



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

**«ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ - ΜΥΪΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΚΑΤΑ ΤΗ
ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΗ ΣΤΗΡΙΞΗ ΣΕ ΑΣΤΑΘΕΙΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΕΣ»**

Φανή Παντερή

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

ΑΘΗΝΑ 2023

© Copyright

Φανή Παντερή

Σχολή 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 Φανής Παντερή

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 16/2/2023 για την κρίση και αξιολόγηση της μεταπτυχιακής διατριβής της κ. Φανής Παντερή με τίτλο: «Εγκεφαλική - Μυϊκή δραστηριότητα κατά την μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες» αποτελούμενη από τους κ.κ. **Ε. Ρουσάνογλου** 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, **Δ. Μανδαλίδη** Αναπλ.. Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, εκλήθησαν σήμερα 14/7/2023 ημέρα Παρασκευή και ώρα 13:00 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 κρινόμενη διατριβή πληροί όλους τους όρους εκπόνησής της, είναι πρωτότυπη και προάγει την επιστημονική γνώση και ως εκ τούτου κρίνεται αποδεκτή και εγκρίνεται.

Τα μέλη της εξεταστικής επιτροπής:

Ε. Ρουσάνογλου, Καθηγήτρια του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Κ. Μπουντόλος, Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Δ. Μανδαλίδης, Αναπληρωτής Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

«Καλόν εν παντί το ίσον.
Υπερβολή δε και έλλειψις ού μοι δοκεί»

«Είναι ωραίο πράγμα η ισορροπία παντού.
Ενώ η υπερβολή ή η έλλειψη δεν είναι, νομίζω»

Δημόκριτος

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Αυτό το ταξίδι ήταν γεμάτο από ατελείωτες ώρες αναζήτησης, μελέτης και πειραματισμού. Οι δυσκολίες, οι στενοχώριες και οι απογοητεύσεις φυσικά δεν απουσίαζαν, όμως ήταν το κίνητρο μου για να συνεχίσω προς την επίτευξη των στόχων μου. Καθώς αυτό το ταξίδι φθάνει στο τέλος του, θέλω να εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου στην επιβλέπουσα μου, κα Ελισσάβετ Ρουσάνογλου Καθηγήτρια Αθλητικής Βιομηχανικής, γιατί πέρα από τις ακαδημαϊκές συνεισφορές της, με βοήθησε να αναπτύξω την δημιουργικότητά μου και να ανακαλύψω νέες πτυχές του εαυτού μου που δεν γνώριζα ότι υπήρχαν. Ευγνωμοσύνη γιατί με εμπιστεύτηκε και παράλληλα μου άνοιξε ένα κόσμο χωρίς περιορισμούς. Η εμπιστοσύνη της μου έδωσε την ευκαιρία να εξερευνήσω τις δυνατότητές μου και να προχωρήσω το δικό μου δρόμο. Της χρωστάω ένα μεγάλο ευχαριστώ που με ενέπνευσε να μπω στον κόσμο της επιστήμης, δείχνοντάς μου την ομορφιά που κρύβεται πίσω από τα δεδομένα.

Επίσης θέλω να ευχαριστήσω την οικογένεια μου, τους γονείς μου και τα αδέρφια μου Μάνο και Δήμητρα, που είναι πάντα εκεί για να μοιραστούν τις χαρές και τις λύπες, τις επιτυχίες και τις αποτυχίες. Είμαι ευγνώμων που υπάρχουν στη ζωή μου. *Ιδιαίτέρως, ευχαριστώ την μητέρα μου ...* είναι ο άνθρωπος που με έμαθε να παλεύω με επιμονή και υπομονή, να σηκώνομαι όταν πέφτω. Είναι εκεί πάντα να με ακούσει, να με συμβουλέψει χωρίς να με κρίνει, αλλά και να μου δείχνει καθημερινά πόσο με αγαπάει με κάθε τρόπο. Χάρη σ' εκείνη μπορώ να ακολουθήσω τα όνειρα μου... *είναι η ασπίδα μου σε κάθε φόβο και ανασφάλεια.*

Στο ταξίδι αυτό είχα πολύτιμους συνοδοιπόρους τους μεταπτυχιακούς συμφοιτητές μου και τους ευχαριστώ για τη συμπαράστασή τους καθώς και όλες τις συμμετέχουσες για την προθυμία τους να συμβάλουν στην παρούσα μελέτη.

Τέλος, θα ήθελα επίσης να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον καθηγητή της Αθλητικής Βιομηχανικής κ. Κωνσταντίνο Μπουντόλο, για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε μέσα στο χώρο του εργαστηρίου και για την έμπειρη και πολύτιμη βοήθειά του.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η αξιολόγηση της σταθερότητας σχετίζεται με την εκτίμηση πολλών ασθενειών, συμπεριλαμβάνοντας άτομα με νευρολογικά, ορθοπεδικά και αιθουσαία ελλείμματα. Στην υπάρχουσα βιβλιογραφία έχει μελετηθεί διεξοδικά η στατική σταθερότητα τόσο στην όρθια διποδική και μονοποδική στάση στο έδαφος, όσο και πάνω σε διάφορες επιφάνειες στήριξης όπως ο περιστρεφόμενος δίσκος ισορροπίας, ειδικό αφρώδες στρώμα κ.α. Η χρήση των επιφανειών από τους επαγγελματίες υγείας γίνεται εμπειρικά, καθώς δεν υπάρχει κάποια αντικειμενική ταξινόμηση με βάση τη στατική σταθερότητα, την εγκεφαλική και τη μυϊκή δραστηριότητα.

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν ο προσδιορισμός του βαθμού αστάθειας που εισάγουν 5 ευρέως χρησιμοποιούμενες επιφάνειες (έδαφος, αφρώδες στρώμα: ΑΣ, περιστρεφόμενος δίσκος: ΠΔ, φουσκωτός δίσκος: ΦΔ και ημισφαιρική μπάλα: ΗΜ). Εικοσιπέντε γυναίκες (24 ± 3.6 έτη, 164 ± 4 cm, 58.4 ± 8.2 kg, $\Delta M \Sigma: 21.5 \pm 2.5$ kg/m²) εκτέλεσαν 5 προσπάθειες μονοποδικών στηρίξεων (40 δευτ. έκαστη) σε κάθε μία επιφάνεια. Έγινε συνδυαστική συλλογή δεδομένων ΚΠ (δυναμοδάπεδο Kistler, 9286AA, 500Hz), επιταχυνσιακής μεταβολής (Biopac BN-ACCL3, 100Hz), ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας (C3 και C4, Biopac BN-EEG2-T, 1000Hz), και μυϊκής ενεργοποίησης (δονησιομυογράφοι, Biopac TSD250, 2000Hz) (πρόσθιος κνημιαίος: ΠΚ, μακρύς εκτείνων τα δάχτυλα: ΜΕΔ, έσω κεφαλή γαστροκνήμιου: ΕΓ). Η στατική σταθερότητα υπολογίστηκε μέσω της διαδρομής (m) του κέντρου πίεσης και μέσω της ροής της μικροκίνησης (ρυθμός επιταχυνσιακής μεταβολής, m/s³). Η εγκεφαλική ενεργοποίηση εκτιμήθηκε μέσω της μέσης τετραγωνικής ρίζας και της φασματικής πυκνότητας ισχύος των

ηλεκτροεγκεφαλικών κυμάτων άλφα, βήτα και γάμμα ($\mu V^2/Hz$) και η μυϊκή ενεργοποίηση μέσω της μέσης τετραγωνικής ρίζας του δονησιομυογραφικού σήματος (μονάδες VMG). Εφαρμόστηκε ANOVA επαναλαμβανόμενων μετρήσεων για την εξέταση της κύριας επίδρασης του παράγοντα επιφάνεια στήριξης, με τις 5 επιφάνειες ν' αποτελούν τα επίπεδα του παράγοντα, και έλεγχο σημαντικότητας των ενδοζευγικών διαφορών μεταξύ επιφανειών (διόρθωση Bonferroni) (SPSS 24.0, $p \leq 0.05$).

Με στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών συστηματικά για όλες τις τεχνικές αξιολόγησης ($p \leq 0.05$), τα αποτελέσματα έδειξαν αύξηση (100% = έδαφος) της διαδρομής ΚΠ (ΑΣ: +9,2, 9,7%, ΠΔ: +22,1, 35,8%, ΦΔ: +34,0, 50,5%, ΗΜ: +49,9, 59,5% προσθιοπίσθια και πλάγια, αντιστοίχως), του ρυθμού επιταχυνσιακής μεταβολής (ΑΣ: +29,5, 26,9, 27,6%, ΠΔ: +45,0, 57,0, 64,5%, ΦΔ: +58,6, 64,7, 73,0%, ΗΜ: +72,3, 74,7, 81,4%, προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση, αντιστοίχως) της ηλεκτροεγκεφαλικής δραστηριότητας (ΑΣ: +1,6, 2,7%, ΠΔ: +6,9, 7,3%, ΦΔ: +13,3, 14,1%, ΗΜ: +27,5, 28,5 %, C3 και C4 αντιστοίχως) και της μυϊκής δραστηριότητας (ΑΣ: +10,4, 17,2, 12,3, ΠΔ: +26,4, 34,0, 31,1%, ΦΔ: +43,0, 46,8, 49,5%, ΗΜ: +59,3, 62,2, 66,8%, για ΠΚ, ΜΕΔ και ΕΓ, αντιστοίχως).

Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα επιτρέπουν την ποσοτική αυξητική κατάταξη του βαθμού αστάθειας των 5 ευρέως χρησιμοποιούμενων ασταθών επιφανειών (έδαφος, ΑΣ, ΠΔ, ΦΔ, ΗΜ), με βάση όχι μόνο τη διαδρομή του ΚΠ αλλά και άλλων επιπέδων κινητικού ελέγχου, όπως η ροή μικροκίνησης, η εγκεφαλική και η μυϊκή δραστηριότητα. Τα ευρήματα προσφέρουν αντικειμενικά κριτήρια για τη βέλτιστη και προοδευτική χρήση αυτών σε προγράμματα άσκησης ή αποκατάστασης.

ABSTRACT

Maintaining an upright posture requires a control system that continuously adapts to changing environmental conditions, such as different support surfaces. Assessing stability is crucial and is related to the evaluation of various conditions, including individuals with neurological, orthopedic, and vestibular impairments. Measuring stability has been extensively studied in the existing literature, both in bipedal and unipedal upright standing position on a firm surface, as well as on various support surfaces, such as a wobble board, foam pad, etc. The choice of surfaces by healthcare professionals is usually empirical, as there is no objective classification based on posture stability, brain, and muscle activity. The aim of this study was to comprehensively evaluate static stability by examining brain and muscle activity during unipedal stance on unstable surfaces.

Twenty-five women (Age: 24 ± 3.6 years, Height: 164 ± 4 cm, Body mass: 58.4 ± 8.2 kg, BMI: 21.5 ± 2.5) participated in this study and performed five unipedal stances of 40 seconds on each surface (ground-GND, foam pad-FP, wobble board-WB, air disc-AD, and hemisphere ball-HB). A combined data collection was performed, including force data (using a Kistler dynamometer, model 9286AA, 500Hz), acceleration data (Biopac BN-ACCL3 accelerometer, 100Hz), electroencephalographic activity (from electrodes C3 and C4, using a Biopac BN-EEG2-T system, 1000Hz), and muscle activation data (using a Vibromyography, VMG sensor, Biopac TSD250, 2000Hz) (tibialis anterior: TA, Flexor hallucis longus FHL, medial gastrocnemius: MG). Stability was assessed through the displacement (m) of the center of pressure and the micro-motion flow (jerk, m/s^3). Brain

activation was measured using the root mean square and the power spectral density of alpha, beta, and gamma electroencephalographic waves ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$), while muscle activation was calculated using the root mean square of the vibromyographic signal (VMG units). A repeated measures ANOVA was applied to examine the main effect of the support surface factor (5 levels), and significance of within-group differences was checked using Bonferroni correction (SPSS 24.0, $p \leq 0.05$).

There were consistently significant differences between surfaces across all assessment techniques ($p \leq 0.05$), the results demonstrated an increase (100% = GND) in the center of pressure displacement (FP: +9.2, 9.7%, WB: +22.1, 35.8%, AD: +34.0, 50.5%, HB: +49.9, 59.5% in both anterior-posterior and mediolateral directions, respectively), jerk (FP: +29.5, 26.9, 27.6%, WB: +45.0, 57.0, 64.5%, AD: +58.6, 64.7, 73.0%, HB: +72.3, 74.7, 81.4% in anterior-posterior, medial-lateral, and vertical directions, respectively), electroencephalographic activity (FP: +1.6, 2.7%, WB: +6.9, 7.3%, AD: +13.3, 14.1%, HB: +27.5, 28.5%, for C3 and C4, respectively), and muscle activity (FP: +10.4, 17.2, 12.3, WB: +26.4, 34.0, 31.1%, AD: +43.0, 46.8, 49.5%, HB: +59.3, 62.2, 66.8%, for TA, FHL, and MG, respectively). In conclusion, the results of this study encourage a quantitative ranking of instability levels among the five widely used unstable surfaces (GND, FP, WB, AD, HB), based not only on the center of pressure displacement but also on other levels of motor control, such as micro-motion flow, brain and muscle activity. These findings provide objective criteria for their optimal and progressive use in exercise or rehabilitation programs.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΚΡΙΣΗΣ	ii
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	iv
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	vii
ABSTRACT	viii
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	ix
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	ix
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	ix
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	ix
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	ix

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

Εισαγωγή

1.1. Σημασία της έρευνας	σελ. 1
1.2. Σκοπός της έρευνας	σελ. 3
1.3. Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος	σελ. 3
1.4. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων	σελ. 4
1.4.1. Ερευνητικά ερωτήματα	σελ. 4
1.4.2. Μεταβλητές	σελ. 4
1.4.2.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές	σελ. 4
1.4.2.2. Εξαρτημένες μεταβλητές	σελ. 4
1.5. Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις	σελ. 4
1.6. Διευκρίνιση όρων	σελ. 4

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ

Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας

2.1. Στατική σταθερότητα	σελ. 7
2.1.1. Σημασία της στατικής σταθερότητας	σελ. 8
2.1.2. Κινητικός έλεγχος-Στρατηγικές ελέγχου στατικής σταθερότητας	σελ. 10
2.1.3. Επιλογή στρατηγικής ελέγχου της στατικής σταθερότητας	σελ. 13
2.1.4. Συστήματα ελέγχου στατικής σταθερότητας	σελ. 16

2.1.5. Παράγοντες που επηρεάζουν τη στατική σταθερότητα	σελ. 17
2.2. Μυϊκή δραστηριότητα κατά τη στήριξη στην όρθια στάση	σελ. 22
2.3. Εγκεφαλικά δραστηριότητα κατά τη διατήρηση της όρθιας στάσης	σελ. 24
2.4. Ο ρόλος της βάσης στήριξης στη στατική σταθερότητα	σελ. 26
2.4.1. Μονοποδική έναντι διποδικής στήριξης	σελ. 26
2.4.2. Είδη ασταθών επιφανειών για εξάσκηση στατικής σταθερότητας	σελ. 28
2.4.3. Στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες επιφάνειες και μυϊκή ενεργοποίηση	σελ. 30
2.5. Αξιολόγηση στατικής σταθερότητας: Τεχνικές – Μεταβλητές	σελ. 31
2.6. Τεχνικές Ανάλυσης Στατικής Σταθερότητας: Γραμμικά και μη γραμμικά μέτρα	σελ. 33
2.6.1. Μεταβλητότητα στατικής σταθερότητας: Γραμμικές έναντι μη γραμμικών αναλύσεων	σελ. 34
2.7. Σύνοψη βιβλιογραφικής ανασκόπησης	σελ. 36

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

Μεθοδολογία

3.1. Δείγμα της έρευνας	σελ. 43
3.2. Όργανα μέτρησης	σελ. 43
3.2.1. Συλλογή κινητικών δεδομένων - δυναμογράφηση	σελ. 43
3.2.2. Συλλογή κινηματικών δεδομένων – επιταχυνσιομέτρηση	σελ. 44
3.2.3. Εγκεφαλικά ενεργοποίηση – ηλεκτροεγκεφαλογραφία	σελ. 44
3.2.4. Μυϊκή ενεργοποίηση – δονησιομυογραφία	σελ. 45
3.3. Κινητικές δοκιμασίες	σελ. 46
3.4. Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας	σελ. 46
3.5. Επεξεργασία και εξαγωγή μεταβλητών σταθερότητας	σελ. 46
3.5.1. Κινητικές μεταβλητές σταθερότητας–κέντρο πίεσης	σελ. 46
3.5.2. Κινηματικές μεταβλητές σταθερότητας – επιταχυνσιομέτρηση	σελ. 48
3.5.3. Μεταβλητές ηλεκτροεγκεφαλογραφίας	σελ. 48
3.5.4. Μεταβλητές δονησιομυογραφίας	σελ. 49
3.6. Στατιστική ανάλυση	σελ. 49

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

Αποτελέσματα

4.1. Χαρακτηριστικά των συμμετεχουσών	σελ. 51
4.2. Σύγκριση μεταξύ επιφανειών	σελ..51
4.2.1. Κινητική μεταβλητή σταθερότητας–κέντρο πίεσης	σελ. 51
4.2.2 Κινηματική μεταβλητή σταθερότητας – επιταχυνσιομέτρηση	σελ. 52
4.2.3 Εγκεφαλική δραστηριότητα	σελ. 55
4.2.4 Μυϊκή δραστηριότητα	σελ. 55
4.3. Σύγκριση μεταξύ αριθμού προσπαθειών	σελ. 60
4.3.1.Κινητική μεταβλητή σταθερότητας–κέντρο πίεσης	σελ. 60
4.3.2. Κινηματική μεταβλητή σταθερότητας – επιταχυνσιομέτρηση	σελ. 61
4.3.3. Εγκεφαλική δραστηριότητα	σελ. 63
4.3.4. Μυϊκή δραστηριότητα	σελ. 63

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

Συζήτηση

5.1. Εισαγωγική παράγραφος	σελ. 67
5.2. Σύγκριση αποτελεσμάτων με τη βιβλιογραφία	σελ. 68
5.2.1.Κινητική μεταβλητή σταθερότητας–κέντρο πίεσης	σελ. 69
5.2.2. Κινηματική μεταβλητή σταθερότητας – επιταχυνσιομέτρηση	σελ. 71
5.2.3. Εγκεφαλική δραστηριότητα	σελ. 73
5.2.4. Μυϊκή δραστηριότητα	σελ. 74
5.3. Περιορισμοί εργασίας	σελ. 77
5.4. Συμπεράσματα	σελ. 79
5.5. Πρακτικές εφαρμογές	σελ. 80
5.6. Προτάσεις για περαιτέρω μελέτη	σελ. 80

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	σελ. 83
---------------------	---------

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	σελ. 93
--------------------	---------

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: Έντυπο έγκρισης μελέτης	σελ. 94
--------------------------------------	---------

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: Έντυπα διαδικασίας μέτρησης	σελ. 95
--	---------

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ. Πίνακες αποτελεσμάτων	σελ. 98
------------------------------------	---------

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 2.1. Η γωνία μηρού-κνήμης (θ_1) και η γωνία του κορμού (θ_2), σε σχέση με τον κατακόρυφο άξονα, προσδιορίστηκαν από την προσθιοπίσθια και κατακόρυφη μετατόπιση του ώμου, του ισχίου, της ποδοκνημικής και του άκρου ποδιού (Hwang et al., 2016). σελ. 15

Εικόνα 2.2. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της συνολικής βαθμολογίας στατικής σταθερότητας σε ανυπόδητη ακροστασία (γκρι μπάρες) και με υποδήματα *pointe* (μαύρες μπάρες) (Anterior: πρόσθια, posterior: οπίσθια, right: δεξιά, left: αριστερά) (Figure 3: Paderi et al., 2022). σελ. 20

Εικόνα 2.3. Οι διαταραχές της επιφάνειας στήριξης χρησιμοποιήθηκαν για την απόκριση προκλητών δυναμικών $N1$ του φλοιού. Το χρονικό παράθυρο ενδιαφέροντος υποδεικνύεται με κάθετες διακεκομμένες γραμμές για την επιτάχυνση του δυναμοδαπέδου (0–100 ms), τις προκλητικές αποκρίσεις του φλοιού (100–200 ms), τη γωνία κλίσης κορμού (0,5–1 s) και τη μετατόπιση του ΚΜ (1–2 s) σε δεδομένα από ένα μεμονωμένο παράδειγμα (Payne & Ting, 2020). σελ. 24

Εικόνα 2.4. Κατάταξη των επιφανειών σύμφωνα με τα κινηματικά δεδομένα της ποδοκνημικής και τη μυϊκή δραστηριότητα (Strøm et al, 2016, απόδοση στην ελληνική γλώσσα). ΕΔΦ: έδαφος, ΑΣ: αφρώδες στρώμα, ΠΔ: περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ: ημισφαιρική μπάλα. σελ. 26

Εικόνα 2.5. Η διαδρομή του ΚΜ (πυκνή γραμμή) εντός των ορίων του περιγράμματος της βάσης στήριξης ενός δοκιμαζόμενου (20 ετών, 58kg, μήκος ποδιού 0,89m) στις 4 συνθήκες: (α) διποδικά (πάνω αριστερά), β) μονοποδικά (πάνω δεξιά), γ) διποδικά σε ακροστασία (κάτω αριστερά), δ) μονοποδικά σε ακροστασία (κάτω δεξιά) αντίστοιχα (Hof., et al., 2005). σελ. 27

Εικόνα 2.6. Ασταθείς επιφάνειες που χρησιμοποιήθηκαν στις δοκιμασίες της μελέτης των Cimadoro και συνεργατών (2013). σελ. 28

Εικόνα 2.7. Ασταθείς επιφάνειες στήριξης που χρησιμοποιήθηκαν στην μελέτη των Cheatham και οι συνεργατών (2020). σελ. 30

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). σελ. 44

Εικόνα 3.3. Όργανο ηλεκτροεγκεφαλογραφίας: (Α) Καπέλο BN-EEGCAP-SYS (Β) Ασύρματος ενισχυτής ηλεκτροεγκεφαλογραφίας BN-EEG2-T Τα δεδομένα σήματος ΗΕΓ μεταδίδονται με ρυθμό 2.000 Hz, παρέχοντας μια κυματομορφή εξαιρετικά υψηλής ανάλυσης στην έξοδο. σελ. 45

Εικόνα 3.4. Όργανο δονησιομυογραφίας: (Α) Ασύρματος ενισχυτής δονησιομυογραφίας Biopac MP160 (Β) Επιταχυνσιόμετρο TSD250A VMG Transducer. σελ. 46

Εικόνα 3.5. Κινητικές δοκιμασίες. – Μονοποδική στήριξη σε πέντε ασταθείς επιφάνειες–: Μονοποδική στήριξη σε έδαφος (Α) αφρώδες στρώμα (Β) περιστρεφόμενος δίσκος (Γ) φουσκωτός δίσκος (Δ), ημισφαιρική μπάλα (Ε). σελ. 47

Εικόνα 3.6. Κέντρο πίεσης. Ενδεικτική αναπαράσταση της συνισταμένης διαδρομής του κέντρου πίεσης σε συναρτησιακή προσαρμογή της σε συνάρτηση έλλειψης με διάστημα εμπιστοσύνης 95%.. σελ. 48.

Εικόνα 3.7. Αναπαράσταση ΗΜΓ σήματος στα πεδία χρόνου και συχνότητας: Σήμα ΗΜΓ πριν (Α) και μετά (Β) την εφαρμογή φίλτρων και τον μετασχηματισμό Wavelet. σελ. 49

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2.1. Μέθοδοι αξιολόγησης της στατικής σταθερότητας (Mancini & Horak, 2010; Browne, 2001). σελ. 39

Πίνακας 2.2. Ανασκόπηση βιβλιογραφίας ως προς τα είδη είδη ασταθών επιφανειών και τεχνικών καταγραφής σε μελέτες στατικής σταθερότητας. σελ. 40

Πίνακας 4.1. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας (CV) των χαρακτηριστικών του ερευνητικού δείγματος. σελ. 51

Πίνακας 4.2. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) της διαδρομής του κέντρου πίεσης σε προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 52

Πίνακας 4.3. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης (PME) σε προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 52

Πίνακας 4.4. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p από την ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των επιφανειών του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης (PME) σε προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 52

Πίνακας 4.5. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) της μέσης τετραγωνικής ρίζας του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος και της φασματικής πυκνότητας ισχύος των άλφα, βήτα και γάμμα κυμάτων στην κεντρική αριστερή (C3) και κεντρική δεξιά (C4) περιοχή. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 56

Πίνακας 4.6. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p από την ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των επιφανειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος και της φασματικής πυκνότητας ισχύος των άλφα, βήτα και γάμμα κυμάτων στην κεντρική αριστερή (C3) και κεντρική δεξιά (C4) περιοχή. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 56

Πίνακας 4.7. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) της μέσης τετραγωνικής ρίζας του δονησιομογραφικού σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο, τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα και τον έσω γαστροκνήμιο. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 58

Πίνακας 4.8. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p από την ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των επιφανειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του δονησιομογραφικού σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο, τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα και τον έσω γαστροκνήμιο. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 59

Πίνακας 4.9. Μέση τιμή. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της διαδρομής του κέντρου πίεσης σε προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 60

Πίνακας 4.10. Μεταβλητότητα. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της διαδρομής του κέντρου πίεσης σε προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 61

Πίνακας 4.11. Μέση τιμή. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των

προσπαθειών του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης (PME) σε προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 62

Πίνακας 4.12. Μεταβλητότητα. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης (PME) σε προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 62

Πίνακας 4.13. Μέση τιμή. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος κυμάτων στην κεντρική αριστερή (C3) και κεντρική δεξιά (C4) περιοχή. σελ. 64

Πίνακας 4.14. Μεταβλητότητα. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος κυμάτων στην κεντρική αριστερή (C3) και κεντρική δεξιά (C4) περιοχή. σελ. 64

Πίνακας 4.15. Μέση τιμή. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του δονησιομυογραφικού σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο, τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα και τον έσω γαστροκνήμιο. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 65

Πίνακας 4.16. Μεταβλητότητα. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του δονησιομυογραφικού σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο, τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα και τον έσω γαστροκνήμιο. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. σελ. 65

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.1. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες– Μεταβλητές σταθερότητας– Κέντρο πίεσης– Επιταχυνσιομέτρηση. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI). σελ. 98

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.2. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες – Μεταβλητή μυϊκής δραστηριότητας. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI). σελ. 99

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.3. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες– Μεταβλητές εγκεφαλικής δραστηριότητας. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI). σελ. 100

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.2. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες–Μεταβλητές κέντρου πίεσης–. Στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) με προσαρμογές Greenhouse-Geisser. σελ. 101

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 4.1. Κινητική Μεταβλητή Σταθερότητας– Κέντρο πίεσης - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια (μαύρη ράβδος) και πλάγια διεύθυνση (γκρι ράβδος). Στο κάτω σχήμα παρουσιάζεται η ποσοστιαία αύξηση για κάθε επιφάνεια συγκριτικά με το έδαφος (κέντρο) και διαδοχικά ανά επιφάνεια (κάτω δεξιά) σε εκατοστιαίες μονάδες. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. *σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$) εκτός δεικτών. σελ. 53

Σχήμα 4.2. Κινηματική μεταβλητή σταθερότητας – επιταχυνσιομέτρηση. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης στην προσθιοπίσθια (λευκή ράβδος), πλάγια διεύθυνση (μαύρη ράβδος) και κατακόρυφη διεύθυνσης (γκρι ράβδος). Στο κάτω σχήμα παρουσιάζεται η ποσοστιαία αύξηση για κάθε επιφάνεια συγκριτικά με το έδαφος (κέντρο) και διαδοχικά ανά επιφάνεια (κάτω δεξιά) σε εκατοστιαίες μονάδες. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. *σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$). σελ. 54

Σχήμα 4.3. Εγκεφαλική δραστηριότητα. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέσης τετραγωνικής ρίζας ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος στην κεντρική αριστερή περιοχή (C3) (γκρι ράβδος) και κεντρική δεξιά περιοχή (C4) (μαύρη ράβδος). Στο κάτω σχήμα παρουσιάζεται η ποσοστιαία αύξηση για κάθε επιφάνεια συγκριτικά με το έδαφος (κέντρο) και διαδοχικά ανά επιφάνεια (κάτω δεξιά) σε εκατοστιαίες μονάδες. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. *σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$). σελ. 57

Σχήμα 4.4. Εγκεφαλική δραστηριότητα. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της φασματικής πυκνότητας ισχύος των εγκεφαλικών κυμάτων άλφα, βήτα και γάμμα στην κεντρική αριστερή περιοχή (C3) (ρόμβος) και κεντρική δεξιά περιοχή (C4) (κύκλος) (δεξιά). Ποσοστιαία αύξηση για κάθε επιφάνεια συγκριτικά με το έδαφος (κέντρο) και διαδοχικά ανά επιφάνεια (κάτω δεξιά) σε εκατοστιαίες μονάδες (πάνω πίνακας: C3, κάτω πίνακας: C4). σελ. 57

Σχήμα 4.5. Εγκεφαλική δραστηριότητα. Γραφική απεικόνιση της σημαντικότητας για τη συνολική εγκεφαλική δραστηριότητα (πρώτο σχήμα), των κυμάτων άλφα (δεύτερο σχήμα), βήτα (τρίτο σχήμα) και γάμμα (τέταρτο σχήμα). σελ. 58

Σχήμα 4.6. Μυϊκή δραστηριότητα. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέσης τετραγωνικής ρίζας του δονησιομυογραφικού σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο (ΠΚ) (λευκή ράβδος), τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα (ΜΕΔ) (γκρι ράβδος) και τον έσω γαστροκνήμιο (ΕΓ) (μαύρη ράβδος). Στο κάτω σχήμα παρουσιάζεται η ποσοστιαία αύξηση για κάθε επιφάνεια συγκριτικά με το έδαφος (κέντρο) και διαδοχικά ανά επιφάνεια (κάτω δεξιά) σε εκατοστιαίες μονάδες. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. *σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$). σελ. 59

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

ΚΠ: κέντρο πίεσης

ΚΜ: κέντρο μάζας

ΔΜΓ: δονησιομυογράφημα

ΗΕΓ: ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

ΕΔΦ: έδαφος

ΑΣ: αφρώδες στρώμα

ΠΔ: περιστρεφόμενος δίσκος

ΦΔ: φουσκωτός δίσκος

ΗΜ: ημισφαιρική μπάλα

ΔΜΣ: δείκτης μάζας σώματος

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

Εισαγωγή

1.1. Σημασία της μελέτης

Η ικανότητα ελέγχου της ισορροπίας αποτελεί ένα σημαντικό και αναπόσπαστο μέρος σχεδόν όλων των κινήσεων του ανθρώπινου σώματος όπως η διατήρηση της όρθιας στάσης ή η βάδιση, και η απώλεια ελέγχου σχετίζεται με αυξημένο ρίσκο πτώσεων (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Mierau et al., 2017).

Οι άνθρωποι είναι δίποδοι οργανισμοί, γεγονός το οποίο καθιστά το ανθρώπινο σώμα ως μία δομή μεγάλου ύψους, η οποία ισορροπεί σε μία μικρότερη αναλογικά βάση στήριξης (Winter, 1995 & Hoogenboom et al., 2016). Η παραπάνω υπόθεση προβάλλει ότι το ανθρώπινο σώμα δύναται να ταυτιστεί ως ένα εγγενώς ασταθές σύστημα, εφόσον η περισσότερη μάζα του κατανέμεται στα $\frac{2}{3}$ του σωματικού του ύψους και συνάμα επάνω από το έδαφος. Η προσπάθεια του ανθρώπου να εξουδετερώσει αυτές τις προκλήσεις, δημιουργεί πολλαπλά ερεθίσματα στο σύστημα ελέγχου της ισορροπίας. Το σύστημα ελέγχου της ισορροπίας, αντιμετωπίζοντας αδιάκοπα αυτές τις προκλήσεις, φαίνεται να έχει και πρόσθετα εμπόδια στο έργο του για τη διατήρηση του σώματος στην επιθυμητή θέση. Τροχοπέδη για το σύστημα αυτό είναι ότι εξασθενεί αναπόφευκτα με το πέρασ του χρόνου και επίσης είναι ευάλωτο σε παθολογικές καταστάσεις, όπως είναι και τα υπόλοιπα φυσιολογικά συστήματα, τα οποία λειτουργούν ανελλιπώς για τη διατήρηση της ζωής (Winter, 1995).

Επιπροσθέτως, οι Horak & MacPherson (1996), σημειώνουν ότι οι δυνάμεις οι οποίες αναπτύσσονται από τους μυς δημιουργούν αρθρικές ροπές οι οποίες με τη σειρά τους δημιουργούν δυνάμεις που ασκούνται τελικά στην επιφάνεια της βάσης στήριξης. Η βάση στήριξης είναι η περιοχή στήριξης κάτω από το σώμα, περιλαμβάνει τα σημεία επαφής με την επιφάνεια στήριξης και την περιοχή μεταξύ τους. Αυτά τα σημεία μπορεί να είναι μέρη του σώματος (όπως τα πόδια), ή προεκτάσεις τμημάτων του σώματος (όπως πατερίτσες ή άλλα βοηθήματα βάδισης) (Horak, 2006; Egoian & Moistsrapishvili, 2013).

Η ανταπόκριση του οργανισμού για τον έλεγχο της στάσης, πραγματοποιείται από ένα κύκλωμα ελέγχου και περιλαμβάνει τη δράση του εγκεφάλου κυρίως μέσω τριών συστημάτων και παράλληλα του μυοσκελετικού συστήματος (Hoogenboom et al., 2016). Το γεγονός ότι έχουμε τρία κύρια ξεχωριστά συστήματα ελέγχου (σωματοαισθητικό, οπτικό, αιθουσαίο) πέραν του μυοσκελετικού, υποδεικνύει ότι υπάρχει ένας βαθμός πλεονασμού και επομένως κάποια από αυτά μπορούν να λειτουργήσουν επικουρικά, όταν ένα ή περισσότερα από αυτά τα συστήματα έχουν υποστεί βλάβες ή έχουν χαθεί πλήρως (Winter, 1995). Όταν το ΚΒ μετακινείται η όρθια στάση ελέγχεται από την ενεργοποίηση των μυών είτε της ποδοκνημικής είτε του ισχίου, ή με την ταυτόχρονη ενεργοποίησή τους. Με την αναφορά τους οι Peterka & Loughlin (2004), επισήμαναν ότι οι μηχανισμοί ελέγχου ανατροφοδότησης, έχουν σημαντικό ρόλο στη δημιουργία μίας

αντιβαρυντικής ροπής για την εξουδετέρωση της ροπής της βαρύτητας. Αυτή η αντιβαρυντική δραστηριότητα αποτελεί το μεγαλύτερο μέρος της απόδοσης του σωματοαισθητικού συστήματος κατά την όρθια στάση. Αυτό επιτυγχάνεται με την ενεργοποίηση των μυών του ατόμου από το κινητικό σύστημα, για την παραγωγή ροπών στις αρθρώσεις, που αντισταθμίζουν τις αποσταθεροποιητικές επιδράσεις των βαρυντικών δυνάμεων στα διάφορα τμήματα του σώματος.

Για την κατανόηση των μηχανισμών λειτουργίας του ορθοστατικού συστήματος ελέγχου, απαιτείται η εξέταση πολλών φυσιολογικών αλλά και μηχανικών συστημάτων, που αποτελούν τη βάση ενός ατόμου, την ικανότητα του να στέκεται, να περπατάει και να αλληλεπιδρά με το περιβάλλον του με ασφάλεια και αποτελεσματικότητα (Horak, 2006). Η αξιολόγηση της ισορροπίας είναι σημαντική και σχετίζεται με την εκτίμηση πολλών ασθενειών, συμπεριλαμβάνοντας άτομα με νευρολογικά, ορθοπεδικά και αιθουσαία ελλείμματα. Αξιολογώντας τις δυσλειτουργίες στην ικανότητα του ασθενούς να διατηρεί τον έλεγχο του σώματός του και εκτιμώντας ταυτόχρονα τις υπάρχουσες ελλείψεις στη σταθερότητα του, φανερώνεται η ύπαρξη κάποιας διαταραχής σε κάποιο ή κάποια συστήματα ελέγχου (Pollock et al., 2000).

Είναι σημαντικό να μπορούμε να αξιολογήσουμε την στατική σταθερότητα καθώς ο έλεγχος της ισορροπίας αποτελεί ένα αναπόσπαστο στοιχείο σχεδόν όλων

των κινήσεων του ανθρώπινου σώματος, η μειωμένη σταθερότητα αποτελεί πρωταρχικό προδιαθεσικό παράγοντα για επεισόδιο πτώσης (τραυματισμοί ακόμη και θνησιμότητα σε γηρεότερα άτομα ή σε άτομα με κινητικά προβλήματα) και η ανθρώπινη διποδική στάση είναι από τη φύση της μια «ασταθής» κατάσταση, καθώς το ΚΜ κινείται διαρκώς παράγοντας ροπές (Winter, 1995; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010).

Η μέτρηση του βαθμού σταθερότητας αποτελεί αντικείμενο έρευνας για αρκετούς ερευνητές. Στην υπάρχουσα βιβλιογραφία έχει μελετηθεί διεξοδικά η στατική σταθερότητα τόσο στην όρθια στάση στο έδαφος όσο και πάνω σε διάφορες επιφάνειες στήριξης όπως η ημισφαιρική μπάλα, ο περιστρεφόμενος δίσκος ισορροπίας, ειδικό αφρώδες στρώμα (Cimadoro et al., 2013; Tse et al., 2018; Gebel et al., 2020; Mademni et al., 2021). Η συνολική σταθερότητα του σώματος εξαρτάται σε σημαντικό βαθμό από τη σταθερότητα του κορμού ο οποίος αποτελεί σχεδόν το 50% της μάζας του σώματος. Η εξάσκηση της σταθερότητας του κορμού με χρήση ασταθών επιφανειών στήριξης φαίνεται να υπερτερεί έναντι των σταθερών επιφανειών και να βελτιώνει τόσο το στατικό όσο και το δυναμικό έλεγχο της σταθερότητας. Οι μπάλες, τα αφρώδη στρώματα, οι φουσκωτοί δίσκοι και οι πλατφόρμες ισορροπίας χρησιμοποιούνται αποτελεσματικά για την αποκατάσταση εγκεφαλικών επεισοδίων (Van Criel et al., 2018; Lee et al., 2020; Rubega et al., 2021). Επίσης, η χρήση ασταθών επιφανειών αποτελεί ένα ασφαλές

εναλλακτικό πρόγραμμα εκπαίδευσης, για τον μετριάσμο των εγγενών παραγόντων κινδύνου πτώσης σε ηλικιωμένους (Eckardt, 2016).

Η θεωρητική βάση της εργασίας αφορά τον έλεγχο της στατικής σταθερότητας κατά την διαφοροποίηση της επιφάνειας στήριξης. Η εξάσκηση της σταθερότητας κορμού με χρήση ασταθών επιφανειών στήριξης φαίνεται να υπερτερεί έναντι των σταθερών επιφανειών και να βελτιώνει τόσο το στατικό όσο και το δυναμικό έλεγχο της σταθερότητας. Οι ασταθείς επιφάνειες χρησιμοποιούνται ευρέως σε προγράμματα εξάσκησης της στατικής σταθερότητας. Η προπόνηση σταθερότητας πραγματοποιείται για την βελτίωση της απόδοσης στην σταθερότητα, τον έλεγχο της στάσης, την αύξηση εμπιστοσύνης για την ικανότητα ισορροπίας και την πρόληψη τραυματισμών (Tekin et al., 2018; Cheatham et al., 2020; Huang et al., 2021). Επιπλέον έχει εφαρμογή στην πρόληψη πτώσεων, στην αποκατάσταση νευρομυϊκών και μυοσκελετικών τραυματισμών ή στην επανεκπαίδευση του ατόμου μετά από εγκεφαλικό, καθώς επιτρέπουν την προοδευτικότητα των ασκήσεων (Lee et al., 2020; Rubega et al., 2021).

Σε μελέτες αξιολόγησης της στατικής σταθερότητας, πραγματοποιείται συλλογή δεδομένων από δυναμογράφημα (Collins & De Luca, 1993; Hammami et al., 2014;; Treger et al., 2020; Nieto-Guisado et al., 2020; Cheung & Schmuckler, 2021; Fujio, & Takeuchi, 2021; Palazzo et

al., 2021), ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ) (Cimadoro et al., 2013; Tse et al., 2018; Mademni et al., 2021), ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ) (Hülsdünker et al., 2015; Tse et al., 2018 & Gebel et al., 2020; Mademni et al., 2021; Rubega et al., 2021) και από επιταχυνσιόμετρα (Melecky et al., 2016; Paderi et al., 2022), ενώ με δονησιομυογραφία (ΔΜΓ) εντοπίστηκε μία μελέτη (Armstrong, 2011). Όπως φαίνεται υπάρχουν και μελέτες οι οποίες περιλαμβάνουν συνδυαστικές λήψεις δεδομένων, όπως αυτή του Che και συνεργατών (2018) με δεδομένα από δυναμοδάπεδο και από ΗΕΓ. Άλλες έρευνες αναφέρουν ταυτόχρονη χρήση δυναμοδαπέδου, ΗΜΓ και κινηματικών δεδομένων (Mademni et al., 2021), καθώς και ΗΕΓ, ΗΜΓ και επιταχυνσιόμετρου προκειμένου να μελετηθεί αναλυτικότερα η στατική σταθερότητα (Rubega et al., 2021), όμως δεν μελετάται επαρκώς σε συνδυασμό με ΔΜΓ.

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι η συνδυαστική αξιολόγηση της στατικής σταθερότητας εξετάζοντας την εγκεφαλική και τη μυϊκή δραστηριότητα κατά τη μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες.

1.2. Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της παρούσας έρευνας είναι η συνδυαστική αξιολόγηση της στατικής σταθερότητας εξετάζοντας την εγκεφαλική και της μυϊκή δραστηριότητα κατά τη μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες.

1.3. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος

Το ερευνητικό πρόβλημα, το οποίο διερευνάται στην παρούσα εργασία, είναι η μελέτη της εγκεφαλικής και μυϊκής

δραστηριότητας κατά τη μονοποδική ισορροπία σε ασταθείς επιφάνειες στήριξης, δηλαδή πως και πόσο επηρεάζεται η εγκεφαλική και μυϊκή δραστηριότητα, χρησιμοποιώντας στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες.

1.4. Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις

1.4.1. Ερευνητικά ερωτήματα

A) Υπάρχει διαφοροποίηση στη στατική σταθερότητα κατά την μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες συγκριτικά με το έδαφος;

B) Υπάρχει διαφοροποίηση στην εγκεφαλική δραστηριότητα κατά την μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες συγκριτικά με το έδαφος;

Γ) Υπάρχει διαφοροποίηση στην μυϊκή δραστηριότητα κατά την μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες συγκριτικά με το έδαφος;

1.4.2. Ερευνητικές υποθέσεις

A) Θα υπάρχει διαφοροποίηση στη στατική σταθερότητα κατά την μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες συγκριτικά με το έδαφος.

B) Θα υπάρχει διαφοροποίηση στην εγκεφαλική δραστηριότητα κατά την μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες συγκριτικά με το έδαφος.

Γ) Θα υπάρχει διαφοροποίηση στην μυϊκή δραστηριότητα κατά την μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες συγκριτικά με το έδαφος.

1.5. Μεταβλητές

1.5.1. Ανεξάρτητη μεταβλητή

Η ανεξάρτητη μεταβλητή είναι η διαφοροποίηση της επιφάνειας στήριξης με τη χρήση πέντε διαφορετικών επιφανειών κατά τη μονοποδική ισορροπία ως εξής: έδαφος, αφρώδες στρώμα,

περιστρεφόμενος δίσκος, φουσκωτός δίσκος και ημισφαιρική μπάλα

1.5.2. Εξαρτημένες μεταβλητές

Εξαρτημένες μεταβλητές είναι:

A) Η διαδρομή του κέντρου πίεσης,

B) Η μέση τετραγωνική ρίζα δονησιομυογραφήματος του πρόσθιου κνημιαίου, μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα και έσω κεφαλής γαστροκνημίου,

Γ) Η μέση τετραγωνική ρίζα του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος από τα ηλεκτρόδια C3 (αριστερό ημισφαίριο) και C4,

Δ) Η φασματική πυκνότητα ισχύος κυμάτων άλφα, βήτα και γάμμα του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος από τα ηλεκτρόδια C3 (αριστερό ημισφαίριο) και C4 (δεξιό ημισφαίριο).

1.6. Διευκρίνιση όρων

Ισορροπία: Ισορροπία ορίζεται η κατάσταση στην οποία όλες οι δυνάμεις που ενεργούν στο σώμα δρουν έτσι ώστε το σώμα να τείνει να παραμείνει στην συγκεκριμένη επιθυμητή θέση και προσανατολισμό (στατική ισορροπία) ή να κινείται με ελεγχόμενο τρόπο (δυναμική ισορροπία) (Horak & MacPherson, 1996). Σε συνθήκη ορθοστατικής ισορροπίας, όλες οι δυνάμεις που ενεργούν στο σώμα είναι ισορροπημένες έτσι ώστε το κέντρο μάζας να ελέγχεται σε σχέση με τη βάση στήριξης είτε σε μια συγκεκριμένη θέση είτε κατά τη διάρκεια των κινήσεων (Horak et al., 1997).

Κέντρο μάζας: Στο παγκόσμιο σύστημα αναφοράς, το κέντρο μάζας (KM) ενός σώματος είναι ένα

σημείο, ισοδύναμο της συνολικής μάζας του σώματος. Σε εκείνο το σημείο δηλαδή, η μάζα του σώματος είναι ισοδύναμα κατανεμημένη προς όλες τις κατευθύνσεις και η θέση του ΚΜ μετριέται σε μέτρα (m) (Winter et al., 1995). Η κατακόρυφη προβολή του κέντρου μάζας στο έδαφος καλείται συχνά και το κέντρο βάρους. Στα σώματα που υπόκεινται στη δύναμη της βαρύτητας, το κέντρο μάζας συγχέεται με το κέντρο βάρους (KB), όπου το βάρος του σώματος είναι ομοιόμορφα κατανεμημένο προς όλες τις κατευθύνσεις αντίστοιχα (Winter, 1995).

Κέντρο πίεσης: Κέντρο πίεσης (ΚΠ) είναι το σημείο αναφοράς του διανύσματος της κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους. Αντιπροσωπεύει έναν σταθμισμένο μέσο όρο όλων των πιέσεων, πάνω στην επιφάνεια της περιοχής που έρχεται σε επαφή με το έδαφος. Είναι απόλυτα ανεξάρτητο από το κέντρο μάζας (Winter, 1995).

Σταθερότητα: Ως σταθερότητα ορίζεται η ικανότητα ελέγχου του

εύρους και της ταχύτητας μετατόπισης του κέντρου βαρύτητας (KB) κατά την όρθια στάση (Danis et al, 1998). Όσο μεγαλύτερη είναι η μετατόπιση της γραμμής της βαρύτητας, χωρίς να γίνει ασταθές (ανισόρροπο) ένα αντικείμενο, τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητα του. Όμοια, όσο μεγαλύτερη είναι η εξωτερική δύναμη που μπορεί να εφαρμοστεί στο αντικείμενο χωρίς να βρεθεί σε ανισορροπία, τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητα του (Pollock et al., 2000).

Βάση στήριξης: Σε κατάσταση ισορροπίας, η θέση του κέντρου μάζας και η γραμμή βαρύτητας εμπίπτουν μέσα σε μία περιοχή, η οποία ορίζεται ως βάση στήριξης. Αν η γραμμή βάρους μετατοπιστεί έξω από τη βάση του στήριξης, το αντικείμενο βρίσκεται εκτός ισορροπίας και επέρχεται πτώση (Pollock et al., 2000).

Γραμμή βαρύτητας: Γραμμή βαρύτητας είναι η νοητή κάθετη γραμμή που διέρχεται από το κέντρο βάρους του σώματος προς το κέντρο της Γης (Pollock et al., 2000).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας

2.1. Στατική σταθερότητα

Ο έλεγχος της στατικής σταθερότητας είναι μία από τις σημαντικότερες ικανότητες του ανθρώπου και αποτελεί ένα αναπόσπαστο στοιχείο σχεδόν όλων των κινήσεων του ανθρώπινου σώματος (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002). Η στατική σταθερότητα (stability) είναι το αποτέλεσμα εξισορρόπησης των δυνάμεων που δρουν στο σώμα έτσι ώστε το κέντρο μάζας (KM) να ελέγχεται σε σχέση με τη βάση στήριξης, είτε σε μία συγκεκριμένη θέση (στατική) είτε κατά τη διάρκεια των κινήσεων (δυναμική) (Horak et al., 1997). Επιπλέον, ως στατική σταθερότητα ορίζεται η αντίσταση στη γραμμική ή γωνιακή επιτάχυνση, ή ως η αντίσταση στη διατάραξη της ισορροπίας ενός σώματος. Ακόμη ορίζεται και ως η ικανότητά μας να ελέγχουμε το εύρος και την ταχύτητα μετατόπισης του κέντρου βάρους (KB), ενώ παραμένουμε στην όρθια στάση (Horak et al., 1997; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013).

Η στάση του σώματος και η στατική σταθερότητα συνδέονται μηχανικά. Ο βαθμός ευθυγράμμισης των μελών του σώματος, ή οι επιμέρους μεταβολές της στάσης λόγω αλλαγής της θέσης των μελών, ακόμη και μικρές μετατοπίσεις των οστών, οι οποίες μπορεί να επηρεάσουν ολόκληρο το σκελετικό σύστημα, ή κάποια ανισορροπία μεταξύ των μυϊκών ομάδων, αλλάζουν τη θέση του KB, γεγονός που μπορεί να διαταράξει τη στατική σταθερότητα και εν συνέχεια την ισορροπία του σώματος (Danis et al., 1998; Hall,

2005; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013).

Η διφορούμενη χρήση των όρων και εκφράσεων όπως ισορροπία, στατική σταθερότητα, αστάθεια, συχνά δημιουργούν ασάφεια στην επιστημονική γνώση. Οι όροι ισορροπία και στατική σταθερότητα έχουν διαφορετική σημασία (Kibele et al., 2015). Ωστόσο, η στατική σταθερότητα και η ισορροπία συνδέονται άρρηκτα, ειδικότερα όταν αναφερόμαστε στην έννοια της εξισορρόπησης (equilibrium) των δυνάμεων ή ροπών που ασκούνται στο σώμα. Η εξισορρόπηση περιγράφει μία κατάσταση μηδενικής επιτάχυνσης και καμίας αλλαγής στην ταχύτητα ή την κατεύθυνση του σώματος (Egoyan & Moistsrapishvili, 2013). Η στατική εξισορρόπηση (static equilibrium) είναι μία κατάσταση, κατά την οποία μία ροπή δύναμης που τείνει να το στρέψει αριστερόστροφα εξισορροπείται από μία άλλη ροπή δύναμης (ή ζεύγη ροπών), ίσου μέτρου και αντίθετης φοράς, η οποία τείνει να στρέψει το σώμα δεξιόστροφα. Κατά την στατική εξισορρόπηση όταν μία δύναμη τείνει να κινήσει το σώμα σε μία ευθεία, μία άλλη δύναμη (ή ζεύγη δυνάμεων) ίσου μέτρου και αντίθετης φοράς εφαρμόζεται στο σώμα, επομένως μελετάμε τη γραμμική κίνηση ενός σώματος, αναφερόμαστε σε εξισορρόπηση οριζόντιων και κάθετων δυνάμεων (Bell, 1998).

Έτσι λοιπόν σύμφωνα με τον νόμο της αδράνειας (1ος νόμος του Νεύτωνα) ένα σώμα θα παραμείνει ακίνητο ή θα διατηρήσει μια σταθερή ταχύτητα, εκτός αν επιδράσει στο σώμα αυτό μια εξωτερική δύναμη και αλλάξει η κινητική του κατάσταση. Ένα άτομο το οποίο είναι ακίνητο, ή

κινείται με σταθερή ταχύτητα, ισορροπεί όταν οι συνισταμένες των δυνάμεων σε κάθετο και οριζόντιο άξονα ισούνται με μηδέν, και ταυτόχρονα η συνισταμένη ροπή που παράγεται μέσω των δυνάμεων ισούται επίσης με μηδέν. Γύρω από το ΚΜ του σώματος, το άθροισμα των ροπών που παράγεται από το βάρος των μελών του σώματος είναι μηδενικό. Επομένως, οι ροπές που παράγονται από τις δυνάμεις βάρους και βρίσκονται σε αντίθετες πλευρές του ΚΜ είναι ίσες (όχι όμως απαραίτητα και τα μέτρα των δυνάμεων βάρους στις αντίθετες πλευρές του ΚΜ) (Hall, 2005).

Όλα τα σώματα των οποίων η προβολή του ΚΜ είναι εντός της βάσης στήριξης ισορροπούν, όμως αυτό δεν σημαίνει ότι είναι το ίδιο σταθερά. Η ισορροπία χαρακτηρίζεται σε σταθερή, ασταθής ή ουδέτερη. Ένα σώμα έχει σταθερή ισορροπία (stable equilibrium) όταν είναι ελαφρώς μετατοπισμένο και τείνει να επιστρέψει στην αρχική του θέση εξισορρόπησης, υπό την δράση των δυνάμεων που ασκούνται σε αυτό. Δύο σημαντικές πτυχές της εξισορρόπησης είναι η εσωτερική σταθερότητα (intrinsic stability), δηλαδή η σταθερότητα πολλών μελών του σώματος μεταξύ τους και η απαίτηση για εξωτερική σταθερότητα (extrinsic stability), η οποία αναφέρεται στην σταθερότητα ολόκληρου του σώματος σε σχέση με τη βάση στήριξης του (Bell, 1998).

Μελετώντας τη σταθερότητα, συνήθως υποθέτουμε ότι το στόχος του ελέγχου της ισορροπίας, είναι να ελαχιστοποιήσει την διαδρομή του ΚΜ και του ΚΠ. Αντίθετα, τα μέτρα περιθωρίου ασφαλείας δεν φαίνεται να επιβεβαιώνουν τέτοιες υποθέσεις

ελαχιστοποίησης. Αντίθετα, τα περιθώρια ασφαλείας περιγράφουν πόσο μακριά είναι ένα άτομο από μια ασταθή κατάσταση. Επομένως, όταν λέμε ότι ένα σώμα ισορροπεί δεν εννοούμε απαραίτητα ότι έχει μεγάλο βαθμό σταθερότητας, εννοούμε ότι οι μεταβολές της θέσης του ΚΜ από τις επιδράσεις των δυνάμεων δεν οδηγούν στην προβολή του ΚΜ εκτός της βάσης στήριξης (Patton et al., 2000).

Για το άτομο μικρές προκλήσεις ισορροπίας μπορούν εύκολα να αντισταθμιστούν από συνειδητούς και ασυνειδητούς μηχανισμούς κινητικού ελέγχου. Το άτομο που κινείται θα αντιληφθεί ότι η κατάσταση της κίνησής του είναι σταθερή, ενώ στην πραγματικότητα η κατάσταση ισορροπίας του είναι μετα-σταθερή. Για μεγάλες προκλήσεις ισορροπίας, το άτομο μπορεί να αντιληφθεί ότι η κατάσταση της κίνησής του είναι ασταθής, ενώ περιοδικά πλησιάζει σε ασταθείς καταστάσεις ισορροπίας. Χαρακτηριστική κατάσταση μετασταθερότητας (metastability) είναι το τρέξιμο, το άτομο μετακινείται από μια σχετικά σταθερή κατάσταση (φάση στήριξης) σε μια φάση μυϊκής διαταραχής (φάση ώθησης), για να επιτύχει μια νέα κατάσταση ισορροπίας (επακόλουθη φάση στήριξης). Με την κίνηση αυτή, υπάρχουν συνεχείς διακυμάνσεις του ΚΜ σε σχέση με τη βάση στήριξης, οι οποίες απαιτούν μετασταθερό έλεγχο (Kibele et al., 2015).

2.1.1. Σημασία της στατικής σταθερότητας

Η ανθρώπινη διποδική στάση είναι από τη φύση της μια «ασταθής» κατάσταση, καθώς το ΚΜ κινείται διαρκώς παράγοντας ροπές, ενώ ταυτόχρονα το σώμα ανατροφοδοτείται με διάφορους

τύπους αισθητηριακών πληροφοριών (Horak, 1997). Ο ρόλος αυτής της ταλάντωσης του σώματος δεν είναι πλήρως κατανοητός, αλλά θεωρείται πιθανόν ότι οι κινήσεις χαμηλής συχνότητας αποτελούν μέρος μιας στρατηγικής του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ) για τη διατήρηση του συστήματος ελέγχου της στατικής σταθερότητας σε εγρήγορση (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002).

Κάθε φορά που κινείται ένα άνω ή κάτω άκρο, ακόμα και ένα δάχτυλο, η θέση του ΚΒ μετακινείται έστω και ελάχιστα προς την κατεύθυνση που μετακινήθηκε το μέλος του σώματος (Susan, 2005). Ωστόσο, η ικανότητα διατήρησης του ΚΒ του σώματος μέσα σε ένα συγκεκριμένο όριο υπαγορεύεται από την αποτελεσματικότητα των μηχανισμών ισορροπίας του ατόμου (Raine et al., 2009).

Κατά την όρθια στάση, ακόμα και μικρές αποκλίσεις από την ουδέτερη θέση (θέση μέγιστης ευστάθειας όπου το ΚΜ προβάλλεται στο κέντρο της βάσης στήριξης), έχουν ως αποτέλεσμα τη παραγωγή βαρυτικής ροπής, η οποία ενεργεί προκαλεί επιτάχυνση του ΚΒ αλλά και περαιτέρω απομάκρυνση της θέσης του σώματος από την ουδέτερη θέση (Peterka & Loughlin, 2004). Οι απαιτήσεις της ανθρώπινης στάσης και ο έλεγχος κατά τη διάρκεια της προώθησης και της περιστροφικής κίνησης είναι πρωταρχικού ενδιαφέροντος για την αθλητική απόδοση και τη καθημερινή ζωή (Kibele et al., 2015).

Οι αθλητές για να επιτύχουν δεξιότητες εξισορρόπησης και στατικής σταθερότητας πρέπει να έχουν επαρκή δύναμη, για να στηρίζουν το σώμα και να μεταφέρουν

γρήγορα το βάρος τους στη σωστή θέση τη σωστή στιγμή. Επίσης, είναι σημαντικό να γνωρίζουν τη θέση τους στον χώρο (κιναισθητική επίγνωση), καθώς και να διαθέτουν γρήγορη αντίδραση, συντονισμό, ευκινησία και ευελιξία (Egoyan & Moistsrapishvili, 2013).

Ο έλεγχος της ισορροπίας μπορεί να μεταβληθεί λόγω ηλικιακών ή παθολογικών καταστάσεων, καθώς και λόγω των εσωτερικών και εξωτερικών αποσταθεροποιητικών ερεθισμάτων (διαταραχές) που δέχεται το σώμα. Η εσωτερική διαταραχή αναφέρεται στις εθελοντικές κινήσεις του σώματος, όπως για παράδειγμα η ανύψωση χεριών ή η κάμψη του κορμού εμπρόσθια, δημιουργώντας σοβαρές προκλήσεις στα συστήματα ισορροπίας (Winter, 1995). Οι εξωτερικές διαταραχές, εφαρμόζονται χωρίς τη γνώση του ατόμου και έχουν ως στόχο να θέσουν σε δοκιμασία τις αντιδραστικές ικανότητες του καθώς και την αποτελεσματικότητα των τριών συστημάτων ελέγχου. Σε αυτές τις περιπτώσεις, εσωτερικών και εξωτερικών διαταραχών, δεν μας ενδιαφέρει δηλαδή μόνο η καταγωγή της διαταραχής, αλλά και ο βαθμός ανταπόκρισης του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ), να αποτρέψει την ανισορροπία και την πτώση (Winter, 1995).

Η γήρανση αποτελεί παράγοντα ελάττωσης της στατικής σταθερότητας και αυξάνει τον κίνδυνο πτώσης. Στα αποτελέσματα των Donath και συνεργατών (2016) οι ηλικιωμένοι ($n=20$, 73 ± 6 ετών) εμφάνισαν μεγαλύτερη ταλάντωση στάσης κατά τη διάρκεια όλων των συνθηκών ισορροπίας σε όρθια στάση (1: διποδική στάση σε επιφάνεια αφρού, μάτια ανοιχτά. 2: διποδική

στάση σε σταθερό έδαφος, μάτια κλειστά. 3: διποδική στάση, πόδια σε θέση βηματισμού, σε επιφάνεια αφρού, μάτια ανοιχτά. 4: διποδική στάση, πόδια σε θέση βηματισμού σε σταθερό έδαφος, μάτια κλειστά. 5: μονοποδική στάση, σε σταθερό έδαφος, μάτια ανοιχτά) σε σύγκριση με τους νεαρούς ενήλικες ($n=20$, 24 ± 2). Παρόλο που οι ηλικιωμένοι ενήλικες παρουσιάζουν μικρότερη απόλυτη δύναμη λόγω σαρκοπενίας, σε αυτή τη μελέτη η σχετική μυϊκή δραστηριότητα όλων των μυών της ποδοκνημικής ($p<.001$), του μηρού ($p<.075$) και του κορμού ($p<0.036$) ήταν περίπου δύο έως έξι φορές υψηλότερη από ό,τι στους νεαρούς ενήλικες. Έτσι, οι ηλικιωμένοι είχαν υψηλότερο ηλεκτροφυσιολογικό κόστος για μια δεδομένη εργασία, επομένως μπορούν να θεωρηθούν, από νευρομυϊκή άποψη, λιγότερο αποτελεσματικοί. Σημειώνεται επίσης ότι οι ηλικιωμένοι εμφάνισαν μοτίβα αντίστροφου συντονισμού σε όλες τις συνθήκες στην ποδοκνημική και στον κορμό. Η προπόνηση σταθερότητας μπορεί να βελτιώσει τους εγγενείς παράγοντες κινδύνου πτώσης και κρίνεται απαραίτητη η παρακολούθηση των στρατηγικών προκειμένου να μειωθούν μελλοντικές πτώσεις (Donath et al., 2016).

2.1.2. Κινητικός έλεγχος - Στρατηγικές ελέγχου στατικής σταθερότητας

Η έννοια της στρατηγικής του ορθοστατικού ελέγχου προέκυψε από τους ερευνητές στη προσπάθεια τους να αποδώσουν γενικές, αισθητικές, κινητικές λύσεις στον έλεγχο της στάσης του σώματος. Στην εξήγησή τους όσο αφορά τις στρατηγικές που ακολουθεί το ανθρώπινο σώμα, συμπεριέλαβαν τις μυϊκές συνέργειες,

τα διάφορα πρότυπα κίνησης και τις ροπές που δημιουργούνται στις αρθρώσεις. Για παράδειγμα κατά την προσπάθεια του σώματος να ισορροπήσει σε ελαχιστοποιημένη βάση στήριξης χωρίς υποβοήθηση, παρατηρείται συχνά μία αλληλουχία κινήσεων όπως είναι η ταχεία ανύψωση του βραχίονα. Σκοπός αυτής της επικουρικής κίνησης είναι η δημιουργία μίας αντίθετης περιστροφικής κίνησης του κορμού από αυτή που προκάλεσε την αποσταθεροποιητική ροπή, ενώ αργότερα μετατοπίζεται ακόμη και το ΚΜ ώστε να αποκατασταθεί η ισορροπία. Έτσι λοιπόν σε αρκετά ελαχιστοποιημένη βάση, συνήθως η κινητική αλληλουχία ξεκινάει από τους μύες του κορμού και του ισχίου και όχι από τους μύες της ποδοκνημικής (Nashner, 1982; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002).

Όταν μια ξαφνική διαταραχή προκαλεί το σώμα να ταλαντεύεται, χρησιμοποιούνται διάφορες κινητικές στρατηγικές για να διατηρηθεί το ΚΜ εντός της βάσης στήριξης. Σε ορισμένες περιπτώσεις η βάση στήριξης παραμένει σταθερή σε σχέση με την επιφάνεια στήριξης και ενώ τα πόδια παραμένουν στη θέση τους, το σώμα περιστρέφεται γύρω από τις ποδοκνημικές για να επιστρέψει στην όρθια στάση. Υπάρχουν όμως και περιπτώσεις που η βάση στήριξης μετακινείται ή μεγεθύνεται, όπως για παράδειγμα κάνοντας ένα βήμα ή πιάνοντας ένα στήριγμα με το χέρι ώστε να διατηρηθεί η ισορροπία (Winter, 1995, Kandel et al., 2014).

Βέβαια, ο έλεγχος εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, συμπεριλαμβανομένων των βιομηχανικών, αισθητηριακών και νευρομυϊκών περιορισμών του

ατόμου, αλλά και από τις εξωτερικές επιδράσεις του περιβάλλοντος και των στόχων. Ταυτόχρονα οι εσωτερικοί βιομηχανικοί παράγοντες, όπως ο αριθμός των διαθέσιμων άκρων, το εύρος κίνησης, η δύναμη των μυών που εμπλέκονται στο μηχανικό έργο, οι νευρικοί περιορισμοί (όπως ο βαθμός στον οποίο εστιάζεται η προσοχή του ατόμου), οι ιδιοδεκτικές πληροφορίες και οι μηχανισμοί ελέγχου της δύναμης και της θέσης του σώματος, θα διαμορφώσουν τελικά την αναδυόμενη στρατηγική ορθοστατικού ελέγχου (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002). Ο στατικός έλεγχος μπορεί να είναι είτε αντανakλαστικός, δηλαδή ως απόκριση σε εξωτερικές δυνάμεις οι οποίες τείνουν να εκτοπίσουν το ΚΜ, είτε προληπτικός κατά την αναμονή εσωτερικά δημιουργούμενων αποσταθεροποιητικών δυνάμεων από τις κινήσεις του ίδιου του σώματος (π.χ. αναπνοή) (Horak et al., 1997; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002)

Οι κινητικές ενέργειες έχουν ως στόχο την επαναφορά των κατάλληλων τμημάτων από την θέση που διαπερνά το κατώφλι, δηλαδή την επιθυμητή ήρεμη στάση. Εάν υπάρχουν αποκλίσεις από αυτήν, θα δημιουργηθούν δυνάμεις αντίστασης (έλεγχος της θέσης κατωφλίου), καθώς οι μετατοπίσεις από τη θέση κατωφλίου, θα δημιουργήσουν αλλαγές στο δυναμικό της μεμβράνης των νευρώνων. Η διαφορά αυτή μεταξύ των δύο θέσεων είναι υπεύθυνη για την ενεργοποίηση των νευρομυϊκών στοιχείων και για τις αλληλεπιδράσεις μεταξύ αυτών και του περιβάλλοντος. Αυτά τα στοιχεία, τείνουν να μειώνουν την προκαλούμενη δραστηριότητα και τις αλληλεπιδράσεις, ελαχιστοποιώντας το χάσμα μεταξύ της θέσης κατωφλίου

και της διαταραγμένης θέσης (η αρχή της ελάχιστης αλληλεπίδρασης). Σύμφωνα με αυτή την αρχή, το σύστημα προσπαθεί να μειώσει την επιβαλλόμενη δραστηριότητα φέρνοντας το σώμα σε μια κατάσταση στην οποία ελαχιστοποιούνται όλες οι πιθανές αλληλεπιδράσεις στο σύστημα από τις εξωτερικές δυνάμεις. Αυτή η διαδικασία συνεχίζεται έως ότου οι αποκλίσεις από την όρθια στάση εξαλειφθούν πλήρως είτε μειωθούν σε τέτοιο βαθμό, ώστε η υπολειπόμενη μυϊκή δραστηριότητα να δημιουργεί δυνάμεις που επαρκούν για την εξισορρόπηση των εξωτερικών δυνάμεων. Η αρχή της ελάχιστης αλληλεπίδρασης μπορεί να προκαλέσει αλλαγές στη θέση του κατωφλίου. Προκειμένου να μειωθεί η διαφορά μεταξύ της ήρεμης στάσης και της απομακρυσμένης από αυτή στάση, που ορίζεται από τον κινητικό στόχο, μπορεί να αναγκάσει το σύστημα να προσαρμόσει τη θέση του κατωφλίου (Feldman, 2007; Feldman et al., 2007).

Αναλυτικότερα, στην περίπτωση της στρατηγικής για την ανάκτηση της ισορροπίας επαναφέροντας το ΚΜ στην αρχική θέση του στη βάση στήριξης, όταν η επιφάνεια στήριξης στην οποία στέκεται το άτομο μετακινηθεί προς τα πίσω, το σώμα ταλαντεύεται προς τα εμπρός και η προβολή του ΚΜ κινείται προς τα δάχτυλα των ποδιών. Στη συνέχεια, όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, κατά την αποκατάσταση της στατικής σταθερότητας, το σώμα περιστρέφεται ενεργά γύρω από τις ποδοκνημικές, ως εύκαμπτο ανεστραμμένο εκκρεμές επαναφέροντας το ΚΜ στην αρχική του θέση (στρατηγική ποδοκνημικής). Η στρατηγική του ισχίου, στην οποία το σώμα ασκεί ροπή στα ισχία ώστε να μετακινήσει το ΚΜ του σώματος,

χρησιμοποιείται όταν το άτομο στέκεται σε στενή ή μαλακή επιφάνεια στήριξης, που δεν επιτρέπουν την δημιουργία επαρκούς ροπής από τις ποδοκνημικές, ή όταν το ΚΜ πρέπει να κινηθεί γρήγορα (Horak & Kuo, 2000; Horak, 2006). Μία άλλη στρατηγική, είναι αυτή της διεύρυνσης της βάσης στήριξης. Σε αυτή τη περίπτωση το ΚΜ μετακινείται προς το όριο της βάσης στήριξης. Έτσι το άτομο τη διευρύνει είτε κάνοντας ένα βήμα, τοποθετώντας το πόδι μπροστά από το ΚΜ ώστε να επιβραδύνει την κίνηση του σώματος, ή πιάνοντας ένα στήριγμα επεκτείνοντας έτσι τη βάση με τη βοήθεια του χεριού και του στηρίγματος (Horak & Kuo, 2000; Kandel et al., 2014). Ωστόσο, να σημειωθεί ότι το ΚΜ είναι μία παθητικά ελεγχόμενη μεταβλητή, ενώ το κέντρο πίεσης (ΚΠ) ελέγχεται ενεργητικά. Στην όρθια στάση το ΚΠ ταλαντώνεται σε κάθε πλευρά του ΚΜ έτσι ώστε να το διατηρεί σε μία ασφαλή και σταθερή θέση μεταξύ των δύο ποδιών. Εάν το ΚΠ είναι εμπρόσθια από το ΚΜ, τότε θα επιταχύνει το ΚΜ οπίσθια, εάν το ΚΠ είναι πίσω από το ΚΜ, τότε θα το επιταχύνει εμπρόσθια (Winter et al., 2003).

Οι ροπές για την επίτευξη των παραπάνω στρατηγικών δημιουργούνται από την δραστηριότητα των μυών. Η θέση του ΚΠ έχει άμεση συσχέτιση με τον νευρικό έλεγχο των μυών της ποδοκνημικής. Η αυξημένη δραστηριότητα των πελματιαίων καμπτήρων, μετακινεί το ΚΠ πρόσθια, ενώ η σύσπαση των υψιαστών το μετακινεί πλευρικά. Εφόσον το άτομο στηρίζεται και στα δύο πόδια, το ΚΠ θα βρίσκεται κάπου μεταξύ αυτών, ανάλογα με το σχετικό βάρος που

δέχεται κάθε πόδι. Εντούτοις η δυναμική περιοχή του ΚΠ πρέπει να είναι μεγαλύτερη από εκείνη του ΚΒ, καθώς το ΚΠ πρέπει να κινείται πρόσθια και οπίσθια σε σχέση με το ΚΒ ώστε να αποκαθιστά την ισορροπία. Εάν δεν επαρκεί μία αντισταθμιστική πρόσθια κίνηση του ΚΠ για να αντιστραφεί η γωνιακή ταχύτητα του ΚΜ, τότε ακολουθεί βηματισμός με προβολή του κάτω άκρου προς εμπρός, ώστε να αποφευχθεί η πρόσθια πτώση του σώματος (Winter, 1995).

Όταν το ΚΒ μετακινείται ως προς το προσθοπίσθιο επίπεδο, η όρθια στάση ελέγχεται από την ενεργοποίηση των μυών είτε της ποδοκνημικής είτε του ισχίου, ή με την ταυτόχρονη ενεργοποίησή τους. Η στρατηγική της ποδοκνημικής χαρακτηρίζεται από την ενεργοποίηση των εμπρόσθιων ή οπίσθιων μυών από την περιφέρεια προς το κέντρο, ενώ η στρατηγική των ισχίων περιλαμβάνει την ενεργοποίηση των εμπρόσθιων ή οπίσθιων μυών από το κέντρο προς την περιφέρεια (Frank & Earl, 1990).

Έτσι, οι στρατηγικές ορθοστατικού ελέγχου ποικίλλουν ανάλογα με τους στόχους και το περιβάλλον του ατόμου. Ο έλεγχος της ισορροπίας μπορεί να θεωρηθεί ως μία θεμελιώδης κινητική επιδεξιότητα στην οποία εκπαιδεύτηκε το ΚΝΣ. Η ισορροπία δεν βασίζεται σε ένα σταθερό σύνολο αντανakλαστικών ισορροπίας αλλά σε μια ευέλικτη, λειτουργική και κινητική ικανότητα που μπορεί να προσαρμοστεί με την εκπαίδευση και την εμπειρία (Horak et al., 1997). Έτσι οι στρατηγικές του ορθοστατικού ελέγχου, όπως και κάθε άλλη κινητική δεξιότητα, μπορούν να γίνουν πιο αποδοτικές και αποτελεσματικές με την εκπαίδευση

και την πρακτική εξάσκηση (Pollock et al., 2000).

Σύμφωνα με τα παραπάνω, λαμβάνει χώρα μία σύνθετη διαδικασία κινητικού ελέγχου προκειμένου να διατηρηθεί η καθορισμένη στάση σώματος και κατ' επέκταση η ισορροπία του, να παραμείνει δηλαδή το ΚΒ εντός της βάσης στήριξης (Winter, 1995; Horak et al., 1997; Pollock et al., 2000). Το ανθρώπινο σύστημα ορθοστατικού ελέγχου είναι εξαιρετικά περίπλοκο και περιλαμβάνει αρκετές μηχανικές συνιστώσες, καθώς και πολλαπλά αισθητήρια συστήματα. Αυτοί οι αυτοματοποιημένοι ενεργοί μηχανισμοί ελέγχου, συμβάλλουν στη δημιουργία μίας διορθωτικής ροπής, για την αντιμετώπιση της αποσταθεροποιητικής βαρυτικής ροπής, και την επαναφορά του σώματος σε σταθερότερη στάση (Lauk et al., 1998; Peterka & Loughlin, 2004).

Σε αυτό το σημείο δημιουργούνται ερωτήματα για τον τρόπο με τον οποίο επιλέγονται οι παραπάνω απαντήσεις από τα συστήματά μας. Υπάρχουν μελέτες οι οποίες αναλύουν με ποιο τρόπο επιλέγονται αυτές οι στρατηγικές (Collins & De Luca, 1993; Feldman, 2007; Feldman et al., 2007; Kiemel et al., 2011; Hwang et al., 2016).

2.1.3. Επιλογή στρατηγικής ελέγχου της στατικής σταθερότητας

Στο προηγούμενο υποκεφάλαιο παρουσιάστηκαν διάφορες στρατηγικές ελέγχου που επιλέγει το άτομο για να διατηρήσει την όρθια στάση. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι ο έλεγχος κατωφλίου από μόνος του δεν λύνει το πρόβλημα επιλογής με τέτοιο τρόπο ώστε το νευρικό

σύστημα να επιλέγει μια μοναδική ενέργεια από πολλές πιθανές ενέργειες (Feldman, 2007; Feldman et al., 2007). Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, ο έλεγχος εξαρτάται από πολλούς παράγοντες. Για παράδειγμα στη περίπτωση της βάσης στήριξης, σε μία μεγάλη επιφάνεια επικρατεί η στρατηγική ποδοκνημικής ως απόκριση σε μικρές διαταραχές και αργής κίνησης, ενώ σε μια μικρότερη επιφάνεια λαμβάνει δράση η στρατηγική ισχίου ως απόκριση σε μεγαλύτερες διαταραχές και γρήγορης κίνησης. Το γεγονός αυτό δημιουργεί ερωτήματα στους ερευνητές για την μηχανιστική βάση των αλλαγών από την μία στρατηγική στην άλλη και του τρόπου επιλογής μίας και μοναδικής ενέργειας (Nashner & McCollum, 1985; Collins & De Luca, 1993; Kiemel et al., 2011; Hwang et al., 2016).

Μέσω της στατιστικής μηχανικής αναπτύσσονται και εφαρμόζονται μαθηματικές τεχνικές για την ανάλυση σταθερογράμματος (stabilograms). Η διατήρηση της όρθιας στάσης θα μπορούσε να θεωρηθεί, εν μέρει, ως μια στοχαστική διαδικασία. Αυτή η προσέγγιση δίνει πολύτιμες πληροφορίες μέσω των γραφημάτων σταθερότητας για τους μηχανισμούς ελέγχου. Οι Collins & De Luca (1993), πρότειναν ένα μοντέλο ανάλυσης διάχυσης του γραφήματος σταθερότητας (stabilogram diffusion function, SDF), που παρέχει ένα ποσοτικό στατιστικό μέτρο των φαινομενικά τυχαίων διακυμάνσεων των τροχιών του ΚΠ κατά τη διάρκεια της όρθιας στάσης (Horak, 1991). Οι συντελεστές διάχυσης (D_{ji}) αντικατοπτρίζουν το επίπεδο της στοχαστικής δραστηριότητας του ΚΠ πλευρικά και προσθιοπίσθια. Αυτά τα μέτρα μπορούν επομένως να

χρησιμοποιηθούν για την ποσοτικοποίηση της αστάθειας. Όσο αυξάνεται ο συντελεστής, τόσο λιγότερο αυστηρά είναι ρυθμισμένο το σύστημα ελέγχου και αντίστροφα. Κατά τη δημιουργία γραφημάτων των μέσων σταθερογραφημάτων-διάχυσης (averaged stabilogram-diffusion plots), δηλαδή γραφημάτων μέσης τετραγωνικής μετατόπισης του ΚΠ συναρτήσει του χρόνου, συγκρίνοντας τις προσπάθειες του ίδιου ατόμου στη μελέτη των Collins & De Luca (1993), παρουσιάζεται υψηλή μεταβλητότητα μεταξύ των προσπαθειών, όμως προκύπτει ένα συνεπές μοτίβο σε κάθε άτομο.

Αναλύοντας τα γραφήματα σταθερότητας ως κλασματική κίνηση Brown (στοχαστική ανάλυση), αποκαλύπτονται τουλάχιστον δύο ευδιάκριτα διαφορετικοί μηχανισμοί νευρομυϊκού ελέγχου κατά τη διάρκεια της ουδέτερης στάσης. Το σύστημα ανοιχτού βρόχου, το οποίο λειτουργεί βραχυπρόθεσμα και χωρίς ανατροφοδότηση, καθώς και το σύστημα κλειστού βρόχου το οποίο παρέχει ανατροφοδότηση σε μακροπρόθεσμα διαστήματα (Collins & De Luca, 1993; Collins et al., 1995; Horak, 1997). Κατά τη διάρκεια των βραχυπρόθεσμων διαστημάτων (περίπου 1 δευτερόλεπτο), το ΚΠ τείνει να απομακρυνθεί από ένα σχετικό σημείο σταθερότητας και οι αποκλίσεις είναι στατιστικά πιο πιθανό να ακολουθούνται από αποκλίσεις προς την ίδια κατεύθυνση (persistence). Έτσι ενεργοποιείται ο μηχανισμός ανοιχτού βρόχου. Κατά τη διάρκεια μεγάλων χρονικών διαστημάτων, το ΚΠ τείνει να επιστρέφει σε ένα σχετικό σημείο ισορροπίας, δηλαδή σε αποκλίσεις προς μία κατεύθυνση που είναι στατιστικά πιο πιθανό να

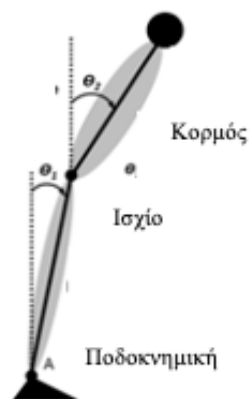
ακολουθούνται από επακόλουθες αποκλίσεις προς την αντίθετη κατεύθυνση (anti-persistence), αντανakλώντας έναν μηχανισμό ελέγχου κλειστού βρόχου.

Η απάντηση στο ερώτημα για το πως το σώμα μας αποφασίζει να επιλέγει από τη μία στρατηγική στην άλλη, φαίνεται να είναι η ύπαρξη του συστήματος κλειστού βρόχου (ανατροφοδότησης), το οποίο χρησιμοποιεί ανατροφοδότηση για τη σύγκριση της πραγματικής με την επιθυμητή συμπεριφορά. Το σύστημα αυτό έχει την ικανότητα να υπολογίζει το σφάλμα μεταξύ αυτών των δύο και να δίνει διορθωτικές ενέργειες. Για να μελετηθεί η λειτουργία του συστήματος κλειστού βρόχου, θα πρέπει να διαχωρίσουμε τα στοιχεία που το διέπουν (Collins & De Luca, 1993; Kiemel et al., 2011; Hwang et al., 2016).

Οι Hwang και συνεργάτες (2016), χρησιμοποίησαν την τεχνική joint input (νευρομυϊκή δραστηριότητα)–output (γωνίες μελών) (JIO) (Kiemel et al., 2011), με στόχο να “ανοίξουν” τον βρόχο και να διερευνηθούν οι αλλαγές στο σύστημα κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης. Η μελέτη αυτή βασίζεται στα ανατροφοδοτικά συστήματα, τα οποία ελέγχουν την ισορροπία (οπτικό, ιδιοδεκτικό και αιθουσαίο) και εάν αφαιρεθεί όλη η αισθητηριακή είσοδος πληροφοριών από αυτά τα συστήματα, δεν είναι δυνατή η όρθια στάση. Για παράδειγμα, τα άτομα με αμφοτερόπλευρη αιθουσαία απώλεια, δεν μπορούν να παραμείνουν σε όρθια στάση όταν αφαιρείται η οπτική και η ιδιοδεκτική είσοδος πληροφοριών, εφόσον δεν μπορούν να βασιστούν στο αιθουσαίο σύστημα.

Στη μελέτη των προαναφερόμενων ερευνητών, οι συμμετέχοντες (10 άντρες και 10 γυναίκες 21.5 ± 2.5 ετών) δέχονταν ταυτόχρονα διαταραχές από δύο ανεξάρτητες μηχανικές (διαταραχές στη περιοχή των ωμοπλάτων και της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης) και δύο ανεξάρτητες αισθητηριακές διαταραχές (ιδιοδεκτικού και οπτικού συστήματος), ενώ στέκονταν σε μια κανονική και σε μία μικρή επιφάνεια στήριξης (50% του μήκους των ποδιών χωρίς υποστήριξη στα δάχτυλα) για 240 δευτερόλεπτα επί πέντε προσπάθειες. Καταγράφηκαν κινηματικά δεδομένα από τον ώμο, το ισχίο, το γόνατο και το πόδι και η ηλεκτρομυογραφική καταγραφή από

11 μύες συνολικά από τον κορμό, το ισχίο και την ποδοκνημική (2400Hz). Η πιο αξιοσημείωτη διαφορά μεταξύ των επιφανειών στήριξης εμφανίστηκε στην συνάρτηση συχνότητας απόκρισης κλειστού βρόχου ($H_{vy}(f)$), μεταξύ της οπτικής διαταραχής και των γωνιών του



Εικόνα 2.1. Η γωνία μηρού-κνήμης (θ_1) και η γωνία του κορμού (θ_2), σε σχέση με τον κατακόρυφο άξονα, προσδιορίστηκαν από την προσθιοπίσθια και κατακόρυφη μετατόπιση του ώμου, του ισχίου, της ποδοκνημικής και του άκρου ποδιού (Hwang et al., 2016).

κορμού και κάτω άκρου από τον κατακόρυφο άξονα (Εικόνα 2.1.).

Στην υψηλότερη συχνότητα οπτικής διαταραχής και όταν το άτομο στέκεται σε κανονική βάση στήριξης, παρατηρείται η κυριαρχία του κορμού έναντι των κάτω άκρων (δηλαδή ο κορμός οδηγεί τα κάτω άκρα). Όμως με την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης και με την ίδια συχνότητα οπτικής διαταραχής, αντιστρέφεται αυτή η στρατηγική και κυριαρχούν τα κάτω άκρα έναντι του κορμού (δηλαδή τα κάτω άκρα οδηγούν τον κορμό).

Η αντιστροφή της στρατηγικής μεταξύ κορμού και κάτω άκρων με την αλλαγή της βάσης στήριξης, οφείλεται στο ότι η οπτική διαταραχή έχει διαφορετική βαρύτητα για την νευρομυϊκή δραστηριότητα των μυών της ποδοκνημικής από ότι του ισχίου. Προκύπτει ότι η αισθητική πληροφορία έχει διαφορετική σημασία μεταξύ των μυών, όταν αναφερόμαστε σε αλλαγές της βάσης στήριξης (Hwang et al., 2016). Συνεπώς ο ορθοστατικός έλεγχος αποτελεί μία σύνθετη ικανότητα που βασίζεται στην αλληλεπίδραση δυναμικών, αισθητικών και κινητικών διεργασιών (Horak, 2006).

Ωστόσο, περιγράφεται με όρους κινητικής, κινηματικής και από μυϊκές συνέργειες, όμως δεν είναι αυτά που καθορίζουν τις στρατηγικές ελέγχου. Κατά τον έλεγχο της σωματικής στάσης, το νευρικό σύστημα είναι αυτό που ελέγχει τη σύσπαση και τη χαλάρωση των μυών (Horak & MacPherson, 1996). Καθίσταται εμφανές λοιπόν το γεγονός ότι όσο αναφερόμαστε στην ανθρώπινη ισορροπία, εκτός από τα αμιγώς μηχανικά στοιχεία, θα πρέπει να λάβουμε υπόψη και τους

νευρομυϊκούς παράγοντες, προκειμένου αυτές οι αρχές να έχουν λειτουργική εφαρμογή στην ανθρώπινη ισορροπιστική συμπεριφορά.

2.1.4. Συστήματα ελέγχου στατικής σταθερότητας

Αν και ένας μεγάλος αριθμός δομών στον εγκέφαλο σχετίζεται με την ισορροπία, οι πιο συχνά εμπλεκόμενες δομές είναι η παρεγκεφαλίδα, τα βασικά γάγγλια, τον θάλαμο, τον ιππόκαμπο, τον κατώτερο βρεγματικό φλοιό και τις περιοχές του μετωπιαίου λοβού. Τα ευρήματα που σχετίζονται με την δυναμική ισορροπία, είχαν ως περιοχές ενδιαφέροντος την παρεγκεφαλίδα και το εγκεφαλικό στέλεχος. Σε μελέτες που μέτρησαν τη δυναμική σε σχέση με τη στατική ισορροπία, τα ευρήματα επικεντρώθηκαν στις μετωπιαίες, ινιακές και βρεγματικές περιοχές (Surgent et al., 2019).

Οι δομές του εγκεφάλου, λαμβάνουν πληροφορίες από τρία κύρια φυσιολογικά συστήματα ελέγχου της ισορροπίας, το σωματοαισθητικό (ιδιοδεκτικό), το οπτικό και το αιθουσαίο. Τα συστήματα αυτά συμβάλουν ξεκάθαρα στον έλεγχο της στάσης, καθώς πολυάριθμες μελέτες έχουν δείξει ότι η διέγερση ή φθορά του ιδιοδεκτικού (Nashner, 1982; Winter, 1995; Horak, 2006; Abrahamová et al., 2007; Mancini & Horak, 2010; Tse et al., 2013; Hammami et al., 2014; Han et al., 2015; Macedo et al., 2015; Sprenger et al., 2020; Cheung & Schmuckler, 2021; Fujio, & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021), του οπτικού (Berthoz et al., 1979; Nashner, 1982; Winter, 1995; Wade & Jones, 1997; Danis et al., 1998; Horak,

2006; Mancini & Horak, 2010; Tse et al., 2013; Hammami et al., 2014; Macedo et al., 2015; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Sprenger et al., 2020; Cheung & Schmuckler, 2021; Palazzo et al., 2021; Nieto-Guisado et al., 2022) και του αιθουσαίου (Nashner, 1982; Winter, 1995; Danis et al., 1998; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Macedo et al., 2015; Sprenger et al., 2020;) μπορεί να προκαλέσει αύξηση ταλάντωσης του σώματος.

Οι ιδιοδεκτικοί υποδοχείς ανιχνεύουν τον προσανατολισμό των ποδιών σε σχέση με την βάση στήριξης. Αυτό το σύστημα παίζει ουσιαστικό ρόλο στην ισορροπία και η ιδιοδεκτικότητα της ποδοκνημικής είναι αδιαμφισβήτητη η πιο σημαντική (Nashner, 1982; Han et al., 2015; Cheung & Schmuckler, 2021). Η όρθια στάση διατηρείται με ταχείες, αντισταθμιστικές αντιδράσεις, που προκαλούνται από τις τοπικές σωματοαισθητικές πληροφορίες, μέσω της επαφής με το έδαφος (επιφάνεια στήριξης), ανταποκρινόμενες στις κινήσεις των ποδιών σε σχέση με τη βάση στήριξης. Έτσι η είσοδος των σωματοαισθητικών πληροφοριών, από την διεπιφάνεια στήριξης, είναι ιδιαίτερα σημαντική για τη δημιουργία αυτόνομων ρυθμίσεων της στάσης του σώματος (Nashner, 1982; Cheung & Schmuckler, 2021).

Τα αισθητήρια όργανα του οπτικού συστήματος ανιχνεύουν τον χωρικό προσανατολισμό της κεφαλής σε σχέση με το περιβάλλον. Ο συνδυασμός της κίνησης των ματιών σε όμοια κατεύθυνση με την κίνηση είναι σημαντικός για τη διατήρηση της όρθιας στάσης (Berthoz et al., 1979; Nashner, 1982; Wade & Jones, 1997).

Το σωματοαισθητικό και το οπτικό σύστημα παρέχουν πληροφορίες σχετικά με τον προσανατολισμό του σώματος και του κεφαλιού σε σχέση με τις επιφάνειες και τα αντικείμενα του εξωτερικού περιβάλλοντος (Nashner, 1982; Pollock et al., 2000).

Το αιθουσαίο σύστημα ανιχνεύει αποκλίσεις του προσανατολισμού της κεφαλής ως προς το έδαφος (Peterka, 2001). Ταυτόχρονα παρέχει άμεσες πληροφορίες στους σταθεροποιητικούς μύες, αν και στις περισσότερες φυσιολογικές καταστάσεις, η επίδραση του αιθουσαίου στην παροχή μηνυμάτων είναι μικρότερη από εκείνη του σωματοαισθητικού συστήματος (Nashner, 1982; Horak, 2006).

Οι πληροφορίες από όλα αυτά τα συστήματα ερμηνεύονται από το κεντρικό νευρικό σύστημα σύμφωνα με μία εσωτερική αναπαράσταση της κινητικής, αισθητηριακής και δυναμικής κατάστασης του σώματος (Horak & MacPherson, 1996). Σύμφωνα με τις αναφορές των Horak και MacPherson (1996), το σύστημα ελέγχου της στάσης του σώματος, περιλαμβάνει όλες τις αισθητικοκινητικές και μυοσκελετικές συνιστώσες, οι οποίες εμπλέκονται στον έλεγχο δύο σημαντικών στόχων συμπεριφοράς, του ορθοστατικού προσανατολισμού και της ορθοστατικής ισορροπίας. Ο ορθοστατικός προσανατολισμός είναι η θέση των τμημάτων του σώματος σε σχέση με άλλα τμήματα και με το περιβάλλον. Οι Peterka, (2001) και Horak, (2006), ανέφεραν ότι οι αισθητηριακές πληροφορίες από αυτά τα συστήματα πρέπει να είναι ολοκληρωμένες, ώστε να μπορούν να ερμηνεύσουν τις πολύπλοκες καταστάσεις του περιβάλλοντος.

Καθώς τα άτομα αλλάζουν αισθητήριο περιβάλλον, πρέπει να προσαρμόσουν τη σχετική τους εξάρτηση ως προς κάθε μία από τις αισθήσεις. Σε ένα καλά φωτισμένο περιβάλλον και με σταθερή βάση στήριξης, τα υγιή άτομα βασίζονται κατά 70% στο σωματοαισθητικό, κατά 10% στο οπτικό και κατά 20% στο αιθουσαίο σύστημα.

Με την αναφορά τους οι Peterka & Loughlin (2004), επισήμαναν ότι οι μηχανισμοί ελέγχου ανατροφοδότησης, έχουν σημαντικό ρόλο στη δημιουργία μίας αντιβαρυντικής ροπής για την εξουδετέρωση της ροπής της βαρύτητας. Αυτή η αντιβαρυντική δραστηριότητα αποτελεί το μεγαλύτερο μέρος της απόδοσης του σωματοαισθητικού συστήματος κατά την όρθια στάση. Αυτό επιτυγχάνεται με την ενεργοποίηση των μυών του ατόμου από το κινητικό σύστημα, για την παραγωγή ροπών στις αρθρώσεις, που αντισταθμίζουν τις αποσταθεροποιητικές επιδράσεις των βαρυντικών δυνάμεων στα διάφορα τμήματα του σώματος. Ο προσανατολισμός των αρθρώσεων γίνεται σε σχέση με το διάνυσμα της βαρύτητας, δηλαδή η στιγμιαία στάση μας, καθορίζει πόση ροπή απαιτείται για την αντιμετώπιση της βαρύτητας (Mergner & Rosemeier, 1998).

2.1.5. Παράγοντες που επηρεάζουν τη στατική σταθερότητα

Το ανθρώπινο σώμα βρίσκεται διαρκώς σε μία κατάσταση ασταθούς ισορροπίας. Όπως αναφέρθηκε, το σώμα μας είναι εξοπλισμένο με ένα φυσιολογικό σύστημα ελέγχου ισορροπίας, το οποίο ανιχνεύει και προβλέπει την απειλή στη σταθερότητά του και ενεργοποιεί τους μηχανισμούς ελέγχου της ισορροπίας,

παράγοντας τις κατάλληλες μυϊκές δυνάμεις, οι οποίες «εξουδετερώνουν» όλες τις εξωτερικές δυνάμεις που δρουν στο σώμα, έτσι ώστε το ΚΜ να ελέγχεται ορθά, να εξουδετερώνει τους παράγοντες διαταραχής και να αποτρέπει την πτώση του (Horak et al., 1997; Pollock et al., 2000). Η ισορροπία δεν είναι μια συγκεκριμένη θέση, αλλά ένας χώρος ο οποίος καθορίζεται από το μέγεθος της βάσης στήριξης (όπως αυτή ορίζεται από την επιφάνεια που δημιουργούν τα πόδια κατά την όρθια στάση), καθώς και τους περιορισμούς στο εύρος κίνησης των αρθρώσεων, τη μυϊκή δύναμη και τις αισθητηριακές πληροφορίες που διατίθενται για την ανίχνευση των ορίων σταθερότητας (Horak, 2006; Henry & Baudry, 2019; Cheung & Schmuckler, 2021).

Η "βάση στήριξης" ή "περιοχή στήριξης", ορίζεται ως το πιθανό εύρος της διαδρομής του ΚΠ, του σημείου εφαρμογής της κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους (Hof et al., 2005). Η ισορροπία του σώματος βασίζεται σε αυτή την οριοθετημένη περιοχή. Οι Horak & MacPherson, (1996) όρισαν τη βάση στήριξης σε όρθια θέση ως ένα τρισδιάστατο τετράπλευρο που οριοθετείται από τις φτέρνες και τα δάχτυλα των ποδιών, και περιορίζεται από τα σημεία διεπαφής των μελών του σώματος και της επιφάνειας στήριξης. Ο Hof και συνεργάτες (2005) επισήμαναν ότι, ακόμα και αν το ΚΜ είναι πάνω από τη βάση στήριξης, η ισορροπία μπορεί να είναι αδύνατη εάν το άνωσμο της ταχύτητας του ΚΜ έχει κατεύθυνση προς το εξωτερικό της βάσης στήριξης. Επίσης είναι δυνατό και το αντίστροφο, ακόμα και αν το ΚΜ είναι εκτός της βάσης στήριξης, αλλά η ταχύτητα του ΚΜ έχει κατεύθυνση

προς το εσωτερικό αυτής, τότε ίσως επιτευχθεί ισορροπία.

Σύμφωνα με τον Δεύτερο Νόμο του Νεύτωνα (νόμος της επιτάχυνσης), κάθε φορά που μία δύναμη επιδρά σε ένα σώμα, προκαλεί επιτάχυνση του σώματος, το μέτρο της οποίας είναι ανάλογο της δύναμης και αντιστρόφως ανάλογο της μάζας του σώματος, με την κατεύθυνση μετατόπισης του σώματος να είναι ίδια με αυτή της εξωτερικής δύναμης. Επομένως, όταν η γραμμή δράσης του βάρους ενός σώματος κινείται έξω από τη βάση στήριξης παύει να ισχύει η συνθήκη ισορροπίας στο ΚΒ, και έτσι δημιουργείται μία ροπή μέσω της βαρύτητας που τείνει να προκαλέσει γωνιακή κίνηση του σώματος, διαταράσσοντας τελικά την ισορροπία (Susan, 2005).

Ο βαθμός στατικής σταθερότητας καθορίζεται από ορισμένους μηχανικούς παράγοντες. Ένας βασικός παράγοντας είναι το μέγεθος της βάσης στήριξης. Αρκετές μελέτες δείχνουν ότι η στάση σε μία μεγάλη βάση στήριξης χαρακτηρίζεται από υψηλή σταθερότητα (χαμηλή κινητικότητα), τότε θα είναι μικρότερες οι πιθανότητες να κινηθεί το ΚΒ έξω από αυτή τη βάση. Αντίστροφα, εάν μειώσουμε τη βάση στήριξης, το ΚΒ υπόκειται σε ευκολότερη μετατόπιση εκτός του άξονα της γραμμής δράσης του βάρους, συνθήκη που επιφέρει ανισορροπία στο σώμα (Danis et al., 1998; Hof et al., 2005; Horak, 2006; Chien et al., 2012; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Tse et al., 2013; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Cheung & Schmuckler, 2021, Paderi et al., 2022). Συγκεκριμένα ο Danis και συνεργάτες (1998), επιβεβαιώνουν ότι περιορίζοντας τη βάση της

στήριξης, το άτομο είναι πιο πιθανό να ταλαντώνεται ή και να εφαρμόσει τη στρατηγική βηματισμού, ώστε να μην επιτρέψει την απώλεια της ισορροπίας του και να αποφύγει μια ενδεχόμενη πτώση. Παράλληλα, η κατανομή του βάρους με πιο ομοιόμορφο τρόπο ως προς την βάση στήριξης, ίσως και να αποτρέπει τον βηματισμό προκειμένου να διατηρηθεί η όρθια στάση.

Μελετώντας το μέγεθος της βάσης στήριξης και πως αυτό επηρεάζει τη στατική σταθερότητα, οι συμμετέχοντες (13 χορευτές μπαλέτου, ηλικίας $22,4 \pm 2,5$ ετών), αξιολογήθηκαν ως προς τη σταθερότητά τους, κατά την ανυπόδητη ακροστασία και κατά την ακροστασία με το ειδικό υπόδημα του κλασσικού χορού γνωστό ως *pointe*. Η διαδικασία της μέτρησης περιλάμβανε 10 προσπάθειες στατικής ισορροπίας σε ακροστασία χωρίς υπόδημα (ανυπόδητη ακροστασία) και σε ακροστασία με υποδήματα κλασσικού χορού *pointe* (10 δευτ. κάθε προσπάθεια, με διάλειμμα 2 λεπτών μεταξύ προσπαθειών). Η συλλογή των δεδομένων πραγματοποιήθηκε μέσω της δοκιμασίας Vestibule της εφαρμογής Balance Test YMED (διαθέσιμο από την Google Play Store™ για smartphone με λογισμικό Android). Η εφαρμογή Balance Test YMED, αξιοποιεί τα ενσωματωμένα επιταχυνσιόμετρα του κινητού τηλεφώνου για τη συλλογή δεδομένων με βάση τον προσανατολισμό του σώματος σε ογδοημόρια καρτεσιανού συστήματος συντεταγμένων. Αυτή προσφέρει δεδομένα για τη συνολική βαθμολογία ισορροπίας, για το άθροισμα των σημείων της διαδρομής του σώματος σε κάθε ογδοημόριο, τη μέγιστη απόσταση του σώματος από

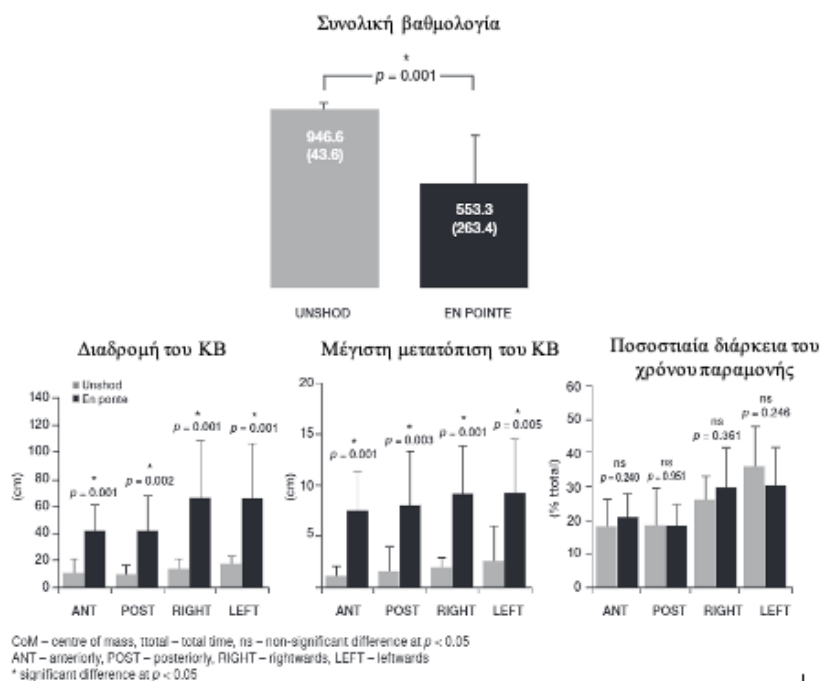
την αρχική θέση όπως αυτή ορίζεται κατά τη διαδικασία βαθμονόμησης, και την ποσοστιαία διάρκεια παραμονής σε κάθε ένα ογδοημόριο.

Η συνολική βαθμολογία δηλώνει σημαντικά χαμηλότερη σταθερότητα της ισορροπίας ($p < 0.05$) στη συνθήκη *pointe* συγκριτικά με την ανυπόδητη ακροστασία (Εικ. 2.3.) Κατά την ακροστασία με υπόδημα *pointe*, η διαδρομή του KB και η μέγιστη μετατόπισή του από την αρχική θέση αυξάνονται σημαντικά ($p \leq 0.05$), συστηματικά σε όλα τα ογδοημόρια προσανατολισμού του KB, χωρίς σημαντική αλλαγή ($p > 0.05$) στην ποσοστιαία διάρκεια του χρόνου παραμονής σε κάθε ογδοημόριο (Εικόνα 2.2.) (Paderi et al., 2022).

Η χρήση ασταθών επιφανειών, όπως η χρήση αφρώδους στρώματος, μπορεί να αυξήσει την ταλάντωση του σώματος, εφόσον μειώνεται η αποτελεσματικότητα της εισόδου των σωματοαισθητικών πληροφοριών και έτσι το άτομο πρέπει να βασιστεί στις πληροφορίες από το οπτικό και αιθουσαίο σύστημα (Tse et al., 2013; Sprenger et al., 2020; Fujio, & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021).

Η σχηματική τοποθέτηση των ποδιών επηρεάζει τη σταθερότητα του σώματος. Για παράδειγμα, ο προσανατολισμός των ποδιών στις 30° οδήγησε σε μεγαλύτερη μετατόπιση του ΚΠ σε σχέση με τον παράλληλο προτιμώμενο προσανατολισμό των ποδιών, καθώς δημιουργούνται περιστροφικές δυνάμεις τόσο στο ισχίο όσο και στη ποδοκνημική (Kirby et al., 1987; Azzi et al., 2017).

Ένας άλλος παράγοντας, είναι το ύψος του ΚΜ του σώματος πάνω από τη βάση στήριξης.



Εικόνα 2.2. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της συνολικής βαθμολογίας στατικής σταθερότητας σε ανυπόδητη ακροστασία (γκρι μπάρες) και με υποδήματα pointe (μαύρες μπάρες) (Anterior=πρόσθια, posterior=οπίσθια, right=δεξιά, left=αριστερά) (Figure 3: Paderi et al., 2022).

Σε ψηλότερο σημείο του KB, ενδέχεται να αναπαραχθεί μεγαλύτερη ροπή και να διαταράξει την ισορροπία του σώματος, ενώ όσο το KB χαμηλώνει, αυξάνεται η σταθερότητα του (Susan, 2005; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Cheung & Schmuckler, 2021). Επιπλέον, χαμηλή κινητικότητα υπάρχει σε σώματα με μεγαλύτερη μάζα σώματος, καθώς είναι δυσκολότερο να υποστούν μεγάλες αλλαγές στη κινητική τους κατάσταση (Pollock et al., 2000; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Cheung & Schmuckler, 2021).

Σημαντικός ρόλο έχει και η κάθετη προβολή του KM στα όρια της βάσης στήριξης. Όσο η προβολή του KM πλησιάζει πιο κοντά στο κέντρο της βάσης στήριξης, τόσο αυξάνεται η

σταθερότητα του σώματος. Αντιθέτως, όσο πλησιάζει η γραμμή του KM στα όρια της βάσης στήριξης, τόσο αυξάνεται η αστάθεια του. Επιπρόσθετα, η τριβή μεταξύ του σώματος και της βάσης στήριξης επηρεάζει τη σταθερότητα, έτσι σε συνθήκη με μεγαλύτερη τριβή αυξάνεται η σταθερότητα και αντιθέτως όσο μειώνεται η τριβή αυξάνεται η αστάθεια. Αξιοσημείωτη είναι η εμπλοκή της σωματικής μορφολογικής διάπλασης στη στατική σταθερότητα, εφόσον το KB ενός απόλυτα συμμετρικού αντικειμένου, ομοιογενούς πυκνότητας, άρα ομοιογενούς κατανομής μάζας και βάρους, βρίσκεται στο γεωμετρικό κέντρο του σώματος επομένως αυξάνεται η στατική σταθερότητά του. Όταν όμως η κατανομή της μάζας δεν είναι σταθερή το KB

μετατοπίζεται στη κατεύθυνση εκείνη της μεγαλύτερης μάζας. Φυσικά είναι εφικτό το KB ενός σώματος να βρίσκεται έξω από το σώμα. Η γραμμή βαρύτητας είναι η γραμμή δράσης του βάρους που απεικονίζεται ως μία κατακόρυφη γραμμή που προβάλλει προς τα κάτω από το KB (Pollock et al., 2000; Allard et al., 2001; Horak, 2006; Egoyan & Moistrapishvili, 2013).

Μία αρκετά μεγάλη πρόκληση της στατικής σταθερότητας είναι η είσοδος οπτικών πληροφοριών. Μελέτες δείχνουν αύξηση της αστάθειας με το κλείσιμο των ματιών (Mancini & Horak, 2010; Tse et al., 2013; Hammami et al., 2014; Macedo et al., 2015; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Sprenger et al., 2020; Cheung & Schmuckler, 2021; Palazzo et al., 2021; Nieto-Guisado et al., 2022).

Τα συστήματα ελέγχου της ισορροπίας, όπως όλα τα συστήματα του ανθρώπου, υπόκεινται σε φθορά ή εκφύλιση λόγω διαφόρων παραγόντων όπως η ηλικία ή η παρουσία κάποιας ασθένειας. Αναφέρθηκε και σε προηγούμενη ενότητα η συμβολή του ιδιοδεκτικού συστήματος στην ισορροπία. Πρόκειται για την κύρια πηγή πληροφοριών για τον έλεγχο της στάσης. Τα ακριβή σήματα ιδιοδεκτικότητας από τους μύες των ποδιών, οφείλονται στην εξαιρετική ευαισθησία τους να ανιχνεύουν την ταλάντευση του σώματος κατά τη διάρκεια της όρθιας στάσης. Αυτό οφείλεται κυρίως στις διακυμάνσεις στο λειτουργικό μήκος των μυών του ποδιού, που προκαλούνται από περιστροφές γύρω από την άρθρωση της ποδοκνημικής. Η ηλικία σχετίζεται με τον έλεγχο της ισορροπίας (Winter, 1995; Horak,

2006; Abrahamová et al., 2007; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Henry & Baudry, 2019; Fujio, & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021), όσο αυξάνεται η ηλικία παρατηρούνται αλλοιώσεις των μυϊκών ατράκτων και στα νευρικά τους μονοπάτια και έτσι προκαλούν μείωση της ευαισθησίας, της οξύτητας και της ενσωμάτωσης του ιδιοδεκτικού σήματος. Αυτές οι φθορές οδηγούν σε αλλαγές στον έλεγχο της στάσης και ως εκ τούτου μπορεί να έχουν επιβλαβείς συνέπειες για τη λειτουργική ανεξαρτησία ενός ατόμου (Henry & Baudry, 2019). Η χρόνια αιθουσαία δυσλειτουργία μπορεί να προκαλέσει μείωση στη στατική σταθερότητα, ιδιαίτερα σε συνθήκες που απομονώνεται το οπτικό σύστημα (κλειστά μάτια), ή το ιδιοδεκτικό (χρήση αφρού) (Danis et al., 1998; Macedo et al., 2015; Sprenger et al., 2020).

2.2. Εγκεφαλική δραστηριότητα κατά τη διατήρηση της όρθιας στάσης

Για να διατηρηθεί η ισορροπία μας συχνά χρειάζεται να ανταποκρινόμαστε γρήγορα σε εξωτερικές διαταραχές, όπως ολίσθηση σε βρεγμένη επιφάνεια, σπρώξιμο από αντίπαλο κατά τη διάρκεια αθλητικής δραστηριότητας κ.α. Ο βαθμός στον οποίο οι γρήγορες, αυτόματες αποκρίσεις στη στάση χρησιμοποιούνται για την ανάκτηση της ισορροπίας, επηρεάζεται από το από τον εγκεφαλικό φλοιό. ο εγκεφαλικός φλοιός συμβάλλει στον έλεγχο της στάσης μέσω της αισθητικοκινητικής επεξεργασίας της ορθοστατικής αστάθειας (Slobounov et al., 2005; Adkin et al., 2006) ή της τροποποίησης των ορθοστατικών αποκρίσεων μέσω των βρόγχων απόκρισης του φλοιού (Jacobs &

Horak, 2007; Maki & McIlroy, 2007). Επιπλέον, οι Teasdale και οι συνεργάτες ανέφεραν ότι απαιτείται περισσότερη γνωστική επεξεργασία όσο αυξάνεται το επίπεδο της αστάθειας (Teasdale & Simoneau, 2001).

Ωστόσο, η συμμετοχή του φλοιού στον έλεγχο της στάσης είναι αμφιλεγόμενη και συζητούμενη (Jacobs & Horak, 2007; Payne & Ting, 2020). Ένα φάσμα μελετών έχει επικεντρωθεί στη φλοιική ενεργοποίηση κατά την ισορροπία (Mochizuki et al., 2010; Hülshdünker et al., 2015; Tse et al., 2018; Payne et al., 2019; Gebel et al., 2020; Mademni et al., 2021; Rubega et al., 2021). Σύμφωνα με συγγραφείς, οι ασκήσεις ισορροπίας μπορεί να προκαλέσουν προσαρμογή του φλοιού για έλεγχο της στάσης. Φανερώνεται αύξηση της δραστηριότητας του φλοιού όταν η ισορροπία γίνεται εξαιρετικά δύσκολη. Στην υπάρχουσα βιβλιογραφία αναφέρονται πρότυπα δραστηριότητας του φλοιού που εξαρτώνται την αστάθεια κατά τη διάρκεια της μονοποδικής στήριξης σε υγιή άτομα. Η αστάθεια λόγω της επιφάνειας και η ταυτόχρονη αυξανόμενη στάση του σώματος μπορεί να συνεπάγονται υψηλότερες απαιτήσεις προσοχής ή επεξεργασίας σφαλμάτων κατά τον έλεγχο της στάσης. Επιπλέον, παρατηρείται αύξηση της ισχύος των κυμάτων θήτα για στην κεντρική περιοχή όταν οι συμμετέχοντες στέκονταν σε μια ασταθή επιφάνεια. Οι ταλαντώσεις της ζώνης θήτα είναι τυπικά εμφανείς στον μετωπιαίο φλοιό του εγκεφάλου και μπορεί να αντιπροσωπεύουν απαιτήσεις προσοχής (Tse et al., 2018 ; Gebel et al., 2020; Büchel et al. 2021).

Επιπροσθέτως, η ισχύς θήτα αυξήθηκε στις μετωπιαίες, κεντρικές και βρεγματικές περιοχές του φλοιού όταν οι συνθήκες ισορροπίας έγιναν πιο δύσκολες. Επιπλέον, η μετωπική-κεντρική και κεντρο-βρεγματική θήτα ισχύς συσχετίστηκε με την απόδοση ισορροπίας (Hülshdünker et al., 2015).

Αν και οι αποκρίσεις στις διαταραχές της στάσης συμβαίνουν γρηγορότερα και από τις πιο γρήγορες εκούσιες κινήσεις, έχουν μεγαλύτερη καθυστέρηση από το μυοτατικό αντανακλαστικό, υποδηλώνοντας μεγαλύτερη πιθανότητα τροποποίησης από τον φλοιό. Κατά την όρθια στάση οι αποκρίσεις περιλαμβάνουν συνιστώσες βραχείας, μέσης και μεγάλης λανθάνουσας ενεργοποίησης των μυών με αυξανόμενη συμμετοχή του εγκεφαλικού φλοιού καθώς αυξάνονται οι λανθάνοντες χρόνοι. Τα στοιχεία υποδεικνύουν ότι ο φλοιός εμπλέκεται επίσης στις αλλαγές των αποκρίσεων της στάσης με διαφοροποιήσεις στη συνειδητή κατάσταση, στις αρχικές αισθητηριοκινητικές συνθήκες, σε προηγούμενη εμπειρία και σε προηγούμενη προειδοποίηση για τη διαταραχή. Όλοι αυτοί οι παράγοντες αντιπροσωπεύουν αλλαγές στη διαμόρφωση του ΚΝΣ. Μελέτες υποδεικνύουν ότι ο φλοιώδης βρόχος της παρεγκεφαλίδας είναι υπεύθυνος για την προσαρμογή των ορθοστατικών αποκρίσεων με βάση την προηγούμενη εμπειρία. Τα βασικά γάγγλια του φλοιού είναι υπεύθυνα για την προεπιλογή και τη βελτιστοποίηση των ορθοστατικών αποκρίσεων με βάση τα τρέχοντα δεδομένα (π.χ. βάση στήριξης, ανατροφοδότηση). Έτσι, ο εγκεφαλικός φλοιός επηρεάζει τις μακροπρόθεσμες λανθάνουσες

αποκρίσεις άμεσα μέσω των φλοιονωτιαίων βρόχων και τις βραχυπρόθεσμες έμμεσα μέσω της επικοινωνίας με τα κέντρα του εγκεφαλικού στελέχους. Το εγκεφαλικό στέλεχος παρέχει τις συνέργειες για τις ορθοστατικές αποκρίσεις, ώστε να απαντά ταχύτατα και με ευελιξία κατά την απώλεια ισορροπίας (Jacobs & Horak, 2007).

Ο σκοπός της μελέτης των Tse και συνεργατών (2013) ήταν να διερευνήσει τις αλλαγές στη φασματική πυκνότητα ισχύος (PSD) ΗΕΓ σε κοινές ασκήσεις αισθητικοκινητικής ισορροπίας ποικίλης δυσκολίας. Ασκήσεις αισθητηριοκινητικής ισορροπίας, συμπεριλαμβανομένης της αλλαγής της όρασης, της βάσης στήριξης ή της επιφάνειας στήριξης. Αυτές οι ασκήσεις θεωρείται ότι προκαλούν υπερνωτιαία προσαρμογή. Λόγω ελλείψεως μελετών για τις αλλαγές ισχύος της δραστηριότητας του φλοιού σε αυτές τις εργασίες στατικής ισορροπίας, η συγκεκριμένη μελέτη διερεύνησε την ταλάντωση της στάσης και τις αλλαγές των κυμάτων άλφα, βήτα και σίγμα. Τις δοκιμασίες εκτέλεσαν δεκαεπτά συμμετέχοντες κατά τη διάρκεια οκτώ ασκήσεων ισορροπίας ποικίλης δυσκολίας με μάτια ανοιχτά και κλειστά, πόδια σε σειρά ή χώρια και σε αφρό ή σταθερή επιφάνεια. Η ισχύς των ζωνών βήτα και σίγμα αυξήθηκε σημαντικά στη βρεγματική και κεντρική περιοχή του εγκεφάλου σε δοκιμασίες με μάτια ανοιχτά με έναν αισθητήριο παράγοντα (βάση στήριξης ή αλλαγή επιφάνειας) ή δύο αισθητηριακούς παράγοντες (βάση στήριξης και αλλαγή επιφάνειας) ή και με τρεις αισθητηριακούς παράγοντες (όραση, βάση στήριξης και αλλαγή επιφάνειας) σε σύγκριση με την

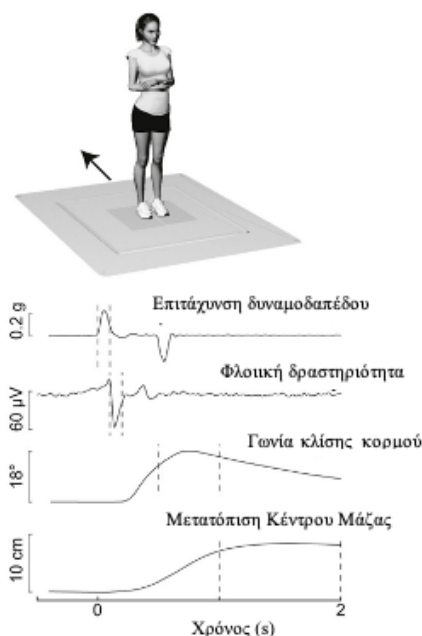
δοκιμασία ελέγχου (όρθια διποδική στάση, μάτια ανοιχτά).

Το προκλητό δυναμικό N1 έχει συνδεθεί με έναν φλοιώδη δείκτη για ανίχνευση σφαλμάτων, επομένως η σύγκριση μεταξύ αναμενόμενων και πραγματικών συμβάντων και του προκύπτοντος σφάλματος που εμφανίζεται, μπορεί να είναι ένα σημαντικό συστατικό για την αξιολόγηση του βαθμού στον οποίο ο φλοιός επεξεργάζεται το σύνολο της στάσης (Mochizuki et al., 2010). Το πλάτος N1 είναι μεγαλύτερο όταν υπάρχει υψηλότερη δυσκολία στην ανάκτηση ισορροπίας, είτε λόγω δυσκολότερων διαταραχών είτε λόγω χαμηλότερης εγγενούς ικανότητας ισορροπίας. Η σχέση αυτή είναι εμφανείς σε μεγάλες και σε μεσαίες διαταραχές της στάσης. Επιπλέον, ίδια σχέση αύξησης του πλάτους N1 εμφανίζεται σε εκείνους με τη χαμηλότερη ικανότητα ισορροπίας, πιθανότατα επειδή εκείνοι με τη μεγαλύτερη ικανότητα ισορροπίας δεν επέδειξαν παρόμοια διαταραχή στάσης (Payne & Ting, 2020). Αυτή η αλληλεπίδραση μεταξύ ικανότητας ισορροπίας και αύξηση πλάτους N1, μπορεί να εξηγήσει γιατί σε προηγούμενες μελέτες έχουν βρει ασθενείς ή ασυνεπείς επιδράσεις του μεγέθους της διαταραχής στο πλάτος N1 (Mochizuki et al., 2010; Payne et al., 2019).

Σε δεδομένα από ένα μεμονωμένο παράδειγμα (Εικόνα 2.3.) των Payne και Ting (2020), στο οποίο οι διαταραχές της επιφάνειας στήριξης χρησιμοποιήθηκαν ως προκλητό δυναμικό N1 του φλοιού. Το χρονικό παράθυρο ενδιαφέροντος υποδεικνύεται με κάθετες διακεκομμένες γραμμές για την επιτάχυνση της πλατφόρμας (0–100

ms), τις προκλητικές αποκρίσεις του φλοιού (100–200 ms), τη γωνία κορμού (0,5–1 s) και τη μετατόπιση του κέντρου μάζας (1–2 s). Φανερώνεται το αυξημένο πλάτος N1 (αρνητική αιχμή) αμέσως μετά τη διαταραχή της στάσης.

Ωστόσο, οι ακριβείς νευροβιολογικοί μηχανισμοί που διέπουν τον έλεγχο της στατικής σταθερότητας είναι ακόμη ασαφείς. Αν και προηγούμενες μελέτες έχουν εντοπίσει ορισμένες περιοχές του φλοιού που ενεργοποιούνται σημαντικά κατά την πραγματική ή νοητή προσπάθεια ισορροπίας, θα πρέπει να διερευνηθούν περαιτέρω οι αλληλεπιδράσεις εντός και μεταξύ των σχετικών περιοχών του φλοιού. Καταγράφηκε η ΗΕΓ δραστηριότητα σε 37 άτομα κατά τη μονοποδική στήριξη σε σταθερή και ασταθή επιφάνεια. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι κατά τη μετάβαση από τη σταθερή στην ασταθή επιφάνεια, δημιουργούνται δύο οριοθετημένα τοπογραφικά δίκτυα που σχετίζονται με τις ζώνες συχνότητας άλφα και θήτα. Η ακολουθία δικτύου θήτα μπορεί να περιγραφεί ως ένα σύνολο υποδικτύων (ενότητες) που περιλαμβάνει τον μετωπιαίο τον κεντρικό και τον βρεγματικό φλοιό με μεμονωμένες χρονικές και χωρικές εξελίξεις εντός και μεταξύ αυτών των μονάδων. Το δίκτυο θήτα προτείνεται για τη διευκόλυνση της επεξεργασίας και της ολοκλήρωσης των σωματοαισθητικών πληροφοριών, καθώς και για τον σχεδιασμό και την εκτέλεση των απαιτούμενων κινητικών αποκρίσεων.



Εικόνα 2.3. Οι διαταραχές της επιφάνειας στήριξης χρησιμοποιήθηκαν για την απόκριση προκλητών δυναμικών N1 του φλοιού. Το χρονικό παράθυρο ενδιαφέροντος υποδεικνύεται με κάθετες διακεκομμένες γραμμές για την επιτάχυνση του δυναμοδαπέδου (0–100 ms), τις προκλητικές αποκρίσεις του φλοιού (100–200 ms), τη γωνία κλίσης κορμού (0,5–1 s) και τη μετατόπιση του κέντρου μάζας (1–2 s) σε δεδομένα από ένα μεμονωμένο παράδειγμα (Payne & Ting, 2020).

Στο δίκτυο άλφα, τα ινιακά ηλεκτρόδια O1 και O2 δρουν ως πηγή και οι αλληλεπιδράσεις διαδίδονται κυρίως προς τις κατευθύνσεις από τις ινιακές προς τις βρεγματικές και τις κεντρο-βρεγματικές περιοχές. Το δίκτυο άλφα περιλαμβάνει την υποτιθέμενη κοιλιακή και ραχιαία οδό και προτείνεται για την προώθηση της επεξεργασίας οπτικών πληροφοριών που είναι απαραίτητη για τη βέλτιστη σταθερότητα του σώματος. Αυτά τα σημαντικά ευρήματα δείχνουν ότι ο έλεγχος της ισορροπίας υποστηρίζεται από τουλάχιστον δύο λειτουργικά φλοιώδη δίκτυα (Mierau et al., 2017).

2.3. Μυϊκή δραστηριότητα κατά τη στήριξη στην όρθια στάση

Μία σειρά από συγγραφείς (Cimadoro et al., 2013; Strøm et al., 2016; Tse et al., 2018; Gebel et al., 2019 Mademni et al., 2021) έχουν αναφέρει αύξηση της μυϊκής δραστηριότητας στην περιοχή της ποδοκνημικής κατά τη στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες.

Ενδεικτικά, στην έρευνα του Strøm και συνεργατών (2016) σε 19 άτομα (20-31 ετών) πραγματοποιήθηκε μονοποδική στήριξη διάρκειας 15 δευτερόλεπτα σε 4 διαφορετικές επιφάνειες (έδαφος, αφρώδες στρώμα, BOSU, περιστρεφόμενος δίσκος). Η σχετική δραστηριότητα (ως ποσοστό % της μέγιστης σύσπασης) του περνιαίου μυός ήταν σημαντικά υψηλότερη κατά την ισορροπία με BOSU ($32 \% \pm 12 \%$) και του περιστρεφόμενου δίσκου ($36 \% \pm 14$) σε σύγκριση με το πάτωμα ($21 \% \pm 8$, $p < 0,001$) και το αφρώδες στρώμα ($22 \% \pm 8$, $p < 0,001$). Δεν παρατηρήθηκαν άλλες διαφορές στα επίπεδα σχετικής δραστηριότητας του περνιαίου μυός. Επιπροσθέτως, Η μεταβλητότητα της ενεργοποίησης του περνιαίου μυός ήταν σημαντικά μεγαλύτερη στη BOSU ($41 \% \pm 16$) σε σύγκριση με το πάτωμα (31 ± 13 , $p < 0,002$), το αφρώδες στρώμα (32 ± 13 , $p < 0,01$) και τον περιστρεφόμενο δίσκο (33 ± 13 , $p < 0,001$). Δεν παρατηρήθηκαν άλλες διαφορές μεταξύ των ασκήσεων. Τα αποτελέσματα της τρέχουσας μελέτης δείχνουν μεγάλη κινηματική μεταβλητότητα μεταξύ των συσκευών προπόνησης ισορροπίας που χρησιμοποιούνται συνήθως και ότι αυτές οι διαφορές αντανακλώνται επίσης στη μεταβλητότητα της ενεργοποίησης των περνιαίων μυών. Οι δύο πιο απαιτητικές συσκευές ισορροπίας ήταν η μπάλα BOSU και ο περιστρεφόμενος δίσκος.

Παρουσίασαν μια κινητική διαταραχή σχεδόν διπλάσια από αυτή που επιτυγχάνεται όταν χρησιμοποιείται το αφρώδες στρώμα και 8-10 φορές μεγαλύτερη από το έδαφος.

Στην Εικόνα 2.4. παρουσιάζεται η κατάταξη των επιφανειών σύμφωνα με τα κινηματικά δεδομένα της ποδοκνημικής και τη μυϊκή δραστηριότητα. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης μπορούν να χρησιμεύσουν ως καθοδήγηση για τους επαγγελματίες υγείας που επιθυμούν να εφαρμόσουν μια σταδιακή πρόοδο των ασκήσεων αποκατάστασης και πρόληψης της ποδοκνημικής λαμβάνοντας υπόψη τη σχετική κινηματική της ποδοκνημικής και τη μυϊκή δραστηριότητα.

Αξιοσημείωτη είναι και η μελέτη των Cimadoro και συνεργατών (2013). Στη μελέτη συμμετείχαν δεκατρείς άντρες ομαδικών αθλημάτων και πραγματοποίησαν δοκιμασίες ισορροπίας σε επιφάνεια και σε τρεις διαφορετικές ασταθείς επιφάνειες Εικόνα 2.6. (JAKOBS με μετατοπίσεις πολλαπλών κατευθύνσεων, FREEMAN με μεγαλύτερες μετατοπίσεις πολλαπλών κατευθύνσεων και LATERAL με πλευρικές μετατοπίσεις). Έπρεπε να διατηρήσουν μονοποδική στάση για 5 δευτερόλεπτα σε κάθε συνθήκη. Καταγράφηκε η θέση του ΚΠ του δεξιού ποδιού και η μεταβλητότητά του με την ταυτόχρονη καταγραφή της δραστηριότητας των πελματικών, του πρόσθιου κνημιαίου, του μακρού περνιαίου και του μακρός εκτείνων τους δακτύλους του ποδιού.

Η επιφάνεια LATERAL είχε τις μεγαλύτερες τιμές στις περιπτώσεις του πρόσθιου κνημιαίου του μακρού περνιαίου και του μακρός εκτείνων τους δακτύλους του ποδιού με

στατιστικά σημαντικές διαφορές σε σύγκριση με τη JAKOBS και το έδαφος ($p < 0.05$).

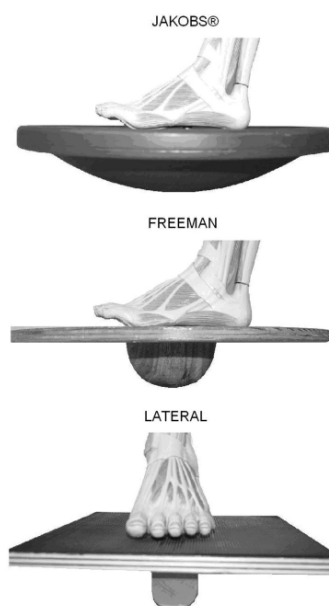
2.4. Ο ρόλος της βάσης στήριξης στη στατική σταθερότητα

2.4.1. Μονοποδική έναντι διποδικής στήριξης

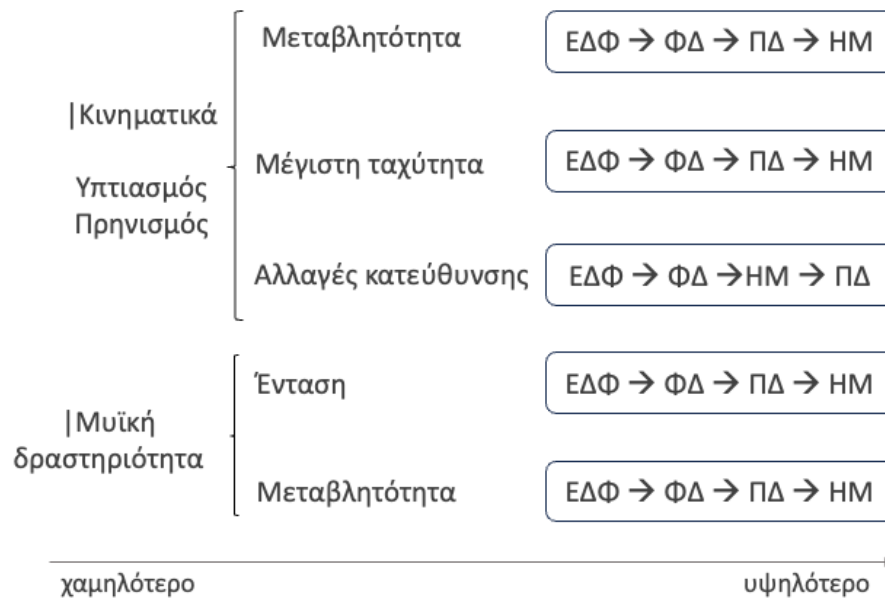
Η μονοποδική στήριξη σε σταθερή επιφάνεια χρησιμοποιείται συχνά ως ένα κλινικό εργαλείο για την αξιολόγηση της σταθερότητας σε υγιή άτομα (Hof et al. 2005) αλλά και σε άτομα με ποικίλες διαταραχές στην ισορροπία (Jonsson et al., 2004). Κατά τη διάρκεια στάσης με ένα πόδι, μπορούν να εντοπιστούν δύο φάσεις. Μία δυναμική φάση, με ταχεία μείωση της μεταβλητότητας της δύναμης και στη συνέχεια μία στατική φάση διατηρώντας ένα ορισμένο επίπεδο μεταβλητότητας δύναμης.

Συγκρίνοντας νέους με ηλικιωμένους, κατά τη διάρκεια των πρώτων πέντε δευτερολέπτων της μονοποδικής στάσης, η μεταβλητότητα στη δύναμη μειώθηκε σημαντικά περισσότερο στη νεαρή ομάδα με αποτέλεσμα να έχουν χαμηλότερο επίπεδο μεταβλητότητας της δύναμης κατά τη στατική φάση από ότι οι ηλικιωμένοι. Οι δυσκολίες στη διατήρηση της μονοποδικής στάσης στους ηλικιωμένους φαίνεται να εξαρτώνται από την μεγαλύτερη αρχική μεταβλητότητα της δύναμης. Επομένως τα πρώτα πέντε δευτερόλεπτα είναι ζωτικής σημασίας για την αξιολόγηση της ισορροπίας κατά τη μονοποδική στάση (Jonsson et al., 2004). Στην έρευνα του Hof et al. (2005), μελετήθηκε η μετακίνηση του

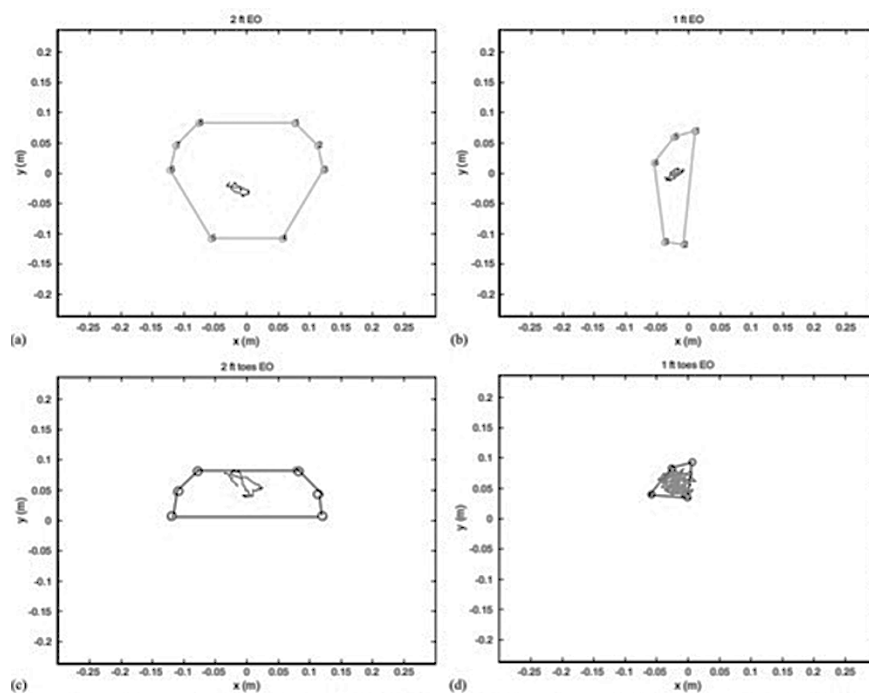
KM σε 4 διαφορετικές συνθήκες βάσης στήριξης, συλλέγοντας δεδομένα μέσω δυναμοδαπέδου Bertec (40 x 60 cm²). Ο αριθμός των δοκιμαζομένων ήταν 10 υγιή άτομα (5 άντρες, 5 γυναίκες). Οι συνθήκες αφορούσαν διποδική και μονοποδική όρθια στάση κατά την πλήρη επαφή του/των ποδιού/ιών στο έδαφος καθώς και σε ακροστασία, αντίστοιχα. όρθια στάση, με ανοιχτά μάτια. Από τα αποτελέσματα της εργασίας τους φαίνεται ότι μειώνοντας το μέγεθος της βάσης στήριξης, η διαδρομή του KM γίνεται μεγαλύτερη και πυκνότερη (d), ενώ σε μεγαλύτερη βάση στήριξης η γραμμή έχει πιο μικρή και σταθερή διαδρομή (a) (Εικόνα 2.5.).



Εικόνα 2.6. Ασταθείς επιφάνειες που χρησιμοποιήθηκαν στις δοκιμασίες της μελέτης των Cimadoro και συνεργατών (2013).



Εικόνα 2.4. Κατάταξη των επιφανειών σύμφωνα με τα κινηματικά δεδομένα της ποδοκνημικής και τη μυϊκή δραστηριότητα (Strøm et al, 2016, απόδοση στην ελληνική γλώσσα). *ΕΔΦ*: έδαφος, *ΑΣ*: αφρώδες στρώμα, *ΠΔ*: περιστρεφόμενος δίσκος, *ΗΜ*: ημισφαιρική μπάλα.



Εικόνα 2.5. Η διαδρομή του ΚΜ (πυκνή γραμμή) εντός των ορίων του περιγράμματος της βάσης στήριξης ενός δοκιμαζόμενου (20 ετών, 58kg, μήκος ποδιού 0,89m) στις 4 συνθήκες: (α) διποδικά (πάνω αριστερά), β) μονοποδικά (πάνω δεξιά), γ) διποδικά σε ακροστασία (κάτω αριστερά), δ) μονοποδικά σε ακροστασία (κάτω δεξιά) αντίστοιχα (Hof., et al., 2005).

Οι συγγραφείς στη βάση του μοντέλου του ανεστραμμένου εκκρεμούς, συζητούν ότι σε δυναμικές καταστάσεις, η θέση του ΚΜ (η κατακόρυφη προβολή του), καθώς και η ταχύτητα του ΚΜ συνιστούν μια διανυσματική παράμετρο L/g (όπου L το μήκος του ποδιού και g η επιτάχυνση της βαρύτητας), ο οποίος θα πρέπει να προβάλλεται εντός της βάσης στήριξης. Σύμφωνα με τους Hof et al. (2005) ορίζεται αυτή η διανυσματική παράμετρος ως «προβαλλόμενο κέντρο μάζας». Ο ορισμός αυτός υποδεικνύει τη μέτρηση της στατικής σταθερότητας σε ένα μέτρο που καλείται «όρια σταθερότητας» και το οποίο δηλώνει την ελάχιστη δυνατή απόσταση από το «προβαλλόμενο κέντρο μάζας» έως τα όρια της βάσης στήριξης, η οποία επιτρέπει την δυνατότητα διατήρησης της ισορροπίας.

2.4.2. Είδη ασταθών επιφανειών για εξάσκηση στατικής σταθερότητας

Υπάρχουν πολλές συσκευές που αποτελούν ασταθείς επιφάνειες. Κάποιες από αυτές είναι μπάλες με πίεση αέρα (π.χ. φουσκωτές μπάλες γυμναστικής), ημισφαιρικές μπάλες με θόλο και επίπεδη πλευρά από σκληρό καουτσούκ (π.χ. μπάλα BOSU), φουσκωτοί δίσκοι, σανίδες ισορροπίας, σωλήνες αφρού και πλατφόρμες αφρού υψηλής και χαμηλής συχνότητας καθώς και πολλές άλλες σχετικές συσκευές. Οι ασταθείς επιφάνειες εισάγουν μια ορθολογική αστάθεια εφόσον η ταλάντωση της στάσης μπορεί να προβάλλει το κέντρο μάζας πέρα από την περιοχή στήριξης της συσκευής και επειδή όταν η επιφάνεια παραμορφώνεται γίνονται αλλαγές στο κέντρο πίεσης.

Όπως αναφέρθηκε ο έλεγχος της στάσης εξαρτάται από τις σωματοαισθητικές πληροφορίες μέσω της περιοχής που έρχεται σε επαφή με την επιφάνεια στήριξης. Μία ασταθής επιφάνεια αυξάνει την εξωτερική ταλάντωση, επιβάλλοντας ταχύτερες προσαρμογές του αισθητηριακού και κινητικού συστήματος (Nashner, 1982; Winter, 1995; Horak, 2006; Abrahamová et al., 2007; Mancini & Horak, 2010; Tse et al., 2013; Hammami et al., 2014; Han et al., 2015; Macedo et al., 2015; Sprenger et al., 2020; Cheung & Schmuckler, 2021; Fujio & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021).

Οι ασκήσεις επί ασταθούς επιφάνειας ευαισθητοποιούν την μυϊκή άτρακτο μέσω των κινητικών νευρώνων γάμμα, επιφέροντας έτσι βελτιώσεις στη κινητική απόδοση (Granacher et al., 2006).

Οι ασταθείς επιφάνειες χρησιμοποιούνται ευρέως σε προγράμματα εξάσκησης της στατικής σταθερότητας. Η προπόνηση σταθερότητας πραγματοποιείται για την βελτίωση της απόδοσης στην σταθερότητα, τον έλεγχο της στάσης, την αύξηση εμπιστοσύνης για την ικανότητα ισορροπίας και την πρόληψη τραυματισμών (Tekin et al., 2018; Cheatham et al., 2020; Huang et al., 2021). Επιπλέον έχει εφαρμογή στην πρόληψη πτώσεων, στην αποκατάσταση νευρομυϊκών και μυοσκελετικών τραυματισμών ή στην επανεκπαίδευση του ατόμου μετά από εγκεφαλικό, καθώς επιτρέπουν την προοδευτικότητα των ασκήσεων (Lee et al., 2020; Rubega et al., 2021). Ο κατάλληλος συντονισμός των μυών του κορμού είναι αρκετά σημαντικός,

ιδιαίτερα σε ασθενείς με πόνο στην ΟΜΣΣ (Behm & Colado, 2012).

Η συνολική σταθερότητα του σώματος εξαρτάται σε σημαντικό βαθμό από τη σταθερότητα του κορμού ο οποίος αποτελεί σχεδόν το 50% της μάζας του σώματος. Η εξάσκηση της σταθερότητας κορμού με χρήση ασταθών επιφανειών στήριξης φαίνεται να υπερτερεί έναντι των σταθερών επιφανειών και να βελτιώνει τόσο το στατικό όσο και το δυναμικό έλεγχο της σταθερότητας. Οι μπάλες, τα αφρώδη στρώματα, οι φουσκωτοί δίσκοι και οι πλατφόρμες ισορροπίας χρησιμοποιούνται αποτελεσματικά για την αποκατάσταση εγκεφαλικών επεισοδίων (Van Criekeing et al., 2018; Lee et al., 2020; Rubega et al., 2021). Επίσης, η χρήση ασταθών επιφανειών αποτελεί ένα ασφαλές εναλλακτικό πρόγραμμα εκπαίδευσης, για τον μετριασμό των εγγενών παραγόντων κινδύνου πτώσης σε ηλικιωμένους (Eckardt, 2016).

Η εμπιστοσύνη στην ισορροπία διαφέρει από άτομο σε άτομο. Για παράδειγμα, ένα τραυματισμένο άτομο μπορεί να επιδείξει χαμηλή εμπιστοσύνη ισορροπίας ακριβώς πριν δοκιμάσει να σταθεί πάνω σε ένα ασταθές αντικείμενο, αλλά στη συνέχεια ίσως αποκτήσει περισσότερη εμπιστοσύνη, εφόσον εκτελέσει επιτυχώς κάποια ενέργεια στο αντικείμενο αυτό. Ο Cheatham και οι συνεργάτες (2020), ανέδειξαν τη συσχέτιση μεταξύ της αναμενόμενης και της πραγματικής εμπιστοσύνης ισορροπίας σε διαφορετικά ασταθή αντικείμενα (Εικόνα 2.7.), κατά τη διάρκεια στατικής διποδικής και μονοποδικής ισορροπίας. Ο δευτερεύων σκοπός της μελέτης, ήταν να διερευνηθεί η συσχέτιση μεταξύ

αναμενόμενης και πραγματικής δυσκολίας για την κατάταξη των επιφανειών αστάθειας από το πιο εύκολο στο πιο δύσκολο. Οι συμμετέχοντες στη συγκεκριμένη μελέτη ήταν υγιείς ενήλικες, ηλικίας $24,38 \pm 3,56$ (Άντρες = 35, Γυναίκες = 30). Στο πρώτο στάδιο της έρευνας, οι συμμετέχοντες αξιολόγησαν τα ασταθή αντικείμενα ως προς την υποκειμενική εμπιστοσύνη ισορροπίας (Activities-specific Balance Confidence scale (ABC) questionnaire), ύστερα από παρατήρησή τους από εικόνες. Στο δεύτερο στάδιο, οι συμμετέχοντες στάθηκαν για 30 δευτερόλεπτα διποδικά και μονοποδικά στις παρακάτω επιφάνειες καθώς και στο έδαφος, χωρίς κάποια ασταθή επιφάνεια και βαθμολόγησαν την πραγματική εμπιστοσύνη ισορροπίας τους από το 1 έως το 5 (1 = εύκολο, 5 = δύσκολο). Για τη στάση στο έδαφος, υπήρχε μια πολύ ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των αναμενόμενων και των πραγματικών βαθμολογιών τόσο για τη διποδική όσο και για την μονοποδική στάση ($r = 1.0$, $p = <.001$). Αυτό υποδηλώνει ότι τα άτομα μπορεί να αισθάνονται αυτοπεποίθηση κατά τη πρόβλεψη και για τη στάση στο έδαφος και στις δύο συνθήκες.



Εικόνα 2.7. Ασταθείς επιφάνειες στήριξης που χρησιμοποιήθηκαν στην μελέτη των Cheatham και οι συνεργατών (2020).

Υπήρχε ασθενής συσχέτιση μεταξύ των τεσσάρων ασταθών αντικειμένων ($\rho = 0,08-0,20$, $p = 0.10-.54$) τόσο για τη διποδική όσο και για τη μονοποδική στάση. Αυτό υποδηλώνει ότι τα άτομα μπορεί να μην προβλέπουν με ακρίβεια την εμπιστοσύνη ισορροπίας τους. Αυτό μπορεί να αποτελεί ανησυχία για την ασφάλεια για ασθενείς με προϋπάρχοντα τραυματισμό ή χαμηλή σταθερότητα, που θέλουν να χρησιμοποιήσουν ένα ασταθές αντικείμενο, αλλά μπορεί να μην έχουν τις σωματικές ικανότητες να το κάνουν με ασφάλεια. Η παραπάνω μελέτη βασίστηκε σε υποκειμενικές μετρήσεις, με χρήση ερωτηματολογίου και δεικτών προσωπικής αντίληψης της δυσκολίας και δεν έγινε μέτρηση των μεταβλητών στατικής σταθερότητας. Οι επαγγελματίες υγείας θα πρέπει να γνωρίζουν και την διαβάθμιση στη δυσκολία που προσφέρουν οι ασταθείς επιφάνειες στήριξης για την ασφάλεια των ασθενών, όπως αυτή αποτυπώνεται σε διάφορες τεχνικές αξιολόγησης της στατικής σταθερότητας, είτε μεμονωμένα είτε συνδυαστικά (δυναμογραφικής, ηλεκτρομυογραφικής και ηλεκτροεγκεφαλογραφικής

καταγραφής), ώστε να μπορέσει να τα ταξινομήσει με βάση το επίπεδο αστάθειας που προσφέρουν.

2.4.3. Στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες και μυϊκή ενεργοποίηση

Η στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες απαιτεί πιο σύνθετους μηχανισμούς κινητικού ελέγχου για τη διατήρηση της ισορροπίας σε σύγκριση με σταθερές επιφάνειες. Έτσι η χρήση διαφόρων επιφανειών είναι ευρέως διαδεδομένη για τη βελτίωση της στάσης (Silva et al., 2016; Silva et al., 2018). Γενικότερα, η συνενεργοποίηση αυξάνεται με την προπόνηση σε ασταθείς επιφάνειες. Ο ρόλος των ανταγωνιστών σε ασταθείς επιφάνειες είναι πρωτίστως ο έλεγχος της θέσης του άκρου κατά την παραγωγή δύναμης. Η δραστηριότητα των ανταγωνιστών αυξάνεται με την αβεβαιότητα της στάσης και μπορεί επίσης να αυξηθεί για την σταθεροποίηση της άρθρωσης. Επομένως, η συνενεργοποίηση είναι ένα σημαντικό στοιχείο για τη σταθεροποίηση των αρθρώσεων προκειμένου να προστατευτούν από τις δυνάμεις που παράγονται κατά την κίνηση. Επιπροσθέτως, μελέτες επισημαίνουν βελτίωση της σταθερότητας και της ιδιοδεκτικότητας με μεγάλο μέγεθος επίδρασης (effect size = 1.2, $p < 0.05$). Αυτές οι βελτιώσεις, όχι μόνο παρέχουν θετικά οφέλη για τη μείωση της συχνότητας ατυχημάτων όπως οι πτώσεις, αλλά βελτιώνουν και τα λειτουργικά μέτρα απόδοσης όπως η δύναμη, η ισχύς, το τρέξιμο και άλλες δραστηριότητες (Behm & Colado, 2012).

2.5. Αξιολόγηση στατικής σταθερότητας: Τεχνικές-μεταβλητές

Η μέτρηση του βαθμού σταθερότητας αποτελεί αντικείμενο έρευνας για αρκετούς ερευνητές (Πίνακας 2.1.). Στην υπάρχουσα βιβλιογραφία έχει μελετηθεί διεξοδικά η στατική σταθερότητα τόσο στην όρθια στάση στο έδαφος όσο και πάνω σε διάφορες επιφάνειες στήριξης όπως η ημισφαιρική μπάλα, ο περιστρεφόμενος δίσκος ισορροπίας, ειδικό αφρώδες στρώμα (Cimadoro et al., 2013; Tse et al., 2018; Gebel et al., 2020; Mademni et al., 2021). Σε μελέτες αξιολόγησης της στατικής σταθερότητας, πραγματοποιείται συλλογή δεδομένων από δυναμογράφημα (Collins & De Luca, 1993; Hammami et al., 2014; Treger et al., 2020; Nieto-Guisado et al., 2020; Cheung & Schmuckler, 2021; Fujio, & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021), ηλεκτρομυογράφημα (HMG) (Cimadoro et al., 2013; Tse., 2018; Mademni et al., 2021) και ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (HEG) (Hülsdünker et al., 2015; Tse et al., 2018 & Gebel et al., 2020; Mademni et al., 2021; Rubega et al., 2021) και από επιταχυνσιόμετρα (Melecky et al., 2016; Paderi et al., 2022). Στον Πίνακα 2.2. παρουσιάζονται συνοπτικά μελέτες οι οποίες περιλαμβάνουν συνδυαστικές λήψεις δεδομένων, όπως αυτή του Che και συνεργατών (2018) με δεδομένα από δυναμοδάπεδο και από HEG. Άλλες έρευνες αναφέρουν ταυτόχρονη χρήση δυναμοδαπέδου, HMG και κινηματικών δεδομένων (Mademni et al., 2021), καθώς και HEG, HMG και επιταχυνσιόμετρου προκειμένου να μελετηθεί αναλυτικότερα η στατική σταθερότητα (Rubega et al., 2021).

Στην υπάρχουσα βιβλιογραφία παρουσιάζεται ένα ευρύ φάσμα μεταβλητών για την ποσοτικοποίηση της στατικής σταθερότητας (Quijoux

et al., 2021). Στην παρούσα μελέτη θα αναφερθούν μεταβλητές, οι οποίες εξάγονται μέσω του σταθερογραφικού (δυναμοδάπεδο) του ηλεκτρομυογραφικού και του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος.

Το δυναμοδάπεδο είναι μία πλατφόρμα χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση εξωτερικών δυνάμεων που δημιουργούνται επάνω σε αυτήν. Οι δυνάμεις μετρώνται σε τρισδιάστατο επίπεδο: προσθιοπίσθια, πλευρικά και κατακόρυφα (X,Y,Z) (Beckham et al., 2014). Συνάμα, καταγράφεται η τροχιά του ΚΠ από το σημείο εφαρμογής των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους κάτω από τα πόδια (Quijoux et al., 2021). Οι κινήσεις του ΚΠ σχετίζονται στενά με τις κινήσεις του ΚΜ κατά τη διάρκεια της ουδέτερης στάσης. Το δυναμοδάπεδο χρησιμοποιεί μηχανοηλεκτρικούς μετατροπείς δύναμης (μετρητές τάσης ή πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους) και καταγράφουν τις δυνάμεις αντίδρασης εδάφους μεταξύ σώματος και εδάφους, επιτρέποντας έτσι τον υπολογισμό του ΚΠ (Winter, 1995; Hallett et al., 2021). Όταν το άτομο ασκεί οποιοδήποτε είδος δύναμης στην πλατφόρμα, οι αισθητήρες μέσα στην πλάκα παραμορφώνονται, προκαλώντας μετρήσιμες αλλαγές τάσης που προέρχονται από αυτούς τους αισθητήρες. Σε μια σωστά κατασκευασμένη πλατφόρμα, αυτές οι αλλαγές τάσης είναι ανάλογες με το μέγεθος των δυνάμεων. Σε πολλές πλατφόρμες, οι αισθητήρες είναι διαμορφωμένοι σε διαφορετικούς προσανατολισμούς, επιτρέποντας έτσι τον προσδιορισμό της κατεύθυνσης (δηλαδή του διανύσματος) και του μεγέθους των δυνάμεων (Beckham et al., 2014).

Από τη δημιουργία σταθερογράμματος (τροχιάς ΚΠ) μέσω του δυναμοδαπέδου μπορούν να εξαχθούν:

- Μεταβλητές θέσης (π.χ. μέγιστη μετατόπιση ΚΠ, μέση πλευρική μετατόπιση ΚΠ)

- Μεταβλητές που περιγράφουν χαρακτηριστικά της διασποράς της τροχιάς ή της θέσης των ποδιών και δεν απαιτούν τη γνώση της δυναμικής του σήματος (π.χ. εύρος διαδρομής ΚΠ, κύρια κατεύθυνση ταλάντωσης)

- Δυναμικές μεταβλητές (π.χ. μέση ταχύτητα ΚΠ, διαστάσεις φρακτάλ)

- Μεταβλητές συχνότητας (π.χ. πυκνότητα φασματικής ισχύος, συνολική ισχύς)

- Στοχαστικές μεταβλητές (π.χ. ανάλυση διάχυσης σταθερογράμματος, κρίσιμο χρονικό διάστημα δ_c) (Quijoux et al., 2021).

Το ΗΜΓ αποτελεί ένα είδος βιοσήματος και εκτός από διαγνωστικούς σκοπούς έχει χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση της στατικής σταθερότητας. Η εκπόλωση της τελικής κινητικής πλάκας προκαλεί εκπόλωση της μυϊκής ίνας με αποτέλεσμα τη σύσπαση του μυός. Ανάλογα με τη θέση και το μέγεθος του ηλεκτροδίου εγγραφής, μπορεί να ληφθεί μια πολύ περίπλοκη μορφή κύματος που προκύπτει από την εκπόλωση πολλών μυϊκών ινών. Η λειτουργία ενός ηλεκτροδίου είναι να παρακολουθεί το ηλεκτρομυογραφικό σήμα, μετατρέποντας το ιοντικό βιοηλεκτρικό ρεύμα σε ρεύμα ηλεκτρονίων. Το δυναμικό εύρος καταγραφής είναι $50 \mu V - 5 mV$ και εύρος συχνοτήτων $2-500 Hz$ (Soderberg & Cook, 1984; Mademni

et al., 2021). Στην ανασκόπηση τους οι Rampichini και συνεργάτες (2020), ομαδοποίησαν μεταβλητές, προερχόμενες από ηλεκτρομυογραφικό σήμα με γραμμική και μη-γραμμική ανάλυση. Στις γραμμικές αναλύσεις συμπεριλαμβάνονται οι μεταβλητές με βάση το χρόνο (π.χ. τυπική απόκλιση ή μέση τετραγωνική ρίζα της μέσης τιμής του πλάτους σήματος) και τη συχνότητα (π.χ. μέση τιμή συχνότητας, διάμεσος συχνότητας). Στις μη-γραμμικές αναλύσεις αναφέρονται η ανάλυση φρακτάλ (π.χ. διαστάσεις φρακτάλ, ανάλυση διακυμάνσεων αποκλίνουσας τάσης), συσχέτισης (π.χ. διάσταση συσχέτισης), εντροπίας (π.χ. συνολική εντροπία) και άλλες χαοτικές αναλύσεις, όπως ο εκθέτης Lyapunov (Rampichini et al., 2020).

Μία άλλη μέθοδος συλλογής δεδομένων για την ποσοτικοποίηση της στατικής σταθερότητας είναι η χρήση ΗΕΓ. Το ΗΕΓ είναι μία μη επεμβατική μέθοδος και χρησιμοποιείται ευρέως στην νευρολογία για τη διάγνωση και πρόγνωση σε ασθενείς με νευρολογικές παθήσεις. Τα σήματα παράγονται από το άθροισμα των μετασυναπτικών δυναμικών κατά μήκος των κορυφαίων δενδριτών των νευρώνων που βρίσκονται στα στρώματα IV-V. Τα ρεύματα που διοχετεύονται στην επιφάνεια του τριχωτού της κεφαλής έχουν ως αποτέλεσμα μια τοπογραφία θετικών και αρνητικών δυναμικών, ανάλογα με τη θέση και τον προσανατολισμό της φλοιικής γεννήτριας. Το δυναμικό εύρος καταγραφής είναι $2-100 \mu V$ και εύρος συχνοτήτων $0.5-100 Hz$ (Beniczky & Schomer, 2020). Μέσω του σήματος ηλεκτροεγκεφαλογράφου έχουμε

ομοίως αναλύσεις με βάση τον χρόνο (π.χ. μέση τιμή πλάτους, ρυθμός μηδενικής διέλευσης), την συχνότητα (π.χ. α,β,δ,θ συχνότητες (μετασχηματισμός Fourier), πυκνότητα φασματικής ισχύος), τον συγχρονισμό (π.χ. μέση συνάφεια φάσης) και μη- γραμμικές αναλύσεις (π.χ. εκθέτης Lyapunov) (Stancin et al., 2021). Σύμφωνα με τους Zangeneh και συνεργάτες (2022), το ΗΕΓ είναι μία ευαίσθητη καταγραφή, επηρεαζόμενη από διάφορους παράγοντες, όπως η μυϊκές συσπάσεις, οφθαλμικές κινήσεις, την καρδιακή λειτουργία, κάποια κακή επαφή ηλεκτροδίων και άλλα. Τα κανάλια C3-C4 δεν φαίνεται να επηρεάζονται τόσο από τις οφθαλμικές κινήσεις όπως τα Fr1-Fr2, εξάλλου όπως αναφέρουν και οι ίδιοι οι συγγραφείς, η ανάλυση κυματιδίων που πραγματοποιήθηκε, μπορεί να εξαλείψει την οφθαλμική δραστηριότητα. Δεν φαίνεται επίσης να επηρεάζονται από καρδιακή και μυϊκή δραστηριότητα όπως τα κανάλια F8 και T7 που όμως με την ανάλυση κυματιδίων επίσης φαίνεται να ελαττώνεται σημαντικά

2.6. Τεχνικές ανάλυσης στατικής σταθερότητας: Γραμμικά και μη γραμμικά μέτρα.

Ο άνθρωπος έχει έμφυτη την ικανότητα να οργανώνει εμπειρίες, να αναγνωρίσει αντικείμενα, να αντιληφθεί τη σχέση του μεταξύ τους, να συνδυάζει παρόμοια αντικείμενα σε πιο αφηρημένες έννοιες και να αναλύει σύνθετες έννοιες σε απλούστερες. Ένα αποτέλεσμα αυτής της δραστηριότητας είναι ότι αντιλαμβανόμαστε, κατασκευάζουμε και αναλύουμε συστήματα: Ένα σύστημα έχει επιμέρους κομμάτια τα οποία γίνονται αντιληπτά ως μία

ενιαία οντότητα. Δεν είναι όλα ένα σύστημα: ο Ευκλείδης όρισε ένα σημείο ως αυτό που δεν έχει μέρη. Στις περισσότερες θεωρίες το κενό σύνολο δεν έχει μέρη. Αλλά τα περισσότερα πράγματα μπορούν να θεωρηθούν ως συστήματα. Μερικά γνωστά συστήματα είναι: το ηλιακό σύστημα, το δεκαδικό σύστημα και το καρδιαγγειακό σύστημα. Τα μέρη που αποτελούν ένα σύστημα μπορεί να είναι σαφώς ή αόριστα καθορισμένα. Το ενδιαφέρον με ένα σύστημα είναι ο τρόπος με τον οποίο τα μέρη συνδέονται μεταξύ τους. Για τα συστήματα που μελετώνται στα μαθηματικά, τα μέρη και οι σχέσεις τους πρέπει να είναι τόσο ξεκάθαρα καθορισμένα ώστε να μπορούμε να ξεχωρίσουμε ένα συγκεκριμένο σύνολο από αυτές τις σχέσεις που χαρακτηρίζουν πλήρως την κατάσταση του συστήματος. Ένα δυναμικό σύστημα είναι αυτό που αλλάζει στο χρόνο. Αυτό που αλλάζει είναι η κατάσταση του συστήματος. Ένα μαθηματικό δυναμικό σύστημα αποτελείται από το χώρο των καταστάσεων του συστήματος μαζί με έναν κανόνα που ονομάζεται δυναμική για τον προσδιορισμό της κατάστασης που αντιστοιχεί μια δεδομένη μελλοντική στιγμή σε μια δεδομένη παρούσα κατάσταση. Ο καθορισμός τέτοιων κανόνων για διάφορα φυσικά συστήματα είναι ένα κεντρικό πρόβλημα της επιστήμης. Μόλις δοθεί η δυναμική, είναι καθήκον της θεωρίας των μαθηματικών δυναμικών συστημάτων να διερευνήσει τα πρότυπα για τον τρόπο με τον οποίο αλλάζουν οι καταστάσεις μακροπρόθεσμα (Hirsch, 1984).

Η έννοια της αναπαράστασης χώρου φάσης και όχι μιας παραδοσιακής προσέγγισης (χρόνου ή

συχνότητας) είναι το χαρακτηριστικό γνώρισμα της μη γραμμικής δυναμικής ανάλυσης χρονοσειρών. Το παράδειγμα του ντετερμινιστικού χάους έχει επηρεάσει τη σκέψη σε πολλούς τομείς της επιστήμης. Στις εφαρμοσμένες επιστήμες, το ντετερμινιστικό χάος παρέχει μια εντυπωσιακή εξήγηση για την ακανόνιστη χρονική συμπεριφορά και τις ανωμαλίες σε συστήματα που δεν φαίνονται να είναι εγγενώς στοχαστικά (Kantz & Schreiber, 2004). Ντετερμινιστικό σημαίνει ότι υπάρχει ένας συγκεκριμένος κανόνας χωρίς τυχαίους όρους που διέπουν τη δυναμική (Kaplan & Glass, 1995). Ο πιο άμεσος σύνδεσμος μεταξύ της θεωρίας του χάους και του πραγματικού κόσμου είναι η ανάλυση χρονοσειρών από πραγματικά συστήματα από την άποψη της μη-γραμμικής δυναμικής. Οι αναλύσεις σε εργαστηριακά δεδομένα έχουν δραματική πρόοδο και έχουν παρατηρηθεί οι περισσότερες θεμελιώδεις ιδιότητες των μη-γραμμικών δυναμικών συστημάτων (Kantz & Schreiber, 2004).

Όταν ένα δυναμικό σύστημα εμφανίζει ευαισθησία στις αρχικές του συνθήκες, οι οποίες οδηγούν σε ανωμαλία, μπορεί να ονομαστεί χαοτικό. Η ευαισθησία στις αρχικές συνθήκες σημαίνει ότι δύο σημεία που είναι αρχικά κοντά θα απομακρυνθούν καθώς προχωρά ο χρόνος. Αυτή είναι μια ουσιαστική πτυχή του χάους. Σημαίνει ότι μπορεί να είμαστε σε θέση να προβλέψουμε τι συμβαίνει για σύντομους χρόνους, αλλά ότι για μεγάλο χρονικό διάστημα η πρόβλεψη θα είναι αδύνατη αφού δεν μπορούμε ποτέ να είμαστε σίγουροι για την ακριβή αξία της αρχικής συνθήκης σε οποιοδήποτε ρεαλιστικό σύστημα. Αντίθετα, για εξισώσεις

πεπερασμένων διαφορών με σταθερά σταθερά σημεία ή κύκλους, δύο ελαφρώς διαφορετικές αρχικές συνθήκες μπορεί συχνά να οδηγούν στο ίδιο σταθερό σημείο ή κύκλο. Επιπλέον, στα χαοτικά συστήματα η ίδια κατάσταση δεν επαναλαμβάνεται ποτέ και είναι περιορισμένη. Η αναπαράσταση της συμπεριφοράς του συστήματος στον χώρο των φάσεων μας δίνει πληροφορίες σχετικά με την χρονικά εξελισσόμενη συμπεριφορά του συστήματος τόσο οπτικά όσο και ποσοτικά (Kaplan and Glass, 1995)

2.6.1. Μεταβλητότητα στατικής σταθερότητας: Γραμμικές έναντι μη γραμμικών αναλύσεων

Για τον διαχωρισμό αυτών των δύο διαφορετικών προσεγγίσεων θα αναφερθεί το μέτρο της μεταβλητότητας για την εκτίμηση της ανθρώπινης σταθερότητας. Η μεταβλητότητα της κίνησης σχετίζεται με την κινητική μάθηση και την υγεία. Η μείωση ή η απώλεια αυτής της βέλτιστης κατάστασης μεταβλητότητας καθιστά το σύστημα πιο προβλέψιμο, άκαμπτο και με ρομποτική κινητική συμπεριφορά και αντιστοίχως, οι αυξήσεις πέρα από τη βέλτιστη μεταβλητότητα καθιστούν το σύστημα πιο θορυβώδες και απρόβλεπτο. Και οι δύο καταστάσεις έχουν ως αποτέλεσμα μειωμένη προσαρμοστικότητα σε διαταραχές και συνδέονται με έλλειψη υγείας. Το μέγεθος της μεταβλητότητας μετριέται με γραμμικά μέτρα όπως το εύρος τιμών, το εύρος μεταξύ τεταρτημόριων, η τυπική απόκλιση κ.λπ., και η δομή της μεταβλητότητας μετράται με ποσοτικούς δείκτες πολυπλοκότητας όπως η εντροπία και η διάσταση συσχέτισης (correlation dimension). Τα γραμμικά στατιστικά μέτρα ποσοτικοποιούν το μέγεθος της

διακύμανσης σε ένα σύνολο τιμών ανεξάρτητα από τη σειρά τους στην κατανομή. Αν και τα μέτρα γραμμικής μεταβλητότητας διακρίνουν καλά τα φυσιολογικά και τα μη φυσιολογικά συστήματα ελέγχου στάσης κατά τη διάρκεια της όρθιας στάσης, δεν μας δίνουν χρήσιμες πληροφορίες για το υποκείμενο σύστημα ελέγχου και την κρυφή δυναμική του. Αυτός ο τρόπος υπολογισμού αγνοεί τα χρονικά χαρακτηριστικά των χρονοσειρών, επομένως οι δυναμικές προσεγγίσεις του συστήματος φαίνεται να είναι χρήσιμες από αυτή την άποψη. Για παράδειγμα, ένας υψηλού επιπέδου αθλητής μπορεί να ισορροπήσει χωρίς να πέσει ενώ στέκεται με το ένα πόδι σε μια πλήρως φουσκωμένη μπάλα ποδοσφαίρου. Σαφώς, αυτό δείχνει εξαιρετική ικανότητα σταθεροποίησης παρά το γεγονός ότι οι μετρήσεις στο κέντρο της πίεσης κάτω από την μπάλα θα δείχνουν μεγάλη μεταβλητότητα κίνησης. Αυτό το απλό παράδειγμα δείχνει ότι η μεταβλητότητα δεν προβλέπει απαραίτητα την αστάθεια. Ας πάρουμε μία άλλη περίπτωση που τα αποτελέσματά μας, μας δείχνουν ότι η μεταβλητότητα της στάσης αυξήθηκε λόγω επιδείνωσης του μηχανισμού του ορθοστατικού ελέγχου (Stergiou & Decker, 2011). Αυτή η αύξηση της μεταβλητότητας της στάσης μπορεί να ερμηνευθεί ως η υψηλότερη αστάθεια ή και πιο μεταβλητό σύστημα ορθοστατικού ελέγχου. Όμως, η πολυπλοκότητα είναι κάτι που κρύβεται μέσα στις χρονοσειρές και καταγράφει τη διακύμανση της συμπεριφοράς του συστήματος σε βάθος χρόνου. Επομένως, τα μέτρα γραμμικής μεταβλητότητας ποσοτικοποιούν μόνο το μέγεθος της ταλάντωσης και όχι τη χρονικά εξελισσόμενη δυναμική του

συστήματος ελέγχου στάσης (Harbourne & Stergiou, 2009; Ghomashchi et al., 2010; Stergiou & Decker, 2011).

Άλλες εφαρμογές μη-γραμμικών μέτρων στην σταθερότητα είναι η εντροπία, η διάσταση φρακτάλ και ο εκθέτης Lyapunov. Όπως αναφέρθηκε, σε αντίθεση με τα γραμμικά μοντέλα που αναλύουν το μέγεθος του σήματος (μήκος διαδρομής ΚΠ), τα μη γραμμικά μοντέλα χρησιμοποιούν το χρονοεξελικτικές ιδιότητες ενός σήματος για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με τις αλληλεπιδράσεις με τα συστήματα ελέγχου. Κάτω από σταθερές συνθήκες εργασίας και περιβάλλοντος, οι μη γραμμικές ιδιότητες του συστήματος ελέγχου στάσης προκύπτουν κυρίως λόγω των ελαστικών και αποσβεστικών ιδιοτήτων των μυών και των μεταβαλλόμενων χρονικών κλιμάκων των αισθητηριακών συστημάτων (όπως καθυστερήσεις και κατώφλια). Ένα από τα μη γραμμικά μέτρα, γνωστό ως εντροπία δείγματος, ποσοτικοποιεί το σύνολο της τυχαιότητας ή της ανωμαλίας. Η μορφοκλασματική διάσταση (διάσταση φρακτάλ) παρέχει τις πληροφορίες σχετικά με την αλλαγή των στρατηγικών ελέγχου που χρησιμοποιούνται για την όρθια στάση και εκτιμά την πολυπλοκότητα του συστήματος ως προς την τραχύτητα των χρονοσειρών. Ο εκθέτης Lyapunov διερευνά πώς οι καταστάσεις του συστήματος αλλάζουν με την πάροδο του χρόνου ως προς την εκθετική απόκλιση (ή σύγκλιση) των αρχικά κοντινών τροχιών και ο αυξανόμενος ρυθμός διαχωρισμού μεταξύ κοντινών τροχιών αντανακλά την ευαισθησία

του συστήματος στις αρχικές συνθήκες. Ειδικότερα, παρέχει ένα μέτρο της τοπικής σταθερότητας ενός δυναμικού συστήματος. Ο εκθέτης Lyapunov δείχνει μια ικανότητα προσαρμογής στο περιβάλλον (Kędzior & Błażkiewicz, 2020).

Οι παραδοσιακές μέθοδοι για την ποσοτικοποίηση της στατικής σταθερότητας, είναι ένας περιγραφικός τρόπος χαρακτηρισμού των προτύπων κίνησης του σώματος. Αυτές οι προσεγγίσεις δεν είναι αρκετά ευαίσθητες για να διερευνήσουν την δυναμική η οποία χαρακτηρίζει την ανθρώπινη φύση. Έτσι ορισμένες μη γραμμικές παράμετροι που βασίζονται στην έννοια του χάους, έχουν προταθεί για την ανίχνευση των σημαντικών κρυφών δυναμικών ιδιοτήτων των φυσιολογικών σημάτων. παράδειγμα γραμμικής και μη γραμμικής ανάλυσης αποτελεί και η μεταβλητότητα. Καθώς τα μέτρα γραμμικής μεταβλητότητας ποσοτικοποιούν μόνο το μέγεθος της ταλάντωσης και όχι τη χρονικά εξελισσόμενη δυναμική του συστήματος ελέγχου στάσης. Όμως παρά το γεγονός ότι τα μέτρα γραμμικής μεταβλητότητας αγνοούν τη χρονική δομή των χρονοσειρών, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως κριτήρια διάκρισης για παθολογικών καταστάσεων διαταραχές ισορροπίας (Harbourne & Stergiou, 2009; Ghomashchi et al., 2010; Stergiou & Decker, 2011). Συμπερασματικά, ο συνδυασμός γραμμικής και μη γραμμικής ανάλυσης θα μας δώσει πιο ολοκληρωμένες πληροφορίες για τα συστήματα ελέγχου της στατικής σταθερότητας και να τα ερμηνεύσουμε σε βάθος χρόνου.

2.7. Σύνοψη βιβλιογραφικής ανασκόπησης

Η ανθρώπινη διποδική στάση είναι από τη φύση της μια «ασταθής» κατάσταση, καθώς το ΚΜ κινείται διαρκώς παράγοντας ροπές, ενώ ταυτόχρονα το σώμα ανατροφοδοτείται με διάφορους τύπους αισθητηριακών πληροφοριών. Η στατική σταθερότητα αποτελεί ένα αναπόσπαστο μέρος σχεδόν όλων των κινήσεων του ανθρώπινου σώματος και η αστάθεια αναφέρεται να αποτελεί πρωταρχικό παράγοντα πτώσεων, με αποτέλεσμα σοβαρούς τραυματισμούς, ακόμη και θνησιμότητα, ιδιαίτερα σε ηλικιωμένους και σε άτομα με κινητικές διαταραχές Φυσιολογικά, τα συστήματα ελέγχου της ισορροπίας (οπτικό, αιθουσαίο, σωματοαισθητικό) ανιχνεύουν τις διαταραχές στη στάση και παράγουν ορισμένες κινήσεις μέσω στρατηγικών ελέγχου, ώστε να διατηρηθεί η όρθια στάση (Pollock et al., 2000; Allard et al., 2001; Horak, 2006; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013).

Το ΚΝΣ δημιουργεί κινήσεις χαμηλής συχνότητας ως μέρος στρατηγικής για τη διατήρηση του συστήματος ελέγχου της στατικής σταθερότητας σε εγρήγορση ώστε να εξουδετερώσει τις εξωτερικές απειλές στη στάση. Οι παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν τη σταθερότητα μελετώνται εκτενώς στη βιβλιογραφία και φαίνεται να είναι η ηλικία (Winter, 1995; Horak, 2006; Abrahamová et al., 2007; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Henry & Baudry, 2019; Fujio, & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021), το φύλο, η σωματική μάζα (Pollock et al., 2000; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Cheung & Schmuckler, 2021), η

σωματική μορφολογική διάπλαση, το ύψος του ΚΜ και η βάση στήριξης (Tse et al., 2013; Sprenger et al., 2020; Fujio, & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021). Η βάση στήριξης καθορίζει τα όρια κάθετης προβολής του ΚΜ και μέσω αυτής πραγματοποιείται η εισόδος των σωματοαισθητικών πληροφοριών. Η χρήση ασταθών επιφανειών, όπως η χρήση αφρώδους στρώματος, μπορεί να αυξήσει την ταλάντωση του σώματος, εφόσον μειώνεται η αποτελεσματικότητα της εισόδου των σωματοαισθητικών πληροφοριών και έτσι το άτομο πρέπει να βασιστεί στις πληροφορίες από το οπτικό και αιθουσαίο σύστημα (Tse et al., 2013; Sprenger et al., 2020; Fujio, & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021). Στη βιβλιογραφία μελετάται εκτενώς η σημασία της στατικής σταθερότητας και αναφέρονται τεχνικές αξιολόγησης όπως το δυναμοδάπεδο, η ηλεκτρομυογραφία, η επιταχυνσιομέτρηση, η μηχανομυογραφία και η ηλεκτροεγκεφαλογραφία. Ωστόσο, η χρησιμοποίηση επιφανειών εξάσκησης στατικής σταθερότητας, για την ποσοτικοποίηση της σταθερότητας σε ασταθείς συνθήκες φαίνεται να απασχολεί αρκετούς ερευνητές. Η εξάσκηση της σταθερότητας κορμού με χρήση ασταθών επιφανειών στήριξης φαίνεται να υπερτερεί έναντι των σταθερών επιφανειών και να βελτιώνει τόσο το στατικό όσο και το δυναμικό έλεγχο της σταθερότητας. Υπάρχουν πολλές συσκευές που αποτελούν ασταθείς επιφάνειες. Κάποιες από αυτές είναι μπάλες με πίεση αέρα (π.χ. φουσκωτές μπάλες γυμναστικής), ημισφαιρικές μπάλες με θόλο και επίπεδη πλευρά από σκληρό καουτσούκ (π.χ. μπάλα

BOSU), φουσκωτοί δίσκοι, σανίδες ισορροπίας, σωλήνες αφρού και πλατφόρμες αφρού υψηλής και χαμηλής συχνότητας καθώς και πολλές άλλες σχετικές συσκευές. Οι ασταθείς επιφάνειες εισάγουν μια ορθολογική αστάθεια εφόσον η ταλάντωση της στάσης μπορεί να προβάλλει το κέντρο μάζας πέρα από την περιοχή στήριξης της συσκευής και επειδή όταν η επιφάνεια παραμορφώνεται, γίνονται αλλαγές στο κέντρο πίεσης.

Έχει αναφερθεί αύξηση της μυϊκής δραστηριότητας στην περιοχή της ποδοκνημικής κατά τη στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες (Cimadoro et al., 2013; Strøm et al., 2016; Tse et al., 2018; Gebel et al., 2019; Mademni et al., 2021). Οι ροπές για την επίτευξη των στρατηγικών ελέγχου δημιουργούνται από την δραστηριότητα των μυών. Η θέση του ΚΠ έχει άμεση συσχέτιση με τον νευρικό έλεγχο των μυών της ποδοκνημικής. Όπως αναφέρθηκε ο έλεγχος της στάσης εξαρτάται από τις σωματοαισθητικές πληροφορίες μέσω της περιοχής που έρχεται σε επαφή με την επιφάνεια στήριξης. Μία ασταθής επιφάνεια αυξάνει την εξωτερική ταλάντωση, επιβάλλοντας ταχύτερες προσαρμογές του αισθητηριακού και κινητικού συστήματος. Τα συστήματα αυτά μεταφέρουν αυτές τις πληροφορίες σε πολυάριθμες δομές του εγκεφάλου έτσι ώστε να μπορεί να επιτευχθεί προσαρμοστικός έλεγχος στάσης, όπως είναι η παρεγκεφαλίδα, τα βασικά γάγγλια, ο θάλαμος και ο μετωπιαίος και βρεγματικός φλοιός (Nashner, 1982; Winter, 1995; Horak, 2006; Abrahamová et al., 2007; Mancini & Horak, 2010; Tse et al., 2013; Hammami et al., 2014; Han et al., 2015; Macedo et al., 2015; Sprenger et al., 2020; Cheung &

Schmuckler, 2021; Fujio & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021). Ωστόσο, οι ακριβείς νευροβιολογικοί μηχανισμοί που διέπουν τον έλεγχο της στατικής σταθερότητας είναι ακόμη ασαφείς (Payne & Ting, 2020). Παρόλα αυτά σύμφωνα με συγγραφείς, οι ασκήσεις ισορροπίας μπορεί να προκαλέσουν προσαρμογή του φλοιού για έλεγχο της στάσης και φανερώνεται αύξηση της δραστηριότητας του φλοιού όταν η ισορροπία γίνεται εξαιρετικά δύσκολη (Tse et al., 2018; Gebel et al., 2020). Καθίσταται εμφανές λοιπόν το γεγονός ότι όσο αναφερόμαστε στην ανθρώπινη ισορροπία, εκτός από τα αμιγώς μηχανικά στοιχεία, θα πρέπει να λάβουμε υπόψη και τους νευρομυϊκούς παράγοντες, προκειμένου αυτές οι αρχές να έχουν λειτουργική εφαρμογή στην ανθρώπινη ισορροπιστική συμπεριφορά.

Τέλος, αναφερόμενοι στην ποσοτικοποίηση της σταθερότητας και στην ορθή επιλογή των μεταβλητών για την εξαγωγή ορισμένων συμπερασμάτων, προτείνονται οι παραδοσιακές και οι μη γραμμικές αναλύσεις. Οι παραδοσιακές μέθοδοι για την ποσοτικοποίηση της στατικής σταθερότητας, είναι ένας περιγραφικός τρόπος χαρακτηρισμού των προτύπων κίνησης του σώματος. Αυτές οι προσεγγίσεις δεν είναι αρκετά ευαίσθητες για να διερευνήσουν την δυναμική η οποία χαρακτηρίζει την ανθρώπινη φύση. Έτσι ορισμένες μη γραμμικές παράμετροι που βασίζονται στην έννοια του χάους, έχουν προταθεί για την ανίχνευση των σημαντικών κρυφών δυναμικών ιδιοτήτων των φυσιολογικών σημάτων. παράδειγμα γραμμικής και μη γραμμικής ανάλυσης αποτελεί και η

μεταβλητότητα. Καθώς τα μέτρα γραμμικής μεταβλητότητας ποσοτικοποιούν μόνο το μέγεθος της ταλάντωσης και όχι τη χρονικά εξελισσόμενη δυναμική του συστήματος ελέγχου στάσης. Όμως παρά το γεγονός ότι τα μέτρα γραμμικής μεταβλητότητας αγνοούν τη χρονική δομή των χρονοσειρών, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως κριτήρια διάκρισης για παθολογικών καταστάσεων διαταραχές ισορροπίας (Harbourne & Stergiou 2009; Ghomashchi et al., 2010; Stergiou & Decker, 2011). Συμπερασματικά, ο συνδυασμός γραμμικής και μη γραμμικής ανάλυσης θα μας δώσει πιο ολοκληρωμένες πληροφορίες για τα συστήματα ελέγχου της στατικής σταθερότητας και να τα ερμηνεύσουμε σε βάθος χρόνου.

Πίνακας 2.1. Μέθοδοι αξιολόγησης της στατικής σταθερότητας (Mancini & Horak, 2010; Browne, 2001)

Μέθοδος	Είδος/Μέσο μέτρησης	Ερευνητές
A. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΕΙΣ		
Activities of Balance Confidence (ABC)	Ερωτηματολόγιο	Meyers, 1998
Tinetti Balance and Gait Test	Κλινική δοκιμασία	Tinetti 1986
Berg Balance Scale(BBS)	Κλινική δοκιμασία	Berg et al., 1992
The Timed “Up and Go Test”(TUG)	Κλινικό τεστ	Mathias et al., 1986
The Fugl-Meyer test	Κλινική δοκιμασία	Fugl-Meyer et al, 1975
One-leg stance duration	Τεστ ισορροπίας	Fregly, 1968; Fregly & Graybiel, 1973
The functional reach test	Τεστ ορίων σταθερότητας	Duncan et al, 1990
The fall risk index	Κλινική εκτίμηση (σκορ κινδύνου)	Tinetti et al, 1986
The Barthel Index	Αξιολόγηση ανεξαρτησίας καθημερινών κινήσεων	Mahoney and Barthel, 1965
B. ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ		
Balance Evaluation Systems Test (BESTest)	6 συστήματα ισορροπίας	Horak, Wrisley, Frank 2009
Physiological Profile Approach (PPA)	Φυσιολογικά ελλείμματα	Lord, 1993
Γ. ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΙΚΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΕΙΣ		
Static Posturography	Δυναμική πλατφόρμα-Κέντρο πίεσης	Bloem, Visser, Allum 2003
Dynamic posturography	Κινούμενη ηλεκτρονική επιφάνεια στήριξης-Κέντρο πίεσης	Bloem 2003
Wearable inertial sensors - Αδρανειακοί αισθητήρες	Γραμμική επιτάχυνση-Γωνιακή ταχύτητα κ.α	Aminian et al., 1999 κ.α
Anticipatory postural adjustments (APAs)	Επιτάχυνση ΚΜ	Brienere et al & Winter 1995
The potentiometric displacement transducer	Μοτίβα ταλάντωσης-μετακίνηση μέσης	Fernie and Holiday, 1978
Mechanical ataxia meters	Προσθιοπίσθια ταλάντωση-μέσω χορδής στη μέση του ατόμου	Wright, 1971
Sway magnetometry	Ταλάντωση σώματος προς προσθιοπίσθια και πλευρική κατεύθυνση	Dean et al, 1986
Multi-sensor polymer insoles	Μέτρηση κατανομής πίεσης στα πόδια	Pedotti et al, 1984
Three-dimensional video analysis	Ισορροπία σε δυναμική πλατφόρμα-τριδιάστατη ανάλυση ισορροπίας	Newton and Neal, 1994
Muscle electrodes	Συμβολή κύριων μυϊκών ομάδων στον ορθοστατικό έλεγχο	Signorile et al, 1995
Tracking	Αξιολόγηση αιθουσαίου συστήματος-αιθουσαίο-οφθαλμικό αντανakλαστικό	Rubin, 1984; Jones et al, 1984; Allison et al, 1996

Πίνακας 2.2. Ανασκόπηση βιβλιογραφίας ως προς τα είδη είδη ασταθών επιφανειών και τεχνικών καταγραφής σε μελέτες στατικής σταθερότητας.

Συγγραφείς	Δείγμα n	Προσπάθειες (αριθμός x δευτ.)	Όργανα μέτρησης	Επιφάνειες	Μεταβλητές
Alfuth et al. (2021)	27	3x30	HMG Δυναμοδάπεδο	Μονοποδική: Σταθερή επιφάνεια, δίσκος ισορροπίας με υφή & λεία	HMG: Δραστηριότητα TA,PL, SOL, GM, RF, VM, BF, GL Δυναμοδάπεδο: προσθιοπίσθια και πλευρική μετατόπιση ΚΠ
Büchel et al. (2021)	22	5x30	HEG Δυναμοδάπεδο	Μονοποδικά: Σταθερή και ασταθή επιφάνεια	HEG=α και θ PSD (10 κανάλια) Δυναμοδάπεδο: Ταχύτητα ταλάντωσης, περιοχή ταλάντωσης
Cimadoro et al. (2013)	13	2x5	HMG Δυναμοδάπεδο	Μονοποδικά: Σταθερή επιφάνεια, 3 δίσκοι ισορροπίας	HMG:RMS των SOL, TA, PL, EXD Δυναμοδάπεδο: μέση τιμή και μεταβλητότητα ΚΠ
de Brito Silva et al. (2016)	17	3x15	HMG Δυναμοδάπεδο Κάμερα	Μονοποδική: Σταθερή επιφάνεια, δίσκος ισορροπίας	HMG: Κανονικοποιημένες μέσες διορθωμένες τιμές TA,PL, SOL, GM, VL, RF, ST, BF Δυναμοδάπεδο: Διαδρομή ΚΠ, Ταχύτητα ΚΠ Κάμερα: ταχύτητα κορμού και κάτω άκρου
Gebel et al. (2020)	13	3x60	HMG HEG Δυναμοδάπεδο	Διποδικά: δίσκος ισορροπίας (6 παραλλαγές)	HEG=α και θ PSD (10 κανάλια) Δυναμοδάπεδο: Ταλάντωση σώματος
Gouwanda & Gopalai (2016)	24	1x60	Δυναμοδάπεδο	Διποδικά: Σταθερή επιφάνεια, BOSU	Δυναμοδάπεδο: Ταχύτητα ταλάντωσης, περιοχή ταλάντωσης, μήκος διαδρομής ΚΠ, RMS
Hülsdünker et al. (2015)	37	1x60	HEG	3 διαβαθμίσεις αστάθειας σε : Σταθερή επιφάνεια, Διποδική, μονοποδική = 9 συνθήκες	HEG: Απόλυτες τιμές ισχύος θ, (32 κανάλια)

Ο πίνακας συνεχίζει στην επόμενη σελίδα

Jacobs et al. (2015)	10	3x60	HΜΓ ΗΕΓ Δυναμοδάπεδο	Διποδικά: Σταθερή επιφάνεια, αφρώδες στρώμα	HΜΓ: φλοιομυϊκή συνοχή (TA, GL) ΗΕΓ: φλοιομυϊκή συνοχή (κανάλια Cz, CCP1h, CP1, C1, FC1, C2, CCP2h, CP2, FC2, FCC2h Δυναμοδάπεδο: RMS, εύρος, συνολική διαδρομή, μέση ταχύτητα μετατόπισης ΚΠ
Lee et al. (2018)	9	2x30	Δυναμοδάπεδο	Διποδικά: Σταθερή επιφάνεια, αφρώδες στρώμα, 3 δίσκοι αέρα	Δυναμοδάπεδο: Ταχύτητα ταλάντωσης, περιοχή ταλάντωσης, μήκος διαδρομής ΚΠ
Mademli et al. (2021)	20	1x120	HΜΓ Δυναμοδάπεδο	Διποδικά: Σταθερή επιφάνεια, αφρώδες στρώμα	HΜΓ: RMS των TA,PL, SOL, GM, GL Δυναμοδάπεδο: Smle (μέγιστους εκθέτες Lyapunov)
Moghadam et al. (2011)	16	3x30	Δυναμοδάπεδο	Διποδικά: Σταθερή επιφάνεια, αφρώδες στρώμα	Δυναμοδάπεδο: Τυπική απόκλιση πλάτους ΚΠ, ταχύτητας, πορτρέτο φάσης ΚΠ, SD ταχύτητας ΚΠ, μέση ταχύτητα και εμβαδόν (95% έλλειψη εμπιστοσύνης).
Strøm et al. (2016)	19	3x15	Κάμερα HΜΓ	Μονοποδική: Σταθερή επιφάνεια, δίσκος ισορροπίας, αφρώδες στρώμα, BOSU	Κάμερα: μεταβλητότητα εύρους πρηνισμού-υπτιασμού, μέγιστη ταχύτητα πρηνισμού-υπτιασμού, αλλαγή κατεύθυνσης πρηνισμού-υπτιασμού HΜΓ: μέσος όρος και μεταβλητότητα της δραστηριότητας PL
Lubetzky-Vilnai et al. (2015)	30	3x60	Δυναμοδάπεδο	Διποδική & Μονοποδική: Σταθερή επιφάνεια, αφρώδες στρώμα και BOSU	Δυναμοδάπεδο: PSD σταθερογράμματος
Walsh et al. (2021)	20	2x*	Δυναμοδάπεδο	Διποδικά: Σταθερή επιφάνεια, αφρώδες στρώμα	Δυναμοδάπεδο: Μήκος διαδρομής ΚΠ, εύρος, RMS, εντροπία δείγματος, διάσταση συσχέτισης
Tse et al. (2013)	17	3x5	ΗΕΓ Δυναμοδάπεδο	Σταθερή επιφάνεια αφρώδες στρώμα	ΗΕΓ: α,β & σ PSD (9 κανάλια: F3,F4,FZ,C3,C4,CZ,P3,P4,POz) Δυναμοδάπεδο: CV% postural sway

*δεν αναφέρεται η διάρκεια των προσπαθειών

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

Μεθοδολογία

3.1. Συμμετέχουσες της έρευνας

Οι συμμετέχουσες της παρούσας εργασίας ήταν 25 νεαρές γυναίκες, ηλικιακού εύρους 18 έως 30 ετών. Τα χαρακτηριστικά των συμμετεχουσών παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.1. Τα κριτήρια συμμετοχής ήταν η ηλικία και το φύλο, καθώς αυτά αναφέρονται ότι επηρεάζουν τη στατική σταθερότητα (Winter, 1995; Horak, 2006; Abrahamová et al., 2007; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Henry & Baudry, 2019; Fujio & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021). Επιπλέον στα κριτήρια επιλογής των συμμετεχουσών συμπεριλήφθηκαν και τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά του αναστήματος (Susan, 2005; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Cheung & Schmuckler, 2021 και της σωματικής μάζας (Pollock et al., 2000; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Cheung & Schmuckler, 2021), καθώς και αυτά αναφέρονται να επιδρούν στη στατική σταθερότητα. 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. 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).

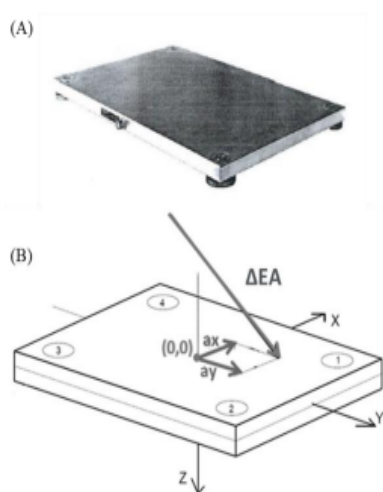
3.2. Όργανα μέτρησης

3.2.1. Συλλογή κινητικών δεδομένων – δυναμογράφηση

Για τη συλλογή κινητικών δεδομένων χρησιμοποιήθηκε φορητό ηλεκτρονικό δυναμοδάπεδο (Kistler Type: 9286AA, Switzerland), σχήματος παραλληλογράμμου και διαστάσεων 60 cm × 40 cm × 3,5 cm, με μονάδα διασύνδεσης (DAQ-Kistler 5691A1), συνδεδεμένο με ένα σταθερό ηλεκτρονικό υπολογιστή (Εικόνα 3.1.). Το δυναμοδάπεδο χρησιμοποιεί μηχανοηλεκτρικούς μετατροπείς δύναμης (μετρητές τάσης ή πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους) και καταγράφουν τις δυνάμεις αντίδρασης εδάφους μεταξύ σώματος και εδάφους, επιτρέποντας έτσι τον υπολογισμό του ΚΠ. 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 (Mx, My, Mz), από τις οποίες

υπολογίζονται τελικά οι συντεταγμένες του κέντρου πίεσης (ΚΠ). Τα δεδομένα από το δυναμοδόπεδο συλλέχθηκαν χρησιμοποιώντας το λογισμικό BioWare® Data Acquisition and Analysis (2812A1 έκδοση 5.3.0.7) της Kistler, με συχνότητα δειγματοληψίας 500 Hz (Moghadam et al., 2011; de Brito Silva et al., 2016).

Στην παρούσα μελέτη προστίθενται η κάθε επιφάνεια στήριξης πάνω στην επιφάνεια του δυναμοδαπέδου.



Εικόνα 3.1. Όργανο Δυναμογράφησης: Φορητό δυναμοδόπεδο 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 το τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο BioNomadix (BN-ACCL3) από την

BIOPAC Systems, Inc (Εικόνα 3.2.). Είναι μία συσκευή μέτρησης της επιτάχυνσης ευρέος φάσματος. Ο συγκεκριμένος αδρανειακός αισθητήρας χρησιμοποιεί την τεχνολογία των αισθητήρων MEMS. Ο ασύρματος πομπός BN-ACCL3 συνδέεται με τον κύριο ενισχυτή MP160 και το λογισμικό Acqknowledge®. 5.0.2. Το σύστημα εξάγει τιμές επιτάχυνσης X, Y και Z σε τρία συνδεδεμένα κανάλια. Η φορά περιστροφής γύρω από κάθε άξονα ορίστηκε από τον κανόνα του δεξιού χεριού. Ως θετική περιστροφή ορίστηκε η φορά αντίθετη των δεικτών του ρολογιού. Η μονάδα μέτρησης που χρησιμοποιείται από αυτές τις συσκευές είναι η μονάδα επιτάχυνσης βαρύτητας ‘G’ και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μέτρηση σε εύρος $\pm 16G$. Ο αισθητήρας ακινητοποιήθηκε με τη χρήση ιμάντα και ασφαλίστηκε σφιχτά στο κέντρο μάζας της κνήμης (41.9% του μήκους της κνήμης, δηλαδή της απόστασης από τον έξω μηριαίο κόνδυλο έως το έξω σφυρό). Η συχνότητα δειγματοληψίας ορίστηκε στα 125 Hz (Ghislieri et al., 2019).

3.2.3. Εγκεφαλική ενεργοποίηση – ηλεκτροεγκεφαλογραφία

Στη παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε ηλεκτροεγκεφαλογράφος Biopac MP150, BN-EEG2-T (AcqKnowledge software v. 5.0, Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA, USA). Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα αποτελείται από τις μετρήσεις των διαφορών δυναμικού ανάμεσα στα ζεύγη των ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στην επιφάνεια του κεφαλιού. Η κύρια μονάδα MP150 λαμβάνει δεδομένα από τον ασύρματο ενισχυτή EEG BioNomadix

Transmitter, ο οποίος είναι ειδικά σχεδιασμένος για τη μέτρηση δύο καναλιών δεδομένων ΗΕΓ (Εικόνα 3.3). Ο ασύρματος ενισχυτής θα συνδεθεί μέσω δύο καλωδίων BN-ADAPT-3 και BN-ADAPT-2 με το καπέλο ηλεκτροδίων. Το καλώδιο BN-ADAPT-3 θα συνδεθεί με τη γείωση, το ηλεκτρόδιο καταγραφής C3 και με το καλώδιο αναφοράς (κοινή αναφορά) το οποίο κατέληγε στον λοβό του πτερυγίου του ωτός. Το καλώδιο BN-ADAPT-2 συνδέθηκε με το ηλεκτρόδιο καταγραφής C4 και την κοινή αναφορά. Η επιλογή των συγκεκριμένων ηλεκτροδίων έγινε επειδή ο φλοιός γύρω από τις τοποθεσίες C3, C4 και Cz ασχολείται με αισθητηριακές και κινητικές λειτουργίες (Teplan 2002; Müller-Putz 2020). Τα ηλεκτρόδια είναι προσαρμοσμένα σε ένα ελαστικό καπέλο (BN-EEGCAP-SYS) για γρήγορη τοποθέτηση και αμετάβλητη κάλυψη όλου του δέρματος της κεφαλής, σύμφωνα με το σύστημα 10/20. Τα ηλεκτρόδια από το καπέλο έρχονται σε επαφή με το τριχωτό της κεφαλής μέσω ενός ειδικού ζελέ ηλεκτροδίων για να επιτευχθεί υψηλή ηλεκτρική αγωγιμότητα. Είναι φιλικό προς το δέρμα, υποαλλεργικό και υδατοδυσλυτό.

Σε πρώτο στάδιο τα σήματα εξάγονται από τα ηλεκτρόδια, οι αισθητήρες μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων σε ρεύμα ηλεκτρονίων εντός των καλωδίων, τα οποία με τη σειρά τους οδηγούν αυτό το ρεύμα σε επόμενα στάδια επεξεργασίας. Τα σήματα ελήφθησαν με δειγματοληψία 1000 Hz και πριν την ανάλυση τους υποβλήθηκαν σε επεξεργασία ώστε να καθαριστούν από πιθανό θόρυβο. Ο χώρος των μετρήσεων ήταν προστατευμένος από ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές.

3.2.4. Μυϊκή ενεργοποίηση–δονησιομυογραφία

Για τη μέτρηση της ενεργοποίησης του πρόσθιου κνημιαίου, της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου και του μακρύ περονιαίου χρησιμοποιήθηκε ο δονησιομυογράφος (ΔΜΓ) Biopac MP150 (AcqKnowledge software v. 5.0, Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA, USA).

Το σύστημα χρησιμοποιεί ευαίσθητα μικροηλεκτρομηχανικά επιταχυνσιόμετρα και προηγμένους αλγόριθμους ανάλυσης σήματος για την παρακολούθηση της δόνησης των μυών. Ο αισθητήρας TSD250A VMG Transducer έχει μάζα 10 γραμμάρια (Εικόνα 3.4.). Οι μετατροπείς ΔΜΓ καταγράφουν δεδομένα δόνησης που λαμβάνονται από μικρούς, άνετους αισθητήρες μικροηλεκτρομηχανικών συστημάτων (MEMS) και ειδικό λογισμικό για την αναπαραγωγή των καταγραφόμενων σημάτων. Επειδή τα συστήματα BIOPAC VMG δεν χρησιμοποιούν ηλεκτρόδια, δεν απαιτούν προετοιμασία του δέρματος.

(A)



(B)



Εικόνα 3.3. Όργανο ηλεκτροεγκεφαλογραφίας:
(A) Καπέλο BN-EEGCAP-SYS (B) Ασύρματος ενισχυτής ηλεκτροεγκεφαλογραφίας BN-EEG2-T Τα δεδομένα σήματος ΗΕΓ μεταδίδονται με ρυθμό 2.000 Hz, παρέχοντας μια κυματομορφή εξαιρετικά υψηλής ανάλυσης στην έξοδο.

Η δειγματοληψία ορίστηκε στα 2000 Hz και εφαρμόστηκε το αυτόματο φίλτρο δονησιομυογραφίας του

λογισμικού Acqknowledge®. 5.0.2 Software. Η τοποθέτηση των αισθητήρων έγινε με τη χρήση ζώνης, η οποία ασφαλίστηκε σφιχτά με τον ένα ΔΜΓ στο 1/3 της κατεύθυνσης της γραμμής μεταξύ της άκρης της περόνης και της άκρης του έσω σφυρού για τον πρόσθιο κνημιαίο, τον δεύτερο ΔΜΓ στο πιο εμφανές εξόγκωμα της έσω κεφαλής του γαστροκνήμιου μυός και τον τρίτο αισθητήρα στο 25% της γραμμής μεταξύ της άκρης της κεφαλής της περόνης έως τον έξω σφυρό (SENIAM) (Cimadoro et al., 2013; Strøm et al., 2016). Οι συμμετέχουσες αξιολογήθηκαν σε μία κινητική δοκιμασία μονοποδικής στήριξης σε πέντε διαφορετικές επιφάνειες (Εικόνα 3.5.)

3.3. Κινητικές δοκιμασίες

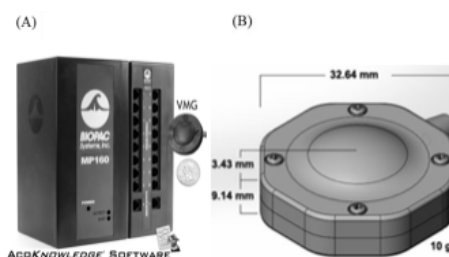
Οι επιφάνειες που χρησιμοποιήθηκαν είναι: α) έδαφος, β) αφρώδες στρώμα, γ) περιστρεφόμενος δίσκος, δ) φουσκωτός δίσκος, ε) ημισφαιρική μπάλα (Εικόνα 3.5.). Το ύψος των επιφανειών μετρήθηκε τόσο στην έναρξη όσο και στη λήξη των μετρήσεων για τον έλεγχο της φθοράς του ή της μείωσης πίεσης του αέρα (Gouwanda & Gopalai, 2017).

Έγιναν πέντε προσπάθειες σε κάθε επιφάνεια με διάρκεια καταγραφής 40 δευτερολέπτων. Μεταξύ των προσπαθειών υπήρξε διάλειμμα 2 λεπτών και μεταξύ των επιφανειών δόθηκε χρόνος ανάπαυσης 5 λεπτών.

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. Για τη μέτρηση σωματικής μάζας, 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 σωματικού αναστήματος, 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. Από τα ανθρωπομετρικά αυτά δεδομένα υπολογίστηκε ο δείκτης μάζας σώματος (ΔΜΣ) μέσω της σχέσης $\Delta\text{Μ}\Sigma = \Sigma\text{Μ (kg)}/\Sigma\text{Α}^2 \text{ (m}^2\text{)}$. Η κατηγοριοποίηση του ΔΜΣ έγινε σύμφωνα με τον τις προδιαγραφές του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας. Στη συνέχεια τοποθετήθηκε ο απαραίτητος εξοπλισμός για τη συλλογή των δεδομένων.

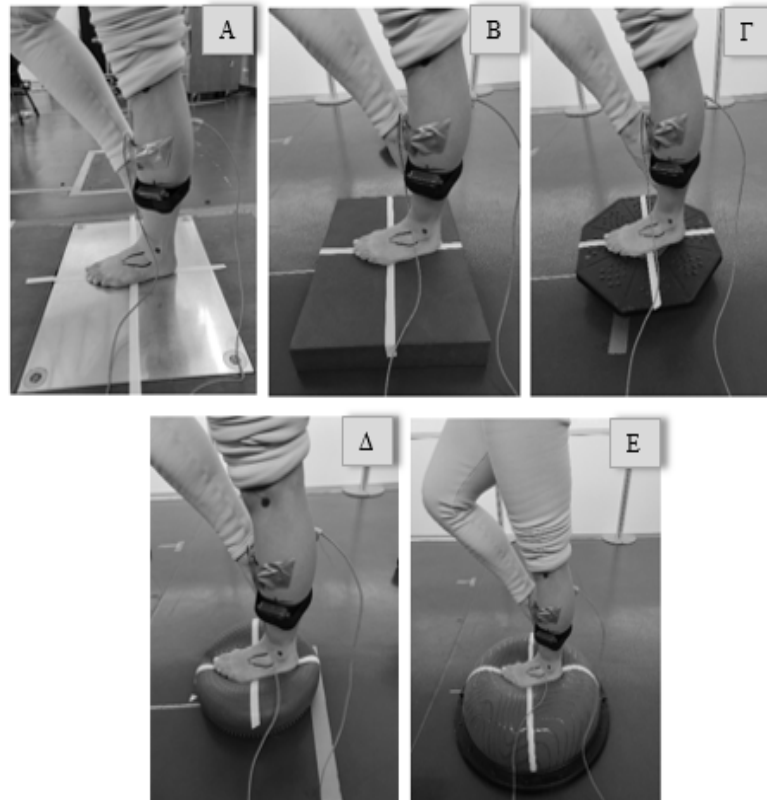


Εικόνα 3.4. Όργανο δονησιομογραφίας: (Α) Ασύρματος ενισχυτής δονησιομογραφίας Biopac MP160 (Β) Επιταχυνσιόμετρο TSD250A VMG Transducer.

3.5. Επεξεργασία και εξαγωγή μεταβλητών

3.5.1. Κινητικές μεταβλητές σταθερότητας-κέντρο πίεσης.

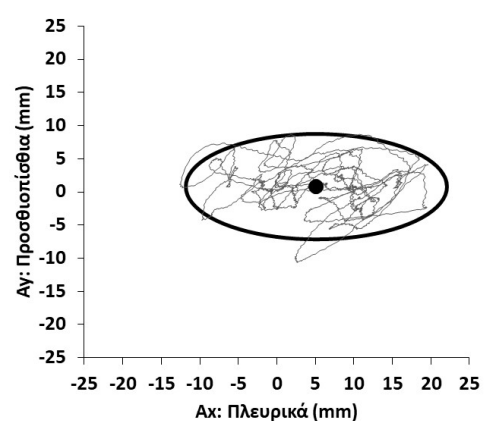
Η επεξεργασία των πρωτογενών δεδομένων και η εξαγωγή των μεταβλητών της δυναμογράφησης



Εικόνα 3.5. Κινητικές δοκιμασίες. Μονοποδική στήριξη σε πέντε ασταθείς επιφάνειες:- Μονοποδική στήριξη σε έδαφος (Α) αφρώδες στρώμα (Β) περιστρεφόμενος δίσκος (Γ) φουσκωτός δίσκος (Δ), ημισφαιρική μπάλα (Ε).

έγινε μέσω του λογισμικού Matlab R2023a, Mathworks (Mathworks Inc., Natick, MA, ΗΠΑ). Το πρώτο βήμα στην ανάλυση των κυματομορφών του ΚΠ ήταν η εφαρμογή φίλτρου άπειρης κρουστικής απόκρισης (IIR) βαθυπερατό Butterworth με συχνότητα αποκοπής (cutoff frequency) 10 Hz. Στη συνέχεια αφαιρέθηκαν τα 5 πρώτα και τα 5 τελευταία δευτερόλεπτα του σήματος και χρησιμοποιήθηκαν τα ενδιάμεσα 30 δευτερόλεπτα (περίοδος εισαγωγής και τελική περίοδος) ώστε να σταθεροποιηθεί το σήμα. Επιπλέον, πραγματοποιήθηκε αφαίρεση των γραμμικών τάσεων (detrending). Η κινητική μεταβλητή η οποία εξήχθη σε προσθιοπίσθια και πλάγια κατεύθυνση

είναι η συνισταμένη διαδρομή του ΚΠ (Εικόνα 3.6).



Εικόνα 3.6. Κέντρο πίεσης. Ενδεικτική αναπαράσταση της συνισταμένης διαδρομής του κέντρου πίεσης σε συναρτησιακή προσαρμογή της σε συνάρτηση έλλειψης με διάστημα εμπιστοσύνης 95%.

από το άθροισμα των διαδοχικών μετατοπίσεων σε χρονικά πλαίσια dt ($dt = 1/fs$, όπου $fs = 1000$ Hz συχνότητα δειγματοληψίας) για 30 δευτερόλεπτα. Υπολογίστηκε η μέση τιμή των πέντε προσπαθειών σε κάθε συνθήκη όπως επίσης και η μεταβλητότητα της συνολικής διαδρομής του ΚΠ ως το πηλίκο της τυπικής απόκλισης προς την μέση τιμή των προσθιοπίσθιων και πλάγιων κατευθύνσεων της συνολικής διαδρομής του ΚΠ υπολογιστικών φύλλων Microsoft Excel 2017.

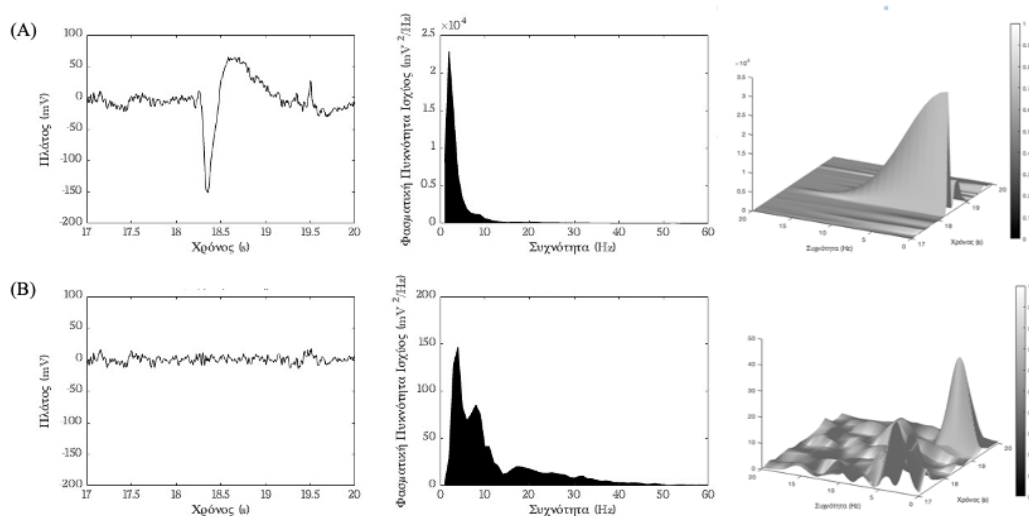
3.5.2. Κινηματικές μεταβλητές σταθερότητας-επιταχυνσιομέτρηση

Τα αρχικά δεδομένα υποβλήθηκαν σε αρχική επεξεργασία και εξήχθησαν μεταβλητές από την επιταχυνσιομέτρηση χρησιμοποιώντας το λογισμικό Matlab R2023a, Mathworks (Mathworks Inc., Natick, MA, ΗΠΑ). Εφαρμόστηκε φίλτρο άπειρης κρουστικής απόκρισης (IIR) βαθυπερατό Butterworth με συχνότητα αποκοπής (cutoff frequency) 10 Hz. Για να αποκλειστεί η φάση έναρξης και η φάση λήξης, σε όλες τις δοκιμές, δεν χρησιμοποιήθηκαν τα πρώτα 5 και 5 τελευταία δευτερόλεπτα της επιταχυνσιομετρικής καταγραφής. Έτσι, από τα 30 δευτερόλεπτα σταθερού σήματος υπολογίστηκε το πλάτος του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης (Jerk) σε χρονικά πλαίσια dt ($dt = 1/fs$, όπου $fs = 125$ Hz συχνότητα δειγματοληψίας) και υπολογίστηκε η μέση τιμή, η τυπική απόκλιση και η μεταβλητότητα των προσπαθειών μέσω υπολογιστικών φύλλων Microsoft Excel 2017.

3.5.3. Μεταβλητές ηλεκτροεγκεφαλογραφίας

Τα ληφθέντα ΗΕΓ δεδομένα υποβλήθηκαν σε επεξεργασία χρησιμοποιώντας το λογισμικό Matlab R2023a, Mathworks (Mathworks Inc., Natick, MA, ΗΠΑ). Αρχικά, πραγματοποιήθηκε ελάττωση της δειγματοληψίας σε 256 Hz και εφαρμόστηκαν φίλτρα πεπερασμένης κρουστικής απόκρισης (FIR), με τρία φίλτρα διαδοχικά : ζωνοφρακτό φίλτρο 49-51 Hz, υψιπερατό φίλτρο 2 Hz και χαμηλοπερατό φίλτρο 70 Hz. Για την αφαίρεση του θορύβου πραγματοποιήθηκε με την εργαλειοθήκη Wavelet Signal Denoiser (Matlab R2023a,) μέσω μετασχηματισμού Wavelet (Zangeneh et al., 2022).

Στην Εικόνα 3.7. παρουσιάζεται το σήμα ΗΕΓ πριν και μετά την εφαρμογή των φίλτρων. Για να αποκλειστεί η φάση έναρξης και η φάση λήξης, σε όλες τις προσπάθειες, δεν χρησιμοποιήθηκαν τα πρώτα 5 και τα 5 τελευταία δευτερόλεπτα της ΗΕΓ καταγραφής. Για τα εναπομείναντα 30 δευτερόλεπτα σταθερού σήματος έγινε ανάλυση ειδικών συχνοτήτων (κάθε προσπάθεια χωριστά). Στη συνέχεια, μέσω γρήγορου μετασχηματισμού Φουριέ εξήχθη το φασματικό περιεχόμενο του ΗΕΓ σήματος. Έτσι, εξήχθη και η φασματική πυκνότητα ισχύος των προκαθορισμένων ζωνών συχνοτήτων άλφα (8-13 Hz), βήτα (>13 Hz), θήτα (4-7 Hz) και δέλτα (<4 Hz), από τα ηλεκτρόδια C3 (κεντρικά-αριστερό ημισφαίριο) και C4 (κεντρικά-δεξιό ημισφαίριο). Υπολογίστηκε ο μέσος όρος, η τυπική απόκλιση και η μεταβλητότητα της φασματικής ισχύος των α , β και γ συχνοτήτων (Gebel et al., 2020; Büchel et al., 2021).



Εικόνα 3.7. Αναπαράσταση HMF σήματος στα πεδία χρόνου και συχνότητας: Σήμα HMF πριν (A) και μετά (B) την εφαρμογή φίλτρων και τον μετασχηματισμό Wavelet.

3.5.4. Μεταβλητές δονησιομιογραφίας

Πριν την εξαγωγή μεταβλητών εφαρμόστηκε το αυτόματο φίλτρο δονησιομιογραφίας του λογισμικού Acqknowledge®. 5.0.2 Software. Στη συνέχεια για να αποκλειστεί η φάση έναρξης και η φάση λήξης, σε όλες τις δοκιμές, δεν χρησιμοποιήθηκαν τα πρώτα 5 δευτερόλεπτα και τα τελευταία 5 δευτερόλεπτα της ΔΜΓ καταγραφής. Έτσι από τα 30 δευτερόλεπτα εξήχθη η μέση τετραγωνική ρίζα του ΔΜΓ σήματος (Matlab R2021B, Mathworks) και υπολογίστηκε η μέση τιμή, η τυπική απόκλιση και η μεταβλητότητα των προσπαθειών.

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 επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (one-way repeated measures ANOVA) για την εξέταση της επίδρασης του κύριου παράγοντα επιφάνεια με πέντε επίπεδα (έδαφος, αφρώδες στρώμα, περιστρεφόμενος δίσκος, φουσκωτός δίσκος, ημισφαιρική μπάλα). Σε περίπτωση σημαντικής επίδρασης ακολούθησαν ενδοζευγικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών στήριξης. Πραγματοποιήθηκαν διορθώσεις Bonferroni για όλες τις συγκρίσεις. Για τις στατιστικές αναλύσεις χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό SPSS version 28.0 (IBM statistics) με αποδεκτό επίπεδο σημαντικότητας $\alpha = 0.05$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

Αποτελέσματα

4.1. Χαρακτηριστικά των συμμετεχουσών

Στον Πίνακα 4.1. απεικονίζονται οι περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και συντελεστής μεταβλητότητας) των χαρακτηριστικών των συμμετεχουσών.

Τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά εμφανίζουν σχετικά χαμηλή μεταβλητότητα ($< 20\%$) με ιδιαίτερα χαμηλή μεταβλητότητα (2.6%) το σωματικό ανάστημα.

4.2. Σύγκριση μεταξύ επιφανειών

4.2.1. Κινητική μεταβλητή σταθερότητας-κέντρο πίεσης

Στους Πίνακες 4.2 και 4.3. παρουσιάζονται αναλυτικά οι περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες (μέσες τιμές, τυπικές αποκλίσεις και συντελεστές μεταβλητότητας) για τη διαδρομή του ΚΠ σε προσθιοπίσθια

και πλάγια διεύθυνση και οι τιμές p κατά τις ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των επιφανειών αντιστοίχως. Στο Σχήμα 4.1. αναπαρίστανται οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις της διαδρομής του ΚΠ (προσθιοπίσθια και πλάγια).

Η μονοπαραγοντική ανάλυση διασποράς, έδειξε στατιστικά σημαντική επίδραση της ασταθούς επιφάνειας προσθιοπίσθια $F(2.3,56) = 38.77$, $\eta^2 = 0.62$, $p < 0.001$ και πλάγια $F(2.2,52) = 38.69$, $\eta^2 = 0.62$, $p < 0.001$. Ο έλεγχος της υπόθεσης για σφαιρικότητα παραβιάστηκε, επομένως χρησιμοποιήθηκαν οι τιμές Greenhouse-Geisser.

Οι παρατηρούμενες διαφορές κατά τη σύγκριση μεταξύ των επιφανειών ήταν στατιστικά σημαντικές ($p < 0.05$). Εξαίρεση αποτελεί μόνο η ΕΔΦ-ΑΣ τόσο προσθιοπίσθια όσο και πλάγια καθώς και η σύγκριση ΦΔ-HM σε πλάγια διεύθυνση ($p > 0.05$).

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

Χαρακτηριστικά	Mean	SD	CV (%)
Ηλικία (Ετη)	24.08	3.63	15.07
Σωματική Μάζα (Kg)	58.44	8.21	14.04
Σωματικό Ανάστημα (m)	1.64	0.04	2.60
Δείκτης Μάζας Σώματος (kg/m^2)	21.55	2.52	11.71

Πίνακας 4.2. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) της διαδρομής του κέντρου πίεσης (ΚΠ) σε προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση (cm). ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ: περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

		Mean $\pm$ SD (CV%)				
		ΕΔΦ	ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ
Διαδρομή ΚΠ (m)	Προσθιοπίσθια	0.58 $\pm$ 0.10 (10.58%)	0.63 $\pm$ 0.11 (10.78%)	0.74 $\pm$ 0.15 (13.05%)	0.87 $\pm$ 0.18 (11.66%)	1.15 $\pm$ 0.33 (17.16%)
	Πλάγια	0.62 $\pm$ 0.10 (10.78%)	0.69 $\pm$ 0.15 (10.46%)	0.97 $\pm$ 0.26 (16.30%)	1.26 $\pm$ 0.37 (14.27%)	1.54 $\pm$ 0.51 (15.93%)

Πίνακας 4.3. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p από την ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των επιφανειών της διαδρομής του κέντρου πίεσης ΚΠ σε προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

		ΕΔΦ				ΑΣ		ΠΔ		ΦΔ	
		ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ	ΦΔ	ΗΜ	ΗΜ
Διαδρομή	Προσθιοπίσθια	0.268	<.001	<.001	<.001	0.033	<.001	<.001	0.048	<.001	0.009
ΚΠ (cm)	Πλάγια	0.866	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	0.009	0.002	0.219

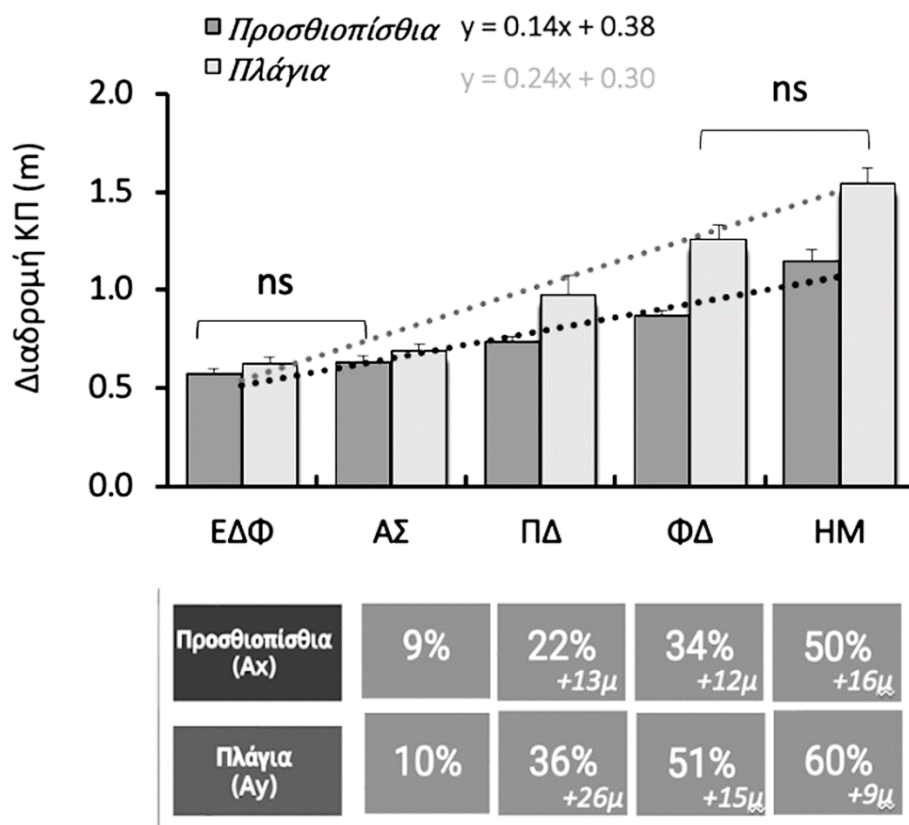
Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα

4.2.2 Κινηματική μεταβλητή σταθερότητας-επιταχυνσιομέτρηση

Οι Πίνακες 4.4. και 4.5. δείχνουν αναλυτικά τους περιγραφικούς στατιστικούς δείκτες (μέσες τιμές, τυπικές αποκλίσεις και συντελεστές μεταβλητότητας) για τον PME σε προσθιοπίσθια πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση και τις τιμές p κατά τις ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των επιφανειών αντιστοίχως.

Στο Σχήμα 4.2. αναπαρίστανται οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις του PME (προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφα).

Η μονοπαραγοντική ανάλυση διασποράς έδειξε στατιστικά σημαντική επίδραση της ασταθούς επιφάνειας προσθιοπίσθια $F(1.9,45.7) = 117.55$, $\eta^2 = 0.83$, $p < 0.001$, κατακόρυφα $F(1.6,45.7) = 66.18$, $\eta^2 = 0.73$, $p < 0.001$ και πλάγια $F(1.8,42.4) = 113.82$, $\eta^2 = 0.83$, $p < 0.001$. Ο έλεγχος της υπόθεσης για σφαιρικότητα παραβιάστηκε, επομένως χρησιμοποιήθηκαν οι τιμές Greenhouse-Geisser. Οι παρατηρούμενες διαφορές κατά τη σύγκριση μεταξύ των επιφανειών ήταν όλες στατιστικά σημαντικές ($p < 0.05$).



Σχήμα 4.1. Κινητική Μεταβλητή Σταθερότητας– Κέντρο πίεσης - Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής του κέντρου πίεσης (ΚΠ) στην προσθιοπίσθια (μαύρη ράβδος) και πλάγια διεύθυνση (γκρι ράβδος). Στο κάτω σχήμα παρουσιάζεται η ποσοστιαία αύξηση για κάθε επιφάνεια συγκριτικά με το έδαφος (κέντρο) και διαδοχικά ανά επιφάνεια (κάτω δεξιά) σε εκατοστιαίες μονάδες. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. *σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$) εκτός δεικτών.

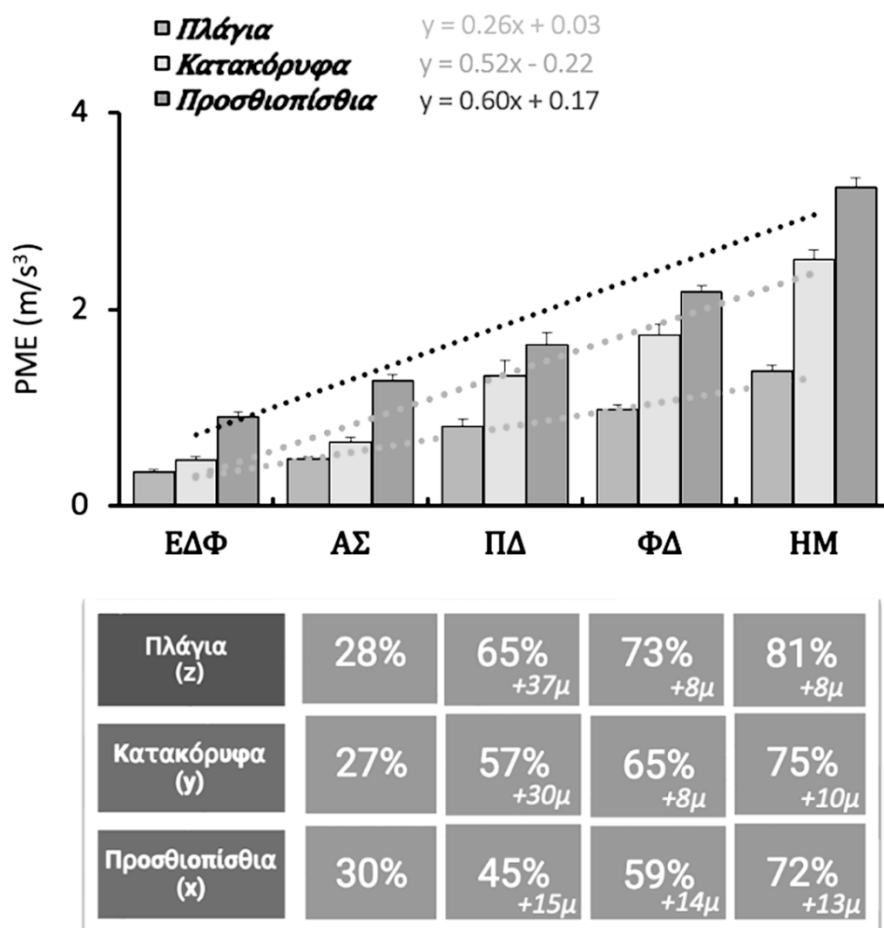
Πίνακας 4.3. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης (PME) σε προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

		Mean $\pm$ SD (CV%)				
		ΕΔΦ	ΑΣ	ΠΑ	ΦΔ	ΗΜ
PME (m/s ³)	Προσθιοπίσθια	0.90 $\pm$ 0.06 (6.45%)	1.28 $\pm$ 0.06 (4.58%)	1.64 $\pm$ 0.13 (7.9%)	2.17 $\pm$ 0.07 (3.02%)	3.25 $\pm$ 0.09 (2.91%)
	Πλάγια	0.35 $\pm$ 0.02 (6.32%)	0.47 $\pm$ 0.02 (5.06%)	0.8 $\pm$ 0.07 (8.95%)	0.98 $\pm$ 0.05 (5.13%)	1.37 $\pm$ 0.06 (4.32%)
	Κατακόρυφα	0.47 $\pm$ 0.04 (8.37%)	0.65 $\pm$ 0.05 (7.24%)	1.32 $\pm$ 0.16 (11.92%)	1.73 $\pm$ 0.12 (6.67%)	2.51 $\pm$ 0.09 (3.67%)

Πίνακας 4.4. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p από την ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των επιφανειών του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης (PME) σε προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

		ΕΔΦ				ΑΣ			ΠΔ		ΦΔ
		ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ	ΦΔ	ΗΜ	ΗΜ
PME (m/s ³)	Προσθιοπίσθια	<.001	<.001	<.001	<.001	0.002	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001
	Πλάγια	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001
	Κατακόρυφα	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001

Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα



Σχήμα 4.2. Κινηματική μεταβλητή σταθερότητας – επιταχυνσιομέτρηση. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης στην προσθιοπίσθια (λευκή ράβδος), πλάγια διεύθυνση (μαύρη ράβδος) και κατακόρυφη διεύθυνσης (γκρι ράβδος). Στο κάτω σχήμα παρουσιάζεται η ποσοστιαία αύξηση για κάθε επιφάνεια συγκριτικά με το έδαφος (κέντρο) και διαδοχικά ανά επιφάνεια (κάτω δεξιά) σε εκατοστιαίες μονάδες. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.*σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$).

4.2.3. Εγκεφαλική δραστηριότητα

Στον Πίνακα 4.5. παρουσιάζονται οι περιγραφικοί δείκτες (μέσες τιμές, τυπικές αποκλίσεις και συντελεστές μεταβλητότητας) των μεταβλητών της εγκεφαλικής δραστηριότητας.

Ο Πίνακας 4.3. δείχνει τις τιμές p κατά τις ενδοζευγικές συγκρίσεις των επιφανειών για τις μεταβλητές ΗΕΓ.

Στο Σχήμα 4.3. αναπαρίστανται οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις της μέσης τετραγωνικής ρίζας (RMS) του ΗΕΓ σήματος στην κεντρική αριστερή (C3) και κεντρική δεξιά (C4) περιοχή ως προς τις πέντε επιφάνειες.

Η μονοπαραγοντική ανάλυση διασποράς έδειξε στατιστικά σημαντική επίδραση της ασταθούς επιφάνειας στο συνολικό σήμα ΗΕΓ στο κανάλι C3 $F(1.6, 37.5) = 18$, $\eta^2 = 0.43$, $p < 0.001$ και C4 $F(1.5, 36.5) = 14$, $\eta^2 = 0.37$, $p < 0.001$. Όσο αφορά τα επιμέρους κύματα υπήρξε σημαντική επίδραση της ασταθούς επιφάνειας στο κανάλι C3 στα κύματα άλφα $F(1.5, 45.7) = 21.89$, $\eta^2 = 0.49$, $p < 0.001$, βήτα $F(1.9, 44) = 29.80$, $\eta^2 = 0.57$, $p < 0.001$ και γάμμα $F(2.3, 52.3) = 24.92$, $\eta^2 = 0.52$, $p < 0.001$ και στο κανάλι C4 στα κύματα άλφα $F(1.5, 34) = 14.48$, $\eta^2 = 0.39$, $p < 0.001$, βήτα $F(1.7, 38.9) = 26.12$, $\eta^2 = 0.52$, $p < 0.001$ και γάμμα $F(2, 46.4) = 24.92$, $\eta^2 = 0.52$, $p < 0.001$. Ο έλεγχος της υπόθεσης για σφαιρικότητα παραβιάστηκε, επομένως χρησιμοποιήθηκαν οι τιμές Greenhouse-Geisser.

Σημαντικές διαφορές παρατηρήθηκαν σχεδόν σε όλες τις ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$), με εξαίρεση τις συγκρίσεις ΕΔΦ-ΑΣ, ΕΔΦ-ΠΔ, ΑΣ-ΠΔ και για τα δύο κανάλια ΗΕΓ

(C3-C4), καθώς και η σύγκριση ΦΔ-ΗΜ για το κανάλι C4 ($p > 0.05$).

Η αναπαράσταση των μέσων τιμών και των τυπικών αποκλίσεων της φασματικής πυκνότητας ισχύος των κυμάτων άλφα, βήτα και γάμμα στα κανάλια C3 και C4 γίνεται στο Σχήμα 4.4. ως προς τις πέντε επιφάνειες, καθώς και οι ποσοστιαίες αυξήσεις για τις επιφάνειες συγκριτικά με το έδαφος και διαδοχικά από επιφάνεια σε επιφάνεια σε εκατοστιαίες μονάδες (Σχήμα 4.4.). Σχεδόν σε όλες τις ενδοζευγικές συγκρίσεις υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$), εξαιρουμένων των ΕΔΦ-ΑΣ, ΑΣ-ΠΔ, ΑΣ-ΦΔ, ΠΔ-ΦΔ για τα άλφα, των ΕΔΦ-ΑΣ και ΕΔΦ-ΠΔ για τα βήτα και ΕΔΦ-ΠΔ, ΕΔΦ-ΦΔ, ΠΔ-ΦΔ για τα γάμμα στο κανάλι C3, καθώς και των ΕΔΦ-ΑΣ, ΕΔΦ-ΠΔ, ΕΔΦ-ΦΔ, ΑΣ-ΠΔ, ΑΣ-ΦΔ, ΠΔ-ΦΔ για τα κύματα άλφα, των ΕΔΦ-ΑΣ, ΕΔΦ-ΠΔ, ΠΔ-ΦΔ για τα κύματα βήτα και γάμμα στο κανάλι C4.

4.2.4. Μυϊκή δραστηριότητα

Στον Πίνακα 4.7. παρουσιάζονται οι περιγραφικοί δείκτες (μέσες τιμές, τυπικές αποκλίσεις και συντελεστές μεταβλητότητας) των μεταβλητών της μυϊκής δραστηριότητας. Ο Πίνακας 4.5. δείχνει τις τιμές p κατά τις ενδοζευγικές συγκρίσεις των επιφανειών για τις μεταβλητές ΔΜΓ. Στο Σχήμα 4.6. αναπαρίστανται οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις της μέσης τετραγωνικής ρίζας (RMS) του ΔΜΓ σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο, τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα και τον έσω γαστροκνήμιο. Η μονοπαραγοντική ανάλυση διασποράς έδειξε στατιστικά σημαντική επίδραση

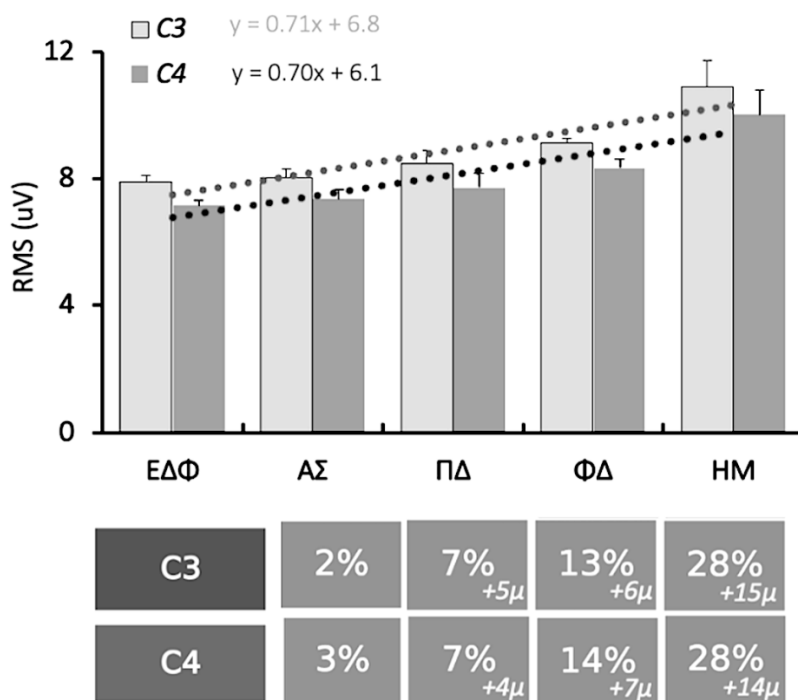
Πίνακας 4.5. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) της μέσης τετραγωνικής ρίζας του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος και της φασματικής πυκνότητας ισχύος των άλφα, βήτα και γάμμα κυμάτων στην κεντρική αριστερή (C3) και κεντρική δεξιά (C4) περιοχή. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

		Mean $\pm$ SD (CV%)				
		ΕΔΦ	ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ
RMS (μ V)	C3	7.9 $\pm$ 0.2 (2.7%)	8.0 $\pm$ 0.3 (3.5%)	8.5 $\pm$ 0.4 (4.9%)	9.1 $\pm$ 0.1 (1.6%)	10.9 $\pm$ 0.8 (7.4%)
	C4	7.2 $\pm$ 0.1 (2%)	7.4 $\pm$ 0.3 (4%)	7.7 $\pm$ 0.4 (5.6%)	8.3 $\pm$ 0.3 (3.2%)	10 $\pm$ 0.8 (7.9%)
PSD (μ V ² /Hz)	C3-άλφα	17.98 $\pm$ 0.6 (3.41%)	19.05 $\pm$ 0.8 (3.96%)	20.49 $\pm$ 0.6 (4.19%)	21.28 $\pm$ 0.7 (2.21%)	28.12 $\pm$ 1.4 (5.46%)
	C3-βήτα	21.72 $\pm$ 0.5 (4.4%)	21.11 $\pm$ 1.2 (5.69%)	20.49 $\pm$ 0.6 (4.19%)	24.04 $\pm$ 1.4 (6.84%)	28.12 $\pm$ 1.4 (5.46%)
	C3-γάμμα	5.58 $\pm$ 0.54 (9.71%)	4.67 $\pm$ 0.37 (7.98%)	6.06 $\pm$ 0.62 (10.19%)	6.71 $\pm$ 0.76 (11.26%)	8.88 $\pm$ 1.26 (14.17%)
	C4-άλφα	14.69 $\pm$ 0.2 (4.25%)	15.79 $\pm$ 1.5 (6.68%)	16.65 $\pm$ 0.1 (3.64%)	16.74 $\pm$ 0.3 (3.79%)	22.79 $\pm$ 1.4 (5.88%)
	C4-βήτα	18.44 $\pm$ 0.6 (4.66%)	16.92 $\pm$ 0.7 (4.12%)	16.65 $\pm$ 0.1 (3.64%)	19.42 $\pm$ 0.3 (4.78%)	22.79 $\pm$ 1.4 (5.88%)
	C4-γάμμα	4.49 $\pm$ 0.34 (7.57%)	3.78 $\pm$ 0.28 (7.38%)	4.8 $\pm$ 0.45 (9.41%)	5.24 $\pm$ 0.59 (11.24%)	6.87 $\pm$ 1.08 (15.67%)

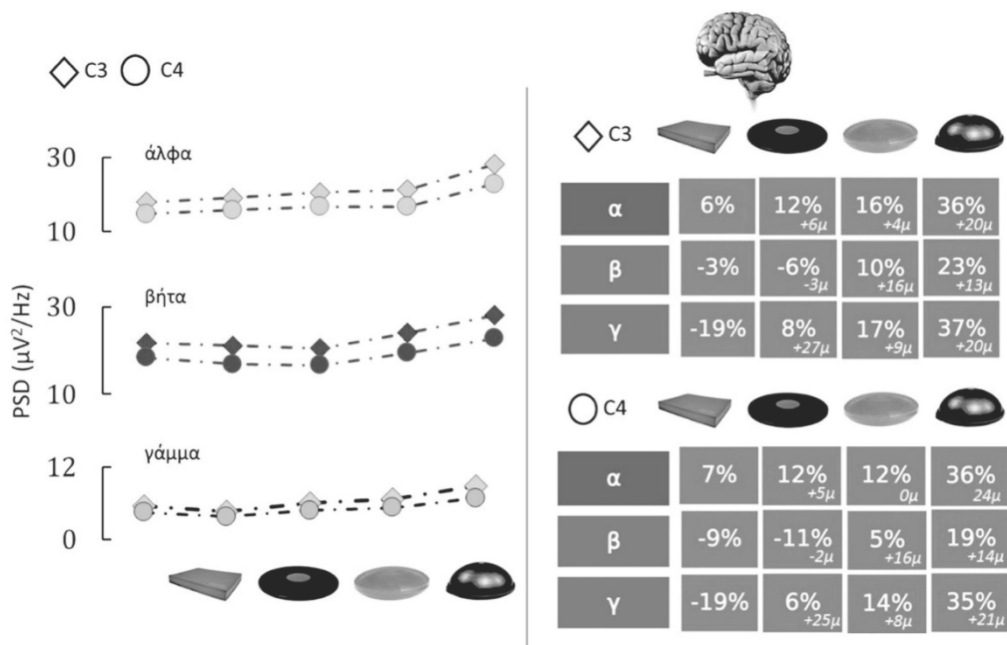
Πίνακας 4.6. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p από την ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των επιφανειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος και της φασματικής πυκνότητας ισχύος των άλφα, βήτα και γάμμα κυμάτων στην κεντρική αριστερή (C3) και κεντρική δεξιά (C4) περιοχή. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

		ΕΔΦ				ΑΣ		ΠΔ		ΦΔ	
		ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ	ΦΔ	ΗΜ	ΗΜ
RMS (μ V)	C3	0.876	0.123	<.001	0.001	1.000	<.001	0.001	0.004	0.002	0.058
	C4	1.000	0.92	0.009	0.007	1.000	0.001	0.003	0.014	<.001	0.198
	C3-άλφα	1.000	0.015	0.014	<.001	1.000	0.455	<.001	0.705	<.001	<.001
	C3-βήτα	1.000	0.349	0.018	<.001	0.006	0.002	<.001	0.014	<.001	<.001
PSD (μ V ² /Hz)	C3-γάμμα	0.03	1.000	0.381	<.001	0.006	<.001	<.001	0.072	<.001	<.001
	C4-άλφα	0.683	0.188	0.227	0.002	1.000	1.000	0.011	1.000	0.001	0.001
	C4-βήτα	0.056	1.000	0.652	<.001	0.004	0.008	<.001	0.27	<.001	<.001
	C4-γάμμα	0.005	1.00	0.562	<.001	0.015	0.001	<.001	0.218	<.001	<.001

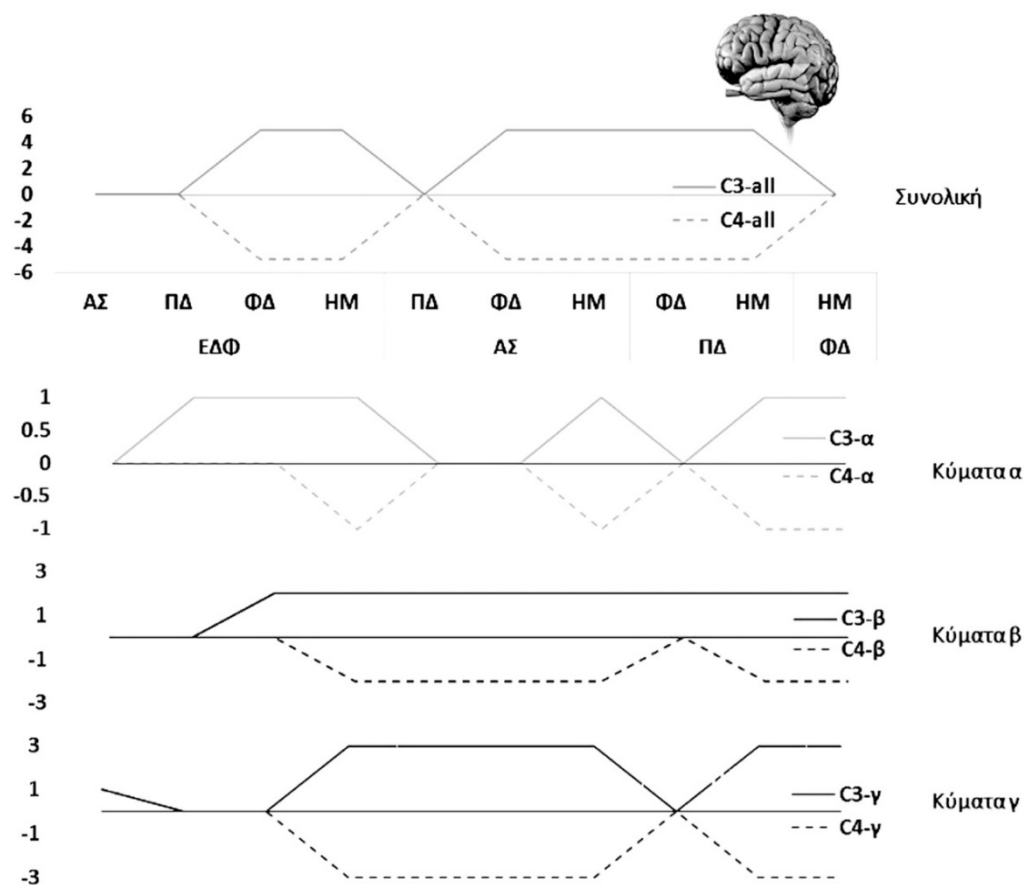
Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα



Σχήμα 4.3. Εγκεφαλική δραστηριότητα. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέσης τετραγωνικής ρίζας ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος στην κεντρική αριστερή περιοχή (C3) (γκρι ράβδος) και κεντρική δεξιά περιοχή (C4) (μαύρη ράβδος). Στο κάτω σχήμα παρουσιάζεται η ποσοστιαία αύξηση για κάθε επιφάνεια συγκριτικά με το έδαφος (κέντρο) και διαδοχικά ανά επιφάνεια (κάτω δεξιά) σε εκατοστιαίες μονάδες. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα. *σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$) εκτός δεικτών.



Σχήμα 4.4. Εγκεφαλική δραστηριότητα. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της φασματικής πυκνότητας ισχύος των εγκεφαλικών κυμάτων άλφα, βήτα και γάμμα στην κεντρική αριστερή περιοχή (C3) (ρόμβος) και κεντρική δεξιά περιοχή (C4) (κύκλος) (δεξιά). Ποσοστιαία αύξηση για κάθε επιφάνεια συγκριτικά με το έδαφος (κέντρο) και διαδοχικά ανά επιφάνεια (κάτω δεξιά) σε εκατοστιαίες μονάδες (πάνω πίνακας:C3, κάτω πίνακας:C4).



Σχήμα 4.5. Εγκεφαλική δραστηριότητα. Γραφική απεικόνιση της σημαντικότητας για τη συνολική εγκεφαλική δραστηριότητα (πρώτο σχήμα), των κυμάτων άλφα (δεύτερο σχήμα), βήτα (τρίτο σχήμα) και γάμμα (τέταρτο σχήμα).

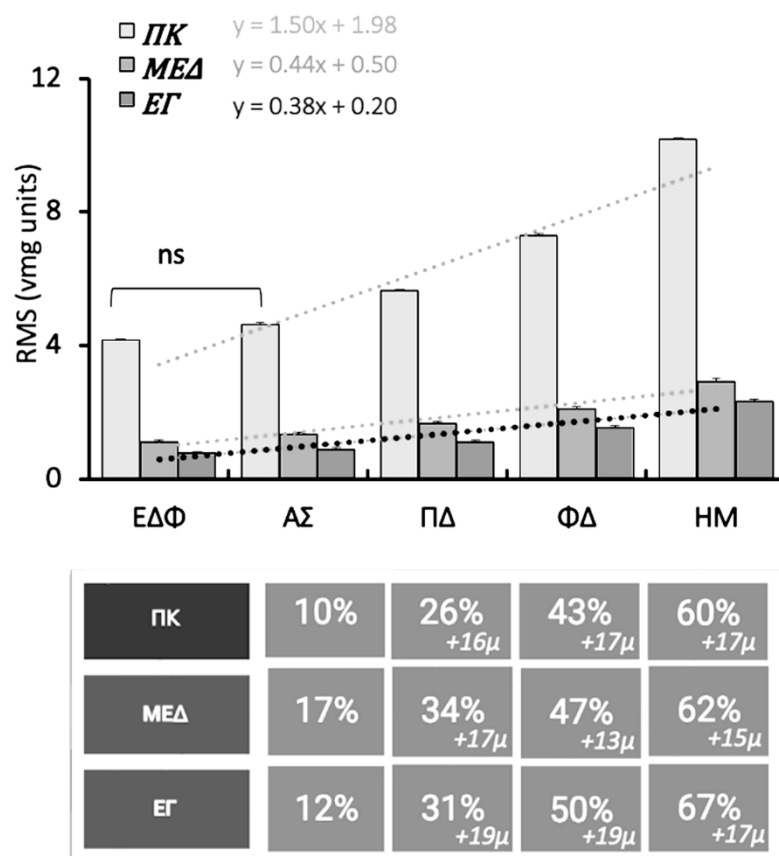
Πίνακας 4.7. Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD) και συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) της μέσης τετραγωνικής ρίζας του δονησιομιογραφικού σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο, τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα και τον έσω γαστροκνήμιο. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

		Mean $\pm$ SD (CV%)				
Μυϊκή δραστηριότητα		ΕΔΦ	ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ
RMS (vmg units)	Πρόσθιος Κνημιαίος	4.1 $\pm$ 0.2 (5.7%)	4.6 $\pm$ 0.2 (4.9%)	5.6 $\pm$ 0.3 (5.6%)	7.3 $\pm$ 0.1 (1.4%)	10.2 $\pm$ 0.2 (2.3%)
	Μακρός εκτείνων τα δάχτυλα	1.1 $\pm$ 0.1 (6.4%)	1.3 $\pm$ 0.1 (4.5%)	1.7 $\pm$ 0.1 (3.4%)	2.1 $\pm$ 0.1 (3.5%)	2.9 $\pm$ 0.1 (2.4%)
	Έσω γαστροκνήμιος	0.8 $\pm$ 0.05 (6.4%)	0.9 $\pm$ 0.05 (5.2%)	1.1 $\pm$ 0.05 (4.5%)	1.5 $\pm$ 0.06 (3.9%)	2.3 $\pm$ 0.04 (1.7%)

Πίνακας 4.8. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p από την ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των επιφανειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του δονησιομογραφικού σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο, τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα και τον έσω γαστροκνήμιο. *ΕΔΦ*:έδαφος, *ΑΣ*:αφρώδες στρώμα, *ΠΔ*:περιστρεφόμενος δίσκος, *ΗΜ*:ημισφαιρική μπάλα.

		ΕΔΦ				ΑΣ			ΠΔ		ΦΔ
		ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ	ΦΔ	ΗΜ	ΗΜ
RMS (vmg units))	Πρόσθιος Κνημιαίος	0.389	<.001	<.001	<.001	0.002	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001
	Μακρός εκτείνων τα δάχτυλα	0.010	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	0.001	<.001	<.001
	Έσω γαστροκνήμιος	0.026	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001

Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα



Σχήμα 4.6. Μυϊκή δραστηριότητα. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέσης τετραγωνικής ρίζας (RMS) του δονησιομογραφικού σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο (ΠΚ) (λευκή ράβδος), τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα (ΜΕΔ) (γκρι ράβδος) και τον έσω γαστροκνήμιο (ΕΓ) (μαύρη ράβδος). Στο κάτω σχήμα παρουσιάζεται η ποσοστιαία αύξηση για κάθε επιφάνεια συγκριτικά με το έδαφος (κέντρο) και διαδοχικά ανά επιφάνεια (κάτω δεξιά) σε εκατοστιαίες μονάδες. *ΕΔΦ*:έδαφος, *ΑΣ*:αφρώδες στρώμα, *ΠΔ*:περιστρεφόμενος δίσκος, *ΗΜ*:ημισφαιρική μπάλα. *σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$).

της ασταθούς επιφάνειας στον πρόσθιο κνημιαίο $F(2.8,66.9) = 135.26$, $\eta^2 = 0.85$, $p < 0.001$, στον μακρύ εκτείνων τα δάχτυλα $F(1.9,45.1) = 79.29$, $\eta^2 = 0.77$, $p < 0.001$ και τον έσω γαστροκνήμιο $F(1.7,44.7) = 123.49$, $\eta^2 = 0.84$, $p < 0.001$. Ο έλεγχος της υπόθεσης για σφαιρικότητα παραβιάστηκε, επομένως χρησιμοποιήθηκαν οι τιμές Greenhouse-Geisser.

Παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές σχεδόν σε όλες τις ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των επιφανειών ($p < 0.05$) και για τους τρεις μύες εκτός από ΕΔΦ-ΑΣ για τον πρόσθιο κνημιαίο.

4.3. Σύγκριση μεταξύ αριθμού προσπαθειών

4.3.1. Κινητική μεταβλητή σταθερότητας-κέντρο πίεσης

Ο αριθμός των προσπαθειών εξετάζοντας τη μέση τιμή των προσπαθειών, δεν φαίνεται να

επηρεάζει τη τιμή της εξεταζόμενης μεταβλητής καθώς οι σημαντικές διαφορές μεταξύ αριθμού προσπαθειών ήταν ελάχιστες και χωρίς κάποια συστηματικότητα όπως παρουσιάζεται και στον Πίνακα 4.9. Οι διαφορές παρουσιάστηκαν για τη διαδρομή του ΚΠ σε προσθιοπίσθια διεύθυνση μόνο για το αφρώδες στρώμα μεταξύ 2 και 3 προσπαθειών ($p = 0.029$). Όσο αφορά τη διαδρομή του ΚΠ για την πλάγια διεύθυνση στο έδαφος υπήρξαν διαφορές μεταξύ 2 και 3 προσπαθειών ($p = 0.014$) και 2 και 4 προσπαθειών ($p = 0.005$). Εξετάζοντας τον περιστρεφόμενο δίσκο υπήρξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ 2 και 4 προσπαθειών ($p = 0.015$) και 3 και 4 προσπαθειών ($p = 0.002$). Οι επιφάνειες αφρώδες στρώμα, φουσκωτός δίσκος και ημισφαιρική μπάλα δεν εμφάνισαν σημαντικές διαφορές για τον αριθμό προσπαθειών.

Πίνακας 4.9. Μέση τιμή. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της διαδρομής του κέντρου πίεσης σε προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση. ΕΔΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

Διαδρομή ΚΠ (m)			ΕΔΦ	ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ
Προσθιοπίσθια	2	3	1.000	0.029	0.411	1.000	1.000
		4	0.867	0.126	0.588	1.000	1.000
		5	0.131	1.000	1.000	1.000	1.000
	3	4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
		5	0.089	1.000	1.000	1.000	1.000
	4	5	0.090	1.000	1.000	1.000	1.000
Πλάγια	2	3	0.014	0.189	0.807	1.000	0.980
		4	0.005	0.064	0.015	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	3	4	0.077	0.179	0.002	0.105	1.000
		5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	4	5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα.

Όσον αφορά τη διαδρομή του ΚΠ, ο αριθμός των προσπαθειών δεν φαίνεται να επηρεάζει τη μεταβλητότητα της καθώς δεν υπήρξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ αριθμού προσπαθειών (Πίνακας 4.10). Συγκεκριμένα ορισμένες διαφορές παρουσιάστηκαν ήταν για την επιφάνεια φουσκωτός δίσκος στον πρόσθιο κνημιαίο μεταξύ 2 και 4 ($p = 0.020$) καθώς και μεταξύ 2 και 5 ($p = 0.009$) προσπαθειών.

4.3.2. Κινηματική μεταβλητή σταθερότητας – επιταχυνσιομέτρηση

Ο αριθμός των προσπαθειών εξετάζοντας τη μέση τιμή των προσπαθειών για την επιταχυνσιομέτρηση, φαίνεται να επηρεάζει τη τιμή της εξεταζόμενης μεταβλητής κυρίως στις επιφάνειες δάπεδο και περιστρεφόμενο δίσκο (Πίνακας 4.11.). Συγκεκριμένα στο έδαφος παρατηρήθηκαν διαφορές στην προσθιοπίσθια διεύθυνση μεταξύ 2 και 4 προσπαθειών ($p =$

0.012), 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.002$), στην κατακόρυφη διεύθυνση σημαντικές διαφορές υπήρξαν στις προσπάθειες 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.028$). Η επιφάνεια περιστρεφόμενος δίσκος είχε διαφορές σε προσθιοπίσθια διεύθυνση μεταξύ 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.019$) και 2 και 5 προσπαθειών ($p < 0.01$), σε πλάγια διεύθυνση μεταξύ 2 και 4 προσπαθειών ($p = 0.04$), 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.002$) και 3 και 5 προσπαθειών ($p < 0.002$) και στην κατακόρυφη διεύθυνση μεταξύ 2 και 4 προσπαθειών ($p = 0.009$), 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.003$), 3 και 4 ($p = 0.05$) προσπαθειών και 3 και 5 προσπαθειών ($p < 0.01$). Τέλος η επιφάνεια φουσκωτός δίσκος παρουσίασε διαφορές μόνο για την κατακόρυφη διεύθυνση μεταξύ των προσπαθειών 4 και 5 προσπαθειών. Οι επιφάνειες αφρώδες στρώμα και ημισφαιρική μπάλα δεν παρουσίασαν διαφορές για τη συγκεκριμένη μεταβλητή.

Πίνακας 4.10. Μεταβλητότητα. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της διαδρομής του κέντρου πίεσης σε προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση. ΕΔΦ: έδαφος, ΑΣ: αφρώδες στρώμα, ΠΔ: περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ: ημισφαιρική μπάλα.

Διαδρομή ΚΠ (m)		ΕΔΦ	ΑΣ	ΠΑ	ΦΔ	ΗΜ	
Προσθιοπίσθια	2	3	0.767	0.523	1.000	0.428	1.000
		4	1.000	0.097	1.000	0.020	1.000
		5	1.000	0.231	1.000	0.009	1.000
	3	4	0.160	0.433	1.000	0.157	1.000
		5	1.000	1.000	1.000	0.294	1.000
	4	5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
Πλάγια	2	3	0.725	0.921	0.223	0.876	1.000
		4	1.000	0.244	0.191	0.536	1.000
		5	1.000	0.745	0.144	1.000	1.000
	3	4	0.421	1.000	1.000	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	4	5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα

Πίνακας 4.11. Μέση τιμή. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης (PME) σε προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση. ΕΛΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΛ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

Επιταχυνσιομέτρηση PME(m/s ³)			ΕΛΦ	ΑΣ	ΠΛ	ΦΛ	ΗΜ
Προσθιοπίσθια	2	3	0.057	0.097	0.071	1.000	1.000
		4	0.012	0.165	0.019	1.000	1.000
		5	0.002	0.370	<.001	1.000	1.000
	3	4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
		5	0.066	1.000	0.046	0.853	1.000
	4	5	0.132	1.000	0.056	0.969	0.714
Πλάγια	2	3	0.621	0.621	0.529	1.000	1.000
		4	0.342	1.000	0.039	1.000	1.000
		5	0.185	0.342	0.002	1.000	1.000
	3	4	1.000	1.000	0.342	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	0.002	1.000	1.000
	4	5	1.000	0.969	0.033	1.000	1.000
Κατακόρυφα	2	3	0.105	0.283	0.157	1.000	1.000
		4	0.155	0.111	0.009	1.000	1.000
		5	0.028	0.016	0.003	1.000	1.000
	3	4	1.000	1.000	0.051	0.155	1.000
		5	0.257	0.097	<.001	0.008	1.000
	4	5	0.498	0.132	0.300	0.029	1.000

Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα.

Πίνακας 4.12. Μεταβλητότητα. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης (PME) σε προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση. ΕΛΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΛ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

Επιταχυνσιομέτρηση PME(m/s ³)			ΕΛΦ	ΑΣ	ΠΛ	ΦΛ	ΗΜ
Προσθιοπίσθια	2	3	0.045	1.000	0.121	0.705	1.000
		4	0.355	1.000	0.029	0.375	1.000
		5	0.111	1.000	0.020	0.319	1.000
	3	4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	0.837	1.000	1.000
	4	5	0.175	1.000	1.000	1.000	1.000
Πλάγια	2	3	1.000	1.000	0.698	0.328	1.000
		4	1.000	1.000	0.349	0.478	1.000
		5	1.000	1.000	0.184	0.659	1.000
	3	4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	4	5	0.740	1.000	1.000	1.000	1.000
Κατακόρυφα	2	3	0.530	1.000	1.000	0.488	0.916
		4	1.000	1.000	0.640	0.208	0.622
		5	0.935	1.000	0.198	0.176	1.000
	3	4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	0.529	1.000	1.000
	4	5	1.000	1.000	0.371	1.000	1.000

Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα.

Ο αριθμός των προσπαθειών επίσης δεν φαίνεται να επηρεάζει την μεταβλητότητα του ΡΜΕ καθώς δεν υπήρξαν σημαντικές διαφορές μεταβλητότητας μεταξύ αριθμού προσπαθειών (Πίνακας 4.12.). Συγκεκριμένα ορισμένες διαφορές παρουσιάστηκαν ήταν για την επιφάνεια έδαφος στην προσθιοπίσθια διεύθυνση για τις προσπάθειες 2 και 3 προσπαθειών ($p = 0.045$) και για τον περιστρεφόμενο δίσκο στην προσθιοπίσθια διεύθυνση στις προσπάθειες 2 και 4 και 2 και 5 προσπαθειών.

4.3.3. Εγκεφαλική δραστηριότητα

Ο αριθμός των προσπαθειών εξετάζοντας τη μέση τιμή (Πίνακας 4.13.) και τη μεταβλητότητα (Πίνακας 4.14.) των προσπαθειών για την εγκεφαλική δραστηριότητα δεν φαίνεται να επηρεάζει τη μέση τιμή της εξεταζόμενης μεταβλητής καθώς δεν υπήρξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ αριθμού προσπαθειών. Συγκεκριμένα ορισμένες διαφορές παρουσιάστηκαν ήταν για την επιφάνεια περιστρεφόμενος δίσκος στον πρόσθιο κνημιαίο για τις προσπάθειες 2 και 4 προσπαθειών ($p = 0.032$) και 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.017$).

4.3.4. Μυϊκή δραστηριότητα

Ο αριθμός των προσπαθειών εξετάζοντας τη μέση τιμή των προσπαθειών για την μυϊκή δραστηριότητα, φαίνεται να επηρεάζει τη τιμή της εξεταζόμενης μεταβλητής κυρίως στις επιφάνειες δάπεδο αφρώδες στρώμα και περιστρεφόμενο δίσκο (Πίνακας 4.15) Συγκεκριμένα στο δάπεδο οι

διαφορές ήταν για τον ΠΚ μεταξύ 2 και 4 προσπαθειών ($p = 0.018$), 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.006$) και 3 και 5 προσπαθειών ($p = 0.006$), για τη ΜΕΔ σημαντικές διαφορές υπήρξαν σε 3 και 5 προσπαθειών ($p < 0.001$) καθώς και 4 και 5 προσπαθειών ($p < 0.001$) και ΕΓ μεταξύ 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.018$), 3 και 5 προσπαθειών ($p = 0.018$). Η επιφάνεια αφρώδες στρώμα είχε διαφορές στον ΠΚ μεταξύ 4 και 5 προσπαθειών ($p = 0.023$) και ΕΓ μεταξύ 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.046$). Ο περιστρεφόμενος δίσκος παρουσίασε διαφορές για τον ΠΚ μεταξύ 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.028$), 3 και 5 προσπαθειών ($p = 0.023$) και 4 και 5 προσπαθειών ($p = 0.054$). Στις επιφάνειες φουσκωτός δίσκος και ημισφαιρική μπάλα δεν υπήρξαν διαφορές για τη συγκεκριμένη μεταβλητή

Ο αριθμός των προσπαθειών εξετάζοντας τη μεταβλητότητα των προσπαθειών για τη μυϊκή δραστηριότητα, δεν φαίνεται να επηρεάζει τη τιμή της εξεταζόμενης μεταβλητής καθώς δεν υπήρξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ αριθμού προσπαθειών (Πίνακας 4.16). Συγκεκριμένα ορισμένες διαφορές παρουσιάστηκαν στην επιφάνεια δάπεδο για τον ΜΕΔ στις προσπάθειες 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.026$) και για τον ΕΓ 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.020$). Για την επιφάνεια αφρώδες στρώμα διαφορές φαίνονται για τον ΕΓ μεταξύ 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.028$) και τέλος ο περιστρεφόμενος δίσκος παρουσίασε διαφορές για τον πρόσθιο κνημιαίο μεταξύ 2 και 5 προσπαθειών ($p = 0.04$).

Πίνακας 4.13. Μέση τιμή. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος κυμάτων στην κεντρική αριστερή (C3) και κεντρική δεξιά (C4) περιοχή.

Εγκεφαλική δραστηριότητα RMS (uV)			ΕΛΦ	ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ
C3 Αριστερό ημισφαίριο	2	3	1.000	0.053	1.000	1.000	0.781
		4	1.000	0.068	1.000	1.000	1.000
		5	1.000	0.278	1.000	1.000	1.000
	3	4	1.000	0.959	1.000	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	4	5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
C4- Δεξί ημισφαίριο	2	3	1.000	0.064	0.956	1.000	1.000
		4	1.000	0.164	0.957	0.639	1.000
		5	1.000	0.538	0.835	1.000	1.000
	3	4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	4	5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα.

Πίνακας 4.14. Μεταβλητότητα. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος κυμάτων στην κεντρική αριστερή (C3) και κεντρική δεξιά (C4) περιοχή.

Εγκεφαλική δραστηριότητα RMS (uV)			ΕΛΦ	ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ
C3 Αριστερό ημισφαίριο	2	3	1.000	1.000	0.129	1.000	1.000
		4	1.000	1.000	0.032	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	0.017	1.000	1.000
	3	4	1.000	1.000	0.264	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	0.216	1.000	1.000
	4	5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
C4- Δεξί ημισφαίριο	2	3	1.000	1.000	0.256	1.000	1.000
		4	1.000	1.000	0.088	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	0.079	1.000	1.000
	3	4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
		5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	4	5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα.

Πίνακας 4.15. Μέση τιμή. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του δονησιομογραφικού σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο, τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα και τον έσω γαστροκνήμιο. ΕΛΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

Μυϊκή δραστηριότητα RMS (vmg units)		ΕΛΦ	ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ
Πρόσθιος κνημιαίος	2	3	0.104	0.110	0.319	1.000
		4	0.018	0.334	0.094	1.000
		5	0.006	0.131	0.028	1.000
	3	4	0.091	1.000	0.603	1.000
		5	0.006	0.410	0.023	1.000
	4	5	0.057	0.023	0.054	1.000
Μακρός εκτείνων τα δάχτυλα	2	3	1.000	0.993	1.000	1.000
		4	1.000	1.000	0.956	1.000
		5	0.066	0.598	0.617	1.000
	3	4	0.634	1.000	1.000	0.648
		5	<.001	0.600	0.364	0.480
	4	5	<.001	0.147	1.000	1.000
Έσω γαστροκνήμιος	2	3	0.616	0.014	1.000	1.000
		4	0.073	0.057	1.000	1.000
		5	0.018	0.046	0.159	1.000
	3	4	0.260	1.000	1.000	0.306
		5	0.018	1.000	0.211	0.629
	4	5	0.091	0.927	0.208	1.000

Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα.

Πίνακας 4.16. Μεταβλητότητα. Στατιστικός δείκτης σημαντικότητας p (ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA) και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ των προσπαθειών της μέσης τετραγωνικής ρίζας του δονησιομογραφικού σήματος για τον πρόσθιο κνημιαίο, τον μακρύ εκτείνοντα τα δάχτυλα και τον έσω γαστροκνήμιο. ΕΛΦ:έδαφος, ΑΣ:αφρώδες στρώμα, ΠΔ:περιστρεφόμενος δίσκος, ΗΜ:ημισφαιρική μπάλα.

Μυϊκή δραστηριότητα RMS (vmg units)		ΕΛΦ	ΑΣ	ΠΔ	ΦΔ	ΗΜ
Πρόσθιος κνημιαίος	2	3	1.000	1.000	1.000	0.284
		4	0.231	1.000	1.000	0.673
		5	0.084	0.091	0.045	1.000
	3	4	0.583	1.000	1.000	0.827
		5	0.113	1.000	0.558	0.393
	4	5	0.905	1.000	0.527	1.000
Μακρός εκτείνων τα δάχτυλα	2	3	1.000	1.000	1.000	1.000
		4	1.000	1.000	1.000	0.966
		5	0.026	0.985	1.000	1.000
	3	4	1.000	1.000	1.000	1.000
		5	0.672	1.000	1.000	1.000
	4	5	1.000	1.000	0.422	1.000
Έσω γαστροκνήμιος	2	3	1.000	0.923	1.000	1.000
		4	1.000	1.000	1.000	1.000
		5	0.020	0.028	0.671	1.000
	3	4	1.000	0.660	1.000	0.436
		5	0.657	1.000	0.474	0.886
	4	5	1.000	1.000	1.000	1.000

Σημείωση: $p \leq 0.05$ δηλώνει στατιστική σημαντικότητα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

Συζήτηση

5.1. Εισαγωγική παράγραφος

Ερευνητικό αντικείμενο της παρούσας εργασίας ήταν η συνδυαστική αξιολόγηση της στατικής σταθερότητας εξετάζοντας την εγκεφαλική και τη μυϊκή δραστηριότητα κατά τη μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες, καθώς και η δημιουργία μίας κλίμακας αυξανόμενης δυσκολίας αυτών των ασταθών επιφανειών.

Συγκεκριμένα έγινε αξιολόγηση της στατικής σταθερότητας μέσω μεταβλητών του κέντρου πίεσης και της γραμμικής επιτάχυνσης της κνήμης με τριαξονικό επιταχυνσιόμετρο και συγχρονισμένη αξιολόγηση της εγκεφαλικής και μυϊκής δραστηριότητας κατά τη μονοποδική στήριξη στο έδαφος και σε ασταθείς επιφάνειες (αφρώδες στρώμα, περιστρεφόμενος δίσκος, φουσκωτός δίσκος και ημισφαιρική μπάλα).

Η θεωρητική βάση ήταν η επίδραση ασταθών επιφανειών στην εγκεφαλική και μυϊκή δραστηριότητα κατά τη μονοποδική στήριξη. Οι ερευνητικές υποθέσεις που τέθηκαν υπό διερεύνηση ήταν ότι θα υπάρχει διαφοροποίηση (Α) στη στατική σταθερότητα, (Β) στην εγκεφαλική και (Γ) μυϊκή δραστηριότητα κατά την μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες συγκριτικά με το έδαφος.

Στη διεθνή βιβλιογραφία δεν εντοπίζονται έρευνες που να έχει εφαρμοσθεί παρόμοιο πρωτόκολλο, ωστόσο η επιλογή του συγκεκριμένου πρωτοκόλλου, στηρίχθηκε σε μελέτες οι οποίες εξετάζουν μικρότερο αριθμό ασταθών επιφανειών και συνδυάζουν κάποιες από αυτές τις τεχνικές αξιολόγησης.

Η πρώτη υπόθεση η οποία βασίστηκε σε μελέτες που εξετάζει την επίδραση των ασταθών επιφανειών στη σταθερότητα, υποστηρίζουν ότι η χρήση επιφανειών αυξάνει τη ταλάντωση του σώματος (Moghadam et al., 2011; Tse et al., 2013; Cimadoro et al., 2013; Jacobs et al., 2015; Lubetzky-Vilnai et al., 2015; de Brito Silva et al., 2016; Gouwanda & Gopalai 2017; Strøm et al., 2016; Lee et al., 2018; Gebel et al., 2020; Alfuth et al., 2021; Büchel et al. 2021; McCamley et al., 2021; Mademli et al., 2021; Walsh et al., 2021), όμοια με την παρούσα μελέτη.

Η δεύτερη υπόθεση βασίστηκε σε μελέτες οι οποίες εξετάζουν την επίδραση των ασταθών επιφανειών στην εγκεφαλική δραστηριότητα και σύμφωνα με αυτές υπάρχει αύξηση των κυμάτων άλφα, βήτα και γάμμα με τις οποίες συμφωνεί η παρούσα μελέτη (Tse et al., 2013; Hülsmüller et al., 2015; Gebel et al., 2020; Büchel et al. 2021).

Όσο αφορά την τρίτη υπόθεση σχετικά με την επίδραση ασταθών επιφανειών στη μυϊκή ενεργοποίηση, υποστηρίζεται ότι η μυϊκή δραστηριότητα αυξάνεται (Cimadoro et al., 2013; Jacobs et al., 2015; Strøm et al., 2016; de

Brito Silva et al., 2016; Gebel et al., 2020; Alfuth et al., 2021; Mademli et al., 2021), όπως συμφώνησαν και τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης.

5.2. Σύγκριση αποτελεσμάτων με τη βιβλιογραφία

Η ικανότητα ελέγχου της ισορροπίας αποτελεί ένα σημαντικό και αναπόσπαστο μέρος σχεδόν όλων των κινήσεων του ανθρώπινου σώματος όπως η διατήρηση της όρθιας στάσης ή η βάδιση, και η απώλεια ελέγχου σχετίζεται με αυξημένο ρίσκο πτώσεων (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Mierau et al., 2017)

Οι δομές του εγκεφάλου, λαμβάνουν πληροφορίες από τρία κύρια φυσιολογικά συστήματα ελέγχου της ισορροπίας, το σωματοαισθητικό (ιδιοδεκτικό), το οπτικό και το αιθουσαίο. Τα συστήματα αυτά συμβάλουν ξεκάθαρα στον έλεγχο της στάσης, καθώς πολυάριθμες μελέτες έχουν δείξει ότι η διέγερση ή φθορά του ιδιοδεκτικού (Nashner, 1982; Winter, 1995; Horak, 2006; Abrahamová et al., 2007; Mancini & Horak, 2010; Tse et al., 2013; Hammami et al., 2014; Han et al., 2015; Macedo et al., 2015; Sprenger et al., 2020; Cheung & Schmuckler, 2021; Fujio, & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021), του οπτικού (Berthoz et al., 1979; Nashner, 1982; Winter, 1995; Wade & Jones, 1997; Danis et al., 1998; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Tse et al., 2013; Hammami et al., 2014; Macedo et al., 2015; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Sprenger et al., 2020; Cheung & Schmuckler, 2021;

Palazzo et al., 2021; Nieto-Guisado et al., 2022) και του αιθουσαίου (Nashner, 1982; Winter, 1995; Danis et al., 1998; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010; Macedo et al., 2015; Sprenger et al., 2020) μπορεί να προκαλέσει αύξηση ταλάντωσης του σώματος.

Η μονοποδική στήριξη σε σταθερή επιφάνεια χρησιμοποιείται συχνά ως ένα κλινικό εργαλείο για την αξιολόγηση της σταθερότητας σε υγιή άτομα (Hof et al. 2005) αλλά και σε άτομα με ποικίλες διαταραχές στην ισορροπία (Jonsson et al., 2004).

Στη παρούσα μελέτη με τη χρήση ασταθών επιφανειών πραγματοποιήθηκε διέγερση κυρίως του ιδιοδεκτικού συστήματος. Επιπλέον, με τη μονοποδική στήριξη και παράλληλα με τη διαφοροποίηση της βάσης στήριξης από σκληρή σε αφρώδη ή φουσκωτή, προστίθενται ένας μηχανικός παράγοντας ο οποίος σύμφωνα με συγγραφείς επηρεάζει τη στατική σταθερότητα (Danis et al., 1998; Hof et al., 2005; Horak, 2006; Chien et al., 2012; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Tse et al., 2013; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Cheung & Schmuckler, 2021; Paderi et al., 2022).

Να επισημάνουμε σύμφωνα με τα παραπάνω μία ασταθής επιφάνεια αυξάνει την εξωτερική ταλάντωση, επιβάλλοντας ταχύτερες προσαρμογές του αισθητηριακού και κινητικού συστήματος (Nashner, 1982; Winter, 1995; Horak, 2006; Abrahamová et al., 2007; Mancini

& Horak, 2010; Tse et al., 2013; Hammami et al., 2014; Han et al., 2015; Macedo et al., 2015; Sprenger et al., 2020; Cheung & Schmuckler, 2021; Fujio & Takeuchi, 2021; Palazzo et al., 2021).

Ποια μοντέλα κινητικού ελέγχου μπορούν να οδηγήσουν τους θεραπευτές στην ανάπτυξη καινοτόμων και αποτελεσματικών θεραπευτικών παρεμβάσεων; Οι θεραπευτές πρέπει να είναι εξοικειωμένοι με τις πιο θεμελιώδεις υποθέσεις για το πώς ο εγκέφαλος ελέγχει την κίνηση και με το πώς η θεραπεία μπορεί να επιφέρει αποτελέσματα. Αυτές οι υποθέσεις αποτελούν τις βάσεις της κατανόησης της κίνησης αλλά και της ελπίδας των επαγγελματιών για θεραπευτική αποκατάσταση του ασθενή με αναπηρία (Horak, 1991).

Αυτά τα στοιχεία, αλλά και η ευρεία χρήση των ασταθών επιφανειών προκαλεί ένα κενό στην επιστημονική γνώση όσο αφορά τη διαβάθμιση της αστάθειας της οποίας προσφέρει η κάθε επιφάνεια. Οι ασκήσεις επί ασταθούς επιφάνειας επιφέρουν βελτιώσεις στη κινητική απόδοση (Granacher et al., 2006; Behm & Colado, 2012), στη πρόληψη τραυματισμών και πτώσεων σε γηρεότερα άτομα ή σε άτομα με κινητικά προβλήματα (Eckardt, 2016; Donath et al., 2016; Tekin et al., 2018; Cheatham et al., 2020; Huang et al., 2021) στην αποκατάσταση νευρομυϊκών και μυοσκελετικών τραυματισμών ή στην επανεκπαίδευση του ατόμου μετά από εγκεφαλικό (Lee et al., 2020; Rubega et al., 2021).

5.2.1. Κινητική μεταβλητή σταθερότητας–κέντρο πίεσης

Αν η γραμμή βαρύτητας ενός στερεού σώματος εμπίπτει στη βάση στήριξης του, τότε αυτό το αντικείμενο ισορροπεί. Όμως δεν σημαίνει απαραίτητα ότι είναι ευσταθές (Bell 1998; Pollock et al., 2000). Όσο μεγαλύτερη είναι η μετατόπιση της γραμμής βαρύτητας πριν ένα αντικείμενο χάσει την ισορροπία του, τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητά του. Παρομοίως, όσο μεγαλύτερη είναι η εξωτερική δύναμη που μπορεί να εφαρμοστεί στο αντικείμενο προτού γίνει ανισόρροπο, τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητά του.

Διαφαίνεται ότι οι μηχανικές αρχές υπαγορεύουν πως αν η γραμμή βαρύτητας πέφτει εντός της βάσης στήριξης υπάρχει σταθερότητα και η σταθερότητα αυξάνεται ακόμη περισσότερο με μία μεγαλύτερη βάση στήριξης, ή όταν η γραμμή βαρύτητας προβάλλεται κεντρικότερα (Pollock et al., 2000).

Η αλληλεπίδραση του συστήματος ελέγχου με την διαφοροποίηση της βάσης στήριξης δεν προκαλούν το νευρικό σύστημα να αλλάξει τον νόμο της ανατροφοδότησης. Οι αποκρίσεις κλειστού βρόχου στις σωματοαισθητικές διαταραχές, οι οποίες αντικατοπτρίζουν τις ιδιότητες τόσο της ανατροφοδότησης όσο και του συστήματος ελέγχου, σε αυτή τη μελέτη είναι παρόμοιες με αυτές σε μια προηγούμενη μελέτη χωρίς μηχανικές διαταραχές (Moghadam et al., 2011; Tse et al., 2013; Cimadoro et al., 2013; Jacobs et

al., 2015; Lubetzky-Vilnai et al., 2015; de Brito Silva et al., 2016; Gouwanda & Gopalai 2017; Strøm et al.; 2016; Lee et al., 2018; Gebel et al.; 2020; Alfuth et al., 2021; Büchel et al. 2021; McCamley et al., 2021; Mademli et al., 2021; Walsh et al., 2021), υποδηλώνοντας ότι η μηχανική διαταραχή δεν αλλάζει ουσιαστικά την ανατροφοδότηση.

Στα ευρήματα της παρούσας μελέτης κατά τη μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες παρατηρήθηκε μεγαλύτερη αύξηση διαδρομής του ΚΠ σε πλάγια διεύθυνση. Εάν συγκρίνουμε με τα ευρήματα των Cimadoro και συνεργατών (2013), συμφωνούν με την αύξηση της διαδρομής του κέντρου κατά τη χρήση ασταθών επιφανειών, καθώς παρατηρήθηκαν αυξήσεις τόσο σε προσθιοπίσθια όσο και σε πλάγια διεύθυνση. Να σημειωθεί όμως ότι στην παρούσα εργασία οι αυξήσεις σε πλάγια διεύθυνση ήταν μεγαλύτερες από ότι στην προσθιοπίσθια.

Επιπροσθέτως, η παρούσα μελέτη έρχεται σε συμφωνία με τους Gouwanda και συνεργάτες (2017), οι οποίοι ομοίως παρατήρησαν αύξηση στις τιμές των μεταβλητών του ΚΠ κατά τη διποδική στήριξη σε ημισφαιρική μπάλα συγκριτικά με το έδαφος κυρίως σε προσθιοπίσθια διεύθυνση λόγω της διποδικής στάσης.

Στην έρευνα των de Brito Silva και συνεργατών (2016) αλλά και των Alfuth και συνεργατών (2021), κατά τη μονοποδική στήριξη στον περιστρεφόμενο δίσκο οι πλάγιες μετατοπίσεις ήταν υψηλότερες σε

σύγκριση με τις προσθιοπίσθιες, όπως παρατηρήθηκε και στα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης. Αυτό μπορεί να υποδηλώνει ότι το αισθητικοκινητικό σύστημα πρέπει να ελέγχει κατά κύριο λόγο τις πλάγιες μετατοπίσεις κατά τη μονοποδική στήριξη στον περιστρεφόμενο δίσκο.

Η επιθυμητή όρθια στάση οριοθετείται από ένα κατώφλι από το οποίο εάν υπάρξουν αποκλίσεις θα δημιουργήσουν αλλαγές στο δυναμικό της μεμβράνης των νευρώνων. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να δημιουργούνται διάφορες κινητικές ενέργειες οι οποίες έχουν ως στόχο την παραγωγή δυνάμεων αντίστασης για την επαναφορά των κατάλληλων τμημάτων από την θέση που ξεπερνά αυτό το κατώφλι.

Η διαφορά αυτή μεταξύ των δύο θέσεων είναι υπεύθυνη για την ενεργοποίηση των νευρομυϊκών στοιχείων και για τις αλληλεπιδράσεις μεταξύ αυτών και του περιβάλλοντος. Σύμφωνα με αυτή την αρχή, το σύστημα προσπαθεί να μειώσει την επιβαλλόμενη δραστηριότητα φέρνοντας το σώμα σε μια κατάσταση στην οποία ελαχιστοποιούνται όλες οι πιθανές αλληλεπιδράσεις στο σύστημα από τις εξωτερικές δυνάμεις.

Αυτή η διαδικασία συνεχίζεται έως ότου οι αποκλίσεις από την όρθια στάση εξαλειφθούν πλήρως είτε μειωθούν σε τέτοιο βαθμό, ώστε η υπολειπόμενη μυϊκή δραστηριότητα να δημιουργεί δυνάμεις που επαρκούν για την

εξισορρόπηση των εξωτερικών δυνάμεων.

Η αρχή της ελάχιστης αλληλεπίδρασης μπορεί να προκαλέσει αλλαγές στη θέση του κατωφλιού. Προκειμένου να μειωθεί η διαφορά μεταξύ της ήρεμης στάσης και της απομακρυσμένης από αυτή στάση, που ορίζεται από τον κινητικό στόχο, μπορεί να αναγκάσει το σύστημα να προσαρμόσει τη θέση του κατωφλιού (Feldman, 2007; Feldman et al., 2007).

Πιθανότατα αυτό μπορεί να εξηγήσει την αύξηση της ταλάντωσης του σώματος όταν οι συνθήκες σταθερότητας γίνονται πιο προκλητικές. Η χρήση ασταθών επιφανειών είναι μία πρόκληση για το νευρομυϊκό σύστημα για τη σταθερότητα και τη διατήρηση της στάσης του σώματος. Ο περιορισμός της διαθεσιμότητας ιδιοδεκτικών πληροφοριών, αναγκάζει τα άτομα να βασίζονται μόνο στο οπτικό και αιθουσαίο σύστημα. Έτσι, η επιλογή στρατηγικής εξαρτάται από τη διαθεσιμότητα των αισθητηριακών πληροφοριών. Όπως και στη μελέτη των Tse και συνεργατών (2013), αλλά και των McCamley και συνεργατών (2022), έτσι και στην παρούσα εργασία η ταλάντωση του σώματος αυξήθηκε με τη χρήση αφρώδους στρώματος συγκριτικά με το έδαφος. Η ποιότητα των αισθητηριακών πληροφοριών για τον έλεγχο της στάσης εξαρτάται επίσης από το πώς συντονίζονται οι κινήσεις του σώματος (Horak 2000; Gouwanda & Gopalai 2017).

Ως εκ τούτου, από τους Lubetzky και συνεργάτες (2015),

προτείνεται ότι η αυξημένη εξάρτηση από την όραση για τον έλεγχο της στάσης είναι ένας παράγοντας της αλληλεπίδρασης μεταξύ της επιφάνειας και του ατόμου (δηλαδή, πόσο δύσκολη είναι μια κατάσταση σταθερότητας για ένα άτομο) και όχι μόνο από τις ιδιότητες της επιφάνειας στήριξης. Με άλλα λόγια δεν θα εξαρτηθούν όλα τα άτομα με τον ίδιο βαθμό από το οπτικό σύστημα με όλες τις ασταθείς επιφάνειες.

Αν και οι στρατηγικές ορθοστατικού ελέγχου θεωρούνται παραδοσιακά ως αντανakλαστικές αποκρίσεις σε ένα αισθητηριακό ερέθισμα, τώρα θεωρείται ότι οι αποκρίσεις στάσης για τη διατήρηση της ισορροπίας εξαρτώνται από την αξιολόγηση και τον έλεγχο πολλών μεταβλητών από το ΚΝΣ (Horak 2000; Gouwanda & Gopalai 2017).

Έτσι, το ΚΝΣ δημιουργεί κινήσεις χαμηλής συχνότητας ως μέρος στρατηγικής για τη διατήρηση του συστήματος ελέγχου της στατικής σταθερότητας σε εγρήγορση ώστε να εξουδετερώσει τις εξωτερικές απειλές στη στάση (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002)

5.2.2. Κινηματική μεταβλητή σταθερότητας – επιταχυνσιομέτρηση

Το σωματικό βάρος W είναι ίσο και αντίθετο με την κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης R , και αυτό το «παραλληλόγραμμα δυνάμεων» δρα σε απόσταση g και p αντίστοιχα από την άρθρωση της ποδοκνημικής. Τόσο το W όσο και το R θα παραμείνουν σταθερά κατά την ήρεμη στάση.

Υποθέτοντας ότι το σώμα είναι ένα ανεστραμμένο εκκρεμές, που περιστρέφεται γύρω από την ποδοκνημική, θα ενεργεί μια αριστερόστροφη ροπή ίση με κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης R_p και μια δεξιόστροφη ροπή βάρους ίση με W_g . Εάν $W_g > R_p$, το σώμα θα παρουσιάσει μια δεξιόστροφη γωνιακή επιτάχυνση.

Προκειμένου να διορθωθεί αυτή η «ταλάντωση» προς τα εμπρός, το άτομο θα αυξήσει τη διαδρομή του ΚΠ (αυξάνοντας την πελματιαία κάμψη) έτσι ώστε κάθε φορά το ΚΠ να είναι μπροστά από το ΚΒ (Susan, 2005; Lauk et al., 1998; Patton et al., 2000; Winter et al., 2003).

Ένα παράδειγμα είναι ότι κατά τη μονοποδική στήριξη υποδεικνύονται αλλαγές στη στρατηγική ελέγχου της στάσης. Έτσι, υπάρχει θετική συσχέτιση μεταξύ της επιτάχυνσης και της ταχύτητας του κέντρου πίεσης, δηλαδή με υψηλές τιμές επιτάχυνσης θα παρατηρηθούν και υψηλές τιμές του κέντρου πίεσης (Adlerton et al., 2003; Azzi et al., 2017).

Οι μυϊκές συνέργειες, τα κινηματικά χαρακτηριστικά και οι ροπές των αρθρώσεων, που παρατηρούνται σε πλάγιες στρατηγικές ανταποκρίνονται διαφορετικά στους βιομηχανικούς περιορισμούς της κίνησης από ότι σε μία προσθιοπίσθια στρατηγική.

Στην παρούσα εργασία οι απαντήσεις σε διατάραξη της στατικής σταθερότητας περιλάμβαναν αύξηση της πλάγιας διαδρομής του ΚΠ και παράλληλα, αύξηση του ρυθμού

επιταχυνσιακής μεταβολής σε προσθιοπίσθια διεύθυνση.

Ουσιαστικά η στρατηγική ελέγχου η οποία επικράτησε ήταν η στρατηγική ελέγχου από το ισχίο και από την ποδοκνημική (Nashner & McCollum, 1985; Winter 1995; Horak & Kuo, 2000; Horak, 2006) σε μετωπιαίο επίπεδο (δεδομένα ΚΠ), καθώς και το χαμήλωμα του ΚΜ (δεδομένα επιταχυνσιομέτρησης).

Για να γίνει πιο κατανοητή η στρατηγική η οποία ακολούθησαν οι συμμετέχοντες, με βάση τα δεδομένα της επιτάχυνσης της κνήμης, ως επιστρέψουμε στα ευρήματα συγγραφέων σχετικά με το ύψος του ΚΜ. Ένας παράγοντας διατάραξης της στάσης είναι το ύψος του ΚΜ του σώματος πάνω από τη βάση στήριξης.

Σε ψηλότερο σημείο του ΚΒ, ενδέχεται να αναπαράχθει μεγαλύτερη ροπή και να διαταράξει την ισορροπία του σώματος, ενώ όσο το ΚΒ χαμηλώνει, αυξάνεται η σταθερότητα του (Susan, 2005; Egoyan & Moistsrapishvili, 2013; Izquierdo-Herrera et al., 2018; Cheung & Schmuckler, 2021). Αυτό επιτεύχθηκε μέσω της κάμψης στην άρθρωση του γονάτου και αυτό μπορεί να δικαιολογήσει την μεγαλύτερη αύξηση της επιτάχυνσης σε προσθιοπίσθια διεύθυνση, ενώ παράλληλα αυξανόταν και σε κατακόρυφη διεύθυνση όσο δυσκόλευε η συνθήκη σταθερότητας. Η μικρότερη αύξηση παρατηρήθηκε σε πλάγια διεύθυνση, εφόσον το γόνατο δεν

επιτρέπει την πλάγια μετακίνηση της κνήμης.

Σε συνθήκες στις οποίες η επιφάνεια στήριξης έγινε πιο ασταθής, προκάλεσε το σωματοαισθητικό σύστημα και η επιτάχυνση του κέντρου μάζας αυξήθηκε (Adlerton et al., 2003; de Brito Silva et al. 2016; Mancini & Horak 2010; Azzi et al., 2017; Lee et al., 2018; Guo et al., 2022).

Η παρούσα εργασία συμφωνεί με τα κινηματικά δεδομένα της μελέτης των Strøm και συνεργατών (2016), η μονοποδική στήριξη στην ημισφαιρική μπάλα και στον περιστρεφόμενο δίσκο, είχε γενικά ως αποτέλεσμα αυξημένες μεταβλητές κινηματικής και μυϊκής δραστηριότητας των μυών της ποδοκνημικής, σε σύγκριση με τις άλλες επιφάνειες. Η ημισφαιρική μπάλα ήταν το πιο απαιτητικό όργανο όσον αφορά τη μεταβλητότητα πρηνισμού-υπτιασμού, ενώ ο περιστρεφόμενος δίσκος συνδέθηκε με περισσότερες αλλαγές κατεύθυνσης πρηνισμού-υπτιασμού.

Στην μελέτη των Abe και συνεργατών (2014), η επιτάχυνση μετρήθηκε με τον αδρανειακό αισθητήρα τοποθετημένο στον έξω σφυρό, παρόμοια δηλαδή τοποθέτηση με την παρούσα μελέτη. Κατά τη μονοποδική στήριξη, όπως αποτυπώνεται από το κέντρο πίεσης, η μεγαλύτερη μετατόπιση γίνεται σε πλάγια διεύθυνση. Όμως κατά τη μονοποδική στήριξη περιορίζεται η προσθιοπίσθια μετατόπιση και αυξάνονται οι κινήσεις πρηνισμού-υπτιασμού οι αντανακλώνται με

έσω-έξω στροφή της υπαστραγαλικής άρθρωσης και πρόσθια-οπίσθια κλίση στον μηρό. Αυτές οι κινήσεις γίνονται αντιληπτές ως προσθιοπίσθια επιτάχυνση.

5.2.3. Εγκεφαλική δραστηριότητα

Κατά τον έλεγχο της σωματικής στάσης, το νευρικό σύστημα είναι αυτό που ελέγχει τη σύσπαση και τη χαλάρωση των μυών (Horak & MacPherson, 1996). Σε μελέτες που μέτρησαν τη δυναμική σε σχέση με τη στατική ισορροπία, τα ευρήματα επικεντρώθηκαν στις μετωπιαίες, ινιακές και βρεγματικές περιοχές (Surgent et al., 2019). Η περιοχή η οποία μελετήθηκε στην παρούσα μελέτη ήταν η βρεγματική.

Η ζήτηση για φλοιώδη επεξεργασία αυξάνεται όσο δυσκολεύει η συνθήκη ισορροπίας (Mochizuki et al., 2010; Tse et al., 2013). Προηγούμενες μελέτες έχουν προτείνει ότι ο εγκεφαλικός φλοιός συμβάλλει στον έλεγχο της στάσης μέσω της αισθητικοκινητικής επεξεργασίας της ορθοστατικής αστάθειας (Slobounov et al., 2005; Adkin et al., 2006) ή της τροποποίησης των ορθοστατικών αποκρίσεων μέσω των βρόγχων απόκρισης του φλοιού (Jacobs & Horak, 2007; Maki & McIlroy, 2007). Επιπλέον, οι Teasdale και οι συνεργάτες ανέφεραν ότι απαιτείται περισσότερη γνωστική επεξεργασία όσο αυξάνεται το επίπεδο της αστάθειας (Teasdale & Simoneau, 2001).

Όπως και στη μελέτη των Tse και συνεργατών (2013), έτσι και

στην παρούσα εργασία η εγκεφαλική δραστηριότητα και η ισχύς των κυμάτων άλφα, βήτα και σίγμα αυξήθηκαν με τη χρήση αφρώδους στρώματος συγκριτικά με το έδαφος κατά τη διποδική στήριξη.

Στην υπάρχουσα βιβλιογραφία αναφέρονται πρότυπα δραστηριότητας του φλοιού που εξαρτώνται την αστάθεια κατά τη διάρκεια της μονοποδικής στήριξης σε υγρή άτομα

Η αστάθεια λόγω της επιφάνειας και η ταυτόχρονη αυξανόμενη στάση του σώματος μπορεί να συνεπάγονται υψηλότερες απαιτήσεις προσοχής ή επεξεργασίας σφαλμάτων κατά τον έλεγχο της στάσης.

Πέρα από αυτό, η αστάθεια και η δυσκολία στη συνθήκη ισορροπίας μπορεί επίσης να σχετίζονται με μοτίβα φλοιώδους δραστηριότητας στο ετερόπλευρο ημισφαίριο τα οποία εξαρτώνται το πόδι στήριξης, στο ετερόπλευρο ημισφαίριο με το όρθιο πόδι, υποδεικνύοντας ενισχυμένη συμβολή των σχετικών κινητικών περιοχών στη διατήρηση της στατικής σταθερότητας σε ασταθείς επιφάνειες (Büchel et al., 2021).

Η παρούσα εργασία εμφανίζει αύξηση δραστηριότητας τόσο στο δεξί όσο και στο αριστερό ημισφαίριο της κεντρικής περιοχής. Η αύξηση της δραστηριότητας του φλοιού κατά τη δυσκολία ισορροπίας έρχεται σε συμφωνία με την μελέτη των Büchel και συνεργατών (2021), όμως στην περίπτωση της παρούσας μελέτης, η αύξηση της

δραστηριότητας αφορούσε τόσο στο δεξί όσο και στο αριστερό ημισφαίριο, καθώς ο ομόπλευρος κινητικός φλοιός στην μελέτη των Büchel και συνεργατών (2021), δεν έδειξε σημαντικές διαμορφώσεις.

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης δεν ήταν σύμφωνα με των Gebel και συνεργατών (2020), οι οποίοι χρησιμοποίησαν 64 κανάλια και ηλεκτρόδιο αναφοράς το CPz. Ωστόσο οι δοκιμαζόμενοι εκτέλεσαν διποδικές στάσεις σε περιστρεφόμενο δίσκο. Η ισχύς των κυμάτων άλφα στις κεντρικές περιοχές μειώθηκε, αλλά χωρίς στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των επιπέδων δυσκολίας της σταθερότητας.

4.2.4. Μυϊκή δραστηριότητα

Η πηγή των αισθητηριακών πληροφοριών που χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία ροπής, εξαρτάται από τις περιβαλλοντικές συνθήκες και την αξιοπιστία των αισθητηριακών πληροφοριών (Mergner & Rosemeier, 1998; Peterka and Loughlin, 2004). Υπάρχουν μελέτες οι οποίες αναλύουν με ποιο τρόπο επιλέγονται αυτές οι στρατηγικές (Collins & De Luca, 1993; Feldman, 2007; Feldman et al., 2007; Kiemel et al., 2011; Hwang et al., 2016). Έχει αναπτυχθεί μία θεωρητική βάση για έναν μηχανισμό που χρησιμοποιεί αντίστροφες περιστροφές τμημάτων σε σχέση με το ΚΜ για την ενίσχυση των ορίων σταθερότητας.

Οι στρατηγικές για τη διατήρηση της ισορροπίας σε ασταθείς επιφάνειες μπορεί να

βασιστούν στους ραχιαίους και πελματιαίους καμπτήρες, στους εκτείνοντες και καμπτήρες του ισχίου είτε συνδυαστικά για τον έλεγχο της επιτάχυνσης του ΚΜ και ανάλογα πάντα με την στήριξη που προσφέρεται (de Brito Silva et al., 2016).

Οι διορθώσεις της στάσης όσο αφορά τις πλάγιες διαταράξεις περιλαμβάνουν πρωτότερη ενεργοποίηση των απαγωγών μυών του ισχίου σε σχέση με τους μύες της ποδοκνημικής. Πιο συγκεκριμένα, ο τείνων την πλατεία περιτονία πρωταγωνιστεί σε πλάγιες διαταραχές. Επιπλέον, ενεργοποιείται και σε ένα εύρος σε προσθίες-πλάγιες και οπίσθιες-πλάγιες διαταραχές (Horak et al., 1997).

Σε μία μεγάλη επιφάνεια επικρατεί η στρατηγική ποδοκνημικής (το σώμα περιστρέφεται ενεργά γύρω από τις ποδοκνημικές, ως εύκαμπτο ανεστραμμένο εκκρεμές επαναφέροντας το ΚΜ στην αρχική του θέση), ως απόκριση σε μικρές διαταραχές και αργής κίνησης. Η στρατηγική του ισχίου (το σώμα ασκεί ροπή στα ισχία ώστε να μετακινήσει το ΚΜ του σώματος) και του βηματισμού χρησιμοποιείται όταν το άτομο στέκεται σε στενή ή μαλακή επιφάνεια στήριξης, δηλαδή όταν οι συνθήκες δεν επιτρέπουν την δημιουργία επαρκούς ροπής από τις ποδοκνημικές, ή όταν το ΚΜ πρέπει να κινηθεί γρήγορα (Nashner & McCollum, 1985; Winter 1995; Horak & Kuo, 2000; Allard et al., 2001; Horak, 2006; Kandel et al., 2014).

Η στρατηγική της ποδοκνημικής χαρακτηρίζεται από την ενεργοποίηση των εμπρόσθιων ή οπίσθιων μυών από την περιφέρεια προς το κέντρο, ενώ η στρατηγική των ισχίων περιλαμβάνει την ενεργοποίηση των εμπρόσθιων ή οπίσθιων μυών από το κέντρο προς την περιφέρεια (Frank & Earl, 1990).

Στην παρούσα εργασία όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, επικράτησε η στρατηγική ελέγχου από το ισχίο και από την ποδοκνημική (Nashner & McCollum, 1985; Winter 1995; Horak & Kuo, 2000; Horak, 2006) σε μετωπιαίο επίπεδο (δεδομένα ΚΠ), καθώς και το χαμήλωμα του ΚΜ μέσω της κάμψης στο γόνατο (δεδομένα επιταχυνσιομέτρησης). Οι διορθώσεις σε μετωπιαίο επίπεδο (για πλάγιες διαταράξεις) περιλαμβάνουν πρωτότερη ενεργοποίηση των απαγωγών μυών του ισχίου και ακολουθούν οι μύες της ποδοκνημικής (Horak et al., 1997).

Οι Pollock και συνεργάτες (2000), επισημαίνουν ότι η στρατηγική ελέγχου της στάσης μπορεί να περιλαμβάνει μία εκούσια κίνηση ή αύξηση της μυϊκής δραστηριότητας εν αναμονή μίας προβλεπόμενης διαταραχής. Ενώ μια στρατηγική στάσης σε μία απρόβλεπτη διαταραχή θα περιλάμβανε μια ακούσια κίνηση ή μυϊκή απόκριση μετά από την απρόβλεπτη διαταραχή.

Οι Cimadoro και οι συνεργάτες (2013) ανέφεραν μεγαλύτερη ενεργοποίηση των μυών του κάτω άκρου κατά τη διάρκεια δυσκολότερων συνθηκών

ισορροπίας, όπως προκύπτει από την ηλεκτρομυογραφία.

Σε προσπάθεια μονοποδικής στήριξης σε περιστρεφόμενο δίσκο οι μύες που μελετήθηκαν ως προς την ενεργοποίησή τους ήταν: ο πρόσθιος κνημιαίος, ο πελματικός, ο μακρύς περνιαίος, ο έσω γαστροκνήμιος, ο ορθός μηριαίος, ο έξω πλατύς, ο δικέφαλος μηριαίος και ο ημιτενοντώδης.

Ο μακρύς περνιαίος, είχε σημαντικά υψηλότερη ενεργοποίηση σε σύγκριση στην ασταθή επιφάνεια συγκριτικά με τη σταθερή, πιθανόν για να διατηρήσει την επιφάνεια ευθεία και ακίνητη και αυτό συνοδευόταν από τμηματικές περιστροφές που απαιτούνται για την άμεση εξουδετέρωση της επιτάχυνσης των τμημάτων του σώματος σε μια προσπάθεια αποκατάστασης της ισορροπίας.

Στην παρούσα μελέτη ο πρόσθιος κνημιαίος, ο μακρύς εκτείνων τα δάχτυλα και ο έσω γαστροκνήμιος παρουσίασαν σημαντική διαφορά στην ενεργοποίησή τους σε όλες τις ασταθείς επιφάνειες συγκριτικά με τη σταθερή. Όμως, στη μελέτη των de Brito Silva και συνεργατών (2016), δεν υπήρξε σημαντική διαφορά στις δύο επιφάνειες.

Ωστόσο οι ίδιοι οι συγγραφείς αναφέρουν ότι αυτό μπορεί να οφείλεται στη μεταβλητότητα των συμμετεχόντων για τη χρήση αυτών των μυών. Μία δεύτερη παρατήρηση είναι ότι στη παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε δονησιομυογραφική και όχι ηλεκτροφυσιολογική καταγραφή

όπως συνέβη στη παραπάνω μελέτη (de Brito Silva et al., 2016)

Τα πρότυπα ενδομυϊκού συντονισμού μπορεί να αλλάξουν σε διαφορετικά επίπεδα νευρομυϊκής ενεργοποίησης και σε διαφορετικές ταχύτητες ταλάντωσης. Το νευρομυϊκό σύστημα ρυθμίζει τις αποκρίσεις του προς την ενίσχυση της μυϊκής συνενεργοποίησης και δραστηριότητας, προκειμένου να αντισταθμίσει τις διαταραχές που σχετίζονται με την επιφάνεια και να εξασφαλίσει ισχυρό κινητικό έλεγχο (Mademli et al., 2020)

Συγκεκριμένα ο πρόσθιος κνημιαίος φαίνεται να ενεργοποιείται περισσότερο σε πλευρικές μετατοπίσεις σε σχέση με τους μύες που βρίσκονται πλευρικά της κνήμης. Μια πιθανή εξήγηση θα μπορούσε να σχετίζεται με τη μηχανική συνεισφορά των πελματιαίων και ραχιαίων καμπτήρων μυών ακόμη και εάν η μετατόπιση του κέντρου πίεσης είναι πλάγια (Gebel et al., 2019). Αυτοί οι μύες, είναι πιο δυνατοί από τους υπτιαστές και πρηνιστές μύες και μπορούν επομένως να συμμετέχουν πιο εύκολα στην πλευρική σταθερότητα στις ποδοκνημικές. Αυτό το αποτέλεσμα μπορεί επίσης να εξηγηθεί από τη μειωμένη κινητικότητα της ποδοκνημικής κατά μήκος του πλάγιου άξονα (Cimadoro et al., 2013).

Η μυϊκή δραστηριότητα, όπως συνέβη και σε αποτελέσματα άλλων μελετών (Cimadoro et al., 2013; Jacobs et al., 2015; Strøm et al., 2016; de Brito Silva et al., 2016; Gebel et al., 2020; Alfuth et

al., 2021; Mademli et al., 2021), αυξάνεται με τη χρήση ασταθών επιφανειών κατά τη μονοποδική στήριξη. Διαπιστώθηκε αυξημένη δραστηριότητα του περνιαίου, του πελματικού, του γαστροκνήμιου, του ημιμεμβρανώδους καθώς και του έξω πλατύ μυός, με τον μακρύ περνιαίο και τον πρόσθιο κνημιαίο να παρουσιάζουν τις υψηλότερες δραστηριότητες.

Σε συμφωνία με την μελέτη των Gebel και συνεργατών (2019) οι μειώσεις στην απόδοση της ισορροπίας συνοδεύτηκαν από αυξήσεις στη μυϊκή δραστηριότητα των κάτω άκρων και τη μυϊκή συνενεργοποίηση. Οι συγγραφείς ερμήνευσαν τα ευρήματά τους ως μια αλλαγή στην υποκείμενη στρατηγική στάσης που προκαλείται από τις αυξανόμενες απαιτήσεις της στάσης.

Στην μελέτη των Strøm και συνεργατών (2016), η μονοποδική στήριξη στην ημισφαιρική μπάλα και στον περιστρεφόμενο δίσκο, είχε γενικά ως αποτέλεσμα αυξημένη μυϊκή δραστηριότητα των μυών της ποδοκνημικής, κυρίως σε σύγκριση με την μονοποδική στήριξη σε σταθερή επιφάνεια.

5.3. Περιορισμοί εργασίας

Σημειώνεται ότι παρούσα μελέτη έχει ορισμένους περιορισμούς. Συγκεκριμένα, το ΗΕΓ πραγματοποιήθηκε με τη χρήση δύο καναλιών στην κεντρική περιοχή και ενδεχομένως να μην μπορούν να ισχύσουν τα ίδια αποτελέσματα για άλλες εγκεφαλικές περιοχές. Όσο αφορά

τον αριθμό των καναλιών που χρησιμοποιήθηκαν, η ελάχιστη διαμόρφωση για μονοκαναλική μέτρηση ΗΕΓ είναι εφικτή και αποτελείται από ένα ενεργό ηλεκτρόδιο, ένα αναφοράς και ένα ηλεκτρόδιο γείωσης (Teplan 2002).

Το δυναμικό εύρος καταγραφής ΗΕΓ είναι 2-100 μV και εύρος συχνοτήτων 0.5-100 Hz (Beniczky & Schomer, 2020). Είναι μία ευαίσθητη καταγραφή και μπορεί να επηρεαστεί από διάφορες παρεμβολές όπως η κίνηση, η μυϊκή σύσπαση, η αναπνοή, η καρδιαγγειακή λειτουργία κ.α.

Ο περισσότερος θόρυβος από τα σήματα ΗΕΓ αφαιρέθηκε τόσο με τη χρήση ειδικών φίλτρων, όσο και με τη μέθοδο ανάλυσης κυματιδίων (Zangeneh et al., 2022), ωστόσο καμία μέθοδος δεν εγγυάται τον πλήρη καθαρισμό του ΗΕΓ σήματος, καθώς είναι πολύ πιθανό να αλλοιωθούν σημαντικές πληροφορίες και επομένως αυτό ενδέχεται να έχει επηρεάσει έως ένα βαθμό τη στατιστική ανάλυση.

Επί του παρόντος, δεν υπάρχει συναίνεση σχετικά με τον τρόπο αντιμετώπισης αυτού του προβλήματος (Gebel et al., 2020; Zangeneh et al., 2022).

Όμως, στην παρούσα μελέτη τα κανάλια που χρησιμοποιήθηκαν ήταν τα C3-C4. Σύμφωνα με τους Zangeneh και συνεργάτες (2022), τα συγκεκριμένα κανάλια δεν φαίνεται να επηρεάζονται τόσο από τις οφθαλμικές κινήσεις όπως τα Fp1-Fp2, εξάλλου όπως αναφέρουν και οι ίδιοι οι συγγραφείς, η ανάλυση κυματιδίων που

πραγματοποιήθηκε, μπορεί να εξαλείψει την οφθαλμική δραστηριότητα. Δεν φαίνεται επίσης να επηρεάζονται από καρδιακή και μυϊκή δραστηριότητα όπως τα κανάλια F8 και T7 που όμως με την ανάλυση κυματιδίων επίσης φαίνεται να ελαττώνεται σημαντικά.

Έτσι, με την ανάλυση κυματιδίων Το περιεχόμενο ΗΕΓ διατηρείται σχεδόν σε όλα τα κανάλια με πολύ μικρή απώλεια πληροφοριών.

Ένας άλλος περιορισμός της μελέτης είναι η έλλειψη ηλεκτροοφθαλμογραφίας και παρακολούθησης των ματιών για τη διασφάλιση του βλέμματος. Παρόλα αυτά οι συμμετέχοντες είχαν συγκεντρωμένο το βλέμμα τους σε ένα συγκεκριμένο στόχο σε απόσταση 3 μέτρων και το διατηρούσαν σταθερό σε όλες τις μετρήσεις (Gebel et al., 2020; Rubega et al., 2021).

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε σχετικά σύντομο χρονικό διάστημα (εντός ενός μήνα), παρόλα αυτά ενδέχεται να έχει ελαττωθεί η πίεση του αέρα στον φουσκωτό δίσκο και στην ημισφαιρική μπάλα και αυτό ίσως να επηρέαζε τη στατιστική ανάλυση. Σε μελέτες που χρησιμοποιήθηκαν όμοιες επιφάνειες με χρήση αέρα, δεν αναφέρεται η προτιμώμενη πίεση του αέρα (Lubetzky-Vilnai et al., 2015; Strøm et al., 2016; Gouwanda & Gopalai 2017; McCamley et al., 2021) . Επειδή η πίεση αέρα μπορεί να επηρεάσει το επίπεδο δυσκολίας (όσο υψηλότερη είναι η πίεση τόσο

δυσκολότερη η συνθήκη), για να εξασφαλιστεί ο έλεγχος των επιφανειών, μετρήθηκε το ύψος των επιφανειών στην έναρξη και στη λήξη των μετρήσεων και παρέμεινε σταθερό για όλες τις επιφάνειες (αφρώδες στρώμα: 6 cm, φουσκωτός δίσκος 7.5 cm και ημισφαιρική μπάλα 22 cm) (Gouwanda & Gopalai 2017).

Τέλος να σημειωθεί ότι όλες οι μετρήσεις έγιναν με την αρχική πίεση αέρα και χωρίς να ακολουθήσει επιπλέον φούσκωμα στα δύο αυτά όργανα.

Η ανθρώπινη κίνηση χαρακτηρίζεται από δυναμική. Οι παραδοσιακές μέθοδοι για την ποσοτικοποίηση της στατικής σταθερότητας , είναι ένας περιγραφικός τρόπος χαρακτηρισμού των προτύπων κίνησης του σώματος. Έτσι προτείνεται από ερευνητές (Kaplan and Glass 1995; Kantz & Schreiber 2004; Harbourne & Stergiou 2009; Ghomashchi et al., 2010; Stergiou & Decker 2011; Kędziolek & Błażkiewicz 2020; Rampichini et al., 2020; Stancin et al., 2021), ορισμένες μη γραμμικές αναλύσεις οι οποίες βασίζονται στη θεωρία του χάους, ώστε να ξεδιπλωθεί η πολυπλοκότητα η οποία κρύβεται μέσα στις χρονοσειρές και καταγράφει την συμπεριφορά του συστήματος σε βάθος χρόνου και όχι μόνο το μέγεθος της ταλάντωσης ή της μυϊκής και εγκεφαλικής δραστηριότητας.

Η παρούσα μελέτη βασίστηκε σε γραμμικές αναλύσεις, όπως και αρκετές άλλες μελέτες (Jacobs et al. 2015; Lee et al. 2018; Rubega et al., 2021). Όμως, μελλοντικά θα

μπορούσε να γίνει ένας συνδυασμός γραμμικής και μη-γραμμικής ανάλυσης, ώστε να έχουμε πιο ολοκληρωμένες πληροφορίες για τα συστήματα ελέγχου της στατικής σταθερότητας και να μπορούμε να τα ερμηνεύσουμε σε βάθος χρόνου.

5.4. Συμπεράσματα

Στην παρούσα εργασία έγινε μία προσπάθεια κατάταξης των ασταθών επιφανειών με βάση τη στατική σταθερότητα, την εγκεφαλική και μυϊκή δραστηριότητα από την ευκολότερη προς τη δυσκολότερη επιφάνεια.

Η κατάταξη πραγματοποιήθηκε με συμφωνία και των τεσσάρων μεθόδων αντικειμενικής αξιολόγησης της στατικής σταθερότητας από την ευκολότερη προς το δυσκολότερη επιφάνεια με την εξής κατάταξη: έδαφος, αφρώδες στρώμα, περιστρεφόμενος δίσκος και ημισφαιρική μπάλα.

Υπήρχαν στατιστικά σημαντικές ενδοταξικές διαφορές για όλες τις μεθόδους αξιολόγησης μεταξύ των επιφανειών. Τα περισσότερα ευρήματα συμφωνούν με την υπάρχουσα βιβλιογραφία, όμως υπήρχε έλλειψη μελετών με ασταθείς επιφάνειες και με συνδυασμό μεθόδων αντικειμενικών αξιολογήσεων της σταθερότητας, επομένως ήταν δύσκολο να πραγματοποιηθεί σύγκριση όλων των ευρημάτων με την υπάρχουσα βιβλιογραφία.

Επομένως η επιλογή του συγκεκριμένου πρωτοκόλλου,

στηρίχθηκε σε μελέτες οι οποίες εξετάζουν μικρότερο αριθμό ασταθών επιφανειών και συνδύαζαν κάποιες από αυτές τις τεχνικές αξιολόγησης, αλλά όχι όλες μαζί.

Στα δεδομένα της παρούσας μελέτης, αποτυπώθηκε μεγαλύτερη πλάγια διαδρομή του ΚΠ αλλά και αύξηση της επιταχυνσιακής μεταβολής της κνήμης σε προσθιοπίσθια, κατακόρυφη και πλάγια διεύθυνση με τη χρήση ασταθών επιφανειών συγκριτικά με το έδαφος. Αναλυτικότερα, κατά τη χρήση του αφρώδους στρώματος η διαδρομή του ΚΠ αυξήθηκε κατά 9.2% και 9.7%, του περιστρεφόμενου δίσκου 22.1% και 35.8%, του φουσκωτού δίσκου 34% και 50.5% και της ημισφαιρικής μπάλας 49.9% και 59.5% σε προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση αντιστοίχως.

Επίσης, κατά τη χρήση του αφρώδους στρώματος η επιταχυνσιακή μεταβολή αυξήθηκε κατά 29.5%, 26.9% και 27.6%, του περιστρεφόμενου δίσκου 45%, 57% και 64.5%, του φουσκωτού δίσκου 58.6%, 64.7% και 73% και της ημισφαιρικής μπάλας 72.3%, 74.7% και 81.4% σε προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση αντιστοίχως συγκριτικά με το έδαφος.

Αυτά τα ευρήματα, εάν επιστρέψουμε σε παλαιότερα ευρήματα συγγραφέων, αντικατοπτρίζουν τις γνωστές στη βιβλιογραφία στρατηγικές ισχίου και ποδοκνημικής και συγκεκριμένα στο μετωπιαίο

επίπεδο, αλλά και το χαμήλωμα του ΚΜ για να αντιμετωπιστεί η αστάθεια που εισάγουν οι επιφάνειες εξάσκησης.

Αξιοσημείωτη είναι και η αύξηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη χρήση ασταθών επιφανειών συγκριτικά με το έδαφος. Κατά τη χρήση του αφρώδους στρώματος η εγκεφαλική δραστηριότητα αυξήθηκε κατά 1.6% και 2.72%, του περιστρεφόμενου δίσκου 6.9% και 7.3%, του φουσκωτού δίσκου 13.3% και 14.1% και της ημισφαιρικής μπάλας 27.5% και 28.5 % σε αριστερό και δεξί ημισφαίριο αντιστοίχως. Αυτό φαίνεται να συμβαίνει επειδή η ζήτηση για φλοιώδη επεξεργασία αυξάνεται όσο δυσκολεύει η συνθήκη ισορροπίας.

Επίσης, ο εγκεφαλικός φλοιός συμβάλλει στον έλεγχο της στάσης μέσω της αισθητικοκινητικής επεξεργασίας της ορθοστατικής αστάθειας ή της τροποποίησης των ορθοστατικών αποκρίσεων μέσω των βρόγχων απόκρισης του φλοιού και συνάμα όσο αυξάνεται το επίπεδο της αστάθειας αυξάνεται και η γνωστική επεξεργασία.

Τέλος όσο αφορά τη μυϊκή δραστηριότητα, παρατηρείται υψηλότερη ενεργοποίηση των μυών κατά τη χρήση ασταθών επιφανειών συγκριτικά με το έδαφος.. Κατά τη χρήση του αφρώδους στρώματος η μυϊκή δραστηριότητα αυξήθηκε κατά 10.4%, 17.2% και 12.3%, του περιστρεφόμενου δίσκου 26.4%, 34% και 31.1%, του φουσκωτού δίσκου 43%, 46.8% και 49.5% και της ημισφαιρικής μπάλας 59.3%,

62.2% και 66.8% στον πρόσθιο κνημιαίο, τον μακρύ εκτείνων τα δάχτυλα και τον έσω γαστροκνήμιο.

Αυτές οι διαφοροποιήσεις φαίνεται να συμβαίνουν προκειμένου να εφαρμοστούν οι στρατηγικές ελέγχου που αναφέρθηκαν παραπάνω, ώστε να αντισταθμιστούν οι διαταραχές που σχετίζονται με την επιφάνεια και να εξασφαλιστεί ισχυρός κινητικός έλεγχος.

5.5. Πρακτικές εφαρμογές

Οι ασταθείς επιφάνειες, έχουν αρχίσει να αποτελούν και βασικό στοιχείο σε ποικίλα προγράμματα αποκατάστασης κινητικών διαταραχών αλλά και στην βελτίωση της απόδοσης στον αθλητισμό ή και σε ομαδικά και προσωπικά προγράμματα άσκησης. Η συγκεκριμένη μελέτη είναι μία πρώτη προσπάθεια ταξινόμησης των επιφανειών με βάση τη στατική σταθερότητα, την εγκεφαλική και μυϊκή δραστηριότητα από την ευκολότερη προς τη δυσκολότερη επιφάνεια.

Έτσι, θα μπορούν οι επαγγελματίες υγείας να τις χρησιμοποιούν με μία αντικειμενική κατανομή, ώστε να έχουν τα βέλτιστα αποτελέσματα στα προγράμματα αποκατάστασης ή άθλησης.

5.6. Προτάσεις για περαιτέρω μελέτη

Σε μελλοντική μελέτη θα μπορούσε να εξεταστεί η κατάταξη και με περισσότερες ασταθείς επιφάνειες. Επιπλέον, αξίζει να μετρηθούν επιπλέον κανάλια κατά την

ηλεκτροεγκεφαλογραφία, καθώς και μύες του κορμού οι οποίοι συμβάλουν στη στατική σταθερότητα. Επιπροσθέτως, όμοιο πρωτόκολλο θα μπορούσε να εφαρμοστεί και για την μελέτη των επιφανειών κατά τη διποδική στήριξη.

Βιβλιογραφία

- Abe, Y., Sugaya, T., & Sakamoto, M. (2014). Postural control characteristics during single leg standing of individuals with a history of ankle sprain: Measurements obtained using a gravicorder and head and foot accelerometry. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(3), 447–450. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.447>
- Adlerton, A. K., Moritz, U., & Moe-Nilssen, R. (2003). Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 8(4), 187–199. <https://doi.org/10.1002/pri.289>
- Adkin, A. L., Quant, S., Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (2006). Cortical responses associated with predictable and unpredictable compensatory balance reactions. *Experimental Brain Research*, 172(1), 85–93. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0310-9>
- Alfuth, M., Ebert, M., Klemp, J., & Knicker, A. (2021). Biomechanical analysis of single-leg stance using a textured balance board compared to a smooth balance board and the floor: A cross-sectional study. *Gait & Posture*, 84, 215–220. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.12.014>
- Armstrong W. J. (2011). Wavelet-based intensity analysis of mechanomyographic signals during single-legged stance following fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 21(5), 803–810. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.05.011>
- Azzi, N. M., Coelho, D. B., & Teixeira, L. A. (2017). Automatic postural responses are generated according to feet orientation and perturbation magnitude. *Gait & Posture*, 57, 172–176. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.003>
- Beckham, G., Suchomel, T. & Mizuguchi, S. (2014). Force plate use in performance monitoring and sport science testing. *New Studies in Athletics*, 29, 25-37. https://www.researchgate.net/publication/269631495_Force_Plate_Use_in_Performance_Monitoring_and_Sport_Science_Testing
- Behm, D. G., Muehlbauer, T., Kibele, A., & Granacher, U. (2015). Effects of strength training using unstable surfaces on strength, power and balance performance across the lifespan: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 45(12), 1645–1669. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0384-x>
- Behm, D., & Colado, J. C. (2012). The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(2), 226–241. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2530196/>

- Bell F. (1998). Principles of Mechanics and Biomechanics. Stanley Thornes Publishers.
- Beniczky, S., & Schomer, D. L. (2020). Electroencephalography: Basic biophysical and technological aspects important for clinical applications. *Epileptic Disorders: International Epilepsy Journal with Videotape*, 22(6), 697–715. <https://doi.org/10.1684/epd.2020.1217>
- Berthoz, A., Lacour, M., Soechting, J. F., & Vidal, P. P. (1979). The role of vision in the control of posture during linear motion. *Progress in Brain Research*, 50, 197–209. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(08\)60820-1](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(08)60820-1)
- Büchel, D., Lehmann, T., Ullrich, S., Cockcroft, J., Louw, Q., & Baumeister, J. (2021). Stance leg and surface stability modulate cortical activity during human single leg stance. *Experimental Brain Research*, 239(4), 1193–1202. <https://doi.org/10.1007/s00221-021-06035-6>
- Gouwanda, D., Gopalai, A. (2017). Investigating human balance and postural control during bilateral stance on bosu balance trainer. *Journal of Medical and Biological Engineering* 37(1138–116) 484–491. <https://doi.org/10.1007/s40846-017-0282-9>
- Cheatham, S. W., Chaparro, G., & Kolber, M. J. (2020). Balance training: does anticipated balance confidence correlate with actual balance confidence for different unstable objects? *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(6), 977–984. <https://doi.org/10.26603/ijsp20200977>
- Cheung, T., & Schmuckler, M. A. (2021). Multisensory postural control in adults: Variation in visual, haptic, and proprioceptive inputs. *Human Movement Science*, 79, 102845. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102845>
- Cimadoro, G., Paizis, C., Alberti, G., & Babault, N. (2013). Effects of different unstable supports on EMG activity and balance. *Neuroscience Letters*, 548, 228–232. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2013.05.025>
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95(2), 308–318. <https://doi.org/10.1007/BF00229788>
- Donath, L., Kurz, E., Roth, R., Zahner, L., & Faude, O. (2016). Leg and trunk muscle coordination and postural sway during increasingly difficult standing balance tasks in young and older adults. *Maturitas*, 91, 60–68. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2016.05.010>
- Eckardt N. (2016). Lower-extremity resistance training on unstable surfaces improves proxies of muscle strength, power and balance in healthy older adults: A randomised control trial. *BMC Geriatrics*, 16(1), 191.

- <https://doi.org/10.1186/s12877-016-0366-3>
- Feldman, A. G., Goussev, V., Sangole, A., & Levin, M. F. (2007). Threshold position control and the principle of minimal interaction in motor actions. *Progress in Brain Research*, 165, 267–281.
[https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(06\)65017-6](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(06)65017-6)
- Feldman, A.G. (2007). Equilibrium point control (an essay). In: Karniel, A. (Ed.), *Encyclopedic Reference of Neuroscience. Field: Computational Motor Control* (in press).
- Fujio, K., & Takeuchi, Y. (2021). Discrimination of standing postures between young and elderly people based on center of pressure. *Scientific Reports*, 11(1), 195.
<https://doi.org/10.1038/s41598-020-80717-z>
- Gebel, A., Lehmann, T., & Granacher, U. Balance task difficulty affects postural sway and cortical activity in healthy adolescents. *Experimental Brain research*, 238(5), 1323–1333.
<https://doi.org/10.1007/s00221-020-05810-1>
- Gebel, A., Lüder, B., & Granacher, U. (2019). Effects of increasing balance task difficulty on postural sway and muscle activity in healthy adolescents. *Frontiers in Physiology*, 10, 1135.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01135>
- Ghomashchi, H., Esteki, A., Sprött, J., Motie, A. (2010). Identification of dynamic patterns of body sway during quiet standing: is it a nonlinear process? *International Journal of Bifurcation and Chaos* 20(4):1269-1278.
<https://doi.org/10.1142/S0218127410026472>
- Granacher, U., Gollhofer, A., & Strass, D. (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait & Posture*, 24(4), 459–466.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.007>
- Guo, L., Kou, J., & Wu, M. (2022). Ability of wearable accelerometers-based measures to assess the stability of working postures. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(8), 4695.
<https://doi.org/10.3390/ijerph19084695>
- Haddad, J. M., Gagnon, J. L., Hasson, C. J., Van Emmerik, R. E., & Hamill, J. (2006). Evaluation of time-to-contact measures for assessing postural stability. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(2), 155–161.
<https://doi.org/10.1123/jab.22.2.155>
- Hallett, M., DelRosso, L. M., Elble, R., Ferri, R., Horak, F. B., Lehericy, S., Mancini, M., Matsushashi, M., Matsumoto, R., Muthuraman, M., Raethjen, J., & Shibasaki, H. (2021). Evaluation of movement and brain activity. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 132(10), 2608–2638.
<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2021.04.023>

- Hammami, R., Behm, D. G., Chtara, M., Ben Othman, A., & Chaouachi, A. (2014). Comparison of static balance and the role of vision in elite athletes. *Journal of Human Kinetics*, 41, 33–41. <https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0030>
- Hall, S.J. (2005). Basic Biomechanics-Εμβιομηχανική. Μετάφραση: Παραδείσης, Π. Γ. & Ψυχάρáκης, Σ., Εκδότης: Παρισιάνου Α.Ε, σελ. 390-401, 426-452.
- Han, J., Anson, J., Waddington, G., Adams, R., & Liu, Y. (2015). The role of ankle proprioception for balance control in relation to sports performance and injury. *Biomedical Research International*, 2015, 842804. <https://doi.org/10.1155/2015/842804>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267–282. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080130>
- Henry, M., & Baudry, S. (2019). Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *Journal of Neurophysiology*, 122(2), 525–538. <https://doi.org/10.1152/jn.00067.2019>
- Hirsch, M., 1984. The dynamical systems approach to differential equations. *Bulletin of the American Mathematical Society*, 11(1), 1–64. https://escholarship.org/content/qt3w77c8r0/qt3w77c8r0_noSplash_39dc13a4c8db1449e9955dd7a3764ade.pdf
- Hof, A. L., Gazendam, M. G., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38 (1), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- Horak, F. (1991). Assumptions underlying motor control for neurologic rehabilitation. *Contemporary Management of Motor Control Problems, Proceedings, 11 Step Conference, Foundation for Physical Therapy, New York*. <https://www.scribd.com/document/433440616/Assumptions-Underlying-Motor-Control-Horak>
- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 77 (5), 517–533. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.517>
- Horak, F., Kuo, A. (2000). Postural adaptation for altered environments, tasks, and intentions. *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*. Springer, New York, NY. https://doi.org/10.1007/978-1-4612-2104-3_19
- Huang, P. Y., Jankaew, A., & Lin, C. F. (2021). Effects of plyometric and balance training on neuromuscular control of recreational athletes with functional ankle instability: A randomized controlled laboratory study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(10), 5269.

- <https://doi.org/10.3390/ijerph18105269>
- Hülsdünker, T., Mierau, A., Neeb, C., Kleinöder, H., & Strüder, H. K. (2015). Cortical processes associated with continuous balance control as revealed by EEG spectral power. *Neuroscience Letters*, 592, 1–5. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2015.02.049>
- Hwang S, Agada P, Kiemel T, Jeka JJ. (2016). Identification of the unstable human postural control system. *Front Syst Neuroscience*.; 10:22. doi: 10.3389/fnsys.2016.00022.
- Izquierdo-Herrera, R., García-Massó, X., González, L. M., Wade, M. G., & Stoffregen, T. A. (2018). Visual tasks and stance width influence the spatial magnitude and temporal dynamics of standing body sway in 6- to 12-year-old children. *Human Movement Science*, 59, 56–65. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.03.017>
- Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of neural transmission (Vienna, Austria : 1996)*, 114(10), 1339–1348. <https://doi.org/10.1007/s00702-007-0657-0>
- Jacobs, J. V., Wu, G., & Kelly, K. M. (2015). Evidence for beta corticomuscular coherence during human standing balance: Effects of stance width, vision, and support surface. *Neuroscience*, 298, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2015.04.009>
- Jonsson, E., Seiger, A., & Hirschfeld, H. (2004). One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(7), 688–694. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.04.002>
- Kandel E.R., & Schwartz J.H., & Jessell T.M., & Siegelbaum S.A., & Hudspeth A.J., & Mack S. Posture. (2014). *Principles of Neural Science*, Fifth Edition. McGraw Hill. <https://accessbiomedicalsscience.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1049§ionid=59138139>
- Kantz, H. and Schreiber, T. (2004). Nonlinear time series analysis, 2nd edn., Cambridge, U.K.: Cambridge University Press. [http://www.fulviofrisone.com/attachments/article/485/Nonlinear%20Time%20Series%20Analysis%20\(Kantz,%20Schreiber\)\(Cambridge%202004\)\(2nd%20ed\).pdf](http://www.fulviofrisone.com/attachments/article/485/Nonlinear%20Time%20Series%20Analysis%20(Kantz,%20Schreiber)(Cambridge%202004)(2nd%20ed).pdf)
- Kaplan, D. and Glass, L. (1995). Understanding nonlinear dynamics, New York: Springer. <https://web.bii.a-star.edu.sg/bmad/Understanding%20Nonlinear%20Dynamics.pdf>
- Kędziorek, J., & Błażkiewicz, M. (2020). Nonlinear measures to evaluate upright postural stability: A systematic review. *Entropy (Basel, Switzerland)*, 22(12), 1357. <https://doi.org/10.3390/e22121357>
- Ghislieri, M., Gastaldi, L., Pastorelli, S., Tadano, S., & Agostini, V. (2019). Wearable inertial sensors to assess standing balance: A systematic review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19(19), 4075. <https://doi.org/10.3390/s19194075>
- Kibele, A., Granacher, U., Muehlbauer, T., & Behm, D. G. (2015). Stable, unstable and

- metastable states of equilibrium: definitions and applications to human movement. *Journal of Sports Science & Medicine*, 14(4), 885–887.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26664288/>
- Kiemel, T., Zhang, Y., & Jeka, J. J. (2011). Identification of neural feedback for upright stance in humans: stabilization rather than sway minimization. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 31(42), 15144–15153.
<https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1013-11.2011>
- Lee, CH., Sun, TL. (2018). Evaluation of postural stability based on a force plate and inertial sensor during static balance measurements. *Journal of Physiological Anthropology* 37, 27
<https://doi.org/10.1186/s40101-018-0187-5>
- Lee, P. Y., Huang, J. C., Tseng, H. Y., Yang, Y. C., & Lin, S. I. (2020). Effects of trunk exercise on unstable surfaces in persons with stroke: A randomized controlled trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(23), 9135.
<https://doi.org/10.3390/ijerph17239135>
- Lubetzky-Vilnai, A., McCoy, S. W., Price, R., & Ciol, M. A. (2015). Young adults largely depend on vision for postural control when standing on a bosu ball but not on foam. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(10), 2907–2918.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000935>
- Mademli, L., Mavridi, D., Bohm, S., Patikas, D. A., Santuz, A., & Arampatzis, A. (2021). Standing on unstable surface challenges postural control of tracking tasks and modulates neuromuscular adjustments specific to task complexity. *Scientific Reports*, 11(1), 6122.
<https://doi.org/10.1038/s41598-021-84899-y>
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (2007). Cognitive demands and cortical control of human balance-recovery reactions. *Journal of Neural Transmission (Vienna, Austria : 1996)*, 114(10), 1279–1296.
<https://doi.org/10.1007/s00702-007-0764-y>
- 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), 239–248.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20485226/>
- McCamley, J., Bergamini, E., & Grimpampi, E. (2022). Balance on different unstable supports: a complementary approach based on linear and non-linear analyses. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 60(3), 863–873.
<https://doi.org/10.1007/s11517-022-02504-4>
- Melecky, R., Socha, V., Kutilek, P., Hanakova, L., Takac, P., Schlenker, J., & Svoboda, Z. (2016). Quantification of trunk postural stability using convex polyhedron of the time-series

- accelerometer data. *Journal of Healthcare Engineering*, 2016, 1621562.
<https://doi.org/10.1155/2016/1621562>
- Mierau, A., Pester, B., Hülzdünker, T., Schiecke, K., Strüder, H. K., & Witte, H. (2017). Cortical correlates of human balance control. *Brain Topography*, 30(4), 434–446.
<https://doi.org/10.1007/s10548-017-0567-x>
- Mochizuki, G., Boe, S., Marlin, A., & McIlroy, W. E. (2010). Perturbation-evoked cortical activity reflects both the context and consequence of postural instability. *Neuroscience*, 170(2), 599–609.
<https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2010.07.008>
- Moghadam, M., Ashayeri, H., Salavati, M., Sarafzadeh, J., Taghipoor, K. D., Saeedi, A., & Salehi, R. (2011). Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: Effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait & Posture*, 33(4), 651–655.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.016>
- Nashner, L., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135-150.
doi:10.1017/S0140525X00020008
- Nashner, L. M. (1982). Adaptation of human movement to altered environments. *Trends in Neurosciences*, 5 (10), 358–361.
[https://doi.org/10.1016/0166-2236\(82\)90204-1](https://doi.org/10.1016/0166-2236(82)90204-1)
- Nieto-Guisado, A., Solana-Tramunt, M., Marco-Ahulló, A., Sevilla-Sánchez, M., Cabrejas, C., Campos-Rius, J., & Morales, J. (2022). The mediating role of vision in the relationship between proprioception and postural control in older adults, as compared to teenagers and younger and middle-aged adults. *Healthcare (Basel, Switzerland)*, 10(1), 103.
<https://doi.org/10.3390/healthcare10010103>
- Paderi, F., Emmanouil, A., & Rousanoglou, E. (2022). Reliability of assessing ballet dancers’ postural stability in the unshod and the en pointe relevé position with a smartphone application. *Human Movement*, 23(2), 84-96.
<https://doi.org/10.5114/hm.2022.109069>
- Palazzo, F., Nardi, A., Lamouchideli, N., Caronti, A., Alashram, A., Padua, E., & Annino, G. (2021). The effect of age, sex and a firm-textured surface on postural control. *Experimental Brain Research*, 239(7), 2181–2191.
<https://doi.org/10.1007/s00221-021-06063-2>
- Patton, J. L., Lee, W. A., & Pai, Y. C. (2000). Relative stability improves with experience in a dynamic standing task. *Experimental Brain Research*, 135(1), 117–126.
<https://doi.org/10.1007/s002210000500>
- Payne, A. M., & Ting, L. H. (2020). Worse balance is associated with larger perturbation-evoked cortical responses in healthy young adults.

- Gait & Posture*, 80, 324–330.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.06.018>
- Payne, A. M., Hajcak, G., & Ting, L. H. (2019). Dissociation of muscle and cortical response scaling to balance perturbation acceleration. *Journal of Neurophysiology*, 121(3), 867–880.
<https://doi.org/10.1152/jn.00237.2018>
- Quijoux, F., Nicolaï, A., Chairi, I., Bargiotas, I., Ricard, D., Yelnik, A., Oudre, L., Bertin-Hugault, F., Vidal, P. P., Vayatis, N., Buffat, S., & Audiffren, J. (2021). A review of center of pressure (COP) variables to quantify standing balance in elderly people: Algorithms and open-access code. *Physiological Reports*, 9(22), e15067.
<https://doi.org/10.14814/phy2.15067>
- Rampichini, S., Vieira, T. M., Castiglioni, P., & Merati, G. (2020). Complexity analysis of surface electromyography for assessing the myoelectric manifestation of muscle fatigue: A review. *Entropy (Basel, Switzerland)*, 22(5), 529.
<https://doi.org/10.3390/e22050529>
- Rubega, M., Formaggio, E., Di Marco, R., Bertuccelli, M., Tortora, S., Menegatti, E., Cattelan, M., Bonato, P., Masiero, S., & Del Felice, A. (2021). Cortical correlates in upright dynamic and static balance in the elderly. *Scientific Reports*, 11(1), 14132.
<https://doi.org/10.1038/s41598-021-93556-3>
- Silva, P. B., Mrachacz-Kersting, N., Oliveira, A. S., & Kersting, U. G. (2018). Effect of wobble board training on movement strategies to maintain equilibrium on unstable surfaces. *Human Movement Science*, 58, 231–238.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.02.006>
- Silva, P. deB., Oliveira, A. S., Mrachacz-Kersting, N., Laessle, U., & Kersting, U. G. (2016). Strategies for equilibrium maintenance during single leg standing on a wobble board. *Gait & Posture*, 44, 149–154.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.005>
- Slobounov, S., Hallett, M., Stanhope, S., & Shibasaki, H. (2005). Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 116(2), 315–323.
<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2004.09.007>
- Soderberg, G. L., & Cook, T. M. (1984). Electromyography in biomechanics. *Physical Therapy*, 64(12), 1813–1820.
<https://doi.org/10.1093/ptj/64.12.1813>
- Sprenger, A., Spliethoff, P., Rother, M., Machner, B., & Helmchen, C. (2020). Effects of perceptible and imperceptible galvanic vestibular stimulation on the postural control of patients with bilateral vestibulopathy. *Journal of Neurology*, 267(8), 2383–2397.
<https://doi.org/10.1007/s00415-020-09852-x>

- Stancin, I., Cifrek, M., & Jovic, A. (2021). A review of EEG signal features and their application in driver drowsiness detection systems. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(11), 3786. <https://doi.org/10.3390/s21113786>
- 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://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
- Strøm, M., Thorborg, K., Bandholm, T., Tang, L., Zebis, M., Nielsen, K., & Bencke, J. (2016). Ankle joint control during single-legged balance using common balance training devices - implications for rehabilitation strategies. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(3), 388–399.
- Surgent, O. J., Dadalko, O. I., Pickett, K. A., & Travers, B. G. (2019). Balance and the brain: A review of structural brain correlates of postural balance and balance training in humans. *Gait & Posture*, 71, 245–252. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.011>
- 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)
- Tekin, D., Agopyan, A., & Baltaci, G. (2018). Balance Training in Modern Dancers: Proprioceptive-Neuromuscular Training vs Kinesio Taping. *Medical Problems of Performing Artists*, 33(3), 156–165. <https://doi.org/10.21091/mppa.2018.3022>
- Terrier, P., & Dériaz, O. (2012). Persistent and anti-persistent pattern in stride-to-stride variability of treadmill walking: influence of rhythmic auditory cueing. *Human Movement Science*, 31(6), 1585–1597. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.05.004>
- Treger, I., Mizrachi, N., & Melzer, I. (2020). Open-loop and closed-loop control of posture: Stabilogram-diffusion analysis of center-of-pressure trajectories among people with stroke. *Journal of Clinical Neuroscience: Official Journal of the Neurosurgical Society of Australasia*, 78, 313–316. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2020.04.114>
- Tse, Y. Y., Petrofsky, J. S., Berk, L., Daher, N., Lohman, E., Laymon, M. S., & Cavalcanti, P. (2013). Postural sway and rhythmic electroencephalography analysis of cortical activation during eight balance training tasks. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 19, 175–186. <https://doi.org/10.12659/MSM.883824>
- Van Crielinge, T., Saeys, W., Vereeck, L., De Hertogh, W., & Truijen, S. (2018). Are unstable support surfaces superior to stable support surfaces during trunk rehabilitation after stroke? A systematic review. *Disability and Rehabilitation*, 40(17), 1981–1988.

- <https://doi.org/10.1080/09638288.2017.1323030>
- Wade, M. G., & Jones, G. (1997). The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. *Physical Therapy*, 77(6), 619–628.
<https://doi.org/10.1093/ptj/77.6.619>
- Walsh, M., Church, C., Hoffmeister, A., Smith, D., & Haworth, J. (2021). Validation of a portable force plate for evaluating postural sway. *Perceptual and Motor Skills*, 128(1), 191–199.
<https://doi.org/10.1177/0031512520945092>
- 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>
- Zangeneh, S.M., Tahvilian, P., Nasirpour, M. H., Maghooli, K., Sadeghniaat-Haghighi, K., Vahid H. S., Abdollahi, Z., Ghazizadeh, A., & Jafarnia D. N. (2022). EEG artifact removal using sub-space decomposition, nonlinear dynamics, stationary wavelet transform and machine learning algorithms. *Frontiers in Physiology*, 13, 910368.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2022.910368>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α. ΕΝΤΥΠΟ ΕΓΚΡΙΣΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β. ΕΝΤΥΠΑ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

B.1. Έντυπο Συγκατάθεσης

B. 2. Έντυπο ατομικών στοιχείων και ιατρικού ιστορικού δοκιμαζομένων

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ. ΠΙΝΑΚΕΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.1. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες–Μεταβλητές σταθερότητας–Κέντρο πίεσης Επιταχυνσιομέτρηση. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (*Mean*), τυπική απόκλιση (*SD*), συντελεστής μεταβλητότητας *CV*(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% *CI*).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.2. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες – Μεταβλητή μυϊκής δραστηριότητας. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (*Mean*), τυπική απόκλιση (*SD*), συντελεστής μεταβλητότητας *CV*(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% *CI*).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.3. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες– Μεταβλητές εγκεφαλικής δραστηριότητας. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (*Mean*), τυπική απόκλιση (*SD*), συντελεστής μεταβλητότητας *CV*(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% *CI*).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.2. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες–Μεταβλητές κέντρου πίεσης. Στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (*ANOVA*) με προσαρμογές *Greenhouse-Geisser*.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: ΕΝΤΥΠΟ ΕΓΚΡΙΣΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ

Δάφνη, Τετάρτη, 15 Μαρτίου 2023

Αριθμός πρωτοκόλλου έγκρισης: 1497/15-03-2023

Αγαπητή κυρία Παντερή,

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 "Εγκεφαλικά-μυϊκή δραστηριότητα κατά τη μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες" 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

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β:

Β.1. Έντυπο Συγκατάθεσης

Έντυπο Συγκατάθεσης - Συμμετοχή σε Ερευνητική Εργασία με Τίτλο:

«ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΗ-ΜΥΪΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΚΑΤΑ ΤΗ ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΗ ΣΤΗΡΙΞΗ ΣΕ ΑΣΤΑΘΕΙΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΕΣ»

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

1) Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της παρούσας έρευνας είναι η συνδυαστική αξιολόγηση της στατικής σταθερότητας εξετάζοντας την εγκεφαλική και της μυϊκή δραστηριότητα κατά τη μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες.

2) Διαδικασία μέτρησης

1) Μέτρηση σωματικού αναστήματος και σωματικής μάζας

2) Αξιολόγηση κυρίαρχου ποδιού με τις 3 παρακάτω δοκιμασίες:

-Πόδι που χρησιμοποιεί η δοκιμαζόμενη για το λάκτισμα μπάλας,

-Προβολή σκέλους κατά την ώθηση της δοκιμαζόμενης από την εξετάστρια

3) Μέτρηση συνισταμένης διαδρομής κέντρου πίεσης στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση με τη χρήση δυναμοδαπέδου, του ρυθμού μεταβολής της επιτάχυνσης (επιταχυνσιόμετρο), της μέσης τετραγωνικής ρίζας της εγκεφαλικής δραστηριότητας και της πυκνότητας φασματικής ισχύος α,β,δ,θ κυμάτων με τη χρήση ηλεκτροεγκεφαλογράφου και της μέσης τετραγωνικής ρίζας της έσω κεφαλής γαστροκνημίου και του πρόσθιου κνημιαίου κατά τη μονοποδική στάση σε πέντε ασταθείς επιφάνειες σε έδαφος (Α), μαξιλάρι ισορροπίας (Β) περιστρεφόμενος δίσκος (Γ) φουσκωτός δίσκος (Δ), ημισφαιρική μπάλα (Ε).

5) Συλλογή δεδομένων: 5 προσπάθειες ανυπόδητης μονοποδικής στήριξης σε κάθε επιφάνεια με 2 λεπτά ανάπαυσης μεταξύ των επιφανειών.

Σε κάθε περίπτωση θα δίνεται επιπλέον χρόνος ανάπαυσης εάν αυτός ζητηθεί από τη δοκιμαζόμενη με καταγραφή της διάρκειας αυτού.

3. Ενδεχόμενοι κίνδυνοι:

Αυτή η μελέτη δεν περιλαμβάνει κινδύνους.

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 μου υπολογιστή. Στα δεδομένα έχουν πρόσβαση αποκλειστικά η κύρια ερευνήτρια 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 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 δικαιολογήσεις την απόφασή σου.

8. Πληροφορίες:

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

9. Δήλωση συναίνεσης:

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

Ημερομηνία.....

Ονοματεπώνυμο και υπογραφή συμμετέχουσας:

.....

Υπογραφή υπεύθυνη έρευνας

.....

B.2. 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 Παντερή Φανή*

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ. ΠΙΝΑΚΕΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.1. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες–Μεταβλητές σταθερότητας–Κέντρο πίεσης Επιταχυνσιομέτρηση. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.2. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες – Μεταβλητή μυϊκής δραστηριότητας. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.3. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες– Μεταβλητές εγκεφαλικάς δραστηριότητας. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% (95% CI).

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.2. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες–Μεταβλητές κέντρου πίεσης. Στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) με προσαρμογές Greenhouse-Geisser.

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.1. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες–Μεταβλητές σταθερότητας–Κέντρο πίεσης–Επιταχυνσιομέτρηση. Περιγραφικοί στατιστική δείκτες Μέση τιμή (*Mean*), τυπική απόκλιση (*SD*), συντελεστής μεταβλητότητας *CV*(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% *CI*].

Μεταβλητές		Έδαφος		Αφρώδες στρώμα		Περιστρεφόμενος δίσκος		Φουσκωτός δίσκος		Ημισφαιρική μπάλα	
		Mean	CV(%)	Mean	CV(%)	Mean	CV(%)	Mean	CV(%)	Mean	CV(%)
Κέντρο πίεσης Διαδρομή (m)	Προσθιοπίσθια	0.58 (0.02) [0.5 - 0.6]	4.7%	0.63 (0.02) [0.6 - 0.7]	5.0	0.74 (0.02) [0.7 - 0.8]	3.8	0.87 (0.02) [0.8 - 0.9]	2.8	1.15 (0.10) [1.0 - 1.2]	5.4
	Πλάγια	0.62 (0.03) [0.6 - 0.7]	5.5%	0.69 (0.03) [0.6 - 0.8]	4.5	0.97 (0.03) [0.9 - 1.1]	10.5	1.26 (0.02) [1.1 - 1.4]	5.7	1.54 (0.10) [1.3 - 1.7]	4.9
	Προσθιοπίσθια	0.90 (0.06) [0.8 - 1]	6.4%	1.28 (0.06) [1.1 - 1.5]	4.6	1.64 (0.13) [1.4 - 1.8]	7.9	2.17 (0.07) [1.9 - 2.5]	3.0	3.25 (0.09) [2.8 - 3.6]	2.9
Επιταχυνσιομέτρηση PME(m/s ³)	Κατακόρυφα	0.47 (0.03) [0.3 - 0.4]	8.4%	0.65 (0.06) [0.4 - 0.5]	7.2	1.32 (0.16) [0.7 - 0.9]	11.9	1.73 (0.12) [0.9 - 1.1]	6.7	2.51 (0.09) [1.1 - 1.6]	3.7
	Πλάγια	0.35 (0.02) [0.4 - 0.6]	6.3%	0.47 (0.02) [0.5 - 0.8]	5.1	0.8 (0.07) [1.1 - 1.6]	8.9	0.98 (0.05) [1.5 - 2]	5.1	1.37 (0.06) [2.1 - 2.9]	4.3

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.2. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες Μεταβλητή μυϊκής δραστηριότητας. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (*Mean*), τυπική απόκλιση (*SD*), συντελεστής μεταβλητότητας *CV*(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% [*95% CI*].

Μεταβλητές		Έδαφος		Αφρώδες στρώμα		Περιστρεφόμενος δίσκος		Φουσκωτός δίσκος		Ημισφαιρική μπάλα	
		Mean	CV(%)	Mean	CV(%)	Mean	CV(%)	Mean	CV(%)	Mean	CV(%)
Μυϊκή δραστηριότητα RMS (vmg units)	ΠΚ	4.15 (0.24) [3.6 - 4.7]	5.7	4.63 (0.23) [4.2 - 5.1]	4.9	5.64 (0.32) [5 - 6.3]	5.6	7.29 (0.10) [6.4 - 8.2]	1.4	10.19 (0.23) [9.2 - 11.2]	2.3
	ΜΕΔ	1.11 (0.07) [0.9 - 1.3]	6.4	1.34 (0.06) [1.1 - 1.6]	4.5	1.68 (0.06) [1.4 - 2]	3.4	2.08 (0.07) [1.7 - 2.4]	3.5	2.93 (0.07) [2.5 - 3.4]	2.4
	ΕΓ	0.78 (0.05) [0.7 - 0.8]	6.4	0.88 (0.05) [0.8 - 1]	5.2	1.13 (0.05) [1 - 1.3]	4.5	1.53 (0.06) [1.4 - 1.7]	3.9	2.34 (0.04) [2 - 2.6]	1.7

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.3. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες Μεταβλητές εγκεφαλικής δραστηριότητας. Περιγραφικοί στατιστικοί δείκτες Μέση τιμή (Mean), τυπική απόκλιση (SD), συντελεστής μεταβλητότητας CV(%) και διάστημα εμπιστοσύνης 95% [95% CI].

Μεταβλητές		Έδαφος		Αφρώδες στρώμα		Περιστρεφόμενος δίσκος		Φουσκωτός δίσκος		Ημισφαιρική μπάλα	
		Mean	CV(%)	Mean	CV	Mean	CV	Mean	CV	Mean	CV
Εγκεφαλική δραστηριότητα RMS (μV)	C3	7.9 (0.21) [7.2 - 8.1]	2.7	8 (0.28) [7.3 - 8.6]	3.5	8.5 (0.41) [7.6 - 8.7]	4.9	9.1 (0.14) [8.2 - 10]	1.6	10.9 (0.81) [8.9 - 11.8]	7.4
	C4	7.2 (0.14) [6.5 - 7.8]	2.0	7.4 (0.29) [6.7 - 8]	4.0	7.7 (0.44) [7 - 8.4]	5.6	8.3 (0.27) [7.5 - 9.3]	3.2	10 (0.79) [8 - 10.5]	7.9
Εγκεφαλική δραστηριότητα PSD (μV²/Hz)	C3-άλφα	17.98 (0.61) [15.9 - 20.1]	3.4	19.05 (0.75) [16 - 22.1]	4.0	20.49 (0.86) [17.9 - 23.1]	4.2	21.28 (0.47) [18.7 - 23.9]	2.2	28.12 (1.54) [23.4 - 32.9]	5.5
	C3-βήτα	21.72 (0.95) [19.3 - 24.2]	4.4	21.11 (1.20) [19.3 - 24.2]	5.7	20.49 (0.86) [20.5 - 27.6]	4.2	24.04 (1.64) [22.3 - 30.5]	6.8	28.12 (1.54) [28.5 - 39]	5.5
	C3-γάμμα	5.58 (0.54) [4.6 - 6.6]	9.7	4.67 (0.37) [4 - 5.3]	8.0	6.06 (0.62) [4.9 - 7.3]	10.2	6.71 (0.76) [5.5 - 8]	11.3	8.88 (1.26) [7.3 - 10.5]	14.2
	C4-άλφα	14.69 (0.62) [12.9 - 16.5]	4.3	15.79 (1.05) [13.2 - 18.4]	6.7	16.65 (0.61) [14.1 - 19.2]	3.6	16.74 (0.63) [14.5 - 19]	3.8	22.79 (1.34) [18.4 - 27.2]	5.9
	C4-βήτα	18.44 (0.86) [16 - 20.9]	4.7	16.92 (0.70) [15.1 - 18.8]	4.1	16.65 (0.61) [16.9 - 21.9]	3.6	19.42 (0.93) [17.5 - 23.6]	4.8	22.79 (1.34) [22.3 - 29.5]	5.9
	C4-γάμμα	4.49 (0.34) [4 - 5]	7.6	3.78 (0.28) [3.4 - 4.2]	7.4	4.8 (0.45) [4 - 5.6]	9.4	5.24 (0.59) [4.3 - 6.1]	11.2	6.87 (1.08) [5.7 - 8]	15.7

Πίνακας ΠΑΡ-Γ.4. Μονοποδική στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες για όλες τις μεταβλητές. Στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVA) με προσαρμογές Greenhouse-Geisser.

Μεταβλητές		ANOVA-ΑΣΤΑΘΕΙΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΕΣ						
		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared	Observed Power
Κέντρο πίεσης Διαδρομή (m)	Προσθιοπίσθια	4.736	2.337	2.027	38.773	<.001	0.618	1
	Πλάγια	14.287	2.167	6.594	38.693	<.001	0.617	1
Επιταχυνσιομέτρηση PME(m/s3)	Προσθιοπίσθια	83.168	1.905	43.661	117.552	<.001	0.83	1
	Κατακόρυφα	16.718	1.62	10.322	66.182	<.001	0.734	1
	Πλάγια	69.52	1.767	39.344	113.816	<.001	0.826	1
Μυϊκή δραστηριότητα RMS (vmg units)	ΠΚ	604.17	2.789	216.646	135.262	<.001	0.849	1
	ΜΕΔ	52.336	1.879	27.846	79.287	<.001	0.768	1
	ΕΓ	40.138	1.861	21.572	123.486	<.001	0.837	1
Εγκεφαλική δραστηριότητα RMS (μV)	C3	121.107	1.561	77.591	18.082	<.001	0.43	1
	C4	73.139	1.52	48.109	14.024	<.001	0.369	1
PSD (μV ² /Hz)	C3-άλφα	1516.212	1.539	984.967	21.897	<.001	0.488	1
	C3-βήτα	2507.111	1.916	1308.81	29.802	<.001	0.564	1
	C3-γάμμα	240.964	2.273	105.993	26.501	<.001	0.535	1
	C4-άλφα	960.044	1.48	648.803	14.484	<.001	0.386	1
	C4-βήτα	1118.716	1.69	661.864	26.123	<.001	0.532	1
	C4-γάμμα	128.025	2.018	63.427	24.921	<.001	0.52	1

