



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΤΟΜΕΑΣ ΑΘΛΗΤΙΑΤΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΒΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΑΣΚΗΣΗΣ

**«ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΡΥΘΜΙΚΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΑΚΟΥΣΤΙΚΟΥ
ΕΡΕΘΙΣΜΑΤΟΣ ΣΤΗ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ ΤΟΥ ΑΚΡΟΥ ΣΤΗΡΙΞΗΣ
ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΗ ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ ΣΕ ΟΡΘΙΑ ΣΤΑΣΗ»**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ειδίκευση: ΑΣΚΗΣΗ-ΕΥΡΩΣΤΙΑ-ΥΓΕΙΑ

Παπαευαγγελοπούλου Άννα

ΑΜ: 9980201900123

Επιβλέπουσα: Ελισσάβητ Ρουσάνογλου

Καθηγήτρια Αθλητικής Βιομηχανικής

ΙΟΥΝΙΟΣ 2023

© Copyright

Παπαευαγγελοπούλου Άννα

Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού

Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Εθνικής Αντιστάσεως 41, 172 37, Δάφνη, Αθήνα

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστώ θερμά την καθηγήτρια Αθλητικής Βιομηχανικής κ. Ελισσάβητ Ρουσάνογλου για την πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγηση της, όλους τους συμμετέχοντες που συνέβαλαν στην πραγματοποίηση της εργασίας μου, καθώς και την οικογένεια και τους φίλους μου που με στήριξαν σε όλη την διάρκεια των σπουδών μου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή: Η ανθρώπινη ισορροπία ρυθμίζεται από ένα πολύπλοκο σύστημα μηχανισμών. Ο ορθοστατικός έλεγχος έχει ως στόχο να διατηρεί και να επανακτάει τη σταθερότητα του σώματος σε στατικές και σε δυναμικές συνθήκες. Έρευνες έχουν αποδείξει πως ένα ακουστικό ερέθισμα είναι ικανό να βελτιώσει τη λειτουργία του ορθοστατικού ελέγχου και να συμβάλει στη μείωση της μεταβλητότητας της κίνησης. Σκοπός της μελέτης ήταν η τεκμηρίωση του βαθμού επίδρασης της ρυθμικής ταχύτητας του ακουστικού ερεθίσματος στη σταθερότητα του άκρου στήριξης, κατά την επαναληπτική απαγωγή ισχίου στην όρθια στάση.

Μεθοδολογία: Πέντε υγιή και φυσικά δραστήρια άτομα ηλικίας 18-40 ετών (άνδρες και γυναίκες, μη συστηματική άσκηση), πραγματοποίησαν προσπάθειες της κίνησης απαγωγή ισχίου στην όρθια στάση (1 λεπτό ανά προσπάθεια) και σε μονοποδική στήριξη στο δεξί κάτω άκρο, σε 3 συνθήκες: Μία συνθήκη χωρίς ακουστικό ερέθισμα (ΑΕ): προτιμώμενη ρυθμική ταχύτητα (ελεύθερο εύρος απαγωγής, με σταθερή διατήρηση της ρυθμικής ταχύτητας), καθώς και δύο συνθήκες με ΑΕ, χαμηλή και υψηλή ρυθμική ταχύτητα (70 και 140 κτύποι ανά λεπτό, αντίστοιχα) (ΑΕ: δημιουργία μέσω του Audacity, η απαγωγή να συμπίπτει με τον ισχυρό κτύπο). Η συλλογή δεδομένων (συχνότητα δειγματοληψίας 1 Hz) πραγματοποιήθηκε μέσω της λειτουργίας G-Force Meter της εφαρμογής κινητού τηλεφώνου PhysicsToolbox, η οποία προσφέρει τρισδιάστατα δεδομένα γραμμικής επιτάχυνσης μέσω του αδρανειακού αισθητήρα που είναι ενσωματωμένος στο κινητό τηλέφωνο (σταθεροποίηση κινητού τηλεφώνου με χρήση ελαστικού ιμάντα στην εξωτερική πλευρά της κνήμης και στη θέση του του κέντρου μάζας της κνήμης, ανατομική βαθμονόμηση των αξόνων του κινητού τηλεφώνου ως προς τις διευθύνσεις της κίνησης). Υπολογίστηκε η μέση (average) γραμμική επιτάχυνση καθώς και η μεταβλητότητα της (CV%) για πλάγια (X) και την προσθιοπίσθια (Z), τη συνισταμένη και την κλίση τους. Για τη στατιστική ανάλυση εφαρμόστηκαν ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των τύπων επιφανειών (SPSS v.25.0, $p < 0,05$).

Αποτελέσματα: Στη συνθήκη χωρίς ακουστικό ερέθισμα, εντοπίστηκε η μεγαλύτερη μέση επιτάχυνση και η μεγαλύτερη μεταβλητότητα CV% (για δύο διευθύνσεις) από τις άλλες δύο συνθήκες με το ΑΕ. Σημαντική στατιστική διαφορά εμφάνισε μόνο η σύγκριση που έγινε στις συνθήκες χωρίς και με ΑΕ, ενώ στη σύγκριση των συνθηκών με τα ακουστικά ερεθίσματα δεν εντοπίστηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ($p \leq 0,05$).

Συμπεράσματα: Κατά την μονοποδική απαγωγή ισχίου στην όρθια στάση, η μεγαλύτερη μέση επιτάχυνση και μεταβλητότητα (εξαιρουμένων 2) εμφανίζεται στην προσπάθεια χωρίς ΑΕ. Σε συμφωνία με την πρώτη αρχική υπόθεση, το ΑΕ είναι ικανό να βελτιώσει τον ορθοστατικό έλεγχο, ενώ η δεύτερη αρχική υπόθεση, ότι η καλύτερη σταθερότητα θα εντοπιστεί στη γρήγορη ρυθμική ταχύτητα, δεν επιβεβαιώθηκε.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: ρυθμική ταχύτητα, ορθοστατικός έλεγχος, ακουστικό ερέθισμα

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

Περίληψη	4
Πίνακας Περιεχομένων	5
Κατάλογος Εικόνων	8
Κατάλογος Πινάκων.....	8
Κατάλογος Γραφημάτων	8
Λεξικό όρων.....	9

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

Εισαγωγή

1.1. Σημασία της έρευνας	10
1.2. Σκοπός της έρευνας.....	10
1.3. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος.....	10
1.4. Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις.....	10
1.4.1. Ερευνητικά ερωτήματα.....	10
1.4.2. Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις.....	11
1.5. Μεταβλητές.....	11
1.5.1. Ανεξάρτητη μεταβλητή.....	11
1.5.2. Εξαρτημένη μεταβλητή.....	11
1.6. Οριοθέτηση.....	11
1.7. Επεξήγηση όρων.....	11

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ

Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας

2.1. Η ισορροπία	12
2.2. Βιολογικοί μηχανισμοί της ανθρώπινης ισορροπίας.....	13
2.3. Ο ορθοστατικός έλεγχος.....	14
2.3.1. Μονοποδική στήριξη.....	14

2.3.2. Τα συστήματα της λειτουργία του ορθοστατικού ελέγχου.....	15
2.4. Μεταβλητότητα της ανθρώπινης κίνησης.....	18
2.4.1. Μεταβλητότητα της κίνησης και ορθοστατικός έλεγχος.....	19
2.5. Ακουστικό ερέθισμα και ορθοστατικός έλεγχος.....	21

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

Μεθοδολογία

3.1. Δείγμα.....	22
3.2. Όργανα μετρήσεων.....	22
3.3. Χρήση και δημιουργία των διαφορετικών τέμπε.....	24
3.4. Διαδικασία συλλογής δεδομένων.....	25
3.5. Στατιστική Ανάλυση.....	27

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙV

Αποτελέσματα

4.1. Προσθιοπίσθια επιτάχυνση (az)	
4.1.1. Μέγεθος προσθιοπίσθιας επιτάχυνσης.	
4.1.2. Μεταβλητότητα προσθιοπίσθιας (CV%-az)	
4.2. Πλάγια επιτάχυνση (ay)	
4.2.1. Μέγεθος πλάγιας επιτάχυνσης.	
4.2.2. Μεταβλητότητα προσθιοπίσθιας (CV%-ax)	
4.3. Συνισταμένη επιτάχυνση (aR)	
4.4. Λόγος προσθιοπίσθιας προς πλάγια επιτάχυνση (Λόγος az/ay)	

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

Συζήτηση – Συμπεράσματα

5.1. Ερμηνεία αποτελεσμάτων.....	33
5.2. Περιορισμοί.....	35

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	35
--------------------------	-----------

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

ΠΑΡ-1. Έντυπο έγκρισης από την Επιτροπή Δεοντολογίας.....	42
---	----

ΠΑΡ-2. Έντυπο Συγκατάθεσης.....	43
---------------------------------	----

ΠΑΡ-3. Πίνακας Δεδομένων.....	45
-------------------------------	----

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 2.1 Βιολογικοί μηχανισμοί της ανθρώπινης ισορροπίας

(https://www.researchgate.net/figure/Human-Balance-system-35_fig1_348590510)

Εικόνα 2.2 Οι παράγοντες που συμμετέχουν στον ορθοστατικό έλεγχο

Εικόνα 2.3 Η αλλαγή στην προοπτική των ερευνών για το ρόλο της μεταβλητότητας στον έλεγχο και τον συντονισμό της κίνησης (van Emmerik et al, 2002)

Εικόνα 2.4 Διακύμανση κέντρου πίεσης (COP) και κέντρου μάζας (COM; σκούρα γραμμή) κατά τη διάρκεια ήρεμης στάσης σε ένα υγιές άτομο (van Emmerik et al, 2002)

Εικόνα 3.1 ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Απεικονίζονται οι τρεις διευθύνσεις X (πλάγιος), Y (κατακόρυφος), Z (προσθιοπίσθιος) στο σημείο τοποθέτησης του κινητού τηλεφώνου. ΔΕΞΙΑ: Απεικονίζεται στην οθόνη του κινητού τηλεφώνου η λειτουργία G-Force Meter της εφαρμογής Physics Toolbox (<https://gr.pinterest.com/pin/354799276876521151/>)

Εικόνα 3.2 Τα χαρακτηριστικά των ακουστικών ερεθισμάτων, α) για τους 70 κτύπους το λεπτό και β) για τους 140 κτύπους το λεπτό

Εικόνα 3.3 Η θέση του κινητού τηλεφώνου σε έναν ενδεικτικό δοκιμαζόμενο

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 3.1. Τα χαρακτηριστικά του δείγματος (τρεις γυναίκες, δύο άντρες)

Πίνακας 4.1. Οι στατιστικοί δείκτες του ελέγχου T για τον έλεγχο της σημαντικότητας της επίδρασης του ακουστικού ερεθίσματος στον ορθοστατικό έλεγχο για τον προσθιοπίσθιο και τον πλάγιο άξονα, καθώς και της συνισταμένης τους. Με αστερίσκο και με πιο έντονο γκρι χρώμα παρουσιάζονται οι στατιστικά σημαντικοί δείκτες ($p \text{ value} \leq 0,05$)

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ

Γράφημα 4.1. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του μεγέθους της επιτάχυνσης (m/s^2) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, για το σύνολο των δοκιμαζομένων (αριστερά) και ανά δοκιμαζόμενο (δεξιά). *σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών $p \leq 0.05$.

Γράφημα 4.2. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του ατομικού συντελεστή μεταβλητότητας της επιτάχυνσης (CV%) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, για το σύνολο των δοκιμαζομένων (αριστερά) και ανά δοκιμαζόμενο (δεξιά). Χωρίς σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$).

Γράφημα 4.3. Ο λόγος της προσθιοπίσθιας προς την πλάγια διεύθυνση (Z/X), όπου $Z/X > 1$, η προσθιοπίσθια είναι μεγαλύτερη της πλάγιας.

ΛΕΞΙΚΟ ΟΡΩΝ

Σταθερότητα: ορίζεται ως η ικανότητα του σώματος να διατηρεί τη θέση, και ειδικά το κέντρο βάρους του, διαμέσου ειδικών ορίων του χώρου που αναφέρονται ως όρια σταθερότητας (Shumway-Cook, McCollum, 1990).

Όρια σταθερότητας: τα όρια μιας περιοχής του χώρου στον οποίο το σώμα μπορεί να διατηρήσει τη θέση του χωρίς να αλλάξει τη βάση στήριξης (Shumway-Cook, McCollum, 1990).

Προσανατολισμός: ικανότητα να διατηρείται μία κατάλληλη σχέση μεταξύ των μελών του σώματος, καθώς και μεταξύ του σώματος και του περιβάλλοντος (Shumway-Cook, McCollum, 1990).

Ρυθμική ταχύτητα: Με μια γενική έννοια, το τέμπο σημαίνει τον ρυθμό των γεγονότων στο περιβάλλον. Ένας γρήγορος (ή αργός) ρυθμός είναι ένας γρήγορος (ή αργός) ρυθμός συμβάντων. Με τη μουσική έννοια, το τέμπο μεταδίδει τον ρυθμό ενός μουσικού κομματιού (δηλαδή πόσο γρήγορος ή αργός είναι) και συνήθως σχετίζεται με τον ρυθμό των περιοδικών γεγονότων (beats) τα οποία οι ακροατές αντιλαμβάνονται να συμβαίνουν σε τακτικά (σε ίσα) χρονικά διαστήματα. Σε μια μουσική παρτιτούρα, το επιδιωκόμενο τέμπο δίνεται με βάση τους παλμούς ανά λεπτό (π.χ. 120 bpm). Ο όρος beat-per-minute (χτύποι το λεπτό), χρησιμοποιείται στην έρευνα για το μουσικό τέμπο, αλλά το τέμπο εκφράζεται, επίσης, στη βιβλιογραφία ως το χρονικό διάστημα μεταξύ διαδοχικών παλμών (ή περίοδος παλμού). Η τελευταία παραδοχή είναι πολύτιμη επειδή επιτρέπει μια πιο άμεση σύγκριση με την ευρύτερη λογοτεχνία αντίληψης του χρόνου (J.D. McAuley, 2010).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

Εισαγωγή

1.1 Σημασία της έρευνας

Η επίδραση ενός ακουστικού ερεθίσματος, είτε αυτό αφορά κάποιο μουσικό κομμάτι, είτε τον ήχο ενός μετρονόμου, στον ορθοστατικό έλεγχο, κινεί όλο ένα και περισσότερο το ενδιαφέρον των επιστημονικών ερευνών. Οι πρώτες μελέτες που πραγματεύονται τα αποτελέσματα της χρήσης ακουστικού ερεθίσματος στον ορθοστατικό έλεγχο, αφορούν κυρίως στον ασθενή πληθυσμό. Η χρήση ακουστικού ερεθίσματος χρησιμοποιείται σε προγράμματα εκγύμνασης και κυρίως σε προγράμματα ενίσχυσης ή αποκατάστασης της στατικής σταθερότητας, ωστόσο, οι απόψεις δίστανται σχετικά με το εάν υπάρχει τελικά θετική επίδραση και εάν ναι, ποια ρυθμική ταχύτητα (tempo) έχει την μεγαλύτερη. Η τεκμηρίωση του εάν ένα ακουστικό ερέθισμα έχει θετικές επιδράσεις και συγκεκριμένα ποια ρυθμική ταχύτητα έχει τη μεγαλύτερη, θα προσφέρει χρήσιμα δεδομένα για την κατάλληλη αξιοποίηση του, όχι μόνο για την βελτίωση δεξιοτήτων υγείων πληθυσμών και αθλητών, αλλά και στην πρόληψη είτε στην αποκατάσταση και τέλος, στην θεραπεία ατόμων που πάσχουν από ασθένειες όπως είναι η νόσος του Parkinson και το εγκεφαλικό επεισόδιο.

1.2 Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της μελέτης είναι η τεκμηρίωση του βαθμού επίδρασης της ρυθμικής ταχύτητας του ακουστικού ερεθίσματος στη σταθερότητα του άκρου στήριξης, κατά την επαναληπτική απαγωγή ισχίου στην όρθια στάση.

1.3 Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος

Το ερευνητικό πρόβλημα το οποίο διερευνάται στην παρούσα εργασία, είναι εάν το ακουστικό ερέθισμα προκαλεί βελτιώσεις στον ορθοστατικό έλεγχο και πιο συγκεκριμένα, ποια ρυθμική ταχύτητα έχει την μεγαλύτερη.

1.4 Ερευνητικά ερωτήματα

A. Επιδρά το ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα στη σταθερότητα του άκρου στήριξης κατά την επαναληπτική απαγωγή ισχίου στην όρθια στάση?

B. Επιδρά η ρυθμική ταχύτητα του ακουστικού ερεθίσματος στη στατική σταθερότητα του άκρου στήριξης κατά την επαναληπτική απαγωγή ισχίου στην όρθια στάση?

Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις

A. Το ρυθμικό ακουστικό ερέθισμα θα αυξήσει τη σταθερότητα του άκρου στήριξης κατά την επαναληπτική απαγωγή ισχίου στην όρθια στάση?

B. Η υψηλότερη ρυθμική ταχύτητα θα αυξήσει στατική σταθερότητα του άκρου στήριξης κατά την επαναληπτική απαγωγή ισχίου στην όρθια στάση?

1.5 Μεταβλητές

1.5.1 Ανεξάρτητη μεταβλητή

Η ρυθμική ταχύτητα εκτέλεσης του ακουστικού ερεθίσματος (2 επίπεδα: 70 και 140 κτύποι ανά λεπτό).

1.5.2 Εξαρτημένες μεταβλητές

- Η ρίζα της μέσης τετραγωνικής τιμής της πλάγιας και της προσθιοπίσθιας γραμμική επιτάχυνσης.
- Η ατομική μεταβλητότητα της πλάγιας και προσθιοπίσθιας γραμμικής επιτάχυνσης.

1.6 Οριοθέτηση

Η μελέτη αφορά σε υγιή άτομα ηλικίας 18-40 ετών που δεν ασκούνται συστηματικά.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας

2.1 Η Ισορροπία

Ο όρος *ισορροπία* (*balance*) όπως χρησιμοποιείται στη μηχανική, περιγράφει την κατάσταση κατά την οποία η συνισταμένη των δυνάμεων που ασκούνται σε ένα σώμα ισούται με μηδέν (πρώτος νόμος του Νεύτωνα) και αφορά τόσο τα άψυχα αντικείμενα, όσο και τους έμβιους οργανισμούς (Galili et al, 1993). Η ικανότητα ενός αντικειμένου να ισορροπεί εξαρτάται από την θέση του κέντρου μάζας του σώματος και της βάσης στήριξης του. *Κέντρο μάζας* είναι ένα σημείο ισοδύναμο με τη συνολική μάζα του σώματος και προσδιορίζεται με τη συμβολή του κέντρου μάζας του κάθε μέλους στον τρισδιάστατο χώρο (Winter, 1995), ενώ η *βάση στήριξης* είναι η περιοχή μέσα στην οποία βρίσκεται το κέντρο μάζας και η γραμμή βαρύτητας σε κατάσταση ισορροπίας (Pollock et al., 2000). Όταν το κέντρο μάζας μετακινηθεί από την βάση στήριξης, τότε η ισορροπία χάνεται.

Στους έμβιους οργανισμούς η ισορροπία αναφέρεται στην ικανότητα διατήρησης μιας κατάστασης σταθερότητας, διατηρώντας την κατακόρυφη προβολή του κέντρου βάρους του σώματος εντός της βάσης στήριξης (Hrysomallis, 2007) και συγκεκριμένα στον άνθρωπο, όταν το κέντρο μάζας μετακινηθεί από την βάση στήριξης, υπάρχει η εγγενής ιδιότητα αυτό να γίνεται αμέσως αντιληπτό, ξεκινώντας μία αλυσιδωτή διαδικασία νευρομυϊκής ενεργοποίησης, προκειμένου να αποφεύγεται η πτώση (Winter, 1995). Αφορά σε έναν γενικό όρο που περιγράφει τη δυναμική της στάσης του σώματος, με στόχο τη πρόληψη της πτώσης. Είναι σχετική με τις αδρανειακές δυνάμεις που δρουν στο σώμα και με την αδράνεια που χαρακτηρίζει τα τμήματα του σώματος (Winter, 1995).

Η ισορροπία αφορά σε δύο συνθήκες:

A) Στατική ισορροπία: η ικανότητα διατήρησης του σώματος σε μία συγκεκριμένη θέση και στάση.

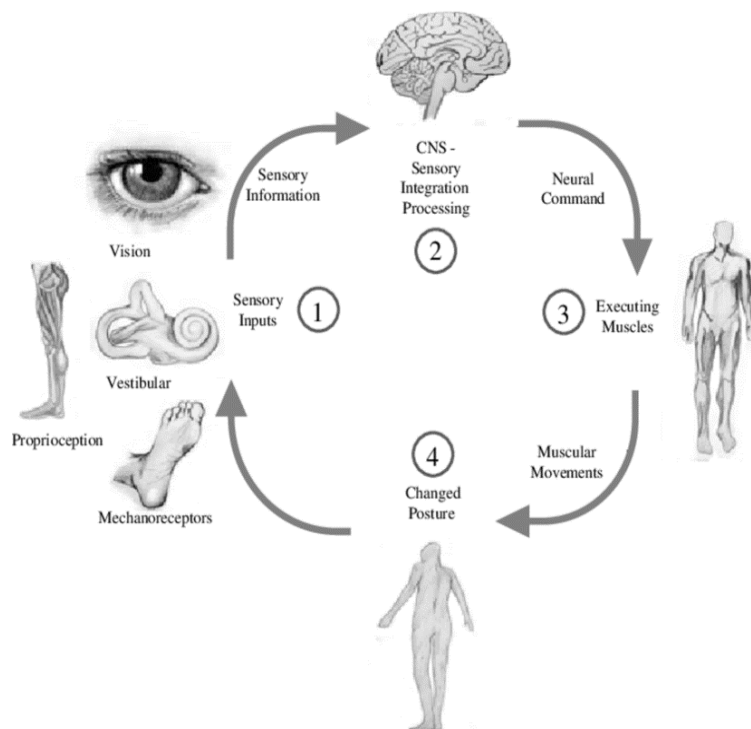
B) Δυναμική ισορροπία: η ικανότητα διατήρησης της ισορροπίας κατά την κίνηση ή την βάρδιση και πρόκειται για μία πολύ πιο απαιτητική διαδικασία.

Τόσο η στατική όσο και η δυναμική ισορροπία απαιτούν ενσωμάτωση οπτικών, αισθησιακών και ιδιοδεκτικών μηνυμάτων, για τον έλεγχο του σώματος μέσα στη βάση στήριξης του (Ross et al., 2004).

2.2 Βιολογικοί μηχανισμοί της ανθρώπινης ισορροπίας

Η ισορροπία του ανθρώπινου σώματος κατευθύνεται από ένα πολύπλοκο σύστημα μηχανισμών που δημιουργούν αντιδράσεις στάσης για την αντιμετώπιση της μετατόπισης του κέντρου βάρους του σώματος από τη θέση ισορροπίας του και ελέγχουν την κίνηση των ματιών προκειμένου να διατηρήσουν μια σταθερή εικόνα του περιβάλλοντος. Τρία κύρια αισθητήρια συστήματα εμπλέκονται στην ισορροπία και στη στάση. Το οπτικό είναι το σύστημα που εμπλέκεται πρωτίστως τον προγραμματισμό της μετακίνησής μας και την αποφυγή εμποδίων στην πορεία. Το αιθουσαίο σύστημα είναι το «γυροσκόπιο» μας, όπου αισθάνεται γραμμικές και γωνιακές επιταχύνσεις. Τέλος, το σωματοαισθητικό σύστημα περιέχει ένα πλήθος αισθητήρων που αισθάνονται τη θέση και την ταχύτητα όλων των τμημάτων του σώματος, την επαφή τους (κρούση) με εξωτερικά αντικείμενα (συμπεριλαμβανομένου και του εδάφους), και τον προσανατολισμό της βαρύτητας. Όλα αυτά τα κεντρομόλα μηνύματα αναλύονται και ταξινομούνται από το κεντρικό νευρικό σύστημα, από όπου ξεκινάνε οι φυγόκεντρες οδοί (Εικόνα 2.1) (Olchowik et al, 2015).

Η *παρεγκεφαλίδα*, είναι πολύ σημαντική για τον έλεγχο της κίνησης και παίζει πρωταγωνιστικό ρόλο στην διατήρηση της ισορροπίας. Είναι υπεύθυνη για την δημιουργία κατάλληλων κινητικών προτύπων, για την δυναμική ρύθμιση της ισορροπίας και την προσαρμογή της στάσης και της μετακίνησης μέσω της εξάσκησης. Ως εκ τούτου, προβλήματα στην λειτουργία της, δημιουργούν έλλειψη κινητικού συντονισμού και σταθερότητας. (Morton, Bastian, 2004).



Εικόνα 2.1 Βιολογικοί μηχανισμοί της ανθρώπινης ισορροπίας

2.3 Ο ορθοστατικός έλεγχος

Η ιδιότητα του ανθρώπινου σώματος να διατηρεί και να επανακτάει τη σταθερότητα του σε οποιαδήποτε θέση που αυτό βρίσκεται, ακόμη και σε ακραίες συνθήκες, όπως είναι η μονοποδική στήριξη και η στάση με κλειστά μάτια (Pollock et al, 2000). Η δραστηριοποίηση του ορθοστατικού ελέγχου έχει ως συνέπεια τον έλεγχο της θέσης του σώματος στον χώρο, με σκοπό τη σταθεροποίηση και τον προσανατολισμό (Hirschfeld, 1992) και απαιτεί νευρομυϊκές αποκρίσεις που περιλαμβάνουν τις τρεις κύριες αρθρώσεις των κάτω άκρων (ποδοκνημική, γόνατο και ισχίο) (Taube, Gollhofer, 2012). Ο ορθοστατικός έλεγχος έχει δύο κύριες λειτουργίες: πρώτον, να χτίζει τη στάση του σώματος ενάντια στη βαρύτητα και να εξασφαλίζει τη διατήρηση της ισορροπίας· και δεύτερον, να διορθώνει τον προσανατολισμό και τη θέση των τμημάτων που χρησιμεύουν ως πλαίσιο αναφοράς για την αντίληψη και τη δράση σε σχέση με τον εξωτερικό κόσμο. Αυτή η διπλή λειτουργία του ορθοστατικού ελέγχου βασίζεται σε τέσσερα συστατικά στοιχεία: τιμές αναφοράς, όπως ο προσανατολισμός των τμημάτων του σώματος και η θέση του κέντρου βάρους, πολυαισθητηριακές εισροές που ρυθμίζουν τον προσανατολισμό και τη σταθεροποίηση των τμημάτων του σώματος και αντιδράσεις στάσης ή στρατηγικές για ανάκτηση ισορροπίας, μετά από διαταραχή της θέσης του σώματος (Jean Massion, 1994).

Η σταθερότητα και ο προσανατολισμός, παρουσιάζουν δύο ευδιάκριτους στόχους του συστήματος του ορθοστατικού ελέγχου. Μερικές δραστηριότητες γίνονται πιο ουσιαστικές κατά τη διάρκεια της διατήρησης του κατάλληλου προσανατολισμού σε βάρος της σταθερότητας. Η αποφυγή ενός γκολ στο ποδόσφαιρο ή το πιάσιμο της μπάλας στον αέρα στο μπέιζμπολ, απαιτεί από τον παίκτη να βρίσκεται σε διαρκή εγρήγορση έχοντας στραμμένη την προσοχή του προς τη μπάλα και μερικές φορές να πέφτει στο έδαφος προκειμένου να επιτύχει αυτόν το στόχο. Έτσι, ενώ ο ορθοστατικός έλεγχος είναι μία προϋπόθεση την οποία συνήθως έχουν οι περισσότερες δραστηριότητες, οι απαιτήσεις της σταθερότητας και του προσανατολισμού αλλάζουν για κάθε δραστηριότητα (Shumway-Cook, McCollum, 1990).

Ακόμη, η ικανότητα επανάκτησης της ισορροπίας μετά από μία πιθανή διατάραξη της, προστατεύει από πτώσεις και βελτιώνει τον κινητικό έλεγχο (Taube, Gollhofer, 2012).

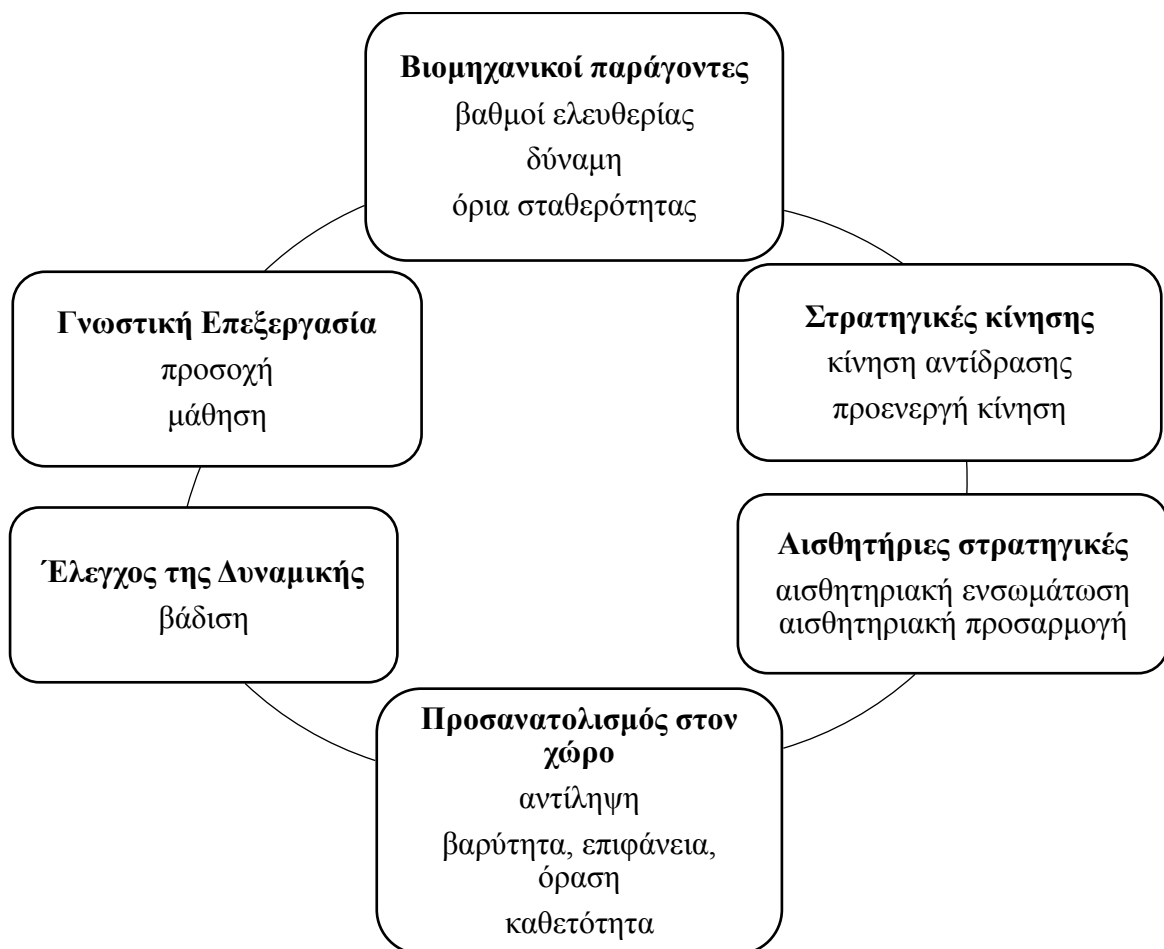
2.3.1. Μονοποδική στήριξη

Η μονοποδική στήριξη θεωρείται μια ιδιαίτερα απαιτητική συνθήκη της ανθρώπινης κίνησης καθώς όλο το βάρος του σώματος στηρίζεται στο ένα πόδι και η βάση στήριξης είναι σχετικά

μικρή στην πλάγια διεύθυνση. Η ισορροπία στο ένα πόδι είναι θεμελιώδης για την ανθρώπινη ζωή και για καθημερινές δραστηριότητες όπως, για παράδειγμα, η μονοποδική φάση στήριξης κατά τη βάδιση, η αλλαγή κατεύθυνσης κατά τη βάδιση και η χρήση σκαλιών. Επιπλέον, η ικανότητα να μεταφέρει κάποιος το βάρος του στο ένα πόδι είναι κρίσιμο για την αποφυγή μιας επικείμενης πτώσης (Richardson et al., 1996). Το έργο της ορθοστασίας στο ένα πόδι (μονοποδική ορθοστασία) απαιτεί μια αρχική εκούσια ενέργεια μετακίνησης του κέντρου μάζας πάνω από το υποκείμενο πόδι στήριξης, που ακολουθείται από το έργο της διατήρησης του προσανατολισμού της στάσης στο χώρο. Αυτό απαιτεί έλεγχο της στήριξης βάρους, κάθετη ευθυγράμμιση των διαφορετικών τμημάτων του σώματος και αντιρρόπηση των δυνάμεων που τείνουν να εκτρέψουν το σώμα από την ισορροπία (Horak & Macpherson, 1995).

2.3.2 Τα συστήματα που επιδρούν στη λειτουργία του ορθοστατικού ελέγχου

Ο ορθοστατικός έλεγχος προϋποθέτει τη αλληλεπίδραση των παρακάτω συστημάτων (Εικόνα 2.2) (Horak, 2006):



Εικόνα 2.2 Οι παράγοντες που συμμετέχουν στον ορθοστατικό έλεγχο

Βιομηχανικοί παράγοντες. Ο σημαντικότερος βιομηχανικός παράγοντας της ισορροπίας είναι το μέγεθος και η ποιότητα της βάσης στήριξης, όπου είναι τα πόδια. Οποιοσδήποτε περιορισμός που αφορά στα πόδια όπως παραδείγματος χάρη μειωμένη δύναμη ή πόνος, επηρεάζουν την ισορροπία (Horak, 2006). Δεύτερος σημαντικότερος παράγοντας είναι η ικανότητα ελέγχου του κέντρου μάζας του σώματος σε σχέση με την βάση στήριξης του. Κατά την διποδική στήριξη τα όρια της σταθερότητας (που είναι η περιοχή στην οποία ένα άτομο μπορεί να μετακινήσει το κέντρο μάζας του, διατηρώντας την ισορροπία και χωρίς να αλλάξει την βάση στήριξης), έχει κωνικό σχήμα (Horak, 2006). Επομένως, το σημείο στο οποίο ισορροπεί το σώμα δεν αφορά μία συγκεκριμένη θέση, αλλά τον χώρο που καθορίζεται από το μέγεθος της βάσης στήριξης, τους βαθμούς ελευθερίας των αρθρώσεων, τη μυική δύναμη και την αισθητήρια ικανότητα (Horak, 2006). Τα άτομα που είναι επιρρεπή σε πτώσεις τείνουν να έχουν μικρά όρια σταθερότητας (Horak, 2006).

Στρατηγικές κίνησης. Υπάρχουν τρεις βασικές στρατηγικές κίνησης που χρησιμοποιούνται για να επανέλθει το σώμα στην ισορροπία κατά την όρθια στάση. Οι δύο διατηρούν τα πόδια στην θέση τους και η τρίτη αλλάζει την βάση στήριξης, πραγματοποιώντας ένα βήμα (McIlroy, Maki, 1996). Η στρατηγική της ποδοκνημικής, κατά την οποία το σώμα κινείται με βάση τον αστράγαλο σαν ένα εύκαμπτο και ανεστραμμένο εκκρεμές, είναι απαραίτητη για να διατηρηθεί η ισορροπία κατά την διάρκεια μικρών ταλαντεύσεων του σώματος, στη στήριξη σε μία σταθερή επιφάνεια. Η στρατηγική του ισχίου, κατά την οποία το σώμα ασκεί ροπή στα ισχία, με στόχο να κινήσει γρήγορα το κέντρο μάζας του σώματος, χρησιμοποιείται όταν το άτομο στέκεται σε μία ασταθή επιφάνεια, είτε όταν το κέντρο μάζας πρέπει να κινηθεί γρήγορα (Horak, 2006). Η πραγματοποίηση ενός βήματος με σκοπό να επανέλθει η ισορροπία είναι μια κοινή διαδικασία, ειδικά κατά την βάρδιση. Τα υπερήλικα άτομα στην απειλή μίας πτώσης τείνουν να χρησιμοποιούν περισσότερο την στρατηγική του βήματος και του ισχίου, ενώ, τα νεότερα άτομα κυρίως την στρατηγική του αστραγάλου και του ισχίου (Maki, Edmondstone, McIlroy, 2000). Τα άτομα μπορούν να ορίσουν ποια στρατηγική και σε τι ποσότητα θα επιλεγεί βάσει της πρόθεσης, της εμπειρίας και της προσδοκίας (Shupert, Horak, 1999) . Προληπτικές στρατηγικές ορθοστατικού ελέγχου, πριν τις εθελούσιες κινήσεις, βοηθούν επίσης στη διατήρηση της σταθερότητας αντισταθμίζοντας αναμενόμενη αποσταθεροποίηση που σχετίζεται με την κίνηση ενός άκρου. Υποκείμενα με κακώς συντονισμένες αυτόματες αντιδράσεις στάσης, έχουν αστάθεια ως απόκριση σε

εξωτερικές διαταραχές, ενώ άτομα με ανεπαρκή συντονισμό στις προληπτικές προσαρμογές της στάσης δείχνουν αστάθεια κατά τη διάρκεια κινήσεων που ξεκινούν οι ίδιοι (Horak, 2006).

Αισθητήριες στρατηγικές. Οι αισθητήριες πληροφορίες από το σωματοαισθητικό, το οπτικό και το κυκλοφορικό σύστημα πρέπει να ενσωματωθούν για την ερμηνεία ενός πολύπλοκου αισθητηριακού περιβάλλοντος. Καθώς τα υποκείμενα αλλάζουν το αισθητηριακό περιβάλλον, πρέπει να επαναπροσδιορίσουν τις αισθήσεις τους. Σε ένα καλά φωτισμένο περιβάλλον με σταθερή βάση στήριξης, τα υγιή άτομα βασίζονται στις σωματοαισθητικές (70%) και στις αιθουσαίες (20%) πληροφορίες, αλλά και στην όραση (10%) (Peterka, 2002). Ωστόσο, όταν ένα άτομο στέκεται σε μια ασταθή επιφάνεια, βασίζεται περισσότερο στις αιθουσαίες πληροφορίες και στην όραση καθώς μειώνουν την εξάρτησή τους στις σωματοαισθητικές, για τον ορθοστατικό προσανατολισμό (Peterka, 2002). Η ικανότητα επαναπροσδιορισμού των αισθητήριων πληροφοριών ανάλογα με το αισθητηριακό πλαίσιο είναι σημαντική για τη διατήρηση της σταθερότητας όταν ένα άτομο μετακινείται από το ένα περιβάλλον στο άλλο, όπως από ένα καλά φωτισμένο πεζοδρόμιο σε ένα αμυδρά φωτισμένο κήπο. Άτομα με περιφερική αιθουσαία απώλεια ή σωματοαισθητική απώλεια από νευροπάθεια, εμφανίζουν περιορισμό σε αυτήν την ικανότητα και συνεπώς, κινδυνεύουν σε πτώση. Ακόμη, ορισμένες διαταραχές του ΚΝΣ, όπως η νόσος Αλτσχάιμερ, είναι ικανές να βλάψουν αυτήν την ικανότητα του επαναπροσδιορισμού και της προσαρμογής (Horak, 2006).

Προσανατολισμός στον χώρο. Η ικανότητα του ανθρώπου να προσανατολίζει τα μέρη του σώματος σε σχέση με τη βαρύτητα, την επιφάνεια στήριξης, το οπτικό περιβάλλον και τις εσωτερικές αναφορές είναι ένα κρίσιμο συστατικό του ορθοστατικού ελέγχου. Τα υγιή νευρικά συστήματα αλλάζουν αυτόματα τον τρόπο με τον οποίο προσανατολίζεται το σώμα χώρο, ανάλογα με το πλαίσιο και την δραστηριότητα (Karnath, Ferber, Dichgans, 2000).

Έλεγχος της δυναμικής. Ο έλεγχος της ισορροπίας κατά το βάδισμα και κατά την αλλαγή από την μια στάση στην άλλη απαιτεί πολύπλοκο έλεγχο ενός κινούμενου κέντρου μάζας (Horak, 2006). Η σταθερότητα προς τα εμπρός κατά τη βάδιση, προέρχεται από την τοποθέτηση του ταλαντευόμενου άκρου υπό την πτώση του κέντρου μάζας του σώματος. Ωστόσο, η πλευρική σταθερότητα προέρχεται από έναν συνδυασμό του πλευρικού ελέγχου του κορμού και της πλευρικής τοποθέτησης των ποδιών (Bauby, Kuo, 2000). Οι ηλικιωμένοι που είναι επιρρεπείς σε πτώσεις τείνουν να έχουν μεγαλύτερες από το κανονικό πλάγιες μετατοπίσεις του σώματος και πιο ακανόνιστες πλευρικές τοποθετήσεις των ποδιών (Horak, 2006).

Γνωστική Επεξεργασία. Οι γνωστικές ικανότητες απαιτούν απαραίτητο στοιχείο για τον έλεγχο της στάσης (Teasdale & Simoneau, 2001). Όσο πιο δύσκολο είναι το έργο του ορθοστατικού ελέγχου, τόσο μεγαλύτερη γνωστική επεξεργασία απαιτείται. Έτσι, οι χρόνοι αντίδρασης και οι επιδόσεις σε μια γνωστική εργασία μειώνονται καθώς αυξάνεται η δυσκολία (Teasdale & Simoneau, 2001). Άτομα που έχουν περιορισμένη γνωστική ικανότητα λόγω νευρολογικών βλαβών, είναι πιθανό να χρησιμοποιούν περισσότερη από τη διαθέσιμη γνωστική τους επεξεργασία για τον έλεγχο της στάσης του σώματος. Τέλος, η μειωμένη γνωστική επεξεργασία για τον έλεγχο της στάσης (πχ μειωμένη συγκέντρωση), μπορεί να οδηγήσει σε πτώσεις (Horak, 2006).

2.4. Μεταβλητότητα της ανθρώπινης κίνησης

Ένα από τα σημαντικότερα συστατικά της ανθρώπινης κίνησης είναι η μεταβλητότητα της. Πρόκειται για τις φυσιολογικές αποκλίσεις που πραγματοποιούνται στην κινητική απόδοση κατά την επανάληψη ενός κινητικού μοτίβου (Stergiou et al, 2006). Αυτή η μεταβλητότητα αφορά όλα τα βιολογικά συστήματα και είναι εύκολα παρατηρήσιμη. Εάν ένα άτομο προσπαθήσει να επαναλάβει μια κίνηση για δύο φορές, αυτές οι δύο φορές δεν θα είναι ποτέ ίδιες (Stergiou et al, 2006). Ακόμη, η μεταβλητότητα της ανθρώπινης κίνησης έχει αναφερθεί και ως «επανάληψη χωρίς επανάληψη», όπου κάθε επανάληψη μίας πράξης περιλαμβάνει μοναδικά, μη επαναλαμβανόμενα νευρικά και κινητικά μοτίβα (Stergiou et al, 2006).

Υπάρχουν τρεις ισχύουσες θεωρίες που ερμηνεύουν την έννοια της μεταβλητότητας:

A) *Γενικευμένη θεωρία κινητικού προγράμματος:* αυτή η θεωρία στηρίζει ότι η μεταβλητότητα ενός κινητικού μοτίβου οφείλεται σε σφάλμα. Με την εξάσκηση σε συγκεκριμένες δεξιότητες αυτό το σφάλμα μπορεί να ελαχιστοποιηθεί και τελικά να εξαλειφτεί σταδιακά και έτσι βελτιστοποιείται η ακρίβεια και η αποτελεσματικότητα του σχεδίου κίνησης (Schmidt, 2003).

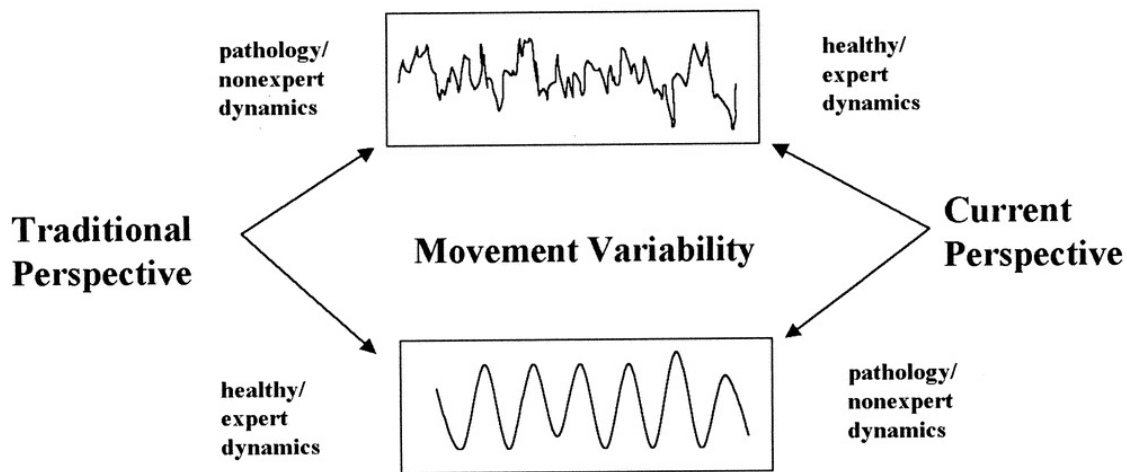
B) *Η υπόθεση της μη ελεγχόμενης πολλαπλότητας:* στην συγκεκριμένη περίπτωση η κινητική μεταβλητότητα έχει συσχετιστεί με τον κινητικό πλεονασμό, ο οποίος αναφέρεται στην ύπαρξη περισσότερων στοιχείων από τα απαραίτητα για την πραγματοποίηση ενός έργου, με αποτέλεσμα την ύπαρξη πολλαπλών λύσεων σε ένα δεδομένο πρόβλημα (Latash, Scholz, & Schöner 2002).

Γ) Θεωρία δυναμικών συστημάτων: σύμφωνα με την θεωρία αυτή, τα βιολογικά συστήματα αυτοοργανώνονται με περιβαλλοντικούς, εμβιομηχανικούς και μορφολογικούς περιορισμούς για να βρουν την πιο σταθερή λύση (Clark & Phillips, 1993).

Οι τρεις προαναφερθείσες θεωρίες είναι κοινές στο γεγονός ότι όλες αναγνωρίζουν ότι η μειωμένη μεταβλητότητα προκύπτει από την ακρίβεια της εκτέλεσης ενός κινητικού μοτίβου. Ειδικότερα, η θεωρία των δυναμικών συστημάτων, προτείνει ότι σε συγκεκριμένα δυναμικά συστήματα και κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες, όταν η μεταβλητότητα αυξάνεται και φτάνει στο κρίσιμο σημείο, το σύστημα γίνεται εξαιρετικά ασταθές και αναγκάζεται να δημιουργήσει ένα νέο κινητικό μοτίβο, ευσταθές. Ωστόσο, η αδυναμία αυτής της θεωρίας είναι ότι δεν λαμβάνει υπόψιν ορισμένες περιπτώσεις εξαιρετικής ευστάθειας σε μεταβαλλόμενα περιβάλλοντα (όπως πχ οι ελίτ αθλητές). Γενικά, αυξημένη μεταβλητότητα σε μοτίβο κίνησης υποδηλώνει απώλεια σταθερότητας ενώ η μειωμένη μεταβλητότητα υποδηλώνει μια σταθερή συμπεριφορά (Stergiou et al, 2006).

2.4.1 Μεταβλητότητα της κίνησης και ορθοστατικός έλεγχος

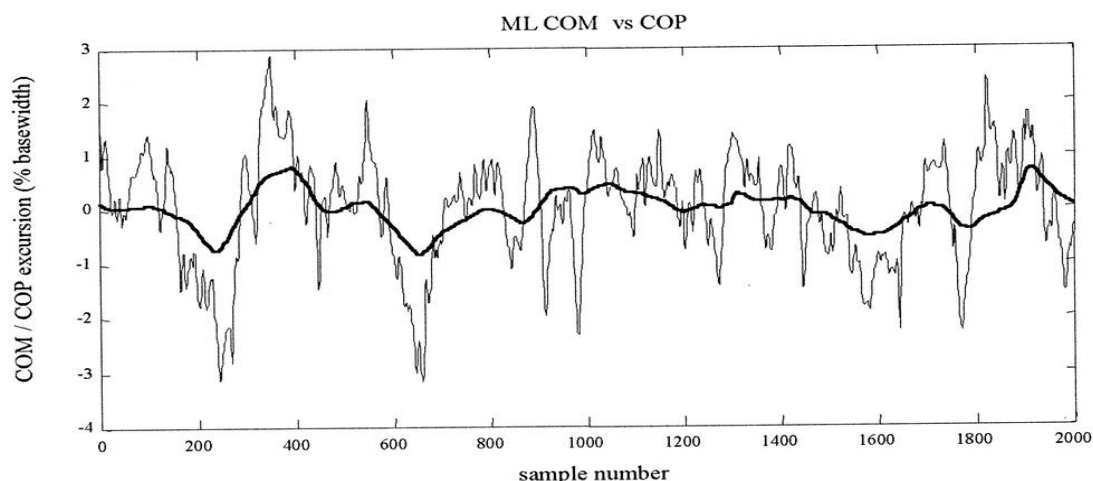
Στη βιβλιογραφία που πραγματεύεται τον ορθοστατικό έλεγχο, ο βαθμός μετακίνησης του κέντρου πίεσης ενός ατόμου σε μια πλατφόρμα δύναμης, έχει χρησιμοποιηθεί για τον προσδιορισμό της αστάθειας, με τις μεγαλύτερες αποκλίσεις να υποδηλώνουν υψηλότερο βαθμό αστάθειας (van Wegen et al, 2002). Σχετικά με τον έλεγχο της στάσης κατά τη γήρανση, το τυπικό εύρημα είναι ότι τα γηραιότερα άτομα παρουσιάζουν μεγαλύτερες αποκλίσεις σε σχέση με τα νεότερα. Ένα κοινό συμπέρασμα θα ήταν, ότι η ισορροπία των ηλικιωμένων ατόμων είναι λιγότερο λειτουργική. Ωστόσο, αυτή η υποτιθέμενη σχέση μεταξύ της αυξημένης ποσότητας ορθοστατικής ταλάντευσης και της απώλειας σταθερότητας δεν λαμβάνει υπόψη (α) τη δομή αυτών των μοτίβων στάσης και (β) το γεγονός ότι η όρθια στάση δεν είναι σχεδόν ποτέ μια μεμονωμένη εργασία, αλλά ενσωματωμένη εντός άλλων στόχων (όπως το άνοιγμα θυρών ή η παραλαβή ενός αντικειμένου) (van Wegen et al, 2002). Στις παραδοσιακές μελέτες για την κινητική μάθηση και την ανάπτυξη, η αυξημένη κινητική ικανότητα έχει συσχετιστεί με μειωμένη μεταβλητότητα. Ομοίως, η αυξημένη μεταβλητότητα σχετίζεται συνήθως με τον εντοπισμό επιζήμιων πτυχών που σχετίζονται με τη γήρανση και τις ασθένειες. Ωστόσο, οι τρέχουσες έρευνες έχουν προσφέρει πληροφορίες ότι η γήρανση και πολλές ασθένειες συνδέονται με απώλεια πολυπλοκότητας και μεταβλητότητας (Εικόνα 2.3) (Lipsitz, 2002).



Εικόνα 2.3 Η αλλαγή στην προοπτική των ερευνών για το ρόλο της μεταβλητότητας στον έλεγχο και τον συντονισμό της κίνησης.

Οι διαφορετικές χρονικές κλίμακες που διέπουν τον έλεγχο της στάσης έχουν χωριστεί σε δύο κατηγορίες: σε αυτές που ορίζουν τον έλεγχο και την τροποποίηση της ενεργοποίησης και σε αυτές που ορίζουν την παρατηρησιμότητα και τη συλλογή πληροφοριών (van Wegen et al, 2002). Ένα κρίσιμο στοιχείο στην πρόταση ότι η μεταβλητότητα παίζει ρόλο στη διευκόλυνση του προσαρμοστικού ελέγχου της στάσης, είναι ότι επιτρέπει την εξερεύνηση των ορίων των τρεχουσών καταστάσεων και των ορίων μεταξύ των διαφορετικών ορθοστατικών διαμορφώσεων (van Wegen, 2002). Ένα παράδειγμα αυτών των διαφορετικών χρονικών κλιμάκων και ο ρόλος τους στον έλεγχο της στάσης απεικονίζεται στην [Εικόνα 2.4](#). Τα μοτίβα του κέντρου πίεσης (COP) παρουσιάζουν χαρακτηριστικά υψηλότερης συχνότητας από το κέντρο μάζας (COM). Οι υψηλότερες συχνότητες στο COP είναι απαραίτητο στοιχείο για τον έλεγχο ή τη διόρθωση της θέσης του COM (Winter, 1995). Αυτές οι πτυχές υψηλότερης συχνότητας στο COP ωστόσο, δεν αντικατοπτρίζουν μόνο την αντισταθμιστική δραστηριότητα, αλλά θα μπορούσαν επίσης να προκύψουν από διερευνητική δραστηριότητα που μπορεί να συμβάλει στη σταθερότητα της στάσης.

Μια κεντρική απαίτηση για τον ισχυρό και προσαρμοστικό έλεγχο της ανθρώπινης κίνησης είναι η ικανότητα αντίληψης του εύρους αποτελεσματικότητας μιας ποικιλίας συστημάτων δράσης. Τα συστήματα δράσης μπορούν να λειτουργήσουν εντός των ίδιων μυοσκελετικών τμημάτων, όπως μπορεί να φανεί για παράδειγμα στις αντισταθμιστικές στρατηγικές του αστραγάλου και του ισχίου (van Wegen, 2002).



Εικόνα 2.4 Διακύμανση κέντρου πίεσης (COP) και κέντρου μάζας (COM; σκούρα γραμμή) κατά τη διάρκεια ήρεμης στάσης σε ένα υγιές άτομο.

2.5. Ακουστικό ερέθισμα και ορθοστατικός έλεγχος

Η επίδραση των ακουστικών ερεθισμάτων (πχ η μουσική ή ήχος μετρονόμου) στον ορθοστατικό έλεγχο, έγινε γνωστή ύστερα από μελέτες που απέδειξαν βελτίωση του συγχρονισμού των βημάτων κατά την βάδιση σε άτομα που έπασχαν από διάφορες παθήσεις, υπό το άκουσμα μουσικής. Άλλες έρευνες που έχουν εξετάσει την επίδραση της ακουστικής πληροφορίας στον ορθοστατικό έλεγχο, έδειξαν μειωμένη ταλάντευση του σώματος, δεδομένο που σημαίνει αυξημένη μυϊκή διέγερση.

Έχει αποδειχθεί ότι οι ήχοι μπορούν να επηρεάσουν τον έλεγχο της στάσης του σώματος, αλλά ο ρόλος του ακουστικού συστήματος στις διαδικασίες ελέγχου της ισορροπίας δεν είναι ακόμα πλήρως κατανοητός. Μία πιθανή εξήγηση είναι, επειδή οι ακουστικοί υποδοχείς και το αιθουσαίο όργανο βρίσκονται σε πολύ κοντινές ανατομικές θέσεις στον εγκέφαλο, οι ηχητικές δονήσεις να είναι ικανές να επηρεάσουν τον ορθοστατικό έλεγχο (Mainenti et al, 2007). Το ακουστικό σύστημα, το οποίο είναι μορφολογικά και λειτουργικά αμοιβαία συνδεδεμένο με το αιθουσαίο σύστημα, δέχεται το ακουστικό ερέθισμα με την μορφή κύματος το οποίο επιδρά στο αιθουσαίο σύστημα και κατε'πέκτασην στον ορθοστατικό έλεγχο. Επίσης, το ακουστικό σύστημα συμβάλλει στην ισορροπία παρέχοντας πληροφορίες σχετικά με τον τρισδιάστατο περιβάλλοντα χώρο (Molinari et al, 2006).

Άλλη μία πιθανή εξήγηση του πως ένα ακουστικό ερέθισμα μπορεί να επηρεάσει τη λειτουργία του ορθοστατικού ελέγχου είναι μέσω της λειτουργίας του συγχρονισμού. Είναι γνωστό ότι ορισμένα χαρακτηριστικά ακουστικών ερεθισμάτων, όπως π.χ. η ρυθμικότητα,

μπορεί να επηρεάσει την κινητική λειτουργία. Ένας από τους πιο σημαντικούς μηχανισμούς της ικανότητας του ρυθμού να επηρεάζει την κίνηση είναι οι διαδικασίες συγχρονισμού του εγκεφάλου (Repp & Keller, 2005). Συγκεκριμένα, οι νευρικοί ρυθμοί που επιτρέπουν το συντονισμό των δραστηριοτήτων μεταξύ διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου, ευνοούν την ενσωμάτωση πληροφοριών που στηρίζουν την κίνηση, προτείνοντας την ιδέα ότι κινητικές και αισθητηριακές διεργασίες μπορεί να προκύψουν από δραστηριότητα ενός συγχρονισμένου εγκεφαλικού δικτύου (Buzsáki & Draguhn, 2004). Η ακρόαση ενός ρυθμικού ερεθίσματος αυξάνει τον συγχρονισμό μεταξύ αισθητηριακών και κινητικών περιοχών του εγκεφάλου, με αποτέλεσμα τη βελτιωμένη ρυθμική κίνηση, σε δραστηριότητες όπως το περπάτημα και το τρέξιμο (Damm et al., 2020).

Ειδικότερα, η επίδραση των ακουστικών ερεθισμάτων στη στατική και στη δυναμική ισορροπία έχει διερευνηθεί σε μεγάλο βαθμό στον τομέα της υγείας (Minino et al., 2021) και στην μελέτη ασθενειών (Shahraki et al., 2017). Μία έρευνα ανέλυσε την επίδραση της ακουστικής διέγερσης στη σταθερότητα σε υγιείς νέους και ηλικιωμένους ανθρώπους και έδειξε ότι ένας ήχος που περιλαμβάνει ολόκληρο το φάσμα των συχνοτήτων και έχει σταθερό πλάτος (white noise), προκαλεί μείωση της μεταβλητότητας των ταλαντεύσεων του σώματος σε υγιείς ηλικιωμένους ενήλικες τόσο σε συνθήκη ανοιχτών όσο και σε συνθήκη κλειστών ματιών (Ross et al., 2016), ενώ, άλλη έρευνα απέδειξε ότι η ακουστική διέγερση είναι ικανή να βελτιώσει την ισορροπία ακόμη και σε εκ γενετής τυφλούς (Easton et al., 1998). Οι Tanaka et al. έδειξε ότι η ακουστική διέγερση βελτιώνει την ισορροπία ακόμη και όταν η ευαισθησία της ιδιοδεκτικότητας είναι μειωμένη (Tanaka et al., 2001) όπως όταν χρησιμοποιείται σφουγγάρι κάτω από τα πόδια. Επιπλέον, τα θετικά αποτελέσματα τόσο στον έλεγχο της στάσης όσο και στη βάρδιση έχουν αποδειχθεί σε αρκετές παθολογικές καταστάσεις, όπως η νόσος του Πάρκινσον (Marchese et al., 2000), η σκλήρυνση κατά πλάκας (Shahraki et al., 2017) και το εγκεφαλικό επεισόδιο (Hayden et al., 2000).

Στη βιβλιογραφία, ο ρόλος που διαδραματίζουν οι διακριτές ακουστικές πληροφορίες σπάνια λαμβάνεται υπόψη για τη ρύθμιση της ισορροπίας και γενικά οι ακουστικές συνθήκες που οδηγούν σε ένα σταθεροποιητικό αποτέλεσμα παραμένουν ασαφείς. Αυτή η ερώτηση είναι ενδιαφέρουσα, καθώς πολλές ανθρώπινες ενέργειες περιλαμβάνουν αυθόρμητο ή σκόπιμο συγχρονισμό με εξέχοντες ακουστικούς ρυθμούς όπως στη μουσική και στο χορό. Επιπλέον, επειδή οι διακριτοί ακουστικοί ρυθμοί παρέχουν ένα ισχυρό σημείο αναφοράς, η σταθερότητα των ρυθμικών κινήσεων συχνά ενισχύεται όταν ο ρυθμός συμπίπτει με ένα σημαντικό σημείο αναφοράς.

Ωστόσο, αν και υπάρχει μια γενική συμφωνία για τη θετική επίδραση των ακουστικών διεγέρσεων στην ισορροπία, ο τρόπος που πρέπει να αξιοποιούνται είναι ακόμα υπό συζήτηση. Σκοπός της συγκεκριμένης εργασίας είναι να διαλευκάνει το κατά πόσο ένα ακουστικό ερέθισμα, στην συγκεκριμένη περίπτωση ο ήχος του μετρονόμου, μπορεί να συμβάλλει στην βελτίωση της σταθερότητας και της διατήρησης της ισορροπίας και πιο ειδικά, ποια ρυθμική ταχύτητα είναι ικανή για να το κάνει αυτό.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

Μεθοδολογία

3.1. Δείγμα

Στη μελέτη συμμετείχαν 5 υγιή και φυσικά δραστήρια άτομα ηλικίας 18-40 ετών, άνδρες και γυναίκες, τα οποία δεν ασκούνται συστηματικά, ούτε έχουν στενή επαφή με αθλήματα που αφορούν κυρίως στην ισορροπία και στην ρυθμικότητα (Πίνακας 3.1.). Οι συμμετέχοντες-ουσες δεν είχαν υποστεί κάποια μυοσκελετική κάκωση τους τελευταίους 6 μήνες και έλαβαν μέρος στις μετρήσεις αφού είχαν ενημερωθεί πλήρως για τον σκοπό της εργασίας και την αξιοποίηση των δεδομένων που θα συλλέγονταν. Όλοι-ες υπέγραψαν το έντυπο συγκατάθεσης (βλέπε παράρτημα) και συμπλήρωσαν το έντυπο ατομικών στοιχείων πριν από την έναρξη της διαδικασίας.

Πίνακας 3.1 Τα χαρακτηριστικά του δείγματος (τρεις γυναίκες, δύο άντρες)

Ηλικία (έτη)	28,5±5
Σωματικό Ανάστημα (εκ.)	168,2 ±6,5
Σωματική μάζα (κιλά)	66,6±12
Δείκτης μάζας σώματος (kg/m ²)	21,9±1,2
Μήκος κνήμης (εκ.)	14 ±2

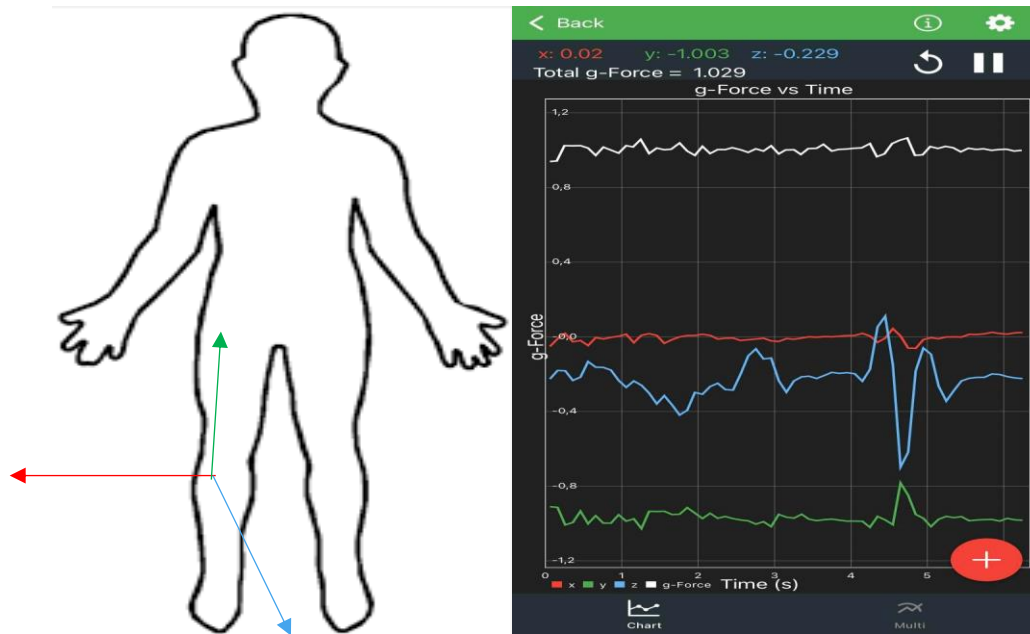
3.2. Όργανα Μετρήσεων

Για την αξιολόγηση της όρθιας στάσης, μέσω της καταγραφής της γραμμικής επιτάχυνσης στον τρισδιάστατο χώρο κατά την μονοποδική όρθια στάση, χρησιμοποιήθηκε η λειτουργία g-Force Meter όπως φαίνεται στην [Εικόνα 3.3](#) της εφαρμογής Physics Toolbox Suite Pro σε λογισμικό IOS, μέσω κινητού τηλεφώνου Iphone 11, της Apple.

<https://play.google.com/store/apps/details?id=com.chrystianvieyra.android.physicstoolbox&hl=en&gl=US>

Η εφαρμογή Physics Toolbox Sensor Suite Pro έχει αναπτυχθεί από την εταιρία Vieyra Software και παρέχει ένα εύρος λειτουργιών μέτρησης και καταγραφής κινηματικών δεδομένων με χρήση των ενσωματωμένων αισθητήρων των smartphones. Οι αισθητήρες είναι πολύ καλά βαθμονομημένοι, επομένως το ποσοστό σφάλματος αναφέρεται ως πολύ μικρό ([Garcia-Barrientos, 2022](#)). Οι πληροφορίες από τους αισθητήρες απεικονίζονται στην

εφαρμογή και μπορούν να καταγραφούν και να αποθηκευτούν σε ένα comma separated value (.csv) αρχείο το οποίο είναι δυνατό να υποβληθεί σε επεξεργασία μέσω του προγράμματος Microsoft Excel. Η λειτουργία g-Force Meter μετράει την επιτάχυνση σε μονάδες $g=9,81\text{m/s}^2$



Εικόνα 3.1 ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Απεικονίζονται οι τρεις διευθύνσεις X (πλάγιος), Y (κατακόρυφος), Z (προσθιοπίσθιος) στο σημείο τοποθέτησης του κινητού τηλεφώνου. ΔΕΞΙΑ: Απεικονίζεται στην οθόνη του κινητού τηλεφώνου η λειτουργία G-Force Meter της εφαρμογής Physics Toolbox.

στους άξονες x, y, z και της συνισταμένης τους, του τρισδιάστατου χώρου (Εικόνα 3.1). Η επιτάχυνση αλλάζει όταν η συσκευή επιταχύνει, επιβραδύνει ή αλλάζει κατεύθυνση. Η συχνότητα δειγματοληψίας προσαρμόζεται στις ανάγκες της μέτρησης. Για τη συγκεκριμένη μελέτη καθορίστηκε στο 1 Hz (1 δείγμα ανά δευτερόλεπτο). Το κινητό τηλέφωνο σταθεροποιήθηκε μέσω ειδικής θήκης στο έσω και στο μέσον του μήκους της δεξιάς κνήμης (κυρίαρχο κάτω άκρο – άκρο στήριξης κατά τις απαγωγές ισχίου).

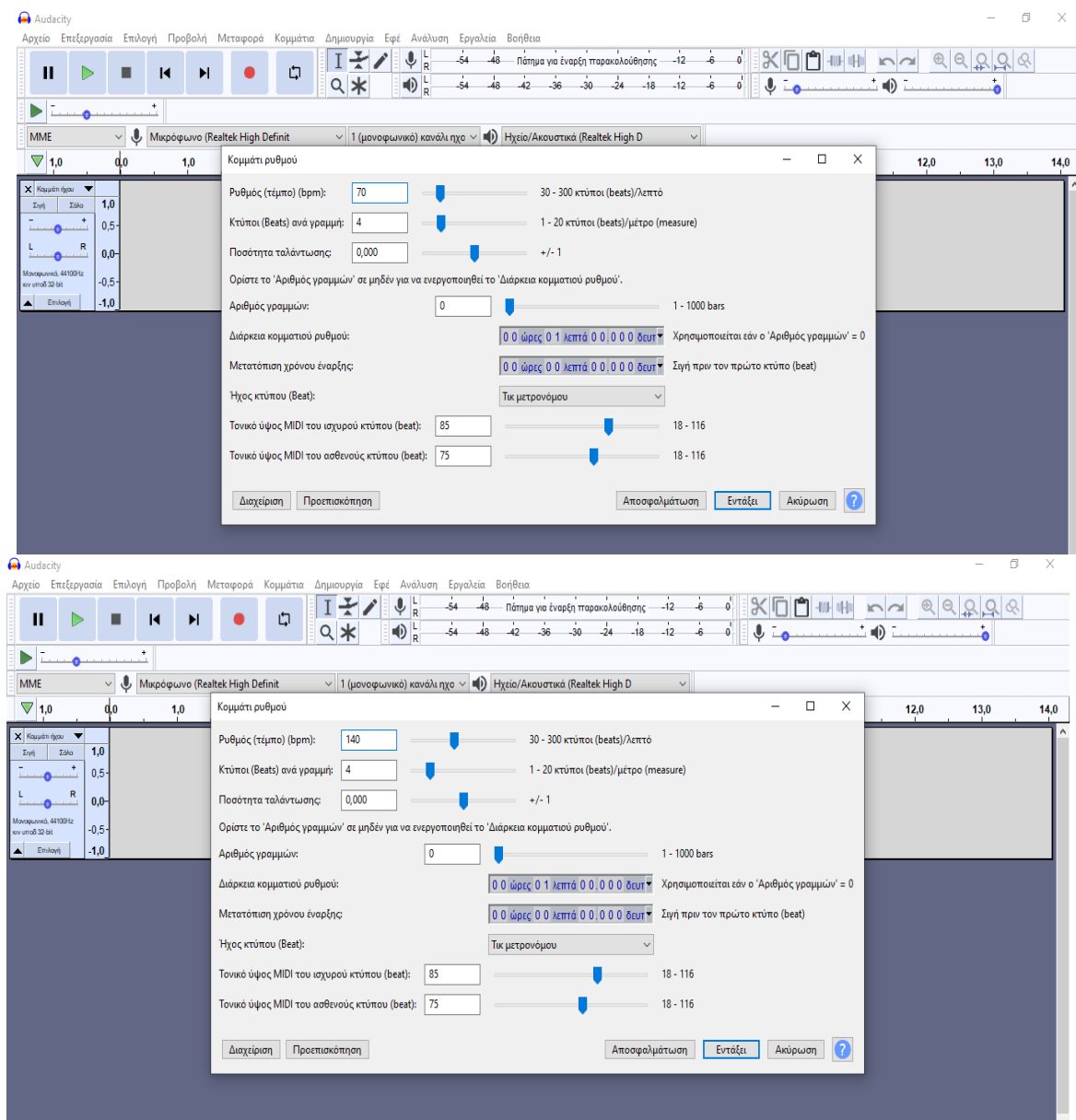
3.3 Χρήση και δημιουργία των διαφορετικών τέμπε

Τα δύο διαφορετικά ακουστικά ερεθίσματα που χρησιμοποιήθηκαν, δημιουργήθηκαν με την εφαρμογή Audacity®. Το Audacity είναι ένα δωρεάν πρόγραμμα επεξεργασίας και εγγραφής ήχου για Windows, Mac OS X και GNU/Linux. Χρησιμοποιείται για:

1. Εγγραφή ζωντανού ήχου
2. Αποκοπή, αντιγραφή και επικόλληση, διαγραφή, και διαίρεση αρχείων ήχου

3. Αλλαγή ταχύτητας, τόνου ή της έντασης ενός αρχείου ήχου
4. Εφαρμογή εφέ σε οποιοδήποτε μέρος του ήχου
5. Δημιουργία ήχων (Spiller & J. van Arnhem, 2008).

Οι δύο ήχοι που δημιουργήθηκαν αφορούν σε ήχο μετρονόμου, ένας στους 70 κτύπους το λεπτό (bpm) και ένας στους 140 κτύπους το λεπτό (bpm), έχουν τέσσερις κτύπους ανά γραμμή και το τονικό ύψος του ισχυρού κτύπου είναι κατά δέκα μεγαλύτερο από αυτό του ασθενούς. Η διάρκεια του κάθε ήχου είναι ένα λεπτό (Εικόνα 3.2).



Εικόνα 3.2 Τα χαρακτηριστικά των ακουστικών ερεθισμάτων, α) για τους 70 κτύπους το λεπτό και β) για τους 140 κτύπους το λεπτό.

3.3 Διαδικασία συλλογής δεδομένων

Οι δοκιμαζόμενοι-ες πραγματοποίησαν απαγωγές ισχίου κατά την μονοποδική στήριξη (απαγωγή με το αριστερό, στήριξη στο δεξί), σε τρεις διαφορετικές συνθήκες: α) Χωρίς ακουστικό ερέθισμα: δόθηκε η εντολή να πραγματοποιηθούν οι απαγωγές στον ατομικό ρυθμό του καθενός, αρκεί να είναι σταθερός, β) Αργό τέμπο-70 κτύποι το λεπτό: οι απαγωγές πραγματοποιούνται στον ρυθμό, με την προϋπόθεση το μέγιστο ύψος (ελεύθερο για τον καθένα) του αριστερού ποδιού να εκτελείται στον ισχυρό κτύπο και γ) Γρήγορο τέμπο-140 κτύποι το λεπτό: ομοίως με τους 70 κτύπους το λεπτό. Η κάθε προσπάθεια διαρκούσε ένα λεπτό.

Το κινητό τοποθετήθηκε στο δεξί πόδι και έκανε μετρήσεις καθ' όλη τη διάρκεια της προσπάθειας (Εικόνα 3.3).

Το ακουστικό ερέθισμα μεταδιδόταν με τη χρήση ασύρματων ακουστικών με υψηλή ένταση, ενώ οι μετρήσεις έγιναν σε ήσυχο δωμάτιο, προκειμένου να επιτευχθεί η πλήρης συγκέντρωση των δοκιμαζόμενων.

Συνολικά, μαζί με την καταγραφή των ανθρωπομετρικών στοιχείων και την εξήγηση της διαδικασίας η συλλογή των δεδομένων για κάθε δοκιμαζόμενο-η ήταν 20-30 λεπτά. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν μετά από πιλοτική μελέτη και ολοκληρώθηκαν σε διάστημα 7 ημερών. Όλες οι προσπάθειες πραγματοποιήθηκαν χωρίς υπόδημα (μόνο με κάλτσα). Κατά τη συλλογή δεδομένων, οι δοκιμαζόμενοι-ες εστίαζαν το βλέμμα σε σταθερό στόχο τοποθετημένο στο ύψος των ματιών τους, με τον ίδιο προσανατολισμό για όλες τις μετρήσεις. Πριν τις προσπάθειες συλλογής δεδομένων διεξήχθη ολιγόλεπτη προθέρμανση με ασκήσεις κινητικότητας των αρθρώσεων. Η σειρά των προσπαθειών ήταν ως εξής: AE, AE 70BPM AE 140BPM.

Στα πρωτογενή δεδομένα της γραμμικής επιτάχυνσης (προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση), αφαιρέθηκαν τα πρώτα 5 δευτερόλεπτα και στη συνέχεια η τετραγωνική ρίζα σήματος (RMS: root mean square) για κάθε προσπάθεια κάθε ξεχωριστής συνθήκης. Στη συνέχεια, για τη στατιστική σύγκριση, υπολογίσθηκαν η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση του μεγέθους της επιτάχυνσης σε κάθε ξεχωριστή προσπάθεια κάθε συνθήκης καθώς και ο συντελεστής ατομικής μεταβλητότητας σε κάθε συνθήκη (CV%) (τυπική απόκλιση / μέση τιμή X 100). Επίσης, υπολογίσθηκε ο λόγος της προσθιοπίσθιας (az) προς πλάγια (ay) γραμμική επιτάχυνση (λόγος az/ay) ξεχωριστά σε κάθε συνθήκη καθώς και η μέση τιμή των προσπαθειών.

3.4 Στατιστική ανάλυση

Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε στο SPSS Statistics 25 (IBM® SPSS®, USA) με εφαρμογή συγκρίσεων εξαρτημένων δειγμάτων (paired samples t-test) με επίπεδο σημαντικότητας $p < 0,05$. Η σύγκριση εφαρμόστηκε στη μέση τιμή των προσπαθειών το μέγεθος και την ατομική μεταβλητότητα (CV%) της επιτάχυνσης στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, στη συνισταμένη aR και στο λόγο az/ax.



Εικόνα 3.3 Η θέση του κινητού τηλεφώνου σε έναν ενδεικτικό δοκιμαζόμενο

Κεφάλαιο IV

Αποτελέσματα

Στον Πίνακα 4.1 παρουσιάζονται οι στατιστικοί δείκτες του ελέγχου (t-test) της σημαντικότητας της επίδρασης του ακουστικού ερεθίσματος στα μεγέθη (m/s^2) της γραμμικής επιτάχυνσης καθώς και στον εκατοστιαίο συντελεστή μεταβλητότητας αυτών (CV%). Τα μεγέθη της γραμμικής επιτάχυνσης ήταν η προσθιοπίσθια (az) και η πλάγια (ax), καθώς και η συνισταμένη (aR) και ο λόγος (az/ax) αυτών.

Πίνακας 4.1 Οι στατιστικοί δείκτες του ελέγχου t-test για τον έλεγχο της σημαντικότητας της επίδρασης του ακουστικού ερεθίσματος στις εξεταζόμενες μεταβλητές σταθερότητας.

	t test (p value)		
	NS vs 70BPM	NS vs 140BPM	70BPM vs 140BPM
Προσθιοπίσθια (az)	0,000*	0,000*	0,395
Πλάγια (ax)	0,001*	0,005*	0,544
Συνισταμένη (aR)	0,000*	0,000*	0,081
Λόγος az/ax	0,441	0,553	0,459
CV% az (προσθιοπίσθια)	0,938	0,822	0,828
CV% ax (πλάγια)	0,123	0,294	0,566

* Στατιστικά σημαντική διαφορά $p \text{ value} \leq 0,05$.

Στο Γράφημα 4.1 παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση του μεγέθους της γραμμικής επιτάχυνσης, στο Γράφημα 4.2 παρουσιάζεται ο συντελεστής ατομικής μεταβλητότητας και στο το Γράφημα 4.3 ο λόγος az/ax. Τα αναλυτικά αριθμητικά δεδομένα παρατίθενται στο Παράρτημα.

4.1. Προσθιοπίσθια επιτάχυνση (az)

4.1.1. Μέγεθος προσθιοπίσθιας επιτάχυνσης. Η μεγαλύτερη προσθιοπίσθια επιτάχυνση εμφανίστηκε στη συνθήκη χωρίς AE με $0,169 \pm 0,037 \text{ m/s}^2$ και ακολουθούν τα 70BPM με $0,033 \pm 0,029 \text{ m/s}^2$ και τα 140BPM με $0,025 \pm 0,003 \text{ m/s}^2$ (Γράφημα 4.1, Πίνακας ΠΑΡ-1).

Στατιστικά σημαντική διαφορά βρέθηκε μεταξύ της συνθήκης χωρίς AE και κάθε ξεχωριστής συνθήκης με AE ($p \leq 0.05$ για όλα) αλλά όχι μεταξύ των δύο συνθηκών με AE ($p < 0.05$).

Συγκεκριμένα, συγκριτικά με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ, η προσθιοπίσθια επιτάχυνση μειώνεται κατά 5,1 φορές κατά 6,8 φορές κατά την εκτέλεση με ΑΕ στη ρυθμική ταχύτητα των 70BPM και 140BPM, αντίστοιχα (Πίνακας 4.1).

4.1.2. Μεταβλητότητα προσθιοπίσθιας (CV%-az). Χωρίς στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$) (Πίνακας 4.1), η μεταβλητότητα της προσθιοπίσθιας επιτάχυνσης εμφανίστηκε μεγαλύτερη στη συνθήκη με τα 140 BPM (28,6%), ακολουθούν τα 70BPM (26,9%) και τέλος έρχεται η συνθήκη χωρίς ΑΕ (25,9%) (Γράφημα 4.1, Πίνακας ΠΑΡ-1).

4.2. Πλάγια επιτάχυνση (az)

4.1.1. Μέγεθος πλάγιας επιτάχυνσης. Η μεγαλύτερη πλάγια επιτάχυνση εμφανίστηκε στην συνθήκη χωρίς ΑΕ ($0,135 \pm 0,060 \text{ m/s}^2$), ακολουθούν τα 70BPM ($0,029 \pm 0,024 \text{ m/s}^2$) και χαμηλότερες τιμές εμφανίζουν τα 140BPM ($0,022 \pm 0,003 \text{ m/s}^2$) (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1).

Στατιστικά σημαντική διαφορά της πλάγιας επιτάχυνσης βρέθηκε μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε ξεχωριστής συνθήκης με ΑΕ ($p \leq 0.05$ για όλα) αλλά όχι μεταξύ των δύο συνθηκών με ΑΕ ($p < 0.05$).

Συγκεκριμένα, συγκριτικά με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ, η πλάγια επιτάχυνση μειώνεται κατά 4,6 φορές και κατά 6,1 φορές, κατά την εκτέλεση με ΑΕ στη ρυθμική ταχύτητα των 70BPM και 140BPM, αντίστοιχα (Πίνακας 4.1).

4.2.2. Μεταβλητότητα προσθιοπίσθιας (CV%-ax). Χωρίς στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$) (Πίνακας 4.1), η μεταβλητότητα της πλάγιας επιτάχυνσης εμφανίστηκε μεγαλύτερη στη συνθήκη χωρίς ΑΕ (68,0%), ακολουθεί η συνθήκη των 140 BPM (42,5%), με χαμηλότερη μεταβλητότητα αυτή της συνθήκης των 70BPM (33,6%) (Γράφημα 4.1, Πίνακας ΠΑΡ-1).

4.3. Συνισταμένη επιτάχυνση (aR)

Η μεγαλύτερη συνισταμένη επιτάχυνση εμφανίστηκε στην συνθήκη χωρίς ΑΕ ($0,218 \pm 0,05 \text{ m/s}^2$), ακολουθεί η συνθήκη των 70BPM ($0,047 \pm 0,016 \text{ m/s}^2$) και έπεται η συνθήκη των 140BPM ($0,034 \pm 0,005 \text{ m/s}^2$) (Γράφημα 4.1, Πίνακας ΠΑΡ-1).

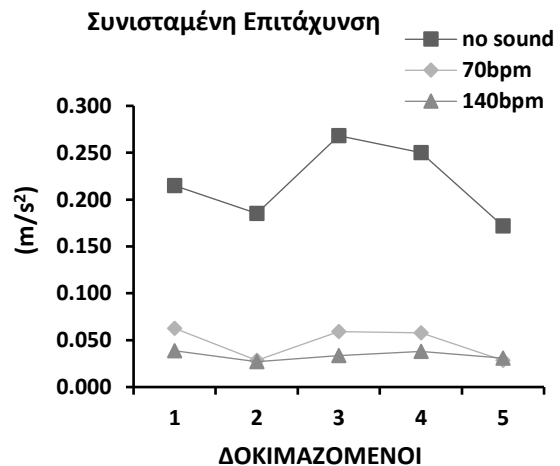
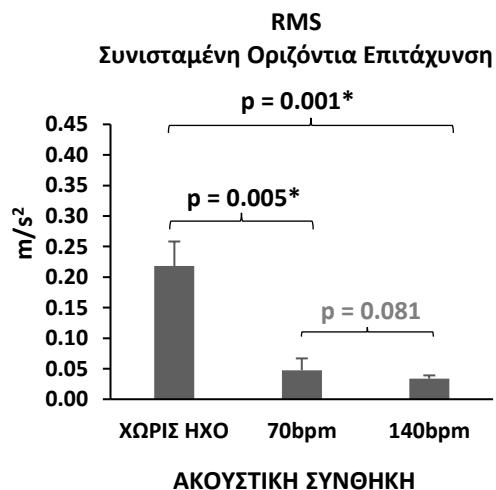
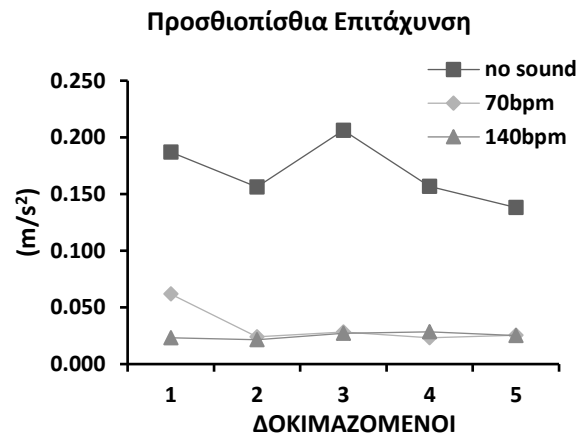
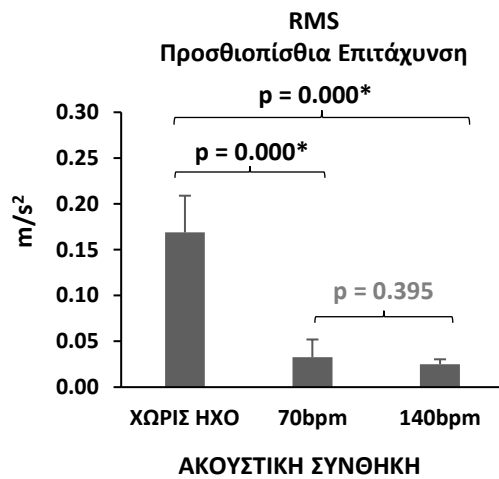
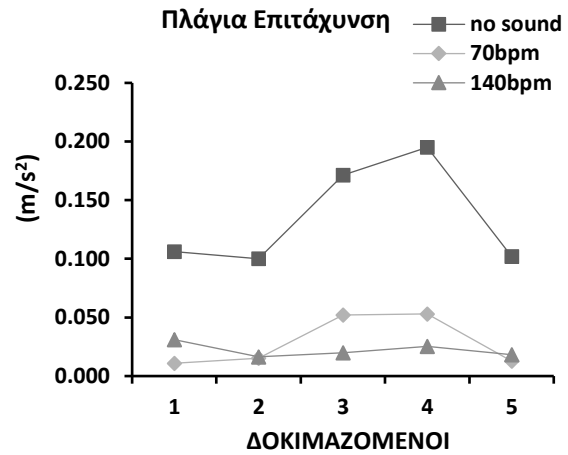
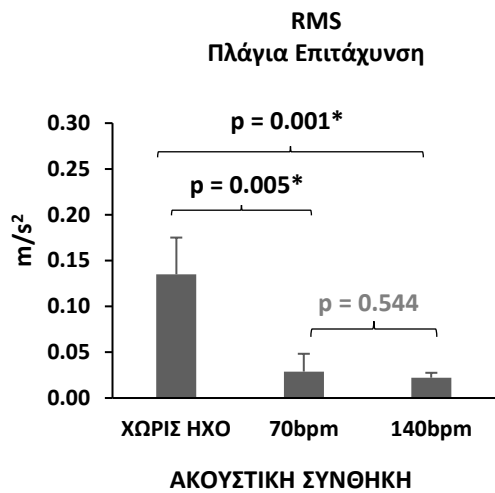
Στατιστικά σημαντική διαφορά της συνισταμένης επιτάχυνσης υπήρχε μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε ξεχωριστής συνθήκης με ΑΕ ($p \leq 0.05$ για όλα) αλλά όχι μεταξύ των δύο συνθηκών με ΑΕ ($p < 0.05$).

Συγκεκριμένα, συγκριτικά με τη συνθήκη χωρίς ΑΕ, η πλάγια επιτάχυνση μειώνεται κατά 4,6 φορές και κατά 6,4 φορές, κατά την εκτέλεση με ΑΕ στη ρυθμική ταχύτητα των 70BPM και 140BPM, αντίστοιχα (Πίνακας 4.1).

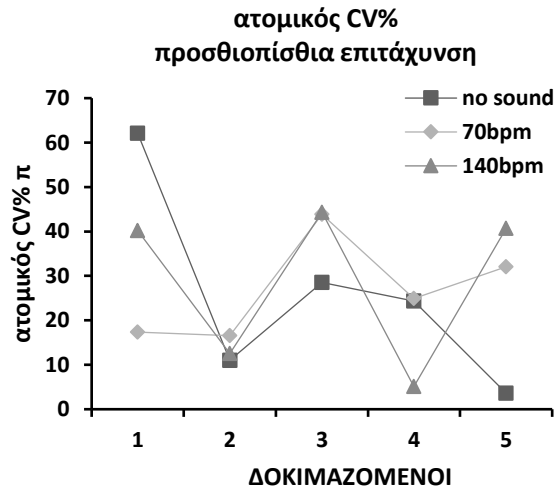
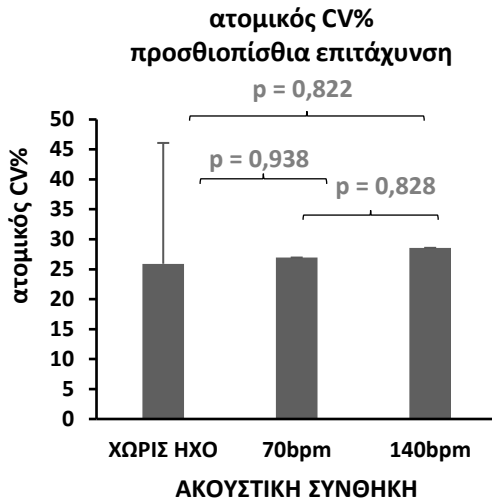
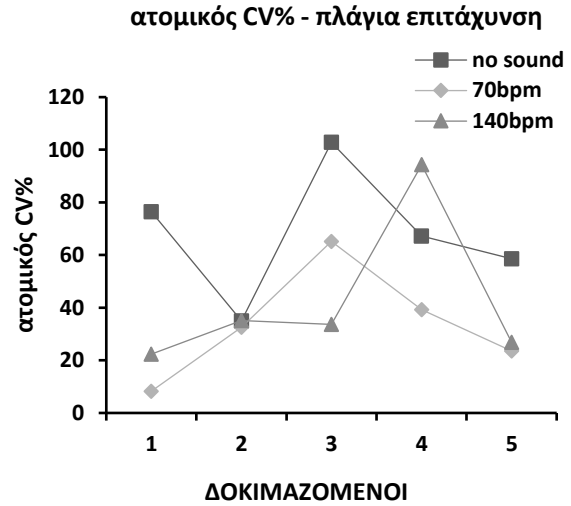
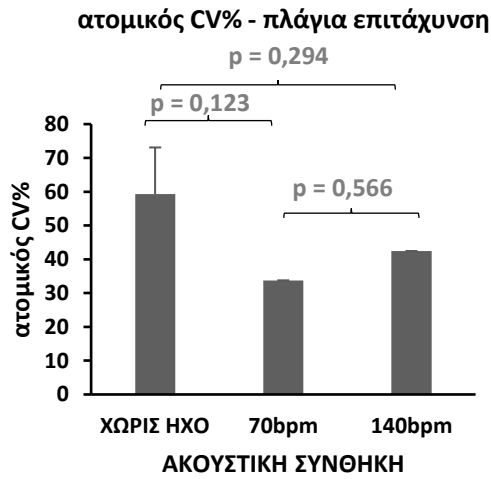
4.4. Λόγος προσθιοπίσθιας προς πλάγια επιτάχυνση (Λόγος az/ax)

Ο λόγος az/ax ήταν μεγαλύτερος στη συνθήκη των 70BPM ($2,0 \pm 3,7$), ακολουθεί η συνθήκη χωρίς ΑΕ ($1,4 \pm 0,5$) και έπεται η συνθήκη των 140BPM ($1,2 \pm 0,32$) (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1).

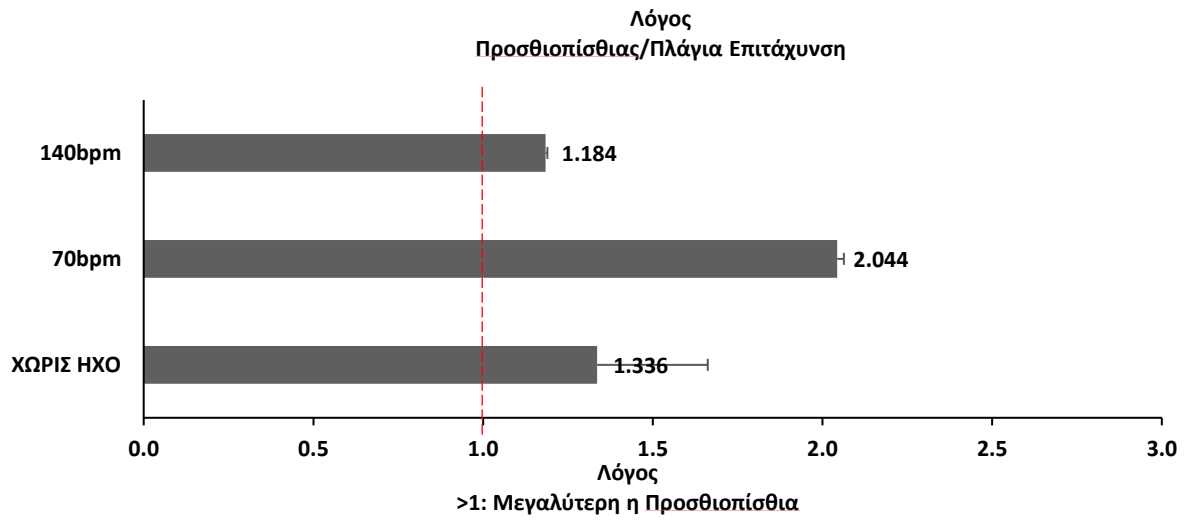
Με συστηματικά μεγαλύτερη την προσθιοπίσθια (az) έναντι της πλάγιας (ax) επιτάχυνσης (Γράφημα 4.2), στατιστικά σημαντική διαφορά του λόγου az/ax υπήρχε μεταξύ της συνθήκης χωρίς ΑΕ και κάθε ξεχωριστής συνθήκης με ΑΕ ($p \leq 0.05$ για όλα) αλλά όχι μεταξύ των δύο συνθηκών με ΑΕ ($p < 0.05$).



Γράφημα 4.1. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του μεγέθους της επιτάχυνσης (m/s²) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, για το σύνολο των δοκιμαζομένων (αριστερά) και ανά δοκιμαζόμενο (δεξιά). *σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών $p \leq 0.05$.



Γράφημα 4.2. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του ατομικού συντελεστή μεταβλητότητας της επιτάχυνσης (CV%) στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, για το σύνολο των δοκιμαζομένων (αριστερά) και ανά δοκιμαζόμενο (δεξιά). Χωρίς σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών ($p > 0.05$).



Γράφημα 4.3. Ο λόγος της προσθιοπίστιας προς την πλάγια διεύθυνση (Z/X), όπου $Z/X > 1$, η προσθιοπίστια είναι μεγαλύτερη της πλάγιας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

Συζήτηση–Συμπεράσματα

Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν η καταγραφή και η σύγκριση του βαθμού διατάραξης της μονοποδικής όρθιας στάσης με ταυτόχρονη απαγωγή ισχίου σε συνθήκη χωρίς ΑΕ και σε συνθήκη με ΑΕ το οποίο δημιουργήθηκε μέσω του ειδικού λογισμικού Audacity (70BPM, 140BPM). Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε η λειτουργία g-Force Meter της εφαρμογής Physics Toolbox Suite Pro η οποία αξιοποιεί τα ενσωματωμένα επιταχυνσιόμετρα των κινητών τηλεφώνων. Τα αποτελέσματα τεκμηριώνουν ότι, στη συνθήκη χωρίς ΑΕ εντοπίζονται οι μεγαλύτερες τιμές ως προς τα μεγέθη της επιτάχυνσης στις δύο επιμέρους διευθύνσεις καθώς και στη συνισταμένη τους, σε σχέση με τις δύο συνθήκες με το ΑΕ. Επομένως, στη συνθήκη χωρίς ΑΕ προκαλούνται οι σφοδρότερες διαταραχές στο σύστημα ορθοστατικού ελέγχου, με σημαντική στατιστική διαφορά στη σύγκριση με τις άλλες δύο συνθήκες. Ως προς το ποια από τις δύο ρυθμικές ταχύτητες α) 70BPM (χαμηλή) και β) 140BPM (υψηλή) συνέβαλε στην καλύτερη σταθερότητα, παρόλο που στα 140BPM εμφανίστηκαν οι μικρότερες μέσες τιμές της επιτάχυνσης, δεν φάνηκε να υπάρχει κάποια σημαντικά στατιστική διαφορά μεταξύ των δύο συνθηκών με το ΑΕ.

5.1. Ερμηνεία αποτελεσμάτων

Στην έρευνα πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σε τρεις διαφορετικές συνθήκες, σε μία συνθήκη χωρίς ΑΕ και σε δύο συνθήκες με ΑΕ, εκ των οποίων στη μία χρησιμοποιήθηκε χαμηλή ρυθμική ταχύτητα μετρονόμου (70BPM) και στην άλλη υψηλή (140BPM). Για την άντληση του συμπεράσματος και για την δημιουργία της στατιστικής ανάλυσης, η σύγκριση των τριών αυτών συνθηκών έγινε ως εξής: α) σύγκριση της συνθήκης χωρίς ΑΕ με τα 70BPM, β) σύγκριση της συνθήκης χωρίς ΑΕ με τα 140BPM και τέλος, γ) σύγκριση των δύο συνθηκών με ΑΕ μεταξύ τους, δηλαδή, τα 70BPM με τα 140BPM. Από τις τρεις αυτές συγκρίσεις μόνο οι πρώτες δύο προσέφεραν στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Ξεκινώντας με τον προσθιοπίσθιο άξονα, φάνηκε πως το μέγεθος της επιτάχυνσης εμφανίζει στατιστικά σημαντική διαφορά για τις δύο πρώτες συνθήκες. Πιο συγκεκριμένα, η επιτάχυνση στη συνθήκη χωρίς ΑΕ είναι κατά ερέθισμα είναι κατά 5,1 φορές μεγαλύτερη από τη συνθήκη με τα 70BPM και 6,76 φορές μεγαλύτερη από τα 140 BPM. Η μεταβλητότητα της ωστόσο, δεν εμφανίζει κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά σε αυτόν τον άξονα. Σχετικά με τον πλάγιο άξονα (ax), το μέγεθος της επιτάχυνσης εμφανίζει επίσης σημαντική διαφορά, αφού η επιτάχυνση στην προσθιοπίσθια διεύθυνση στη συνθήκη χωρίς ΑΕ είναι κατά 4,6 φορές

μεγαλύτερη από τη συνθήκη με τα 70BPM και 6,1 φορές μεγαλύτερη από τα 140BPM. Η μεταβλητότητα στη συγκεκριμένη περίπτωση εμφανίζει σημαντικά στατιστική διαφορά μόνο για τη σύγκριση μεταξύ της συνθήκης χωρίς AE και στη συνθήκη των 70BPM, όπου η μεταβλητότητα της πρώτης συνθήκης είναι κατά 1,6 φορές μεγαλύτερη από την δεύτερη. Τέλος, για την συνισταμένη των αξόνων (aR), η μέση επιτάχυνση επίσης έδειξε στατιστικά σημαντική διαφορά για τις δύο πρώτες συνθήκες αφού, η επιτάχυνση στη συνθήκη χωρίς AE είναι κατά 4,6 φορές μεγαλύτερη από τη συνθήκη με τα 70BPM και 6,4 φορές μεγαλύτερη από τα 140BPM. Η μεταβλητότητα της συνισταμένης επιτάχυνσης (aR) της συνθήκης χωρίς AE εμφανίζει κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά μόνο συγκριτικά με τα 70BPM, όπου η μέση μεταβλητότητα της πρώτης συνθήκης είναι κατά 2 φορές μεγαλύτερη της δεύτερης.

Τα συνολικά στοιχεία που εξάγονται από την ομαδοποίηση των αποτελεσμάτων οδηγούν σε μία απόδειξη πως η εκτέλεση της άσκησης υπό ακρόαση οποιουδήποτε ρυθμικού ερεθίσματος επηρεάζει το κινητικό πρότυπο. Σε συμφωνία με την μία από τις δύο αρχικές υποθέσεις της έρευνας, εντοπίστηκε σημαντική διαφορά στη σταθερότητα των δοκιμαζόμενων μεταξύ της συνθήκης χωρίς AE και των δύο συνθηκών με AE, καθώς το μέγεθος της επιτάχυνσης σε όλες τις περιπτώσεις ήταν μεγαλύτερη για την πρώτη συνθήκη, γεγονός που συνάδει με τα αποτελέσματα προηγούμενων ερευνών που έχουν αποδείξει βελτιωμένη σταθερότητα και ορθοστατικό έλεγχο υπό το άκουσμα ενός ήχου ([Alexandre Coste et al, 2017](#), [Roberta Minino et al, 2022](#)). Το γεγονός αυτό, στηρίζει η θεωρία ότι ένα ηχητικό κύμα περνάει από τον ακουστικό πόρο στο αιθουσαίο όργανο υπο την μορφή κύματος, λόγω της κοντινής ανατομικής τους θέσης, όντας ικανό να επηρεάσει την λειτουργία του και κατε'πέκταση την λειτουργία του ορθοστατικού ελέγχου ([Trew, Everett, 2005](#)). Άλλη μία θεωρία που συμβαδίζει και αιτιολογεί τα αποτελέσματα της έρευνας είναι αυτή του συγχρονισμού. Σύμφωνα με αυτήν, ο βασικός τρόπος μέσω του οποίου ο ρυθμός έχει την δυνατότητα να επιδρά στον κινητικό έλεγχο είναι μέσω της διαδικασίας του συγχρονισμού του εγκεφάλου ([Baselice et al., 2019](#), [Repp & Keller, 2005](#)). Συγκεκριμένα, οι νευρικοί ρυθμοί που επιτρέπουν το συντονισμό των δραστηριοτήτων μεταξύ διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου, ευνοούν την ενσωμάτωση πληροφοριών που στηρίζουν την κίνηση ([Buzsáki & Draguhn, 2004](#)), έτσι στη συγκεκριμένη περίπτωση, η ακρόαση του ήχου του μετρονόμου αύξησε τον συγχρονισμό μεταξύ αισθητηριακών και κινητικών περιοχών του εγκεφάλου, με αποτέλεσμα τη βελτιωμένη ρυθμική κίνηση ([Damm et al., 2020](#)). Οι δύο προαναφερθείσες θεωρίες είναι ικανές να αιτιολογήσουν και την μειωμένη μεταβλητότητα κίνησης στη συνθήκη με AE, καθώς το ακουστικό ερέθισμα παρέχει πληροφορίες σχετικά με τον τρισδιάστατο περιβάλλοντα χώρο,

καθιστώντας πιο εύκολη την δημιουργία σχεδίων δράσης του ορθοστατικού ελέγχου ([van Wegen, 2002](#)).

Όσον αφορά την υπόθεση ότι η ταχύτερη ρυθμική ταχύτητα (140BPM) θα επιφέρει την μικρότερη μεταβλητότητα κίνησης και την μεγαλύτερη σταθερότητα, δεν επιβεβαιώθηκε. Όπως φαίνεται και από τις ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των συνθηκών κίνησης με το ΑΕ, δεν υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά ($p \leq 0.05$). Η απουσία σημαντικών αποτελεσμάτων όσον αφορά την επίδραση ταχύτερου ή πιο αργού ρυθμού στην κίνηση μπορεί να εξηγηθεί και από την αδυναμία ταύτισης του παρόντος πειράματος με την υπάρχουσα βιβλιογραφία. Ωστόσο, αξίζει να αναφερθεί ότι παρόλο που δεν φάνηκε κάποια σημαντική στατιστική διαφορά, στα 140BPM υπήρξε η μικρότερη μέση επιτάχυνση για όλους τους άξονες. Μπορούμε να υποθέσουμε πως μία αναπροσαρμογή του πειράματος με πιο κατευθυντήριες, ως προς τον ελεύθερο ρυθμό, οδηγίες μπορούν να μας παρέχουν μια πιο σαφή εικόνα της επίδρασης των διαφορετικών ρυθμικών ερεθισμάτων στην εκτέλεση της εκάστοτε κίνησης.

Από την εκπόνηση της παρούσας εργασίας γίνεται φανερό ότι η ακρόαση ενός ηχητικού ερεθίσματος επιδρά στην εκτέλεση ενός κινητικού προτύπου. Τα αποτελέσματα που εξάγονται κάνουν φανερή την ανάγκη για περαιτέρω έρευνα σχετικά με το συγκεκριμένο θέμα. Η εξοικείωση κάθε δοκιμαζόμενου με το ηχητικό ερέθισμα είναι η βασική πρόταση που μπορεί να εξαχθεί από τα αποτελέσματα ενώ θα μπορούσε να γίνει και σύγκριση μεταξύ δοκιμαζομένων και σε άλλες συνθήκες, όπως πχ με κλειστά μάτια ([Roberta Minino, 2022](#)). Τα αποτελέσματα της έρευνας, σε αθλητικό επίπεδο, και όχι μόνο, μεταφράζονται ως επίδραση της μουσικής στην κίνηση ανάλογα με το ρυθμό της. Είναι λοιπόν πιθανό, αν μπορέσουμε να επαναλάβουμε σε μελλοντικό επίπεδο το πείραμά μας χρησιμοποιώντας κατευθείαν τα στοιχεία με τα οποία είναι ήδη εξοικειωμένοι οι δοκιμαζόμενοι, όπως είναι ένα είδος μουσικής, να μπορέσουμε να καταλήξουμε σε ακόμη πιο σημαντικές μεταβολές των αποτελεσμάτων και μάλιστα σε σχέση με την αξία της διαφοράς στην συχνότητα του επιβαλλόμενου ρυθμού ακρόασης.

5.2 Περιορισμοί

Βασικός περιορισμός της εργασίας είναι η έλλειψη εξοικείωσης των δοκιμαζομένων με την δοκιμασία. Η ακρόαση οποιουδήποτε ερεθίσματος είναι κάτι το οποίο πρέπει να επεξεργαστεί από τον εγκέφαλο πριν να αποδοθεί σε μία κινητική μορφή, και αυτή η επεξεργασία είναι πολύ πιθανό να κατέχει σημαντικότερο ρόλο στο παρόν πείραμα συγκριτικά με την κίνηση καθαυτή.

Ο περιορισμός αυτός είναι δύσκολο να απαλειφτεί στο χρονικό περιθώριο στο οποίο δοκιμάζεται ο εκάστοτε δοκιμαζόμενος, δηλαδή στις 15 επαναλήψεις των τεσσάρων συνθηκών κίνησης. Ο μικρός αριθμός των δοκιμαζομένων είναι ένα άλλο στοιχείο το οποίο μπορεί να επιφέρει μη ολοκληρωμένα αποτελέσματα, σχετικά με το θέμα που πραγματευόμαστε. Τέλος η έλλειψη πιο εξειδικευμένου υλικού όπως αισθητήρες που θα τοποθετούνται πάνω στον δοκιμαζόμενο είναι ένας περιορισμός που πιθανόν να μας δίνει διαφορετικά αποτελέσματα από τα ακριβή στοιχεία που είναι δυνατόν να καταγραφούν.

Βιβλιογραφία

- Barrientos A.G, Navarro R.B., Velasquez S.M., Hoyo-Montano J., Ramirez M., Blanco D.& Castillo J. (2022). Gait analysis using the physics toolbox app. *Get Clinical Training on Privacy by Design for Engineers* (10), 31732 – 31739 DOI: [10.1109/ACCESS.2022.3158315](https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3158315)
- Baselice F., Sorriso A., Rucco R. & Sorrentino P (2019). Phase linearity measurement: A Novel index for brain functional connectivity. *Ieee Transactions On Medical Imaging*, 38, 4, 873-882 DOI: 10.1109/TMI.2018.2873423
- Bauby C., Kuo A. (2000). Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics* 33, 11, 1433-1440 [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00101-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00101-9)
- Buszaki G. & Draguhn A. (2004). Neuronal oscillations in cortical networks. *Science*, 304 5679, 1926-1929 <https://doi.org/10.1126/science.1099745>
- C.F Runge, C.L Shupert d, F.B Horak & F.E Zajac (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture* 10, 2, 161-170 [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00032-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00032-6)
- Coste A., Salesse R, Gueugnon M., Marin L. & Bardy B. (2017). Standing or swaying to the beat: Discrete auditory rhythms entrain stance and promote postural coordination stability. *Gait & Posture* 59, 28-34 <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.023>
- D A Winter (1995), Human balance and posture control during standing and walking. *Gait&Posture: 1995; Vol. 3*, 193-214 [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Damma L., Varoquia D., Cochen De Cocka V., Bellaa S.D. & Bardy B. (2020). Why do we move to the beat? A multi-scale approach, from physical principles to brain dynamics. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 112, 553–584 <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2019.12.024>
- Fay B. Horak (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35, 2, ii7–ii11 <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Galili I. & Tseitlin M. (2003). Newton’s first law: Text, Translations. Interpretations and physics education. *Science & Education* 12, 45–73 <https://doi.org/10.1023/A:1022632600805>

- Hayden B., Ann Clair A., Johnson G. & Otto D. (2009). The effect of rhythmic auditory stimulation (RAS) on physical therapy outcomes for patients in gait training following stroke: A feasibility study. *International Journal of Neuroscience* 119, 12, 2183-2195 <https://doi.org/10.3109/00207450903152609>
- Hirshfeld H. (1992). Postural control: acquisition and integration during development. *Medicine and Sports Science* 36 <https://doi.org/10.1159/000421493>
- Hrysomallis C. (2012). Relationship Between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Medicine* 37, 547–556 <https://doi.org/10.2165/00007256-200737060-00007>
- J.D. McAuley (2010). Tempo and rhythm. Part of the springer handbook of auditory research book series (*SHAR*, 36) 165–199 https://doi.org/10.1007/978-1-4419-6114-3_6
- J.M. Ross, O.J. Will, Z. McGann & R. Balasubramaniam (2016). Auditory white noise reduces age-related fluctuations in balance. *Neuroscience Letters* 630, 216-221 <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2016.07.060>
- Jane E. Clark & Sally J. Phillips (1993). A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: A dynamical systems analysis. *Child Development Volume64*, 4, 1143-1157 <https://doi.org/10.1111/j.1467-8624.1993.tb04192.x>
- Jean Massion (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology* 4, 6, 877-887 [https://doi.org/10.1016/0959-4388\(94\)90137-6](https://doi.org/10.1016/0959-4388(94)90137-6)
- Karnath H.O., Ferber S. & Dichgans J. (2000). The neural representation of postural control in humans. *PNAS* 97 (25), 13931-13936 <https://doi.org/10.1073/pnas.240279997>
- Latash L., Scholz, J.P. & Schöner G. (2002). Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 30(1), 26-31
- Leukel C., Taube W., Lorch M. & Gollhofer A. (2012). Changes in predictive motor control in drop-jumps based on uncertainties in task execution. *Human Movement Science* 31, 1, 152-160 <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.04.006>
- Lewis A. Lipsitz (2002). Dynamics of Stability: The Physiologic Basis of Functional Health and Frailty. *The Journals of Gerontology: Series A*, 57, 3, B115–B125 <https://doi.org/10.1093/gerona/57.3.B115>

- Mainenti M., De Oliveira L., De Melo Tavares De Lima & Nadal J. (2007). Stabilometric signal analysis in tests with sound stimuli. *Experimental Brain Research* 181, 229–236 <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0921-4>
- Maki B., Edmondstone M.A. & McIlroy E. (2000). Age-Related Differences in Laterally Directed Compensatory Stepping Behavior. *The Journals of Gerontology: Series A*, 55, 5, M270–M277 <https://doi.org/10.1093/gerona/55.5.M270>
- Marchese R., Diverio M., Zucchi F., Lentino C. & Abbruzzese G. (2001). The role of sensory cues in the rehabilitation of parkinsonian patients: A comparison of two physical therapy protocols. *Movement Disorders Volume15, Issue5*, 879-883 [https://doi.org/10.1002/1531-8257\(200009\)15:5%3C879::AID-MDS1018%3E3.0.CO;2-9](https://doi.org/10.1002/1531-8257(200009)15:5%3C879::AID-MDS1018%3E3.0.CO;2-9)
- McIlroy E. & Maki B. (1996). Age-related Changes in Compensatory Stepping in Response to Unpredictable Perturbations. *The Journals of Gerontology: Series A*, 51A, 6, M289–M296 <https://doi.org/10.1093/gerona/51A.6.M289>
- Minino R., Lopez E., Sorrentino P., Rucco R., Lardone A., Pesoli M., Tafuri D., Mandolesi L. & Giuseppe Sorrentino (2021). The effects of different frequencies of rhythmic acoustic stimulation on gait stability in healthy elderly individuals: a pilot study. *Scientific Reports* 11, Article number: 19530
- Molinari M., Leggio M.G., De Martin M., Cerasa A. & Thaut M. (2006). Neurobiology of Rhythmic Motor Entrainment. *THE NEUROSCIENCES AND MUSIC* Volume999, Issue1, 313-321
- Morton S. & Bastian A.J. (2004). Cerebellar Control of Balance and Locomotion. *Neuroscientist*, 10(3), 247–259.
- Olchowik G., Tomaszewski M., Olejarz P., Warchol J., Bocjula M. & Maciejewsky R. (2014). The human balance system and gender. *Acta of Bioengineering and Biomechanics Original paper Vol. 17, No. 1.*, 69-74
- Pollock A., Durward B., Rowe P. & Paul J. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*; 14 Pages, 402–406 [DOI: 0269–2155\(00\)CR342OA](https://doi.org/10.1080/0269-2155(00)CR342OA)
- R. D. Easton, Anthony J. Greene, Paul DiZio & James R. Lackner (1998). Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. *Experimental Brain Research* 118, Pages541–550 <https://doi.org/10.1007/s002210050310>

- R.J. Peterka (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*. 88 3, 1097-1118 <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- Repp B., London J. & Keller P. (2005). Production and synchronization of uneven rhythms at fast tempi. *Music Perception* 23 (1), 61–78 <https://doi.org/10.1525/mp.2005.23.1.61>
- Richardson, J. K., Ashton-Miller, J. A., Lee, S. G., & Jacobs, K. (1996). Moderate peripheral neuropathy impairs weight transfer and unipedal balance in the elderly. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 77(11), 1152-1156 [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90139-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90139-2)
- Ross SE & Guskiewicz KM. (2004). Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clinical Journal of Sport Medicine*; 14, 332-338
- Schmidt L. (2003). Functional Variability of the Human Cortical Motor Map: Electrical Stimulation Findings in Perirolandic Epilepsy Surgery. *Journal of Clinical Neurophysiology* 20(1), 17-25
- Shahraki M., Sohrabi M., Torbati T., Nikkhah K. & NaeimiKia M. (2007). Effect of rhythmic auditory stimulation on gait kinematic parameters of patients with multiple sclerosis. *J Med Life*; 10(1), 33–37 PMID: 28255373; PMCID: PMC5304368
- Spiller & J. van Arnhem, (2008). Audacity. Adapted from WikiEducator https://wikieducator.org/Using_Audacity
- Stergiou N., Harbourne R.T. & James T.C. (2006). Optimal movement variability a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy* 30(3), 120-129 DOI: 10.1097/01.NPT.0000281949.48193.d9
- Tanaka T., Kojima S., Takeda H., Ino S. & Ifukube T. (2010). The influence of moving auditory stimuli on standing balance in healthy young adults and the elderly. *Ergonomics* 44, 15, 1403-1412 <https://doi.org/10.1080/00140130110110601>
- Teasdale N. & Simoneau M. (2001). Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait & Posture* 14, 3, 203-210 [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00134-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00134-5)
- van Emmerik, Richard E.A.; van Wegen & Erwin E.H. (2002). On the functional aspects of variability in postural control. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 30(4), 177-18

Woollacott M.H. & Shumway-Cook A. (1990). Changes in posture control across the life span—A systems approach. *Physical Therapy*, 70, 12, 799–807
<https://doi.org/10.1093/ptj/70.12.799>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

ΠΑΡ-1. Έντυπο έγκρισης από την επιτροπή δεοντολογίας

ΠΑΡ-2. Έντυπο Συγκατάθεσης

ΠΑΡ-1. Έντυπο έγκρισης από την επιτροπή δεοντολογίας



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ

Δάφνη, Τετάρτη, 15 Μαρτίου 2023

Αριθμός πρωτοκόλλου έγκρισης: 1496/15-03-2023

Αγαπητή κυρία Παπαευαγγελοπούλου,

Η εσωτερική Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, στη συνεδρίασή της στις 15-03-2023 εξέτασε την αίτησή σας από 13-03-2023, με τίτλο ““Επίδραση της ρυθμικής ταχύτητας του ακουστικού ερεθίσματος στη σταθερότητα του άκρου στήριξης κατά την επαναληπτική απαγωγή ισχίου στην όρθια στάση”” και αποφάσισε ότι η μελέτη εγκρίνεται ως έχει.

Ο συντονιστής της Επιτροπής

*

Γρηγόρης Μπογδάνης,

Καθηγητής ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ

*Η υπογραφή έχει τεθεί επί του πρωτοτύπου που τηρείται στη Γραμματεία της Επιτροπής

ΠΑΡ-2. Έντυπο Συγκατάθεσης



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

Έντυπο Συγκατάθεσης - Συμμετοχή σε Ερευνητική Εργασία με Τίτλο:

«ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΡΥΘΜΙΚΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΑΚΟΥΣΤΙΚΟΥ ΕΡΕΘΙΣΜΑΤΟΣ ΣΤΗ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ ΤΟΥ ΑΚΡΟΥ ΣΤΗΡΙΞΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΗ ΑΠΑΓΩΓΗ ΙΣΧΙΟΥ ΣΤΗΝ ΟΡΘΙΑ ΣΤΑΣΗ»

Η έρευνα γίνεται υπό την επίβλεψη της Καθηγήτριας Αθλητικής Βιομηχανικής Κας. Ρουσάνογλου Ελισσάβητ (erousan@phed.uoa.gr)

1) Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της μελέτης είναι να μελετήσει τις επιδράσεις της ρυθμικής ταχύτητας (αργής και γρήγορης), στη σταθερότητα του άκρου στήριξης κατά την επαναληπτική απαγωγή ισχίου στην όρθια στάση.

2) Διαδικασία μέτρησης

1) Ολιγόλεπτη προθέρμανση, ασκήσεις κινητικότητας αρθρώσεων (κυρίως των κάτω άκρων).

2) Το κινητό θα σταθεροποιηθεί στο μέσον του μήκους της κνήμης του κυρίαρχου ποδιού και στην έσω επιφάνεια της κνήμης, μέσω μιας θήκης για κινητό τηλέφωνο.

3) Στους συμμετέχοντες θα πραγματοποιηθεί μέτρηση της μετατόπισης της κνήμης στους x, y και z άξονες, μέσω της εφαρμογής Physics Tool- G Force Meter. Οι δοκιμαζόμενοι θα ζητηθεί να κάνουν τρεις προσπάθειες απαγωγών ισχίου κατά την μονοποδική στήριξη, η κάθε μία του ενός λεπτού, για κάθε μία από τις τρεις συνθήκες: τρεις προσπάθειες σε ελεύθερο ρυθμό (χωρίς ακουστικό ερέθισμα), τρεις στον αργό ρυθμό και τρεις στον γρήγορο ρυθμό. Μετρήσεις με το κινητό θα πραγματοποιηθούν για κάθε μία από τις παραπάνω συνθήκες, όπου αργότερα θα πραγματοποιηθεί η σύγκριση τους.

3. Ενδεχόμενοι κίνδυνοι:

Κανένας

4. Οφέλη:

Η συμμετοχή σας στην έρευνα είναι εθελοντική 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. Το υλικό αποθηκεύεται στον προσωπικό υπολογιστή του κύριου ερευνητή. Στα δεδομένα έχουν πρόσβαση αποκλειστικά ο κύριος ερευνητής και η επιβλέπουσα της πτυχιακής εργασίας. Τα δεδομένα δεν παρουσιάζονται με το πλήρες ονοματεπώνυμο αυτών αλλά με κωδικοποίηση της μορφής S01, S02 κλπ. όπου S το αρχικό της λέξης Subject. Διευκρινίζεται ότι η προβολή σε παρουσίαση ή συμπερίληψη σε κείμενο φωτογραφιών ή και αποσπασμάτων/στιγμιότυπων εικονοσκόπησης) θα γίνει τηρώντας την αρχή της ανωνυμίας, με απόκρυψη του προσώπου τους ΚΑΙ των προσωπικών τους στοιχείων.

7. Ελευθερία συναίνεσης:

Η συμμετοχή σας 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 σας.

8. Πληροφορίες:

Μη διστάσετε να κάνετε ερωτήσεις για οτιδήποτε αφορά το σκοπό και τη διαδικασία της έρευνας. Για οποιαδήποτε αμφιβολία μπορείτε να απευθυνθείτε στον κύριο ερευνητή, είτε στην επιβλέπουσα καθηγήτρια.

9. Δήλωση συναίνεσης:

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

Ημερομηνία.....

Ονοματεπώνυμο και υπογραφή συμμετέχοντα -ούσας:

.....

Υπογραφή υπεύθυνης έρευνας

.....

Υπογραφή κύριου ερευνητή

ΕΙΔΙΚΗ ΣΥΝΑΙΝΕΣΗ για λήψη φωτογραφιών και εικονοσκόπησης (βιντεογράφιση).

Να συμπληρωθεί ΣΥΝΑΙΝΩ ή ΔΕ ΣΥΝΑΙΝΩ

Δηλώνω ότιγια τη λήψη φωτογραφιών μου κατά τη διαδικασία συλλογής δεδομένων και την προβολή αυτών σε παρουσίαση μέσω διαφανειών ή τη συμπερίληψή τους στο κείμενο της εργασίας υπό την προϋπόθεση της τήρησης της αρχής της ανωνυμίας.

ΥΠΟΓΡΑΦΗ:

Δηλώνω ότιγια την πραγματοποίηση εικονοσκόπησης (βιντεογράφισης) μου κατά τη διαδικασία συλλογής δεδομένων και την προβολή αυτών, αποσπασμάτων ή στιγμιότυπων αυτών, σε παρουσίαση μέσω διαφανειών ή τη συμπερίληψή τους στο κείμενο της εργασίας υπό την προϋπόθεση της τήρησης της αρχής της ανωνυμίας.