλον. Κατά την εκτέλεση των διαφόρων κινήσεων, το ιδιοδεκτικό σύστημα παρέχει πληροφορίες που συμβάλλουν στο συντονισμό των μυών και στην ελεγχόμενη κινητικότητα (Massion, 1994; Shumway-Cook, 2007; Winter et al., 1990).

Το αιθουσαίο σύστημα παρέχει πληροφορίες ως προς τη θέση και την ταχύτητα της κεφαλής καταγράφοντας γραμμικές και γωνιακές επιταχύνσεις κατά την κίνησης της σε διάφορες δραστηριότητες (Winter, 1995). Οι αιθουσαίοι υποδοχείς είναι αισθητικά όργανα που βρίσκονται στο εσωτερικού του αυτιού και ανιχνεύουν τις μεταβολές στη κίνηση και στη θέση της κεφαλής. Οι πληροφορίες από το αιθουσαίο σύστημα περνούν μέσω των αιθουσαίων νευρών στους αιθουσαίους πυρήνες του

εγκεφάλου και την παραγκεφαλίδα, όπου γίνεται η επεξεργασία των πληροφοριών (Forti et al., 2010; Shumway-Cook, 2007).

Το κεντρικό νευρικό σύστημα είναι υπεύθυνο να επεξεργαστεί όλες τις πληροφορίες από τα παραπάνω συστήματα και σε συνδυασμό με την εσωτερική αναπαράσταση της γεωμετρίας του σώματος, των συνθηκών στήριξης, του προσανατολισμού και των ορίων σταθερότητας καθορίζει τις κινήσεις του μυοσκελετικού συστήματος για τη διατήρηση της ισορροπίας (Horak, 2006; Shumway-Cook, 2007; Winter et al., 1990). Έτσι λοιπόν ο έλεγχος της στάσης του σώματος εξαρτάται όχι μόνο από το συνδυασμό των πληροφοριών των αισθητηριακών συστημάτων αλλά και από τις ενέργειες του μυοσκελετικού συστήματος. Η σταθεροποίηση απαιτεί την κατάλληλη και συντονισμένη δράση των μυών οι οποίοι παράγουν αντισταθμιστικές ροπές. Οι σχετικές θέσεις των μερών του σώματος και η δραστηριότητα των μυών ελέγχονται από τους φυσιολογικούς μηχανισμούς που βοηθούν τους μύες να σταθεροποιήσουν το σώμα ενάντια στη ροπή της βαρύτητας. Για κάθε διαφορετική θέση ισορροπίας απαιτείται η ενεργοποίηση διαφορετικών μυϊκών ομάδων. Συνεπώς, η μυϊκή δύναμη και ο νευρομυϊκός συντονισμός αποτελούν σημαντικό παράγοντα στην επίτευξη καλής ισορροπίας (Massion, 1994).

2.1.4.2. Αλληλεπίδραση ακουστικού συστήματος και συστήματος ελέγχου της κινητικής σταθερότητας

Το ακουστικό σύστημα συμμετέχει και αυτό ως ένα βαθμό στον έλεγχο της στάσης (Agaeva & Al'tman Ia, 2005) με τις ακουστικές πληροφορίες να είναι σημαντικές για τη διατήρηση της στατικής ισορροπίας (Negahban,

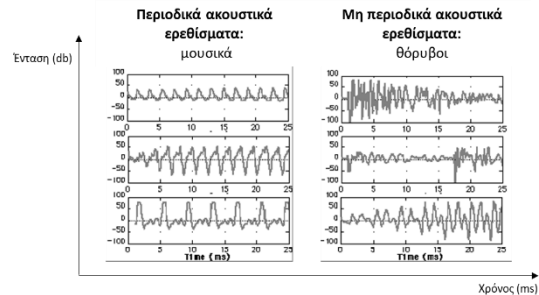
Bavarsad Cheshmeh Ali, & Nassadj, 2017). Σε συστηματική ανασκόπηση (Jiam, Li, & Agrawal, 2016), αναδεικνύεται ότι η απώλεια ακοής συνδέεται με μια σημαντικά αυξημένη πιθανότητα πτώσης σε ηλικιωμένα άτομα, υποδεικνύοντας ένα μειωμένο έλεγχο στάσης και της σταθερότητας κατά τη μειωμένη ακουστική ικανότητα. Άλλη έρευνα δείχνει ότι η απώλεια της ακοής οδηγεί σε μειωμένο έλεγχο της σταθερότητας, υποδεικνύοντας ότι το ακουστικό σύστημα συμβάλλει με τον δικό του τρόπο στη διατήρηση της ισορροπίας (Rumalla, Karim, & Hullar, 2015). Το αιθουσαίο σύστημα είναι άρρηκτα συνδεδεμένο με το ακουστικό σύστημα. Οι αισθητηριακοί υποδοχείς του αιθουσαίου συστήματος βρίσκονται μέσα στο έσω αυτί, χρησιμοποιούν κοινά νευρικά δίκτυα για την μεταφορά των ερεθισμάτων προς και από τον εγκέφαλο, καθώς επίσης και το ίδιο τμήμα του εγκεφάλου για την κύρια επεξεργασία αυτών των ερεθισμάτων, την παρεγκεφαλίδα. Είναι αναμενόμενο λοιπόν το αιθουσαίο σύστημα να δέχεται επιρροές από ακουστικά ερεθίσματα, επηρεάζοντας στη συνέχεια (θετικά ή αρνητικά) τη σταθερότητα της στατικής ή δυναμικής στάσης του σώματος, με την επίδραση αυτή να έχει τεκμηριωθεί από αρκετές μελέτες (Agaeva & Altman, 2005; Carrick et al., 2007; Chen & Qu, 2017; de Bruin et al., 2010; Deviterne et al., 2005; Dozza et al., 2007; Easton et al., 1998; Forti et al., 2010; Gago et al., 2015; Gandemer et al., 2014; Gandemer et al., 2016; Husband, 1934; Pagnacco et al., 2015; Park et al., 2011; Raper & Soames, 1991; Ross & Balasubramaniam, 2015; Ross et al., 2016; Siedlecka et al. 2015; Tanaka et al., 2001; Thaut et al., 1996; Trombetti et al., 2011).

2.2. Ακουστικό ερέθισμα

2.2.1. Ορισμός και έννοια του ακουστικού ερεθίσματος

Τα ακουστικά ερεθίσματα συνοδεύουν την ανθρώπινη παρουσία και δημιουργικότητα εδώ και αιώνες. Ως ακουστικό ερέθισμα ορίζεται οποιοδήποτε ερέθισμα γίνεται αντιληπτό στον άνθρωπο με τη μορφή ήχου. Ο ήχος είναι μια δόνηση που διαδίδεται με την μορφή ηχητικών κυμάτων. Για τη διάδοση των ηχητικών κυμάτων είναι απαραίτητη η ύπαρξη κάποιου υλικού μέσου μεταξύ πομπού και δέκτη, καθώς ο ήχος είναι αδύνατον να διαδοθεί στο κενό. Το μέσο μπορεί να βρίσκεται σε οποιαδήποτε κατάσταση ύλης (στερεό, υγρό, αέριο ή πλάσμα). Όταν εξαιτίας κάποιου ερεθίσματος δημιουργηθεί μια μορφή διατάραξης στο υλικό μέσο, τότε τα μετατοπισμένα μόρια ύλης ασκούν δυνάμεις στα γειτονικά μόρια αναγκάζοντάς τα να έλθουν εκτός θέσης μοριακής ισορροπίας. Με αυτό τον τρόπο, η διατάραξη ταξιδεύει στο μέσο υπό τη μορφή ηχητικού κύματος. Σε ένα ηχητικό κύμα, ο αριθμός των δονήσεων ή των ταλαντώσεων που κάνουν τα μόρια αέρα ανά δευτερόλεπτο ορίζουν τη συχνότητα του ήχου (sound frequency). Τα ηχητικά κύματα μπορούν επίσης να περιγραφούν ως συνάρτηση των μεταβολών της ατμοσφαιρικής πίεσης στα σημεία του χώρου που διαδίδονται (Young, 1992). Ένα ηχητικό κύμα χαρακτηρίζεται από φυσικές ιδιότητες. Από αυτές τις ιδιότητες πηγάζουν τέσσερα βασικά χαρακτηριστικά που αποσκοπούν στη περιγραφή ενός ήχου από μουσικο-ακουστικής προσέγγισης και είναι τα εξής: το τονικό ύψος, η ένταση, η διάρκεια και η χροιά (Levitin, 2006). 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. Αντίθετα, τα μη περιοδικά ακουστικά ερεθίσματα (ή αλλιώς και θόρυβοι), αποτελούνται από ηχητικά κύματα, τα οποία εκλαμβάνονται ως μη επιθυμητοί ήχοι και συνήθως προκαλούν ενόχληση στον ακροατή (Patterson et al., 1992; Standley, 2002). Η κατηγορία των περιοδικών ακουστικών ερεθισμάτων περιλαμβάνει τους απλούς και σύνθετους ήχους. Η οργάνωση και η σύνθεση των ήχων οδηγεί σε αυτό που ονομάζουμε μουσική (Levitin, 2006). Τα ηχητικά στοιχεία γίνονται μουσική, χάρη στην χρονική οργάνωσή τους και τον κατάλληλο συνδυασμό των χαρακτηριστικών τους. Η διαφορά μεταξύ της μουσικής και τυχαίων ή διαταραγμένου συνόλου ήχων, αφορά στον τρόπο που τα θεμελιώδη χαρακτηριστικά του ήχου (τονικό ύψος, ένταση, χροιά), συνδυάζονται και σχηματίζουν μεταξύ τους ουσιαστικές σχέσεις. Από αυτές τις σχέσεις που σχηματίζονται, προκύπτουν έννοιες ανώτερης τάξης, όπως είναι ο ρυθμός, το μέτρο, η μελωδία και η αρμονία. Το μέτρο αναφέρεται στον τρόπο με τον οποίο οι τόνοι ομαδοποιούνται μεταξύ τους στο πέρασμα του χρόνου και προκύπτει από την περιοδικότητα του μοναδιαίου ρυθμικού προτύπου. Η μελωδία αποτελεί το βασικό θέμα ενός μουσικού κομματιού. Είναι η διαδοχή μουσικών ήχων, που ενοποιημένοι επιτρέψουν την αντίληψη ενός ωραίου/ευχάριστου ηχητικού ερεθίσματος. Η αρμονία αφορά τις σχέσεις ανάμεσα στο ύψος των διάφορων ήχων και των τονικών πλαισίων στα οποία εγκαθίστανται αυτοί οι ήχοι, οι οποίες οδηγούν τελικά σε προσμονή για το τι θα επακολουθήσει σε ένα μουσικό κομμάτι (Levitin, 2006).



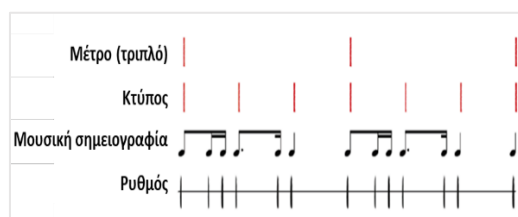
Εικόνα 2.1. Κυματομορφές περιοδικών (αριστερά) και μη περιοδικών (δεξιά) ακουστικών ερεθισμάτων.
(<https://ux1.eiu.edu/~cfadd/3050/Ch12Sound/Char.html>)

2.2.2. Χρονικά χαρακτηριστικά μουσικού ΑΕ: ρυθμός, κτύπος, μέτρο, μουσική ταχύτητα

Ο ρυθμός, ο κτύπος και το μέτρο αποτελούν τα βασικά χρονικά χαρακτηριστικά ενός μουσικού ΑΕ (Εικόνα 2.2). Ο ρυθμός στη μουσική αφορά στον τρόπο οργάνωσης των χρονικών παραμέτρων του μουσικού ΑΕ. Το επαναλαμβανόμενο πρότυπο του συνδυασμού των ήχων και των παύσεων αποτελεί το ρυθμό της μουσικής. Ο ακροατής αντιλαμβάνεται το βασικό κτύπο (beat) που προκύπτει από αυτό το ρυθμικό πρότυπο. Ο βασικός κτύπος είναι ένας σταθερός-ισόχρονος κτύπος (περιοδικά εμφανιζόμενος ήχος), που χρησιμεύει ως βάση για την οργάνωση και τη δομή των υπόλοιπων ηχητικών γεγονότων (Fitch, 2013). Ο κτύπος χρησιμεύει ως το βασικό μουσικό στοιχείο, από το οποίο δημιουργούνται σύνθετες ρυθμικές δομές της μουσικής. Οι κτύποι μπορούν να χαρακτηριστούν από την πλευρά της φυσικής ως ξεχωριστές ενεργειακές εκρήξεις στο χρόνο. Οι κτύποι αυτοί συμβαίνουν σε τακτικά επαναλαμβανόμενα διαστήματα και δημιουργούν μια αντίληψη παλμού. Οι δομές κτύπων και παλμών μπορούν να θεωρηθούν ως οι βασικές μετρικές δομές της μουσικής από τις οποίες προκύπτουν

πιο πολύπλοκες χρονικές δομές, οι οποίες τελικά αποτελούν το ρυθμό (Burger, Thompson, Luck, Saarikallio, & Toivianen, 2013). Τυπικά, αυτό επιτυγχάνεται υποδιαιρώντας τη βασική μετρική δομή σε μικρότερες και μεγαλύτερες μονάδες διαφόρων μηκών, κατασκευάζοντας ένα μετρικά διασυνδεδεμένο πλέγμα με ηχητικά γεγονότα σε διαφορετικά χρονικά επίπεδα (Parncutt, 1994). Αυτές οι ρυθμικές δομές μπορεί να ποικίλουν μεταξύ τους, όπως για παράδειγμα στο βαθμό της αντιληπτικής ευκρίνειας του παλμού. Η ευκρίνεια ή διακριτότητα αφορά το πόσο εύκολα μπορεί να γίνει αντιληπτός ένας μουσικός παλμός (Bégel et al., 2017; Burger et al., 2013; Patel et al., 2008; Phillips-Silver & Trainor, 2005; 2007).

Η οργάνωση των κτύπων καθορίζει το μουσικό μέτρο. Το μέτρο αποτελεί ένα μέγεθος που επινόησε ο άνθρωπος προκειμένου να συγκρίνει όμοια πράγματα. Το μουσικό μέτρο αφορά στην οργάνωση των βασικών μετρικών μονάδων (κτύπων) σε ισόχρονες ομάδες (Cameron & Grahn, 2014). Ο πρώτος κτύπος κάθε μέτρου συνήθως, τονίζεται προκειμένου να διευκρινιστεί η ομαδοποίηση των κτύπων. Η απόσταση (χρονική διάρκεια) μεταξύ των τονισμένων κτύπων συνήθως είναι αυτή που καθορίζει τη μουσική ταχύτητα (γνωστή και ως τέμπο). Όταν οι κτύποι εμφανίζονται συχνότερα με την πάροδο του χρόνου, η μουσική ταχύτητα αυξάνεται, ενώ όταν οι κτύποι εμφανίζονται αραιότερα η μουσική ταχύτητα μειώνεται (Patel et al., 2008). Και ο παλμός και το μέτρο είναι νοητικές δομές, που εξάγονται από έναν ακροατή, και δεν υπάρχουν ρητά στο ακατέργαστο ακουστικό σήμα. Συνεπώς και ο ρυθμός είναι αυστηρά ένα νοητικό κατασκεύασμα, το οποίο σχετίζεται με στοιχεία του ακουστικού σήματος (Fitch, 2013).



Εικόνα 2.2. Σχηματική απεικόνιση ρυθμού, κτύπου και μέτρου. Ρυθμός: ακολουθία ακουστικών γεγονότων, τα οποία χωρίζονται με χρονικά διαστήματα. Κτύπος: ακολουθία των κανονικών, σημαντικών χρονικών θέσεων που γίνονται αντιληπτές στο ρυθμό. Μέτρο: ιεραρχική οργάνωση των κτύπων σε ισχυρούς και αδύναμους (Cameron & Grahn, 2014).

Η πλειοψηφία της σημερινής Δυτικής μουσικής χρησιμοποιεί τις λεγόμενες απλές μετρικές δομές όπου η ομαδοποίηση των βασικών κτύπων γίνεται σε ζεύγη (διπλό μέτρο, όπως στο εμβατήριο), σε τριάδες (τριπλό μέτρο, όπως σε ένα βαλς, ή σε τετράδες (τετραπλό μέτρο, όπως στην πλειοψηφία δημοφιλών (pop) τραγουδιών και των τραγουδιών που χρησιμοποιούνται για άσκηση). Αυτοί οι τύποι μετρικών δομών αναφέρονται ως απλοί, επειδή οι επαναλαμβανόμενοι τόνοι είναι πάντα ισόχρονοι ή αλλιώς σε ίση χρονική απόσταση μεταξύ τους (Clayton, 1996; Thaut, 2005). Ωστόσο, υπάρχει μουσική από διαφορετικές ιστορικές περιόδους και γεωγραφικές προελεύσεις, η οποία δε βασίζεται στην ισόχρονη χρονική περιοδικότητα, δεν είναι δηλαδή οργανωμένη σε μέτρα, και οι παλμικές της δομές δεν είναι περιοδικά οργανωμένες. Η μουσική από άλλες περιοχές και πολιτισμούς, συμπεριλαμβανομένης της Βαλκανικής περιοχής της Ανατολικής Ευρώπης και ορισμένων περιοχών της Αφρικής, της Ασίας και της Λατινικής Αμερικής, χαρακτηρίζεται ως αμετρική μουσική. Στη μουσική αυτή δεν γίνεται αντιληπτή κάποια μετρική οργάνωση. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί για παράδειγμα με χρήση πολύπλοκων ρυθμικών σχημάτων, όπου

τα μέτρα ορίζονται από τόνους που δεν απέχουν εξίσου σε κάποιο επίπεδο της μετρικής ιεραρχίας, δηλαδή δεν είναι ισόχρονοι. Οι διάρκειες των φθόγων οδηγούν σε ένα τέτοιο αποτέλεσμα, αρκετές φορές από πρόθεση του συνθέτη, όπου πολύπλοκα ρυθμικά σχήματα εισπράττονται από τον ακροατή ως αμετρική μουσική. Η αμετρική μουσική δεν έχει ισχυρό και διακριτό κτύπο και ο ρυθμός χαρακτηρίζεται ως διαισθητικός και ελεύθερος. Ορισμένοι συγγραφείς έχουν χρησιμοποιήσει τον αδόκιμο όρο μη ρυθμική μουσική (*arhythmic music*). Ωστόσο, η έννοια της αμετρικής μουσικής δεν υπονοεί την απουσία ρυθμού, αλλά απλά ότι η αντίληψη των ρυθμικών αξιών δεν προκύπτει από ένα ολοκληρωμένο μετρικό πλαίσιο αλλά τοπικά. Η αμετρική μουσική με ελεύθερους ρυθμούς παρατηρείται στην Αφρική και σε Ασιατικές κουλτούρες, σε Γρηγοριανά άσματα, σε ψαλμωδίες κ.ά.. Τέτοιου είδους μουσική δίνει στον ακροατή την αίσθηση μη ύπαρξης παλμού (Clayton, 1996).

2.2.3. Εγκεφαλική λειτουργία κατά την ακρόαση μουσικού 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 μια συγκεκριμένη συχνότητα μπορεί να συντονίσει τον εγκέφαλο, παρασύροντάς τον από την κατάσταση που ήδη βρίσκεται σε μια άλλη κατάσταση, μέσω του μηχανισμού της «παράσυρσης (*entrainment*)» (Thaut, 2005). Όταν το μουσικό 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 μουσικών τόνων και των ρυθμών, μετατρέποντάς τους σε αναγνωρίσιμα μουσικά μοτίβα και προσδίδοντάς τους συναισθηματικό νόημα. Μέσω του θαλάμου, τα ερεθίσματα της μουσικής μεταφέρονται στα άλλα εγκεφαλικά κέντρα επηρεάζοντας έτσι όλες τις λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος (Thaut & Abiru, 2010). Η αμοιβαία σχέση της μουσικής και της λειτουργίας του εγκεφάλου, ανακαλύφθηκε στα μέσα της δεκαετίας του 1990, προκαλώντας ισχυρές αλλαγές στην ιστορία της θεραπείας κινητικών προτύπων μέσω του μηχανισμού της κινητικής παράσυρσης που επιφέρει η ακρόαση ενός περιοδικού μουσικού ΑΕ (Thaut & McIntosh, 2014).

Όταν τα άτομα ακούνε μουσικούς ρυθμούς με ή χωρίς παλμό, 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 υποφλοιικές 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 διακριτότητα 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 (έντονο κτύπο) (Cameron & Grahn, 2014). Κατά την ακρόαση ΑΕ που περιέχουν ισόχρονους κτύπους, τα νευρικά μοτίβα ταλάντωσης στο ακουστικό σύστημα συνδέονται με τον χρόνο και τη συχνότητα των ρυθμικών ΑΕ. Έτσι όταν τα νευρικά ερεθίσματα από τον ακουστικό ρυθμό μεταφέρονται στις κινητήριες δομές, οι κινητικές αποκρίσεις «παρασύρονται» στη συχνότητα των ΑΕ και η κίνηση εκτελείται σύμφωνα με τον ακροαζόμενο ρυθμό, καθώς ο εγκέφαλος προσπαθεί να συγχρονίσει την κίνηση με το ρυθμικό πρότυπο του ΑΕ (Thaut, 2005).

2.2.4. Επίδραση της μουσικής ακρόασης στον άνθρωπο

Η μουσική, τόσο με την ακρόαση της, όσο και με την εκτέλεση της, έχει άμεσες επιδράσεις στον ανθρώπινο οργανισμό (Bernardi, Porta, Casucci, Balsamo, Bernardi, Fogari & Sleight, 2009; McClellan, 2000; Phipps, Carroll, & Tsiantoulas, 2010). Εδώ και πολλά χρόνια έχει παρατηρηθεί πως ο άνθρωπος αντιδρά αυτόματα με διάφορους τρόπους στο άκουσμα μιας μουσικής, όπως είναι το ρυθμικό χτύπημα των ποδιών, οι ρυθμικές κινήσεις των χεριών, το λίκνισμα ή το κούνημα του κεφαλιού (Burger et al., 2013; Keller & Rieger, 2009). Κατά την ακρόαση ενός μουσικού ακουστικού ερεθίσματος, οι άνθρωποι τείνουν να κινούνται με έναν

οργανωμένο και ρυθμικό τρόπο (Burger et al., 2013). Ο οργανωμένος και ρυθμικός αυτός τρόπος οδηγεί σε μία από τις πιο συναρπαστικές αντιδράσεις του ανθρώπου, το συγχρονισμό της σωματικής κίνησης στον παλμό της μουσικής (Begel, Benoit, Correa, Cutanda, kotz & Dalla Bella, 2017). Μια τέτοια σωματική κίνηση εκδηλώνεται «χρονομετρημένη» ώστε να συμπίπτει με τους περιοδικούς κτύπους του ακουστικού ερεθίσματος (Cameron & Grahn, 2014). Η δυνατότητα συγχρονισμού της σωματικής κίνησης στη συχνότητα του μουσικού κτύπου, είναι μια συμπεριφορά γνωστή ως αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός (Repp, 2005). Ο αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός αποτελεί την κινητική συμπεριφορά κατά την οποία μια κινητική δραστηριότητα συντονίζεται χρονικά με ένα ρυθμικό εξωτερικό αισθητηριακό ερέθισμα (Repp, 2005). Η κινητική δραστηριότητα και το εξωτερικό ερέθισμα συνήθως είναι περιοδικά (Repp, 2003). Η διαδικασία του συγχρονισμού εμπλέκει επομένως, το φαινόμενο του χρονικού συγχρονισμού 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 ερεθισμάτων (προσδοκία επόμενου κτύπου), καθώς επίσης και η ικανότητα κινητικής απόκρισης στο σωστό χρόνο (Ivry & Richardson, 2002). Ο αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός σε ένα ακουστικό ερέθισμα θεωρείται εξέχουσα σημασίας στοιχείο της ανθρώπινης συμπεριφοράς, καθώς συνδέεται με, και διευκολύνει, ένα ευρύ φάσμα δραστηριοτήτων από καθημερινές λειτουργικές έως σύνθετες αθλητικές καλλιτεχνικές (μουσικές, χορευτικές) και δραστηριότητες (Thaut, Miller, & Schauer, 1998). Επιπλέον, ο αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός

αποτελεί μία σημαντική προσαρμοστική ικανότητα, τόσο για τον κινητικό έλεγχο, όσο και για την πρόβλεψη των αναμενόμενων κινητικών αντιδράσεων (Ivry & Richardson, 2002).

2.2.5. Συγχρονισμός και αντίληψη μουσικού κτύπου

Ο συγχρονισμός της κίνησης στη μουσική συχνότητα περιλαμβάνει το συντονισμό μιας ρυθμικής κίνησης-δράσης σε μια ακολουθία ρυθμικών ΑΕ (π.χ., ήχοι μετρονόμου ή μουσικοί κτύποι) (Repp, 2003, 2005). Αυτή η πολύπλοκη δραστηριότητα επιτυγχάνεται μέσω της αντίληψης και της εξαγωγής του βασικού κτύπου του ΑΕ (Repp, 2005; Repp & Su, 2013). Η αντίληψη του μουσικού κτύπου υποστηρίζεται από ένα νευρικό δίκτυο, συμπεριλαμβανομένων των περιοχών του εγκεφάλου που παίζουν ενεργό ρόλο στην επεξεργασία των μουσικών ρυθμών και τον κινητικό συντονισμό (βασικά γάγγλια, παρεγκεφαλίδα) (Begel et al., 2017). Η παραγωγή ρυθμικών σωματικών κινήσεων, η αντίληψη του μουσικού κτύπου και η ικανότητα ανίχνευσης ενός ρυθμού, παρατηρείται ήδη από τη βρεφική ηλικία και γίνεται ισχυρότερη κατά την ανάπτυξη (Palmer, Lidji, & Peretz, 2014; Phillips-Silver & Trainor, 2005, 2007). Ο αισθητηριοκινητικός συγχρονισμός αποτελεί την έκφραση της ρυθμικής παράσυρσης (Witek, Clarke, Wallentin, Kringelbach, & Vuust, 2014) και η εκδήλωσή του στα βρέφη και στα παιδιά αναδεικνύει τη συμβολή των ακουστικών, κινητικών και αισθητηριακών συστημάτων στην αντίληψη του μουσικού κτύπου (Phillips-Silver & Trainor, 2005, 2007).

Η παράσυρση είναι ένα γενικό φαινόμενο, το οποίο παρατηρείται στα φυσικά συστήματα, όταν η κίνηση του ενός συστήματος, ή η συχνότητά του,

«παρασύρει» τη συχνότητα του άλλου (Thaut, 2015). Ο όρος παράσυρση στη φυσική αναφέρεται στην αλληλεπίδραση των διαφορετικών συχνοτήτων και περιόδων κίνησης δύο σωμάτων που ταλαντώνονται, και τελικά «κλειδώνουν» σε μια κοινή περίοδο με φυσική συνέπεια και μια κοινή συχνότητα κίνησης. Τα σώματα αυτά έχουν διαφορετικές συχνότητες και κύκλους κίνησης όταν κινούνται ανεξάρτητα, αλλά όταν αλληλεπιδράσουν, αποκτούν κοινή περίοδο και συχνότητα (Thaut, McIntosh, & Hoemberg, 2014). Στην παράσυρση, τα διαφορετικά ποσά ενέργειας που μεταφέρονται μεταξύ των κινούμενων σωμάτων λόγω των ασύγχρονων περιόδων κίνησης, προκαλούν αρνητική ανάδραση. Αυτή η αρνητική ανάδραση οδηγεί σε μια διαδικασία προσαρμογής, στην οποία η ενέργεια σταδιακά εξαλείφεται, μέχρι τα δύο κινούμενα σώματα (ταλαντωτές) να κινηθούν σε μια συχνότητα συντονισμού ή συγχρονισμού. Ο «ισχυρότερος» ταλαντωτής κλειδώνει τον «ασθενέστερο» στη συχνότητά του. Όταν οι δύο ταλαντωτές είναι εξίσου ισχυροί, ο πιο γρήγορος επιβραδύνει και ο πιο αργός επιταχύνει μέχρι να «κλειδώσουν» σε μια κοινή περίοδο κίνησης (Pantaleone, 2002; Repp & Penel, 2004). Η παράσυρση μπορεί να συμβεί σε διάφορες φάσεις της έναρξης κίνησης των ταλαντούμενων σωμάτων. Συχνά μπορεί να παρατηρηθεί και μια σταθερή φάση μεταξύ των δύο σωμάτων, όταν και τα δύο σώματα ξεκινούν και διακόπτουν την περίοδο κίνησής τους την ίδια χρονική στιγμή. Ωστόσο, αυτό δεν αποτελεί απαραίτητη προϋπόθεση για να συμβεί η παράσυρση (Thaut et al., 2014). Βασική προϋπόθεση για την ύπαρξη του φαινομένου της παράσυρσης αποτελεί η κοινή περίοδος (1:1 ή πολλαπλάσιο) των ταλαντώσεων των δύο σωμάτων. Υπάρχουν κάποιες κρίσιμες τιμές συχνότητας που καθορίζουν τα όρια των

συχνοτήτων στις οποίες μπορεί να «παρασυρθεί» ένα σώμα, και οι οποίες είναι διαφορετικές για κάθε σώμα (Rapp, 1987). Στον άνθρωπο, η ρυθμική παράσυρση αναφέρεται στη διαδικασία όπου οι ρυθμικές βιολογικές λειτουργίες του συνδέονται και παρασύρονται από ένα εξωτερικό ρυθμικό ερέθισμα (Phillips-Silver & Trainor, 2007; Repp, 2005; Thaut et al., 2014; Witek et al., 2014). Η ρυθμική παράσυρση της σωματικής κίνησης αποτελεί ένα ευρύ πεδίο με μεγάλο επιστημονικό ενδιαφέρον τις δύο τελευταίες δεκαετίες, με το μεγαλύτερο μέρος των ερευνών να στοχεύει στην αξιοποίηση αυτής της ικανότητας για τη βελτίωση της κινητικής λειτουργίας σε κινητικές διαταραχές (Arias & Cudeiro, 2010; de Dreu, van der Wilk, Poppe, Kwakkel, & van Wegen, 2012; Hausdorff et al., 2007; Nombela, Hughes, Owen, & Grahn, 2013; Thaut, 2014; Thaut & Abiru, 2010; Thaut et al., 2014; Wright et al., 2016). Η ρυθμική παράσυρση της σωματικής κίνησης αποτελεί την πρώτη ελέγξιμη θεωρία για το ρόλο του ακουστικού ρυθμού και της μουσικής στην κινητική αποκατάσταση (Thaut et al., 2014). Στις διαδικασίες κινητικής αποκατάστασης, το ακουστικό ερέθισμα μπορεί να παρουσιαστεί ως ένας απλός κτύπος μετρονόμου, ή ως μουσικό κομμάτι με ευδιάκριτο ισχυρό κτύπο (beat), ο οποίος καθοδηγεί την κίνηση ως ελκυστής προς τα όρια του χρονικού διαστήματος (Thaut et al., 2014). Ο ρυθμός του ακουστικού ερεθίσματος λειτουργεί ως εξωτερικός χρονομέτρης, παρασύρει την κίνηση στην επιθυμητή συχνότητα και εκπαιδεύει ή επανεκπαιδεύει τα κινητικά πρότυπα. Το φαινόμενο της παράσυρσης έχει κυρίως μελετηθεί και τεκμηριωθεί επιστημονικά σε δυναμικές κυκλικές κινήσεις μελών του σώματος όπως είναι οι επιτόπιες κρούσεις δακτύλων (Repp, 2003; Sowinski & Dalla Bella, 2013; Thaut et al., 1998). Έχει επίσης

τεκμηριωθεί σε κινήσεις ολόκληρου του σώματος όπως οι επιτόπιες αναπηδήσεις (Rousanoglou & Boudolos, 2006; Tranchant et al., 2017) καθώς και η βάδιση (Arias & Cudeiro, 2010; de Dreu et al., 2012; Hausdorff et al., 2007; Nombela et al., 2013; Thaut, 2014; Thaut & Abiru, 2010; Thaut et al., 2014; Wright et al., 2016). Ωστόσο, πρόσφατες μελέτες δείχνουν ότι οι ακούσιες κινητικές αποκρίσεις, όπως η ακούσια ταλάντωση του σώματος κατά την όρθια στάση, μπορούν να υποκύψουν στο φαινόμενο της παράσυρσης, με τη σταθερότητα του κινητικού ελέγχου της στάσης να επηρεάζεται από ρυθμικά ΑΕ (Coste et al., 2018; Ross et al., 2016).

2.3. Επίδραση ακουστικού ερεθίσματος στην κινητική σταθερότητα

2.3.1. Ακουστικό ερέθισμα και κινητική σταθερότητα σε στατική θέση

Οι έρευνες που εξετάζουν την επίδραση ΑΕ στην κινητική σταθερότητα σε στατικές θέσεις είναι ιδιαίτερα περιορισμένες σε αριθμό. Αυτές έχουν εξετάσει κυρίως την επίδραση μη περιοδικών ήχων (Gandemer et al., 2014; Park et al., 2011; Ross & Balasubramaniam, 2015; Tanaka et al., 2001) και περιοδικών απλών ήχων (Chen & Qu, 2017; Coste et al., 2018; Deviterne et al., 2005; Easton et al., 1998; Raper & Soames, 1991; Siedlecka et al., 2015). Επίσης περιορισμένος είναι ο αριθμός των μελετών που έχουν διερευνήσει την επίδραση μουσικών ΑΕ (Carrick et al., 2007; Husband, 1934; Forti et al., 2010; Pagnacco et al., 2015; Ross et al., 2016).

Η μελέτη των Gandemer και συνεργατών (2014), είχε σκοπό τη διερεύνηση της επίδρασης ενός περιστρεφόμενου ΑΕ στη κινητική σταθερότητα κατά την όρθια στάση

νεαρών ατόμων. Ο Gandemer και συνεργάτες (2014) παρείχαν το ΑΕ μέσω ενός τρισδιάστατου συστήματος χωροθέτησης ήχου με 16 ηχεία (Ambisonic System). Το δείγμα της μελέτης αποτέλεσαν 20 νεαρά άτομα (12 άνδρες και 8 γυναίκες, ηλικίας $25,2 \pm 3.9$ και $24,9 \pm 3.3$ ετών, αντίστοιχα), τα οποία αξιολογήθηκαν στη δοκιμασία της όρθιας στάσης διατηρώντας τα μάτια τους κλειστά, σε 5 συνθήκες ΑΕ: (Α) Χ-ΑΕ, (Β) ΑΕ από σταθερό σημείο, (Γ) περιστρεφόμενο ΑΕ με ταχύτητα $20^\circ/\text{s}$, (Δ) περιστρεφόμενο ΑΕ με ταχύτητα $60^\circ/\text{s}$ και (Ε) περιστρεφόμενο ΑΕ με ταχύτητα $180^\circ/\text{s}$. Το ΑΕ που χρησιμοποιήθηκε ήταν λευκός θόρυβος (ηχητικό σήμα που έχει την ίδια ένταση σε διαφορετικές συχνότητες, για το ίδιο φάσμα). Η ένταση του ήχου στο κέντρο του ηχοσυστήματος ήταν 83db. Η αξιολόγηση της σταθερότητας του σώματος έγινε με χρήση δυναμοδαπέδου (συχνότητα δειγματοληψίας 200Hz, διάρκεια καταγραφής 70 δευτ), με το οποίο καταγράφηκε η διαδρομή του κέντρου πίεσης (ΚΠ), και στη συνέχεια υπολογίσθηκε το εμβαδόν αυτής της διαδρομής (εύρος ταλάντωσης σώματος) και η συνισταμένη ταχύτητα του ΚΠ (ταχύτητα ταλάντωσης σώματος). Τα αποτελέσματα έδειξαν μειωμένο εύρος και ταχύτητα ταλάντωσης στις συνθήκες περιστρεφόμενου ΑΕ, συγκριτικά με τις συνθήκες αναφοράς (απουσία ΑΕ και ΑΕ από σταθερή πηγή ήχου). Όσο ταχύτερα περιστρεφόταν η ηχητική πηγή τόσο μεγαλύτερη ήταν και η μείωση της ταλάντωσης του σώματος. Συμπερασματικά, στην προαναφερθείσα μελέτη των Gandemer και συνεργατών (2014), η κινητική σταθερότητα βελτιώθηκε στη παρουσία περιστρεφόμενου ΑΕ, τεκμηριώνοντας πως ο ήχος λαμβάνεται υπόψη από το σύστημα ελέγχου της στάσης και ενσωματώνεται στη διαδικασία σταθεροποίησης του σώματος.

Σε μεταγενέστερη μελέτη τους οι Gandemer και συνεργάτες (2015), ως συνέχεια της προαναφερθείσας έρευνας, εξέτασαν το ρόλο της προσεκτικής ακρόασης και της προσήλωσης στο ΑΕ στην κινητική σταθερότητα, κατά τη δοκιμασία της όρθιας στάσης. Οι συμμετέχοντες ($n=17$) αξιολογήθηκαν διατηρώντας τα μάτια τους κλειστά στις εξής τρεις συνθήκες: (Α) με ΑΕ και με την οδηγία να παραμείνουν σταθεροί και να εστιάζουν στον έλεγχο της στάσης τους, (Β) με ΑΕ και με την οδηγία να παραμείνουν σταθεροί και να δώσουν προσοχή στο ΑΕ και (Γ) με ΑΕ και με την οδηγία να παραμείνουν σταθεροί και να μετρήσουν ταυτόχρονα αντίστροφα από το 7 (γνωστική λειτουργία). Οι παραπάνω συνθήκες συνδυάστηκαν με 5 συνθήκες ΑΕ (Χ-ΑΕ, στατικό ΑΕ, περιστρεφόμενο ΑΕ (20° , 60° and $180^\circ/\text{s}$)). Το ΑΕ που χρησιμοποιήθηκε ήταν λευκός θόρυβος. Για την αξιολόγηση της σταθερότητας του σώματος χρησιμοποιήθηκε δυναμοδάπεδο (συχνότητα δειγματοληψίας 200Hz, διάρκεια καταγραφής 70 δευτ), με το οποίο καταγράφηκε η διαδρομή του ΚΠ, και στη συνέχεια υπολογίσθηκαν το εμβαδόν αυτής της διαδρομής (εύρος ταλάντωσης σώματος) και η συνισταμένη ταχύτητα του ΚΠ (ταχύτητα ταλάντωσης σώματος). Τα αποτελέσματα του Gandemer και συνεργατών (2015) έδειξαν σημαντικές διαφορές της κινητικής σταθερότητας μόνο στη δοκιμασία όπου οι δοκιμαζόμενοι έπρεπε να δώσουν προσοχή στο ΑΕ, με το περιστρεφόμενο ΑΕ να βελτιώνει την κινητική σταθερότητα μειώνοντας την ταλάντωση του σώματος, συγκριτικά με την απουσία ΑΕ και το στατικό ΑΕ. Στις δοκιμασίες που ζητήθηκε να εστιάζουν στον έλεγχο της στάσης με ταυτόχρονη γνωστική λειτουργία, τα αποτελέσματα δεν έδειξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών ΑΕ. Η πιθανή εξήγηση που δίνουν οι συγγραφείς για τα

παραπάνω αποτελέσματα είναι ότι η ενεργή προσοχή στο ΑΕ συμβάλλει θετικά στην ενσωμάτωση των ακουστικών πληροφοριών κατά τη διαδικασία ελέγχου της στάσης και της σταθερότητας.

Η μελέτη που διεξήχθη από τον Park και συνεργάτες (2011), είχε ως στόχο τη διερεύνηση της επίδρασης του ΑΕ διαφορετικών συνδυασμών συχνοτήτων και εντάσεων. Στην εργασία συμμετείχαν νεαροί 11 άντρες (ηλικίας $22 \pm 3,7$ ετών), οι οποίοι αξιολογήθηκαν στη δοκιμασία της όρθιας στάσης μέσω της χρήσης ενός δυναμοδαπέδου (συχνότητα δειγματοληψίας 60Hz, διάρκεια συλλογής δεδομένων 20 δευτ). Ως ΑΕ χρησιμοποιήθηκε ροζ θόρυβος (ηχητικό σήμα που έχει την ίδια ένταση όλες τις οκτάβες, δηλαδή τα φάσματα συχνοτήτων μεταξύ μιας συχνότητας και της διπλάσιάς της) σε τέσσερις συχνότητες (1000, 2000, 3000 και 4000 Hz) και σε 3 εντάσεις (45, 90 και 120 dB). Για την ακρόαση των ΑΕ χρησιμοποιήθηκαν ακουστικά. Η ταλάντωση του σώματος εξετάστηκε μέσω της μεταβλητότητας της θέσης του ΚΠ και τη διαδρομή του ΚΠ στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι, κατά την αύξηση της συχνότητας του ήχου, αυξήθηκαν και η διαδρομή και η μεταβλητότητα της θέσης του ΚΠ στον προσθιοπίσθιο άξονα. Η μικρότερη διαδρομή και η μικρότερη μεταβλητότητα της θέσης του ΚΠ βρέθηκαν στη συχνότητα 2000Hz. Ωστόσο, η επίδραση της έντασης δεν ήταν σημαντική για καμία από τις μεταβλητές του ΚΠ. Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα της μελέτης ανέδειξαν την επίδραση ΑΕ διαφορετικών συχνοτήτων στην κινητική σταθερότητα με την κατεύθυνση της επίδρασης να υποδηλώνει την πιθανή σημαντική διαταραχή του συστήματος ελέγχου της στάσης και της σταθερότητας για τα

άτομα που εκτίθενται σε θόρυβο υψηλής συχνότητας, όπως σε πολλά εργασιακά περιβάλλοντα.

Στην εργασία των Raper και Soames (1991) διερευνήθηκε η ακούσια ταλάντωση του σώματος υπό διάφορους συνδυασμούς ακουστικών και οπτικών ερεθισμάτων. Στην μελέτη συμμετείχαν 30 άτομα (15 άντρες και 15 γυναίκες, ηλικίας 19-30 ετών), τα οποία αξιολογήθηκαν στην όρθια στάση με ανοιχτά και με κλειστά μάτια. Η ταλάντωση του σώματος εκτιμήθηκε χρησιμοποιώντας ένα δυναμοδάπεδο (συχνότητα δειγματοληψίας 250Hz, διάρκεια συλλογής δεδομένων 60 δευτ), από το οποίο καταγράφηκε η διαδρομή του ΚΠ και στη συνέχεια υπολογίστηκε η μέση προσθιοπίσθια και πλάγια ταλάντωση του σώματος, η περιοχή ταλάντωσης, η συνολική διαδρομή και η ταχύτητα της ταλάντωσης. Τα ΑΕ που χρησιμοποιήθηκαν ήταν (Α) καθαρός τόνος 250Hz (ενιαίος τόνος, σταθερής συχνότητας, χωρίς αρμονικό περιεχόμενο) και (Β) γενική συνομιλία στο παρασκήνιο (σύνθεση ήχων, διαφορετικών συχνοτήτων και εντάσεων). Η ένταση του ήχου ήταν 65db. Οι συνθήκες του ΑΕ συνδυάστηκαν με 4 συνθήκες προέλευσης του ήχου: (Α) από μπροστά, (Β) από πίσω, (Γ) από δεξιά και, (Δ) από αριστερά του δοκιμαζόμενου, μέσω ενός ηχείου τοποθετημένου 0,5 μέτρα σε οριζόντια απόσταση από το κεφάλι. Τα αποτελέσματα έδειξαν αύξηση της ταλάντωσης του σώματος κατά την ακρόαση ΑΕ συγκριτικά με την απουσία ΑΕ, και σημαντική διαφορά στην αύξηση της ταλάντωσης μεταξύ των δύο ΑΕ. Με τον καθαρό τόνο, η πλάγια ταλάντωση του σώματος αυξήθηκε κατά 38%, ενώ με τη συνομιλία στο παρασκήνιο αυξήθηκε κατά 24%. Από αυτά τα αποτελέσματα μπορεί να θεωρηθεί ότι ένα ΑΕ, το οποίο αποτελείται από ήχο μίας μόνο συχνότητας και έντασης, επιδρά

διαφορετικά από ένα ΑΕ που αποτελείται από περισσότερες συχνότητες και εντάσεις. Επίσης, η κατεύθυνση του ήχου επηρέασε διαφορετικά τη στάση του σώματος και για τα δύο ΑΕ. Στο ΑΕ καθαρού τόνου παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές της πλάγιας ταλάντωσης του σώματος μεταξύ των τεσσάρων κατευθύνσεων του ήχου. Η πλάγια ταλάντωση του σώματος ήταν μεγαλύτερη όταν ο ήχος προερχόταν από τη δεξιά πλευρά. Για το ΑΕ γενικής συνομιλίας στο παρασκήνιο, παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές για τη μέση ταλάντωση και την περιοχή ταλάντωσης στην προσθιοπίσθια διεύθυνση. Η προσθιοπίσθια ταλάντωση ήταν μεγαλύτερη όταν ο ήχος προερχόταν από μπροστά και από πίσω από τους δοκιμαζόμενους. Τα παραπάνω ευρήματα δείχνουν ότι η σταθερότητα του σώματος μπορεί να μεταβληθεί με τη χρήση διαφορετικών ΑΕ, καθώς και από την κατεύθυνση προέλευσης του ήχου.

Η μελέτη του Easton και συνεργατών (1998) είχε ως στόχο την διερεύνηση της επίδρασης ΑΕ, προερχόμενων από ένα σταθερό σημείο, στην κινητική σταθερότητα του σώματος. Στην εργασία συμμετείχαν 10 άτομα με προβλήματα όρασης και 8 άτομα με τύφλωση (ηλικίας 25-50 ετών). Τα άτομα αυτά αξιολογήθηκαν στη δοκιμασία της όρθιας στάσης με προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών (tandem stance) έχοντας τοποθετήσει το δεξί πόδι μπροστά, σε 5 συνθήκες: (Α) Χ-ΑΕ με τα μάτια ανοιχτά (μόνο η ομάδα ατόμων με προβλήματα όρασης), (Β) Χ-ΑΕ και με τα μάτια κλειστά (για τις δύο ομάδες), (Γ) με ΑΕ που προερχόταν από ένα ηχείο που ήταν τοποθετημένο 30 εκ. μπροστά από τους δοκιμαζόμενους και με τα μάτια κλειστά (για τις δύο ομάδες), (Δ) με ΑΕ που προερχόταν από δύο ηχεία όπου το κάθε ηχείο ήταν τοποθετημένο 5 εκ. δίπλα σε κάθε αυτί και με τα μάτια κλειστά (για τις δύο ομάδες) και (Ε) με ΑΕ από μια

ηχητική συσκευή που ήταν τοποθετημένη στο κεφάλι των δοκιμαζομένων και με τα μάτια κλειστά (για τις δύο ομάδες). Το ΑΕ που χρησιμοποιήθηκε ήταν ηχητικά κύματα συχνότητας 500Hz και έντασης 73dB. Η ταλάντωση του σώματος αξιολογήθηκε μέσω της χρήσης ενός δυναμοδαπέδου (συχνότητα δειγματοληψίας 60Hz, διάρκεια συλλογής δεδομένων 24 δευτ), με το οποίο καταγράφηκε η διαδρομή του ΚΠ, και στη συνέχεια υπολογίστηκε το εύρος και η μέση μετατόπιση του ΚΠ. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ταλάντωση του σώματος μειώθηκε σημαντικά στη συνθήκη ΑΕ που προερχόταν από τα δύο ηχεία συγκριτικά με την ταλάντωση του σώματος κατά την απουσία ΑΕ. Αντίθετα, η ταλάντωση του σώματος στη συνθήκη ΑΕ που προερχόταν από ένα ηχείο δε φάνηκε να επηρεάζεται. Σύμφωνα με τον Easton και συνεργάτες (1998), την μεγαλύτερη επίδραση του ΑΕ από τα δύο ηχεία συγκριτικά με του ΑΕ από το ένα ηχείο, πιθανόν να εξηγεί η διαφορετική αντίληψη των ακουστικών πληροφοριών λόγω της διαφορετικής τοποθέτησης της ηχητικής πηγής και της διαφορετικής κατεύθυνσης του ήχου.

Η μελέτη που διεξήχθη από το Deviterne και συνεργάτες (2005) είχε σκοπό να διερευνήσει τις διαφορικές επιδράσεις δύο περιστρεφόμενων ΑΕ όσον αφορά τον έλεγχο της σταθερότητας του σώματος σε ηλικιωμένους. Στη μελέτη συμμετείχαν 32 άτομα (26 γυναίκες και 6 άνδρες, ηλικίας < 60 ετών), ο οποίοι αξιολογήθηκαν στην όρθια στάση σε δύο συνθήκες ΑΕ. Χρησιμοποιήθηκαν περιστρεφόμενα ΑΕ, τα οποία προέρχονταν από τέσσερα ηχεία τοποθετημένα μπροστά, πίσω, δεξιά και αριστερά από τους δοκιμαζόμενους σε απόσταση 1 μέτρου. Συγκρίθηκαν δύο τύποι περιστρεφόμενων ΑΕ: ένα ακουστικό μήνυμα "χωρίς νόημα" (συνεχής τόνος 440 Hz) και ένα

ακουστικό μήνυμα "με νόημα" (μια σύντομη ηχογραφημένη ιστορία διάρκειας 20 δευτ = δεν αναφέρεται η ιστορία). Στη συνθήκη ακουστικό μήνυμα "με νόημα" ζητήθηκε από τους δοκιμαζόμενους να ακούσουν προσεκτικά την ηχογραφημένη ιστορία και, στη συνέχεια, ερωτήθηκαν για λεπτομέρειες της ιστορίας. Η ταλάντωση του σώματος αξιολογήθηκε σε τρεις συνθήκες: στα δύο ΑΕ και στην απουσία ΑΕ, με τη χρήση δυναμοδαπέδου (διάρκεια συλλογής δεδομένων 20 δευτ), για την καταγραφή της μετατόπισης του ΚΠ των ποδιών (displacement of the centre of foot pressure). Από τα δεδομένα του ΚΠ, υπολογίσθηκαν η διαδρομή και το εμβαδόν της διαδρομής του ΚΠ. Τα αποτελέσματα έδειξαν σταθεροποίηση των ατόμων μόνο στη συνθήκη της ηχογραφημένης ιστορίας. Οι συγγραφείς (Deviterne et al., 2005) κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι, η εστίαση της προσοχής στον ήχο, επέβαλλε στους δοκιμαζόμενους να λάβουν υπόψη την κανονικότητα και την περιστροφή του ΑΕ, παρέχοντας τους ένα ακουστικό ορόσημο που διευκόλυνε τη ρύθμιση και τον έλεγχο της στάσης. Συμπερασματικά, η μελέτη αυτή δείχνει ότι ένα περιστρεφόμενο ΑΕ μπορεί να μεταβάλλει τη σταθερότητα του σώματος, με τα διαφορετικά χαρακτηριστικά του ήχου και των οδηγιών που θα δοθούν να καθορίζουν το επίπεδο σημαντικότητας αυτών των μεταβολών.

Η εργασία των Chen & Qu (2016) εξέτασε την επίδραση των συναισθημάτων που προκαλούν τα ΑΕ στη κινητική σταθερότητα κατά την όρθια στάση. Στην συγκεκριμένη μελέτη συμμετείχαν 12 άνδρες και 12 γυναίκες, νεαρής ηλικίας ($23,8 \pm 1,8$ και $22,6 \pm 1,4$ ετών, αντίστοιχα). Κάθε δοκιμαζόμενος αξιολογήθηκε σε τέσσερις δοκιμασίες: (Α) Χ-ΑΕ, (Β) ΑΕ με ευχάριστο συναίσθημα, (Γ) ΑΕ με δυσάρεστο

συναίσθημα, και (Δ) ΑΕ με ουδέτερο συναίσθημα. Σε κάθε συναίσθημα αντιστοιχούσαν 12 ΑΕ, και σε κάθε δοκιμαζόμενο έγιναν 3 μετρήσεις με 9 τυχαία ΑΕ. Τα ερεθίσματα παρουσιάστηκαν από δύο ηχεία, 1 μέτρο δεξιά και αριστερά από τους δοκιμαζόμενους, στο ύψος των αυτιών. Τα ΑΕ διαρκούσαν 6 δευτερόλεπτα το καθένα. Για την αξιολόγηση της ταλάντωσης του σώματος στην όρθια στάση έγινε χρήση δυναμοδαπέδου (συχνότητα δειγματοληψίας 100Hz, διάρκεια συλλογής δεδομένων 54 δευτ) και υπολογίσθηκαν το εύρος, η διαδρομή και η ταχύτητα του ΚΠ στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα δυσάρεστα ΑΕ επέφεραν μεγαλύτερο εύρος του ΚΠ στην προσθιοπίσθια διεύθυνση σε σύγκριση με τις υπόλοιπες συνθήκες. Δεν βρέθηκαν σημαντικές διαφορές για τις μεταβλητές του ΚΠ μεταξύ των δύο φύλων για τις διαφορετικές συνθήκες ΑΕ. Τα ευρήματα υποδεικνύουν ότι κάποια ιδιαίτερα χαρακτηριστικά των ΑΕ (συναισθηματικά χαρακτηριστικά) είναι σημαντικά για τον έλεγχο της στάσης και της σταθερότητας.

Όσον αφορά την επίδραση των μουσικών ΑΕ στην κινητική σταθερότητα, μία από τις πρώτες έρευνες που διεξήχθη με σκοπό τη διερεύνηση της επίδρασης της μουσικής στην κινητική σταθερότητα ήταν η μελέτη του του Husband (1934). Στη μελέτη αυτή, συμμετείχαν 38 φοιτητές και 47 φοιτήτριες, οι οποίοι αξιολογήθηκαν στη διατήρηση της όρθιας στάσης στις εξής συνθήκες: (Α) Χ-ΑΕ με τα μάτια ανοιχτά, (Β) Χ-ΑΕ με τα μάτια κλειστά, (Γ) ακρόαση μουσικών ΑΕ διαφορετικού είδους και ρυθμού (εμβατήριο, βαλς, μουσική jazz και συμφωνική μουσική). Τα ΑΕ παρουσιάστηκαν από ένα φωνογράφο. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως η ακρόαση όλων των μουσικών ΑΕ, ανεξαρτήτως είδους και ρυθμού, επέφερε

μεγαλύτερη ταλάντωση του σώματος συγκριτικά με τη συνθήκη X-AE, με τη μουσική jazz να εμφανίζει τη μεγαλύτερη ταλάντωση, και το εμβατήριο τη μικρότερη. Στη συνέχεια αυτής της μελέτης οι συμμετέχοντες αξιολογήθηκαν και στη συνθήκη X-AE, καθώς και στην ακρόαση ρυθμικών AE χωρίς τα μουσικά χαρακτηριστικά της μελωδίας και της αρμονίας (εμβατήριο, βαλς, μουσική jazz και τανγκό). Τα αποτελέσματα έδειξαν η ακρόαση των ρυθμικών ερεθισμάτων χωρίς στοιχεία μελωδίας και αρμονίας, επέφερε και αυτή μεγαλύτερη ταλάντωση του σώματος συγκριτικά με την συνθήκη X-AE. Ωστόσο, η αύξηση της ταλάντωσης ήταν μόνο το 1/3 της αύξησης της ταλάντωσης κατά την ακρόαση των προηγούμενων μουσικών AE. Συμπερασματικά, η μελέτη απέδειξε πως η ακρόαση μουσικών AE διαφορετικού είδους και ρυθμού επηρεάζει αρνητικά την ορθοστατική ισορροπία και μειώνει τη σταθερότητα του σώματος.

Η μελέτη του Carrick και συνεργατών (2007) είχε σκοπό τη διερεύνηση της επίδρασης του μουσικού AE στην κινητική σταθερότητα και συγκεκριμένα στη μελέτη των μεταβολών της σταθερότητας του σώματος. Συμμετείχαν 266 υγιείς ενήλικες (ηλικίας 22-74 ετών), οι οποίοι τυχαιοποιήθηκαν σε μία ομάδα ελέγχου (X-AE) και σε 9 ομάδες ακρόασης διαφορετικών μουσικών AE. Τα μουσικά AE διέφεραν ως προς το είδος, τη μουσική ταχύτητα, το ρυθμό και τον καλλιτέχνη. Η ακρόαση του AE γινόταν κάθε πρωί σε ένα ήσυχο περιβάλλον για ένα μήνα. Έγιναν τρία στάδια μετρήσεων (Α) πριν την παρέμβαση, (Β) μία εβδομάδα μετά την παρέμβαση, και (Γ) ένα μήνα μετά το τέλος της παρέμβασης. Η αξιολόγηση της σταθερότητας έγινε με τη χρήση δυναμοδαπέδου (CAPS®: Comprehensive Assessment of Postural Systems, <https://caps.systems/>) και

υπολογίσθηκε μια βαθμολογία σταθερότητας (stability score). Οι αρχικές μετρήσεις έδειξαν ότι το 73% των ατόμων είχαν βαθμολογία σταθερότητας χαμηλότερη του φυσιολογικού, εύρημα που σχετίζεται με αυξημένη πιθανότητα πτώσης. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων μετά το τέλος της παρέμβασης, έδειξαν πως τα άτομα που άκουγαν μουσική εμφάνισαν υψηλότερη βαθμολογία σταθερότητας συγκριτικά με την ομάδα ελέγχου. Ωστόσο, από το σύνολο των μουσικών AE, μόνο δύο (Mozart και Nollwenn Leroy) φάνηκε να βελτίωσαν τη σταθερότητα σε σημαντικό ποσοστό των ατόμων με αρχική βαθμολογία χαμηλότερη του κατώτερου ορίου του εύρους φυσιολογικής σταθερότητας. Η μελέτη του Carrick και συνεργατών (2007) αποδεικνύει, πως η ακρόαση συγκεκριμένου μουσικού AE έχει τη δυνατότητα να αλλάξει τη σταθερότητα του ανθρώπινου σώματος και να είναι ευεργετική σε εφαρμογές βελτίωσης ή αποκατάστασης της ανθρώπινης λειτουργίας.

Ο Forti και οι συνεργάτες (2010) διερεύνησαν την επίδραση διαφορετικών ειδών μουσικών AE στην κινητική σταθερότητα. Στη μελέτη συμμετείχαν 20 νεαρά άτομα (9 γυναίκες και 3 άνδρες, ηλικίας $25 \pm 4,78$), οι οποίοι αξιολογήθηκαν στην όρθια στάση στις εξής AE συνθήκες: (Α) X-AE και (Β) ακρόαση τεσσάρων διαφορετικών μουσικών AE (η συμφωνία του Μότσαρτ Jupiter, το μουσικό κομμάτι του Köhler με τίτλο Musik zum Streicheln, το μουσικό κομμάτι του Köhler με τίτλο Musik zum Streicheln με φορέα 12 KHz, και το αγαπημένο μουσικό κομμάτι του κάθε δοκιμαζόμενου. Για τα AE χρησιμοποιήθηκαν ακουστικά και η ένταση ρυθμίστηκε στα 60-80dB. Οι AE συνδυάστηκαν με 2 οπτικές συνθήκες (ανοιχτά-κλειστά μάτια) και με 2 συνθήκες επιφάνειας (κανονική και

αφρώδης επιφάνεια). Η αξιολόγηση της σταθερότητας έγινε με τη χρήση δυναμοδαπέδου (συχνότητα δειγματοληψίας 5Hz, διάρκεια συλλογής δεδομένων 51,2s). Οι μεταβλητές που υπολογίστηκαν ήταν το μήκος, το εμβαδόν της περιοχής της ταλάντωσης του σώματος. Επίσης ως μεταβλητή αξιολόγησης της σταθερότητας χρησιμοποιήθηκε το μήκος της λειτουργικής επιφάνειας, το οποίο υπολογίστηκε από, το λόγο της επιφάνειας ταλάντωσης στη συνθήκη με ανοιχτά μάτια ως προς την επιφάνεια της ταλάντωσης στη συνθήκη με κλειστά μάτια, διαιρούμενο με το λόγο του μήκους της ταλάντωσης στη συνθήκη με ανοιχτά μάτια ως προς το μήκος της ταλάντωσης στη συνθήκη με κλειστά μάτια. Επίσης, αξιολογήθηκε η συμμετοχή του κάθε αισθητηριακού συστήματος που συμμετέχει στον έλεγχο της σταθερότητας, μέσω των αισθητηριακών λόγων, οι οποίοι έχουν προταθεί από άλλες μελέτες (Contarino, Bertora & Bergmann, 2003). Τα αποτελέσματα έδειξαν πως η ακρόαση διαφορετικών μουσικών ΑΕ δεν επέφερε σημαντικές αλλαγές στο μήκος και στο εμβαδόν της περιοχής ταλάντωσης του σώματος. Ωστόσο, βρέθηκε σημαντική αύξηση του μήκους της λειτουργικής επιφάνειας στο ΑΕ Musik zum Streicheln με φορέα 12 KHz. Όσον αφορά τη συμμετοχή των αισθητηριακών συστημάτων κατά την ακρόαση των ΑΕ, βρέθηκε πως το ΑΕ Jupiter, προκάλεσε μια σημαντική μείωση στη συμμετοχή του οπτικού συστήματος, με μια επακόλουθη αύξηση της συμμετοχής του αιθουσαίου συστήματος.

Η μελέτη του Pagnacco και συνεργατών (2015), διερεύνησε την επίδραση μουσικών και μη μουσικών ΑΕ στην κινητική σταθερότητα, κατά τη δυναμική ισορροπία σε ασταθή επιφάνεια με κλειστά μάτια. Οι συμμετέχοντες ήταν 18 άνδρες και 21

γυναίκες, (ηλικίας $46,4 \pm 16,3$ ετών), και αξιολογήθηκαν στις συνθήκες: (Α) Χ-ΑΕ, (Β) ΑΕ με «καθαρή» μουσική και (Γ) μουσικό ΑΕ με διαφορετικούς συνδυασμούς ημιτονοειδών τόνων, δηλαδή ήχων σε καθορισμένες συχνότητες (θεμελιώδεις) οι οποίοι όταν συνδυάζονται κατάλληλα αφήνουν στον άνθρωπο μία ευχάριστη ακουστική αίσθηση. Οι τόνοι που χρησιμοποιήθηκαν ήταν οι 7 βασικοί: A=440Hz, B=493,88Hz, C=261.63Hz, D=293,66Hz, E=329,63Hz, F=349,23Hz, G=392,00Hz. Μόνο ένας τόνος ενσωματώθηκε κάθε φορά σε κάθε μουσική σύνθεση, για την ακρόαση της οποίας χρησιμοποιήθηκαν ακουστικά. Η αξιολόγηση της σταθερότητας έγινε με τη χρήση δυναμοδαπέδου (CAPS®: Comprehensive Assessment of Postural Systems, <https://caps.systems/>) (συχνότητα δειγματοληψίας 64,01Hz, διάρκεια καταγραφής 20 δευτ). Υπολογίστηκαν η βαθμολογία σταθερότητας, η μέση ταχύτητα ταλάντωσης και το εμβαδόν της περιοχής ταλάντωσης του σώματος. Οι μεταβλητές σταθερότητας σχετικοποιήθηκαν ως προς τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά. Τα αποτελέσματα έδειξαν βελτίωση σε όλες τις μεταβλητές μεταξύ της συνθήκης ακρόασης («καθαής» μουσικής) και της απουσίας ΑΕ, χωρίς όμως αυτή η βελτίωση να είναι σημαντική. Σημαντική βελτίωση αλλά και σημαντική διαταραχή της κινητικής σταθερότητας βρέθηκε κατά την ακρόαση των μουσικών ΑΕ με τους διαφορετικούς τόνους, οι οποίοι χαρακτηρίστηκαν ως «καλοί» και ως «κακοί», αντίστοιχα. Διαπιστώθηκε όμως, πως κάθε δοκιμαζόμενος αντιδρούσε με διαφορετικό τρόπο στα ΑΕ με τους διαφορετικούς συνδυασμούς τόνων.

Ο Ross και οι συνεργάτες του (2016) διερεύνησαν την επίδραση της παρακινητικής ιδιότητας (Groove: αίσθηση της μουσικής ώθησης για

ρυθμική κίνηση ή ρυθμική ταλάντωση) στην ταλάντωση του σώματος κατά την όρθια στάση, αναδεικνύοντας την επίδραση του στον έλεγχο της ισορροπίας και στην σταθερότητα του σώματος κατά την όρθια στάση. Η παρακινητική ιδιότητα χρησιμοποιείται για να περιγράψει την αίσθηση ταλαντωτικής κίνησης που προκαλείται υποσυνείδητα στον ακροατή, κατά την ακρόαση μουσικής. Αναφέρεται στο χαρακτηριστικό μιας μουσικής που συνδέεται με την κίνηση του σώματος, καθώς συμβάλλει στην ισχυρή τάση προς τον αισθητηριοκινητικό συγχρονισμό που συμβαίνει συχνά ως απόκριση σε μουσικά είδη όπως η funk, η soul, η hip-hop και η ηλεκτρονική μουσική (Witek et al., 2014). Στη μελέτη των Ross και συνεργατών αξιολογήθηκε η ταλάντωση του σώματος κατά την όρθια στάση σε 3 συνθήκες: (Α) χωρίς ΑΕ, (Β) ακρόαση 3 ΑΕ με υψηλή παρακινητική ιδιότητα και (Γ) ακρόαση 3 ΑΕ με χαμηλή παρακινητική ιδιότητα. Φάνηκε πως η παρακινητική ιδιότητα και ο βαθμός της, είχαν σημαντική επίδραση στη μεταβλητότητα της συνισταμένης ταλάντωσης ($\text{radial sway variability} = r_i = \sqrt{x^2 + y^2}$), με τη μικρότερη μεταβλητότητα να εμφανίζεται στα ΑΕ με υψηλή παρακινητική ιδιότητα και τη μεγαλύτερη στη συνθήκη χωρίς ΑΕ. Επίσης, η παράσυρση της ταλάντωσης είχε υψηλότερη συσχέτιση με την περιοδικότητα του ΑΕ (για τα ΑΕ με υψηλή παρακινητική ιδιότητα και γρήγορη ταχύτητα, καθώς και για εκείνα με χαμηλή παρακινητική ιδιότητα, και χαμηλότερη ταχύτητα).

Με βάση τα αποτελέσματα των προαναφερθεισών μελετών, διαφαίνεται πως το μουσικό ΑΕ μπορεί να επιδράσει στην κινητική σταθερότητα του σώματος κατά τη διατήρηση της στατικής θέσης. Η ύπαρξη θετικής ή αρνητικής επίδρασης του μουσικού ΑΕ στην κινητική

σταθερότητα, ενδεχομένως να οφείλεται στην επιλογή διαφορετικών ΑΕ, με διαφορετικά μουσικά χαρακτηριστικά. Στη βιβλιογραφία, φαίνεται μάλλον να απουσιάζουν μελέτες που να έχουν εξετάσει το ρόλο που διαδραματίζουν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά της μουσικής (ταχύτητα, ρυθμός, μελωδία, αρμονία) όσον αφορά τη ρύθμιση της στάσης και του ελέγχου της σταθερότητας. Κατά συνέπεια, οι ακουστικές συνθήκες που οδηγούν σε σταθεροποιητικό ή μη σταθεροποιητικό αποτέλεσμα παραμένουν ασαφείς. Μελέτες που εξετάζουν την επίδραση απλών ήχων στη σταθερότητα κατά την ήρεμη όρθια στάση έχουν τεκμηριώσει ότι, διάφορα χαρακτηριστικά του ήχου (τονικό ύψος, ένταση, χροιά) συμβάλλουν με διαφορετικό τρόπο στην κινητική σταθερότητα όταν αυτά εφαρμόζονται μεμονωμένα, αλλά και κατά τη συνδυαστική τους εφαρμογή μπορεί να έχουν και παρόμοιες επιδράσεις (Carrick et al., 2007; Palm, et al., 2009; Park et al., 2011; Siedlecka et al., 2015).

2.3.2. Ακουστικό ερέθισμα και κινητική σταθερότητα σε δυναμική κίνηση

Η επίδραση του μουσικού ΑΕ στον άνθρωπο και συγκεκριμένα στην ανθρώπινη κίνηση, έχει μελετηθεί εκτενώς τα τελευταία χρόνια. Ωστόσο οι μελέτες που εξετάζουν την επίδραση μουσικών ΑΕ στην κινητική σταθερότητα σε δυναμικές κινήσεις είναι αρκετά περιορισμένες και αναφέρονται κυρίως σε άτομα με νευρολογικά και κινητικά προβλήματα ή σε ηλικιωμένα άτομα, πληθυσμοί στους οποίους οι πτώσεις αποτελούν συχνό φαινόμενο. Η χρήση ρυθμικού μουσικού ΑΕ (de Bruin et al., 2010; Thaut et al., 1996; Trombetti et al., 2011), και ιδιαίτερα η χρήση ρυθμικών ΑΕ (χωρίς μουσικό

περιεχόμενο, π.χ. μετρονόμος) (Arias & Cudeiro, 2010; de Dreu et al., 2012; Hausdorff et al., 2007; Nombela et al., 2013; Thaut, 2014; Thaut & Abiru, 2010; Thaut et al., 2014) αποτελεί τα τελευταία χρόνια μία νέα μέθοδο αποκατάστασης κινητικών διαταραχών και βελτίωσης του κινητικού ελέγχου, ιδιαίτερα στο κινητικό πρότυπο της βάδισης (Thaut, 2005). Οι μελέτες αυτές έχουν επιβεβαιώσει τη δυνατότητα παράσυρσης της κίνησης στην συχνότητα και το ρυθμό του ΑΕ και έχουν αναδείξει τη θετική επίδραση της μουσικής στη σταθερότητα δυναμικής κίνησης.

Από τις πρώτες κλινικές μελέτες της επίδρασης του μουσικού ΑΕ στην επανεκπαίδευση της βάδισης σε ασθενείς με νόσο του Parkinson, ήταν η μελέτη των Thaut και συνεργατών (1996). Οι συγγραφείς μελέτησαν την επίδραση της χρήσης μουσικού ΑΕ, με ταχύτητα 1-2Hz (60-120 βήματα/λεπτό), για χρονική περίοδο 3 εβδομάδων, κατά την οποία 15 ασθενείς (10 άνδρες και 5 γυναίκες) βάδιζαν για 30 λεπτά/ημέρα υπό την ακρόαση μουσικής. Επιπλέον μία ομάδα ελέγχου εκτελούσε τη βάδιση χωρίς μουσικό ΑΕ, ενώ μια δεύτερη ομάδα ελέγχου δεν εκτελούσε κανένα συγκεκριμένο πρόγραμμα, παρά μόνο τις καθημερινές τους δραστηριότητες. Η ακρόαση των ΑΕ γινόταν με χρήση ακουστικών. Κάθε εβδομάδα γινόταν αλλαγή της ταχύτητας του ΑΕ χωρίς όμως να μεταβληθεί το τονικό ύψος του. Την πρώτη εβδομάδα, η ταχύτητα του μουσικού ΑΕ ήταν ίδια με την ταχύτητα βάδισης του κάθε ασθενή. Τη δεύτερη εβδομάδα αυξήθηκε κατά 5-10% και την τρίτη εβδομάδα κατά επιπλέον 5-10%. Το ακριβές ποσοστό αύξηση βασιζόταν στην ικανότητα του κάθε δοκιμαζομένου. Οι ασθενείς στους οποίους έγινε χρήση μουσικού ΑΕ, εμφάνισαν σημαντική βελτίωση στα χαρακτηριστικά της βάδισης και στον έλεγχο της κίνησης, συγκριτικά με τις άλλες δύο ομάδες

ασθενών. Επίσης, τα ΗΜΓ πρότυπα των μυών που συμμετέχουν στην κίνηση άλλαξαν σημαντικά μετά την παρέμβαση εμφανίζοντας μεγαλύτερη ομαλότητα και σταθερότητα κατά τη διάρκεια της βάδισης. Τα παραπάνω αποτελέσματα αποδεικνύουν την θετική επίδραση του μουσικού ΑΕ στον κινητικό έλεγχο και την κινητική σταθερότητα σε ασθενείς με Parkinson.

Ο de Bruin και συνεργάτες (2010), διερεύνησαν την αποτελεσματικότητα του μουσικού ΑΕ για την αποκατάσταση της βάδισης και για τη μακροπρόθεσμη διατήρηση των αποτελεσμάτων της. Στη μελέτη συμμετείχαν 33 ασθενείς με νόσο Parkinson ο οποίοι χωρίστηκαν σε δύο ομάδες (πειραματική και ελέγχου). Η πειραματική ομάδα βάδιζε τουλάχιστον 30 λεπτά την ημέρα για 3 φορές την εβδομάδα, ακούγοντας μία εξατομικευμένη λίστα μουσικών κομματιών με τη χρήση ακουστικών. Η ομάδα ελέγχου, καθ' όλη τη διάρκεια της μελέτης, διατηρούσε απλά τις καθημερινές δραστηριότητες. Η ταχύτητα των μουσικών κομματιών ήταν ίση με την προτιμώμενη ταχύτητα βάδισης του κάθε ασθενή (απόκλιση ± 10 -15 κτύπους/λεπτό). Τα αποτελέσματα ανέδειξαν, την αποτελεσματικότητα της χρήσης μουσικού ΑΕ για τη βελτίωση του προτύπου βάδισης, αλλά και τη δυνατότητα της εφαρμογής μουσικού ΑΕ στο να επιφέρει βελτίωση του κινητικού ελέγχου και της κινητικής σταθερότητας.

Ο Trombetti και συνεργάτες (2011) διερεύνησαν την επίδραση ενός παρεμβατικού προγράμματος πολλαπλών ασκήσεων, υπό την ακρόαση μουσικών ΑΕ, στη βάδιση και την ισορροπία. Στην εργασία συμμετείχαν 134 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 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 (αποτελέσσε ομάδα ελέγχου), ενώ τους επόμενους 6 μήνες εκτέλεσε το παρεμβατικό πρόγραμμα για μία ώρα, 1 φορά ανά εβδομάδα. Και οι δύο ομάδες αξιολογήθηκαν πριν την έναρξη του παρεμβατικού προγράμματος, 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) δοκιμασίες, καθώς και σε λειτουργική απόδοση. 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 τοποθετημένοι χαμηλά στον κορμό (angular velocity transducers) (SwayStar; Balance International Innovations GmbH, Iseltwald, Switzerland). Στην πρώτη ομάδα (6 μήνες παρέμβασης), τα αποτελέσματα έδειξαν μείωση της μεταβλητότητα στο μήκος διασκελισμού, καθώς επίσης και βελτίωση της σταθερότητας στις στατικές και δυναμικές δοκιμασίες ισορροπίας και λειτουργικότητας. Παρόμοιες αλλαγές βρέθηκαν και στην δεύτερη ομάδα πάλι για 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 με στόχο τη βελτίωση της ισορροπίας και του κινητικού ελέγχου, υπό τη συνοδεία μουσικών ΑΕ, επιδρά θετικά τόσο στη σταθερότητα όσο και στον κινητικό έλεγχο. Τα ευρήματα του Trombetti και

συνεργάτες (2011) επιτρέπουν και την θεώρηση ότι το μουσικό ΑΕ μπορεί να αξιοποιηθεί σε ασκησιακές παρεμβάσεις για πρόληψη των πτώσεων και αποκατάσταση της ισορροπίας.

Αν και πρωταρχικός στόχος των παραπάνω μελετών δεν είναι η μελέτη της επίδρασης του μουσικού ΑΕ στην κινητική σταθερότητα αλλά η βελτίωση και αποκατάσταση κινητικών προτύπων, διαφαίνεται ότι η το μουσικό ΑΕ επηρεάζει την κινητική σταθερότητα. Η αυξημένη μεταβλητότητα σε ένα κινητικό πρότυπο υποδεικνύει απώλεια σταθερότητας, ενώ η μειωμένη μεταβλητότητα υποδηλώνει υψηλότερη σταθερότητα της κίνησης (Stergiou & Decker, 2011). Συνεπώς, η βελτίωση κινητικών προτύπων και η μείωση της μεταβλητότητας της κινητικής απόδοσης με τη χρήση μουσικών ΑΕ, τεκμηριώνει τη θετική επίδραση συγκεκριμένων ΑΕ όσον αφορά την κινητική σταθερότητα.

2.4. Σύνοψη Ανασκόπησης

Συνοψίζοντας, τα ΑΕ είναι ικανά να επηρεάσουν την κινητική σταθερότητα, τόσο σε στατικές όσο και σε δυναμικές συνθήκες. Οι έρευνες που έχουν μελετήσει τις μεταβολές στην κινητική σταθερότητα σε στατικές θέσεις μετά από ηχητική διέγερση, εμφανίζουν αντιφατικά αποτελέσματα με κάποιες από αυτές να βρίσκουν βελτίωση της σταθερότητας μέσω της μείωσης της ταλάντωσης του σώματος (Agaeva & Altman, 2005; Carrick et al., 2007; Gandemer et al., 2014, 2016; Deviterne et al., 2005; Dozza et al., 2007; Easton et al., 1998; Gandemer et al., 2014; Gandemer et al. 2016; Pagnacco et al., 2015; Ross & Balasubramaniam, 2015; Ross et al., 2016; Siedlecka et al. 2015) με κάποιες άλλες να βρίσκουν χειροτέρευση μέσω της αύξησης της ταλάντωσης του σώματος (Chen & Qu, 2017; Forti et al., 2010;

Gago et al., 2015; Husband, 1934; Park et al., 2011; Raper & Soames, 1991; Soams & Raper, 1992; Tanaka et al., 2001).

Από μελέτες που έχουν διεκπεραιωθεί από το 1934 έως το 2018, έχει βρεθεί ότι το ΑΕ είναι ικανό να επιφέρει βελτίωση σε κινητικές διαταραχές και στην σταθερότητα της κίνησης, μέσω του φαινομένου της παράσυρσης και της ικανότητας συγχρονισμού (Arias & Cudeiro, 2010; de Bruin et al., 2010; de Dreu et al., 2012; Hausdorff et al., 2007; Nombela et al., 2013; Thaut et al., 1996:1997:2014; Thaut, 2005; Thaut & Abiru, 2010; Thaut et al., 2014; Trombetti et al., 2011; Wright et al., 2016). Τα νευρικά μοτίβα ταλάντωσης στο ακουστικό σύστημα συνδέονται με τον χρόνο και την παλμική συχνότητα των ρυθμικών ΑΕ. Έτσι όταν τα νευρικά ερεθίσματα από τον ακουστικό παλμό μεταφέρονται στις κινητήριες δομές, οι κινητικές αποκρίσεις «παρασύρονται» στον χρόνο και την συχνότητα των ΑΕ και η κίνηση εκτελείται σύμφωνα με αυτόν τον παλμό, καθώς ο εγκέφαλος προσπαθεί να ταιριάζει την κίνηση με το ρυθμικό παλμικό πρότυπο του ΑΕ (Thaut, 2005; Thaut et al., 2014).

Τα ευρήματα αυτών των ερευνών αναδεικνύουν την συμμετοχή του ακουστικού συστήματος στον έλεγχο της στάσης και της σταθερότητας. Ωστόσο, οι μελέτες που εξετάζουν την επίδραση ΑΕ στον έλεγχο της κινητικής σταθερότητας, και κατ' επέκταση και της ισορροπίας, τόσο στατικής όσο και δυναμικής είναι ιδιαίτερα περιορισμένες σε αριθμό και με μη καταληκτικά αποτελέσματα. Τα μη καταληκτικά αποτελέσματα των μελετών δεν επιτρέπουν την κατανόηση του τρόπου με τον οποίο το ακουστικό σύστημα συμβάλλει στον έλεγχο της στάσης και ποια χαρακτηριστικά των ΑΕ επιδρούν στην κινητική σταθερότητα. Επίσης,

υπάρχει έλλειψη βιβλιογραφικών στοιχείων για την επίδραση των μουσικών ΑΕ στη στάση του σώματος και στον έλεγχο αυτής. Ειδικότερα, ο ρόλος των χρονικών χαρακτηριστικών των ΑΕ στην ρύθμιση του σωματικού ελέγχου στο πλαίσιο της ισορροπίας, και γενικά οι ακουστικές συνθήκες που οδηγούν σε σταθεροποιητικό αποτέλεσμα παραμένουν ασαφείς. Δεδομένου της χρήσης ΑΕ στην πλειοψηφία των προγραμμάτων άσκησης, καθώς και της σημασίας της.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ III

ΜΕΘΟΔΟΣ

3.1. Δείγμα της έρευνας

Το δείγμα της εργασίας αποτέλεσαν 20 νεαρές γυναίκες, ηλικιακού εύρους 18 έως 30 ετών. Τα χαρακτηριστικά των δοκιμαζομένων παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.1. Κριτήρια επιλογής των συμμετεχουσών ήταν η ηλικία και το φύλο, καθώς αυτά αναφέρονται να επιδρούν στην κινητική σταθερότητα (Overstall, Exton-Smith, Imms & Johnson 1977; Ekdah, Jarnlo & andersson, 1989; Vereeck, Wuyts, Truijten & Van de Heyning, 2008). Στα κριτήρια επιλογής του δείγματος συμπεριλήφθηκαν επίσης και τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά του αναστήματος και της σωματικής μάζας, καθώς και αυτά αναφέρονται να επιδρούν στην κινητική σταθερότητα (Chiari et al. 2002). Για τον έλεγχο της επίδρασης των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών, επιλέχθηκαν γυναίκες σε εύρος αναστήματος από 1,60 m έως 1,75 m), και με δείκτη μάζας σώματος εντός του φυσιολογικού εύρους (από 18,5 kg/m² έως 24,9 kg/m²). Κριτήρια αποκλεισμού αποτέλεσαν η ύπαρξη μυοσκελετικών τραυματισμών, νευρολογικών διαταραχών, καθώς και η μειωμένη ακοή, η μειωμένη όραση και τυχόν διαταραχές του αιθουσαίου συστήματος. Η ιατρική κατάσταση των συμμετεχόντων αξιολογήθηκε με λήψη ιατρικού ιστορικού, και η ακοή τους ελέγχθηκε με κλινική εξέταση χρησιμοποιώντας την εφαρμογή *uHear*. Αναλυτική περιγραφή της διαδικασίας αξιολόγησης της ακοής παρουσιάζεται στην ενότητα 3.2.4. Αξιολόγηση Ακοής. Για όλες τις γυναίκες που συμμετείχαν στη μελέτη, δεν υπήρξε σημαντική πλευρική κυριαρχία, ή ασύμμετρη ακοή, όσον αφορά τις συχνότητες ήχου που εξετάστηκαν, και

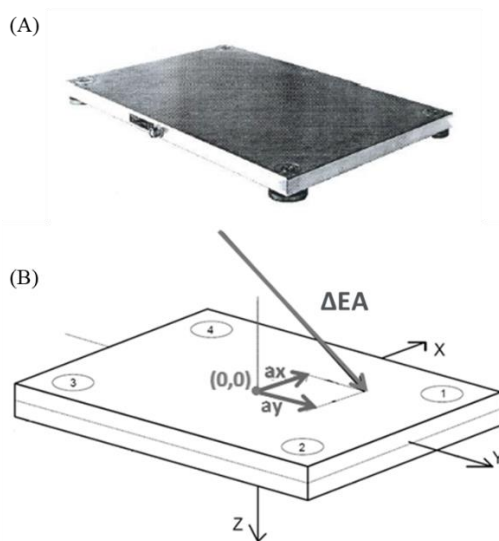
όλες οι συμμετέχουσες παρουσίασαν φυσιολογικό βαθμό ακουστικής ευαισθησίας. Δεδομένου ότι οι δοκιμαζόμενες ήταν νεαρής ηλικίας και τα αποτελέσματα της διαδικασίας αξιολόγησης δεν υποδήλωναν μη φυσιολογική ακοή, δεν υπήρξε περαιτέρω ακουομετρική εξέταση. Σε όλες τις πειραματικές διαδικασίες ακολουθήθηκε η ερευνητική και ηθική δεοντολογία της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών. Το πρωτόκολλο μέτρησης εγκρίθηκε από την επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας της Σχολής (Το έντυπο έγκρισης της επιτροπής Ερευνητικής Δεοντολογίας παρατίθεται στο Παράρτημα Α).

3.2. Όργανα μέτρησης

3.2.1. Συλλογή κινητικών δεδομένων - δυναμογράφηση

Για την συλλογή των κινητικών δεδομένων χρησιμοποιήθηκε φορητό ηλεκτρονικό δυναμοδάπεδο (Kistler Type: 9286AA, Switzerland), με κουτί διασύνδεσης (DAQ-Kistler 5691A1), συνδεδεμένο με ένα σταθερό ηλεκτρονικό υπολογιστή. (Εικόνα 3.1) Το δυναμοδάπεδο σχήματος παραλληλογράμμου και διαστάσεων 60 cm × 40 cm × 3,5 cm διαθέτει τέσσερις πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες, (έναν σε κάθε γωνία). Όταν ασκηθεί στο δυναμοδάπεδο κάποια δύναμη, οι πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες μεταφέρουν το ηλεκτρικό φορτίο μέσω ενός 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 (Fx: πλάγια, Fy: προσθιοπίσθια, Fz:

κατακόρυφη) και των τριών συνιστωσών των αντίστοιχων ροπών (M_x , M_y , M_z), από τις οποίες υπολογίζονται τελικά οι συντεταγμένες του κέντρου πίεσης (ΚΠ). Τα δεδομένα από το δυναμοδάπεδο συλλέχθηκαν χρησιμοποιώντας το λογισμικό BioWare® Data Acquisition and Analysis (2812A1 έκδοση 5.3.0.7) της Kistler, με συχνότητα δειγματοληψίας 100 Hz.

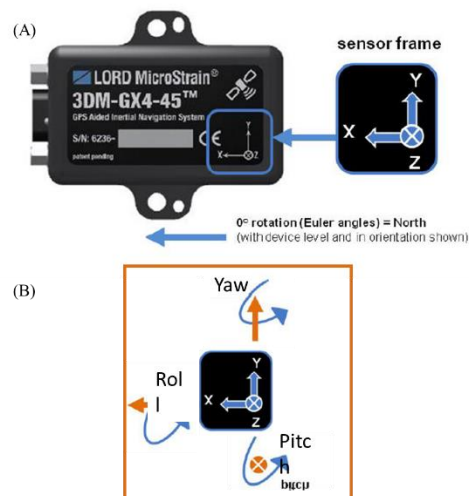


Εικόνα 3.1. Όργανο Δυναμογράφησης: Φορητό δυναμοδάπεδο Kistler (Α). Αναπαράσταση πλατφόρμας δύναμης με σύστημα συντεταγμένων (Β). Συνισταμένη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (ΔΕΑ), πλάγιος οριζόντιος άξονας (X), προσθιοπίσθιος οριζόντιος άξονας (Y), κατακόρυφος άξονας (Z), προσθιοπίσθια συντεταγμένη του σημείου εφαρμογής της δύναμης (ay), πλάγια συντεταγμένη του σημείου εφαρμογής της δύναμης (ax).

3.2.2. Συλλογή κινηματικών δεδομένων - επιταχυνσιομέτρηση

Για τη συλλογή των κινηματικών δεδομένων χρησιμοποιήθηκε αδρανειακός αισθητήρας (MicroStrain, 3DM-GX3-45) (Εικόνα 3.2). Ο συγκεκριμένος αδρανειακός αισθητήρας χρησιμοποιεί την τεχνολογία των αισθητήρων MEMS και συνδυάζει

τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο, τριαξονικό γυροσκόπιο, τριαξονικό μαγνητόμετρο, αισθητήρες θερμοκρασίας καθώς και ενσωματωμένο επεξεργαστή που εκτελεί έναν εξελιγμένο αλγόριθμο σύντηξης αισθητήρων για την παροχή στατικού και δυναμικού προσανατολισμού και μετρήσεων αδράνειας. Καταγράφονται οι γραμμικές επιταχύνσεις (m/s^2) και οι γωνίες Euler: Roll, Pitch, Yaw (radians) οι οποίες περιγράφουν την περιστροφή του αισθητήρα γύρω από τους άξονες X, Y και Z αντίστοιχα, με προσανατολισμό αναφοράς τη θέση του σώματος όπου τοποθετείται ο αισθητήρας. Η φορά περιστροφής γύρω από κάθε άξονα ορίζεται από τον κανόνα του δεξιού χεριού. Ως θετική περιστροφή ορίζεται η φορά αντίθετη των δεικτών του ρολογιού.



Εικόνα 3.2. Όργανο Επιταχυνσιομέτρησης: Αδρανειακός αισθητήρας (MicroStrain, 3DM-GX3-45) (Α), Αναπαράσταση συστήματος συντεταγμένων του αδρανειακού αισθητήρα και γωνίες Euler: Roll, Pitch, και Yaw (Β).

Η τοποθέτηση του αδρανειακού αισθητήρα έγινε με τη χρήση ζώνης, η οποία ασφαλίστηκε σφιχτά στο οπίσθιο μέρος του κορμού στο επίπεδο του 5^{ου} οσφυϊκού σπονδύλου, σημείο όπου προσεγγίζεται η θέση του κέντρου μάζας (ΚΜ) του σώματος (Giansanti et al.,

2006; Howcroft et al., 2013; Mancini et al., 2011). Το ΚΜ θεωρείται ότι απεικονίζει τις κινήσεις του ανθρώπινου σώματος και έχει σημαντικό ρόλο στη διατήρηση της σταθερότητας (Duarte & Freitas, 2010). Σύμφωνα με αυτήν την τοποθέτηση, η προσθιοπίσθια κλίση του κορμού συμβαίνει ως προς τον άξονα X, με την πρόσθια και οπίσθια κλίση να δίνουν θετικές και αρνητικές τιμές Roll, αντίστοιχα. Η πλάγια κλίση συμβαίνει ως προς τον άξονα Z, με τη δεξιά και αριστερή πλάγια κλίση του κορμού να δίνουν θετικές και αρνητικές τιμές Pitch, αντίστοιχα. Τέλος, η στροφή του κορμού συμβαίνει ως προς τον άξονα Y, με την δεξιά και αριστερή στροφή να δίνουν θετικές και αρνητικές τιμές Yaw, αντίστοιχα (Πίνακας 3.1.). Τα δεδομένα από τον αδρανειακό αισθητήρα συλλέχθηκαν χρησιμοποιώντας το λογισμικό MIP Monitor με συχνότητα δειγματοληψίας 100 Hz.

Πίνακας 3.1. Γωνίες Euler και γωνιακές μετατοπίσεις του κορμού σύμφωνα με τον προσανατολισμό του αδρανειακού αισθητήρα. Το (+) συμβολίζει τη κίνηση του κορμού σε θετικές τιμές των γωνιών Euler, ενώ το (-) συμβολίζει τη κίνηση του κορμού σε αρνητικές τιμές των γωνιών.

Γωνίες Euler	Κίνηση
Roll	Πρόσθια κλίση κορμού (+), Οπίσθια κλίση κορμού (-)
Pitch	Δεξιά πλάγια κλίση κορμού (+), Αριστερή πλάγια κλίση κορμού (-)
Yaw	Δεξιά στροφή κορμού (+), Αριστερή στροφή κορμού (-)

3.2.3. Ανθρωπομετρικά δεδομένα

Για τη συλλογή των ανθρωπομετρικών δεδομένων χρησιμοποιήθηκαν: για τη μέτρηση της σωματικής μάζας (ΣΜ) ένας αναλογικός

ζυγός ακριβείας ιταλικής προέλευσης (Salus, Bilansia Pesapersona, με ακρίβεια 0,1kg), και για τη μέτρηση του σωματικού αναστήματος (ΣΑ) ένα αναστημόμετρο (Sa) τοποθετημένο στον τοίχο.

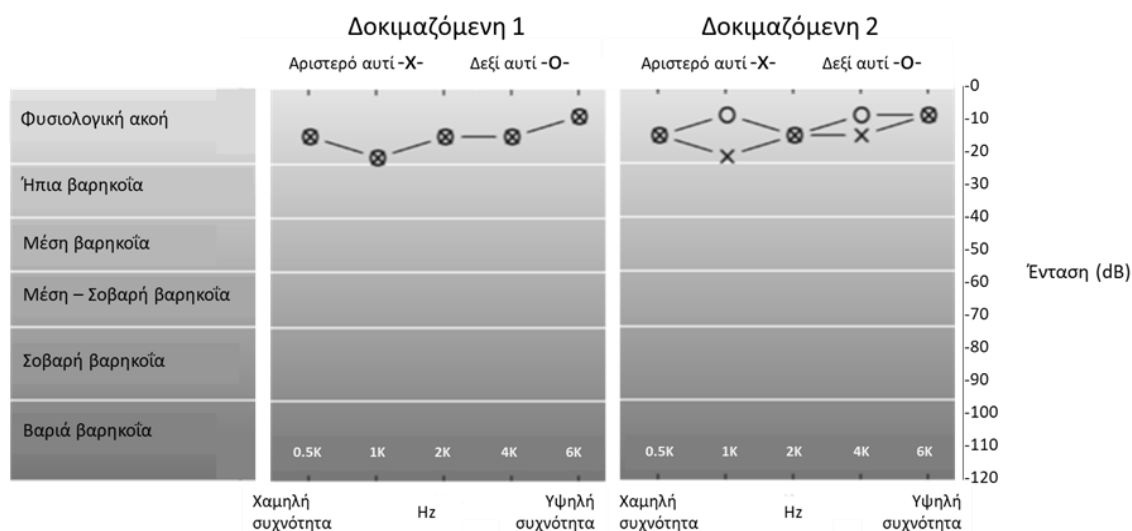
3.2.4. Αξιολόγηση ακοής

Για την αξιολόγηση της ακοής χρησιμοποιήθηκε η εφαρμογή *uHear* (<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. 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. 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 3.3 απεικονίζονται ενδεικτικά γραφήματα δύο συμμετεχουσών με τα αποτελέσματα της δοκιμασίας *uHear*. Το ακουόγραμμα αποτελεί μια οπτική αναπαράσταση της ακοής και απεικονίζει το κατώτατο όριο ακοής (ή κατώφλι ακοής) σε εύρος συχνοτήτων από 250 έως 8000 Hz.

3.3. Ακουστικά ερεθίσματα και κινητικές δοκιμασίες

3.3.2. Ακουστικά ερεθίσματα

Επιλέχθηκαν δύο ακουστικά ερεθίσματα (ΑΕ), ένα με ευδιάκριτο παλμό (ΕΠ) και ένα χωρίς ΕΠ. Και τα δύο ΑΕ ήταν χωρίς στίχους (οργανική μουσική-instrumental), ώστε να αποφευχθεί η συναισθηματική επίδραση καθώς και τυχόν επίδραση της εξοικείωσης λόγω ακρόασης (Palm et al., 2009).

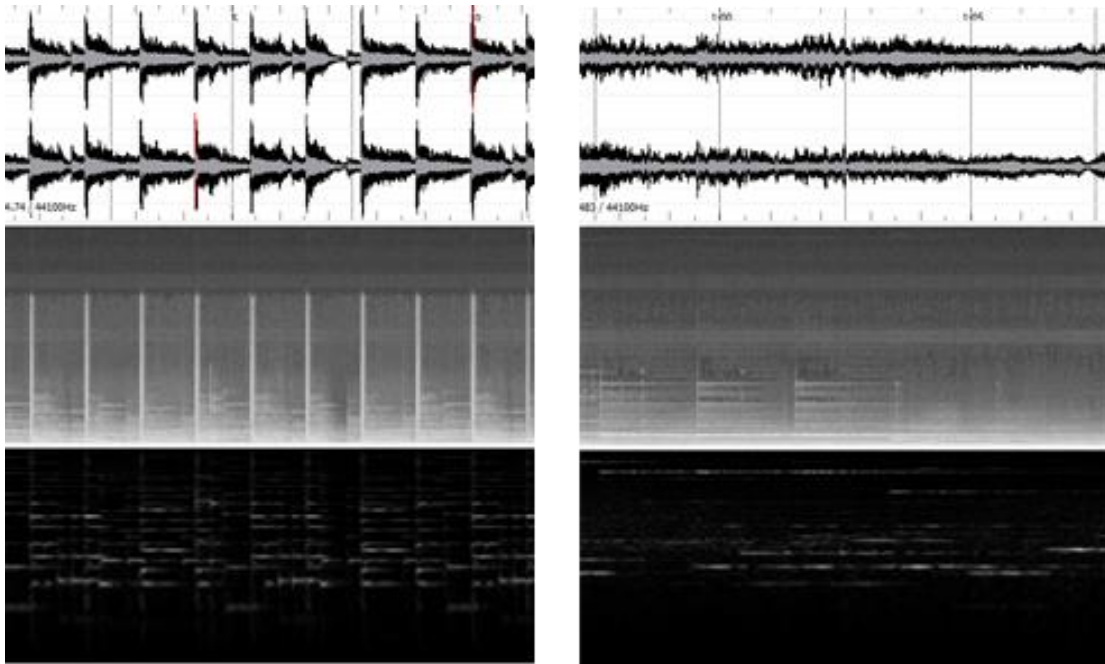


Εικόνα 3.3. Ενδεικτικά γραφήματα για τα αποτελέσματα της δοκιμασίας ευαισθησίας της ακοής, όπως προκύπτουν από την εφαρμογή Uhear, και τα οποία απεικονίζουν τη φυσιολογική ακοή δύο συμμετεχουσών στην παρούσα εργασία. Οι αριθμοί στον οριζόντιο άξονα του γραφήματος αναφέρονται στις συχνότητες που εξετάζει 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. Για την πρώτη δοκιμαζόμενη φαίνεται πως η ακοή του αριστερού αυτιού συμπίπτει απόλυτα με την ακοή του δεξιού. Αντίθετα, στη δεύτερη δοκιμαζόμενη, η ακοή του αριστερού αυτιού διαφέρει με την ακοή του δεξιού σε κάποιες συχνότητες (1K και 4K). Ωστόσο, και οι δύο δοκιμαζόμενες εμφανίζουν φυσιολογική ακοή καθώς βρίσκονται μέσα στα φυσιολογικά όρια (0–25 dB). 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

Η οργανική μουσική προτιμάται, καθώς έχει υποστηριχθεί ότι, όταν ένα μουσικό ΑΕ εμπεριέχει και στίχους, ενδέχεται να αποσπάται η προσοχή των δοκιμαζομένων από αυτό καθαυτό το ΑΕ, ιδιαίτερα αν η γλώσσα των στίχων δεν είναι στη μητρική τους γλώσσα (Iwanaga & Ito, 2002). Τα δύο ΑΕ επιλέχθηκαν με κριτήριο το διαφορετικό βαθμό διακριτότητας του παλμού. Αρχικά, μέσα από ένα σύνολο μουσικών κομματιών επιλέχθηκαν δύο ΑΕ, τα οποία διέφεραν ως προς το βαθμό διακριτότητας του παλμού, με το ένα ΑΕ να έχει παλμό με υψηλό βαθμό διακριτότητας και το άλλο με χαμηλό βαθμό διακριτότητας. Στη συνέχεια, η ευκρίνεια του παλμού και της περιοδικότητας των συγκεκριμένων ΑΕ εξετάστηκαν μέσω των μελωδικών και

φασματικών πλάνων του κάθε ηχητικού σήματος, τα οποία ανέδειξαν και τεκμηρίωσαν το διαφορετικό βαθμό παλμικής διακριτότητας (Εικόνα 3.4).

Επίσης, μετά την ολοκλήρωση των μετρήσεων, η διαφορά στο βαθμό διακριτότητας του παλμού μεταξύ των δύο ΑΕ, επιβεβαιώθηκε με εφαρμογή μιας δοκιμασίας επιτόπιας κρούσης του δακτύλου του χεριού. Για αναλυτική περιγραφή της δοκιμασίας επιτόπιας κρούσης του δακτύλου του χεριού δείτε στην ενότητα 3.4 Περιγραφή της πειραματικής διαδικασίας.



Εικόνα 3.4. Αναπαράσταση ηχητικών σημάτων των ακουστικών ερεθισμάτων (ΑΕ): Δυναμική εξέλιξη των ήχων στην εξέλιξη του χρόνου, όπως απεικονίζεται στην κυματομορφή (waveform) (ΠΑΝΩ), στο φασματογράφημα (spectrogram) (ΜΕΣΩΝ) και στο μελωδικό φασματογράφημα (melodic spectrogram) (ΚΑΤΩ), για το ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό (αριστερά) και για το ΑΕ χωρίς ευδιάκριτο παλμό (δεξιά). Η κυματομορφή αποτελεί γραφική αναπαράσταση του ήχου ως κυματική συνάρτηση του χρόνου. Το φασματογράφημα αποτελεί αναπαράσταση των συχνοτήτων του ήχου ως συνάρτηση του χρόνου, με τις εναλλαγές χρωμάτων να δείχνουν την ένταση. Το μελωδικό φασματογράφημα αποτελεί αναπαράσταση ενός επιλεγμένου εύρους συχνοτήτων του ήχου που συνήθως περιέχουν μελωδικό περιεχόμενο, με τις εναλλαγές χρωμάτων να απεικονίζουν τα μουσικά γεγονότα. Η διακριτότητα του παλμού δηλώνεται από τη ύπαρξη τονισμών, δηλαδή ακουστικών γεγονότων που ξεχωρίζουν. Στα παραπάνω γραφήματα του ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό, είναι εμφανής η ύπαρξη ενεργειακών εκρήξεων στο χρόνο σε τακτά επαναλαμβανόμενα διαστήματα, καθώς και η ύπαρξη μουσικών γεγονότων (διακυμάνσεις έντασης και συχνότητας), οι οποίες καθιστούν εφικτή την αντίληψη του παλμού. Αντίθετα, στα γραφήματα του ΑΕ χωρίς ευδιάκριτο παλμό δεν υπάρχουν έντονες και τακτικά επαναλαμβανόμενες ενεργειακές εκρήξεις, ενώ τα μουσικά γεγονότα είναι πολύ λιγότερα συγκριτικά με του ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό, καθιστώντας δύσκολη έως ανέφικτη την αντίληψη του παλμού.

3.3.1. Κινητικές δοκιμασίες

Οι συμμετέχουσες αξιολογήθηκαν σε τρεις κινητικές δοκιμασίες (Εικόνα 3.5), οι δύο εκ των οποίων αφορούσαν σε ακούσια και η τρίτη σε εκούσια ταλάντωση του σώματος. Οι δύο δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης ήταν (Α) η ήρεμη όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών, (Β) η ήρεμη όρθια στάση με προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών. με το κυρίαρχο πόδι μπροστά από το μη κυρίαρχο. Η δοκιμασία εκούσιας ταλάντωσης του σώματος ήταν η προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος

από την όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών.

Κάθε μία από τις 3 κινητικές δοκιμασίες πραγματοποιήθηκε σε τρεις συνθήκες ΑΕ: (Α) Χ-ΑΕ, (Β) ΑΕ-ΕΠ και (Γ) ΑΕ-ΧΕΠ. Έγιναν δύο προσπάθειες σε κάθε συνθήκη (Duarte & Freitas, 2010) με διάρκεια καταγραφής 70 δευτερολέπτων στην κάθε μία. Μεταξύ των προσπαθειών υπήρχε διάλειμμα 2 λεπτών. Οι συμμετέχουσες φορούσαν ασύρματα ακουστικά σε όλες τις συνθήκες ΑΕ. Στη συνθήκη Χ-ΑΕ, οι συμμετέχουσες φορούσαν ωτοασπίδες και ακουστικά, έτσι ώστε σε όλες τις

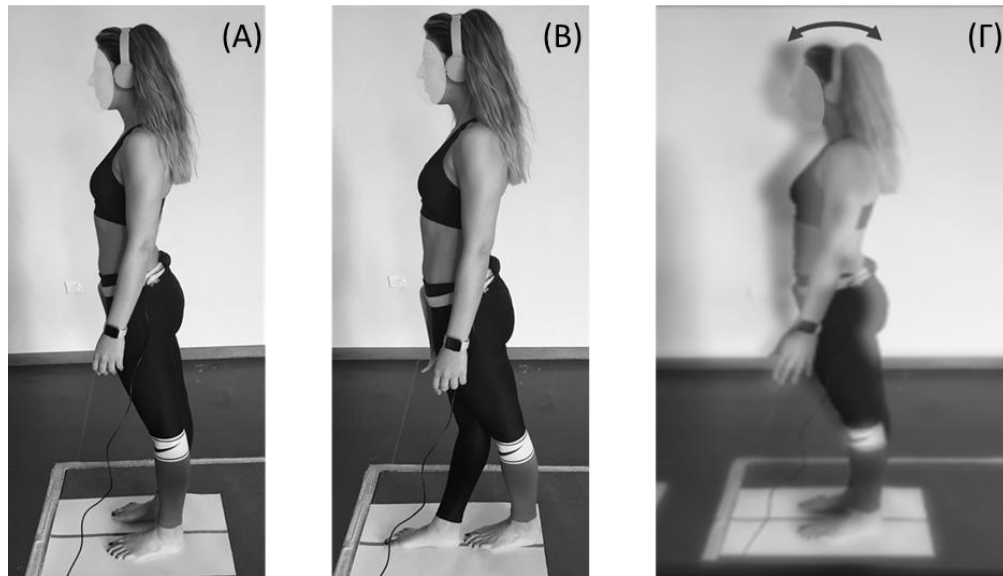
συνθήκες ΑΕ να υπάρχει το ίδιο φορτίο στην κεφαλή, καθώς επίσης για να ελαχιστοποιηθεί τυχόν εξωτερικός θόρυβος.

Η όρθια στάση αποτελεί μία από τις πιο κοινές στάσεις που χρησιμοποιούν οι άνθρωποι για να αλληλεπιδράσουν με το περιβάλλον τους και η μελέτη της ακούσιας ταλάντωσης του σώματος κατά τη διάρκεια διατήρησης της ήρεμης όρθιας στάσης, με παραλλαγές στη βάση στήριξης (τοποθέτηση των ποδιών), αποτελεί τον πιο συνηθισμένο τρόπο αξιολόγησης του ορθοστατικού ελέγχου και της κινητικής σταθερότητας (Duarte & Freitas, 2010; Mancini & Horak, 2010; Alonso et al., 2014). Η αιώρηση ολόκληρου του σώματος από την όρθια στάση ως ανεστραμμένο εκκρεμές, αντιπροσωπεύει ένα είδος σωματικής προσπάθειας που απαιτεί συντονισμό πολλαπλών αρθρώσεων και μυών και σημαντικό έλεγχο της ισορροπίας, καθώς το ΚΜ μετακινείται εκούσια κοντά στα όρια σταθερότητας (Blaszczyk et al., 1993; 2009, Duarte & Zatsiorsky, 2002; Latash et al., 2003). Αποτελεί μια σύνθετη δοκιμασία ελέγχου της κινητικής σταθερότητας, καθώς, εκτός από τη διατήρηση της σταθερότητας, απαιτείται και η κινητική απόδοση (Duarte & Zatsiorsky, 2002; Blaszczyk et al., 2009).

3.4. Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας

Οι συμμετέχουσες προσήλθαν στο χώρο του Εργαστηρίου της Αθλητικής Βιομηχανικής του ΣΕΦΑΑ Αθηνών, με αθλητική περιβολή. Όλη η διαδικασία διήρκεσε περίπου 60 λεπτά για την κάθε συμμετέχουσα. Με την άφιξη στο εργαστήριο, κάθε συμμετέχουσα ενημερώνονταν πλήρως για το σκοπό της μελέτης και τη διαδικασία των μετρήσεων και υπέγραφε

έντυπο συγκατάθεσης για τη συμμετοχή τους. Στη συνέχεια, ακολουθούσε η λήψη του ιατρικού ιστορικού με έμφαση σε προβλήματα όρασης και ακοής καθώς και σε μυοσκελετικές ή νευρολογικές διαταραχές, τα οποία αποτέλεσαν κριτήρια αποκλεισμού, και έλεγχος της ακοής τους. Για την αξιολόγηση της ακοής, κάθε δοκιμαζόμενη φορώντας ακουστικά άκουσε καθαρούς τόνους διαφορετικών συχνοτήτων (Hz) και εντάσεων (dB) που παράγονταν από την εφαρμογή *uHear*. Η συμμετέχουσα είχε λάβει την οδηγία να απαντήσει αν άκουσε ή όχι τον ήχο, με το άμεσο πάτημα ενός κουμπιού. Η δοκιμασία ακοής *uHear* διήρκεσε 5 λεπτά. Στη συνέχεια, έγινε η λήψη των ανθρωπομετρικών δεδομένων για το ΣΑ και τη ΣΜ, χωρίς υποδήματα και με τα ενδύματα τα οποία φορούσαν σε όλη τη διαδικασία μέτρησης. Από τα ανθρωπομετρικά αυτά δεδομένα υπολογίστηκε ο δείκτης μάζας σώματος (ΔΜΣ) μέσω της σχέσης $\Delta\text{Μ}\Sigma = \Sigma\text{Μ} (\text{kg}) / \Sigma\text{Α}^2 (\text{m}^2)$. Η κατηγοριοποίηση του ΔΜΣ έγινε σύμφωνα με τον τις προδιαγραφές του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας (Εικόνα 3.6).



Εικόνα 3.5. Κινητικές δοκιμασίες. Ακούσια ταλάντωση σώματος: Όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών (Α) και Όρθια στάση με προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών (Β). Εκούσια ταλάντωση σώματος: Προσθιοπίσθια αιώρηση σώματος με παράλληλη διάταξη ποδιών (Γ).

ΔΜΣ εύρος (kg/m ²)	Κατηγοριοποίηση
< 18,5	Χαμηλό βάρος
18,5 - 24,9	Φυσιολογικό
25 - 29,9	Υπέρβαρο
> 30	Παχυσαρκία

Εικόνα 3.6. Κατηγοριοποίηση Δείκτη Μάζας Σώματος σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (WHO).

Για τη μέτρηση της ΣΜ, η κάθε δοκιμαζόμενη χωρίς υποδήματα και με τα ενδύματα τα οποία φορούσε σε όλη τη διαδικασία μέτρησης, στάθηκε ακίνητη πάνω στη ζυγαριά, έως ότου να σταθεροποιηθεί η ένδειξη. Για τη μέτρηση του ΣΑ, η δοκιμαζόμενη στάθηκε με τις πτέρνες, την οπίσθια πλευρά της κνήμης, τις ωμοπλάτες και το κεφάλι, να εφάπτονται στην κατακόρυφη επιφάνεια του τοίχου, και με το βλέμμα ευθεία μπροστά και μακριά. Στη συνέχεια, και πριν την έναρξη συλλογής δεδομένων, πραγματοποιήθηκε, η δοκιμασία αντίληψης του παλμού. Οι συμμετέχουσες φορώντας τα ακουστικά, προσπάθησαν να ανιχνεύσουν το μουσικό κτύπο και κατ' επέκταση το τέμπο του κάθε ερεθίσματος. Η

ανίχνευση του κτύπου έγινε μέσω της λεπτής κινητικής δοκιμασίας επιτόπιας κρούσης του δακτύλου (δείκτη) πάνω στην επιφάνεια του δυναμοδαπέδου. Οι συμμετέχουσες, αφού άκουσαν με προσοχή το ΑΕ για 1 λεπτό, κλήθηκαν να εκτελέσουν κρούσεις του δείκτη τους στη συχνότητα των κτύπων κάθε ΑΕ. Η παραγωγή του κινητικού έργου έγινε χωρίς να κοιτούν το δάκτυλό τους έτσι ώστε να αποφευχθεί η οπτική ανατροφοδότηση μέσα από την παρατήρηση της κίνησης του δακτύλου.

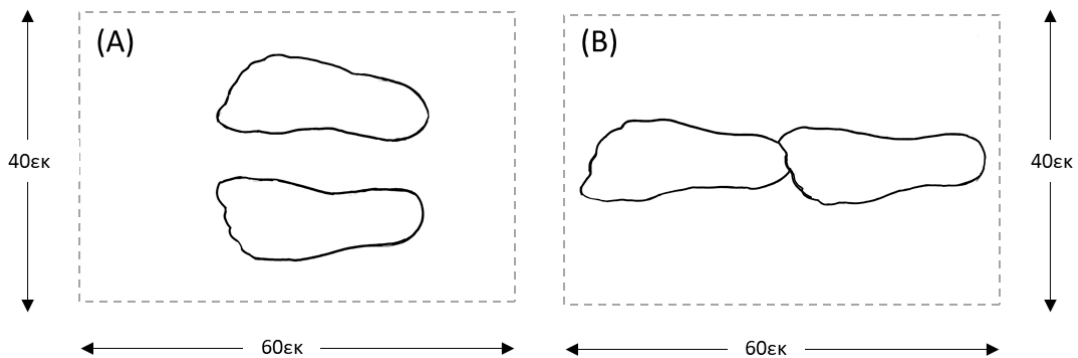
Μετά τη δοκιμασία επιτόπιας κρούσης του δακτύλου για την ανίχνευση του μουσικού κτύπου, δόθηκε χρόνος εξοικείωσης με το χώρο και την πειραματική διαδικασία. Μέσω της ψηλάφησης της σπονδυλικής στήλης εντοπίστηκαν ο 4^{ος} και ο 5^{ος} οσφυϊκός σπόνδυλος (Ο4-Ο5) και τοποθετήθηκε κατάλληλα ο αδρανειακός αισθητήρας, ο οποίος ασφαλίστηκε σε ζώνη έτσι ώστε να μην επιτρέπεται η μετακίνησή του πάνω στο σώμα. Ακολουθήθηκαν οι μετρήσεις των τριών κινητικών δοκιμασιών. Κατά την αξιολόγηση στην ήρεμη όρθια στάση με παράλληλη

διάταξη ποδιών, οι συμμετέχουσες στάθηκαν στο δυναμοδάπεδο σε όρθια στάση επιλέγοντας το προτιμώμενο πλάτος της βάσης στήριξης (προσανατολισμός και απόσταση πελμάτων).

Κατά την αξιολόγηση στην ήρεμη όρθια στάση με προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών, οι συμμετέχουσες στάθηκαν στο δυναμοδάπεδο σε όρθια στάση, με το προτιμώμενο πόδι μπροστά (μετά από δοκιμαστικές προσπάθειες, επιλέχθηκε ως τελική τοποθέτηση αυτή που πλειοψηφούσε). Και στην παράλληλη και στην προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών, οι συμμετέχουσες έλαβαν την οδηγία να μείνουν όσο το δυνατόν περισσότερο σταθερές (ακίνητες), με τα άνω άκρα χαλαρά δίπλα στον κορμό και το βλέμμα ευθεία μπροστά. Διατήρησαν αυτή τη θέση για 70 δευτερόλεπτα. Κατά την αξιολόγηση στη δοκιμασία προσθιοπίσθιας αιώρησης του σώματος από την όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών, ζητήθηκε πάλι από τις συμμετέχουσες να σταθούν στο δυναμοδάπεδο τοποθετώντας τα πόδια τους όπως και στη δοκιμασία της ήρεμης όρθιας στάσης με τα πόδια παράλληλα. Η οδηγία που δόθηκε ήταν να εκτελέσουν μέγιστη προσθιοπίσθια ταλάντωση του σώματος διατηρώντας το σώμα άκαμπτο, με τα άνω άκρα εκτεταμένα δίπλα στο κορμό, και το κεφάλι σε ευθυγράμμιση με τη σπονδυλική στήλη ως φυσική συνέχεια αυτής. Καθ' όλη τη διάρκεια της δοκιμασίας, όλο το πέλμα έπρεπε να βρίσκεται σε επαφή με το δυναμοδάπεδο.

Η είσοδος τους πάνω στο δυναμοδάπεδο γινόταν με οπτικό παράγγελμα. Οι δοκιμαζόμενες εκτέλεσαν δύο προσπάθειες σε κάθε συνθήκη (2 λεπτά διάλειμμα μεταξύ προσπαθειών). Ο αριθμός των προσπαθειών επιλέχθηκε σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, η οποία προτείνει για τη διατήρηση της όρθιας στάσης, δύο έως

τέσσερις προσπάθειες (Duarte et al., 2010). Ο μεγάλος αριθμός προσπαθειών μπορεί να επιφέρει μια μαθησιακή επίδραση (learning effect), η οποία οδηγεί σε προοδευτική μείωση της ορθοστατικής ταλάντωσης. Επίσης, ο μεγάλος αριθμός προσπαθειών μπορεί να οδηγήσει σε κόπωση, και κατά συνέπεια, σε αύξηση της ορθοστατικής ταλάντωσης (Duarte et al., 2010). Προκειμένου να προσδιορισθεί ο κατάλληλος αριθμός για την παρούσα εργασία, πριν την έναρξη των κύριων μετρήσεων, προηγήθηκε πιλοτική μελέτη στην οποία πέντε συμμετέχουσες εκτέλεσαν το πρωτόκολλο μετρήσεων με πέντε προσπάθειες σε κάθε συνθήκη συνδυασμού κινητικής δοκιμασίας και ΑΕ. Υπολογίστηκε ο συντελεστής εσωτερικής συσχέτισης (intraclass correlation coefficient - ICC), των εξαρτημένων μεταβλητών μεταξύ των δύο, τριών, τεσσάρων και πέντε προσπαθειών για κάθε συνθήκη. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι για κάθε κινητική δοκιμασία, για κάθε συνθήκη ΑΕ και για κάθε μεταβλητή, διαφορετικός αριθμός προσπαθειών εμφάνισε τον υψηλότερο συντελεστή εσωτερικής συσχέτισης (οι σχετικοί πίνακες αποτελεσμάτων εσωτερικής συσχέτισης παρατίθενται στο Παράρτημα Δ). Η τελική επιλογή των δύο προσπαθειών έγινε δίνοντας βαρύτητα: (Α) στη δοκιμασία της όρθιας στάσης με παράλληλη διάταξη ποδιών, η οποία αποτελεί τη βασικότερη στάση του ανθρώπου καθώς επίσης και τη βασικότερη δοκιμασία αξιολόγησης της κινητικής σταθερότητας, (Β) στη συνθήκη απουσίας ΑΕ, η οποία είναι πιο φυσική και καθημερινή συνθήκη συγκριτικά με την ακρόαση ΑΕ, και (Γ) στις μεταβλητές της διαδρομής του ΚΠ και το εμβαδόν της περιοχής έλλειψης που ορίζει η διαδρομή του ΚΠ, οι οποίες θεωρούνται ως βασικές μεταβλητές στην παρούσα μελέτη, με κριτήριο και την



Εικόνα 3.7. Ενδεικτικά αποτυπώματα πελμάτων σε χαρτόνι με διαστάσεις ίδιες με αυτές του δυναμοδαπέδου (40 x 60 εκ.), στις δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης του σώματος κατά τη όρθια στάση με τα πόδια σε παράλληλη (Α) και σε προσθιοπίσθια (Β) διάταξη.

τρέχουσα βιβλιογραφία. Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω κριτήρια, οι δύο προσπάθειες ήταν αυτές που εκτιμήθηκαν να εμφανίζουν καλή έως υψηλή εσωτερική αξιοπιστία ($ICC > 0.75$).

Σε όλες τις προσπάθειες, οι συμμετέχουσες είχαν την εντολή να τοποθετούν τα πέλματα τους στη θέση που είχαν στην 1^η από αυτές. Για να είναι εφικτό αυτό, σε κάθε 1^η προσπάθεια σχεδιάστηκε το αποτύπωμα των πελμάτων σε ένα χαρτόνι το οποίο ήταν τοποθετημένο σταθερά πάνω στο δυναμοδαπέδο και με διαστάσεις ίδιες με αυτές του δυναμοδαπέδου (Εικόνα 3.7). Σε κάθε επαναληπτική προσπάθεια γινόταν έλεγχος της ορθής τοποθέτησης των ποδιών σύμφωνα με το αποτυπωμένο περίγραμμα της επιφάνειας στήριξης. Όλες οι δοκιμασίες πραγματοποιήθηκαν χωρίς υποδήματα, ώστε να αποφευχθεί η επίδραση διαφορετικών υποδημάτων.

Για την ελαχιστοποίηση της επίδρασης της εξάσκησης ή/και της κόπωσης, έγινε τυχαιοποίηση της σειράς των πειραματικών συνθηκών. Για το σκοπό αυτό καταγράφηκαν οι πιθανοί διαφορετικοί συνδυασμοί κινητικής δοκιμασίας και ΑΕ (σύνολο = 36). Σε κάθε δοκιμαζόμενη επιλέχθηκε τυχαία διαφορετική σειρά συνδυασμού

σύμφωνα με την οποία πραγματοποιούνταν οι προσπάθειες καταγραφής των κινητικών και των κινηματικών δεδομένων.

Η έναρξη της καταγραφής των κινητικών και των κινηματικών δεδομένων γινόταν ταυτόχρονα για την δυναμογράφηση και την επιταχυνσιομέτρηση, αφού η δοκιμαζόμενη είχε λάβει την απαραίτητη θέση επάνω στο δυναμοδαπέδο και είχε σταθεροποιηθεί. Η χρονική διάρκεια και η συχνότητα της δειγματοληψίας ήταν 70 δευτερόλεπτα και 100 Hz αντίστοιχα, και για τη δυναμογράφηση και για την επιταχυνσιομέτρηση. Η διάρκεια συλλογής δεδομένων των 70 δευτερολέπτων επιλέχθηκε καθώς η βιβλιογραφία αναφέρει πως η επίδραση του ΑΕ στην κινητική σταθερότητα δεν εντοπίζεται όταν η διάρκεια μέτρησης είναι μικρότερη από 20-30 δευτερόλεπτα (Park et al., 2011). Μια διάρκεια καταγραφής μικρότερη από 60 δευτερόλεπτα στην ήρεμη όρθια στάση, μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένα συμπεράσματα λόγω της μεγάλης

μεταβλητότητας και της απουσίας σταθερότητας του σήματος (Duarte et al., 2010). Μετά την ολοκλήρωση των πειραματικών μετρήσεων, οι συμμετέχουσες κλήθηκαν να

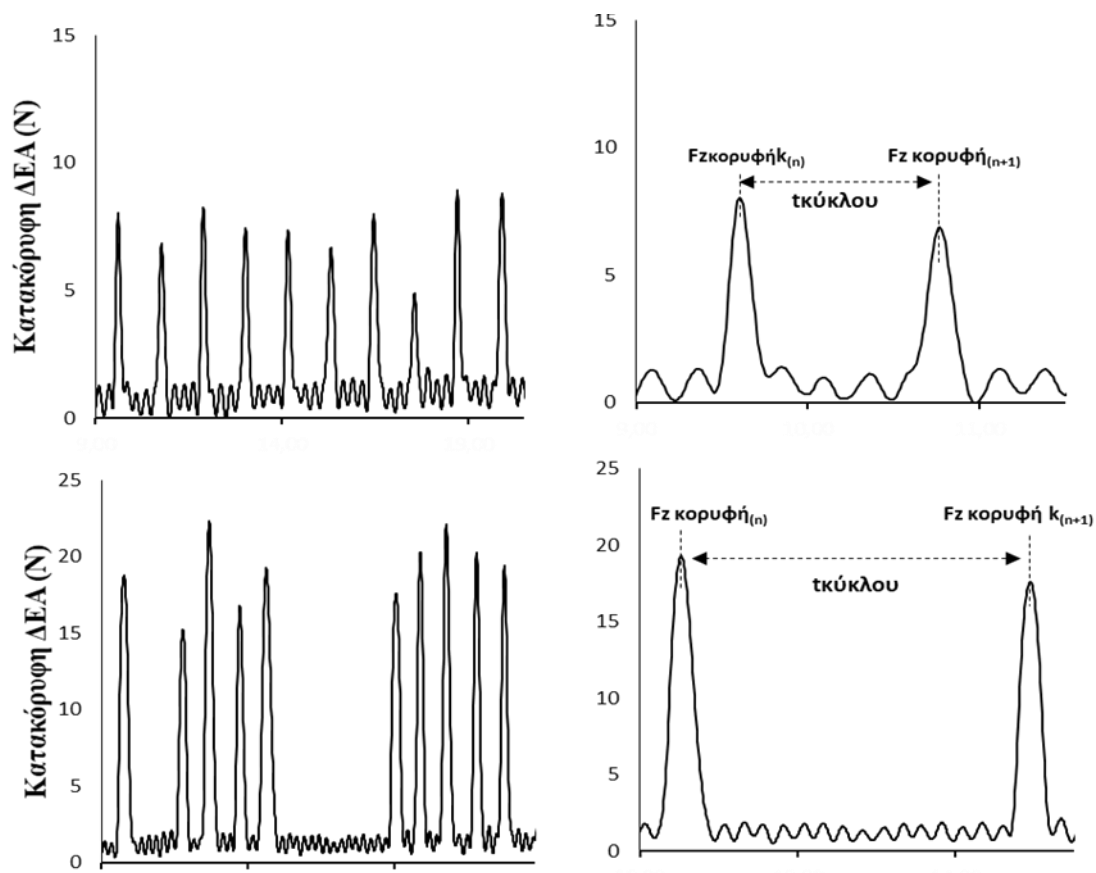
αξιολογήσουν τα ΑΕ μέσω ενός ερωτηματολογίου (6) ερωτήσεων. Οι ερωτήσεις αφορούσαν σε μουσικά χαρακτηριστικά των ερεθισμάτων, καθώς και σε παρακινητικές και ψυχο-συναισθηματικές επιδράσεις (Δείτε ερωτηματολόγιο στο Παράρτημα Β3).

3.5. Επεξεργασία και εξαγωγή μεταβλητών σταθερότητας

3.5.1. Μεταβλητές αξιολόγησης ικανότητας παλμικής αντίληψης

Η επεξεργασία των πρωτογενών δεδομένων της δυναμογράφησης για την κινητική δοκιμασία της επιτόπιας κρούσης του δακτύλου έγινε μέσω του λογισμικού BioWare® Data Acquisition and Analysis (2812A1 έκδοση 5.3.0.7) της Kistler. Η επεξεργασία των δεδομένων περιλάμβανε την επιλογή 10 αντιπροσωπευτικών κύκλων κίνησης, με κριτήριο τις διαδοχικές κορυφώσεις της κατακόρυφης δύναμης εδαφικής αντίδρασης (Fz) (Εικόνα 3.8).

Στη συνέχεια, για κάθε έναν κύκλο υπολογίστηκε (α) η διάρκεια κύκλου (tcycle) και η συχνότητα κίνησης εκφρασμένη σε κύκλους/δευτερόλεπτο (Hz) και σε κύκλους/λεπτό (bpm), και ύστερα υπολογίστηκε η μέση τιμή 10 διαδοχικών κύκλων κίνησης και ο ατομικός συντελεστής μεταβλητότητας (CVi) για κάθε μία μεταβλητή αξιολόγησης της αντίληψης του παλμού. Επίσης, υπολογίστηκε η σχετικοποιημένη συχνότητα κίνησης ως προς τη συχνότητα των μουσικών κτύπων εκφρασμένη ως ποσοστό (% bpm AE) και εξετάστηκε κατά πόσο αποκλίνει από το 100%, δηλαδή την απόλυτη αντίληψη και διατήρηση της συχνότητας του παλμού του μουσικού ΑΕ.



Εικόνα 3.8. Σχηματική απεικόνιση ενδεικτικών δυναμογραφικών καμπυλών 10 διαδοχικών κύκλων κίνησης (αριστερά) και του τρόπου προσδιορισμού του κύκλου κίνησης (δεξιά), για το ακουστικό ερέθισμα με ευδιάκριτο παλμό (πάνω) και το ακουστικό ερέθισμα χωρίς ευδιάκριτο παλμό (κάτω), στη δοκιμασία επιτόπιας κρούσης του δακτύλου. Η επιλογή του αντιπροσωπευτικού κύκλου της κινητικής δοκιμασίας επιτόπιας κρούσης του δακτύλου (κύκλου) έγινε με βάση τις διαδοχικές μέγιστες τιμές ($Fz_{κορυφή(n)}$ - $Fz_{κορυφή(n+1)}$) της κατακόρυφης Δύναμης Εδαφικής Αντίδρασης (ΔΕΑ).

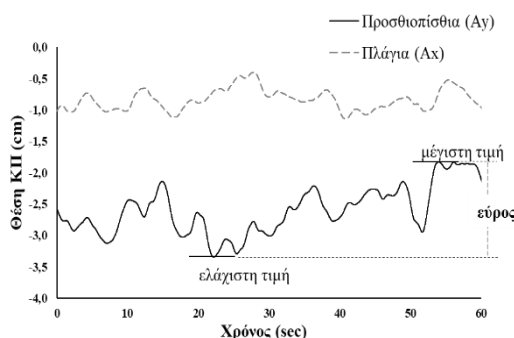
3.5.2. Κινητικές μεταβλητές σταθερότητας – κέντρο πίεσης

Η επεξεργασία των πρωτογενών δεδομένων της δυναμογράφησης έγινε μέσω του λογισμικού BioWare® Data Acquisition and Analysis (2812A1 έκδοση 5.3.0.7) της Kistler. Το πρώτο βήμα στην ανάλυση των κυματομορφών του ΚΠ ήταν η εφαρμογή φίλτρου χαμηλής διέλευσης (Low Pass Filter) με συχνότητα αποκοπής (cutoff frequency) 10 Hz. Στην παρούσα εργασία το βασικό σήμα της διαδρομής του ΚΠ περιείχε συχνότητες κάτω από 10 Hz. Στη συνέχεια αφαιρέθηκαν τα 5 πρώτα και τα 5 τελευταία δευτερόλεπτα του σήματος

(μεταβατική περίοδος εισαγωγής και τελική περίοδος) ώστε να σταθεροποιηθεί το σήμα καταγραφής, και χρησιμοποιήθηκαν τα ενδιάμεσα 60 δευτερόλεπτα για την ανάλυση και την εξαγωγή των κινητικών μεταβλητών του ΚΠ. Οι κινητικές μεταβλητές, οι οποίες εισήχθησαν στη στατιστική ανάλυση, αναλύονται παρακάτω για κάθε κινητική δοκιμασία.

Δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης – όρθια στάση: Για τις δοκιμασίες διατήρησης της όρθιας στάσης με τα πόδια σε παράλληλη και σε προσθιοπίσθια διάταξη υπολογίσθηκαν:

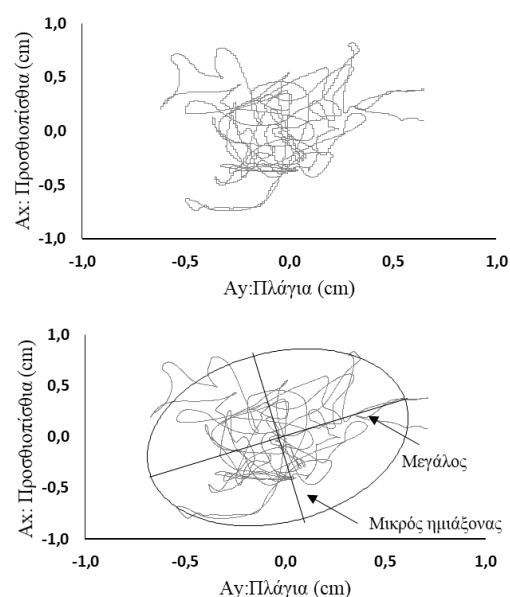
η διαδρομή (cm), η ταχύτητα (cm/s), το εύρος μετατόπισης (cm) και η μεταβλητότητα του ΚΠ, στην προσθιοπίσθια (Ay) και στην πλάγια (Ax) διεύθυνση. Συγκεκριμένα, η συνολική διαδρομή (cm) του ΚΠ υπολογίστηκε από το άθροισμα των διαδοχικών μετατοπίσεων ανά διαδοχικά χρονικά διαστήματα dt ($dt = 1 / 100$, όπου 100Hz η συχνότητα δειγματοληψίας), για το σύνολο των 60 δευτερολέπτων καταγραφής δεδομένων. Η ταχύτητα (cm/s) υπολογίστηκε από τον λόγο της συνολικής διαδρομής του ΚΠ προς τον αντίστοιχο χρόνο. Το εύρος μετατόπισης (cm) υπολογίστηκε από την απόλυτη διαφορά μεταξύ της μεγαλύτερης και μικρότερης τιμής των μετατοπίσεων του κέντρου πίεσης (Εικόνα 3.9).



Εικόνα 3.9. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με πόδια σε παράλληλη διάταξη
Ενδεικτικές κυματομορφές του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια (μαύρη γραμμή) και στην πλάγια (γκρι διακεκομμένη γραμμή) διεύθυνση. Στο σχήμα απεικονίζεται ο τρόπος προσδιορισμού του εύρους μετατόπισης, το οποίο υπολογίστηκε από την απόλυτη διαφορά μεταξύ της μεγαλύτερης και μικρότερης τιμής των μετατοπίσεων του ΚΠ, όπως φαίνεται ενδεικτικά στην κυματομορφή στην προσθιοπίσθια διεύθυνση.

Η μεταβλητότητα του ΚΠ υπολογίστηκε από το λόγο της τυπικής απόκλισης προς τη μέση τιμή των προσθιοπίσθιων και πλάγιων συντεταγμένων της θέσης του ΚΠ. Επίσης, έγινε συναρτησιακή προσαρμογή

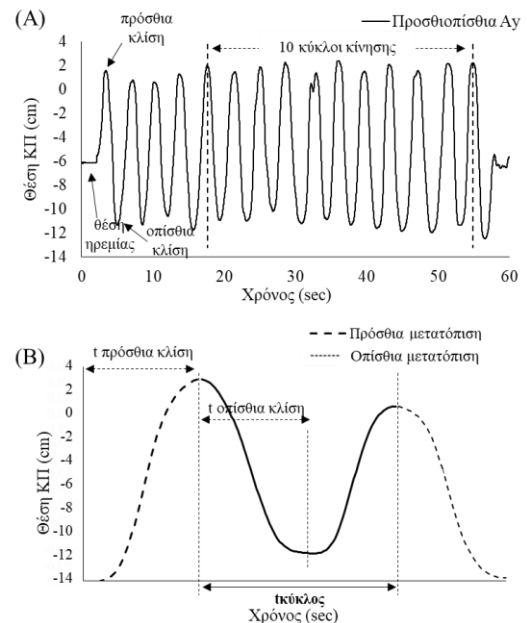
της διαδρομής του ΚΠ σε συνάρτηση έλλειψης (Εικόνα 3.10-ΠΑΝΩ). Από τη συναρτησιακή προσαρμογή χρησιμοποιήθηκαν ως μεταβλητές στατιστικής ανάλυσης το εμβαδόν της έλλειψης (με διάστημα εμπιστοσύνης 95%), καθώς και ο μικρός και ο μεγάλος ημιάξονας της (Εικόνα 3.10-ΚΑΤΩ). Για κάθε μεταβλητή υπολογίστηκε η μέση τιμή των δύο προσπαθειών σε κάθε συνθήκη.



Εικόνα 3.10. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με πόδια σε παράλληλη διάταξη
Ενδεικτική σχηματική απεικόνιση της συνισταμένης διαδρομής του κέντρου πίεσης (ΠΑΝΩ) και συναρτησιακή προσαρμογή της σε συνάρτηση έλλειψης με διάστημα εμπιστοσύνης 95% (ΚΑΤΩ). Με τα βέλη απεικονίζονται ο μικρός και ο μεγάλος ημιάξονας της έλλειψης.

Δοκιμασία εκούσιας ταλάντωσης – προσθιοπίσθια αιώρηση: Για τη δοκιμασία προσθιοπίσθιας αιώρησης του σώματος υπολογίστηκαν οι κινητικές μεταβλητές του ΚΠ: διαδρομή (cm), ταχύτητα (cm/s), εύρος μετατόπισης (cm) στην προσθιοπίσθια και στην πλάγια διεύθυνση, μέγιστη μετατόπιση (cm), στην πρόσθια και στην οπίσθια κατεύθυνση, και οι χρονικές μεταβλητές

της διάρκειας του κύκλου κίνησης (κύκλου) και της συχνότητας κίνησης εκφρασμένης σε κύκλους/δευτερόλεπτο (Hz) και σε κύκλους/λεπτό (bpm). Ο τρόπος υπολογισμού της διαδρομής, της ταχύτητας και του εύρους μετατόπισης του ΚΠ ήταν αντίστοιχος με αυτόν που περιγράφηκε στην δοκιμασία της ακούσιας ταλάντωσης. Η μέγιστη μετατόπιση του ΚΠ υπολογίστηκε από τη διαφορά της μέσης τιμής σε θέση ηρεμίας και της μέγιστης τιμής σε κάθε θέση πρόσθιας και οπίσθιας κλίσης του σώματος. Υπολογίστηκε η μέση τιμή των 10 μέγιστων διαδοχικών μετατοπίσεων του ΚΠ στην πρόσθια και οπίσθια κατεύθυνση. (Εικόνα 3.11-(Α)). Η διάρκεια του κύκλου κίνησης υπολογίστηκε από την κυματομορφή του ΚΠ στην προσθιοπίσθια διεύθυνση για το σύνολο 10 διαδοχικών κύκλων κίνησης για κάθε δοκιμαζόμενη. Ως κύκλος κίνησης ορίστηκε το διάστημα μεταξύ δύο πρόσθιων μετατοπίσεων (Εικόνα 3.11-(Β)). Κατά την επιλογή των 10 κύκλων κίνησης, αφαιρέθηκαν οι 5 πρώτοι κύκλοι, έτσι ώστε να αποφευχθεί η επίδραση του χρόνου προσαρμογής στην κινητική δοκιμασία. Υπολογίστηκε η μέση τιμή των 10 διαρκειών κύκλων κίνησης. Η συχνότητα κίνησης υπολογίστηκε από την σχέση: $f = \frac{1}{T}$, όπου T είναι η διάρκεια κύκλου κίνησης (κύκλου). Όπως και στις δοκιμασίες της ακούσιας ταλάντωσης, έτσι και στη δοκιμασία της εκούσιας ταλάντωσης έγινε συναρτησιακή προσαρμογή της διαδρομής του κέντρου πίεσης σε συνάρτηση έλλειψης. Από τη συναρτησιακή προσαρμογή χρησιμοποιήθηκαν ως μεταβλητές στατιστικής ανάλυσης το εμβαδόν της έλλειψης (με διάστημα εμπιστοσύνης 95%), καθώς και ο μικρός και ο μεγάλος ημιάξονας της. Για κάθε μεταβλητή υπολογίστηκε η μέση τιμή των δύο προσπαθειών σε κάθε συνθήκη.

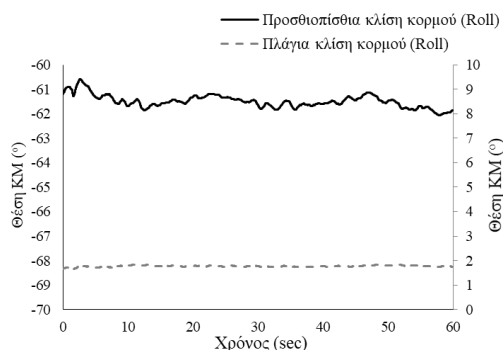


Εικόνα 3.11. Εκούσια ταλάντωση - Προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος
Ενδεικτική κυματομορφή του ΚΠ στην προσθιοπίσθια διεύθυνση (ΠΑΝΩ). Με βέλος σημειώνεται η θέση και η κατεύθυνση της κλίσης του σώματος. Επίσης, απεικονίζεται η επιλογή 10 διαδοχικών κύκλων. Σχηματική απεικόνιση τρόπου προσδιορισμού του κύκλου κίνησης (ΚΑΤΩ).

3.5.3.Κινηματικές μεταβλητές σταθερότητας – κέντρο μάζας

Η επεξεργασία των δεδομένων του αδρανειακού αισθητήρα έγινε με χρήση του λογισμικού MatLab (έκδοση 2018a). Το πρώτο βήμα στην ανάλυση των κινηματικών δεδομένων του ΚΜ ήταν η εφαρμογή φίλτρου χαμηλής διέλευσης (Low Pass Filter Butterworth) με συχνότητα αποκοπής (cutoff frequency) 10Hz. Στη συνέχεια αφαιρέθηκαν τα 5 πρώτα και τα 5 τελευταία δευτερόλεπτα του σήματος και χρησιμοποιήθηκαν τα ενδιάμεσα 60 δευτερόλεπτα για την ανάλυση και την εξαγωγή των κινηματικών μεταβλητών του ΚΜ. Οι κινητικές μεταβλητές, οι οποίες εισήχθησαν στη στατιστική ανάλυση, αναλύονται παρακάτω για κάθε κινητική δοκιμασία.

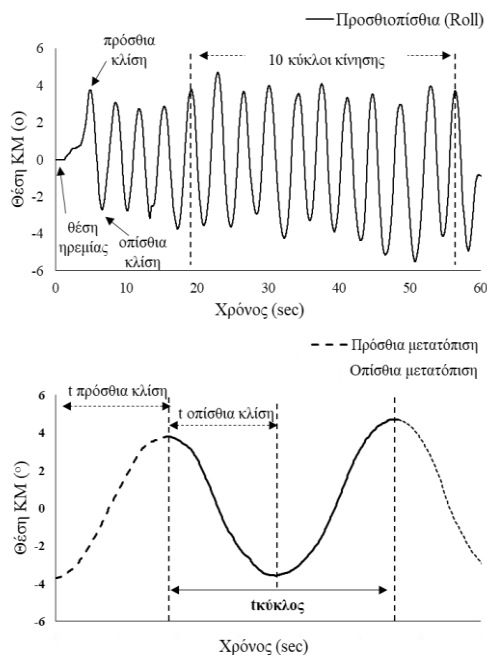
Δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης – όρθια στάση: Για τις δοκιμασίες διατήρησης της όρθιας στάσης με τα πόδια σε παράλληλη και σε προσθιοπίσθια διάταξη υπολογίσθηκαν η γωνιακή διαδρομή ($^{\circ}$) και η μέση γωνιακή μετατόπιση ($^{\circ}$) του ΚΜ στην προσθιοπίσθια (Roll) και στην πλάγια (Pitch) διεύθυνση (Εικόνα 3.12). Συγκεκριμένα, η συνολική γωνιακή διαδρομή ($^{\circ}$) του ΚΜ υπολογίσθηκε από το άθροισμα των διαδοχικών γωνιακών μετατοπίσεων ανά διαδοχικά χρονικά διαστήματα ($dt = 1 / 100$, όπου 100Hz η συχνότητα δειγματοληψίας), για το σύνολο των 60 δευτερολέπτων καταγραφής δεδομένων. Η μέση γωνιακή μετατόπιση υπολογίσθηκε από το σύνολο των γωνιακών μετατοπίσεων στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, αντίστοιχα.



Εικόνα 3.12. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με πόδια σε παράλληλη διάταξη
Ενδεικτικές κυματομορφές του ΚΜ στην προσθιοπίσθια (μαύρη γραμμή) και στην πλάγια (γκρι διακεκομμένη γραμμή) διεύθυνση.

Δοκιμασία εκούσιας ταλάντωσης – προσθιοπίσθια αιώρηση: Για τη δοκιμασία της προσθιοπίσθιας αιώρησης του σώματος υπολογίσθηκαν η κινηματική μεταβλητή του ΚΜ: μέγιστη γωνιακή μετατόπιση ($^{\circ}$) του ΚΜ στην πρόσθια και στην οπίσθια κατεύθυνση, και οι χρονικές μεταβλητές της διάρκειας του κύκλου κίνησης (κύκλου) και της συχνότητας κίνησης εκφρασμένης σε

κύκλους/δευτερόλεπτο (Hz) και σε κύκλους/λεπτό (bpm). Ειδικότερα, η μέγιστη μετατόπιση του ΚΜ υπολογίσθηκε από τη διαφορά της μέσης τιμής σε θέση ηρεμίας και της μέγιστης τιμής σε κάθε θέση πρόσθιας και οπίσθια κλίσης του σώματος. Υπολογίσθηκε η μέση τιμή των 10 μέγιστων διαδοχικών μετατοπίσεων του ΚΜ στην πρόσθια και οπίσθια κατεύθυνση (Εικόνα 3.13-ΠΑΝΩ). Η διάρκεια του κύκλου κίνησης υπολογίσθηκε από την κυματομορφή της γωνιακής μετατόπισης του ΚΜ στην προσθιοπίσθια διεύθυνση για το σύνολο 10 διαδοχικών κύκλων κίνησης για κάθε δοκιμαζόμενη (Εικόνα 3.13-ΚΑΤΩ). Ως κύκλος κίνησης ορίστηκε το διάστημα μεταξύ δύο πρόσθιων μετατοπίσεων. Οι κύκλοι κίνησης που επιλέχθηκαν ήταν οι αντίστοιχοι κύκλοι που επιλέχθηκαν από τις αντίστοιχες κυματομορφές του ΚΠ. Η συχνότητα κίνησης, υπολογίσθηκε από την σχέση: $f = \frac{1}{T}$, όπου T είναι η διάρκεια κύκλου κίνησης (κύκλου). Για κάθε μεταβλητή υπολογίσθηκε η μέση τιμή των δύο προσπαθειών σε κάθε συνθήκη.



Εικόνα 3.13. Εκούσια ταλάντωση - Προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος
Ενδεικτική κυματομορφή του ΚΜ στην προσθιοπίσθια διεύθυνση (ΠΑΝΩ). Με βέλος σημειώνεται η θέση και η κατεύθυνση της κλίσης του σώματος. Επίσης, απεικονίζεται η επιλογή 10 διαδοχικών κύκλων. Σχηματική απεικόνιση τρόπου προσδιορισμού του κύκλου κίνησης (ΚΑΤΩ).

3.6. Στατιστική ανάλυση

Για την ανάλυση των δεδομένων αρχικά, χρησιμοποιήθηκαν δείκτες περιγραφικής στατιστικής (μέσες τιμές (mean), τυπικές αποκλίσεις (SD) και συντελεστές μεταβλητότητας (CV) εκφρασμένο ως ποσοστό (%)), για τα χαρακτηριστικά των συμμετεχουσών καθώς και των μεταβλητών που μελετήθηκαν.

Σε κάθε μία δοκιμασία ξεχωριστά, εφαρμόστηκε μονοπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (Repeated Measures) για τον έλεγχο της επίδρασης του ΑΕ στις κινητικές μεταβλητές του ΚΠ και τις κινηματικές μεταβλητές του ΚΜ με ανεξάρτητη μεταβλητή το ΑΕ με 3 επίπεδα (X-AE,

ΑΕ-ΕΠ και, ΑΕ-ΧΕΠ). Εξετάσθηκαν και οι ενδοζευγικές συγκρίσεις (διόρθωση Bonferroni) μεταξύ των συνθηκών ΑΕ, για τον έλεγχο της επίδρασης της παρουσίας μουσικού ΑΕ (σύγκριση συνθήκης X-AE με κάθε μία από τις συνθήκες παρουσίας ΑΕ), καθώς και της επίδρασης της διακριτότητας του μουσικού παλμού (σύγκριση μεταξύ ΑΕ-ΕΠ και ΑΕ-ΧΕΠ) στις κινητικές μεταβλητές του ΚΠ. Για τις στατιστικές αναλύσεις χρησιμοποιήθηκε το SPSS version 24.0 (IBM statistics) με αποδεκτό επίπεδο σημαντικότητας $p \leq 0.05$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

4.1. Χαρακτηριστικά των δοκιμαζομένων

Στον Πίνακα 4.1. απεικονίζονται οι περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες

(μέση τιμή, τυπική απόκλιση και συντελεστής μεταβλητότητας) των χαρακτηριστικών των συμμετεχουσών.

Τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά εμφανίζουν χαμηλή μεταβλητότητα ($< 10\%$) με ιδιαίτερα χαμηλή μεταβλητότητα (2,27%) στο ΣΑ.

Πίνακας 4.1. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας (CV) των χαρακτηριστικών του ερευνητικού δείγματος.

Χαρακτηριστικά	Mean	SD	CV (%)
Ηλικία (Έτη)	23,72	2,25	9,49
Σωματική Μάζα (Kg)	59,50	5,76	9,68
Σωματικό Ανάστημα (m)	1,68	0,04	2,27
Δείκτης Μάζας Σώματος	21,17	2,00	9,44

4.2. Ικανότητα αντίληψης του παλμού

Στον Πίνακα 4.2. παρουσιάζονται οι περιγραφικοί δείκτες (μέσες τιμές, τυπικές αποκλίσεις και συντελεστές μεταβλητότητας) των μεταβλητών αξιολόγησης της ικανότητας αντίληψης του παλμού. Στο Γράφημα 4.1. αναπαρίστανται οι μέσες τιμές της σχετικοποιημένης συχνότητας κίνησης ως προς τη συχνότητα των μουσικών κτύπων, για τους 10 διαδοχικούς κύκλους κίνησης κάθε δοκιμαζόμενης. Η μέση σχετικοποιημένη συχνότητα κίνησης ως προς τη συχνότητα των μουσικών κτύπων, και εκφρασμένη ως ποσοστό (%), για το ΑΕ-ΕΠ ήταν 101% με στατιστικά μη σημαντική απόκλιση από το 100% ($p = 0.22$), ενώ για το ΑΕ-ΧΕΠ ήταν 86,12% με στατιστικά σημαντική απόκλιση από το 100% ($p = 0.01$). Τα αποτελέσματα αυτά δηλώνουν πως οι συμμετέχουσες ήταν σε θέση να συγχρονίσουν την κρούση του δακτύλου τους στη μουσική συχνότητα που επιβλήθηκε από το ΑΕ-ΕΠ, ενώ αντίθετα

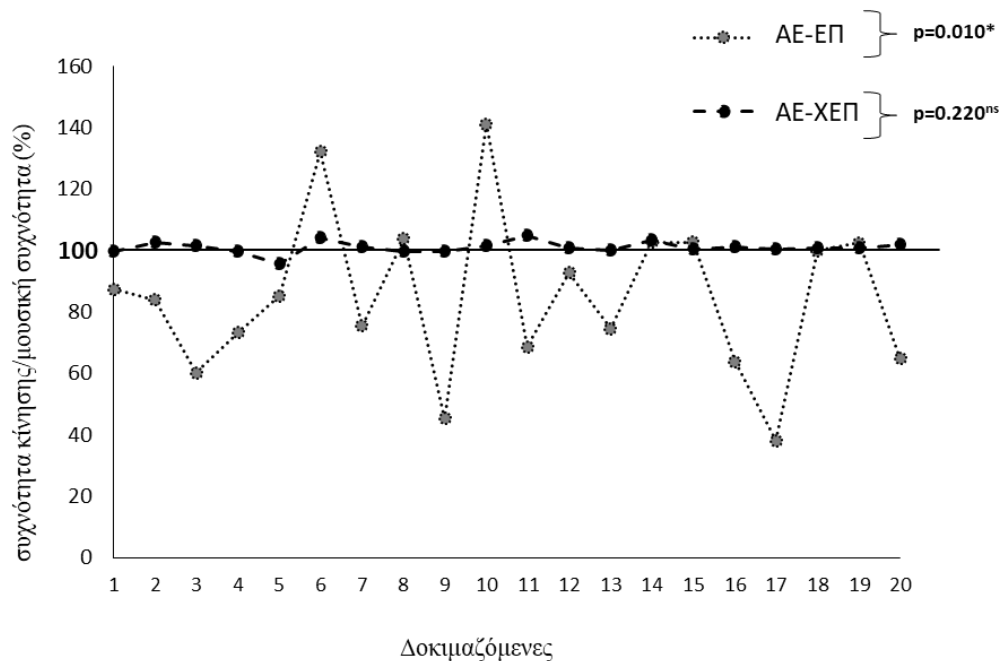
δεν μπορούσαν εκτελέσουν την κρούση σύμφωνα με τη μουσική συχνότητα που επιβλήθηκε από το ΑΕ-ΧΕΠ.

4.3. Αξιολόγηση ακουστικών ερεθισμάτων

Στο Γράφημα 4.2. παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του ερωτηματολογίου αξιολόγησης των ΑΕ. Οι συμμετέχουσες εκδήλωσαν μεγαλύτερη αρέσκεια για το ΑΕ-ΕΠ συγκριτικά με το ΑΕ-ΧΕΠ. Επίσης, δήλωσαν πως το ΑΕ-ΕΠ είχε πολύ έως πάρα πολύ ευδιάκριτο κτύπο και παρακινούσε για κίνηση, ενώ για το ΑΕ-ΧΕΠ δήλωσαν πως είχε λίγο έως καθόλου ευδιάκριτο κτύπο και δεν παρακινούσε για κίνηση. Ωστόσο, και για τα δύο ΑΕ, δήλωσαν πως είχαν από μικρή έως καθόλου επίδραση στην κινητική σταθερότητα και προκαλούσαν μικρή διάσπαση προσοχής κατά τη διάρκεια όλων των δοκιμασιών.

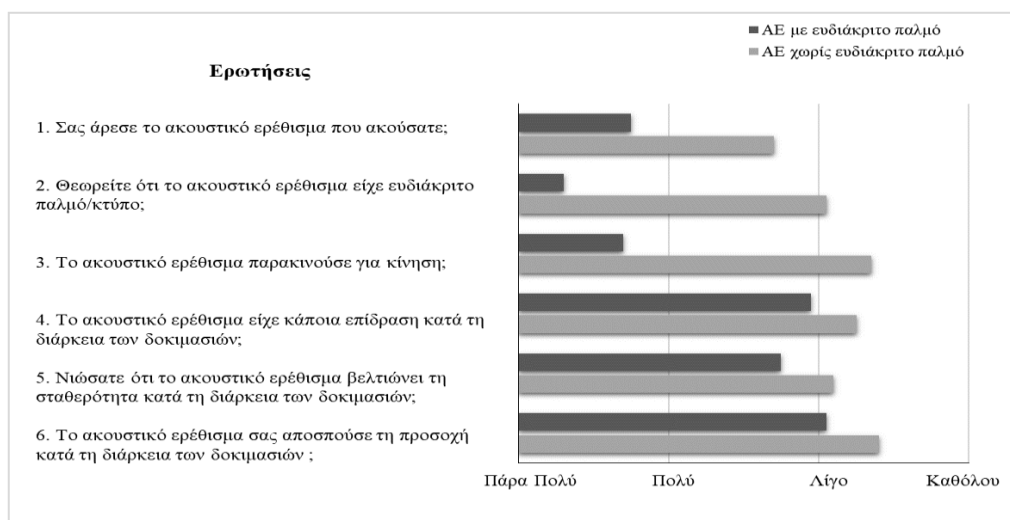
Πίνακας 4.2. Κρούση δακτύλου Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες (μέση τιμή: *Mean*, τυπική απόκλιση: *SD* και συντελεστής μεταβλητότητας: *CV(%)*, για τις μεταβλητές αντίληψης του παλμού μέσω της δοκιμασίας κρούσης του δακτύλου

Μεταβλητές	ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό			ΑΕ χωρίς ευδιάκριτο παλμό		
	Mean	SD	CV (%)	Mean	SD	CV (%)
Κύκλος κίνησης						
Διάρκεια (sec)	0,57	0,01	2,56	1,57	0,61	39,06
Ατομικός CV (%)	8,35	4,28	51,31	42,29	24,59	58,14
Συχνότητα κίνησης						
(Hz)	1,77	0,07	3,96	0,86	0,26	30,15
(bpm)	105,46	2,76	2,62	51,67	15,58	30,15
(% bpm AE)	101	4	4,11	86,12	25,97	30,15
Ατομικός CV (%)	9,24	7,60	82,31	38,48	23,76	61,75
Κύκλος μουσικών κτύπων						
Διάρκεια (sec)		0,57			1,00	
Συχνότητα (bpm)		105,00			60,00	



Γράφημα 4.1. Γραφική απεικόνιση των μέσων τιμών του ποσοστιαίου λόγου της συχνότητας κίνησης ως προς τη συχνότητα των μουσικών κτύπων κάθε δοκιμαζόμενης, για τα δύο ΑΕ (ΑΕ-ΕΠ: μαύρη - με παύλες-διάστικτη γραμμή, και ΑΕ-ΧΕΠ μαύρη -με κουκκίδες- διάστικτη γραμμή). Η μαύρη γραμμή στο 100% της κλίμακας δηλώνει την μηδενική απόκλιση της συχνότητας κίνησης από τη μουσική συχνότητα.

* σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p \leq 0.05$). ns μη σημαντική διαφορά μεταξύ του λόγου και του 100% ($p < 0.05$).



Γράφημα 4.2. Απαντήσεις ερωτηματολογίου αξιολόγησης ΑΕ.

4.4. Κινητικές μεταβλητές σταθερότητας – κέντρο πίεσης

4.4.1. Δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης

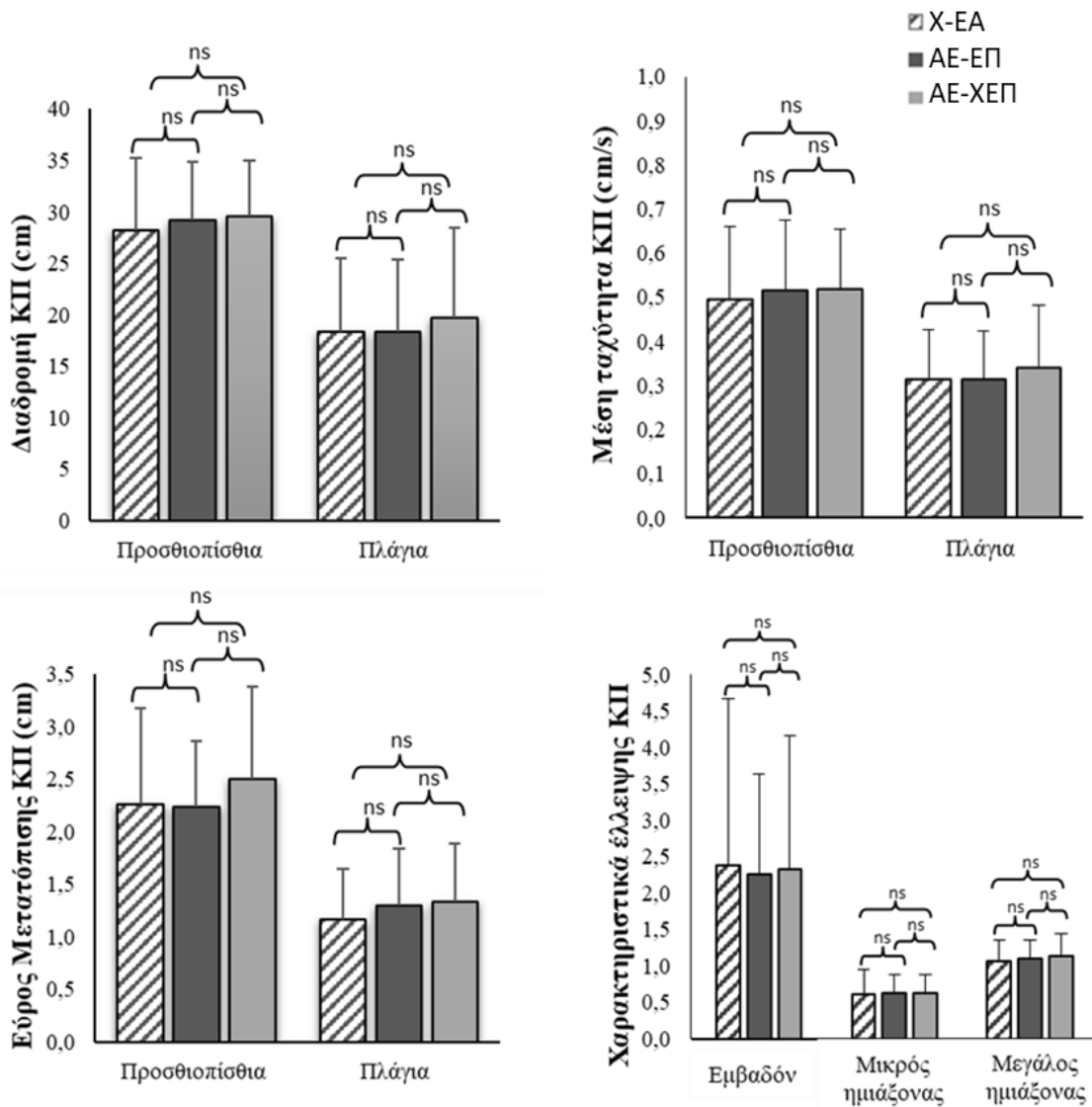
Στην ακούσια ταλάντωση, οι μεταβλητές της διαδρομής, της ταχύτητας και του εύρους μετατόπισης του ΚΠ, παρουσίασαν μια μικρή αύξηση στις δύο συνθήκες ΑΕ συγκριτικά με τη συνθήκη Χ-ΑΕ, χωρίς σημαντική επίδραση, ούτε του ΑΕ, ούτε της διακριτότητας του μουσικού παλμού (Γράφημα 4.3. και 4.4), τόσο για την παράλληλη διάταξη ποδιών (διαδρομή ΚΠ: $F = 1.34$, $p = 0.28$ και $F = 0.82$, $p = 0.40$, ταχύτητα ΚΠ: $F = 1.39$, $p = 0.26$ και $F = 1.07$, $p = 0.34$, εύρος μετατόπισης: $F = 1.19$, $p = 0.32$ και $F = 1.79$, $p = 0.18$, στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, αντίστοιχα), όσο και για την προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών (διαδρομή: $F = 0.52$, $p = 0.60$ και $F = 2.69$, $p = 0.08$, ταχύτητα: $F = 2.70$, $p = 0.08$ και $F = 0.55$, $p = 0.58$, εύρος μετατόπισης: $F = 0.22$, $p = 0.80$ και $F = 1.00$, $p = 0.35$, στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, αντίστοιχα).

Ειδικότερα για τη μεταβλητότητα της διαδρομής του ΚΠ και στις δύο διατάξεις ποδιών (παράλληλη, προσθιοπίσθια αντίστοιχα), βρέθηκε μικρή αλλά μη σημαντική αύξηση, τόσο στην προσθιοπίσθια ($F = 0.61$, $p = 0.48$, $F = 2.98$, $p = 0.08$) όσο και στην πλάγια διεύθυνση ($F = 2.68$, $p = 0.10$), με εξαίρεση τη μείωση, επίσης μη σημαντική, στη πλάγια διεύθυνση κατά την παράλληλη διάταξη ποδιών ($F = 0.03$, $p = 0.97$) (Γράφημα 4.5.)

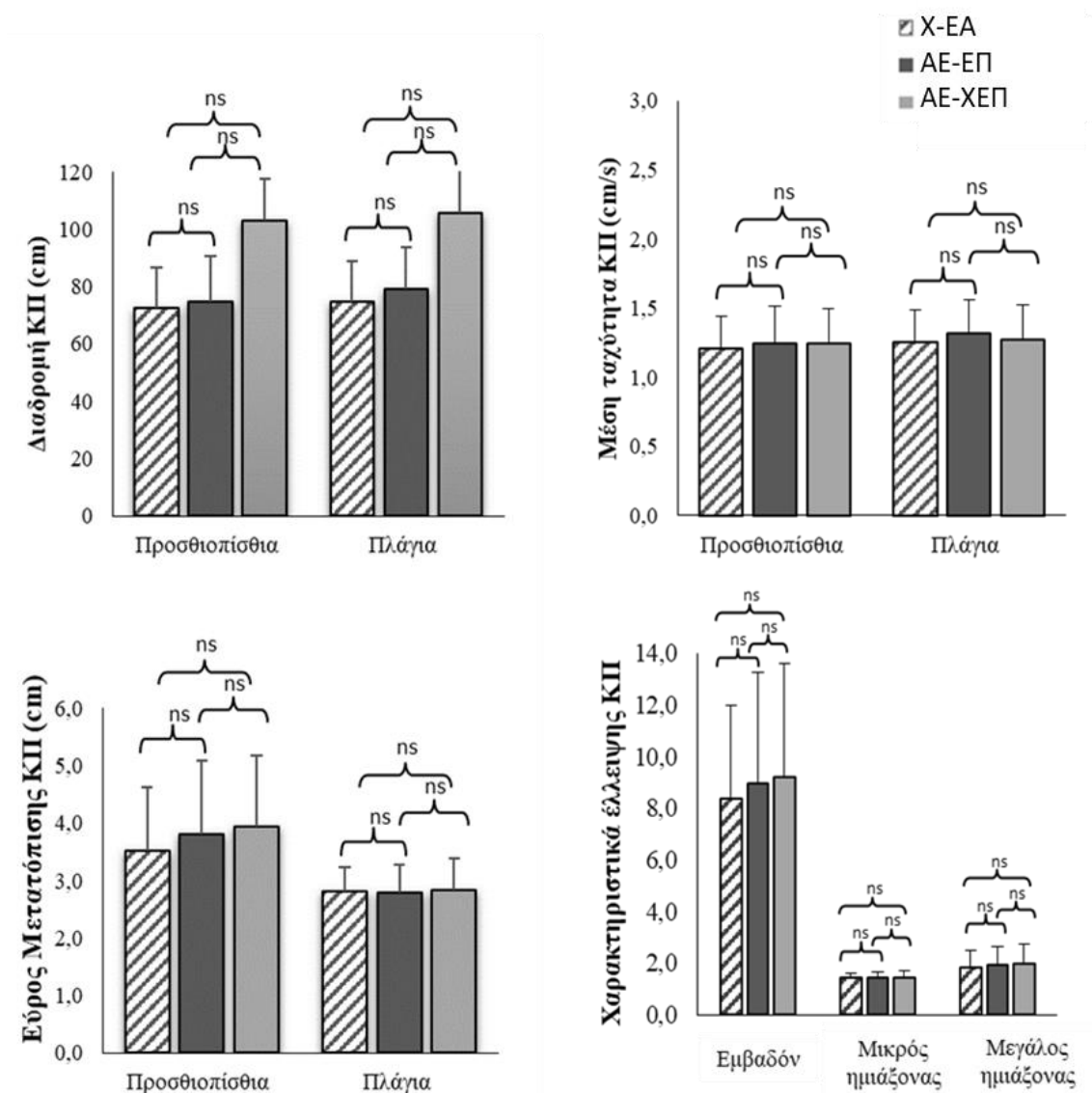
Το εμβαδόν της έλλειψης και οι ημιάξονες της (μικρός - μεγάλος), εμφάνισαν μικρή μείωση και μικρή αύξηση, στις δύο συνθήκες ΑΕ συγκριτικά με τη συνθήκη Χ-ΑΕ, χωρίς όμως σημαντική επίδραση, ούτε του ΑΕ, ούτε της διακριτότητας του μουσικού παλμού (Γραφήματα 4.3. και 4.4.), τόσο για την παράλληλη διάταξη ποδιών (εμβαδόν έλλειψης: $F = 0.03$, $p = 0.90$, μικρός ημιάξονας: $F = 0.05$, $p = 0.90$ και μεγάλος ημιάξονας: $F = 0.36$, $p = 0.70$) όσο και για την προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών (εμβαδόν έλλειψης: $F = 0.59$, $p = 0.50$, μικρός ημιάξονας: $F = 0.05$, $p = 0.96$).

και μεγάλος ημιάξονας $F = 0.46$, $p = 0.57$).

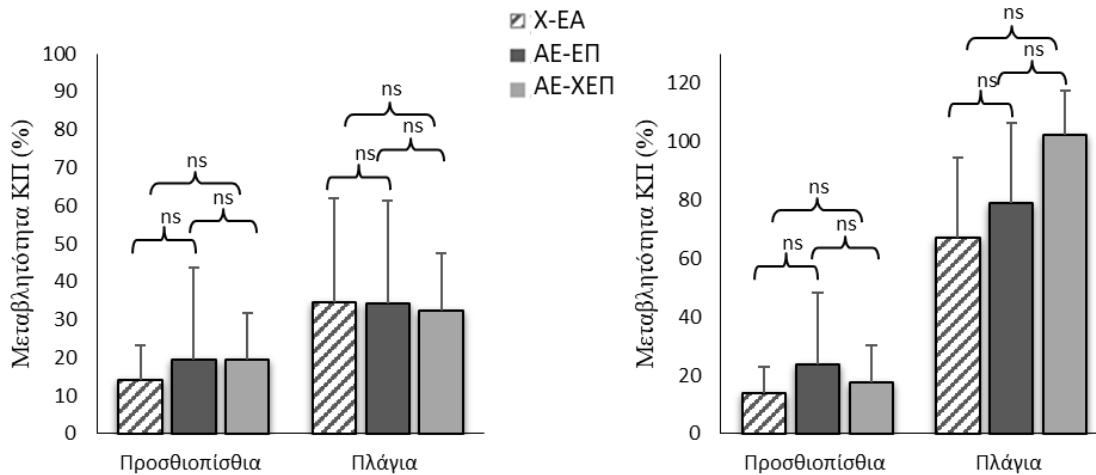
Στους Πίνακες ΠΑΡ-Γ.1. και ΠΑΡ-Γ.2. παρουσιάζονται αναλυτικά οι περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες (μέσες τιμές, τυπικές αποκλίσεις και συντελεστές μεταβλητότητας) για τις κινητικές μεταβλητές της σταθερότητας. Στους Πίνακες ΠΑΡ-Γ.1. και ΠΑΡ-Γ.2. παρουσιάζονται επίσης και οι στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης (ANOVA) για τον έλεγχο της επίδρασης του ΑΕ και της διακριτότητας του παλμού στην σταθερότητα κατά την όρθια στάση με τα πόδια σε παράλληλη και προσθιοπίσθια διάταξη.



Γράφημα 4.3. Κινητικές Μεταβλητές - Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής (πάνω αριστερά), της ταχύτητας (πάνω δεξιά) και του εύρους μετατόπισης (κάτω αριστερά), του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, καθώς και του εμβαδού έλλειψης (ΔΕ 95%) και των ημιαξόνων της (μικρός και μεγάλος) της συναρτησιακής προσαρμογής της διαδρομής του ΚΠ (κάτω δεξιά), στις τρεις συνθήκες ΑΕ (X-AE: διαγραμμισμένη ράβδος, AE-EΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και AE-XEΠ ανοιχτό γκρι ράβδος). ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).



Γράφημα 4.4. Κινητικές Μεταβλητές - Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής (πάνω αριστερά), της ταχύτητας (πάνω δεξιά) και του εύρους μετατόπισης (κάτω αριστερά), του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, καθώς και του εμβαδού έλλειψης (ΔΕ 95%) και των ημιαζόνων της (μικρός και μεγάλος) της συναρτησιακής προσαρμογής της διαδρομής του ΚΠ (κάτω δεξιά), στις τρεις συνθήκες ΑΕ (X-AE: διαγραμμισμένη ράβδος, AE-EΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και AE-XΕΠ ανοιχτό γκρι ράβδος). ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).



Γράφημα 4.5. Κινητικές Μεταβλητές -Ακούσια ταλάντωση - Όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) και τα πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη (ΔΕΞΙΑ) - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μεταβλητότητας του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, στις τρεις συνθήκες ΑΕ (X-AE: διαγραμμισμένη ράβδος, AE-EΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και AE-XEΠ ανοιχτό γκρι ράβδος).

ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

4.4.2. Δοκιμασία εκούσιας ταλάντωσης – προσθιοπίσθια αιώρηση

Στην εκούσια ταλάντωση, η διαδρομή, η ταχύτητα στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, καθώς και η μέγιστη πρόσθια και οπίσθια μετατόπιση του ΚΠ, παρουσίασαν μικρή αύξηση στη συνθήκη AE-EΠ και μικρή μείωση στη συνθήκη AE-XEΠ, αντίστοιχα, συγκριτικά με τη συνθήκη X-AE, ενώ το εύρος μετατόπισης του ΚΠ αυξήθηκε και στα δύο AE στην προσθιοπίσθια διεύθυνση, ενώ μειώθηκε μόνο για το AE-XEΠ στην πλάγια διεύθυνση, χωρίς όμως σημαντική επίδραση ούτε του AE, ούτε της διακριτότητας του μουσικού παλμού στη πλειονότητα των παραπάνω μεταβλητών (Γράφημα 4.6.) (διαδρομή: $F = 1.65$, $p = 0.21$ και $F = 1.45$, $p = 0.21$ εύρος μετατόπισης: $F = 0.66$, $p = 0.52$ και $F = 0.61$, $p = 0.55$, στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, αντίστοιχα, μέγιστη μετατόπιση: $F = 1.46$, $p = 0.25$ και $F = 0.82$, $p = 0.45$, στην πρόσθια και οπίσθια αντίστοιχα). Σημαντική επίδραση του AE, και της διακριτότητας του μουσικού παλμού, βρέθηκε μόνο για την ταχύτητα του ΚΠ, τόσο στην προσθιοπίσθια ($F =$

6.048 , $p = 0.01$), όσο και στην πλάγια διεύθυνση ($F = 6.66$, $p = 0.00$). (Γράφημα 4.6.) Σημαντική επίδραση της διακριτότητας του μουσικού παλμού έδειξαν οι ενδοζευγικές συγκρίσεις με τη στατιστικά σημαντική διαφορά της ταχύτητας του ΚΠ μεταξύ των AE-EΠ και χωρίς ΕΠ και στις δύο διευθύνσεις (προσθιοπίσθια: $p = 0.01$, πλάγια: $p = 0.00$).

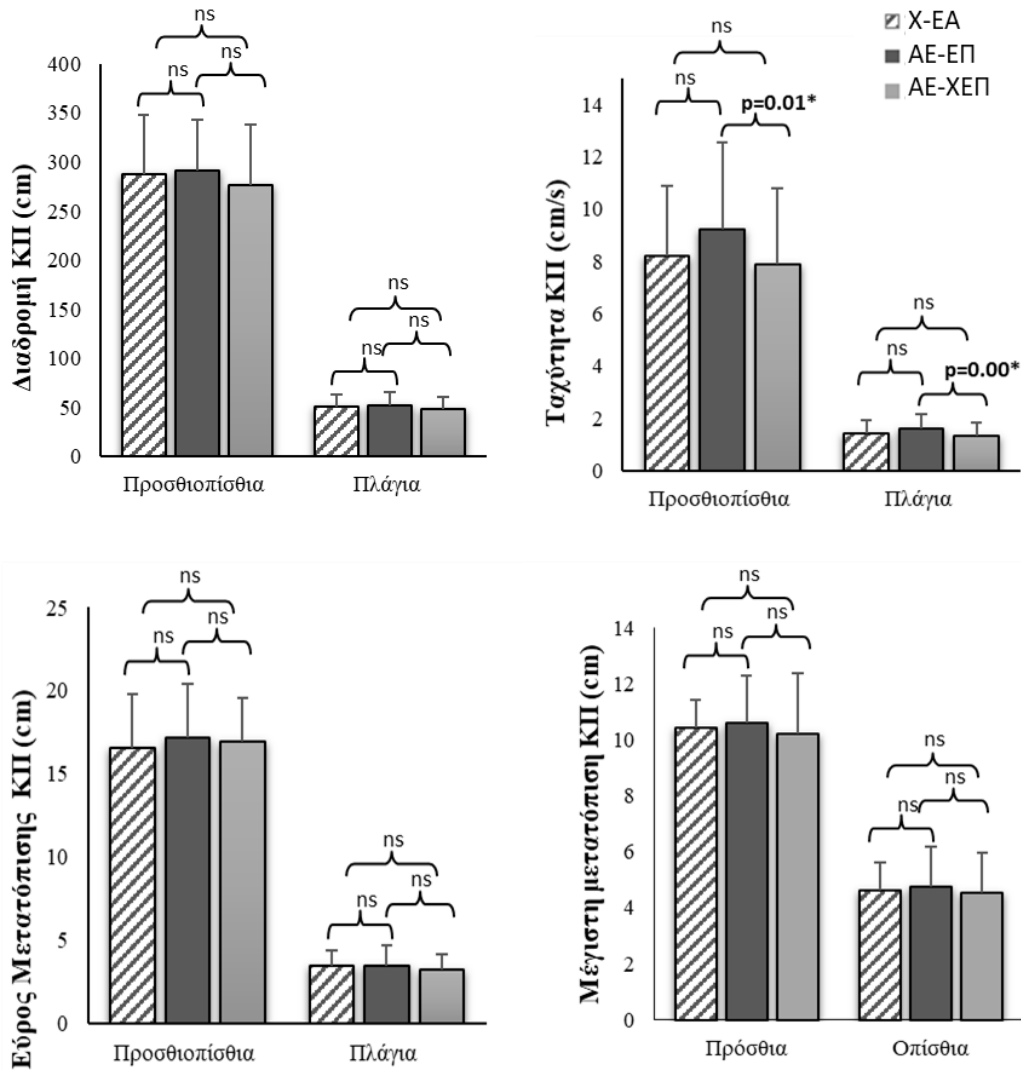
Το εμβαδόν της έλλειψης και οι ημιάξονες της (μικρός - μεγάλος), παρουσίασαν μικρή αύξηση στη συνθήκη AE-EΠ και μικρή μείωση στη συνθήκη AE_XEΠ συγκριτικά με τη συνθήκη X-AE, χωρίς όμως σημαντική επίδραση, ούτε του AE, ούτε της διακριτότητας του μουσικού παλμού (Γράφημα 4.7.). (εμβαδόν έλλειψης: $F = 0.99$, $p = 0.36$, μικρός ημιάξονας: $F = 0.99$, $p = 0.36$ και μεγάλος ημιάξονας: $F = 2.64$, $p = 0.09$).

Για τις χρονικές μεταβλητές, η επίδραση του AE και της διακριτότητας του παλμού ήταν σημαντική, τόσο για τη διάρκεια κύκλου κίνησης ($F = 5.70$, $p = 0.01$), όσο και για τη συχνότητα κίνησης ($F = 7.27$, $p = 0.00$). Από τις ενδοζευγικές

συγκρίσεις, στη συνθήκη ΑΕ-ΕΠ παλμό συγκριτικά με τη συνθήκη Χ-ΑΕ και τη συνθήκη ΑΕ-ΧΕΠ, βρέθηκε σημαντικά μικρότερη διάρκεια κύκλου κίνησης ($p = 0.05$ και $p = 0.02$) και σημαντικά μεγαλύτερη συχνότητα κίνησης ($p = 0.02$ και $p = 0.02$) (Γράφημα 4.7.). Όσον αφορά τον ατομικό συντελεστή μεταβλητότητας για τη διάρκεια κύκλου κίνησης, υπήρξε μια αύξηση στη συνθήκη ΑΕ-ΕΠ συγκριτικά με τη συνθήκη Χ-ΑΕ, χωρίς όμως αυτή η αύξηση να είναι στατιστικά σημαντική ($p = 1.00$).

σταθερότητα κατά την προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος.

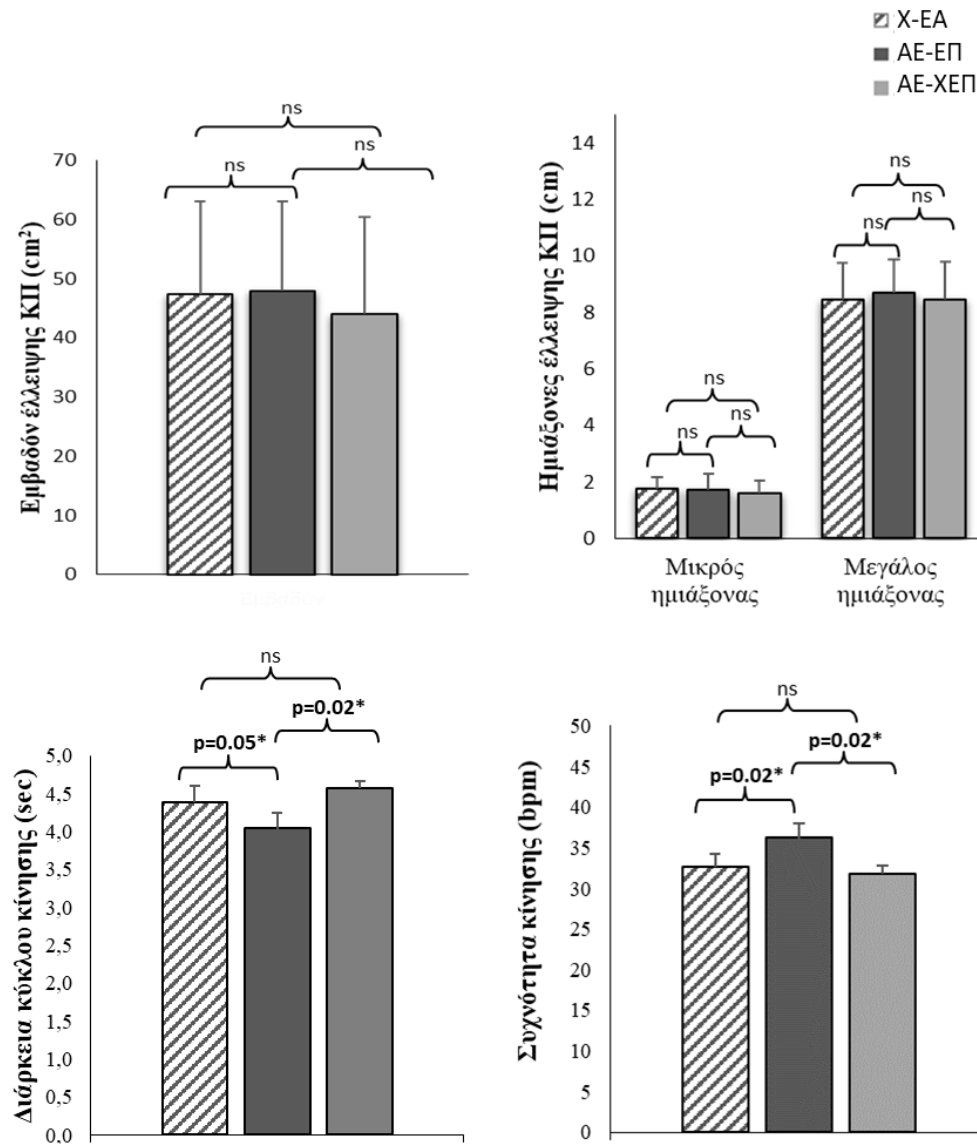
Στον Πίνακα ΠΑΡ-Γ.3. παρουσιάζονται αναλυτικά οι περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες (μέσες τιμές, τυπικές αποκλίσεις και συντελεστές μεταβλητότητας) για τις κινητικές μεταβλητές της σταθερότητας. Στον Πίνακα ΠΑΡ-Γ.3. παρουσιάζονται επίσης και οι στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης (ANOVA) για τον έλεγχο της επίδρασης του ΑΕ και της διακριτότητας του παλμού στην



Γράφημα 4.6. Κινητικές Μεταβλητές – Εκούσια Ταλάντωση - Προσθιοπίσθια αιώρηση σώματος
 - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής (πάνω αριστερά), της ταχύτητας (πάνω δεξιά) και του εύρους μετατόπισης (κάτω αριστερά), του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση και της μέγιστης πρόσθιας και οπίσθιας μετατόπισης του ΚΠ (κάτω δεξιά) στις τρεις συνθήκες ΑΕ. (X-AE: διαγραμμισμένη ράβδος, AE-EΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και AE-XEΠ ανοιχτό γκρι ράβδος).

* Σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$),

ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).



Γράφημα 4.7. Κινητικές και Χρονικές Μεταβλητές – Εκούσια Ταλάντωση - Προσθιοπίσθια αιώρηση σώματος - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του εμβαδού έλλειψης (πάνω αριστερά) και των ημιαξόνων της (μικρός και μεγάλος) (πάνω δεξιά), της διάρκειας κύκλου κίνησης (κάτω αριστερά, καθώς και της συχνότητας κίνησης (κάτω δεξιά) στις τρεις συνθήκες ΑΕ. (X-AE: διαγραμμισμένη ράβδος, AE-EΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και AE-XΕΠ ανοιχτό γκρι ράβδος).

* Σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$),
ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

4.5. Κινηματικές μεταβλητές σταθερότητας – κέντρο μάζας

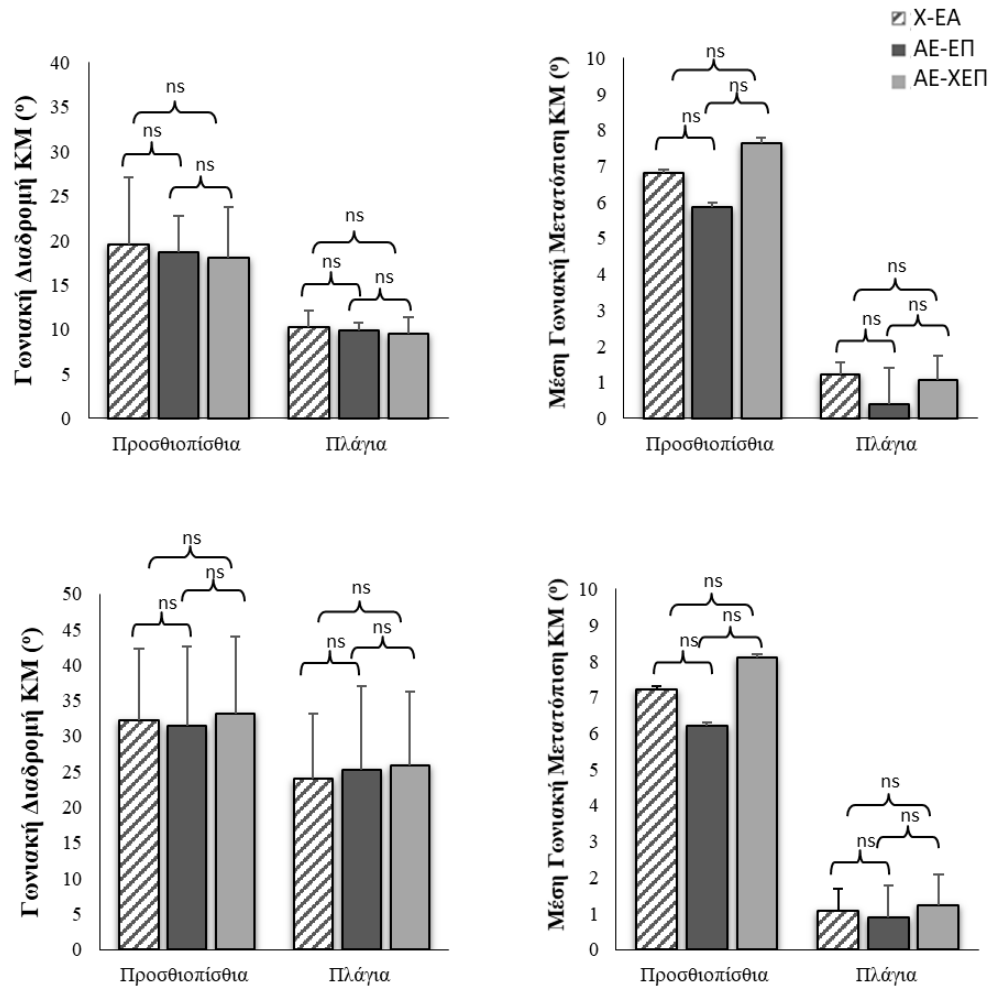
4.5.1. Δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης - όρθια στάση

Κατά την παράλληλη διάταξη ποδιών, η γωνιακή διαδρομή του ΚΜ παρουσίασε μικρή μείωση για την προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, ενώ η μέση γωνιακή μετατόπιση του ΚΜ παρουσίασε μικρή μείωση και μικρή αύξηση στις συνθήκες ΑΕ-ΕΠ και ΑΕ-ΧΕΠ, αντίστοιχα, τόσο προσθιοπίσθια όσο και πλάγια διεύθυνση, χωρίς όμως σημαντική επίδραση ούτε του ΑΕ, ούτε της διακριτότητας του μουσικού παλμού (Γράφημα 4.8.-ΠΑΝΩ) (γωνιακή διαδρομή ΚΜ: $F = 0.69$, $p = 0.51$ και $F = 1.59$, $p = 0.22$, μέση γωνιακή μετατόπιση ΚΜ: $F = 0.98$, $p = 0.39$ και $F = 2.07$, $p = 0.16$, στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, αντίστοιχα).

Κατά την προσθιοπίσθια διάταξη ποδιών, η γωνιακή διαδρομή και η μέση γωνιακή μετατόπιση του ΚΜ στην προσθιοπίσθια διεύθυνση παρουσίασαν μικρή μείωση και μικρή αύξηση στις συνθήκες ΑΕ-ΕΠ και ΑΕ-ΧΕΠ, αντίστοιχα, ενώ στην πλάγια διεύθυνση παρουσίασαν αύξηση και στις δυο συνθήκες ΑΕ συγκριτικά με τη συνθήκη Χ-ΑΕ, χωρίς όμως σημαντική επίδραση ούτε του ΑΕ, ούτε της διακριτότητας του μουσικού παλμού (Γράφημα 4.8-ΚΑΤΩ) (γωνιακή διαδρομή: $F = 0.25$, $p = 0.71$ και $F = 1.15$, $p = 0.33$, μέση γωνιακή μετατόπιση: $F = 1.60$, $p = 0.22$ και $F = 0.23$, $p = 0.73$, στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, αντίστοιχα).

Στους Πίνακες ΠΑΡ- Γ.4. και ΠΑΡ- Γ.5. παρουσιάζονται αναλυτικά οι περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες (μέσοι όροι, τυπικές αποκλίσεις και συντελεστές μεταβλητότητας) για τις κινηματικές μεταβλητές της

σταθερότητας. Στους Πίνακες ΠΑΡ- Γ.4. και ΠΑΡ- Γ.5. παρουσιάζονται επίσης και οι στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης (ANOVA) για τον έλεγχο της επίδρασης του ΑΕ και της διακριτότητας του παλμού στην σταθερότητα κατά την όρθια στάση με τα πόδια σε παράλληλη και προσθιοπίσθια διάταξη.



Γράφημα 4.8. Κινηματικές Μεταβλητές - Όρθια στάση με παράλληλη διάταξη ποδιών (ΠΑΝΩ) και τα πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη (ΚΑΤΩ) - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της γωνιακής διαδρομής (αριστερά) και της μέσης γωνιακής μετατόπισης (δεξιά) του κέντρου μάζας, στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, στις τρεις συνθήκες ΑΕ. (X-AE: διαγραμμισμένη ράβδος, AE-EΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και AE-XEΠ ανοιχτό γκρι ράβδος). ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ μετρήσεων ($p < 0.05$).

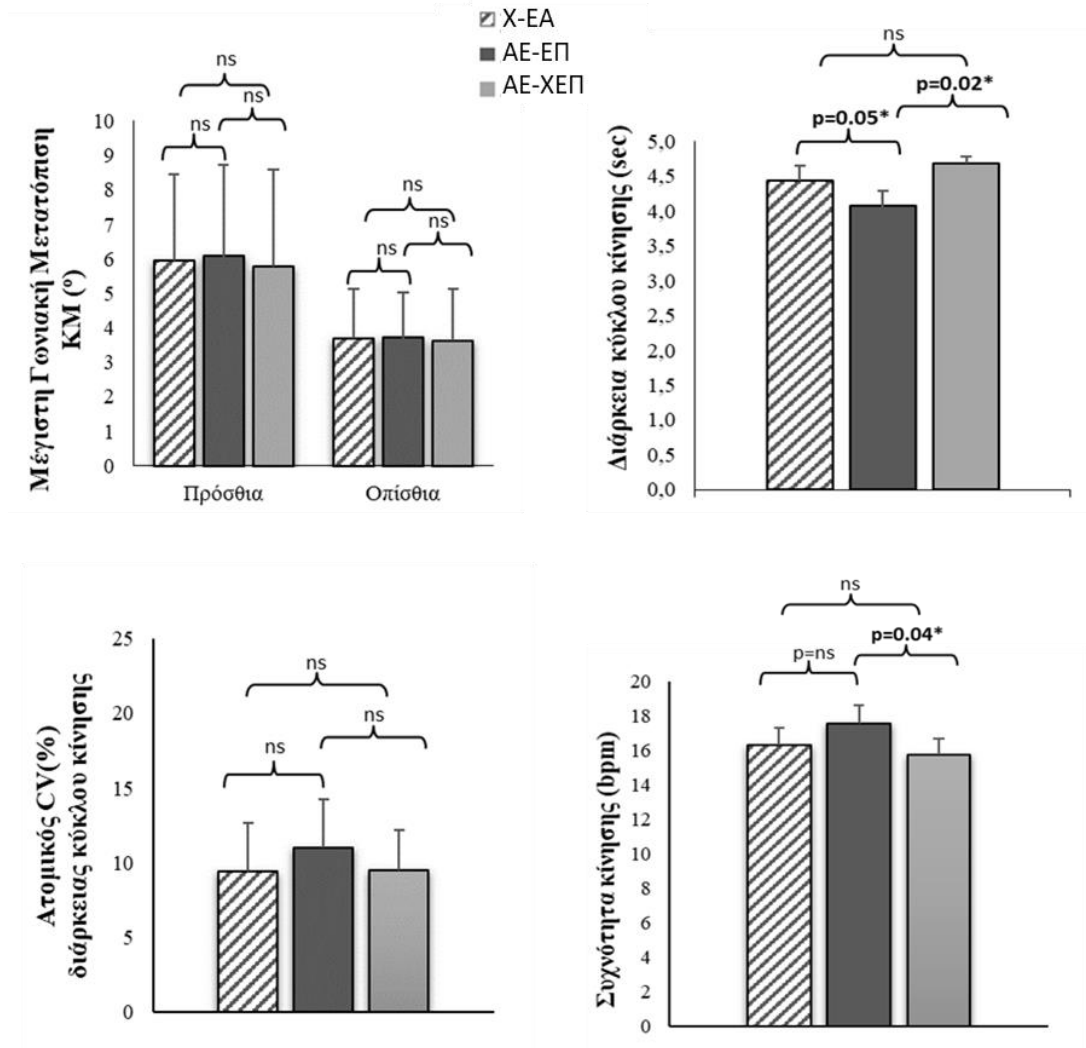
4.5.2. Δοκιμασία εκούσιας ταλάντωσης σώματος - προσθιοπίσθια αιώρηση

Στην εκούσια ταλάντωση, η μέγιστη γωνιακή μετατόπιση του ΚΜ, τόσο την πρόσθια, όσο και στην οπίσθια κατεύθυνση, παρουσίασε μικρή αύξηση και μικρή μείωση στις συνθήκες ΑΕ-ΕΠ και ΑΕ-ΧΕΠ, αντίστοιχα, συγκριτικά με τη συνθήκη Χ-ΑΕ, χωρίς σημαντική επίδραση ούτε του ΑΕ, ούτε της διακριτότητας του μουσικού παλμού (Γράφημα 4.9.), (μέγιστη γωνιακή μετατόπιση ΚΜ: $F = 0.93$, $p = 0.37$ και $F = 0.14$, $p = 0.87$, στην πρόσθια και οπίσθια κατεύθυνση, αντίστοιχα).

Για τις χρονικές μεταβλητές, η επίδραση του ΑΕ και της διακριτότητας του παλμού ήταν σημαντική τόσο για τη διάρκεια κύκλου κίνησης ($F = 5.48$, $p = 0.01$), όσο και για τη συχνότητα κίνησης, εκφρασμένη είτε σε Hz ($F = 5.09$, $p = 0.01$) είτε σε bpm ($F = 5.08$, $p = 0.01$). Από τις ενδοζευγικές συγκρίσεις βρέθηκε σημαντικά μικρότερη διάρκεια κύκλου κίνησης ($p = 0.04$) και σημαντικά μεγαλύτερη συχνότητα κίνησης ($p = 0.04$) στη συνθήκη ΑΕ-ΕΠ συγκριτικά με τη συνθήκη ΑΕ-ΧΕΠ (Γράφημα 4.9.). Ο ατομικός συντελεστής μεταβλητότητας της διάρκειας του κύκλου κίνησης, αυξήθηκε στις δύο συνθήκες ΑΕ συγκριτικά με τη συνθήκη Χ-ΑΕ, χωρίς όμως αυτή η αύξηση να είναι στατιστικά σημαντική ($p = 1.00$).

Στον Πίνακα ΠΑΡ-Γ.6. παρουσιάζονται αναλυτικά οι περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και συντελεστής μεταβλητότητας) για τις κινηματικές μεταβλητές της σταθερότητας. Στον Πίνακα ΠΑΡ-Γ.6. παρουσιάζονται επίσης και οι στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης

διακύμανσης (ANOVA) για τον έλεγχο της επίδρασης του ακουστικού ερεθίσματος και της διακριτότητας του παλμού σταθερότητα κατά την προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος.



Γράφημα 4.9. Κινηματικές Μεταβλητές - Εκούσια Ταλάντωση - Προσθιοπίσθια αιώρηση σώματος - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέγιστης γωνιακής μετατόπισης του κέντρου μάζας στην πρόσθια και οπίσθια κατεύθυνση (πάνω αριστερά), της διάρκειας κύκλου κίνησης (πάνω δεξιά), του ατομικού συντελεστή μεταβλητότητας (CV %) της διάρκειας κύκλου κίνησης (κάτω αριστερά) και της συχνότητας κίνησης (κάτω δεξιά), στις τρεις συνθήκες ΑΕ. (X-AE: διαγραμμισμένη ράβδος, AE-EΠ: σκούρο γκρι ράβδος, και AE-XEΠ ανοιχτό γκρι ράβδος).

* Σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$), ns μη σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p < 0.05$).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

5.1. Εισαγωγική παράγραφος

Ερευνητικό αντικείμενο της παρούσας εργασίας αποτέλεσε η επίδραση του ΑΕ στην κινητική σταθερότητα και κατά πόσο η διακριτότητα του παλμού ενός μουσικού ΑΕ μπορεί να επηρεάσει θετικά ή αρνητικά τη σταθερότητα του σώματος. Συγκεκριμένα, έγινε μια προσπάθεια να διερευνηθεί η επίδραση του βαθμού διακριτότητας του παλμού στην κινητική σταθερότητα κατά τη διάρκεια διαφορετικών δοκιμασιών, οι δύο εκ των οποίων αφορούσαν σε ακούσια ταλάντωση του σώματος (όρθια στάση με τα πόδια σε παράλληλη και προσθιοπίσθια διάταξη) και η τρίτη σε εκούσια ταλάντωση του σώματος (προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος κατά την όρθια στάση).

Η θεωρητική βάση της παρούσας εργασίας αφορά το ρόλο των χρονικών χαρακτηριστικών του ΑΕ στον έλεγχο της κινητικής σταθερότητας. Πιο συγκεκριμένα, εξέτασε κατά πόσο ο βαθμός διακριτότητας του μουσικού παλμού μπορεί να επηρεάσει την ταλάντωση του σώματος καθώς ο υψηλότερος βαθμός διακριτότητας του μουσικού παλμού (ευδιάκριτος παλμός) αναμένεται να βοηθά στην κινητική παράσυρση συγκριτικά με το ΑΕ χωρίς ευδιάκριτο παλμό. Οι ερευνητικές υποθέσεις που τέθηκαν υπό διερεύνηση ήταν ότι Α) το μουσικό ΑΕ θα έχει επίδραση στην κινητική σταθερότητα και Β) η διακριτότητα του παλμού του ΑΕ θα έχει και αυτή επίδραση στην κινητική σταθερότητα. Στη διεθνή βιβλιογραφία δεν εντοπίζονται έρευνες που να έχει εφαρμοσθεί παρόμοιο πρωτόκολλο, ωστόσο η επιλογή του συγκεκριμένου πρωτοκόλλου, στηρίχθηκε σε

προγενέστερες μελέτες όπως αναλύεται στη συνέχεια. Η πρώτη υπόθεση ήταν βασισμένη σε μελέτες που έχουν εξετάσει την επίδραση του ΑΕ στην κινητική σταθερότητα με μερικές από αυτές να υποστηρίζουν ότι τα ΑΕ επιδρούν θετικά στην κινητική σταθερότητα (Agaeva & Altman, 2005; Carrick et al., 2007; de Bruin et al., 2010; Deviterne et al., 2005; Dozza et al., 2007; Easton et al., 1998; Gandemer et al., 2014; Gandemer et al. 2016; Pagnacco et al., 2015; Ross & Balasubramaniam, 2015; Ross et al., 2016; Siedlecka et al. 2015; Thaut et al., 1996; Trombetti et al., 2011) και με κάποιες άλλες να υποστηρίζουν το αντίθετο (Chen & Qu, 2017; Forti et al., 2010; Gago et al., 2015; Husband, 1934; Park et al., 2011; Raper & Soames, 1991; Soams & Raper, 1992; Tanaka et al., 2001). Η δεύτερη υπόθεση ήταν βασισμένη στο φαινόμενο της παράσυρσης που τεκμηριώνει ότι οι άνθρωποι μπορούν εκούσια να παρασυρθούν σε εξωτερικά ρυθμικά ΑΕ και να συγχρονίσουν τις κινήσεις τους στους διαδοχικούς κτύπους αυτών των ερεθισμάτων. Το φαινόμενο αυτό θεωρείται αποδίδεται στην αντίληψη του παλμού, η οποία λαμβάνει χώρα μέσω της ακούσιας παράσυρσης των νευρικών ταλαντώσεων στη συχνότητα του ΑΕ (Arias & Cudeiro, 2010; de Dreu et al., 2012; Hausdorff et al., 2007; Nombela et al., 2013; Thaut et al., 1996:1997; Thaut., 2005; Thaut & Abiru, 2010; Thaut et al., 2014; Wright et al., 2016). Σύμφωνα με τη θεωρία της παράσυρσης, αναμενόταν ότι ο διαφορετικός βαθμός παλμικής διακριτότητας των ΑΕ θα επηρέαζε με διαφορετικό τρόπο τη ρυθμική φύση των ακούσιων και εκούσιων ταλαντώσεων του σώματος, και κατά συνέπεια την κινητική σταθερότητα. Πιο συγκεκριμένα, αναμενόταν το ΑΕ-ΕΠ να έχει μεγαλύτερη επίδραση συγκριτικά με το ΑΕ-ΧΕΠ, παρασύροντας τόσο την ακούσια όσο και την εκούσια ταλάντωση

του σώματος στις ρυθμικές ιδιότητες του μουσικού παλμού.

Η παρούσα μελέτη διαπίστωσε μεταβολές στη στάση του σώματος όταν οι δοκιμαζόμενες εκτέθηκαν στα ΑΕ με και χωρίς ΕΠ. Η κινητική σταθερότητα κατά τις στατικές δοκιμασίες της όρθιας στάσης (ακούσια ταλάντωση σώματος), φάνηκε να επηρεάζεται αρνητικά από τα ΑΕ, καθώς οι μεταβολές στις μεταβλητές που αξιολογήθηκαν έδειξαν μια αύξηση της μεταβλητότητας της ταλάντωσης του σώματος. Ωστόσο, οι μεταβολές που παρατηρήθηκαν στις κινητικές μεταβλητές του ΚΠ και στις κινηματικές μεταβλητές του ΚΜ δεν ήταν στατιστικά σημαντικές. Για την ακούσια ταλάντωση του σώματος, τα κύρια αποτελέσματα δεν έδειξαν στατιστικά σημαντική επίδραση της παρουσίας ΑΕ αλλά και της διακριτότητας του παλμού του ΑΕ στην κινητική σταθερότητα, απορρίπτοντας έτσι τις αρχικές υποθέσεις. Αντίθετα, η εκούσια ταλάντωση του σώματος φάνηκε να επηρεάζεται περισσότερο τόσο από την παρουσία ΑΕ όσο και από την διακριτότητα του μουσικού παλμού. Σημαντική επίδραση του ΑΕ και της διακριτότητας του παλμού βρέθηκε στις χρονικές μεταβλητές που εξετάστηκαν (διάρκεια κύκλου κίνησης και συχνότητα κίνησης), καθώς και την ταχύτητα του ΚΠ, με το ΑΕ-ΕΠ να εμφανίζει σημαντικά μικρότερη διάρκεια κύκλου κίνησης και μεγαλύτερη συχνότητα κίνησης συγκριτικά με τις άλλες δύο συνθήκες. Ωστόσο, και στην εκούσια ταλάντωση, οι υπόλοιπες κινητικές μεταβλητές του ΚΠ και οι κινηματικές μεταβλητές του ΚΜ δε φάνηκε να μεταβάλλονται σημαντικά μεταξύ των συνθηκών ΑΕ.

5.2. Σύγκριση αποτελεσμάτων με τη βιβλιογραφία

5.2.1. Ακούσια ταλάντωση του σώματος – όρθια στάση

Όσον αφορά την ακούσια ταλάντωση του σώματος, διάφορες μελέτες έχουν μελετήσει τις μεταβολές στην κινητική σταθερότητα μετά από ηχητική διέγερση. Ορισμένες από αυτές βρίσκουν βελτίωση της σταθερότητας μέσω της μείωσης της ταλάντωσης του σώματος (Agaeva & Altman, 2005; Carrick et al., 2007; Gandemer et al., 2014, 2016; Deviterne et al., 2005; Dozza et al., 2007; Easton et al., 1998; Gandemer et al., 2014; Gandemer et al. 2016; Pagnacco et al., 2015; Ross & Balasubramaniam, 2015; Ross et al., 2016; Siedlecka et al. 2015) ενώ κάποιες άλλες βρίσκουν χειροτέρευση μέσω της αύξησης της ταλάντωσης του σώματος (Chen & Qu, 2017; Forti et al., 2010; Gago et al., 2015; Husband, 1934; Park et al., 2011; Raper & Soames, 1991; Soams & Raper, 1992; Tanaka et al., 2001). Εντοπίζεται και ένας αριθμός μελετών οι οποίες δεν βρίσκουν επίδραση του ΑΕ στην κινητική σταθερότητα (Palm et al., 2009; Pagnacco et al., 2015). Η χρήση διαφορετικών ΑΕ στην υπάρχουσα βιβλιογραφία, καθιστά δύσκολη τη σύγκριση των αποτελεσμάτων. Παρακάτω γίνεται μια προσπάθεια σύγκρισης των αποτελεσμάτων της παρούσας εργασίας με άλλων μελετών.

Τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας και η απουσία στατιστικά σημαντικής διαφοράς μεταξύ των συνθηκών ΑΕ έρχεται σε ασυμφωνία με τα αποτελέσματα των περισσότερων μελετών που βρήκαν στατιστικά σημαντική, είτε θετική είτε αρνητική, επίδραση των ΑΕ στην κινητική σταθερότητα. Η πλειονότητα αυτών των μελετών χρησιμοποιούν ως ΑΕ θορύβους ή καθαρούς τόνους. Λιγότερες είναι οι μελέτες που χρησιμοποιούν μουσικά ΑΕ

(Carrick et al., 2007; Husband, 1934; Forti et al., 2010; Pagnacco et al., 2015; Ross et al., 2016). Όσον αφορά αυτές τις μελέτες, η μη σημαντική επίδραση του ΑΕ στην ακούσια ταλάντωση του σώματος έρχεται σε ασυμφωνία με τις εργασίες του Husband, (1934), του Carrick και συνεργατών (2007), του Forti και συνεργατών (2010) και του Ross και συνεργατών (2016), των οποίων τα αποτελέσματα, ανέδειξαν μια σημαντική επίδραση των μουσικών ΑΕ στην κινητική σταθερότητα.

Η μελέτη του Husband (1934), αποτελεί μία από τις πρώτες έρευνες που διεξήχθη με σκοπό την διερεύνηση της επίδρασης μουσικών ΑΕ στην ακούσια ταλάντωση του σώματος κατά την όρθια στάση. Ο Husband (1934), έδειξε πως η ακρόαση μουσικών ΑΕ, ανεξαρτήτως είδους και ρυθμού, επέφερε μεγαλύτερη ταλάντωση του σώματος συγκριτικά με τη συνθήκη Χ-ΑΕ, με τη ακρόαση τζαζ μουσικής να εμφανίζει τη μεγαλύτερη ταλάντωση και το εμβατήριο τη μικρότερη. Η συγκεκριμένη μελέτη βρήκε αρνητική επίδραση των μουσικών ΑΕ στη σταθερότητα του σώματος. Αντίθετα, οι μελέτες του Carrick και συνεργατών (2007), του Forti και συνεργατών (2010), οι οποίοι διερεύνησαν την επίδραση διαφορετικών τύπων μουσικής, βρήκαν μειωμένη ταλάντωση του σώματος κατά την ακρόαση συγκεκριμένων ΑΕ, (Mozart & Leroy και Mozart's Jupiter & Musik zum Streicheln, αντίστοιχα), αναδεικνύοντας τη θετική επίδραση των μουσικών ΑΕ στην κινητική σταθερότητα.

Στην παρούσα εργασία, η μη σημαντική επίδραση του ΑΕ βρέθηκε και στη μεταβλητότητα του ΚΠ, μεταβλητή που χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση της μεταβλητότητας ταλάντωσης του σώματος. Η μη σημαντική επίδραση του ΑΕ στη μεταβλητότητα του ΚΠ είναι σε αντίθεση

με την εργασία του Ross και συνεργατών (2016), οι οποίοι υποστηρίζουν ότι η συχνότητα της ακούσιας ταλάντωσης μπορεί να παρασυρθεί από τη συχνότητα των ρυθμικών ΑΕ. Οι συγκεκριμένοι συγγραφείς βρήκαν σημαντική μείωση της μεταβλητότητας της ταλάντωσης του σώματος κατά την ακρόαση μουσικής με το υψηλότερο μουσικό groove (παρακινητική ιδιότητα της μουσικής, με την διακριτότητα του παλμού ένα από τα χαρακτηριστικά της) και σημαντική αύξηση της μεταβλητότητας της ταλάντωσης του σώματος κατά την ακρόαση μουσικής με το χαμηλότερο μουσικό groove. Το υψηλό μουσικό groove χαρακτηρίζεται για την ευκρίνεια του ακουστικού παλμού (Leow et al., 2014; Ross et al., 2016). Δεδομένου λοιπόν, ότι η διακριτότητα του παλμού αποτελεί παρακινητική ιδιότητα της μουσικής, με τον ευδιάκριτο παλμό να παρασύρει την κίνηση και να ενθαρρύνει τον συγχρονισμό, αναμενόταν το ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό να επηρεάσει θετικά την κινητική σταθερότητα, μειώνοντας τη μεταβλητότητα ταλάντωσης του σώματος.

Στον αντίποδα των μελετών που προαναφέρθηκαν, η μη σημαντική μεταβολή της κινητικής σταθερότητας κατά την ακρόαση των μουσικών ΑΕ, έναντι της απουσίας ΑΕ, είναι σε συμφωνία με τη μελέτη του Pagnacco και συνεργατών (2015). Ο Pagnacco και συνεργάτες (2015) έδειξαν βελτίωση της κινητικής σταθερότητας κατά την ακρόαση «καθαρής» μουσικής συγκριτικά με την απουσία ΑΕ ερεθίσματος, χωρίς όμως αυτή η βελτίωση να είναι σημαντική. Ωστόσο, σημαντικό είναι να σχολιαστεί ότι τα αποτελέσματα του Pagnacco και συνεργατών (2015) έδειξαν βελτίωση της κινητικής σταθερότητας του σώματος κατά την ακρόαση των ΑΕ, ενώ στην παρούσα εργασία έδειξαν χειροτέρευση της σταθερότητας. Όσον αφορά τη

σύγκριση των ΑΕ, ο Pagnacco και συνεργάτες (2015 βρήκαν μεταβολές στις μεταβλητές της σταθερότητας μεταξύ των ΑΕ της «καθαρής» μουσικής με ενσωματωμένους τόνους διαφορετικών συνδυασμών, ενώ στην παρούσα δε βρέθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο ΑΕ που χρησιμοποιήθηκαν.

5.2.2. Εκούσια ταλάντωση του σώματος – προσθιοπίσθια αιώρηση

Η απουσία στατιστικά σημαντικής επίδρασης των ΑΕ στις περισσότερες μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας κατά την εκούσια ταλάντωση του σώματος, η οποία εξετάστηκε μέσω της προσθιοπίσθιας αιώρησης του σώματος (ημι-δυναμική δοκιμασία ισορροπίας), ήταν μη αναμενόμενη. Προγενέστερες μελέτες έχουν αποδείξει πως η χρήση ρυθμικών ΑΕ (Arias & Cudeiro, 2010; de Dreu et al., 2012; Hausdorff et al., 2007; Nombela et al., 2013; Thaut & Abiru, 2010; Thaut et al., 2014; Wright et al., 2016) και ρυθμικών μουσικών ΑΕ (de Bruin et al., 2010; Thaut et al., 1996:1997; Trombetti et al., 2011;) μπορούν να βελτιώσουν την κινητική σταθερότητα δυναμικών κινήσεων, διευκολύνοντας την ενεργοποίηση των μυών και παρασύροντας τις κινητικές αποκρίσεις. Οι προαναφερθείσες μελέτες, οι οποίες αφορούσαν κυρίως σε άτομα με νευρολογικές παθήσεις ή ηλικιωμένους, αναφέρουν βελτίωση της δυναμικής ισορροπίας με τη χρήση ρυθμικών μουσικών ΑΕ και αναδεικνύουν την θετική επίδραση των ΑΕ στον κινητικό έλεγχο και την κινητική σταθερότητα σε διαταραγμένα κινητικά πρότυπα. Στην παρούσα εργασία, οι κινητικές και κινηματικές μεταβλητές του ΚΠ που χρησιμοποιήθηκαν για την αξιολόγηση της σταθερότητας δεν εμφάνισαν κάποια σημαντική διαφορά μεταξύ των τριών

ακουστικών συνθηκών. Σημαντικές διαφορές βρέθηκαν για μία μόνο μεταβλητή του ΚΠ και για τις χρονικές παραμέτρους που αξιολογήθηκαν. Συγκεκριμένα, κατά τη συνθήκη ΑΕ-ΕΠ υπήρξε μεγαλύτερη ταχύτητα ΚΠ και υψηλότερη συχνότητα κίνησης, και μικρότερη διάρκεια κύκλου κίνησης, συγκριτικά με τις συνθήκες Χ-ΑΕ και με ΑΕ-ΧΕΠ. Ωστόσο, η μεταβλητότητα της συχνότητας κίνησης καθώς και της διάρκειας κύκλου κίνησης δεν διέφεραν σημαντικά μεταξύ των συνθηκών. Παρ'όλο όμως που το ΑΕ δεν είχε επίδραση στη μεταβλητότητα της κίνησης, είναι σημαντικό να σχολιαστεί το γεγονός ότι το ΑΕ-ΕΠ προκάλεσε ταχύτερη κίνηση. Αυτό πιθανότατα να δηλώνει πως το ΑΕ-ΕΠ προκάλεσε ένα συναίσθημα ασφάλειας στις δοκιμαζόμενες, καθώς αυτές κινήθηκαν ταχύτερα με την ίδια σταθερότητα, αναδεικνύοντας μία έμμεση θετική επίδραση του ΑΕ-ΕΠ.

Η στατιστική σημαντικότητα που βρέθηκε στις χρονικές μεταβλητές μεταξύ ΑΕ-ΕΠ και Χ-ΑΕ καθώς και με το ΑΕ-ΧΕΠ, έρχεται σε συμφωνία με την υπάρχουσα βιβλιογραφία που υποστηρίζει ότι τα ρυθμικά ΑΕ με έντονο παλμό, είναι ικανά να παρασύρουν τις κινητικές αποκρίσεις και να ενθαρρύνουν τον συγχρονισμό του ακουστικού-κινητικού συστήματος, μέσω του ακουστικού παλμού που μεταφέρεται από τα νευρικά ερεθίσματα στις κινητήριες δομές (Burger et al., 2013; Thaut et al., 1996; Thaut et al., 1997; Thaut., 2005; Thaut et al., 2014; Trombetti et al., 2011). Στην παρούσα μελέτη, δεν αναδεικνύεται παράσυρση της κίνησης στο 100% των μουσικών συχνοτήτων των ΑΕ, εντούτοις αναδεικνύεται πως η διακριτότητα του παλμού παίζει σημαντικό ρόλο στο φαινόμενο της παράσυρσης, με τον υψηλό βαθμό διακριτότητας να βοηθάει στην επίτευξη αυτού του φαινομένου. Το

συμπέρασμα αυτό επιτρέπει η σημαντική διαφορά στη διάρκεια κύκλου κίνησης και στη συχνότητα κίνησης. Ωστόσο, η αδυναμία συγχρονισμού της κίνησης στη μουσική συχνότητα του ΑΕ-ΕΠ ήταν μη αναμενόμενη. Ενδεχομένως, κάποιος θα μπορούσε να ισχυρισθεί ότι τα δύο ΑΕ δεν διέφεραν ως προς την διακριτότητα του παλμού και για αυτό το λόγο δεν εμφάνισαν σημαντικές διαφορές μεταξύ τους. Εντούτοις κατά την αξιολόγηση της ικανότητας αντίληψης του παλμού μέσω της δοκιμασίας κρούσης του δακτύλου, βρέθηκε σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ΑΕ, με το ΑΕ-ΕΠ να παρασύρει τη συγκεκριμένη κινητική δοκιμασία στη μουσική του συχνότητα. Ο χαμηλότερος συντελεστής μεταβλητότητας στο ΑΕ-ΕΠ (8,35%) συγκριτικά με το ΑΕ-ΧΕΠ (42,29%) ανέδειξε την ικανότητα διατήρησης ενός πιο σταθερού ρυθμικού προτύπου κατά τη διάρκεια ακρόασης του συγκεκριμένου ΑΕ. Συνολικά, τα αποτελέσματα έδειξαν πως η αντίληψη του παλμού ήταν καλύτερη στο ΑΕ-ΕΠ συγκριτικά με το ΑΕ-ΧΕΠ, καθιστώντας σωστή την επιλογή των ΑΕ ως προς το κριτήριο του διαφορετικού βαθμού διακριτότητας του παλμού.

Το φαινόμενο της παράσυρσης έχει μελετηθεί περισσότερο και έχει τεκμηριωθεί επιστημονικά σε δυναμικές κυκλικές κινήσεις μελών ή ολόκληρου του σώματος όπως είναι οι κρούσεις δακτύλων (Repp, 2003; Sowinski & Dalla Bella, 2013; Thaut et al, 1998), οι επιτόπιες αναπηδήσεις (Rousanoglou & Boudolos, 2006; Tranchant et al., 2017) καθώς και η βάδιση (Arias & Cudeiro, 2010; de Dreu et al., 2012; Hausdorff et al., 2007; Nombela et al., 2013; Thaut, 2014; Thaut & Abiru, 2010; Thaut et al., 2014; Wright et al., 2016). Η δοκιμασία της προσθιοπίσθιας αιώρησης, ενώ είναι μια δημοφιλής δοκιμασία σε μελέτες που εξετάζουν την κινητική σταθερότητα, αξιολογώντας και τα όρια σταθερότητας, (Błaszczyk et al., 1993:1994; Błaszczyk,

2008; Riley et al., 1997; Sadowska et al., 2017) δεν έχει χρησιμοποιηθεί σε μελέτες που αξιολογούν την ικανότητα συγχρονισμού και την κινητική παράσυρση. Στην παρούσα εργασία η μέση προτιμώμενη συχνότητα της προσθιοπίσθιας αιώρησης του σώματος (ιδιοσυχνότητα) ήταν 0,27 Hz, η οποία είναι αρκετά χαμηλή συχνότητα συγκριτικά με αυτές που εμφανίζουν οι δυναμικές κινητικές δοκιμασίες που χρησιμοποιούνται σε μελέτες αξιολόγησης του συγχρονισμού, όπως η βάδιση και οι επιτόπιες αναπηδήσεις (1,2-2,5 Hz). Η μέση προτιμώμενη συχνότητα που βρέθηκε για την εκούσια ταλάντωση, είναι κοντά στη προτιμώμενη συχνότητα που αναφέρουν ο Coste και συνεργάτες (2018), η οποία είναι γύρω στα 0,25Hz. Δεδομένου ότι το φαινόμενο της παράσυρσης και ο συγχρονισμός μιας κίνησης με εξωτερικό ρυθμικό ΑΕ παρατηρείται μόνο σε εύρος συχνοτήτων γύρω από την προτιμώμενη συχνότητα κίνησης (Repp, 2005), και σε συνδυασμό με τη χαμηλή προτιμώμενη συχνότητα της εκούσιας ταλάντωσης του σώματος καθώς επίσης και της αδυναμίας συγχρονισμού με τις μουσικές συχνότητες 1 και 1,75 Hz, μπορούμε να υποθέσουμε πως το εύρος συχνοτήτων για τη δοκιμασία της προσθιοπίσθιας αιώρησης είναι αρκετά περιορισμένο.

Η προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος αποτελεί μια σύνθετη δοκιμασία ελέγχου της κινητικής σταθερότητας, η οποία απαιτείται μεγάλη σωματική προσπάθεια και νευρομυϊκό συντονισμό για τη διατήρηση της ισορροπίας λόγω της εκούσιας μετακίνησης του ΚΜ κοντά στα όρια σταθερότητας (Błaszczyk et al., 1993:1994; Błaszczyk, 2008; Duarte & Zatsiorsky, 2002; Latash et al., 2003; Riley et al., 1997; Sadowska et al., 2017). Προκειμένου να διατηρηθεί η σταθερότητα και να αποφευχθεί τυχόν πτώση, το σώμα ίσως μπαίνει σε μια

διαδικασία αυτοπροστασίας. Ενδεχομένως, αυτή η διαδικασία αυτοπροστασίας να οδηγεί και στο πολύ περιορισμένο εύρος συχνοτήτων κίνησης το οποίο να μην επιτρέπει το συγχρονισμό με υψηλές μουσικές συχνότητες, όπως άλλες ρυθμικές κινητικές δοκιμασίες (βάδιση, επιτόπιες αναπηδήσεις).

5.2.3. Υποκειμενική αξιολόγηση ΑΕ και κινητική σταθερότητα

Τα ΑΕ αξιολογήθηκαν από τις συμμετέχουσες μέσω ενός ερωτηματολογίου, το οποίο αφορούσε τα μουσικά χαρακτηριστικά των ερεθισμάτων, καθώς και τις παρακινητικές και ψυχο-συναισθηματικές επιδράσεις του. Η πλειοψηφία των συμμετεχουσών δήλωσε μεγάλη αρέσκεια για το ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό, για το οποίο δήλωσε επίσης ότι προδιέθετε για κίνηση. Αντίθετα, η πλειοψηφία των συμμετεχουσών δήλωσε μεγάλη δυσαρέσκεια για το ΑΕ χωρίς ευδιάκριτο παλμό, το οποίο ταυτόχρονα δεν χαρακτήρισαν ως παρακινητικό ερέθισμα. Οι διαφορετικές παρακινητικές και ψυχο-συναισθηματικές επιδράσεις των δύο ΑΕ που προέκυψαν από την αξιολόγηση, δε φάνηκε να επηρεάζουν την κινητική σταθερότητα είτε στις δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης, είτε στη δοκιμασία εκούσιας ταλάντωσης. Τα αποτελέσματα αυτά έρχονται σε ασυμφωνία με τα αποτελέσματα των Chen και Qu, (2017), οι οποίοι διερεύνησαν την επίδραση των διαφορετικών συναισθημάτων που προκαλούνται από διάφορα ΑΕ στον έλεγχο της ισορροπίας. Οι Chen και Qu, (2017) βρήκαν ότι τα συναισθηματικά χαρακτηριστικά των ΑΕ είναι σημαντικά για τον έλεγχο της ισορροπίας, με τα μη ευχάριστα ΑΕ να προκαλούν αύξηση στην ταλάντωση του σώματος.

5.3. Ερμηνεία αποτελεσμάτων

Ο Gandemer και οι συνεργάτες του (2016), περιλαμβάνοντας στην εργασία τους μια μικρή βιβλιογραφική ανασκόπηση για τον ήχο και τη στάση, υποστηρίζουν ότι οι διαφορετικές μεθοδολογικές προσεγγίσεις είναι υπεύθυνες για τις διαφορές που προκύπτουν στα αποτελέσματα των μελετών που εξετάζουν την επίδραση ΑΕ στην κινητική σταθερότητα. Η ασυμφωνία των αποτελεσμάτων της παρούσας εργασίας με την υπάρχουσα βιβλιογραφία, τόσο για τις δοκιμασίες ακούσιας ταλάντωσης, όσο και την δοκιμασία εκούσιας ταλάντωσης, ενδεχομένως να οφείλεται στο διαφορετικό μεθοδολογικό σχεδιασμό (ΑΕ, κινητικές δοκιμασίες, μεταβλητές αξιολόγησης) συγκριτικά με σχεδιασμούς άλλων μελετών (Agaeva & Altman, 2005; Carrick et al., 2007; Chen & Qu, 2017; de Bruin et al., 2010; Deviterne et al., 2005; Dozza et al., 2007; Easton et al., 1998; Forti, et al., 2010; Gandemer et al., 2014; Gandemer et al. 2016; Pagnacco et al., 2015; Raper & Soames, 1991; Ross & Balasubramaniam, 2015; Ross et al., 2016; Siedlecka et al. 2015; Soams & Raper, 1992; Thaut et al., 1996; Trombetti et al., 2011; Tanaka et al., 2001). Παρακάτω αναφέρονται ορισμένοι παράγοντες οι οποίοι ενδεχομένως να συνδέονται την αντίθεση των αποτελεσμάτων της παρούσας εργασίας συγκριτικά με την αρκετές από τις προϋπάρχουσες μελέτες της βιβλιογραφίας.

5.3.1. Είδος ακουστικού ερεθίσματος

Ένας πιθανός παράγοντας, στον οποίο μπορεί να οφείλεται η αντίθεση των αποτελεσμάτων της παρούσας εργασίας με αυτά προγενέστερων μελετών είναι τα διαφορετικά ΑΕ που

χρησιμοποιούνται σε κάθε μελέτη. Ως ΑΕ χρησιμοποιούνται μη περιοδικοί ήχοι, δηλαδή θόρυβοι (Era & Heikkinen, 1985; Gandemer et al., 2014; Kilburn et al., 1992; Park et al., 2011; Ross & Balasubramaniam, 2015; Tanaka et al., 2001), περιοδικοί μη μουσικοί ήχοι (Chen & Qu, 2017; Coste et al., 2018; Deviterne et al., 2005; Easton et al., 1998; Raper & Soames, 1991; Siedlecka et al., 2015) με μικρό αριθμό εργασιών να χρησιμοποιούν μουσικό ΑΕ (Carrick et al., 2007; Husband, 1934; Forti et al., 2010; Pagnacco et al., 2015; Ross et al., 2016).

Ο θόρυβος συνήθως ορίζεται και ως ανεπιθύμητος ήχος. Μερικές μελέτες εργονομίας, στις οποίες το ερευνητικό ενδιαφέρον επικεντρώνεται σε εργασιακούς πληθυσμούς, εξέτασαν την επίδραση των εργασιακών περιβαλλόντων με αυξημένους θορύβους (ή με ήχους υψηλής έντασης) στην σταθερότητα, και υποστηρίζουν τον αποσταθεροποιητικό ρόλο των θορύβων. Η αυξημένη ένταση του θορύβου, η οποία προκαλεί μακροχρόνια απώλεια ακοής, οδηγεί τελικά σε αποσταθεροποίηση, λόγω των παρεμβολών στο αιθουσαίο και ακουστικό σύστημα (Era & Heikkinen, 1985; Kilburn et al., 1992). Ωστόσο, δεν είναι σαφές κατά πόσο οι θόρυβοι με διαφορετικά χαρακτηριστικά (ένταση, συχνότητα) τείνουν να επηρεάζουν αρνητικά το σύστημα ελέγχου της στάσης και της σταθερότητας για όσους δεν έχουν απώλεια ή μείωση ακοής. Από την άλλη πλευρά, μελέτες που χρησιμοποίησαν ως ΑΕ λευκό και ροζ θόρυβο, βρήκαν θετική επίδραση στην κινητική σταθερότητα καθώς ο θόρυβος προκαλούσε μείωση της σωματικής ταλάντωσης του σώματος κατά τη διάρκεια ακρόασης του (Gandemer et al., 2014; Park et al., 2011; Ross & Balasubramaniam, 2015; Tanaka et al., 2001). Οι παραπάνω εργασίες διέφεραν

ως προς την ένταση και τη συχνότητα των ΑΕ. Ενδεχομένως, να υπάρχει ένα συγκεκριμένο εύρος συχνότητας και έντασης το οποίο είναι κατάλληλο για τη διατήρηση και τη βελτίωση της σταθερότητας της στάσης.

Μελέτες που εξετάζουν την επίδραση απλών ήχων στη σταθερότητα κατά την ήρεμη στάση έχουν δείξει ότι μεμονωμένα χαρακτηριστικά του ήχου (τονικό ύψος, ένταση, χροιά), συμβάλλουν με διαφορετικό τρόπο στην κινητική σταθερότητα (Chen & Qu, 2017; Coste et al., 2018; Deviterne et al., 2005; Easton et al., 1998; Raper & Soames, 1991; Siedlecka et al., 2015). Στην εργασία των Raper και Soames (1991) διερευνήθηκε η ακούσια ταλάντωση του σώματος κάτω από διάφορους συνδυασμούς ακουστικών και οπτικών ερεθισμάτων. Τα ΑΕ που χρησιμοποιήθηκαν ήταν (Α) καθαρός τόνος (250 Hz) και (Β) γενική συνομιλία στο παρασκήνιο. Βρέθηκε αύξηση της ταλάντωσης κατά την ακρόαση ΑΕ συγκριτικά με την απουσία ΑΕ, και έντονη διαφορά στην αύξηση της ταλάντωσης μεταξύ των δύο ΑΕ. Με τον καθαρό τόνο, η πλάγια ταλάντωση του σώματος αυξήθηκε κατά 38%, ενώ με τη συνομιλία στο παρασκήνιο αυξήθηκε κατά 24%. Από αυτά τα αποτελέσματα μπορεί να θεωρηθεί ότι ένα ΑΕ, το οποίο αποτελείται από ήχο μίας μόνο συχνότητας και έντασης, επιδρά διαφορετικά από ένα ΑΕ που αποτελείται από περισσότερες συχνότητες και εντάσεις.

Επίσης, μελέτες που εφάρμοσαν μουσικό ΑΕ χρησιμοποιούσαν διαφορετικά μουσικά χαρακτηριστικά (ταχύτητα, ρυθμό, μελωδία, αρμονία) (Carrick et al., 2007; Forti et al., 2010; Ross et al., 2016), χωρίς όμως να εξετάζουν ποιο μουσικό χαρακτηριστικό συμμετέχει στον έλεγχο της στάσης και της σταθερότητας. Αυτό είχε ως

αποτέλεσμα οι ακουστικές συνθήκες που οδηγούν σε σταθεροποιητικό ή μη σταθεροποιητικό αποτέλεσμα να παραμένουν ασαφείς.

5.3.2. Ηχητική Πηγή ακουστικού ερεθίσματος

Ένας άλλος πιθανός παράγοντας που μπορεί να επηρεάζει τα αποτελέσματα των μελετών είναι η πηγή του ΑΕ. Ο Gandemer και οι συνεργάτες του (2016), αναφέρουν πως η πηγή του ήχου μπορεί να καθορίσει την επίδραση στην κινητική σταθερότητα. Ο άνθρωπος κατά την ακρόαση ΑΕ δεν ακούει μόνο μεμονωμένους ήχους αλλά ηχητικά συμβάντα που σχετίζονται με την ηχητική πηγή. Η ηχητική πηγή γίνεται αντιληπτή με μεγάλη ακρίβεια μέσω του ηχητικού εντοπισμού, δηλαδή μέσω της εκτίμησης της θέσης, του βάθους και της απόστασης των περιβαλλοντικών στοιχείων (Tanaka et al., 2001). Η συλλογή χωρικών και περιβαλλοντικών πληροφοριών, καθιστούν την ακοή ως ένα σύστημα αναφοράς και προσανατολισμού του σώματος, δίνοντας της ενεργό ρόλο στον έλεγχο της στάσης του σώματος.

Σημαντικό ρόλο στην επίδραση του ΑΕ κατά την ταλάντωση του σώματος παίζει η χωρική προέλευση του ηχητικού ερεθίσματος, δηλαδή το σημείο που βρίσκεται η ηχητική πηγή σε σχέση με τον ακροατή και η κατεύθυνση του ήχου. Οι Raper και Soames (1991), εξέτασαν την επίδραση της κατεύθυνσης του ΑΕ στην ταλάντωση του σώματος, (ηχητική πηγή μπροστά, πίσω, δεξιά και αριστερά των δοκιμαζόμενων) και βρήκαν διαφορές στη ταλάντωση του σώματος για τις διαφορετικές κατευθύνσεις. Ο Easton και οι συνεργάτες του (1998), οι οποίοι διερεύνησαν την επίδραση ακουστικών πληροφοριών που προέρχονταν από

σταθερό σημείο στη ταλάντωση του σώματος και της κεφαλής, βρήκαν ότι η επίδραση δεν είναι ίδια όταν η ηχητική πηγή άλλαζε τοποθεσία στο χώρο. Αξιολόγησαν την κινητική σταθερότητα κατά την ακρόαση ΑΕ, με το ΑΕ να παρουσιάζεται από (Α) ένα ηχείο τοποθετημένο 30 εκατοστά μπροστά από τους δοκιμαζόμενους, (Β) από δύο ηχεία τοποθετημένα δίπλα σε κάθε αντί σε απόσταση 5 εκατοστά. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ταλάντωση του σώματος μειώθηκε σημαντικά στη συνθήκη ΑΕ που προερχόταν από τα δύο ηχεία συγκριτικά με την ταλάντωση του σώματος κατά την απουσία ήχου. Αντίθετα, η ταλάντωση του σώματος στη συνθήκη ΑΕ που προερχόταν από ένα ηχείο δε φάνηκε να επηρεάζεται. Μια πιθανή εξήγηση για τη μεγαλύτερη επίδραση του ΑΕ από τα δύο ηχεία συγκριτικά με του ΑΕ από το ένα ηχείο, μπορεί να είναι η διαφορετική αντίληψη των ακουστικών πληροφοριών λόγω της διαφορετικής τοποθέτησης της ηχητικής πηγής.

Μελέτες που επικεντρώθηκαν στο ρόλο των κινούμενων πηγών ήχου, υποστηρίζουν πως ο ήχος που δεν προέρχεται από σταθερό σημείο αλλά προέρχεται από πηγή η οποία κινείται, επηρεάζει θετικά την κινητική σταθερότητα μειώνοντας την ταλάντωση του σώματος (Agaeva & Altman, 2005; Deviterne et al., 2005; Gandemer et al., 2014; Tanaka et al., 2001). Στη μελέτη του Gandemer και συνεργατών (2014), οι οποίοι εξέτασαν το ρόλο ενός περιστρεφόμενου ΑΕ στην ακούσια ταλάντωση του σώματος, το εύρος και η ταχύτητα ταλάντωσης μειώθηκε στο περιστρεφόμενο ΑΕ συγκριτικά με τις συνθήκες όπου το ΑΕ προερχόταν από σταθερή πηγή ήχου ή απουσίαζε. Όσο ταχύτερα περιστρεφόταν η ηχητική πηγή, τόσο μεγαλύτερη ήταν η μείωση της ταλάντωσης του σώματος.

Επίσης σημαντικό ρόλο παίζει και το είδος της ηχητικής πηγής. Στις μελέτες, όπου τα ΑΕ παρουσιάστηκαν μέσω ηχείων, υπήρξε επίδραση των ΑΕ στη στάση του σώματος και στη σταθερότητα (Easton et al., 1998; Gandemer et al., 2014;2015; Husband, 1934; Raper & Soames, 1992). Ενώ, σε μελέτες που χρησιμοποιούσαν ακουστικά, δε βρέθηκε επίδραση του ΑΕ στη στάση (Forti et al., 2010; Palm et al., 2009). Η εξήγηση που δίνει ο Gandemer και οι συνεργάτες του (2016), είναι ότι τα ΑΕ μπορούν να παρέχουν χωρικές πληροφορίες για τον περιβάλλοντα χώρο όταν οι ήχοι προέρχονται από μια εξωτερική πηγή, η οποία βρίσκεται σε κάποια απόσταση από τον δέκτη. Όταν τα ΑΕ παρουσιάζονται μέσω των ακουστικών, η ακουστική πληροφορία εισέρχεται κατευθείαν στο αυτί χωρίς να μεταφέρει χωρικές πληροφορίες με αποτέλεσμα να μην είναι ανεξάρτητη της κίνησης του σώματος και να μην μπορεί να ανιχνευθεί ως εξωτερική πληροφορία, και κατά συνέπεια δε συμμετέχει στη διαδικασία του ελέγχου της κινητικής σταθερότητας (Gandemer et al., 2016).

Ωστόσο, η παραπάνω θεωρία δε μπορεί να θεωρηθεί απόλυτα σωστή καθώς υπάρχουν μελέτες που χρησιμοποίησαν ακουστικά για τις συνθήκες ηχητικής διέγερσης και βρήκαν σημαντική επίδραση στην κινητική σταθερότητα (Park et al., 2011; Ross & Balasubramaniam, 2015; Siedlecka et al. 2015). Τα αποτελέσματα αυτών των ερευνών έρχονται να διαψεύσουν ως ένα βαθμό τη θεωρία του Gandemer και συνεργατών (2016), καθώς φαίνεται ότι το ΑΕ να μπορεί να επηρεάσει τον έλεγχο της σταθερότητας ακόμα και όταν δεν μεταφέρει πληροφορίες για τον περιβάλλοντα χώρο. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκαν ακουστικά καθώς βασικός στόχος ήταν η διερεύνηση του ρόλου των χρονικών χαρακτηριστικών των ΑΕ στη ρύθμιση

και τον έλεγχο της κινητικής σταθερότητας, και όχι των χωρικών πληροφοριών που μεταφέρονται από τα ΑΕ.

5.3.3. Εστίαση της προσοχής στο ακουστικό ερέθισμα

Ένας ακόμη παράγοντας που μπορεί να επηρεάζει τα αποτελέσματα των μελετών είναι η οδηγία που δίνεται στους δοκιμαζόμενους σχετικά με την εστίαση της προσοχής στο ΑΕ. Ο άνθρωπος έχει την ικανότητα να αγνοεί όσους ήχους δε του κινούν το ενδιαφέρον και να επικεντρώνεται μόνο σε εκείνους που επιθυμεί να δεχτεί. Η ενεργή προσήλωση στην ακουστική πληροφορία φαίνεται να έχει σημαντικό ρόλο στην επίδραση της στον έλεγχο της στάσης και της σταθερότητας του σώματος. Στη μελέτη που διεξήχθη από τον Deviterne και συνεργάτες (2005), οι ερευνητές χρησιμοποίησαν ΑΕ που περιστρέφονταν γύρω από τους δοκιμαζόμενους. Συγκρίθηκαν δύο τύποι περιστρεφόμενων διεγερτικών ΑΕ: ένα "χωρίς νόημα ακουστικό μήνυμα" (συνεχής τόνος 440 Hz) και ένα "με νόημα ακουστικό μήνυμα" (μια σύντομη ηχογραφημένη ιστορία= δεν αναφέρεται). Στη συνθήκη "με νόημα ακουστικού μηνύματος" ζητήθηκε από τους δοκιμαζόμενους να ακούσουν προσεκτικά την ιστορία. Στη συνέχεια ερωτήθηκαν για λεπτομέρειες της ιστορίας. Τα αποτελέσματα έδειξαν σταθεροποίηση των ατόμων μόνο σε αυτή τη συνθήκη. Οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η προσπάθεια εστίασης της προσοχής στον ήχο ανάγκασε τους δοκιμαζόμενους να λάβουν υπόψη την κανονικότητα και την περιστροφή της διέγερσης, η οποία τους παρείχε ένα ακουστικό ορόσημο που διευκόλυνε τη ρύθμιση και τον έλεγχο της στάσης.

Ο Gandemer και οι συνεργάτες του (2015) εξέτασαν την κινητική

σταθερότητα στις εξής συνθήκες: ΑΕ και εστίαση στη δοκιμασία, ΑΕ και εστίαση σε αυτό, συνδυασμός ΑΕ και γνωστικής λειτουργίας (arithmetic task). Παρείχαν 5 συνθήκες ΑΕ (Χ-ΑΕ, στατικό ΑΕ, και περιστρεφόμενο ΑΕ κατά 20, 60 και 180°/s). Τα αποτελέσματα τους έδειξαν σημαντικές διαφορές της κινητικής σταθερότητας μόνο στη δοκιμασία που ζητήθηκε από τους δοκιμαζόμενους να εστιάζουν στο ΑΕ, με το περιστρεφόμενο ΑΕ να βελτιώνει τη κινητική σταθερότητα μειώνοντας την ταλάντωση του σώματος, συγκριτικά με την απουσία ΑΕ και το στατικό ΑΕ.

Τα αποτελέσματα των παραπάνω μελετών δηλώνουν πως, η προσοχή στο ΑΕ ευνοεί την ενίσχυση και την αξιοποίηση των ακουστικών πληροφοριών προς όφελος της κινητικής σταθερότητας. Στην παρούσα μελέτη δε δόθηκε εντολή στις δοκιμαζόμενες να εστιάσουν στα ΑΕ, καθώς στόχος ήταν να διερευνηθεί κατά πόσο η ταλάντωση του σώματος μπορεί να παρασυρθεί ακούσια στις μουσικές συχνότητες των ΑΕ.

5.3.4. Αλληλεπίδραση αισθητηριακών συστημάτων

Ο ηχητικός εντοπισμός, δηλαδή η αντίληψη των χωρικών πληροφοριών μέσω της διάδοσης του ήχου, είναι μια ικανότητα που την διαθέτουν όλοι. Εντούτοις, δεν φαίνεται να έχει κυρίαρχο ρόλο στον έλεγχο της στάσης και της σταθερότητας. Καθώς η όραση είναι η κύρια αίσθηση είναι αναμενόμενο, όταν δεν υπάρχει κάποια πάθηση, να συμμετέχει περισσότερο στον έλεγχο της στάσης. Κατά συνέπεια, η ακοή ίσως να μην αξιοποιείται στο έπακρο, και η επίδραση της στην κινητική σταθερότητα να είναι μικρού εύρους. Οι Raper και Soames (1991), αναφέρουν πως, κατά την απώλεια της όρασης, ο ρόλος του ακουστικού συστήματος στον έλεγχο της

σταθερότητας γίνεται πιο σημαντικός. Αναφέρουν επίσης ότι υπάρχει πιθανότητα η επίδραση του ΑΕ να είναι ίδια αλλά με την ανατροφοδότηση που προκύπτει από το οπτικό σύστημα να χάνεται. Στη μελέτη των Easton και συνεργατών (1998), στην οποία βρέθηκε ότι το ΑΕ βελτίωσε την κινητική σταθερότητα, οι ακουστικές πληροφορίες μείωσαν κατά 10% την ταλάντωση του σώματος, ενώ οι οπτικές πληροφορίες τη μείωσαν κατά 60%. Η μελέτη αυτή υπογράμμισε τη μικρή επίδραση του ήχου σε σύγκριση με την όραση όσον αφορά τον έλεγχο της στάσης. Ο Forti και οι συνεργάτες του (2010) βρήκαν πως ένα από τα ΑΕ που χρησιμοποίησαν και είχε επίδραση στην κινητική σταθερότητα, προκάλεσε σημαντική μείωση στο ρόλο του οπτικού συστήματος ενώ ενίσχυσε το ρόλο του ιδιοδεκτικού και του αιθουσαίου συστήματος. Μπορεί να θεωρηθεί λοιπόν, ότι η επίδραση των ΑΕ στην κινητική σταθερότητα δεν μπορεί να ανιχνευθεί εύκολα όταν τα υπόλοιπα αισθητηριακά συστήματα λειτουργούν σωστά. Παθήσεις του οπτικού, του ιδιοδεκτικού και του αιθουσαίου συστήματος, ενδεχομένως να οδηγούν σε μεγαλύτερη εξάρτηση από το ακουστικό σύστημα και η επίδραση των ΑΕ στη σταθερότητα να είναι μεγαλύτερη.

5.3.5. Ερευνητικός πληθυσμός

Λαμβάνοντας υπόψη την αλληλεπίδραση των αισθητηριακών συστημάτων, πιθανόν το ΑΕ να μην έχει σημαντική επίδραση σε νεαρά υγιή άτομα, που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία. Αρκετές από τις μελέτες που έχουν αναδείξει την θετική επίδραση του ΑΕ στην κινητική σταθερότητα, έχουν χρησιμοποιήσει ως ερευνητικό δείγμα ηλικιωμένα άτομα (Deviterne et al., 2005; Tanaka et al., 2001; Trombetti et al. 2011), καθώς και άτομα με βλάβη στα αισθητηριακά

συστήματα του ελέγχου της ισορροπίας (de Bruin et al., 2010; Dozza, et al., 2007; Easton, et al., 1998). Ωστόσο, υπάρχουν και μελέτες οι οποίες έχουν διεξαχθεί σε νεαρά υγιή άτομα και έχουν βρει σημαντική επίδραση των ΑΕ σε μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας (Chen & Qu, 2017; Forti et al., 2010; Palm et al., 2009; Ross & Balasubramaniam, 2015; Ross et al., 2016; Siedlecka et al., 2015). Συνεπώς, η απουσία στατιστικά σημαντικής επίδρασης του ΑΕ στην κινητική σταθερότητα στην παρούσα εργασία, δεν μπορεί να αποδοθεί εξ' ολοκλήρου στον επιλεγόμενο ερευνητικό πληθυσμό.

5.3.6. Κινητική δοκιμασία

Η δοκιμασία της όρθιας στάσης με παραλλαγές στη βάση στήριξης αποτελεί την πιο συνηθισμένη δοκιμασία αξιολόγησης της κινητικής σταθερότητας και του ελέγχου της ισορροπίας σε στατική θέση. Ωστόσο, σε κάθε μελέτη χρησιμοποιούνται διαφορετικά ΑΕ τα οποία διαφέρουν ως προς τα χαρακτηριστικά τους (είδος, μουσική ταχύτητα, ένταση, μελωδία κλπ). Ενδεχομένως, τα χαρακτηριστικά του ΑΕ της παρούσας εργασίας να μην ήταν ικανά να επηρεάσουν σε σημαντικό βαθμό την κινητική σταθερότητα και τις παραμέτρους της, κατά τη διατήρηση της όρθιας στάσης. Ο έλεγχος της σταθερότητας στην όρθια στάση βρίσκεται κάτω από αυτόματες και αρκετά ισχυρές διαδικασίες (Gandemer et al., 2017; Winter, 1995; Pollock et al., 2000). Το ανθρώπινο σώμα λειτουργεί με τέτοιο τρόπο ώστε να απορροφά τη μηχανική ανισορροπία που προκύπτει από εσωτερικούς και εξωτερικούς παράγοντες. Λαμβάνοντας υπόψη την προσπάθεια του σώματος για την επίτευξη της βέλτιστης σταθερότητας, καθώς όμως και τη σύνδεση του ακουστικού συστήματος με το σύστημα

ελέγχου της στάσης και της σταθερότητας, μπορούμε να υποθέσουμε ότι δεν είναι όλα τα ΑΕ ικανά να τροποποιήσουν τη σταθερότητα του σώματος και να επηρεάσουν τον έλεγχο της. Όσον αφορά τον έλεγχο της σταθερότητας σε εκούσια δυναμική κίνηση και των μη στατιστικά σημαντικών αποτελεσμάτων στην παρούσα εργασία, η δοκιμασία της εκούσιας ταλάντωσης του σώματος – προσθιοπίσθια αιώρηση- είναι πιθανόν να μην είναι η κατάλληλη για την ανίχνευση οποιασδήποτε επίδρασης ενός ΑΕ.

Ενδεχομένως, οι κινητικές δοκιμασίες διατήρησης της όρθιας στάσης και της αιώρησης του σώματος, μπορεί να είναι ικανές να αναδείξουν μόνο μακροχρόνιες επιδράσεις και μεταβολές της κινητικής σταθερότητας, ως απόκριση στα μουσικά ΑΕ που χρησιμοποιήθηκαν. Αυτή η υπόθεση απορρέει από τις εργασίες του Carrick και συνεργάτες (2007) και του Trombetti και συνεργάτες (2011) οι οποίοι δηλώνουν τη θετική επίδραση μουσικών ΑΕ μετά από παρέμβαση μεγάλης διάρκειας. Ο Carrick και συνεργάτες (2007) έδειξαν θετική επίδραση των μουσικών ΑΕ στη σταθερότητα του σώματος μετά από ένα μήνα καθημερινής ακρόασης. Παρομοίως, ο Trombetti και συνεργάτες (2011), μετά από έξι μήνες εφαρμογής ενός προγράμματος εξάσκησης ισορροπίας, αναφέρουν μεγαλύτερη βελτίωση της ισορροπίας και της σταθερότητας ηλικιωμένων για την ομάδα που εφάρμοζε το πρόγραμμα με συνοδεία μουσικής συγκριτικά με την ομάδα που εκτελούσε το ίδιο πρόγραμμα χωρίς τη συνοδεία μουσικής.

5.3.7. Φαινόμενο παράσυρσης

Ένας άλλος παράγοντας που μπορεί να εξηγήσει την απουσία

στατιστικά σημαντικής διαφοράς, τόσο στην ακούσια όσο και στην εκούσια ταλάντωση του σώματος, είναι η μουσική συχνότητα των ΑΕ που χρησιμοποιήθηκαν. Το τέμπο του μουσικού ακουστικού ερεθίσματος καθορίζει και την επίδραση του στις κινητικές αποκρίσεις. Το φαινόμενο της παράσυρσης των κινητικών αποκρίσεων στη συχνότητα των νευρικών ταλαντώσεων που προκύπτουν από την ηχητική διέγερση, επιτυγχάνεται μόνο όταν η μουσική συχνότητα είναι παραπλήσια της ιδιοσυχνότητας της κίνησης (Coste et al., 2018; Repp, 2005; Thaut, 2005). Η ακούσια ταλάντωση του σώματος αποτελεί κίνηση χαμηλής συχνότητας (Coste et al., 2018). Το ίδιο ισχύει όπως φαίνεται και για την εκούσια ταλάντωση. Οι συχνότητες των επιλεγμένων ΑΕ (1,75 και 1 Hz, αντίστοιχα), με και χωρίς ΕΠ, ήταν κατά πολύ μεγαλύτερες από τις ιδιοσυχνότητες των επιλεγμένων κινητικών δοκιμασιών, με πιθανό αποτέλεσμα την αδυναμία παράσυρσης των ταλαντώσεων του σώματος σε αυτές τις συχνότητες. Ο συγχρονισμός μιας κίνησης με εξωτερικό ρυθμικό ερέθισμα παρατηρείται μόνο σε ένα εύρος συχνοτήτων γύρω από την προτιμώμενη συχνότητα (Repp, 2003:2005). Δεδομένου λοιπόν ότι δε παρατηρήθηκε παράσυρση της ακούσιας και της εκούσιας ταλάντωσης τόσο στη μουσική συχνότητα των ΑΕ, όσο και σε κάποιο υποπολλαπλάσιο τους, μπορεί να θεωρηθεί ότι οι κινήσεις με χαμηλή ιδιοσυχνότητα ίσως να μη μπορούν να υποκύψουν εύκολα στο φαινόμενο της παράσυρσης και τελικά στον συγχρονισμό με ΑΕ που χρησιμοποιούνται στους χώρους άσκησης (υψηλής μουσικής συχνότητας). Η επιλογή διαφορετικών δοκιμασιών με ιδιοσυχνότητα πλησιέστερη στη μουσική συχνότητα των δημοφιλών ΑΕ που χρησιμοποιούνται στην άσκηση, ή η επιλογή διαφορετικών ΑΕ με μουσική

συχνότητα παραπλήσια της ιδιοσυχνότητας των κινητικών δοκιμασιών που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, ίσως να επέφεραν διαφορετικά αποτελέσματα. Ωστόσο, οι παραπάνω σχεδιασμοί δε θα μπορούσαν να διερευνήσουν την επίδραση των ΑΕ στην κινητική σταθερότητα σε πραγματικές συνθήκες.

5.4. Περιορισμοί εργασίας

Σημειώνεται ότι παρούσα μελέτη έχει ορισμένους περιορισμούς. Αναλυτικότερα, πρόκειται για μια μελέτη που αφορούσε γυναίκες, νεαρής ηλικίας με συγκεκριμένα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά, με αποτέλεσμα την αδυναμία γενίκευσης των αποτελεσμάτων σε άλλες πληθυσμιακές ομάδες.

Επίσης, η επίδραση των ΑΕ στην κινητική σταθερότητα εξετάστηκε μόνο με τη χρήση ακουστικών και όχι και με τη χρήση ηχείων, όπως συμβαίνει στους χώρους ομαδικής άσκησης. Εντούτοις, ένα σημαντικό ποσοστό ασκούμενων και αθλητών χρησιμοποιεί ακουστικά την ώρα της προπόνησης, ακούγοντας την αγαπημένη τους μουσική. Συνεπώς, τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας περιορίζονται στους ασκούμενους που ακούν μουσική με τη χρήση ακουστικών.

5.5. Συμπεράσματα

Η παρούσα εργασία απάντησε στα ερωτήματα τα οποία είχαν τεθεί απορρίπτοντας τις αρχικές ερευνητικές υποθέσεις και συγκεκριμένα βρέθηκε ότι το ΑΕ καθώς και η διακριτότητα του παλμού του ΑΕ δεν επέφεραν στατιστικά σημαντική επίδραση στις μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας, στις τρεις κινητικές δοκιμασίες που εξετάστηκαν. Σημαντική επίδραση βρέθηκε μόνο για την εκούσια ταλάντωση, με το ΑΕ-ΕΠ να

προκαλεί ταχύτερη κίνηση διατηρώντας τη σταθερότητα της κίνησης. Το σύνολο των παραπάνω ευρημάτων έρχεται σε αντίθεση με την υπάρχουσα βιβλιογραφία. Εντούτοις, οι προυπάρχουσες μελέτες χρησιμοποιούν διαφορετικούς μεθοδολογικούς σχεδιασμούς, διαφορετικά ΑΕ και διαφορετικές μεταβλητές αξιολόγησης της κινητικής σταθερότητας. Ενδεχομένως, οι επιλεγόμενες κινητικές δοκιμασίες και τα συγκεκριμένα ΑΕ να μην ήταν τα κατάλληλα για την ανίχνευση της επίδρασης του ΑΕ και της διακριτότητας του μουσικού παλμού στο ερευνητικό δείγμα της παρούσας εργασίας. Εντούτοις, στόχος ήταν να ελεγχθεί η επίδραση δημοφιλών ΑΕ που χρησιμοποιούνται στην άσκηση, σε κινητικές δοκιμασίες οι οποίες χρησιμοποιούνται σε προγράμματα άσκησης και ιδιαίτερα σε προγράμματα νευρομυϊκού ελέγχου και κινητικής σταθερότητας καθώς και σε προγράμματα κινητικής αποκατάστασης.

Δεδομένης της αποδεδειγμένης αλληλεπίδρασης του ακουστικού και του νευρικού συστήματος, η διερεύνηση και η κατανόηση αυτής της αλληλεπίδρασης σε αυτόματες διαδικασίες όπως είναι ο έλεγχος της στάσης και της κινητικής σταθερότητας, αποτελεί ένα ευρύ και με μεγάλο ενδιαφέρον πεδίο, το οποίο έχει ως στόχο την χρήση ΑΕ για τη βελτίωση και την αποκατάσταση της κινητικής σταθερότητας σε υγιείς και παθολογικούς πληθυσμούς. Η διερεύνηση της επίδρασης της παλμικής διακριτότητας στην κινητική σταθερότητα, και κατά πόσο η διακριτότητα του παλμού μπορεί να βοηθήσει στην παράσυρση του συστήματος ελέγχου αποτελεί ένα ενδιαφέρον ερώτημα. Τα ρυθμικά ΑΕ με έντονο παλμό, ο οποίος ενθαρρύνει την παράσυρση του συστήματος ελέγχου της στάσης και της σταθερότητας, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να μειώσουν τις αυξημένες ταλαντώσεις τους σώματος

και να βελτιώσουν την κινητική σταθερότητα. Η περαιτέρω μελέτη του θέματος κρίνεται αναγκαία για την εύρεση των ΑΕ που θα μπορούσαν να αξιοποιηθούν στον τομέα της άσκησης συμβάλλοντας στη βελτίωση της κινητικής σταθερότητας υγιών αλλά και ατόμων που πάσχουν από κινητικές διαταραχές.

5.6. Πρακτικές εφαρμογές

Τα μουσικά ΑΕ εφαρμόζονται στην άσκηση και στον αθλητισμό εδώ και πολλά χρόνια. Επιπλέον, έχουν αρχίσει να αποτελούν και βασικό στοιχείο σε πολλά προγράμματα αποκατάστασης κινητικών διαταραχών. Τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας μπορούν να αποτελέσουν μια βάση για περαιτέρω μελέτη και να βοηθήσουν στην επιλογή ενός ΑΕ κατάλληλου για τη βέλτιστη παρέμβαση βελτίωσης ή αποκατάστασης της κινητικής σταθερότητας, καθώς επίσης και την αποφυγή πιθανών τραυματισμών.

5.7. Προτάσεις για περαιτέρω μελέτη του θέματος

Σε μελλοντική μελέτη θα μπορούσε να αξιολογηθεί η επίδραση περισσότερων ΑΕ με περισσότερους βαθμούς παλμικής διακριτότητας. Επίσης, αξίζει να μελετηθεί η επίδραση των ΑΕ που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία και με τη χρήση ηχείων, δεδομένου ότι η χρήση μουσικών ΑΕ σε αίθουσες γυμναστηρίων ή σε άλλους χώρους ομαδικής προπόνησης γίνεται συνήθως με τη χρήση ηχείων. Τέλος, ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει και η εστίαση της προσοχής, μέσω της οποίας θα μπορούσε να διερευνηθεί και ο ρόλος της ενεργούς προσήλωσης στο ΑΕ όσον αφορά την κινητική σταθερότητα.

Βιβλιογραφία

- Agaeva, M. Y., & Altman, Y. A. (2005). Effect of a sound stimulus on postural reactions. *Human Physiology*, 31(5), 511-514. <https://link.springer.com/article/10.1007/s10747-005-0090-4>
- Alonso, A. C., Luna, N. M., Dionísio, F. N., Speciali, D. S., Leme, L. E. G., & Greve, J. M. D. A. (2014). Functional Balance Assessment. *Medicalexpress*, 1(6), 298-301. http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S2358-04292014000600298&script=sci_arttext
- Arias, P., & Cudeiro, J. (2010). Effect of rhythmic auditory stimulation on gait in Parkinsonian patients with and without freezing of gait. *PloS One*, 5(3), e9675. <http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0009675>
- Bégel, V., Benoit, C. E., Correa, A., Cutanda, D., Kotz, S. A., & Dalla Bella, S. (2017). "Lost in time" but still moving to the beat. *Neuropsychologia*, 94, 129-138. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0028393216304353>
- Berg, K. O., Maki, B. E., Williams, J. I., Holliday, P. J., & Wood-Dauphinee, S. L. (1992). Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73(11), 1073-1080. [http://www.archives-pmr.org/article/0003-9993\(92\)90174-U/abstract](http://www.archives-pmr.org/article/0003-9993(92)90174-U/abstract)
- Bernardi, L., Porta, C., Casucci, G., Balsamo, R., Bernardi, N. F., Fogari, R., & Sleight, P. (2009). Dynamic interactions between musical, cardiovascular, and cerebral rhythms in humans. *Circulation*, 119(25), 3171-3180. <http://circ.ahajournals.org/content/119/25/3171.short>
- Błaszczyk, J. W., Cieślinska-Świder, J., Plewa, M., Zahorska-Markiewicz, B., & Markiewicz, A. (2009). Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics*, 42(9), 1295-1300. [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(09\)00135-3/abstract](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(09)00135-3/abstract)
- Błaszczyk, J. W., Hansen, P. D., & Lowe, D. L. (1993). Postural sway and perception of the upright stance stability borders. *Perception*, 22(11), 1333-1341. <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1068/p221333>
- Błaszczyk, J. W., Lowe, D. L., & Hansen, P. D. (1994). Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait & Posture*, 2(1), 11-17. [http://www.gaitposture.com/article/0966-6362\(94\)90012-4/fulltext](http://www.gaitposture.com/article/0966-6362(94)90012-4/fulltext)
- Browne, J. E., & O'Hare, N. J. (2001). Review of the different methods for assessing standing balance. *Physiotherapy*, 87(9), 489-495. [http://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406\(05\)60696-7/abstract](http://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406(05)60696-7/abstract)
- Burger, B., Thompson, M. R., Luck, G., Saarikallio, S., & Toivainen, P. (2013). Influences of rhythm- and timbre-related musical features on characteristics of music-induced movement.

- Frontiers in Psychology*, 4, 183.
<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fpsyg.2013.00183/full>
- Cameron, D. J., & Grahn, J. A. (2014). Neuroscientific Investigations Of Musical Rhythm. *Acoustics Australia*, 42(2).
<https://pdfs.semanticscholar.org/5f6c/c87c81b1c7af3f0e24286969ddb4914b974a.pdf>
- Carrick, F. R., Oggero, E., & Pagnacco, G. (2007). Posturographic changes associated with music listening. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 13(5), 519-526.
<http://online.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/acm.2007.7020>
- Chen, X., & Qu, X. (2017). Influence of affective auditory stimuli on balance control during static stance. *Ergonomics*, 60(3), 404-409.
<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140139.2016.1182649>
- Chiari, L., Rocchi, L., & Cappello, A. (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics*, 17(9), 666-677.
<http://europepmc.org/abstract/med/12446163>
- Clayton, M. R. (1996). Free rhythm: ethnomusicology and the study of music without metre. *Bulletin of the School of Oriental and African Studies*, 59(2), 323-332.
<https://www.cambridge.org/core/journals/bulletin-of-the-school-of-oriental-and-african-studies/article/free-rhythm-ethnomusicology-and-the-study-of-music-without-metre/597ACEF87AAF25E19650AFF747FD6662>
- 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.
[http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(17\)30928-1/abstract](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(17)30928-1/abstract)
- Cotoros, D., & Baritz, M. (2010). Biomechanical analyzes of human body stability and equilibrium. In *Proceedings of the World Congress on Engineering* (Vol. 2).
https://www.researchgate.net/profile/Mihaela_Baritz2/publication/45534564_Biomechanical_Analyzes_of_Human_Body_Stability_and_Equilibrium/links/00b4952978e2e3e7de000000.pdf
- Davlin, C. D. (2004). Dynamic balance in high level athletes. *Perceptual and Motor Skills*, 98(3), 1171-1176.
<http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.2466/pms.98.3c.1171-1176>
- da Silva, S. A. F., Guida, H. L., dos SantosAntônio, A. M., Vanderlei, L. C. M., Ferreira, L. L., de Abreu, L. C., ... & Valenti, V. E. (2014). Auditory stimulation with music influences the geometric indices of heart rate variability in men. *International Archives of Medicine*, 7(1), 27.
<https://intarchmed.biomedcentral.com/articles/10.1186/1755-7682-7-27>

- de Bruin, N., Doan, J. B., Turnbull, G., Suchowersky, O., Bonfield, S., Hu, B., & Brown, L. A. (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. *Parkinson's Disease*, p1-9. 9p. <https://www.hindawi.com/journals/pd/2010/483530/abs/>
- 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. [http://www.prd-journal.com/article/S1353-8020\(11\)70036-0/abstract](http://www.prd-journal.com/article/S1353-8020(11)70036-0/abstract)
- Deviterne, D., Gauchard, G. C., Jamet, M., Vançon, G., & Perrin, P. P. (2005). Added cognitive load through rotary auditory stimulation can improve the quality of postural control in the elderly. *Brain Research Bulletin*, 64(6), 487-492. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0361923004002527>
- Dozza, M., Horak, F. B., & Chiari, L. (2007). Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Experimental Brain Research*, 178(1), 37-48. <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-006-0709-y>
- Duarte, M., & Freitas, S. M. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 14(3), 183-192. http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-35552010000300003&script=sci_arttext
- Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2002). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental Brain Research*, 146(1), 60-69. <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-002-1154-1>
- Easton, R. D., Greene, A. J., DiZio, P., & Lackner, J. R. (1998). Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. *Experimental Brain Research*, 118(4), 541-550. <https://link.springer.com/article/10.1007/s002210050310>
- Ekdahl, C., Jarnlo, G. B., & Andersson, S. I. (1989). Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 21(4), 187-195. <http://europemc.org/abstract/m/ed/2631193>
- Era, P., & Heikkinen, E. (1985). Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *Journal of Gerontology*, 40(3), 287-295. <https://academic.oup.com/geronj/article-abstract/40/3/287/658891>
- Fitch, W. (2013). Rhythmic cognition in humans and animals: distinguishing meter and pulse

- perception. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 7, 68.
<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnsys.2013.00068/full>
- 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://content.iospress.com/articles/journal-of-vestibular-research/vs00361>
- Gandemer, L., Parseihian, G., Kronland-Martinet, R., & Bourdin, C. (2014). The influence of horizontally rotating sound on standing balance. *Experimental Brain Research*, 232(12), 3813-3820.
<https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-014-4066-y>
- Gandemer, L., Parseihian, G., Bourdin, C., & Kronland-Martinet, R. (2016, July). Sound and posture: an overview of recent findings. In *Computer Music and Multidisciplinary Research (CMMR)*. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01311011/>
- Giansanti, D. (2006). Investigation of fall-risk using a wearable device with accelerometers and rate gyroscopes. *Physiological Measurement*, 27(11), 1081.
<http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0967-3334/27/11/003/meta>
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2006). Biomechanical basis of human movement. Lippincott Williams & Wilkins.
- Hutchinson, J. C., Sherman, T., Davis, L., Cawthon, D., Reeder, N. B., & Tenenbaum, Gershon, T. (2011). The influence of asynchronous motivational music on a supramaximal exercise bout. *International Journal of Sport Psychology*, 42(2), 135-148.
<https://www.cabdirect.org/cabdirect/abstract/20113203332>
- Hausdorff, J. M., Lowenthal, J., Herman, T., Gruendlinger, L., Peretz, C., & Giladi, N. (2007). Rhythmic auditory stimulation modulates gait variability in Parkinson's disease. *European Journal of Neuroscience*, 26(8), 2369-2375.
<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1460-9568.2007.05810.x/full>
- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1-8.
[http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(04\)00164-2/abstract](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(04)00164-2/abstract)
- 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://scholar.google.gr/scholar?hl=el&as_sdt=0%2C5&q=ostural+orientation+and+equilibrium%3A+what+do+we+need+to+know+about+neural+control+of+balance+to+prevent+&btnG=

- Howcroft, J., Kofman, J., & Lemaire, E. D. (2013). Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10(1), 91. <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-10-91>
- Husband, R. W. (1934). The effects of musical rhythms and pure rhythms on bodily sway. *The Journal of General Psychology*, 11(2), 328-336. <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00221309.1934.9917842>
- Ivry, R. B., & Richardson, T. C. (2002). Temporal control and coordination: the multiple timer model. *Brain and Cognition*, 48(1), 117-132. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0278262601913089>
- Iwanaga, M., & Ito, T. (2002). Disturbance effect of music on processing of verbal and spatial memories. *Perceptual and Motor Skills*, 94(3_suppl), 1251-1258. <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.2466/pms.2002.94.3c.1251>
- Jiam, N. T. L., Li, C., & Agrawal, Y. (2016). Hearing loss and falls: A systematic review and meta-analysis. *The Laryngoscope*, 126(11), 2587-2596. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/lary.25927/full>
- Karageorghis, C. I., & Priest, D. L. (2012). Music in the exercise domain: a review and synthesis (Part II). International review of sport and exercise psychology, 5(1), 44-66. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3339578/>
- Karageorghis, C., & Priest, D. L. (2008). Music in Sport and Exercise: An Update on Research and Application. *Sport Journal*, 11(3). <http://dspace.brunel.ac.uk/handle/2438/4653>
- Karlsson, A., & Frykberg, G. (2000). Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics*, 15(5), 365-369. [http://www.arthroscopyjournal.org/article/S0268-0033\(99\)00096-0/abstract](http://www.arthroscopyjournal.org/article/S0268-0033(99)00096-0/abstract)
- Keller, P. E., & Rieger, M. (2009). Special issue—Musical movement and synchronization. *Music Perception*, 26(5), 397-400. <http://www.jstor.org/stable/10.1525/mp.2009.26.5.397>
- Kilburn, K. H., Warshaw, R. H., & Hanscom, B. (1992). Are hearing loss and balance dysfunction linked in construction iron workers? *Occupational and Environmental Medicine*, 49(2), 138-141. <http://oem.bmj.com/content/49/2/138.short>
- Lajoie, Y., Teasdale, N., Bard, C., & Fleury, M. (1993). Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental Brain Research*, 97(1), 139-144. https://scholar.google.gr/scholar?hl=el&as_sdt=0%2C5&q=Lajoie%2C+Teasdale%2C+Bard%2C+%26+Fleury%2C+1993&btnG=

- Latash, M. L., Ferreira, S. S., Wieczorek, S. A., & Duarte, M. (2003). Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure. *Experimental Brain Research*, 150(3), 314-324. <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-003-1419-3>
- Levitin, D. J. (2006). *This is your brain on music: The Science of a Human Obsession* (1st ed.). New York: Dutton Adult. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0882596302334973>
- Leow, L. A., Parrott, T., & Grahn, J. A. (2014). Individual differences in beat perception affect gait responses to low-and high-groove music. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8, 811. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2014.00811/full>
- Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *The Journal of Physiology*, 540(3), 1111-1124. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1113/jphysiol.2001.013077/full>
- Maki, B. E., & Mcilroy, W. E. (1999). Control of compensatory stepping reactions: age-related impairment and the potential for remedial intervention. *Physiotherapy Theory and Practice*, 15(2), 69-90. <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/095939899307784>
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 239. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3033730/>
- Mancini, M., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Chiari, L. (2011). Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 17(7), 557-562. [http://www.prd-journal.com/article/S1353-8020\(11\)00142-8/abstract](http://www.prd-journal.com/article/S1353-8020(11)00142-8/abstract)
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4(6), 877-887. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0959438894901376>
- McClellan, R. (2000). *The healing forces of music: History, theory, and practice*. iUniverse.
- Mercer, V. S., & Sahrmann, S. A. (1999). Postural synergies associated with a stepping task. *Physical Therapy*, 79(12), 1142-1152. <https://academic.oup.com/ptj/article/79/12/1142/2842460>
- Negahban, H., Bavarsad Cheshmeh Ali M., & Nassadj, G. (2017). Effect of hearing aids on static balance function in elderly with hearing loss. *Gait & Posture*, 58, 126-129. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28772132>

- Nombela, C., Hughes, L. E., Owen, A. M., & Grahn, J. A. (2013). Into the groove: can rhythm influence Parkinson's disease? *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 37(10), 2564-2570. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0149763413001930>
- Novak, A. C., Komisar, V., Maki, B. E., & Fernie, G. R. (2016). Age-related differences in dynamic balance control during stair descent and effect of varying step geometry. *Applied Ergonomics*, 52, 275-284. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003687015300569>
- Overstall, P. W., Exton-Smith, A. N., Imms, F. J., & Johnson, A. L. (1977). Falls in the elderly related to postural imbalance. *British Medical Journal*, 1(6056), 261-264. <http://www.bmj.com/content/1/6056/261>
- Pai, Y. C., & Patton, J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30(4), 347-354. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929096001650>
- Pagnacco, G., Klotzek, A. S., Carrick, F. R., Wright, C. H., & Oggero, E. (2015). Effect of tone-based sound stimulation on balance performance of normal subjects: preliminary investigation. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 51, 54-61. https://cdn.ymaws.com/www.gachiro.org/resource/resmgr/fc16/Carrick_Sounds_2015.pdf
- Palm, H. G., Strobel, J., Achatz, G., von Luebken, F., & Friemert, B. (2009). The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & Posture*, 30(3), 328-333. [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(09\)00160-X/abstract](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(09)00160-X/abstract)
- Palmer, C., Lidji, P., & Peretz, I. (2014). Losing the beat: deficits in temporal coordination. *Philosophical Transactions of The Royal Society B Biological Sciences*, 369(1658), 20130405. <http://rstb.royalsocietypublishing.org/content/369/1658/20130405.short>
- Pantaleone, J. (2002). Synchronization of metronomes. *American Journal of Physics*, 70(10), 992-1000. <http://aapt.scitation.org/doi/abs/10.1119/1.1501118>
- Park, S. H., Lee, K., Lockhart, T., & Kim, S. (2011). Effects of sound on postural stability during quiet standing. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(1), 67. <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-67>
- Parncutt, R. (1994). A perceptual model of pulse salience and metrical accent in musical rhythms. *Music Perception: An Interdisciplinary Journal*, 11(4), 409-464. <http://mp.ucpress.edu/content/11/4/49>
- Patel, A. D., Iversen, J. R., Bregman, M. R., Schulz, I., Schulz, C., & San, C. (2008, August). Investigating the human-specificity of synchronization to music. In

- Proceedings of the 10th International Conference on Music and Cognition. Sapporo, Japan (pp. 100-104). <http://birdloversonly.org/docs/Patel.pdf>
- Patterson, R.D., Robinson, K., Holdsworth, J., McKeown, D., Zhang, C. & Allerhand M. (1992). 'Complex sounds and auditory images, ' In: Auditory physiology and perception, Proc. 9th International Symposium on Hearing, Eds: Y Cazals, L. Demany, and K. Horner. Pergamon, Oxford, 429-446. (remastered electronic post-print, CNBH 2004) <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978008041847650054X>
- Phillips-Silver, J., & Trainor, L. J. (2005). Feeling the beat: movement influences infant rhythm perception. *Science*, 308(5727), 1430-1430. <http://science.sciencemag.org/content/308/5727/1430>
- Phillips-Silver, J., & Trainor, L. J. (2007). Hearing what the body feels: Auditory encoding of rhythmic movement. *Cognition*, 105(3), 533-546. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010027706002393>
- Phipps, M. A., Carroll, D. L., & Tsiantoulas, A. (2010). Music as a therapeutic intervention on an inpatient neuroscience unit. *Complementary Therapies in Clinical Practice*, 16(3), 138-142. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1744388109001340>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402-406. <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1191/0269215500cr342oa>
- Popescu, M., Otsuka, A., & Ioannides, A. A. (2004). Dynamics of brain activity in motor and frontal cortical areas during music listening: a magnetoencephalographic study. *Neuroimage*, 21(4), 1622-1638. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811903007225>
- Ragnarsdóttir, M. (1996). The concept of balance. *Physiotherapy*, 82(6), 368-375. [http://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406\(05\)66484-X/abstract](http://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406(05)66484-X/abstract)
- Raper, S. A., & Soames, R. W. (1991). The influence of stationary auditory fields on postural sway behaviour in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 63(5), 363-367. <https://link.springer.com/article/10.1007/BF00364463>
- Rapp, P. E. (1987). Why are so many biological systems periodic? *Progress in Neurobiology*, 29(3), 261-273. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0301008287900232>

- Repp, B. H. (2003). Rate limits in sensorimotor synchronization with auditory and visual sequences: The synchronization threshold and the benefits and costs of interval subdivision. *Journal of Motor Behavior*, 35(4), 355-370.
<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00222890309603156>
- Repp, B. H. (2005). Sensorimotor synchronization: a review of the tapping literature. *Psychonomic Bulletin & Review*, 12(6), 969-992.
<https://link.springer.com/article/10.3758/BF03206433>
- Repp, B. H., & Penel, A. (2004). Rhythmic movement is attracted more strongly to auditory than to visual rhythms. *Psychological Research*, 68(4), 252-270.
<https://link.springer.com/article/10.1007/s00426-003-0143-8>
- Repp, B. H., & Su, Y. H. (2013). Sensorimotor synchronization: a review of recent research (2006–2012). *Psychonomic Bulletin & Review*, 20(3), 403-452.
<https://link.springer.com/article/10.3758/s13423-012-0371-2>
- Ricotti, L. (2011). Static and dynamic balance in young athletes. *Journal of Human Sport and Exercise*, 6(4), 616-628.
<http://www.redalyc.org/pdf/3010/301023452005.pdf>
- Ross, J. M., & Balasubramaniam, R. (2015). Auditory white noise reduces postural fluctuations even in the absence of vision. *Experimental Brain Research*, 233(8), 2357-2363.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25953650>
- Ross, J. M., Warlaumont, A. S., Abney, D. H., Rigoli, L. M., & Balasubramaniam, R. (2016). Influence of musical groove on postural sway. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 42(3), 308.
<http://psycnet.apa.org/buy/2015-58954-001>
- Ross, J. M., Will, O. J., McGann, Z., & Balasubramaniam, R. (2016). Auditory white noise reduces age-related fluctuations in balance. *Neuroscience Letters*, 630, 216-221.
<https://pdfs.semanticscholar.org/dd6d/0fcd62044821d937d1151d2650642f3b2bff.pdf>
- Rumalla, K., Karim, A. M., & Hullar, T. E. (2015). The effect of hearing aids on postural stability. *The Laryngoscope*, 125(3), 720-723.
<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/lary.24974/full>
- Rousanoglou, E. N., & Boudolos, K. D. (2006). Rhythmic performance during a whole body movement: dynamic analysis of force–time curves. *Human Movement Science*, 25(3), 393-408.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945706000029>
- Sadowska, D., Stemplewski, R., & Szeklicki, R. (2017). Postural Control in Young People with Visual Impairments and Various Risks of Falls. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, 111(3), 261-270.

- <https://eric.ed.gov/?id=EJ1142820>
- Shumway-Cook, A., Ciol, M. A., Hoffman, J., Dudgeon, B. J., Yorkston, K., & Chan, L. (2009). Falls in the Medicare population: incidence, associated factors, and impact on health care. *Physical Therapy*, 89(4), 324-332. <https://academic.oup.com/ptj/article/89/4/324/2737563>
- Siedlecka, B., Sobera, M., Sikora, A., & Drzewowska, I. (2015). The influence of sounds on posture control. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 17(3), 95-102. <https://www.infona.pl/resource/bwmeta1.element.baztech-6cd7423f-4983-472d-9d0a-43beb61ec81a>
- Soames, R. W., & Raper, S. A. (1992). The influence of moving auditory fields on postural sway behaviour in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65(3), 241-245. <https://link.springer.com/article/10.1007/BF00705088>
- Sowiński, J., & Dalla Bella, S. (2013). Poor synchronization to the beat may result from deficient auditory-motor mapping. *Neuropsychologia*, 51(10), 1952-1963. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0028393213002169>
- Standley, J. M. (2002). A meta-analysis of the efficacy of music therapy for premature infants. *Journal of Pediatric Nursing*, 17(2), 107-113. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0882596302334973>
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869-888. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945711000832>
- Tanaka, T., Kojima, S., Takeda, H., Ino, S., & Ifukube, T. (2001). The influence of moving auditory stimuli on standing balance in healthy young adults and the elderly. *Ergonomics*, 44(15), 1403-1412. <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140130110110601>
- 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. <http://mp.ucpress.edu/content/27/4/263>
- Thaut, M. H., & Hoemberg, V. (Eds.). (2014). *Handbook of neurologic music therapy*. Oxford University Press (UK).
- Thaut, M. H., & McIntosh, G. C. (2014). Neurologic music therapy in stroke rehabilitation. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 2(2), 106-113.

- <https://link.springer.com/article/10.1007/s40141-014-0049-y>
- Thaut, M. H., McIntosh, G. C., & Hoemberg, V. (2015). Neurobiological foundations of neurologic music therapy: rhythmic entrainment and the motor system. *Frontiers in Psychology*, 5, 1185. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fpsyg.2014.01185/full>
- 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://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/mds.870110213>
- 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://www.jns-journal.com/article/S0022-510X\(97\)00146-9/abstract](https://www.jns-journal.com/article/S0022-510X(97)00146-9/abstract)
- 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://link.springer.com/article/10.1007/s004220050474>
- 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, 507. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnins.2017.00507/full>
- 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://jamanetwork.com/journals/jamainternalmedicine/fullarticle/226932>
- Vereeck, L., Wuyts, F., Truijen, S., & Van de Heyning, P. (2008). Clinical assessment of balance: normative data, and gender and age effects. *International Journal of Audiology*, 47(2), 67-75. <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/14992020701689688>
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214. [http://www.gaitposture.com/article/0966-6362\(96\)82849-9/abstract](http://www.gaitposture.com/article/0966-6362(96)82849-9/abstract)
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70(6), 340-347. <https://academic.oup.com/ptj/article-abstract/70/6/340/3051935>
- Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., & Gage, W. H. (2003). Motor mechanisms of balance during

- quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 49-56.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12488086>
- Witek, M. A., Clarke, E. F., Wallentin, M., Kringelbach, M. L., & Vuust, P. (2014). Syncopation, body-movement and pleasure in groove music. *Plos One*, 9(4), e94446.
<http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0094446>
- Wright, R. L., Bevins, J. W., Pratt, D., Sackley, C. M., & Wing, A. M. (2016). Metronome cueing of walking reduces gait variability after a cerebellar stroke. *Frontiers in Neurology*, 7, 84.
<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fneur.2016.00084/full>
- Young, D. H. (1992). *University Physics*. United States: Addison Wesley Publishing Company.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: ΕΝΤΥΠΟ ΕΓΚΡΙΣΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: ΕΝΤΥΠΑ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ. ΠΙΝΑΚΕΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ: ΠΙΝΑΚΕΣ ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑΣ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: ΕΝΤΥΠΟ ΕΓΚΡΙΣΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ

ΠΑΡ-Α. Έντυπο έγκρισης μελέτης από την Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ**

ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ

Δάφνη, Τετάρτη, 14 Φεβρουαρίου 2018

Αγαπητή κυρία Εμμανουήλ,

Η εσωτερική Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, στη συνεδρίασή της στις 14-02-2018 εξέτασε την αίτησή σας με τίτλο “Επίδραση ακουστικού ερεθίσματος με και χωρίς ευδιάκριτο παλμό στην κινητική σταθερότητα” (αρ. πρωτ. 1047/14/02/2018) και αποφάσισε ότι η μελέτη εγκρίνεται. Να προστεθούν όλοι όσοι θα συμβάλλουν στην έρευνα στον πίνακα των συνεργατών.

Ο συντονιστής της Επιτροπής

Γρηγόρης Μπογδάνης,
Επίκ. Καθηγητής ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: ΕΝΤΥΠΑ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

ΠΑΡ- Β1. Έντυπο Συγκατάθεσης

**ΠΑΡ- Β2. Έντυπο ατομικών στοιχείων και ιατρικού ιστορικού
δοκιμαζομένων**

ΠΑΡ- Β3. Ερωτηματολόγιο αξιολόγησης ακουστικών ερεθισμάτων

ΠΑΡ- Β4. Πρωτόκολλο Μετρήσεων

ΠΑΡ- Β1. Έντυπο Συγκατάθεσης

Έντυπο Συγκατάθεσης - Συμμετοχή σε Ερευνητική Εργασία με Τίτλο:

«ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΟΥΣΤΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΑΤΟΣ ΜΕ ΚΑΙ ΧΩΡΙΣ ΕΥΔΙΑΚΡΙΤΟ ΠΑΛΜΟ ΣΤΗΝ ΚΙΝΗΤΙΚΗ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ»

Η έρευνα γίνεται υπό την επίβλεψη της Αναπληρώτριας Καθηγήτριας Αθλητικής Βιο-μηχανικής κας. Ρουσάνογλου Ελισσάβετ(erousan@phed.uoa.gr)

Η ερευνητική πρόταση έχει εγκριθεί με την υπ' αριθμ.....απόφαση της Επιτροπής Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής του τμήματος.

1.Σκοπός της έρευνας:

Ο σκοπός της μεταπτυχιακής ερευνητικής εργασίας είναι η μελέτη της επίδρασης ακουστικού ερεθίσματος με και χωρίς ευδιάκριτο παλμό στην κινητική σταθερότητα κατά τη διάρκεια διαφορετικών κινητικών δοκιμασιών.

2.Διαδικασία:

Η μελέτη αυτή θα επιτευχθεί με την αξιολόγηση τριών κινητικών δοκιμασιών:(Α) στην ήρεμη όρθια στάση με τα πόδια σε παράλληλη διάταξη,(Β) στην ήρεμη όρθια στάση με τα πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη και(Γ) στην εκούσια προσθιοπίσθια αιώρηση του σώματος από την ήρεμη όρθια στάση(ανεστραμμένο εκκρεμές) με τα πόδια σε παράλληλη διάταξη:(Α) χωρίς ακουστικό ερέθισμα,(Β) ακουστικό ερέθισμα με ευδιάκριτο παλμό και(Γ) ακουστικό ερέθισμα χωρίς ευδιάκριτο παλμό. Οι συμμετέχουσες θα εκτελέσουν δύο προσπάθειες σε κάθε συνθήκη. Για την ελαχιστοποίηση της επίδρασης της εξάσκησης ή/και της κόπωσης, θα γίνει τυχαιοποίηση της σειράς των πειραματικών συνθηκών. Στις συνθήκες με ακουστικό ερέθισμα, η ακρόαση θα ξεκινήσει 5 λεπτά πριν ξεκινήσει η μέτρηση και θα συνεχιστεί καθ' όλη τη διάρκεια της. Η διάρκεια μέτρησης για κάθε συνθήκη θα είναι 70 sec προκειμένου να επιτευχθεί καθαρός χρόνος τουλάχιστον 60 sec. Θα γίνει καταγραφή των μεταβολών του κέντρου πίεσης μέσω της δυναμογράφησης θα γίνει με τη χρήση φορητού ηλεκτρονικού δυναμοδαπέδου(60 cm x 40 cm x 3,5 cm, Kistler Type: 9286AA, Switzerland) και καταγραφή των επιταχυνσιακών και γωνιακών μεταβολών του κορμού με τη χρήση ενός αδρανειακού αισθητήρα(MicroStrain, 3DM-GX3-45). Όλες οι μετρήσεις θα πραγματοποιηθούν από τον κύριο ερευνητή. Όλες οι μετρήσεις πραγματοποιηθούν μέσα σε μία συνεδρία και η χρονική διάρκεια της διαδικασίας μέτρησης θα είναι εξήντα λεπτά.

3. Ενδεχόμενοι κίνδυνοι:

Αυτή η μελέτη δεν περιλαμβάνει κινδύνους. Ωστόσο, στο χώρο του εργαστηρίου θα υπάρχει εξοπλισμένο φαρμακείο για άμεση παροχή πρώτων βοηθειών.

4. Οφέλη:

Η συμμετοχή σας στην έρευνα γίνεται αφιλοκερδώς και 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. Τα δεδομένα που θα συγκεντρωθούν θα κωδικοποιηθούν με αριθμό, ώστε το όνομα σας δε θα φαίνεται πουθενά. 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.

7. Ελευθερία συναίνεσης:

Η συμμετοχή σου στην παρούσα έρευνα 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 σου.

8. Πληροφορίες:

Μη διστάσετε να κάνετε ερωτήσεις γύρω από το σκοπό ή την διαδικασία της εργασίας. Αν έχετε οποιαδήποτε αμφιβολία ή ερώτηση ζητήστε μας να σας δώσουμε διευκρινίσεις.

9.Δήλωση συναίνεσης:

Έχοντας υπόψιν όλα τα παραπάνω δηλώνω υπεύθυνα ότι συμμετέχω με την εκούσια βούληση μου στη συγκεκριμένη μεταπτυχιακή ερευνητική εργασία και αποδέχομαι να συμμετάσχω στις δοκιμασίες που προβλέπονται από το πρωτόκολλο της έρευνας.

Ημερομηνία.....

Ονοματεπώνυμο και υπογραφή συμμετέχουσας:

.....

Υπογραφή υπεύθυνη έρευνας

.....

ΠΑΡ- Β2. Έντυπο ατομικών στοιχείων και ιατρικού ιστορικού δοκιμαζομένων

ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΗΣ- ΙΑΤΡΙΚΟ ΙΣΤΟΡΙΚΟ

Ημερομηνία μέτρησης:Βοηθός μέτρησης:.....

Στοιχεία δοκιμαζόμενης:

Ονοματεπώνυμο:.....Κωδικός:.....

Τηλέφωνο επικοινωνίας:.....e-mail:.....

Ημερομηνία γέννησης:.....

Ανάστημα(m):.....

Σωματική μάζα(kg):.....

Ιατρικό ιστορικό δοκιμαζόμενης:

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:.....

**Υπάρχει ρητή δέσμευση μη δημοσιοποίησης του ιστορικού σε τρίτα*

*πρόσωπα πέραν της επιβλέπουσας καθηγήτριας Ελισσάβετ Ρουσάνογλου και της
κύριας ερευνήτριας Αναλίνα Εμμανουήλ*

ΠΑΡ- Β3. Ερωτηματολόγιο αξιολόγησης ακουστικών ερεθισμάτων

ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΑΚΟΥΣΤΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΑΤΟΣ

Το παρόν ερωτηματολόγιο αφορά στην αξιολόγηση των μουσικών ακουστικών ερεθισμάτων που ακούσατε κατά τη διάρκεια των πειραματικών μετρήσεων. Για την συμπλήρωση του ερωτηματολογίου διαβάστε προσεκτικά κάθε ερώτηση και συμπληρώστε με ένα Χ το αντίστοιχο κουτάκι. Για κάθε ερώτηση συμπληρώστε ένα μόνο κουτάκι από τις πιθανές 4 απαντήσεις.

	Πάρα Πολύ	Πολύ	Λίγο	Καθόλου
Σας άρεσε το ακουστικό ερέθισμα που ακούσατε;	☐	☐	☐	☐
Θεωρείτε ότι το ακουστικό ερέθισμα είχε ευδιάκριτο παλμό/κτύπο;	☐	☐	☐	☐
Το ακουστικό ερέθισμα παρακινούσε για κίνηση;	☐	☐	☐	☐
Το ακουστικό ερέθισμα είχε κάποια επίδραση κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών; "Εάν είχε κάποια επίδραση δώστε μια σύντομη περιγραφή στην πίσω σελίδα αυτού του εντύπου."	☐	☐	☐	☐
Νιώσατε ότι το ακουστικό ερέθισμα βελτιώνει τη σταθερότητα κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών;	☐	☐	☐	☐
Το ακουστικό ερέθισμα σας αποσπούσε τη προσοχή κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών ;	☐	☐	☐	☐

ΠΑΡ- Β4. Πρωτόκολλο Μετρήσεων

ΠΡΩΤΟΚΟΛΟ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

Ημερομηνία: Ώρα:.....

ΕΠΩΝΥΜΟ: ΟΝΟΜΑ:SC:

Ημερ. Γέννησης: Ηλικία:(έτη) Βάρος:.....(κιλά) Ύψος(εκ)

1. Καταγραφή Σωματικού Βάρους(Body Weight)

2. Καταγραφή Δοκιμασιών

	Ολοκλήρωση Μέτρησης		Παρατηρήσεις	
Όρθια Στάση (πόδια σε παράλληλη διάταξη)	1 ^η προσπάθεια	2 ^η προσπάθεια	1 ^η προσπάθεια	2 ^η προσπάθεια
χωρίς ΑΕ				
ΑΕ με παλμό				
ΑΕ χωρίς παλμό				

	Ολοκλήρωση Μέτρησης		Παρατηρήσεις	
Όρθια Στάση (πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη)	1 ^η προσπάθεια	2 ^η προσπάθεια	1 ^η προσπάθεια	2 ^η προσπάθεια
χωρίς ΑΕ				
ΑΕ με παλμό				
ΑΕ χωρίς παλμό				

	Ολοκλήρωση Μέτρησης		Παρατηρήσεις	
Προσθιοπίσθια Αιώρηση του σώματος (από την ήρεμη όρθια στάση)	1 ^η προσπάθεια	2 ^η προσπάθεια	1 ^η προσπάθεια	2 ^η προσπάθεια
χωρίς ΑΕ				
ΑΕ με παλμό				
ΑΕ χωρίς παλμό				

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ. ΠΙΝΑΚΕΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.1. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε παράλληλη διάταξη – Κινητικές Μεταβλητές - Κέντρου Πίεσης: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.2. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη – Κινητικές Μεταβλητές - Κέντρου Πίεσης: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.3. Εκούσια ταλάντωση - Προσθιοπίσθια Αιώρηση - πόδια σε παράλληλη διάταξη – Κινητικές Μεταβλητές - Κέντρου Πίεσης: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.4. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε παράλληλη διάταξη – Κινηματικές Μεταβλητές - Κέντρου Μάζας: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.5. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη – Κινηματικές Μεταβλητές - Κέντρου Μάζας: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.6. Εκούσια ταλάντωση - Προσθιοπίσθια Αιώρηση - πόδια σε παράλληλη διάταξη – Κινηματικές Μεταβλητές - Κέντρου Μάζας: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.1. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε παράλληλη διάταξη – Κινητικές Μεταβλητές - Κέντρου Πίεσης: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Μεταβλητές		Περιγραφικά									Ενδοζευγικές Συγκρίσεις					
		χωρίς ΑΕ			ΑΕ με ΕΠ			ΑΕ χωρίς ΕΠ			Anova			χωρίς ΑΕ ΑΕ με ΕΠ	χωρίς ΑΕ ΑΕ χωρίς ΕΠ	ΑΕ με ΕΠ ΑΕ χωρίς ΕΠ
		Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	F	P value	Power	p value	p value	p value
Διαδρομή (cm)	Προσθιοπίσθια	28,20	7,03	24,9	29,24	5,63	19,2	29,55	5,38	18,2	1,34	0,28	0,27	0,85	0,54	1,00
	Πλάγια	18,34	7,13	38,9	18,36	6,96	37,9	19,73	8,71	44,2	0,82	0,41	0,16	1,00	0,76	1,00
Ταχύτητα (cm/s)	Προσθιοπίσθια	0,49	0,17	33,7	0,51	0,16	31,4	0,52	0,14	26,0	1,39	0,26	0,28	0,72	0,52	1,00
	Πλάγια	0,31	0,11	36,1	0,31	0,11	35,3	0,34	0,14	41,5	1,07	0,34	0,19	1,00	0,58	1,00
Εύρος (cm)	Προσθιοπίσθια	2,26	0,91	40,2	2,23	0,63	28,4	2,50	0,88	35,4	1,19	0,32	0,24	1,00	0,86	0,51
	Πλάγια	1,17	0,48	41,4	1,29	0,54	41,5	1,34	0,56	41,6	1,79	0,18	0,35	0,59	0,34	1,00
Μεταβλητότητα (%)	Προσθιοπίσθια	14,06	12,94	92,1	19,32	24,28	125,7	19,32	21,81	125,7	0,61	0,48	0,12	0,98	0,75	1,00
	Πλάγια	34,47	38,09	110,5	34,11	35,95	105,4	32,32	26,53	82,1	0,03	0,97	0,05	1,00	1,00	1,00
Εμβαδόν έλλειψης(cm ²)	(ΔΕ 95%)	2,37	2,30	96,8	2,26	1,38	61,1	2,33	1,82	77,9	0,03	0,90	0,05	1,00	1,00	1,00
Ημιάξονας έλλειψης(cm)	μικρός	0,61	0,33	54,7	0,62	0,25	40,5	0,63	0,25	40,5	0,05	0,90	0,06	1,00	1,00	1,00
	μεγάλος	1,07	0,29	26,8	1,10	0,25	23,0	1,13	0,32	28,0	0,36	0,70	0,10	1,00	1,00	1,00

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.2. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη – Κινητικές Μεταβλητές - Κέντρου Πίεσης: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Μεταβλητές		Περιγραφικά									Ενδοζευγικές Συγκρίσεις					
		χωρίς ΑΕ			ΑΕ με ΕΠ			ΑΕ χωρίς ΕΠ			Anova			χωρίς ΑΕ ΑΕ με ΕΠ	χωρίς ΑΕ ΑΕ χωρίς ΕΠ	ΑΕ με ΕΠ ΑΕ χωρίς ΕΠ
		Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	F	P value	Power	p value	p value	p value
Διαδρομή (cm)	Προσθιοπίσθια	72,67	13,93	19,2	74,73	16,14	21,6	74,88	14,78	19,7	0,52	0,60	0,13	1,00	1,00	1,00
	Πλάγια	74,90	14,18	18,9	79,27	14,49	18,3	76,01	15,55	20,5	2,69	0,08	0,50	0,09	1,00	0,41
Ταχύτητα (cm/s)	Προσθιοπίσθια	3,53	1,10	31,3	1,25	0,27	21,7	1,25	0,25	19,7	0,55	0,58	0,13	1,00	1,00	1,00
	Πλάγια	2,81	0,42	14,9	1,32	0,24	18,3	1,27	0,26	20,4	2,70	0,08	0,50	0,09	1,00	0,41
Εύρος (cm)	Προσθιοπίσθια	1,21	0,23	19,2	3,80	1,30	34,2	3,93	1,25	31,8	1,00	0,35	0,18	1,00	0,76	1,00
	Πλάγια	1,25	0,24	19,0	2,80	0,49	17,5	2,84	0,54	19,2	0,22	0,80	0,08	1,00	1,00	1,00
Μεταβλητότητα(%)	Προσθιοπίσθια	13,67	9,28	67,9	23,59	24,51	103,9	17,54	12,51	71,3	2,98	0,08	0,45	0,21	0,57	0,42
	Πλάγια	67,00	57,61	86,0	78,86	67,33	85,4	102,14	83,06	81,3	2,68	0,10	0,44	1,00	0,18	0,12
Εμβαδόν έλλειψης(cm ²)	(ΔΕ 95%)	8,38	3,59	42,9	8,97	4,28	47,7	9,22	4,36	47,3	0,59	0,50	0,12	1,00	1,00	1,00
Ημιάξονας έλλειψης(cm)	μικρός	1,44	0,19	13,5	1,43	0,24	16,7	1,42	0,30	21,2	0,05	0,96	0,06	1,00	1,00	1,00
	μεγάλος	1,84	0,66	36,0	1,93	0,70	36,2	1,98	0,74	37,5	0,46	0,57	0,11	1,00	1,00	1,00

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.3. Εκούσια ταλάντωση - Προσθιοπίσθια Αιώρηση - πόδια σε παράλληλη διάταξη – Κινητικές Μεταβλητές - Κέντρου Πίεσης: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Μεταβλητές		Περιγραφικά									Ενδοζευγικές Συγκρίσεις					
		χωρίς ΑΕ			ΑΕ με ΕΠ			ΑΕ χωρίς ΕΠ			Ανοva			χωρίς ΑΕ	χωρίς ΑΕ	ΑΕ με ΕΠ
														ΑΕ με ΕΠ	ΑΕ χωρίς ΕΠ	ΑΕ χωρίς ΕΠ
		Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	F	P value	Power	p value	p value	p value
Κέντρο Πίεσης																
Διαδρομή (cm)	Προσθιοπίσθια	288,02	60,55	21,0	291,09	51,95	17,9	276,59	61,05	22,1	1,65	0,21	0,33	0,45	1,00	0,45
	Πλάγια	50,58	12,30	24,3	51,83	14,05	27,1	48,28	12,82	26,6	1,45	0,25	0,29	1,00	0,56	0,42
Ταχύτητα (cm/s)	Προσθιοπίσθια	8,22	2,66	32,4	9,21	3,36	36,51	7,87	2,93	37,2	6,05	0,01*	0,86	0,08	1,00	0,01*
	Πλάγια	1,42	0,49	34,6	1,59	0,55	34,8	1,33	0,49	36,6	6,66	0,00*	0,89	0,14	0,65	0,00*
Εύρος (cm)	Προσθιοπίσθια	16,56	3,26	19,7	17,17	3,26	19,0	16,91	2,66	15,7	0,66	0,52	0,15	0,97	1,00	1,00
	Πλάγια	3,43	0,96	27,9	3,43	1,28	37,3	3,23	0,90	27,7	0,61	0,55	0,14	1,00	0,86	1,00
Μέγιστη μετατόπιση (cm)	Πρόσθια	10,42	1,78	17,1	10,60	1,71	16,2	10,21	2,17	21,2	1,46	0,25	0,29	1,00	1,00	0,37
	Οπίσθια	4,60	1,46	31,8	4,75	1,41	29,6	4,51	1,45	32,1	0,82	0,45	0,18	1,00	1,00	0,56
Εμβαδόν έλλειψης(cm²)	(ΔΕ 95%)	47,34	15,64	33,1	47,84	19,21	40,2	43,99	16,35	37,2	0,99	0,36	0,18	1,00	0,41	0,94
Ημιάξονας έλλειψης(cm)	μικρός	1,75	0,43	24,6	1,71	0,57	33,2	1,62	0,45	27,7	0,99	0,36	0,18	1,00	0,15	1,00
	μεγάλος	8,47	1,29	15,3	8,72	1,18	13,5	8,46	1,33	15,7	2,64	0,09	0,49	0,07	1,00	0,18
Κύκλος κίνησης																
Διάρκεια(sec)		4,38	2,12	48,3	4,05	2,03	50,1	4,57	2,40	52,5	5,70	0,01*	0,84	0,05*	0,84	0,02*
Ατομικός CV(%)		9,43	3,95	41,9	10,99	7,40	67,4	9,53	3,65	38,3	0,55	0,53	0,12	1,00	1,00	1,00
Συχνότητα κίνησης																
(Hz)		0,27	0,10	38,0	0,29	0,11	36,0	0,26	0,10	38,6	4,87	0,01*	0,33	0,11	1,00	0,05*
(bpm)		16,37	6,16	37,6	18,11	6,65	36,7	15,90	6,11	38,4	7,27	0,00*	0,86	0,02*	1,00	0,02*

* Σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$)

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.4. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε παράλληλη διάταξη – Κινηματικές Μεταβλητές - Κέντρου Μάζας: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Μεταβλητές		Περιγραφικά											Ενδοζευγικές Συγκρίσεις				
		χωρίς ΑΕ			ΑΕ με ΕΠ			ΑΕ χωρίς ΕΠ			Anova			χωρίς ΑΕ	χωρίς ΑΕ	ΑΕ με ΕΠ	
														ΑΕ με ΕΠ	ΑΕ χωρίς ΕΠ	ΑΕ χωρίς ΕΠ	
		Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	F	P value	Power	p value	p value	p value	
Γωνιακή Διαδρομή (°)	Προσθιοπίσθια	19,58	7,48	38,2	18,72	4,00	21,4	18,11	5,63	31,1	0,69	0,51	0,16	1,00	0,98	1,00	
	Πλάγια	10,25	1,85	18,0	9,88	0,90	9,1	9,48	1,91	20,2	1,59	0,22	0,32	1,00	0,45	0,92	
Μέση γωνιακή μετατόπιση (°)	Προσθιοπίσθια	63,20	6,51	10,3	64,12	8,16	12,7	62,35	10,82	17,4	0,98	0,39	0,21	1,00	1,00	0,57	
	Πλάγια	1,79	1,09	60,7	2,62	3,06	116,9	1,93	2,02	104,8	2,07	0,16	0,33	0,47	1,00	0,20	

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.5. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη – Κινηματικές Μεταβλητές - Κέντρου Μάζας: Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Μεταβλητές		Περιγραφικά									Ανοva						
											Ενδοζευγικές Συγκρίσεις						
		χωρίς ΑΕ			ΑΕ με ΕΠ			ΑΕ χωρίς ΕΠ									
		Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	F	P value	Power	χωρίς ΑΕ ΑΕ με ΕΠ	χωρίς ΑΕ ΑΕ χωρίς ΕΠ	ΑΕ με ΕΠ ΑΕ χωρίς ΕΠ	
Γωνιακή Διαδρομή (°)	Προσθιοπίσθια	32,18	13,07	40,6	31,52	17,11	54,3	33,18	15,84	47,7	0,25	0,71	0,08	1,00	1,00	1,00	
	Πλάγια	24,05	9,08	37,7	25,18	11,81	46,9	25,82	10,49	40,6	1,15	0,33	0,24	1,00	0,39	1,00	
Μέση γωνιακή μετατόπιση (°)	Προσθιοπίσθια	62,79	6,43	10,2	63,80	7,32	11,5	61,90	7,77	12,5	1,60	0,22	0,32	0,80	1,00	0,22	
	Πλάγια	2,93	1,86	63,4	3,13	2,73	87,4	2,79	2,57	92,2	0,23	0,73	0,08	1,00	1,00	1,00	

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.6. Εκούσια ταλάντωση - Προσθιοπίσθια Αιώρηση - πόδια σε παράλληλη διάταξη – Κινηματικές Μεταβλητές - Κέντρου Μάζας: Μέση τιμή(Mean), τυπική απόκλιση(SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%), και στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων(ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ συνθηκών ακουστικού ερεθίσματος(AE) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Μεταβλητές			Περιγραφικά									Ενδοζευγικές Συγκρίσεις					
			χωρίς ΑΕ			ΑΕ με ΕΠ			ΑΕ χωρίς ΕΠ			Anova			χωρίς ΑΕ	χωρίς ΑΕ	ΑΕ με ΕΠ
															ΑΕ με ΕΠ	ΑΕ χωρίς ΕΠ	ΑΕ χωρίς ΕΠ
			Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV	F	P value	Power	p value	p value	p value
Κέντρο Πίεσης																	
Μέγιστη	Πρόσθια	5,94	2,50	42,0	6,07	2,67	43,9	5,77	2,82	48,9	0,93	0,37	0,17	1,00	1,00	0,07	
γωνιακή μετατόπιση(°)	Οπίσθια	3,69	1,43	38,7	3,74	1,28	34,4	3,62	1,50	41,5	0,14	0,87	0,07	1,00	1,00	1,00	
Κύκλος κίνησης																	
Διάρκεια(sec)		4,43	2,09	47,2	4,08	2,01	49,3	4,68	2,44	52,1	5,48	0,01*	0,82	0,13	0,63	0,02*	
Ατομικός CV(%)		8,07	2,75	34,1	9,67	5,59	57,8	9,40	7,59	80,8	0,73	0,45	0,15	0,60	1,00	1,00	
Συχνότητα κίνησης																	
(Hz)		0,27	0,10	37,5	0,29	0,10	35,1	0,26	0,10	38,3	5,09	0,01*	0,79	0,13	0,92	0,04*	
(bpm)		16,31	6,14	37,6	17,56	6,17	35,1	15,77	6,02	38,2	5,08	0,01*	0,79	0,13	0,88	0,04*	

* Σημαντικές μεταβολές μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$)

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ: ΠΙΝΑΚΕΣ ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑΣ

Πίνακας ΠΑΡ_Δ.1. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε παράλληλη διάταξη - Ανάλυση αξιοπιστίας: Τιμές του συντελεστή εσωτερική συσχέτισης (ICC) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI) για 5, 4, 3 και 2 διαδοχικές προσπάθειες των αναλυόμενων μεταβλητών του κέντρου πίεσης (Ax = Προσθιοπίσθια διεύθυνση, Ay = Πλάγια διεύθυνση) για τις τρεις συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος (AE) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Πίνακας ΠΑΡ_Δ.2. Ανάλυση αξιοπιστίας: Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη - Τιμές του συντελεστή εσωτερικής συσχέτισης (ICC) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI) για 5, 4, 3 και 2 διαδοχικές προσπάθειες των αναλυόμενων μεταβλητών του κέντρου πίεσης (Ax = Προσθιοπίσθια διεύθυνση, Ay = Πλάγια διεύθυνση) για τις τρεις συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος (AE) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Πίνακας ΠΑΡ_Δ.3. Εκούσια ταλάντωση - Προσθιοπίσθια Αιώρηση - πόδια σε παράλληλη διάταξη – Ανάλυση αξιοπιστίας: Τιμές του συντελεστή εσωτερική συσχέτισης (ICC) διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI) για 5, 4, 3 και 2 διαδοχικές προσπάθειες των αναλυόμενων μεταβλητών του κέντρου πίεσης για τις τρεις συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος (AE) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Πίνακας ΠΑΡ_Δ.1. Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε παράλληλη διάταξη - Ανάλυση αξιοπιστίας: Τιμές του συντελεστή εσωτερική συσχέτισης (ICC) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI) για 5, 4, 3 και 2 διαδοχικές προσπάθειες των αναλυόμενων μεταβλητών του κέντρου πίεσης (Αx = Προσθιοπίσθια διεύθυνση, Αy = Πλάγια διεύθυνση) για τις τρεις συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Μεταβλητές	Προσπάθειες	χωρίς ΑΕ				ΑΕ με ΕΠ				ΑΕ χωρίς ΕΠ			
		5	4	3	2	5	4	3	2	5	4	3	2
Διαδρομή (cm)	Αx	0,48 (0-0,94)	0,54 (0-0,95)	0,52 (0-0,95)	0,71 (0-0,97)	0,97 (0,85-1,00)	0,97 (0,85-1,00)	0,96 (0,64-1,00)	0,92 (0,63-1,00)	0,97 (0,90-1,00)	0,97 (0,86-1,00)	0,95 (0,78-1,00)	0,98 (0,27-1,00)
	Αy	0,73 (0-0,97)	0,77 (0,77-0,05)	0,73 (0-0,97)	0,71 (0-0,97)	0,98 (0,83-1,00)	0,98 (0,82-1,00)	0,98 (0,673-1,00)	0,99 (0,81-1,00)	0,96 (0,92-1,00)	0,96 (0,90-1,00)	0,95 (0,92-1,00)	0,99 (0,87-1,00)
Ταχύτητα (cm/s)	Αx	0,48 (0-0,94)	0,54 (0-0,95)	0,52 (0-0,95)	0,71 (0-0,97)	0,97 (0,85-1,00)	0,97 (0,85-1,00)	0,96 (0,64-1,00)	0,92 (0,64-1,00)	0,97 (0,90-1,00)	0,97 (0,86-1,00)	0,95 (0,78-1,00)	0,98 (0,27-1,00)
	Αy	0,73 (0-0,97)	0,77 (0,05-0,97)	0,73 (0-0,97)	0,71 (0-0,97)	0,98 (0,83-1,00)	0,98 (0,82-1,00)	0,98 (0,67-1,00)	0,99 (0,81-1,00)	0,96 (0,92-1,00)	0,96 (0,90-1,00)	0,95 (0,92-1,00)	0,99 (0,87-1,00)
Εύρος (cm)	Αx	0,67 (0-0,94)	0,74 (0,89-0,95)	0,89 (0-0,95)	0,83 (0-0,97)	0,97 (0,85-1,00)	0,96 (0,85-1,00)	0,96 (0,64-1,00)	0,89 (0,63-1,00)	0,97 (0,90-1,00)	0,97 (0,86-1,00)	0,95 (0,78-1,00)	0,92 (0,27-0,99)
	Αy	0,45 (0-0,94)	0,51 (0-0,95)	0,37 (0-0,93)	0,37 (0-0,94)	0,98 (0,51-0,99)	0,98 (0-0,99)	0,97 (0,16-0,99)	0,92 (0,43-1,00)	0,89 (0,94-1,00)	0,85 (0,90-1,00)	0,87 (0,84-1,00)	0,96 (0,21-0,99)
Εμβαδόν έλλειψης (ΔΕ 95%)(cm ²)		0,45 (0-0,94)	0,51 (0-0,95)	0,37 (0-0,93)	0,37 (0-0,94)	0,99 (0,86-1,00)	0,98 (0,79-1,00)	1,00 (0,76-1,00)	1,00 (0,57-1,00)	0,97 (0,95-1,00)	0,96 (0,95-1,00)	0,96 (0,99-1,00)	0,97 (0,98-1,00)
Ημιάξονας έλλειψης (cm)	μικρός	0,67 (0-0,96)	0,74 (0-0,97)	0,89 (0,45-1,00)	0,83 (0-0,98)	0,98 (0,51-0,99)	0,98 (0,24-0,99)	0,97 (0,16-0,99)	0,92 (0,43-1,00)	0,89 (0,938-1,00)	0,85 (0,84-1,00)	0,87 (0,21-0,99)	0,96 (0-0,94)
	μεγάλος	0,46 (0-0,94)	0,51 (0-0,95)	0,51 (1,15-0,95)	0,46 (0-0,95)	0,97 (0,90-1,00)	0,96 (0,83-1,00)	0,96 (0,78-1,00)	0,89 (0-0,99)	0,97 (0,87-1,00)	0,97 (0,84-1,00)	0,95 (0,67-1,00)	0,92 (0-1,00)

Πίνακας ΠΑΡ_Δ.2. Ανάλυση αξιοπιστίας: Ακούσια ταλάντωση - Όρθια Στάση - πόδια σε προσθιοπίσθια διάταξη - Τιμές του συντελεστή εσωτερικής συσχέτισης (ICC) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI) για 5, 4, 3 και 2 διαδοχικές προσπάθειες των αναλυόμενων μεταβλητών του κέντρου πίεσης (Αx = Προσθιοπίσθια διεύθυνση, Αy = Πλάγια διεύθυνση) για τις τρεις συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος (ΑΕ) και διακρίτοτητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Μεταβλητές Προσπάθειες		χωρίς ΑΕ				ΑΕ με ΕΠ				ΑΕ χωρίς ΕΠ			
		5	4	3	2	5	4	3	2	5	4	3	2
Διαδρομή (cm)	Αx	0.97 (0.90-1.00)	0.98 (0.91-1.00)	0.97 (0.84-1.00)	0.97 (0.72-1.00)	0.87 (0.50-0.984)	0.77 (0.61-0.97)	0.67 (0-0.96)	0 (0-0.89)	0.83 (0.25-0.99)	0.79 (0-0.99)	0.70 (0-0.98)	0.89 (0-0.99)
	Αy	0.90 (0.633-0.99)	0.90 (0.573-0.99)	0.88 (0.375-0.99)	0.74 (0-0.973)	0.94 (0.79-0.99)	0.90 (0.60-0.99)	0.92 (0.61-0.99)	0.81 (0.82-0.98)	0.89 (0.53-0.99)	0.85 (0.22-0.99)	0.87 (0.11-0.99)	0.88 (0-0.99)
Ταχύτητα (cm/s)	Αx	0.97 (0.90-1.00)	0.98 (0.91-1.00)	0.97 (0.84-1.00)	0.97 (0.72-1.00)	0.87 (0.50-0.99)	0.77 (0.06-0.97)	0.67 (0-0.96)	0 (0-0.89)	0.83 (0.25-0.99)	0.79 (0-0.96)	0.70 (0-0.98)	0.89 (0-0.99)
	Αy	0.90 (0.63-0.99)	0.90 (0.57-0.99)	0.88 (0.38-0.99)	0.74 (0-0.97)	0.94 (0.79-0.99)	0.90 (0.60-0.99)	0.92 (0.62-0.99)	0.81 (0-0.98)	0.89 (0.53-0.99)	0.85 (0.22-0.99)	0.87 (0.11-0.99)	0.88 (0-0.99)
Εύρος (cm)	Αx	0.91 (0.66-0.99)	0.92 (0.67-0.99)	0.93 (0.63-0.99)	0.96 (0.62-1.00)	0.74 (0.03-0.97)	0.77 (0.70-0.97)	0.86 (0.28-0.98)	0.73 (0-0.97)	0.18 (0-0.94)	0 (0-0.90)	0.89 (0.30-0.99)	0.89 (0-0.99)
	Αy	0.84 (0.39-0.98)	0.90 (0.59-0.99)	0.81 (0.06-0.98)	0.63 (0-0.96)	0.94 (0.76-0.99)	0.89 (0.56-0.99)	0.90 (0.47-0.99)	0.81 (0-0.98)	0.89 (0.49-0.99)	0.82 (0.06-0.99)	0.58 (0-0.97)	0.21 (0-0.95)
Εμβαδόν έλλειψης(cm ²) (ΔΕ 95%)		0.85 (0.46-0.98)	0.88 (0.52-0.99)	0.86 (0.27-0.98)	0.83 (0-0.98)	0.88 (0.55-0.99)	0.84 (0.34-0.98)	0.89 (0.46-0.99)	0.84 (0-0.98)	0.77 (0-0.98)	0.56 (0-0.97)	0.70 (0-0.98)	0.57 (0-0.97)
Ημιάξονας έλλειψης(cm)	μικρός	0.84 (0.39-0.98)	0.90 (0.59-0.99)	0.82 (0.06-0.98)	0.63 (0-0.96)	0.94 (0.77-0.99)	0.89 (0.56-0.99)	0.90 (0.47-0.99)	0.81 (0-0.98)	0.89 (0.49-0.99)	0.82 (0.06-0.99)	0.58 (0-0.79)	0.21 (0-0.95)
	μεγάλος	0.91 (0.66-0.99)	0.92 (0.66-0.99)	0.93 (0.63-0.99)	0.96 (0.62-1.00)	0.74 (0.03-0.97)	0.77 (0.07-0.97)	0.86 (0.28-0.98)	0.73 (0-0.97)	0.17 (0-0.94)	0 (0-0.95)	0.89 (0.30-0.99)	0.89 (0-0.99)

Πίνακας ΠΑΡ_Δ.3. Εκούσια ταλάντωση - Προσθιοπίσθια Αιώρηση - πόδια σε παράλληλη διάταξη – Ανάλυση αξιοπιστίας: Τιμές του συντελεστή εσωτερικής συσχέτισης (ICC) με διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI) για 5, 4, 3 και 2 διαδοχικές προσπάθειες των αναλυόμενων μεταβλητών του κέντρου πίεσης (Αx = Προσθιοπίσθια διεύθυνση, Αy = Πλάγια διεύθυνση) για τις τρεις συνθήκες ακουστικού ερεθίσματος(ΑΕ) και διακριτότητας παλμού (ΕΠ = ευδιάκριτος παλμός).

Προσπάθειες		Χωρίς ΑΕ				ΑΕ με ευδιάκριτο παλμό				ΑΕ χωρίς ευδιάκριτο παλμό			
→		5	4	3	2	5	4	3	2	5	4	3	2
Μέγιστη μετατόπιση(cm)	Πρόσθια	0.94 (0.73-1.00)	0.96 (0.84-1.00)	0.93 (0.66-0.99)	0.91 (0.14-0.99)	0.69 (0-0.97)	0.78 (0.08-0.97)	0.74 (0-0.97)	0.83 (0-0.98)	0.40 (0-0.96)	0.25 (0-0.95)	0 (0-0.79)	0.46 (0-0.97)
	Οπίσθια	0.96 (0.82-1.00)	0.95 (0.80-1.00)	0.95 (0.72-0.99)	0.92 (0.22-0.99)	0.82 (0.34-0.98)	0.86 (0.43-0.98)	0.84 (0.18-0.98)	0.86 (0-0.99)	0.92 (0.65-0.99)	0.87 (0.32-0.99)	0.75 (0-0.98)	0.85 (0-0.99)
Εμβαδόν έλλειψης(cm ²)	(ΔΕ 95%)	0.69 (0-0.97)	0.77 (0.04-0.98)	0.48 (0-0.94)	0.37 (0-0.93)	0.83 (0.35-0.98)	0.75 (0-0.97)	0.46 (0-0.94)	0.51 (0-0.95)	0.81 (0.14-0.99)	0.72 (0-0.98)	0.42 (0-0.96)	0.48 (0-0.97)
Ημιάξονας έλλειψης(cm)	μικρός	0.68 (0-0.96)	0.74 (0-0.97)	0.33 (0-0.93)	0 (0-0.89)	0.77 (0.15-0.97)	0.70 (0-0.97)	0.43 (0-0.94)	0.69 (0-0.97)	0.81 (0.13-0.99)	0.67 (0-0.98)	0.31 (0-0.96)	0.24 (0-0.95)
	μεγάλος	0 (0-0.80)	0.92 (0.65-0.99)	0.89 (0.43-0.99)	0.90 (0-0.99)	0.92 (0.70-0.99)	0.89 (0.54-0.99)	0.84 (0.18-0.98)	0.75 (0-0.97)	0.95 (0.76-1.00)	0.97 (0.84-1.00)	0.98 (0.84-1.00)	0.95 (0.23-1.00)
Κύκλος κίνησης													
Διάρκεια(sec)		0.95 (0.79-0.99)	0.95 (0.79-0.99)	0.94 (0.70-0.99)	0.99 (0.87-1.00)	1.00 (0.99-1.00)	1.00 (0.99-1.00)	1.00 (0.99-1.00)	1.00 (0.95-1.00)	0.99 (0.94-1.00)	0.98 (0.92-1.00)	0.98 (0.83-1.00)	0.99 (0.87-1.00)
Συχνότητα κίνησης													
(Hz)		0.99 (0.94-1.00)	0.98 (0.93-1.00)	0.98 (0.91-1.00)	0.99 (0.93-1.00)	1.00 (0.98-1.00)	1.00 (0.99-1.00)	1.00 (0.99-1.00)	1.00 (0.98-1.00)	0.98 (0.93-1.00)	0.97 (0.87-1.00)	0.96 (0.72-1.00)	0.91 (0-0.99)
(bpm)		0.99 (0.94-1.00)	0.98 (0.93-1.00)	0.98 (0.91-1.00)	0.99 (0.93-1.00)	1.00 (0.98-1.00)	1.00 (0.96-1.00)	1.00 (0.99-1.00)	1.00 (0.98-1.00)	0.98 (0.93-1.00)	0.97 (0.87-1.00)	0.96 (0.72-1.00)	0.91 (0-1.00)

