



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

**«ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΘΛΗΤΙΚΗΣ ΥΠΟΔΗΣΗΣ ΣΤΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΗ  
ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ ΚΑΙ ΤΗΝ  
ΕΝΕΡΓΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΓΑΣΤΡΟΚΝΗΜΙΟΥ ΜΥΟΣ»**

**Ουρανία Τατά**

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

**ΑΘΗΝΑ 2023**

© Copyright

Ουρανία Τατά

Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού

Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Εθνικής Αντίστασης 41, Δάφνη



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

Εθνικόν και Καποδιστριακόν  
Πανεπιστήμιον Αθηνών

— ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837 —

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

**ΠΡΑΚΤΙΚΟ**  
**ΤΡΙΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ**  
**ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ**

**Της Ουρανίας Τατά**

Η τριμελής εξεταστική επιτροπή, που ορίστηκε από τη Συνέλευση του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών στη συνεδρία της 30/6/2022 για την κρίση και αξιολόγηση της μεταπτυχιακής διατριβής της κ. Ουρανίας Τατά με τίτλο: «Επίδραση αθλητικής υπόδησης στη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων και την ενεργοποίηση του γαστροκνημίου μυός» αποτελούμενη από τους κ.κ. **Ε. Ρουσάνογλου** Καθηγήτρια της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών (επιβλέπουσα), **Κ. Μπουρντόλο** Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, **Α. Τσιόκανο** Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, εκλήθησαν σήμερα 14/7/2023 ημέρα Παρασκευή και ώρα 11:30 ύστερα από επίσημη έγγραφη πρόσκληση στο Αμφιθέατρο Ε.Παυλίνη της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών, προκειμένου να κρίνουν και αξιολογήσουν την παραπάνω διατριβή.

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

Τα μέλη της εξεταστικής επιτροπής:

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

**Κ. Μπουρντόλος**, Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

**Α. Τσιόκανος**, Καθηγητής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την εισαγωγή μου στο συγκεκριμένο μεταπτυχιακό ήξερα ότι θα υπήρχαν πολλές απαιτήσεις, δεδομένου της ηλικιακής, οικογενειακής και επαγγελματικής μου κατάστασης. Αυτό που έζησα στην πορεία ήταν πολύ μεγαλύτερο απ' αυτό που είχα φανταστεί και σίγουρα δυσκολότερο. Η δυσκολία μου ήταν από τη μία στον όγκο της γνώσης που έπρεπε να διαχειριστώ, αλλά κυρίως περιστρέφονταν γύρω από την απορρύθμιση του ρόλου μου στην οικογένεια, γεγονός που δημιουργούσε επιπλέον συναισθηματικό φορτίο.

Παρόλο αυτά και πέρα από τη μοναχικότητα που έζησα την περίοδο αυτή, η ΓΝΩΣΗ ξεπρόβαλε και φώτισε και φανέρωσε και τελικά χάρισε τ' αγαθά της. Αγαθά, που εκτός από τα ζητούμενα και προφανή, ήταν η εκτίμηση και η θετική συνύπαρξη με υπέροχους ανθρώπους.

Η υπεύθυνη του Εργαστηρίου Βιομηχανικής και επιβλέπουσα καθηγήτριά μου κ. Ελισσάβετ Ρουσάνογλου, μια αληθινή δασκάλα με όρεξη να δώσει και να πάρει καινούργιες ιδέες. Άμεση και ανθρώπινη! Στάθηκε δίπλα μου κυρίως με υπομονή και επιμονή και δεν σταμάτησε να μ' ενθαρρύνει και να με καθοδηγεί. Της οφείλω πολλά!

Επίσης, η διδακτορική φοιτήτρια κ. Αναλίνα Εμμανουήλ, που θα ήθελα να ευχαριστήσω πολύ. Εξαρχής με στήριζε με ηρεμία, προθυμία και καλοσύνη. Χαίρομαι πολύ που τη γνώρισα και πραγματικά της εύχομαι τα καλύτερα.

Φυσικά, ευχαριστώ την οικογένειά μου και ιδιαίτερα τις δύο γιαγιάδες μας Δήμητρα και Σοφία, για τη στήριξη και τη φροντίδα τους και τα δύο μου παιδιά, για τη μεγάλη υπομονή τους και την αγάπη τους.

Τελευταίος αλλά και πιο σημαντικός, φίλος μου, συνεργάτης μου, τεχνικός υποστηρικτής και συναισθηματικός συνοδοιπόρος μου, ήταν ο σύζυγός μου Νίκος. Ήταν εκείνος που άντεξε τις απαιτητικές και δύσκολες ώρες που πέρασαν και στάθηκε δίπλα μου, αλλά κι εκεί... που θα έπρεπε να ήμουν εγώ.

*Το ευχαριστώ είναι πολύ λίγο.*

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η λειτουργική σκληρότητα (ΛΣ) των κάτω άκρων αποτελεί μεταβλητή απόδοσης και κινητικού ελέγχου, εκφράζοντας την ελατηριακή τους λειτουργία. Η ΛΣ φαίνεται ν' αυξάνεται αντιστρόφως ανάλογα ως προς τη σκληρότητα της εδαφικής επιφάνειας, αλλά και να διαφοροποιείται ως προσαρμογή της αθλητικής ειδικευσης. Το αθλητικό υπόδημα αποτελεί μια διεπιφάνεια μεταξύ πέλματος και εδάφους και πιθανός συνδιαμορφωτής της ΛΣ. Για την αξιολόγησή της, οι διποδικές αναπηδήσεις συνιστούν ένα ιδεώδες κινητικό πρότυπο με χαρακτηριστική την έντονη (προ)ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου μυός.

**Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν:**

(Α) η μελέτη της επίδρασης της αθλητικής υπόδησης στη ΛΣ και την ενεργοποίηση του γαστροκνημίου μυός (Β) ο έλεγχος της αλληλεπίδρασης μεταξύ αθλητικής ειδικευσης και υπόδησης.

Στη μελέτη συμμετείχαν αθλήτριες υψηλού επιπέδου, καλαθοσφαίρισης (ΟΚ) και πετοσφαίρισης (ΟΠ) καθώς και μια ομάδα ελέγχου (ΟΕ), (N = 14 σε κάθε ομάδα). Οι συμμετέχουσες εκτέλεσαν επιτόπιες διποδικές αναπηδήσεις σε ανυπόδητη (Α) και ενυπόδητη (Ε) συνθήκη (2.2 Hz, μετρονόμος 130bpm), σε δυναμοδάπεδο (Kistler 9286AA, Switzerland), με συγχρονισμένη καταγραφή της ενεργοποίησης του έξω γαστροκνημίου, (δονησιομυογράφος, VMG Transducer, TSD250, Biopac Systems) και οπτική καταγραφή (οβελιαίο επίπεδο, κάμερα Basler ac645-100gm). Υπολογίστηκαν: η ΛΣ με χρήση δύο δεικτών, χωροχρονικές μεταβλητές του δυναμογραφικού προτύπου και η ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου μυός (μονάδες VMG). Εφαρμόστηκε μεικτή διαπραγοντική ανάλυση (3 X 2) για τον έλεγχο της αλληλεπίδρασης μεταξύ αθλητικής ειδικευσης και υπόδησης,

καθώς και της κύριας επίδρασης της υπόδησης (SPSS v. 28.0  $p \leq 0.05$ ).

Χωρίς σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ αθλητικής ειδικευσης και υπόδησης ( $p > 0.05$ ), η διαφοροποίηση της ΛΣ κατά την Ε συνθήκη δεν ήταν σημαντική ( $p > 0.05$ ). Ως κύρια επίδραση (N = 42), η υπόδηση άλλαξε σημαντικά ( $p \leq 0.05$ ) το δυναμικό πρότυπο των αναπηδήσεων (μεγαλύτερη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης,  $p = 0.033$ ), το πρότυπο χρονισμού του κύκλου κίνησης (μεγαλύτερη απόλυτη  $p = 0.022$  και σχετική  $p = 0.005$  διάρκεια επαφής, μικρότερη απόλυτη  $p = 0.004$  και σχετική  $p = 0.005$  διάρκεια πτήσης) καθώς και το χωρικό πρότυπο (μικρότερο ύψος αναπήδησης,  $p = 0.035$ ). Η μυϊκή ενεργοποίηση φάνερωσε σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ αθλητικής ειδικευσης και υπόδησης όσον αφορά τον εκατοστιαίο λόγο πτήσης/επαφή ( $p = 0.007$ ). Οι ενδοζευγικές συγκρίσεις ανέδειξαν μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση στην ΟΠ συγκριτικά με τις δύο άλλες ομάδες, όχι όμως συστηματικά και στις δύο συνθήκες υπόδησης (Α για ΟΕ  $p = 0.042$  και Ε για ΟΚ  $p = 0.023$ ). Ως κύρια επίδραση (N=42), η υπόδηση ανέδειξε μικρότερη μυϊκή ενεργοποίηση (στην επαφή) ( $p = 0.017$ ). **Συμπερασματικά**, η χρήση υποδήματος φάνερωσε μάλλον οικονομικότερη λειτουργία των κάτω άκρων (λόγω της μικρότερης μυϊκής ενεργοποίησης στη φάση επαφής) και μάλλον μικρότερη μηχανική φόρτιση (λόγω της μεγαλύτερης διάρκειας επαφής επιτρέποντας έτσι και καλύτερη διαχείριση δυνάμεων). Το πρότυπο των διποδικών αναπηδήσεων, βασισμένο σε ρυθμική περιοδική λειτουργία των κάτω άκρων και δομημένο υπό την προκαθορισμένη συχνότητα των 2.2 Hz, φάνηκε να μην αναδεικνύει διακριτή λειτουργική σκληρότητα μεταξύ των δύο αθλητικών ομάδων και να μην διαφοροποιείται κατά τη χρήση υπόδησης.

## ABSTRACT

Leg stiffness (LS) is a variable of performance and motor control that reflects the spring function of the lower extremities (storage and release of elastic energy). The LS seems to increase inversely proportional to the stiffness of the contact surface. It also varies as an adaptation of the sport specialization. The sport shoe is an interface between the foot and the contact surface and a potential co-moderator of the LS. For its evaluation, the two-legged hopping in place constitutes an ideal motor pattern, with the stiffness of the ankle having a dominant role, due to the intense (pre)activation of the external gastrocnemius muscle.

The purpose of the present study was: (A) to examine the effect of sport footwear on LS and the gastrocnemius muscle activation and (B) to test the significance of the interaction between sport footwear and sport specialization. Elite level basketball (BG: N = 14) and volleyball (VG: N = 14) women athletes participated in the study. Also, 14 women matched to the athletes' age and anthropometric characteristics served as the control group (CG). The participants performed two-legged hopping in place landing on a forceplate (Kistler 9286AA, Switzerland) for the recording of the vertical (V) ground reaction force (GRF) pattern. In synchronization, with the VGRF, the activation of the external gastrocnemius muscle was recorded (vibromyograph, VMG Transducer, TSD250, Biopac Systems) and optical motion recording was also applied (sagittal plane Biopac Systems). They all performed the two-legged hopping in place in two conditions: barefoot (B) and with shoes (S), at 2.2 Hz following a metronome set at 130bpm. The LS, the spatial and temporal variables of the

VRF profile and the muscle activation of the external gastrocnemius muscle (VMG units) were used for statistical analysis. A mixed two-way analysis of variance (3 X 2) was applied to test the interaction between sport specialization and footwear, as well as the footwear main effect (SPSS v. 28.0,  $p \leq 0.05$ ).

Without a significant interaction between sport specialization and footwear ( $p > 0.05$ ) and regardless of the calculation method, the LS difference between the B and the S condition was not significant ( $p > 0.05$ ). As a main effect (N = 42), footwear significantly changed ( $p \leq 0.05$ ) the hopping kinetic pattern (higher VGRF,  $p = 0.033$ ), the timing pattern of the hopping cycle (higher absolute  $p = 0.022$  and relative  $p = 0.005$  contact time, shorter absolute  $p = 0.004$  and relative  $p = 0.005$  flight time) as well as the hopping spatial pattern (lower jump height,  $p = 0.035$ ). Muscle activation revealed a significant interaction between sport specialization and footwear concerning the flight to contact percentage ratio ( $p = 0.007$ ). Pairwise comparisons revealed greater muscle activation in the VG compared to the other two groups, but not in both footwear conditions (B for CG,  $p = 0.042$  and S for BG,  $p = 0.023$ ). Concerning the footwear main effect for the total group of participants (N = 42), in the S condition the gastrocnemius muscle activation was lower during the contact phase ( $p = 0.017$ ).

*In conclusion*, during two-legged hopping in place at 2.2 Hz, footwear seems to allow a better mechanical economy of the lower extremity (most possibly due to lower muscle activation in the contact phase) and a rather lower mechanical loading (longer contact duration) Sport specialization does not appear to alter the footwear effect.

## **ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ**

|                                 |             |
|---------------------------------|-------------|
| <b>ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΕΞΕΤΑΣΗΣ</b>        | <b>ii</b>   |
| <b>ΕΚΦΡΑΣΗ ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΩΝ</b>      | <b>iii</b>  |
| <b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ</b>                 | <b>v</b>    |
| <b>ABSTRACT</b>                 | <b>vi</b>   |
| <b>ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ</b>     | <b>vii</b>  |
| <b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ</b>       | <b>x</b>    |
| <b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ</b>        | <b>xii</b>  |
| <b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ</b>        | <b>xiii</b> |
| <b>ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΟΣ</b> | <b>ix</b>   |
| <b>ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ</b>           | <b>xv</b>   |

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι**

### **Εισαγωγή**

|                                                    |        |
|----------------------------------------------------|--------|
| 1.1. Σημασία της έρευνας                           | σελ. 1 |
| 1.2. Ορισμός και διατύπωση ερευνητικού προβλήματος | σελ. 3 |
| 1.3. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων              | σελ. 3 |
| 1.3.1. Ερευνητικά ερωτήματα                        | σελ. 3 |
| 1.3.2. Μεταβλητές                                  | σελ. 3 |
| 1.3.2.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές                    | σελ. 3 |
| 1.3.2.2. Εξαρτημένες μεταβλητές                    | σελ. 3 |
| 1.4. Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις         | σελ. 4 |
| 1.5. Οριοθετήσεις                                  | σελ. 4 |
| 1.6. Περιορισμοί                                   | σελ. 5 |

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ**

### **Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας**

|                                                                     |        |
|---------------------------------------------------------------------|--------|
| 2.1. Ελατηριακό πρότυπο κάτω άκρων                                  | σελ. 7 |
| 2.2. Δομική σκληρότητα υλικού και λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων | σελ. 7 |
| 2.2.1. Δομική σκληρότητα                                            | σελ. 7 |
| 2.2.2. Λειτουργική σκληρότητα και σημαντικότητα                     | σελ. 8 |
| 2.3. Δοκιμασίες ελέγχου της λειτουργικής σκληρότητας                | σελ. 9 |
| 2.4. Τρόποι υπολογισμού λειτουργικής σκληρότητας                    | σελ. 9 |

|                                                                                         |         |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|---------|
| 2.5. Διαμόρφωση βαθμού λειτουργικής σκληρότητας ως προσαρμογή στην αθλητική εξειδίκευση | σελ. 13 |
| 2.6. Λειτουργική σκληρότητα ως παράγοντας απόδοσης - κάκωσης                            | σελ. 15 |
| 2.7. Μηχανισμός λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων                                     | σελ. 17 |
| 2.8. Παράγοντες λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων                                     | σελ. 20 |
| 2.8.1. Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και στρεπτική σκληρότητα άρθρωσης              | σελ. 20 |
| 2.8.2. Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και γεωμετρία κάτω άκρων                       | σελ. 21 |
| 2.9. Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και συχνότητα αναπήδησης                         | σελ. 22 |
| 2.9.1. Φυσική συχνότητα ή ιδιοσυχνότητα                                                 | σελ. 22 |
| 2.10. Αθλητικό υπόδημα και λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων                            | σελ. 23 |
| 2.11. Μυϊκή ενεργοποίηση γαστροκνημίου μυός κατά τις αναπηδήσεις                        | σελ. 25 |
| 2.12. Σύνοψη βιβλιογραφικής ανασκόπησης                                                 | σελ. 27 |

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ III**

#### **Μεθοδολογία**

|                               |         |
|-------------------------------|---------|
| 3.1. Δείγμα                   | σελ. 29 |
| 3.2. Όργανα μέτρησης          | σελ. 29 |
| 3.3. Διαδικασία μέτρησης      | σελ. 31 |
| 3.4. Επεξεργασία δεδομένων    | σελ. 33 |
| 3.4.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές | σελ. 33 |
| 3.4.2. Εξαρτημένες μεταβλητές | σελ. 33 |
| 3.5. Στατιστική ανάλυση       | σελ. 35 |

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV**

#### **Αποτελέσματα**

|                                                                    |         |
|--------------------------------------------------------------------|---------|
| 4.1. Προπονητική ηλικία και συχνότητα προπόνησης                   | σελ. 37 |
| 4.2. Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά                                 | σελ. 37 |
| 4.3. Επίδοση σε κατακόρυφο άλμα με προδιάταση                      | σελ. 37 |
| 4.4. Έλεγχος συγχρονισμού στη ρυθμική ταχύτητα κιν/κής προσέλκυσης | σελ. 38 |
| 4.5. Δυναμογραφικό πρότυπο: Δυναμικές και χρονικές μεταβλητές      | σελ. 39 |
| 4.6. Λειτουργική σκληρότητα ( $k$ ) κάτω άκρων                     | σελ. 41 |
| 4.7. Μυϊκή ενεργοποίηση                                            | σελ. 46 |



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

### Συζήτηση

|                                                                   |         |
|-------------------------------------------------------------------|---------|
| 5.1. Εισαγωγική παράγραφος                                        | σελ. 49 |
| 5.2. Διποδικές αναπηδήσεις ως ελατηριακό πρότυπο                  | σελ. 49 |
| 5.3. Ανθρωπομετρικά                                               | σελ. 49 |
| 5.4. Ρυθμική ταχύτητα, συχνότητα και ελατηριακό πρότυπο           | σελ. 50 |
| 5.5. Η αθλητική ειδίκευση ως παράγοντας αλληλεπίδρασης με υπόδημα | σελ. 50 |
| 5.6. Χωροχρονικά χαρακτηριστικά αναπηδήσεων                       | σελ. 51 |
| 5.7. Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων                            | σελ. 51 |
| 5.8. Σύγκριση τεχνικών υπολογισμού σκληρότητας                    | σελ. 53 |
| 5.9. Μυϊκή ενεργοποίηση έξω γαστροκνημίου μυός                    | σελ. 54 |
| 5.10. Ο ρόλος της αθλητικής ειδίκευσης                            | σελ. 55 |
| 5.11. Είδος αθλητικού υποδήματος                                  | σελ. 56 |
| 5.12. Περιορισμοί της μελέτης                                     | σελ. 57 |

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI

|                     |         |
|---------------------|---------|
| <b>Συμπεράσματα</b> | σελ. 59 |
|---------------------|---------|

|                     |         |
|---------------------|---------|
| <b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</b> | σελ. 61 |
|---------------------|---------|

|                                 |         |
|---------------------------------|---------|
| <b>ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΟΣ</b> | σελ. 71 |
|---------------------------------|---------|

|                                   |         |
|-----------------------------------|---------|
| <b>ΠΑΡ-Α. Έντυπο Συγκατάθεσης</b> | σελ. 73 |
|-----------------------------------|---------|

|                                                                    |         |
|--------------------------------------------------------------------|---------|
| <b>ΠΑΡ-Β. Έντυπο Έγκρισης Επιτροπής Δεοντολογίας και Βιοηθικής</b> | σελ. 75 |
|--------------------------------------------------------------------|---------|

|                                     |         |
|-------------------------------------|---------|
| <b>ΠΑΡ-Γ: Πίνακες Αποτελεσμάτων</b> | σελ. 76 |
|-------------------------------------|---------|

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

**Σχήμα 2.1.** Σύστημα ελατηρίου – μάζας. Το απλό γραμμικό ελατήριο κάτω άκρων αντιπροσωπεύει τη μηχανική συμπεριφορά του ενσωματωμένου μυοσκελετικού συστήματος κατά τη φάση της εδαφικής επαφής. Η μάζα είναι ίση με τη σωματική μάζα. Στο τρέξιμο και στις αναπηδήσεις, κατά το πρώτο μισό της φάσης εδαφικής επαφής, το ελατήριο κάτω άκρων συμπιέζεται και η μάζα μετατοπίζεται. σελ 7

**Σχήμα 2.2.** Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και συνολική λειτουργική σκληρότητα σ' εξαιρετικά σκληρή (A) κι ελαστική επιφάνεια (B), (Ferris & Farley, 1997). A: Το μοντέλο ελατηρίου – μάζας σε εξαιρετικά σκληρή επιφάνεια στην αρχή (αριστερά) και στη μέση (δεξιά), της φάσης εδαφικής επαφής. Η κατακόρυφη μετατόπιση του σημείου μάζας είναι ίση με τη μέγιστη μετατόπιση του ελατηρίου κάτω άκρων ( $\Delta L$ ) κι έτσι η συνολική σκληρότητα ισούται με τη σκληρότητα κάτω άκρων. B: Στις αναπηδήσεις σε ελαστική επιφάνεια, το ελατήριο της επιφάνειας είναι σε σειρά με το ελατήριο κάτω άκρων. Η μετατόπιση του σημείου μάζας ( $\Delta y_{tot}$ ) είναι ίση με το άθροισμα της μέγιστης μετατόπισης του ελατηρίου κάτω άκρων ( $\Delta L$ ) και τη μετατόπιση του ελατηρίου επιφάνειας. Η συνολική σκληρότητα είναι ίση με τον εν σειρά συνδυασμό της σκληρότητας κάτω άκρων και αυτής, της επιφάνειας. σελ 10

**Σχήμα 2.3.** Η κατακόρυφη σκληρότητα ελατηρίου κάτω άκρων υπολογίζεται από το μισό μιας περιόδου ιδιοσυχνότητας ( $T/2$ ). Το  $T/2$  είναι ο χρόνος που η κατακόρυφη ΔΕΑ είναι μεγαλύτερη από το ένα ΣΒ (Farley, Blickhan, Saito, & Taylor, 1991). σελ 13

**Σχήμα 2.4.** Σύγκριση της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, μεταξύ δρομέων αντοχής ( $\square$ ) και αθλητών ισχύος ( $\blacksquare$ ), σε δύο συχνότητες διποδικής αναπήδησης, 1.5 Hz και 3.0 Hz (Hobara, Kimura, Omuro, Gomi, Muraoka, Iso, & Kanosue, 2008). Και οι δύο ομάδες αθλητών αύξησαν τη σκληρότητα κάτω άκρων στη μεγαλύτερη συχνότητα (3.0 Hz). Συγκεκριμένα, οι αθλητές ισχύος επέδειξαν μεγαλύτερη σκληρότητα συγκριτικά με τους δρομείς αντοχής. Σημαντικότητα διαφοράς μεταξύ των δύο ομάδων: † ( $p < 0.01$ ) και \* ( $p < 0.05$ ). σελ 14

**Σχήμα 2.5.** Κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (ΚΔΕΑ) για προσγείωση με υψηλή και χαμηλή σκληρότητα. Η  $F_1$  και  $F_2$  ανταποκρίνονται στις μέγιστες δυνάμεις εμπρόσθιας και οπίσθιας πρόσκρουσης, αντίστοιχα. Η  $F_1$  είναι η κραδασμική κορυφή όταν το εμπρόσθιο τμήμα του πέλματος προσκρούει στο έδαφος και συμβαίνει περίπου 10 ms μετά την αρχική επαφή. Η  $F_2$  είναι η κορυφή που σχετίζεται με την πρόσκρουση του οπίσθιου τμήματος του πέλματος και συνήθως συμβαίνει μέσα στα 40 – 70 ms της εδαφικής επαφής, σε κινητικές δράσεις όπως οι προσγειώσεις μετά από άλμα- καρφί. σελ 16

**Σχήμα 2.6.** Διάγραμμα κατακόρυφης ΔΕΑ και μετατόπισης ελατηρίου κάτω άκρων, στη φάση εδαφικής επαφής για άτομο με συχνότητα αναπήδησης 2 Hz, σε πολύ σκληρή και ελαστική επιφάνεια. Οι μέσες κλίσεις των καμπύλων δύναμης – μετατόπισης αντιπροσωπεύουν τη μέση λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων. Όσο η σκληρότητα επιφάνειας ( $k_{surf}$ ) μειώνεται, η κλίση κι επομένως η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων αυξάνεται (Ferris & Farley, 1997). σελ 18

**Σχήμα 2.7.** Προσαρμογή της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, σε σχέση με τη σκληρότητα επιφάνειας. Αναπηδήσεις στα 2 Hz σε επιφάνειες με μεγάλο εύρος

σκληρότητας ( $k_{surf}$ ). Α. Η συνολική σκληρότητα ( $k_{tot}$ ), δηλαδή η συνδυασμένη σκληρότητα κάτω άκρων και επιφάνειας, παραμένει σχετικά η ίδια (ευθεία γραμμή), ανεξάρτητα από τη σκληρότητα επιφάνειας ( $k_{surf}$ ), ακόμη κι όταν φθάνει τη μεγαλύτερη τιμή σκληρότητας ( $k_{surf} = 35,000 \text{ kN/m}$ ), ( $p = 0.60$ ). Β. Και ο χρόνος εδαφικής επαφής παραμένει σχετικά σταθερός (ευθεία γραμμή), κι ανεξάρτητα τη σκληρότητα επιφάνειας ( $k_{surf}$ ), ( $p = 0.17$ ). Τα σκουρόχρωμα τετράγωνα δείχνουν τις μέσες τιμές για όλα τ' άτομα, Error bars, SE (Ferris & Farley, 1997). σελ 19

**Σχήμα 2.8.** Σκληρότητα αρθρώσεων κάτω άκρων, σε διποδικές αναπηδήσεις, σ' ένα εύρος επιφανειών διαφορετικής σκληρότητας και στη μέση της φάσης εδαφικής επαφής (εκεί όπου το ΚΜΣ φθάνει το χαμηλότερο σημείο του και οι αρθρώσεις φθάνουν τη μέγιστη κάμψη). Για την άρθρωση της ποδοκνημικής ( $\blacktriangle$ ), του γονάτου (O) και του ισχίου ( $\square$ ). Η σκληρότητα της άρθρωσης της ποδοκνημικής αυξάνεται σε επιφάνειες μικρότερης σκληρότητας, ενώ οι αντίστοιχες του γονάτου και του ισχίου παραμένουν ίδιες σε όλες τις επιφάνειες (Farley, Houdijk, Van Strien, & Louie, 1998). σελ 21

**Σχήμα 2.9.** Μέγιστη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρου κατά τις διποδικές αναπηδήσεις, σε τρεις συνθήκες (ανυπόδητη, απλό – φθηνό αθλητικό υπόδημα τρεξίματος και ενισχυμένο – ακριβό υπόδημα τρεξίματος). Ο \* δηλώνει τη στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ενισχυμένων υποδημάτων και της ανυπόδητης συνθήκης, ( $p = 0.002$ ) (Bishop, Fiolkowski, Conrad, Brunt, & Horodysk, 2006). σελ 24

**Σχήμα 2.10.** Διορθωμένο ηλεκτρομυογράφημα (EMG) χαμηλού φιλτραρίσματος (low-pass filtered), σε διποδικές αναπηδήσεις, αθλητή προπόνησης υψηλής ισχύος. Η μυική δραστηριότητα (αντιπροσωπευτική ενός ατόμου), παρουσιάζεται για τον έσω γαστροκνήμιο (πάνω διάγραμμα) και υποκνημίδιο (κάτω διάγραμμα), κατά τη διάρκεια μέγιστης ισομετρικής εθελοντικής σύσπασης, για τους δύο μύες (%MVC). Ο χρόνος στην τιμή 0 αντιπροσωπεύει το σημείο εδαφικής επαφής. Ο έσω γαστροκνήμιος παρουσιάζει μέγιστη μυική ενεργοποίηση (στα 1.5 Hz) αρχικά στα 50 ms και ξανά στα 60 – 90 ms, ενώ στα 3.0 Hz ολοκληρώνεται γύρω στα 60 ms (Hobara et al., 2008). σελ 26

**Σχήμα 3.1.** Δείκτες υπολογισμού του ύψους της έσω πλάγιας ποδικής καμάρας για την κατηγοριοποίηση του τύπου ποδικής καμάρας. σελ 32

**Σχήμα 4.1.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των μεταβλητών αλτικής επίδοσης στο κατακόρυφο άλμα με προδιάταση (CMJ) για κάθε μία ομάδα ξεχωριστά, κατά την ανυπόδητη και ενυπόδητη συνθήκη εκτέλεσης των διποδικών αναπηδήσεων. ΠΑΝΩ: ύψος κατακόρυφου άλματος, ΚΕΝΤΡΟ: Μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης ( $F_z$ ) κατά την ώθηση (αριστερά) και κατά την προσγείωση (δεξιά). ΚΑΤΩ: Σκληρότητα ( $k = F_z/dy$ ) κάτω άκρων κατά την ώθηση (αριστερά) και κατά την προσγείωση (δεξιά). \*σημαντική διαφορά σε μειωμένο ύψος της ομάδας ελέγχου από τις δύο άλλες ομάδες, αλλά και σημαντική διαφορά της καλαθοσφαίρισης από τις δύο άλλες ομάδες στην σκληρότητα προσγείωσης. σελ 40

**Σχήμα 4.2.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τις δυναμικές μεταβλητές του δυναμογραφικού προτύπου στο σύνολο των δοκιμαζομένων. Σημειώνεται η ποσοστιαία διαφορά κατά τη συνθήκη υπόδησης (ενυπόδητη) συγκριτικά με την

ανυπόδητη συνθήκη εκτέλεσης των διποδικών αναπηδήσεων και η σημαντικότητα αυτής ( $p$  value). Στατιστικά σημαντική διαφορά:  $p \leq 0.05$ . σελ 43

**Σχήμα 4.3.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τις χρονικές μεταβλητές του δυναμογραφικού προτύπου σε απόλυτες τιμές χρόνου (s) (άνω αριστερά) καθώς και σε ποσοστιαίες τιμές χρόνου (% κύκλου) (άνω δεξιά) και το ύψος αναπήδησης (κάτω) για το σύνολο των δοκιμαζομένων. Για τον έλεγχο της υπόθεσης ως κύρια επίδραση, σημειώνεται η ποσοστιαία διαφορά κατά την ενυπόδητη συγκριτικά με την ανυπόδητη συνθήκη εκτέλεσης των διποδικών αναπηδήσεων, καθώς και η σημαντικότητα αυτής ( $p$  value). Στατιστικά σημαντική διαφορά:  $p \leq 0.05$ . σελ 44

**Σχήμα 4.4.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τους δείκτες λειτουργικής σκληρότητας εκφρασμένους σε kN/m (άνω αριστερά) και σε BW/m (άνω δεξιά), καθώς και των αντίστοιχων συντελεστών ατομικής μεταβλητότητας (ατομικός CV%) κατά την εκτέλεση των 40 διποδικών αναπηδήσεων (κάτω) για το σύνολο των δοκιμαζομένων. Για την κύρια επίδραση της υπόθεσης (ανυπόδητη συγκριτικά με ενυπόδητη συνθήκη) σημειώνεται η ποσοστιαία διαφορά, καθώς και η σημαντικότητα αυτής ( $p$  value). Για τη σύγκριση μεταξύ των δύο δεικτών υπολογισμού της λειτουργικής σκληρότητας ( $k = m(2\pi/T)^2$  έναντι  $k = Fz/dy$ ) σημειώνεται η ποσοστιαία διαφορά για το μέγεθος των τιμών (άνω αριστερά) και η διαφορά των ποσοστιαίων μονάδων των αντίστοιχων συντελεστών μεταβλητότητας (κάτω). σελ 45

**Σχήμα 4.5.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τους δονησιομογραφικούς δείκτες μυϊκής ενεργοποίησης του έξω γαστροκνημίου (VMG units) (άνω) και των αντίστοιχων συντελεστών ατομικής μεταβλητότητας (ατομικός CV%) (κάτω) κατά την εκτέλεση του συνόλου των 40 διποδικών αναπηδήσεων για το σύνολο των δοκιμαζομένων. Για τον έλεγχο της υπόθεσης ως κύρια επίδραση, σημειώνεται η ποσοστιαία διαφορά κατά την ενυπόδητη συγκριτικά με την ανυπόδητη συνθήκη εκτέλεσης καθώς και η σημαντικότητα αυτής ( $p$  value) και η διαφορά ποσοστιαίων μονάδων των αντίστοιχων συντελεστών μεταβλητότητας (κάτω). σελ 47

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

**Πίνακας 2.1.** Τρόποι υπολογισμού λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων. σελ 12

**Πίνακας 4.1.** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις, τιμή σύγκρισης  $t$ , έλεγχος ομοιογένειας (Levene) και στατιστική σημαντικότητα (τιμή  $p$ ), για την προπονητική ηλικία και την προπονητική συχνότητα των ομάδων καλαθοσφαίρισης (OK) και πετοσφαίρισης (ΟΠ). σελ 37

**Πίνακας 4.2.** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις, τιμή  $F$ , έλεγχος ομοιογένειας (Levene) και στατιστική σημαντικότητα (τιμές  $p$ ), για όλες τις ανθρωπομετρικές μεταβλητές μεταξύ των ομάδων. ΟΕ:ομάδα ελέγχου, OK:ομάδα καλαθοσφαίρισης και ΟΠ:ομάδα πετοσφαίρισης. σελ 38

**Πίνακας 4.3.** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις ( $M \pm TA$ ) και έλεγχος ομοιογένειας (Levene), για ανυπόδητη (A) και την ενυπόδητη (E) συνθήκη, στις μεταβλητές ισχύος άλματος αντιθετικής κίνησης κάτω άκρων (CMJ), των ομάδων. Επίσης, τιμή σύγκρισης  $F$ , για την επίδραση της υπόθεσης στο ύψος του άλματος, καθώς και στη σκληρότητα κατά την ώθηση και προσγείωση για όλα τα άτομα ( $N=42$ ), με τη

στατιστική τους σημαντικότητα (τιμές  $p$ ). ΟΕ:ομάδα ελέγχου, ΟΚ:ομάδα καλαθοσφαίρισης και ΟΠ:ομάδα πετοσφαίρισης. σελ 39

**Πίνακας 4.4.** Έλεγχος ρυθμικής ταχύτητας ως προς την προαπαιτούμενη (130 χτύποι/λεπτό). Μέση τιμή  $\pm$  τυπική απόκλιση και στατιστική σημαντικότητα (τιμή  $p$ ) στην ανυπόδητη (Α) και ενυπόδητη (Ε) συνθήκη, για την ομάδα ελέγχου (ΟΕ), καλαθοσφαίρισης (ΟΚ), πετοσφαίρισης (ΟΠ) και το σύνολο των δοκιμαζομένων. σελ 41

**Πίνακας 4.5.** Αλληλεπίδραση (άνω τμήμα Πίνακα) μεταξύ της αθλητικής ειδίκευσης (Ομάδες: ελέγχου, καλαθοσφαίρισης και πετοσφαίρισης) και των συνθηκών υπόδησης (Ανυπόδητης:Α και Ενυπόδητης:Ε), καθώς και **Κύρια επίδραση Υπόδησης** (κάτω τμήμα Πίνακα), στις δυναμογραφικές μεταβλητές μελέτης της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, κατά τις διποδικές αναπηδήσεις. σελ 42

**Πίνακας 4.6.** Στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης **αλληλεπίδρασης** μεταξύ υπόδησης και αθλητικής ειδίκευσης (άνω τμήμα πίνακα), καθώς και της υπόδησης ως **κύρια επίδραση** (κάτω τμήμα πίνακα), για τους δείκτες της λειτουργικής σκληρότητας ( $k$ ). Παρατίθενται και οι αντίστοιχοι στατιστικοί δείκτες ελέγχου ομοιογένειας των τιμών, μέσω του Levene's test. σελ 44

**Πίνακας 4.7.** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις (Mean $\pm$ SD) για όλες τις τιμές της λειτουργικής σκληρότητας ( $k$ )(2 υπολογιστικοί τύποι: συχνότητας & δύναμης-μετατόπισης) διποδικών αναπηδήσεων κατά την ανυπόδητη (Α) και την ενυπόδητη (Ε) συνθήκη, σε κάθε μία από τις τρεις εξεταζόμενες ομάδες και για το σύνολο των δοκιμαζομένων. σελ 45

**Πίνακας 4.8.** Στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης **αλληλεπίδρασης** μεταξύ υπόδησης και αθλητικής ειδίκευσης (άνω τμήμα πίνακα), καθώς και της υπόδησης ως **κύρια επίδραση** (κάτω τμήμα πίνακα), για τους δείκτες της μυϊκής ενεργοποίησης όπως αυτή ελέγχθηκε μέσω της δονησιομυογραφίας (VMG).Παρατίθενται και οι αντίστοιχοι στατιστικοί δείκτες ελέγχου της ομοιογένειας των τιμών μέσω του Levene's test. σελ 46

**Πίνακας 4.9.** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις για όλες τις μεταβλητές εξέτασης της ενεργοποίησης του γαστροκνημίου μυός, με τη μέθοδο της δονησιομυογραφίας (VMG), κατά τις διποδικές αναπηδήσεις, για τις δύο επαναλαμβανόμενες συνθήκες (Α:ανυπόδητη και Ε:ενυπόδητη) και για τις τρεις εξεταζόμενες ομάδες, καθώς και ενδοζευγικές συγκρίσεις ανά συνθήκη υπόδησης. σελ 47

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

**Εικόνα 2.1.** Γραμμικός σχηματισμός σώματος κατά την προσγείωση με χαμηλή και υψηλή σκληρότητα (Devita & Skelly, 1992). Η φάση εδαφικής επαφής (αρχική επαφή έως μέγιστη κάμψη στην άρθρωση των γονάτων) είχε μεγαλύτερη διάρκεια και έφτασε σε μεγαλύτερη κάμψη στα γόνατα κατά την προσγείωση χαμηλής σκληρότητας. Η προσγείωση υψηλής σκληρότητας συνοδευόταν από μια πιο όρθια θέση, σε όλη τη διάρκειά της. σελ 16

**Εικόνα 3.1.** Ηλεκτρονικό δυναμοδάπεδο Kistler 9286AA, Switzerland, με συχνότητα δειγματοληψίας 1000Hz. σελ 29

**Εικόνα 3.2.** Αριστερά: Αισθητήρας μυικής δονησιομυογραφίας (VMG Vibromyography Transducer, TSD250) και η σχηματική αντιστοιχία του με κέρμα. Δεξιά: ο αναλογικός - ψηφιακός μετατροπέας (Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA MP150), που συνδέει τον αισθητήρα με ηλεκτρονικό υπολογιστή. σελ 30

**Εικόνα 3.3.** Ανατομικό σημείο τοποθέτησης δονησιομυογράφου στον έξω γαστροκνήμιο μυ, του δεξιού κάτω άκρου και κάμερα οπτικής καταγραφής της κίνησης. σελ 31

**Εικόνα 3.4.** Δυναμογραφικά δεδομένα για την εξαγωγή των μεταβλητών, τόσο της λειτουργικής σκληρότητας όσο και της λειτουργικής συμπεριφοράς των κάτω άκρων. σελ 33

**Εικόνα 3.5.** Ανάλυση Δυναμογραφικών Δεδομένων – Εξαγωγή Μεταβλητών, μέσω λογισμικού Bioware. σελ 34

**Εικόνα 3.6.** Εντοπισμός χρονικών στιγμών και μεγεθών για τον υπολογισμό των δυναμογραφικών μεταβλητών μέσω προγράμματος Matlab. σελ 34

**Εικόνα 3.7.** Δονησιομυογραφικό σήμα έξω γαστροκνημίου (λογισμικό AcqKnowledge, Biopac). **Πάνω κανάλι:** πρωτογενές δονησιομυογραφικό σήμα της ενεργοποίησης του έξω γαστροκνημίου για το σύνολο των διποδικών αναπηδήσεων. **Κάτω κανάλι:** Το ομαλοποιημένο σήμα με εφαρμογή του εξειδικευμένου φίλτρου που διαθέτει το λογισμικό AcqKnowledge για το δονησιομυογραφικό σήμα που έχει συλλεχθεί με συχνότητα δειγματοληψίας 2000Hz. σελ 35

## ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

**ΚΜΣ:** κέντρο μάζας σώματος

**ΔΕΑ:** δύναμη εδαφικής αντίδρασης

**ΣΜ:** σωματική μάζα

**ΣΒ:** σωματικό βάρος

**ΔL:** μέγιστη μετατόπιση ελατηρίου κάτω άκρων

**CMJ:** κατακόρυφο άλμα με αντιθετική κίνηση κάτω άκρων

**MVC:** μέγιστη ισομετρική εθελοντική σύσπαση

**EMG:** ηλεκτρομυογραφία

**VMG:** δονησιομυογραφία

**N:** Newton

**m:** μέτρα

**s:** δευτερόλεπτα

**ms:** χιλιοστά του δευτερολέπτου

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

### Εισαγωγή

#### 1.1. Σημασία της έρευνας

Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων θεωρείται ένας παράγοντας «κλειδί» για την ενίσχυση διαφόρων μορφών μετακίνησης, όπως το τρέξιμο και οι αναπηδήσεις (Arampatzis, Bruggemann, & Klapsing, 2001; Brughelli & Cronin, 2008; Butler, Crowell, & Davis, 2003). Μηχανικά στηρίζεται στο ελατηριακό πρότυπο, δηλαδή στην αποθήκευση και απελευθέρωση της ελαστικής ενέργειας από τους ενεργοποιημένους μύες και τένοντες, με σκοπό την οικονομία κίνησης του σώματος (Farley, Blickhan, Saito, & Taylor, 1991). Στην προσπάθεια ποσοτικοποίησης των ιδιοτήτων του ελατηριακού προτύπου, το σώμα παρουσιάζεται ως ένα σύστημα ελατηρίου – μάζας, όπου κατά το πρώτο μισό της φάσης εδαφικής επαφής το ελατήριο κάτω άκρων συμπίεζεται και η μάζα μετατοπίζεται. Η λειτουργική σκληρότητα ενισχύει την αντίσταση του συστήματος στην όποια αλλαγή του μήκους του, εξαιτίας μιας δύναμης που ασκείται σ' αυτό, με σκοπό τον έλεγχο της κίνησης και γι' αυτό αποτελεί και μια ολοκληρωμένη μεταβλητή απόδοσης (Auyang, Yen, & Chang, 2009; Demirbükten, Yurdalan, Savelberg, & Meijer, 2009; Ferris & Farley, 1997).

Η σπουδαιότητά της, στην απόδοση και πρόληψη, αποτελεί κινητήριο αντικείμενο μελέτης και η αξιολόγησή της επιτυγχάνεται μέσω πολλών δοκιμασιών (και διαφορετικών υπολογισμών), όπως οι αναπηδήσεις, τ' άλματα και το τρέξιμο. Βασικό στοιχείο του ελατηριακού συστήματος κάτω

άκρων, αποτελεί το γεγονός ότι ενεργεί σε σειρά με το έδαφος, επηρεάζοντας τον χρόνο εδαφικής επαφής του πέλματος και την κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας σώματος (ΚΜΣ), κατά τη φάση της εδαφικής επαφής (Bishop, Fiolkowski, Conrad, Brunt, & Horodysk, 2006). Επιπλέον, προσαρμόζεται σε διαφορετικές επιφάνειες (Feehery, 1986; Ferris & Farley, 1997; Ferris, Louie, & Farley, 1998), διατηρώντας την κίνηση όμοια, ακόμη και όταν οι επιφάνειες χαρακτηρίζονται από διαφορετική σκληρότητα.

Οι δύο βασικοί παράγοντες που επηρεάζουν τη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων είναι η στρεπτική σκληρότητα άρθρωσης κατά την διάρκεια της επαφής με το έδαφος (Arampatzis, et al., 2001; Arampatzis, Bruggemann, & Metzler, 1999; Farley, Houdikj, Strien, & Louie, 1998) και η γεωμετρία κάτω άκρων, τη στιγμή που το πέλμα έρχεται σε επαφή με το έδαφος (Greene & McMahon, 1979; McMahon, Valiant, & Frederick, 1987). Η πρώτη καθορίζει τον βαθμό αλλαγής στη γωνία της άρθρωσης, σε απόκριση συγκεκριμένης στιγμιαίας ροπής σ' αυτήν, με τη στρεπτική σκληρότητα της άρθρωσης της ποδοκνημικής να κατέχει τον πρωτεύοντα ρόλο για την προσαρμογή της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων (Farley, et al., 1998). Η δεύτερη σηματοδοτεί τις μεταβολές στην ευθυγράμμιση του διανύσματος της ΔΕΑ, αναφορικά με τις αρθρώσεις (Greene & McMahon, 1979; McMahon, et al., 1987).

Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων παρουσιάζεται ανάλογη της αθλητικής εξειδίκευσης, αυξάνεται με



τη αύξηση της συχνότητας των αναπηδήσεων, ή το ύψος αυτών (Farley, et al., 1991). Επίσης, αυξάνεται αντιστρόφως ανάλογα προς τη σκληρότητα της επιφάνειας επαφής και φαίνεται πολύ μεγαλύτερη για αναπήδηση σε ελαστική επιφάνεια απ' ό,τι σε πολύ σκληρή (Ferris & Farley, 1997).

Το ελατηριακό σύστημα λειτουργεί σε σειρά και με το αθλητικό υπόδημα, το οποίο αποτελεί μια επιπλέον μεταβλητή που εισάγεται στο σύστημα κάτω άκρων – επιφάνειας. Αυτό σημαίνει ότι η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων προσαρμάζεται εκ νέου (Geick & Geick, 1997), για τη διατήρηση της ομοιότητας της κινητικής δραστηριότητας (Bishop, et al., 2006). Κατά τις διποδικές αναπηδήσεις, ένα υπόδημα ενισχυμένο συμβάλει στη μεγαλύτερη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων, συγκριτικά με την ανυπόδητη συνθήκη (Bishop, et al., 2006). Όμως, μεταξύ απλού αθλητικού υποδήματος και ενισχυμένου, οι διαφορές δεν φαίνονται στατιστικά σημαντικές, όπως επίσης και μεταξύ της συνθήκης με το απλό υπόδημα και το γυμνό πόδι.

Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων συνιστά τη δυναμική ισορροπία και γι' αυτό σχετίζεται άμεσα με την αθλητική απόδοση και ιδιαίτερα το κατακόρυφο άλμα, που αποτελεί σημαντική συνισταμένη σε αθλήματα, όπως η καλαθοσφαίριση και η πετοσφαίριση. Οι αθλητές μπορεί να προσγειώνονται με υψηλή ή χαμηλή λειτουργική σκληρότητα (Arampatzis, et al., 2001; Devita & Skelly, 1992; Dufek & Bates, 1990; Zhang, Clowers, Kohstall, & Yu, 2005). Όμως, υπερβολικά υψηλά

επίπεδα λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων μπορεί ν' αυξήσουν τον κίνδυνο για οστικές κακώσεις (Butler, et al., 2003), ενώ τα πολύ χαμηλά, φέρουν τον κίνδυνο για πιθανές κακώσεις μαλακών ιστών (Flanagan, Galvin, & Harrison, 2008), με τις περισσότερες αναφορές σε γυναίκες αθλήτριες. Η μειωμένη σκληρότητα των γυναικών, συγκριτικά με τους άντρες (Granata, Padua, & Wilson, 2002), σηματοδοτεί και τη μειωμένη δυναμική ισορροπία των κάτω άκρων τους κατά την προσγείωση (Hughes & Watkins, 2008).

Οι διποδικές αναπηδήσεις αποτελούν ένα ιδεώδες κινητικό πρότυπο διαταράξεων, για την αξιολόγηση του τρόπου που σταθεροποιείται η δυναμική του συστήματος ελατηρίου – μάζας, αλλά και γιατί προσομοιάζουν στην κίνηση που χρησιμοποιείται σε πολλές τεχνικές αθλημάτων (Mrdakovic, Ilic, Vulovic, Matic, Jankovic, & Filipovic, 2014). Για την αποτελεσματικότητα των διποδικών αναπηδήσεων, κυρίαρχο ρόλο παίζει η λειτουργική σκληρότητα της άρθρωσης της ποδοκνημικής (Fukashiro & Komi, 1987). Η στρεπτική σκληρότητα της συγκεκριμένης άρθρωσης, ρυθμίζεται από την προδραστηριότητα (μυϊκή δραστηριότητα πριν την εδαφική επαφή), καθώς και τη μυϊκή δραστηριότητα κατά την προσγείωση του τρικεφάλου κνημιαίου (Hobara, Kanosue, & Suzuki, 2007). Ο έσω γαστροκνήμιος παρουσιάζει έντονη δραστηριότητα (EMG) πριν την προσγείωση και μετά απ' αυτή, και ο συνολικός χρόνος μυϊκής ενεργοποίησής του αυξάνεται όσο ο χρόνος των αναπηδήσεων γίνεται πιο αργός (Funase, Higashi, Sakakibara, Imanaka, Nishihira, & Miles, 2001). Έχει συσχετιστεί μόνο με τη

στρεπτική σκληρότητα της άρθρωσης του γονάτου, ενώ από την άλλη, ο έξω γαστροκνήμιος δρα υποστηρικτικά στον υποκνημίδιο και συσχετίζεται με τη στρεπτική σκληρότητα της ποδοκνημικής.

**Σκοπός** της παρούσας έρευνας ήταν να μελετήσει την επίδραση της αθλητικής υπόδησης στη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων και την ενεργοποίηση του γαστροκνημίου μυός. Επιπλέον σκοπός ήταν να ελεγχθεί, εάν η τυχόν σημαντική επίδραση της αθλητικής υπόδησης διαφοροποιείται μεταξύ ομάδων διακριτής αθλητικής ειδικευσης, όσον αφορά τη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων, όπως είναι αυτές της καλαθοσφαίρισης και της πετοσφαίρισης.

## 1.2. Ορισμός και διατύπωση προβλήματος

Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων είναι μια βασική μεταβλητή απόδοσης σε αθλήματα που κατά κύριο λόγο χρησιμοποιούνται άλματα. Από την άλλη, η αθλητική υπόδηση προστατεύει και συνεισφέρει στον έλεγχο της κίνησης μειώνοντας τους κραδασμούς, με την αποφυγή των υπερβολικών φορτίσεων ν' αποτελεί πρωταρχικός, λειτουργικός σκοπός της. Δύο βασικές συνιστώσες, που τελικά δεν γνωρίζουμε κατά πόσο η μία επηρεάζει την άλλη και που η ανασκόπηση βιβλιογραφίας αφήνει ασαφείς κατευθύνσεις. Η παρούσα μελέτη επικεντρώθηκε στην επίδραση της αθλητικής υπόδησης στη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων, αλλά και τη μυϊκή ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου, σε δύο αθλητικές ομάδες διακριτής ειδικευσης, όσον αφορά τη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων: μία

καλαθοσφαίρισης και μία πετοσφαίρισης. Ως δοκιμασία ελέγχου χρησιμοποιήθηκε αυτή των επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων, η οποία εκφράζει με εγκυρότητα και αξιοπιστία το ελατηριακό μοντέλο των κάτω άκρων.

## 1.3. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων

Μέσα από την πειραματική διαδικασία επιχειρήθηκε ν' απαντηθούν τα εξής ερωτήματα:

### 1.3.1. Ερευνητικά ερωτήματα

1<sup>ο</sup> ερώτημα. Η αθλητική ειδικευση διαφοροποιεί την επίδραση της αθλητικής υπόδησης στη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και την ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου;

2<sup>ο</sup> ερώτημα. Η αθλητική υπόδηση επιδρά στη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και την ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου;

### 1.3.2. Μεταβλητές

#### 1.3.2.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές.

**1<sup>η</sup>: Αθλητική Ειδικευση** (3 επιπέδων, μη επαναληπτικές συνθήκες): 3 ομάδες συμμετεχόντων, δηλαδή, ομάδα ελέγχου (1<sup>η</sup> ομάδα), αθλήτριες καλαθοσφαίρισης (2<sup>η</sup> ομάδα) και πετοσφαίρισης (3<sup>η</sup> ομάδα).

**2<sup>η</sup>: Συνθήκη Υπόδησης** (2 επιπέδων επαναληπτικές συνθήκες): 2 συνθήκες δοκιμασίας, δηλαδή, χωρίς υπόδημα-ανυπόδητη (1<sup>η</sup> συνθήκη) και με αθλητικό υπόδημα-ενυπόδητη (2<sup>η</sup> συνθήκη).

#### 1.3.2.2. Εξαρτημένες μεταβλητές

**1<sup>η</sup>:** Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων κατά τις διποδικές αναπηδήσεις, η οποία θα εξετασθεί μέσω των ακόλουθων

δυναμογραφικών δεικτών (μέγεθος και μεταβλητότητα αυτών):

- Μέτρο λειτουργικής σκληρότητας ( $k$ ) =  $m * (2\pi / T)^2$ , όπου  $m$  = σωματική μάζα και  $T$  = η διάρκεια του χρόνου επαφής, όπου η δύναμη είναι πάνω από την τιμή του σωματικού βάρους (εκφρασμένη σε kN/m).
- Μέτρο λειτουργικής σκληρότητας ( $k$ ) =  $F_{zmax} / dL$ , όπου  $F_{zmax}$  = μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (N) και  $dL$  = η κάθετη μετατόπιση του κέντρου βάρους σώματος (υπολογισμός μέσω του MatLab 2018a, MathWorks, Inc., USA) (εκφρασμένη σε kN/m).
- Μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης ( $F_{zmax}$ ) εκφρασμένη σε Newton (N).
- Χρόνος για την επίτευξη της μέγιστης ΔΕΑ ( $tF_{zmax}$ ) εκφρασμένος σε δευτερόλεπτα (s).
- Διάρκεια κύκλου κίνησης ( $t_{cycle}$ ) εκφρασμένη σε δευτερόλεπτα (s).
- Διάρκεια εδαφικής επαφής ( $t_{contact}$ ) εκφρασμένη σε δευτερόλεπτα (s) και ως ποσοστό της διάρκειας του κύκλου κίνησης (%  $t_{cycle}$ ).
- Διάρκεια πτήσης ( $t_{flight}$ ) εκφρασμένη σε δευτερόλεπτα (s) και ως ποσοστό της διάρκειας του κύκλου κίνησης (%  $t_{cycle}$ ).
- Συχνότητα αναπήδησης ( $1/t_{cycle}$ ) εκφρασμένη σε (Hz).
- Ύψος αναπήδησης ( $h = g/2 * \frac{1}{2} t_{flight}^2$ ) εκφρασμένο σε μέτρα (m).

**2<sup>η</sup>:** Μυϊκή ενεργοποίηση έξω γαστροκνημίου, κατά τις διποδικές αναπηδήσεις η οποία θα εξετασθεί μέσω των μέτρων του averaged VMG σήματος (μέγεθος και μεταβλητότητα

αυτών) στις ακόλουθες φάσεις αναπήδησης:

- Προενεργοποίηση (φάση πτήσης)
- Ενεργοποίηση κατά την φάση επαφής
- Ποσοστό λόγου ενεργοποίησης πτήσης προς επαφής

#### 1.4. Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις

Μέσω της παρούσας μελέτης, η προσπάθεια επικεντρώθηκε στην επιβεβαίωση ή την απόρριψη των παρακάτω ερευνητικών υποθέσεων:

**1<sup>η</sup> υπόθεση:** Η αθλητική υπόδηση διαφοροποιεί τη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και την ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου.

$$H_0: \mu_1 \neq \mu_2, H_1: \mu_1 = \mu_2$$

**2<sup>η</sup> υπόθεση:** Η αθλητική ειδίκευση διαφοροποιεί την επίδραση της αθλητικής υπόδησης στη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και την ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου. Ειδικότερα, στην αθλητική ειδίκευση που οδηγεί σε προσαρμογές υψηλότερης λειτουργικής σκληρότητας (ομάδα καλαθοσφαίρισης), η επίδραση του αθλητικού υποδήματος θα είναι χαμηλότερη συγκριτικά με την αθλητική ειδίκευση χαμηλότερης λειτουργικής σκληρότητας (ομάδα πετοσφαίρισης).

$$H_0: \mu_1 \neq \mu_2 \neq \mu_3, H_1: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3$$

#### 1.5. Οριοθετήσεις

Για την παρούσα μελέτη και τις πειραματικές διαδικασίες που τη στοιχειοθέτησαν, το δείγμα συμμετείχε εθελοντικά. Βασική οριοθέτηση συνιστούσε το γεγονός ότι, οι συμμετέχουσες ήταν γυναίκες, ενήλικες και χωρίς παθολογικά και μυοσκελετικά προβλήματα. Επίσης,

δεν είχαν στο πρόσφατο παρελθόν τους κάποιο χειρουργικό περιστατικό. Οι δύο ομάδες, καλαθοσφαίρισης και πετοσφαίρισης, ήταν υψηλού αθλητικού επιπέδου και εξειδίκευσης, ενώ η ομάδα ελέγχου ήταν αντίστοιχης ηλικίας και χωρίς εξειδικευμένη αθλητική ενασχόληση.

#### **1.6. Περιορισμοί**

Όλες οι παραπάνω οριοθετήσεις αποτέλεσαν και τους περιορισμούς της μελέτης. Ειδικότερα, η εξαγωγή

των αποτελεσμάτων βασίσθηκε σε δείγμα γυναικείου φύλου και συγκεκριμένα, σε νέες – ενήλικες γυναίκες. Επίσης, περιορισμό αποτέλεσε η αθλητική ειδίκευση (καλαθοσφαίρισης και πετοσφαίρισης) καθώς ενδεχομένως, άλλες αθλητικές ειδικεύσεις που θα οδηγούσαν σε διαφορετικό βαθμό λειτουργικής σκληρότητας ή μυϊκής ενεργοποίησης, να μην εμφάνιζαν αντίστοιχα αποτελέσματα ως προς την επίδραση της αθλητικής υπόδησης.

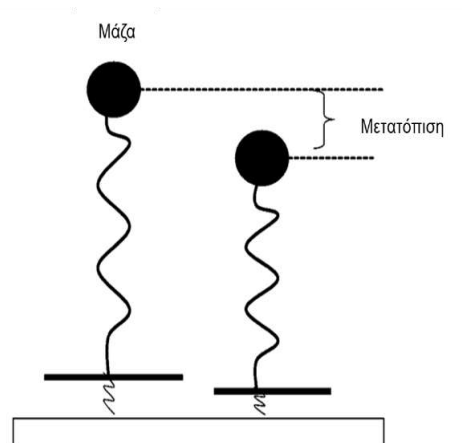


## ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

### Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας

#### 2.1. Ελατηριακό πρότυπο κάτω άκρων

Τρέξιμο, αναπήδηση και καλπασμός αποτελούν τρόπους μετακίνησης, που τους χαρακτηρίζει το πρότυπο αναπήδησης (Cavagna, Blickhan, & Full, 1987; Heglund & Taylor, 1977; Heglund, Cavagna, & Taylor, 1982). Σ' ένα τέτοιο πρότυπο, τα μυοσκελετικά στοιχεία του σώματος, όπως μύες, τένοντες και σύνδεσμοι, ενσωματώνονται και συντονίζονται έτσι ώστε το σύνολο του μυοσκελετικού συστήματος να συμπεριφέρεται ως ένα απλό ελατήριο. Οι ενεργοποιημένοι μύες καθώς και οι τένοντες, διατείνονται και συσπειρώνονται (κύκλος διάτασης – βράχυνσης), αποθηκεύοντας και απελευθερώνοντας ελαστική ενέργεια, με σκοπό τη μείωση της μεταβολικής ενέργειας που χρειάζεται το σύστημα για να κινηθεί (Farley, et al., 1991). Στην προσπάθεια να ποσοτικοποιηθούν οι ιδιότητες του ελατηριακού προτύπου, θεωρούμε το σύνολο του σώματος ως ένα σύστημα ελατηρίου – μάζας, που αποτελείται από ένα απλό γραμμικό ελατήριο κάτω άκρων και ένα σημείο μάζας που στην πραγματικότητα συνιστά τη μάζα σώματος (Σχήμα 2.1) (Blickhan, 1989; Farley, et al., 1991; Ferris & Farley, 1997; McMahon & Cheng, 1990). Κατά την εφαρμογή του, μόλις τα κάτω άκρα έρθουν σ' επαφή με το έδαφος, οι αρθρικές κινήσεις στην ποδοκνημική, στο γόνατο και στο ισχίο, χαμηλώνουν το κέντρο μάζας σώματος (ΚΜΣ), αντιπροσωπεύοντας την απορρόφηση της ενέργειας και τη συμπίεση του ελατηρίου.



**Σχήμα 2.1.** Σύστημα ελατηρίου – μάζας. Το απλό γραμμικό ελατήριο κάτω άκρων αντιπροσωπεύει τη μηχανική συμπεριφορά του ενσωματωμένου μυοσκελετικού συστήματος κατά τη φάση της εδαφικής επαφής. Η μάζα είναι ίση με τη σωματική μάζα. Στο τρέξιμο και στις αναπηδήσεις, κατά το πρώτο μισό της φάσης εδαφικής επαφής, το ελατήριο κάτω άκρων συμπιέζεται και η μάζα μετατοπίζεται.

Στη δημιουργία της ενέργειας, τα κάτω άκρα διατείνονται αντιπροσωπεύοντας αντίστοιχα την αποσυμπίεση, ή απλά το τέντωμα του ελατηρίου (Bishop, et al., 2006).

Μία σημαντικότερη μεταβλητή που αντικατοπτρίζει τις μηχανικές ιδιότητες και μέρος της συναρμογής του ελατηρίου κάτω άκρων, συνιστά η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων (Mrdakovic, et al., 2014). Ο όρος λειτουργική σκληρότητα σημαίνει την ικανότητα του συστήματος ν' αντιστέκεται σε οποιαδήποτε αλλαγή του μήκους του συστήματος ελατηρίου, που μπορεί να προκληθεί από μια δύναμη που ασκείται σ' αυτό.

#### 2.2. Δομική σκληρότητα υλικού και λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων

##### 2.2.1. Δομική σκληρότητα

Για την αποφυγή παρερμηνειών κρίνεται σκόπιμη η αναφορά στη δομική σκληρότητα ή σκληρότητα

ενός υλικού, που ορίζεται από τη γραμμική σχέση μεταξύ μιας δύναμης που ενεργεί στην επιφάνειά του (τάση) και την παραμόρφωση (τροπή) που δημιουργείται σ' αυτό, προς την ίδια κατεύθυνση με την ενέργεια της τάσης (Baumgart, 2000). Ο συντελεστής σκληρότητας του υλικού (E) που εκφράζεται από το πηλίκο τάση (σ) προς τροπή (ε), αποτελεί ουσιαστικά και τον συντελεστή ελαστικότητας του υλικού. Σύμφωνα μάλιστα με το νόμο του Hooke, η παραμόρφωση βρίσκεται σε άμεση αναλογία με την εφαρμοζόμενη δύναμη και όταν η πρώτη αναπτύσσεται μέσα στα ελαστικά όρια του υλικού. Τα οστά, οι μύες και οι τένοντες, αποτελούν το καθένα ξεχωριστά υλικά διαμορφωμένα με διαφορετικό συντελεστή ελαστικότητας (δομική σκληρότητα).

### **2.2.2. Λειτουργική σκληρότητα και σημαντικότητα**

Η λειτουργική σκληρότητα αποτελεί μία σημαντική παράμετρο στην έρευνα της ανθρώπινης βιομηχανικής, λόγω της επιρροή της στην αθλητική απόδοση και στις κακώσεις (Butler, et al., 2003). Στην ανθρώπινη κίνηση, η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων, γενικά καθορίζεται ως το πηλίκο μεταξύ της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης εδαφικής αντίδρασης (ΔΕΑ) και της αντίστοιχης μεταβολής στο μήκος κάτω άκρων (Butler, et al., 2003). Ουσιαστικά, αντιπροσωπεύει τη μέση συνολική σκληρότητα του ενσωματωμένου μυοσκελετικού συστήματος, κατά τη διάρκεια της φάσης εδαφικής επαφής. Σημαντικό στοιχείο διαχωρισμού και κατανόησης συνιστά το γεγονός ότι, το ελατηριακό μοντέλο αντιπροσωπεύει τη συμπεριφορά κι όχι τη δομή του

συστήματος, κατά το πρότυπο αναπήδησης (Farley, et al., 1998).

Πολλοί συγγραφείς θεωρούν τη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων ως μία ολοκληρωμένη μεταβλητή απόδοσης. Κι αυτό γιατί, οι αρθρώσεις χρειάζεται να ενεργήσουν ταυτόχρονα με σκοπό τη συναρμογή τους, έτσι ώστε κατά τη διάρκεια των διαταράξεων που προκαλούνται στην κίνηση, να επιτευχθεί η σταθεροποίηση και ο έλεγχος της κινηματικής κάτω άκρων (Auyang, et al., 2009; Demirbüken, et al., 2009; Ferris & Farley, 1997).

Έχει βρεθεί ότι ένα υψηλό επίπεδο σκληρότητας κάτω άκρων, δρα θετικά για τη βελτιστοποίηση του αποτελέσματος ισχύος (Butler, et al., 2003), καθώς και στη μείωση του μεταβολικού κόστους της κίνησης (Dalleau, Belli, Bourdin, & Lacour, 1998; Kerdok, Biewener, McMahon, Weyand, & Herr, 2002). Συμπληρωματικά, μελέτες έχουν δείξει ότι σχετίζεται θετικά με την απόδοση σε υψηλής έντασης αθλήματα, όπως οι δρόμοι ταχύτητας και τ' άλματα με αντιθετική κίνηση κάτω άκρων (CMJ) (Bret, Rahmani, Dufour, Messonnier, & Lacour, 2002; Chelly & Denis, 2001; Durand, Ripamonti, Beaune, & Rahmani, 2010). Όμως, πολύ υψηλά επίπεδα σκληρότητας κάτω άκρων πιθανότατα αυξάνουν τον κίνδυνο κακώσεων στα οστά (σε υψηλής έντασης αθλητικές πρακτικές), ενώ αντίθετα, τα χαμηλά επίπεδα μπορεί να προκαλέσουν αύξηση της επικινδυνότητας για κακώσεις μαλακών ιστών (Butler et al., 2003; Granata, et al., 2002; Williams, Davis, Scholz, Hamill, & Buchanan, 2004; Williams, McClay, & Hamill, 2001). Ο βαθμός της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων μπορεί ν' αλλάξει μέσω

προπονητικών προγραμμάτων, επηρεάζοντας τα φορτία που δέχονται τα κάτω άκρα και μειώνοντας έτσι, την πιθανότητα κινδύνου κάκωσης (Hewett, Stroupe, Nance, & Noyes, 1996).

Σημαντικό στοιχείο συνιστά το γεγονός, ότι η σκληρότητα κάτω άκρων αυξάνεται σε πολύ μεγάλο βαθμό με την αύξηση της σωματικής μάζας (ΣΜ). Με τη τελευταία συνδέεται (σε άμεση αναλογία) η μέγιστη κατακόρυφη ΔΕΑ, όπως επίσης και η μετατόπιση κάτω άκρων, κατά τη φάση εδαφικής επαφής (Farley, Glasheen, & McMahon, 1993).

### **2.3. Δοκιμασίες ελέγχου της λειτουργικής σκληρότητας**

Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων έχει εξεταστεί σ' ένα μεγάλο αριθμό μελετών και στη βάση πολλών δοκιμασιών. Κάποιες απ' αυτές επικεντρώνονται σε διποδικές αναπηδήσεις, με και χωρίς υποδήματα (Bishop, et al., 2006; Farley, et al., 1991; Farley, et al., 1998; Farley & Morgenroth, 1999), σε διαφορετικές συχνότητες (Hobara et al., 2008; Kuitunen, Ogiso, & Komi, 2011; Padua, Carcia, Arnold, & Granata, 2005), αλλά και αποκλειστικά ανυπόδητης συνθήκης (Mrdakovic et al., 2014). Άλλες κάνουν σύγκριση διποδικών και μονοποδικών αναπηδήσεων (Brauner, Sterzing, Wulf, & Horstmann, 2014), ενώ υπάρχουν κι αυτές που ελέγχουν τη λειτουργική σκληρότητα μέσω της δράσης του άλματος από ύψος, με αθλητικά υποδήματα (Devita & Skelly, 1992). Κάποιοι ερευνητές μελέτησαν τη δοκιμασία του τρεξίματος συνδυαστικά με άλμα πάνω από εμπόδιο (Mauroy, Schepens, & Willems, 2014), αλλά και άλμα αντιθετικής κίνησης κάτω

άκρων (Márquez, Alegre, Jaén, Martin-Casado, & Aguado, 2017). Και φυσικά στη βιβλιογραφία παρουσιάζονται μελέτες, που επικεντρώνονται στη λειτουργική σκληρότητα κατά το τρέξιμο (Arampatzis, et al., 1999; Stefanyshyn & Nigg, 1998).

Οι μελέτες αυτές βασίζονται στο ελατηριακό πρότυπο, ενώ οι περισσότερες εξετάζουν τη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων στη βάση της κινητικής δράσης των διποδικών αναπηδήσεων, λόγω της απλότητάς τους και της υψηλής αξιοπιστίας τους (McLachlan, Murphy, Watsford, & Rees, 2006). Αναφέρεται ότι, η λειτουργική σκληρότητα μέσω των αναπηδήσεων αντιπροσωπεύει την πολύπλοκη αλληλεπίδραση μυών, τενόντων, συνδέσμων, αρθρώσεων και οστών, στην προσπάθειά τους ν' αντισταθούν στην ασκούμενη δύναμη (Butler, et al., 2003). Και εκτός αυτού, πολλοί ερευνητές πιστεύουν ότι η επιλογή αυτή συνιστά την ιδανικότερη, λόγω ενός πολυπαραγοντικού συνδυασμού: της οικονομίας χρόνου, της ευκολίας των μετρήσεων, καθώς και της υψηλής πρόβλεψης στ' αποτελέσματα απόδοσης και κακώσεων σε αθλήματα υψηλής έντασης, όπως τρέξιμο και άλματα (Chelly & Denis, 2001; Durand, et al., 2010; Hobara et al., 2008).

### **2.4. Τρόποι υπολογισμού λειτουργικής σκληρότητας**

Υπάρχουν αρκετοί διαφορετικοί τρόποι υπολογισμού της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, στους οποίους περιλαμβάνεται η κάθετη σκληρότητα, κάτω άκρων και η στρεπτική σκληρότητα (Butler, et al., 2003). Η κάθετη σκληρότητα αποτελεί μέτρηση της αντίστασης του σώματος



στην κατακόρυφη μετατόπιση, μετά την άσκηση της ΔΕΑ (Brughelli & Cronin, 2008; Butler, et al., 2003). Χρησιμοποιείται για την περιγραφή γραμμικών κινήσεων που λαμβάνουν χώρα στην κατακόρυφη διεύθυνση, όπως οι αναπηδήσεις και τ' άλματα. Βέβαια, η επιφάνεια αναπήδησης διαφοροποιεί τον υπολογισμό της λειτουργικής σκληρότητας (Ferris & Farley, 1997). Παρακάτω περιγράφονται οι δύο περιπτώσεις διαφορετικής σκληρότητας επιφάνειας (σκληρή και ελαστική) και ο αντίστοιχος τρόπος υπολογισμού της σκληρότητας.

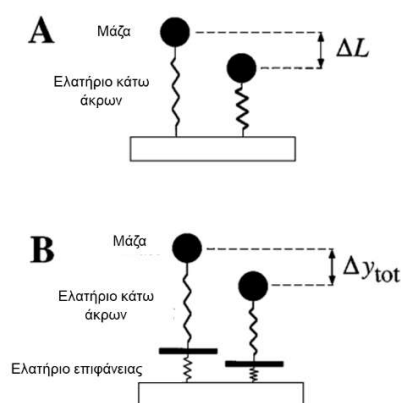
#### Σκληρή επιφάνεια δυναμοδαπέδου.

Το ελατήριο κάτω άκρων αντιπροσωπεύει τη συνολική λειτουργική σκληρότητα των πολλών αρθρώσεων των κάτω άκρων, κατά τη διάρκεια της κίνησης (Ferris & Farley, 1997). Κατά τις αναπηδήσεις και εξαιτίας του γεγονότος ότι χρησιμοποιούνται και τα δύο κάτω άκρα, η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων ισούται με την συνδυασμένη σκληρότητα των δύο μελών. Όταν ένα άτομο αναπηδάει σε μια σκληρή επιφάνεια (όπως δυναμοδάπεδο), η μέγιστη κάθετη μετατόπιση του ΚΜΣ, κατά τη φάση εδαφικής επαφής ( $\Delta y_{tot}$ ) ισούται με τη μέγιστη μετατόπιση του ελατηρίου κάτω άκρων ( $\Delta L$ ) (Σχήμα 2.2.A). Η μέση λειτουργική σκληρότητα του ελατηρίου κάτω άκρων ( $k_{leg}$ ) κατά τη φάση εδαφικής επαφής υπολογίζεται από το πηλίκο της μέγιστης κατακόρυφης ΔΕΑ ( $F_{peak}$ ) με το  $\Delta L$ , τη στιγμή που το ελατήριο κάτω άκρων βρίσκεται στη μέγιστη συμπίεση. Δηλαδή:

$$k_{leg} = F_{peak} / \Delta L \text{ (εξίσωση 1)}$$

Επισημαίνεται ότι λόγω της ελατηριακής φύσης των κάτω άκρων,

η μέγιστη κατακόρυφη ΔΕΑ καθώς και η κορυφή της μετατόπισης του ελατηρίου κάτω άκρων, λαμβάνουν ταυτόχρονα χώρα, στη μέση της φάσης εδαφικής επαφής. Στην παραπάνω εξίσωση το  $\Delta L$  υπολογίζεται από το διπλό ολοκλήρωμα της κατακόρυφης επιτάχυνσης του ΚΜΣ και όπως αυτό υπολογίζεται από την  $F_{peak}$  (Blickhan & Full, 1993; Cavagna, 1977). Οι αναπηδήσεις σε σκληρή επιφάνεια, επιφέρουν την ισοδυναμία μεταξύ λειτουργικής σκληρότητας ελατηρίου κάτω άκρων και συνολικής σκληρότητας (Ferris & Farley, 1997).



**Σχήμα 2.2.** Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και συνολική λειτουργική σκληρότητα σ' εξαιρετικά σκληρή (Α) και ελαστική επιφάνεια (Β), (Ferris & Farley, 1997). Α: Το μοντέλο ελατηρίου – μάζας σε εξαιρετικά σκληρή επιφάνεια στην αρχή (αριστερά) και στη μέση (δεξιά), της φάσης εδαφικής επαφής. Η κατακόρυφη μετατόπιση του σημείου μάζας είναι ίση με τη μέγιστη μετατόπιση του ελατηρίου κάτω άκρων ( $\Delta L$ ) κι έτσι η συνολική σκληρότητα ισούται με τη σκληρότητα κάτω άκρων. Β: Στις αναπηδήσεις σε ελαστική επιφάνεια, το ελατήριο της επιφάνειας είναι σε σειρά με το ελατήριο κάτω άκρων. Η μετατόπιση του σημείου μάζας ( $\Delta y_{tot}$ ) είναι ίση με το άθροισμα της μέγιστης μετατόπισης του ελατηρίου κάτω άκρων ( $\Delta L$ ) και της μετατόπισης του ελατηρίου επιφάνειας. Η συνολική σκληρότητα είναι ίση με τον εν σειρά συνδυασμό της σκληρότητας κάτω άκρων και της επιφάνειας.

**Ελαστική επιφάνεια.** Όταν ένα άτομο εκτελεί αναπηδήσεις σε μία ελαστική επιφάνεια, οι κατακόρυφες κινήσεις του ΚΜΣ κατά τη φάση εδαφικής επαφής εξαρτώνται από τη λειτουργική σκληρότητα του ελατηρίου κάτω άκρων αλλά και τη σκληρότητα της επιφάνειας, (Σχήμα 2.2.B). Ο συνδυασμός των δύο προηγούμενων, σε σειρά, αναφέρεται ως συνολική σκληρότητα ( $k_{tot}$ ). Η μέση  $k_{tot}$  του συστήματος υπολογίζεται από το πηλίκο της  $F_{peak}$  με την  $\Delta y_{tot}$ , τη στιγμή που κατά τη φάση εδαφικής επαφής, το ΚΜΣ βρίσκεται στο χαμηλότερο σημείο. Δηλαδή:

$$k_{tot} = F_{peak} / \Delta y_{tot} \text{ (εξίσωση 2)}$$

Η τιμή για την  $\Delta y_{tot}$  υπολογίζεται από το διπλό ολοκλήρωμα της κάθετης δύναμης (Blickhan & Full, 1993; Cavagna, 1977). Επιπλέον, αποτελείται από δύο παράγοντες, το  $\Delta L$  και την κατακόρυφη μετατόπιση της επιφάνειας ( $\Delta y_{surf}$ ). Δηλαδή:

$$\Delta y_{tot} = \Delta y_{surf} + \Delta L \text{ (εξίσωση 3)}$$

Ο υπολογισμός του  $\Delta y_{surf}$  στηρίζεται στο πηλίκο της μέγιστης κατακόρυφης ΔΕΑ προς τη σκληρότητα επιφάνειας. Στη συνέχεια, η τιμή για το  $\Delta L$  υπολογίζεται από την εξίσωση 3. Καταλήγοντας, η λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων υπολογίζεται από την εξίσωση 1 (Ferris & Farley, 1997).

Ειδικότερα όμως, η κάθετη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων υπολογίζεται μ' έναν από τους τρεις παρακάτω τρόπους:

Στην πρώτη και απλή μέθοδο η μέγιστη κατακόρυφη ΔΕΑ διαιρείται με τη μέγιστη κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας κατά τη διάρκεια της εδαφικής επαφής (εξίσωση 1, Πίνακας 2.1). Η κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας κατά τη διάρκεια της επαφής

καθορίζεται από το διπλό ολοκλήρωμα της καμπύλης της κατακόρυφης δύναμης (Cavagna, 1985). Η μέθοδος υποθέτει ότι η κατακόρυφη θέση του κέντρου μάζας στη αρχική πρόσκρουση είναι παρόμοια μ' αυτήν της απογείωσης, μ' αποτέλεσμα η σταθερά του ολοκληρώματος να ισούται με μηδέν. Η κατακόρυφη ταχύτητα παράγει την κατακόρυφη τροχιά του κέντρου μάζας. Η μέγιστη κατακόρυφη μετατόπιση του ΚΜΣ καθορίζεται από τη διαφορά μεταξύ των μέγιστων και ελάχιστων τιμών της καμπύλης. Συνήθως το ΚΜΣ υπολογίζεται μέσω του δυναμοδαπέδου, αλλά μπορεί να καθοριστεί κι από μια κινηματική ανάλυση (με σύστημα ανάλυσης κίνησης). Η μάζα σώματος και η συχνότητα ταλάντωσης καθορίζουν στη συνέχεια τη σκληρότητα (εξίσωση 3, Πίνακας 2.1). Οι δύο χρόνοι (επαφής και πτήσης) μπορεί να προκύψουν από δυναμοδάπεδο (2) ή από foot switches (ανιχνευτές περασμένοι στο κάτω άκρο).

Η δεύτερη μέθοδος υπολογίζει την κατακόρυφη σκληρότητα από την κατακόρυφη δύναμη που ασκείται στο έδαφος, κατά τη διάρκεια της εδαφικής επαφής (Farley, et al., 1991). Όταν το σύστημα ελατηρίου μάζας προσγειώνεται στο έδαφος, η δύναμη που ασκεί σ' αυτό περνάει μέσω του βάρους του, δηλαδή  $m \cdot g$  (όπου  $m$  = μάζα και  $g$  = επιτάχυνση βαρύτητας), κατά την προσγείωση και απογείωση.

**Πίνακας 2.1.** Τρόποι υπολογισμού λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων

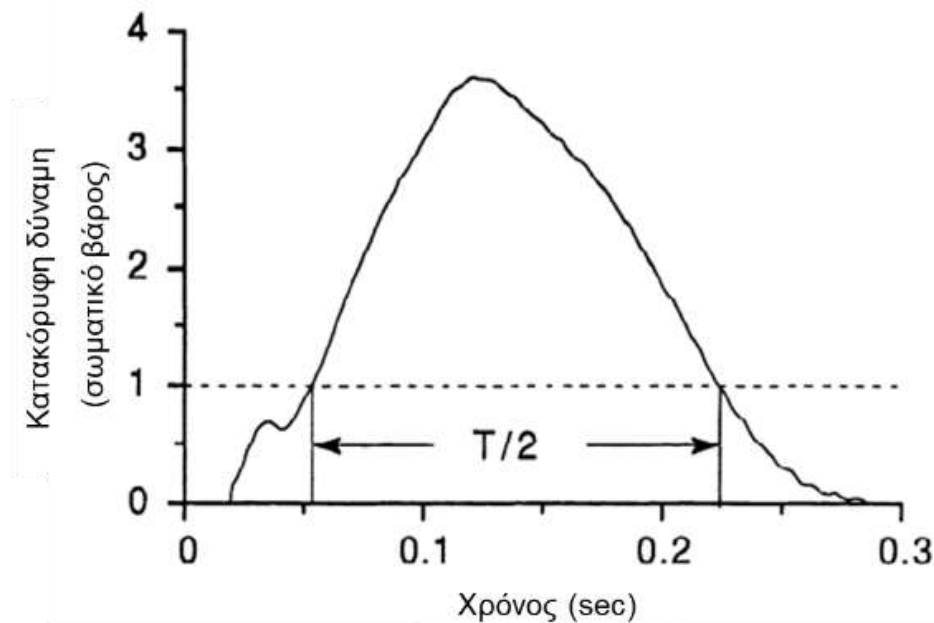
| Είδη Σκληρότητας                                                                                                                                            | Ερευνητές                 |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------|
| <b>ΚΑΤΑΚΟΡΥΦΗ ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ (kvert)</b>                                                                                                                        |                           |
| (1) $k_{vert} = F_{max}/\Delta y$<br>$F_{max}$ = μέγιστη κατακ. δύναμη,<br>$\Delta y$ = μέγιστη κατακόρυφη μετατόπιση ΚΜΣ                                   | McMahon & Cheng (1990)    |
| (2) $k_{vert} = m(2\pi/T)^2$<br>$m$ = μάζα σώματος, $T/2 = 1/2$ ταλαντωτικής περιόδου-<br>Ιδιοσυχνότητα                                                     | Farley et al., (1991)     |
| (3) $k_{vert} = m\omega_0^2$<br>$m$ = μάζα σώματος, $\omega_0$ = ιδιοσυχνότητα                                                                              | Farley et al., (1991)     |
| <b>ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ (kleg)</b>                                                                                                                         |                           |
| (4) $k_{leg} = F_{max}/\Delta y$<br>$F_{max}$ = μέγιστη κατακ. δύναμη,<br>$\Delta L$ = μεταβολή κατακ. κάτω άκρου<br>$\Delta y$ = μέγιστη κατακ. μετατόπιση | McMahon & Cheng (1990)    |
| <b>ΣΤΡΕΠΤΙΚΗ ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ (kjoint)</b>                                                                                                                        |                           |
| (5) $k_{joint} = \Delta M/\Delta \theta$<br>$\Delta M$ = μεταβολή μυϊκής ροπής,<br>$\Delta \theta$ = μεταβολή αρθρικής γωνίας                               | Farley et al., (1998)     |
| (6) $k_{joint} = 2 W/\Delta \theta$<br>$W$ = αρνητικό μηχανικό έργο άρθρωσης,<br>$\Delta \theta$ = μεταβολή αρθρικής γωνίας                                 | Arampatzis et al., (1999) |

Ο χρόνος επαφής μεταξύ αυτών των δύο σημείων ( $T/2$ ) αποτελεί το μισό της ταλαντωτικής περιόδου ιδιοσυχνότητας ( $\omega$ ) κι εκεί που η κατακόρυφη ΔΕΑ είναι μεγαλύτερη από το ΣΒ (Σχήμα 2.3). Το  $T/2$  υπολογίζεται από το δυναμοδάπεδο και η ιδιοσυχνότητα, όπως και η κατακόρυφη σκληρότητα από το  $T/2$ , δηλαδή  $\omega = 2\pi/T$  και  $k = m*\omega^2$  άρα  $k = m*(2\pi/T)^2$  (εξίσωση 2, Πίνακας 2.1).

Η τρίτη μέθοδος της κατακόρυφης σκληρότητας χρησιμοποιεί τον χρόνο επαφής και τον χρόνο πτήσης μεταξύ των διαδοχικών προσκρούσεων του πέλματος, για να υπολογίσει τη

φυσική συχνότητα ταλάντωσης (McMahon, et al., 1987).

Κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, όπου το κάτω άκρο έρχεται σ' επαφή με το έδαφος υπό γωνία και το ΚΜΣ δεν βρίσκεται άμεσα πάνω από το πέλμα, χρησιμοποιείται ο όρος σκληρότητα κάτω άκρων (McMahon & Cheng, 1990). Σκληρότητα κάτω άκρων θεωρείται η αντίσταση στη μεταβολή του μήκους κάτω άκρων, μετά την άσκηση εσωτερικών ή εξωτερικών δυνάμεων. Η μετατόπιση του ΚΜΣ καθορίζεται από τη διπλή μεταβολή της κατακόρυφης ΔΕΑ και η μέγιστη κατακόρυφη δύναμη διαιρείται με τη μεταβολή του κατακόρυφου μήκους κάτω άκρων.



**Σχήμα 2.3.** Η κατακόρυφη σκληρότητα ελατηρίου κάτω άκρων υπολογίζεται από το μισό μιας περιόδου ιδιοσυχνότητας ( $T/2$ ). Το  $T/2$  είναι ο χρόνος που η κατακόρυφη  $\Delta EA$  είναι μεγαλύτερη από το ένα  $\Sigma B$  (Farley, Blickhan, Saito, & Taylor, 1991).

Αν βέβαια η μάζα κινείται μόνο σε κατακόρυφη διεύθυνση, όπως στις αναπηδήσεις, τότε η σκληρότητα κάτω άκρων είναι παρόμοια με την κατακόρυφη σκληρότητα (McMahon & Cheng, 1990) (εξίσωση 4, Πίνακας 2.1).

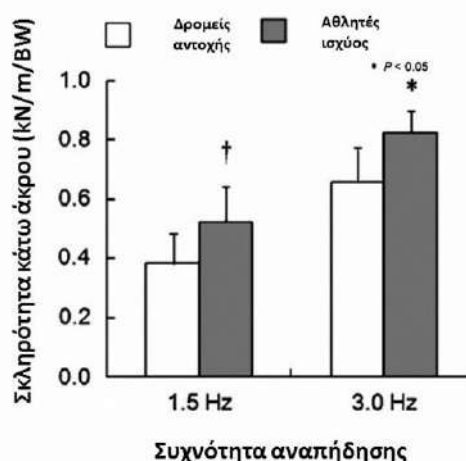
Τέλος, η στρεπτική σκληρότητα αντικατοπτρίζει την αντίσταση στη μεταβολή της γωνιακής μετατόπισης για κάμψη και περιστροφή, μετά την άσκηση αρθρικών ροπών. Και ερευνά το ρόλο των μεμονωμένων αρθρώσεων στη συνολική σκληρότητα κάτω άκρων (Brughelli & Cronin, 2008; Butler, et al., 2003). Καθορίζεται από το πηλίκο της μεταβολής στις αρθρικές ροπές προς τη μεταβολή στην αρθρική γωνία (Farley, et al., 1998), (εξίσωση 5, Πίνακας 2.1). Η στρεπτική σκληρότητα μπορεί επίσης να υπολογιστεί, με την προσέγγιση του έργου – ενέργειας (Arampatzis, et al., 1999), (εξίσωση 6, Πίνακας 2.1).

## 2.5. Διαμόρφωση βαθμού λειτουργικής σκληρότητας ως προσαρμογή αθλητικής ειδικευσης

Με την αύξηση των δυνάμεων που ασκούνται στο σώμα αυξάνεται και η αντίστασή του, με σκοπό την παραγωγή ελεγχόμενων κινήσεων. Η σκληρότητα αυξάνεται σε μέγεθος ανάλογα με τις απαιτήσεις της εκάστοτε δραστηριότητας (Arampatzis, et al., 1999; Arampatzis, et al., 2001a,b; Farley, et al., 1991; Granata et al., 2001; Kuitunen, et al., 2002; Stefanyshyn & Nigg, 1998) και στη βάση ενός ελέγχου σκληρότητας (Hobara, et al., 2007).

Αυτός ο έλεγχος της λειτουργικής σκληρότητας κατέχει πολύ σημαντικό ρόλο για την απόδοση και την πρόληψη κακώσεων, στο τρέξιμο και στ' άλματα. Έτσι, η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων αυξάνεται με την αύξηση του ύψους (Farley, et al., 1991; Farley & Morgenroth, 1999), της συχνότητας αναπήδησης

στις επιτόπιες διποδικές αναπήδησεις (Farley, et al., 1991; Granata et al., 2001), καθώς και με την αύξηση της ταχύτητας αναπήδησης στ' άλματα από ύψος (Arampatzis, et al., 2001a,b). Στις αναπήδησεις επίσης, μιας μικρής διάρκειας εδαφική επαφή χαρακτηρίζεται από υψηλότερη σκληρότητα κάτω άκρων, συγκριτικά με την αντίστοιχη προτιμητέα (στην ίδια συχνότητα αναπήδησης) (Hobara et al., 2007). Δηλαδή, οι άνθρωποι μετατρέπουν τα κάτω άκρα τους σε σκληρότερο ελατήριο, σε συνθήκες που απαιτούν σύντομες επαφές, παρά σ' άλλες που συγκλίνουν κοντά σ' αυτή, της προτίμησής τους (Arampatzis, Schade, Walsh, & Bruggemann, 2001; Farley, et al., 1999). Επιπλέον, η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων αυξάνεται καθώς αυξάνεται η ταχύτητα στο τρέξιμο, αλλά και στους δρόμους ταχύτητας (Arampatzis, et al., 1999; Kuitunen, et al., 2002; Seyfarth, Geyer, Günther, & Blickhan, 2002; Stefanyshyn & Nigg, 1998). Όμως, για συγκεκριμένη ταχύτητα, ένα μεγάλο μήκος διασκελισμού σχετίζεται με χαμηλότερη λειτουργική σκληρότητα (McMahon & Cheng, 1990; Farley & Gonzalez, 1996; Derrick, Caldwell, & Hamill, 2000). Η αυξημένη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων ενισχύει τον ρυθμό ανάπτυξης δύναμης, καθώς και την αποθήκευση και επαναχρησιμοποίηση ενέργειας (Brughelli & Cronin, 2008). Επίσης, βοηθάει στην αύξηση της δύναμης, της ταχύτητας κίνησης και της οικονομίας τρεξίματος (Butler, et al., 2003; Wilson & Flanagan, 2008). Γι' αυτό οι αθλητές προπόνησης ισχύος επιδεικνύουν υψηλότερη λειτουργική σκληρότητα, συγκρινόμενοι με αθλητές αντοχής (Hobara et al., 2008) (Σχήμα 2.4).



**Σχήμα 2.4.** Σύγκριση της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, μεταξύ δρομέων αντοχής (□) και αθλητών ισχύος (■), σε δύο συχνότητες διποδικής αναπήδησης, 1.5 Hz και 3.0 Hz (Hobara, Kimura, Omuro, Gomi, Muraoka, Iso, & Kanosue, 2008). Και οι δύο ομάδες αθλητών αύξησαν τη σκληρότητα κάτω άκρων στη μεγαλύτερη συχνότητα (3.0 Hz). Συγκεκριμένα, οι αθλητές ισχύος επέδειξαν υψηλότερη σκληρότητα συγκριτικά με τους δρομείς αντοχής. Σημαντικότητα διαφοράς μεταξύ των δύο ομάδων: † ( $p < 0.01$ ) και \* ( $p < 0.05$ ).

Η μελέτη των Fábriaca, López, και Souto (2015), αξιολόγησε τις διαφορές στη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων, επαγγελματιών ποδοσφαιρικού, μετά την εφαρμογή προπονητικού πρωτοκόλλου ισχύος, διάρκειας 6 εβδομάδων. Οι μελετητές έφτασαν στο συμπέρασμα, ότι ακόμη και μετά από σύντομο χρονικό διάστημα, η λειτουργική σκληρότητα μπορεί ν' αυξηθεί σημαντικά.

Αναφορικά με τη στρεπτική σκληρότητα, πολλές μελέτες δείχνουν ότι οι μεταβολές στη σκληρότητα των αρθρώσεων μπορεί να σχετίζονται εν μέρει, με το πρότυπο προσγείωσης (Arampatzis, et al., 1999; Arampatzis et al., 2001b; Farley, et al., 1998; Lughton et al., 2003; Seyfarth, et al., 2002). Έχει φανεί λοιπόν, ότι σε προσγειώσεις που χαρακτηρίζονται ως

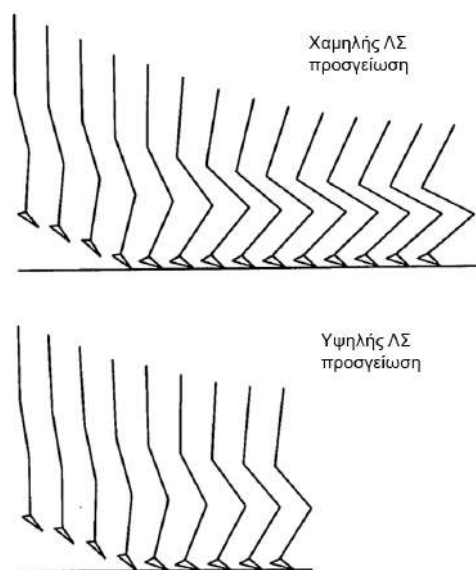
ως εμπρόσθιας πρόσκρουσης (αναπηδήσεις και τρέξιμο), η άρθρωση του γονάτου είναι πιο σκληρή από την άρθρωση της ποδοκνημικής (Arampatzis, et al., 2001b; Farley, et al., 1998; Seyfarth et al., 2002). Βέβαια, το αντίθετο συμβαίνει σε προσγειώσεις οπίσθιας πρόσκρουσης, όπου πιο σκληρή παρουσιάζεται η άρθρωση της ποδοκνημικής (Arampatzis, et al., 1999; Laughton et al., 2003). Επίσης, υψηλότερα ποσοστά λειτουργικής σκληρότητας στην άρθρωση της ποδοκνημικής σχετίζονται με την αύξηση της ταχύτητας στις αναπηδήσεις (Farley, et al., 1999), και ειδικότερα σ' αυτές με μικρή διάρκεια εδαφικής επαφής (Kuitunen, et al., 2011). Όμως, για τη μικρή διάρκεια της εδαφικής επαφής κατά τις αναπηδήσεις υπάρχει και η αντίθετη γνώμη, της ρύθμισης της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων από την στρεπτική σκληρότητα του γονάτου (Hobara, et al., 2008). Στην αυξημένη λειτουργική σκληρότητα της άρθρωσης του γονάτου αποδίδεται η απόδοση σε άλματα έντασης (Kuitunen, et al., 2011), όπως επίσης και η αύξηση της ταχύτητας στους δρόμους ταχύτητας (τυπικά, εμπρόσθιας πρόσκρουσης), (Kuitunen, et al., 2002).

## **2.6. Λειτουργική σκληρότητα ως παράγοντας απόδοσης - κάκωσης.**

Το κατακόρυφο άλμα αποτελεί σημαντική συνισταμένη σε πολλά αθλήματα και μία καλή επίδοσή του συνεισφέρει σε μια επιτυχημένη αθλητική απόδοση, ιδιαίτερα σε αθλητικές πρακτικές όπως η πετοσφαίριση και η καλαθοσφαίριση (Bobbert & van Ingen Schenau, 1988). Η δραστηριότητα του άλματος και της

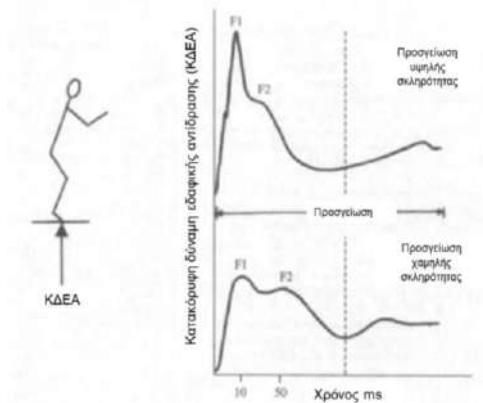
προσγείωσης εμπλέκουν διαφορετικά μεγέθη από ΔΕΑ (Yeow, Lee, & Goh, 2009), οι οποίες φθάνουν στη μέγιστες τιμές τους κατά την προσγείωση. Οι υπερβολικές ΔΕΑ μπορεί να επιφέρουν κακώσεις στα κάτω άκρα (Dufek & Bates, 1991; Kirkendall & Garrett, 2000) και ιδιαίτερα στην άρθρωση του γονάτου, όταν κατά την προσγείωση αυτή βρίσκεται μεταξύ 0° και 25° κάμψης και πρέπει ν' αντισταθεί σε μια γρήγορη αλλαγή της κινητικής ενέργειας (Podraza & White, 2010).

Κατά την προσγείωση, το ελατήριο κάτω άκρων μπορεί να συμπεριφερθεί με υψηλή ή χαμηλή σκληρότητα επιδεικνύοντας κι ανάλογα κινηματικά και κινητικά χαρακτηριστικά (Devita & Skelly, 1992). Ο Devita και Skelly (1992), μελέτησαν γυναίκες, αθλήτριες πετοσφαίρισης και καλαθοσφαίρισης, στη δοκιμασία του άλματος από ύψος. Οι μελετητές αναγνώρισαν ότι η προσγείωση με υψηλή σκληρότητα συνοδεύεται από μια πιο όρθια θέση, με μικρότερη κάμψη στην άρθρωση του γονάτου (77° κάμψη) και συνολικά πιο σύντομη διάρκεια στη φάση εδαφικής επαφής (152 ms, από την αρχική επαφή μέχρι τη μέγιστη κάμψη στην άρθρωση του γονάτου). Αντίθετα, στην προσγείωση με χαμηλή σκληρότητα, η εδαφική επαφή (342 ms) ξεκίνησε με τη συνολική εικόνα του σώματος σε μεγαλύτερη κάμψη (9° περισσότερη σε ισχία και 5° λιγότερη σε πελματιαία κάμψη), και με τη κάμψη στην άρθρωση των γονάτων να φτάνει στις 117° (Εικόνα 2.1). Οι ερευνητές διέκριναν ότι συνολικά το μυϊκό σύστημα, απορρόφησε 19% περισσότερο από



**Εικόνα 2.1.** Γραμμικός σχηματισμός σώματος κατά την προσγείωση με χαμηλή και υψηλή σκληρότητα (Devita & Skelly, 1992). Η φάση εδαφικής επαφής (αρχική επαφή έως μέγιστη κάμψη στην άρθρωση των γονάτων) είχε μεγαλύτερη διάρκεια και έφτασε σε μεγαλύτερη κάμψη στα γόνατα κατά την προσγείωση χαμηλής σκληρότητας. Η προσγείωση υψηλής σκληρότητας συνοδευόταν από μια πιο όρθια θέση, σε όλη τη διάρκειά της.

την κινητική ενέργεια στην προσγείωση με την χαμηλότερη λειτουργική σκληρότητα, συγκριτικά μ' αυτήν με τη υψηλότερη. Σαν αποτέλεσμα, μειώθηκε η δύναμη πρόσκρουσης στους υπόλοιπους ιστούς (περισσότερο έργο σε ισχίο και γόνατο). Οι μελετητές κατέληξαν ότι η προσγείωση χαμηλής σκληρότητας προστατεύει περισσότερο (συγκριτικά με της υψηλής) από τις κραδασμικές εντάσεις, συμφωνώντας με τους Zatsiorsky και Prilutsky (1987). Στα συμπεράσματά τους φάνηκε, ότι οι πελματιαίοι καμπήρες παρείχαν τη βασική λειτουργία της απορρόφησης ενέργειας και στις δύο συνθήκες (κατά μέσο όρο 44% του συνολικού μυϊκού έργου), ενώ ακολούθησαν οι εκτείνοντες του γονάτου (34%) και του ισχίου (22%), (Devita & Skelly, 1992).



**Σχήμα 2.5.** Κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (ΚΔΕΑ) για προσγείωση με υψηλή και χαμηλή σκληρότητα. Η  $F_1$  και  $F_2$  ανταποκρίνονται στις μέγιστες δυνάμεις εμπρόσθιας και οπίσθιας πρόσκρουσης, αντίστοιχα. Η  $F_1$  είναι η κραδασμική κορυφή όταν το εμπρόσθιο τμήμα του πέλματος προσκρούει στο έδαφος και συμβαίνει περίπου 10 ms μετά την αρχική επαφή. Η  $F_2$  είναι η κορυφή που σχετίζεται με την πρόσκρουση του οπίσθιου τμήματος του πέλματος και συνήθως συμβαίνει μέσα στα 40 – 70 ms της εδαφικής επαφής, σε κινητικές δράσεις όπως οι προσγειώσεις μετά από άλμα-καρφί.

Ο Bressel και Cronin (2005), ανέφεραν ότι στην προσγείωση υψηλής σκληρότητας ένας αθλητής ασκεί μια μεγάλη κατακόρυφη δύναμη (ΔΕΑ) σε λιγότερο χρόνο και μια μικρότερη σε περισσότερο χρόνο στην αντίστοιχη χαμηλής σκληρότητας (Σχήμα 2.5). Οι μελετητές υποστήριζαν ότι η χαμηλής σκληρότητας προσγείωση αποτελεί καλύτερη επιλογή, εξαιτίας του μικρότερου μεγέθους κραδασμικών δυνάμεων.

Ο Bedo και συνεργάτες (2022) επισημαίνουν ότι, η μεγαλύτερη γωνία κάμψης στην άρθρωση του γονάτου κατά την προσγείωση χαμηλής σκληρότητας, χαρακτηριστικό των αθλητών πετοσφαίρισης, μειώνει τα μηχανικά φορτία της άρθρωσης. Συνεχίζοντας, καταλήγουν ότι έτσι ενισχύεται η απορρόφηση – απόσβεση των κραδασμικών δυνάμεων.

Υπερβολικά υψηλά επίπεδα λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων σχετίζονται με μειωμένες αρθρικές κινήσεις, αυξημένες μέγιστες δυνάμεις και ρυθμούς φόρτισης κάτω άκρων. Το γεγονός αυτό μπορεί να επιφέρει αύξηση του κινδύνου για οστικές κακώσεις και / ή οστεοαρθρίτιδα στην άρθρωση του γονάτου (Butler, et al., 2003). Από την άλλη, πολύ χαμηλά επίπεδα λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, σχετίζονται με υπερβολικές αρθρικές κινήσεις και πιθανές κακώσεις μαλακών ιστών (Flanagan, Galvin, & Harrison, 2008). Κακώσεις στην άρθρωση του γονάτου, όπως κάκωση πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, αντιμετωπίζονται πολύ συχνά σε αθλήματα με μεγάλες συχνότητες προσγειώσεων, όπως η καλαθοσφαίριση και η πετοσφαίριση (Arendt & Dick, 1995; Griffin, Angel, Albohm, et al., 2000). Τέτοιου είδους κακώσεις αναφέρονται έξι με οχτώ φορές μεγαλύτερες σε γυναίκες αθλήτριες, συγκριτικά με τους άνδρες αθλητές, ίδιου αθλήματος (Arendt & Dick, 1995; Chandy & Grana, 1985; Ferretti, Papandrea, Conteduca, & Mariani, 1992; Gray et al., 1985; Gwinn, Wilkens, McDevitt, Ross, & Kao, 2000; Lindenfild, Schmitt, Hendy, Mangine, & Noyes, 1994; Malone, Hardaker, & Garrett, 1993).

Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων, δηλαδή η αντίσταση των κάτω άκρων στη συμπίεση κατά την προσγείωση, συνιστά τη δυναμική ισορροπία και καθορίζει την αποτελεσματικότητα και την αποδοτικότητα της κίνησης (Hughes & Watkins, 2008). Η μειωμένη σκληρότητα των γυναικών, συγκριτικά με τους άντρες (Granata, et al., 2002), σηματοδοτεί τη μειωμένη δυναμική ισορροπία των κάτω άκρων

τους και αυξάνει την πιθανότητα για κακώσεις στις παθητικές δομές υποστήριξης των γονάτων, κατά την προσγείωση (Hughes & Watkins, 2008). Κατ' επέκταση, μπορεί να είναι και ένας βασικός παράγοντας πρόκλησης των αυξημένων περιστατικών, κακώσεων χιαστών (Hughes & Watkins, 2008). Ο Hughes και Watkins, (2008), μιλάνε για ένα βέλτιστο επίπεδο λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, με μια καλύτερη διαχείριση απορρόφησης των ΔΕΑ από τη μία, καθώς και αποθήκευση και επαναχρησιμοποίηση της ελαστικής ενέργειας από την άλλη.

## **2.7. Μηχανισμός λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων**

Κατά τις αναπηδήσεις, στη φάση της εδαφικής επαφής και συγκεκριμένα τη στιγμή λίγο πριν το άτομο αγγίξει το έδαφος, η κατακόρυφη ΔΕΑ, καθώς και η μετατόπιση του ελατηρίου κάτω άκρων, είναι ίσες με μηδέν (Ferris, et al., 1997). Και τα δύο αυξάνονται κατά τη διάρκεια του πρώτου μισού της φάσης επαφής και στη μέση αυτής, η δύναμη φθάνει τη μέγιστη τιμή της, ενώ και το ελατήριο κάτω άκρων μεγιστοποιεί την συμπίεσή του, αποθηκεύοντας ελαστική ενέργεια στο σύστημα. Κατά το δεύτερο μισό της ίδιας φάσης, αρχίζει η μείωση τόσο για τη δύναμη όσο και για ελατήριο κάτω άκρων, το οποίο απελευθερώνει την αποθηκευμένη ενέργεια ως μηχανική, προκειμένου να χρησιμοποιηθεί στην επικείμενη φάση ώθησης (Kuitunen, et al., 2011). Τέλος, δύναμη και ελατήριο κάτω άκρων μηδενίζονται, καθώς το άτομο απογειώνεται.

Επιπλέον, οι ιδιότητες του εδάφους ενεργούν σε σειρά με το ελατηριακό σύστημα κάτω άκρων (Bishop, et al., 2006), αποδίδοντας τη συνολική

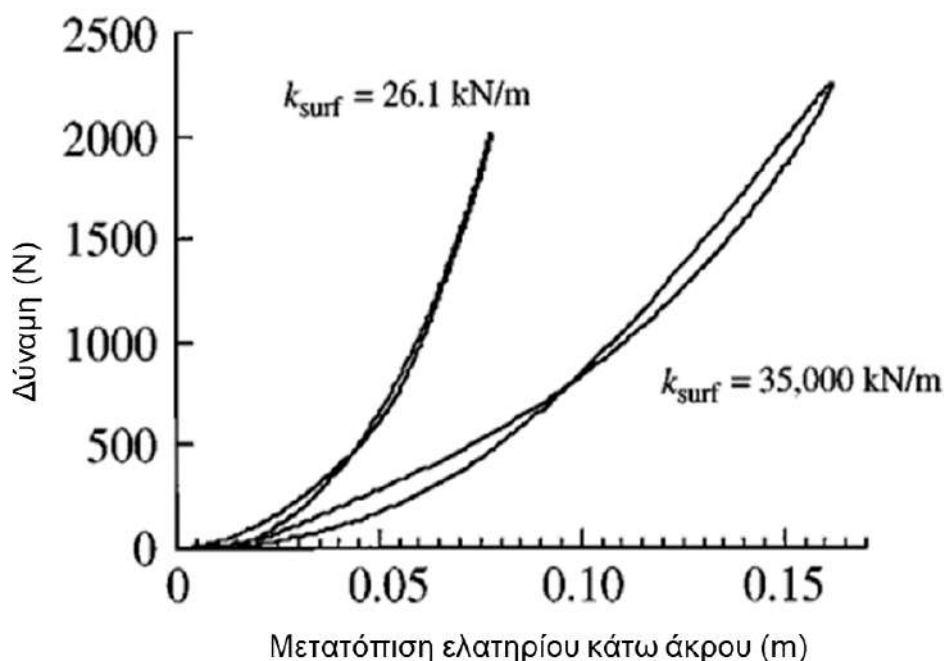


λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων, που επηρεάζει τη μηχανική και την κινηματική της αλληλεπίδρασης με το έδαφος. Αυτό σημαίνει, ότι η σκληρότητα κάτω άκρων επηρεάζει τον χρόνο εδαφικής επαφής του πέλματος και την κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας σώματος (ΚΜΣ), στη φάση αυτή.

Σ' ένα τυπικό διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης (Σχήμα 2.6), ατόμου που αναπηδάει στα 2 Hz (σε πολύ σκληρή και ελαστική επιφάνεια), η κλίση της καμπύλης δύναμης – μετατόπισης, σταδιακά αυξάνεται στα χαμηλά επίπεδά τους, ενώ παρουσιάζεται περίπου γραμμική στα αντίστοιχα μεσαία και υψηλά επίπεδα. Η μέση κλίση της καμπύλης δύναμης – μετατόπισης του ελατηρίου κάτω

άκρων κατά την εδαφική επαφή, συνιστά τη μέση λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων (Ferris & Farley, 1997). Αυτή η μέση κλίση, άρα και η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων, είναι πολύ υψηλότερη για αναπήδηση σε ελαστική επιφάνεια απ' ότι σε πολύ σκληρή.

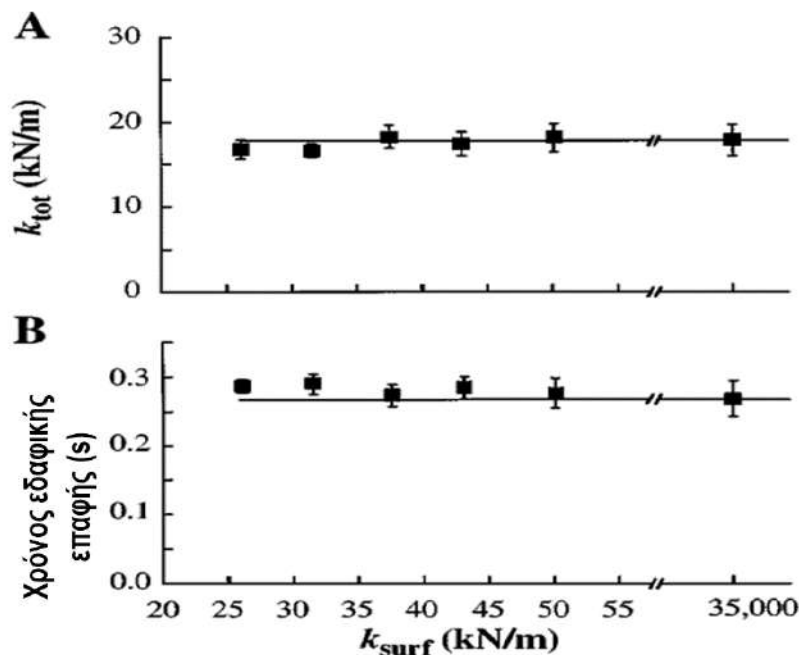
Φαίνεται λοιπόν, ότι οι άνθρωποι μέσω της υψηλότερης σκληρότητας κάτω άκρων, κατά την προσγείωσή τους σε ελαστική επιφάνεια, μειώνουν την απορρόφηση ενέργειας από το μυοσκελετικό τους σύστημα και την αυξάνουν από την επιφάνεια (Ferris & Farley, 1997). Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων προσαρμόζεται σε διαφορετικές επιφάνειες (Feehery, 1986; Ferris & Farley, 1997; Ferris,



**Σχήμα 2.6.** Διάγραμμα κατακόρυφης ΔΕΑ και μετατόπισης ελατηρίου κάτω άκρων, στη φάση εδαφικής επαφής για άτομο με συχνότητα αναπήδησης 2 Hz, σε πολύ σκληρή και ελαστική επιφάνεια. Οι μέσες κλίσεις των καμπύλων δύναμης – μετατόπισης αντιπροσωπεύουν τη μέση λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων. Όσο η σκληρότητα επιφάνειας ( $k_{surf}$ ) μειώνεται, η κλίση κι επομένως η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων αυξάνεται (Ferris & Farley, 1997).

Louie, & Farley, 1998) και σε σχέση αντιστρόφως ανάλογη, προς τη σκληρότητα της επιφάνειας πάνω στην οποία ενεργεί (Geick & Geick, 1997). Στις επιτόπιες αναπηδήσεις, η σκληρότητα κάτω άκρων μπορεί ν' αυξηθεί μέχρι και τρεις φορές, σε αντίστοιχη μείωση της σκληρότητας επιφάνειας (Ferris & Farley, 1997). Η προσαρμογή αυτή της σκληρότητας κάτω άκρων, επιτρέπει στη συνολική (στον εν σειρά συνδυασμό κάτω άκρων και επιφάνειας) να παραμένει σταθερή σε όλες τις επιφάνειες, όπως επίσης συμβαίνει και για τον χρόνο επαφής (Ferris & Farley, 1997; Ferris, et al., 1998) (Σχήμα 2.7). Αν το παραπάνω δεν γίνεται εφικτό, τότε και ο χρόνος επαφής με το έδαφος και η κατακόρυφη μετατόπιση του ΚΜΣ,

αυξάνονται σε επιφάνειες με μειωμένη σκληρότητα. Οι προσαρμογές λοιπόν στη σκληρότητα κάτω άκρων κρίνονται απαραίτητες, για έναν πολύ σημαντικό λόγο. Για την ομοιότητα της κίνησης, σε επιφάνειες διαφορετικών βαθμών σκληρότητας. Είναι όμως σημαντικό να σημειωθεί, ότι δεν αποτελεί μηχανική απαίτηση η αύξηση της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων σε αναπηδήσεις, που εκτελούνται σε ελαστικές επιφάνειες. Μια εναλλακτική στρατηγική θα μπορούσε να στραφεί στη διατήρηση της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων για όλες τις επιφάνειες, επιτρέποντας έτσι την αύξηση του χρόνου εδαφικής επαφής στις ελαστικές.



**Σχήμα 2.7.** Προσαρμογή της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, σε σχέση με τη σκληρότητα επιφάνειας. Αναπηδήσεις στα 2 Hz σε επιφάνειες με μεγάλο εύρος σκληρότητας ( $k_{surf}$ ). *A.* Η συνολική σκληρότητα ( $k_{tot}$ ), δηλαδή η συνδυασμένη σκληρότητα κάτω άκρων και επιφάνειας, παραμένει σχετικά η ίδια (ευθεία γραμμή), ανεξάρτητα από τη σκληρότητα επιφάνειας ( $k_{surf}$ ), ακόμη κι όταν φθάνει τη μεγαλύτερη τιμή σκληρότητας ( $k_{surf} = 35,000$  kN/m), ( $p = 0.60$ ). *B.* Και ο χρόνος εδαφικής επαφής παραμένει σχετικά σταθερός (ευθεία γραμμή), κι ανεξάρτητα τη σκληρότητα επιφάνειας ( $k_{surf}$ ), ( $p = 0.17$ ). Τα σκουρόχρωμα τετράγωνα δείχνουν τις μέσες τιμές για όλα τ' άτομα, Error bars, SE (Ferris & Farley, 1997).

## 2.8. Παράγοντες λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων

Η σκληρότητα κάτω άκρων εξαρτάται από δύο βασικούς παράγοντες: τη στρεπτική σκληρότητα των αρθρώσεων (στρεπτική σκληρότητα) κατά την διάρκεια της επαφής με το έδαφος (Arampatzis, Bruggemann, & Klapsing, 2001; Arampatzis, Bruggemann, & Metzler, 1999; Farley, et al., 1998; Farley & Morgenroth, 1999; Greene & McMahon, 1979; McMahon, et al., 1987) και τη γεωμετρία του συστήματος.

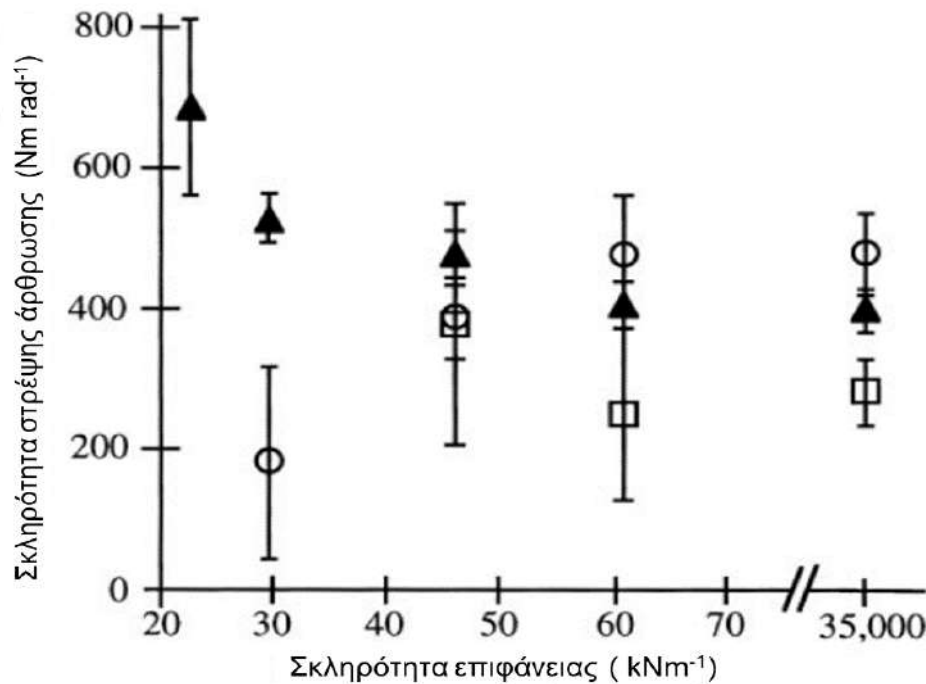
### 2.8.1. Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και στρεπτική σκληρότητα άρθρωσης

Η στρεπτική σκληρότητα κάθε άρθρωσης καθορίζει τον βαθμό αλλαγής στη γωνία της, σε απόκριση συγκεκριμένης στιγμιαίας ροπής στην άρθρωση. Για τα κάτω άκρα, η μέση στρεπτική σκληρότητα της ποδοκνημικής, του γονάτου και του ισχίου υπολογίζονται με το πηλίκο της μεταβολής της καθαρής μυϊκής ροπής ( $\Delta M_{joint}$ ) προς την αρθρική γωνιακή μετατόπιση ( $\Delta \theta_{joint}$ ). Η τελευταία υφίσταται μεταξύ της αρχικής επαφής με το έδαφος και της στιγμής που η άρθρωση βρίσκεται σε μέγιστη κάμψη. Δηλαδή:  $k_{joint} = \Delta M_{joint} / \Delta \theta_{joint}$ , όπου  $k_{joint}$  είναι η μέση στρεπτική σκληρότητα της άρθρωσης, στο πρώτο μισό της φάσης εδαφικής επαφής. Οι αρθρώσεις βρίσκονται στη μέγιστη κάμψη περίπου την ίδια στιγμή που το ΚΜΣ φθάνει στο χαμηλότερο σημείο του και τα κάτω άκρα είναι σε μέγιστη συμπίεση. Άρα, η χρονική περίοδος για τον υπολογισμό της σκληρότητας ροπής

είναι σχεδόν παρόμοια με εκείνη, του υπολογισμού της σκληρότητας κάτω άκρων (Farley, et al., 1998).

Αν η άρθρωση της ποδοκνημικής, γονάτου και ισχίου είναι πιο σκληρή, τότε η αντίστοιχη γωνιακή μετατόπιση θα είναι μικρότερη κατά τη φάση επαφής με το έδαφος, με αποτέλεσμα μικρότερη συμπίεση ποδιού και άρα υψηλότερη σκληρότητα κάτω άκρων. Η στρεπτική σκληρότητα ελέγχεται από διάφορους βιομηχανικούς παράγοντες όπως: μυϊκή ενεργοποίηση και δύναμη (Hunter & Kearney, 1982; Julian & Sollins, 1975; Lacquanti, Licata, & Soechting, 1982; Weiss, Hunter, & Kearney, 1988; Zhang, Nuber, Butler, Bowen, & Rymer, 1998), αντανakλαστικά (Houk, 1979; Kearney, Stein, & Parameswaran, 1997; Nichols & Houk, 1976), συνέργεια ανταγωνιστικών μυών (Agarwal & Gottlieb, 1977; Cannon & Zahalak, 1982; Lacquanti, Licata, & Soechting, 1982), καθώς και κινηματική κάτω άκρων κατά τη φάση επαφής με το έδαφος (Greene & McMahon, 1979; McMahon, et al., 1987).

Η σκληρότητα κάτω άκρων εξαρτάται σημαντικά από τις προσαρμογές της σκληρότητας στρέψης της άρθρωσης της ποδοκνημικής, κατά τη φάση εδαφικής επαφής. Σ' ένα εύρος επιφανειών όπου η σκληρότητα κάτω άκρων διπλασιάζεται για ν' αντισταθμίσει τις μειώσεις της σκληρότητας επιφάνειας, η στρεπτική σκληρότητα της άρθρωσης της ποδοκνημικής αυξάνεται κατά 1.75 φορές (για το ίδιο εύρος), ενώ οι αντίστοιχες γονάτου και ισχίου παραμένουν σταθερές (Farley, et al., 1998), (Σχήμα 2.8).



**Σχήμα 2.8.** Σκληρότητα αρθρώσεων κάτω άκρων, σε διποδικές αναπηδήσεις, σ' ένα εύρος επιφανειών διαφορετικής σκληρότητας και στη μέση της φάσης εδαφικής επαφής (εκεί όπου το ΚΜΣ φθάνει το χαμηλότερο σημείο του και οι αρθρώσεις φθάνουν τη μέγιστη κάμψη). Για την άρθρωση της ποδοκνημικής (▲), του γονάτου (○) και του ισχίου (□). Η σκληρότητα της άρθρωσης της ποδοκνημικής αυξάνεται σε επιφάνειες μικρότερης σκληρότητας, ενώ οι αντίστοιχες του γονάτου και του ισχίου παραμένουν ίδιες σε όλες τις επιφάνειες (Farley, Houdijk, Van Strien, & Louie, 1998).

Επιπλέον, η στρεπτική σκληρότητα της άρθρωσης της ποδοκνημικής αποτελεί κυρίαρχο μηχανισμό για την προσαρμογή της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, όταν οι άνθρωποι αναπηδούν σε διαφορετικά ύψη (Farley & Morgenroth, 1999). Δηλαδή, στην αύξηση της σκληρότητας στρέψης της άρθρωσης της ποδοκνημικής (Farley & Morgenroth, 1999), αποδίδεται ο διπλασιασμός της σκληρότητας κάτω άκρων που παρατηρείται στις αναπηδήσεις μέγιστου ύψους και σ' αυτές με προτιμητέο ύψος, αλλά συγκεκριμένης συχνότητας (Farley, et al., 1991).

Ο Kuitunen και συνεργάτες (2011), αναφέρουν ότι η άρθρωση της ποδοκνημικής εμφανίζει τη χαμηλότερη σκληρότητα του συστήματος κάτω άκρων και ιδιαίτερα

σε συνθήκες υψηλής φόρτισης. Για το λόγο αυτό, εμφανίζει την πιο μεγάλη επίδραση στη συνολική σκληρότητα (κάτω άκρων).

### 2.8.2. Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και γεωμετρία κάτω άκρων

Η σκληρότητα κάτω άκρων επηρεάζεται και από τη γεωμετρία των κάτω άκρων τη στιγμή που το πέλμα έρχεται σε επαφή με το έδαφος (Greene & McMahon, 1979; McMahon, et al., 1987). Διάφορα μαθηματικά μοντέλα προβλέπουν ότι η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων εξαρτάται από τη γεωμετρία των κάτω άκρων τη συγκεκριμένη στιγμή, εξαιτίας των μεταβολών στην ευθυγράμμιση του διανύσματος της ΔΕΑ, αναφορικά με τις αρθρώσεις (Greene & McMahon, 1979;

McMahon, et al., 1987). Αν οι αρθρώσεις τη στιγμή της πρόσκρουσης βρίσκονται σε μεγαλύτερη κάμψη, τότε οι αρθρικές ροπές που σχετίζονται με τη συγκεκριμένη ΔΕΑ, θα είναι μεγαλύτερες. Έτσι, για δεδομένη στρεπτική σκληρότητα και η γωνιακή μετατόπιση των αρθρώσεων κατά τη φάση εδαφικής επαφής, θα είναι μεγαλύτερη. Αυτά τα μοντέλα επικεντρώνονται στον τρόπο που η γεωμετρία κάτω άκρων επηρεάζει τη λειτουργική τους σκληρότητα, χωρίς όμως τις μεταβολές στη σκληρότητα στρέψης των αρθρώσεων. Στην πράξη (στην ανθρώπινη κίνηση), η γεωμετρία κάτω άκρων επηρεάζει τη στρεπτική σκληρότητα στην άρθρωση, επειδή έχει επίδραση στο μήκος μυός – τένοντα και στο απαιτούμενο επίπεδο της μυϊκής ενεργοποίησης, που πρέπει ν' ασκηθεί προς το έδαφος (Agarwal & Gottlieb, 1977; Gottlieb & Agarwal, 1979; Hunter & Kearney, 1982; Nielsen, Sinkjaer, Toft, & Kagamihara, 1994).

## **2.9. Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και συχνότητα αναπήδησης**

Η μελέτη του Hobara και συνεργατών (2008), επικεντρώθηκε στη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων μεταξύ δρομέων μεγάλων αποστάσεων και αθλητών ισχύος. Οι αθλητές εκτέλεσαν διποδικές αναπηδήσεις σε σκληρή επιφάνεια δυναμοδαπέδου, χωρίς υποδήματα και σε δύο διαφορετικές συχνότητες (1.5 Hz και 3.0 Hz). Στ' αποτελέσματα φάνηκε, ότι και οι δύο ομάδες αθλητών αύξησαν τη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων στις αναπηδήσεις με τη μεγαλύτερη συχνότητα, (Σχήμα 2.4). Δηλαδή, κατά τις επιτόπιες αναπηδήσεις, η σκληρότητα κάτω άκρων αυξάνεται

με την αύξηση της συχνότητας αναπήδησης, ή το ύψος αυτών (Farley, et al., 1991). Από την άλλη, η σταθερότητα της συνολικής σκληρότητας κάτω άκρων επιτρέπει στο χρόνο εδαφικής επαφής και σε συγκεκριμένη συχνότητα αναπήδησης, να παραμένει ανεπηρέαστος όταν η σκληρότητα επιφάνειας αλλάζει ως και 1000 φορές.

Οι προσαρμογές της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων και η σταθερή συνολική σκληρότητα δεν συνιστούν μηχανική απαίτηση, για τη διατήρηση συγκεκριμένης συχνότητας αναπήδησης (Ferris & Farley, 1997).

### **2.9.1. Φυσική συχνότητα ή ιδιοσυχνότητα**

Σημαντικό στοιχείο μηχανικής συμπεριφοράς στις αναπηδήσεις (του συστήματος ελατηρίου – μάζας), αποτελεί η φυσική συχνότητα (ιδιοσυχνότητα), που καθορίζεται από τη λειτουργική σκληρότητα και τη ΣΜ (Blickhan, 1989). Εξαιτίας της φάσης πτήσης στις αναπηδήσεις, υπάρχει ένα πολύ μεγάλο εύρος φυσικών συχνοτήτων πιθανές για συγκεκριμένη συχνότητα αναπήδησης. Η μοναδική μηχανική απαίτηση επικεντρώνεται στο ότι η φυσική συχνότητα ενός ατόμου πρέπει να είναι μεγαλύτερη, ή ίση με τη συχνότητα αναπήδησής του. Μελέτες έχουν δείξει, ότι οι άνθρωποι έχουν την ικανότητα ν' αναπηδούν στα 2.2 Hz με μια φυσική συχνότητα που κυμαίνεται λίγο πάνω από τα 2.2 Hz κι έως τα 3.7 Hz (Farley, et al., 1991). Ο Farley και συνεργάτες (1991), βρήκαν ότι η φυσική συχνότητα ποικίλει ανάμεσα στα άτομα κατά 9% και η διαφοροποίηση αυτή δεν σχετίζεται με τη σωματική μάζα. Επιπλέον, σε συχνότητα αναπήδησης κάτω από 1.5 Hz το κάτω

άκρο δεν συμπεριφέρεται ως ένα σύστημα ελατηρίου – μάζας (Farley, et al., 1991). Όταν η σκληρότητα κάτω άκρων και η φυσική συχνότητα που έχουν επιλεγεί σε συγκεκριμένη συχνότητα αυξάνονται, το άτομο επιδεικνύει μικρότερο χρόνο επαφής και μεγαλύτερο πτήσης (Farley, et al., 1991).

Γίνεται κατανοητό, ότι οι άνθρωποι έχουν τη μηχανική και φυσιολογική επιλογή ν' αναπηδούν σε συγκεκριμένη συχνότητα, κάνοντας χρήση ενός εύρους από φυσικές συχνότητες. Τέλος, τη στιγμή της επιλογής της προτιμητέας συχνότητας αναπήδησης, μεταξύ πολλών διαφορετικών επιφανειών (διαφορετικής σκληρότητας), αυτή εμφανίζεται πανομοιότυπη σε όλες τις επιφάνειες (Ferris & Farley, 1997).

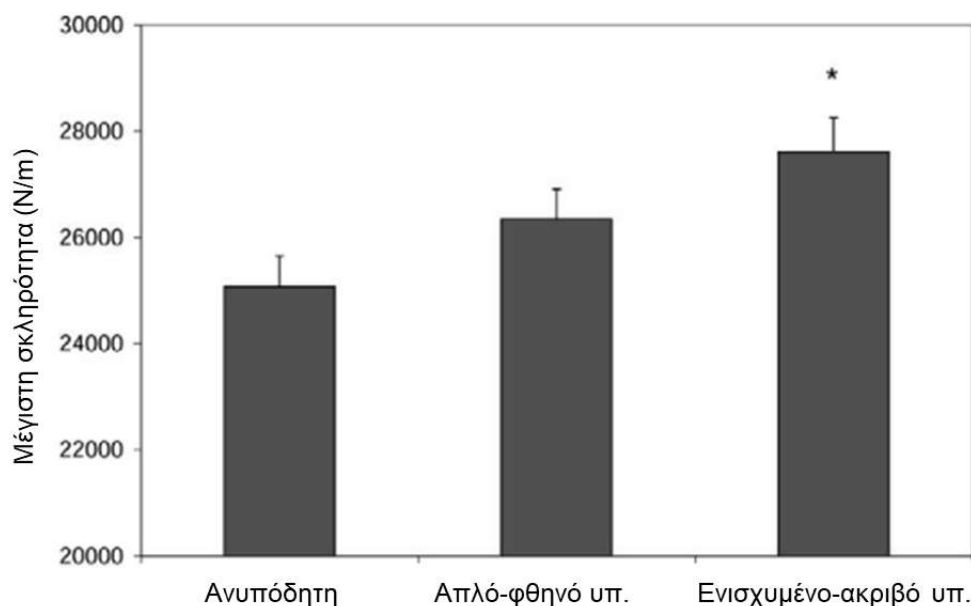
## **2.10. Αθλητικό υπόδημα και λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων**

Το αθλητικό υπόδημα προστατεύει την πελματιαία επιφάνεια του πέλματος, παρέχει την απαιτούμενη τριβή μεταξύ ποδιού και εδάφους, συνεισφέρει στον έλεγχο της κίνησης και μειώνει τους κραδασμούς (McPoil, 2000). Ιδιαίτερα όμως, η αποφυγή υπερβολικών φορτίσεων αποτελεί πρωταρχικός λειτουργικός σκοπός του (Nigg & Segesser, 1992), μιας και το αντίθετο (που μπορεί να συμβαίνει στη φάση εδαφικής επαφής) μπορεί ν' αποβεί καταστροφικό για τη σωματική ακεραιότητα και να οδηγήσει σε διάφορες κακώσεις (Radin, 1983; Radin & Paul, 1971; Radin, Yang, Riegger, Kish, & O'Connor, 1991). Βέβαια, από τη στιγμή που εισάγεται

ως μεταβλητή στο σύστημα κάτω άκρων – επιφάνειας, η σειρά των ελατηρίων που αντιπροσωπεύουν τα κάτω άκρα πρέπει να προσαρμοστούν εκ νέου, έτσι ώστε να διατηρηθεί η συνολική σκληρότητα (Geick & Geick, 1997). Αν δηλαδή, ένα υπόδημα προκαλεί μείωση δυνάμεων κρούσης, τότε υπάρχει το ενδεχόμενο μεταβολής της σκληρότητας, κατά την κινητική δραστηριότητα (Bishop, et al., 2006).

Σε μελέτη (Bishop, et al., 2006), που εξέτασε τη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων κατά τις αναπηδήσεις, μεταξύ τριών συνθηκών (ανυπόδητη, απλό – φθηνό αθλητικό υπόδημα τρεξίματος και ενισχυμένο – ακριβό υπόδημα τρεξίματος), η υψηλότερη μέγιστη σκληρότητα φάνηκε στη συνθήκη με τα πιο ενισχυμένα υποδήματα ( $p = 0.002$ ) (Σχήμα 2.9). Τα υποδήματα αυτά ήταν ελαφρύτερα από τα πιο απλά και είχαν διπλής πυκνότητας υλικό πολυουρεθάνης (διεθνώς γνωστό με τη συντομογραφία EVA) στη περιοχή της πτέρνας και της μεσοσόλας, συγκριτικά με τ' απλά (μονής πυκνότητας). Αξίζει να σημειωθεί ότι, μεταξύ των δύο συνθηκών με τα αθλητικά υποδήματα (απλό και ενισχυμένο) δεν υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ( $p = 0.092$ ), όπως επίσης και μεταξύ της συνθήκης με το απλό υπόδημα και το γυμνό πόδι ( $p = 0.091$ ) (Σχήμα 2.9).

Αθλητές της καλαθοσφαίρισης και της πετοσφαίρισης, όπου τ' άλματα αποτελούν βασική συνισταμένη στο κινητικό πρότυπό τους, κάνουν χρήση εξειδικευμένων υποδημάτων που μπορούν ν' αλλάξουν τη συνολική βιομηχανική των κάτω άκρων.



**Σχήμα 2.9.** Μέγιστη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρου κατά τις διποδικές αναπηδήσεις, σε τρεις συνθήκες (ανυπόδητη, απλό – φθινό αθλητικό υπόδημα τρεξίματος και ενισχυμένο – ακριβό υπόδημα τρεξίματος). Ο \* δηλώνει τη στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ενισχυμένων υποδημάτων και της ανυπόδητης συνθήκης, ( $p = 0.002$ ) (Bishop, Fiolkowski, Conrad, Brunt, & Horodysk, 2006).

Τα υποδήματα αυτά αποτελούνται από ειδικά κατασκευαστικά στοιχεία που στοχεύουν στη μείωση των δυνάμεων κρούσης και της κόπωσης, στην αύξηση της εκρηκτικής ικανότητας και στη βελτίωση της απόδοσης στ' άλματα.

Χαρακτηριστικά, σε πρόσφατη μετανάλυση (Lam, Kan, Chia, & Kong, 2019), γίνεται αναφορά στα υποδήματα των καλαθοσφαιριστών αλλά, και στο βαθμό που κάποια τεχνικά στοιχεία τους ενισχύουν την απόδοση των αθλητών. Συγκεκριμένα, αναφέρονται στην ενίσχυση (στρώμα μαλακού υλικού) του υποδήματος, όπου μαζί με τη σκληρότητα της μεσοσόλας από κοινού, αποτελούν βασικά στοιχεία που μπορούν ν' αλλάξουν τις δυνάμεις πρόσκρουσης. Η σκληρότητα της μεσοσόλας μπορεί να επηρεάσει τα λειτουργικά χαρακτηριστικά του υποδήματος και επομένως ν' αλλάξει το πρότυπο της φόρτισης, της αντίληψης και της

συνολικής βιομηχανικής των κάτω άκρων. Οι αθλητές φορώντας τα εξειδικευμένα υποδήματα και συγκριτικά με άλλου τύπου (μη σχεδιασμένα για το συγκεκριμένο άθλημα), δέχονται σημαντικά μικρότερες ΔΕΑ και ρυθμούς φόρτισης. Οι μελετητές μιλούν για την ενίσχυση του υποδήματος και τονίζουν τον σημαντικό της ρόλο στην άνεση του πέλματος. Επιπρόσθετα, αναφέρουν τα στοιχεία της τριβής (συγκεκριμένου δείκτη και μέχρι 0.82) στην εξωτερική σόλα του υποδήματος, αλλά κι αυτό της σκληρότητας στο μπροστινό του τμήμα, ως «ενισχυτές απόδοσης» για πιο γρήγορες επιταχύνσεις, κοψίματα και υψηλότερα άλματα. Έμφαση δίνεται επίσης, στο σημαντικά μεγαλύτερο ύψος άλματος (συγκριτικά με κοινά υποδήματα), αποτέλεσμα της σκληρότητας των υποδημάτων (έσω και πλάγιο τμήμα). Προς αυτή την κατεύθυνση στοχεύουν και εξειδικευμένα υποδήματα

καλαθοσφαίρισης που χαρακτηρίζονται από μικρή μάζα και προσδίδουν ενίσχυση σε άλματα και πλαϊνής κίνησης κοψίματα.

Αλλά και παλαιότερη μελέτη, κατέληξε στη σημαντικότητα του στοιχείου της υψηλότερης σκληρότητας, στη περιοχή της μεσοσόλας (Tinoco, Bourgit, & Morin, 2010). Το ενδιαφέρον, της συγκεκριμένης μελέτης, επικεντρώθηκε σε δύο τύπους εξειδικευμένων υποδημάτων πετοσφαίρισης. Αναγνώρισε, μείωση στην απώλεια ενέργειας (μεταταρσοφαλλαγγική άρθρωση) και στην επίδραση της κούρασης σε άλματα αλλά, και την αυξημένη απόδοση, στο υπόδημα με την υψηλότερη σκληρότητα μεσοσόλας. Οι μελετητές πρόσθεσαν ότι, το συγκεκριμένο τεχνικό χαρακτηριστικό των υποδημάτων δημιουργεί μια δυναμική αλληλεπίδρασης με το έδαφος, ευνοώντας συγκεκριμένες αθλητικές καταστάσεις.

Σε πρόσφατη μελέτη (Luftglass, Peebles, Miller, & Queen, 2021), εξετάστηκε ο βαθμός συμφωνίας στα κινητικά αποτελέσματα, μεταξύ δύο διαφορετικών αθλητικών υποδημάτων, σε άλματα με πτώση, από ύψος. Το πρώτο ζευγάρι ήταν προκαθορισμένο, αθλητικό υπόδημα για τρέξιμο, ενώ το άλλο δόθηκε στην επιλογή των συμμετεχόντων, δηλαδή διαφορετικά υποδήματα στο σύνολο του δείγματος. Στα συμπεράσματα φάνηκε ότι τα κινητικά αποτελέσματα (όπως μέγιστες κατακόρυφες ΔΕΑ, κατά τις διποδικές προσγειώσεις), επέδειξαν από καλή μέχρι τέλεια συμφωνία μεταξύ των δύο συνθηκών (προκαθορισμένο και επιλογής). Οι μελετητές κατέληξαν, ότι σε συνθήκες διποδικών προσγειώσεων, τ'

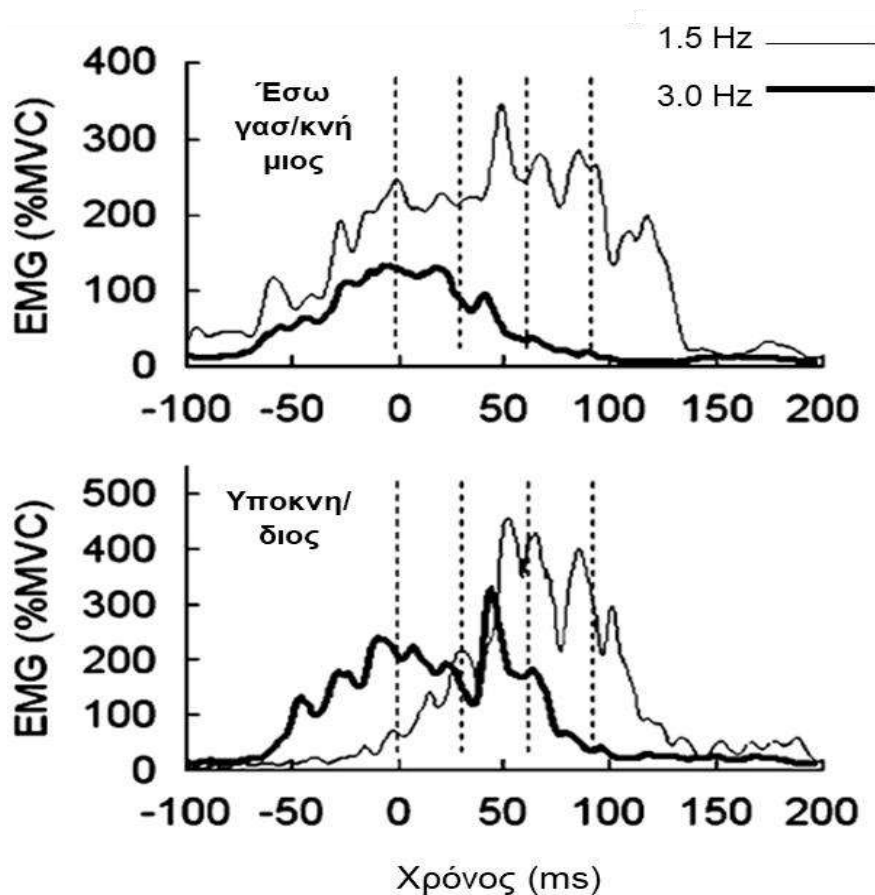
αποτελέσματα δυνάμεων φόρτισης μπορεί να βασίζονται σε μη προκαθορισμένα αθλητικά υποδήματα.

## 2.11. Μυϊκή ενεργοποίηση γαστροκνημίου μυός κατά τις αναπηδήσεις

Κατά τις αναπηδήσεις, η άρθρωση της ποδοκνημικής κατέχει πολύ σημαντικό ρόλο στην παραγωγή κατακόρυφης – προωθητικής ενέργειας (Fukashiro & Komi, 1987). Η στρεπτική σκληρότητα της συγκεκριμένης άρθρωσης, ρυθμίζεται μέσω ενός κυρίαρχου κεντρικού μηχανισμού ελέγχου, από την προδραστηριότητα (μυϊκή δραστηριότητα πριν την εδαφική επαφή), καθώς και τη μυϊκή δραστηριότητα του τρικεφάλου κνημιαίου κατά την προσγείωση (Hobara, et al., 2007). Ο τρικέφαλος κνημιαίος (δηλαδή, έσω και έξω γαστροκνήμιος και υποκνημίδιος) αποτελεί το βασικό πελματιαίο καμπτήρα, που αποτελείται από σχετικά κοντές μυϊκές ίνες και μακρύ τένοντα, αποκτώντας έτσι το μηχανικό πλεονέκτημα της αποθήκευσης και απελευθέρωσης ελαστικής ενέργειας (Alexander & Ker, 1990).

Σε διποδικές αναπηδήσεις ανυπόδητης συνθήκης, σε συχνότητες 1.5 Hz και 3.0 Hz, αθλητών προπόνησης ισχύος, η προδραστηριότητα κάτω άκρων ξεκινούσε περίπου 50 ms πριν την προσγείωση και για τις δύο συχνότητες (Hobara et al., 2008). Η μέγιστη δραστηριότητα (EMG) για τον έσω γαστροκνήμιο, για τη συχνότητα των 1.5 Hz, παρουσιάστηκε αρχικά στα 50 ms μετά την εδαφική επαφή (χρόνος 0), ενώ εμφάνισε δεύτερη αύξηση στα 60 – 90 ms, όπου στη συνέχεια σταδιακά





**Σχήμα 2.10.** Διορθωμένο ηλεκτρομυογράφημα (EMG) χαμηλού φιλτραρίσματος (low-pass filtered), σε διποδικές αναπηδήσεις, αθλητή προπόνησης υψηλής ισχύος. Η μυϊκή δραστηριότητα (αντιπροσωπευτική ενός ατόμου), παρουσιάζεται για τον έσω γαστροκνήμιο (πάνω διάγραμμα) και υποκνημίδιο (κάτω διάγραμμα), κατά τη διάρκεια μέγιστης ισομετρικής εθελοντικής σύσπασης, για τους δύο μύες (%MVC). Ο χρόνος στην τιμή 0 αντιπροσωπεύει το σημείο εδαφικής επαφής. Ο έσω γαστροκνήμιος παρουσιάζει μέγιστη μυϊκή ενεργοποίηση (στα 1.5 Hz) αρχικά στα 50 ms και ξανά στα 60 – 90 ms, ενώ στα 3.0 Hz ολοκληρώνεται γύρω στα 60 ms (Hobara et al., 2008).

μειώθηκε, μέχρι την απογείωση (Hobara et al., 2008). Αυτές οι κορυφές αντιπροσώπευαν το βραχύ και μακράς καθυστέρησης διατατικό αντανακλαστικό (Dyhre-Poulsen et al., 1991; Golhofer et al., 1992; Horita et al., 1996; Nardone & Schieppati, 1998). Στις αναπηδήσεις με συχνότητα 3.0 Hz, η δραστηριότητα ολοκληρώθηκε γύρω στα 60 ms (Hobara et al., 2008), (Σχήμα 2.10).

Η προδραστηριότητα καθορίστηκε ως βασικό στοιχείο λειτουργικής απόδοσης, καθώς αποτέλεσε προγραμματισμένη εντολή, με σκοπό

την αύξηση της στρεπτικής σκληρότητας της άρθρωσης της ποδοκνημικής για την επικείμενη προσγείωση (Hobara, et al., 2007).

Στη μελέτη του Kuitunen και συνεργατών (2011), η δραστηριότητα της ηλεκτρομυογραφίας (EMG) στους πελματιαίους καμπήρες, αυξήθηκε πριν και κατά τη διάρκεια της φάσης εδαφικής επαφής (με την αύξηση της έντασης αναπήδησης). Όμως, η προδραστηριότητα του υποκνημίδιου και έξω γαστροκνημίου συσχετίστηκε με τη στρεπτική σκληρότητα της ποδοκνημικής ( $p < 0.05$ ), ενώ η

αντίστοιχη του έσω γαστροκνημίου μόνο με τη στρεπτική σκληρότητα της άρθρωσης του γονάτου ( $p < 0.01$ ). Οι μελετητές υποστήριξαν το ρόλο του έσω γαστροκνημίου ως υποστηρικτή της δράσης του υποκνημίδιου (σε μικρής διάρκειας επαφή, στον κύκλο βράχυνσης – διάτασης), με σκοπό την προσαρμογή της στρεπτικής σκληρότητας της άρθρωσης της ποδοκνημικής. Από την άλλη, η σημαντική συσχέτιση της προδραστηριότητας του έσω γαστροκνημίου με τη στρεπτική σκληρότητα της άρθρωσης του γονάτου, θα μπορούσε να εξηγηθεί ως μία σύνδεση μεταξύ των δύο αρθρώσεων (Ingen Schenau et al., 1990).

Ο Funase και συνεργάτες (2001), ανέφεραν ότι, ο συνολικός χρόνος μυϊκής ενεργοποίησης για τον υποκνημίδιο και έσω γαστροκνήμιο, αυξάνεται όσο ο χρόνος των αναπηδήσεων γίνεται πιο αργός. Έτσι, αντικατοπτρίζεται ο χρόνος εδαφικής επαφής μεταξύ των αναπηδήσεων, κατά τον οποίο οι μύες συνεχίζουν να βρίσκονται σε σύσπαση. Επιπρόσθετα, το επίπεδο της δραστηριότητας για τον έσω γαστροκνήμιο αυξάνεται περίπου 100 ms πριν την προσγείωση και σε όλους τους ρυθμούς αναπήδησης. Η δραστηριότητά του αυτή εξυπηρετεί τη στρεπτική σκληρότητα της ποδοκνημικής, στην αναμονή μιας προσγείωσης και με σκοπό το «μαλάκωμα» του κραδασμού (Funase et al., 2001).

Τέλος στη μελέτη των Moritani, Oddsson, και Thorstensson (1991), σε διποδικές αναπηδήσεις ανδρών στα 2 Hz, φάνηκε ότι ο έσω γαστροκνήμιος (EMG) επέδειξε μια επιλεκτική προδραστηριότητα και μια κυρίαρχη

δραστηριότητα κατά την έκκεντρη φάση (από την έναρξη της εδαφικής επαφής μέχρι τη μέγιστη δύναμη). Η προδραστηριότητα αυτή εκδηλώθηκε περίπου 150 ms πριν την έναρξη της εδαφικής επαφής, όπου σε μεγάλο μέρος της ο υποκνημίδιος ήταν σημαντικά ανενεργός.

## 2.12. Σύνοψη Βιβλιογραφικής Ανασκόπησης

Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων στηρίζεται στο ελατηριακό πρότυπο, ενισχύοντας την αντίσταση του συστήματος στην όποια αλλαγή του μήκους του, από μια δύναμη που ασκείται σ' αυτό. Αποτελεί σημαντικότερη παράμετρο της κίνησης, μιας και ενισχύει τον έλεγχο της αλλά και την οικονομία της.

Για ν' επιτευχθεί αυτό, ενεργεί σε σειρά με το έδαφος και προσαρμόζεται ανάλογα με τη σκληρότητά του, επηρεάζοντας και τον χρόνο εδαφικής επαφής του πέλματος και την κατακόρυφη μετατόπιση του ΚΜΣ. Επιπλέον, επηρεάζεται από τη στρεπτική σκληρότητα των αρθρώσεων και τη γεωμετρία των κάτω άκρων, τη στιγμή που το πέλμα έρχεται σε επαφή με το έδαφος.

Συμπληρωματική πληροφορία αποτελεί το γεγονός ότι, με την εισαγωγή του στοιχείου του αθλητικού υποδήματος, η λειτουργική σκληρότητα επαναπροσαρμάζεται και πάλι, με σκοπό τη διατήρηση της ομοιότητας της κινητικής δραστηριότητας.

Οι διποδικές αναπηδήσεις αποτελούν μία βασική δοκιμασία αξιολόγησης της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, λόγω της ευκολίας και της απλότητάς τους, αλλά και της υψηλής αξιοπιστίας που επιδεικνύουν. Κατά τις διποδικές αναπηδήσεις, ένα ενισχυμένο αθλητικό υπόδημα

συμβάλει στην υψηλότερη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων, συγκριτικά με την ανυπόδητη συνθήκη. Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων είναι ανάλογη της αθλητικής ειδίκευσης, αυξάνεται με την αύξηση της συχνότητας των αναπηδήσεων, ή το ύψος αυτών. Επίσης, σχετίζεται άμεσα με την αθλητική απόδοση και ιδιαίτερα το κατακόρυφο άλμα, που αποτελεί σημαντική συνισταμένη σε αθλήματα, όπως η καλαθοσφαίριση και η πετοσφαίριση. Όμως, σχετίζεται και με κίνδυνο κακώσεων, καθώς υψηλά επίπεδα λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων μπορεί ν' αυξήσουν τον κίνδυνο για οστικές κακώσεις, ενώ τα πολύ χαμηλά (συχνότερα στις γυναίκες), μπορεί να επιφέρουν κακώσεις μαλακών ιστών. Για την αποτελεσματικότητα και τη λειτουργική απόδοση των διποδικών αναπηδήσεων κυρίαρχο ρόλο παίζει η λειτουργική σκληρότητα της άρθρωσης της ποδοκνημικής. Ο τρικέφαλος κνημιαίος (έσω και έξω γαστροκνήμιος και υποκνημίδιος) αποτελεί τον βασικό πελματιαίο καμπτήρα, που λειτουργεί βάσει της αποθήκευσης και απελευθέρωσης ελαστικής ενέργειας. Πολλές μελέτες μέσω ηλεκτρομυογραφίας (EMG) τεκμηριώνουν την έντονη δραστηριότητα (πριν την προσγείωση και μετά απ' αυτή) του έσω γαστροκνημίου, ο οποίος έχει συσχετιστεί αποκλειστικά, με τη στρεπτική σκληρότητα της άρθρωσης του γονάτου. Από την άλλη, ο έξω γαστροκνήμιος δρα υποστηρικτικά στον υποκνημίδιο και συσχετίζεται με τη στρεπτική σκληρότητα της ποδοκνημικής.

### ΚΕΦΑΛΑΙΟ III

#### Μεθοδολογία

##### 3.1. Δείγμα.

Στη μελέτη συμμετείχαν 14 αθλήτριες καλαθοσφαίρισης, 14 αθλήτριες πετοσφαίρισης, καθώς και μια ομάδα ελέγχου (N=14, γυναίκες αντίστοιχου ηλικιακού εύρους με αυτό των αθλητριών). Ο αριθμός δείγματος αποτέλεσε και ο τελικός, μετά από ανάλυση ισχύος (G\*Power version 3.1.9.7.) (Kang, 2021; Faul, Erdfelder, Lang, & Buchner, 2007), η οποία απέδωσε effect size 0.90 και ισχύ μεγαλύτερη του 0.90 για όλες τις στατιστικές τεχνικές. Για το δείγμα των αθλητριών καλαθοσφαίρισης και πετοσφαίρισης επιδιώχθηκε να είναι υψηλού επιπέδου με μακρόχρονη προπονητική ειδίκευση, ώστε να υπάρχει εδραίωση ενός εξειδικευμένου προτύπου λειτουργικής σκληρότητας (Bedo, et al., 2022; Bressel & Cronin, 2005; Hughes & Watkins, 2008; Rojano-Ortega, Berral-Aguilar, & Berral-De La Rosa, 2021).

Για όλες τις αθλήτριες καταγράφηκε η προπονητική τους ηλικία, καθώς και η εβδομαδιαία συχνότητα προπονήσεων. Για το δείγμα της ομάδας ελέγχου, επιλέχθηκαν γυναίκες, μέτριας φυσικής δραστηριότητας και χωρίς κάποια αθλητική εξειδίκευση. Επίσης, καθώς η λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων φαίνεται να ορίζεται από τη σωματική μάζα, επιδιώχθηκε οι γυναίκες της ομάδας ελέγχου να διαθέτουν σωματική μάζα, αντίστοιχη αυτής των αθλητριών.

Η μελέτη εγκρίθηκε από την επιτροπή Βιοηθικής και Δεοντολογίας της Σχολής Φυσικής Αγωγής και

Αθλητισμού και το σχετικό έντυπο παρατίθεται στο Παράρτημα Α.

##### 3.2. Όργανα μέτρησης.

**Δυναμογράφηση.** Για την δυναμογράφιση χρησιμοποιήθηκε το ηλεκτρονικό δυναμοδάπεδο (Kistler 9286AA, με συχνότητα δειγματοληψίας 1000Hz, λογισμικό Bioware Software 2812 A1-3, Kistler, Switzerland) (Εικόνα 3.1). Για τον έλεγχο της συχνότητας των επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων χρησιμοποιήθηκε μετρονόμος στη συχνότητα 130 κτύπων ανά λεπτό (2.2 Hz), για τη διατήρηση στην περιοχή ελατηριακής συμπεριφοράς.

**Δονησιομυογραφία.** Κατά τη διάρκεια των διποδικών επιτόπιων αναπηδήσεων, έγινε καταγραφή της ενεργοποίησης του έξω γαστροκνημίου, του δεξιού κάτω άκρου. Αυτό επετεύχθη με την τοποθέτηση επιφανειακού δονησιογράφου (VMG Vibromyography Transducer, TSD250) (Εικόνα 3.2), ο οποίος διαθέτει ευαίσθητα επιταχυνσιόμετρα MEMS (microelectromechanical systems), για την παρακολούθηση και καταγραφή των μυϊκών δονήσεων.



**Εικόνα 3.1.** Ηλεκτρονικό δυναμοδάπεδο Kistler 9286AA, Switzerland, με συχνότητα δειγματοληψίας 1000Hz.



**Εικόνα 3.2.** Αριστερά: Αισθητήρας μυϊκής δονησιομυογραφίας (VMG Vibromyography Transducer, TSD250) και η σχηματική αντιστοιχία του με κέρμα. Δεξιά: ο αναλογικός -ψηφιακός μετατροπέας (Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA MP150), που συνδέει τον αισθητήρα με ηλεκτρονικό υπολογιστή.

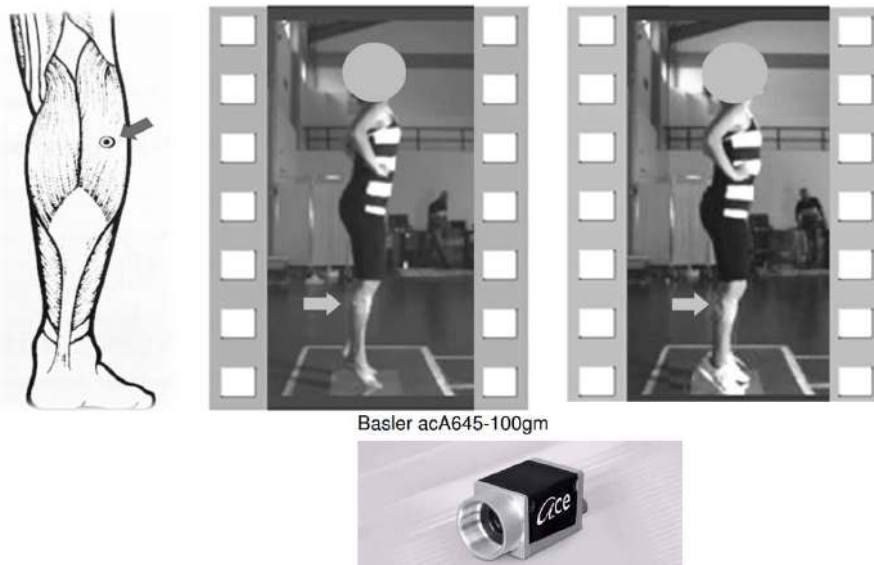
Ο δονησιομυογράφος σταθεροποιήθηκε με χρήση ειδικής ταινίας στον έξω γαστροκνήμιο μυ, σύμφωνα με τις οδηγίες γενικής τοποθέτησης του Cram και Kasman (1998) (Εικόνα 3.3). Η επιλογή του γαστροκνημίου μυός βασίστηκε σε προγενέστερη σχετική βιβλιογραφία (Alexander & Ker, 1990; Funase, et al., 2001; Hobara, et al., 2007; Kuitunen, et al., 2011).

Ο έλεγχος τοποθέτησης έγινε ζητώντας από την κάθε δοκιμαζόμενη να πραγματοποιήσει ακροστασία, κατά την όρθια στάση. Στη θέση αυτή, η ενεργοποίηση του γαστροκνημίου ήταν η μέγιστη (Okada, 1972).

Η συχνότητα δειγματοληψίας του δονησιομυογράφου ορίστηκε στα 2.000 Hz, σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή (Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA.). Οι δονησιογραφικοί αισθητήρες συνδέθηκαν, μέσω ενός αναλογικού ψηφιακού μετατροπέα (Biopac MP150) (Εικόνα 3.2), με ηλεκτρονικό υπολογιστή. Για την καταγραφή της δονησιομυογραφικής δραστηριότητας χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό AcqKnowledge 5.0 (Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA.).

Η δονησιομυογραφία (VMG) καταγράφει τις επιταχυνσιακές μεταβολές του μυός, αντικατοπτρίζοντας τη σύσπαση των μυϊκών ινών. Το μέγεθος της δονησιομυογραφίας εξαρτάται από το μέγεθος των διακυμάνσεων στη μυϊκή τάση (Orizio, 1993) και αυξάνεται γραμμικά με το επίπεδο της σύσπασης (Orizio, Perini, Diemont, Figini, & Veicsteinas, 1990). Το VMG αποτελεί μια ακριβή μέτρηση της παραγωγής μυϊκής δύναμης, καθώς φανερώνει πιο άμεσα τις συσταλές ιδιότητες του μυός, συγκριτικά με το EMG (Zhang, Frank, Ranagayyan, & Bell, 1992). Γι αυτό το λόγο, το VMG αντιπροσωπεύει ένα ιδανικό εργαλείο για μια μη παρεμβατική μέτρηση του αποτελέσματος της δύναμης, κατά τη μυϊκή σύσπαση.

**Οπτική καταγραφή.** Σε συγχρονισμό με τη δυναμογράφηση και δονησιομυογράφηση, έγινε και οπτική καταγραφή της κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο. Η κάμερα (Basler ac645-100gm, λογισμικό AcqKnowledge 5.0, Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA.) (Εικόνα 3.3) τοποθετήθηκε έτσι ώστε να ήταν ορατή η κίνηση ολόκληρου του σώματος (ύψος 80 εκατοστά και οριζόντια



**Εικόνα 3.3.** Ανατομικό σημείο τοποθέτησης δονησιομυογράφου στον έξω γαστροκνήμιο μυ, του δεξιού κάτω άκρου και κάμερα οπτικής καταγραφής της κίνησης.

### 3.3. Διαδικασία μέτρησης.

Για την αξιολόγηση της λειτουργικής σκληρότητας των κάτω άκρων, η πειραματική διαδικασία βασίστηκε στο πρότυπο των διποδικών αναπηδήσεων. Κι αυτό διότι, αποτελούν ένα ιδεώδες κινητικό πρότυπο διαταράξεων, για την αξιολόγηση του τρόπου που σταθεροποιείται η δυναμική του συστήματος ελατηρίου – μάζας, αλλά και γιατί προσομοιάζουν στην κίνηση που χρησιμοποιείται σε πολλές τεχνικές αθλημάτων (Mrdakovic, et al., 2014). Ως κινητικός στόχος, χρησιμοποιείται ευρέως σε μελέτες λόγω της απλότητας του και της υψηλής αξιοπιστίας του [ICCs  $r = .85-.95$  ( $p < .01$ )] (McLachlan, Murphy, Watsford, & Rees, 2006).

Στην παρούσα μελέτη, οι συμμετέχουσες πραγματοποιήσαν συνεχόμενες διποδικές αναπηδήσεις, στη σκληρή επιφάνεια του δυναμοδάπεδου, με υψηλό δείκτη σκληρότητας επιφάνειας ( $k_{surf} = 35,000 \text{ kN/m}$  (personal

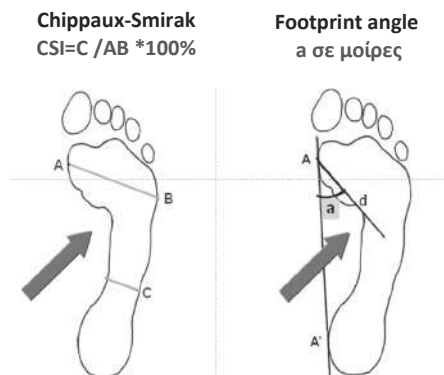
communication, AMTI) και σε δύο συνθήκες υπόδησης: ανυπόδητη (γυμνό πόδι) και με κοινά δρομικού τύπου αθλητικά υποδήματα (μη εξειδικευμένα για δραστηριότητα αθλοπαιδείας). Η συχνότητα αναπήδησης ορίστηκε στα 2.2 Hz (περιοχή ελατηριακής συχνότητας) σε συγχρονισμό με ηλεκτρονικό μετρονόμο, ρυθμισμένο στους 130 κτύπους ανά λεπτό. Η συχνότητα αυτή, βρίσκεται στο εύρος της προτιμητέας συχνότητας αναπήδησης των ανθρώπων (Farley, et al., 1991; Melville-Jones & Watt, 1971). Η σειρά έναρξης των 2 συνθηκών υπόδησης εναλλασσόταν σε κάθε διαδοχική συμμετέχουσα, και έτσι υπήρξε ίσος αριθμός δοκιμαζομένων με ίδια έναρξη συνθήκη υπόδησης.

Πριν την έναρξη των δοκιμασιών έγιναν σωματομετρήσεις που αφορούσαν: ανάστημα στην όρθια στάση και καθιστή θέση (cm) (αναστημόμετρο SECA), σωματική μάζα (Kgr) (ανθρωποζυγός SECA), σωματικό βάρος (N) (δυναμοδάπεδο

Kistler 9286AA, με συχνότητα δειγματοληψίας 1000Hz, λογισμικό Bioware Software 2812 A1-3, Kistler, Switzerland), ύψος ποδοκνημικής, γονάτου, ισχίου (τροχαντήρας) και ώμου (σημείο μηδέν στο έδαφος και γυμνό πόδι), μήκος μηρού και μήκος κνήμης (εκατοστά), καθώς και περίγραμμα τοποθέτησης ποδιών, μέσω του οποίου εκτιμήθηκε ο τύπος ποδικής καμάρας. Η εκτίμηση έγινε, μέσω του δείκτη Chippaux-Smirak (%) και της γωνίας της έσω ποδικής καμάρας (μοίρες) (Σχήμα 3.1.) (Cavanagh & Rodgers, 1987; Forriol & Pascual, 1990; Jaworski & Puch, 1987). Μ' αυτόν τον τρόπο ελέγχθηκε, η τυχόν συμβολή της ελατηριακής μορφής της ποδικής καμάρας (Ker, Bennett, Bibby, Kester, & Alexander, 1987) στη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων.

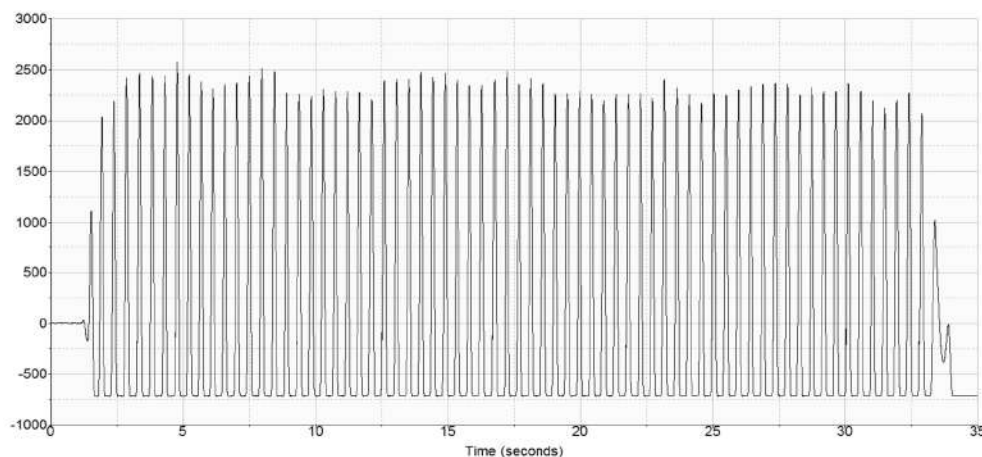
Οι συμμετέχουσες έκαναν προθέρμανση 8 – 10 λεπτά, με χαλαρό τρέξιμο και διατάσεις και ακολούθησε εξάσκηση στις αναπηδήσεις, μέχρι την εξοικειώσή τους με τον απαιτούμενο ρυθμό. Στη συνέχεια και πριν την έναρξη της κάθε προσπάθειας, τοποθετήθηκε δονησιογράφος στην έξω κεφαλή του γαστροκνημίου, του δεξιού κάτω άκρου, σύμφωνα με τις οδηγίες για γενική τοποθέτησή του (Εικόνα 3.3) (Cram & Kasman, 1998).

Η κάθε εξεταζόμενη εκτέλεσε στο δυναμοδάπεδο 2 σειρές από συνεχόμενες διποδικές αναπηδήσεις (διάρκεια δειγματοληψίας 40 δευτ.), υπό την ακρόαση μετρονόμου, ρυθμισμένου στους 130 κτύπους ανά λεπτό. Έτσι διασφαλίστηκε η ρυθμική κινητική προσέλευση του κύκλου κίνησης στη συχνότητα των 2.2 Hz. Επιπλέον, επιτεύχθηκε ο ελάχιστος χρόνος εδαφικής επαφής, καθώς και το ελατηριακό πρότυπο των κάτω άκρων. Δόθηκαν σαφείς οδηγίες, για



**Σχήμα 3.1.** Δείκτες υπολογισμού του ύψους της έσω πλάγιας ποδικής καμάρας για την κατηγοριοποίηση του τύπου ποδικής καμάρας.

για την αυστηρή παραμονή των άνω άκρων δίπλα στα ισχία. Ζητήθηκε, επίσης, η εκτέλεση των αναπηδήσεων να γίνονταν με τη λιγότερη δυνατή κάμψη στην άρθρωση των γονάτων. Κριτήριο για την περαιτέρω αξιολόγηση των αναπηδήσεων ήταν η μονή κορυφή της κατακόρυφης ΔΕΑ, κατά τη φάση εδαφικής επαφής (Rousanoglou & Boudolos, 2006). Συμπληρωματικά, απαιτήθηκε και η ταύτιση της συχνότητας αναπηδήσεων του δείγματος με την προσχεδιασμένη συχνότητα των 2.2 Hz (απόκλιση 2%) (Ferris & Farley, 1997). Από το σύνολο των αναπηδήσεων αφαιρέθηκαν οι 5 πρώτες, για την αποφυγή της μεταβατικής εναρκτηρίας περιόδου και οι εναπομείνουσες αναπηδήσεις, αποτέλεσαν τα δυναμογραφικά δεδομένα για την εξαγωγή των μεταβλητών. Τόσο της λειτουργικής σκληρότητας όσο και της λειτουργικής συμπεριφοράς των κάτω άκρων (Εικόνα 3.4). Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων, λόγω των διποδικών αναπηδήσεων, αποτέλεσε τη συνδυασμένη σκληρότητα των δύο κάτω άκρων (Ferris & Farley, 1997).



Εικόνα 3.4. Δυναμογραφικά δεδομένα διποδικών αναπήδησεων, για την εξαγωγή των μεταβλητών

### 3.4. Επεξεργασία Δεδομένων

#### 3.4.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές

**1<sup>η</sup>: Αθλητική Ειδίκευση** (3 επιπέδων, μη επαναληπτικές συνθήκες): 3 ομάδες συμμετεχόντων, δηλαδή ομάδα ελέγχου (1<sup>η</sup> ομάδα), αθλήτριες καλαθοσφαίρισης (2<sup>η</sup> ομάδα) και πετοσφαίρισης (3<sup>η</sup> ομάδα).

**2<sup>η</sup>: Συνθήκη Υπόδησης** (2 επιπέδων επαναληπτικές συνθήκες): 2 συνθήκες δοκιμασίας, δηλαδή χωρίς υπόδημα-ανυπόδητη (1<sup>η</sup> συνθήκη) και με αθλητικό υπόδημα (2<sup>η</sup> συνθήκη).

#### 3.4.2. Εξαρτημένες μεταβλητές

**Δεδομένα δυναμογράφησης – Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων**

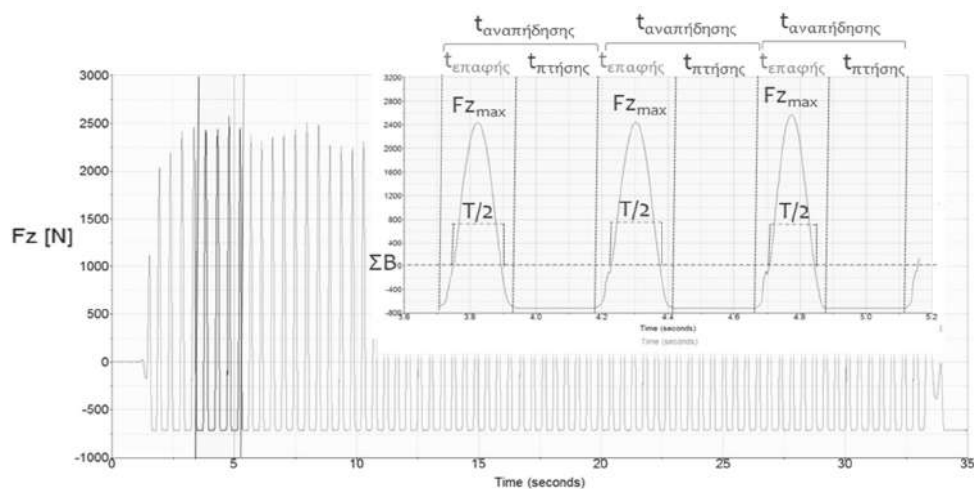
Για τη συνθήκη χωρίς υπόδηση και για τη συνθήκη με αθλητικό υπόδημα, έγινε εξαγωγή, μέσω των λογισμικών (Bioware Kistler και MatLab 2018a, MathWorks, Inc., USA) των εξής δυναμογραφικών δεικτών (μέγεθος) (Εικόνα 3.5 και Εικόνα 3.6):

- Μέτρο λειτουργικής σκληρότητας ( $k$ ) =  $m \cdot (2\pi / T)^2$ , όπου  $M$  = σωματική μάζα και  $T/2$  = η διάρκεια του χρόνου επαφής, όπου η δύναμη είναι πάνω από

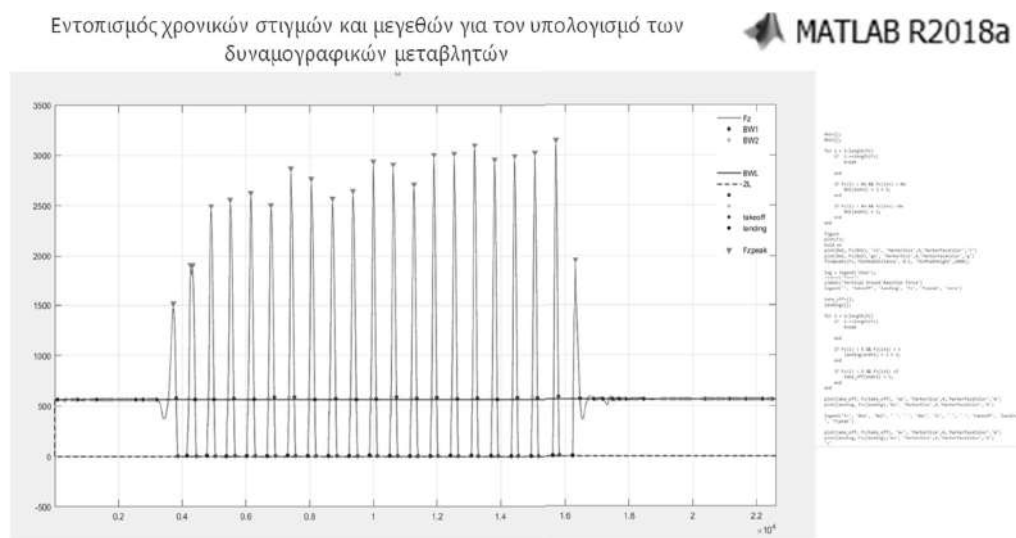
την τιμή του σωματικού βάρους, (εκφρασμένη σε kN/m).

- Μέτρο λειτουργικής σκληρότητας ( $k$ ) =  $F_{zmax} / dL$ , όπου  $F_{zmax}$  = μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (N) και  $dL$  = η κάθετη μετατόπιση του κέντρου βάρους σώματος (υπολογισμός μέσω του MatLab 2018a, MathWorks, Inc., USA) (εκφρασμένη σε kN/m).
- Μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης ( $F_{zmax}$ ) εκφρασμένη σε Newton (N)
- Χρόνος για την επίτευξη της μέγιστης ΔΕΑ ( $tF_{zmax}$ ) εκφρασμένος σε δευτερόλεπτα (s)
- Διάρκεια κύκλου κίνησης (tcycle) εκφρασμένη σε δευτερόλεπτα (s)
- Διάρκεια εδαφικής επαφής (tcontact) εκφρασμένη σε δευτερόλεπτα (s) και ως ποσοστό της διάρκειας του κύκλου κίνησης (% tcycle)
- Διάρκεια πτήσης (tflight) εκφρασμένη σε δευτερόλεπτα (s) και ως ποσοστό της διάρκειας του κύκλου κίνησης (% tcycle)
- Συχνότητα αναπήδησης ( $1/tcycle$ ) εκφρασμένη σε Hz
- Ύψος αναπήδησης ( $h = g/2 \cdot t_{flight}^2$ ) εκφρασμένο σε μέτρα (m)





**Εικόνα 3.5.** Ανάλυση Δυναμογραφικών Δεδομένων – Εξαγωγή Μεταβλητών, μέσω λογισμικού Bioware.



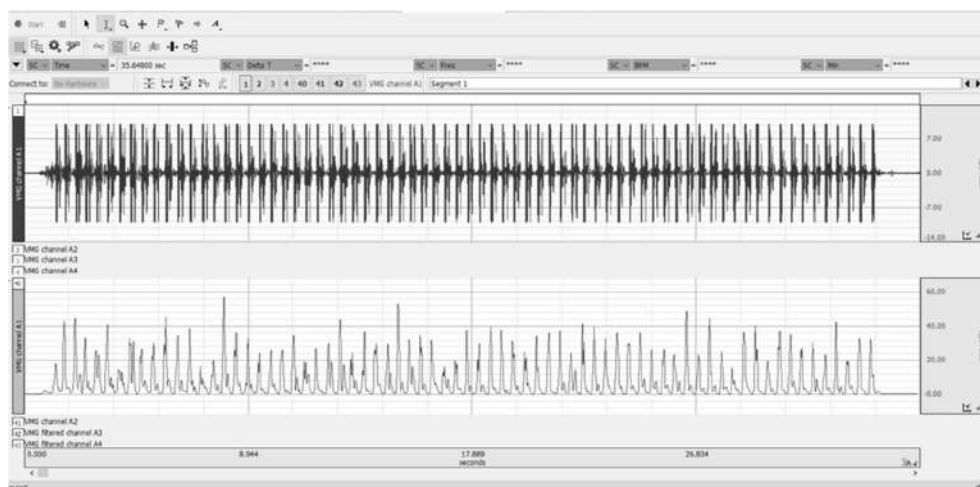
**Εικόνα 3.6.** Εντοπισμός χρονικών στιγμών και μεγεθών για τον υπολογισμό των δυναμογραφικών μεταβλητών μέσω προγράμματος Matlab.

### Δεδομένα δονησιομυογραφίας - Ενεργοποίηση έξω γαστροκνημίου μυός

Από τα δεδομένα δονησιομυογραφίας έγινε εξαγωγή των ακόλουθων παραμέτρων της ενεργοποίησης του έξω γαστροκνημίου μυός (μέσω του λογισμικού AcqKnowledge, Biopac και Matlab 2018a, MathWorks, Inc., USA), κατά τη διάρκεια των

επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων (Εικόνα 3.7):

- Μυϊκή προενεργοποίηση (φάση πτήσης) (Hobara, et al., 2007).
- Μυϊκή ενεργοποίηση κατά τη διάρκεια της φάσης επαφής (μέση)
- Ποσοστό λόγου ενεργοποίησης πτήσης προς επαφής (εκφρασμένη σε VMG units).



**Εικόνα 3.7.** Δονησιομογραφικό σήμα έξω γαστροκνημίου (λογισμικό AcqKnowledge, Biopac). **Πάνω κανάλι:** πρωτογενές δονησιομογραφικό σήμα της ενεργοποίησης του έξω γαστροκνημίου για το σύνολο των διποδικών αναπνήσεων. **Κάτω κανάλι:** Το ομαλοποιημένο σήμα με εφαρμογή του εξειδικευμένου φίλτρου που διαθέτει το λογισμικό AcqKnowledge για το δονησιομογραφικό σήμα που έχει συλλεχθεί με συχνότητα δειγματοληψίας 2000Hz.

Για όλες τις δυναμογραφικές και δονησιομογραφικές παραμέτρους, κάθε σειράς αναπνήσεων, υπολογίστηκε το μέγεθός τους σε κάθε μεμονωμένη αναπνήση και στη συνέχεια, για κάθε εξεταζόμενη ξεχωριστά, υπολογίστηκε η μέση ατομική τιμή (εκφρασμένη σε VMG units), η ατομική τυπική απόκλιση (εκφρασμένη σε VMG units) και η ατομική εκατοστιαία μεταβλητότητα  $[(\text{τυπική απόκλιση} / \text{μέση τιμή}) \times 100]$  (%) για το σύνολο των αναπνήσεων κάθε ατόμου. Για τη σύγκριση μεταξύ συνθηκών χρησιμοποιήθηκε η μέση ατομική τιμή (εκφρασμένη σε VMG units) και η ατομική εκατοστιαία μεταβλητότητα (εκφρασμένη σε %).

### 3.5. Στατιστική ανάλυση

Η αλληλεπίδραση μεταξύ αθλητικής ειδικότητας και συνθήκης υπόδοσης, στη λειτουργική σκληρότητα και μυϊκή ενεργοποίηση έξω γαστροκνημίου, ελέγχθηκε μέσω μεικτής διπαραγοντικής ανάλυσης

διασποράς (two way mixed Anova) (3 X 2), με ανεξάρτητο παράγοντα την αθλητική ειδικότητα (3 επίπεδα: Ομάδα ελέγχου, αθλήτριες καλαθοσφαίρισης και αθλήτριες πετοσφαίρισης) και επαναληπτικό παράγοντα τη συνθήκη υπόδοσης (2 επίπεδα: Ανυπόδητη και Ενυπόδητη). Λόγω της έλλειψης της σημαντικής επίδρασης του ανεξάρτητου παράγοντα της αθλητικής ειδικότητας και μέσω της ίδιας ανάλυσης, ελέγχθηκε ο ανεξάρτητος παράγοντας της επίδρασης της υπόδοσης, στη λειτουργική σκληρότητα και μυϊκή ενεργοποίηση έξω γαστροκνημίου, (2 επίπεδα: Ανυπόδητη και Ενυπόδητη) ενιαία για όλο το δείγμα (N=42).

Μέσω της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς κατά έναν παράγοντα (one way Anova) πραγματοποιήθηκε η διαομαδική σύγκριση των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών, καθώς και των δεικτών ποδικής καμάρας (CSI% και

FPA), ( $p \leq 0.05$ ). Η προπονητική ηλικία και η προπονητική συχνότητα συγκρίθηκαν μεταξύ των αθλητικών ομάδων, μέσω της ανάλυσης σύγκρισης μέσων, ανεξαρτήτων δειγμάτων (t test), ( $p \leq 0.05$ ).

Η σύγκριση των ατομικών και ομαδικών μέσων, ρυθμικών ταχυτήτων αναπήδησης, με τις απαιτούμενες, έγινε μέσω της ανάλυσης ενός δείγματος (One-Sample Test, τιμή κριτηρίου 130 για τους χτύπους/λεπτό,  $p \leq 0.05$ ).

Για όλες τις μεταβλητές ελέγχθηκε η ομοιογένεια των διακυμάνσεων (Levene's test,  $p > 0.05$ ). Για όλους τους στατιστικούς ελέγχους χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό IBM SPSS Statistics (version 28.0). Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ορίστηκε σε  $p \leq 0.05$ .

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

### Αποτελέσματα

#### 4.1. Προπονητική ηλικία και συχνότητα προπόνησης

Στη παρούσα μελέτη συμμετείχαν δύο αθλητικές ομάδες (καλαθοσφαίρισης και πετοσφαίρισης) χωρίς σημαντική διαφορά προπονητικής ηλικίας και συχνότητας προπόνησης (Πίνακας 4.1) καθώς και μία ομάδα ελέγχου αντίστοιχου ηλικιακού εύρους (Πίνακας 4.2).

#### 4.2. Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά

Η ομάδα πετοσφαίρισης διέθετε σημαντικά μεγαλύτερη σωματική μάζα, καθώς και σημαντικά μεγαλύτερο όρθιο και καθιστό ανάστημα συγκριτικά με την ομάδα ελέγχου ( $p < 0.05$  για όλα) (Πίνακας 4.2). Επίσης, η ομάδα πετοσφαίρισης διέθετε σημαντικά χαμηλότερο μήκος

κνήμης συγκριτικά με την ομάδα καλαθοσφαίρισης ( $p < 0.05$ ) (Πίνακας 4.2).

Όσον αφορά τον τύπο ποδικής καμάρας, δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των τριών ομάδων τόσο για το δείκτη CSI (%) ( $p > 0.05$ ), όσο και για το δείκτη ως προς τον FPA (°) (Πίνακας 4.2). Όλες οι συμμετέχουσες και των τριών ομάδων κατηγοριοποιήθηκαν στη μεσαία κατηγορία, σύμφωνα με το δείκτη CSI (%) και στη κανονική κατηγορία, σύμφωνα με το δείκτη FPA (°) (Πίνακας 4.2).

#### 4.3. Επίδοση σε κατακόρυφο άλμα με προδιάταση (CMJ)

Χωρίς σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ αθλητικής ειδικευσης και υπόδησης ( $F(2,39) = 1.459, p = 0.25$ ), κατά την εκτέλεση του κατακόρυφου άλματος με προδιάταση, βρέθηκε σημαντικά μεγαλύτερο ύψος άλματος στις δύο αθλητικές ομάδες συγκριτικά

**Πίνακας 4.1.** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις, τιμή σύγκρισης  $t$ , έλεγχος ομοιογένειας (Levene) και στατιστική σημαντικότητα (τιμή  $p$ ), για την προπονητική ηλικία και την προπονητική συχνότητα των ομάδων καλαθοσφαίρισης (OK) και πετοσφαίρισης (ΟΠ).

|                                  | OK                              |                            |               |           | ΟΠ                              |                            |               |           |
|----------------------------------|---------------------------------|----------------------------|---------------|-----------|---------------------------------|----------------------------|---------------|-----------|
|                                  | Μέση Τιμή $\pm$ Τυπική Απόκλιση | Τιμή $\pm$ Τυπική Απόκλιση | Levene's test |           | Μέση Τιμή $\pm$ Τυπική Απόκλιση | Τιμή $\pm$ Τυπική Απόκλιση | Levene's test |           |
|                                  |                                 |                            | $t$           | $p$ value |                                 |                            | $t$           | $p$ value |
| Προπονητική ηλικία (έτη)         | 18.07 $\pm$ 6.28                |                            | 1.77          | 1.968     | 14.43 $\pm$ 4.43                |                            | 0.09          | 0.170     |
| Συχνότητα προπόνησης (ημέρ./εβδ) | 7.71 $\pm$ 2.02                 |                            | 0.98          | 0.602     | 7.00 $\pm$ 1.84                 |                            | 0.34          | 0.450     |

Σημείωση:  $p \leq 0.05$

**Πίνακας 4.2.** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις, τιμή  $F$ , έλεγχος ομοιογένειας (*Levene*) και στατιστική σημαντικότητα (τιμές  $p$ ), για όλες τις ανθρωπομετρικές μεταβλητές μεταξύ των ομάδων. ΟΕ:ομάδα ελέγχου, ΟΚ:ομάδα καλαθοσφαίρισης και ΟΠ:ομάδα πετοσφαίρισης.

|                              | Μέση τιμή $\pm$ Τυπική Αποκλίση |                 |                | $F$  |      | <i>Levene</i> |      | Ενδοζευγικές Συγκρίσεις $p$ |                    |                    |
|------------------------------|---------------------------------|-----------------|----------------|------|------|---------------|------|-----------------------------|--------------------|--------------------|
|                              | ΟΕ                              | ΟΚ              | ΟΠ             | τιμή | $p$  | τιμή          | $p$  | ΟΕ<br>έναντι<br>ΟΚ          | ΟΕ<br>έναντι<br>ΟΠ | ΟΚ<br>έναντι<br>ΟΠ |
| Χρονολογική Ηλικία (έτη)     | 26.7 $\pm$ 5.0                  | 27.7 $\pm$ 6.3  | 25.3 $\pm$ 3.1 | 0.85 | 0.43 | 5.351         | 0.01 | 1.00                        | 1.00               | 0.60               |
| Σωματική Μάζα (kg)           | 65.1 $\pm$ 9.6                  | 69.7 $\pm$ 11.8 | 74.8 $\pm$ 7.8 | 3.33 | 0.05 | 0.161         | 0.85 | 0.69                        | 0.04               | 0.55               |
| <b>Σωματικά Μήκη (cm)</b>    |                                 |                 |                |      |      |               |      |                             |                    |                    |
| Όρθιο Ανάστημα               | 1699 $\pm$ 7.3                  | 1759 $\pm$ 8.5  | 1805 $\pm$ 5.9 | 7.43 | 0.00 | 0.962         | 0.39 | 0.11                        | 0.00               | 0.31               |
| Καθιστό Ανάστημα             | 91.1 $\pm$ 3.1                  | 94.0 $\pm$ 4.2  | 95.3 $\pm$ 3.5 | 4.63 | 0.02 | 0.491         | 0.62 | 0.11                        | 0.02               | 1.00               |
| Μήκος Κνήμης                 | 47.7 $\pm$ 3.1                  | 45.4 $\pm$ 3.3  | 50.1 $\pm$ 2.3 | 8.90 | 0.00 | 2.091         | 0.14 | 0.15                        | 0.1                | 0.00               |
| Μήκος Μηρού                  | 44.6 $\pm$ 2.9                  | 43.9 $\pm$ 3.1  | 45.9 $\pm$ 4.0 | 1.18 | 0.32 | 0.490         | 0.62 | 1.00                        | 0.95               | 0.42               |
| <b>Τύπος Ποδικής Καμάρας</b> |                                 |                 |                |      |      |               |      |                             |                    |                    |
| CSI (%)                      | 34.4 $\pm$ 7.8                  | 34.2 $\pm$ 8.1  | 31.6 $\pm$ 7.7 | 0.55 | 0.58 | 0.107         | 0.90 | 1.00                        | 1.00               | 1.00               |
| FPA (°)                      | 48.6 $\pm$ 10.3                 | 48.4 $\pm$ 10.5 | 50.6 $\pm$ 4.9 | 0.25 | 0.78 | 2.700         | 0.08 | 1.00                        | 1.00               | 1.00               |

Σημείωση: †: από έδαφος,  $p \leq 0.05$ , Δείκτες ελέγχου ποδικής καμάρας CSI(%):Chippaux-Smirak (Κατάταξη: υψηλή (0%), κανονική (0.1–29.9%), μεσαία (30–39.9%), χαμηλή (40–44.9%), επίπεδη ( $\geq 45\%$ ) και FPA(°): Footprint Angle (Κατάταξη: επίπεδη (0°–29.9°), χαμηλή (30°–34.9°), μεσαία (35°–41°), κανονική ( $\geq 42^\circ$ )).

με την ομάδα ελέγχου. Αναλυτικά οι μέσες τιμές, τυπικές αποκλίσεις, έλεγχος ομοιογένειας (*Levene*), τιμή σύγκρισης  $F$  για την επίδραση της υπόδησης στο ύψος του άλματος, καθώς και στη σκληρότητα κατά την ώθηση και προσγείωση για όλα τα άτομα, αλλά και η στατιστική σημαντικότητα (τιμή  $p$ ) παρατίθενται στον Πίνακα 4.3. Αντίστοιχα, στο Σχήμα 4.1. οι μεταβλητές αλτικής επίδοσης στο κατακόρυφο άλμα με προδιάταση (CMJ) για κάθε μία ομάδα ξεχωριστά.

#### 4.4. Έλεγχος συγχρονισμού στη ρυθμική ταχύτητα κινητικής προσέλκυσης

Ο έλεγχος ρυθμικής ταχύτητας (One-Sample Test, τιμή κριτηρίου 130,  $p < 0.05$ ) επιβεβαίωσε ότι οι δοκιμαζόμενες εκτελούσαν χωρίς σημαντική διαφορά ως προς την προκαθορισμένη ρυθμική ταχύτητα των 130 χτύπων/λεπτό και όπως αυτή οριζόταν από τον μετρονόμο (Πίνακας 4.4).

**Πίνακας 4.3.** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις και έλεγχος ομοιογένειας (Levene), για ανυπόδητη (A) και την ενυπόδητη (E) συνθήκη, στις μεταβλητές ισχύος άλματος αντιθετικής κίνησης κάτω άκρων (CMJ), των ομάδων. Επίσης, τιμή σύγκρισης  $F$ , για την επίδραση της υπόδησης στο ύψος του άλματος, καθώς και στη σκληρότητα κατά την ώθηση και προσγείωση για όλα τα άτομα ( $N=42$ ), με τη στατιστική τους σημαντικότητα (τιμές  $p$ ). ΟΕ:ομάδα ελέγχου, ΟΚ:ομάδα καλαθοσφαίρισης και ΟΠ:ομάδα πετοσφαίρισης.

|                       |   | Μέση τιμή $\pm$ Τυπική Απόκλιση |                  |                  | $F$ Τιμή<br>( $p$ value) | Levene Τιμή<br>( $p$ value) |
|-----------------------|---|---------------------------------|------------------|------------------|--------------------------|-----------------------------|
|                       |   | ΟΕ                              | ΟΚ               | ΟΠ               |                          |                             |
| Ύψος άλματος<br>(m)   | A | 0.18 $\pm$ 0.04                 | 0.25 $\pm$ 0.04  | 0.25 $\pm$ 0.03  | 1.459                    | 1.379 (0.862)               |
|                       | E | 0.18 $\pm$ 0.04                 | 0.25 $\pm$ 0.03  | 0.25 $\pm$ 0.03  | (0.25)                   | -0.26 (-0.43)               |
| <b>Σκληρότητα (k)</b> |   |                                 |                  |                  |                          |                             |
| Ωθησης kNm)           | A | 29.5 $\pm$ 11.3                 | 42.9 $\pm$ 11.1  | 32.4 $\pm$ 6.6   | 3.360                    | 1.13 (0.967)                |
|                       | E | 29.3 $\pm$ 14                   | 38.1 $\pm$ 8.1   | 32.2 $\pm$ 7.3   | (0.05)*                  | -0.33 (-0.39)               |
| Ωθησης (kBw)          | A | 4.31 $\pm$ 1.9                  | 6.35 $\pm$ 2     | 4.41 $\pm$ 0.9   | 2.961                    | 1.322 (1.262)               |
|                       | E | 4.5 $\pm$ 1.9                   | 5.6 $\pm$ 1.4    | 4.4 $\pm$ 0.9    | (0.06)                   | -0.28 (-0.29)               |
| Προσγείωσης<br>(kNm)  | A | 92.8 $\pm$ 60.1                 | 609 $\pm$ 133.8  | 125.1 $\pm$ 84.4 | 0.999                    | 3.908 (0.03)                |
|                       | E | 79.6 $\pm$ 46                   | 276.9 $\pm$ 182  | 109.5 $\pm$ 64.6 | (0.38)                   | -0.03 (-0.01)               |
| Προσγείωσης<br>(kBw)  | A | 12.8 $\pm$ 8.5                  | 75.1 $\pm$ 147.4 | 16.3 $\pm$ 10.5  | 1.090                    | 3.744 (11.344)              |
|                       | E | 11.6 $\pm$ 5.7                  | 35.5 $\pm$ 17.9  | 14.5 $\pm$ 7.8   | (0.35)                   | -0.03 (-0.00)               |

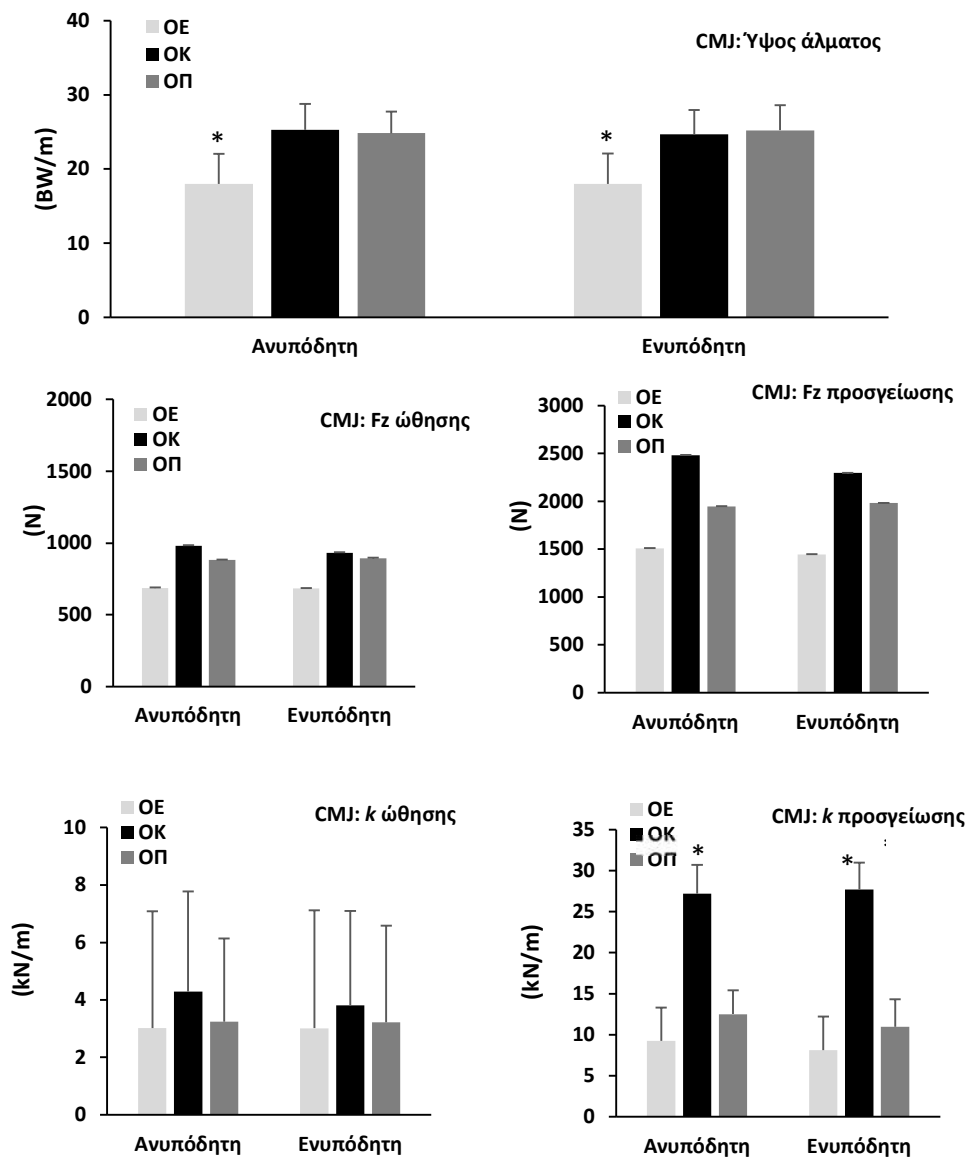
Σημείωση: \*  $p \leq 0.05$

#### Σκληρότητα (k)

#### 4.5. Δυναμογραφικό πρότυπο: Δυναμικές και χρονικές μεταβλητές

**Αλληλεπίδραση υπόδησης-αθλητικής ειδικευσης.** Για όλες τις εξεταζόμενες μεταβλητές, η αλληλεπίδραση μεταξύ συνθήκης υπόδησης και αθλητικής ειδικευσης δεν ήταν στατιστικά σημαντική ( $p > 0.05$ ). Αναλυτικά,

στον Πίνακα 4.5-Άνω τμήμα παρουσιάζονται οι τιμές σύγκρισης  $F$ , η στατιστική τους σημαντικότητα, καθώς και ο έλεγχος για τη συνθήκη της ομοιογένειας (κριτήριο *Levene*), των δυναμικών και χρονικών μεταβλητών του δυναμογραφικού προτύπου.



**Σχήμα 4.1.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των μεταβλητών αλτικής επίδοσης στο κατακόρυφο άλμα με προδιάταση (CMJ) για κάθε μία ομάδα ξεχωριστά, κατά την ανυπόδητη και ευυπόδητη συνθήκη εκτέλεσης των διποδικών αναπηδήσεων. ΠΛΑΝΩ: ύψος κατακόρυφου άλματος, ΚΕΝΤΡΟ: Μέγιστη κατακόρυφη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (Fz) κατά την ώθηση (αριστερά) και κατά την προσγείωση (δεξιά). ΚΑΤΩ: Σκληρότητα ( $k = Fz/dy$ ) κάτω άκρων κατά την ώθηση (αριστερά) και κατά την προσγείωση (δεξιά). \*σημαντική διαφορά σε μειωμένο ύψος της ομάδας ελέγχου από τις δύο άλλες ομάδες, αλλά και σημαντική διαφορά της καλαθοσφαίρισης από τις δύο άλλες ομάδες στην σκληρότητα προσγείωσης.

**Πίνακας 4.4.** Έλεγχος ρυθμικής ταχύτητας ως προς την προαπαιτούμενη (130 χτύποι/λεπτό). Μέση τιμή  $\pm$  τυπική απόκλιση (M $\pm$ TA) και στατιστική σημαντικότητα (τιμή κριτηρίου  $t$ , και σημαντικότητας  $p$ ) στην ανυπόδητη (Α) και ενυπόδητη (Ε) συνθήκη, για την ομάδα ελέγχου (ΟΕ), καλαθοσφαίρισης (ΟΚ), πετοσφαίρισης (ΟΠ) και το σύνολο των δοκιμαζομένων.

|                     |   | ΟΕ<br>(N=14)       |                 | ΟΚ<br>(N=14)       |                | ΟΠ<br>(N=14)       |                 | ΣΥΝΟΛΟ<br>(N=42)    |                 |
|---------------------|---|--------------------|-----------------|--------------------|----------------|--------------------|-----------------|---------------------|-----------------|
|                     |   | M $\pm$ TA         | $t$<br>( $p$ )  | M $\pm$ TA         | $t$<br>( $p$ ) | M $\pm$ TA         | $t$<br>( $p$ )  | M $\pm$ TA          | $t$<br>( $p$ )  |
| Χτύποι<br>Ανά λεπτό | A | 128.9<br>$\pm$ 3.8 | -1.05<br>(0.31) | 131.4<br>$\pm$ 2.7 | 1.88<br>(0.08) | 127.7<br>$\pm$ 7.6 | -1.13<br>(0.28) | 129.3<br>$\pm$ 5.24 | -0.83<br>(0.41) |
|                     | E | 129.5<br>$\pm$ 2.7 | -0,76<br>(0.46) | 131.8<br>$\pm$ 3.3 | 1.97<br>(0.07) | 129.5<br>$\pm$ 6.2 | -0.30<br>(0.77) | 130.2<br>$\pm$ 4.36 | 0.35<br>(0.73)  |

Σημείωση: \*  $p \leq 0.05$ , One-Sample Test, τιμή κριτηρίου 130 (SPSS 28.0).

#### Κύρια επίδραση υπόδησης.

Στο Σχήμα 4.2. παρουσιάζονται οι δυναμικές μεταβλητές, με τη σημαντικότητά τους, ενώ στο Σχήμα 4.3. οι αντίστοιχες χρονικές μεταβλητές. Αναλυτικά οι τιμές των δυναμικών και χρονικών μεταβλητών του δυναμογραφικού προτύπου κάθε ομάδας αλλά και ενιαία του συνόλου των δοκιμαζομένων παρουσιάζονται στον Πίνακα ΠΑΡ-Γ1 του παραρτήματος.

Ο έλεγχος της υπόδησης ως κύρια επίδραση για το σύνολο του δείγματος (Πίνακας 4.5-Κάτω τμήμα) ανέδειξε σημαντικές διαφορές μεταξύ ανυπόδητης και ενυπόδητης συνθήκης στη μέγιστη κατακόρυφη δύναμη (FzN), ( $F(1,39) = 4.907$ ,  $p = 0.033$ ), στη διάρκεια επαφής ως απόλυτη τιμή ( $t$  επαφής) και ως ποσοστό της διάρκειας του κύκλου κίνησης (%  $t$  επαφής) ( $F(1,39) = 5.668$ ,  $p = 0.022$  και  $F(1,39) = 8.653$ ,  $p = 0.005$ , αντίστοιχα), στη διάρκεια πτήσης ως απόλυτη τιμή ( $t$  πτήσης) και ως ποσοστό της διάρκειας του κύκλου κίνησης (%  $t$  πτήσης) ( $F(1,39) =$

$9.119$ ,  $p = 0.004$  και  $F(1,39) = 8.653$ ,  $p = 0.005$ , αντίστοιχα) καθώς και στο ύψος αναπήδησης ( $F(1,39) = 4.773$ ,  $p = 0.035$ ).

**Ατομική Μεταβλητότητα.** Καμμία στατιστικώς σημαντική διαφορά δεν εντοπίστηκε για την ατομική μεταβλητότητα κατά την εκτέλεση των διποδικών αναπηδήσεων ( $p > 0.05$ ).

#### 4.6. Λειτουργική σκληρότητα ( $k$ ) κάτω άκρων

**Αλληπίδραση υπόδησης-αθλητικής ειδικεύσης.** Για όλες τις εξεταζόμενες μεταβλητές, η αλληλεπίδραση μεταξύ συνθήκης υπόδησης και αθλητικής ειδικεύσης δεν ήταν στατιστικά σημαντική ( $p > 0.05$ ) (Πίνακας 4.6-Άνω τμήμα).

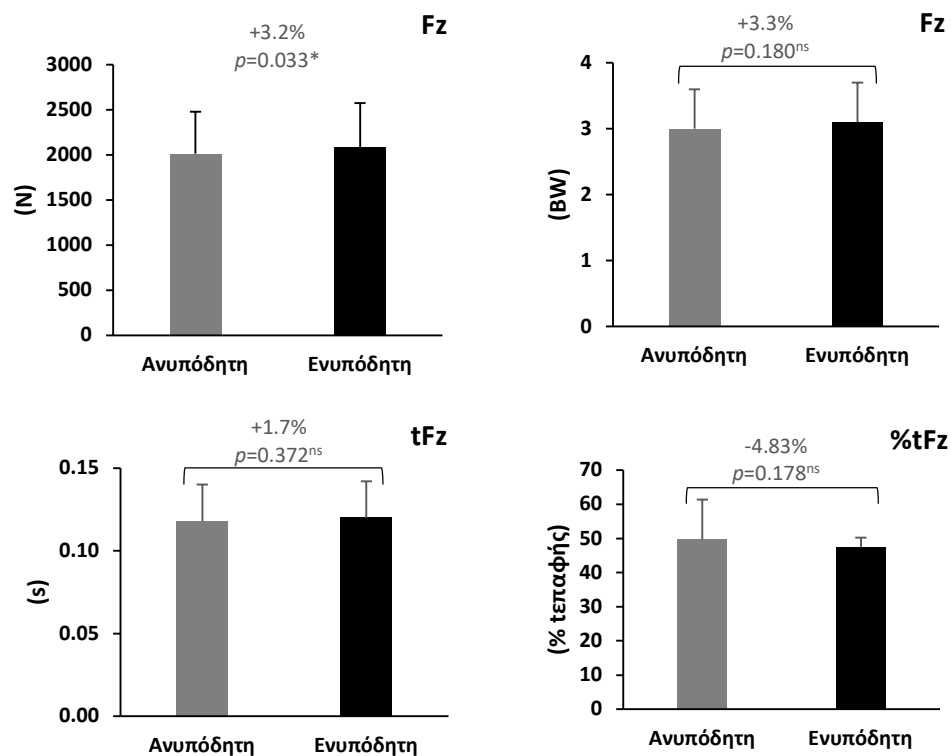
**Κύρια επίδραση υπόδησης.** Ο έλεγχος της υπόδησης ως κύρια επίδραση για το σύνολο του δείγματος, επίσης, δεν ανέδειξε σημαντικές διαφορές ( $p > 0.05$ ), μεταξύ ανυπόδητης και ενυπόδητης συνθήκης (Πίνακας 4.6-Κάτω τμήμα).



**Πίνακας 4.5.** Αλληλεπίδραση (άνω τμήμα Πίνακα) μεταξύ της αθλητικής ειδικευσης (Ομάδες: ελέγχου, καλαθοσφαίρισης και πετοσφαίρισης) και των συνθηκών υπόδησης (Ανυπόδητης: Α και Ενυπόδητης: Ε), καθώς και **Κύρια επίδραση Υπόδησης** (κάτω τμήμα Πίνακα), στις δυναμογραφικές μεταβλητές μελέτης της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, κατά τις διποδικές αναπήδησεις.

|                                                 |                      | <i>F</i> |          | Partial<br><i>η</i> <sup>2</sup> | <i>Levene</i> |       |          |       |
|-------------------------------------------------|----------------------|----------|----------|----------------------------------|---------------|-------|----------|-------|
|                                                 | Βαθμοί<br>ελευθερίας | Τιμή     | <i>p</i> |                                  | Τιμή          |       | <i>p</i> |       |
|                                                 |                      |          |          |                                  | A             | E     | A        | E     |
| Αλληλεπίδραση Υπόδησης και Αθλητικής Ειδικευσης |                      |          |          |                                  |               |       |          |       |
| Fz peak (N)                                     | 2 (39)               | 0.201    | 0.819    | 0.01                             | 0.000         | 0.000 | 0.7      | 0.73  |
| Fz peak (BW)                                    | 2 (39)               | 0.242    | 0.786    | 0.01                             | 0.000         | 0.000 | 0.65     | 0.72  |
| tFz peak (s)                                    | 2 (39)               | 0.483    | 0.621    | 0.02                             | 0.000         | 0.000 | 0.95     | 0.94  |
| % tFpeak                                        | 2 (39)               | 0.882    | 0.422    | 0.04                             | 2.715         | 1.355 | 0.08     | 0.27  |
| t κύκλου (s)                                    | 2 (39)               | 1.015    | 0.372    | 0.05                             | 3.397         | 3.682 | 0.04*    | 0.03* |
| t επαφής (s)                                    | 2 (39)               | 0.239    | 0.788    | 0.01                             | 0.000         | 0.001 | 0.67     | 0.57  |
| t πτήσης (s)                                    | 2 (39)               | 0.131    | 0.877    | 0.01                             | 3.186         | 2.364 | 0.05     | 0.11  |
| τεπαφής (%tκύκλου)                              | 2 (39)               | 0.056    | 0.946    | 0.00                             | 1.601         | 1.332 | 0.22     | 0.28  |
| % tπτήσης (%tκύκλου)                            | 2 (39)               | 0.056    | 0.946    | 0.00                             | 1.601         | 1.332 | 0.22     | 0.28  |
| Ύψος αναπήδησης (cm)                            | 2 (39)               | 1.017    | 0.371    | 0.05                             | 4.082         | 3.636 | 0.03*    | 0.04* |
| Κύρια Επίδραση Υπόδησης                         |                      |          |          |                                  |               |       |          |       |
| Fz peak (N)                                     | 1(39)                | 4.907    | 0.033    | 0.11                             | ~             | ~     | ~        | ~     |
| Fz peak (BW)                                    | 1(39)                | 1.866    | 0.180    | 0.05                             | ~             | ~     | ~        | ~     |
| tFz peak (s)                                    | 1(39)                | 0.816    | 0.372    | 0.02                             | ~             | ~     | ~        | ~     |
| % tFpeak                                        | 1(39)                | 1.878    | 0.178    | 0.05                             | ~             | ~     | ~        | ~     |
| t κύκλου (s)                                    | 1(39)                | 3.911    | 0.055    | 0.09                             | ~             | ~     | ~        | ~     |
| t επαφής (s)                                    | 1(39)                | 5.668    | 0.022    | 0.13                             | ~             | ~     | ~        | ~     |
| t πτήσης (s)                                    | 1(39)                | 9.119    | 0.004    | 0.19                             | ~             | ~     | ~        | ~     |
| τεπαφής (%tκύκλου)                              | 1(39)                | 8.653    | 0.005    | 0.18                             | ~             | ~     | ~        | ~     |
| % tπτήσης (%tκύκλου)                            | 1(39)                | 8.653    | 0.005    | 0.18                             | ~             | ~     | ~        | ~     |
| Ύψος αναπήδησης (cm)                            | 1(39)                | 4.773    | 0.035    | 0.11                             | ~             | ~     | ~        | ~     |

Σημείωση: Δείκτης διασποράς (Ανονα) *F* και στατιστική σημαντικότητά του (*p*), βαθμοί ελευθερίας, μέγεθος επίδρασης (Partial  $\eta^2$ ), καθώς και τιμή και στατιστική σημαντικότητα (*p*) για την προϋπόθεση της συνθήκης της ομοιογένειας (Levene's test). Levene's test =  $p > 0.05$ , \*  $p \leq 0.05$ , Δείκτης  $F = p \leq 0.05$ .



**Σχήμα 4.2.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τις δυναμικές μεταβλητές του δυναμογραφικού προτύπου στο σύνολο των δοκιμαζομένων. Σημειώνεται η ποσοστιαία διαφορά κατά τη συνθήκη υπόδησης (ενυπόδητη) συγκριτικά με την ανυπόδητη συνθήκη εκτέλεσης των διποδικών αναπηδήσεων και η σημαντικότητα αυτής ( $p$  value). Στατιστικά σημαντική διαφορά:  $p \leq 0.05$ .

Στον Πίνακα 4.7 παρατίθενται οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις των δεικτών λειτουργικής σκληρότητας ξεχωριστά για κάθε μία εξεταζόμενη ομάδα καθώς και για το σύνολο των δοκιμαζομένων. Στο Σχήμα 4.4 απεικονίζονται τα μεγέθη των δεικτών της λειτουργικής σκληρότητας καθώς και η ατομική μεταβλητότητα αυτών κατά την

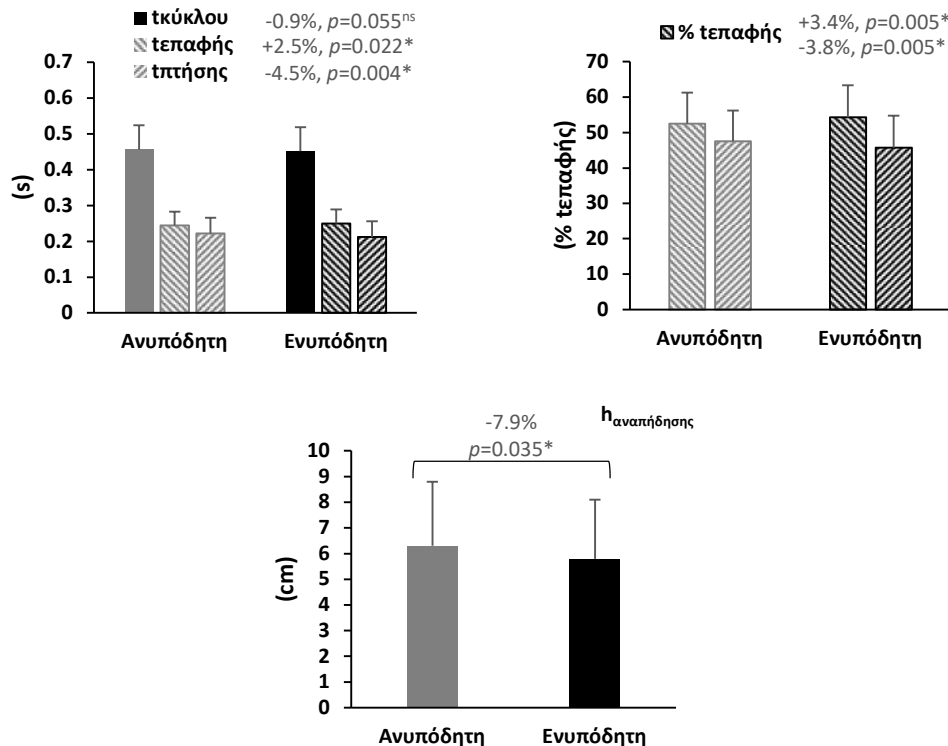
εκτέλεση του συνόλου των 40 επιτόπιων αναπηδήσεων, για το σύνολο του δείγματος ( $N = 42$ ).

**Ατομική Μεταβλητότητα.** Καμμία στατιστικώς σημαντική διαφορά δεν εντοπίστηκε για την ατομική μεταβλητότητα κατά την εκτέλεση των διποδικών αναπηδήσεων ( $p > 0.05$ ).

**Πίνακας 4.6.** Στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης *αλληλεπίδρασης* μεταξύ υπόδησης και αθλητικής ειδικευσης (άνω τμήμα πίνακα), καθώς και της υπόδησης ως *κύρια επίδραση* (κάτω τμήμα πίνακα), για τους δείκτες της λειτουργικής σκληρότητας (*k*). Παρατίθενται και οι αντίστοιχοι στατιστικοί δείκτες ελέγχου ομοιογένειας των τιμών, μέσω του Levene's test.

|                                                 | Βαθμοί<br>ελευθερίας | <i>F</i> |          | Partial<br>$\eta^2$ | <i>Levene</i> |          |           |          |
|-------------------------------------------------|----------------------|----------|----------|---------------------|---------------|----------|-----------|----------|
|                                                 |                      | Τιμή     | <i>p</i> |                     | Ανυπόδητη     |          | Ενυπόδητη |          |
|                                                 |                      |          |          |                     | Τιμή          | <i>p</i> | Τιμή      | <i>p</i> |
| Αλληλεπίδραση Υπόδησης και Αθλητικής Ειδικευσης |                      |          |          |                     |               |          |           |          |
| k m(2π/T) <sup>2</sup> (kNm)                    | 2(39)                | 2.557    | 0.118    | 0.062               | 0.006         | 0.08     | 2.695     | 0.08     |
| k m(2π/T) <sup>2</sup> (kBW)                    | 2(39)                | 2.150    | 0.151    | 0.052               | 0.053         | 0.08     | 2.770     | 0.08     |
| k Fz/dy (kNm)                                   | 2(39)                | 1.603    | 0.213    | 0.039               | 2.970         | 0.21     | 1.603     | 0.21     |
| Κύρια Επίδραση Υπόδησης                         |                      |          |          |                     |               |          |           |          |
| k m(2π/T) <sup>2</sup> (kNm)                    | 1(39)                | 1.562    | 0.223    | 0.074               | ~             | ~        | ~         | ~        |
| k m(2π/T) <sup>2</sup> (kBW)                    | 1(39)                | 1.627    | 0.210    | 0.077               | ~             | ~        | ~         | ~        |
| k Fz/dy (kNm)                                   | 1(39)                | 1.062    | 0.356    | 0.052               | ~             | ~        | ~         | ~        |

Σημείωση: \* στατιστικά σημαντική διαφορά,  $p \leq 0.05$ .

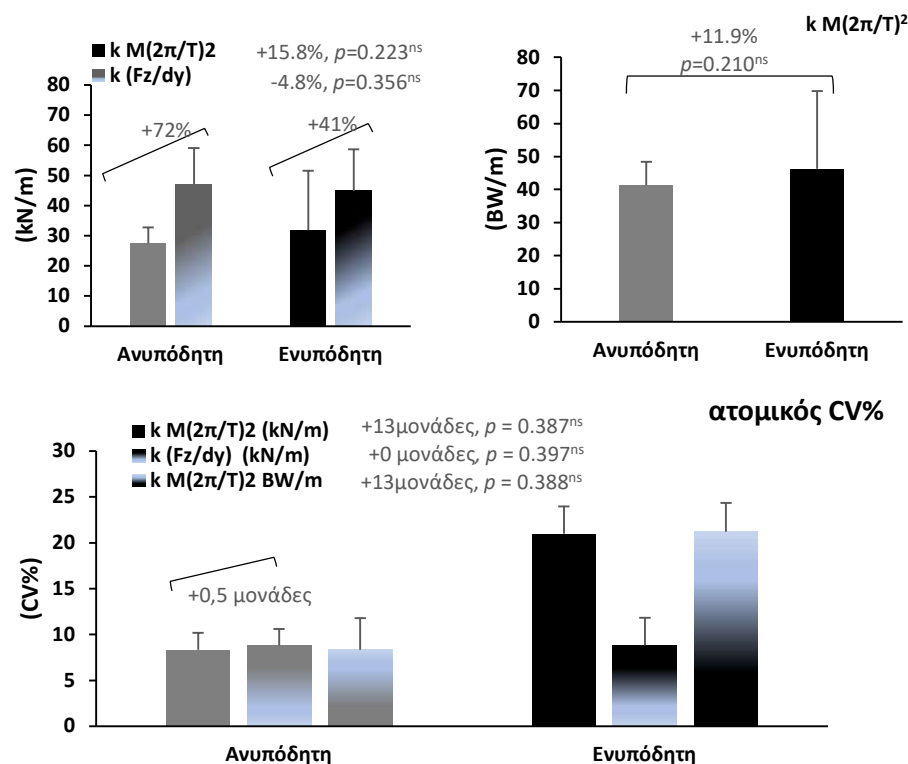


**Σχήμα 4.3.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τις χρονικές μεταβλητές του δυναμογραφικού προτύπου σε απόλυτες τιμές χρόνου (s) (άνω αριστερά) καθώς και σε ποσοστιαίες τιμές χρόνου (% κύκλου) (άνω δεξιά) και το ύψος αναπήδησης (κάτω) για το σύνολο των δοκιμαζομένων. Για τον έλεγχο της υπόδησης ως κύρια επίδραση, σημειώνεται η ποσοστιαία διαφορά κατά την ενυπόδητη συγκριτικά με την ανυπόδητη συνθήκη εκτέλεσης των διποδικών αναπήδησεων, καθώς και η σημαντικότητα αυτής ( $p$  value). Στατιστικά σημαντική διαφορά:  $p \leq 0.05$ .

**Πίνακας 4.7.** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις (Mean $\pm$ SD) για όλες τις τιμές της λειτουργικής σκληρότητας ( $k$ )(2 υπολογιστικοί τύποι: συχνότητας & δύναμης-μετατόπισης) διποδικών αναπηδήσεων κατά την ανυπόδητη (Α) και την ενυπόδητη (Ε) συνθήκη, σε κάθε μία από τις τρεις εξεταζόμενες ομάδες και για το σύνολο των δοκιμαζομένων.

|                         | ΟΕ<br>(N=14)   |                | ΟΚ<br>(N=14)    |                 | ΟΠ<br>(N=14)   |                 | ΣΥΝΟΛΟ<br>(N=42) |                 |
|-------------------------|----------------|----------------|-----------------|-----------------|----------------|-----------------|------------------|-----------------|
|                         | A              | E              | A               | E               | A              | E               | A                | E               |
| $km(2\pi/T)^2$<br>(kNm) | 23.9 $\pm$ 4.6 | 24.9 $\pm$ 5.3 | 29.8 $\pm$ 5.0  | 30.6 $\pm$ 7.0  | 28.7 $\pm$ 4.9 | 39.8 $\pm$ 32.3 | 27.4 $\pm$ 5.4   | 31.8 $\pm$ 19.8 |
| $km(2\pi/T)^2$<br>(kBw) | 38.1 $\pm$ 6.1 | 39.4 $\pm$ 6.6 | 45.8 $\pm$ 6.6  | 45.8 $\pm$ 8.8  | 40.2 $\pm$ 6.4 | 53.7 $\pm$ 38.8 | 41.4 $\pm$ 7.0   | 46.3 $\pm$ 23.5 |
| $kFz/dy$<br>(kNm)       | 36.9 $\pm$ 7.9 | 37.1 $\pm$ 9.0 | 52.2 $\pm$ 12.8 | 51.0 $\pm$ 14.4 | 52.2 $\pm$ 7.8 | 46.3 $\pm$ 14.4 | 47.1 $\pm$ 12.0  | 44.8 $\pm$ 13.8 |

Σημείωση: ΟΕ: ομάδα ελέγχου, ΟΚ: ομάδα καλαθοσφαίρισης, ΟΠ: ομάδα πετοσφαίρισης. Η ανάλυση αλληλεπίδρασης μεταξύ υπόδησης και αθλητικής ειδικότητας (Πίνακας 4.6.) υποδεικνύει την επίδραση της υπόδησης χωρίς σημαντική διαφορά μεταξύ ομάδων).



**Σχήμα 4.4.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τους δείκτες λειτουργικής σκληρότητας εκφρασμένους σε kN/m (άνω αριστερά) και σε BW/m (άνω δεξιά), καθώς και των αντίστοιχων συντελεστών ατομικής μεταβλητότητας (ατομικός CV%) κατά την εκτέλεση των 40 διποδικών αναπηδήσεων (κάτω) για το σύνολο των δοκιμαζομένων. Για την κύρια επίδραση της υπόδησης (ανυπόδητη συγκριτικά με ενυπόδητη συνθήκη) σημειώνεται η ποσοστιαία διαφορά, καθώς και η σημαντικότητα αυτής ( $p$  value). Για τη σύγκριση μεταξύ των δύο δεικτών υπολογισμού της λειτουργικής σκληρότητας ( $k = m(2\pi/T)^2$  έναντι  $k = Fz/dy$ ) σημειώνεται η ποσοστιαία διαφορά για το μέγεθος των τιμών (άνω αριστερά) και η διαφορά των ποσοστιαίων μονάδων των αντίστοιχων συντελεστών μεταβλητότητας (κάτω).

**Πίνακας 4.8.** Στατιστικοί δείκτες της ανάλυσης **αλληλεπίδρασης** μεταξύ υπόδησης και αθλητικής ειδικευσης (άνω τμήμα πίνακα), καθώς και της υπόδησης ως **κύρια επίδραση** (κάτω τμήμα πίνακα), για τους δείκτες της μυϊκής ενεργοποίησης όπως αυτή ελέγχθηκε μέσω της δονησιομογραφίας (VMG). Παρατίθενται και οι αντίστοιχοι στατιστικοί δείκτες ελέγχου της ομοιογένειας των τιμών μέσω του Levene's test.

|                                                        | Βαθμοί<br>ελευθερίας | <i>F</i>    |          | Partial<br>$\eta^2$ | <i>Levene's test</i> |          |             |          |
|--------------------------------------------------------|----------------------|-------------|----------|---------------------|----------------------|----------|-------------|----------|
|                                                        |                      | <i>Τιμή</i> | <i>p</i> |                     | Ανυπόδητη            |          | Ενυπόδητη   |          |
|                                                        |                      |             |          |                     | <i>Τιμή</i>          | <i>p</i> | <i>Τιμή</i> | <i>p</i> |
| <b>Αλληλεπίδραση Υπόδησης και Αθλητικής Ειδικευσης</b> |                      |             |          |                     |                      |          |             |          |
| VMG επαφής                                             | 2(39)                | 2.107       | 0.135    | .097                | 2.596                | 0.087    | 2.509       | 0.094    |
| VMG πτήσης                                             | 2(39)                | 2.127       | 0.133    | .098                | 10.501               | 0.00*    | 14.553      | 0.00*    |
| % λόγος VMG                                            | 2(39)                | 5.647       | 0.007*   | .225                | 2.265                | 0.117    | 1.610       | 0.213    |
| <b>Κύρια Επίδραση Υπόδησης</b>                         |                      |             |          |                     |                      |          |             |          |
| VMG επαφής                                             | 1(39)                | 6.198       | 0.017*   | .137                | ~                    | ~        | ~           | ~        |
| VMG πτήσης                                             | 1(39)                | 1.599       | 0.214    | .039                | ~                    | ~        | ~           | ~        |
| % λόγος VMG<br>πτήση/επαφή                             | 1(39)                | 0.003       | 0.958    | .000                | ~                    | ~        | ~           | ~        |

Σημείωση: \* στατιστική σημαντικότητα,  $p \leq 0.05$ .

#### 4.7. Μυϊκή ενεργοποίηση

**Αλληλεπίδραση υπόδησης-αθλητικής ειδικευσης.** Η αλληλεπίδραση μεταξύ συνθήκης υπόδησης και αθλητικής ειδικευσης ανέδειξε στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p \leq 0.05$ ) για το ποσοστό λόγου της μυϊκής ενεργοποίησης πτήση ως προς αυτήν της επαφής ( $F(2,39) = 5.647$ ,  $p = 0.007$ ) (εκφρασμένος ως ποσοστό, 100% = η μυϊκή ενεργοποίηση κατά την επαφή) (Πίνακας 4.8-Άνω τμήμα).

**Κύρια επίδραση υπόδησης.** Ο έλεγχος της υπόδησης ως κύρια επίδραση στη μυϊκή ενεργοποίηση, για το σύνολο του δείγματος, φανέρωσε σημαντική διαφορά για τη φάση επαφής ( $F(1,39) = 6.198$ ,  $p = 0.017$ ), (Πίνακας 4.8-Κάτω τμήμα) και Σχήμα 4.5.

**Ενδοζευγικές διαφορές ανά συνθήκη υπόδησης.** Λόγω της σημαντικότητας της αλληλεπίδρασης μεταξύ υπόδησης και αθλητικής ειδικευσης έγινε έλεγχος των ενδοζευγικών διαφορών μεταξύ ομάδων για κάθε ξεχωριστή συνθήκη

υπόδησης. Σημαντική ενδοζευγική διαφορά αναδείχθηκε μεταξύ ΟΕ και ΟΠ στον %λόγο VMG πτήση/επαφή, καθώς η ΟΠ εμφάνισε υψηλότερη τιμή στην ανυπόδητη συνθήκη ( $p = 0.042$ ). Από τη σύγκριση μεταξύ ΟΚ και ΟΠ, επίσης προέκυψε διαφορά, καθώς κι εδώ η ΟΠ υπέδειξε τον υψηλότερο VMG %λόγο πτήση/επαφή, στην ενυπόδητη συνθήκη ( $p = 0.023$ ). Στον Πίνακα 4.9 παρατίθενται οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις όλων των μεταβλητών εξέτασης της ενεργοποίησης του γαστροκνημίου μυός, ξεχωριστά για κάθε μία εξεταζόμενη ομάδα, ανά συνθήκη υπόδησης, καθώς και οι ενδοζευγικές συγκρίσεις στο %λόγο VMG πτήση/επαφή.

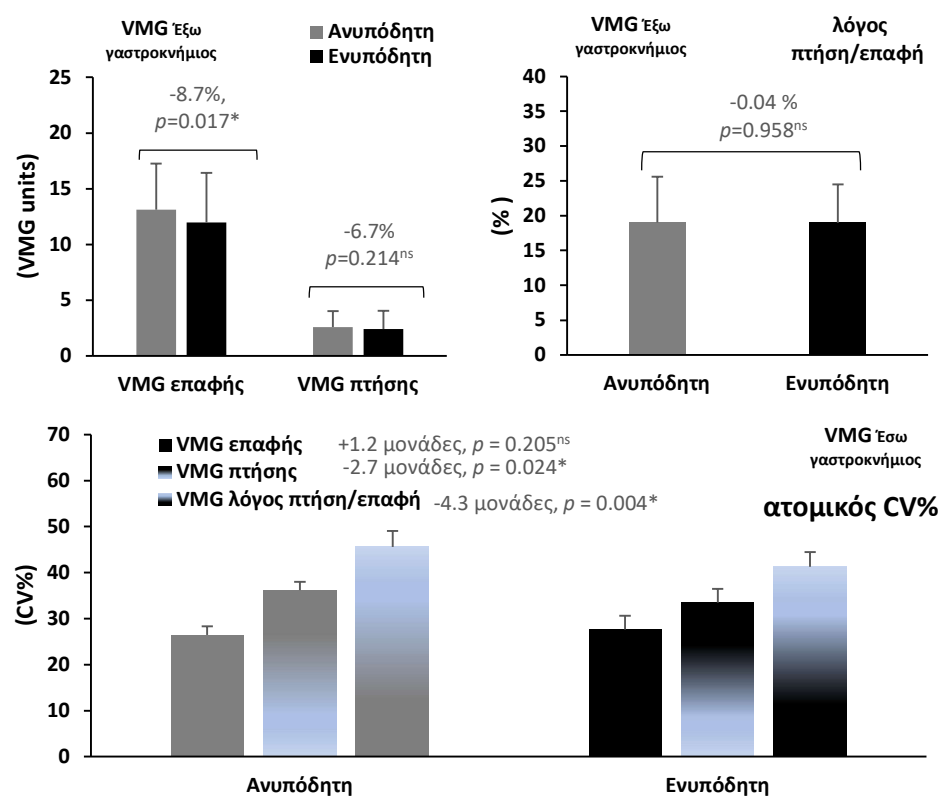
#### Ατομική Μεταβλητότητα.

Σημαντική διαφορά εντοπίστηκε στη φάση πτήσης και στο ποσοστιαίο λόγο πτήσης προς επαφή ( $p > 0.05$ ) (Σχήμα 4.5). Αναλυτικά οι τιμές της ατομικής μεταβλητότητας παρουσιάζονται στον πίνακα ΠΑΡ-Γ2 του παραρτήματος.

**Πίνακας 4.9.** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις για όλες τις μεταβλητές εξέτασης της ενεργοποίησης του γαστροκνημίου μυός, με τη μέθοδο της δονησιομογραφίας (VMG), κατά τις διποδικές αναπηδήσεις, για τις δύο επαναλαμβανόμενες συνθήκες (Α: ανυπόδητη και Ε: ενυπόδητη) και για τις τρεις εξεταζόμενες ομάδες, καθώς και ενδοζευγικές συγκρίσεις ανά συνθήκη υπόδησης.

|                     | ΟΕ<br>(N=14)   |                | ΟΚ<br>(N=14)   |                | ΟΠ<br>(N=14)   |                | ΣΥΝΟΛΟ<br>(N=42) |                |
|---------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|------------------|----------------|
|                     | A              | E              | A              | E              | A              | E              | A                | E              |
| VMG επαφής          | 11.0 $\pm$ 2.3 | 9.1 $\pm$ 2.4  | 14.3 $\pm$ 4.0 | 14.5 $\pm$ 4.8 | 14.0 $\pm$ 5.1 | 12.3 $\pm$ 4.1 | 13.1 $\pm$ 4.1   | 12.0 $\pm$ 4.4 |
| VMG πτήσης          | 1.6 $\pm$ 0.3  | 1.6 $\pm$ 0.3  | 2.9 $\pm$ 1.3  | 2.3 $\pm$ 0.6  | 3.2 $\pm$ 1.8  | 3.3 $\pm$ 2.5  | 2.6 $\pm$ 1.4    | 2.4 $\pm$ 1.6  |
| %VMG<br>πτήση/επαφή | 15.5 $\pm$ 3.5 | 18.4 $\pm$ 4.1 | 19.9 $\pm$ 7.4 | 16.5 $\pm$ 4.1 | 21.7 $\pm$ 6.9 | 22.0 $\pm$ 6.8 | 19.0 $\pm$ 6.6   | 19.0 $\pm$ 5.5 |

Σημείωση: \* στατιστική σημαντικότητα,  $p \leq 0.05$ . ΟΕ: ομάδα ελέγχου, ΟΚ: ομάδα καλαθοσφαίρισης, ΟΠ: ομάδα πετοσφαίρισης. Ενδοζευγικές συγκρίσεις ανά συνθήκη υπόδησης, για τη μεταβλητή του ποσοστού λόγου πτήση επαφή (λόγω σημαντικότητας της ανάλυσης αλληλεπίδρασης): ΟΕ-ΟΚ (Α,  $p=0.94$  & Ε,  $p=1.00$ ), ΟΕ-ΟΠ (Α,  $p=0.04^*$  & Ε,  $p=0.20$ ) και ΟΚ-ΟΠ (Α,  $p=1.00$  & Ε,  $p=0.02^*$ ).



**Σχήμα 4.5.** Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τους δονησιομογραφικούς δείκτες μυϊκής ενεργοποίησης του έξω γαστροκνημίου (VMG units) (άνω) και των αντίστοιχων συντελεστών ατομικής μεταβλητότητας (ατομικός CV%) (κάτω) κατά την εκτέλεση του συνόλου των 40 διποδικών αναπηδήσεων για το σύνολο των δοκιμαζομένων. Για τον έλεγχο της υπόδησης ως κύρια επίδραση, σημειώνεται η ποσοστιαία διαφορά κατά την ενυπόδητη συγκριτικά με την ανυπόδητη συνθήκη εκτέλεσης καθώς και η σημαντικότητα αυτής ( $p$  value) και η διαφορά ποσοστιαίων μονάδων των αντίστοιχων συντελεστών μεταβλητότητας (κάτω).



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

### Συζήτηση

#### 5.1. Εισαγωγική παράγραφος

Η παρούσα διατριβή επικεντρώθηκε στη μελέτη της επίδρασης του αθλητικού υποδήματος στη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων και την ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου μυός, σε διποδικές αναπηδήσεις. Επίσης, έλεγξε την πιθανότητα της διαφοροποίησης της σημαντικής επίδρασης του αθλητικού υποδήματος, μεταξύ ομάδων αθλητικής ειδίκευσης, που χαρακτηρίζονταν από διακριτή λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων.

Τα βασικά συμπεράσματα αποτέλεσαν: Α) η αθλητική ειδίκευση δεν άλλαξε τις διαφορές στη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων, με και χωρίς την προσθήκη του υποδήματος Β) η λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων δεν άλλαξε σημαντικά μεταξύ των δύο συνθηκών υπόδησης και Γ) η ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου μυός παρουσιάστηκε μικρότερη στην συνθήκη με το υπόδημα.

#### 5.2. Διποδικές αναπηδήσεις ως ελατηριακό πρότυπο

Η κατακόρυφη σκληρότητα αποτελεί ακριβώς και την σκληρότητα των κάτω άκρων, αναφορά της συγκεκριμένης μελέτης, όταν ο ερευνητικός στόχος επικεντρώνεται σε κατακόρυφη μετατόπιση, όπως οι αναπηδήσεις και τα άλματα (Brughelli & Cronin, 2008; Butler, et al., 2003; McMahon & Cheng, 1990). Στην παρούσα μελέτη, η κατακόρυφη σκληρότητα αξιολογήθηκε μέσω του πιο ευρέως χρησιμοποιούμενου

«εργαλείου» αξιολόγησης, τις διποδικές αναπηδήσεις (Bishop, et al., 2006; Hobara, Kobayashi, Ueda, & Mochimaru, 2014), που συνιστά και την αντιπροσωπευτικότερη κίνηση του ελατηριακού προτύπου (Farley, et al., 1991). Ένας ακόμη λόγος επιλογής της συγκεκριμένης δοκιμασίας ήταν η προσομοίωσή της με την κίνηση που χρησιμοποιείται σε πολλές τεχνικές αθλημάτων (Mrdakovic, et al., 2014). Έτσι κατά την εφαρμογή τους (συχνότητας 2.2 Hz), αναγνωρίστηκε το ελατηριακό πρότυπο στην κίνηση των συμμετεχόντων και στις δύο συνθήκες υπόδησης. Το γεγονός αυτό τεκμηριώθηκε από τα δεδομένα του δυναμοδαπέδου, τα οποία χαρακτηρίζονταν από την μονή κορυφή της κατακόρυφης ΔΕΑ κατά τη φάση εδαφικής επαφής, διακριτή για όλες τις αναπηδήσεις (Farley, et al., 1991; Ferris & Farley, 1997; Rousanoglou & Boudolos, 2006).

#### 5.3. Ανθρωπομετρικά

Οι συμμετέχουσες ήταν αντίστοιχης ηλικίας και με σωματικό βάρος, που δεν θ' αποτελούσε παράγοντα διαφοράς στον υπολογισμό της λειτουργικής σκληρότητας, μιας που η αύξησή του προκαλεί και αύξηση στη σκληρότητα του ελατηρίου κάτω άκρων (Ferris & Farley, 1997). Η τελευταία επίσης, δεν επηρεάστηκε από την ελατηριακή μορφή της ποδικής καμάρας (Ker, et al., 1987), καθώς το σύνολο του δείγματος εντάχθηκε σε κοινή κατηγορία ποδικής καμάρας (κατηγοριοποίηση με δείκτες Chippaux-Smirak (%) και Footprint Angle (°), (Cavanagh & Rodgers, 1987; Forriol & Pascual, 1990; Jaworski & Puch, 1987).



#### **5.4. Ρυθμική ταχύτητα, συχνότητα και ελατηριακό πρότυπο**

Η ρυθμική κινητική προσέλευση του κύκλου κίνησης δόθηκε από τον μετρονόμο, για την επίτευξη του συγχρονισμού των συμμετεχόντων με το προκαθοριζόμενο ρυθμικό ερέθισμα των 130 χτύπων/λεπτό. Επιπλέον, η συγκεκριμένη ταχύτητα βρίσκεται στο εύρος της προτιμητέας συχνότητας αναπήδησης των ανθρώπων (Farley, et al., 1991; Melville-Jones & Watt, 1971). Στο σύνολό τους οι δοκιμαζόμενες εκτέλεσαν τις διποδικές αναπηδήσεις με ένα μέσο ρυθμό κίνησης 2.17 Hz (οριακά μηδενική απόκλιση, συγκριτικά με την προσχεδιασμένη των 2.2 Hz).

#### **5.5. Η αθλητική ειδίκευση ως παράγοντας αλληλεπίδρασης με το υπόδημα**

Στην προσθήκη του υποδήματος για την αναζήτηση των διαφορών στη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων, φάνηκε ότι η αθλητική ειδίκευση δεν αποτέλεσε σημαντικό παράγοντα αλληλεπίδρασης. Σε παλαιότερη μελέτη, που έγινε σύγκριση μεταξύ αθλητών δρομέων και αθλητών προπόνησης ισχύος, φάνηκε ότι υπήρξε σημαντική διαφορά στη λειτουργική σκληρότητα, αποτέλεσμα αντίθετης κατεύθυνσης από την παρούσα μελέτη (Hobara, et al., 2008). Η μελέτη του Hobara και συνεργάτες (2008), επέλεξε δύο αθλητικές ειδικεύσεις που βασίζονταν σε τελείως διαφορετικό προπονητικό πρότυπο. Οι αθλητές, δρομείς αποστάσεων στοχεύουν και ενισχύουν κυρίως την αερόβια ικανότητά τους, ενώ η προπόνηση των αθλητών ισχύος

στηρίζεται σε άλματα, εκρηκτικές δυναμικές κινήσεις και βάρη και γι' αυτό επιδεικνύουν αυξημένη λειτουργική σκληρότητα (Hobara et al., 2008).

Στην παρούσα διατριβή επιλέχθηκαν αθλήτριες υψηλού επιπέδου και εμπειρίας, από δύο αθλήματα που κυρίως στηρίζονται στη χρήση των αλμάτων και με εδραιωμένη λειτουργική σκληρότητα (Bedo, et al., 2022; Bressel & Cronin, 2005; Hughes & Watkins, 2008; Rojano-Ortega, et al., 2021). Σ' ένα τέτοιο υψηλό επίπεδο, κατά την προσγείωση από άλματα, οι αθλήτριες της καλαθοσφαίρισης ενεργούν με πιο «σκληρές προσγειώσεις» δηλαδή με υψηλότερη σκληρότητα, ενώ εκείνες της πετοσφαίρισης είναι πιο «αποσβεστικές», επιλέγοντας να λειτουργούν με χαμηλότερη σκληρότητα (Devita & Skelly, 1992). Επισημαίνεται λοιπόν, πως στις προσγειώσεις από άλματα, οι δύο συγκεκριμένες αθλητικές ειδικεύσεις ή ομάδες παρουσιάζουν διαφορές. Από την άλλη οι διποδικές αναπηδήσεις, δηλαδή μια περιοδική ή ρυθμική - κυκλική κίνηση, δεν αποτέλεσαν το περιβάλλον εκείνο που οι συγκεκριμένες ομάδες κατάφεραν ν' αποτυπώσουν σημαντική διαφορά. Οι αθλητικές ειδικεύσεις αυτές, ενδεχομένως αναπτύσσουν τα ξεχωριστά και διακριτά μεγέθη της λειτουργικής σκληρότητάς τους, σε διαφορετικές προπονητικές και αγωνιστικές απαιτήσεις (Bobbert & van Ingen Schenau, 1988) κι όχι σε μια κινητική δοκιμασία, που η εξέλιξή της είναι διαφορετική από τους χρονικούς περιορισμούς που υπάρχουν σ' αυτές.

### 5.6. Χωροχρονικά χαρακτηριστικά αναπηδήσεων

Οι δοκιμαζόμενες, στο σύνολό του δείγματος, εκτέλεσαν τις αναπηδήσεις εκδηλώνοντας σημαντικά αυξημένη μέγιστη κατακόρυφη ΔΕΑ κατά την ανυπόδητη συνθήκη (+3.2% της ενυπόδητης). Πρόσφατες μελέτες έρχονται σε σύγκλιση με την παρούσα, καθώς στ' αποτελέσματά τους τα μεγέθη της ΔΕΑ αυξήθηκαν περισσότερο, σε συνθήκες με υποδήματα ενισχυμένης μαλακής μεσοσόλας (Baltich, Maurer, & Nigg 2015; Borgia & Becker, 2019; Kulmala, Kosonen, Nurminen, & Avela, 2018). Στις συγκεκριμένες μελέτες έγινε σύγκριση μεταξύ των προαναφερθέντων τύπων και υποδημάτων με πολύ σκληρή σόλα (ή μινιμαλιστικά), αλλά και ενδιαμέσης σκληρότητας. Η μελέτη των De Wit, De Clercq και Aerts, (2000), που εξέτασε δρομείς σε τρεις διαφορετικές ταχύτητες τρέξιματος (σε ανυπόδητη και ενυπόδητη συνθήκη), κατέληξε επίσης σε αυξημένη ΔΕΑ στην ενυπόδητη συνθήκη (χωρίς σημαντική διαφορά μεταξύ συνθηκών). Στη μη σημαντικότητα της ΔΕΑ σε τρέξιμο και άλματα, τοποθετείται και η μετανάλυση των Yan, Sinclair, Hiller, Wegener, και Smith (2012), υποστηρίζοντας πως τα κατασκευαστικά στοιχεία του υποδήματος δεν επιδρούν σημαντικά σ' αυτή. Από την άλλη, σε παλαιότερη μελέτη αναπηδήσεων σε 2Hz και σε δύο διαφορετικές επιφάνειες, η ΔΕΑ εμφανίστηκε με μεγαλύτερες τιμές στην πιο σκληρή επιφάνεια (Ferris & Farley, 1997).

Βέβαια, υπάρχουν και οι μελέτες που βασίσθηκαν σε επιφάνειες συγκεκριμένης σκληρότητας και οι αυξημένες ΔΕΑ παρατηρήθηκαν στις

δοκιμασίες με τους αυξημένους χρόνους επαφής (Hobara, et al., 2008; Granata, et al., 2002). Το στοιχείο των αυξημένων χρόνων επαφής και της σύνδεσής τους με τις αυξημένες ΔΕΑ ταυτίζεται με τη παρούσα μελέτη, καθώς στη συνθήκη του υποδήματος ο χρόνος επαφής εμφανίστηκε μεγαλύτερος.

Οι δοκιμαζόμενες εκτέλεσαν τις αναπηδήσεις (χωρίς και με υπόδημα) με σταθερό κύκλο κίνησης (ηχητική παρουσία μετρονόμου). Δεδομένου αυτής της σταθερότητας, ο χρόνος επαφής στη συνθήκη με τα υποδήματα (απόλυτες τιμές και ποσοστό επί του συνολικού κύκλου αναπήδησης) εμφανίστηκε μεγαλύτερος, συγκριτικά με την ανυπόδητη. Το αποτέλεσμα αυτό πορεύεται προς την κατεύθυνση πολλών μελετών (De Wit, et al., 2000; Hobara, et al., 2008; Moritz & Farley, 2004). Ως εκ τούτου, η διαχείριση του χρόνου πτήσης παρουσίασε αυξημένες τιμές στις αναπηδήσεις με γυμνό πόδι (απόλυτες τιμές και ποσοστό επί του συνολικού κύκλου αναπήδησης) (De Wit, et al., 2000; Ferris & Farley, 1997; Hobara, et al., 2008; Moritz & Farley, 2004). Στην ίδια συνθήκη, ο αυξημένος χρόνος πτήσης είχε επίδραση στο ύψος αναπήδησης, εμφανίζοντας μεγαλύτερη μέση τιμή, συμφωνώντας με παλαιότερες μελέτες (Farley, et al., 1991; Hobara, et al., 2008).

### 5.7. Λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων

Η αθλητική ειδίκευση διαδραμάτισε μη σημαντικό ρόλο στην επίδραση της υπόδησης στη σκληρότητα των κάτω άκρων. Επομένως, η τελευταία μελετήθηκε ενιαία για το σύνολο των 42 ατόμων, χωρίς διάκριση μεταξύ των ομάδων.

Για το σύνολο των συμμετεχόντων η λειτουργική σκληρότητα δεν φάνηκε σημαντικά διαφορετική μεταξύ των δύο συνθηκών υπόδησης. Το αποτέλεσμα ήρθε σε συμφωνία με αυτό του Borgia και Becker (2019). Οι ερευνητές μελέτησαν τη σκληρότητα κάτω άκρων σε δρομείς (μη επαγγελματίες αθλητές) κατά τη δοκιμασία του τρεξίματος, με τρία διαφορετικά υποδήματα (μινιμαλιστικό, συνηθισμένο και πολύ ενισχυμένο). Τα υποδήματα, συγκεκριμένων εταιριών και μοντέλων, είχαν διαφορές σε τεχνικά χαρακτηριστικά όπως μάζα, ύψος πτέρνας και μπροστινού τμήματος, κλπ. Στα συμπεράσματά τους κατέληξαν σε μη σημαντικές διαφορές στη σκληρότητα των δρομέων, μεταξύ των τριών υποδημάτων. Επίσης, στη μελέτη του Bishop και συνεργατών (2006), έγινε σύγκριση μεταξύ ανυπόδητης και δύο διαφορετικών συνθηκών υπόδησης (απλό-φθινό και ενισχυμένο-ακριβό), σε διποδικές αναπηδήσεις. Στ' αποτελέσματα φάνηκε ν' αυξάνεται η λειτουργική σκληρότητα σε κάθε συνθήκη υποδήματος, όμως με σημαντική διαφορά μόνο μεταξύ της ανυπόδητης και της συνθήκης με το ενισχυμένο υπόδημα, που εν μέρει συνάδει με τη παρούσα. Κι αυτό γιατί η τελευταία στηρίχτηκε σε απλού τύπου δρομικά υποδήματα, τα οποία κρίθηκαν στην επιλογή της κάθε συμμετέχουσας, άρα και μη συγκεκριμένων τεχνικών χαρακτηριστικών. Αλλά και οι Kuitunen, Ogiso, και Komi 2011, κατέληξαν στη μη σημαντική διαφορά στη λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων, μεταξύ αναπηδήσεων διαφόρων εντάσεων (μικρότερης συχνότητας και χρόνων επαφής).

Από την άλλη, ο Baltich και συνεργάτες (2015), εξέτασαν τη

λειτουργική σκληρότητα ανδρών και γυναικών δρομέων, στη δοκιμασία του τρεξίματος, με υποδήματα τριών διαφορετικών τύπων σκληρότητας, στην περιοχή της μεσοσόλας (μαλακού, μεσαίου και σκληρού τύπου). Στ' αποτελέσματα φάνηκε ν' αυξάνεται η λειτουργική σκληρότητα αντιστρόφως ανάλογα προς τη σκληρότητα της μεσοσόλας, δίνοντας το υπόδημα με τη πιο μαλακή μεσοσόλα, τη υψηλότερη τιμή σκληρότητας. Προς την ίδια κατεύθυνση, η μελέτη του Farley και συνεργάτες (1998), που επίσης επικεντρώθηκε στη λειτουργική σκληρότητα κατά τις αναπηδήσεις, εκτελούμενες σε διαφορετικής σκληρότητας επιφάνειες, κατέληξε ότι στις πιο ελαστικές επιφάνειες αυξάνεται η σκληρότητα κάτω άκρων. Σημειώνεται δε, ότι η διαφορά αυτή προέκυψε μεταξύ επιφανειών με μεγάλη διαφορά στη σκληρότητα, δηλαδή 22.7 – 60.9 kN/m για τις ελαστικές και 35.000 kN/m για τη σκληρή επιφάνεια.

Σε αντίθετη κατεύθυνση από τις προηγούμενες έρευνες, ο De Wit και συνεργάτες (2000), μελέτησαν τη λειτουργική σκληρότητα ανδρών δρομέων, μεταξύ ανυπόδητης και ενυπόδητης συνθήκης (αθλητικό υπόδημα συνηθισμένου τύπου) και σε τρεις διαφορετικές ταχύτητες τρεξίματος. Τ' αποτελέσματα της μελέτης τους κατέληξαν στην αύξηση της σκληρότητας στην ανυπόδητη συνθήκη, συγκριτικά με την ενυπόδητη (για όλες τις ταχύτητες).

Γίνεται κατανοητό, ότι η πληθώρα των αποτελεσμάτων και των αντίθετων κατευθύνσεων, προκαλούν σύγχυση και δυσκολεύουν την κατανόηση, για το εάν το αθλητικό υπόδημα τελικά προσαρμόζει το

ελατήριο κάτω άκρων, για τη διατήρηση της συνολικής σκληρότητας (Geick & Geick, 1997). Η παρούσα μελέτη βασίστηκε στην τυχαιότητα και στον αντίστοιχο μη ορισμό του τύπου υποδήματος, έτσι ώστε η διαφορά να μην μπορεί να συνδεθεί ή /και αποδοθεί στον ίδιο τύπο σκληρότητας της σόλας. Ενδεχομένως, η εφαρμογή συνθήκης με χρήση εξειδικευμένου υποδήματος για κάθε αθλητική ειδικευση, να αναδεικνυε και διαφορές λειτουργικής σκληρότητας, λόγω των διαφορετικών τεχνικών χαρακτηριστικών του υποδήματος. Όπως για παράδειγμα η αποφυγή υπερβολικών φορτίσεων, κοινή επιδίωξη κάθε σωστά σχεδιασμένου αθλητικού υποδήματος (Nigg & Segesser, 1992; McPoil, 2000), αλλά και πιο εξειδικευμένα τεχνικά στοιχεία, ανάλογα των κινητικών προτύπων του κάθε αθλήματος. Αναφορικά στην καλαθοσφαίριση, χαρακτηριστικά όπως σκληρότητα μεσοσόλας και εμπρόσθιου τμήματος, δείκτης τριβής εξωτερικής σόλας, ελαφριά μάζα και ενισχυμένο στρώμα άνεσης, συνεισφέρουν σε πιο γρήγορες επιταγχνύσεις, κοψίματα και υψηλότερα άλματα (Lam, et al., 2019). Η σκληρότητα μεσοσόλας αναφέρεται ως βασικό κατασκευαστικό χαρακτηριστικό και σε μελέτες που επικεντρώνονται στο εξειδικευμένο υπόδημα για την πετοσφαίριση (Tinoco, et al., 2010). Η αύξησή της διαδραματίζει κυρίαρχο ρόλο στη μείωση της απώλειας ενέργειας της μεταταρσοφαλαγγικής άρθρωσης, σε συνθήκη μη κούρασης και στην αύξηση της απόδοσης σε άλματα (Stefanyshyn & Nigg, 2000). Αλλά και σε συνθήκη κούρασης, αυτή παρουσιάζεται με μειωμένη επίδραση σε άλματα και με βάση την αυξημένη

σκληρότητα μεσοσόλας, δημιουργείται περιορισμός της τάσης για μειωμένη σκληρότητα και ισχύ των αθλητών (Tinoco, et al., 2010).

Όλες οι πληροφορίες για τα εξειδικευμένα χαρακτηριστικά των υποδημάτων καλαθοσφαίρισης και πετοσφαίρισης, συνιστούν αποτελέσματα από μετρήσεις και δοκιμασίες, που χαρακτηρίζονται «προσομοίωση» αγωνιστικών συνθηκών και δρουν υποστηρικτικά κατά τη διάρκεια αυτών. Ενδεχομένως στην παρούσα μελέτη, η συνθήκη μέτρησης της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων, δεν επέτρεψε την ανάδειξη διαφοράς λόγω υπόδησης, καθώς λείπει ο παράγοντας του εξειδικευμένου υποδήματος. Επιπρόσθετα, η περιοδική - ρυθμική - κυκλική κίνηση των αναπηδήσεων απέχει πολύ από τις αγωνιστικές συνθήκες ενός παιχνιδιού, γεγονός που δεν ανάδειξε την αντίστοιχη ή/και αναμενόμενη ελατηριακή συμπεριφορά των αθλητριών. Κι ενώ οι δύο συνθήκες υπόδησης πρόσφεραν διαφορετικότητα στην επιφάνεια που το κάτω άκρο ήρθε σε επαφή (Geick & Geick, 1997), εντούτοις η λειτουργική σκληρότητα δεν χρειάστηκε να προσαρμοστεί (Feehery, 1986; Ferris & Farley, 1997; Ferris, et al., 1998).

### 5.8. Σύγκριση τεχνικών υπολογισμού σκληρότητας

Η λειτουργική σκληρότητα υπολογίστηκε με δύο τρόπους: Α) με τον τύπο της συχνότητας αναπήδησης  $[k = m \cdot (2\pi/T)^2]$  και Β) με τον τύπο της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης και την αλλαγή κάθετης μετατόπισης ( $k = f_{zmax}/\Delta y$ ). Στην βιβλιογραφία απαντώνται και οι δύο τρόποι υπολογισμού, με περισσότερο διαδεδομένο, αυτόν της κατακόρυφης δύναμης - μετατόπισης. Οι τιμές που

προέκυψαν για τον υπολογισμό της σκληρότητας (τύπος συχνότητας), (Farley, et al., 1991), συμφωνούν με παλαιότερη μελέτη ( $26.3 \pm 6.5$  kN/m) που εξέτασε γυναίκες σε διποδικές αναπηδήσεις (Granata, et al., 2002). Επίσης, οι πολύ μεγαλύτερες τιμές που υπολογίστηκαν με τον τύπο της δύναμης - μετατόπισης (Blickhan & Full, 1993; Cavagna, 1977), είναι παρόμοιες με προηγούμενες μελέτες (Kuitunen, et al., 2011; Mrdakovic, et al., 2014).

Η παρούσα μελέτη θέλησε να συγκρίνει μεθοδολογικά τους δύο τρόπους υπολογισμού και παρατήρησε ότι ο υπολογισμός της σκληρότητας στην ανυπόδητη συνθήκη (τύπος κατακόρυφης δύναμης - μετατόπισης) αύξησε την τιμή της (τύπος συχνότητας) κατά 72%. Αντίστοιχα, και στη συνθήκη του υποδήματος η τιμή αυξήθηκε κατά 41%. Άρα γίνεται κατανοητό, ότι ο υπολογισμός της σκληρότητας με τον τύπο της δύναμης - μετατόπισης προκαλεί μια υπερεκτίμηση των τιμών σκληρότητας και μάλιστα διαφορετικού μεγέθους (72% μεγαλύτερη στην ανυπόδητη, έναντι 41% μεγαλύτερη στην ενυπόδητη).

Και ενώ θεωρητικά, ο υπολογισμός της σκληρότητας με τον τύπο της δύναμης - μετατόπισης παρουσιάζεται πιο εύκολη επιλογή, εντούτοις το ενδεχόμενο λάθους (το οποίο δεν είναι καν συστηματικό), καθιστά αυτή τη μέθοδο δυσκολότερη ερμηνευτικά. Επιπλέον, παρατηρήθηκε μη παράλληλη έκφραση του δείκτη λειτουργικής σκληρότητας μεταξύ ατόμων, όσον αφορά τους δύο τρόπους υπολογισμού. Με τον τύπο της συχνότητας φάνηκε υψηλότερη σκληρότητα στη συνθήκη του υποδήματος και ακριβώς το αντίθετο

αποτέλεσμα με τη συνθήκη της κατακόρυφης δύναμης - μετατόπισης.

### 5.9. Μυϊκή ενεργοποίηση έξω γαστροκνημίου μυός

Ο έξω γαστροκνήμιος συμβάλει ενεργά στην εκτέλεση των διποδικών αναπηδήσεων, λόγω του μηχανικού πλεονεκτήματος της αποθήκευσης και απελευθέρωσης ελαστικής ενέργειας (Alexander & Ker, 1990). Επιδεικνύει προδραστηριότητα (φάση πτήσης), με σκοπό τον οργανωμένο προγραμματισμό του κεντρικού μηχανισμού κίνησης, για ν' αυξήσει την αρθρική σκληρότητα, εν αναμονή της δύναμης προσγείωσης (Hobara et al., 2007). Παλαιότερες μελέτες με αντικείμενο το ελατηριακό πρότυπο σε αναπηδήσεις και σύντομης επαφής προσγείωση, κατέληξαν στην υψηλή προενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου, αλλά και τη συνεχιζόμενη ενεργοποίησή του στη φάση επαφής (EMG), (Kuitunen, et al., 2011).

Στην παρούσα μελέτη, η αθλητική ειδίκευση διαδραμάτισε μη σημαντικό ρόλο στην επίδραση της υπόδησης, αναφορικά στη μυϊκή ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου. Επομένως, η τελευταία μελετήθηκε ενιαία για το σύνολο των ατόμων. Τα ευρήματα της δονησιομυογραφίας (VMG), έδειξαν σημαντικά πιο μειωμένη ενεργοποίηση μυός κατά τη φάση επαφής, στις αναπηδήσεις με το υπόδημα. Επιπρόσθετα, το υπόδημα αποτέλεσε παράγοντα για τη σημαντικά μειωμένη μεταβλητότητα ενεργοποίησης, στη φάση πτήσης (απόλυτη τιμή και ποσοστό αναλογικά αυτού της επαφής). Η ανυπόδητη συνθήκη συγκριτικά με την συνθήκη υποδήματος (στη διάρκεια των αναπηδήσεων), είναι συνυφασμένη με μικρότερους χρόνους επαφής ή αλλιώς

μεγαλύτερους χρόνους πτήσης (De Wit, et al., 2000; Ferris & Farley, 1997; Hobara, et al., 2008; Moritz & Farley, 2004). Η αυξημένη ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου στη φάση επαφής και σε σκληρή επιφάνεια (ανυπόδητη) συγκλίνει με προηγούμενες μελέτες (Farley, et al., 1998; Moritz & Farley, 2004). Στην ίδια συνθήκη, αυξάνεται η ενεργοποίηση του μυός και στη φάση πτήσης (De Wit, et al., 2000), όπως βρέθηκε κι εδώ, μολονότι χωρίς σημαντικότητα στη διαφορά. Αντίστοιχη ταύτιση υπάρχει και με μελέτες που αναφέρουν την αύξηση της προενεργοποίησης του μυός κι εκεί που εκδηλώνονται αυξημένοι χρόνοι πτήσης (Arampatzis, et al., 2001; Hobara et al., 2007; Kuitunen et al., 2011).

Η συνολική εικόνα της δραστηριότητας του συγκεκριμένου μυός (VMG), φαίνεται να συγκλίνει με παλαιότερες μελέτες (EMG), που υποστήριζαν τον σημαντικό του ρόλο σε προωθητικές δραστηριότητες (Hobara et al., 2007; Kuitunen et al., 2011).

#### **5.10. Ο ρόλος της αθλητικής ειδικευσης**

Η βιβλιογραφία αναφέρει χαρακτηριστικά, πως μεταξύ δύο συνθηκών κίνησης, εκείνη με τις πιο αυξημένες απαιτήσεις θα υπεδείκνυε και την πιο αυξημένη σκληρότητα (Arampatzis, et al., 1999; Arampatzis, et al., 2001a,b; Farley, et al., 1991; Granata, et al., 2001; Kuitunen, et al., 2002; Seyfarth, et al., 2002; Stefanyshyn & Nigg, 1998). Η σκληρότητα κάτω άκρων, παρότι στηρίζεται σε συμπεριφορική επιλογή, εντούτοις διακρίνεται σε μέγεθος ανάλογα την αθλητική ειδικευση (Devita & Skelly, 1992; Hobara et al.,

2008) και μπορεί ν' αναγνωριστεί μέσω των διποδικών αναπηδήσεων, βάση του ελατηριακού προτύπου και κίνηση άμεσης αλληλεπίδρασης με το έδαφος. Μελέτες επίσης αναφέρουν, ότι οι υψηλού επιπέδου αθλητές καλαθοσφαίρισης και πετοσφαίρισης, που στοχεύουν σε επιτυχημένη αθλητική απόδοση, επιδεικνύουν σημαντικές επιδόσεις στα κατακόρυφα άλματα (Bobbett & van Ingen Schenau, 1988). Οι αθλητές, όμως αυτοί, διακρίνονται από διαφορετικό βαθμό σκληρότητας στις προσγειώσεις τους, εντός αγωνιστικών συνθηκών (Devita & Skelly, 1992; Fábricaa, et al., 2015).

Στην παρούσα μελέτη φάνηκε ότι, η δοκιμασία των διποδικών αναπηδήσεων δομημένη με δύο διαφορετικές συνθήκες επαφής του κάτω άκρου με το έδαφος (Ferris & Farley, 1997) και με τη συμμετοχή των συγκεκριμένων αθλητικών ειδικοτήσεων, δεν ανέδειξε τις αναμενόμενες διαφορές στη σκληρότητά τους. Πιθανότατα, η συγκεκριμένη δοκιμασία, αποτέλεσε για τις αθλήτριες διαφορετικής μορφής κινητική διαδικασία ή/και διαφορετικού χρονισμού, μακριά από τον αγωνιστικό χαρακτήρα, στον οποίο αναδεικνύονται τα μεγέθη της σκληρότητάς τους (Devita & Skelly). Η μελέτη του Hobara και συνεργατών (2008) που κατέληξε σε σημαντικά υψηλότερη σκληρότητα των αθλητών ισχύος- ταχύτητας έναντι των δρομέων (σε διποδικές αναπηδήσεις), βασίστηκε σε δύο αθλητικές ειδικεύσεις, τελείως διαφορετικών προπονητικών μεθόδων και πιθανότατα ελατηριακής συμπεριφοράς στη συγκεκριμένη δοκιμασία.

#### **5.11. Είδος αθλητικού υποδήματος**

Ο παράγοντας της τυχαιοποίησης του υποδήματος κι όχι ενός εξειδικευμένου υποδήματος ιδιαιτέρων τεχνικών στοιχείων, που ενισχύουν την απόδοση (έκρηξη, ύψος άλματος, απορρόφηση δυνάμεων κρούσης), μπορεί να ήταν μία ακόμη συνισταμένη που οδήγησε προς την κατεύθυνση της μη διαφοράς σκληρότητας. Όμως, αποτέλεσε συνειδητή επιλογή (τυχαιοποίηση υποδήματος), καθώς υπήρξε η επιθυμία, η ανάδειξη των όποιων διαφορών να απέκλειε και την πιθανότητα σύνδεσής τους με συγκεκριμένο τύπο σκληρότητας υποδήματος ή σόλας. Μεταξύ των δύο συνθηκών εκτέλεσης (χωρίς και με υπόδημα), το κάτω άκρο δεν χρειάστηκε ν' αυξήσει την αντίστασή του, καθώς με την ίδια σκληρότητα κατείχε τον έλεγχο της κίνησης (Auyang, et al., 2009; Demirbüken, et al., 2009; Ferris & Farley, 1997). Όμως, το συνηθισμένο αθλητικό υπόδημα (χωρίς συγκεκριμένα κατασκευαστικά στοιχεία), στη ποικιλία που υπέδειξε, δηλαδή τυχαιοποιημένης επιλογής, ανέδειξε ακριβώς τις ενδογενείς ιδιότητες του συστήματος (μυών και τενόντων), (Butler, et al., 2003) και συνέβαλε στη μεταβολή κάποιων χωροχρονικών μεταβλητών.

Ενδιαφέρον στοιχείο αποτέλεσε ότι, στη συνθήκη υπόδησης φάνηκε σημαντική διαφοροποίηση του σχετικού χρονικού προτύπου αναπήδησης, με σημαντικά μεγαλύτερη διάρκεια επαφής και μικρότερη διάρκεια πτήσης. Αυτό σημαίνει, ότι το άτομο που αναπηδάει στην ίδια συχνότητα παραμένει στο έδαφος περισσότερο χρόνο, απ' όσο θα έμενε χωρίς το υπόδημα, αποκτώντας το πλεονέκτημα του χρόνου στη διαχείριση της δύναμης

πρόσκρουσης, δηλαδή της απόσβεσης (Zatsiorsky & Prilutsky, 1987). Η μειωμένη διάρκεια πτήσης (αναπήδηση με υποδήματα), μείωσε την επίδοση, αποδίδοντας και σε μειωμένο ύψος αναπηδήσεων. Βέβαια στο σημείο αυτό, πιθανότατα αποκαλύπτεται ο πρωταρχικός σκοπός της κίνησης των συμμετεχόντων. Οι συμμετέχουσες έπρεπε να εκτελέσουν μια σειρά επαναλαμβανόμενων αναπηδήσεων, κάτω από τον περιορισμό του ηχητικού σήματος. Έτσι, πρωταρχικό ενδιαφέρον τους δεν ήταν η κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας σώματος, αλλά ο πιο οικονομικός τρόπος κίνησης, χωρίς περιττές προωθητικές κινήσεις (Rousanoglou, & Boudolos, 2006). Το αντίθετο συνέβη στην ανυπόδητη συνθήκη, που ο συνδυασμός μικρότερης διάρκειας επαφής και μεγαλύτερης πτήσης, βοήθησε στην πραγμάτωση ενός υψηλότερου άλματος. Όμως, στη συγκεκριμένη συνθήκη αναπηδήσεων εκτός της ρυθμικής συμμόρφωσης των συμμετεχόντων, η εκτέλεσή τους πραγματοποιούνταν κάτω από την αντίληψη που είχαν ή ανέμεναν, για τη σοβαρότητα της πρόσκρουσης (Lake & Lafortune, 1998). Έτσι αποτέλεσε συνειδητή επιλογή να μένουν περισσότερο χρόνο στον αέρα, για την ίδια ρυθμική ταχύτητα. Η αναμονή αυτή δημιούργησε την πιθανότητα προσαρμογής της κίνησης (ανυπόδητη συνθήκη), για την επίτευξη μιας «μειωμένης πρόσκρουσης» προσγείωση (De Wit, et al., 2000; Zatsiorsky & Prilutsky, 1987) και τον έλεγχο-περιορισμό της δύναμης στην αποφυγή κακώσεων (Granata, et al., 2002). Αυτό μπορεί να δικαιολογεί την αυξημένη ΔΕΑ, που αναπτύχθηκε στις αναπηδήσεις με το υπόδημα (ενισχυμένη δύναμη πρόσκρουσης), ή

και ν'αναδεικνύει την ασφάλεια των συμμετεχόντων στην προσγείωση τους πάνω στη σόλα του υποδήματος (Baltich, et al., 2015; Borgia & Becker, 2019; Kulmala, et al., 2018).

Στον αντίποδα, τα αποτελέσματα της μελέτης αποκάλυψαν ότι το υπόδημα συνιστά έναν παράγοντα οικονομίας της κίνησης, καθώς η ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου, σε όλη τη φάση επαφής, φάνηκε σημαντικά μειωμένη στις αντίστοιχες αναπηδήσεις. Οι αναπηδήσεις είναι μια κινητική δραστηριότητα που εκτελούνται με μία εμπρόσθια πρόσκρουσης προσγείωση (Maloney & Fletcher, 2021) και η εκτέλεσή τους χωρίς υποδήματα χαρακτηρίζεται ως ακραίας σκληρότητας συνθήκη (De Wit, et al., 2000). Η εκτέλεση σε αυτή την ακραίας σκληρότητας συνθήκη, με την αυξημένη μυϊκή ενεργοποίηση, μαρτυράει την προσπάθεια του συστήματος στο σχηματισμό ενός προσαρμοστικού μηχανισμού, για την προστασία του όταν αυτό βρίσκεται στο έδαφος. Δηλαδή, αλλαγή της κινηματικής των κάτω άκρων για την επικείμενη προσγείωση (Greene & McMahon, 1979; McMahon, et al., 1987). Εκτός αυτού, η έντονη μυϊκή ενεργοποίηση αποτελεί έναν σημαντικό, βιομηχανικό παράγοντα ελέγχου για την στρεπτική σκληρότητα (Hunter & Kearney, 1982; Julian & Sollins, 1975; Lacquanti, et al., 1982; Weiss, et al., 1988; Zhang, et al., 1998). Επιπλέον, η έκδηλη διαφορά - μεταβλητότητα στην ενεργοποίηση του μυός κατά τη πτήση (προενεργοποίηση), αλλά και το μέγεθός της (ποσοστό πτήσης αναλογικά με την επαφή), ίσως δείχνει και τη συνολική εικόνα του συστήματος να σταθεροποιηθεί και να ελέγξει τον κύκλο κίνησης, όταν

απουσιάζει το υπόδημα. Δηλαδή, το υπόδημα δημιούργησε τις συνθήκες για μια πιο σταθεροποιημένη ενεργοποίηση, σημαντικό παράγοντα εξοικονόμησης μηχανικής ενέργειας, κατά τη διαδικασία παραγωγής έργου. Τέλος, το μειωμένο ύψος που φάνηκε σε κάθε αναπήδηση με υπόδημα (0.5 εκ.), συγκριτικά με την αντίστοιχη χωρίς υπόδημα, απέδωσε στο σύνολο των 40 αναπηδήσεων, 20εκ. μειωμένη αναπήδηση, άρα και μειωμένη ενεργειακή κατανάλωση (Dalleau, et al., 1998; Farley, et al., 1991; Kerdok, et al., 2002).

### 5.12. Περιορισμοί της μελέτης

Στο δείγμα συμμετείχαν νέες γυναίκες, χωρίς σημαντική ηλικιακή διαφορά και ΣΒ, για τη διασφάλιση της ομοιογένειας, άρα και την απουσία παραγόντων που θα ευνοούσαν τις διαφορές προς συγκεκριμένη κατεύθυνση. Επίσης, οι δύο αθλητικές ομάδες ήταν αντίστοιχου υψηλού προπονητικού επιπέδου και εμπειρίας, γεγονός που θα έδινε τη βάση της διακριτής ειδίκευσης, άρα και της διαφορετικής σκληρότητας. Επιπλέον, έγινε σύγκριση στη ποδική καμάρα των συμμετεχόντων και φάνηκε ότι δεν διέφεραν σημαντικά σ' αυτή (αποκλεισμός ενδεχόμενου αυξημένης λειτουργικής σκληρότητας στα άτομα, που θα ευνοούνταν από μια υψηλή ποδική καμάρα). Η διαφορά λειτουργικής σκληρότητας στις διποδικές αναπηδήσεις (μεταξύ ανυπόδητης και συνθήκης με ένα συνηθισμένο αθλητικό υπόδημα) και μεταξύ ομάδων διακριτής ειδίκευσης, δεν φάνηκε σημαντική. Οι ομάδες λειτούργησαν ελατηριακά κατά όμοιο τρόπο, όμως η ενεργοποίηση του έξω γαστροκνημίου (ανυπόδητη συνθήκη) φάνηκε πολύ μεγαλύτερη, γεγονός που συνδέεται με αρθρική μεταβολή



στην ποδοκνημική και αύξηση της σκληρότητάς της (Arampatzis, et al., 2001; Farley, et al., 1998; Farley & Morgenroth, 1999; Fukashiro & Komi, 1987; Kuitunen, et al., 2011; Latash & Zatsiorsky, 1993). Επίσης, με την αρθρική σκληρότητα συνδέεται και η γωνία της άρθρωσης τη στιγμή της αρχικής επαφής με το έδαφος, καθώς υφίσταται μεταβολή το μήκος μυός – τένοντα (Agarwal & Gottlieb, 1977; Gottlieb & Agarwal, 1979; Hunter & Kearney, 1982; Nielsen, et al., 1994).

Η αξιολόγηση της σκληρότητας της ποδοκνημικής (κυρίαρχη άρθρωση κατά τις προωθητικές κινήσεις) μεταξύ των ομάδων, δεν υπολογίστηκε στη συγκεκριμένη μελέτη, γεγονός που θα μπορούσε να αναδείκνυε τη διαφορά στην ελατηριακή συμπεριφορά της συγκεκριμένης άρθρωσης. Πιθανότατα, ομάδες διακριτής ειδίκευσης (με κοινό παρανομαστή τη χρήση αλμάτων) θα μπορούσαν να διαφέρουν στη σκληρότητα της συγκεκριμένης άρθρωσης, λόγω των προωθητικών τους κινήσεων (μεταταρσοφαλλαγγική άρθρωση).

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI

### Συμπεράσματα

Η λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων αποτελεί μια συμπεριφορική λειτουργία ελατηριακού προτύπου και βασικό πλεονέκτημα για τον έλεγχο της κίνησης. Εξαρτάται από τις ιδιότητες του μυοσκελετικού συστήματος, όπως τένοντες και ανακλαστικά στοιχεία. Το μέγεθός της μεταβάλλεται με την κίνηση, κι αυξάνεται με τις απαιτήσεις αυτής. Επομένως, μπορεί ν' αλλάξει κάτω από το κατάλληλο προπονητικό πρωτόκολλο. Το τελευταίο στοιχείο συνιστά και τον βασικό παράγοντα διάκρισης του βαθμού λειτουργικής σκληρότητας, μεταξύ αθλητικών ειδικεύσεων. Με άλλα λόγια, αθλητές υψηλού προπονητικού επιπέδου, άρα και με διακριτό βαθμό σκληρότητας, μπορεί να είναι πιο «σκληροί» στις προσγειώσεις τους, όπως αυτοί της καλαθοσφαίρισης. Ενώ αντίθετα, αθλητές της πετοσφαίρισης και αντίστοιχου επιπέδου προπόνησης και εμπειρίας εμφανίζονται πιο αποσβεστικοί.

Στην παρούσα διατριβή έγινε μια προσπάθεια αξιολόγησης της λειτουργικής σκληρότητας των δύο παραπάνω αθλητικών ειδικεύσεων. Επιπρόσθετα, αναζητήθηκε ο βαθμός ενεργοποίησης του έξω γαστροκνημίου μυός, ο οποίος κατέχει σημαντικό ρόλο προωθητικής ενέργειας. Ο έλεγχος αυτός πραγματοποιήθηκε μέσω της κίνησης των διποδικών αναπηδήσεων και μεταξύ δύο συνθηκών επαφής του πέλματος με το έδαφος (με και χωρίς υπόδημα). Φάνηκε λοιπόν ότι οι συγκεκριμένες ομάδες δεν διαχειρίστηκαν διαφορετικά το κινητικό πρότυπο. Επίσης, η διαφορά

αθλητικής ειδικεύσης (καλαθοσφαίρισης και πετοσφαίρισης), δεν έδειξε να επιδρά με την συνθήκη της υπόδησης, ή δεν ανέδειξε διαφορετική διαχείρισή της και η ελατηριακή συμπεριφορά των κάτω άκρων εμφανίστηκε σε αντίστοιχα επίπεδα. Αυτό μπορεί να οφείλεται στο γεγονός ότι, το διαφορετικό επίπεδο σκληρότητας μεταξύ των ομάδων έχει αναγνωριστεί κατά τη διάρκεια αγωνιστικών συνθηκών, δομημένων με διαφορετικά χρονικά όρια και απαιτήσεις. Ένας άλλος παράγοντας θα μπορούσε να είναι η απουσία εξειδικευμένου υποδήματος, ιδιαιτέρων τεχνικών χαρακτηριστικών, που λειτουργεί ενισχυτικά στο σύνολο της αγωνιστικής απόδοσης.

Τα υποδήματα χωρίς συγκεκριμένα κατασκευαστικά στοιχεία, αναφερόμενα ως συνηθισμένα, δεν αποτέλεσαν συστατικό μεταβολής της σκληρότητας, συνιστώντας του ελατηριακού προτύπου. Αποτέλεσαν όμως, παράγοντες που επηρέασαν το χρονικό πρότυπο των αναπηδήσεων (αύξηση του χρόνου επαφής, για σταθερό κύκλο κίνησης). Αυτό σημαίνει καλύτερη απόσβεση δυνάμεων πρόσκρουσης, άρα και αποφυγή κακώσεων, δηλαδή ενίσχυση της πρόληψης. Επίσης αποτέλεσαν, έναν αρωγό ενεργειακής οικονομίας κατά την παραγωγή έργου και αυξημένης απόδοσης, καθώς φάνηκαν μικρότερα μεγέθη μυϊκής ενεργοποίησης στη φάση επαφής, αλλά και συνολικότερα μια σταθερότητα συμπεριφοράς κατά τη πτήση. Φαίνεται λοιπόν ότι με τη χρήση του αθλητικού υποδήματος το μυοσκελετικό σύστημα αποκτάει ένα πλεονέκτημα διαχείρισης των δυνάμεων όταν βρίσκεται στο έδαφος,

αλλά και σε όλη τη προηγούμενη φάση προετοιμασίας πριν απ' αυτό.

Η παρούσα μεταπτυχιακή διατριβή προσπάθησε για τη βαθύτερη κατανόηση του ελατηριακού προτύπου, που η βασική συνιστώσα του, η λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων αποτελεί σημαντική παράμετρο αθλητικής απόδοσης. Αφορμή της μελέτης αυτής στάθηκε η πολυπλοκότητα της ελατηριακής

λειτουργίας, που ενώ αξιολογείται μέσω μιας σχετικά απλής μεθόδου, τα στοιχεία του μυοσκελετικού συστήματος συνδυαστικά με τον παράγοντα «συμπεριφορά», αναγάγουν τη γνώση της σε πολυπαραγοντική. Ελπίδα της παρούσας μελέτης θα ήταν η μικρή συμβολή της σ' αυτή τη γνώση, με απότερο σκοπό την εφαρμογή προπονητικών προγραμμάτων.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Alexander, R. M., & Ker, R. F. (1990). Running is priced by the step. *Nature*, 346(6281), 220-221. doi:10.1038/346220a0
- Arampatzis, A., Brüggemann, G., & Klapsing, G. M. (2001). Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 923-931. <https://doi.org/10.1097/00005768-200106000-00011>
- Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, 32(12), 1349-1353. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00133-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00133-5)
- Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., & Brüggemann, G-P. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(5), 355-364. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(01\)00009-8](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(01)00009-8)
- Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(6), 694-701. doi:10.1177/036354659502300611
- Auyang, A. G., Yen, J. T., & Chang, Y.-H. (2008). Neuromechanical stabilization of leg length and orientation through interjoint compensation during human hopping. *Experimental Brain Research*, 192(2), 253-264. doi:10.1007/s00221-008-1582-7
- Baltich, J., Maurer, C., & Nigg, B. M. (2015). Increased vertical impact forces and altered running mechanics with softer midsole shoes. *Plos one*, 10(4), e0125196. doi:10.1371/journal.pone.0125196
- Baumgart, F. (2000). Stiffness - an unknown world of mechanical science? *International Journal of the Care of the Injured*, 31(2), 14-23. doi:10.1016/S0020-1383(00)80040-6
- Bedo, B. L. S., Cesar, G. M., Andrade, V. L., Moura, F. A., Vieira, L. H., P., Aquino, R., Domingos, M. B., & Santiago, P. R. P. (2022). Landing mechanics of basketball and volleyball athletes: a kinematic approach. *Human movement*, 23(1), 80-88. <https://doi.org/10.5114/hm.2021.104189>
- Bishop, M., Fiolkowski, P., Conrad, B., Brunt, D., & Horodysk, M. (2006). Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. *Journal of Athletic Training*, 41(4), 387-392. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17273463/>
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22(11-12), 1217-1227. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90224-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90224-8)

- Blickhan, R., & Full, R. J. (1993). Similarity in multilegged locomotion: bouncing like a monopode. *Journal of Comparative Physiology*, 173, 509-517.  
<https://doi.org/10.1007/BF00197760>
- Bobbert, M. F., & van Ingen Schenau, G. J. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(3), 249-262.  
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90175-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90175-3)
- Borgia, B., & Becker, J. (2019). Lower extremity stiffness when running in minimalist, traditional, and ultra-cushioning shoes. *Footwear Science*, 11(1), 45-54.  
[doi:10.1080/19424280.2018.1555860](https://doi.org/10.1080/19424280.2018.1555860)
- Brauner, T., Sterzing, T., Wulf, M., & Horstmann, T. (2014). Leg stiffness: Comparison between unilateral and bilateral hopping tasks. *Human Movement Science*, 33, 263-272.  
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.08.009>
- Brazier, J., Bishop, C., Simons, C., Antrobus, M., Read, P., & Turner, A. (2014). Lower Extremity Stiffness; Effects on performance and injury and implications for training. *Strength and Conditioning Journal*, 36(5), 103-112. [doi:10.1519/SSC.0000000000000094](https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000094)
- Bressel, E., & Cronin, J. (2005). The landing phase of a jump strategies to minimize injuries. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, 76(2), 30-35.  
[doi:10.1080/07303084.2005.10607332](https://doi.org/10.1080/07303084.2005.10607332)
- Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A. B., Messonnier, L., & Lacour, J. R. (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *Journal of sports medicine and physical fitness*. 42(3), 274-281.  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12094115/>
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: modelling and recommendations for future research. *Sports Med*, 38(8), 647-57.  
[doi:10.2165/00007256-200838080-00003](https://doi.org/10.2165/00007256-200838080-00003)
- Butler, R. J., Crowell 3rd, H. P., & McClay Davis, I. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18(6), 511-7.  
[doi:10.1016/s0268-0033\(03\)00071-8](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00071-8)
- Cavagna, G. A. (1970). Elastic bounce of the body. *Journal of Applied Physiology*, 29(3), 279-282.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1970.29.3.279>
- Cavagna, G. A. (1977). Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 5(1), 89-130.  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/99306/>
- Cavagna, G. A. (1985). Forceplatforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology*, 39(1), 174-179.  
[doi:10.1152/jappl.1975.39.1.174](https://doi.org/10.1152/jappl.1975.39.1.174)

- Cavagna, G. A., Heglund, N. C., & Taylor, C. R. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 233(5), 243–261. doi:10.1152/ajpregu.1977.233.5.r2
- Cavanagh, P. R., & Rodgers, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, 20(5), 547-551. doi:10.1016/0021-9290(87)90255-7
- Chelly, S. M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(2), 326–333. doi:10.1097/00005768-200102000-00024
- Cram, J. R., Kasman, G.S, & Holtz, J. (1998). Electrode placements, in: introduction to surface electromyography, Aspen Publishers, 374. [https://books.google.gr/books/about/Introduction\\_to\\_Surface\\_Electromyography.html?id=L31rAAAAMAAJ&redir\\_esc=y](https://books.google.gr/books/about/Introduction_to_Surface_Electromyography.html?id=L31rAAAAMAAJ&redir_esc=y)
- Dalleau, G., Belli, A., Bourdin, M., & Lacour, J.-R. (1998). The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *European Journal of Applied Physiology*, 77(3), 257–263. doi:10.1007/s004210050330
- Demirbüken, I., Yurdalan, S. U., Savelberg, H., & Meijer, K. (2009). Gender specific strategies in demanding hopping conditions. *Journal of Sports Science and Medicine*. 8(2), 265-270 <http://www.jssm.org>
- Derrick, T. R., Caldwell, G. E., & Hamill, J. (2000). Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(1), 36–51. doi:10.1123/jab.16.1.36
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(1), 108-115. doi:10.1249/00005768-199201000-00018
- De Wit, B., De Clercq, D., & Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33(3) 269-278. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00192-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00192-X)
- Dufek, J. S., & Bates, B. T. (1991). Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Medicine*, 12(5), 326–337. doi:10.2165/00007256-199112050-00005
- Durand, S., Ripamonti, M., Beaune, B., & Rahmani, A. (2010). Leg ability factors in tennis players. *International Journal of Sports Medicine*, 31(12), 882–886. doi:10.1055/s-0030-1265202
- Fábricaa, G., López, F., & Souto, A. (2015). Effects of power training in mechanical stiffness of the lowerlimbs in soccer players. *Revista Andaluza de Medicina*

- del Deporte, 8(4), 145- 149.  
<https://doi.org/10.1016/j.ramd.2015.05.003>
- Farley, C. T., Blickhan, R., Saito, J., & Taylor, C. R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology*, 71(6), 2127-32.  
[doi:10.1152/jappl.1991.71.6.2127](https://doi.org/10.1152/jappl.1991.71.6.2127)
- Farley, C.T., Glasheen, J., & McMahon, T. A. (1993). Running springs: speed and animal size. *Journal of experimental biology*, 185(1), 71-86. [doi:10.1242/jeb.185.1.71](https://doi.org/10.1242/jeb.185.1.71)
- Farley, C. T., & González, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 181–186.  
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00029-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00029-1)
- Farley, C. T., Houdijk, H. H. P., Van Strien, C., & Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 85(3), 1044–1055.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.3.1044>
- Farley, C. T., & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 267–273. [doi:10.1016/s0021-9290\(98\)00170-5](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00170-5)
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). G\*power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191.  
[doi:10.3758/bf03193146](https://doi.org/10.3758/bf03193146)
- Feehery, R. V. (1986). The biomechanics of running on different surfaces. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 3(4), 649-659.  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2946394/>
- Ferretti, A., Papandrea, P., Conteduca, F., & Mariani, P. P. (1992). Knee ligament injuries in volleyball players. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(2), 203–207.  
[doi:10.1177/036354659202000219](https://doi.org/10.1177/036354659202000219)
- Ferris, D. P., & Farley, C. T. (1997). Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *Journal of Applied Physiology*, 82(1), 15–22.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1997.82.1.15>
- Ferris, D. P., Louie, M., & Farley, C. T. (1998). Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 265(1400), 989–994.  
<https://doi.org/10.1098/rspb.1998.0388>
- Flanagan, E. P., Galvin, L., & Harrison, A. J. (2008). Force production and reactive strength capabilities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 43(3), 249–257. [doi:10.4085/1062-6050-43.3.249](https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.3.249)
- Forriol, F., & Pascual, J. (1990). Footprint analysis between three and seventeen years of age. *Foot*

- Ankle, 11(2), 101-104.  
doi:10.1177/107110079001100208
- Fukashiro, S., & Komi, P. (1987). Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *International Journal of Sports Medicine*, 08(S 1), S15–S21. doi: 10.1055/s-2008-1025699
- Funase, K., Higashi, T., Sakakibara, A., Imanaka, K., Nishihira, Y., & Miles, T.S. (2001). Patterns of muscle activation in human hopping. *European Journal of Applied Physiology*, 84(6), 503-9. doi: 10.1007/s004210100414k
- Granata, K. P., Padua, D. A., & Wilson, S. E. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 127-35. doi:10.1016/s1050-6411(02)00003-2
- Greene, P. R., & McMahon, T. A. (1979). Reflex stiffness of man's anti-gravity muscles during knee bends while carrying extra weights. *Journal of Biomechanics*, 12(12), 881–891. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(79\)90056-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(79)90056-3)
- Gwinn, D. E., Wilckens, J. H., McDevitt, E. R., Ross, G., & Kao, T.-C. (2000). The relative incidence of anterior cruciate ligament injury in men and women at the United States naval academy. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(1), 98–102. doi:10.1177/03635465000280012901
- Heglund, N. C., Cavagna, G. A., & Taylor, C. R. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. *Journal of experimental biology*, 97, 41-56. doi:10.1242/jeb.97.1.41
- Hewett, T. E., Stroupe, A. L., Nance, T. A., & Noyes, F. R. (1996). Plyometric training in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 765–773. doi:10.1177/036354659602400611
- Hobara, H., Kanosue, K., & Suzuki, S. (2007). Changes in muscle activity with increase in leg stiffness during hopping. *Neuroscience Letters*, 418(1), 55-59. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2007.02.06>
- Hobara, H., Kimura, K., Omuro, K., Gomi, K., Muraoka, T., Iso, S., & Kanosue, K. (2008). Determinants of difference in leg stiffness between endurance- and power-trained athletes. *Journal of Biomechanics*, 41(3), 506–514. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.10.014
- Hobara, H., Kobayashi, Y., Ueda, T., & Mochimaru, M. (2014). Effects of ankle and knee braces on leg stiffness during hopping. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), A108. doi:10.1186/1757-1146-7-S1-A108



- Huang, R. P., Rubin, C. T., & McLeod, K. J. (1999). Changes in postural muscle dynamics as a function of age. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 54(8), B352–B357. <https://doi.org/10.1093/gerona/54.8.B352>
- Hughes, G., & Watkins, J. (2008). Lower limb coordination and stiffness during landing from volleyball block jumps. *Research in Sports Medicine*, 16, 138–154. doi: 10.1080/15438620802103999
- Kang, H. (2021). Sample size determination and power analysis using the G\*power software. *Journal of educational evaluation for health professions*, 18(17). doi: 10.3352/jeehp.2021.18.17.
- Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C., & Alexander, R. M. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325(7000), 147-9. doi:10.1038/325147a0
- Kerdok, A. E., Biewener, A. A., McMahon, T. A., Weyand, P. G., & Herr, H. M. (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 92(2), 469–478. doi:10.1152/japplphysiol.01164.2000
- Kuitunen, S., Komi, P. V., & Kyrolainen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(1), 166–173. doi:10.1097/00005768-200201000-00025
- Kuitunen, S., Ogiso, K., & Komi, P. V. (2011). Leg and joint stiffness in human hopping. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(6), e159–e167. doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01202.x
- Kulmala, J-P., Kosonen, J., Nurminen, J., & Avela, J. (2018). Running in highly cushioned shoes increases leg stiffness and amplifies impact loading. *Scientific Reports*, 8(1), 17496. doi: 10.1038/s41598-018-35980-6
- Lam, W. K., Kan, W. H., Chia, J. S., & Kong, P. W. (2019). Effect of shoe modifications on biomechanical changes in basketball: a systematic review. *Sports Biomechanics*, 1–27. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1656770>
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, 12(6), 653-692. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(93\)90010-M](https://doi.org/10.1016/0167-9457(93)90010-M)
- Laughton, C. A., Slavin, M., Katdare, K., Nolan, L., Bean, J. F., Kerrigan, D. C., ... Collins, J. J. (2003). Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & Posture*, 18(2), 101–108. doi:10.1016/s0966-6362(02)00200-x
- Lindenfeld, T. N., Schmitt, D. J., Hendy, M. P., Mangine, R. E., & Noyes, F. R. (1994). Incidence of injury in indoor soccer. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(3), 364–371.

- doi:10.1177/036354659402200312
- Luftglass, A. R., Peebles, A. T., Miller, T. K., & Queen, R. M. (2021). The impact of standardized footwear on load and load symmetry. *Clinical Biomechanics*, 88(105421). doi:10.1016/j.clinbiomech.2021.105421
- Maloney, S. J., & Fletcher, I. M. (2018). Lower limb stiffness testing in athletic performance: a critical review. *Sports Biomechanics*, 20(1), 109-130. doi:10.1080/14763141.2018.1460395
- Márquez, G., Alegre, L.M., Jaén, D., Martín-Casado, L., & Aguado, X. (2017). Sex differences in kinetic and neuromuscular control during jumping and landing. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 17(1), 409-416. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28250245/>
- Mauroy, G., Schepens, B., & Willems, P. A. (2014). Leg stiffness and joint stiffness while running to and jumping over an obstacle. *Journal of Biomechanics*, 47(2), 526-535. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.039>
- McLachlan, K. A., Murphy, A. J., Watsford, M. L., & Rees, S. (2006). The interday reliability of leg and ankle musculotendinous stiffness measures. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(4), 296-304. doi:10.1123/jab.22.4.296
- McMahon, T., & Cheng, G. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23(1), 65-78. doi:10.1016/0021-9290(90)90042-2
- McMahon, T. A., Valiant, G., & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, 62(6), 2326-2337. doi:10.1152/jappl.1987.62.6.2326
- McPoil, T. G. (2000). Athletic footwear: design, performance and selection issues. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 3(3), 260-267. doi:10.1016/s1440-2440(00)80035-3
- Moritani, T., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1990). Differences in modulation of the gastrocnemius and soleus H-reflexes during hopping in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 138(4), 575-6. doi:10.1111/j.1748-1716.1990.tb08886.x
- Moritani, T., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1991). Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscles during hopping in humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(1), 34-40. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(91\)90024-Y](https://doi.org/10.1016/1050-6411(91)90024-Y)
- Moritz, C. T., & Farley, C. T. (2004). Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping. *Journal of Applied Physiology*, 97(4), 1313-1322. doi:10.1152/japplphysiol.00393.2004

- Mrdakovic, V., Ilic, D., Vulovic, R., Matic, M., Jankovic, N., & Filipovic, N. (2014). Leg stiffness adjustment during hopping at different intensities and frequencies. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 16(3). doi:10.5277/abb140308
- Nigg, B. M., & Segesser, B. (1992). Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(5), 595-602. doi:10.1249/00005768-199205000-00014
- Oh, K., & Park, S. (2017). The bending stiffness of shoes is beneficial to running energetics if it does not disturb the natural MTP joint flexion. *Journal of Biomechanics*, 53, 127–135. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.014>
- Okada, M. (1972). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of Human Ergology (Tokyo)*, 1(1), 75-93. <https://doi.org/10.11183/jhe1972.1.75>
- Orizio, C., Perini, R., Diemont, B., Figini, M., & Veicsteinas, F. A. (1990). Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii. *Journal of Applied Physiology*, 68(2), 508-12. doi:10.1152/jappl.1990.68.2.508
- Padmanathan, Y., Pourmajidian, M., Yusoff, H., Wahab, A. K. A., Hasnan, N., Hamzaid, N. A., & Davis, G. M. (2014). Assessment of muscle performance using vibromyography (VMG) and electromyography (EMG). *2014 IEEE 19th International Functional Electrical Stimulation Society Annual Conference (IFESS)*. doi:10.1109/IFESS.2014.7036762
- Padua, D. A., Carcia, C. R., Arnold, B. L., & Granata, K. P. (2005). Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping. *Journal of Motor Behavior*, 37(2), 111–126. <https://doi.org/10.3200/JMBR.37.2.111-126>
- Podraza, J. T., & White, S. C. (2010). Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: implications for the non-contact mechanism of acl injury. *The Knee*, 17(4), 291–295. doi:10.1016/j.knee.2010.02.013
- Rojano-Ortega, D., Berral-Aguilar, A. J., & Berral-De La Rosa, F. J. (2021). Kinetic variables and vertical stiffness of female volleyball players during a vertical jump. *Journal of Physical Education and Sport*, 21(1), 201–207. doi:10.7752/jpes.2021.01027
- Rousanoglou, N. E., & Boudolos, D. K. (2006). Rhythmic performance during a wholebody movement: dynamic analysis of force–time curves. *Human Movement*

- Science* 25(3), 393-408.  
[doi:10.1016/j.humov.2005.12.004](https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.12.004)
- Serpell, B. G., Ball, N. B., Scarvell, J. M., & Smith, P. N. (2012). A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. *Journal of Sports Sciences*, 30(13), 1347–1363.  
<http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2012.710755>
- Seyfarth, A., Geyer, H., Günther, M., & Blickhan, R. (2002). A movement criterion for running. *Journal of Biomechanics*, 35(5), 649–655. [doi:10.1016/s0021-9290\(01\)00245-7](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00245-7)
- Stefanyshyn, D. J., & Nigg, B. M. (1998). Contribution of the lower extremity joints to mechanical energy in running vertical jumps and running long jumps. *Journal of Sports Sciences*, 16(2), 177–186.  
[doi:10.1080/026404198366885](https://doi.org/10.1080/026404198366885)
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human Movement Science* 30, 869–888.  
[doi:10.1016/j.humov.2011.06.002](https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002)
- Struzik, A., Rokita, A., & Zawadzki, J. (2016). Leg stiffness and potential energy in the countermovement phase and the cmj jump height. *Biomedical Human Kinetics*, 8(1), 39-44.  
[doi:10.1515/bhk-2016-0006](https://doi.org/10.1515/bhk-2016-0006)
- Tinoco, N., Bourgit, D., & Morin, J.-B. (2010). Influence of midsole metatarsophalangeal stiffness on jumping and cutting movement abilities. Proceedings of the institution of mechanical engineers, part p: *Journal of Sports Engineering and Technology*, 224(3), 209–217.  
[doi:10.1243/17543371jset69](https://doi.org/10.1243/17543371jset69)
- Wei, Q., Wang, Z., Woo, J., Liebenberg, J., Park, S-K., Ryu, J., & Lam, W-K. (2018). Kinetics and perception of basketball landing in various heights and footwear cushioning. *Plos one* 13(8), e0201758.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201758>
- Williams III, D. S., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16(4), 341–347. [doi:10.1016/s0268-0033\(01\)00005-5](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00005-5)
- Williams III, D. S., Davis, I. McClay, Scholz, J. P., Hamill, J., & Buchanan, T. S. (2004). High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait Posture*, 19(3), 0–269  
[doi:10.1016/S0966-6362\(03\)00087-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00087-0)
- Wilson, J. M., & Flanagan, E. P. (2008). The role of elastic energy in activities with high force and power requirements: a brief review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1705–1715.  
[doi:10.1519/JSC.0b013e31817ae4a7](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31817ae4a7)
- Yan, F. A., Sinclair, J. P., Hiller, C., Wegener, C., & Smith, M. R. (2012). Impact attenuation during weight bearing activities in barefoot vs. shod conditions: a systematic review. *Gait*

*Posture*, 38(2), 175-86.  
*doi:10.1016/j.gaitpost.2012.11.017*

Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. (2010). Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *The Knee*, 17(2), 127–131.  
*doi:10.1016/j.knee.2009.07.015*

Zhang, S., Clowers, K., Kohstall, C., & Yu, YJ. (2005). Effects of various midsole densities of basketball shoes on impact attenuation during landing activities. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(1), 3-17.  
*doi:10.1123/jab.21.1.3*

Zhang, Y-T., Frank, C. B., Rangayyan, R. M., & Bell, G. D. (1992). A comparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 39(10), 1045–1052.  
*doi:10.1109/10.161336*

## **ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ**

**ΠΑΡ-Α. Έντυπο Συγκατάθεσης**

**ΠΑΡ-Β. Έντυπο Έγκρισης Επιτροπής Δεοντολογίας και Βιοηθικής**

**ΠΑΡ-Γ: Πίνακες Αποτελεσμάτων**

*Κενή σελίδα*

*Κενή σελίδα*

*Κενή σελίδα*

## ΠΑΡ-Α. Έντυπο Συγκατάθεσης



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ  
Εθνικών και Καποδιστριακών  
Πανεπιστημίων Αθηνών  
ΔΑΡΦΕΝΙΟΝ ΤΟ ΔΕΥΤΕΡΟΝ



Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής & Αθλητισμού  
Τομέας Αθλητιατρικής & Βιολογίας της Άσκησης



ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ  
ΑΘΛΗΤΙΚΗΣ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

**Έντυπο Συγκατάθεσης - Συμμετοχή σε Ερευνητική Εργασία με Τίτλο:**

**«Επίδραση αθλητικής υπόδησης στη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων και την ενεργοποίηση του γαστροκνημίου μυός».**

Η έρευνα γίνεται υπό την επίβλεψη της Καθηγήτριας Αθλητικής Βιομηχανικής κας. Ρουσάνογλου Ελισσάβετ ([erousan@phed.uoa.gr](mailto:erousan@phed.uoa.gr))

Η ερευνητική πρόταση έχει εγκριθεί με την υπ' αριθμ.: **1419/19-10-2022** απόφαση της Επιτροπής Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής του τμήματος.

**1. Σκοπός της έρευνας:**

Ο σκοπός της μεταπτυχιακής ερευνητικής εργασίας είναι η μελέτη της επίδρασης της αθλητικής εξειδίκευσης, με και χωρίς αθλητικό υπόδημα, στην λειτουργική σκληρότητα κάτω άκρων και στην ενεργοποίηση του γαστροκνημίου μυός κατά την εκτέλεση επιτόπιων διποδικών αναπηδήσεων.

**2. Διαδικασία:**

Η μελέτη αυτή θα επιτευχθεί με την αξιολόγηση δύο κινητικών δοκιμασιών: (Α) διποδικές αναπηδήσεις χωρίς υπόδημα και (Β) διποδικές αναπηδήσεις με αθλητικό υπόδημα. Οι συμμετέχουσες θα εκτελέσουν δύο προσπάθειες σε κάθε συνθήκη. Για την ελαχιστοποίηση της επίδρασης της εξάσκησης ή/και της κόπωσης, θα γίνει τυχαιοποίηση της σειράς των πειραματικών συνθηκών. Η διάρκεια μέτρησης για κάθε συνθήκη θα είναι 40 sec προκειμένου να επιτευχθεί καθαρός χρόνος τουλάχιστον 30 sec. Θα γίνει καταγραφή της μεταβολής της λειτουργικής σκληρότητας κάτω άκρων μέσω της δυναμογράφησης και με τη χρήση ηλεκτρονικού δυναμοδαπέδου (60 cm × 40 cm × 3,5 cm, Kistler Type: 9286AA, Switzerland), καθώς επίσης και καταγραφή της ενεργοποίησης του γαστροκνημίου μυός, με τη χρήση ενός επιφανειακού αισθητήρα δονησιογραφίας (VMG Vibromyography Transducer, TSD250). Όλες οι μετρήσεις θα πραγματοποιηθούν από τον κύριο ερευνητή. Όλες οι μετρήσεις θα πραγματοποιηθούν μέσα σε μία συνεδρία και η χρονική διάρκεια της διαδικασίας μέτρησης θα είναι εξήντα λεπτά.

**3. Ενδεχόμενοι κίνδυνοι:**

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

**4. Οφέλη:**



Η συμμετοχή σας στην έρευνα γίνεται αφιλοκερδώς και δεν θα υπάρξουν προσωπικά οφέλη.

#### **5. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων**

Η συμμετοχή σας στην έρευνα συνεπάγεται ότι συμφωνείτε με την μελλοντική δημοσίευση των ερευνητικών αποτελεσμάτων (διαλέξεις, μαθήματα, συνέδρια, ημερίδες επιστημονικού ή εκπαιδευτικού χαρακτήρα), με την προϋπόθεση ότι οι πληροφορίες θα είναι ανώνυμες και δε θα αποκαλυφθούν τα ονόματα των συμμετεχόντων. Τα δεδομένα που θα συγκεντρωθούν θα κωδικοποιηθούν με αριθμό, ώστε το όνομα σας δε θα φαίνεται πουθενά. Οι προσωπικές πληροφορίες καθώς επίσης και τα δεδομένα που θα συλλεχθούν στην ερευνητική διαδικασία είναι απολύτως εμπιστευτικά. Πρόσβαση θα έχουν μόνο η υπεύθυνη έρευνας, η επιβλέπουσα καθηγήτρια της και ο διευθυντής του Εργαστηρίου της Αθλητικής Βιομηχανικής.

#### **7. Ελευθερία συναίνεσης:**

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

#### **8. Πληροφορίες:**

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

#### **9. Δήλωση συναίνεσης:**

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

Ημερομηνία.....

Ονοματεπώνυμο και υπογραφή συμμετέχουσας:.....

.....

.....

Υπογραφή υπεύθυνης έρευνας

.....

.....

## ΠΑΡ-Β. Έντυπο Έγκρισης Επιτροπής Δεοντολογίας και Βιοηθικής



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ

Δάφνη, Τετάρτη, 19 Οκτωβρίου 2022

Αριθμός πρωτοκόλλου έγκρισης: 1419/19-10-2022

Αγαπητή κυρία Ρουσάνογλου,

Η εσωτερική Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, στη συνεδρίασή της στις 19-10-2022 εξέτασε την αίτησή σας από 17-12-2022, με τίτλο “Επίδραση αθλητικής υπόδησης στη λειτουργική σκληρότητα των κάτω άκρων και την ενεργοποίηση του γαστροκνημίου μυός” 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-Γ: Πίνακες Αποτελεσμάτων

**Πίνακας ΠΑΡ-Γ2. (συνδέεται με το Σχήμα 4.3).** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις ( $M \pm TA$ ), για όλες τις δυναμογραφικές μεταβλητές εξέτασης της λειτουργικής σκληρότητας, σε διποδικές αναπηδήσεις, για τις δύο επαναλαμβανόμενες συνθήκες (Α:ανυπόδητη και Ε:ενυπόδητη) και για τις τρεις εξεταζόμενες ομάδες, αλλά και για το σύνολο των ατόμων ( $N=42$ ).

**Πίνακας ΠΑΡ-Γ5. (συνδέεται με το Σχήμα 4.5).** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις της ατομικής μεταβλητότητας ( $CV\%$ ) της ενεργοποίησης του γαστροκνημίου μυός ( $VMG$ ), για όλες τις μεταβλητές εξέτασης, κατά τις διποδικές αναπηδήσεις, για τις δύο επαναλαμβανόμενες συνθήκες (Α:ανυπόδητη και Ε:ενυπόδητη) και για τις τρεις εξεταζόμενες ομάδες, καθώς και για το σύνολο των ατόμων ( $N=42$ ).

**Πίνακας ΠΑΡ-1. (συνδέεται με το Σχήμα 4.3).** Μέσες τιμές  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις (Mean $\pm$ SD) για όλες τις δυναμογραφικές μεταβλητές εξέτασης της λειτουργικής σκληρότητας, σε διποδικές αναπήδησεις, για τις δύο επαναλαμβανόμενες συνθήκες (Α:ανυπόδητη και Ε:ενυπόδητη) και για τις τρεις εξεταζόμενες ομάδες, αλλά και για το σύνολο των ατόμων (N=42).

|                      | ΟΕ                    |                       | ΟΚ                    |                       | ΟΠ                    |                       | ΣΥΝΟΛΟ                |                       |
|----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
|                      | N=14                  |                       | N=14                  |                       | N=14                  |                       | N=42                  |                       |
|                      | A                     | E                     | A                     | E                     | A                     | E                     | A                     | E                     |
| Fz peak (N)          | 1741.5<br>$\pm$ 380.1 | 1810.5<br>$\pm$ 424.1 | 2099.8<br>$\pm$ 408.4 | 2140.6<br>$\pm$ 456.7 | 2207.3<br>$\pm$ 485.6 | 2293.3<br>$\pm$ 497.6 | 2016.2<br>$\pm$ 462.7 | 2081.5<br>$\pm$ 493.2 |
| Fz peak (BW)         | 2.8<br>$\pm$ 0.5      | 2.8<br>$\pm$ 0.5      | 3.2<br>$\pm$ 0.7      | 3.2<br>$\pm$ 0.7      | 3.1<br>$\pm$ 0.6      | 3.2<br>$\pm$ 0.6      | 3<br>$\pm$ 0.6        | 3.1<br>$\pm$ 0.6      |
| tFz peak (s)         | 0.131<br>$\pm$ 0.018  | 0.13<br>$\pm$ 0.018   | 0.11<br>$\pm$ 0.021   | 0.113<br>$\pm$ 0.021  | 0.114<br>$\pm$ 0.022  | 0.116<br>$\pm$ 0.023  | 0.118<br>$\pm$ 0.022  | 0.12<br>$\pm$ 0.022   |
| %tFzpeak (%επαφής)   | 47.9<br>$\pm$ 4.5     | 46.9<br>$\pm$ 4.1     | 48.3<br>$\pm$ 2       | 47.8<br>$\pm$ 2.3     | 53<br>$\pm$ 19.8      | 47.2<br>$\pm$ 2.3     | 49.7<br>$\pm$ 11.7    | 47.3<br>$\pm$ 2.9     |
| t κύκλου (s)         | 0.466<br>$\pm$ 0.015  | 0.464<br>$\pm$ 0.01   | 0.457<br>$\pm$ 0.009  | 0.456<br>$\pm$ 0.011  | 0.443<br>$\pm$ 0.119  | 0.436<br>$\pm$ 0.116  | 0.456<br>$\pm$ 0.068  | 0.452<br>$\pm$ 0.067  |
| t επαφής (s)         | 0.265<br>$\pm$ 0.029  | 0.271<br>$\pm$ 0.031  | 0.227<br>$\pm$ 0.041  | 0.236<br>$\pm$ 0.04   | 0.24<br>$\pm$ 0.038   | 0.244<br>$\pm$ 0.041  | 0.244<br>$\pm$ 0.039  | 0.25<br>$\pm$ 0.039   |
| t πτήσης (s)         | 0.202<br>$\pm$ 0.024  | 0.194<br>$\pm$ 0.029  | 0.231<br>$\pm$ 0.045  | 0.221<br>$\pm$ 0.043  | 0.233<br>$\pm$ 0.054  | 0.221<br>$\pm$ 0.054  | 0.222<br>$\pm$ 0.044  | 0.212<br>$\pm$ 0.044  |
| %τεπαφής (%tκύκλου)  | 56.7<br>$\pm$ 5.5     | 58.3<br>$\pm$ 6.4     | 49.7<br>$\pm$ 9.5     | 51.7<br>$\pm$ 9       | 51.1<br>$\pm$ 9.3     | 52.8<br>$\pm$ 10.2    | 52.5<br>$\pm$ 8.7     | 54.3<br>$\pm$ 9       |
| %tπτήσης (%tκύκλου)  | 43.3<br>$\pm$ 5.5     | 41.7<br>$\pm$ 6.4     | 50.3<br>$\pm$ 9.5     | 48.3<br>$\pm$ 9       | 48.9<br>$\pm$ 9.3     | 47.2<br>$\pm$ 10.2    | 47.5<br>$\pm$ 8.7     | 45.7<br>$\pm$ 9       |
| Ύψος αναπήδησης (cm) | 4.9<br>$\pm$ 1.2      | 4.9<br>$\pm$ 1.4      | 6.8<br>$\pm$ 2.4      | 6.3<br>$\pm$ 2.2      | 7.1<br>$\pm$ 3.1      | 6.4<br>$\pm$ 2.9      | 6.3<br>$\pm$ 2.5      | 5.8<br>$\pm$ 2.3      |

Σημείωση: ΟΕ:ομάδα ελέγχου, ΟΚ:ομάδα καλαθοσφαίρισης και ΟΠ:ομάδα πετοσφαίρισης, N:μέγεθος δείγματος

**Πίνακας ΠΑΡ-Γ2. (συνδέεται με το Σχήμα 4.5). Μέσες τιμές (CV%)  $\pm$  τυπικές αποκλίσεις (εκατοστιαίες μονάδες) ατομικής μεταβλητότητας της ενεργοποίησης του γαστροκνημίου μυός (VMG), για όλες τις μεταβλητές εξέτασης, κατά τις διποδικές αναπηδήσεις, για τις δύο επαναλαμβανόμενες συνθήκες (Α:ανυπόδητη και Ε:ενυπόδητη) και για τις τρεις εξεταζόμενες ομάδες, καθώς και για το σύνολο των ατόμων (N=42).**

|                                     | ΟΕ<br>N=14        |                   | ΟΚ<br>N=14        |                   | ΟΠ<br>N=14        |                    | ΣΥΝΟΛΟ<br>N=42    |                   |
|-------------------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------------|-------------------|-------------------|
|                                     | A                 | E                 | A                 | E                 | A                 | E                  | A                 | E                 |
| VMG<br>επαφής                       | 29.9<br>$\pm 3.0$ | 31.2<br>$\pm 3.3$ | 28.6<br>$\pm 4.2$ | 28.2<br>$\pm 3.8$ | 20.9<br>$\pm 4.3$ | 23.51<br>$\pm 8.7$ | 26.5<br>$\pm 5.5$ | 27.7<br>$\pm 6.5$ |
| VMG<br>πτήσης                       | 40.8<br>$\pm 6.3$ | 36.4<br>$\pm 4.8$ | 37.2<br>$\pm 5.8$ | 34.5<br>$\pm 5.2$ | 30.5<br>$\pm 4.3$ | 29.6<br>$\pm 9.1$  | 36.2<br>$\pm 6.9$ | 33.5<br>$\pm 7.1$ |
| %VMG<br>πτήσης<br>επί της<br>επαφής | 48.8<br>$\pm 6.2$ | 47.7<br>$\pm 2.3$ | 48.3<br>$\pm 6.3$ | 41.6<br>$\pm 5.2$ | 39.6<br>$\pm 8.2$ | 34.6<br>$\pm 8.1$  | 45.6<br>$\pm 8.0$ | 41.3<br>$\pm 7.7$ |

Σημείωση: ΟΕ:ομάδα ελέγχου, ΟΚ:ομάδα καλαθοσφαίρισης και ΟΠ:ομάδα πετοσφαίρισης,  
N:μέγεθος δείγματος