



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

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**«ΝΕΥΡΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΕΚΜΗΡΙΩΣΗ ΤΟΥ ΒΑΘΜΟΥ ΑΣΤΑΘΕΙΑΣ  
ΤΗΣ ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΗΣ ΟΡΘΙΑΣ ΣΤΑΣΗΣ ΕΠΙ  
ΕΛΑΣΤΙΚΟΥ ΙΜΑΝΤΟΣ»**

**Δούκας Σουλάκης**  
**ΑΜ:9980201800126**

**ΕΙΔΙΚΕΥΣΗ: «Ευρωστία και Υγεία»**

**Επιβλέπουσα: Ελισσάβεν Ρουσάνογλου**  
**Καθηγήτρια Αθλητικής Βιομηχανικής**

**ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 2022**

© Copyright  
Δούκας Σουλάκης  
Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού  
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών  
Εθνικής Αντιστάσεως 41, 172 37, Δάφνη

## **ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ**

Θερμές ευχαριστίες

- ✧ Στην κα Ελισσάβητ Ρουσάνογλου, Καθηγήτρια Αθλητικής Βιομηχανικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, για την καθοδήγηση και την πολύτιμη βοήθειά της, καθώς και σε όλα τα άτομα τα όποια συνέβαλαν για την πραγματοποίηση αυτής της εργασίας.

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

**ΕΙΣΑΓΩΓΗ.** Ο ορθοστατικός έλεγχος αναφέρεται στη λειτουργία της διατήρησης της σωματικής σταθερότητας σε στατικές ή σε δυναμικές συνθήκες. Η μείωση της επιφάνειας της βάσης στήριξης και η εισαγωγή βαθμών αστάθειας λόγω ιδιαιτερότητας της επιφάνειας στήριξης διαταράσσει και στο σύστημα ορθοστατικού ελέγχου. Ο ιμάντας ισορροπίας αποτελεί μια επιφάνεια στήριξης που εισάγει αστάθεια σε πολλαπλές κατευθύνσεις χωρίς όμως να είναι τεκμηριωμένος ο βαθμός αστάθειας του συγκριτικά με άλλες ασταθείς επιφάνειες. Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η τεκμηρίωση του βαθμού αστάθειας του ιμάντα μέσω της σύγκρισης του με άλλες ασταθείς επιφάνειες καθώς και τη σταθερή επιφάνεια του εδάφους κατά τη μονοποδική όρθια στάση.

**ΜΕΘΟΔΟΣ.** Δεκαπέντε υγιή φυσικά δραστήρια άτομα (ηλικίας  $25.9 \pm 3.5$  ετών, σωματικού αναστήματος  $172.9 \pm 7.4$  cm, σωματικής μάζας  $68.7 \pm 10$  kg και με  $\Delta MΣ 22.9 \pm 2.1$  kg/m<sup>2</sup>, με προηγούμενη εμπειρία σε ασκήσεις μονοποδικής όρθιας στάσης και απουσία συμβάντος τραυματισμού στα κάτω άκρα του τελευταίου 6 μήνες) εκτέλεσαν προσπάθειες μονοποδικής όρθιας στάσης στη σταθερή επιφάνεια του εδάφους και σε 4 ασταθείς επιφάνειες (αφρώδες στρώμα, φουσκωτός δίσκος, περιστρεφόμενος δίσκος και ιμάντας ισορροπίας) (κυρίαρχο κάτω άκρο, 3 προσπάθειες των 30δευτ σε κάθε επιφάνεια). Η συλλογή δεδομένων (συχνότητα δειγματοληψίας 200 Hz) πραγματοποιήθηκε μέσω της λειτουργίας G-Force Meter της εφαρμογής κινητού τηλεφώνου Physics Toolbox (λειτουργικό σύστημα android), η οποία προσφέρει δεδομένα γραμμικής επιτάχυνσης στον τρισδιάστατο χώρο μέσω του αδρανειακού αισθητήρα που είναι ενσωματωμένος στο κινητό τηλέφωνο. Για κάθε επιφάνεια, και στις 3 διευθύνσεις του χώρου (X: πλάγια, Y: κατακόρυφη, Z: προσθιοπίσθια), υπολογίστηκε η μέγιστη (max) και η μέση (average) γραμμική επιτάχυνση καθώς και η μεταβλητότητα της (CV%). Για τη στατιστική ανάλυση εφαρμόστηκε μονοπαραγοντική ανάλυση διασποράς επαναληπτικών μετρήσεων (5 επίπεδα κύριου παράγοντα) και ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των τύπων επιφανειών (SPSS v.25.0,  $p < 0,05$ ).

**ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.** Στον ιμάντα, και για τις 3 χωρικές διευθύνσεις, εμφανίστηκαν οι μεγαλύτερες τιμές επιτάχυνσης (μέγιστης και μέσης) καθώς και της μεταβλητότητας αυτής (CV%), συγκριτικά με όλες τις άλλες επιφάνειες. Όλες οι διαφορές μεταξύ του ιμάντα και των υπολοίπων επιφανειών ήταν στατιστική σημαντικές ( $p \leq 0.05$ ), εκτός από τη μέγιστη τιμή της πλάγιας επιτάχυνσης για τον περιστρεφόμενο δίσκο και τη μεταβλητότητα αυτής για το αφρώδες στρώμα καθώς και τη μέση και μέγιστη κατακόρυφη επιτάχυνση για τον περιστρεφόμενο δίσκο και τη μεταβλητότητα αυτής κατά τη σύγκριση του ιμάντα με όλες τις άλλες επιφάνειες.

**ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.** Κατά τη μονοποδική όρθια στάση, επί ιμάντος εμφανίζονται οι μεγαλύτερες μέγιστες επιταχύνσεις και μέσες επιταχύνσεις συγκριτικά με τις άλλες εξεταζόμενες επιφάνειες. Το ίδιο φαίνεται να ισχύει και για τη μεταβλητότητα της επιτάχυνσης επί ιμάντος με εξαίρεση την υψηλότερη μεταβλητότητα κατά μονοποδική στάση στον περιστρεφόμενο δίσκο. Τα αποτελέσματα επιβεβαιώνουν την ερευνητική υπόθεση ότι η επιφάνεια του ιμάντα είναι ικανή να διαταράσσει σε μεγαλύτερο βαθμό τη μονοποδική όρθια στάση από τις υπόλοιπες επιφάνειες ασταθούς στήριξη και την αναδεικνύουν ως ένα ισχυρό προπονητικό εργαλείο για μια εναλλακτική και συμπληρωματική προσέγγιση για τη βελτίωση ή αποκατάσταση του ορθοστατικού ελέγχου.

**Λέξεις κλειδιά:** Ισορροπία, ιμαντοβασία, ασταθείς επιφάνειες

## **ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ**

Περίληψη .....	3
Πίνακας Περιεχομένων .....	4
Κατάλογος Εικόνων .....	8
Κατάλογος Πινάκων.....	9
Κατάλογος Γραφημάτων .....	10

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι**

#### **Εισαγωγή**

1.1. Σημασία της εργασίας.....	11
1.2. Σκοπός της έρευνας .....	11
1.3. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος .....	11
1.4. Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις .....	11
1.4.1 Ερευνητικά ερωτήματα .....	11
1.4.2 Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις.....	11
1.5. Μεταβλητές.....	12
1.5.1. Ανεξάρτητη μεταβλητή.....	12
1.5.2. Εξαρτημένες μεταβλητές.....	12
1.6. Οριοθέτηση .....	12
1.7. Διευκρίνηση όρων .....	12

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ**

#### **Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας**

2.1. Οι ρίζες της μαντοβασίας .....	14
2.2. Η σημασία της ισορροπίας .....	18
2.2.1. Μηχανικό μοντέλου στατικού ελέγχου.....	18
2.2.2. Νευρομυϊκό σύστημα ελέγχου στάσης.....	20
2.2.3. Στατική – Δυναμική ισορροπία.....	21
2.2.4. Σταθερότητα των κάτω άκρων.....	21
2.3 Μειωμένη βάση στήριξης.....	23
2.3.1. Μονοποδική στήριξη.....	23
2.3.2 Σταθερή επιφάνεια – Έδαφος.....	24
2.3.3 Ασταθείς επιφάνειες.....	24

2.4. Ιμάντας ισορροπίας-Μοντέλο μαντοβασίας.....	27
2.4.1. Ιμαντοβασία και αθλητική απόδοση .....	29
2.4.2. Ιμαντοβασία και αποκατάσταση κάκωσης του γόνατος. ....	31
2.4.3. Σύγκριση μαντοβασίας με κλασσικές ασκήσεις αποκατάστασης στον τραυματισμό του γόνατος .....	32
2.4.4. Επίδραση μαντοβασίας στην ποδοκνημική άρθρωση .....	35
2.4.5. Ιμαντοβασία και νόσος Πάρκινσον.....	35
2.4.6 Όφελος μαντοβασίας για την σταθερότητα της σωματικής στάσης.....	36
2.4.7. Προοδευτικότητα προγράμματος προπόνησης μαντοβασίας.....	36
2.4.8. Σύγκριση μαντοβασίας με άλλες ασταθείς επιφάνειες.....	38

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ**

#### **Μεθοδολογία**

3.1. Δείγμα .....	40
3.2. Όργανα μέτρησης .....	40
3.3. Διαδικασία συλλογής δεδομένων.....	43
3.4. Στατιστική ανάλυση.....	45

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙV**

#### **Αποτελέσματα**

4.1. Διαφορές μεταξύ μιάντα και άλλων επιφανειών - Πλάγια διεύθυνση (Z).....	46
4.2. Διαφορές μεταξύ μιάντα και άλλων επιφανειών - Κατακόρυφη διεύθυνση (Y).....	47
4.3. Διαφορές μεταξύ μιάντα και άλλων επιφανειών - Προσθιοπίσθια διεύθυνση (X)....	48

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ V**

#### **Συζήτηση - Συμπεράσματα**

5.1 Ερμηνεία αποτελεσμάτων.....	53
5.2 Συμπέρασμα.....	55
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....</b>	<b>56</b>

#### **ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ**

<b>ΠΑΡ-1.</b> Έντυπο έγκρισης από την επιτροπή δεοντολογίας .....	62
<b>ΠΑΡ-2.</b> Πρωτόκολλο Μετρήσεων.....	63
<b>ΠΑΡ-3.</b> Έντυπο Συγκατάθεσης .....	64

## ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

**ΚΜ:** Κέντρο μάζας

**ΚΠ:** Κέντρο πίεσης

**ax:** επιτάχυνση στην προσθιοπίσθια διεύθυνση

**ay:** επιτάχυνση στην κατακόρυφο διεύθυνση

**ax:** επιτάχυνση στην πλάγια διεύθυνση

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

**Εικόνα 2.1** Πίνακας του Selini που απεικονίζει ένα σχοινοβάτη (<https://www.pinterest.ca/pin/47780446033269068>)

**Εικόνα 2.2** Η εξέλιξη της σχοινοβασίας σε ιμαντοβασία τα τελευταία 40000 χρόνια έως και τη χρήση της στην αποκατάσταση και την επιστημονική έρευνα (Gabel et al., 2021).

**Εικόνα 2.3.** ΠΑΝΩ (<https://en.wikipedia.org/wiki/Slacklining>), ΚΕΝΤΡΟ: (<https://balansa-slackline.com>), ΚΑΤΩ: (<https://www.gibbon-slacklines.com>)

**Εικόνα 2.4** Υγιής άνδρας μετατοπίζει το κέντρο μάζας του (άσπρη κουκίδα) προς τα όρια της σταθερότητας του η οποία αναπαρίσταται από την περιοχή εντός του κώνου. (Horak, 2006)

**Εικόνα 2.5** Απεικονίζονται 2 μηχανισμοί διατήρησης της ισορροπίας. α) μετακίνηση του κέντρου πίεσης, β) μηχανισμός αντίστροφης περιστροφής (Hof, 2007)

**Εικόνα 2.6.** ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Μονοποδική όρθια στάση στις επιφάνειες έδαφος (α), αφρώδες στρώμα AIREX (β), περιστρεφόμενος δίσκος (γ), ημισφαιρική επιφάνεια Bosu (δ). ΔΕΞΙΑ: Απεικονίζονται τα κινηματικά δεδομένα και η μυική δραστηριότητα στις 4 επιφάνειες κατά τη διάρκεια 10 δευτερολέπτων (Strøm et al., 2016).

**Εικόνα 2.7** Άνδρας ισορροπεί με το ένα πόδι σε όργανο εξάσκησης ιμαντοβασίας (<https://www.mdpi.com/2076-3417/10/3/1094>)

**Εικόνα 2.8** Απεικονίζονται ενδεικτικά κάποιες ασκήσεις ιμαντοβασίας από το πρόγραμμα του πίνακα 2.6.

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

**Εικόνα 3.2** Οι ασταθείς επιφάνειες που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη. ΠΑΝΩ-ΔΕΞΙΑ το στρώμα ισορροπίας, ΚΑΤΩ-ΔΕΞΙΑ ο φουσκωτός δίσκος ισορροπίας, ΠΑΝΩ-ΑΡΙΣΤΕΡΑ ο περιστρεφόμενος δίσκος ισορροπίας, ΚΑΤΩ-ΑΡΙΣΤΕΡΑ ο μάντας ισορροπίας.

**Εικόνα 3.3** ΠΑΝΩ-ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Μέτρηση στην επιφάνεια του εδάφους, ΠΑΝΩ-ΔΕΞΙΑ: Μέτρηση στην επιφάνεια του αφρώδους στρώματος, ΚΕΝΤΡΟ-ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Μέτρηση στην επιφάνεια του φουσκωτού δίσκου, ΚΕΝΤΡΟ-ΔΕΞΙΑ: Μέτρηση στην επιφάνεια του περιστρεφόμενου δίσκου, ΚΑΤΩ: Μέτρηση στην επιφάνεια του μάντα ιμαντοβασίας.



## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

**Πίνακας 2.1** Δεδομένα επιτάχυνσης (Acceleration), ευκινησίας (Agility) και παραγωγής ισχύος (Squat Jump, Counter Movement Jump) για την ομάδα μαντοβασίας και την ομάδα ελέγχου, πριν (Pre-test) και μετά (Post-test) την παρέμβαση (Fernandez-Rio et al., 2019).

**Πίνακας 2.2** Πλήρες πρόγραμμα μαντοβασίας όπως εφαρμόστηκε στην έρευνα των Fernandez-Rio et al., (2019).

**Πίνακας 2.3** Παρουσιάζονται οι 18 διαφορετικοί τραυματισμοί του γόνατος οι οποίοι συμπεριλήφθηκαν στην μελέτη (Gabel, 2015).

**Πίνακας 2.4** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των ηλετρομυογραφικών δεδομένων ενεργοποίησης τετρακεφάλου σε κάθε άσκηση (Gabel et al, 2015).

**Πίνακας 2.5** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της αντιλαμβανόμενης καταβολής προσπάθειας για κάθε ομάδα (Gabel et al, 2015).

**Πίνακας 2.6** Πρόγραμμα προπόνησης μαντοβασίας με προοδευτική αύξηση δυσκολίας (Gabel, Mendoza 2013).

**Πίνακας 4.1** Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για τον έλεγχο της σημαντικότητας της επίδρασης του τύπου επιφάνειας καθώς και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ τύπων επιφανειών.

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ

**Γράφημα 2.1.** Κατάταξη των επιφανειών σύμφωνα με τα κινηματικά δεδομένα της ποδοκνημικής και τη μυϊκή δραστηριότητα (Strøm et al, 2016).

**Γράφημα 3.1** Η επιτάχυνση στις 3 διευθύνσεις και στις 5 επιφάνειες για ενδεικτικό δοκιμαζόμενο (ομαλοποίηση με εφαρμογή κινητού μέσου με χρονικό παράθυρο 0,250 sec). Από το συνολικό χρόνο της δοκιμασίας που ήταν περίπου 30s κρατήθηκαν τα κεντρικά 25s, ώστε να αποφευχθεί η μεταβατική φάση έναρξης και λήξης της προσπάθειας.

**Γράφημα 4.1.** ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της Μέγιστης (max), της μέσης επιτάχυνσης (average) και της μεταβλητότητα της επιτάχυνσης (CV%) στις 3 διευθύνσεις. ΔΕΞΙΑ: Απεικονίζεται η στατιστική σημαντικότητα ( $p < 0.05$ ) της σύγκρισης του μάντα με τις υπόλοιπες επιφάνειες ως προς την μέγιστη, τη μέση επιτάχυνση και την ατομική μεταβλητότητα στις 3 διευθύνσεις. Κάθε σημείο στα δεξιά γραφήματα δείχνει τη σύγκριση του

ιμάντα με κάποια επιφάνεια σε μία από τις διευθύνσεις. Οι τιμές 1,2,3 φανερώνουν στατιστική σημαντικότητα στις συγκρίσεις ενώ η τιμή 0 δηλώνει ότι δεν υπάρχει στατιστική σημαντικότητα.

**Γράφημα 4.2.** Απεικονίζεται για τη μέγιστη, τη μέση επιτάχυνση και την ατομική μεταβλητότητα ο λόγος που προκύπτει διαιρώντας για κάθε μεταβλητή την τιμή στον ιμάντα με την ανάλογη τιμή σε κάθε άλλη επιφάνεια για όλες τις διευθύνσεις. Με (\*) δηλώνεται ότι υπάρχει στατιστική σημαντικότητα ( $p < 0.05$ ) στη σύγκριση μεταξύ των επιφανειών.

**Γράφημα 4.3.** Απεικονίζονται οι τιμές της μέσης επιτάχυνσης για κάθε επιφάνεια σε κάθε μία από τις 3 διευθύνσεις και το μέτρο της συνισταμένης των 3 διευθύνσεων.

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

## Εισαγωγή

### 1.1. Σημασία της εργασίας

Η δραστηριότητα της ισορροπίας επί ελαστικού ιμάντος χρησιμοποιείται όλο και περισσότερο σε προγράμματα ενίσχυσης ή αποκατάστασης της στατικής σταθερότητας. Η τεκμηρίωση του βαθμού αστάθειας του ιμάντα ισορροπίας συγκριτικά με άλλες ασταθείς επιφάνειες οι οποίες χρησιμοποιούνται συνήθως σε προγράμματα βελτίωσης της στατικής σταθερότητας (π.χ αφρώδεις επιφάνειες, δίσκους ισορροπίας) είτε για τη βελτίωση της ισορροπιστικής ικανότητας σε υγιείς πληθυσμούς (αθλητές ή μη αθλητές), είτε για πρόληψη κακώσεων είτε για την αποκατάσταση μετά από κάκωση, θα προσφέρει χρήσιμα δεδομένα για την κατάλληλη αξιολόγηση του. Επίσης, θα προσφέρει δεδομένα διαβάθμισης της αστάθειας αυτών των επιφανειών που θα επιτρέπουν την κατάλληλη αξιολόγησή τους για την προοδευτικότητα του βαθμού δυσκολίας κατά το σχεδιασμό προγραμμάτων στατικής σταθερότητας.

### 1.2. Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της μελέτη είναι η τεκμηρίωση του βαθμού αστάθειας του ιμάντα μέσω της σύγκρισης του με άλλες ασταθείς επιφάνειες καθώς και τη σταθερή επιφάνεια του εδάφους κατά τη μονοποδική όρθια στάση.

### 1.3. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος

Το ερευνητικό πρόβλημα, το οποίο διερευνάται στην παρούσα εργασία, είναι η μελέτη του βαθμού διατάραξης της μονοποδικής όρθιας στάσης κατά τη χρήση διαφορετικών ασταθών επιφανειών και η σύγκρισή τους με το έδαφος ως σταθερή επιφάνεια αλλά και μεταξύ τους.

### 1.4. Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις

#### 1.4.1 Ερευνητικά ερωτήματα

Πόσο διαφέρει η διαταραχή της μονοποδικής όρθιας στάσης στον 3-δ χώρο όταν χρησιμοποιείται ο ιμάντας ισορροπίας συγκριτικά με άλλες ασταθείς επιφάνειες;

#### 1.4.2 Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις

Στον ιμάντα θα παρατηρείται ο μεγαλύτερος βαθμός διαταραχής της μονοποδικής όρθιας στάσης σε όλους τους άξονες σε σχέση με τις υπόλοιπες επιφάνειες.

## 1.5. Μεταβλητές

### 1.5.1. Ανεξάρτητη μεταβλητή

Η ανεξάρτητη μεταβλητή είναι η επιφάνεια πραγματοποίησης μονοποδικής όρθιας στάσης με το κυρίαρχο κάτω άκρο.

### 1.5.2. Εξαρτημένη μεταβλητή

Οι εξαρτημένες μεταβλητές είναι:

- 1) Η μέγιστη τιμή της 3D γραμμικής επιτάχυνσης
- 2) Η μέση τιμή της 3D γραμμικής επιτάχυνσης
- 3) Η μεταβλητότητα της 3D γραμμικής επιτάχυνσης

## 1.6. Οριοθέτηση

Η μελέτη αφορά υγιή φυσικά δραστήρια άτομα ηλικίας 18-30 ετών (άνδρες ή γυναίκες) τα οποία έχουν προηγούμενη εμπειρία σε ασκήσεις μονοποδικής όρθιας στάσης σε ασταθείς επιφάνειες. Οι μετρήσεις έλαβαν χώρα σε εξωτερικό χώρο, όπου δεν ήταν δυνατόν να εξαλειφθούν πλήρως οι περισπασμοί, άρα και η εστίαση της προσοχής των δοκιμαζομένων δεν θα μπορούσε να είναι η βέλτιστη δυνατή.

## 1.7. Διευκρίνιση όρων

**Ισορροπία:** Ο όρος ισορροπία συνήθως αναφέρεται στην ικανότητα διατήρησης μιας κατάστασης σταθερότητας διατηρώντας την κατακόρυφη προβολή του κέντρου βάρους του σώματος (KB) εντός της βάσης στήριξης ([Hrysomallis, 2007](#)).

**Στάση:** Περιγράφει τον προσανατολισμό οποιουδήποτε μέρους του σώματος σχετικά με τον άξονα της βαρύτητας. Είναι η γωνιακή απόκλιση από το κατακόρυφο ([Winter, 1995](#)).

**Στασική Σταθερότητα:** Όσο μεγαλύτερη είναι η μετατόπιση της γραμμής βαρύτητας, χωρίς ένα αντικείμενο να απωλέσει την κατάσταση ισορροπίας του, τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητα του. Ομοίως, κατά τη διατήρηση μιας κατάστασης ισορροπίας, όσο μεγαλύτερη εξωτερική δύναμη μπορεί να εφαρμοστεί χωρίς-να συμβεί πτώση τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητα. Οι μηχανικές αρχές υποδεικνύουν ότι υπάρχει κατάσταση σταθερότητας όταν η

γραμμή βαρύτητας προβάλλεται εντός της βάσης στήριξης, μεγαλώνει με μια μεγαλύτερη βάση στήριξης και μια πιο κεντρική, ως προς την επιφάνεια της βάσης στήριξης, προβολή της γραμμής βαρύτητας του σώματος (Pollock et al., 2000).

**Κέντρο μάζας:** Κέντρο μάζας (KM) είναι ένα σημείο ισοδύναμο με τη συνολική μάζα του σώματος και προσδιορίζεται με τη συμβολή του κέντρου μάζας του κάθε μέλους στο σώματος στον τρισδιάστατο χώρο (Winter, 1995).

**Κέντρο βάρους:** Η κατακόρυφη προβολή του κέντρου μάζας (KM) στο έδαφος συχνά καλείται κέντρο βάρους (KB) (Winter, 1995).

**Βάση στήριξης:** Βάση στήριξης είναι η περιοχή μέσα στην οποία βρίσκεται το κέντρο μάζας και η γραμμή βαρύτητας σε κατάσταση ισορροπίας. Αν η γραμμή βαρύτητας βρεθεί έξω από τη βάση στήριξης τότε ένα σώμα χάνει την ισορροπία του (Pollock et al., 2000).

**Γραμμή βαρύτητας:** Η κάθετη γραμμή η οποία διέρχεται από το κέντρο βάρους (Pollock et al., 2000).

**Ορθοστατικός έλεγχος:** Η δράση της διατήρησης, επίτευξης ή ανάκτησης της κατάστασης ισορροπίας κατά κάποια στάση ή δραστηριότητα (Pollock et al., 2000).

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

### Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας

#### 2.1. Οι ρίζες της μαντοβασίας

Η ισορροπία επί ελαστικού μάντος έχει τις ρίζες της στη σχοινοβασία, μια αρκετά παλαιά και καταγεγραμμένη φυσική δραστηριότητα, συνδεδεμένη με την πολιτιστική παράδοση. Οι παλαιότερες αναφορές υποδεικνύουν ότι σαν ανθρώπινη δραστηριότητα ήταν εφικτή από την περίοδο που ανακάλυψε ο άνθρωπος το σχοινί, δηλαδή περίπου πριν από 40.000 χρόνια. Στην πάροδο των χρόνων, η ανάγκη για την ολοκλήρωση κατασκευαστικών εργασιών, την μετακίνηση μεταξύ τοποθεσιών κατοίκησης σε περιβάλλον με δέντρα και βράχια, για συνεργασία και κοινωνική αλληλεπίδραση αύξησε τις χρήσεις του σχοινοβασίου. Για παράδειγμα, η προσπάθεια για τη διάσχιση ενός φαραγγιού, όπως και η χρήση των πρώτων ιστοφόρων πλοίων οδήγησαν το ανθρώπινο είδος στη χρήση των σχοινοβασίων ακόμα και στο περπάτημα πάνω σε αυτά αν αυτό χρησίμευε. Το τελευταίο τελικά εξελίχθηκε και σε ένα τρόπο διασκέδασης και αναψυχής. Γύρω στο 20.000 π.Χ. φαίνεται πώς η σχοινοβασία ήταν μια καθιερωμένη κοινωνική δραστηριότητα στην προ-αρχαϊκή Ελλάδα, Κίνα και Κορεάτικη Χερσόνησο. Επιπλέον, υπάρχουν αναπαραστάσεις ακροβατών σε σχοινιά σε κυκλαδίτικα αγγεία και αγαλματίδια από το 3.000 π.Χ. Ακόμη, η σχοινοβασία ήταν ένα από τα θεάματα που διαγωνίζονταν για το βραβείο Θαύματρον, το οποίο απονέμονταν σε όποιους παρουσίαζαν εξαιρετικά θεάματα στους Αρχαίους Ολυμπιακούς Αγώνες από το 776 π.Χ. και έπειτα, όπως και στους προγενέστερους αγώνες που πραγματοποιούνταν στον τότε Ελλαδικό χώρο.

Τα ιστορικά γραπτά υποδεικνύουν πως η σχοινοβασία ήταν μια ενσωματωμένη κοινωνική δραστηριότητα από το 3.000 π.Χ και έπειτα στην αρχαία Ελλάδα και στην Αρχαία Ρώμη, ενώ χαρακτηριστικό δείγμα είναι ο πίνακας του Selini, όπως φαίνεται στην [Εικόνα 2.1](#) ο οποίος ανασύρθηκε από τις στάχτες της έπαυλης του Κικέρων στην Πομπηία και απεικονίζει ένα σχοινοβάτη.

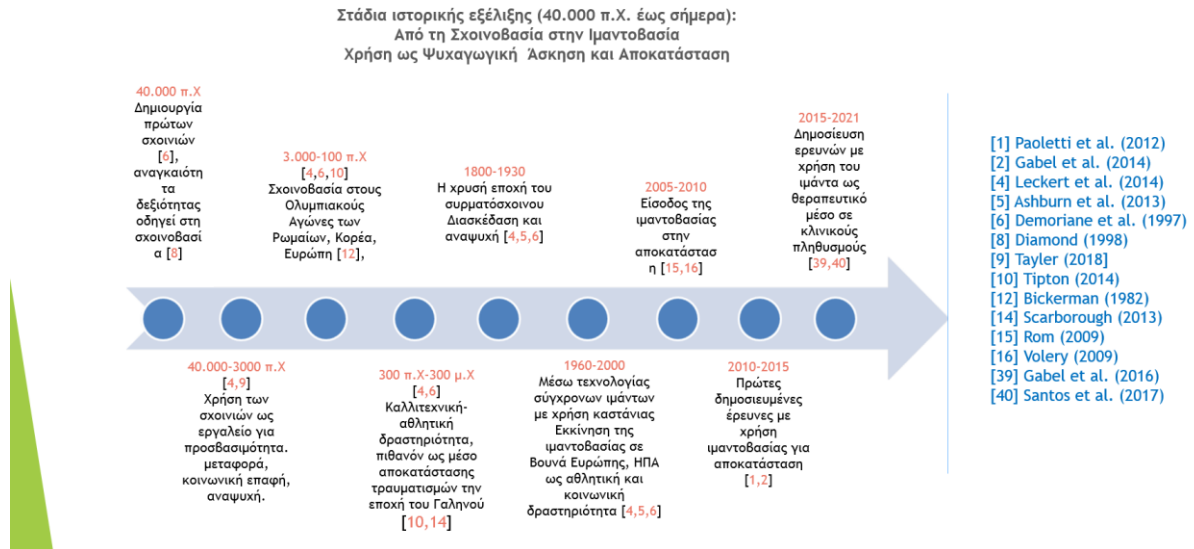


**Εικόνα 2.1** Πίνακας του Selini που απεικονίζει ένα σχοινοβάτη (<https://www.pinterest.ca/pin/47780446033269068>)

Στη συνέχεια, από μια πολιτιστική και καλλιτεχνική δραστηριότητα για ψυχαγωγία και αναψυχή άρχισε να χρησιμοποιείται και ως μέσο εκγύμνασης και αποκατάστασης. Οι πρώτες καταγεγραμμένες εφαρμογές είναι από τα χρόνια του Έλληνο-Ρωμαίου Γαληνού 150-200 μ.Χ, ο οποίος αναγνωρίζεται ως αυτός που αρχικά χρησιμοποίησε ευρέως την άσκηση για την προαγωγή της υγείας και για θεραπευτικούς σκοπούς. Πιθανολογείται πως καθώς η σχοινοβασία ήταν μια αρκετά ενσωματωμένη κοινωνική δραστηριότητα στην Αρχαία Ρώμη θα γινόταν και χρήση της για πρόληψη και αποκατάσταση τραυματισμών καθώς ο Γαληνός στα έργα του ασχολείται αρκετά με τραυματισμούς του γόνατος και απώλεια ισορροπίας από διάφορες αιτίες σε αθλητές και μονομάχους της εποχής. Μία άλλη χρήση της μαντοβασίας για πρόληψη και αποκατάσταση τραυματισμών όπως και σαν συμπληρωματική προπόνηση χρησιμοποιήθηκε πολλά χρόνια αργότερα από το 1970 και 1980 σε αλπικά αγωνίσματα όπως το σκι, στην αναρρίχηση όπως και σε θαλάσσια αγωνίσματα σανίδας (Gabel, Guy, Mokhtarinia, & Melloh, 2021).

## Οι ρίζες της Ιμαντοβασίας

(Gabel et al., 2021)

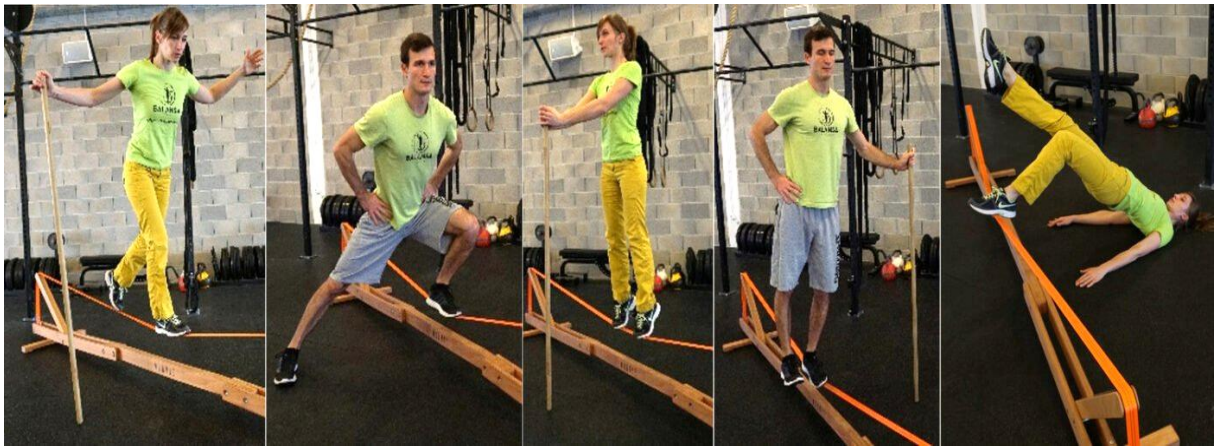


**Εικόνα 2.2** Η εξέλιξη της σχοινοβασίας σε ιμαντοβασία τα τελευταία 40000 χρόνια έως και τη χρήση της στην αποκατάσταση και την επιστημονική έρευνα (Gabel et al., 2021).

Η εφαρμογή της σύγχρονης τεχνολογίας οδήγησε στην εξέλιξη του σχοινοβασίας σε ιμάντα, ένα περισσότερο ελαφρύ, ασφαλές, ελαστικό και εύκολο να στηθεί μέσο (Εικόνα 2.2). Η ιμαντοβασία φαίνεται να αποτελεί μια αναδυόμενη ψυχαγωγική αθλητική δραστηριότητα αλλά και ένα μέσο προπόνησης και αποκατάστασης (Donath, Roth, Zahner, & Faude, 2016; Gabel, Osborne, & Burkett, 2015).

Η είσοδος του στην επιστήμη της προπονητικής και της αποκατάστασης ήταν μια φυσική διαδικασία καθώς άτυπα γινόταν χρήση του μάντα για πρόληψη και αποκατάσταση τραυματισμών πολύ πριν τις πρώτες επίσημες δημοσιευμένες έρευνες (Gabel, 2014).





**Εικόνα 2.3.** ΠΙΑΝΩ (<https://en.wikipedia.org/wiki/Slacklining>), ΚΕΝΤΡΟ: (<https://balansa-slackline.com>), ΚΑΤΩ: (<https://www.gibbon-slacklines.com>)

## 2.2. Σημασία της ισορροπίας

Ο έλεγχος της στάσης του σώματος, καθώς και η ενισχυμένη νευρομυϊκή ενεργοποίηση συνεισφέρουν σημαντικά στην αθλητική απόδοση σε πολλά αθλήματα. Τα αντίστοιχα ελλείμματα περιγράφονται συχνά ως πιθανοί εγγενείς παράγοντες κινδύνου για αθλητικούς τραυματισμούς. Ο ορθοστατικός έλεγχος ορίζεται ως ο έλεγχος του κέντρου βάρους εντός των ορίων της βάσης στήριξης, ο οποίος απαιτεί νευρομυϊκές αποκρίσεις που περιλαμβάνουν τρεις κύριες αρθρώσεις των κάτω άκρων (ποδοκνημική, γόνατο και ισχίο). Επιπλέον, η ικανότητα ανάκτησης ισορροπίας κάτω από πιο δυναμικές συνθήκες όπως μια απροσδόκητη διαταραχή της θέσης του σώματος (π.χ. σκούντημα ή ολίσθηση) είναι ιδιαίτερα σημαντική ώστε να αποτρέψει πτώσεις ή τραυματισμούς και μπορεί να βελτιώσει τον κινητικό έλεγχο. Το μέγεθος της μυϊκής ενεργοποίησης δεν σχετίζεται μόνο με τη διατήρηση ή την ανάκτηση της ισορροπίας, αλλά είναι επίσης σημαντικό για τη λειτουργική σταθερότητα των αρθρώσεων, η οποία παρέχεται τόσο από την προπαρασκευαστική όσο και από αντιδραστική μυϊκή ενεργοποίηση. Εμβιομηχανικές μελέτες έδειξαν ότι απαιτείται η πρόδρομη ενεργοποίηση του μυϊκού συστήματος, ιδιαίτερα για την αύξηση του ρυθμού ανάπτυξης της δύναμης για τη συγχρονικότητα της μυϊκής δράσης, καθώς και για τη σταθεροποίηση της δομής της άρθρωσης. Προκειμένου να αποφευχθούν κινήσεις μεγάλης κλίμακας και να ελαχιστοποιηθούν οι καταπονήσεις των συνδέσμων, η συν-ενεργοποίηση αγωνιστών και ανταγωνιστών μυών μπορούν να τροποποιήσουν ή να βελτιώσουν τη σταθερότητα της άρθρωσης και να προστατεύσουν από κάποιο μυοσκελετικό τραυματισμό. Επομένως, τα προγράμματα πρόληψης και αποκατάστασης τραυματισμών επικεντρώνονται στη βελτιστοποίηση της στατικής σταθερότητας, στη λειτουργική σταθερότητα της άρθρωσης και στην ενίσχυση της αισθητηριακής ανατροφοδότησης ώστε να βελτιωθεί η μυϊκή δραστηριότητα και να μειωθεί η συχνότητα εμφάνισης τραυματισμών (Pfusterschmied et al, 2013).

### 2.2.1. Μηχανικό μοντέλου στατικού ελέγχου

Ένα τρέχον και ευρέως χρησιμοποιούμενο μοντέλο για την ανθρώπινη ισορροπία είναι το μοντέλο «ανεστραμμένου εκκρεμούς». Ολόκληρο το σώμα έχει κέντρο μάζας (ΚΜ), θέση και ταχύτητα τα οποία είναι κρίσιμα για την ισορροπία. Μια δύναμη εδαφικής αντίδρασης εδάφους (ΔΕΑ) δρα σε σημείο της επιφάνειας πελματικής επαφής το οποίο ονομάζεται κέντρο πίεσης (ΚΠ). Στο μοντέλο του ανεστραμμένου εκκρεμούς το σώμα διαμορφώνεται ως ένα ραβδί που τοποθετείται στο έδαφος στο κέντρο πίεσης, με μάζα που κλίνει δεξιά μόλις το κέντρο μάζας βρίσκεται στα δεξιά του κέντρου πίεσης, και αντίστροφα.

Ο μηχανισμός με τον οποίο διατηρείται η ισορροπία σε ασταθείς καταστάσεις, είναι ότι το κέντρο πίεσης μπορεί να μετακινηθεί σε κάποιο βαθμό μέσω της μυϊκής δράσης, με τέτοιο τρόπο ώστε το ΚΜ να διατηρείται εντός ασφαλών ορίων και να αποφεύγεται η απώλεια της ισορροπίας (Hof, 2007).

Ο πιο σημαντικός βιομηχανικός περιορισμός στην ισορροπία είναι το μέγεθος και η ποιότητα της βάσης στήριξης που σχηματίζεται μέσω της διεπιφάνειας ποδιών και εδάφους στήριξης. Κάθε περιορισμός στο μέγεθος, τη δύναμη, το εύρος, η παρουσία πόνου ή η αδυναμία ελέγχου των ποδιών θα επηρεάσουν την ισορροπία (Tinetti, Speechlev, Ginter. 1988). Κατά την όρθια στάση τα όρια της σταθερότητας είναι η περιοχή κατά την οποία το άτομο μπορεί να μετακινήσει το κέντρο μάζας του χωρίς να αλλάξει η βάση στήριξης όπως φαίνεται από τον κώνο στην [Εικόνα 2.3](#). Όσο μικρότερος είναι ο κώνος ή η αντίληψη του κώνου από το ΚΝΣ τόσο μικρότερη θα είναι και η περιοχή της σταθερότητας. Έτσι η ισορροπία δεν είναι μια συγκεκριμένη θέση αλλά ένας χώρος καθορισμένος από το μέγεθος της βάσης στήριξης, τους περιορισμούς στο εύρος των αρθρώσεων, τη μυϊκή δύναμη και τη διαθέσιμη αισθητηριακή πληροφόρηση για την ανίχνευση των ορίων της περιοχής σταθερότητας (Horak, 2006).



**Εικόνα 2.4** Υγιής άνδρας μετατοπίζει το κέντρο μάζας του (άσπρη κουκίδα) προς τα όρια της σταθερότητας του η οποία αναπαρίσταται από την περιοχή εντός του κώνου. (Horak, 2006).

### 2.2.2. Νευρομυϊκό σύστημα ελέγχου στάσης

Ο ορθοστατικός έλεγχος δεν θεωρείται πλέον ένα σύστημα ή μια σειρά από διορθωτικά και εξισορροπιστικά αντανακλαστικά, αλλά μια πολύπλοκη κινητική ικανότητα η οποία προκύπτει από την αλληλεπίδραση πολλαπλών αισθητηριοκινητικών διαδικασιών (Horak, Macpherson, 1996). Οι δύο κύριοι λειτουργικοί στόχοι του ορθοστατικού ελέγχου είναι ο ορθοστατικός προσανατολισμός και η εξισορρόπηση της στάσης. Ο ορθοστατικός προσανατολισμός περιλαμβάνει τον ενεργό έλεγχο της σωματικής ευθυγράμμισης και του μυϊκού τόνου λαμβάνοντας υπόψιν την βαρύτητα, την επιφάνεια ισορροπίας, το οπτικό περιβάλλον και τις εσωτερικές ιδιαιτερότητες του ατόμου. Ο προσανατολισμός στον χώρο κατά τον ορθοστατικό προσανατολισμό βασίζεται στην ερμηνεία της συνολικής αισθητηριακής πληροφόρησης από το σωματο-αισθητικό, το οπτικό και το αιθουσαίο σύστημα. Η εξισορρόπηση της στάσης εμπλέκει τον συντονισμό των αισθητηριο-κινητικών στρατηγικών, έτσι ώστε να σταθεροποιείται το κέντρο μάζας του σώματος κατά την πρόκληση εσωτερικών ή εξωτερικών διαταραχών στάσης (Horak, 2006). Σε ένα περιβάλλον με επαρκή φωτισμό και πάνω σε μια σταθερή επιφάνεια, τα υγιή άτομα βασίζονται κατά 70% στο σωματο-αισθητικό, κατά 20% στο αιθουσαίο και κατά 10% στο οπτικό σύστημα. Όταν όμως η επιφάνεια αλλάζει και γίνεται ασταθής, το αιθουσαίο και το οπτικό σύστημα αναλαμβάνουν μεγαλύτερη συμμετοχή καθώς τα σωματο-αισθητικά ερεθίσματα μειώνονται. Έτσι, καθώς το περιβάλλον αλλάζει στα υγιή άτομα επανεκτιμάται η σχετική συμμετοχή του κάθε συστήματος (Peterka, 2002).

Τρεις είναι οι κύριες στρατηγικές επαναφοράς του σώματος σε κατάσταση σταθερής ισορροπίας όταν κατά την όρθια στάση ασκείται ερέθισμα διατάραξης της σταθερότητας. Η στρατηγική της ποδοκνημικής, όπου το σώμα, σαν ένα αντεστραμμένο εκκρεμές, κινείται περί της αρθρώσεως της ποδοκνημικής με τέτοιο τρόπο ώστε να διατηρείται η ισορροπία όταν αναπτύσσονται μικρές σχετικά ταλαντώσεις σε μια σταθερή επιφάνεια. Η στρατηγική του ισχίου κατά την οποία το σώμα αναπτύσσει ροπή στα ισχία για να μετακινήσει γρήγορα το ΚΜ και χρησιμοποιείται όταν άτομα στέκονται σε στενές και υποχωρητικές επιφάνειες οι οποίες δεν επιτρέπουν την ανάπτυξη αρθρικής ροπής στην ποδοκνημική ή όταν είναι απαραίτητο να μετακινηθεί το ΚΜ γρήγορα. Η τρίτη στρατηγική έχει να κάνει με την αλλαγή της βάσης στήριξης όπως κατά την πραγματοποίηση ενός βήματος προς τα εμπρός, πίσω ή πλάγια, γεγονός που διευρύνει την περιοχή σταθερότητας (Horak, Kuo, 2000).

Αξίζει να αναφερθεί πώς η άρθρωση του γονάτου η οποία παρεμβάλλεται μεταξύ ποδοκνημικής και ισχίου φαίνεται να συνεισφέρει και αυτή στον έλεγχο του ΚΜ. Για

παράδειγμα, βρέθηκε ότι η γωνιακή μετατόπιση της άρθρωσης του γόνατος κατά την ήρεμη όρθια στάση είναι τόσο μεγάλη όσο και αυτή της ποδοκνημικής στην προσθιοπίσθια διεύθυνση (Pinter, Van Swigchem, van Soest, & Rozendaal, 2008). Στην έρευνα των Yamamoto και συνεργατών (2015) βρέθηκε πως, κατά την ήρεμη όρθια στάση, το εύρος της γωνιακής επιτάχυνσης στην προσθιοπίσθια διεύθυνση ήταν μικρότερο στην ποδοκνημική και μεγαλύτερο στην άρθρωση του ισχίου ενώ στο γόνατο υπήρξε μια ενδιάμεση τιμή μεταξύ ποδοκνημικής και ισχίου (ποδοκνημική < γόνατο < ισχίο). Τα ευρήματα αυτά υποστηρίζουν την άποψη των Pinter και συνεργατών (2008) ότι το ΚΝΣ χρησιμοποιεί επιπλέον εμβιομηχανικούς βαθμούς ελευθερίας αντί να τους αποκλείει.

### **2.2.3. Στατική - Δυναμική ισορροπία**

Στη βιβλιογραφία γίνεται συνήθως διάκριση μεταξύ στατικών και δυναμικών συνθηκών ισορροπίας. Η στατική σταθερότητα σχετίζεται με την ισορροπία κάτω από μη μεταβαλλόμενες συνθήκες, όπως κατά την ήρεμη στάση, ενώ η δυναμική σταθερότητα θεωρείται η διατήρηση ή η ανάκτηση της ισορροπίας ως απόκριση σε εσωτερικές ή εξωτερικές διαταραχές. Αυτές μπορεί να περιλαμβάνουν εκούσιες τμηματικές ή ολιστικές κινήσεις του σώματος κατά τη διάρκεια ήρεμης στάσης ή κίνησης, καθώς και αστάθειες που προκύπτουν από διαταραχές στην επιφάνεια στήριξης ή στο άνω μέρος του σώματος (Ringhof & Stein, 2018). Από νευρο-μηχανική οπτική, το σύστημα ορθοστατικού ελέγχου κινητοποιείται για να διατηρεί και να επανατοποθετεί το κέντρο βάρους εντός της βάσης στήριξης. Η έρευνα έχει δείξει ότι ο κίνδυνος πτώσης σχετίζεται περισσότερο με την δυναμική παρά με την στατική ισορροπία (Rubenstein, 2006) καθώς τα περισσότερα γεγονότα πτώσης φαίνεται να συμβαίνουν υπό δυναμικές συνθήκες (Blake et al., 1988).

### **2.2.4. Σταθερότητα των κάτω άκρων**

Δύο κύριοι μηχανισμοί συμβάλλουν στη σταθεροποίηση των αρθρώσεων των κάτω άκρων προστατεύοντας έτσι από τραυματισμό. Πρώτον, η ανατομία των αρθρώσεων διευκολύνει την παθητική μηχανική σταθερότητα μέσω της κατασκευής της άρθρωσης και των συνδεσμικών στοιχείων έτσι ώστε η άρθρωση να είναι ιδιαίτερα αποτελεσματική σε υψηλά αξονικά φορτία. Δεύτερον, η νευρομυϊκή ενεργοποίηση και η μηχανική σκληρότητα των σχετικών τενόντων επιτρέπει την ενεργή σταθερότητα της άρθρωσης. Ακόμη, χρειάζεται η συντονισμένη νευρομυϊκή ενεργοποίηση αγωνιστών και ανταγωνιστών μυών για τη σταθεροποίηση της άρθρωσης τόσο εκούσια όσο και ακούσια (Solomonow & Krogsgaard, 2001).



Οι στρατηγικές ορθοστατικού ελέγχου χαρακτηρίζονται κυρίως από μοτίβα μυϊκής ενεργοποίησης και κινηματικής του σώματος, καθώς και πρόωπη ενεργοποίηση των ραχιαίων μυών της ποδοκνημικής, ακολουθούμενη από ενεργοποίηση των οπίσθιων μυών του μηρού και του κορμού οι οποίοι συνεισφέρουν στην στρατηγική της ποδοκνημικής κατά τη διάρκεια διαταραχών (Wolburg, Rapp, Rieger, & Horstmann, 2016). Ένα σημαντικό μέρος του κιναισθητικού ελέγχου της ποδοκνημικής είναι η μυϊκή δραστηριότητα γύρω από την άρθρωση η οποία συμβάλλει στη σταθερότητα της. Οι Konradsen και συνεργάτες (1993) υποστήριξαν ότι οι περνιαίοι μύες παίζουν ένα σημαντικό ρόλο στην προστασία όσον αφορά κακώσεις της ποδοκνημικής γιατί είναι οι πρωταρχικοί μύες οι οποίοι ενεργούν για την ανάσπαση του έξω χείλους του πέλματος. Επομένως, είναι σε θέση να αντιστέκονται στην αντίθετη κίνηση η οποία μπορεί να οδηγήσει σε διάστρεμμα της ποδοκνημικής, έναν από τους πιο συχνούς τραυματισμούς στις αθλητικές δραστηριότητες. Η μειωμένη μυϊκή λειτουργία που παρατηρείται στους περνιαίους μύες μετά από ένα διάστρεμμα περιλαμβάνει μειωμένη μυϊκή ενεργοποίηση κατά τη διάρκεια της βάδισης και άλματος, μειωμένη δύναμη στην ανάσπαση έξω χείλους και αυξημένη μυϊκή αντίδραση σε προσομοίωση διαστρέμματος. Σε άτομα με χρόνια αστάθεια ποδοκνημικής, αυτά τα ελλείμματα πιθανότατα σχετίζονται με μειωμένη κιναισθητική λειτουργία της ποδοκνημικής, λόγω μηχανικής φθοράς των μηχανοϋποδοχέων εντός των συνδέσμων και των μυών και αλλοιωμένες μηχανικές ιδιότητες των συνδέσμων μετά τον τραυματισμό. Η αποκατάσταση, μετά από ένα ή μετά από επαναλαμβανόμενα διαστρέμματα, πρέπει να στοχεύει στην αποκατάσταση και ενίσχυση της ιδιοδεκτικής και νευρομυϊκής λειτουργίας όπως και στην ενδυνάμωση των μυών. Η προπόνηση ιδιοδεκτικότητας φαίνεται να είναι μια σημαντική μέθοδος αποκατάστασης προκειμένου να βελτιωθεί η αισθητηριοκινητική λειτουργία της άρθρωσης της ποδοκνημικής και, τελικά, να μειωθεί ο κίνδυνος μελλοντικών διαστρεμμάτων (Strøm et al., 2016).

Η πολύπλευρη νευρομυϊκή προπόνηση, αξιοποιώντας επιπλέον και τη χρήση ασταθών επιφανειών, μειώνουν τον κίνδυνο τραυματισμού στην ποδοκνημική υγιών καθώς και την πιθανότητα αστάθειας μετά από διάστρεμμα. Η διαφοροποίηση της επιφάνειας ισορροπίας είναι μια ευρέως διαδεδομένη τεχνική για την βελτίωση της σταθερότητας στάσης. Προγράμματα που χρησιμοποιούν ειδικό εξοπλισμό στοχεύουν στη βελτίωση της ταχύτητας αντίδρασης του μυϊκού συστήματος των κάτω άκρων σε περιπτώσεις όπου διαταράσσεται η ισορροπία σε νεαρούς ενήλικες, όπως και στη βελτίωση της ισορροπίας σε στατικές και δυναμικές συνθήκες σε ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο και σε άτομα τρίτης ηλικίας (de Brito Silva et al., 2016).

## **2.3. Μειωμένη βάση στήριξης**

### **2.3.1. Μονοποδική στήριξη**

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

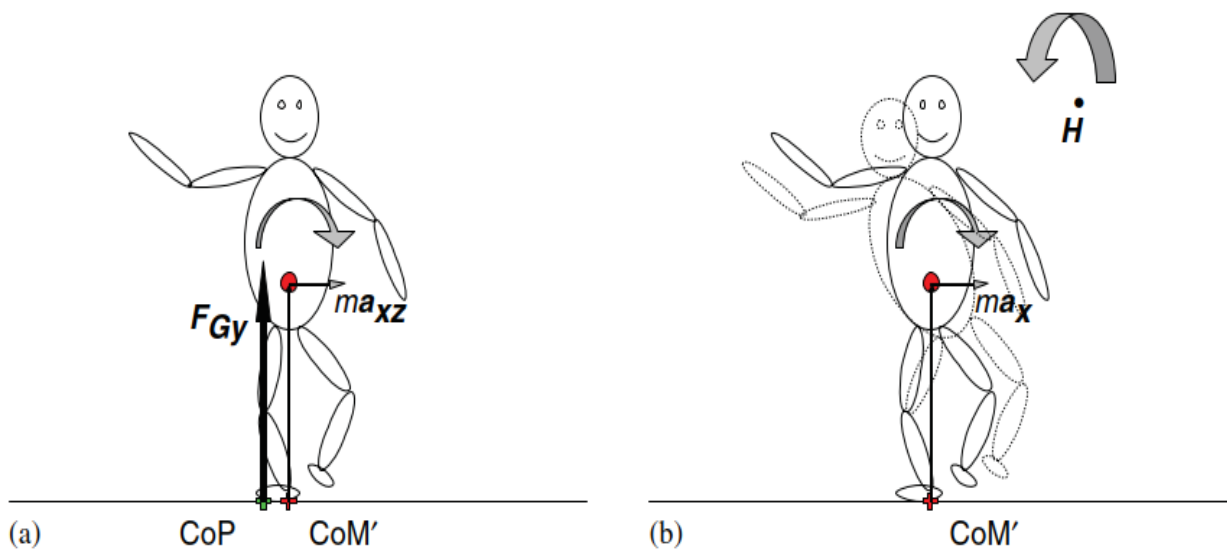
### **2.3.2. Έδαφος-σταθερή επιφάνεια**

Η μονοποδική στήριξη σε σταθερή επιφάνεια χρησιμοποιείται ευρέως σαν κλινικό εργαλείο αξιολόγησης της στατικής σταθερότητας σε άτομα που παρουσιάζουν διάφορες δυσκολίες στην ισορροπία. Η δοκιμασία διατήρησης της μονοποδικής όρθιας στάσης διαφοροποιείται ανάλογα με το πρωτόκολλο που ακολουθείται, με διάρκεια από 10 έως 30 δευτερόλεπτα (Jonsson, Seiger, & Hirschfeld, 2004).

### **2.3.3. Ασταθείς επιφάνειες**

Ο έλεγχος της στάσης εξαρτάται από τις σωματοαισθητηριακές πληροφορίες που προέρχονται από τα πόδια σε επαφή με την επιφάνεια. Μια ασταθής επιφάνεια αυξάνει την εξωτερική ταλάντωση, η οποία ενεργοποιεί αποτελεσματικότερα τον προσανατολισμό της στάσης, επιβάλλοντας ταχύτερες τροποποιήσεις του αισθητηριακού συστήματος και του κινητικού συστήματος. Επιπλέον, βοηθά στη στρατηγική στάσης του ορθοστατικού ελέγχου. Οι ασκήσεις εξισορρόπησης-αντιρρόπησης επί ασταθούς επιφάνειας επιφάνεια ευαισθητοποιούν τη μυϊκή άτρακτο μέσω των κινητικών νευρώνων γάμμα, βελτιώνοντας έτσι την κινητική απόδοση, η οποία επηρεάζει τη σταθερότητα των αρθρώσεων (Yeun Lee, et al, 2011).

Ανάλογα με τη σταθερότητα της επιφάνειας στήριξης χρησιμοποιούνται διαφορετικά αισθητηριακά ερεθίσματα για τον συνδυασμό διαφορετικών στρατηγικών κίνησης και ελέγχου της στάσης (Horak & Nashner, 1986; Otten, 1999; Riemann et al., 2003). Ενώ η στρατηγική της ποδοκνημικής είναι αποτελεσματική για τη διατήρηση της ισορροπίας όταν κάποιος στέκεται σε σταθερή επιφάνεια, απαιτούνται υψηλότερα επίπεδα λειτουργίας του αισθητηριακού συστήματος για τον έλεγχο της στάσης όταν η βάση στήριξης στενεύει σε σημείο όπου δεν υπάρχει επαρκής ιδιοδεκτική πληροφόρηση (Ivanenko, Levik, Talis, & Gurfinkel, 1997). Σε αυτή την περίπτωση, η στρατηγική της ποδοκνημικής από μόνη της καθίσταται ανεπαρκής για την αντιστροφή των δυνάμεων που τείνουν να εκτρέψουν το σώμα από την κατάσταση ισορροπίας και χρησιμοποιείται ένας πρόσθετος μηχανισμός αντίστροφης περιστροφής για την αποφυγή της απώλειας ισορροπίας όπως φαίνεται στο σκίτσο (b) στην Εικόνα 2.4. (Hof 2007).



**Εικόνα 2.5** Απεικονίζονται δύο μηχανισμοί διατήρησης της ισορροπίας. a) μετακίνηση του κέντρου πίεσης, b) μηχανισμός αντίστροφης περιστροφής (Hof, 2007).

Οι ασκήσεις σε συσκευές ισορροπίας αποτελούν χαρακτηριστικό μέρος της διαδικασίας αποκατάστασης της ποδοκνημικής άρθρωσης, επειδή επιτρέπουν την προοδευτικότητα των ασκήσεων (Zech, Hübscher, Vogt, et al., 2009). Όταν μια άσκηση εκτελείται σε ασταθή επιφάνεια, μια σειρά από συγγραφείς (Borreani, Calatayud, Martin et al.,



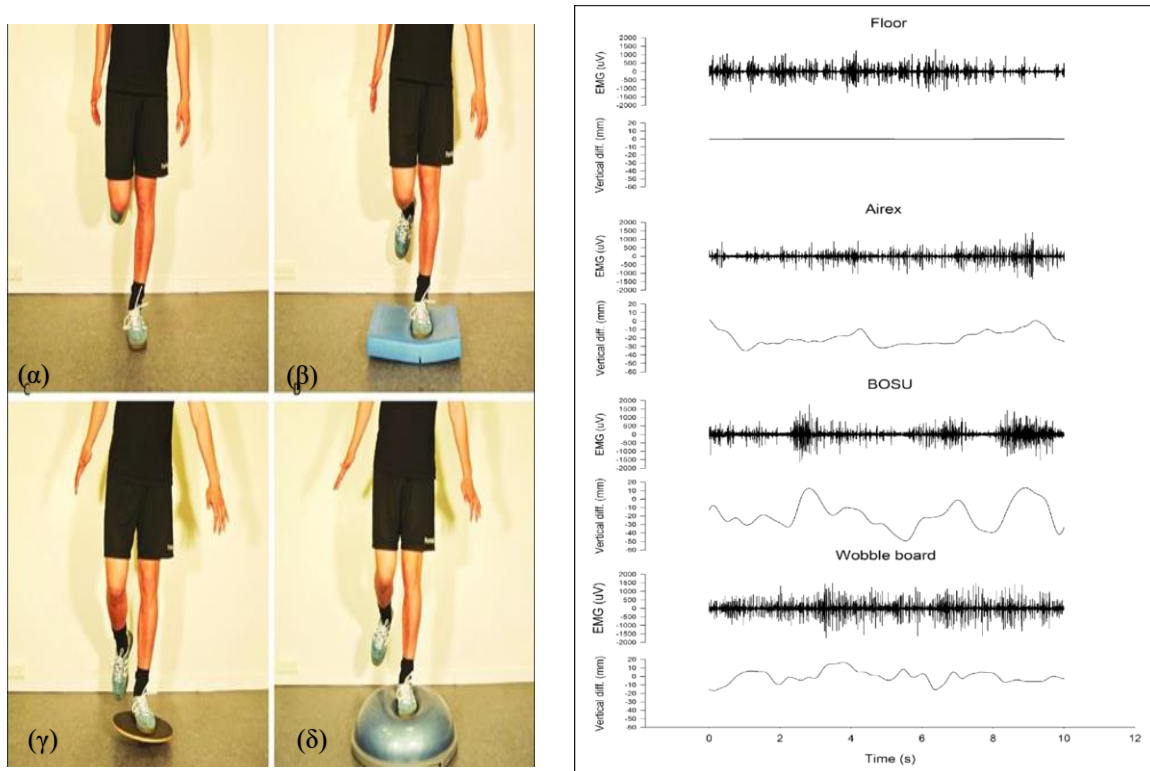
2014; Braun Ferreira, Pereira, Rossi, et al., 2009) έχουν αναφέρει αυξημένη μυϊκή δραστηριότητα στην περιοχή της ποδοκνημικής.

Υπάρχουν πολλές συσκευές που παρέχουν μια ασταθή επιφάνεια. Κάποιες από αυτές είναι πλατφόρμες αφρού υψηλής και χαμηλής πυκνότητας, φουσκωτοί δίσκοι, περιστρεφόμενοι δίσκοι, μάντες καθώς και πολλές άλλες σχετικές συσκευές. Οι ασταθείς συσκευές προάγουν την ορθολογική εισαγωγή ερεθίσματος διατάραξης της στατικής σταθερότητας, καθώς η ταλάντωση της στάσης μπορεί να προβάλλει το κέντρο μάζας πέρα από την βάση στήριξης που ορίζεται από τη συσκευή. Οι ασταθείς συσκευές προάγουν επίσης την διατάραξη της στατικής σταθερότητας καθώς η επιφάνεια παραμορφώνεται (π.χ. ένα μαξιλάρι αφρού χαμηλής πυκνότητας) εύκολα ως απόκριση στις δυνάμεις αντίδρασης που σχετίζονται με αλλαγές της θέσης του κέντρου πίεσης (Behm et al., 2015).

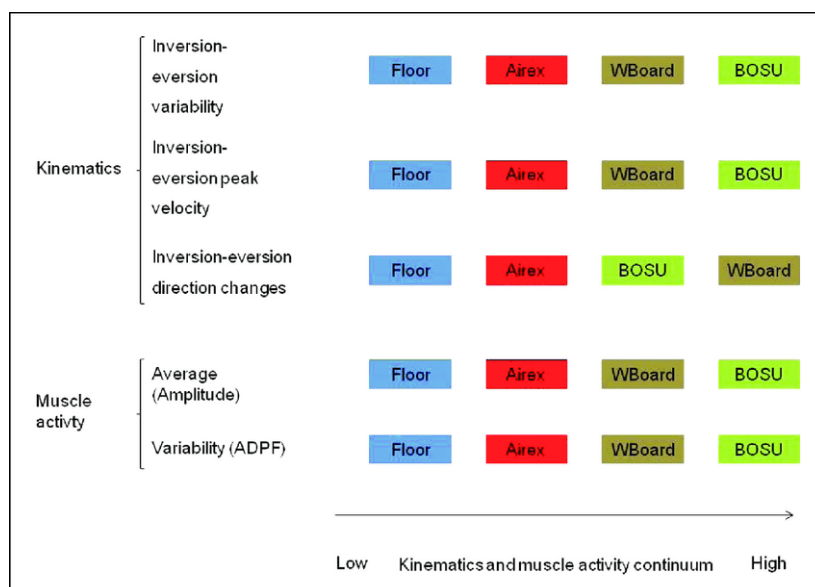
Δίσκοι ισορροπίας χρησιμοποιούνται ευρέως ως μέρος προγραμμάτων νευρομυϊκής προπόνησης για την ενίσχυση της ιδιοδεκτικότητας και του ελέγχου της ισορροπίας, ιδιαίτερα σε νεαρούς ενήλικες και έφηβους. Προπονητικά προγράμματα που περιλαμβάνουν τέτοιες συσκευές είναι αποτελεσματικά για τη βελτίωση του χρόνου αντίδρασης των μυών κατά τις διαταραχές ισορροπίας σε νεαρούς ενήλικες καθώς και σε βελτίωση της ισορροπίας τόσο σε στατικές όσο και σε δυναμικές συνθήκες σε ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο και σε άτομα τρίτης ηλικίας. Επιπλέον οφέλη είναι η μείωση των περιστατικών τραυματισμού των κάτω άκρων περισσότερο από 50% και ιδιαίτερα η αποφυγή διαστρέμματος της ποδοκνημικής. Οι δίσκοι ή οι σανίδες ισορροπίας έχουν επίσης χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση της επίδρασης των προγραμμάτων παρέμβασης στην ισορροπιστική απόδοση, αξιολογώντας είτε το χρόνο παραμονής στη σανίδα είτε τις ταλαντώσεις του δίσκου. Τα οφέλη από τη χρήση τους είναι ο βελτιωμένος ενδομυϊκός συντονισμός και η μυϊκή συνενεργοποίηση, ενισχύοντας έτσι την ενεργή σταθεροποίηση της άρθρωσης και συμβάλλοντας στην αποφυγή τραυματισμού (de Brito Silva et al., 2016).

Ενδεικτικά, στην έρευνα του Strøm και συνεργατών (2016) σε 19 άτομα (20-31 ετών) πραγματοποιήθηκε μονοποδική όρθια στάση διάρκειας 15'' σε 4 επιφάνειες (έδαφος, στρώμα ισορροπίας, Bosu, περιστρεφόμενος δίσκος). Τα αποτελέσματα έδειξαν πως στον περιστρεφόμενο δίσκο η σχετική ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των περωναίων μυών (εκφρασμένη ως ποσοστό της μέγιστης ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας) ήταν 36% και 20% στο έδαφος. Επιπλέον, τα κινηματικά δεδομένα ανάσπασης έσω και έξω χείλους του πέλματος στο μετωπιαίο επίπεδο έδειξαν κορυφαίες ταχύτητες στην περιοχή της ποδοκνημικής 2mm/s στο έδαφος, 38 mm/s στο στρώμα ισορροπίας και 67mm/s στον περιστρεφόμενο δίσκο.

Επίσης, κατά τη διάρκεια των 15'', στην επιφάνεια του εδάφους καταγράφηκαν 4 αλλαγές κατεύθυνσης, 19 στο στρώμα ισορροπίας και 37 στον περιστρεφόμενο δίσκο. Με αυτό τον τρόπο οι ερευνητές κατέταξαν τις επιφάνειες όπως φαίνεται στο [Γράφημα 2.1](#) σύμφωνα με τα κινηματικά δεδομένα και τα δεδομένα της μυϊκής δραστηριότητας.



**Εικόνα 2.6.** ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Μονοποδική όρθια στάση στις επιφάνειες έδαφος (α), αφρώδες στρώμα AIREX (β), περιστρεφόμενος δίσκος (γ), ημισφαιρική επιφάνεια Bosu (δ). ΔΕΞΙΑ: Απεικονίζονται τα κινηματικά δεδομένα και η μυϊκή δραστηριότητα στις 4 επιφάνειες κατά τη διάρκεια 10 δευτερολέπτων ([Strøm et al., 2016](#)).

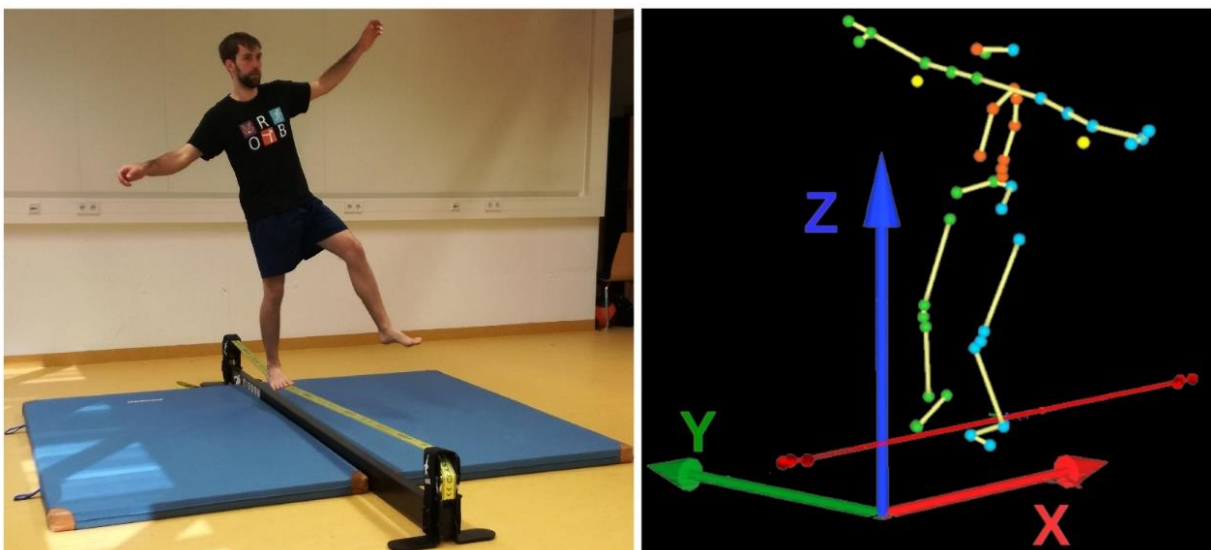


**Γράφημα 2.1.** Κατάταξη των επιφανειών σύμφωνα με τα κινηματικά δεδομένα της ποδοκνημικής και τη μυϊκή δραστηριότητα ([Strøm et al, 2016](#)).

## 2.4. Ίμάντας ισορροπίας – Μοντέλο μαντοβασίας

Η μαντοβασία, δηλαδή η εξισορρόπηση σε ένα ελαστικό πολυεστερικό ιμάντα στερεωμένο σε δύο σημεία αγκύρωσης, είναι μια αναδυόμενη ψυχαγωγική αθλητική δραστηριότητα αλλά και μια δημοφιλής δραστηριότητα, που χρησιμοποιείται συχνά ως μέσο προπόνησης και αποκατάστασης (Donath, Roth, Zahner, & Faude, 2016; Gabel, Osborne, & Burkett, 2015). Η μαντοβασία δημιουργεί πολύ υψηλή μεταβλητότητα στην κίνηση καθώς παρέχει μόνο ένα μικρό και ασταθές σημείο στήριξης, μια συνθήκη που εισάγει πολύ γρήγορες πλευρικές διαταραχές στο σώμα (Pfusterschmied et al., 2013).

Σύμφωνα με τον Gabel και συνεργάτες (2021), η επιτυχής στρατηγική που επιτρέπει σε ένα άτομο να ισορροπήσει και να παραμείνει σε έναν ιμάντα ισορροπίας εξηγείται ως ένα επιπλοειδές πολλαπλό μοντέλο, όπου το κινούμενο ανεστραμμένο εκκρεμές υπόκειται σε αυτοπαραγόμενες και περιβαλλοντικές δυνάμεις μέσα σε έναν καθορισμένο τρισδιάστατο χώρο. Τα τμήματα των άνω άκρων και του κορμού, ανεξάρτητα από τα κάτω άκρα, παρέχουν δυναμική ροπή. Σε αυτό το μοντέλο ενσωματώνεται και η βαρύτητα με τις ελαστικές αντιδραστικές ιδιότητες του ιμάντα να διέπονται από την κλασική μηχανική. Ωστόσο, το μοντέλο αυτό δεν υποστηρίζεται ως ικανό να περιγράψει πλήρως την παροδική και στιγμιαία δυναμική σταθερότητα την οποία επιτυγχάνει το πολύπλοκο ανθρώπινο σώμα μέσω των μηχανισμών ελέγχου του υπό αστάθεια πολλαπλών κατευθύνσεων. Αναζητείται λοιπόν ένα εξελιγμένο και διευρυμένο μοντέλο το οποίο θα είναι σε θέση να παρέχει εξήγηση για τους μηχανισμούς ελέγχου στο χώρο, καθώς και να αναπαριστά και να ενσωματώνει πολλαπλές διαστάσεις ώστε να είναι δυνατή η πλήρης κατανόηση της υπάρχουσας επίδοσης.



**Εικόνα 2.7** Άνδρας ισορροπεί με το ένα πόδι σε όργανο εξάσκησης μαντοβασίας (<https://www.mdpi.com/2076-3417/10/3/1094>).

#### 2.4.1. Ιμαντοβασία και Αθλητική απόδοση.

Η προπόνηση ιμαντοβασίας έχει αποδειχτεί πως μπορεί να βοηθήσει για τη βελτίωση της στατικής σταθερότητας (Keller, Pfusterschmied, Buchecker, Müller, & Taube, 2012; Pfusterschmied, Buchecker, et al., 2013), της μυϊκής δύναμης (Granacher, Iten, Roth, & Gollhofer, 2010) και να προκαλέσει αλλαγές στον νευροφυσιολογικό έλεγχο (Keller et al., 2012; Pfusterschmied, Stöggel, et al., 2013).

Στον αθλητισμό απαιτούνται ισορροπία και αποδοτικές κινήσεις, επομένως οι αθλητές/τριες χρειάζεται να αναπτύξουν σε ένα αρκετά υψηλό βαθμό τον ορθοστατικό τους έλεγχο και τη σταθερότητα. Είναι προφανές ότι, σε αθλήματα όπως το ποδόσφαιρο, η καλαθοσφαίριση και η πετοσφαίριση, η επιτυχία εξαρτάται από τη μεγάλη μυϊκή ισχύ για τα ψηλά άλματα και τις γρήγορες κινήσεις. Οι αθλητές και οι αθλήτριες των αγωνισμάτων αυτών, καθώς συνεχώς πραγματοποιούν άλματα και προσγειώνονται σε ασταθείς συνθήκες, είναι απαραίτητο να έχουν ένα επαρκώς ανεπτυγμένο σύστημα ορθοστατικού ελέγχου για τη διατήρηση υψηλών αποδόσεων αλλά και τη μείωση τραυματισμών (Luis Santos et al., 2016).

Στη μελέτη του Jager και συνεργατών (2017) συγκρίθηκαν οι μεταβολές του νευρομυϊκού ελέγχου μεταξύ της προπόνησης ιμαντοβασίας και της προπόνησης με στοιχεία του προγράμματος FIFA 11+. Το πρόγραμμα FIFA 11+ έχει σχεδιαστεί σαν ένα πρόγραμμα προθέρμανσης 15-20 λεπτών το οποίο αποτελείται από 3 μέρη. Αυτό περιλαμβάνει δρομικές ασκήσεις και διατάσεις, ασκήσεις με επικέντρωση στην ενδυνάμωση του κορμού και των κάτω άκρων, στην ισορροπία, στις πλειομετρικές ασκήσεις και σε ασκήσεις που περιλαμβάνουν τρέξιμο και ευκινησία. Είναι ένα πρόγραμμα προσανατολισμένο στην αθλητική επίδοση, προωθείται από τη FIFA και σύμφωνα με τις μελέτες των (Owoeye, Akinbo, Tella, & Olawale, 2014; Rössler, Donath, Bizzini, & Faude, 2016; Silvers-Graneli et al., 2015) είναι ικανό να μειώσει τους τραυματισμούς στο ποδόσφαιρο κατά 30-70%. Επίσης, σημαντική μείωση τραυματισμών υπήρξε όταν το FIFA 11+ εφαρμόστηκε σε καλαθοσφαιριστές κορυφαίου επιπέδου (Longo et al., 2012). Η προπόνηση ιμαντοβασίας 12 συνεδριών, με διάρκεια συνεδρίας τα 20 λεπτά και για διάστημα 6 εβδομάδων, οδήγησε όχι μόνο σε παρόμοια βελτίωση στις δοκιμασίες αξιολόγησης ισορροπίας αλλά ανέδειξε και μεγαλύτερο προπονητικό αποτέλεσμα από το πρόγραμμα FIFA 11+. Έτσι, φαίνεται πως η ιμαντοβασία θα μπορούσε να προσφέρει μια εναλλακτική προπονητική προσέγγιση για τη βελτίωση του κινητικο-αισθητηριακού ελέγχου.

Οι Fernandez-Rio και συνεργάτες (2019) χρησιμοποίησαν ένα πρόγραμμα ιμαντοβασίας για να ελέγξουν αν θα είχε κάποια θετική επίδραση στην επιτάχυνση (δοκιμασία 20 μέτρων), στην ευκινησία (στροφές 90°), στο άλμα (με προδιάταση και από ημικάθισμα) και

στον ορθοστατικό έλεγχο (διαδρομή του κέντρου πίεσης) 34 νεαρών ποδοσφαιριστών πρώτης κατηγορίας K-19 ( $16,64 \pm 0,81$  ετών). Χωρίστηκαν τυχαία στην ομάδα μαντοβασίας και στην ομάδα που θα ακολουθούσε το κανονικό πρόγραμμα προπόνησης ποδοσφαίρου. Η πειραματική ομάδα πραγματοποίησε 3 συνεδρίες ανά εβδομάδα, διάρκειας 5-9 λεπτών ανά συνεδρία με συνολική χρονική διάρκεια παρέμβασης 6 εβδομάδες. Τα αποτελέσματα (Πίνακας 2.1) έδειξαν σημαντική βελτίωση μόνο για την ομάδα μαντοβασίας, και συγκεκριμένα στην επιτάχυνση, στην ευκινησία, στα 2 είδη άλματος και σε κάποιες μεταβλητές του κέντρου πίεσης.

Όπως φαίνεται στον Πίνακα 2.2, Το πρόγραμμα παρέμβασης βαθμολογήθηκε ως σχετικά δύσκολο από τους ποδοσφαιριστές και οι περισσότερο εξαντλημένοι μύες κατά την μαντοβασία ήταν ο τετρακέφαλος, ο γαστροκνήμιος και ο πρόσθιος κνημιαίος.

**Πίνακας 2.1.** Δεδομένα επιτάχυνσης (Acceleration), ευκινησίας (Agility) και παραγωγής ισχύος (Squat Jump, Counter Movement Jump) για την ομάδα μαντοβασίας και την ομάδα ελέγχου, πριν (Pre-test) και μετά (Post-test) την παρέμβαση (Fernandez-Rio et al., 2019).

		Experimental Group		Control Group		ES
		Pre-test	Post-test	Pre-test	Post-Test	
Acceleration	s	$3.07 \pm 0.13$	$2.97 \pm 0.12^*$	$3.12 \pm 0.12$	$3.14 \pm 0.11$	0.405
Agility	s	$6.49 \pm 0.72$	$6.06 \pm 0.12^{**}$	$6.68 \pm 0.17$	$6.24 \pm 0.19$	0.212
Squat Jump	ms	$491.5 \pm 35.82$	$526.56 \pm 35.88^*$	$484.19 \pm 39.66$	$497.00 \pm 26.09$	0.245
Counter Movement Jump	ms	$509.16 \pm 28.53$	$534.17 \pm 32.91^{**}$	$501.31 \pm 44.52$	$509.68 \pm 21.74$	0.252

\*, \*\*, σημαντική διαφορά μεταξύ πριν και μετά.

**Πίνακας 2.2.** Πλήρες πρόγραμμα ιμαντοβασίας όπως εφαρμόστηκε στην έρευνα των Fernandez-Rio et al., (2019).

*Complete slackline training program conducted in the project.*

Week	Tasks	Repetitions	Time (work/rest)
1	Tandem stance	3	30 / 10
	Single stance – left leg		
	Single stance – right leg		
2	Tandem stance	3	30 / 10
	Single stance – left leg		
	Single stance – right leg		
3	Tandem stance	3	30 / 10
	Single stance – left leg		
	Single stance – right leg		
	Lateral stance (surf)		
4	Tandem stance	3	30 / 10
	Single stance – left leg		
	Single stance – right leg		
	Lateral stance (surf)		
5	Single stance – left leg	3	30 / 10
	Single stance – right leg		
	Lateral stance (surf)		
	Forward-backward steps		
6	Single stance – left leg	3	30 / 10
	Single stance – right leg		
	Lateral stance (surf)		
	Forward-backward steps		

*Note: Time in seconds.*

#### **2.4.2. Ιμαντοβασία και αποκατάσταση κάκωσης του γόνατος.**

Η ενεργοποίηση του τετρακέφαλου μυός είναι καθοριστικής σημασίας για τη λειτουργία του γόνατος και του κάτω άκρου. Μετά από κάποια εγχείρηση ή τραυματισμό η αδυναμία της πλήρους εκούσιας ενεργοποίησης του μυός οδηγεί σε αδυναμία και δευτερεύοντα προβλήματα τόσο στο προσβεβλημένο όσο και στο άθικτο μέλος. Κάποια από αυτά τα προβλήματα είναι η μειωμένη κινητική λειτουργία, η αποχή από τον αθλητισμό και η πρόωρη εμφάνιση οστεοαρθρίτιδας. Η μυϊκή ενεργοποίηση μπορεί να είναι δύσκολη λόγω παρουσίας πόνου, μειωμένης λειτουργικότητας και μειωμένης νευρομυϊκής ενεργοποίησης. Για την αποκατάσταση κάκωσης του γόνατος χρησιμοποιούνται ασκήσεις ανοιχτής, κλειστής και μεικτής κινητικής αλυσίδας, μια πρακτική που υποστηρίζεται από τα ευρήματα του [Mizner και συνεργατών \(2003\)](#) τα οποία δείχνουν υψηλή συσχέτιση της μυϊκής ενεργοποίησης με την παραγωγή ισχύος κατά την έκταση του γόνατος. Η δραστηριότητα μεικτής κινητικής αλυσίδας



συμβαίνει όταν ένας «κρίκος» της κινηματικής αλυσίδας είναι «αδύναμος» και εισάγει διαταραχές στα φυσικά κινητικά πρότυπα, όπως μια ασταθής επιφάνεια πάνω στην οποία γίνεται η στήριξη του βάρους του σώματος μέσω του άκρου ποδιού (Davies et al., 2004).

Μια δραστηριότητα μεικτής κινητικής αλυσίδας είναι και η μαντοβασία η οποία περιγράφεται ως η ενέργεια της διατήρησης ισορροπίας ενώ κάποιος στέκεται σε ένα τεντωμένο ιμάντα. Έχει αποδειχτεί ότι η συστηματική εξάσκηση στην μαντοβασία ενεργοποιεί και βελτιώνει μέσω της προπόνησης το ρυθμό παραγωγής δύναμης στα κάτω άκρα (Granacher et al., 2010). Επίσης, η μαντοβασία θεωρείται μια πιο απαιτητική προπόνηση για τους μύες του γονάτου και του ισχίου συγκριτικά με τις σανίδες ταλάντωσης και τους φουσκωτούς δίσκους (Pfusterschmied et al., 2013). Επιπλέον, έχει αναφερθεί (Mayer & Siems, 2011) ότι η μαντοβασία προσφέρεται για την περίπτωση του υπεξαρθρήματος της επιγονατίδας, ως μέρος ενός υπό επίβλεψη φυσικοθεραπευτικού προγράμματος καθώς ενισχύει τη λειτουργική σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος μέσω της προπαρασκευαστικής ενεργοποίησης του ορθού μηριαίου. Φαίνεται ότι το προπονητικό ερέθισμα και οι μηχανισμοί που ενισχύονται μέσω της μαντοβασίας είναι περισσότερο προ-συναπτικοί, ενισχύοντας τον κινητικό έλεγχο και μειώνοντας το αντανακλαστικό Hoffman (Keller et al., 2012).

#### **2.4.3 Σύγκριση μαντοβασίας με κλασσικές ασκήσεις αποκατάστασης στον τραυματισμό του γόνατος.**

Οι Gabel., Osborne και Burkett, (2015) μελέτησαν την αποτελεσματικότητα της μαντοβασίας στην αρχική φάση αποκατάστασης 49 συμμετεχόντων με τραυματισμό του γόνατος ( $41,8 \pm 16,8$  ετών, 57% γυναίκες) ο οποίος είχε συμβεί εντός των προηγούμενων 2 εβδομάδων. Συνολικά καταγράφηκαν 18 διαφορετικές καταστάσεις οι οποίες συμπεριλάμβαναν ελαφριούς τραυματισμούς του μαλακού ιστού, προ και μετά-εγχειρητικές περιπτώσεις, εκφυλισμούς και υπέρχρηση (Πίνακας 2.3). Συνολικά, χρησιμοποιήθηκαν 5 ασκήσεις: Δύο ασκήσεις ανοιχτής κινητικής αλυσίδας (έκταση γονάτου στις τελευταίες 30 μοίρες πάνω από αφρώδη κύλινδρο και ανύψωση ποδιού με το γόνατο σε έκταση), 2 ασκήσεις κλειστής κινητικής αλυσίδας (ανέβασμα σκαλιού και κατέβασμα σκαλιού ύψους 20 εκ.) και μία άσκηση μεικτής κινητικής αλυσίδας η οποία περιλάμβανε ασκήσεις μαντοβασίας, όπως το ανέβασμα με το ένα πόδι στη μέση της απόστασης από τα σημεία πρόσδεσης του ιμάντα (ύψος ιμάντα στα 25 εκ. από το έδαφος, μήκος ιμάντα 3 μέτρα και πλάτος ιμάντα 2,5 εκ.). Συγκρίθηκε ο βαθμός ενεργοποίησης του τετρακεφάλου μυός και η αντιλαμβανόμενη προσπάθεια που καταβλήθηκε σε κάθε περίπτωση. Τα αποτελέσματα της

ηλεκτρομυογραφικής μέτρησης έδειξαν ότι η ενεργοποίηση του τετρακεφάλου κατά τη μαντοβασία ήταν αρκετά μεγαλύτερη από τις άλλες ασκήσεις. Επιπλέον, η αντιλαμβανόμενη καταβολή προσπάθειας ήταν μικρότερη κατά τη μαντοβασία συγκριτικά με τις άλλες ασκήσεις. Τα αποτελέσματα φαίνονται αναλυτικά στον Πίνακα 2.4 και στον Πίνακα 2.5.

**Πίνακας 2.3.** Παρουσιάζονται οι 18 διαφορετικοί τραυματισμοί του γόνατος οι οποίοι συμπεριλήφθηκαν στην μελέτη (Gabel, 2015)

Diagnosis	Number
Anterior cruciate ligament	3
Dysfunction	3
Ilio Tibial Band friction syndrome	1
Lateral Collateral ligament	1
Medial Collateral ligament	11
Meniscus – no tear	2
Meniscus – tear	3
Osteoarthritis	6
Osgood Schlatters	1
Patella tendon	2
Patello-Femoral Joint	5
Pes Anserinus	1
Post-operative Meniscectomy	3
Post-operative PFJ debridement	1
Proximal Calf strain	3
Soft tissue injury – non-specific	1
Swelling – non-specific	1
Weakness – non-specific	1

**Πίνακας 2.4.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των ηλεκτρομυογραφικών δεδομένων ενεργοποίησης τετρακεφάλου σε κάθε άσκηση (Gabel et al, 2015).

Means, standard errors, and 95% confidence intervals for quad activation in each group.

Quad	Mean	Std. error	95% Confidence interval	
			Lower bound	Upper bound
IRQ	128.082	12.772	102.403	153.761
SLR	120.816	10.865	98.970	142.662
Step Up	127.327	10.835	105.541	149.112
Step Down	135.653	11.958	111.611	159.696
Slackline	192.408	14.802	162.646	222.170



**Πίνακας 2.5.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της αντιλαμβανόμενης καταβολής προσπάθειας για κάθε ομάδα (Gabel et al, 2015).

Means, standard errors, and 95% confidence intervals for effort in each group.

Effort	Mean	Std. error	95% Confidence interval	
			Lower bound	Upper bound
IRQ/SLR	6.867	.269	6.326	7.409
Step	6.745	.236	6.271	7.219
Slackline	4.684	.316	4.048	5.319

Το κύριο εύρημα της μελέτης υποδεικνύει πως η δραστηριότητα της ιμαντοβασίας, κατά τη φάση της αποκατάστασης στην οξεία φάση τραυματισμού προκάλεσε κατά 50% μεγαλύτερη ενεργοποίηση του τετρακεφάλου μυός από παραδοσιακές ασκήσεις ανοιχτής και κλειστής αλυσίδας, με την αντιλαμβανόμενη καταβολή προσπάθειας κατά την άσκηση να είναι μικρότερη. Επομένως, η μελέτη έρχεται σε συμφωνία με προηγούμενες μελέτες που προτείνουν την ιμαντοβασία ως μια αρκετά αποδοτική δραστηριότητα για πρόληψη τραυματισμών και την αποκατάσταση αυτών.

#### 2.4.4 Επίδραση της ιμαντοβασίας στην ποδοκνημική άρθρωση.

Στη μελέτη των [Strejcová, Šimková και Baláš, \(2013\)](#) συγκρίθηκαν 9 φοιτητές φυσικής αγωγής με 9 άτομα έμπειρα στη ιμαντοβασία ως προς τη δύναμη της ποδοκνημικής και τη στατική σταθερότητα. Οι δύο ομάδες επιλέχθηκαν έτσι ώστε να έχουν παρόμοια χαρακτηριστικά ως προς το σωματικό ανάστημα, σωματική μάζα και ηλικία. Τα ευρήματα από τις μετρήσεις με ισοκινητικό δυναμόμετρο έδειξαν ότι οι σχοινοβάτες είχαν μεγαλύτερη δύναμη κατά την πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης σε γωνιακή ταχύτητα 30 μοιρών ανά δευτερόλεπτο ενώ σε γωνιακή ταχύτητα 120 μοιρών ανά δευτερόλεπτο και στην ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής δεν βρέθηκε κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων. Επίσης, στην μέτρηση στατικής σταθερότητας μέσω της μονοποδικής δοκιμασίας Flamingo Balance Test δεν βρέθηκε κάποια σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων. Συμπερασματικά, ίσως η ιμαντοβασία να μπορεί να χρησιμοποιηθεί αποδοτικά για την αύξηση της δύναμης κατά την πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής σε χαμηλή γωνιακή ταχύτητα κίνησης.

#### **2.4.5 Ιμαντοβασία και νόσος Πάρκινσον.**

Η ασθένεια του Πάρκινσον (Parkinson Disease) είναι μια προοδευτική, νευροεκφυλιστική πάθηση που χαρακτηρίζεται από κινητικά συμπτώματα όπως βραδυκινησία, μυϊκό τρέμουλο, ακαμψία, πάγωμα κατά τη βάδιση και αστάθεια στάσης σώματος (Hughes, Daniel, & Lees, 2001). Οι ασθενείς με Πάρκινσον παρουσιάζουν ποικιλία μη κινητικών συμπτωμάτων, συμπεριλαμβανομένων νευροψυχιατρικών προβλημάτων, γνωστικών διαταραχών, διαταραχών ύπνου, προβλημάτων αναπνοής και δυσλειτουργίας του αυτόνομου νευρικού συστήματος. Η ποιότητα ζωής μειώνεται καθώς εμφανίζεται άγχος, κατάθλιψη, αδυναμία για εργασία και κοινωνική συναναστροφή, αυξημένος κίνδυνος εμφάνισης άνοιας και υψηλή θνησιμότητα (D'Iorio, et al., 2017). Η σωματική άσκηση προτείνεται ως μια επιπρόσθετη θεραπευτική παρέμβαση για την νόσο του Πάρκινσον και η έρευνα δείχνει πως μπορεί να έχει προστατευτική επίδραση στο νευρικό σύστημα (Ahlskog, 2018). Εμφανίζεται όμως η ανάγκη της εξατομικευμένης προσαρμογής της άσκησης καθώς οι ασθενείς με Πάρκινσον μπορεί να εμφανίζουν μειωμένα κίνητρα για φυσική δραστηριότητα και δεν βρίσκονται στο ίδιο στάδιο της ασθένειας. Φαίνεται σημαντικό να εξεταστούν: α) Οι φυσιολογικές αποκρίσεις της άσκησης όσο αφορά την καταπολέμηση της ασθένειας, β) ιδανικός τρόπος άσκησης, γ) η κατάλληλη ένταση της άσκησης, δ) η εφαρμογή μεθόδων για αυξημένη φυσική δραστηριότητα σε ασθενείς με Πάρκινσον (Ellis, Rochester, 2018).

#### **2.4.6 Όφελος ιμαντοβασίας για την σταθερότητα της σωματικής στάσης.**

Η ιμαντοβασία έχει αποδειχτεί ότι βελτιώνει τη στατική σταθερότητα σε υγιείς ενήλικες (Pfusterschmied et al., 2013) και σε αθλητές (Santos et al., 2014). Καθώς το πάγωμα κατά η βάδιση που αντιμετωπίζουν οι ασθενείς με Πάρκινσον θεωρείται μια διαταραχή της σταθερότητας στάσης, οι Santos και συνεργάτες (2016) θεώρησαν ότι αξίζει να μελετηθεί η ωφέλεια που θα μπορούσε να προκύψει μέσω ενός προγράμματος ιμαντοβασίας. Διεξήγαγαν μια πειραματική μελέτη σε 22 άτομα με Πάρκινσον όπου εξέτασαν κατά πόσο μια υπό επίβλεψη προπόνηση ιμαντοβασίας θα μπορούσε να βελτιώσει τον ορθοστατικό έλεγχο, την αντίληψη ισορροπίας και σταθερότητας, να μειώσει τον κίνδυνο και τον φόβο πτώσης καθώς και το πάγωμα κατά τη βάδιση. Η πειραματική ομάδα πραγματοποίησε ένα παρεμβατικό πρόγραμμα ιμαντοβασίας για συνολικό χρονικό διάστημα 6 εβδομάδων και σύνολο 12 συνεδριών (2 συνεδρίες ανά εβδομάδα) σε ιμάντα πλάτους 5 εκατοστών, μήκους 3 μέτρων και στερεωμένου σε ύψος 30 εκατοστών από το έδαφος. Η κάθε συνεδρία διαρκούσε 23 λεπτά και περιλάμβανε απλές υποβοηθούμενες στατικές ασκήσεις ιμαντοβασίας με προοδευτική αύξηση δυσκολίας, όπως η μονοποδική (δεξί και αριστερό πόδι) και η διποδική στήριξη στον ιμάντα

με εναλλαγές των θέσεων των χεριών για αύξηση της δυσκολίας σε κάθε δοκιμασία. Τα αποτελέσματα μετά την παρέμβαση έδειξαν ότι το πάγωμα και ο κίνδυνος πτώσης μειώθηκαν. Οι ασθενείς χαρακτήρισαν το πρόγραμμα ως πολύ ελαφρύ και η ανάλυση της αντιλαμβανόμενης τοπικής μυϊκής κόπωσης έδειξε πως οι μύες που ενεργοποιήθηκαν περισσότερο ήταν ο γαστροκνήμιος, οι οπίσθιοι μηριαίοι, ο υποκνημίδιος, ο τετρακέφαλος, οι ραχιαίοι μύες και ο πρόσθιος κνημιαίος. Από τα ευρήματα του Santos και συνεργάτες (2016) μπορεί να υποστηριχθεί πως ένα πρόγραμμα μαντοβασίας με στατικές ασκήσεις μπορεί ίσως να αποτελεί ένα απλό, ασφαλές και ικανό μέσον για την πρόκληση ευεργετικών προπονητικών ερεθισμάτων σε ασθενείς με Πάρκινσον. Οι Santos και συνεργάτες (2016) καταλήγουν ότι περαιτέρω έρευνα στο συγκεκριμένο πληθυσμό θα μπορούσε να ρίξει περισσότερο φως ως προς το αποκομιζόμενο όφελος επισημαίνοντας το μικρό αριθμό του δείγματος.

#### **2.4.7 Προοδευτικότητα προγράμματος προπόνησης μαντοβασίας.**

Οι στρατηγικές ανταπόκρισης που συμβαίνουν κατά την μαντοβασία εμφανίζουν σχετικότητα με τη πρόληψη τραυματισμών, με την αποκατάσταση, την εκπλήρωση αθλητικών στόχων και την αναψυχή. Οι επαγγελματίες στους χώρους της υγείας και του αθλητισμού είναι δυνατόν να αξιολογούν και εξελίσσουν την προοδευτικότητα ενός προγράμματος μαντοβασίας μέσω του προγράμματος τεσσάρων σταδίων και 20-βημάτων όπως προτάθηκε από τους Gabel και Mendoza (2013) και φαίνεται στον Πίνακα 2.6. και Εικόνα 2.7.

#### **2.4.8. Σύγκριση μαντοβασίας με άλλες ασταθείς επιφάνειες.**

Από την έρευνα του Pfusterschmied και συνεργατών (2013) που έγινε σε 14 νεαρούς ενήλικες ηλικίας ( $23,0 \pm 2,7$  ετών) κατά την μονοποδική ισορροπία 12 δευτ προέκυψε ότι η παραμονή στον μιάντα οδηγεί κατά μέσο όρο σε αύξηση της κινηματικής στις αρθρώσεις (ποδοκνημικής, γόνατος και ισχίου) των κάτω άκρων περίπου 45% όταν σε σύγκριση με τον φουσκωτό δίσκο, και αύξηση 89% σε σύγκριση με την σανίδα ταλάντωσης. Επιπλέον, η σύγκριση της ηλεκτρομυογραφικής ενεργοποίησης δείχνει παρόμοια αποτελέσματα, με εκείνα της κινηματικής των κάτω άκρων. Συνολικά κατά μέσο όρο, η μυϊκή ενεργοποίηση ενισχύθηκε στον μιάντα κατά περίπου 16 % σε σχέση με τον φουσκωτό δίσκο και 49 % σε σύγκριση με τη σανίδα ταλάντωσης. Οι μεγαλύτερες γωνιακές ταχύτητες στον μιάντα στις αρθρώσεις του γόνατος και ισχίου συνοδεύονται από αυξημένη νευρομυϊκή ενεργοποίηση του ορθού μηριαίου. Τα παρόντα αποτελέσματα συμφωνούν με ευρήματα προηγούμενων μελετών (Dohm-Acker, Spitzenpfeil, Hartmann, 2008; Pfusterschmied, Buchecker, Keller et al., 2013; Riemann, Myers, Lephart. 2003). Αξίζει να αναφερθεί, πως, οι Riemann et al., (2003) έδειξαν

ότι η κίνηση στην άρθρωση της ποδοκνημικής παίζει πρωτεύον ρόλο στη διατήρηση της όρθιας στάσης στο ένα πόδι σε σταθερή, αφρώδη και σε πολύ-αξονικές επιφάνειες, ενώ οι αρθρώσεις (γόνατο και ισχίο) παίζουν ένα κρίσιμο ρόλο σε πιο δυναμικές και δύσκολες συνθήκες όπως ο ιμάντας. Αυτή φαίνεται να είναι και η κύρια διαφορά μεταξύ κλασσικών επιφανειών πρόκλησης αστάθειας και του ιμάντα ιμαντοβασίας.

**Πίνακας 2.6.** Πρόγραμμα προπόνησης ιμαντοβασίας με προοδευτική αύξηση δυσκολίας (Gabel & Mendoza, 2013).

TABLE 1. SLACKLINE – QUANTIFIED 4 STAGES, 20 STEPS	
Stage and Steps	Position
Stage 1—Beginner: Stand	
1	Single leg stand — dominant
2	Single leg stand — nondominant
3	Single leg dominant and touch behind
4	Single leg nondominant and touch front
5	Single leg nondominant and touch behind
6	Single leg dominant and touch front
Stage 2—Moderate: Walk	
1	Walk forward
2	Walk back
3	Tandem stance dominant back
4	Tandem stance dominant forward
Stage 3—Intermediate: Tandem	
1	Tandem stance: turn on two feet to natural side with nondominant forward
2	Tandem stance: turn on two feet to non-natural side with nondominant forward
3	Tandem stance: turn on two feet to natural side with dominant forward
4	Tandem stance: turn on two feet to non-natural side with dominant forward
5	Side stand surf posture with feet perpendicular to the slackline
Stage 4—Advanced: Squats	
1	Surfer: Squat in side stand
2	Squat in tandem dominant behind
3	Squat in tandem dominant front
4	Single leg squat on dominant
5	Single leg squat on nondominant
Stage 5—Extreme	Without using arms. Without sight. Bouncing
Stage 6—Tricks: Jumps Flips	Heel raises, walking on toes, jumps, spins, somersaults on line or as dismounts. External focus (e.g., throwing ball, juggling ball) Surging (on very slack line) with oscillations and height perpendicular to the line

Slackline length and tension can be changed to modify the difficulty level.



Stage 1 Step 1 – Stepping up



Walking: Stage 2 Step 1



Surfer Position: Stage 3 Step 5



Lunge Squat Tandem- Stage 4

**Εικόνα 2.8** Απεικονίζονται ενδεικτικά κάποιες ασκήσεις μαντοβασίας από το πρόγραμμα του [πίνακα 2.6](#).

Ο μάντας ισορροπίας, με ρίζες πάνω από 40000 πριν, τα τελευταία χρόνια έχει κερδίσει επίσημα τη θέση του ανάμεσα στα όργανα προπόνησης ισορροπίας. Η μαντοβασία, ως μια δραστηριότητα όπου η βάση στήριξης είναι αρκετά μειωμένη και η προκαλούμενη αστάθεια από τον ελαστικό μάντα συμβαίνει σε πολλές κατευθύνσεις φαίνεται να είναι ένα χρήσιμο εργαλείο για πρόληψη και αποκατάσταση τραυματισμών, ως συμπληρωματικό προπονητικό ερέθισμα και ως θεραπευτικό μέσο. Σκοπός της παρούσας εργασίας, μέσω των μετρήσεων με τη βοήθεια του επιταχυνσιομέτρου που διαθέτουν τα κινητά τηλέφωνα, είναι η καταγραφή και η επεξεργασία των δεδομένων ώστε να προκύψουν στοιχεία ως προς το μέγεθος και τα χαρακτηριστικά της διαταραχής που προκαλείται κατά την μονοποδική όρθια στάση σε κάθε επιφάνεια. Στόχος είναι η κατάταξη των επιφανειών ως προς τη δυσκολία, η ανάδειξη των ιδιαιτεροτήτων και πιθανών εφαρμογών με χρήση της κάθε επιφάνειας και η σύγκριση τους μεταξύ τους αλλά και ως προς τη συνθήκη ελέγχου που είναι η σταθερή επιφάνεια του έδαφος.



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

### Μεθοδολογία

#### 3.1. Δείγμα

Στη μελέτη συμμετείχαν 15 υγιή φυσικά δραστήρια άτομα ηλικίας 18-30 ετών (άνδρες και γυναίκες) με προηγούμενη εμπειρία ασκήσεων μονοποδικής όρθιας στάσης σε ασταθείς επιφάνειες (Πίνακας 3.1.). Οι συμμετέχοντες-ουσες δεν είχαν υποστεί κάποια μυοσκελετική κάκωση τους τελευταίους 6 μήνες και έλαβαν μέρος στις μετρήσεις αφού είχαν ενημερωθεί πλήρως για τον σκοπό της εργασίας και την αξιοποίηση των δεδομένων που θα συλλέγονταν. Όλοι-ες υπέγραψαν το έντυπο συγκατάθεσης (βλέπε παράρτημα) και συμπλήρωσαν το έντυπο ατομικών στοιχείων πριν από την έναρξη της διαδικασίας.

**Πίνακας 3.1.** Τα χαρακτηριστικά του δείγματος (9 άνδρες και 6 γυναίκες)

Ηλικία (έτη)	25.9 ± 3.5
Σωματικό ανάστημα (εκ.)	172.9 ± 7.4
Σωματική μάζα (κιλά)	68.7 ± 10
Δείκτης Μάζας Σώματος (kg/m <sup>2</sup> )	22.9 ± 2.1
Μήκος άκρου ποδιού (εκ.)	25.7 ± 1.8
Πλάτος άκρου ποδιού (εκ.)	9.5 ± 0.7

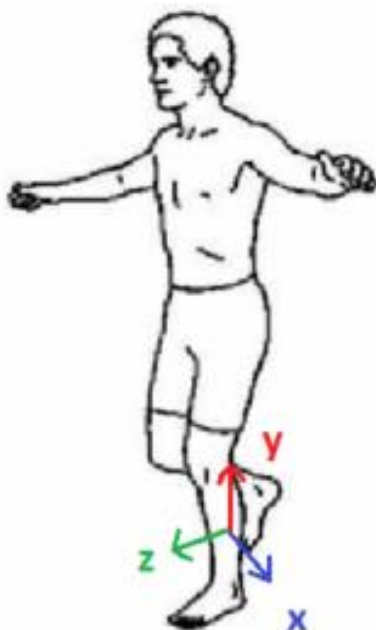
#### 3.2. Όργανα Μετρήσεων

Για την αξιολόγηση της όρθιας στάσης, μέσω της καταγραφής της γραμμικής επιτάχυνσης στον τρισδιάστατο χώρο κατά την μονοποδική όρθια στάση, χρησιμοποιήθηκε η λειτουργία g-Force Meter όπως φαίνεται στην [Εικόνα 3.3](#) της εφαρμογής Physics Toolbox Suite Pro σε λογισμικό Android, μέσω κινητού τηλεφώνου Redmi Note 8, Xiaomi.

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

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

(.csv) αρχείο το οποίο είναι δυνατό να υποβληθεί σε επεξεργασία μέσω του προγράμματος Microsoft Excel. Η λειτουργία g-Force Meter μετράει την επιτάχυνση σε μονάδες  $g=9,81\text{m/s}^2$  στους άξονες x,y,z του τρισδιάστατου χώρου. Η επιτάχυνση αλλάζει όταν η συσκευή επιταχύνει, επιβραδύνει ή αλλάζει κατεύθυνση. Η συχνότητα δειγματοληψίας προσαρμόζεται στις ανάγκες της μέτρησης. Για τη συγκεκριμένη μελέτη καθορίστηκε στα 200 Hz (200 δείγματα ανά δευτερόλεπτο). Το κινητό τηλέφωνο σταθεροποιήθηκε μέσω ειδικής θήκης στο έσω μέρος της κνήμης και στο μέσον του μήκους της κνήμης (κυρίαρχο κάτω άκρο – άκρο στήριξης κατά τη δοκιμασία λακτίσματος μπάλας).



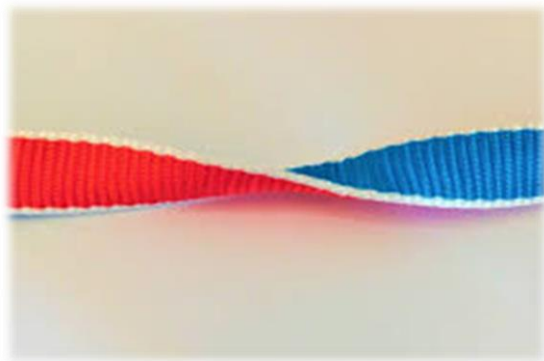
**Εικόνα 3.1.** ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Απεικονίζονται οι τρεις διευθύνσεις X (πλάγια), Y (κατακόρυφος), Z (προσθιοπίσθια) στο σημείο τοποθέτησης του κινητού τηλεφώνου. ΔΕΞΙΑ: Απεικονίζεται στην οθόνη του κινητού τηλεφώνου η λειτουργία G-Force Meter της εφαρμογής Physics Toolbox.

Οι ασταθείς επιφάνειες οι οποίες εμφανίζονται στην (Εικόνα 3.1) δημιουργήθηκαν μέσω των παρακάτω οργάνων:

- α) Στρώμα Eva Balance Pad της εταιρίας X-FIT διατάσεων 48 x 38 x 6 εκ και βάρος 0,88 κιλά
- β) Φουσκωτός δίσκος της εταιρίας Amila με διάμετρο 35 εκ και βάρος 1,24 κιλά
- γ) Περιστρεφόμενος ξύλινος δίσκος ισορροπίας με αντιολισθητική επίστρωση της εταιρίας Welfit με διάμετρο 39,5 εκ, ύψος 7,8 εκ και βάρος 1,4 κιλά

δ) Ιμάντας της εταιρίας Redma πλάτος 2,5 εκ και βάρος 50 γραμμάρια ανά μέτρο.

Ο ιμάντας ήταν τοποθετημένος ανάμεσα σε δύο σταθερά σημεία αγκύρωσης με απόσταση μεταξύ τους 4 μέτρα, σε ύψος 50 εκ. από το έδαφος, με μέγιστη πτώση ιμάντα 25 εκ. όταν κάποιος δοκιμαζόμενος στεκόταν στο μέσον του συνολικού του μήκους.

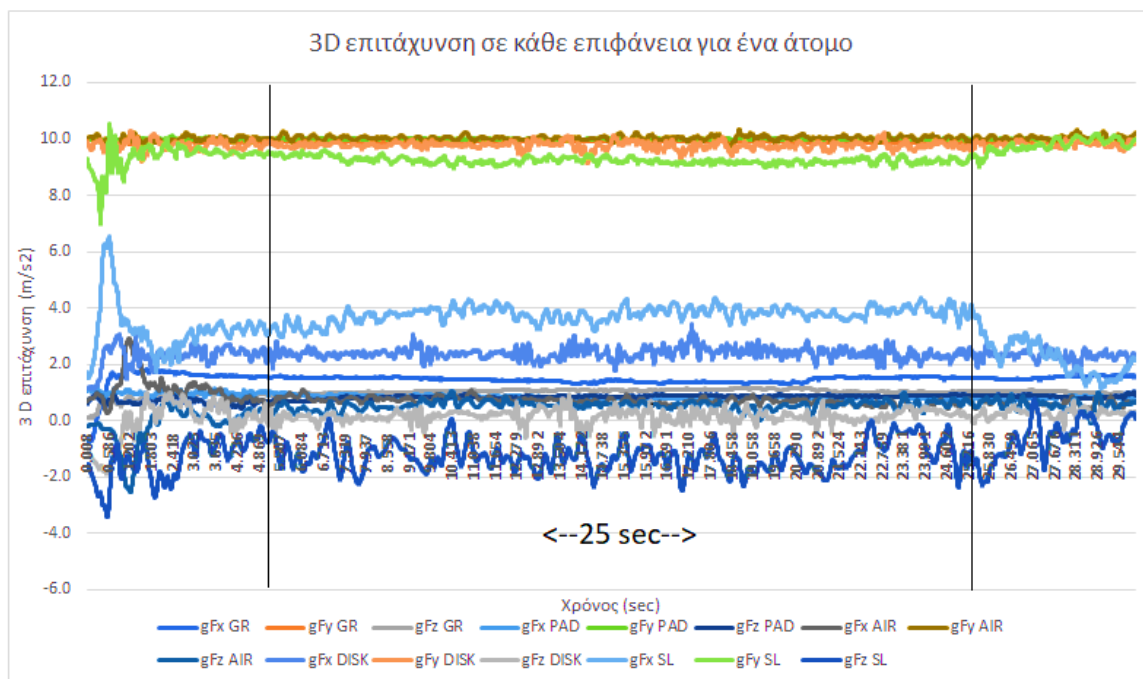


**Εικόνα 3.2** Οι ασταθείς επιφάνειες που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη. ΠΑΝΩ-ΔΕΞΙΑ το στρώμα ισοροπίας, ΚΑΤΩ-ΔΕΞΙΑ ο φουσκωτός δίσκος ισοροπίας, ΠΑΝΩ-ΑΡΙΣΤΕΡΑ ο περιστρεφόμενος δίσκος ισοροπίας, ΚΑΤΩ-ΑΡΙΣΤΕΡΑ ο ιμάντας ισοροπίας.



### 3.3. Διαδικασία συλλογής δεδομένων

Οι δοκιμαζόμενοι-ες πραγματοποίησαν προσπάθειες μονοποδικής όρθιας στάσης για διάρκεια 30 δευτερολέπτων σε κάθε συνθήκη επιφάνειας (1 συνθήκη ευσταθούς επιφάνειας (έδαφος) και 4 συνθήκες ασταθών επιφανειών στήριξης). Από κάθε προσπάθεια, για την επεξεργασία των συλλεγόμενων δεδομένων, κρατήθηκαν 25 δευτερόλεπτα καθαρού χρόνου (Γράφημα 3.1.) έτσι ώστε να μην συμπεριληφθούν οι διαταραχές της εισόδου στην επιφάνεια και της εξόδου από αυτήν. Η μονοποδική όρθια στάση πραγματοποιήθηκε με το κυρίαρχο κάτω άκρο. Για τον καθορισμό του κυρίαρχου κάτω άκρου εφαρμόστηκε η δοκιμασία λακτίσματος μπάλας. Ως κυρίαρχο κάτω άκρο ορίστηκε το άκρο στήριξης κατά τη δοκιμασία λακτίσματος μπάλας. Πραγματοποιήθηκαν 3 προσπάθειες συλλογής δεδομένων σε κάθε επιφάνεια στήριξης με 1 λεπτό διάλειμμα μεταξύ των προσπαθειών κάθε επιφάνειας και 3 λεπτά διάλειμμα μεταξύ των επιφανειών. Επιπλέον χρόνος διαλείμματος δινόταν εάν το ζητούσε ο δοκιμαζόμενος.



**Γράφημα 3.1** Η επιτάχυνση στις 3 διευθύνσεις και στις 5 επιφάνειες για ενδεικτικό δοκιμαζόμενο (ομαλοποίηση με εφαρμογή κινητού μέσου με χρονικό παράθυρο 0,250 sec). Από το συνολικό χρόνο της δοκιμασίας που ήταν περίπου 30s κρατήθηκαν τα κεντρικά 25s, ώστε να αποφευχθεί η μεταβατική φάση έναρξης και λήξης της προσπάθειας.



**Εικόνα 3.3.** ΠΑΝΩ-ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Μέτρηση στην επιφάνεια του εδάφους, ΠΑΝΩ-ΔΕΞΙΑ: Μέτρηση στην επιφάνεια του αφρώδους στρώματος, ΚΕΝΤΡΟ-ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Μέτρηση στην επιφάνεια του φουσκωτού δίσκου, ΚΕΝΤΡΟ-ΔΕΞΙΑ: Μέτρηση στην επιφάνεια του περιστρεφόμενου δίσκου, ΚΑΤΩ: Μέτρηση στην επιφάνεια του μάντα ιμαντοβασίας.

Συνολικά, μαζί με την καταγραφή των ανθρωπομετρικών στοιχείων και την εξήγηση της διαδικασίας η συλλογή των δεδομένων για κάθε δοκιμαζόμενο-η ήταν 35-45 λεπτά. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν μετά από πιλοτική μελέτη και ολοκληρώθηκαν σε διάστημα 15 ημερών. Όλες οι προσπάθειες πραγματοποιήθηκαν χωρίς υπόδημα με το πέλμα να βρίσκεται στο κέντρο των επιφανειών που χρησιμοποιήθηκαν για τις μετρήσεις. Κατά τη συλλογή δεδομένων, οι δοκιμαζόμενοι-ες εστίαζαν το βλέμμα σε σταθερό στόχο τοποθετημένο στο ύψος των ματιών τους, με τον ίδιο προσανατολισμό για όλες τις μετρήσεις. Πριν τις προσπάθειες συλλογής δεδομένων διεξήχθη ολιγόλεπτη προθέρμανση με ασκήσεις κινητικότητας των αρθρώσεων και διαδικασία εξοικείωσης σε κάθε επιφάνεια. Για την τυχαιοποίηση της σειράς των συνθηκών επιφάνειας, οι συνθήκες των επιφανειών εναλλάσσονταν με δεξιόστροφη κυκλική περιστροφή σε κάθε επόμενο δοκιμαζόμενο, με τον πρώτο να ξεκινάει με την εξής σειρά: Έδαφος, αφρώδες στρώμα, φουσκωτός δίσκος, περιστρεφόμενος δίσκος και ιμάντας ισορροπίας όπως αυτές παρουσιάζονται στην [Εικόνα 3.2](#).

Τα πρωτογενή δεδομένα εισήχθησαν στο πρόγραμμα Microsoft Excel για την εξαγωγή των παραμέτρων που θα εισάγονταν στη συνέχεια στη στατιστική ανάλυση. Για κάθε προσπάθεια, για το επιλεγμένο χρονικό διάστημα των κεντρικών 25 δευτερολέπτων, υπολογίστηκε η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της μέγιστης και της μέσης γραμμικής επιτάχυνσης καθώς και η ποσοστιαίος συντελεστής μεταβλητότητας (CV%) της γραμμικής επιτάχυνσης [ $CV\% = (\text{τυπική απόκλιση} / \text{μέση τιμή}) * 100$ ], για κάθε επιφάνεια και για κάθε διεύθυνση του τρισδιάστατου χώρου. Στη συνέχεια, για τη μέγιστη γραμμική επιτάχυνση, τη μέση γραμμική επιτάχυνση και την ποσοστιαία μεταβλητότητα αυτής, υπολογίστηκε η μέση τιμή των τριών προσπαθειών σε κάθε επιφάνεια για κάθε ξεχωριστή διεύθυνση του τρισδιάστατου χώρου, η οποία και αποτέλεσε τη μεταβλητή που εισήχθη στη στατιστική ανάλυση.

### **3.4. Στατιστική ανάλυση**

Εφαρμόστηκε μονοπαραγοντική ανάλυση διασποράς επαναληπτικών μετρήσεων με 5 επίπεδα στον κύριο παράγοντα (5 επιφάνειες στήριξης), έλεγχος σφαιρικότητας (κριτήριο Mauchly με εφαρμογή Greenhouse correction όπου υπήρχε παραβίαση της σφαιρικότητας) και ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των τύπων επιφανειών. Το στατιστικό πρόγραμμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν το SPSS v.25.0 με επίπεδο σημαντικότητας  $p < 0,05$ .

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

### Αποτελέσματα

Στον Πίνακα 4.1. παρουσιάζονται οι στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για τον έλεγχο της σημαντικότητας της επίδρασης του τύπου επιφάνειας καθώς και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ τύπων επιφανειών. Στο Γράφημα 4.1 παρουσιάζονται η μέση τιμή και τυπική απόκλιση της μέγιστης και της μέσης γραμμικής επιτάχυνσης καθώς και ο συντελεστής μεταβλητότητας αυτής. Στο Γράφημα 4.2 παρουσιάζονται οι τιμές του ιμάντα ως πολλαπλάσια. Στο παράρτημα, παρατίθεται πίνακας με τις αναλυτικές αριθμητικές τιμές των εξεταζόμενων μεταβλητών καθώς και με τη διαφορά της μέσης τιμής του ιμάντα και κάθε άλλης εξεταζόμενης επιφάνειας.

**Πίνακας 4.1** Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για τον έλεγχο της σημαντικότητας της επίδρασης του τύπου επιφάνειας καθώς και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ τύπων επιφανειών.

	<table border="1" style="float: right; margin-left: auto; margin-right: 0;"> <tr> <td>Έδαφος (1)</td> <td>Φουσκωτός δίσκος (2)</td> <td>Περιστρεφόμενος δίσκος (3)</td> <td>Αφρώδες στρώμα (4)</td> <td>Ιμάντας (5)</td> </tr> </table>														Έδαφος (1)	Φουσκωτός δίσκος (2)	Περιστρεφόμενος δίσκος (3)	Αφρώδες στρώμα (4)	Ιμάντας (5)
	Έδαφος (1)	Φουσκωτός δίσκος (2)	Περιστρεφόμενος δίσκος (3)	Αφρώδες στρώμα (4)	Ιμάντας (5)														
	Σφαιρικότητα		ANOVA		Ιμάντας έναντι άλλων επιφανειών (p value)				Άλλες επιφάνειες μεταξύ τους (p value)										
Mauchly W	p value	F	Sig.	5 vs 1	5 vs 2	5 vs 3	5 vs 4	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4						
<b>Μέση Επιτάχυνση</b>																			
Προσθιοπίσθια	0.296	0.090	56.9	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.004	0.009	1.000	1.000	0.003	0.037					
Πλάγια	0.066	0.000	24.5	0.000	0.000	0.001	0.000	0.000	0.320	0.100	1.000	1.000	0.597	0.725					
Κατακόρυφη	0.056	0.000	18.8	0.000	0.000	0.012	0.006	0.002	0.193	0.079	1.000	1.000	0.553	1.000					
<b>Μέγιστη Επιτάχυνση</b>																			
Προσθιοπίσθια	0.044	0.000	37.4	0.000	0.000	0.000	0.084	0.000	0.000	0.000	0.009	0.157	0.000	0.000					
Πλάγια	0.073	0.000	26.2	0.000	0.000	0.001	0.570	0.000	0.002	0.000	1.000	0.080	0.002	0.002					
Κατακόρυφη	0.005	0.000	8.9	0.002	0.053	0.739	1.000	0.113	0.001	0.004	0.062	0.083	0.001	0.008					
<b>Ατομική Μεταβλητότητα Επιτάχυνσης</b>																			
Προσθιοπίσθια	0.14	0.004	3.4	0.042	0.342	1.000	1.000	1.000	1.000	0.324	1.000	0.548	1.000	0.713					
Πλάγια	0.454	0.371	17.0	0.000	0.000	0.956	0.742	0.001	0.004	0.004	0.079	1.000	0.188	0.106					
Κατακόρυφη	0.01	0.000	32.0	0.000	0.000	0.013	0.074	0.000	0.000	0.000	0.001	1.000	0.000	0.000					

#### 4.1. Διαφορές μεταξύ ιμάντα και άλλων επιφανειών - Πλάγια διεύθυνση (X)

**4.1.1. Μέγιστη επιτάχυνση (max-gF<sub>x</sub>).** Στην πλάγια διεύθυνση (X) στη σύγκριση μεταξύ των επιφανειών η μεγαλύτερη τιμή της μέγιστης επιτάχυνσης ανά επιφάνεια εμφανίζεται στον ιμάντα με  $10,85 \pm 3,63$ . Ακολουθεί ο περιστρεφόμενος δίσκος με  $8,6 \pm 2,6$ , ο φουσκωτός δίσκος με  $6,38 \pm 1,84$ , το στρώμα ισορροπίας με  $4,6 \pm 1,73$  και το έδαφος με  $3,99 \pm 1,2 \text{ m/s}^2$  (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1). Στη σύγκριση της μέγιστης επιτάχυνσης του ιμάντα με τις υπόλοιπες επιφάνειες εμφανίζεται στατιστική σημαντικότητα ( $p < 0.05$ ) σε όλες τις συγκρίσεις εκτός από τον περιστρεφόμενο δίσκο. Ο ιμάντας δείχνει να προκαλεί μεγαλύτερη μέγιστη



επιτάχυνση κατά 2.72 φορές σε σχέση με το έδαφος, 2,36 φορές σε σχέση με το στρώμα και κατά 1.7 φορές σε σχέση με το φουσκωτό δίσκο (Πίνακας 4.1 και Γράφημα 4.2).

**4.1.2. Μέση επιτάχυνση (average-gF<sub>x</sub>).** Αντίστοιχα και η μέση επιτάχυνση είναι μεγαλύτερη στον ιμάντα με  $3,89 \pm 0,66$  και ακολουθούν ο περιστρεφόμενος δίσκος  $2,53 \pm 0,62$ , ο φουσκωτός δίσκος με  $2,5 \pm 0,82$  το στρώμα με  $2,09 \pm 0,81$  και το έδαφος με  $2 \pm 0,62$  m/s<sup>2</sup> (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1). Ως προς τη μέση επιτάχυνση στην πλάγια διεύθυνση όλες οι επιφάνειες έχουν στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p < 0,05$ ) σε σχέση με τον ιμάντα με τον ιμάντα να υπερτερεί σε σχέση με το έδαφος κατά 1.94 φορές, με το στρώμα κατά 1.86 φορές, με τον φουσκωτό δίσκο 1.56 φορές και με τον περιστρεφόμενο δίσκο κατά 1.54 φορές (Πίνακας 4.1 και Γράφημα 4.2).

**4.1.3. Μεταβλητότητα (CV%-a<sub>x</sub>).** Η μεταβλητότητα της επιτάχυνσης στην πλάγια διεύθυνση είναι  $48 \pm 18,1\%$  στον ιμάντα,  $40,4 \pm 14,2 \%$  στον φουσκωτό δίσκο,  $40,1 \pm 15,1 \%$  στον περιστρεφόμενο δίσκο,  $30,2 \pm 17 \%$  στο στρώμα και  $19,5 \pm 13,2 \%$  στο έδαφος (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1). Η μεταβλητότητα της επιτάχυνσης (a<sub>x</sub>) του ιμάντα στην πλάγια διεύθυνση διαφέρει σημαντικά με όλες τις επιφάνειες εκτός από τον φουσκωτό δίσκο και τον περιστρεφόμενο δίσκο. Η μεταβλητότητα εμφανίζεται μεγαλύτερη κατά 2.45 φορές σε σχέση με το έδαφος και κατά 1.59 φορές σε σχέση με το στρώμα (Πίνακας 4.1 και Γράφημα 4.2).

## **4.2. Διαφορές μεταξύ ιμάντα και άλλων επιφανειών - Κατακόρυφη διεύθυνση (Y)**

**4.2.1. Μέγιστη επιτάχυνση (max-gF<sub>y</sub>).** Στην κατακόρυφο διεύθυνση (Y) η μεγαλύτερη μέγιστη επιτάχυνση εμφανίζεται στον ιμάντα με  $13,4 \pm 3,59$ , ακολουθεί ο περιστρεφόμενος δίσκος με  $13,19 \pm 2,3$ , ο φουσκωτός δίσκος με  $11,79 \pm 0,98$ , το στρώμα  $10,74 \pm 0,36$  και το έδαφος  $10,37 \pm 0,3$  m/s<sup>2</sup> (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1). Ως προς τις μέγιστες επιταχύνσεις δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές ( $p > 0,05$ ) στη σύγκριση του ιμάντα με τις υπόλοιπες επιφάνειες (Πίνακας 4.1 και Γράφημα 4.2).

**4.2.2. Μέση επιτάχυνση (average-gF<sub>y</sub>).** Η μεγαλύτερη μέση τιμή στην κατακόρυφο διεύθυνση (Y) συναντάται στο έδαφος με  $9,83$  m/s<sup>2</sup>, έπεται το στρώμα με  $9,79$  ο περιστρεφόμενος δίσκος με  $9,70$ , ο φουσκωτός δίσκος με  $9,69$  τέλος ο ιμάντας με  $9,29$  m/s<sup>2</sup> (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1). Ως προς τις μέσες επιταχύνσεις εμφανίζεται στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p < 0,05$ ) στη σύγκριση μεταξύ όλων των επιφανειών με τον ιμάντα ο οποίος προκαλεί μικρότερη μέση επιτάχυνση κατά 0,94-0,96 φορές σε σχέση με τις υπόλοιπες επιφάνειες (Πίνακας 4.1 και Γράφημα 4.2).

**4.2.3. Μεταβλητότητα (CV%-a<sub>y</sub>).** Η μεταβλητότητα της επιτάχυνσης (a<sub>y</sub>) στην κατακόρυφο διεύθυνση είναι μεγαλύτερη στον ιμάντα με  $9,9 \pm 5,2 \%$ , ακολουθεί ο περιστρεφόμενος δίσκος με  $5,9 \pm 2,2 \%$ , ο φουσκωτός δίσκος με  $5,3 \pm 2,2 \%$ , το στρώμα με  $1,9 \pm 0,7 \%$  και τέλος το

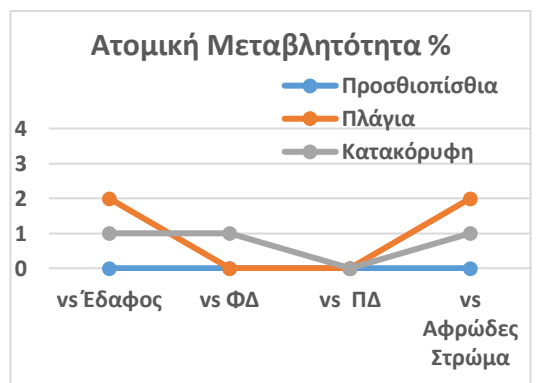
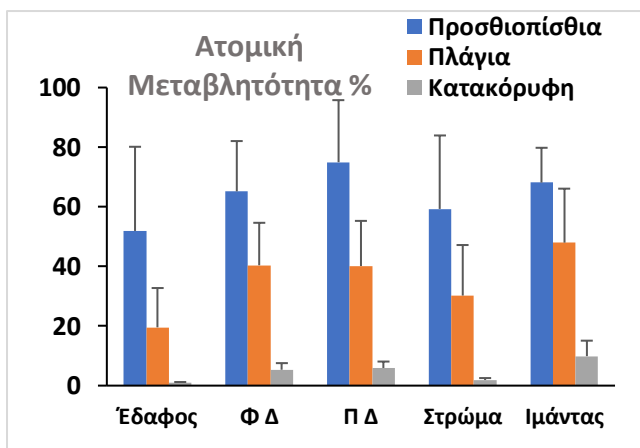
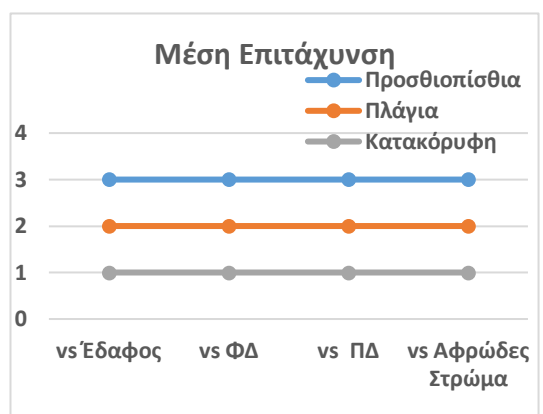
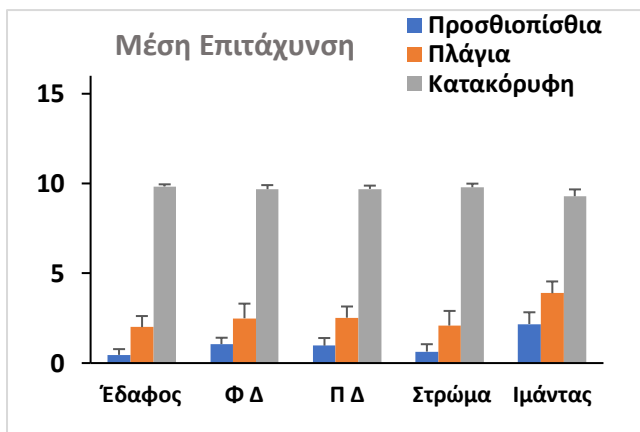
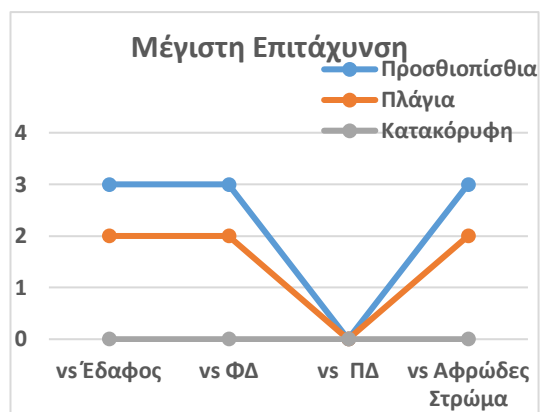
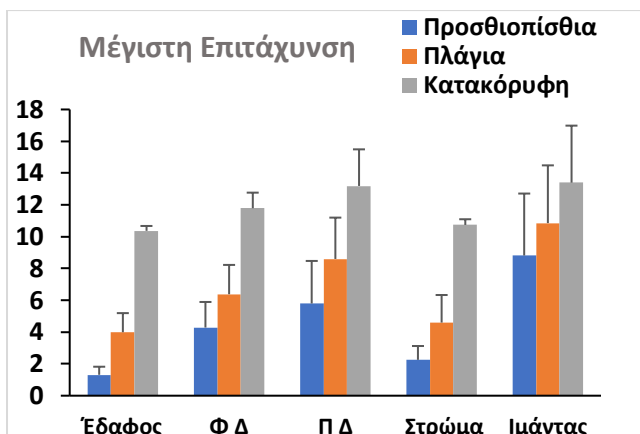
έδαφος με  $0,9 \pm 0,3$  % (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1). Η μεταβλητότητα στον ιμάντα διαφέρει στατιστικά σημαντικά ( $p < 0.05$ ) από όλες τις άλλες επιφάνειες εκτός από τον περιστρεφόμενο δίσκο ( $p = 0.074$ ). Συγκεκριμένα, στον ιμάντα δημιουργήθηκε μεγαλύτερη μεταβλητότητα της επιτάχυνσης ( $a_y$ ) κατά 11,18 φορές σε σχέση με το έδαφος, 5,28 φορές σε σχέση με το στρώμα και 1,86 φορές σε σχέση με τον φουσκωτό δίσκο (Πίνακας 4.1 και Γράφημα 4.2).

### **4.3. Διαφορές μεταξύ ιμάντα και άλλων επιφανειών - Προσθιοπίσθια διεύθυνση (Z)**

**4.3.1. Μέγιστη επιτάχυνση (max-gFz).** Η μεγαλύτερη μέγιστη επιτάχυνση, ανάμεσα στις επιφάνειες, στην προσθιοπίσθια διεύθυνση (Z) εμφανίζεται στον ιμάντα με  $8,81 \pm 3,9$ , έπεται ο περιστρεφόμενος δίσκος με  $5,8 \pm 2,67$ , ακολουθεί ο φουσκωτός δίσκος με  $4,28 \pm 1,61$ , το στρώμα με  $2,25 \pm 0,87$  και τέλος το έδαφος με  $1,31 \pm 0,51$  m/s<sup>2</sup> (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1). Ως προς τις μέγιστες τιμές της επιτάχυνσης υπάρχει στατιστική σημαντικότητα ( $p < 0.05$ ) στη σύγκριση του ιμάντα με όλες τις επιφάνειες εκτός από τον περιστρεφόμενο δίσκο. Στον ιμάντα εμφανίστηκε μεγαλύτερη μέγιστη τιμή της επιτάχυνσης ( $a_z$ ) κατά 6,71 φορές σε σχέση με το έδαφος, κατά 3,91 φορές σε σχέση με το στρώμα και κατά 2,06 φορές σε σχέση με τον φουσκωτό δίσκο (Πίνακας 4.1 και Γράφημα 4.2).

**4.3.2. Μέση Επιτάχυνση (average-gFz).** Η μεγαλύτερη μέση επιτάχυνση στην προσθιοπίσθια διεύθυνση μεταξύ των επιφανειών εμφανίζεται στον ιμάντα με  $2,17 \pm 0,65$ , έπεται ο φουσκωτός δίσκος με  $1,06 \pm 0,36$ , ακολουθεί ο περιστρεφόμενος δίσκος με  $0,97 \pm 0,43$ , το στρώμα με  $0,64 \pm 0,41$  και τέλος το έδαφος με  $0,46 \pm 0,32$  m/s<sup>2</sup> (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1). Στη σύγκριση της μέσης επιτάχυνσης του ιμάντα με τις υπόλοιπες επιφάνειες υπάρχει διαφορά με όλες με στατιστική σημαντικότητα ( $p < 0.05$ ). Συγκεκριμένα, στον ιμάντα προκαλείται μέση επιτάχυνση στην προσθιοπίσθια διεύθυνση μεγαλύτερη κατά 4,75 φορές σε σχέση με το έδαφος, 3,39 φορές σε σχέση με το στρώμα, 2,25 φορές σε σχέση με τον περιστρεφόμενο δίσκο και 2,06 φορές σε σχέση με τον φουσκωτό δίσκο (Πίνακας 4.1 και Γράφημα 4.2).

**4.3.3. Μεταβλητότητα (CV%-az).** Η μεταβλητότητα της επιτάχυνσης ( $a_z$ ) στην προσθιοπίσθια διεύθυνση εμφανίστηκε μεγαλύτερη στον περιστρεφόμενο δίσκο με  $74,9 \pm 20,8$  %, ακολουθεί ο ιμάντας με  $68,1 \pm 11,7$  %, ο φουσκωτός δίσκος με  $65,2 \pm 16,9$  %, το στρώμα με  $59,3 \pm 24,6$  % και τέλος το έδαφος με  $51,9 \pm 28,2$  % (Πίνακας ΠΑΡ-1 και Γράφημα 4.1). Η μεταβλητότητα της επιτάχυνσης ( $a_z$ ) του ιμάντα δεν εμφανίζει κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά στην προσθιοπίσθια διεύθυνση σε σύγκριση με τις υπόλοιπες επιφάνειες (Πίνακας 4.1 και Γράφημα 4.2).

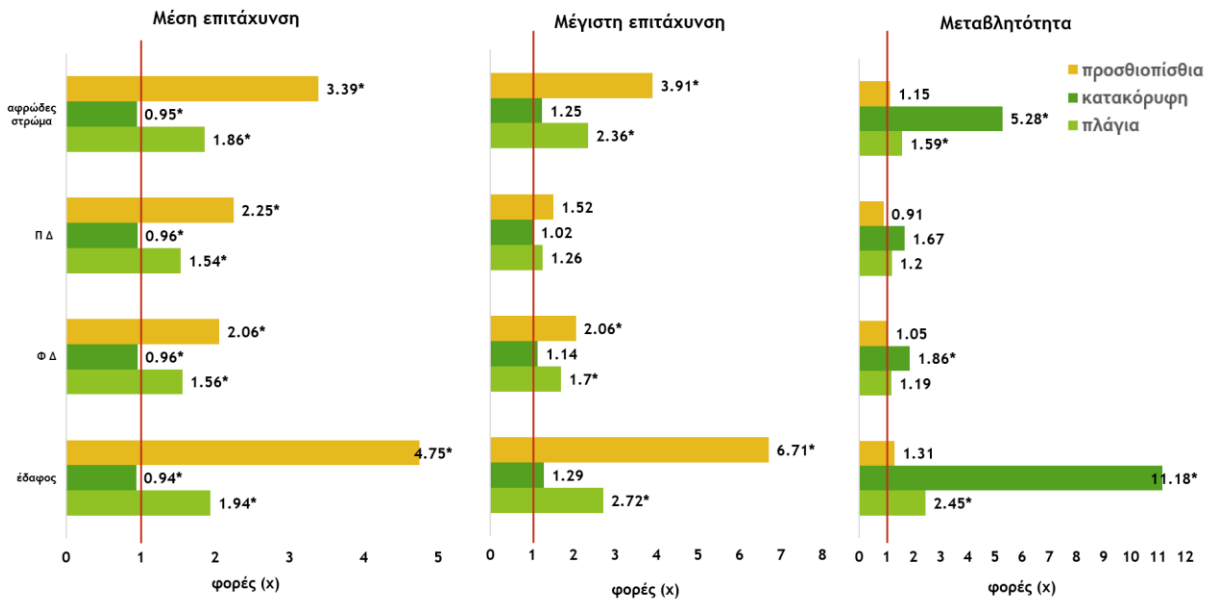


**Γράφημα 4.1.** ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της Μέγιστης (max), της μέσης επιτάχυνσης (average) και της μεταβλητότητα της επιτάχυνσης (CV%) στις 3 διευθύνσεις. ΔΕΞΙΑ: Απεικονίζεται η στατιστική σημαντικότητα ( $p < 0.05$ ) της σύγκρισης του ιμάντα με τις υπόλοιπες επιφάνειες ως προς την μέγιστη, τη μέση επιτάχυνση και την ατομική μεταβλητότητα στις 3 διευθύνσεις. Κάθε σημείο στα δεξιά γραφήματα δείχνει τη σύγκριση του ιμάντα με κάποια επιφάνεια σε μία από τις διευθύνσεις. Οι τιμές 1,2,3 φανερώνουν στατιστική σημαντικότητα στις συγκρίσεις ενώ η τιμή 0 δηλώνει ότι δεν υπάρχει στατιστική σημαντικότητα.

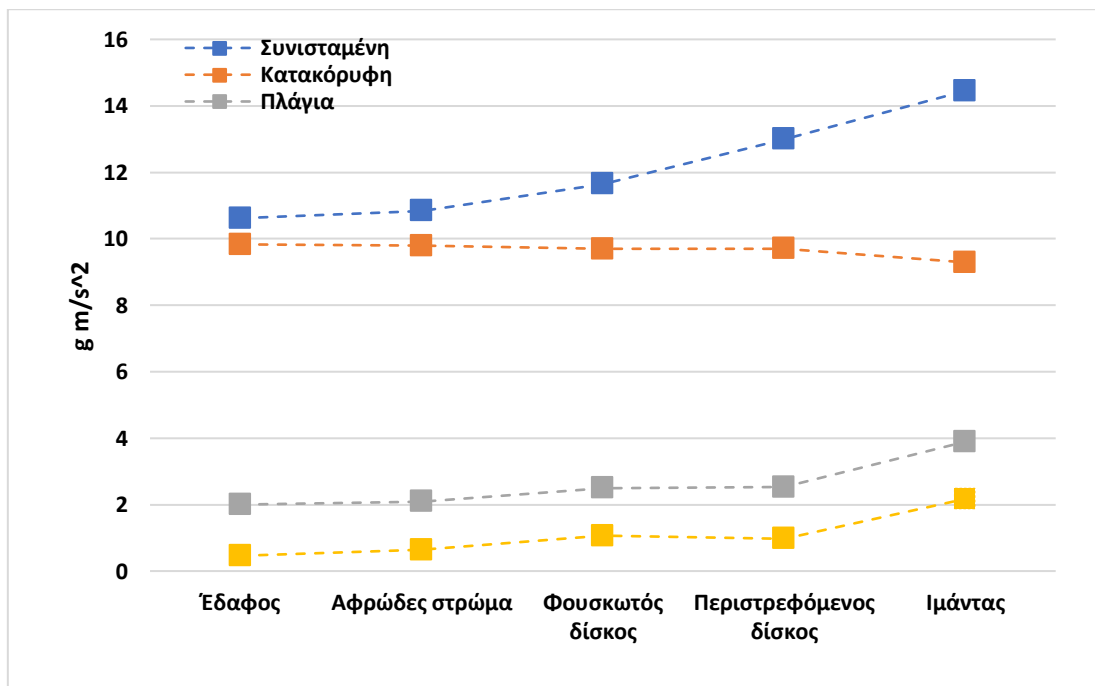


## Ιμάντας ως πολλαπλάσιο κάθε επιφάνειας

Λόγος > 1  
=> ιμάντας πιο ασταθής



**Γράφημα 4.2.** Απεικονίζεται για τη μέγιστη, τη μέση επιτάχυνση και την ατομική μεταβλητότητα ο λόγος που προκύπτει διαιρώντας για κάθε μεταβλητή την τιμή στον ιμάντα με την ανάλογη τιμή σε κάθε άλλη επιφάνεια για όλες τις διευθύνσεις. Με (\*) δηλώνεται ότι υπάρχει στατιστική σημαντικότητα ( $p < 0.05$ ) στη σύγκριση μεταξύ των επιφανειών.



**Γράφημα 4.3.** Απεικονίζονται οι τιμές της μέσης επιτάχυνσης για κάθε επιφάνεια σε κάθε μία από τις 3 διευθύνσεις και το μέτρο της συνισταμένης των 3 διευθύνσεων.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

### Συζήτηση-Συμπεράσματα

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η καταγραφή του βαθμού διατάραξης της μονοποδικής όρθιας στάσης σε κάθε επιφάνεια και η σύγκριση του ιμάντα με τις υπόλοιπες επιφάνειες. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε η λειτουργία g-Force Meter της εφαρμογής Physics Toolbox Suite Pro η οποία αξιολογεί τα ενσωματωμένα επιταχυνσιόμετρα των κινητών τηλεφώνων. Τα αποτελέσματα τεκμηριώνουν ότι, στον ιμάντα εμφανίζονται οι μεγαλύτερες απόλυτες τιμές ως προς τη μέγιστη επιτάχυνση στις 3 διευθύνσεις. Επομένως, κατά την μονοποδική όρθια στάση στην επιφάνεια του ιμάντα στιγμιαία προκαλούνται οι σφοδρότερες διαταραχές στο σύστημα ορθοστατικού ελέγχου σε σχέση με τις υπόλοιπες επιφάνειες. Ως προς τη μέση επιτάχυνση στην πλάγια και στην προσθιοπίσθια διεύθυνση οι τιμές στον ιμάντα είναι οι κορυφαίες μεταξύ των επιφανειών. Επομένως, φαίνεται ότι ο ιμάντας είναι ικανός να διαταράσσει εντονότερα σε αυτές τις διευθύνσεις καθ' όλη τη διάρκεια της μονοποδικής όρθιας στάσης το σύστημα ορθοστατικού ελέγχου από τις άλλες επιφάνειες.

#### 5.1 Ερμηνεία αποτελεσμάτων

Στην κατακόρυφο διεύθυνση (Y) ο ιμάντας εμφανίζει τη μικρότερη σε απόλυτη τιμή μέση επιτάχυνση από τα άλλα μέσα. Αν διασταυρώσουμε ότι στον ιμάντα εμφανίζεται η μεγαλύτερη μέγιστη μέση επιτάχυνση  $13,39 \pm 3,58$  με τη μικρότερη μέση επιτάχυνση  $9,29 \pm 0,38$  m/s<sup>2</sup> σε συνδυασμό με την επιτάχυνση της βαρύτητας  $g = 9,81$  m/s<sup>2</sup> μπορούμε να υποθέσουμε ότι συμβαίνουν αλληπάλληλες θετικές (προς τα επάνω) και αρνητικές (προς το έδαφος) επιταχύνσεις στον κατακόρυφο άξονα λόγω της ελαστικότητας του μέσου και της επιτάχυνσης της βαρύτητας. Βλέπουμε ότι το έδαφος και το στρώμα τα οποία έχουν πολύ μικρή μεταβλητότητα στην κίνηση 0,9 και 1,9 % αντίστοιχα έχουν μέση επιτάχυνση κοντά στην επιτάχυνση της βαρύτητας στην (Y) ενώ ο ιμάντας έχει μεταβλητότητα  $9,9 \pm 5,2$  %. Έτσι, συνδυάζοντας τα παραπάνω, ενώ το μέτρο της μέσης επιτάχυνσης του ιμάντα είναι το μικρότερο από τις άλλες επιφάνειες, θα μπορούσαμε ίσως να συμπεράνουμε πώς και στην κατακόρυφο διεύθυνση ο ιμάντας διαταράσσει αρκετά έντονα κατά τη διάρκεια της μονοποδική όρθια στάσης από τις υπόλοιπες επιφάνειες. Ο υπολογισμός κάποιων άλλων μεταβλητών ίσως να μπορούσε να μας δώσει περισσότερες πληροφορίες ως προς τη σύγκριση με τις υπόλοιπες επιφάνειες. Η μεταβλητότητα της επιτάχυνσης ( $a_x$ ) και ( $a_y$ ) στην πλάγια και στην κατακόρυφο διεύθυνση εμφανίζεται μεγαλύτερη στον ιμάντα

από τις υπόλοιπες επιφάνειες. Ενδεχομένως, λόγω της ελαστικότητας του μέσου, του μικρότερου περιορισμού στην κίνηση καθώς η βάση στήριξης κινείται όπως και του βαθμού αστάθειας που προκαλεί η αρκετά μικρή βάση στήριξης να υπάρχουν εντονότερες μεταβολές στην επιτάχυνση από τις άλλες επιφάνειες (Pfusterschmied et al., 2013; Gabel et al., 2021). Στην πλάγια διεύθυνση η μεταβλητότητα του ιμάντα είναι κατά 1,2 φορές μεγαλύτερη αλλά δεν διαφέρει στατιστικά σημαντικά από την μεταβλητότητα των δίσκων. Βέβαια, ο ιμάντας για τις ανάγκες της μελέτης ήταν τοποθετημένος μεταξύ δύο σταθερών σημείων σε απόσταση 4 μέτρων μεταξύ τους. Αυτή η απόσταση είναι πιθανόν να περιορίζει σε κάποιο βαθμό τις μεταβολές της επιτάχυνσης στην πλάγια διεύθυνση του ιμάντα. Αν η απόσταση ήταν σε ένα εύρος 6 έως 15 μέτρων όπως χρησιμοποιήθηκε στην έρευνα του Granacher και συνεργατών (2010) η μεταβλητότητα της (ax) στον ιμάντα ενδεχομένως να ήταν μεγαλύτερη.

Η αρχική μας υπόθεση, δηλαδή, ότι κατά την μονοποδική όρθια στάση στον ιμάντα θα υπάρξουν οι μεγαλύτερες διαταραχές σε σχέση με τις υπόλοιπες ασταθείς επιφάνειες, έρχεται να επιβεβαιωθεί αν λάβουμε υπόψιν ότι οι μέγιστες επιταχύνσεις που καταγράφηκαν στην κνήμη φαίνονται ότι είναι μεγαλύτερες σε όλες τις συγκρίσεις του ιμάντα με τις υπόλοιπες επιφάνειες. Επομένως, μπορούμε να υποθέσουμε ότι οι αρθρώσεις ποδοκνημική και γόνατο που βρίσκονται άνω και κάτω της κνήμης συμμετέχουν ενεργά ως προς τη διαχείριση της προκαλούμενης αστάθειας στην περιοχή. Αξίζει ίσως να αναφερθεί πως κατά την εφαρμογή προγραμμάτων ιμαντοβασίας οι μύες που αναφέρθηκαν ως οι περισσότερο εξαντλημένοι ήταν ο τετρακέφαλος μηριαίος, ο γαστροκνήμιος και ο πρόσθιος κνημιαίος, μύες που ενεργούν στην άρθρωση του γόνατος και της ποδοκνημικής (Jaget et al., 2017; Fernandez-Rio et al., 2019). Τα ευρήματα της παρούσας εργασίας υποστηρίζονται από προηγούμενες μελέτες που αναδεικνύουν τις προπονητικές εφαρμογές, το έντονο και ικανό προπονητικό ερέθισμα και τα οφέλη ενός υπό επίβλεψη προγράμματος ιμαντοβασίας. Συγκεκριμένα, στη μελέτη των Pfusterschmied et al., (2013), φάνηκε πως είναι μια περισσότερο απαιτητική προπόνηση για τους μύες του γονάτου και του ισχίου από σανίδες ταλάντευσης και δίσκους ισοροπίας. Η έρευνα των Granacher et al., (2010) απέδειξε πως ενεργοποιεί και βελτιώνει το ρυθμό παραγωγής δύναμης στα κάτω άκρα. Η μελέτη των Mayer και Siems, (2011) έδειξε ότι ενισχύεται η λειτουργική σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος μέσω της προπαρασκευαστικής ενεργοποίησης του ορθού μηριαίου. Επιπλέον, στη μελέτη του Gabel και συνεργατών (2015) εμφανίστηκε εντονότερη ενεργοποίηση του τετρακεφάλου μυός με μικρότερη σχετική αντιλαμβανόμενη κόπωση από κλασικές ασκήσεις

αποκατάστασης σε πληθυσμό με τραυματισμό στο γόνατο. Οι παραπάνω μελέτες φαίνεται να αναδεικνύουν της θωρακιστική επίδραση της προπόνησης μαντοβασίας στην περιοχή της άρθρωσης του γόνατος, μια άρθρωση που πλέον έχει αποδειχτεί ότι παίζει ενεργό ρόλο στη διατήρηση της μονοποδικής όρθιας στάσης (Yamamoto 2015). Όλα τα παραπάνω έρχονται σε συμφωνία με την παλαιότερη μελέτη του Riemann και συνεργατών, (2003) οι οποίοι έδειξαν ότι η κίνηση στην άρθρωση της ποδοκνημικής παίζει πρωτεύον ρόλο στη διατήρηση της μονοποδικής όρθιας στάσης όταν κάποιος ισορροπεί σε σταθερή, αφρώδη ή πολυαξονική επιφάνεια, ενώ οι αρθρώσεις γόνατο και ισχίο παίζουν ένα πιο κρίσιμο ρόλο σε πιο δυναμικές και δύσκολες συνθήκες όπως ο μιάντας.

## **5.2. Συμπέρασμα**

Η δραστηριότητα της μαντοβασίας φαίνεται πως μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν ένα συμπληρωματικό και ίσως πιο ευχάριστο εργαλείο προπόνησης και να προσφέρει σημαντικό όφελος σε συγκεκριμένους πληθυσμούς, όπως αθλητές αγωνισμάτων όπου προκαλούνται έντονες συνθήκες αστάθειας, άτομα στη φάση της αποκατάστασης από κάποιον τραυματισμό στο γόνατο ή στην ποδοκνημική και πιθανόν σε άτομα με προβλήματα στη βάδιση, όπως ασθενείς με νόσο Πάρκινσον. Βέβαια, καθώς είναι μια επιφάνεια με μεγάλη αστάθεια και αυξημένο κίνδυνο πτώσεων τα προπονητικά προγράμματα μαντοβασίας συστήνεται να οργανώνονται και να επιβλέπονται από καταρτισμένους ειδικούς στον χώρο της άσκησης και της αποκατάστασης με ιδιαίτερη προσοχή αν απευθύνονται σε άτομα μεγαλύτερης ηλικίας ή άτομα με δυσκολίες στην ισορροπία.

## BIBΛIOΓΡΑΦΙΑ

- Ahlskog, J. E. (2018, March). Aerobic exercise: evidence for a direct brain effect to slow parkinson disease progression. In *Mayo Clinic Proceedings* (Vol. 93, No. 3, pp. 360-372). Elsevier. DOI: [10.1016/j.mayocp.2017.12.015](https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2017.12.015)
- 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>
- Borreani, S., Calatayud, J., Martin, J., Colado, J. C., Tella, V., & Behm, D. (2014). Exercise intensity progression for exercises performed on unstable and stable platforms based on ankle muscle activation. *Gait & posture*, 39(1), 404-409. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.006>
- Davies, G. J., Ellenbecker, T. S., Andrews, J. R., Harrelson, G. L., & Wilk, K. E. (2004). Application of isokinetics in testing and rehabilitation. *Physical rehabilitation of the injured athlete*, 4.
- de Brito Silva, P., Oliveira, A. S., Mrachacz-Kersting, N., Laessoe, 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>
- de Brito Silva, P., 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>
- D'Iorio, A., Vitale, C., Piscopo, F., Baiano, C., Falanga, A. P., Longo, K., ... & Santangelo, G. (2017). Impact of anxiety, apathy and reduced functional autonomy on perceived quality of life in Parkinson's disease. *Parkinsonism & related disorders*, 43, 114-117.. DOI: [10.1016/j.parkreldis.2017.08.003](https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2017.08.003)
- Dohm-Acker, M., Spitzenpfeil, P., & Hartmann, U. (2008). Auswirkung propriozeptiver Trainingsgeräte auf beteiligte Muskulatur im Einbeinstand. *Sportverletzung·Sportschaden*, 22(01), 52-57. doi: [10.1055/s-2008-1027565](https://doi.org/10.1055/s-2008-1027565)
- Ellis, T., & Rochester, L. (2018). Mobilizing Parkinson's disease: the future of exercise. *Journal of Parkinson's disease*, 8(s1), S95-S100. DOI: [10.3233/JPD-181489](https://doi.org/10.3233/JPD-181489)

- Ferreira, L. A. B., Rossi, L. P., Pereira, W. M., Vieira, F. F., & de Paula Jr, A. R. (2009). Análise da atividade eletromiográfica dos músculos do tornozelo em solo estável e instável. *Fisioterapia em Movimento (Physical Therapy in Movement)*, 22(2).
- Fernández-Rio, J., Santos, L., Fernández-García, B., Robles, R., Casquero, I., & Paredes, R. (2019). Effects of slackline training on acceleration, agility, jump performance and postural control in youth soccer players. *Journal of human kinetics*, 67(1), 235-245. <https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0078>
- Gabel, C. P. (2014). Slacklining: A novel exercise to enhance quadriceps recruitment, core strength and balance control. *J Nov Physiother*, 4(4). <http://dx.doi.org/10.4172/2165-7025.1000229>
- Gabel, C. P., Osborne, J., & Burkett, B. (2015). The influence of ‘Slacklining’ on quadriceps rehabilitation, activation and intensity. *Journal of science and medicine in sport*, 18(1), 62-66. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.11.007>
- Gabel, C. P., Guy, B., Mokhtarina, H. R., & Melloh, M. (2021). Slacklining: A narrative review on the origins, neuromechanical models and therapeutic use. *World Journal of Orthopedics*, 12(6), 360. <https://doi.org/10.5312/wjo.v12.i6.360>
- Garcia-Barrientos, A., Balderas-Navarro, R., Macias-Velasquez, S., Hoyo-Montaña, J. A., Garcia-Ramírez, M. A., Espejel-Blanco, D., & Plaza-Castillo, J. (2022). Gait Analysis Using the Physics Toolbox App. *IEEE Access*, 10, 31732-31739. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3158315>
- Ghislieri, M., Gastaldi, L., Pastorelli, S., Tadano, S., & Agostini, V. (2019). Wearable inertial sensors to assess standing balance: A systematic review. *Sensors*, 19(19), 4075. <https://doi.org/10.3390/s19194075>
- Granacher, U., Iten, N., Roth, R., & Gollhofer, A. (2010). Slackline training for balance and strength promotion. *International journal of sports medicine*, 31(10), 717-723. [doi: 10.1055/s-0030-1261936](https://doi.org/10.1055/s-0030-1261936)
- Hof, A. L. (2007). The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *Journal of biomechanics*, 40(2), 451-457. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.12.016>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing*, 35(suppl\_2), ii7-ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/af1077>

- Horak, F., & Kuo, A. (2000). Postural adaptation for altered environments, tasks, and intentions. In *Biomechanics and neural control of posture and movement* (pp. 267-281). Springer, New York, NY.29)
- Hughes, A. J., Daniel, S. E., & Lees, A. J. (2001). Improved accuracy of clinical diagnosis of Lewy body Parkinson's disease. *Neurology*, 57(8), 1497-1499. DOI: [10.1212/wnl.57.8.1497](https://doi.org/10.1212/wnl.57.8.1497)
- Jäger, T., Kiefer, J., Werner, I., & Federolf, P. A. (2017). Could slackline training complement the FIFA 11+ programme regarding training of neuromuscular control?. *European Journal of Sport Science*, 17(8), 1021-1028. <https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1347204>
- Jonsson, E., Seiger, Å., & Hirschfeld, H. (2004). One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness?. *Clinical biomechanics*, 19(7), 688-694. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.04.002>
- Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey J. Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *J Am Geriat Soc* 1994; 42: 1110–7. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1994.tb06218.x>
- Santos, L., Fernández-Río, J., Fernández-García, B., Jakobsen, M. D., González-Gómez, L., & Suman, O. E. (2016). Effects of slackline training on postural control, jump performance, and myoelectrical activity in female basketball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(3), 653-664. doi: [10.1519/JSC.0000000000001168](https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001168)
- Keller, M., Pfusterschmied, J., Buchecker, M., Müller, E., & Taube, W. (2012). Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 22(4), 471-477. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01268.x>
- Konradsen, L., Ravn, J. B., & Sorensen, A. I. (1993). Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 75(3), 433-436. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.75B3.8496215>
- Lee, D., Kim, H., An, H., Jang, J., Hong, S., Jung, S., ... & Lee, G. (2018). Comparison of postural sway depending on balance pad type. *Journal of physical therapy science*, 30(2), 252-257. <https://doi.org/10.1589/jpts.30.252>
- Mayer, C., & Siems, W. (2011). Patellaluxation. In *100 Krankheitsbilder in der Physiotherapie* (pp. 146-157). Springer, Berlin, Heidelberg.



- Mao, D. W., Li, J. X., & Hong, Y. (2006). The duration and plantar pressure distribution during one-leg stance in Tai Chi exercise. *Clinical biomechanics*, 21(6), 640-645. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.01.008>
- Mizner, R. L., Stevens, J. E., & Snyder-Mackler, L. (2003). Voluntary activation and decreased force production of the quadriceps femoris muscle after total knee arthroplasty. *Physical Therapy*, 83(4), 359-365.; 83(4):359–365. <https://doi.org/10.1093/ptj/83.4.359>
- Oliveira, A. S. C., Silva, P. B., Farina, D., & Kersting, U. G. (2013). Unilateral balance training enhances neuromuscular reactions to perturbations in the trained and contralateral limb. *Gait & posture*, 38(4), 894-899. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.015>
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, 88(3), 1097-1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- Pfusterschmied, J., Stöggl, T., Buchecker, M., Lindinger, S., Wagner, H., & Müller, E. (2013). Effects of 4-week slackline training on lower limb joint motion and muscle activation. *Journal of science and medicine in sport*, 16(6), 562-566. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.12.006>
- Pfusterschmied, J., Lindinger, S., Buchecker, M., Stöggl, T., Wagner, H., & Müller, E. (2013). Effect of instability training equipment on lower limb kinematics and muscle activity. *Sportverletzung· Sportschaden*, 27(01), 28-33. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1330725>
- Pinter, I. J., Van Swigchem, R., van Soest, A. K., & Rozendaal, L. A. (2008). The dynamics of postural sway cannot be captured using a one-segment inverted pendulum model: a PCA on segment rotations during unperturbed stance. *Journal of neurophysiology*, 100(6), 3197-3208. <https://doi.org/10.1152/jn.01312.2007>
- Richardson, J. K., Ashton-Miller, J. A., Lee, S. G., & Jacobs, K. (1996). Moderate peripheral neuropathy impairs weight transfer and unipedal balance in the elderly. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 77(11), 1152-1156. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(96\)90139-2](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(96)90139-2)
- Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(1), 90-95. <https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50004>

- Ringhof, S., & Stein, T. (2018). Biomechanical assessment of dynamic balance: Specificity of different balance tests. *Human movement science*, 58, 140-147. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.02.004>
- Sannicandro, I., Cofano, G., Rosa, R. A., & Piccinno, A. (2014). Balance training exercises decrease lower-limb strength asymmetry in young tennis players. *Journal of sports science & medicine*, 13(2), 397.
- Strejcová, B., Šimková, L., & Baláš, J. (2013). the association between ankle strength, postural stability and regular slacklining. *Journal of Outdoor Activities*, 7(1), 40-43. [https://outdooractivities.eu/wp-content/uploads/2018/11/JOA\\_201301\\_suppl\\_article\\_5.pdf](https://outdooractivities.eu/wp-content/uploads/2018/11/JOA_201301_suppl_article_5.pdf)
- 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.
- Tinetti ME, Speechlev M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Eng J Med* 1988; 319: 1701–7. <https://doi.org/10.1056/nejm198812293192604>
- Wolburg, T., Rapp, W., Rieger, J., & Horstmann, T. (2016). Muscle activity of leg muscles during unipedal stance on therapy devices with different stability properties. *Physical Therapy in Sport*, 17, 58-62. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2015.05.001>
- Yamamoto, A., Sasagawa, S., Oba, N., & Nakazawa, K. (2015). Behavioral effect of knee joint motion on body's center of mass during human quiet standing. *Gait & posture*, 41(1), 291-294. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.08.016>
- yeun Lee, J., Park, J., Lee, D., & Roh, H. (2011). The effects of exercising on unstable surfaces on the balance ability of stroke patients. *Journal of physical Therapy science*, 23(5), 789-792. <https://doi.org/10.1589/jpts.23.789>

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

**ΠΑΡ-1.** Έντυπο έγκρισης από την επιτροπή δεοντολογίας

**ΠΑΡ-2.** Πρωτόκολλο Μετρήσεων

**ΠΑΡ-3.** Έντυπο Συγκατάθεσης

**Πίνακας ΠΑΡ-1.** Περιγραφικά δεδομένα για κάθε επιφάνεια και Στατιστικοί Δείκτες της Μονοπαραγοντικής Ανάλυσης Διασποράς για τον έλεγχο της σημαντικότητας της επίδρασης του τύπου επιφάνειας καθώς και των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ τύπων επιφανειών.

**Πίνακας ΠΑΡ-2.** Διαφορά μέσης τιμής του ιμάντα ως προς τη μέση τιμή των κάθε άλλης επιφάνειας για τη μέγιστη επιτάχυνση, τη μέση επιτάχυνση και τη μεταβλητότητα της επιτάχυνσης σε κάθε διεύθυνση μέσω του λόγου των αντίστοιχων μεταβλητών. Με αστερίσκο (\*) επισημαίνονται οι συγκρίσεις όπου υπάρχει στατιστική σημαντικότητα ( $p < 0.05$ ).

**Πίνακας ΠΑΡ-3.** Λόγος της μέγιστης προς τη μέση επιτάχυνση ανά άξονα και επιφάνεια.

**ΠΑΡ-1. Έντυπο έγκρισης από την επιτροπή δεοντολογίας**



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ**

**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ**

**ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ**

Δάφνη, Τετάρτη, 20 Απριλίου 2022

Αριθμός πρωτοκόλλου έγκρισης: 1379/20-04-2022

Αγαπητέ κύριε Σουλάκη,

Η εσωτερική Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, στη συνεδρίασή της στις 20-04-2022 εξέτασε την αίτησή σας από 18-04-2022, με τίτλο “Νευρομηχανική τεκμηρίωση του βαθμού αστάθειας του ιμάντα ιμαντοβασίας συγκριτικά με άλλες επιφάνειες στήριξης.” και αποφάσισε ότι η μελέτη εγκρίνεται ως έχει.

Ο συντονιστής της Επιτροπής

\*

Γρηγόρης Μπογδάνης,

Καθηγητής ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ

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

## ΠΑΡ-2. Πρωτόκολλο Μετρήσεων

Ημερομηνία μέτρησης .....

Επώνυμο .....

Όνομα .....

Κωδικός ατόμου.....

Ημερομηνία Γέννησης .....

Ηλικία .....

### Ανθρωπομετρικά

1. Σωματική μάζα (κιλά)	
2. Σωματικό ανάστημα (εκ)	
3. Μήκος άκρου ποδιού (εκ)	
4. Πλάτος άκρου ποδιού (εκ)	
5. Κυρίαρχο κάτω άκρο μέσω της δοκιμασίας λακτίσματος μπάλας	

### Καταγραφή δοκιμασιών

Σε 5 συνολικά συνθήκες ισορροπίας, με στήριξη στο κυρίαρχο κάτω άκρο μετριέται, η επιτάχυνση του κέντρου της κνήμης στην προσθιοπίσθια, πλάγια και κατακόρυφη διεύθυνση μέσω της εφαρμογής για κινητά τηλέφωνα Accelerometer Physics Toolbox. Το κινητό τηλέφωνο είναι σταθεροποιημένο στην έσω πλευρά της κνήμης και στο κέντρο του μήκους της. Τα δεδομένα αποθηκεύονται στο κινητό τηλέφωνο του κύριου ερευνητή με κωδικό ασφαλείας. Κατά την καταγραφή των δεδομένων χρησιμοποιούνται κωδικά ονόματα S (subject).

Για την τυχαιοποίηση της σειράς των συνθηκών επιφάνειας, οι συνθήκες των επιφανειών θα εναλλάσσονται με δεξιόστροφη κυκλική περιστροφή σε κάθε επόμενο δοκιμαζόμενο, με τον πρώτο να ξεκινά με την εξής σειρά: Έδαφος, αφρώδες στρώμα, φουσκωτός δίσκος, περιστρεφόμενος δίσκος, ιμάντας ισορροπίας. Οι δοκιμαζόμενοι-ες σε κάθε προσπάθεια διατήρησης της όρθιας στάσης διατηρούν το βλέμμα τους σε προκαθορισμένο σημείο-στόχο.

Για κάθε συνθήκη γίνονται 3 μετρήσεις διάρκειας 30 δευτερολέπτων με 1 λεπτό διάλειμμα ανάμεσα. Ανάμεσα στις επιφάνειες θα γίνεται διάλειμμα 3 λεπτών

Επιφάνειες	Σειρά Μέτρησης	Προσπάθεια 1	Προσπάθεια 2	Προσπάθεια 3
Έδαφος (GR)				
Στρώμα (PAD)				
Φουσκωτός δίσκος (AIR)				
Περιστρεφόμενος δίσκος (DISK)				
Ιμάντας (SL)				

## ΠΑΡ-3. Έντυπο Συγκατάθεσης



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

#### Έντυπο

#### Συγκατάθεσης - Συμμετοχή σε Ερευνητική Εργασία με Τίτλο: «Νευρομηχανική τεκμηρίωση του βαθμού αστάθειας της σχοινοβατικής όρθιας στάσης»

Η έρευνα γίνεται υπό την επίβλεψη της Αναπληρώτριας Καθηγήτριας Αθλητικής Βιο-μηχανικής κας. Ρουσάνογλου Ελισσάβητ ([erousan@phed.uoa.gr](mailto:erousan@phed.uoa.gr))

#### 1) Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της μελέτης είναι η νευρομηχανική τεκμηρίωση του βαθμού αστάθειας του μάντα μαντοβασίας συγκριτικά με άλλες επιφάνειες κατά την όρθια στάση με το ένα πόδι.

#### 2) Διαδικασία μέτρησης

- 1) Ολιγόλεπτη προθέρμανση και ασκήσεις κινητικότητας αρθρώσεων κυρίως για τα κάτω άκρα.
- 2) Περίδεση κινητού τηλεφώνου στην κνήμη. Το κινητό θα σταθεροποιηθεί στην έσω κάτω επιφάνεια της κνήμης ( πάνω από το έσω σφυρό) με τη βοήθεια μιας απλής θήκης βραχίονα για κινητό τηλέφωνο.
- 3) Μέτρηση 3 μονοποδικών στηρίξεων διάρκειας 30 δευτερολέπτων σε κάθε μία από τις 4 επιφάνειες ισορροπίας, με 1' διάλειμμα ανάμεσα στις μετρήσεις και 2 λεπτά ανάπαυση ανάμεσα στις επιφάνειες. Σε κάθε περίπτωση θα δίνεται επιπλέον χρόνος ανάπαυσης εάν αυτός ζητηθεί από τη δοκιμαζόμενη με καταγραφή της διάρκειας αυτού.

#### 3. Ενδεχόμενοι κίνδυνοι:

Ο μόνος πιθανός τραυματισμός που μπορεί να προκύψει είναι κατά την προσγείωση στην δοκιμασία της μαντοβασίας λόγω της ασταθούς επιφάνειας. Για το λόγο αυτό ο μάντας θα είναι τοποθετημένος σε μικρό ύψος (50 εκατοστά από το έδαφος) και από κάτω θα βρίσκεται απορροφητική αφρώδης επιφάνεια ώστε να είναι ομαλή έξοδος από τον μάντα.

#### 4. Οφέλη:

Η συμμετοχή σας στην έρευνα είναι εθελοντική και δεν θα υπάρξουν προσωπικά οφέλη.

#### 5. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων

Η συμμετοχή σας στην έρευνα συνεπάγεται ότι συμφωνείτε με την μελλοντική δημοσίευση των ερευνητικών αποτελεσμάτων(διαλέξεις, μαθήματα, συνέδρια, ημερίδες επιστημονικού ή εκπαιδευτικού χαρακτήρα), με την προϋπόθεση ότι οι πληροφορίες θα είναι ανώνυμες και δε θα αποκαλυφθούν τα ονόματα των συμμετεχόντων. Το υλικό αποθηκεύεται στον προσωπικό υπολογιστή του κύριου ερευνητή. Στα δεδομένα έχουν πρόσβαση αποκλειστικά ο κύριος ερευνητής και η επιβλέπουσα της πτυχιακής εργασίας. Τα δεδομένα δεν παρουσιάζονται με το πλήρες ονοματεπώνυμο αυτών αλλά με κωδικοποίηση της μορφής S01, S02 κλπ. όπου S το αρχικό της λέξης Subject. Διευκρινίζεται ότι η προβολή σε παρουσίαση ή συμπερίληψη σε κείμενο φωτογραφιών ή και αποσπασμάτων/στιγμιότυπων εικονοσκόπησης) θα γίνει τηρώντας την αρχή της ανωνυμίας, με απόκρυψη του προσώπου τους ΚΑΙ των προσωπικών τους στοιχείων.

#### **7. Ελευθερία συναίνεσης:**

Η συμμετοχή σας στην παρούσα έρευνα είναι εντελώς εθελοντική με σκοπό να βοηθήσει στη συλλογή πληροφοριών για την παραγωγή καινούριας γνώσης. Είστε ελεύθερος-η να μην συναινέσετε ή να αποσύρετε τη συμμετοχή σας και να αποχωρήσετε, σε οποιοδήποτε στάδιο των μετρήσεων, χωρίς να χρειαστεί να δικαιολογήσετε την απόφαση σας.

#### **8. Πληροφορίες:**

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

#### **9. Δήλωση συναίνεσης:**

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

Ημερομηνία.....

Ονοματεπώνυμο και υπογραφή συμμετέχουσας:

.....

Υπογραφή υπεύθυνη έρευνας

.....

Υπογραφή κύριου ερευνητή

.....





**Πίνακας ΠΑΡ-2.** Διαφορά μέσης τιμής του ιμάντα ως προς τη μέση τιμή των κάθε άλλης επιφάνειας για τη μέγιστη επιτάχυνση, τη μέση επιτάχυνση και τη μεταβλητότητα της επιτάχυνσης σε κάθε διεύθυνση μέσω του λόγου των αντίστοιχων μεταβλητών. Με αστερίσκο (\*) επισημαίνονται οι συγκρίσεις όπου υπάρχει στατιστική σημαντικότητα ( $p < 0.05$ ).

	<b>Ιμάντας / Έδαφος</b>	<b>Ιμάντας / Φουσκωτός Δίσκος</b>	<b>Ιμάντας / Περιστρεφόμενος Δίσκος</b>	<b>Ιμάντας / Αφρώδες Στρώμα</b>
<b>gFx</b>				
max_gFx	2.72*	1.70*	1.26	2.36*
average_gFx	1.94*	1.56*	1.54*	1.86*
CVind_gFx	2.45*	1.19	1.20	1.59*
<b>gFy</b>				
max_gFy	1.29	1.14	1.02	1.25
average_gFy	0.94*	0.96*	0.96*	0.95*
CVind_gFy	11.18*	1.86*	1.67	5.28*
<b>gFz</b>				
max_gFz	6.71*	2.06*	1.52	3.91*
average_gFz	4.75*	2.06*	2.25*	3.39*
CVind_gFz	1.31	1.05	0.91	1.15

**Πίνακας ΠΑΡ-3.** Λόγος της μέγιστης προς τη μέση επιτάχυνση ανά άξονα και επιφάνεια.

<b>Ratio max/average</b>	<b>Έδαφος</b>	<b>Φουσκωτός Δίσκος</b>	<b>Περιστρεφόμενος Δίσκος</b>	<b>Αφρώδες Στρώμα</b>	<b>Ιμάντας</b>
<b>gFx</b>	2.0	2.6	3.4	2.2	2.8
<b>gFy</b>	1.1	1.2	1.4	1.1	1.4
<b>gFz</b>	2.9	4.1	6.0	3.5	4.1