

**Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΜΥΙΚΟΥ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΥ ΣΤΑ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΑ
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΚΑΙ ΤΟΥ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ**

του
Τσαταλά Θεμιστοκλή

Διδακτορική διατριβή που υποβάλλεται
στο καθηγητικό σώμα για τη μερική εκπλήρωση των υποχρεώσεων απόκτησης του
διδακτορικού τίτλου του Διατμηματικού Μεταπτυχιακού Προγράμματος
«Άσκηση και Ποιότητα Ζωής» των Τμημάτων Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και
Αθλητισμού του Δημοκρίτειου Παν/μίου Θράκης και του Παν/μίου Θεσσαλίας.

Τρίκαλα
2010

Εγκεκριμένο από το Καθηγητικό σώμα:

1^{ος} Επιβλέπων: Γιάννης Γιάκας, Επικ. Καθηγητής

2^{ος} Επιβλέπων: Ιωάννης Κουτεντάκης, Καθηγητής

3^{ος} Επιβλέπων: Αθανάσιος Τζιαμούρτας, Επικ. Καθηγητής

ΕΠΤΑΜΕΛΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Γιάννης Γιάκας, Επίκουρος Καθηγητής ΤΕΦΑΑ ΠΘ

Ιωάννης Κουτεντάκης, Καθηγητής ΤΕΦΑΑ ΠΘ

Αθανάσιος Τζιαμούρτας, Επίκουρος Καθηγητής ΤΕΦΑΑ ΠΘ

Χρήστος Κοτζαμανίδης, Καθηγητής ΤΕΦΑΑ ΑΠΘ

Αθανάσιος Τσιόκανος, Αναπληρωτής Καθηγητής ΤΕΦΑΑ ΠΘ

Νικόλαος Αγγελούσης, Αναπληρωτής Καθηγητής ΤΕΦΑΑ ΔΠΘ

Ελευθέριος Κέλλης, Αναπληρωτής Καθηγητής ΤΕΦΑΑ Σερρών ΑΠΘ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Θεμιστοκλής Τσαταλάς : Η επίδραση του μυϊκού τραυματισμού στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της βάδισης και του τρεξίματος
(Με την επίβλεψη του κ. Γιάννη Γιάκα, Επικ. Καθηγητή)

Οι σκοποί της διατριβής ήταν: α) η κατανόηση των μηχανισμών που εμπλέκονται στην επίδραση του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάδισης, β) η μελέτη της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρεξίματος σε διαφορετικές ταχύτητες και γ) η σύγκριση της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρεξίματος στην ίδια ταχύτητα (ταχύτητα μετάβασης βάδισης-τρεξίματος). Στη μελέτη συμμετείχαν εθελοντικά 20 ελεύθερα αθλούμενες ενήλικες γυναίκες ηλικίας 20-30 ετών. Ο μυϊκός τραυματισμός προκλήθηκε με πλειομετρική άσκηση των εκτεινόντων και καμπτήρων μυών του γόνατος και των δύο άκρων σε ισοκινητικό δυναμόμετρο και προσδιορίστηκε για ένα διάστημα 72 ωρών, με βάση τους δείκτες της μέγιστης ισομετρικής ροπής, του καθυστερημένου μυϊκού πόνου και των επιπέδων της κρεατινικής κίνησης στο αίμα. Η αξιολόγηση των εμβιομηχανικών παραμέτρων της βάδισης και του τρεξίματος πραγματοποιήθηκε 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Σημαντικές μεταβολές παρατηρήθηκαν 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση τόσο στη δοκιμασία του περπατήματος στο διάδρομο βάδισης όσο και στις δοκιμασίες της βάδισης και του τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο. Οι μεταβολές αυτές εστιάστηκαν στις χωρο-χρονικές παραμέτρους και στην εμβιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος. Συμπερασματικά, από τη μελέτη των αποτελεσμάτων φάνηκε ότι η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης και του επακόλουθου μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της ανθρώπινης μετακίνησης αντιμετωπίστηκε με ανάπτυξη «στρατηγικών» αποφυγής του μυϊκού πόνου, μείωσης της αστάθειας και αντιστάθμισης της μειωμένης λειτουργικής ικανότητας παραγωγής δύναμης των μυϊκών ομάδων που υπέστησαν μυϊκή βλάβη. Με γνώμονα αυτές τις «στρατηγικές», οι εξεταζόμενες διαφοροποίησαν τα εμβιομηχανικά πρότυπα της κίνησής τους ανάλογα με την ταχύτητα τόσο στη βάδιση όσο και στο τρέξιμο. Τέλος, διαφοροποίηση σημειώθηκε στην επίδραση της πλειομετρικής άσκησης ανάλογα με τον τύπο μετακίνησης στην ίδια ταχύτητα.

Λέξεις κλειδιά: ισοκίνηση, ασκησιογενής μυϊκή βλάβη, τρισδιάστατη καταγραφή κίνησης, ανάλυση βάδισης και τρεξίματος.

ABSTRACT

Themistoklis Tsatalas : The effects of muscle damage on walking and running
biomechanics

(Under the supervision of Giannis Giakas, Assistant Professor)

The purpose of the present study was: a) to understand the mechanisms underlying the effects of muscle damage on walking biomechanics, b) to examine the effects of muscle damage on walking and running biomechanics at different speeds and c) to compare the effects of muscle damage on walking and running biomechanics at the same speed (gait transition). Twenty female volunteers aged 20-30 years old completed a muscle damage protocol of eccentric actions of the knee extensors and flexors of both legs on the isokinetic dynamometer. Evaluated muscle damage indices were assessed for 72h and included isometric torque, delayed onset muscle soreness and levels of creatine kinase. The biomechanical examination took place 24h before and 48h following eccentric exercise. Significant changes occurred 48h following eccentric exercise during walking on the walkway and walking and running on the treadmill. These changes were more noticeable regarding the tempo-spatial parameters and the knee joint biomechanics. In conclusion, it appeared that walking biomechanics after muscle damage are adapted to alleviate pain, to reduce instability and to compensate for insufficient strength of the muscles that were damaged. Based on these strategies, the participants modified their biomechanical patterns of locomotion between different speeds in both walking and running. Finally, differences were observed when walking and running at the same speed (gait transition).

Key-Words: isokinetic, exercise-induced muscle injury, 3D motion capture, gait analysis.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον κύριο επιβλέποντα της διδακτορικής μου διατριβής Dr. Γιάκα Γιάννη, Επίκουρο Καθηγητή του ΤΕΦΑΑ ΠΘ, καθώς και τα άλλα δύο μέλη της τριμελούς συμβουλευτικής επιτροπής, τον Dr. Κουτεντάκη Ιωάννη, Καθηγητή του ΤΕΦΑΑ ΠΘ και τον Dr. Τζιαμούρτα Αθανάσιο, Επίκουρο Καθηγητή του ΤΕΦΑΑ ΠΘ, για την επιστημονική τους καθοδήγηση και υποστήριξη στη διαδικασία εκπόνησής της.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τη διοίκηση και τα μέλη του Ινστιτούτου Σωματικής Απόδοσης και Αποκατάστασης στα Τρίκαλα για την εμπιστοσύνη που μου επέδειξαν και την οικονομική ενίσχυση που μου παρείχαν σε όλη τη διάρκεια των διδακτορικών μου σπουδών.

Θα ήταν παράλειψη να μην ευχαριστήσω τα μέλη του Κέντρου Αξιολόγησης και Φυσικής Απόδοσης του ΤΕΦΑΑ ΠΘ Dr. Τσιόκανο Αθανάσιο, Αναπληρωτή Καθηγητή του ΤΕΦΑΑ ΠΘ και Dr. Τσιμέα Παναγιώτη, ΕΕΔΠΙ του ΤΕΦΑΑ ΠΘ για τις πολύτιμες συμβουλές τους και το ενδιαφέρον που επέδειξαν κατά τη διεξαγωγή της διατριβής.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τους φίλους και συνεργάτες Σπυρόπουλο Γιάννη, Τσαόπουλο Δημήτρη, Σιδέρη Βασίλη, Θεωδόρου Τάσο, Νικολαΐδη Μιχάλη, Πασχάλη Βασίλη, Γιαννάκη Χριστόφορο, Σιλελόγλου Βιβή, Λαζαρίδη Σάββα και Βλαχάβα Αποστόλη για τη σημαντική βοήθεια που προσέφεραν στη διαδικασία των μετρήσεων, στην επεξεργασία των δεδομένων, στη συγγραφή της διατριβής, καθώς και στη δημοσίευση τμήματός της.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου και τα αγαπημένα μου πρόσωπα για την αμέριστη συμπαράσταση τους κατά τη διάρκεια διεξαγωγής αυτής της μελέτης.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	iii
ABSTRACT	iv
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	vi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	vii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ.....	xi
I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
Ερευνητικές υποθέσεις	5
Μηδενικές υποθέσεις.....	5
Περιορισμοί έρευνας	6
Οριοθετήσεις έρευνας.....	7
Θεωρητικοί και λειτουργικοί ορισμοί	8
II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ	12
Μυϊκός τραυματισμός	12
Εμβιομηχανική βάρδισης και τρεξίματος.....	25
Επίδραση ταχύτητας στην εμβιομηχανική βάρδισης και τρεξίματος.....	36
III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	44
Δείγμα.....	44
Όργανα μέτρησης	45
Πειραματική διαδικασία	46
Σχεδιασμός της έρευνας	65

IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	68
Δείκτες μυϊκού τραυματισμού	68
Περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης.....	70
Βάρδιση και τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο σε διαφορετικές ταχύτητες.....	85
Βάρδιση και τρέξιμο στην ίδια ταχύτητα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης) στο δαπεδοεργόμετρο.....	109
V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	111
Περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης.....	112
Βάρδιση στο δαπεδοεργόμετρο σε διαφορετικές ταχύτητες.....	118
Τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο σε διαφορετικές ταχύτητες.....	123
Βάρδιση και τρέξιμο στην ίδια ταχύτητα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης) στο δαπεδοεργόμετρο.....	127
VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	130
VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	137

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1. Θεωρητικοί και λειτουργικοί ορισμοί της σημαντικότερης ορολογίας	8
Πίνακας 2. Μέσοι όροι (Μ.Ο.) και Τυπικές αποκλίσεις (Τ.Α.) των ηλικιακών και ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών του δείγματος.....	45
Πίνακας 3. Χρονοδιάγραμμα σημαντικότερων μετρήσεων.....	48
Πίνακας 4. Χωρο-χρονικές παράμετροι που αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες της βάρδισης και του τρεξίματος.....	55
Πίνακας 5. Κινηματικές παράμετροι της πύελου που αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες της βάρδισης και του τρεξίματος.	56
Πίνακας 6. Κινηματικές παράμετροι της άρθρωσης του ισχίου που αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες της βάρδισης και του τρεξίματος.....	57
Πίνακας 7. Κινηματικές παράμετροι της άρθρωσης του γόνατος που αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες της βάρδισης και του τρεξίματος.....	57
Πίνακας 8. Κινηματικές παράμετροι της ποδοκνημικής άρθρωσης που αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες της βάρδισης και του τρεξίματος.....	59
Πίνακας 9. Σχεδιασμός μετρήσεων μυϊκού τραυματισμού.....	66
Πίνακας 10. Σχεδιασμός δοκιμασιών βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο.....	67
Πίνακας 11. Επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στους δείκτες του μυϊκού τραυματισμού.....	69
Πίνακας 12. Χωρο-χρονικές παράμετροι κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	70
Πίνακας 13. Κινηματικές παράμετροι πύελου κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	71
Πίνακας 14. Κινηματικές παράμετροι της άρθρωσης του ισχίου κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	73
Πίνακας 15. Κινηματικές παράμετροι της άρθρωσης του γόνατος κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	74
Πίνακας 16. Κινηματικές παράμετροι της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	76

Πίνακας 17. Δυναμικές παράμετροι κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	78
Πίνακας 18. Κινητικές παράμετροι του ισχίου κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	80
Πίνακας 19. Κινητικές παράμετροι του γόνατος κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	81
Πίνακας 20. Κινητικές παράμετροι της ποδοκνημικής κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	83
Πίνακας 21. Δυναμική σκληρότητα γόνατος (dynamic knee joint stiffness) κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	84
Πίνακας 22. Χρονικές παράμετροι ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	84
Πίνακας 23. Χωρο-χρονικές παράμετροι κατά τη βάρδιση στην προκαθορισμένη φυσιολογική ταχύτητα 1.36m/s, στην εξατομικευμένη ταχύτητα βάρδισης 1.45 ± 0.12 m/s (comfortable walking speed, CWS), στην προκαθορισμένη γρήγορη ταχύτητα 1.7m/s και στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS) στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	87
Πίνακας 24. Κινηματικές παράμετροι της πύελου κατά τη βάρδιση στις 4 εξεταζόμενες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	88
Πίνακας 25. Κινηματικές παράμετροι του ισχίου κατά τη βάρδιση στις 4 εξεταζόμενες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	89
Πίνακας 26. Κινηματικές παράμετροι του γόνατος κατά τη βάρδιση στις 4 εξεταζόμενες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	92
Πίνακας 27. Κινηματικές παράμετροι της ποδοκνημικής κατά τη βάρδιση στις 4 εξεταζόμενες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	95

Πίνακας 28. Κινητικές παράμετροι στη φάση αιώρησης κατά τη βάδιση στις 4 εξεταζόμενες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	96
Πίνακας 29. Χωρο-χρονικές παράμετροι κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	99
Πίνακας 30. Κινηματικές παράμετροι της πυέλου κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	101
Πίνακας 31. Κινηματικές παράμετροι του ισχίου κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	102
Πίνακας 32. Κινηματικές παράμετροι του γόνατος κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	104
Πίνακας 33. Κινηματικές παράμετροι ποδοκνημικής κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	106
Πίνακας 34. Χρονικές παράμετροι του ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	107
Πίνακας 35. Σύγκριση επιλεγμένων παραμέτρων μεταξύ βάδισης και τρεξίματος στην ίδια ταχύτητα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης, PTS) στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.....	110

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 1. Φάσεις βάρδισης (A) και τρεξίματος (B). Προσαρμοσμένο κατά Ounpuu, 1994.....	26
Σχήμα 2. Συνιστώσες της εδαφικής δύναμης αντίδρασης % της φάσης στήριξης κατά τη βάρδιση.....	28
Σχήμα 3. Κινηματικά πρότυπα της πυέλου στο μετωπιαίο, προσθοπίσθιο και εγκάρσιο επίπεδο (α). Κινηματικά πρότυπα των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής στο προσθοπίσθιο επίπεδο (β).. Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.	
Σχήμα 4. Γραφική απεικόνιση των ροπών και της ισχύος των αρθρώσεων των κάτω άκρων κατά το κύκλο διασκελισμού της βάρδισης στο προσθοπίσθιο επίπεδο Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.	
Σχήμα 5. Τοποθέτηση ανακλαστήρων με βάση Schwartz & Rozumalski, 2005. Πρόσθια (α), οπίσθια (β) και πλάγια (γ) όψη.....	53
Σχήμα 6. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων με βάση τη μελέτη του SENIAM στην έσω κεφαλή του τετρακέφαλου μυός (α), στον ημιτενοντώδη (β), στον πρόσθιο κνημιαίο (γ) και στην έσω κεφαλή του γαστροκνημίου (δ) (Hermens, Freriks & Merletti, 1999).....	53
Σχήμα 7. Κάμψη/έκταση του ισχίου % του κύκλου διασκελισμού στη βάρδιση.....	57
Σχήμα 8. Κάμψη του γόνατος % του κύκλου διασκελισμού στη βάρδιση.....	58
Σχήμα 9. Ραχιαία/πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής % του κύκλου διασκελισμού στη βάρδιση.....	59
Σχήμα 10. Ροπή (internal moment) έκτασης/κάμψης του ισχίου % του κύκλου διασκελισμού στη βάρδιση.....	60
Σχήμα 11. Ροπή (internal moment) έκτασης/κάμψης του γόνατος % του κύκλου διασκελισμού στη βάρδιση.....	60
Σχήμα 12. Ροπή (internal moment) πελματιαίας/ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής % του κύκλου διασκελισμού στη βάρδιση.....	61
Σχήμα 13. Ισχύς (παραγωγή/απόσβεση ενέργειας) του ισχίου % του κύκλου διασκελισμού στη βάρδιση.....	61
Σχήμα 14. Ισχύς (παραγωγή/απόσβεση ενέργειας) του γόνατος % του κύκλου	

διασκελισμού στη βάδιση.....	62
Σχήμα 15. Ισχύς (παραγωγή/απόσβεση ενέργειας) της ποδοκνημικής % του κύκλου διασκελισμού στη βάδιση.....	62
Σχήμα 16. Συνιστώσες της εδαφικής δύναμης αντίδρασης % της φάσης στήριξης κατά τη βάδιση.....	63
Σχήμα 17. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης γωνίας κάμψης στη φάση στήριξης (K2) και της μέγιστης γωνίας κάμψης στη φάση αιώρησης (K5) μεταξύ της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και της βάδισης σύμφωνα με τον 2 ^ο τρόπο 48 ώρες μετά. Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.	
Σχήμα 18. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) των επιμέρους (KR2, KR3, KR5, KR6) και του συνολικού εύρους κίνησης (KR) του γόνατος μεταξύ της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και της βάδισης σύμφωνα με τον 2 ^ο τρόπο 48 ώρες μετά Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.	
Σχήμα 19. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) των δυνάμεων αντίδρασης F2, F7, F8 μεταξύ της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και της βάδισης σύμφωνα με τον 2 ^ο τρόπο 48 ώρες μετά.....	79
Σχήμα 20. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) του ρυθμού επιβάρυνσης (loading rate, LR) μεταξύ της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και της βάδισης σύμφωνα με τον 2 ^ο τρόπο 48 ώρες μετά.....	79
Σχήμα 21. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της δεύτερης μέγιστης ροπής κάμψης στη φάση στήριξης (MK3) και της δεύτερης μέγιστης ροπής έκτασης στη φάση στήριξης (MK4) μεταξύ της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και της βάδισης σύμφωνα με τον 2 ^ο τρόπο 48 ώρες μετά.....	82
Σχήμα 22. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης κάμψης του ισχίου κατά τη φάση αιώρησης (H3; Πίνακας 23) στις τέσσερις εξεταζόμενες ταχύτητες βάδισης στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά.....	90

- Σχήμα 23.** Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης κάμψης του γόνατος κατά τη φάση αιώρησης (K5; Πίνακας 24) στις τέσσερις εξεταζόμενες ταχύτητες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά.....91
- Σχήμα 24.** Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της γωνιακής ταχύτητας του γόνατος τη στιγμή της απογείωσης (KAV; Πίνακας 24) στις τέσσερις εξεταζόμενες ταχύτητες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά.....91
- Σχήμα 25.** Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής στη φάση αιώρησης (A5; Πίνακας 23) στις τέσσερις εξεταζόμενες ταχύτητες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά.....94
- Σχήμα 26.** Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της συχνότητας διασκελισμού (TS2; Πίνακας 27) στις τρεις εξεταζόμενες ταχύτητες τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά.....98
- Σχήμα 27.** Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της χρονικής στιγμής της απογείωσης % του κύκλου διασκελισμού (TS3; Πίνακας 27) στις τρεις ταχύτητες τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά.....100
- Σχήμα 28.** Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της γωνίας κάμψης του γόνατος κατά την απογείωση (K4; Πίνακας 30) στις τρεις ταχύτητες τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά.....103

Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΜΥΙΚΟΥ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΥ ΣΤΑ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΚΑΙ ΤΟΥ ΤΡΕΞΙΜΑΤΟΣ

Είναι γνωστό ότι η ασυνήθιστη άσκηση υψηλής έντασης ή διάρκειας μπορεί να οδηγήσει σε πτώση της απόδοσης και μυϊκή δυσλειτουργία. Εξ ορισμού, όταν η μυϊκή λειτουργία επιστέφει στη φυσιολογική της κατάσταση σε σύντομο χρονικό διάστημα (σε ορισμένα λεπτά ή το πολύ λίγες ώρες) το φαινόμενο αυτό περιγράφεται ως κόπωση (Ament & Verkerke, 2009; Gandevia, 2001). Εφόσον όμως η δυσλειτουργία είναι δύσκολα αντιστρέψιμη για αρκετές μέρες και σχετίζεται με δομικές αλλαγές του μυός, το φαινόμενο αυτό χαρακτηρίζεται ως μυϊκός τραυματισμός/βλάβη (Allen, Whitehead & Yeung, 2005). Ο «ασκησιογενής» μυϊκός τραυματισμός/βλάβη (“exercise induced” muscle damage/injury), όπως αλλιώς συνηθίζεται να καλείται το ίδιο φαινόμενο στη διεθνή βιβλιογραφία, είναι περισσότερο εμφανής όταν η άσκηση που τον προκαλεί περιλαμβάνει κυρίως πλειομετρική (έκκεντρη) δράση του μυός (Byrne, Twist & Eston, 2004; Clarkson & Hubal, 2002; Lieber, Shah & Fridén, 2002; Proske & Morgan, 2001). Εκτός από δομικές αλλαγές του μυός, ο μυϊκός τραυματισμός συνοδεύεται από μια σειρά καλά τεκμηριωμένων συμπτωμάτων, πολλά εκ των οποίων χρησιμοποιούνται ως έμμεσοι δείκτες προσδιορισμού του (Warren, Lowe & Armstrong, 1999). Στα συνηθέστερα συμπτώματα του μυϊκού τραυματισμού συγκαταλέγονται τα εξής: διαταραχή της ενδοκυτταρικής μυϊκής λειτουργίας, καθυστερημένος μυϊκός πόνος (delayed onset muscle soreness, DOMS), οίδημα, πτώση της μέγιστης ακούσιας και εκούσιας δύναμης, μειωμένο εύρος κίνησης των αρθρώσεων, αυξημένη σκληρότητα του μυοτενόντιου συστήματος (stiffness), διαρροή ενδομυϊκών πρωτεϊνών στο αίμα και άλλα (Bloomer, 2007; Byrne, et al., 2004; Clarkson & Tremblay, 1988; Ebbeling & Clarkson, 1989; Friden & Lieber, 1992; Howatson & Van Someren, 2008).

Εκτεταμένο ερευνητικό ενδιαφέρον έχει επικεντρωθεί στη διερεύνηση των μηχανισμών που προκαλούν το μυϊκό τραυματισμό και της επίδρασης διάφορων πειραματικών πρωτοκόλλων (όπως πλειομετρική άσκηση σε ισοκινητικό δυναμόμετρο,

κατηφορικό τρέξιμο και άλλα) στους έμμεσους δείκτες που τον προσδιορίζουν (Allen, 2001; Armstrong, 1990; Baker & Cutlip, 2010; Brancaccio, Lippi & Maffulli, 2010; Byrne, et al., 2004; Cheung, Hume & Maxwell, 2003; Clarkson & Hubal, 2002; Falvo & Bloomer, 2006; Kendall & Eston, 2002; Nikolaidis, et al., 2008; Tee, Bosch & Lambert, 2007). Σε αυτούς τους έμμεσους δείκτες συγκαταλέγονται αρκετές εμβιομηχανικές παράμετροι, όπως η μέγιστη ροπή διαφόρων μυϊκών ομάδων σε μονο-αρθρικές κινήσεις στο ισοκινητικό δυναμόμετρο, η δυνατότητα παραγωγής ισχύος κατά το άλμα ή τη ποδηλασία, ο ρυθμός ανάπτυξης της δύναμης, η σκληρότητα του μυοτενόντιου συστήματος, ο χρόνος αντίδρασης, η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα και η αίσθηση του σώματος στο χώρο (Byrne & Eston, 2002a, 2002b; Byrne, et al., 2004; Cheung, et al., 2003; Felici, Colace & Sbriccoli, 1997; Hubal, Rubinstein & Clarkson, 2007; Michaut, Pousson, Babault & Van Hoecke, 2002; Miles, Ives & Vincent, 1997; Nguyen, et al., 2009; Paschalis, et al., 2010; Saxton, et al., 1995; Semmler, Tucker, Allen & Proske, 2007; Seung & Widrick, 2009; Twist & Eston, 2007). Ωστόσο, οι έρευνες που έχουν πραγματοποιηθεί όσον αφορά την επίδραση του μυϊκού τραυματισμού στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά των δύο βασικότερων πολύ-αρθρικών δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής και του αθλητισμού, της βάρδιας και του τρεξίματος, είναι σχετικά περιορισμένες.

Συγκεκριμένα, ο μυϊκός τραυματισμός που προκλήθηκε ύστερα από μαραθώνιο δρόμο οδήγησε σε μικρή αύξηση της συχνότητας διασκελισμού του τρεξίματος (Kyrolainen, et al., 2000). Σε ορισμένες μελέτες, στις οποίες χρησιμοποιήθηκε ως μοντέλο δημιουργίας μυϊκής βλάβης το κατηφορικό τρέξιμο (downhill running), παρατηρήθηκαν τις επόμενες μέρες κατά το τρέξιμο σε οριζόντιο επίπεδο μείωση του μήκους διασκελισμού (Braun & Dutto, 2003; Chen, Nosaka, Lin, Chen & Wu, 2009; Chen, Nosaka & Tu, 2007), μεταβολές του εύρους κίνησης (Chen, et al., 2009; Chen, et al., 2007; Hamill, Freedson, Clarkson & Braun, 1991) και αύξηση της σκληρότητας των αρθρώσεων των κάτω άκρων (Dutto & Braun, 2004). Σε πρόσφατη μελέτη, στην οποία εφαρμόστηκε υπομέγιστο πρωτόκολλο άσκησης ισοτονικού τύπου των πρόσθιων μηριαίων, σημειώθηκε μείωση του μήκους βάρδιας και της διάρκειας της φάσης στήριξης κατά τη κατηφορική βάρδια (Lanier, et al., 2009). Τέλος, όταν ο μυϊκός τραυματισμός προκλήθηκε με εκτέλεση πλειομετρικής άσκησης μέγιστης έντασης των πρόσθιων μηριαίων σε ισοκινητικό δυναμόμετρο παρατηρήθηκε μείωση του εύρους κίνησης του γόνατος, σε διαφορετικές όμως φάσεις του κύκλου βάρδιας και τρεξίματος (Paschalis et al., 2007a). Επιπρόσθετα, στην ίδια εργασία διαπιστώθηκε αυξημένη περιστροφή της πύελου στη βάρδια και

μειωμένη κλίση της στο τρέξιμο. Η διαφοροποιημένη επίδραση του μυϊκού τραυματισμού στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της βάδισης και του τρεξίματος αποδόθηκε σε πιθανή ύπαρξη κάποιου μηχανισμού αυτοπροστασίας και πρόληψης τραυματισμών, λόγω της διαφοράς στην ταχύτητα και στην επιβάρυνση μεταξύ των δύο δραστηριοτήτων.

Η σημασία της διερεύνησης της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική του τρεξίματος είναι προφανής, δεδομένου ότι ο μυϊκός τραυματισμός μπορεί να επηρεάσει δραστικά την αθλητική απόδοση στο τρέξιμο αντοχής υπομέγιστης έντασης (Marcora & Bosio, 2007), καθώς και στο τρέξιμο μικρών αποστάσεων μέγιστης έντασης (Highton, Twist & Eston, 2009; Twist & Eston, 2005). Επιπρόσθετα, θεωρείται ότι ο μυϊκός τραυματισμός που εντοπίζεται σε μικροσκοπικό επίπεδο, μπορεί να αποτελέσει τον προάγγελο ευρύτερου τραυματισμού (ρήξης) του μυός (Brockett, Morgan & Proske, 2004; Proske, Morgan, Brockett & Percival, 2004). Στην κλιμάκωση του τραυματισμού πιθανώς συμβάλλει η διαφοροποιημένη εμβιομηχανική της κίνησης όταν οι αθλητές και οι ελεύθερα ασκούμενοι δρομείς προπονούνται ή τρέχουν, ενώ παράλληλα αντιμετωπίζουν τα συμπτώματα του μυϊκού τραυματισμού.

Εκ πρώτης όψεως, το φαινόμενο του μυϊκού τραυματισμού και η εμβιομηχανική της βάδισης δε φαίνεται να συνδέονται άμεσα. Ωστόσο, η πλειομετρική δράση του μυός που είναι η κύρια υπαίτιος πρόκλησης του φαινομένου (Clarkson & Hubal, 2002; Roig Pull & Ranson, 2007) αποτελεί βασικό στοιχείο όχι μόνο των αθλητικών δραστηριοτήτων, αλλά και των δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής, όπως είναι το κατηφορικό βάδισμα και το κατέβασμα σκαλοπατιών. Επίσης, το βάδισμα αποτελεί τα τελευταία χρόνια δημοφιλή τρόπο άσκησης για πολλούς ανθρώπους συμπεριλαμβανομένων των ηλικιωμένων, των καρδιοπαθών και των ατόμων που ασχολούνται με υπαίθριες δραστηριότητες (π.χ. ορειβάτες). Παράλληλα, πρόσφατες μελέτες έχουν αποκαλύψει σημαντική εξασθένηση της ικανότητας αίσθησης της θέσης (position sense) των κάτω άκρων μετά από πλειομετρική άσκηση και επακόλουθο μυϊκό τραυματισμό των πρόσθιων ή οπίσθιων μηριαίων (Paschalis, et al., 2008; Paschalis, Nikolaidis, et al., 2007; Torres, Vasques, Duarte & Cabri, 2010). Λαμβάνοντας υπόψη ότι η κιναισθητική ικανότητα είναι απαραίτητο στοιχείο της ασφαλούς ανθρώπινης μετακίνησης, είναι πιθανό ότι η εξασθένησή της σε συνδυασμό με μεταβολές της εμβιομηχανικής της κίνησης μετά από εμφάνιση μυϊκού τραυματισμού και καθυστερημένου μυϊκού πόνου θα οδηγήσει σε απώλεια ισορροπίας, πτώσεις κατά το βάδισμα και αύξηση του ρίσκου πρόκλησης ευρύτερου μυοσκελετικού τραυματισμού.

Για να αποφευχθούν, λοιπόν, ανεπιθύμητες συνέπειες, όπως πτώση της απόδοσης και περαιτέρω τραυματισμοί κατά την ανθρώπινη μετακίνηση, είναι αναγκαίο να διερευνηθούν οι μηχανικές απαντήσεις του μυοσκελετικού συστήματος στις αυξημένες απαιτήσεις της βάδισης και του τρεξίματος μετά από μυϊκό τραυματισμό. Από τη σύντομη ανασκόπηση της βιβλιογραφίας που προηγήθηκε, προκύπτει ότι η μελέτη της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρεξίματος περιορίζεται κυρίως σε χωρο-χρονικές και κινηματικές παραμέτρους. Αυτές οι παράμετροι έχουν περιγραφικό χαρακτήρα και αδυνατούν να εξηγήσουν τα αίτια και τους μηχανισμούς που προκαλούν τις παραπάνω μηχανικές απαντήσεις του μυοσκελετικού συστήματος. Επιπρόσθετα, η διαφοροποιημένη επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της βάδισης και του τρεξίματος στην εργασία των Paschalis και συν. (2007) δημιουργεί ερωτήματα όσον αφορά το ρόλο που διαδραματίζουν σε αυτό το αποτέλεσμα οι παράγοντες ταχύτητα και τύπος μετακίνησης (βάδιση ή τρέξιμο). Οι μηχανικές και ενεργειακές απαιτήσεις της ανθρώπινης μετακίνησης αυξάνονται σημαντικά με την αύξηση της ταχύτητας (Arnold, Schwartz, Thelen & Delp, 2007; Chiu & Wang, 2007; Fox & Delp, 2010; Keller, et al., 1996; Liu, Anderson, Schwartz & Delp, 2008; Neptune, Sasaki & Kautz, 2008; Nilsson & Thorstensson, 1989; Whittington, Silder, Heiderscheit & Thelen, 2008). Ωστόσο, δεν είναι γνωστό ποια είναι η απάντηση του μυοσκελετικού συστήματος στις αυξανόμενες ταχύτητες βάδισης και τρεξίματος ύστερα από μυϊκό τραυματισμό. Επίσης, δεν είναι γνωστό ποια είναι η απάντηση του μυοσκελετικού συστήματος στην ίδια ταχύτητα, ανάλογα με τον τύπο της μετακίνησης (βάδιση ή τρέξιμο).

Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω κενά της βιβλιογραφίας, οι σκοποί της παρούσας διατριβής ήταν οι εξής: α) η κατανόηση των αιτίων και των μηχανισμών που εμπλέκονται στην επίδραση του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάδισης, εξετάζοντας σε συνδυασμό μια σειρά από χωρο-χρονικές, κινηματικές αλλά και κινητικές και ηλεκτρομυογραφικές παραμέτρους, β) η μελέτη της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάδισης σε διαφορετικές ταχύτητες, γ) η διερεύνηση της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική του τρεξίματος σε διαφορετικές ταχύτητες και δ) η σύγκριση της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρεξίματος στην ίδια ταχύτητα (ταχύτητα μετάβασης βάδισης-τρεξίματος).

Ερευνητικές υποθέσεις

Οι ερευνητικές υποθέσεις της διατριβής ήταν οι ακόλουθες:

- α) Η πλειομετρική άσκηση μέγιστης έντασης των πρόσθιων και οπίσθιων μηριαίων σε ισοκινητικό δυναμόμετρο θα έχει ως συνέπεια την πρόκληση μυϊκού τραυματισμού που θα προσδιορίζεται για τουλάχιστον 72 ώρες μετά την άσκηση μέσω διαφόρων έμμεσων δεικτών (ισομετρική δύναμη, καθυστερημένος μυϊκός πόνος, επίπεδα κρεατινικής κινάσης στο αίμα).
- β) Ο μυϊκός τραυματισμός θα οδηγήσει 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση στο ισοκινητικό δυναμόμετρο σε μεταβολές:
- 1) στις χωρο-χρονικές παραμέτρους της βάρδισης των εξεταζομένων.
 - 2) στις κινηματικές παραμέτρους της βάρδισης των εξεταζομένων.
 - 3) στις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους κατά τη βάρδιση των εξεταζομένων.
 - 4) στις κινητικές παραμέτρους της βάρδισης των εξεταζομένων.
 - 5) στη σκληρότητα της άρθρωσης του γόνατος (dynamic knee joint stiffness) κατά τη βάρδιση των εξεταζομένων.
 - 6) στις χρονικές παραμέτρους του ηλεκτρομυογραφήματος κατά τη βάρδιση των εξεταζομένων.
- γ) Θα παρατηρηθεί 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση διαφοροποιημένη επίδραση του μυϊκού τραυματισμού:
- 1) στις χωρο-χρονικές παραμέτρους ανάλογα με την ταχύτητα βάρδισης.
 - 2) στις κινηματικές παραμέτρους ανάλογα με την ταχύτητα βάρδισης.
 - 3) στις κινητικές παραμέτρους κατά τη φάση αιώρησης ανάλογα με την ταχύτητα βάρδισης.
 - 4) στις χωρο-χρονικές παραμέτρους ανάλογα με την ταχύτητα τρεξίματος.
 - 5) στις κινηματικές παραμέτρους ανάλογα με την ταχύτητα τρεξίματος.
 - 6) στις χρονικές παραμέτρους του ηλεκτρομυογραφήματος ανάλογα με την ταχύτητα τρεξίματος.
 - 7) στις χωρο-χρονικές παραμέτρους ανάλογα με τον τύπο μετακίνησης (βάρδιση ή τρέξιμο) στην ίδια ταχύτητα (ταχύτητα μετάβασης βάρδισης-τρεξίματος).
 - 8) στις κινηματικές παραμέτρους ανάλογα με τον τύπο μετακίνησης (βάρδιση ή τρέξιμο) στην ίδια ταχύτητα (ταχύτητα μετάβασης βάρδισης-τρεξίματος).

Μηδενικές υποθέσεις

Οι μηδενικές υποθέσεις της παρούσας μελέτης ήταν οι εξής:

- α) Η πλειομετρική άσκηση μέγιστης έντασης των πρόσθιων και οπίσθιων μηριαίων σε ισοκινητικό δυναμόμετρο δε θα έχει ως συνέπεια την πρόκληση μυϊκού τραυματισμού που θα προσδιορίζεται για τουλάχιστον 72 ώρες μετά την άσκηση μέσω διαφόρων έμμεσων δεικτών (ισομετρική δύναμη, καθυστερημένος μυϊκός πόνος, επίπεδα κρεατινικής κινάσης στο αίμα).
- β) Ο μυϊκός τραυματισμός δε θα οδηγήσει 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση στο ισοκινητικό δυναμόμετρο σε μεταβολές:
- 1) στις χωρο-χρονικές παραμέτρους της βάρδισης των εξεταζομένων.
 - 2) στις κινηματικές παραμέτρους της βάρδισης των εξεταζομένων.
 - 3) στις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους κατά τη βάρδιση των εξεταζομένων.
 - 4) στις κινητικές παραμέτρους της βάρδισης των εξεταζομένων.
 - 5) στη σκληρότητα της άρθρωσης του γόνατος (dynamic knee joint stiffness) κατά τη βάρδιση των εξεταζομένων.
 - 6) στις χρονικές παραμέτρους του ηλεκτρομυογραφήματος κατά τη βάρδιση των εξεταζομένων.
- γ) Δε θα παρατηρηθεί 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση διαφοροποιημένη επίδραση του μυϊκού τραυματισμού:
- 1) στις χωρο-χρονικές παραμέτρους ανάλογα με την ταχύτητα βάρδισης.
 - 2) στις κινηματικές παραμέτρους ανάλογα με την ταχύτητα βάρδισης.
 - 3) στις κινητικές παραμέτρους κατά τη φάση αιώρησης ανάλογα με την ταχύτητα βάρδισης.
 - 4) στις χωρο-χρονικές παραμέτρους ανάλογα με την ταχύτητα τρεξίματος.
 - 5) στις κινηματικές παραμέτρους ανάλογα με την ταχύτητα τρεξίματος.
 - 6) στις χρονικές παραμέτρους του ηλεκτρομυογραφήματος ανάλογα με την ταχύτητα τρεξίματος.
 - 7) στις χωρο-χρονικές παραμέτρους ανάλογα με τον τύπο μετακίνησης (βάρδιση ή τρέξιμο) στην ίδια ταχύτητα (ταχύτητα μετάβασης βάρδισης-τρεξίματος).
 - 8) στις κινηματικές παραμέτρους ανάλογα με τον τύπο μετακίνησης (βάρδιση ή τρέξιμο) στην ίδια ταχύτητα (ταχύτητα μετάβασης βάρδισης-τρεξίματος).

Περιορισμοί έρευνας

Οι σημαντικότεροι περιορισμοί της διατριβής ήταν οι εξής:

- α) Δεν ήταν δυνατό να ελεγχθεί η σωματική κόπωση και η ψυχολογική διάθεση του δείγματος κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας.

- β) Δεν ήταν δυνατό να υπολογιστεί το ποσοστό στο οποίο οι συμμετέχοντες ενεργοποίησαν βουλητικά τους μύες του μηρού κατά την ισοκινητική αξιολόγηση, καθώς κάτι τέτοιο μπορεί να επιτευχθεί μόνο μέσω χρήσης της παρεμβαλλόμενης τεχνητής σύσπασης (twitch interpolation technique).
- γ) Η καταγραφή της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας περιορίστηκε στο δεξί άκρο.
- δ) Τα διπολικά ηλεκτρόδια επιφανείας τοποθετήθηκαν στο δέρμα πάνω από τη γαστέρα των υπό εξέταση μυών κατά τη διάρκεια πλήρους έκτασης του σκέλους. Κατά την κίνηση του σκέλους προς την πλήρη κάμψη, ο μύες αλλάζοντας μήκος μετακινούνται σε σχέση με το δέρμα, γεγονός που μπορεί να επηρεάσει τη συλλογή του ηλεκτρομυογραφήματος (De Luca, Donald Gilmore, Kuznetsov & Roy, 2010; McMenamin, Shackman, Greischar & Davidson, in press; Rainoldi, et al., 2000).
- ε) Η μετακίνηση του δέρματος και των μυών στους οποίους τοποθετήθηκαν οι ανακλαστικές μπορούν να επηρεάσουν τον υπολογισμό των κινηματικών και κινητικών παραμέτρων (Baker, 2006; Benoit, et al., 2006; Holden, Orsini, et al., 1997).
- στ) Η έλλειψη ενσωματωμένου δυναμοδαπέδου στο δαπεδοεργόμετρο δεν επέτρεψε τον υπολογισμό των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους και των κινητικών παραμέτρων της φάσης στήριξης κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών πάνω σε αυτό.

Οριοθετήσεις έρευνας

Οι οριοθετήσεις της παρούσας μελέτης ήταν οι ακόλουθες:

- α) Στην ερευνά συμμετείχαν μόνο ενήλικες ελεύθερα αθλούμενες γυναίκες.
- β) Όλες οι εξεταζόμενες είχαν φυσιολογικό εμμηνορρυσιακό κύκλο (24-30 ημέρες).
- γ) Η πειραματική διαδικασία διεξάχθηκε κατά την εκκριτική (ή ωχρινική) φάση του εμμηνορρυσιακού κύκλου, στη διάρκεια της οποίας τα επίπεδα των οιστρογόνων είναι σε υψηλότερα και σταθερότερα επίπεδα σε σχέση με την παραγωγική φάση.
- δ) Η συμμετοχή του δείγματος ήταν εθελοντική χωρίς καμία οικονομική ή υλική ανταμοιβή.
- ε) Από την έρευνα αποκλείστηκαν υπέρβαρα και παχύσαρκα άτομα με δείκτη μάζας σώματος (body mass index, BMI) άνω του 25kg/m^2 , ώστε να αποφευχθεί η παρεμβολή του αυξημένου λιπώδους ιστού στην καταγραφή και ανάλυση της κίνησης και του ηλεκτρομυογραφήματος (Kuiken, Lowery & Stoykov, 2003; Nordander, et al., 2003; Wearing, Hennig, Byrne, Steele & Hills, 2006).

- στ) Οι εξεταζόμενες απείχαν από προπόνηση δύναμης και από άσκηση που περιλαμβάνει πλειομετρική δράση του μυός για τουλάχιστον 6 μήνες πριν την έναρξη και κατά τη διάρκεια των μετρήσεων.
- ζ) Όλες οι μετρήσεις έγιναν από τον ίδιο ερευνητή κάτω από σταθερές συνθήκες (χώρος, θερμοκρασία, υγρασία, ώρα της ημέρας).

Θεωρητικοί και λειτουργικοί ορισμοί

Οι θεωρητικοί και λειτουργικοί ορισμοί της σημαντικότερης ορολογίας της διατριβής παρουσιάζονται στον πίνακα 1.

Πίνακας 1. θεωρητικοί και λειτουργικοί ορισμοί της σημαντικότερης ορολογίας.

Ορολογία	Ορισμός
Ανάλυση κύριων συνιστωσών (Principal component analysis, PCA)	Περιλαμβάνει μια μαθηματική διαδικασία με την οποία μετατρέπεται ένας αριθμός μεταβλητών που πιθανώς σχετίζονται σε έναν μικρότερο αριθμό μεταβλητών που δε σχετίζονται μεταξύ τους. Η πρώτη κύρια συνιστώσα εξηγεί όσο το δυνατόν περισσότερη διακύμανση των δεδομένων, ενώ οι επόμενες συνιστώσες εξηγούν την υπόλοιπη διακύμανση
Ανυσματική ταχύτητα	Ρυθμός αλλαγής (παράγωγος) της θέσης σε σχέση με το χρόνο
Αγωνιστής μυς	Ο μυς που δρα για να προκαλέσει μια κίνηση
Ανταγωνιστής μυς	Ο μυς που δρα για να επιβραδύνει ή να σταματήσει τη κίνηση του αγωνιστή μυ
Γωνιακή ταχύτητα	Ο ρυθμός μεταβολής της γωνιακής θέσης

Διέγερση (ενεργοποίηση) του μυός	Η ηλεκτρική διέγερση του μυός πριν τη σύσπαση
Εγκάρσιο (οριζόντιο) επίπεδο	Το επίπεδο που διχοτομεί το σώμα σε ανώτερο και κατώτερο μισό
Εκκριτική (ή ωχρινική) φάση εμμηνορρυσιακού κύκλου	Είναι η δεύτερη φάση του εμμηνορρυσιακού κύκλου και διαρκεί από την ημέρα της ωορρηξίας μέχρι την επόμενη έμμηνου ρύση, οπότε και τερματίζεται ο γεννητικός κύκλος
Εμβιομηχανική	Η εφαρμογή των μηχανικών αρχών στη μελέτη των ζώντων οργανισμών
Ζώνη A	Η περιοχή του σαρκομερίου στην οποία βρίσκονται τοποθετημένα σε παράλληλη διάταξη τα παχιά μυονημάτια μυοσίνης
Ζώνη Z	Ενδοσαρκομεριακή σύνδεση των δύο δεσμών λεπτών νηματίων σε παρακείμενα σαρκομέρια
Ισομετρική μυϊκή δράση	Μυϊκή δράση κατά την οποία παράγεται τάση αλλά δεν αλλάζει το μήκος του μυός
Ισοκίνηση	Κίνηση στην οποία η γωνιακή ταχύτητα του μετατοπιζόμενου τμήματος του σώματος είναι σταθερή
Μηκο-δυναμική σχέση μυός	Η σχέση μεταξύ του μήκους του μυός και της τάσης που παράγεται από το μυ. Οι υψηλότερες τάσεις παράγονται κοντά στο μήκος ηρεμίας

Μέγιστη πρόσληψη οξυγόνου (VO_{2max})	Ο ανώτατος όγκος οξυγόνου, που μπορούν να καταναλώσουν οι ιστοί ενός ατόμου στη μονάδα του χρόνου και εκφράζει την αερόβια ικανότητα του ατόμου
Μέθοδος παρεμβalλόμενης τεχνητής σύσπασης (twitch interpolation technique)	Τεχνική που εφαρμόζεται για να διαπιστωθεί η πλήρης ενεργοποίηση του μυός κατά την εφαρμογή δύναμης. Βασίζεται στη παροχή υπερμέγιστου ηλεκτρικού ερεθίσματος κατά τη διάρκεια της προσπάθειας (Belanger & McComas, 1981; Shield & Zhou, 2004)
Μειομετρική δράση	Δράση του μυός που επιφέρει βράχυνσή του
Μετωπιαίο επίπεδο	Το επίπεδο που διχοτομεί το σώμα σε μπροστινό και πίσω μισό
Μυοϊνίδιο	Κυλινδρική δομή στο εσωτερικό της μυϊκής ίνας την οποία και διατρέχει κατά μήκος. Περιέχει τα συστατικά στοιχεία του μυός
Παραγωγική φάση εμμηνορρυσιακού κύκλου	Αρχίζει από την πρώτη ημέρα της εμμηνορρυσίας και διαρκεί μέχρι και την ημέρα της ωορρηξίας
Πελματιαία κάμψη	Η κίνηση στην οποία αυξάνεται η σχετική γωνία του ποδιού και της κνήμης
Προσθοπίσθιο ή οβελιαίο επίπεδο	Επίπεδο στο οποίο πραγματοποιούνται πρόσθιες και οπίσθιες κινήσεις του σώματος και των μελών του. Διχοτομεί το σώμα σε δεξί και αριστερό μισό

Ραχιαία κάμψη	Η κίνηση στην οποία μειώνεται η σχετική γωνία μεταξύ του ποδιού και της κνήμης
Σαρκομέριο	Το τμήμα του μυοϊνιδίου που περιέχεται μεταξύ δύο διαδοχικών ζωνών Z
Σκληρότητα (stiffness)	Η κλίση μιας καμπύλης μηκο-δυναμικής σχέσης. Η μεταβολή της δύναμης ανά μονάδα μεταβολής μήκους
Σχετική γωνία	Γωνία μιας άρθρωσης που σχηματίζεται μεταξύ των επιμήκων αξόνων δύο διασυνδεδεμένων μελών του σώματος
Ταχύτητα	Το μέγεθος του διανύσματος ανυσματικής ταχύτητας

II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

Μυϊκός τραυματισμός

Η πρώτη σχετική αναφορά με τον μυϊκό τραυματισμό χρονολογείται πριν περίπου 120 χρόνια (Hough, 1902). Ο Hough (1902) περιέγραψε τον καθυστερημένο μυϊκό πόνο, ένα από τα βασικά συμπτώματα του μυϊκού τραυματισμού και εισηγήθηκε ότι αποτελεί αποτέλεσμα μικρο-ρήξεων του μυός. Οι πρώτες, όμως, σαφείς αποδείξεις πρόκλησης μυϊκού τραυματισμού μετά από άσκηση δόθηκαν 80 χρόνια αργότερα (Friden, Sjostrom & Ekblom, 1981). Οι Friden και συν. (1981) βασιζόμενοι στη μέθοδο της μυϊκής βιοψίας, διαπίστωσαν βλάβη των μυοϊνιδίων και αποδιοργάνωση των γραμμών Z του υποκνημίδιου μυός των δοκιμαζομένων δύο και επτά μέρες ύστερα από εφαρμογή πρωτοκόλλου πλειομετρικής άσκησης (κατέβασμα σκαλοπατιών). Χρησιμοποιώντας διαφορετικού τύπου πλειομετρική άσκηση (ανάποδη ποδηλασία), η ίδια ερευνητική ομάδα παρατήρησε και πάλι αποδιοργάνωση των γραμμών Z και επιπρόσθετα απώλεια των νηματίων της μυοσίνης, απώλεια μιτοχονδρίων στις κατεστραμμένες περιοχές και διατάραξη στη διάταξη της ζώνης A (Friden, Sjostrom & Ekblom, 1983). Αντίστοιχες δομικές μεταβολές του μυός μετά από εφαρμογή άσκησης επαληθεύτηκαν στη συνέχεια και σε μια σειρά από μεταγενέστερες μελέτες (Hortobágyi, et al., 1998; Jones, Newham, Round & Tolfree, 1986; Newham, McPhail, Mills & Edwards, 1983). Οι περισσότερες αποδείξεις δομικών μεταβολών του μυός προέρχονται από εξετάσεις μυϊκού ιστού σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο, όπου παρατηρούνται σαρκομέρια σε αποδιοργάνωση ή σε υπερδιάταση, μισά σαρκομέρια, βλάβη στις γραμμές Z, κατά τόπους αποδιοργάνωση των νηματίων ακτίνης-μυοσίνης και καταστροφή του σαρκοπλασματικού δικτύου (Morgan & Allen, 1999). Αξίζει να σημειωθεί ότι η χαρακτηριστική αποδιοργάνωση της γραμμής Z κατά το μυϊκό τραυματισμό, φαίνεται να την καθιστά ως τον αδύναμο κρίκο στην αλυσίδα των μυοϊνιδίων (Friden et al., 1984).

Οι παραπάνω μελέτες που εξέτασαν τις επιπτώσεις της άσκησης στα δομικά και μορφολογικά χαρακτηριστικά του μυός αποτέλεσαν τα τελευταία χρόνια ερέθισμα για πολλούς ερευνητές, ώστε να διερευνήσουν σε βάθος το φαινόμενο του μυϊκού

τραυματισμού. Στη βιβλιογραφία είναι πλέον διαθέσιμες δεκάδες ανασκοπικές εργασίες που καλύπτουν εκτενώς το συγκεκριμένο φαινόμενο. Ενδεικτικά προτείνονται στον αναγνώστη οι εξής αναφορές: Armstrong (1990), Belcastro, Shewchuk και Raj (1998), Brughelli και Cronin (2007), Byrne και συν. (2004), Clarkson και Sayers (1999), Close, Ashton, McArdle και MacLaren (2005), Connolly, Sayers και McHugh (2003), Cutlip, Baker, Hollander και Ensey (2009), Friden και Lieber (2001), Howatson και Van Someren (2008), McHugh (2003), McHugh, Connolly, Eston και Gleim (1999), Morgan και Proske (2004), Nikolaidis και συν. (2008), Roig Pull και Ranson (2007), Tee και συν. (2007). Στόχος, λοιπόν, αυτού του υποκεφαλαίου είναι να γίνει μια σύντομη ανασκόπηση των βασικότερων πτυχών του ασκησιογενούς μυϊκού τραυματισμού, που θα βοηθήσει στη συνέχεια στην κατανόηση της επίδρασης του στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της βάρδισης και του τρεξίματος.

Πλειομετρική (έκκεντρη) άσκηση και μυϊκός τραυματισμός. Η πλειομετρική δράση (lengthening action) του μυός συμβαίνει όταν η εξωτερική δύναμη που ασκείται στο μυ είναι μεγαλύτερη από αυτήν που παράγει ο ίδιος, με αποτέλεσμα να αυξάνεται το μήκος του καθώς παράγεται τάση (Armstrong, Warren & Warren, 1991). Ο όρος πλειομετρική δράση του μυός είναι συνώνυμος με την έκκεντρη δράση που χρησιμοποιείται ευρέως στη βιβλιογραφία. Ωστόσο, στην παρούσα διατριβή υιοθετείται ο πρώτος όρος, καθώς έγκυρη ανασκοπική εργασία που ασχολήθηκε με την ορολογία των μυϊκών δράσεων διαπίστωσε ότι όροι «έκκεντρη» και «σύγκεντρη» σύσπαση (eccentric and concentric contraction) δεν εκφράζουν με δόκιμο τρόπο την πλειομετρική (lengthening) και μειομετρική (shortening) δράση του μυός (Faulkner, 2003). Ο όρος πλειομετρική δράση δεν πρέπει να συγχέεται με τον κύκλο διάτασης-βράχυνσης (stretch-shortening cycle) και τον λατινικό όρο “plyometrics”, που χρησιμοποιείται πολλές φορές στη βιβλιογραφία για να περιγράψει τον τύπο άσκησης που τον περιλαμβάνει. Ο κύκλος διάτασης-βράχυνσης είναι η αλληλουχία πλειομετρικής και μειομετρικής λειτουργίας του μυός που συναντάται σε καθημερινές και αθλητικές δραστηριότητες, όπως είναι το βάδισμα, το τρέξιμο και το άλμα, καθώς η πλειομετρική δράση του μυός δεν εμφανίζεται μεμονωμένα στη φυσιολογική ανθρώπινη κίνηση (Komi, 2000).

Είναι τεκμηριωμένο ότι η πλειομετρική δράση του μυός οδηγεί σε εντονότερο μυϊκό τραυματισμό σε σχέση με την ισομετρική και μειομετρική δράση του μυός (Golden & Dudley, 1992; Jones, Newham & Torgan, 1989; Komi & Viitasalo, 1977; Newham, McPhail, et al., 1983; Newham, Mills, Quigley & Edwards, 1983). Ενώ ένας μικρός

αριθμός προσπαθειών που περιλαμβάνουν πλειομετρική δράση του μυός είναι αρκετός για να προκαλέσει μυϊκή βλάβη, απαιτείται πολύ μεγαλύτερος αριθμός ισομετρικών ή μειομετρικών προσπαθειών ώστε να επέλθει αντίστοιχο αποτέλεσμα (Gissel & Clausen, 2001; Jones, Jackson & Edwards, 1983). Η αποτελεσματικότητα της πλειομετρικής άσκησης στην πρόκληση μυϊκής βλάβης ώθησε πολλούς ερευνητές, που ασχολούνται με τη διερεύνησή της, στη χρήση πρωτοκόλλων άσκησης βασισμένων στην πλειομετρική δράση μεμονωμένων μυϊκών ομάδων (π.χ. καμπτήρες γόνατος) αλλά και καθημερινών ή αθλητικών πολύ-αρθρικών δραστηριοτήτων, που δίνουν περισσότερο έμφαση στην πλειομετρική δράση του μυός, όπως είναι το κατέβασμα σκαλοπατιών και το κατηφορικό τρέξιμο (Clarkson & Hubal, 2002; Falvo & Bloomer, 2006).

Η πλειομετρική δράση του μυός παρουσιάζει μια σειρά από ξεχωριστές ιδιότητες, που πιθανά να εξηγούν την αποτελεσματικότητά της στη δημιουργία μυϊκού τραυματισμού (Enoka, 1996). Η κλασική *in vitro* σχέση δύναμης-ταχύτητας σε μέγιστα ενεργοποιημένο μυ υποδεικνύει ότι κατά την πλειομετρική δράση παράγεται 1.5-1.9 φορές μεγαλύτερη δύναμη σε σχέση με την ισομετρική δράση (Edman, Elzinga & Noble, 1978; Webber & Kriellaars, 1997; Westing, Cresswell & Thorstensson, 1991; Westing, Seger & Thorstensson, 1990). Παρόλο που η *in vivo* σχέση ροπής-ταχύτητας διαφέρει σε σχέση με τη *in vitro* σχέση δύναμης-ταχύτητας λόγω νευρικής αναστολής του μυός (όχι πλήρης ενεργοποίηση από το νευρικό σύστημα στη πρώτη σχέση), η παραγόμενη ροπή είναι και πάλι πολύ μεγαλύτερη κατά την πλειομετρική προσπάθεια (Enoka, 1996; Woledge, Curtin & Homsher, 1985). Επιπρόσθετα, απαιτείται μικρότερη ενεργοποίηση των κινητικών μονάδων, ώστε να επιτευχθεί η ίδια δύναμη κατά την πλειομετρική δράση του μυός σε σχέση με την ισομετρική ή μειομετρική δράση (Enoka, 1996; Kellis & Baltzopoulos, 1995, 1998). Αυτός ο συνδυασμός υψηλής παραγωγής δύναμης και χαμηλής ενεργοποίησης από το νευρικό σύστημα κατά την πλειομετρική προσπάθεια θέτει σε ισχυρό μηχανικό στρες το μυ και φέρεται να διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού (Enoka, 1996). Τέλος, το μεταβολικό κόστος κατά την πλειομετρική δράση του μυός είναι χαμηλότερο σε σχέση με τη μειομετρική δράση (Beltman, Van Der Vliet, Sargeant & De Haan, 2004). Έτσι, παρά τις συνέπειες της στην πρόκληση μυϊκού τραυματισμού, η πλειομετρική άσκηση παρουσιάζει και θετικές συνέπειες, καθώς το χαμηλότερο μεταβολικό κόστος την καθιστά ελκυστικό τρόπο άσκησης σε ιδιαίτερες ομάδες του πληθυσμού όπως είναι οι ηλικιωμένοι και τα άτομα με καρδιολογικές παθήσεις (Howatson & Van Someren, 2008).

Μηχανισμοί πρόκλησης μυϊκού τραυματισμού. Παρά την εκτεταμένη διερεύνηση του φαινομένου του μυϊκού τραυματισμού τις δύο τελευταίες δεκαετίες, οι μηχανισμοί που τον προκαλούν δεν έχουν γίνει πλήρως κατανοητοί. Ένα αποδεκτό και ίσως το πιο ολοκληρωμένο μοντέλο των φάσεων που συνθέτουν το μυϊκό τραυματισμό προτείνεται από τους Armstrong και συν. (1990). Σύμφωνα με αυτούς τους ερευνητές ο μυϊκός τραυματισμός διαχωρίζεται σε τέσσερα στάδια: α) αρχικά γεγονότα, β) αυτογενείς διαδικασίες, γ) φαγοκυτταρική φάση (διαδικασίες φλεγμονής) και δ) φάση ανασύνθεσης. Για τις ανάγκες της παρούσας διατριβής υιοθετείται ένα πιο απλοϊκό, αλλά ουσιαστικά πιο συμπυκνωμένο, μοντέλο περιγραφής των διεργασιών του μυϊκού τραυματισμού από τους Howatson και Van Someren (2008). Το μοντέλο αυτό διαχωρίζει το φαινόμενο του ασκησιογενούς μυϊκού τραυματισμού σε δύο φάσεις: α) τον πρωτεύοντα τραυματισμό, που συμβαίνει κατά την εφαρμογή της άσκησης και β) το δευτερεύοντα τραυματισμό, που διευρύνει τη βλάβη διαμέσου διαδικασιών οι οποίες συνδέονται με τη δημιουργία φλεγμονής.

Τα αρχικά γεγονότα που δίνουν το έναυσμα στην πρόκληση του πρωτεύοντα τραυματισμού υποδιαιρούνται σε δύο πιθανές οδούς/μοντέλα, του μηχανικού και μεταβολικού στρες (Armstrong, et al., 1991; Byrd, 1992; Ebbeling & Clarkson, 1989; Kuipers, 1994; Morgan, 1990; Pyne, 1994; Tee, et al., 2007). Το μοντέλο του μηχανικού στρες είναι περισσότερο αποδεκτό μεταξύ των ερευνητών ως ο κύριος παράγοντας πρόκλησης του μυϊκού τραυματισμού (Byrne, et al., 2004; Howatson & Van Someren, 2008; Tee, et al., 2007). Το μοντέλο αυτό βασίζεται στα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά της πλειομετρικής δράσης του μυός, που παρουσιάστηκαν στην προηγούμενη ενότητα και στην αποτελεσματικότερη δημιουργία τραυματισμού από πλευράς της συγκριτικά με τη μειομετρική και ισομετρική δράση. Σύμφωνα με την υπόθεση των Morgan και συν. (1990), ο αρχικός τραυματισμός είναι συνέπεια της μη ομοιογενούς επιμήκυνσης των σαρκομερίων όταν ο μυς διατείνεται πέρα από το ιδανικό του μήκος. Έτσι, τα μακρύτερα, πιο αδύναμα σαρκομέρια διατείνονται γρήγορα και μη ελεγχόμενα στο κατιόν σκέλος της μηκο-δυναμικής σχέσης, μέχρι που δεν επιτυγχάνεται πλέον αλληλοεπικάλυψη των μυονημάτων (Proske & Allen, 2005; Talbot & Morgan, 1996). Οι παθητικές δομές αυτών των σαρκομερίων εξισορροπούν την τάση στα γειτονικά σαρκομέρια που συνεχίζουν να έχουν αλληλοεπικάλυψη των μυονημάτων. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται με την υπερδιάταση των επόμενων αδύναμων σαρκομερίων (Proske & Morgan, 2001). Αξίζει να σημειωθεί ότι τα αδύναμα σαρκομέρια βρίσκονται σε διαφορετικά σημεία των επιμέρους

μυοϊνιδίων, γεγονός που ερμηνεύει τη μη ομοιογενή επιμήκυνσή των τελευταίων (Morgan & Proske, 2004). Στο τέλος της κάθε διάτασης ο μυς χαλαρώνει και τα περισσότερα σαρκομέρια επιστρέφουν στη φυσιολογική τους λειτουργία. Ορισμένα όμως δεν τα καταφέρνουν και αποδιοργανώνονται. Οι επαναλαμβανόμενες πλειομετρικές προσπάθειες αυξάνουν τον αριθμό των αποδιοργανωμένων σαρκομερίων μέχρι το σημείο τραυματισμού της μεμβράνης. Σε αυτό το σημείο γίνεται εμφανής και η βλάβη στο μηχανισμό διάτασης-βράχυνσης (Proske & Morgan, 2001).

Από την άλλη πλευρά, το μοντέλο του μεταβολικού στρες προτείνει ότι ο αρχικός μυϊκός τραυματισμός προκαλείται από ισχαιμία ή υποξία κατά τη διάρκεια άσκησης μεγάλης διάρκειας (Armstrong, 1984; Ebbeling & Clarkson, 1989). Ωστόσο, αυτό το μοντέλο παρουσιάζει αδυναμία στο να ερμηνεύσει την εμφανέστερη μυϊκή βλάβη ύστερα από εφαρμογή πλειομετρικής άσκησης (Tee, et al., 2007). Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η σύγκριση των επιπτώσεων μεταξύ ανηφορικού και κατηφορικού τρεξίματος, που περιλαμβάνει σε μεγαλύτερο βαθμό πλειομετρική δράση του μυός. Τα ευρήματα των επιστημόνων δείχνουν στην προκειμένη περίπτωση αυξημένο μυϊκό τραυματισμό στο δεύτερο τύπο άσκησης, ενώ παράλληλα το ανηφορικό τρέξιμο παρουσιάζει υψηλότερο μεταβολικό κόστος (Armstrong, Ogilvie & Schwane, 1983). Πάντως, σύμφωνα με τους Tee και συν. (2007) ο πρωτεύων τραυματισμός φαίνεται να προκαλείται από συνδυασμό του μηχανικού και μεταβολικού στρες, καθώς η μυϊκή δράση παρουσιάζει τόσο μηχανικά όσο και μεταβολικά στοιχεία. Το πιο πιθανό είναι ότι οι διαφορές στον τύπο άσκησης, στην ένταση και της διάρκειά της, αλλά και στο προπονητικό επίπεδο των ασκουμένων δημιουργούν διάφορα προφίλ μυϊκού στρες και αυτά με τη σειρά τους απατώνται με διαφορετικό τρόπο (Pyne, 1994; Tee, et al., 2007).

Οι διαδικασίες που συνθέτουν το δευτερεύοντα τραυματισμό και ακολουθούν την αρχική φάση του μυϊκού τραυματισμού που περιγράφηκε παραπάνω φαίνεται να ενεργοποιούνται από τη διαταραχή της ομοιόστασης των ενδοκυτταρικών ιόντων ασβεστίου (Ca^{2+}). Η αύξηση των ιόντων ασβεστίου πιστεύεται ότι προέρχεται από ενδοκυτταρικές πηγές (Armstrong, et al., 1991) και τελικά οδηγεί σε επιπρόσθετο τραυματισμό του σκελετικού μυός (Duncan, 1987; Gissel & Clausen, 2001). Πρόσφατη μελέτη σε ανθρώπους (Nielsen, Madsen, Jørgensen & Sahlin, 2005) επιβεβαίωσε τα αποτελέσματα ερευνών που έγιναν σε ζώα (McNeil & Khakee, 1992; Yasuda, Sakamoto, Nosaka, Wada & Katsuta, 1997), καθώς η πλειομετρική άσκηση οδήγησε σε μεταβολές του σαρκοπλασματικού δικτύου και αυτές με τη σειρά τους σε διαταραχή της ομοιόστασης

του ασβεστίου. Η συρροή των ιόντων ασβεστίου μέσα στο κυτταρόπλασμα ενεργοποιεί μια αλληλουχία γεγονότων που επαυξάνουν τη βλάβη με τις αλλαγές που προκαλούν στο σαρκοπλασματικό δίκτυο, στα μιτοχόνδρια, και στις μυϊκές ίνες (Byrd, 1992; Gissel & Clausen, 2001). Οι συνέπειες είναι περισσότερο ορατές με την ενεργοποίηση πρωτεολυτικών και λιπολυτικών οδών που οδηγούν σε κατάπτωση της κυτταρικής μεμβράνης, ενεργοποίηση και παραγωγή αντιδραστικών ειδών οξυγόνου (reactive oxygen species), νέκρωση των μυϊκών ινών (Jones, et al., 1986; Proske & Morgan, 2001; Tidball, 2005) και ανασύστασή τους μερικές μέρες αργότερα (Friden, Seger, Sjostrom & Ekblom, 1983). Η απώλεια της ακεραιότητας της κυτταρικής μεμβράνης επιτρέπει τη διαρροή μυϊκών πρωτεϊνών στο αίμα για αρκετές μέρες μετά την άσκηση (Sorichter, Puschendorf & Mair, 1999; Warren, et al., 1999). Πρόσφατα δεδομένα υποστηρίζουν ότι η πλειομετρική άσκηση που προκαλεί μυϊκό τραυματισμό δεν οδηγεί στην προαναφερθείσα νέκρωση των μυϊκών ινών (Yu, Malm & Thornell, 2002). Με βάση μια σειρά μελετών της ίδιας ερευνητικής ομάδας προτείνεται ότι ο μυϊκός ιστός υπόκειται σε προσαρμογή και ανασύσταση (Yu, Carlsson & Thornell, 2004; Yu, Fürst & Thornell, 2003; Yu, et al., 2002; Yu & Thornell, 2002). Ζωτικής σημασίας ρόλο στην ανασυγκρότηση του τραυματισμένου ιστού φαίνεται να παίζουν τα δορυφορικά κύτταρα (Enns & Tiidus, 2010; Hawke & Garry, 2001).

Δείκτες μυϊκού τραυματισμού. Οι επιστήμονες στην προσπάθειά τους να εντοπίσουν την ύπαρξη μυϊκού τραυματισμού μετά από ένα πρωτόκολλο άσκησης, χρησιμοποιούν μια σειρά από άμεσους και έμμεσους δείκτες που τον προσδιορίζουν. Ο άμεσος εντοπισμός του φαινομένου μπορεί να γίνει με τη μέθοδο της μυϊκής βιοψίας και με απεικονιστικές μέθοδοι, όπως η μαγνητική τομογραφία (Bloomer, 2007; Clarkson & Hubal, 2002). Ωστόσο, ορισμένα μεθοδολογικά προβλήματα της πρώτης μεθόδου και το υψηλό κόστος της δεύτερης καθιστούν τη χρήση έμμεσων δεικτών πιο δημοφιλές τρόπο προσδιορισμού του μυϊκού τραυματισμού μεταξύ των ερευνητών. Στους έμμεσους δείκτες περιλαμβάνονται οι εξής: η καθυστερημένη εμφάνιση του μυϊκού πόνου (delayed onset muscle soreness, DOMS), η μειωμένη παραγωγή δύναμης (σε ισομετρικές και δυναμικές προσπάθειες), το μειωμένο εύρος κίνησης, η αυξημένη μυϊκή περιφέρεια (που προκαλείται πιθανά από τη φλεγμονή), οι αυξημένοι ουροποιητικοί δείκτες λόγω της πρωτεϊνικής υποβάθμισης, οι αυξημένοι δείκτες μυϊκών πρωτεϊνών στο αίμα λόγω της διαταραχής της κυτταρικής μεμβράνης (κρεατινική κινάση και γαλακτική αφυδρογονάση) και οι αυξημένοι δείκτες φλεγμονής (Bloomer, 2007; Byrne, et al., 2004; Clarkson & Hubal,

2002; Warren, et al., 1999). Από τους παραπάνω δείκτες οι πλέον δημοφιλείς στη διεθνή βιβλιογραφία, που χρησιμοποιήθηκαν και στη παρούσα διατριβή, είναι η καθυστερημένη έναρξη του μυϊκού πόνου, η πτώση της δύναμης και τα επίπεδα μυϊκών πρωτεϊνών στο αίμα. Οι Warren και συν. (1999) αναφέρουν μετά από ανασκόπηση της βιβλιογραφίας ότι αυτοί οι δείκτες προσδιορίστηκαν στον 73, 50 και 52% των σχετικών με το μυϊκό τραυματισμό ερευνών, αντίστοιχα.

Ο καθυστερημένος μυϊκός πόνος (DOMS) ταξινομείται ως μυϊκός τραυματισμός πρώτου βαθμού και συνοδεύεται από μυϊκή ευαισθησία, πόνο και σκληρότητα (stiffness) κατά την ψηλάφηση ή την κίνηση (Cleak & Eston, 1992a; Close, et al., 2005; Gulick & Kimura, 1996; Jones, Newham & Clarkson, 1987; Safran, Seaber & Garrett Jr, 1989). Για την αξιολόγησή του χρησιμοποιούνται διάφορα ερωτηματολόγια, αριθμητικές κλίμακες, οπτικές αναλογικές κλίμακες (visual analog scales, VAS) και μυόμετρα (Cleak & Eston, 1992b; Howell, Chleboun & Conatser, 1993; Jones, et al., 1987; Mair, et al., 1992; Nosaka & Newton, 2002; Rodenburg, Bar & De Boer, 1993; Semark, Noakes, St. Clair Gibson & Lambert, 1999). Οι μύες που υφίστανται μυϊκό τραυματισμό αρχίζουν να παρουσιάζουν πόνο 6-12 ώρες μετά την άσκηση. Στη συνέχεια, τα συμπτώματα επιδεινώνονται και παρουσιάζουν τις μέγιστες τιμές τους στις 24-48 ώρες, ενώ τελικά εξανεμίζονται 5-7 μέρες μετά την άσκηση (Armstrong, 1990; Clarkson, Nosaka & Braun, 1992; Cleak & Eston, 1992a; Ebbeling & Clarkson, 1989; MacIntyre, Reid & McKenzie, 1995; Newham, Mills, et al., 1983). Η αίσθηση του πόνου πιστεύεται ότι προκαλείται από την ενεργοποίηση νευρικών απολήξεων τύπου III και IV, λόγω του οιδήματος του τραυματισμένου μυός (Cheung, et al., 2003; O'Connor & Cook, 1999). Το μέγεθος του καθυστερημένου μυϊκού πόνου δεν πρέπει να χρησιμοποιείται ως δείκτης του μεγέθους της μυϊκής βλάβης, δεδομένου ότι η χρονική αλληλουχία εμφάνισης και απομάκρυνσής του δε συμβαδίζει με την αντίστοιχη του μυϊκού τραυματισμού καθώς και της διαταραχής της μυϊκής λειτουργίας (Close, et al., 2005; Jones, et al., 1986; Nosaka & Newton, 2002).

Η πτώση της δύναμης μετά την εφαρμογή άσκησης που προκαλεί μυϊκό τραυματισμό θεωρείται ο πιο έγκυρος και αξιόπιστος έμμεσος δείκτης προσδιορισμού του τραυματίσου (Warren, et al., 1999). Η δύναμη παρουσιάζει τη μεγαλύτερη της πτώση 24-48 μετά την άσκηση και μπορεί να αγγίξει το 50-65% σε σχέση με τις πριν την άσκηση τιμές της (Newham, Jones & Clarkson, 1987; Nosaka, Clarkson, McGuiggin & Byrne, 1991; Salavati, Moghadam, Ebrahimi & Arab, 2007). Επανέρχεται στα φυσιολογικά της επίπεδα σε 8-10 ημέρες μετά την εφαρμογή πλειομετρικής άσκησης και σε 4 ημέρες μετά

από ισομετρική ή μειομετρική άσκηση (Ebbeling & Clarkson, 1989; Newham, et al., 1987). Η πτώση της δύναμης είναι μεγαλύτερη στις γωνίες της άρθρωσης που αντιστοιχούν στα μικρά μήκη σε σχέση με τα μεγάλα μήκη μυός (Byrne, Eston & Edwards, 2001; Byrne & Feston, 2002; Child, Saxton & Donnelly, 1998; Saxton & Donnelly, 1996). Επιπρόσθετα, η πλειομετρική άσκηση και ο επικείμενος μυϊκός τραυματισμός οδηγούν σε μετατόπιση της μηκο-δυναμικής σχέσης προς τα δεξιά (Bowers, Morgan & Proske, 2004; Brughelli & Cronin, 2007; Brughelli, et al., 2010; Byrne, et al., 2001; Jones, Allen, Talbot, Morgan & Proske, 1997; Lee, et al., 2010; Pettitt, Symons, Eisenman, Taylor & White, 2005; Philippou, Bogdanis, Nevill & Maridaki, 2004; Prasartwuth, Allen, Butler, Gandevia & Taylor, 2006; Safran, et al., 1989; Skurvydas, Brazaitis & Kamandulis, 2010; Whitehead, Allen, Morgan & Proske, 1998; Whitehead, Weerakkody, Gregory, Morgan & Proske, 2001). Το γεγονός αυτό στηρίζει την θεωρία των Morgan και συν (1990), σύμφωνα με την οποία απαιτείται μετά τον τραυματισμό μεγαλύτερο μήκος μυός για να πραγματοποιηθεί αλληλοεπικάλυψη των μυονημάτων και παραγωγή δύναμης, λόγω προσθήκης νέων σαρκομερίων στα σημεία όπου είχε προηγηθεί υπερδιάτασή τους. Τέλος, η πτώση της δύναμης και ο χρόνος αποκατάστασής της διαφέρει ανάλογα με τη μυϊκή ομάδα που ασκείται. Συγκεκριμένα, έχει βρεθεί ότι σε μυϊκές ομάδες που είναι σχετικά ανενεργές στην καθημερινή ζωή όπως είναι οι καμπτήρες του αγκώνα, οι επιπτώσεις της μυϊκής βλάβης είναι επαυξημένες συγκριτικά με μυϊκές ομάδες που είναι συνηθισμένες στην πλειομετρική επιβάρυνση, όπως είναι οι πρόσθιοι μηριαίοι (Jamurtas, et al., 2005; Saka, et al., 2009).

Πολλές μελέτες χρησιμοποιούν τα επίπεδα διαφόρων πρωτεϊνών στο αίμα ως έμμεσο δείκτη του μυϊκού τραυματισμού. Από αυτές, η πρωτεΐνη που έχει λάβει το περισσότερο ενδιαφέρον των ερευνητών είναι η κρεατινική κινάση (creatine kinase, CK), ίσως λόγω της μεγαλύτερης αύξησης των επιπέδων της συγκριτικά με τις υπόλοιπες πρωτεΐνες (Clarkson & Hubal, 2002). Οι τιμές αντίχνευσής της στο αίμα διαφοροποιούνται ανάλογα με τον τύπο της άσκησης που προκαλεί τον τραυματισμό. Έτσι, μετά από κατηφορικό τρέξιμο οι μέγιστες τιμές κρεατινικής κινάσης παρουσιάζονται 12-24 μετά την άσκηση (Byrnes, Clarkson & White, 1985; Schwane, Johnson, Vandenakker & Armstrong, 1983). Από την άλλη πλευρά, η πλειομετρική άσκηση σε ισοκινητικό δυναμόμετρο έχει ως αποτέλεσμα η αύξηση της στο αίμα να καθυστερεί 4 h και να φτάνει τα μέγιστα επίπεδα στις 4-6 ημέρες μετά την άσκηση (Bloomer, 2007; Brancaccio, et al., 2010; Clarkson, et al., 1992; Hyatt & Clarkson, 1998; Nosaka, Clarkson & Apple, 1992; Serrão,

et al., 2003). Το μεγαλύτερο μειονέκτημα στη χρήση της κρεατινικής κινάσης και γενικότερα των υπόλοιπων μυϊκών πρωτεϊνών στο αίμα είναι η ενδοατομική μεταβλητότητα στην απάντησή της μετά τον τραυματισμό με τιμές που κυμαίνονται μεταξύ 236-25,244 IU/liter (Hortobagyi & Denahan, 1989; Nosaka & Clarkson, 1996b; Vincent & Vincent, 1997).

Παράγοντες που επηρεάζουν το μέγεθος του μυϊκού τραυματισμού. Πέρα από τον τύπο της άσκησης (μεγαλύτερη βλάβη μετά από πλειομετρική σε σύγκριση με τη μιομετρική ή την ισομετρική άσκηση) στον οποίο έγινε αναφορά προηγούμενα, μια σειρά άλλων παραγόντων μπορούν να επηρεάσουν σημαντικά το μέγεθος του μυϊκού τραυματίσου. Ένας βασικός παράγοντας που επηρεάζει το μέγεθός του είναι η ένταση και η διάρκεια της πλειομετρικής άσκησης (Tiidus & Ianuzzo, 1983). Ο συνδυασμός μέγιστης έντασης και διάρκειας ή ποσότητας οδηγεί στη μεγαλύτερη βλάβη (Warren, Hayes, Lowe & Armstrong, 1993). Ωστόσο, έχει παρατηρηθεί ότι ακόμα και υπομέγιστες επιβαρύνσεις επαρκούν για να δημιουργήσουν σημαντική βλάβη στο μυ (Evans, Haller, Wyrick, Parkey & Fleckenstein, 1998; Paschalis, Koutedakis, Jamurtas, Mougios & Baltzopoulos, 2005). Ένας άλλος σημαντικός παράγοντας που επηρεάζει το εύρος του μυϊκού τραυματισμού είναι η γωνία της άρθρωσης στην οποία εκτελείται η άσκηση που τον προκαλεί. Τα αποτελέσματα αρκετών μελετών έχουν δείξει επαυξημένο τραυματισμό όταν η άσκηση γίνεται σε γωνίες της άρθρωσης που αντιστοιχεί σε μεγάλα μήκη μυός (Brooks, Zerba & Faulkner, 1995). Άλλοι παράγοντες που έχουν σημαντική συμμετοχή στο μέγεθος του μυϊκού τραυματισμού και στον χρόνο αποκατάστασής του είναι ο τύπος των μυϊκών ινών (Brockett, Morgan, Gregory & Proske, 2002; Friden, Sjostrom, et al., 1983; Lieber & Friden, 1988; Lieber, Woodburn & Friden, 1991; Vijayan, Thompson, Norenberg, Fitts & Riley, 2001), ο τύπος της μυϊκής ομάδας (Kubota, et al., 2007; Prior, et al., 2001), η γωνιακή ταχύτητα στην οποία εκτελείται η πλειομετρική άσκηση στο ισοκινητικό δυναμόμετρο (Chapman, Newton, Sacco & Nosaka, 2006), το φύλο (Fredsted, Clausen & Overgaard, 2008; Kerksick, Taylor Iv, Harvey & Willoughby, 2008; Sayers & Clarkson, 2001; Sewright, Hubal, Kearns, Holbrook & Clarkson, 2008; Stupka, et al., 2000), η μυοτενόντια σκληρότητα των ασκουμένων (McHugh, et al., 1999b) και άλλα.

Τέλος, ένας φαινόμενο που έχει διερευνηθεί ιδιαίτερα τα τελευταία χρόνια και μπορεί να επηρεάσει το μέγεθος του τραυματισμού είναι η προσαρμογή που αποκτά ο μυς μετά την πρώτη εφαρμογή πλειομετρικής άσκησης (Black & McCully, 2008; Howatson, Van Someren & Hortobágyi, 2007; Kamandulis, Skurvydas, Brazaitis, Škikas &

Duchateau, 2010; Lavender & Nosaka, 2008; Marqueste, Giannesini, Le Fur, Cozzone & Bendahan, 2008; Paschalis, et al., 2008; Wang, Wang & Liu, 2009). Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται επίδραση της επαναλαμβανόμενης άσκησης (repeated bout effect; McHugh, 2003) και προστατεύει το μυ, μειώνοντας το μέγεθος του μυϊκού τραυματισμού την επόμενη φορά που υπόκειται σε πλειομετρική άσκηση. Έχει αναφερθεί ότι η αυτή η προστασία διαρκεί τουλάχιστον 6 μήνες και χάνεται μεταξύ 9-12 μηνών μετά την αρχική εφαρμογή της άσκησης (Nosaka & Clarkson, 1996a).

Επίδραση μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική βάδισης και τρεξίματος. Αναλογικά με την πληθώρα των μελετών που έχουν εξετάσει την επίδραση του μυϊκού τραυματισμού σε διάφορες εμβιομηχανικές παραμέτρους που αναφέρθηκαν στο εισαγωγικό μέρος της διατριβής, οι βιβλιογραφικές αναφορές όσον αφορά την επίδρασή του στην εμβιομηχανική του τρεξίματος και κυρίως της βάδισης είναι περιορισμένες. Οι περισσότερες εργασίες που ασχολήθηκαν με την επίδραση του μυϊκού τραυματισμού στο τρέξιμο εστίασαν το ενδιαφέρον τους στη δρομική οικονομία και χρησιμοποίησαν επικουρικά ορισμένες απλές εμβιομηχανικές παραμέτρους για να δικαιολογήσουν τα ευρήματά τους. Με εξαίρεση τη μελέτη των Kyrolainen και συν. (2000), στην οποία ο μυϊκός τραυματισμός αξιολογήθηκε μετά από μαραθώνιο δρόμο, στις υπόλοιπες μελέτες ο τραυματισμός προκλήθηκε ύστερα από εφαρμογή κατηφορικού τρεξίματος (Braun & Dutto, 2003; Chen, et al., 2009; Chen, et al., 2007; Dutto & Braun, 2004; Hamill, et al., 1991).

Στη μελέτη των Kyrolainen και συν. (2000) επτά έμπειροι αθλητές του τριάθλου (μια γυναίκα και 6 άντρες) παρουσίασαν μετά από μαραθώνιο δρόμο μικρή μείωση του μήκους διασκελισμού και αντίστοιχη αύξηση της συχνότητας διασκελισμού κατά το τρέξιμο υπομέγιστης έντασης, διάρκειας πέντε λεπτών. Οι συγκεκριμένοι ερευνητές διαπίστωσαν ότι αυτές οι χωρο-χρονικές μεταβολές της εμβιομηχανικής του τρεξίματος των αθλητών δεν ήταν ικανές να δικαιολογήσουν τη μειωμένη δρομική οικονομία των αθλητών μετά την επίπονη δοκιμασία του μαραθωνίου.

Οι Hamill και συν. (1991) ήταν οι πρώτοι που χρησιμοποίησαν ως μοντέλο πρόκλησης μυϊκού τραυματισμού κατηφορικό τρέξιμο (15° κλίση) διάρκειας 30 λεπτών και έντασης 73.5% της μέγιστης καρδιακής συχνότητας σε ελεύθερα ασκούμενες γυναίκες. Δύο μέρες μετά το κατηφορικό τρέξιμο παρατήρησαν μεταβολές λόγω μυϊκής βλάβης στα κινηματικά χαρακτηριστικά του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής

κατά το τρέξιμο σε οριζόντιο επίπεδο, σε ταχύτητα που αντιστοιχεί στο 80% της μέγιστης πρόσληψης οξυγόνου (VO_{2peak}) των συμμετεχόντων. Υπέθεσαν ότι αυτές οι μεταβολές ήταν αντισταθμιστικές απαντήσεις στο μειωμένο εύρος κίνησης των πρόσθιων μηριαίων, που επηρεάστηκαν περισσότερο από τον καθυστερημένο μυϊκό πόνο μετά την εφαρμογή κατηφορικού τρεξίματος. Ωστόσο, το πρωτόκολλο που χρησιμοποίησαν δεν κρίθηκε ικανό να μεταβάλλει τις εξεταζόμενες χωρο-χρονικές παραμέτρους, όπως στη μελέτη των Kyrolainen και συν. (2000). Αντίθετα, σε με μια παραπλήσια μελέτη το κατηφορικό τρέξιμο (10% κλίση) έντασης 70% της VO_{2peak} και διάρκειας τριάντα λεπτών μείωσε το μήκος διασκελισμού αρρένων αθλητών αντοχής κατά 3.2% κατά το τρέξιμο (0% κλίση) και στις τρεις εντάσεις που αξιολογήθηκαν (Braun & Dutto, 2003). Οι ερευνητές απέδωσαν τα αντικρουόμενα αποτελέσματά τους σε σχέση με την εργασία των Hamill και συν. (1991) εκτός των άλλων παραγόντων και στη διαφορετική ένταση του κατηφορικού τρεξίματος που εφαρμόστηκε. Πέρα όμως των χωρο-χρονικών δεν εξέτασαν άλλες εμβιομηχανικές παραμέτρους.

Η πρώτη, ουσιαστικά, μελέτη στην οποία εστιάστηκε το ερευνητικό ενδιαφέρον στην επίδραση του μυϊκού τραυματισμού σε εμβιομηχανικές παραμέτρους και όχι στη δρομική οικονομία δημοσιεύτηκε από τους Dutto και Braun (2004). Σε αυτή τη μελέτη άρρενες αθλητές αντοχής έτρεξαν σε κατηφόρα (10% κλίση) με ένταση 70% της VO_{2peak} για τριάντα λεπτά. Δύο μέρες μετά παρατηρήθηκαν κατά τρέξιμο (0% κλίση) έντασης 75% της VO_{2peak} μεταβολές τόσο στο εύρος κίνησης του γόνατος και της ποδοκνημικής όσο και στην κατακόρυφη σκληρότητα των κάτω άκρων (vertical leg stiffness). Συγκεκριμένα, το εύρος κίνησης μειώθηκε, ενώ η κατακόρυφη σκληρότητα των κάτω άκρων αυξήθηκε στα αρχικά στάδια της φάσης στήριξης, λόγω της αυξημένης σκληρότητας του γόνατος (knee torsion stiffness). Οι ερευνητές συμπέραναν ότι η αυξημένη σκληρότητα πιθανά λειτουργεί ως προστατευτικός μηχανισμός για να αποφευχθεί περαιτέρω τραυματισμός ή πόνος στους πρόσθιους μηριαίους.

Οι Chen και συν. (2007) εξέτασαν τη χρονική εξέλιξη της επίδρασης ενός παρόμοιου πρωτοκόλλου κατηφορικού τρεξίματος (15% κλίση, διάρκειας τριάντα λεπτών και έντασης 70% της VO_{2peak}) στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά του τρεξίματος σε οριζόντιο επίπεδο ποδοσφαιριστών για πέντε συνεχόμενες μέρες μετά την επίτευξη του τραυματισμού. Παρατήρησαν μεταβολές στις χωρο-χρονικές παραμέτρους και στο εύρος κίνησης του γόνατος και της ποδοκνημικής τις τρεις πρώτες ημέρες μετά το κατηφορικό τρέξιμο. Τέλος, κλείνοντας τον κύκλο των μελετών που εφάρμοσαν κατηφορικό τρέξιμο, η

ίδια ομάδα ερευνητών παρατήρησε ότι η επίδραση του ίδιου σχεδόν πρωτοκόλλου σε απροπόνητους άντρες διαφοροποιείται ανάλογα με την ένταση του τρεξίματος μετά τον τραυματισμό (Chen, et al., 2009). Συγκεκριμένα, διαπίστωσαν ότι τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά μεταβάλλονται στις εντάσεις των 80 και 90% της VO_{2peak} , αλλά όχι στη χαμηλότερη ένταση της 70% VO_{2peak} .

Σε όλες τις προαναφερθείσες μελέτες στις οποίες ο μυϊκός τραυματισμός δημιουργήθηκε μετά από μαραθώνιο δρόμο ή κατηφορικό τρέξιμο, οι εξεταζόμενοι πραγματοποίησαν επαναλαμβανόμενους κύκλους υπομέγιστης πλειομετρικής και μειομετρικής δράσης των κάτω άκρων. Λαμβάνοντας όμως υπόψη ότι ο μυϊκός τραυματισμός είναι εμφανέστερος μετά από πλειομετρική άσκηση υψηλής έντασης (Byrne, et al., 2004; Clarkson & Hubal, 2002; Lieber, et al., 2002; Newham, Mills, et al., 1983), προκύπτει ότι τα παραπάνω μοντέλα πρόκλησης του παρουσιάζουν μειονεκτήματα. Αυτά εστιάζονται στο γεγονός ότι τόσο στο μαραθώνιο όσο και στο κατηφορικό τρέξιμο η πλειομετρική μυϊκή φόρτιση δε μπορεί να ποσοτικοποιηθεί και να αναπαραχθεί με ακρίβεια σε εξεταζόμενους με διαφορετικά ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά. Για παράδειγμα, δυο ασκούμενοι με την ίδια σωματική μάζα θα υποστούν παρόμοιες φορτίσεις κατά το κατηφορικό τρέξιμο (με βάση τη δυναμική τους ενέργεια), παρά το γεγονός ότι μπορεί να διαφέρουν στην ικανότητα παραγωγής δύναμης. Κάτι τέτοιο όμως δεν ισχύει στην ισοκινητική δυναμομετρία, στην οποία η πλειομετρική άσκηση μπορεί να ελέγχεται εξατομικευμένα και με το βέλτιστο δυνατό τρόπο, με βάση το επίπεδο έντασης, τη γωνιακή ταχύτητα και τη μυϊκή ομάδα που επιθυμεί να διερευνήσει ο εκάστοτε ερευνητής (Baltzopoulos & Brodie, 1989; Croisier, et al., 2003; Kellis & Baltzopoulos, 1995).

Η μοναδική εργασία που έχει μελετήσει έως σήμερα την επίδραση του μυϊκού τραυματισμού μετά από πλειομετρική άσκηση σε ισοκινητικό δυναμόμετρο πραγματοποιήθηκε από τους Paschalis και συν. (2007). Δέκα ελεύθερα ασκούμενοι άντρες εκτέλεσαν σε ισοκινητικό δυναμόμετρο εξήντα μέγιστες πλειομετρικές προσπάθειες των πρόσθιων μηριαίων, στη γωνιακή ταχύτητα των 60°/s. Πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση αξιολογήθηκαν οι χωρο-χρονικές παράμετροι και τα κινηματικά χαρακτηριστικά της πυέλου και των κάτω άκρων κατά τη βάδιση και το τρέξιμο (0% κλίση) σε δαπεδοεργόμετρο. Από τα αποτελέσματα διαπιστώθηκε μείωση του εύρους κίνησης του γόνατος, σε διαφορετικές όμως φάσεις του κύκλου βάδισης και τρεξίματος, αντιστοίχως. Στη βάδιση η μεταβολή του εύρους κίνησης επικεντρώθηκε στη φάση

στήριξης, ενώ στο τρέξιμο στη φάση αιώρησης. Επιπρόσθετα, σημειώθηκε αυξημένη περιστροφή της πυέλου στη βάδιση και μειωμένη κλίση της στο τρέξιμο. Η διαφοροποιημένη επίδραση της πλειομετρικής άσκησης και του επικείμενου μυϊκού τραυματισμού στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της βάδισης και του τρεξίματος αποδόθηκε από τους ερευνητές σε πιθανή ύπαρξη κάποιου μηχανισμού αυτοπροστασίας και πρόληψης τραυματισμών, λόγω της διαφοράς στην ταχύτητα και στην επιβάρυνση μεταξύ των δύο δραστηριοτήτων.

Τέλος, σε πρόσφατη μελέτη εφαρμόστηκε υπομέγιστο πρωτόκολλο πλειομετρικής άσκησης ισοτονικού τύπου των πρόσθιων μηριαίων και βρέθηκε κατά τη κατηφορική βάδιση (16% κλίση) τρεις ημέρες μετά, μείωση του μήκους βάδισης και της διάρκειας της φάσης στήριξης (Lanier, et al., 2009). Η συγκεκριμένη μελέτη εστιάστηκε σε άτομα άνω των εξήντα ετών και εφάρμοσε πρωτόκολλο πρόκλησης μυϊκής βλάβης μόνο στο ένα κάτω άκρο. Το γεγονός ότι η πλειομετρική άσκηση εκτελέστηκε σε ισοτονικό μηχάνημα επιφέρει αντίστοιχους περιορισμούς στο σχεδιασμό της έρευνας με αυτούς που αναφέρθηκαν κατά το μαραθώνιο δρόμο και το κατηφορικό τρέξιμο. Αξίζει να σημειωθεί ότι όταν οι εξεταζόμενοι σε αυτή τη μελέτη κατανάλωσαν μη στεροειδή αντιφλεγμονώδη σκευάσματα μετά το πέρας της πλειομετρικής άσκησης, δεν παρουσίασαν στη συνέχεια μεταβολές των εμβιομηχανικών παραμέτρων που μετρήθηκαν.

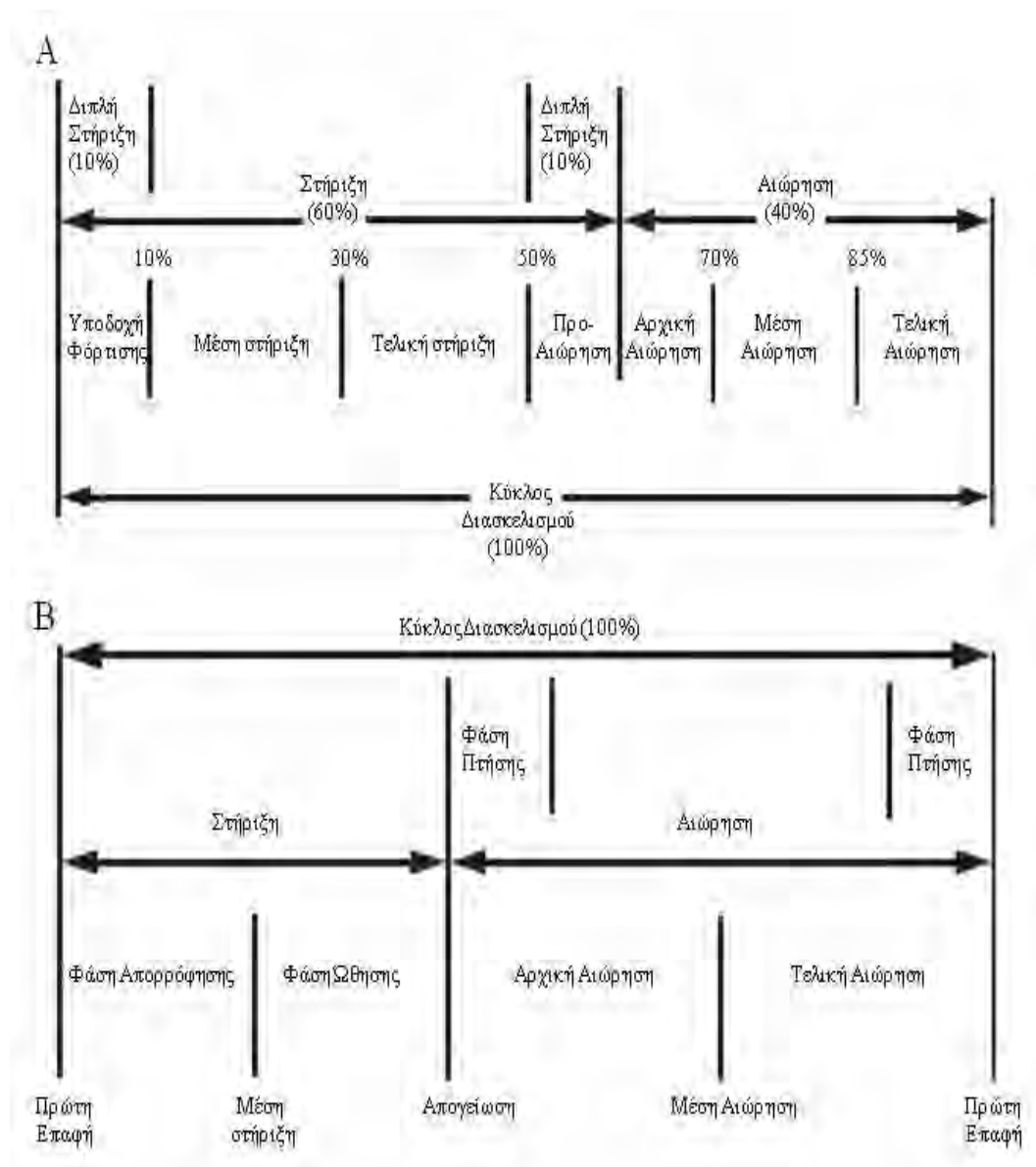
Ολοκληρώνοντας την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας όσον αφορά την επίδραση της μυϊκής βλάβης στην εμβιομηχανική της ανθρώπινης μετακίνησης, προκύπτει ότι οι περισσότερες εργασίες περιορίζονται στη μελέτη χωρο-χρονικών και κινηματικών παραμέτρων. Δεν έχει γίνει έως τώρα προσπάθεια να δοθούν απαντήσεις για τα αίτια και τους μηχανισμούς που εμπλέκονται στις μεταβολές των παραμέτρων που αξιολογήθηκαν. Επιπρόσθετα, η διαφοροποιημένη επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της βάδισης και του τρεξίματος στην εργασία των Paschalis και συν. (2007) δημιουργεί ερωτήματα όσον αφορά το ρόλο που διαδραματίζουν σε αυτό το αποτέλεσμα οι παράγοντες ταχύτητα και τύπος μετακίνησης (βάδιση ή τρέξιμο). Δεδομένου ότι οι μηχανικές απαιτήσεις της ανθρώπινης μετακίνησης αυξάνονται σημαντικά με την αύξηση της ταχύτητας (Arnold, et al., 2007; Chiu & Wang, 2007; Fox & Delp, 2010; Keller, et al., 1996; Liu, et al., 2008; Nilsson & Thorstensson, 1989; Whittington, et al., 2008), ενδιαφέρον παρουσιάζει η διερεύνηση της απάντησης του μυοσκελετικού συστήματος στις αυξανόμενες ταχύτητες βάδισης και τρεξίματος ύστερα από μυϊκό τραυματισμό. Επίσης, ενδιαφέρον παρουσιάζει η μελέτη της απάντησης του

μυοσκελετικού συστήματος μετά από μυϊκό τραυματισμό στην ίδια ταχύτητα ανάλογα με τον τύπο της μετακίνησης (βάδιση ή τρέξιμο). Ιδανικές συνθήκες για να αξιολογηθεί κάτι τέτοιο προσφέρει η ταχύτητα μετάβασης βάδισης-τρέξιματος, που θα αναλυθεί σε επόμενο υποκεφάλαιο της διατριβής.

Εμβιομηχανική βάδισης και τρέξιματος

Η μελέτη της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στη βάδιση και στο τρέξιμο προϋποθέτει την σε βάθος κατανόηση της εμβιομηχανικής αυτών των δύο βασικών μορφών της ανθρώπινης μετακίνησης. Στόχος αυτού του υποκεφαλαίου είναι να γίνει μια σύντομη παρουσίαση της ορολογίας και των βασικών εμβιομηχανικών παραμέτρων της βάδισης και του τρέξιματος που θα χρησιμοποιηθούν στη συνέχεια. Μια εκτενής αναφορά τους, ξεφεύγει από τα πλαίσια της παρούσας διατριβής, δεδομένου ότι στη διεθνή βιβλιογραφία είναι διαθέσιμα δεκάδες συγγράμματα και ανασκοπικές εργασίες που έχουν καλύψει διεξοδικά το συγκεκριμένο αντικείμενο. Ενδεικτικά, προτείνονται στον αναγνώστη οι εξής βιβλιογραφικές αναφορές: Adelaar (1986), Cavanagh (1990), Dicharry (2010), Dugan και Bhat (2005), Farley και Ferris (1998), Kirtley (2006), Mann και Hagy, (1980), Novacheck (1998), Perry και Burnfield (2010), Racic, Pavic και Brownjohn, (2009), Rose και Gample (2006), Schache, Bennell, Blanch και Wrigley (1999) Whittle (2007) και Williams (1985).

Κύκλος διασκελισμού (Gait cycle). Ο κύκλος διασκελισμού ή απλά διασκελισμός (stride) είναι η βασική «μονάδα» μέτρησης στην ανάλυση της βάδισης και του τρέξιματος (Gage, 1990). Ορίζεται ως η χρονική περίοδος από την επαφή του ενός κάτω άκρου στο έδαφος έως την επόμενη επαφή του ίδιου άκρου (Dugan & Bhat, 2005). Από την άλλη πλευρά, βηματισμός (step) ορίζεται το τμήμα του διασκελισμού από την επαφή του ενός κάτω άκρου στο έδαφος έως την επαφή του αντίθετου άκρου (Gage, 1991). Ένας κύκλος διασκελισμού της βάδισης και του τρέξιματος μπορεί να υποδιαιρεθεί περαιτέρω στη φάση στήριξης (stance phase) και στη φάση αιώρησης (swing phase). Η φάση στήριξης διαρκεί από την πρώτη επαφή (initial contact) του κάτω άκρου με το έδαφος έως την απογείωση του (toe off). Η φάση αιώρησης διαρκεί από τη χρονική στιγμή της απογείωσης (toe off) έως ότου το άκρο πατήσει ξανά στο έδαφος και ξεκινήσει ο επόμενος κύκλος διασκελισμού. Η φάση στήριξης και αιώρησης μπορούν να υποδιαιρεθούν σύμφωνα με ορισμένους ερευνητές (Dugan & Bhat, 2005; Novacheck, 1998; Ounpuu, 1994; Perry & Burnfield, 2010) σε επιπρόσθετες φάσεις που περιγράφονται στο σχήμα 1.



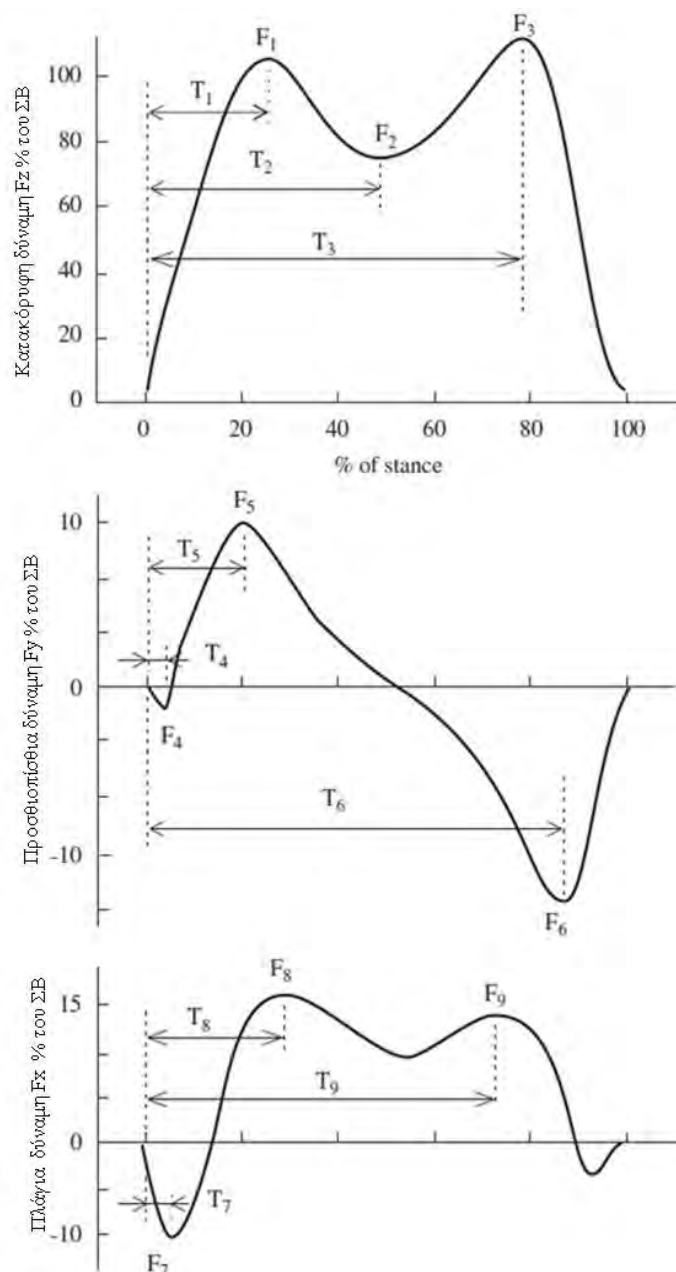
Σχήμα 1. Φάσεις βάδισης (A) και τρεξίματος (B). Προσαρμοσμένο κατά Ουπριου, 1994.

Η βάδιση και το τρέξιμο οριοθετούνται από το γεγονός ότι στην πρώτη μορφή μετακίνησης υπάρχει πάντα επαφή τουλάχιστον του ενός κάτω άκρου με το έδαφος (Novacheck, 1998). Κάτι τέτοιο δε συμβαίνει όμως στο τρέξιμο, καθώς παρατηρείται μια εναέρια φάση ή φάση πτήσης (airborne or float phase), κατά τη διάρκεια της οποίας κανένα από τα δύο άκρα δε βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος (Cappellini, Ivanenko, Porrele & Lacquaniti, 2006). Στη βάδιση η εκατοστιαία χρονική αναλογία που αντιστοιχεί στη φάση στήριξης υπερβαίνει το 50% του κύκλου διασκελισμού. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να παρατηρούνται στα πρώτα και τελευταία 10% του κύκλου διασκελισμού δύο περίοδοι διπλής στήριξης (double support), όπου και τα δύο κάτω άκρα βρίσκονται

στο έδαφος (Ayyappa, 1997). Στο τρέξιμο η φάση στήριξης είναι μικρότερη του 50% του κύκλου διασκελισμού. Έτσι, οι φάσεις διπλής στήριξης της βάδισης αντικαθίστανται από δύο εναέριες φάσεις (double float). Αυτές οι φάσεις εντοπίζονται χρονικά στην αρχή και στο τέλος της φάσης αιώρησης (swing phase) του τρεξίματος (Novacheck, 1995; Ουμπου, 1990).

Δύναμη αντίδρασης του εδάφους (ground reaction force). Η μεταφορά του σωματικού βάρους στο πόδι στήριξης μετά την πρώτη επαφή με το έδαφος συνοδεύεται από την εμφάνιση της λεγόμενης δύναμης αντίδρασης του εδάφους ή εδαφικής δύναμης αντίδρασης (Perry & Burnfield, 2010). Αυτή η δύναμη είναι ίση σε μέγεθος αλλά αντίθετης διεύθυνσης σε σχέση με τη δύναμη που εφαρμόζει το πόδι στήριξης στο έδαφος (Perry & Burnfield, 2010). Αποτελεί διανυσματικό μέγεθος και μπορεί να αναλυθεί σε τρεις συνιστώσες που είναι κάθετες μεταξύ τους. Οι συνιστώσες αυτές όσον αφορά τη βάδιση παριστάνονται στο σχήμα 2 και είναι η κατακόρυφη F_z (επάνω-κάτω), η προσθοπίσθια F_y (οπίσθια-πρόσθια) και η πλάγια F_x (έξω-έσω πλευρά).

Οι τρεις συνιστώσες της εδαφικής δύναμης αντίδρασης αντιπροσωπεύουν το αλγεβρικό άθροισμα των επιταχύνσεων του συνόλου των μελών του σώματος (Hamill & Knutzen, 2009). Η κατακόρυφη συνιστώσα F_z , που είναι και η μεγαλύτερη από τις τρεις, διαφέρει σημαντικά στο τρέξιμο συγκριτικά με τη βάδιση (Farley & Ferris, 1998). Συγκεκριμένα, στη βάδιση η μέγιστη κατακόρυφη συνιστώσα είναι της τάξης της 1 έως 1.25 φορές του σωματικού βάρους (Keller, et al., 1996; Simon, Paul & Mansour, 1981). Στο τρέξιμο οι τιμές της αγγίζουν τις 2 με 5 φορές του σωματικού βάρους (Cavanagh & Lafortune, 1980; Hamill & Knutzen, 2009; Keller, et al., 1996; Pink, Perry, Houghlum & Devine, 1994). Στη βάδιση, η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης παρουσιάζει μια χαρακτηριστική μορφή δύο κορυφών (Chao, Laughman, Schneider & Stauffer, 1983). Η πρώτη κορυφή F_1 (Σχήμα 2) παρατηρείται χρονικά στο πρώτο μισό της φάσης στήριξης. Η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης ξεπερνά σε αυτό το σημείο τη δύναμη που οφείλεται στο σωματικό βάρος, λόγω του ότι το σώμα επιταχύνεται προς τα επάνω. Στη συνέχεια το κάτω άκρο αποφορτίζεται, με αποτέλεσμα η δύναμη αντίδρασης F_2 (Σχήμα 2) να μειώνεται κάτω από το σωματικό βάρος. Η δεύτερη κορυφή της κατακόρυφης δύναμης F_3 (Σχήμα 2) αντιστοιχεί στην ενεργητική ώθηση του εδάφους στο τέλος της φάσης στήριξης και παίζει βασικό ρόλο ώστε να πραγματοποιηθεί στη συνέχεια με επιτυχία η φάση αιώρησης.



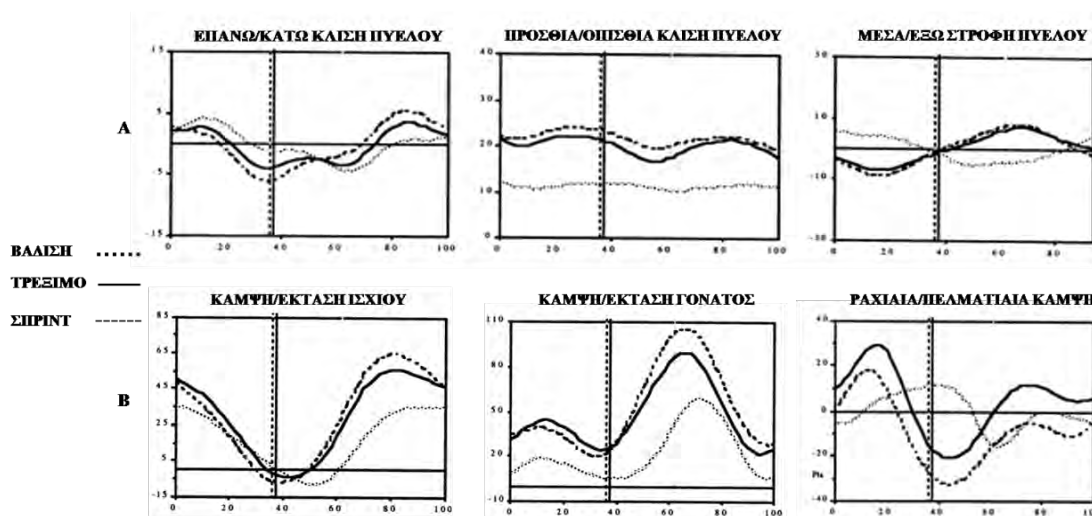
Σχήμα 2. Συνιστώσες της εδαφικής δύναμης αντίδρασης % της φάσης στήριξης κατά τη βάρδιση. Κατακόρυφη Fz (επάνω-κάτω), προσθοπίσθια Fy (οπίσθια-πρόσθια) και πλάγια Fx (έξω-έσω πλευρά) δύναμη % το υ σωματικό ύ βάρο υ (ΣΒ). Οι μεταβλητές F₁-F₉ αντιπροσωπεύουν τα σημαντικότερα σημεία της κάθε καμπύλης, ενώ οι μεταβλητές T₁-T₉ αντιστοιχούν στο χρονικό σημείο εμφάνισής τους. Προσαρμοσμένο από Racic et al., 2009.

Η προσθοπίσθια συνιστώσα Fy παρουσιάζει παρόμοια μορφή στο βάρδιση και στο τρέξιμο. Το μέγεθος της είναι περίπου 0.15 φορές το σωματικό βάρος στο βάρδιση και 0.5 φορές το σωματικό βάρος στο τρέξιμο (Hamill & Knutzen, 2009; Munro, Miller & Fuglevand, 1987; Nilsson & Thorstensson, 1989). Μετά την επαφή του κάτω άκρου στο

έδαφος παρατηρείται μια οπίσθια δύναμη F_5 στο πρώτο μισό της φάσης στήριξης (Σχήμα 2), που είναι αποτέλεσμα της δύναμης τριβής μεταξύ του άκρου ποδιού και της επιφάνειας του εδάφους. Στη συνέχεια όμως, η F_y γίνεται πρόσθια (F_6), καθώς δίνεται ώθηση προς τα πίσω και ενάντια στο έδαφος. Τέλος, η πλάγια συνιστώσα F_x παρουσιάζει μεγάλη μεταβλητότητα και διαφέρει σημαντικά μεταξύ των ατόμων. Κυμαίνεται από 0.01 φορές του σωματικού βάρους στο βάδισμα έως 0.1 του σωματικού βάρους στο τρέξιμο (Hamill & Knutzen, 2009; Nilsson & Thorstensson, 1989).

Χωρο-χρονικές παράμετροι (spatial-temporal or distance-time parameters). Κατά τη βάδιση και το τρέξιμο οι κινήσεις του σώματος είναι κυκλικές, περιλαμβάνοντας ακολουθίες στις οποίες το σώμα στηρίζεται πρώτα στο ένα και μετά στο άλλο κάτω άκρο. Αυτές οι ακολουθίες χαρακτηρίζονται από μια σειρά παραμέτρων που σχετίζονται με το χώρο και το χρόνο και καλούνται χωρο-χρονικές (Kirtley, 2006). Οι σημαντικότερες παράμετροι που αφορούν το χώρο είναι το μήκος διασκελισμού, το μήκος βηματισμού και το εύρος της βάσης στήριξης, ενώ οι σημαντικότερες χρονικές παράμετροι είναι η ταχύτητα κίνησης και η συχνότητα διασκελισμού (Zatsiorsky, Werner & Kaimin, 1994). Η απόσταση που καλύπτεται από έναν διασκελισμό και βηματισμό αποτελεί το μήκος διασκελισμού (stride length) και μήκος βηματισμού (step length), αντίστοιχα. Εύρος της βάσης στήριξης (step width or base of support) καλείται η πλάγια απόσταση μεταξύ της τροχιάς που διαγράφουν τα άκρα πόδια. Συχνότητα διασκελισμού (cadence/stride frequency) ορίζεται ο αριθμός των βηματισμών στη μονάδα του χρόνου (συνήθως βηματισμοί/min). Τέλος, η ταχύτητα κίνησης είναι προϊόν του γινομένου του μήκους και της συχνότητας διασκελισμού.

Κινηματική (Kinematics). Η κινηματική ορίζεται ως ο κλάδος της μηχανικής που εξετάζει την κίνηση του σώματος, χωρίς να ασχολείται με τις δυνάμεις που την προκαλούν (Cavanagh, 1990). Πρακτικά, αυτό σημαίνει ότι οι κινηματικές παράμετροι περιγράφουν τον τρόπο που κινούνται τα μέλη του σώματος στο χώρο. Στο σχήμα 3 γίνεται γραφική απεικόνιση των γωνιακών θέσεων της πύελου και των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής σε συνάρτηση με το χρόνο. Τα κινηματικά πρότυπα παρουσιάζονται όσον αφορά την πύελο και στα τρία επίπεδα κίνησης (προσθοπίσθιο, μετωπιαίο, εγκάρσιο). Για τις τρεις βασικές αρθρώσεις των κάτω άκρων η παρουσίαση περιορίζεται μόνο στο προσθοπίσθιο (οβελιαίο) επίπεδο, καθώς η κίνηση στα άλλα δύο επίπεδα δε θα απασχολήσει την παρούσα διατριβή.



Σχήμα 3. Κινηματικά πρότυπα της πύελου στο μετωπιαίο, προσθοπίσθιο και εγκάρσιο επίπεδο (α). Κινηματικά πρότυπα των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής στο προσθοπίσθιο επίπεδο (β). Οι γωνιακές θέσεις παριστάνονται % του κύκλου διασκελισμού κατά τη βάδιση, το τρέξιμο και το τρέξιμο με μέγιστη ταχύτητα (σπριντ). Προσαρμοσμένο από Novacheck, 1998.

Το πρότυπο της κίνησης της πύελου (κλίση πρόσθια/οπίσθια) στο προσθοπίσθιο επίπεδο είναι παρόμοιο μεταξύ βάδισης και τρεξίματος (Novacheck, 1998). Το εύρος κίνησης της πύελου δε μεταβάλλεται σημαντικά στο τρέξιμο, με σκοπό να επιτευχθεί διατήρηση της ενέργειας και ιδανική δρομική οικονομία. Έτσι, παρατηρείται στο τρέξιμο μόνο μια μικρή αύξηση στην κλίση της πύελου προς τα εμπρός συγκριτικά με τη βάδιση (Novacheck, 1995; Ουμπρου, 1990). Στο μετωπιαίο επίπεδο, η πύελος παρουσιάζει τόσο στη βάδιση όσο και στο τρέξιμο πλευρική κλίση προς τα κάτω στη φάση στήριξης (Σχήμα 3). Στη φάση αιώρησης παρουσιάζει όμως ανοδική πορεία (κλίση προς τα επάνω), με σκοπό να γίνει επιτυχημένη απογείωση του άκρου ποδιού από το έδαφος (Schache, et al., 1999). Η κίνηση της πύελου παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον στο εγκάρσιο επίπεδο, καθώς παρατηρούνται σημαντικές διαφορές στη βάδιση και στο τρέξιμο. Συγκεκριμένα, στη βάδιση υπάρχει μετά την πρώτη επαφή με το έδαφος στροφή της πύελου προς τα εμπρός, με σκοπό την αύξηση του μήκους βηματισμού (Huang, et al., 2010; Nottrodt, Charteris & Wall, 1982; Wagenaar & Beek, 1992). Το μειονέκτημα είναι ότι με αυτό τον τρόπο μειώνεται η οριζόντια ταχύτητα κίνησης. Από την άλλη πλευρά, στο τρέξιμο αντίστοιχη στροφή της πύελου παρατηρείται στη φάση αιώρησης. Έτσι, επιτυγχάνεται η επιθυμητή αύξηση του μήκους διασκελισμού και παράλληλα δεν επιβραδύνεται η κίνηση (Novacheck, 1998; Saunders, Schache, Rath & Hodges, 2005; Schache, et al., 1999).

Συνεχίζοντας την περιγραφή της κίνησης στο προσθοπίσθιο επίπεδο με την άρθρωση του ισχίου (Σχήμα 3), η μέγιστη έκταση της άρθρωσης κατά τη βάδιση παρατηρείται λίγο πριν την απογείωση του κάτω άκρου και η μέγιστη κάμψη μεταξύ μέσης και τελικής αιώρησης (Gage, 1991; Novacheck, 1998; Perry & Burnfield, 2010; Schache, et al., 1999). Στο τρέξιμο η μέγιστη έκταση της άρθρωσης του ισχίου είναι παρόμοια, αλλά εμφανίζεται αργότερα στον κύκλο διασκελισμού (Franz, Paylo, Dicharry, Riley & Kerrigan, 2009). Η μέγιστη κάμψη του ισχίου παρατηρείται μετά τα δύο τρίτα της φάσης αιώρησης, την χρονική στιγμή περίπου της απογείωσης του άλλου κάτω άκρου (James & Brubaker, 1973; Nilsson, Thorstensson & Halbertsma, 1985; Slocum & James, 1968). Σε αντίθεση με το βάδισμα, στο τρέξιμο το ισχίο εκτείνεται στη συνέχεια της φάσης αιώρησης. Με αυτόν τον τρόπο μειώνεται η οριζόντια ταχύτητα του άκρου ποδιού κατά την επαφή με το έδαφος και συνακόλουθα η προσθοπίσθια συνιστώσα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους F_y (Schache, et al., 1999; Sinning & Forsyth, 1970).

Μολονότι το πρότυπο της κίνησης της άρθρωσης του γόνατος στη βάδιση και στο τρέξιμο είναι πανομοιότυπο (Σχήμα 3), το εύρος κίνησης διαφοροποιείται σημαντικά (Novacheck, 1998). Σημαντική επίδραση στις εμφανιζόμενες γωνίες της άρθρωσης του γόνατος κατά τη διάρκεια του κύκλου διασκελισμού έχει η ταχύτητα κίνησης και η μεταβλητότητα μεταξύ των ατόμων (Perry & Burnfield, 2010). Η επίδραση της ταχύτητας κίνησης στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρεξίματος θα παρουσιαστεί αναλυτικά στο επόμενο υποκεφάλαιο. Η άρθρωση του γόνατος κατά την πρώτη επαφή με το έδαφος βρίσκεται σε κάμψη που κυμαίνεται μεταξύ $5-15^\circ$ στο βάδισμα (Mann & Hagy, 1980; Novacheck, 1995; Ounpuu, 1994; Perry & Burnfield, 2010; Racic, et al., 2009) και $20-40^\circ$ στο τρέξιμο (Bates, Osternig, Mason & James, 1979; Cavanagh, 1990; Hamill, Bates & Holt, 1992; Pink, et al., 1994). Μετά την προσγείωση, το γόνατο οδηγείται σε περαιτέρω κάμψη, με τιμές που κυμαίνονται στις $20-25^\circ$ στο βάδισμα και $40-60^\circ$ στο τρέξιμο (Bates, et al., 1979; Hamill & Knutzen, 2009; Novacheck, 1995; Ounpuu, 1990). Η μέγιστη κάμψη του γόνατος εμφανίζεται στη φάση της μέσης στήριξης. Στη συνέχεια, το γόνατο ακολουθεί μια φάση έκτασης και μια νέα φάση κάμψης έως τη στιγμή της απογείωσης του κάτω άκρου. Τι στιγμή της απογείωσης το γόνατο παρουσιάζει κάμψη $10-40^\circ$ στο βάδισμα και $20-40^\circ$ μοίρες στο τρέξιμο (Elliott & Blanksby, 1979; Mann & Hagy, 1980; Mann, Moran & Dougherty, 1986; Perry & Burnfield, 2010). Στο πρώτο μισό της φάσης αιώρησης, το γόνατο οδηγείται σε επιπρόσθετη κάμψη με μέγιστες τιμές $50-65^\circ$ και $90-125^\circ$ στο βάδισμα και στο τρέξιμο, αντιστοίχως (Cavanagh, 1990; Mann, et al., 1986; Pink,

et al., 1994; Williams, 1985). Τέλος, μετά την επίτευξη της μέγιστης τιμής κάμψης το γόνατο εκτείνεται για να προετοιμαστεί για την επόμενη επαφή με το έδαφος.

Όσον αφορά την άρθρωση της ποδοκνημικής (Σχήμα 3), τόσο στη βάδιση όσο και στο αργό τρέξιμο η πρώτη επαφή με το έδαφος πραγματοποιείται με το πίσω μέρος του άκρου ποδιού (πέτερνα). Με την αύξηση της ταχύτητας τρεξίματος παρατηρείται το φαινόμενο η πρώτη επαφή να γίνεται με ολοένα και πιο μπροστινό τμήμα του άκρου ποδιού. Έτσι, στο τρέξιμο μέγιστης ταχύτητας (σπριντ) η προσγείωση στο έδαφος γίνεται με τα ακροδάχτυλα. Αυτό είναι ένα βασικό στοιχείο που διαφοροποιεί το τρέξιμο από το σπριντ (Mann & Hagy, 1980; Novacheck, 1998). Πρέπει να σημειωθεί ότι η παρούσα διατριβή περιορίζεται στη μελέτη μόνο της βάδισης και του τρεξίματος, με αποτέλεσμα να μην ακολουθεί περιγραφή της εμβιομηχανικής του σπριντ.

Κατά την πρώτη επαφή με το έδαφος στο βάδισμα, η ποδοκνημική άρθρωση παρουσιάζει πελματιαία κάμψη $5-8^\circ$, οδηγείται στη συνέχεια σε ραχιαία κάμψη $10-14^\circ$ κατά τη φάση στήριξης και καταλήγει σε πελματιαία κάμψη $15-20^\circ$ κατά την απογείωση από το έδαφος (Dugan & Bhat, 2005; Stauffer, Chao & Brewster, 1977; Winter, 1983b, 1983c). Στη αρχική φάση αιώρησης το άκρο πόδι συνεχίζει να βρίσκεται σε πελματιαία κάμψη περίπου 20° . Στη συνέχεια όμως της αιώρησης πραγματοποιείται ραχιαία κάμψη $2-5^\circ$, ώστε να γίνει προετοιμασία για την προσγείωση (Czerniecki, 1988; Hamill & Knutzen, 2009; Perry & Burnfield, 2010). Στο τρέξιμο, η πρώτη επαφή με το έδαφος δε συνοδεύεται από πελματιαία κάμψη, όπως συμβαίνει στη βάδιση (Mann & Inman, 1964). Αντίθετα, συνοδεύεται από ραχιαία κάμψη $10-17^\circ$, η οποία αυξάνεται στις $20-30^\circ$ κατά το μέσον της φάσης στήριξης και μετατρέπεται σε πελματιαία κάμψη $10-20^\circ$ κατά την απογείωση του κάτω άκρου. Η πελματιαία κάμψη συνεχίζεται στην αρχική φάση αιώρησης (εύρος $15-30^\circ$), ενώ στο τέλος της αιώρησης μετατρέπεται με τη σειρά της σε ραχιαία κάμψη $5-15^\circ$ (Mann & Hagy, 1980; Ounpuu, 1994; Pink, et al., 1994).

Κινητική (Kinetics). Ο κλάδος της μηχανικής, που εξετάζει τις αιτίες της κίνησης καλείται κινητική (Winter, 1984). Η κινητική ασχολείται με τον προσδιορισμό των συνισταμένων αρθρικών ροπών (resultant joint moments) και της ισχύος (power) κατά την ανθρώπινη μετακίνηση. Αυτές προκύπτουν από το συνδυασμό των κινηματικών παραμέτρων και των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους κατά τη βάδιση και το τρέξιμο. Η μαθηματική μέθοδος, που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό τους ονομάζεται αντίστροφη δυναμική (inverse dynamics). Η συνισταμένη των ροπών σε κάθε άρθρωση

περιλαμβάνει τις ροπές από τους αγωνιστές και ανταγωνιστές μύες, τις αρθρικές επιφάνειες, καθώς και τους συνδέσμους (Challis, 2000). Η ροπή που αναπτύσσεται από τον αγωνιστή μυ σε μια γωνία της άρθρωσης ισούται με το γινόμενο της δύναμης του μυός επί το μήκος του μοχλοβραχίονα δύναμης του μυοτενόντιου συστήματος (muscle-tendon moment arm) στη συγκεκριμένη γωνία. Ως μοχλοβραχίονας δύναμης, ορίζεται η κάθετη απόσταση από το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης έως τη γραμμή δράσης του μυοτενόντιου συμπλέγματος (Maganaris, 2004). Η ισχύς με τη σειρά της αποτελεί το γινόμενο των συνισταμένων αρθρικών ροπών και της γωνιακής ταχύτητας (Winter, 1983b). Η θετική ισχύς συνοδεύεται από παραγωγή ενέργειας και συνδέεται με τη μειομετρική δράση του μυός, ενώ η αρνητική ισχύς υποδουλώνει απόσβεση ενέργειας και συνδέεται με την πλειομετρική δράση του μυός (Winter, 1983b). Στο σχήμα 4 παριστάνονται γραφικά οι αρθρικές ροπές και η ισχύς των κάτω άκρων στο προσθοπίσθιο επίπεδο κατά τη βάρδιση.

Με το ισχίο σε κάμψη κατά την πρώτη επαφή με το έδαφος, η συνισταμένη δύναμη αντίδρασης του εδάφους βρίσκεται μπροστά σε σχέση με το κέντρο της άρθρωσης του ισχίου. Το γεγονός αυτό έχει ως αποτέλεσμα να εμφανίζεται ροπή έκτασης στην άρθρωση (Hamill & Knutzen, 2009). Κατά τη μετάβαση από τη φάση υποδοχής φόρτισης στη μέση στήριξη του κύκλου διασκελισμού παρατηρείται η πρώτη παραγωγή θετικής ισχύς (H_1 ; Σχήμα 4). Στη μέση στήριξη, η μετατόπιση του κέντρου της άρθρωσης του ισχίου μπροστά από τη συνισταμένη δύναμη αντίδρασης του εδάφους οδηγεί σε ροπή κάμψης (Perry & Burnfield, 2010). Στη φάση της τελικής στήριξης υπάρχει μια απόσβεση ισχύος (H_2 ; Σχήμα 4), καθώς η έκταση του ισχίου επιβραδύνεται μέσω των καμπτηρών μυών του (Whittle, 2007). Η προαναφερθείσα ροπή κάμψης παρουσιάζει τη μέγιστη τιμή της στη φάση προ-αιώρησης και στη συνέχεια στη φάση αιώρησης μετατρέπεται σε ροπή έκτασης, ενώ παράλληλα κάνει την εμφάνισή της μια δεύτερη παραγωγή θετικής ισχύς (H_3 ; Σχήμα 4).

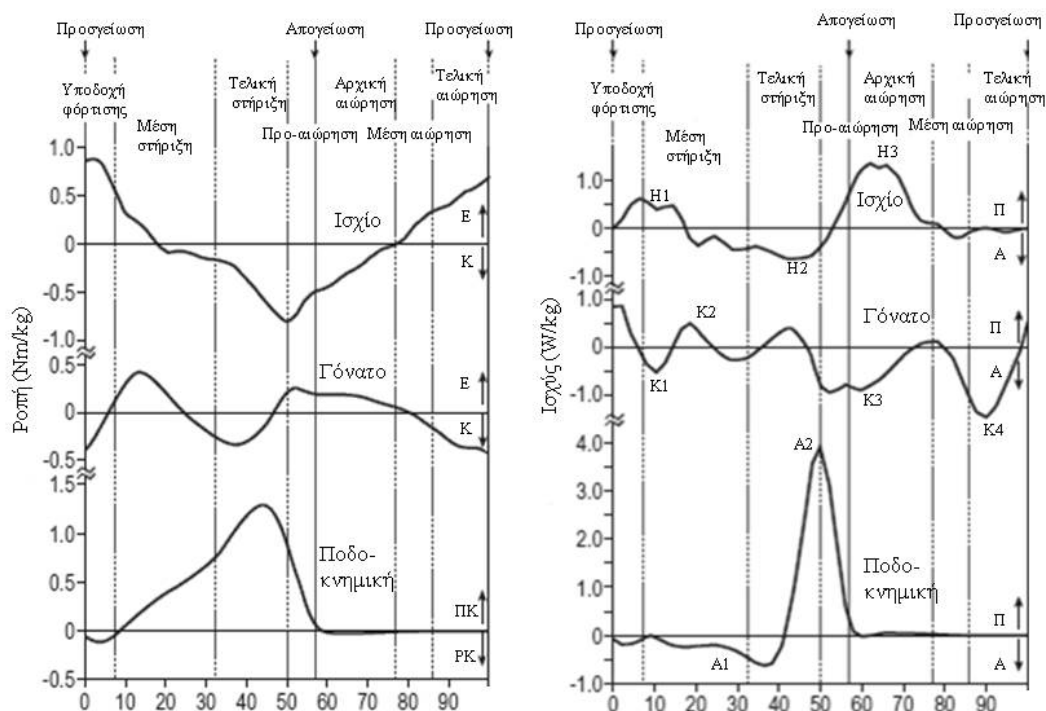
Η απότομη κρούση του κάτω άκρου κατά την προσγείωση στο έδαφος και η πρόσθια τοποθέτηση της συνισταμένης δύναμης αντίδρασης του εδάφους σε σχέση με την άρθρωση του γόνατος συνεπάγεται την εμφάνιση ροπής κάμψης, που εμποδίζει την υπερέκταση του γόνατος (Perry & Burnfield, 2010). Στη συνέχεια, η ταχεία κάμψη του γόνατος κατά τη φάση υποδοχής της φόρτισης οδηγεί σε ροπή έκτασης, που εξασφαλίζει σταθερότητα στην άρθρωση. Παράλληλα παρατηρείται απόσβεση ισχύος K_1 (Σχήμα 4), λόγω της πλειομετρικής δράσης των πρόσθιων μηριαίων. Ακολουθεί μια μικρή φάση

παραγωγής ισχύος K_2 (Σχήμα 4), που υποβοηθά την έκταση του γόνατος. Η ροπή έκτασης δίνει τη θέση της στη ροπή κάμψης, που διαρκεί μέχρι τη τελική στήριξη. Στην προ-αιώρηση και στην αρχική αιώρηση εμφανίζεται και πάλι ροπή έκτασης, που ελέγχει την απότομη κάμψη του γόνατος. Για αυτό το λόγο παρατηρείται η απόσβεση ισχύος K_3 (Σχήμα 4). Τέλος η ροπή κάμψης και η απόσβεση ισχύος K_4 (Σχήμα 4) στην τελική αιώρηση ελέγχουν το ρυθμό έκτασης του γόνατος πριν την προσγείωση στο έδαφος (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Η συνισταμένη δύναμη αντίδρασης του εδάφους βρίσκεται μπροστά από το κέντρο της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την πρώτη επαφή με το έδαφος. Έτσι, απαιτείται ροπή ραχιαίας κάμψης, με σκοπό να αποφευχθεί η απότομη πτώση του άκρου ποδιού. Σε αυτή τη φάση παρατηρείται η απόσβεση ισχύος A_1 (Σχήμα 4), λόγω της πλειομετρικής δράσης των ραχιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής. Στη συνέχεια της φάσης στήριξης, η συνισταμένη δύναμη αντίδρασης του εδάφους μετακινείται πίσω από την ποδοκνημική και παράγεται ροπή πελματιαίας κάμψης. Η απόσβεση ισχύος παραμένει μέχρι την τελική στήριξη. Στην προ-αιώρηση όμως, παρατηρείται απότομη παραγωγή ισχύος (A_2 ; Σχήμα 4), εκμεταλλευόμενη την ελαστική ενέργεια που συσσωρεύτηκε στον τένοντα κατά τη φάση απόσβεσης A_1 . Το γεγονός αυτό καλείται φάση ώθησης (push-off) της ποδοκνημικής και θεωρείται σύμφωνα με πολλούς ερευνητές ως η βασική προωθητική δύναμη του κάτω άκρου στη βάδιση (Perry & Burnfield, 2010). Τέλος, μια μικρή ροπή ραχιαίας κάμψης στη φάση αιώρησης συντελεί σημαντικά στην επιτυχημένη ανόρθωση του άκρου ποδιού σε αυτή τη φάση.

Ηλεκτρομυογραφία (EMG). Η ηλεκτρομυογραφία είναι η μέθοδος με την οποία γίνεται καταγραφή και μελέτη της ηλεκτρικής δραστηριότητας (δυναμικών ενέργειας) του μυός, που προκαλείται κατά τη φάση διέγερσής του από το νευρικό σύστημα (De Luca, 1997). Αποτελεί συνήθως επικουρική μέθοδο στην ανάλυση βάδισης και γενικότερα στην εμβιομηχανική, δεδομένου ότι η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα παρουσιάζει μεγάλη μεταβλητότητα εντός και μεταξύ των ατόμων καθώς και μεταξύ των μετρήσεων (Bogey, Cerny & Mohammed, 2003; Kadaba, et al., 1989; Murley, Menz, Landorf & Bird, 2010; Winter & Yack, 1987; Wootten, Kadaba & Cochran, 1990; Yang & Winter, 1985). Το ενδιαφέρον της παρούσας διατριβής εστιάζεται στις χρονικές παραμέτρους (έναρξη, λήξη και διάρκεια) του ηλεκτρομυογραφήματος για τέσσερις μύες των κάτω άκρων. Αυτοί είναι οι εξής: η έσω κεφαλή του τετρακέφαλου μυός (vastus medialis, VM), που είναι εκτείνοντας του γόνατος, ο ημιτενοντώδης μυς (semitendinosus, ST), που είναι διαρθρικός

μυς καθώς εκτείνει το ισχίο και κάμπτε το γόνατο, ο πρόσθιος κνημιαίος (tibialis anterior, TA), που είναι ραχιαίος καμπτήρας της ποδοκνημικής και τέλος ο γαστροκνήμιος μυς (gastrocnemius, GAS), που είναι πελματιαίος καμπτήρας της ποδοκνημικής.



Σχήμα 4. Γραφική απεικόνιση των ροπών και της ισχύος των αρθρώσεων των κάτω άκρων κατά το κύκλο διασκελισμού της βάδισης στο προσθοπίσθιο επίπεδο. Οι μεταβλητές H₁-H₃, K₁-K₄ και A₁-A₂ αντιπροσωπεύουν τα σημαντικότερα σημεία των κυματομορφών της ισχύος. Σημείωση: E, έκταση; K, κάμψη; ΠΑ, πελματιαία κάμψη; ΡΚ, ραχιαία κάμψη; Π, παραγωγή ενέργειας; Α, απόσβεση ενέργειας. Προσαρμοσμένο από Whittle, 2007.

Το πρότυπο της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας για την έσω κεφαλή του τετρακεφάλου μυός είναι παρόμοιο μεταξύ βάδισης και τρεξίματος. Η έναρξη της δραστηριότητας του παρατηρείται στο 80%, ενώ η λήξη στο 15% του κύκλου διασκελισμού (Gazendam & Hof, 2007; Nilsson, et al., 1985). Ο ημιτενοντώδης ενεργοποιείται χρονικά περίπου όπως και η έσω κεφαλή του τετρακεφάλου στη βάδιση. Στο τρέξιμο η ενεργοποίησή του γίνεται λίγο νωρίτερα στο 70%, σε σχέση με το 77% του κύκλου που παρατηρείται στη βάδιση (Gazendam & Hof, 2007; Shiavi, 1985). Ο πρόσθιος κνημιαίος ενεργοποιείται τόσο στη βάδιση όσο και στο τρέξιμο λίγο πριν την απογείωση του κάτω άκρου από το έδαφος και την είσοδο στη φάση αιώρησης. Λόγω της μειωμένης

φάσης στήριξης στο τρέξιμο η έναρξη της δραστηριότητας του πρόσθιου μηριαίου γίνεται νωρίτερα σε σχέση με το τρέξιμο. Η λήξη της δραστηριότητας του εντοπίζεται και στους δύο τύπους της ανθρώπινης μετακίνησης στο πρώτο στάδιο της φάσης στήριξης, περίπου στο 10-15% του κύκλου διασκελισμού (Cappellini, et al., 2006; Gazendam & Hof, 2007; Nilsson, et al., 1985; Shiavi, 1985). Τη μεγαλύτερη διαφοροποίηση όσον αφορά τα χρονικά χαρακτηριστικά του ηλεκτρομυογραφήματος μεταξύ βάρδισης και τρεξίματος παρουσιάζει ο γαστροκνήμιος. Συγκεκριμένα, στη βάρδιση ενεργοποιείται κυρίως μεταξύ 25-55% του κύκλου βάρδισης, ενώ στο τρέξιμο η έναρξη είναι στο 86 και η λήξη στο 25% του κύκλου (Cappellini, et al., 2006; Gazendam & Hof, 2007).

Επίδραση ταχύτητας στην εμβιομηχανική βάρδισης και τρεξίματος

Επιμέρους στόχοι της διατριβής είναι η μελέτη της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού σε διαφορετικές ταχύτητες της βάρδισης και του τρεξίματος. Για το λόγο αυτό, ακολουθεί ανασκόπηση της βιβλιογραφίας όσον αφορά την επίδραση της ταχύτητας σε επιλεγμένες εμβιομηχανικές παραμέτρους της βάρδισης και του τρεξίματος, που θα απασχολήσουν στη συνέχεια τη διατριβή. Τέλος, ιδιαίτερη αναφορά γίνεται στην ταχύτητα μετάβασης μεταξύ βάρδισης και τρεξίματος.

Χωρο-χρονικές παράμετροι και επιμέρους φάσεις του κύκλου διασκελισμού. Ο άνθρωπος έχει την ικανότητα να περπατάει ή να τρέχει σε ένα μεγάλο εύρος ταχυτήτων (Minetti, Ardigo & Saibene, 1994). Αυτό το καταφέρνει προσαρμόζοντας ανάλογα το μήκος και τη συχνότητα διασκελισμού του (Andriacchi, Ogle & Galante, 1977; Grieve & Gear, 1966; Grillner, Halbertsma, Nilsson & Thorstensson, 1979). Τόσο στη βάρδιση όσο και στο τρέξιμο η αύξηση της ταχύτητας οδηγεί σε αύξηση του μήκους και της συχνότητας διασκελισμού (Andriacchi, et al., 1977; Borghese, Bianchi & Lacquaniti, 1996; Cappellini, et al., 2006; Hirasaki, Moore, Raphan & Cohen, 1999; Kyröläinen, Avela & Komi, 2005; Murray, Mollinger, Gardner & Sepic, 1984; Nilsson, et al., 1985; Novacheck, 1998; Paróczai & Kocsis, 2006; Shemmell, et al., 2007; Stoquart, Detrembleur & Lejeune, 2008; van Hedel, Tomatis & Muller, 2006). Συγκεκριμένα, όσον αφορά τη βάρδιση έχει παρατηρηθεί ότι η συχνότητα διασκελισμού κυμαίνεται από 25 έως 143 διασκελισμούς ανά δευτερόλεπτο σε εύρος ταχυτήτων από 1.0 έως 3.0 m/s (Nilsson & Thorstensson, 1987). Από την άλλη πλευρά, η συχνότητα διασκελισμού στο τρέξιμο κυμαίνεται από 33 έως 214 διασκελισμούς ανά δευτερόλεπτο σε εύρος ταχυτήτων από 1,5 έως 8,0 m/s (Nilsson & Thorstensson, 1987). Ενδιαφέρον είναι το γεγονός ότι το μήκος διασκελισμού

κατά το βάδισμα εμφανίζει ένα πλατό στις υψηλές ταχύτητες, που ξεπερνούν τα 2m/s (Hirasaki, et al., 1999; Huang, et al., 2010; Nilsson, et al., 1985). Αυτό το πλατό αντισταθμίζεται με αυξημένη συνεισφορά της συχνότητας διασκελισμού (Hirasaki, et al., 1999). Αντίστοιχο πλατό στις υψηλές ταχύτητες δεν παρατηρείται στο τρέξιμο (Nilsson, et al., 1985).

Έκτος από το μήκος και τη συχνότητα διασκελισμού, η ταχύτητα κίνησης επηρεάζει τη διάρκεια του κύκλου διασκελισμού καθώς και τις επιμέρους φάσεις του (Frigo & Tesio, 1986; Van Emmerik, McDermott, Haddad & Van Wegen, 2005). Σε απόλυτες τιμές έχει βρεθεί ότι η διάρκεια του κύκλου διασκελισμού μειώνεται σταδιακά με την αύξηση της ταχύτητας τόσο στη βάδιση όσο και στο τρέξιμο. Η μείωση είναι εμφανέστερη στη φάση στήριξης σε σχέση με τη φάση αιώρησης (Beres-Jones & Harkema, 2004; Nilsson & Thorstensson, 1987; Nilsson, et al., 1985). Σε σχετικές τιμές (% του κύκλου διασκελισμού) έχει αναφερθεί ότι η φάση στήριξης μειώνεται κατά 14% στη βάδιση για εύρος ταχυτήτων 0.4 έως 3.0 m/s, ενώ η αντίστοιχη μείωση στο τρέξιμο είναι της τάξης του 34% για εύρος ταχυτήτων 1,0 έως 9,0 m/s (Nilsson, et al., 1985). Ως συνέπεια, η διάρκεια της φάσης αιώρησης σε σχετικές τιμές παρουσιάζει αύξηση στις μεγαλύτερες ταχύτητες. Τέλος, η αύξηση της ταχύτητας στη βάδιση οδηγεί σε αύξηση της μονής στήριξης και επακόλουθη μείωση της διπλής στήριξης (Schwartz, Rozumalski & Trost, 2008; Tulchin, Orendurff, Adolfsen & Karol, 2009).

Κινηματική (Kinematics). Η βιβλιογραφία όσον αφορά την επίδραση της ταχύτητας βάδισης στα κινηματικά χαρακτηριστικά της πύελου δεν είναι ξεκάθαρη. Τα ευρήματα αρκετών ερευνών έχουν δείξει ότι η αύξηση της ταχύτητας οδηγεί σε αύξηση του εύρους κίνησης της πύελου και στα τρία επίπεδα της κίνησης (Crosbie, Vachalathiti & Smith, 1997; Stansfield, et al., 2001b; Stokes, Andersson & Forsberg, 1989). Ωστόσο, υπάρχουν αναφορές στις οποίες υποστηρίζεται ότι δεν υπάρχουν καθόλου μεταβολές ή υπάρχουν μεταβολές σε συγκεκριμένες μόνο ταχύτητες όσον αφορά την πρόσθια/οπίσθια κλίση της πύελου (Murray, et al., 1984; Taylor, Goldie & Evans, 1999; Van Der Linden, Kerr, Hazlewood, Hillman & Robb, 2002; Van Emmerik, et al., 2005). Επίσης, σε αρκετές μελέτες παρατηρήθηκε ότι η μεταβολή του εύρους κίνησης της πύελου δεν είναι γραμμική με την αύξηση της ταχύτητας βάδισης (Huang, et al., 2010; Schwartz, et al., 2008; Wagenaar & Beek, 1992). Μια τέτοια μελέτη είναι των Wagenaar και Beek (1992) στην οποία η στροφή της πύελου παρουσίασε τις χαμηλότερες τιμές της στη μεσαία ταχύτητα που εξετάστηκε και τις υψηλότερες τιμές της τόσο στην πιο αργή όσο και στη πιο γρήγορη

ταχύτητα βάδισης. Τέλος, ελάχιστες είναι οι ερευνητικές αναφορές όσον αφορά την επίδραση της ταχύτητας τρεξίματος στα κινηματικά χαρακτηριστικά της πύελου. Οι Schache και συν. (1999) αναφέρουν ότι η αύξηση της ταχύτητας τρεξίματος συνοδεύεται από μικρή αύξηση του εύρους της πύελου στο προσθοπίσθιο επίπεδο, ώστε να διατηρηθεί η ενέργεια και να επιτευχθεί ιδανική δρομική οικονομία.

Συνεχίζοντας με την άρθρωση του ισχίου, οι περισσότερες μελέτες καταδεικνύουν ότι στις υψηλότερες ταχύτητες βάδισης υπάρχει αύξηση του συνολικού εύρους της κίνησης και των τοπικών μέγιστων και ελάχιστων τιμών στο προσθοπίσθιο επίπεδο της κίνησης (Hreljac, 1995a; Murray, et al., 1984; Nilsson, et al., 1985; Nymark, Balmer, Melis, Lemaire & Millar, 2005; van Hedel, et al., 2006). Δεν λείπουν όμως αναφορές από τη βιβλιογραφία, που υποστηρίζουν ότι με την αύξηση της ταχύτητας βάδισης δε μεταβάλλονται το συνολικό εύρος της κίνησης (Chiu & Wang, 2007; Winter, 1983a) και τα κινηματικά χαρακτηριστικά της άρθρωσης του ισχίου σε συγκεκριμένα σημεία του κύκλου βάδισης, όπως είναι η μέγιστη κάμψη ή η μέγιστη έκταση στη φάση στήριξης (Stansfield, et al., 2001b; Stoquart, et al., 2008). Επίσης, αντικρουόμενα είναι τα ευρήματα όσον αφορά τη γραμμικότητα της σχέσης της μεταβολής των κινηματικών χαρακτηριστικών του ισχίου και της αύξησης της ταχύτητας. Οι Schwartz και συν. (2008) αναφέρουν γραμμική σχέση για τη μέγιστη κάμψη του ισχίου στη φάση στήριξης, αλλά μη γραμμική σχέση για την μέγιστη έκταση του ισχίου, λόγω ύπαρξης πλατό στις υψηλές ταχύτητες. Αντίστοιχο πλατό στις υψηλές ταχύτητες υποστηρίζεται για το συνολικό εύρος κίνησης στην εργασία των Van Der Linden και συν. (2002). Από την άλλη πλευρά, σε μια άλλη μελέτη παρατηρήθηκε γραμμική σχέση της μέγιστης κάμψης και έκτασης του ισχίου με τη μεταβολή της ταχύτητας βάδισης (Lelas, Merriman, Riley & Kerrigan, 2003). Ωστόσο, οι συγγραφείς διαπίστωσαν ότι η δυνατότητα πρόβλεψης με τη χρήση της ανάλυσης παλινδρόμησης της μεταβολής των συγκεκριμένων κινηματικών χαρακτηριστικών του ισχίου στις διάφορες ταχύτητες είναι χαμηλή ($R^2 = 0.24$ για τη μέγιστη κάμψη και $R^2 = 0.13$ για τη μέγιστη έκταση, αντίστοιχα). Ένα άλλο στοιχείο που χρήζει αναφοράς είναι ότι η αύξηση της ταχύτητας βάδισης οδηγεί σε αύξηση της γωνιακής ταχύτητας του ισχίου, καθώς τα κάτω άκρα μετακινούνται σε μεγαλύτερο εύρος σε μικρότερο χρονικό διάστημα (Murray, et al., 1984; Simpson, Jiang, Shewokis, Odum & Reeves, 1993; Winter, 1983a). Αυτό, έχει ως συνέπεια στις υψηλές ταχύτητες να εμφανίζονται μεγαλύτερες μυϊκές δυνάμεις επιτάχυνσης και επιβράδυνσης της κίνησης (Murray, et al., 1984). Τέλος, αντίστοιχες μεταβολές που περιγράφηκαν κατά τη βάδιση

εμφανίζονται στην άρθρωση του ισχίου και στις αυξανόμενες ταχύτητες τρεξίματος (Kivi, Maraj & Gervais, 2002; Kyröläinen, et al., 2005; Mann & Hagy, 1980; Mann, et al., 1986; Nilsson, et al., 1985). Η διαφορά είναι ότι στο τρέξιμο η μεταβολή του εύρους κίνησης από τις αργές στις γρήγορες ταχύτητες είναι τετραπλάσια σε σχέση με το βάδισμα (Nilsson, et al., 1985).

Με τη σειρά της η άρθρωση του γόνατος παρουσιάζει μεταβολές με την αύξηση της ταχύτητας βάδισης τόσο στο συνολικό εύρος της κίνησης όσο και σε συγκεκριμένα χαρακτηριστικά σημεία του κύκλου βάδισης στο προσθοπίσθιο επίπεδο της κίνησης. Οι Stoquart και συν. (2008) αναφέρουν αύξηση από $8 \pm 8^\circ$ σε $19 \pm 8^\circ$ της μέγιστης κάμψης του γόνατος στη φάση στήριξης για μεταβολή της ταχύτητας από 0.5 σε 1.7m/s. Επίσης, αναφέρουν για το ίδιο εύρος ταχυτήτων αύξηση της μέγιστης κάμψης στη φάση αιώρησης από $47 \pm 12^\circ$ σε $60 \pm 9^\circ$. Η αυξημένη κάμψη του γόνατος στη φάση στήριξης έχει παρατηρηθεί σε πολλές αντίστοιχες μελέτες (Holden, Chou & Stanhope, 1997; Oberg, Karsznia & Oberg, 1994; Røislien, et al., 2009; Stansfield, et al., 2001b) και πιθανόν αποτελεί μηχανισμό απόσβεσης της μεγαλύτερης φόρτισης που δέχεται το γόνατο στις υψηλότερες ταχύτητες (Hanlon & Anderson, 2006; Murray, et al., 1984). Από την άλλη πλευρά, η αυξημένη κάμψη του γόνατος στη φάση αιώρησης μπορεί να οφείλεται στη μεγαλύτερη ροπή αδράνειας (Stoquart, et al., 2008). Ωστόσο, όπως συμβαίνει και στην άρθρωση του ισχίου έτσι και στην άρθρωση του γόνατος αμφισβητείται η γραμμικότητα της σχέσης της μεταβολής των κινηματικών χαρακτηριστικών του και της αύξησης της ταχύτητας (Lelas, et al., 2003; Olney, Griffin & McBride, 1994). Συγκεκριμένα, σε ορισμένες μελέτες εντοπίστηκε ύπαρξη πλατό της μέγιστης κάμψης του γόνατος κατά τη φάση αιώρησης στις υψηλότερες ταχύτητες βάδισης που εξετάστηκαν (Nilsson, et al., 1985; Van Der Linden, et al., 2002). Η έλλειψη γραμμικότητας της παραπάνω σχέσης οδήγησε αρκετές μελέτες σε μη ικανοποιητικά αποτελέσματα όσον αφορά τη δυνατότητα πρόβλεψης των κινηματικών παραμέτρων του γόνατος στις διάφορες ταχύτητες βάδισης (Hanlon & Anderson, 2006; Kirtley, Whittle & Jefferson, 1985; Lelas, et al., 2003; Oberg, et al., 1994). Ένα στοιχείο, πάντως, που είναι τεκμηριωμένο είναι ότι η αυξημένη ταχύτητα βάδισης οδηγεί σε υψηλότερες τιμές γωνιακής ταχύτητας του γόνατος (Røislien, et al., 2009; Simpson, et al., 1993; Winter, 1983a).

Όσον αφορά την επίδραση της ταχύτητας τρεξίματος στα κινηματικά χαρακτηριστικά του γόνατος, το συνολικό εύρος της κίνησης αυξάνεται μονοτονικά στις υψηλότερες ταχύτητες (Grillner, et al., 1979). Σύμφωνα με τους Grillner και συν. (1979)

το εύρος κίνησης του γόνατος κυμαίνεται από 85° σε 110° για εύρος ταχυτήτων 4-7m/s. Η μέγιστη κάμψη στη φάση στήριξης μεγαλώνει μέχρι περίπου τα 3m/s, αλλά στη συνέχεια παρουσιάζει πλατό με την περαιτέρω αύξηση της ταχύτητας (Nilsson, et al., 1985). Η μέγιστη κάμψη στη φάση αιώρησης ακολουθεί μονοτονική αύξηση, όπως και το συνολικό εύρος κίνησης (Guo, et al., 2006; Nilsson, et al., 1985; Sinning & Forsyth, 1970). Τέλος, όπως είναι αναμενόμενο, το τρέξιμο στις υψηλότερες ταχύτητες έχει ως αποτέλεσμα να αυξάνεται η γωνιακή ταχύτητα του γόνατος (Kyröläinen, Belli & Komi, 2001; Sinning & Forsyth, 1970).

Η ποδοκνημική άρθρωση παρουσιάζει με την αυξανόμενη ταχύτητα βάρδισης μειωμένη μέγιστη ραχιαία κάμψη στη φάση στήριξης, αυξημένη μέγιστη πελματιαία κάμψη και εμφάνιση χρονικά αυτής της κάμψης νωρίτερα στον κύκλο βάρδισης (Dubbeldam, et al., in press; Murray, et al., 1984; Nilsson, et al., 1985; Røislien, et al., 2009; Schwartz, et al., 2008; Stansfield, et al., 2001b; Stoquart, et al., 2008; Tulchin, et al., 2009; Van Der Linden, et al., 2002). Ενδεικτικά, οι Stoquart και συν. (2008) αναφέρουν ότι η μέγιστη πελματιαία κάμψη κυμαίνεται μεταξύ $5 \pm 11^\circ$ και $21 \pm 4^\circ$ και εμφανίζεται χρονικά μεταξύ $81 \pm 2^\circ$ και $66 \pm 1^\circ$ για εύρος ταχυτήτων 0.3-1.7m/s. Επίσης, στη βιβλιογραφία έχουν χρησιμοποιηθεί τόσο γραμμικές όσο και πολυωνμικές εξισώσεις πρόβλεψης των κινηματικών παραμέτρων της ποδοκνημικής άρθρωσης στις διάφορες ταχύτητες (Kirtley, et al., 1985; Lelas, et al., 2003; Van Der Linden, et al., 2002). Ενδιαφέρον είναι το γεγονός ότι η αύξηση της ταχύτητας δεν οδηγεί μόνο σε μεταβολή του εύρους κίνησης της ποδοκνημικής αλλά και σε εμφανή διαφοροποίηση του κινητικού της προτύπου (Stansfield, et al., 2001b; van Hedel, et al., 2006). Αυτό υποδουλώνει διαφορετική στρατηγική επιστράτευσης του νευρομυϊκού συστήματος στον έλεγχο της ποδοκνημικής στις αυξανόμενες ταχύτητες (Stansfield, et al., 2001b). Όπως και στις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος που προηγήθηκαν, έτσι και στην ποδοκνημική, η μεταβολή της ταχύτητας οδηγεί σε αύξηση της γωνιακής ταχύτητας της άρθρωσης (Stansfield, et al., 2001b; Winter, 1983a). Τέλος, σύμφωνα με ορισμένες μελέτες, το τρέξιμο στις υψηλότερες ταχύτητες φαίνεται να περιορίζεται σε αύξηση της μέγιστης πελματιαίας κάμψης του κύκλου διασκελισμού (Guo, et al., 2006; Nilsson, et al., 1985). Ωστόσο, υπάρχουν και μελέτες που δεν εντόπισαν μεταβολές σε καμία από τις κινηματικές παραμέτρους της ποδοκνημικής άρθρωσης που εξέτασαν (Cavanagh, 1990; Sinning & Forsyth, 1970).

Ηλεκτρομυογραφία (EMG). Το μέγεθος του ηλεκτρομυογραφήματος των κυριότερων μυϊκών ομάδων που συμμετέχουν στην ανθρώπινη μετακίνηση μεταβάλλεται σημαντικά με την αύξηση της ταχύτητας (Den Otter, Geurts, Mulder & Duysens, 2004; Hof, Elzinga, Grimmus & Halbertsma, 2002; Murray, et al., 1984; Nilsson, et al., 1985; Nymark, et al., 2005). Κάτι αντίστοιχο όμως δε συμβαίνει με τις χρονικές παραμέτρους του ηλεκτρομυογραφήματος. Μελέτες που χρησιμοποίησαν πολύπλοκες στατιστικές μεθόδους, όπως την ανάλυση κυρίων συνιστωσών (principal component analysis, PCA), διαπίστωσαν ότι τα ηλεκτρομυογραφικά πρότυπα της βάρδισης και του τρέξιματος μπορούν να περιγραφούν από πέντε παράγοντες (συνιστώσες), ανεξάρτητα από την ταχύτητα μετακίνησης (Cappellini, et al., 2006; Ivanenko, Poppele & Lacquaniti, 2004, 2006). Οι πέντε αυτοί παράγοντες μπορούν να ερμηνεύσουν το 83-99% της συνολικής διακύμανσης της ηλεκτρομυογραφικής κυματομορφής. Η μόνη διαφοροποίηση ανάλογα με την ταχύτητα είναι μια μικρή μετατόπιση (shift) των χρονικών παραμέτρων λόγω της μείωσης της διάρκειας της φάσης στήριξης στις αυξανόμενες ταχύτητες. Στο τρέξιμο η μετατόπιση αυτή είναι μεγαλύτερη μόνο για έναν από αυτούς τους παράγοντες. Αυτός ο παράγοντας συνδέεται με τη σαφώς πιο πρόωμη ενεργοποίηση των πελματιαίων καμπτηρών στο κύκλο διασκελισμού κατά το τρέξιμο σε σχέση με τη βάρδιση.

Ταχύτητα μετάβασης βάρδισης τρέξιματος (gait transition speed). Κατά την ανθρώπινη μετακίνηση η αύξηση της ταχύτητας βάρδισης ή η μείωση της ταχύτητας τρέξιματος έχει ως αποτέλεσμα σε μια συγκεκριμένη ταχύτητα να παρατηρείται μετάβαση από τη βάρδιση στο τρέξιμο (walk-run transition) ή από το τρέξιμο στη βάρδιση (run-walk transition), αντίστοιχα. Η ταχύτητα αυτή είναι εξατομικευμένη και ονομάζεται προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (preferred transition speed, PTS) ή αλλιώς ταχύτητα μετάβασης βάρδισης-τρέξιματος (gait transition speed). Η ταχύτητα αυτή έχει υπολογιστεί από πολλές μελέτες ότι είναι περίπου 2 m/s (Diedrich & Warren Jr, 1995, 1998; Hreljac, 1993a, 1993b; Hreljac, Imamura, Escamilla & Edwards, 2007; Pandy & Andriacchi, 2010; Raynor, Yi, Abernethy & Jong, 2002; Saibene & Minetti, 2003; Thorstensson & Roberthson, 1987).

Οι ερευνητές έχουν επιδείξει ιδιαίτερο ενδιαφέρον στην κατανόηση των αιτιών που ωθούν τον άνθρωπο να αλλάξει τρόπο μετακίνησης από βάρδιση σε τρέξιμο και αντίστροφα. Αρχικά, θεωρήθηκε ότι η μετάβαση γίνεται για να μειωθεί το μεταβολικό κόστος (Mercier, et al., 1994). Ωστόσο, αυτή η υπόθεση ανατράπηκε, καθώς παρατηρήθηκε ότι κατά την ταχύτητα μετάβασης το μεταβολικό κόστος είναι μεγαλύτερο

στο τρέξιμο από ότι στη βάδιση (Brisswalter & Mottet, 1996; Hreljac, 1993b; Minetti, et al., 1994; Tseh, Bennett, Caputo & Morgan, 2002).

Τα τελευταία χρόνια έχουν επικρατήσει δύο θεωρίες/υποθέσεις σχετικά με τα αίτια και τους μηχανισμούς που εμπλέκονται στη μετάβαση μεταξύ βάδισης-τρεξίματος. Σύμφωνα με τη πρώτη θεωρία, υποστηρίζεται ότι η μετάβαση πραγματοποιείται λόγω της αυξημένης τοπικής αίσθησης κόπωσης του πρόσθιου κνημιαίου μυός κατά τη βάδιση (Hreljac, 1995a). Ο συγκεκριμένος μυς, αν και είναι μικρός σε μέγεθος, παίζει σημαντικό ρόλο στη φάση αιώρησης καθώς και στην απόσβεση ισχύος κατά την αρχική φάση στήριξης μετά την πρώτη επαφή με το έδαφος (Perry & Burnfield, 2010). Κινηματικά, κινητικά και ηλεκτρομυογραφικά δεδομένα έχουν επιβεβαιώσει ότι ο πρόσθιος κνημιαίος δέχεται υψηλή επιβάρυνση (στρες) κατά τη βάδιση στη ταχύτητα μετάβασης (Hreljac, 1995a; Hreljac, Arata, Ferber, Mercer & Row, 2001; Hreljac, Imamura, Escamilla, Edwards & MacLeod, 2008; Malcolm, Segers, Van Caekenberghe & De Clercq, 2009; Prilutsky & Gregor, 2001; Segers, Lenoir, Aerts & De Clercq, 2007a, 2007b; Shung, De Oliveira & Nadal, 2009). Φαίνεται, λοιπόν, ότι όταν ξεπεραστεί ένα κριτικό όριο επιβάρυνσης, ο άνθρωπος αρχίζει να τρέχει ώστε να μειωθεί η υποκειμενική αίσθηση της κόπωσης του πρόσθιου κνημιαίου (Hreljac, 1995a; Hreljac, et al., 2001; Hreljac, et al., 2008).

Σε αντίθεση με την παραπάνω θεωρία, υπάρχει μια άποψη σύμφωνα με την οποία η μετάβαση γίνεται λόγω της μειωμένης λειτουργικής ικανότητας των πελματιαίων καμπτήρων κατά τη βάδιση στη ταχύτητα μετάβασης (Neptune & Sasaki, 2005). Οι Neptune και Sasaki (2005) έφτασαν σε αυτό το συμπέρασμα καθώς παρατήρησαν, βασισμένοι στη μέθοδο της μοντελοποίησης (model simulation), μειωμένη δύναμη των πελματιαίων μυών (γαστροκνημίου και υποκνημιδίου) στις υψηλές ταχύτητες βάδισης. Με τη μετάβαση στο τρέξιμο το γόνατο κάμπτεται περισσότερο και η ποδοκνημική παρουσιάζει μεγαλύτερη ραχιαία κάμψη. Με αυτόν τον τρόπο, οι πελματιαίοι καμπτήρες (κυρίως ο υποκνημίδιος μυς) εκτείνονται περισσότερο, μπορούν να λειτουργήσουν κοντά στο ιδανικό τους μήκος και να παράγουν μεγαλύτερη δύναμη. Αυτή η αλυσίδα γεγονότων καθιστά το τρέξιμο αποτελεσματικότερο τρόπο μετακίνησης στη ταχύτητα μετάβασης (Neptune & Sasaki, 2005; Pandy & Andriacchi, 2010).

Η μετάβαση μεταξύ βάδισης και τρεξίματος μπορεί να επηρεαστεί από μια σειρά παραγόντων. Τέτοιοι παράγοντες είναι το φύλο, τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά, η

υποκειμενική αίσθηση του βαθμού δυσκολίας της προσπάθειας, η προπονητική ηλικία, η ικανότητα προσοχής, οπτικά ερεθίσματα και άλλα (Beaupied, Multon & Delamarche, 2003; Daniels & Newell, 2003; De Smet, Malcolm, Lenoir, Segers & De Clercq, 2009; Dong, Pelah, Cameron & Lasenby, 2008; Guerin & Bardy, 2008; Hreljac, 1995b; Mohler, Thompson, Creem-Regehr, Pick Jr & Warren Jr, 2007; Noble, Metz & Pandolf, 1973; Rotstein, Inbar, Berginsky & Meckel, 2005; Ziv & Rotstein, 2009). Είναι πιθανό, λοιπόν, ότι οι παραπάνω μηχανισμοί και παράγοντες καθώς και η προηγούμενη εμπειρία του κάθε ανθρώπου δρουν συνδυαστικά, ώστε να γίνει εξατομικευμένη επιλογή της ταχύτητας μετάβασης που θα προσφέρει πιο άνετη μετακίνηση (Bartlett & Kram, 2008).

Το ενδιαφέρον στην παρούσα διατριβή γύρω από την ταχύτητα μετάβασης είναι διπλό. Από τη μία πλευρά δίνεται η δυνατότητα να μελετηθεί η επίδραση του μυϊκού τραυματισμού ανάλογα με τον τρόπο μετακίνησης (βάδιση ή τρέξιμο) σε μια κοινή ταχύτητα. Από την άλλη πλευρά, ο σχεδιασμός και τα ευρήματα της διατριβής πιθανώς να δώσουν νέα στοιχεία όσον αφορά την ταχύτητα μετάβασης σε συνθήκες αυξημένης επιβάρυνσης του μυοσκελετικού συστήματος, λόγω του μυϊκού τραυματισμού.

III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Δείγμα

Στην έρευνα έλαβαν μέρος εθελοντικά 27 ελεύθερα αθλούμενες ενήλικες γυναίκες ηλικίας 20-30 ετών. Όλες οι συμμετέχουσες δήλωσαν υγιείς, χωρίς ιστορικό τραυματισμού της σπο υδλικής στήλης και των κάτω άκρων. Απο κλείστηκαν από την επιλογή του δείγματος υπέρβαρα και παχύσαρκα άτομα με δείκτη μάζας σώματος (body mass index, BMI) άνω του 25 kg/m^2 , λόγω των προβλημάτων που δημιουργεί ο λιπώδης ιστός στην καταγραφή και ανάλυση της κίνησης, καθώς και του ηλεκτρομυογραφήματος (Blimkie, Sale & Bar-Or, 1990; De Vito, McHugh, Macaluso & Riches, 2003; Kellis, 1998; Kuiken, et al., 2003; Nordander, et al., 2003; Wearing, et al., 2006). Επίσης, δεν επιλέχθηκαν άτομα που παρουσιάζουν μη φυσιολογική βάρδιση (π.χ. ιπποποδία) ή κατά το τρέξιμο προσγειώνονται με το πρόσθιο αντί με το οπίσθιο τμήμα του άκρου ποδιού, καθώς παρουσιάζουν διαφοροποίηση στην εμβιομηχανική της μετακίνησής τους (Cavanagh & Lafortune, 1980; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1999).

Οι εξεταζόμενες απείχαν από προπόνηση δύναμης και από άσκηση που περιλαμβάνει πλειομετρική δράση του μυός για τουλάχιστον 6 μήνες πριν την έναρξη και κατά τη διάρκεια των μετρήσεων, ώστε να μην παρατηρηθεί το φαινόμενο της επαναλαμβανόμενης άσκησης (repeated bout effect; McHugh, 2003). Όλες οι συμμετέχουσες παρουσίαζαν φυσιολογική έμμηνο ρύση (διάρκεια 24-30 ημέρες) και η πειραματική διαδικασία διεξαγόταν κατά την εκκριτική (ή ωχρινική) φάση του εμμηνορρυσιακού κύκλου, στη διάρκεια της οποίας τα επίπεδα των οιστρογόνων είναι σε υψηλότερα και σταθερότερα επίπεδα σε σχέση με την παραγωγική φάση (Paschalis, et al., 2008). Η επιλογή αυτή έγινε δεδομένης της σχέσης που φέρονται να έχουν τα επίπεδα των οιστρογόνων με το φαινόμενο του μυϊκού τραυματισμού (Enns & Tiidus, 2010; Kendall & Eston, 2002). Επιπρόσθετα, δόθηκε η οδηγία να μη γίνει χρήση αντι-φλεγμονωδών σκευασμάτων μια εβδομάδα πριν και κατά τη διάρκεια των μετρήσεων. Τέλος, όλες οι εξεταζόμενες παρείχαν την έγγραφη συγκατάθεση τους, ενώ όλες οι διαδικασίες που ακολουθήθηκαν είχαν προηγουμένως εγκριθεί από την επιτροπή δεοντολογίας του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας.

Από τις 27 συμμετέχουσες στη μελέτη, τελικά αναλύθηκαν τα δεδομένα μόνο από τις 20. Ο αποκλεισμός των υπολοίπων ατόμων έγινε για τους εξής λόγους: α) λόγω οικιοθελούς αποχώρησης δύο ατόμων, β) λόγω επίτευξης διαφορετικού μυϊκού τραυματισμού μεταξύ δεξιού και αριστερού κάτω άκρου κατά την πλειομετρική άσκηση σε τρία άτομα, γ) λόγω αδυναμίας ανάλυσης ορισμένων κινηματικών ή ηλεκτρομυογραφικών δεδομένων, εξαιτίας κάποιων τεχνικών προβλημάτων που είχαν παρατηρηθεί κατά τη συλλογή των δεδομένων σε δύο άτομα. Τα ηλικιακά και ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά των εξεταζόμενων που τελικά αξιολογήθηκαν παρουσιάζονται αναλυτικά στον πίνακα 2 που ακολουθεί.

Πίνακας 2. Μέσοι όροι (Μ.Ο.) και Τυπικές αποκλίσεις (Τ.Α.) των ηλικιακών και ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών του δείγματος.

	Μ.Ο.	Τ.Α.
Ηλικία	23.07	2.89
Ύψος (m)	1.65	0.07
Βάρος (kg)	54.6	4.98
BMI (Kg/m²)	19.93	1.23
Μήκος δεξιού μηρού (cm)	85.61	3.91
Μήκος αριστερού μηρού (cm)	85.50	3.79
Πάχος δεξιού γόνατος (cm)	8.54	0.46
Πάχος αριστερού γόνατος (cm)	8.53	0.47
Πάχος δεξιάς ποδοκνημικής (cm)	6.30	0.38
Πάχος αριστερής ποδοκνημικής (cm)	6.29	0.37

Όργανα μέτρησης

Η πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού, καθώς και η αξιολόγηση της μέγιστης βουλητικής ισομετρικής ροπής των εκτεινόντων και καμπτήρων της άρθρωσης του γόνατος πραγματοποιήθηκε με το ισοκινητικό δυναμόμετρο Cybex Norm (Lumex Corporation, Ronkonkoma, New York), το οποίο ζυγοσταθμίστηκε σύμφωνα με τις κατασκευαστικές οδηγίες. Η καταγραφή και ανάλυση της κίνησης κατά το βάδισμα και το τρέξιμο έγινε με οπτικο-ηλεκτρονικό σύστημα δέκα καμερών υψηλής ανάλυσης (Vicon MX40+, Oxford, UK), με συχνότητα δειγματοληψίας 100Hz. Οι κάμερες βαθμονομήθηκαν ώστε να καλύπτουν επαρκώς τον χώρο των μετρήσεων, με όσο το δυνατόν μικρότερο σφάλμα στον υπολογισμό των τρισδιάστατων συντεταγμένων των ανακλαστήρων. Η καταγραφή των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους κατά τη βάρδια πραγματοποιήθηκε συγχρονισμένα με την ανάλυση κίνησης χρησιμοποιώντας δυναμοδάπεδο BERTEC (4060-15), το οποίο ήταν ενσωματωμένο στο κέντρο διαδρόμου

βάδισης (walkway) μήκους 10 μέτρων. Η συχνότητα δειγματοληψίας του δυναμοδαπέδου ήταν 1000Hz. Η καταγραφή του ηλεκτρομυογραφήματος των μυών των κάτω άκρων έγινε με τον ασύρματο ηλεκτρομυογράφο NORAXON TELEMIO 2400T G2 8 καναλιών (NORAXON USA Inc., Scottsdale, AZ), με συχνότητα δειγματοληψίας 1500Hz. Τα ηλεκτρομυογραφικά σήματα συλλέχθηκαν από τους εξεταζόμενους μύες με διπολικά κυκλικά ηλεκτρόδια επιφανείας μιας χρήσης Ag-AgCl (NORAXON dual electrodes) διαμέτρου 1cm και απόστασης μεταξύ τους 2cm (inter-electrode distance). Τα σήματα προ-ενισχύθηκαν $\times 1000$ και διαμέσου του πομπού συχνοτήτων FM 8 καναλιών μεταφέρθηκαν σε ένα δέκτη ασύρματα και συγχρονισμένα με τα κινηματικά δεδομένα. Στη συνέχεια κατέληξαν στον σκληρό δίσκο του υπολογιστή φιλτραρισμένα (hardware filtered) σε εύρος 15-500Hz με band-pass Butterworth φίλτρο και λόγο απόρριψης των κοινών σημάτων (common mode rejection ratio, CMR) $>100\text{db}$. Τέλος, για τον προσδιορισμό της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης χρησιμοποιήθηκαν δύο ζεύγη φωτοκύτταρων που τοποθετήθηκαν σε απόσταση 3 μέτρων μεταξύ τους στο κέντρο του διαδρόμου βάδισης μήκους 10 μέτρων, ενώ για την αξιολόγηση της βάδισης και του τρεξίματος σε ελεγχόμενες ταχύτητες χρησιμοποιήθηκε δαπεδοεργόμετρο Runrace 1200 HC (Technogym, Forli, Italy).

Πειραματική διαδικασία

Χρονοδιάγραμμα μετρήσεων. Οι εξεταζόμενες επισκέφτηκαν το εργαστήριο έξι φορές σε χρονικό διάστημα μιας εβδομάδας. Η πρώτη συνεδρία διεξήχθη 72 ώρες πριν το πρωτόκολλο μυϊκού τραυματισμού και ξεκίνησε με συμπλήρωση της ειδικής καρτέλας του εξεταζόμενου, που περιελάμβανε το ιατρικό ιστορικό του και τα ανθρωπομετρικά του χαρακτηριστικά. Ακολούθησε προσδιορισμός της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης με τη βοήθεια των φωτοκύτταρων στο διάδρομο βάδισης μήκους 10 μέτρων. Δόθηκε η οδηγία στις εξεταζόμενες να περπατήσουν ελεύθερα με σταθερή φυσιολογική ταχύτητα που χρησιμοποιούν στην καθημερινή τους ζωή. Ο μέσος όρος 10 έγκυρων προσπαθειών ορίστηκε ως η εξατομικευμένη ταχύτητα βάδισης (comfortable walking speed, CWS) της κάθε μιας συμμετέχουσας. Μετά από λίγο πραγματοποιήθηκε εξοικείωση στο δαπεδοεργόμετρο, όπως προτείνεται από τη βιβλιογραφία (Lavcanska, Taylor & Schache, 2005; Wall & Charteris, 1981) και ακολούθησε προσδιορισμός της προτιμώμενης ταχύτητας μετάβασης (preferred transition speed, PTS), με βάση τη μεθοδολογία που προτείνουν οι Hreljac και συν. (2008). Συγκεκριμένα, ο εξεταστής ρύθμιζε αρχικά το

δαπεδοεργόμετρο σε μια φυσιολογική ταχύτητα βάρδισης (5km/h) και ζήτησε από την εκάστοτε ασκούμενη να επιλέξει τον επιθυμητό τρόπο μετακίνησης (βάρδιση ή τρέξιμο) σε αυτή την ταχύτητα. Η ασκούμενη είχε 30s στη διάθεσή της για να επιλέξει, χωρίς όμως να έχει οπτική επαφή με το ταμπλό του δαπεδοεργόμετρου όπου αναγράφεται η ταχύτητα (το ταμπλό είχε αναποδογυριστεί προς την πλευρά του ερευνητή). Έτσι, σταδιακά αυξανόταν η ταχύτητα ανά 0.1-0.2km/h μέχρι το σημείο που η εξεταζόμενη επιλέξει για πρώτη φορά να τρέξει. Αυτή η ταχύτητα ορίστηκε ως μετάβαση από τη βάρδιση στο τρέξιμο (walk-run transition). Μετά από μικρό διάλειμμα, διεξάχθηκε η αντίστροφη διαδικασία. Ξεκινώντας από μια φυσιολογική ταχύτητα τρεξίματος (11km/h), σταδιακά η ταχύτητα μειωνόταν σε βήματα ανά 0.1-0.2km/h έως ότου η εξεταζόμενη επιλέξει τη βάρδιση ως το πιο βολικό τρόπο μετακίνησης. Η ταχύτητα αυτή ορίστηκε ως μετάβαση από το τρέξιμο στη βάρδιση (run-walk transition). Η παραπάνω διαδικασία επαναλήφθηκε τρεις φορές και τελικά ο μέσος όρος της μετάβασης από τη βάρδιση στο τρέξιμο και από το τρέξιμο στη βάρδιση ορίστηκε ως η προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης της εκάστοτε εξεταζόμενης (preferred transition speed, PTS). Τέλος, έγινε εξοικείωση των εξεταζομένων με το ισοκινητικό δυναμόμετρο (Kannus, 1994) και καταγραφή της μέγιστης βουλητικής ισομετρικής ροπής.

Κατά τη δεύτερη συνεδρία (24 ώρες πριν το πρωτόκολλο μυϊκού τραυματισμού) έγινε καταγραφή των εμβιομηχανικών παραμέτρων κατά τη βάρδιση και το τρέξιμο, ενώ στη τρίτη συνεδρία (ώρα 0) πραγματοποιήθηκε η πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού με πλειομετρική άσκηση σε ισοκινητικό δυναμόμετρο. Δεδομένου ότι τα κυριότερα συμπτώματα του μυϊκού τραυματισμού παρουσιάζουν τις μέγιστες τιμές τους 24-72 ώρες μετά την άσκηση, η επαναμέτρηση των εμβιομηχανικών παραμέτρων κατά τη βάρδιση και το τρέξιμο έγινε 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση (πέμπτη συνεδρία). Οι δείκτες του μυϊκού τραυματισμού που αξιολογήθηκαν ήταν η ισομετρική μέση μέγιστη ροπή (isometric average peak torque) στο ισοκινητικό δυναμόμετρο, ο καθυστερημένος μυϊκός πόνος (delayed onset muscle soreness, DOMS), και τα επίπεδα της κρεατινικής κινάσης στο ορό του αίματος (serum creatine kinase, CK). Η ισομετρική μέση μέγιστη ροπή μετρήθηκε κατά τη πρώτη συνεδρία (αρχικές μετρήσεις; baseline measurements), λίγο πριν την πλειομετρική άσκηση (τρίτη συνεδρία), αμέσως μετά την πλειομετρική άσκηση (τρίτη συνεδρία), καθώς ακόμα 24, 48 και 72 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση (τέταρτη, πέμπτη και έκτη συνεδρία, αντίστοιχα). Ο καθυστερημένος μυϊκός πόνος αξιολογήθηκε 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση στη δεύτερη συνεδρία (τιμές ηρεμίας; baseline data), λίγο πριν την πλειομετρική άσκηση (τρίτη συνεδρία) και 24, 48 και 72 ώρες μετά την

πλειομετρική άσκηση (τέταρτη, πέμπτη και έκτη συνεδρία, αντίστοιχα). Τα επίπεδα της κρεατινικής κινάσης μετρήθηκαν λίγο πριν την πλειομετρική άσκηση (τρίτη συνεδρία) και 72 ώρες μετά το πέρας της (έκτη συνεδρία).

Αναλυτικά η σειρά των μετρήσεων ήταν η ακόλουθη. Πρώτη συνεδρία (72 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση): συμπλήρωση καρτέλας εξεταζομένου, μέτρηση ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών, προθέρμανση σε εργοποδήλατο, διατάσεις των σημαντικότερων μυϊκών ομάδων των κάτω άκρων, προσδιορισμός εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης, εξοικείωση στο δαπεδοεργόμετρο, προσδιορισμός προτιμώμενης ταχύτητας μετάβασης, εξοικείωση και προθέρμανση στο ισοκινητικό δυναμόμετρο και μέτρηση της ισομετρικής μέσης μέγιστης ροπής. Δεύτερη συνεδρία (48 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση): αξιολόγηση μυϊκού πόνου, τοποθέτηση ανακλαστήρων και ηλεκτροδίων επιφανείας, μέτρηση εμβιομηχανικών παραμέτρων κατά τη βάδιση και το τρέξιμο. Τρίτη συνεδρία (ώρα 0): συλλογή δείγματος αίματος (blood sampling), αξιολόγηση μυϊκού πόνου, προθέρμανση και διατάσεις, μέτρηση της ισομετρικής μέσης μέγιστης ροπής λίγο πριν την πλειομετρική άσκηση, εφαρμογή πρωτοκόλλου πλειομετρικής άσκησης στο ισοκινητικό δυναμόμετρο, επαναμέτρηση της ισομετρικής μέσης μέγιστης ροπής αμέσως μετά την πλειομετρική άσκηση. Τέταρτη συνεδρία (24 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση): αξιολόγηση μυϊκού πόνου, προθέρμανση και διατάσεις, μέτρηση της ισομετρικής μέσης μέγιστης ροπής. Πέμπτη συνεδρία (48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση): επανάληψη των μετρήσεων της δεύτερης συνεδρίας και επιπρόσθετα μέτρηση της ισομετρικής μέσης μέγιστης ροπής. Έκτη συνεδρία (72 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση): συλλογή δείγματος αίματος (blood sampling) και επανάληψη των μετρήσεων της τέταρτης συνεδρίας. Αξίζει να σημειωθεί ότι σε κάθε συνεδρία παρασχέθηκε επαρκές διάλειμμα μεταξύ των δοκιμασιών. Επίσης, δόθηκε προσοχή στην όσο το δυνατόν πιο σύντομη διεξαγωγή της κάθε συνεδρίας, ώστε να μην επέλθει πνευματική ή ψυχολογική κόπωση των ασκούμενων. Για ευκολία του αναγνώστη, το χρονοδιάγραμμα των σημαντικότερων μετρήσεων παρουσιάζεται στον πίνακα 3.

Πίνακας 3. Χρονοδιάγραμμα σημαντικότερων μετρήσεων.

	-72 ώρες	-24 ώρες	0 ώρες	24 ώρες	48 ώρες	72 ώρες
Πλειομετρική άσκηση			+			
Βάδιση και το τρέξιμο		+			+	
Ισομετρική αξιολόγηση	+	+	+	+	+	+
Μυϊκός πόνος		+	+	+	+	+
Αιμοληψία			+			+

Πλειομετρική άσκηση στο ισοκινητικό δυναμόμετρο. Η πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού επιτεύχθηκε με πλειομετρική άσκηση σε ισοκινητικό δυναμόμετρο. Οι εξεταζόμενες κάθισαν στην καρέκλα του ισοκινητικού δυναμόμετρου (γωνία ισχίου 100°) και σταθεροποιήθηκε ο κορμός, η λεκάνη και το εξεταζόμενο κάτω άκρο με ελαστικούς μάντες (Velcro Industries, Manchester, NH). Ο άξονας περιστροφής του δυναμόμετρου ευθυγραμμίστηκε με το κέντρο περιστροφής του γόνατος (έξω μηριαίο επικονδύλιο κύρτωμα). Η διαδικασία αυτή έγινε με το γόνατο σε κάμψη 90° κατά τη διάρκεια υπομέγιστης ισομετρικής προσπάθειας, ώστε να αποφευχθεί σφάλμα κατά την ευθυγράμμιση (Tsaopoulos, Baltzopoulos, Richards & Maganaris, 2007). Το μήκος του μοχλοβραχίονα του δυναμόμετρου προσαρμόστηκε, ώστε το μαξιλαράκι του να εφάπτεται στο κάτω μέρος της κνήμης, κοντά στο ύψος των σφυρών. Το εύρος κίνησης του γόνατος ήταν $0-100^\circ$ για όλους του εξεταζόμενους για να επιτευχθεί σταθερή ισοκίνηση σε όλο το εύρος της κίνησης (0° = πλήρης έκταση). Αυτή η ρύθμιση του δυναμόμετρου δε λαμβάνει υπόψη την ικανότητα ορισμένων ατόμων να εκτείνουν ή να κάμπτουν το γόνατο πέρα από το συγκεκριμένο όριο. Ωστόσο, με αυτόν τον τρόπο βελτιώνεται η ακρίβεια των ισοκινητικών μετρήσεων μεταξύ των εξεταζομένων (Kellis & Liassou, 2009). Τέλος, σε όλες τις τιμές της καταγραφόμενης ροπής υπολογίστηκε η επίπτωση της βαρύτητας του μοχλοβραχίονα του δυναμόμετρου και του σκέλους της κάθε εξεταζόμενης (Kellis & Baltzopoulos, 1996a).

Πριν την ισοκινητική αξιολόγηση οι ασκούμενες εκτέλεσαν προθέρμανση 7min σε εργοποδήλατο με ισχύ 50W (Monark, Sweden) και διατάσεις των βασικότερων μυϊκών ομάδων των κάτω άκρων. Το πρωτόκολλο μυϊκού τραυματισμού αποτελούνταν από 5 σετ των 15 επαναλήψεων πλειομετρικής άσκησης μέγιστης έντασης των εκτεινόντων και καμπτήρων του γόνατος σε γωνιακή ταχύτητα $60^\circ/s$. Το πρωτόκολλο αυτό εφαρμόστηκε και στα δύο κάτω άκρα με τυχαία σειρά όσον αφορά το κάτω άκρο που ασκήθηκε πρώτο. Μεταξύ των 5 σετ δόθηκε διάλειμμα 3min. Όταν ολοκληρώθηκε η πλειομετρική άσκηση στο ένα άκρο ακλούθησε το επόμενο μετά από διάλειμμα 5 λεπτών. Κατά τη διάρκεια των προσπαθειών προσφέρθηκε παρακίνηση από τον εξεταστή και οπτική ανατροφοδότηση των προσπαθειών στην οθόνη του υπολογιστή (Kellis & Baltzopoulos, 1996b; Kim & Kramer, 1997; McNair, 1996).

Το σκεπτικό να προκληθεί μυϊκός τραυματισμός τόσο στους εκτεινόντες όσο και στους καμπτήρες του γόνατος βασίστηκε σε πιλοτικές μετρήσεις που είχαν προηγηθεί. Σε αυτές τις μετρήσεις παρατηρήθηκε ότι η πλειοψηφία των εξεταζομένων μπορούσαν να

διατηρήσουν με πολύ μικρές διαφοροποιήσεις το κινητικό πρότυπο της κίνησής τους κατά τη βάδιση και το τρέξιμο όταν η πλειομετρική άσκηση εφαρμόστηκε μόνο σε μια μυϊκή ομάδα (π.χ. καμπτήρες του γόνατος). Έτσι, προτιμήθηκε η πλειομετρική άσκηση να εφαρμοστεί στις μυϊκές ομάδες των εκτεινόντων αλλά και των καμπτήρων, ώστε να αυξηθεί το μέγεθος του μυϊκού τραυματισμού και ως συνέπεια να αυξηθεί και η στατιστική ισχύς της μελέτης. Επιπρόσθετα, ο τραυματισμός περισσότερης από μιας μυϊκής ομάδας είναι πιο σύνηθες φαινόμενο σε στρεσογόνες δραστηριότητες και σπορ, όπως είναι το κατηφορικό βάδισμα και τρέξιμο, η προπόνηση δύναμης και άλλα.

Δείκτες μυϊκού τραυματισμού. Οι συμμετέχουσες εκτέλεσαν στο ισοκινητικό δυναμόμετρο τρεις μέγιστες βουλητικές ισομετρικές προσπάθειες των εκτεινόντων και καμπτήρων του γόνατος και των δύο κάτω άκρων στις 70° και 30°, αντίστοιχα (Campy, Coelho & Pincivero, 2009; Chen, et al., 2007). Οι προσπάθειες διήρκησαν 5s και εκτελέστηκαν με διάλλειμα 2-3min μεταξύ τους. Ο μέσος όρος των μέγιστων τιμών αυτών των προσπαθειών ορίστηκε ως ισομετρική μέση μέγιστη ροπή (Gleeson & Mercer, 1996) και αποτέλεσε έναν από τρεις δείκτες του μυϊκού τραυματισμού που προσδιορίστηκαν στην παρούσα εργασία. Οι ρυθμίσεις των θέσεων του δυναμόμετρου για τον κάθε εξεταζόμενο είχαν καταγραφεί και παρέμειναν ακριβώς ίδιες σε όλες τις μετρήσεις.

Ο καθυστερημένος μυϊκός πόνος ήταν ο δεύτερος δείκτης μυϊκού τραυματισμού που χρησιμοποιήθηκε και αξιολογήθηκε και στα δύο άκρα σε μία κλίμακα με εύρος τιμών από το 0 (καθόλου πόνος) έως το 10 (αφόρητος πόνος) (Marginson, Rowlands, Gleeson & Eston, 2005; McHugh, Connolly, Eston, Gartman & Gleim, 2001). Ζητήθηκε από τις εξεταζόμενες να σημειώσουν τον αριθμό στην κλίμακα που αντιστοιχούσε στο μέγεθος του πόνου που αισθάνονταν κατά τη ψηλάφηση από τον ερευνητή της γαστέρας και του περιφερικού τμήματος των πρόσθιων (έσω/έξω κεφαλή του τετρακέφαλου και ορθό μηριαίο) και οπίσθιων (δικέφαλο μηριαίο, ημιτενοντώδη και ημιμεμβρανώδη) μηριαίων. Η αξιολόγηση του μυϊκού πόνου έλαβε χώρα σε καθιστή θέση με τους μύες σε πλήρη χαλάρωση. Η ψηλάφηση πραγματοποιήθηκε με τοποθέτηση τριών δαχτύλων του ερευνητή στο εκάστοτε σημείο και άσκηση πίεσης με τα ακροδάχτυλα (Ohrbach & Gale, 1989). Έγινε προσπάθεια να διατηρηθεί σταθερή η ασκούμενη πίεση στους μύες σε όλες τις μετρήσεις. Η αξιοπιστία ενός αντίστοιχου πρωτοκόλλου έχει αναφερθεί ότι είναι υψηλή σε παλαιότερη μελέτη (Nosaka, Newton & Sacco, 2002). Το σημείο πίεσης στον κάθε μυ σημειώθηκε με ανεξίτηλο μαρκαδόρο, ώστε να είναι το ίδιο κατά τη διάρκεια όλων των μετρήσεων. Ως καθυστερημένος μυϊκός πόνος των εκτεινόντων και καμπτήρων του γόνατος

ορίστηκε ο μέσος όρος του πόνου των τριών κεφαλών του τετρακέφαλου και των τριών μυών των οπίσθιων μηριαίων, αντιστοίχως.

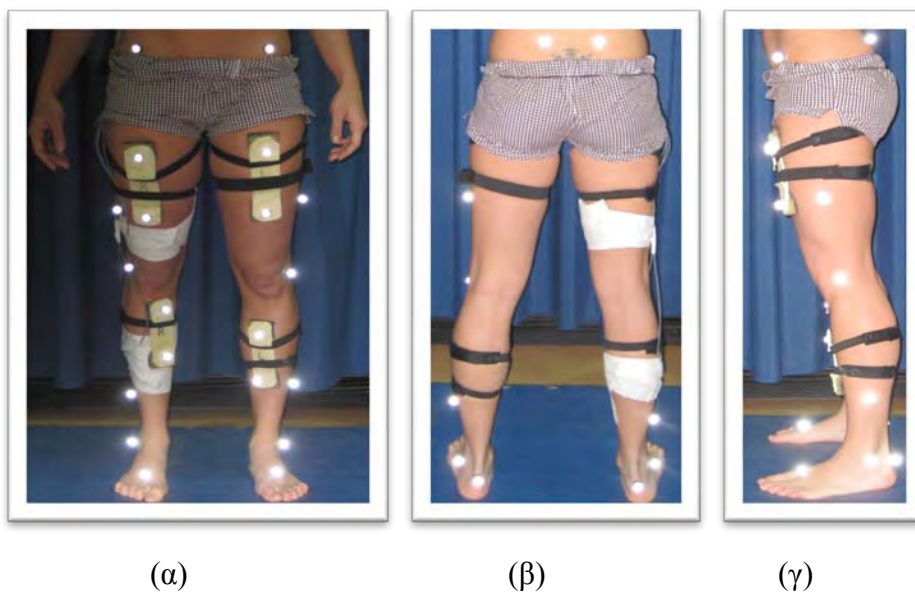
Για τον προσδιορισμό του τρίτου δείκτη του μυϊκού τραυματισμού, των επιπέδων της κρεατινικής κινάσης στον ορό του αίματος, το φλεβικό αίμα συλλέχθηκε σε δοκιμαστικό σωλήνα και αφέθηκε να πήξει για 30min σε θερμοκρασία δωματίου. Ακολούθησε φυγοκέντριση στα 1500×g για 10min. Αμέσως μετά τη λήξη της, ο ορός συλλέχθηκε και αποθηκεύτηκε στους -80°C μέχρι να αναλυθεί. Η δραστηριότητα της κρεατινικής κινάσης (CK) μετρήθηκε εις διπλούν φασματομετρικά (Spectronic 401; Milton Roy, NY), χρησιμοποιώντας διαθέσιμα εμπορικά κιτ (Spinreact, San Esteve, Spain). Το φυσιολογικό εύρος της κρεατινικής κινάσης στον ορό του αίματος για το γυναικείο πληθυσμό σύμφωνα με αυτή τη μεθοδολογία είναι 170UL⁻¹ στους 37°C.

Πρωτόκολλα βάρδισης και τρεξίματος. Οι εξεταζόμενες περπάτησαν στο διάδρομο βάρδισης, στο κέντρο του οποίου ήταν ενσωματωμένο ένα δυναμοδάπεδο και περπάτησαν και έτρεξαν στο δαπεδοεργόμετρο σε τέσσερις και τρεις ταχύτητες, αντιστοίχως. Η σειρά μεταξύ των δοκιμασιών στο διάδρομο βάρδισης και στο δαπεδοεργόμετρο ήταν τυχαία και έγινε με διάλειμμα 3-5 λεπτών μεταξύ τους. Στη δεύτερη συνεδρία (24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση) ζητήθηκε από τις εξεταζόμενες να περπατήσουν στο διάδρομο βάρδισης με την εξατομικευμένη τους ταχύτητα βάρδισης (comfortable walking speed, CWS), που είχε αξιολογηθεί στην πρώτη συνεδρία. Η μόνη διαφορά με την πρώτη συνεδρία ήταν ότι έπρεπε να κάνουν πέντε επιτυχημένα πατήματα με το δεξί και πέντε με το αριστερό σκέλος πάνω στο δυναμοδάπεδο. Οι προσπάθειες στις οποίες υπήρξε διαφορά $\pm 5\%$ σε σχέση με την εξατομικευμένη ταχύτητα που είχε μετρηθεί στη δεύτερη συνεδρία, καθώς και αυτές στις οποίες το πάτημα στο δυναμοδάπεδο δεν ήταν επιτυχημένο, ακυρώθηκαν. Επιτυχημένο θεωρήθηκε το πάτημα στο οποίο ολόκληρο το πέλμα πατούσε μέσα στο δυναμοδάπεδο. Κατά τη διάρκεια των προσπαθειών δόθηκε προφορική ανατροφοδότηση, με τις βασικότερες οδηγίες να είναι να περπατούν οι εξεταζόμενες ελεύθερα με τη φυσιολογική τους ταχύτητα και να κοιτούν συνέχεια μπροστά. Στην επαναμέτρηση αυτής της δοκιμασίας στο διάδρομο βάρδισης στην πέμπτη συνεδρία (48 ώρες μετά τον τραυματισμό) ζητήθηκε από τις ασκούμενες να περπατήσουν με δύο τρόπους. Ο πρώτος τρόπος ήταν με την ταχύτητα βάρδισης που μπορούσαν τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή, δεδομένου των έντονων συμπτωμάτων του μυϊκού τραυματισμού που παρουσίαζαν. Ο δεύτερος τρόπος ήταν να περπατήσουν με την ίδια ταχύτητα ($\pm 5\%$) που είχαν περπατήσει στην πρώτη και δεύτερη συνεδρία.

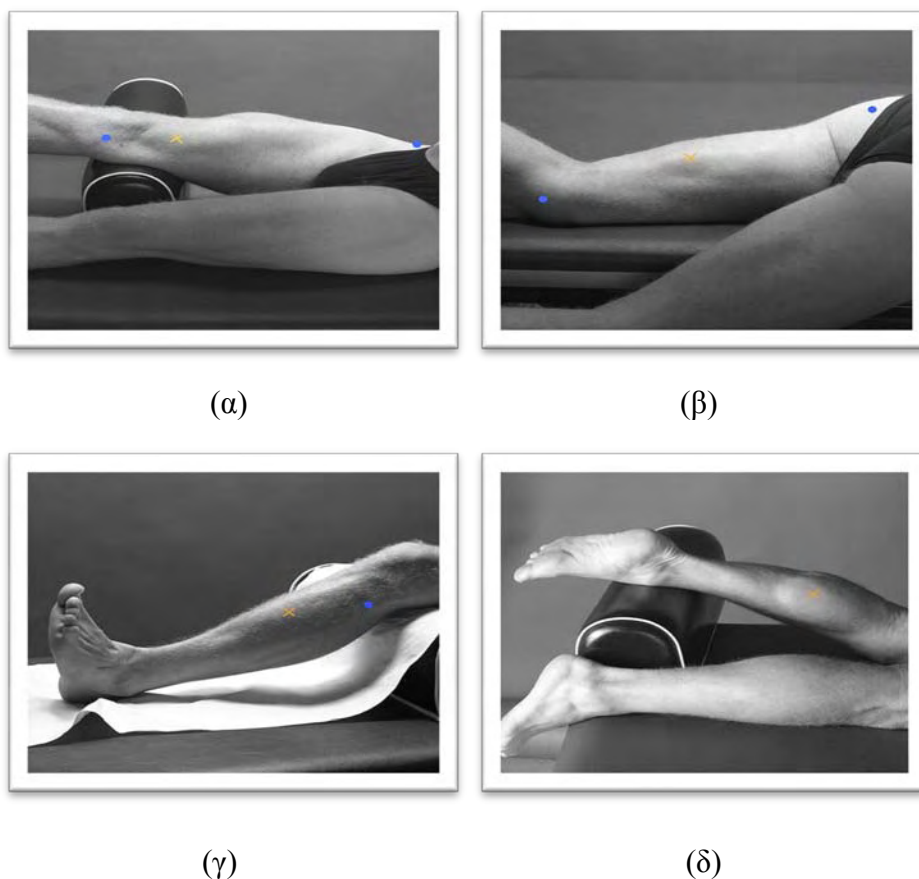
Οι δοκιμασίες στο δαπεδοεργόμετρο ήταν ίδιες τόσο πριν όσο και μετά την πλειομετρική άσκηση και τον επικείμενο μυϊκό τραυματισμό. Οι τέσσερις ταχύτητες βάδισης ήταν οι εξής: μια προκαθορισμένη φυσιολογική ταχύτητα 1.36m/s, η εξατομικευμένη ταχύτητα βάδισης (comfortable walking speed, CWS) που είχε υπολογιστεί στην πρώτη συνεδρία στο διάδρομο βάδισης (1.45 ± 0.12 m/s), μια προκαθορισμένη γρήγορη ταχύτητα 1.7m/s και η προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (preferred transition speed, PTS), που επίσης είχε προσδιοριστεί στην πρώτη συνεδρία στο δαπεδοεργόμετρο (1.99 ± 0.07 m/s). Οι τρεις ταχύτητες τρεξίματος ήταν οι εξής: και πάλι η προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (PTS), μια προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και μια προκαθορισμένη πιο γρήγορη ταχύτητα 3m/s. Η προκαθορισμένη φυσιολογική ταχύτητα βάδισης βασίστηκε σε προηγούμενες αναφορές (Oberg, Karsznia & Oberg, 1993; Perry & Burnfield, 2010). Όσον αφορά το τρέξιμο, δε χρησιμοποιήθηκαν ταχύτητες άνω των 3m/s καθώς κρίθηκε δύσκολο να επιτευχθούν 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση, λόγω του έντονου μυϊκού πόνου. Η διάρκεια των δοκιμασιών σε κάθε ταχύτητα ήταν 1min και μεταξύ τους παρεχόταν διάλλειμα 2min. Η σειρά διεξαγωγής της βάδισης και του τρεξίματος στις διάφορες ταχύτητες ήταν τυχαία. Δόθηκε η οδηγία στις εξεταζόμενες να κινούν τα άνω άκρα ελεύθερα και φυσιολογικά και να κοιτούν συνεχώς ευθεία μπροστά. Επίσης, δόθηκε προφορική ανατροφοδότηση σε περίπτωση που μετακινούνταν μπροστά ή πίσω σε σχέση με το κέντρο του δαπεδοεργόμετρου που ήταν το επιθυμητό.

Κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών τόσο στο διάδρομο βάδισης όσο και στο δαπεδοεργόμετρο έγινε τρισδιάστατη καταγραφή της κίνησης της πύελου και των κάτω άκρων και καταγραφή της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας τεσσάρων μυών των κάτω άκρων. Επιπρόσθετα, κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάδισης έγινε μέτρηση των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους σε τρεις διαστάσεις του άκρου που πατούσε κάθε φορά πάνω στη δυναμοπλατφόρμα. Για να είναι εφικτή η ανάλυση κίνησης, τοποθετήθηκαν πριν την έναρξη των δοκιμασιών στην πύελο και στα κάτω άκρα των ασκουμένων 24 ανακλαστήρες (markers), όπως προτείνεται σε συγκεκριμένη μελέτη (Schwartz & Rozumalski, 2005). Οι ανακλαστήρες σταθεροποιήθηκαν στα επιθήματα ανατομικά σημεία και θέσεις με ταινία διπλής όψης, όπως φαίνεται στο σχήμα 5 (α-γ).

Η τοποθέτηση των διπολικών ηλεκτροδίων πραγματοποιήθηκε σύμφωνα με τις συστάσεις της μελέτης του SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) στην έσω κεφαλή του τετρακέφαλου μυός (vastus medialis, VM),



Σχήμα 5. Τοποθέτηση ανακλαστήρων με βάση Schwartz & Rozumalski, 2005. Πρόσθια (α), οπίσθια (β) και πλάγια (γ) όψη.



Σχήμα 6. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων με βάση τη μελέτη του SENIAM στην έσω κεφαλή του τετρακέφαλου μυός (α), στον ημιτενοντώδη (β), στον πρόσθιο κνημιαίο (γ) και στην έσω κεφαλή του γαστροκνημίου (δ) (Hermens, Freriks & Merletti, 1999).

στον ημιτενοντώδη (semitendinosus, ST), στον πρόσθιο κνημιαίο (tibialis anterior, TA) και στην έσω κεφαλή του γαστροκνημίου (medial gastrocnemius, GAS) (Hermens, et al., 1999). Η ακριβής τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στους υπό εξέταση μύες φαίνεται στο σχήμα 6 (α-δ). Ένα μονοπολικό ηλεκτρόδιο έπαιξε το ρόλο της γείωσης και τοποθετήθηκε στην κνήμη των ασκουμένων.

Πριν την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων η επιδερμίδα τρίφτηκε με γυαλόχαρτο, ξυρίστηκε και απολυμάνθηκε με οινόπνευμα, ώστε να εξασφαλιστεί χαμηλή αντίσταση του δέρματος. Για τη σταθερότερη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο δέρμα των εξεταζόμενων έγινε επικόλλησή τους με λευκοπλάστη. Σταθεροποίηση πραγματοποιήθηκε και στα τα καλώδια των ηλεκτροδίων, ώστε να μειωθεί η πιθανότητα συλλογής χαμηλής συχνότητας θορύβου λόγω της μετατόπισής τους. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων υπήρξε συνεχής έλεγχος της σωστής θέσης των ηλεκτροδίων και των ανακλαστήρων. Σε περίπτωση τεχνικών προβλημάτων η τοποθέτηση επαναλήφθηκε. Οι θέσεις των ηλεκτροδίων και των ανακλαστήρων στην πρώτη μέτρηση σημειώθηκε με ανεξίτηλο μαρκαδόρο, ώστε να είναι όσο το δυνατόν οι ίδιες και στην επαναμέτρηση 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.

Επεξεργασία δεδομένων οπτικο-ηλεκτρονικού συστήματος. Τα δεδομένα που καταγράφηκαν από το σύστημα ανάλυσης της κίνησης φιλτραρίστηκαν με βάση πολυώνυμα 5^{ου} βαθμού (Woltring's cross-validated quintic splines, (Woltring, 1986)). Ο υπολογισμός των κινηματικών παραμέτρων βασίστηκε στο μοντέλο που περιγράφεται από τους Schwartz & Rozumalski (2005). Σύμφωνα με αυτό το μοντέλο, ο προσδιορισμός των κέντρων των αρθρώσεων και των αξόνων περιστροφής γίνεται σε δύο στάδια: το στατικό (static) και το δυναμικό (dynamic). Στο στατικό στάδιο χρησιμοποιείται το κλασικό μοντέλο του Davis για να γίνει ένας πρώτος υπολογισμός των θέσεων των κέντρων και των αξόνων περιστροφής (Davis, Ounpuu, Tyburski & Gage, 1991). Στη συνέχεια, στο δυναμικό στάδιο ζητείται από τον εξεταζόμενο να εκτελέσει ορισμένες λειτουργικές κινήσεις των κάτω άκρων και οι τελικές θέσεις των κέντρων των αρθρώσεων και των αξόνων περιστροφής υπολογίζονται με μεθόδους μαθηματικής βελτιστοποίησης (optimization). Με αυτό τον τρόπο μειώνονται τα σφάλματα στον προσδιορισμό των παραπάνω θέσεων, οπότε και των τελικών κινηματικών και κινητικών παραμέτρων που εξάγονται ιδιαίτερα στο μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο.

Τα βασικά γεγονότα του κύκλου διασκελισμού (gait events), που είναι η πρώτη επαφή και η απογείωση του ποδιού από το έδαφος, υπολογίστηκαν στο διάδρομο βάρδισης με τη βοήθεια του δυναμοδαπέδου και στο δαπεδοεργόμετρο με αυτοματοποιημένους αλγόριθμους που βασίζονται σε κινηματικά δεδομένα (Zeni Jr, Richards & Higginson, 2008). Τα δεδομένα σχετικοποιήθηκαν % του κύκλου διασκελισμού, ώστε να επιτραπούν οι συγκρίσεις μεταξύ των ατόμων και των μετρήσεων. Για τον προσδιορισμό των κινητικών παραμέτρων χρησιμοποιήθηκε μια κλασική μεθοδολογία αντίστροφης δυναμικής (inverse dynamics). Το κέντρο μάζας και η ροπή αδράνειας του κάθε μέλους υπολογίστηκαν χρησιμοποιώντας ανθρωπομετρικά δεδομένα που υπάρχουν στη βιβλιογραφία (Winter, 1990). Οι κινητικές παράμετροι σχετικοποιήθηκαν ως προς τη σωματική μάζα. Για την εξαγωγή των εμβιομηχανικών παραμέτρων υπολογίστηκε στο κάθε άτομο ο μέσος όρος πέντε προσπαθειών στο διάδρομο βάρδισης και 15-20 κύκλων διασκελισμού στο δαπεδοεργόμετρο. Οι αναλύσεις περιορίστηκαν στο δεξιό τμήμα του σώματος. Οι χωρο-χρονικές μεταβλητές που αξιολογήθηκαν στη βάρδιση και στο τρέξιμο παρουσιάζονται στον πίνακα 4. Οι κινηματικές μεταβλητές της πύελου παρουσιάζονται στον πίνακα 5, της άρθρωσης του ισχίου στον πίνακα 6 και στο σχήμα 7, του γόνατος στον πίνακα 7 και στο σχήμα 8 και της ποδοκνημικής στον πίνακα 8 και σχήμα 9. Οι κινητικές μεταβλητές περιορίστηκαν στις δοκιμασίες του διαδρόμου βάρδισης, λόγω έλλειψης ενσωματωμένου δυναμοδαπέδου στο δαπεδοεργόμετρο που να μπορεί να αξιολογήσει τις κινητικές παραμέτρους στη φάση στήριξης. Ωστόσο, στις δοκιμασίες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο έγινε υπολογισμός των κινητικών παραμέτρων της φάσης αιώρησης, καθώς υπήρξε ενδιαφέρον να μελετηθεί ποσοτικά η μυϊκή λειτουργία στη συγκεκριμένη φάση. Οι κινητικές μεταβλητές (ροπή και ισχύς) που αξιολογήθηκαν κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης για τις αρθρώσεις του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής παρουσιάζονται στα σχήματα 10-15.

Πίνακας 4. Χωρο-χρονικές παράμετροι που αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες της βάρδισης και του τρεξίματος. Οι παράμετροι που δεν έχουν θετικό πρόσημο (+) δεν αξιολογήθηκαν.

Χωρο-χρονικές Παράμετροι		Βάρδιση	Τρέξιμο
TS1	Μήκος βήματος (m)	+	+
TS2	Συχνότητα διασκελισμού (βήματα/min)	+	+

TS3	Απογείωση (% του κύκλου διασκελισμού)	+	+
TS4	Μονή φάση στήριξης (% του κύκλου διασκελισμού)	+	
TS5	Διπλή φάση στήριξης (% του κύκλου διασκελισμού)	+	
TS6	Εύρος της βάσης στήριξης (cm)	+	+
TS7	Ταχύτητα βάρδισης (m/s)*	+	

*Η παράμετρος TS7 αξιολογήθηκε μόνο στις δοκιμασίες του διαδρόμου βάρδισης.

Πίνακας 5. Κινηματικές παράμετροι της πύελου που αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες της βάρδισης και του τρεξίματος. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού. Οι παράμετροι που δεν έχουν θετικό πρόσημο (+) δεν αξιολογήθηκαν. Για τα κινηματικά πρότυπα της πύελου στο μετωπιαίο, προσθοπίσθιο και εγκάρσιο επίπεδο βλ. σχήμα 3α.

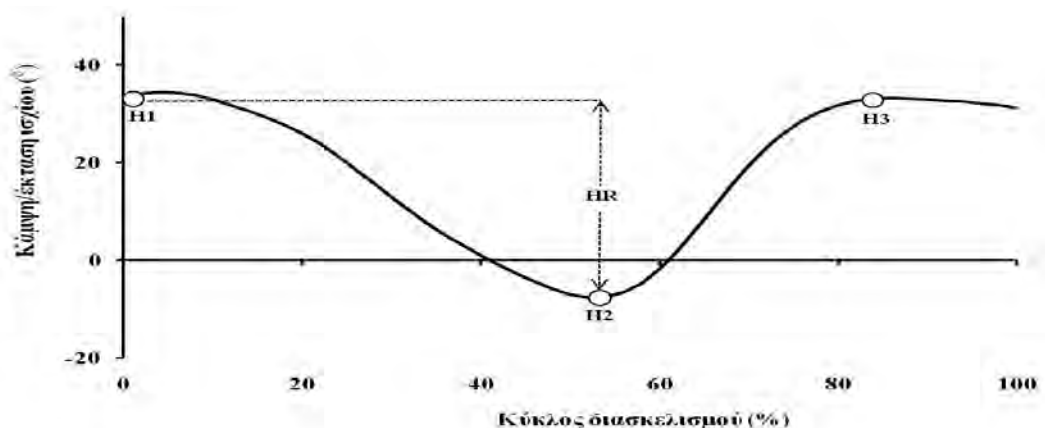
	Κινηματικές παράμετροι	Βάρδιση	Τρέξιμο
PT1	Πρόσθια/οπίσθια κλίση κατά την πρώτη επαφή (°)	+	
PT2	Πρόσθια/οπίσθια κλίση κατά την απογείωση (°)	+	
PT3	Μέγιστη πρόσθια κλίση στον ΚΔ (°)	+	
PT4	Μέγιστη οπίσθια κλίση στον ΚΔ (°)	+	
PT5	Μέσος όρος πρόσθιας/οπίσθιας κλίσης στον ΚΔ (°)	+	+
PTR	Εύρος κίνησης πρόσθιας/οπίσθιας κλίσης στον ΚΔ (°)	+	+
PO1	Επάνω/κάτω κλίση κατά την πρώτη επαφή (°)	+	
PO2	Επάνω/κάτω κλίση κατά την απογείωση (°)	+	
PO3	Μέγιστη επάνω κλίση στον ΚΔ (°)	+	
PO4	Μέγιστη κάτω κλίση στον ΚΔ (°)	+	
POR	Εύρος κίνησης επάνω/κάτω κλίσης στον ΚΔ (°)	+	+
PR1	Μέσα/έξω στροφή κατά την πρώτη επαφή (°)	+	
PR2	Μέσα/έξω στροφή κατά την απογείωση (°)	+	
PR3	Μέγιστη μέσα στροφή στον ΚΔ (°)	+	
PR4	Μέγιστη έξω στροφή στον ΚΔ (°)	+	

PRR	Εύρος κίνησης μέσα/έξω στροφής στον ΚΔ (°)	+	+
------------	--	---	---

*Η παράμετροι PT1-PT4, PO1-PO4 και PR1-PR4 αξιολογήθηκαν μόνο στις δοκιμασίες του διαδρόμου βάδισης.

Πίνακας 6. Κινηματικές παράμετροι της άρθρωσης του ισχίου που αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες της βάδισης και του τρεξίματος. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού. Οι παράμετροι που δεν έχουν θετικό πρόσημο (+) δεν αξιολογήθηκαν.

	Κινηματικές παράμετροι	Βάδιση	Τρέξιμο
H1	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	+	+
H2	Μέγιστη γωνία έκτασης στον ΚΔ (°)	+	+
H3	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (°)	+	+
HR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	+	+
HAV	Γωνιακή ταχύτητα κατά τη απογείωση (°/s)	+	

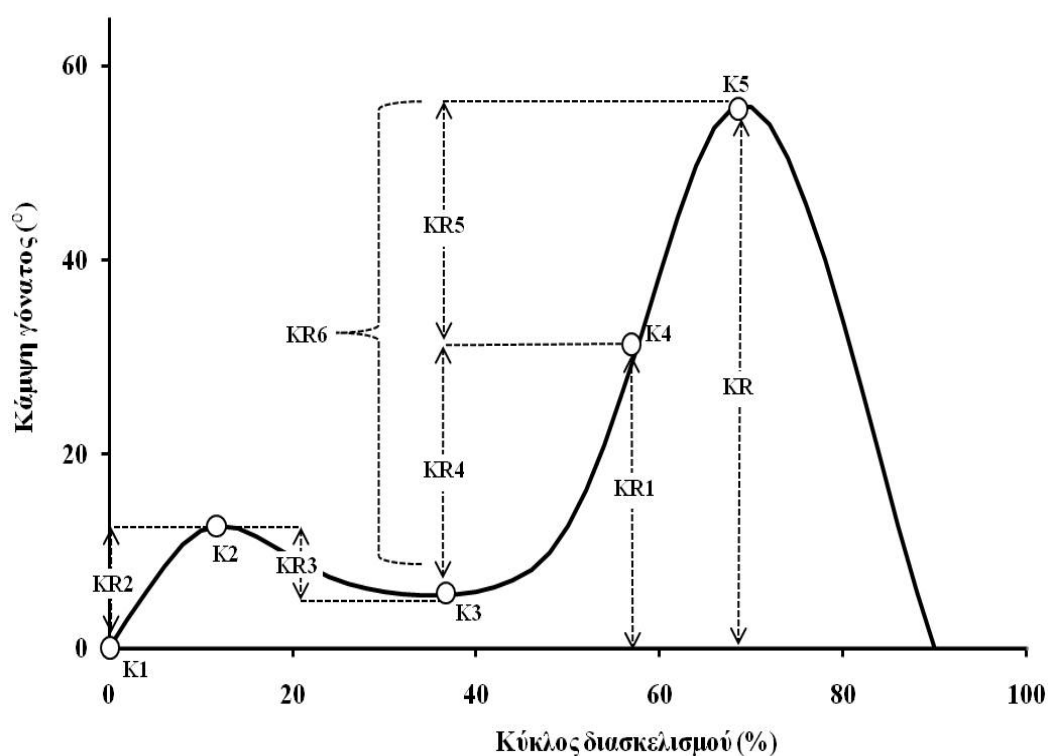


Σχήμα 7. Κάμψη/έκταση του ισχίου % του κύκλου διασκελισμού στη βάδιση. Οι μεταβλητές H1-H3 και HR περιγράφονται στον πίνακα 6.

Πίνακας 7. Κινηματικές παράμετροι της άρθρωσης του γόνατος που αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες της βάδισης και του τρεξίματος. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού. Οι παράμετροι που δεν έχουν θετικό πρόσημο (+) δεν αξιολογήθηκαν.

	Κινηματικές παράμετροι	Βάδιση	Τρέξιμο
K1	Γωνία κατά την πρώτη επαφή (°)	+	+
K2	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	+	+

K3	Ελάχιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	+	+
K4	Γωνία κατά την απογείωση (°)	+	+
K5	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (°)	+	+
KR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	+	+
KR1	Εύρος κίνησης στη φάση στήριξης K4-K1 (°)	+	
KR2	Εύρος κίνησης K2-K1 (°)	+	+
KR3	Εύρος κίνησης K2-K3 (°)	+	+
KR4	Εύρος κίνησης K4-K3 (°)	+	+
KR5	Εύρος κίνησης K5-K4 (°)	+	
KR6	Εύρος κίνησης K5-K3 (°)	+	+
KAV	Γωνιακή ταχύτητα κατά τη απογείωση (°/s)	+	

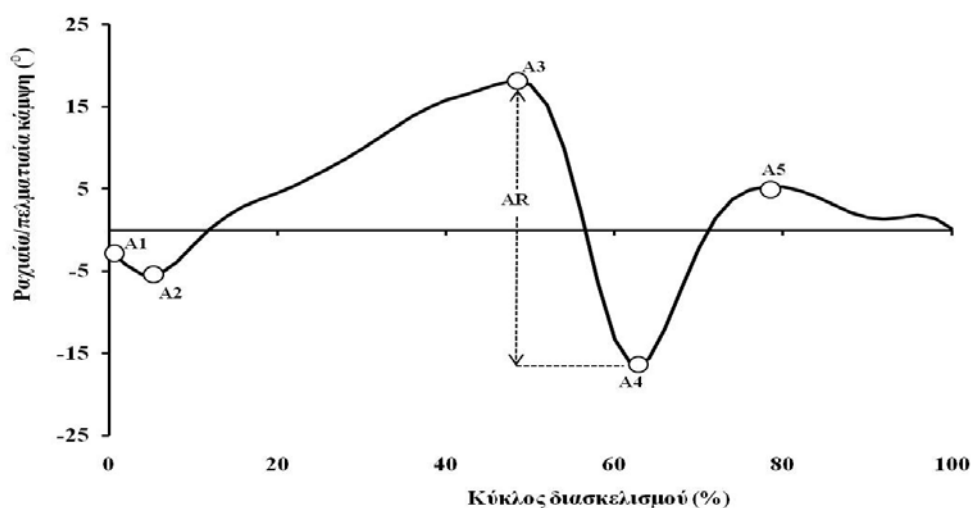


Σχήμα 8. Κάμψη του γόνατος % του κύκλου διασκελισμού στη βάδιση. Οι μεταβλητές K1-K5 και KR1-KR6 περιγράφονται στον πίνακα 7.

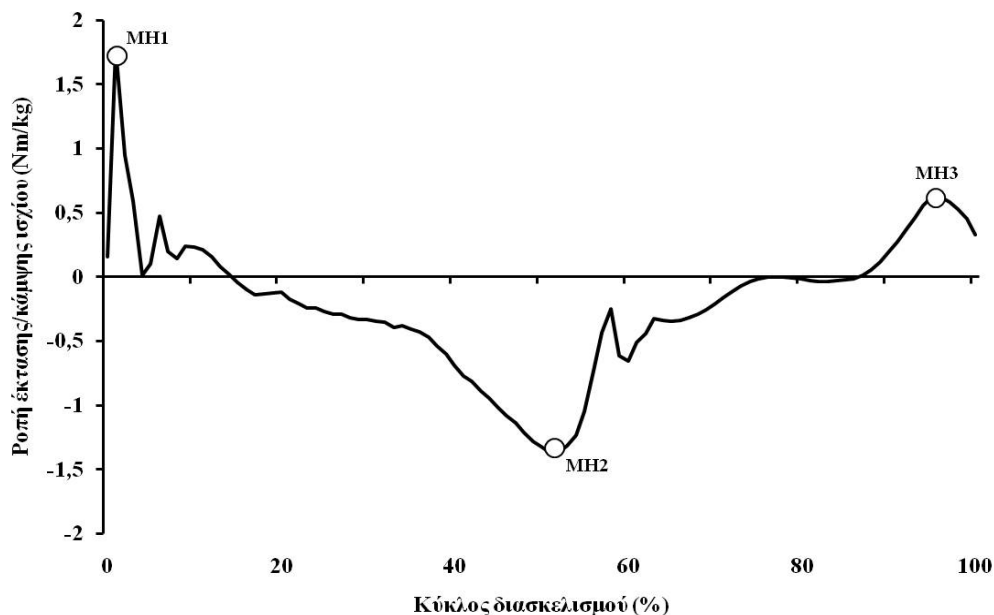
Πίνακας 8. Κινηματικές παράμετροι της ποδοκνημικής άρθρωσης που αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες της βάρδισης και του τρεξίματος. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού. Οι παράμετροι που δεν έχουν θετικό πρόσημο (+) δεν αξιολογήθηκαν.

Κινηματικές παράμετροι		Βάρδιση	Τρέξιμο
A1	Γωνία κατά την πρώτη επαφή (°)	+	+
A2	Πελματιαία κάμψη κατά την υποδοχή φόρτισης (°)	+	
A3	Μέγιστη ραχιαία κάμψη κατά τη φάση στήριξης (°)	+	+
A4	Μέγιστη πελματιαία κάμψη στον ΚΔ (°)	+	+
A5	Μέγιστη ραχιαία κάμψη στη φάση αιώρησης	+	+
AR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	+	+
AR1	Εύρος κίνησης A1-A2 (°)	+	
AR2	Εύρος κίνησης A3-A2 (°)	+	
AR3	Εύρος κίνησης A3-A4 (°)	+	
AR4	Εύρος κίνησης A5-A4 (°)	+	

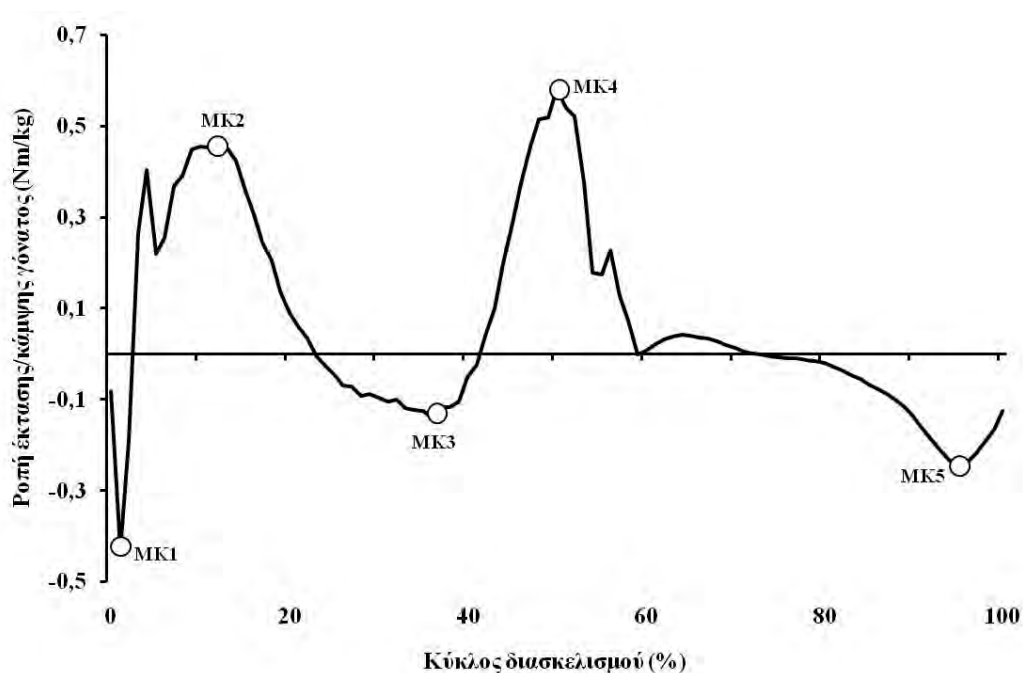
*Η παράμετροι AR1-AR4 αξιολογήθηκαν μόνο στις δοκιμασίες του διαδρόμου βάρδισης.



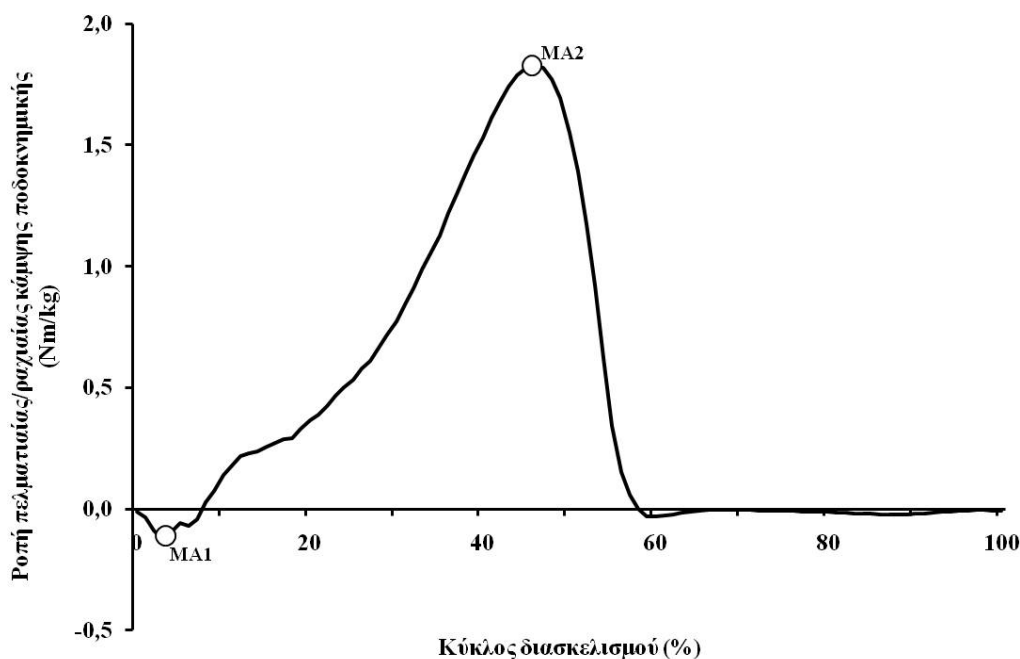
Σχήμα 9. Ραχιαία/πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής % του κύκλου διασκελισμού στη βάρδιση. Οι μεταβλητές A1-A5 και AR περιγράφονται στον πίνακα 7.



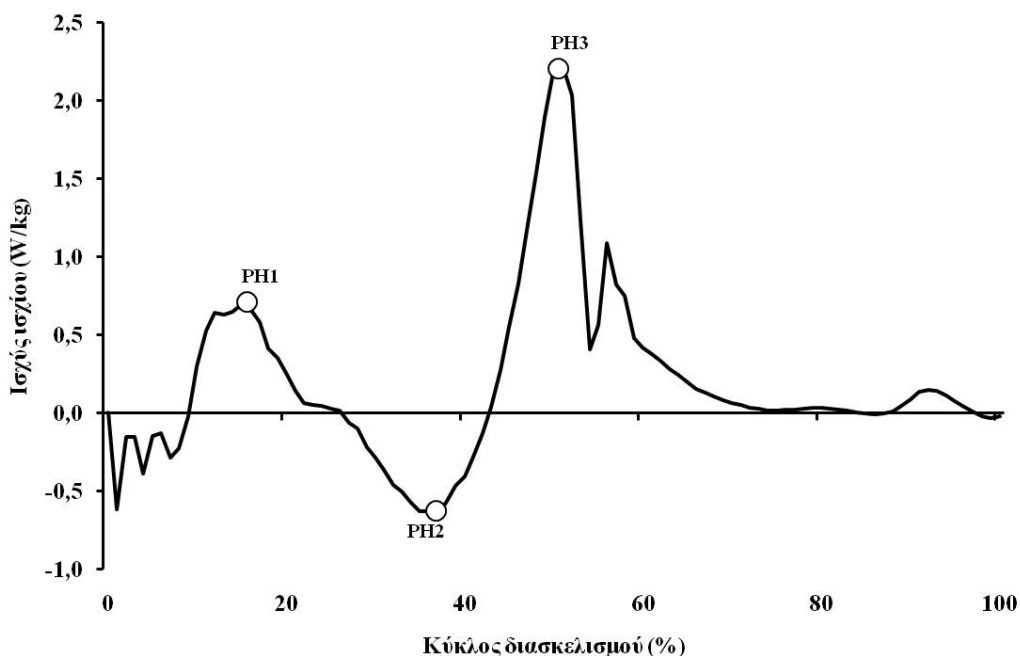
Σχήμα 10. Ροπή (internal moment) έκτασης/κάμψης του ισχίου % του κύκλου διασκελισμού στη βάδιση. MH1, μέγιστη ροπή έκτασης στη φάση στήριξης; MH2, μέγιστη ροπή κάμψης στη φάση στήριξης; MH3, μέγιστη ροπή έκτασης στη φάση αιώρησης.



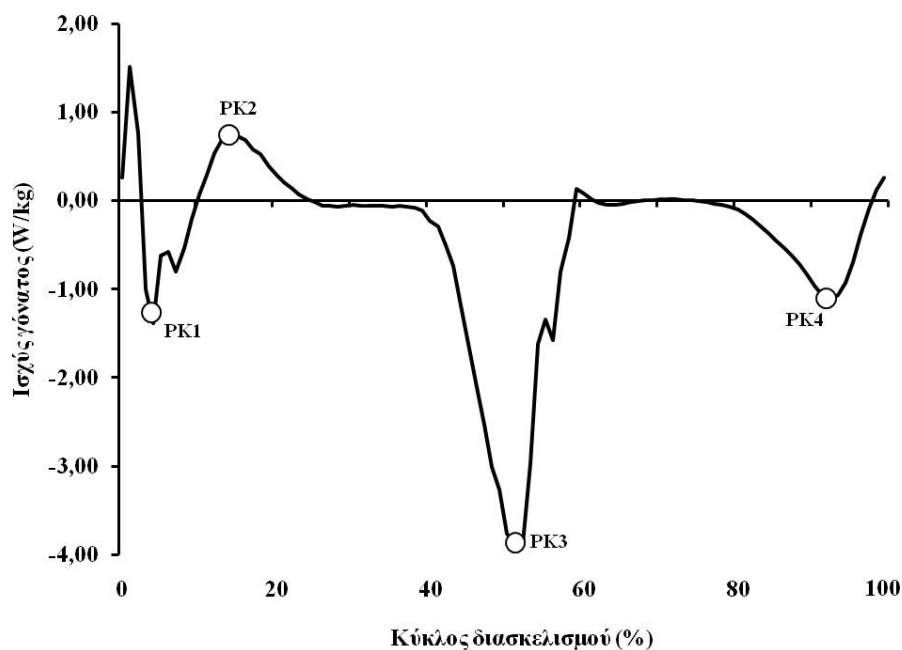
Σχήμα 11. Ροπή (internal moment) έκτασης/κάμψης του γόνατος % του κύκλου διασκελισμού στη βάδιση. MK1, πρώτη μέγιστη ροπή κάμψης στη φάση στήριξης; MK2, πρώτη μέγιστη ροπή έκτασης στη φάση στήριξης; MK3, δεύτερη μέγιστη ροπή κάμψης στη φάση στήριξης, MK4, δεύτερη μέγιστη ροπή έκτασης στη φάση στήριξης, MK5 μέγιστη ροπή κάμψης στη φάση αιώρησης.



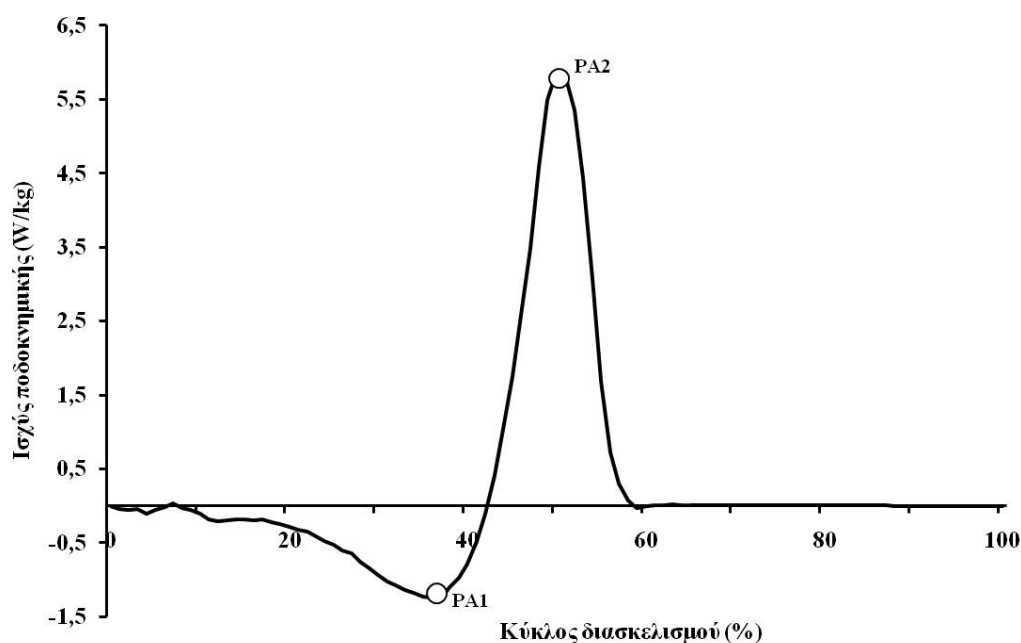
Σχήμα 12. Ροπή (internal moment) πελματιαίας/ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής % του κύκλου διασκελισμού στη βάδιση. MA1, μέγιστη ροπή ραχιαίας κάμψης στη φάση στήριξης; MA2, μέγιστη ροπή πελματιαίας κάμψη στη φάση στήριξης.



Σχήμα 13. Ισχύς (παραγωγή/απόσβεση ενέργειας) του ισχίου % του κύκλου διασκελισμού στη βάδιση. PH1, πρώτη μέγιστη θετική ισχύς; PH2, μέγιστη αρνητική ισχύς; PH3, δεύτερη μέγιστη θετική ισχύς.

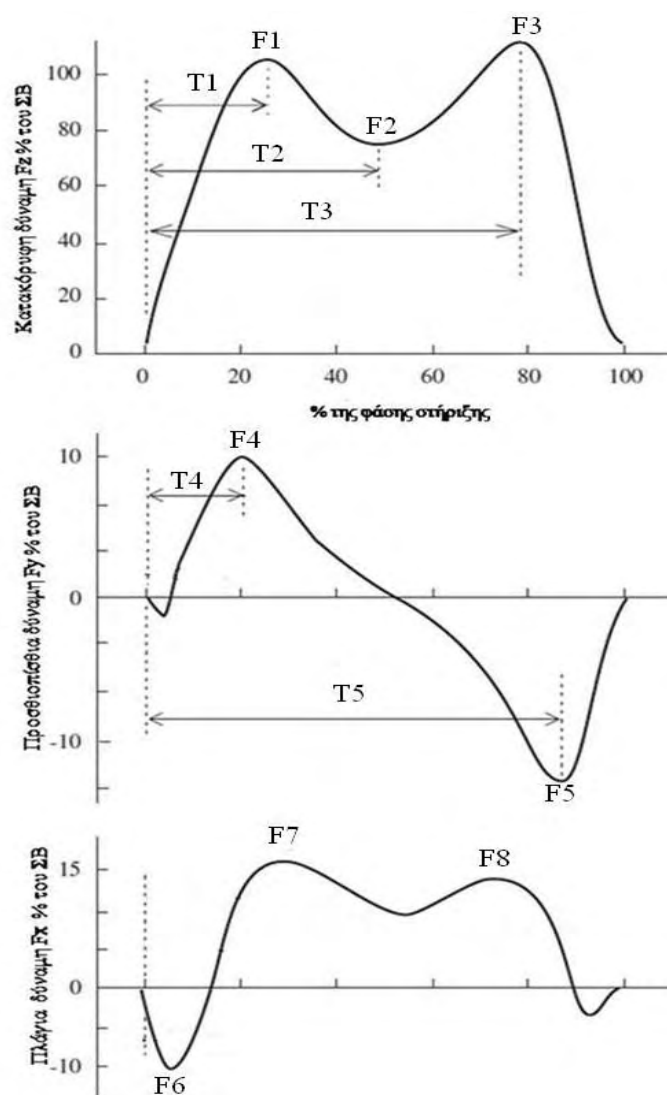


Σχήμα 14. Ισχύς (παραγωγή/απόσβεση ενέργειας) του γόνατος % του κύκλου διασκελισμού στη βάδιση. PK1, πρώτη μέγιστη αρνητική ισχύς στη φάση στήριξης; PK2, μέγιστη θετική ισχύς στη φάση στήριξης; PK3, δεύτερη μέγιστη αρνητική ισχύς στη φάση στήριξης; PK4, μέγιστη αρνητική ισχύς στη φάση αιώρησης.



Σχήμα 15. Ισχύς (παραγωγή/απόσβεση ενέργειας) της ποδοκνημικής % του κύκλου διασκελισμού στη βάδιση. PA1, μέγιστη αρνητική ισχύς; PA2, μέγιστη θετική ισχύς.

Επεξεργασία δεδομένων δυναμοδαπέδου. Οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους (σχετικοποιημένες % του σωματικού βάρους) καθώς και τα χρονικά σημεία εμφάνισής τους που αξιολογήθηκαν παρουσιάζονται στο σχήμα 16. Επιπρόσθετα, υπολογίστηκε ο ρυθμός επιβάρυνσης (loading rate) ως ο λόγος της πρώτης μέγιστης τιμής F1 της Fz (σχετικοποιημένης % του σωματικού βάρους) προς το χρόνο που μεσολαβεί από την πρώτη επαφή του σκέλους με το έδαφος έως το χρονικό σημείο εμφάνισης της (Hunt, et al., 2010; Keller, et al., 1996).



Σχήμα 16. Συνιστώσες της εδαφικής δύναμης αντίδρασης % της φάσης στήριξης κατά τη βάρδιση. Κατακόρυφη Fz (επάνω-κάτω), προσθιοπίσθια Fy (οπίσθια-πρόσθια) και πλάγια Fx (έσω-έξω πλευρά) δύναμη % του σωματικού βάρους (ΣΒ). Στην παρούσα διατριβή αξιολογήθηκαν οι μεταβλητές F₁-F₈ και τα χρονικά σημεία εμφάνισής τους T₁-T₅ (Σημείωση: Για περιγραφή των υπό εξέταση μεταβλητών βλ. ενότητα «Δύναμη αντίδρασης του εδάφους» στο υποκεφάλαιο «Εμβιομηχανική βάρδισης και τρεξίματος» της ανασκόπησης).

Υπολογισμός δυναμικής σκληρότητας της άρθρωσης του γόνατος (dynamic joint stiffness). Εκτός των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους καθώς και των χωρο-χρονικών, κινηματικών, και κινητικών παραμέτρων, υπολογίστηκε κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάδισης η δυναμική σκληρότητα της άρθρωσης του γόνατος. Σε δραστηριότητες όπως το τρέξιμο και τα άλματα, η δυναμική σκληρότητα της άρθρωσης του γόνατος ορίζεται η μεταβολή της γωνίας του γόνατος ως απάντηση στην παραγόμενη ροπή από την πρώτη επαφή στο έδαφος έως τη μέγιστη κάμψη του γόνατος (Brughelli & Cronin, 2008a, 2008b). Ωστόσο, στη βάδιση αρχικά παρατηρείται μια μέγιστη ροπή κάμψης, που στη συνέχεια μετατρέπεται σε ροπή έκτασης του γόνατος (Σχήμα 11). Για αυτό το λόγο η δυναμική σκληρότητα του γόνατος στη παρούσα εργασία υπολογίστηκε από το σημείο της πρώτης μέγιστης ροπής κάμψης του γόνατος (MK1, Σχήμα 11) έως το σημείο της μέγιστης γωνίας του γόνατος στη φάση στήριξης (K2, Σχήμα 8) ή το σημείο της πρώτης μέγιστης ροπής έκτασης του γόνατος (MK2, Σχήμα 11), ανάλογα με το ποιο από τα δύο εμφανιζόταν πρώτα κατά τις αναλύσεις στον κύκλο βάδισης (Dixon, Hinman, Creaby, Kemp & Crossley, 2010; Zeni Jr & Higginson, 2009). Δόθηκε προσοχή, ώστε ο αριθμητής και ο παρονομαστής του λόγου ΔM (μεταβολή ροπής) προς $\Delta \Theta$ (μεταβολή γωνίας) από τον οποίο υπολογίζεται η δυναμική σκληρότητα του γόνατος να παρουσιάζουν γραμμική μεταβολή.

Επεξεργασία ηλεκτρομυογραφικών δεδομένων. Τα ηλεκτρομυογραφικά δεδομένα που αποθηκευτήκαν στο σκληρό δίσκο του υπολογιστή, στη συνέχεια υπέστησαν μια φάση προ-επεξεργασίας πριν αναλυθούν. Οι κύκλοι διασκελισμού που αξιολογήθηκαν ήταν ακριβώς οι ίδιοι με αυτούς που αναλύθηκαν από τα δεδομένα του συστήματος ανάλυσης κίνησης. Η προ-επεξεργασία των ηλεκτρομυογραφικών σημάτων περιελάμβανε φιλτράρισμα των δεδομένων με ένα φίλτρο Butterworth 4^{ου} βαθμού διέλευσης των υψηλών συχνοτήτων (fourth order Butterworth high-pass filter) στα 20HZ, ώστε να απομονωθούν τα δεδομένα που οφείλονται σε θόρυβο (Gazendam & Hof, 2007). Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε ανόρθωση του σήματος (rectification) και φιλτράρισμα με φίλτρο Butterworth διέλευσης των χαμηλών συχνοτήτων (low-pass Butterworth filter) στα 10 Hz, ώστε να δημιουργηθεί γραμμικό περίγραμμα (linear envelope) του σήματος (DeVita, 1994). Τέλος, τα σήματα κατά το περπάτημα βάδισης σχετικοποιήθηκαν ως προς το μέγιστο (peak) ηλεκτρομυογράφημα της κάθε προσπάθειας, ενώ τα σήματα κατά το τρέξιμο στις διάφορες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο σχετικοποιήθηκαν ως προς το μέγιστο ηλεκτρομυογράφημα του τρεξίματος στην πιο αργή ταχύτητα, δηλαδή της

προτιμώμενης ταχύτητας μετάβασης (Karamanidis, Arampatzis & Bröggemann, 2004). Τα ηλεκτρομυογραφικά σήματα στις δοκιμασίες βάδισης του δαπεδοεργόμετρου δεν αξιολογήθηκαν. Μετά την προ-επεξεργασία των σημάτων η ανάλυση περιελάμβανε εντοπισμό των χρονικών παραμέτρων (έναρξη, λήξη και διάρκεια) του ηλεκτρομυογραφήματος. Ως έναρξη της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας του κάθε μυ θεωρήθηκε το σημείο εκείνο στο οποίο η δραστηριότητα υπερέβη κατά δύο τυπικές αποκλείσεις τη μέση δραστηριότητα σε συνθήκες ηρεμίας του ίδιου μυ (Karamanidis, et al., 2004). Το σημείο έναρξης της δραστηριότητας επιβεβαιώθηκε με οπτική παρατήρηση από τον ερευνητή.

Αξιοπιστία μεταξύ των μετρήσεων (test-retest reliability). Η αξιοπιστία των μετρήσεων των δεικτών του μυϊκού τραυματισμού (ισομετρική μέση μέγιστη ροπή και καθυστερημένος μυϊκός πόνος) και της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης (comfortable walking speed, CWS) που πραγματοποιήθηκαν δύο ξεχωριστές φορές πριν την πλειομετρική άσκηση ελέγχθηκε με τον συντελεστή συσχέτισης intraclass (R). Οι τιμές R για την ισομετρική μέση μέγιστη ροπή των εκτεινόντων και των καμπτήρων του γόνατος, του μυϊκού πόνου και της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης ήταν 0.95, 0.91, 1.00 και 0.87, αντίστοιχα. Η αξιοπιστία των μετρήσεων αξιολογήθηκε και με το συντελεστή διακύμανσης (coefficient of variation, CV). Οι τιμές για τους τρεις παραπάνω δείκτες του μυϊκού τραυματισμού ήταν 3.02, 4.52, 0 και 4.19%, αντίστοιχα.

Σχεδιασμός της έρευνας

Δείκτες μυϊκού τραυματισμού. Κάθε δείκτης μυϊκού τραυματισμού που προσδιορίστηκε αποτέλεσε εξαρτημένη μεταβλητή της μελέτης. Ανεξάρτητες μεταβλητές για την εξαρτημένη μεταβλητή μέση μέγιστη ισομετρική ροπή αποτέλεσαν η χρονική στιγμή της μέτρησης (5 επίπεδα) και η εξεταζόμενη μυϊκή ομάδα (2 επίπεδα). Όσον αφορά τον καθυστερημένο μυϊκό πόνο, ανεξάρτητη μεταβλητή ήταν η χρονική στιγμή της μέτρησης (4 επίπεδα). Η χρονική στιγμή της μέτρησης (2 επίπεδα) αποτέλεσε την ανεξάρτητη μεταβλητή και για τα επίπεδα της κρεατινικής κινάσης στο αίμα. Στον αριθμό των επιπέδων της ανεξάρτητης μεταβλητής χρονικής στιγμής της μέτρησης για τις εξαρτημένες μεταβλητές μέση μέγιστη ισομετρική ροπή και καθυστερημένος μυϊκός πόνος δεν συμπεριλαμβάνονται οι μετρήσεις που χρησιμοποιήθηκαν για τον έλεγχο της αξιοπιστίας μεταξύ των μετρήσεων. Οι μετρήσεις αυτές έγιναν στις 72 και 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση για τους παραπάνω δείκτες της μυϊκής βλάβης, αντιστοίχως.

Αναλυτικά ο σχεδιασμός της έρευνας ως προς τις μετρήσεις του μυϊκού τραυματισμού παρουσιάζεται στον πίνακα 9.

Πίνακας 9. Σχεδιασμός μετρήσεων μυϊκού τραυματισμού.

Ανεξάρτητες μεταβλητές	Επίπεδα	Εξαρτημένες μεταβλητές
Χρονική στιγμή της μέτρησης	5 επίπεδα (λίγο πριν, αμέσως μετά, 24-72 ώρες μετά)	Μέση μέγιστη ισομετρική ροπή
Εξεταζόμενη μυϊκή ομάδα	2 επίπεδα (εκτείνοντες και καμπτήρες του γόνατος)	
Χρονική στιγμή της μέτρησης	4 επίπεδα (λίγο πριν, 24-72 ώρες μετά)	Καθυστερημένος μυϊκός πόνος
Χρονική στιγμή της μέτρησης	2 επίπεδα (λίγο πριν, 72 ώρες μετά)	Επίπεδα κρεατινικής κινάσης στο αίμα

Περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης. Εξαρτημένες μεταβλητές ορίστηκαν οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους, ο ρυθμός επιβάρυνσης (loading rate), η δυναμική σκληρότητα της άρθρωσης του γόνατος, οι χωρο-χρονικές, κινηματικές, κινητικές και ηλεκτρομυογραφικές μεταβλητές. Ανεξάρτητη μεταβλητή αποτέλεσε η χρονική στιγμή των μετρήσεων. Η χρονική στιγμή της μέτρησης θεωρήθηκε ότι έχει δύο επίπεδα (24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση).

Βάρδιση και τρέξιμο σε διαφορετικές ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο. Εξαρτημένες μεταβλητές ως προς τις δοκιμασίες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο ορίστηκαν οι χωρο-χρονικές, κινηματικές και κινητικές (στη φάση αιώρησης) παράμετροι. Ανεξάρτητη μεταβλητή αποτέλεσε η χρονική στιγμή των μετρήσεων (δύο επίπεδα) και η ταχύτητα βάρδισης (4 επίπεδα). Εξαρτημένες μεταβλητές ως προς τις δοκιμασίες τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο ορίστηκαν οι χωρο-χρονικές, κινηματικές και ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι. Ανεξάρτητη μεταβλητή ήταν η χρονική στιγμή των μετρήσεων (δύο επίπεδα) και η ταχύτητα τρεξίματος (3 επίπεδα). Αναλυτικά ο σχεδιασμός της έρευνας ως προς τις δοκιμασίες στο δαπεδοεργόμετρο παρουσιάζεται στον πίνακα 10.

Πίνακας 10. Σχεδιασμός δοκιμασιών βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο.

Ανεξάρτητες μεταβλητές	Επίπεδα	Εξαρτημένες μεταβλητές
Χρονική στιγμή της μέτρησης	2 επίπεδα (24 ώρες πριν, 48 ώρες μετά)	Χωρο-χρονικές,
Ταχύτητα βάρδισης	4 επίπεδα (1.36m/s, εξατομικευμένη ταχύτητα βάρδισης, 1.7m/s, προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης)	κινηματικές και κινητικές παράμετροι (μόνο φάσης αιώρησης) κατά τη βάρδιση
Χρονική στιγμή της μέτρησης	2 επίπεδα (24 ώρες πριν, 48 ώρες μετά)	Χωρο-χρονικές, κινηματικές και
Ταχύτητα τρεξίματος	3 επίπεδα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης, 2.5m/s, 3m/s)	ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι κατά τα τρέξιμο

Βάρδιση και τρέξιμο στην ίδια ταχύτητα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης) στο δαπεδοεργόμετρο. Εξαρτημένες μεταβλητές ορίστηκαν οι χωρο-χρονικές και κινηματικές παράμετροι. Ανεξάρτητη μεταβλητή ήταν η χρονική στιγμή της μέτρησης (24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση). Ο τρόπος μετακίνησης (βάρδιση και τρέξιμο) δε θεωρήθηκε ανεξάρτητη μεταβλητή, καθώς δεν είχε τεθεί στους στόχους της διατριβής η σύγκριση των τιμών των εξαρτημένων μεταβλητών μεταξύ βάρδισης και τρεξίματος πριν και μετά τη πλειομετρική άσκηση. Το ενδιαφέρον στράφηκε στην εξέλιξη των εξαρτημένων μεταβλητών ανάλογα με τη χρονική στιγμή μέτρησης, ξεχωριστά στη βάρδιση και στο τρέξιμο.

IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Δείκτες μυϊκού τραυματισμού

Για τον έλεγχο της ομαλότητας της κατανομής των εξεταζόμενων μεταβλητών εφαρμόστηκε το τεστ Kolmogorov-Smirnov. Χρησιμοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης διπλής κατεύθυνσης με δύο επαναλαμβανόμενους παράγοντες (5 χρονικές στιγμές μέτρησης \times 2 μυϊκές ομάδες) για να διερευνηθεί η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στην μέση μέγιστη ισομετρική ροπή. Χρησιμοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης διπλής κατεύθυνσης με δύο επαναλαμβανόμενους παράγοντες (4 χρονικές στιγμές μέτρησης \times 2 μυϊκές ομάδες) για να διαπιστωθεί η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στον καθυστερημένο μυϊκό πόνο. Και στις δύο παραπάνω αναλύσεις οι επιμέρους σημαντικές αλληλεπιδράσεις ή κύριες επιδράσεις μελετήθηκαν χρησιμοποιώντας post-hoc ανάλυση με διόρθωση Bonferroni. Τέλος, η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στα επίπεδα της κρεατινικής κινάσης στον ορό του αίματος ελέγχθηκε μεταξύ των δύο μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν με t-test για εξαρτημένα δείγματα. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε για όλες τις παραπάνω αναλύσεις σε $p < .05$. Από τα αποτελέσματα των στατιστικών αναλύσεων προέκυψε στατιστικά σημαντική επίδραση της πλειομετρικής άσκησης σε όλους τους εξεταζόμενους δείκτες του μυϊκού τραυματισμού που αξιολογήθηκαν (Πίνακας 11). Συγκεκριμένα, ο μυϊκός πόνος αυξήθηκε σε όλες τις χρονικές στιγμές σε σχέση με την μέτρηση πριν την πλειομετρική άσκηση ($F_{(3,57)} = 123.9$, $p < .05$). Τα επίπεδα της κρεατινικής κινάσης στο αίμα παρουσίασαν σημαντική αύξηση 72 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($t_{(19)} = 8.43$, $p < .05$). Επίσης, παρατηρήθηκε αλληλεπίδραση των παραγόντων όσον αφορά τη μέση μέγιστη ισομετρική ροπή των εκτεινόντων και των καμπτήρων του γόνατος ($F_{(4,80)} = 2.70$, $p < .05$). Από τη post-hoc ανάλυση διαπιστώθηκαν διαφορές στην ισομετρική ροπή (σχετικοποιημένες τιμές) μεταξύ των δύο εξεταζόμενων μυϊκών ομάδων μόνο στις 24 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Και στις δύο μυϊκές ομάδες σημειώθηκε μείωση της ροπής σε όλες τις μετρήσεις που ακολούθησαν την πλειομετρική άσκηση.

Πίνακας 11. Επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στους δείκτες του μυϊκού τραυματισμού. Τα δεδομένα παρουσιάζονται ως μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις.

Δείκτες μυϊκού τραυματισμού	Λίγο πριν	Αμέσως μετά	24 ώρες μετά	48 ώρες μετά	72 ώρες μετά
MMIP εκτεινόντων (Nm)	159.6 \pm 23.36	121.4 \pm 20.64*	97.56 \pm 34.35*	91.75 \pm 33.14*	106.4 \pm 33.91*
MMIP καμτήρων (Nm)	93.03 \pm 13.34	72.23 \pm 13.18*	66.44 \pm 15.12*	52.14 \pm 20.57*	59.74 \pm 21.36*
MMIP εκτεινόντων (σχετικοποιημένη)	100	76.21 \pm 9.43*	60.38 \pm 18.83 [#]	56.95 \pm 18.82*	66.56 \pm 19.58*
MMIP καμτήρων (σχετικοποιημένη)	100	78.13 \pm 12.14*	71.43 \pm 12.13 [#]	56.15 \pm 19.14*	64.02 \pm 18.15*
CK (U/l)	157 \pm 139	Δ M	Δ M	Δ M	4600 \pm 225*
CK (σχετικοποιημένη)	100	Δ M	Δ M	Δ M	4471 \pm 348*
DOMS εκτεινόντων	0	Δ M	5.21 \pm 1.22*	7.28 \pm 2.03*	6.29 \pm 2.23*
DOMS καμτήρων	0	Δ M	5.08 \pm 1.51*	7.51 \pm 1.81*	6.51 \pm 2.42*

* στατιστικά σημαντική διαφορά σε σχέση με τις τιμές πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

[#] στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ εκτεινόντων και καμτήρων ($p < .05$).

Δ M, δεν μετρήθηκε; MMIP εκτεινόντων (Nm), απόλυτες τιμές μέσης μέγιστης ισομετρικής ροπής εκτεινόντων γόνατος; MMIP καμτήρων (Nm), απόλυτες τιμές μέσης μέγιστης ισομετρικής ροπής καμτήρων γόνατος; MMIP εκτεινόντων (σχετικοποιημένη), μέση μέγιστη ισομετρική ροπή εκτεινόντων γόνατος εκφρασμένη % των τιμών πριν την πλειομετρική άσκηση; MMIP καμτήρων (σχετικοποιημένη), μέση μέγιστη ισομετρική ροπή καμτήρων γόνατος εκφρασμένη % των τιμών πριν την πλειομετρική άσκηση; CK(U/l), κρεατινική κινάση; CK (σχετικοποιημένη), κρεατινική κινάση % των τιμών πριν την πλειομετρική άσκηση; DOMS εκτεινόντων, καθυστερημένος μυϊκός πόνος εκτεινόντων γόνατος; DOMS καμτήρων, καθυστερημένος μυϊκός πόνος καμτήρων γόνατος.

Περπάτημα στο διάδρομο βάδισης

Αφού ελέγχθηκε η ομαλότητα της κατανομής των μεταβλητών με το τεστ Kolmogorov-Smirnov, εφαρμόστηκαν στη συνέχεια t-test για εξαρτημένα δείγματα για να εξεταστεί η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στις εξεταζόμενες εμβιομηχανικές παραμέτρους κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάδισης. Οι τιμές των εμβιομηχανικών παραμέτρων κατά το περπάτημα στην εξατομικευμένη ταχύτητα βάδισης πριν την πλειομετρική άσκηση συγκρίθηκαν ξεχωριστά με τις αντίστοιχες τιμές των δύο τρόπων-ταχυτήτων που χρησιμοποιήθηκαν 48 ώρες μετά (βλ. ενότητα «πρωτόκολλα βάδισης και τρεξίματος» στο υποκεφάλαιο «πειραματική διαδικασία» της μεθοδολογίας). Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε για όλες τις αναλύσεις σε $p < .05$

Χωρο-χρονικές παράμετροι. Τα αποτελέσματα των χωρο-χρονικών παραμέτρων παρουσιάζονται στον πίνακα 12. Συνοπτικά, παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές του συνόλου των χωρο-χρονικών παραμέτρων της βάδισης 24 ώρες πριν και του 1^ο τρόπου βάδισης 48 ώρες μετά τη πλειομετρική άσκηση ($p < .05$). Ωστόσο, οι διαφορές αυτές περιορίστηκαν στις παραμέτρους του μήκους βήματος (TS1), της συχνότητας διασκελισμού (TS2) και του εύρους της βάσης στήριξης (TS6) όταν έγινε σύγκριση των αρχικών μετρήσεων με το 2^ο τρόπο βάδισης 48 ώρες μετά την πρόκληση του τραυματισμού ($p < .05$).

Πίνακας 12. Χωρο-χρονικές παράμετροι κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Ο 1^{ος} τρόπος βάδισης 48 ώρες μετά αντιστοιχεί στην ταχύτητα που μπορούσαν να περπατήσουν οι εξεταζόμενες τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή, δεδομένου των έντονων συμπτωμάτων του μυϊκού τραυματισμού που παρουσίαζαν. Ο 2^{ος} τρόπος αντιστοιχεί στην εξατομικευμένη ταχύτητα ($\pm 5\%$) που είχαν περπατήσει στην πρώτη και δεύτερη συνεδρία. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t(df)$. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

Χωρο-χρονικές παράμετροι		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$
TS1	Μήκος βήματος (cm)	71.52 \pm 7.89	62.86 \pm 9.48*	5.84	70.21 \pm 7.03*	2.11
TS2	Συχνότητα διασκελισμού (βήματα/min)	120.44 \pm 6.42	113.59 \pm 9.16*	2.79	123.90 \pm 6.91*	3.90

TS3	Απογείωση (% του ΚΔ)	60.10 ± 1.68	61.21 ± 2.02*	2.18	59.66 ± 1.67	0.89
TS4	Μονή φάση στήριξης (% του ΚΔ)	40.65 ± 1.85	39.32 ± 3.18*	2.10	40.20 ± 2.07	0.90
TS5	Διπλή φάση στήριξης (% του ΚΔ)	19.45 ± 3.07	21.91 ± 4.44*	2.47	19.46 ± 2.99	0.01
TS6	Εύρος βάσης στήριξης (cm)	12.54 ± 3.27	15.47 ± 4.32*	3.73	14.91 ± 3.78*	4.26
TS7	Ταχύτητα βάδισης (m/s)	1.44 ± 0.16	1.20 ± 0.24*	4.57	1.46 ± 0.18	1.14

*στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Κινηματικές παράμετροι. Τα αποτελέσματα των κινηματικών αναλύσεων για την πύελο παρουσιάζονται στον πίνακα 13. Όσον αφορά τον 1^ο τρόπο βάδισης 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση, οι μεταβολές των κινηματικών χαρακτηριστικών της πύελο σημειώθηκαν σε μεμονωμένες περιπτώσεις. Όταν όμως η ταχύτητα κίνησης εξισώθηκε στο 2^ο τρόπο βάδισης με την εξατομικευμένη ταχύτητα των αρχικών μετρήσεων προ του μυϊκού τραυματισμού, η πύελος παρουσίασε εμφανείς μεταβολές κυρίως στην πρόσθια/οπίσθια κλίση της (PT2, PT3, PT5), καθώς και στη έσω/έξω στροφή της (PR2-PRR; $p < .05$).

Πίνακας 13. Κινηματικές παράμετροι πύελο κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι ± τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t_{(df)}$. Σημείωση: Για επεξήγηση 1^{ου} και 2^{ου} τρόπου βάδισης 48 ώρες μετά βλ. πίνακα 12. ΚΔ, κύκλος διασκελισμού. Οι τιμές της προς τα κάτω κλίσης και της έξω στροφής της πύελο αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

Κινηματικές παράμετροι πύελο	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$
PT1 Πρόσθια/οπίσθια κλίση κατά την πρώτη επαφή (°)	10.78 ± 5.26	10.89 ± 5.99	0.15	10.85 ± 5.54	0.10
PT2 Πρόσθια/οπίσθια κλίση κατά την απογείωση (°)	10.61 ± 4.88	12.28 ± 6.01*	2.02	11.90 ± 5.36*	1.84

PT3	Μέγιστη πρόσθια κλίση στον ΚΔ (°)	12.94 ± 4.68	14.00 ± 5.97	1.45	14.20 ± 5.12*	2.30
PT4	Μέγιστη οπίσθια κλίση στον ΚΔ (°)	9.05 ± 4.92	9.79 ± 5.87	0.92	9.63 ± 5.52	0.83
PT5	Μέσος όρος πρόσθιας/οπίσθιας κλίσης στον ΚΔ (°)	10.69 ± 4.94	12.09 ± 5.78	2.04	12.11 ± 5.30*	2.53
PTR	Εύρος κίνησης πρόσθιας/οπίσθιας κλίσης στον ΚΔ (°)	3.89 ± 0.92	4.21 ± 1.42	2.01	4.58 ± 1.20*	2.29
PO1	Επάνω/κάτω κλίση κατά την πρώτη επαφή (°)	4.06 ± 2.09	4.00 ± 2.06	0.13	4.83 ± 2.13*	2.57
PO2	Επάνω/κάτω κλίση κατά την απογείωση (°)	-5.84 ± 2.15	-5.36 ± 1.94	1.08	-6.03 ± 1.96	0.44
PO3	Μέγιστη επάνω κλίση στον ΚΔ (°)	9.35 ± 2.21	8.19 ± 2.30*	2.29	9.38 ± 2.29	0.07
PO4	Μέγιστη κάτω κλίση στον ΚΔ (°)	-6.69 ± 2.29	-5.78 ± 1.99	1.74	-6.80 ± 2.18	0.21
POR	Εύρος κίνησης επάνω/κάτω κλίσης στον ΚΔ (°)	16.04 ± 3.61	13.97 ± 3.35	0.14	16.18 ± 3.49	0.19
PR1	Μέσα/έξω στροφή κατά την πρώτη επαφή (°)	8.86 ± 2.66	8.42 ± 3.32	0.63	9.71 ± 3.97	1.37
PR2	Μέσα/έξω στροφή κατά την απογείωση (°)	-2.59 ± 2.83	-3.64 ± 3.08	0.12	-4.77 ± 3.87*	2.98
PR3	Μέγιστη μέσα στροφή στον ΚΔ (°)	9.81 ± 3.11	9.70 ± 3.30	0.74	11.08 ± 3.79*	2.25
PR4	Μέγιστη έξω στροφή στον ΚΔ (°)	-5.09 ± 3.16	-5.53 ± 2.81	0.74	-7.21 ± 4.17*	2.73
PRR	Εύρος κίνησης μέσα/έξω στροφής στον ΚΔ (°)	14.89 ± 4.44	15.23 ± 5.09	0.29	18.29 ± 6.03*	2.92

* στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Τα ευρήματα των κινηματικών αναλύσεων για την άρθρωση του ισχίου παρατίθενται στον πίνακα 14. Το συνολικό εύρος κίνησης και όλες οι γωνιακές θέσεις που

εξετάστηκαν εμφάνισαν σημαντικές μεταβολές στον 1^ο τρόπο βάρδισης 48 ώρες μετά την άσκηση ($p < .05$). Στο 2^ο τρόπο βάρδισης παρατηρήθηκε μείωση στη μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (H1) και στο συνολικό εύρος κίνησης (HR; $p < .05$). Σε κανένα από τους δύο τρόπους βάρδισης δεν υπήρξε σημαντική διάφορα στις γωνιακές ταχύτητες κατά την απογείωση (HAV; $p > .05$).

Πίνακας 14. Κινηματικές παράμετροι της άρθρωσης του ισχίου κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t_{(df)}$. Για επεξήγηση 1^{ου} και 2^{ου} τρόπου βάρδισης 48 ώρες μετά βλ. πίνακα 12. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού. Οι τιμές της έκτασης του ισχίου αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

Κινηματικές παράμετροι ισχίου	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$
H1 Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	34.74 \pm 6.20	31.29 \pm 7.63*	3.27	32.65 \pm 6.94*	3.10
H2 Μέγιστη γωνία έκτασης στον ΚΔ (°)	-11.15 \pm 6.47	-7.72 \pm 8.38*	3.08	-10.34 \pm 6.96	1.09
H3 Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (°)	38.83 \pm 5.34	36.04 \pm 6.96*	3.05	38.13 \pm 6.21	1.09
HR Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	50.48 \pm 5.14	43.95 \pm 6.46*	4.03	48.63 \pm 4.01*	2.14
HAV Γωνιακή ταχύτητα κατά την απογείωση (°/s)	195.0 \pm 30.5	196.5 \pm 37.1	0.17	197.1 \pm 37.9	0.26

* στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Τα δεδομένα των κινηματικών αναλύσεων για την άρθρωση του γόνατος παρουσιάζονται στον πίνακα 15. Παρατηρήθηκαν σημαντικές μεταβολές στην πλειοψηφία των μεταβλητών που εξετάστηκαν όσον αφορά τον 1^ο τρόπο βάρδισης. Συγκεκριμένα, μειώθηκε σημαντικά η μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (K2), αυξήθηκε η ελάχιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (K3), μειώθηκε η μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (K5) και μειώθηκαν το συνολικό (KR) καθώς και τα περισσότερα από τα επιμέρους εύρη του κύκλου διασκελισμού που εξετάστηκαν (KR2-KR6; $p < .05$). Τέλος,

μειώθηκε σημαντικά η γωνιακή ταχύτητα του γόνατος τη στιγμή της απογείωσης (KAV; $p < .05$).

Οι μεταβολές αναφορικά με το 2^ο τρόπο βάρδισης αν και λιγότερο εμφανείς ήταν σημαντικές σε αρκετές παραμέτρους. Συγκεκριμένα, μειώθηκε η μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (K5), το συνολικό εύρος κίνησης (KR), καθώς ακόμα τα επιμέρους εύρη του κύκλου διασκελισμού KR3, KR5, KR6 ($p < .05$). Αξίζει να σημειωθεί ότι εντοπίστηκε τάση για στατιστικά σημαντική μείωση της μέγιστης γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (K2; $p = .06$) και του εύρους κίνησης KR2 ($p = .06$). Τέλος, στατιστικά σημαντική μείωση εμφάνισε η γωνιακή ταχύτητα του γόνατος τη στιγμή της απογείωσης (KAV; $p < .05$). Τα κυριότερα αποτελέσματα που παρατηρήθηκαν στον 2^ο τρόπο βάρδισης απεικονίζονται γραφικά στα σχήματα 17 και 18.

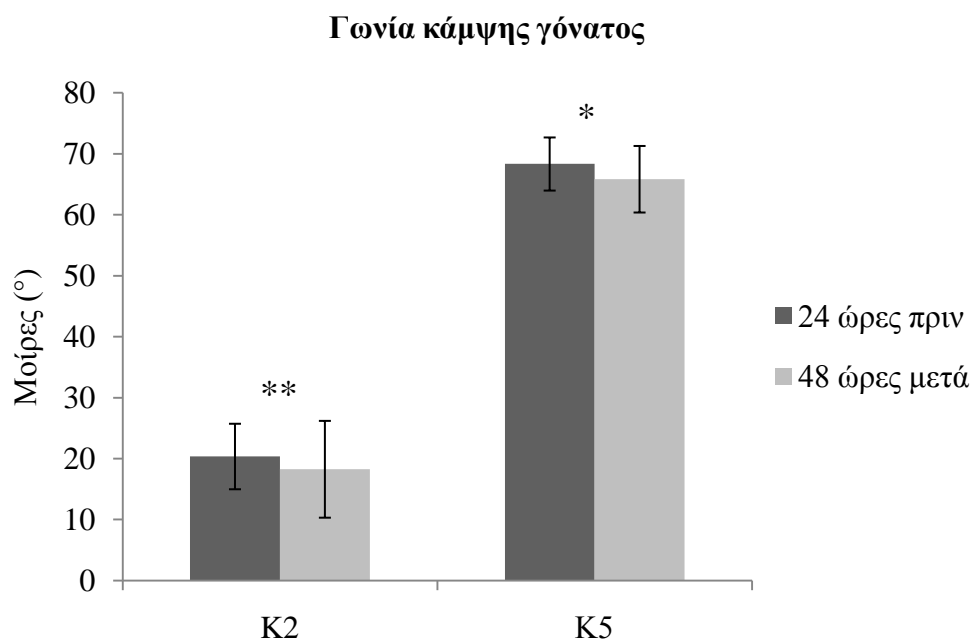
Πίνακας 15. Κινηματικές παράμετροι της άρθρωσης του γόνατος κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t_{(df)}$. Για επεξήγηση 1^{ου} και 2^{ου} τρόπου βάρδισης 48 ώρες μετά βλ. πίνακα 12. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

Κινηματικές παράμετροι γόνατος		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$
K1	Γωνία κατά την πρώτη επαφή (°)	5.06 \pm 4.17	5.39 \pm 3.62	0.29	5.54 \pm 3.69	0.54
K2	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	20.37 \pm 5.37	16.42 \pm 8.78*	2.53	18.28 \pm 7.94**	2.03
K3	Ελάχιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	1.04 \pm 4.02	4.11 \pm 3.92*	2.12	2.62 \pm 4.30	1.32
K4	Γωνία κατά την απογείωση (°)	44.30 \pm 4.81	43.65 \pm 6.51	0.43	44.06 \pm 7.26	0.14
K5	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (°)	68.34 \pm 4.36	63.59 \pm 7.44*	3.16	65.84 \pm 5.46*	2.15
KR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	70.39 \pm 3.29	63.10 \pm 10.01*	3.28	66.53 \pm 6.94*	2.46
KR1	Εύρος κίνησης στη φάση στήριξης Κ4-Κ1(°)	39.24 \pm 6.56	38.27 \pm 8.77	0.50	38.51 \pm 8.85	0.37

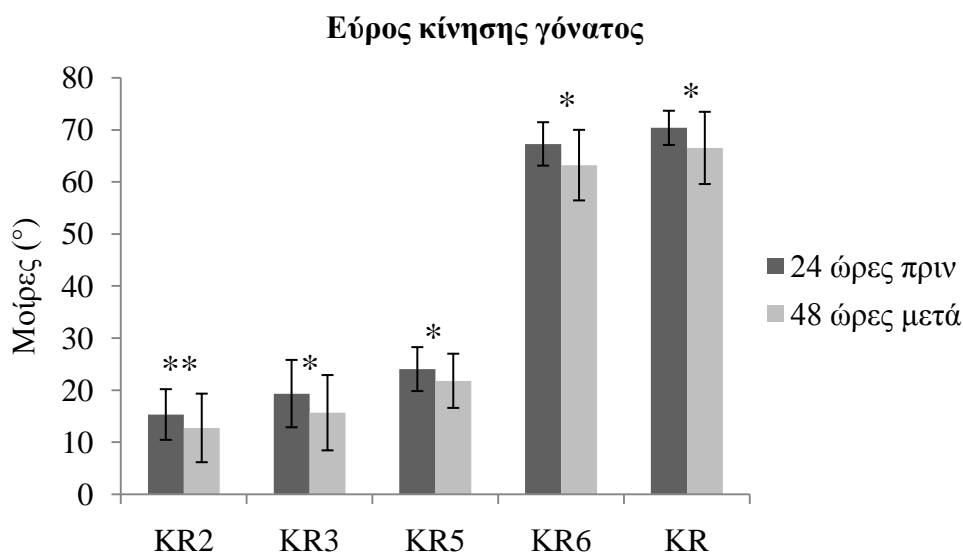
KR2	Εύρος κίνησης K2-K1 (°)	15.31 ± 4.87	11.04 ± 6.79*	2.79	12.73 ± 6.59	1.96
KR3	Εύρος κίνησης K2-K3 (°)	19.33 ± 6.47	12.32 ± 7.92*	3.81	15.66 ± 7.23*	3.22
KR4	Εύρος κίνησης K4-K3 (°)	43.26 ± 5.30	39.55 ± 7.96*	2.13	41.44 ± 7.99	1.13
KR5	Εύρος κίνησης K5-K4 (°)	24.04 ± 4.22	19.94 ± 5.07*	4.42	21.79 ± 5.21*	2.10
KR6	Εύρος κίνησης K5-K3 (°)	67.30 ± 4.17	59.49 ± 9.44*	3.68	63.22 ± 56.78*	3.00
KAV	Γωνιακή ταχύτητα κατά την απογείωση (°/s)	385.3 ± 43.3	342.1 ± 62.1*	3.76	368.2 ± 35.2*	2.77

* στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

** τάση για στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).



Σχήμα 17. Σύγκριση (μέσοι όροι ± τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης γωνίας κάμψης στη φάση στήριξης (K2) και της μέγιστης γωνίας κάμψης στη φάση αιώρησης (K5) μεταξύ της εξατομικευμένης ταχύτητας βάρδισης 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και της βάρδισης σύμφωνα με τον 2^ο τρόπο 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$). **τάση για στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική.



Σχήμα 18. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) των επιμέρους (KR2, KR3, KR5, KR6) και του συνολικού εύρους κίνησης (KR) του γόνατος μεταξύ της εξατομικευμένης ταχύτητας βάρδισης 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και της βάρδισης σύμφωνα με το 2^ο τρόπο 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$). **τάση για στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική.

Τα αποτελέσματα των κινηματικών αναλύσεων για την ποδοκνημική άρθρωση παρουσιάζονται στον πίνακα 16. Στον 1^ο τρόπο βάρδισης 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση εντοπίστηκαν διαφορές μόνο στη μέγιστη πελματιαία κάμψη του κύκλου διασκελισμού (A4) και στο εύρος κίνησης AR3 ($p < .05$). Δε βρέθηκαν σημαντικές διαφορές σε καμία από τις εξεταζόμενες μεταβλητές για το 2^ο τρόπο βάρδισης.

Πίνακας 16. Κινηματικές παράμετροι της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t_{(df)}$. Για επεξήγηση 1^{ου} και 2^{ου} τρόπου βάρδισης 48 ώρες μετά βλ. πίνακα 12. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού. Οι τιμές της ραχιαίας κάμψης αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

Κινηματικές παράμετροι ποδοκνημικής	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$
A1 Γωνία κατά την πρώτη επαφή (°)	1.35 \pm 3.69	0.21 \pm 2.43	1.35	1.55 \pm 1.74	0.22

A2	Πελματιαία κάμψη κατά την υποδοχή φόρτισης (°)	-6.81 ± 4.41	-6.17 ± 3.02	0.58	-6.00 ± 2.80	0.77
A3	Μέγιστη ραχιαία κάμψη κατά τη φάση στήριξης (°)	13.08 ± 3.68	14.59 ± 4.98	1.82	13.57 ± 4.76	0.80
A4	Μέγιστη πελματιαία κάμψη στον ΚΔ (°)	-22.96 ± 6.12	-18.07 ± 8.94*	2.47	-20.69 ± 8.33	1.21
A5	Μέγιστη ραχιαία κάμψη στη φάση αιώρησης	5.45 ± 3.42	6.46 ± 2.65	1.9	6.12 ± 2.42	1.7
AR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	36.07 ± 6.43	32.66 ± 8.18	1.86	34.28 ± 8.04	1.07
AR1	Εύρος κίνησης A1-A2 (°)	8.15 ± 3.00	6.38 ± 2.02	2.09	7.55 ± 2.32	0.86
AR2	Εύρος κίνησης A3-A2 (°)	19.89 ± 6.00	20.76 ± 6.32	0.78	19.57 ± 5.73	1.09
AR3	Εύρος κίνησης A3-A4 (°)	36.04 ± 6.44	32.66 ± 8.17	1.84	34.27 ± 8.06	1.06
AR4	Εύρος κίνησης A5-A4 (°)	28.41 ± 6.49	24.53 ± 7.85*	2.94	26.61 ± 7.33	1.53

*στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

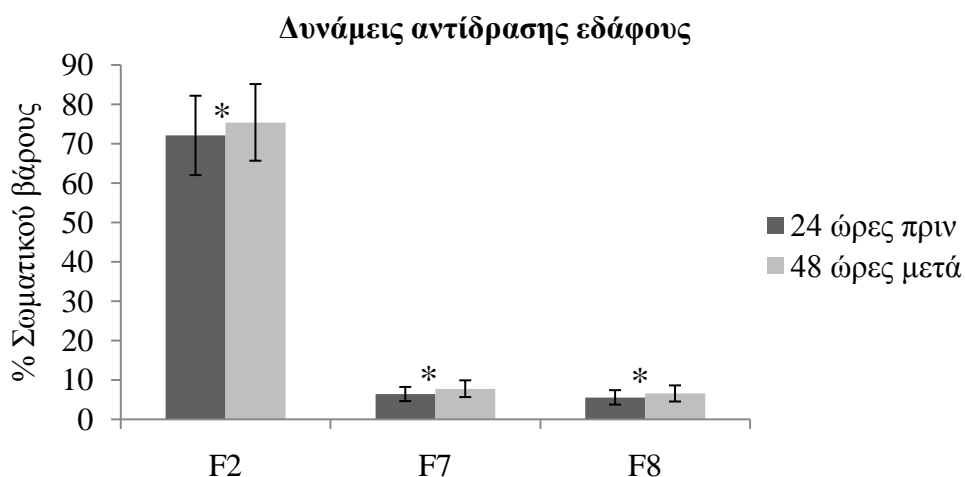
Δυναμικές παράμετροι. Η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους και στον ρυθμό επιβάρυνσης (loading rate) παρατίθενται στον πίνακα 17. Σημαντικές μεταβολές σημειώθηκαν για τον 1^ο τρόπο βάδισης στις περισσότερες δυναμικές παραμέτρους (F2-F6), ενώ σε ορισμένες από αυτές διαφοροποιήθηκε και ο χρόνος εμφάνισής τους στον κύκλο διασκελισμού (T1,T2,T5; $p < .05$). Περιορισμένες ήταν οι μεταβολές για τον 2^ο τρόπο βάδισης. Συγκεκριμένα, διαφορές εντοπίστηκαν στις μεταβλητές F2, F7, F8 ($p < .05$). Τέλος, παρατηρήθηκε αύξηση του ρυθμού επιβάρυνσης ($p < .05$). Τα κυριότερα αποτελέσματα που παρατηρήθηκαν στον 2^ο τρόπο βάδισης απεικονίζονται γραφικά στα σχήματα 19 και 20.

Πίνακας 17. Δυναμικές παράμετροι κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t_{(19)}$. Για επεξήγηση 1^{ου} και 2^{ου} τρόπου βάρδισης 48 ώρες μετά βλ. πίνακα 12. Για περιγραφή των υπό εξέταση μεταβλητών των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους βλ. ενότητα «Δύναμη αντίδρασης του εδάφους» στο υποκεφάλαιο «Εμβιομηχανική βάρδισης και τρεξίματος» της ανασκόπησης και σχήμα 16. Για περιγραφή του ρυθμού επιβάρυνσης (loading rate, LR), βλ. «Επεξεργασία δεδομένων δυναμοδαπέδου» στο υποκεφάλαιο «Πειραματική διαδικασία» της μεθοδολογίας. Σημείωση: ΣΒ, σωματικό βάρος; ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

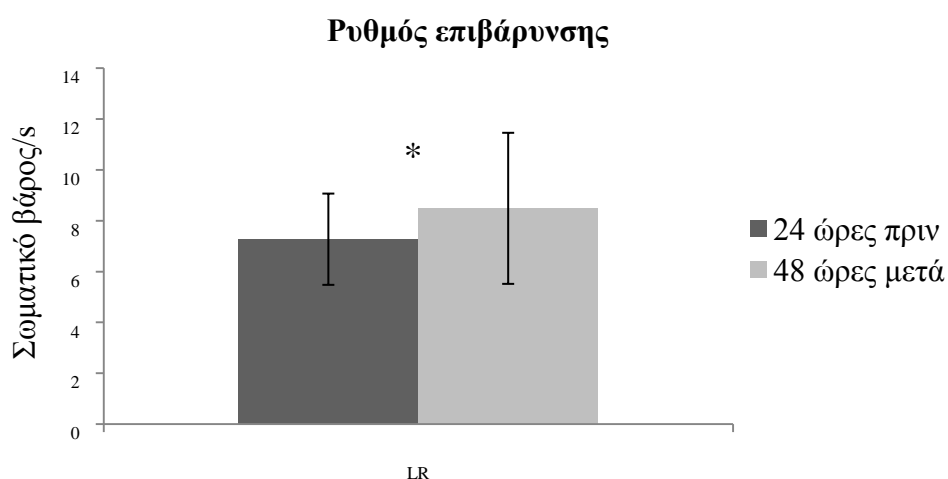
Δυναμικές παράμετροι	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$
F1 1 ^η μέγιστη τιμή Fz (%ΣΒ)	114.3 \pm 8.6	110.7 \pm 12.4	1.2	116.5 \pm 12.2	0.9
F2 Μικρότερη τιμή της Fz στη φάση στήριξης (%ΣΒ)	72.1 \pm 10.1	82.0 \pm 9.1*	3.9	75.4 \pm 9.7*	2.26
F3 2 ^η μέγιστη τιμή της Fz (%ΣΒ)	119.9 \pm 7.3	113.7 \pm 5.4*	3.2	118.6 \pm 6.0	0.73
F4 Μέγιστη «οπίσθια» τιμή της Fy (%ΣΒ)	23.2 \pm 4.0	18.9 \pm 6.0*	4.1	22.4 \pm 4.8	1.1
F5 Μέγιστη «πρόσθια» τιμή της Fy (%ΣΒ)	24.7 \pm 3.8	18.8 \pm 5.4*	4.1	24.1 \pm 3.3	0.8
F6 Μέγιστη «έσω» τιμή της Fx (%ΣΒ)	4.2 \pm 2.5	3.1 \pm 2.8*	2.1	3.7 \pm 2.5	1.34
F7 1 ^η μέγιστη «έξω» τιμή της Fx (%ΣΒ)	6.4 \pm 1.8	7.1 \pm 2.5	1.5	7.8 \pm 2.1*	4.5
F8 2 ^η μέγιστη «έξω» τιμή της Fx (%ΣΒ)	5.6 \pm 1.8	6.4 \pm 2.5	1.4	6.6 \pm 2*	2.6
T1 Χρονικό σημείο F1 % του ΚΔ.	13.0 \pm 2.0	16.2 \pm 4.9*	2.9	12.3 \pm 2.8	1.42
T2 Χρονικό σημείο F2 % του ΚΔ.	27.3 \pm 2.4	30.7 \pm 4.3*	3.2	28.3 \pm 3.4	1.28
T3 Χρονικό σημείο F3 % του ΚΔ.	46.4 \pm 1.8	46.9 \pm 2.2	1.2	45.9 \pm 1.7	0.19
T4 Χρονικό σημείο F4 % του ΚΔ.	8.0 \pm 2.6	8.3 \pm 3.1	0.5	8.1 \pm 2.7	0.37

T5	Χρονικό σημείο F5 % του ΚΔ.	52.5 ± 1.4	53.5 ± 2.2*	2.6	51.9 ± 1.6	2.98
LR	Ρυθμός επιβάρυνσης (ΣΒ/s)	7.26 ± 1.79	6.32 ± 2.48	1.8	8.48 ± 2.97*	2.11

*στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).



Σχήμα 19. Σύγκριση (μέσοι όροι ± τυπικές αποκλίσεις) των δυνάμεων αντίδρασης F2, F7, F8 μεταξύ της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και της βάδισης σύμφωνα με τον 2^ο τρόπο 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).



Σχήμα 20. Σύγκριση (μέσοι όροι ± τυπικές αποκλίσεις) του ρυθμού επιβάρυνσης (loading rate, LR) μεταξύ της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και της βάδισης σύμφωνα με τον 2^ο τρόπο 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Κινητικές παράμετροι. Τα αποτελέσματα των αναλύσεων των κινητικών παραμέτρων για την άρθρωση του ισχίου παρουσιάζονται στον πίνακα 18. Όσον αφορά τον 1^ο τρόπο βάδισης 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση παρατηρήθηκε μείωση της μέγιστης ροπής κάμψης στη φάση στήριξης (MH2) και της δεύτερης θετικής ισχύος (PH3). Στο 2^ο τρόπο βάδισης σημειώθηκε σημαντική αύξηση της μέγιστης αρνητικής ισχύος (PH2; $p < .05$).

Πίνακας 18. Κινητικές παράμετροι του ισχίου κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t_{(df)}$. Για επεξήγηση 1^{ου} και 2^{ου} τρόπου βάδισης 48 ώρες μετά βλ. πίνακα 12. Για επεξήγηση κινητικών παραμέτρων βλ. σχήματα 10 και 13. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού. Οι τιμές της ροπής κάμψης και της αρνητικής ισχύος αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

Κινητικές παράμετροι ισχίου	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$
MH1 Μέγιστη ροπή έκτασης στη φάση στήριξης (Nm/kg)	1.30 \pm 0.44	0.98 \pm 0.55	2.03	1.10 \pm 0.37	1.50
MH2 Μέγιστη ροπή κάμψης στη φάση στήριξης (Nm/kg)	-1.30 \pm 0.22	-1.09 \pm 0.25*	4.00	-1.23 \pm 0.25	1.68
MH3 Μέγιστη ροπή έκτασης στη φάση αιώρησης (Nm/kg)	0.45 \pm 0.15	0.37 \pm 0.10	1.73	0.49 \pm 0.10	1.95
PH1 Πρώτη μέγιστη θετική ισχύς (W/kg)	0.75 \pm 0.56	0.77 \pm 0.83	0.13	0.84 \pm 0.66	0.60
PH2 Μέγιστη αρνητική ισχύς (W/kg)	-0.71 \pm 0.27	-0.68 \pm 0.37	0.48	-0.88 \pm 3.3*	2.57
PH3 Δεύτερη μέγιστη θετική ισχύς (W/kg)	1.82 \pm 0.49	1.58 \pm 0.58*	2.10	1.80 \pm 0.69	0.19

*στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Τα αποτελέσματα των αναλύσεων των κινητικών παραμέτρων για την άρθρωση του γόνατος παρουσιάζονται στον πίνακα 19. Στον 1^ο τρόπο βάδισης μειώθηκε η δεύτερη

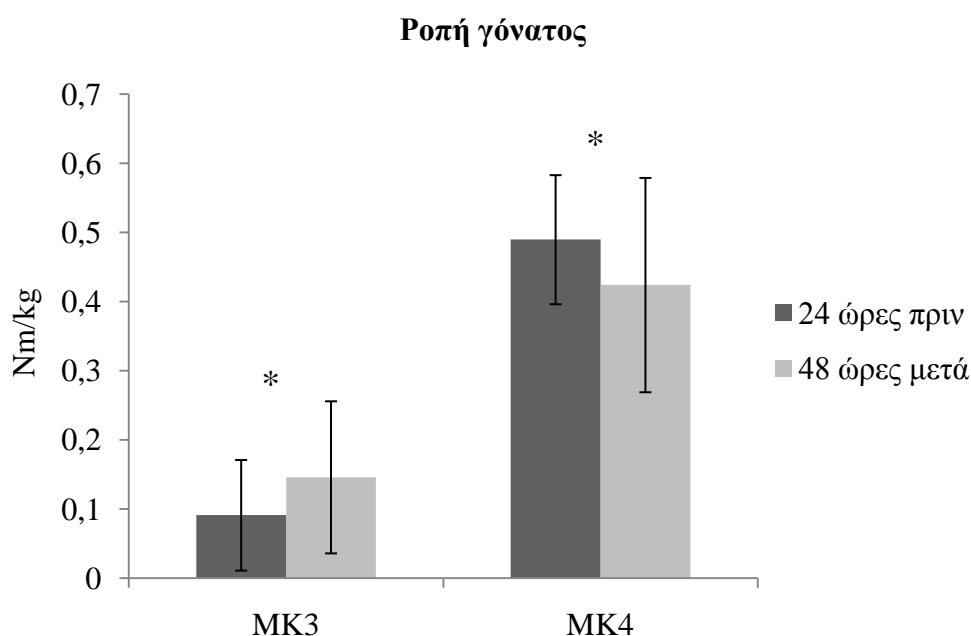
μέγιστη ροπή έκτασης στη φάση στήριξης (MK4), καθώς και η ισχύς σε όλα τα εξεταζόμενα σημεία του κύκλου διασκελισμού (PK1-PK4; $p < .05$). Στον 2^ο τρόπο βάρδισης οι σημαντικές διαφορές περιορίστηκαν στη δεύτερη μέγιστη ροπή κάμψης της φάσης στήριξης (MK3) και στη δεύτερη μέγιστη ροπή έκτασης της φάσης στήριξης (MK4; $p < .05$). Η πρώτη παρουσίασε αύξηση, ενώ η δεύτερη μείωση σε σχέση με τις αντίστοιχες τιμές 24 ώρες πριν την εφαρμογή της πλειομετρικής άσκησης. Τα σημαντικότερα αποτελέσματα που παρατηρήθηκαν στον 2^ο τρόπο βάρδισης απεικονίζονται γραφικά στο σχήμα 21.

Πίνακας 19. Κινητικές παράμετροι του γόνατος κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t_{(df)}$. Για επεξήγηση 1^{ου} και 2^{ου} τρόπου βάρδισης 48 ώρες μετά βλ. πίνακα 12. Για επεξήγηση κινητικών παραμέτρων βλ. σχήματα 11 και 14. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού. Οι τιμές της ροπής κάμψης και της αρνητικής ισχύος αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

Κινητικές παράμετροι γόνατος	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$
MK1 Πρώτη μέγιστη ροπή κάμψης στη φάση στήριξης (Nm/kg)	-0.45 \pm 0.22	-0.31 \pm 0.29	2.03	-0.35 \pm 0.19	1.49
MK2 Πρώτη μέγιστη ροπή έκτασης στη φάση στήριξης (Nm/kg)	0.73 \pm 0.31	0.61 \pm 0.40	1.39	0.69 \pm 0.40	0.41
MK3 Δεύτερη μέγιστη ροπή κάμψης στη φάση στήριξης (Nm/kg)	-0.09 \pm 0.08	-0.10 \pm 0.11	0.44	-0.15 \pm 0.11*	2.39
MK4 Δεύτερη μέγιστη ροπή έκτασης στη φάση στήριξης (Nm/kg)	0.49 \pm 0.09	0.41 \pm 0.14*	3.43	0.42 \pm 0.16*	2.78
MK5 Μέγιστη ροπή κάμψης στη φάση αιώρησης (Nm/kg)	-0.29 \pm 0.07	-0.25 \pm 0.09	1.29	-0.31 \pm 0.07	1.25

PK1	Πρώτη μέγιστη αρνητική ισχύς στη φάση στήριξη (W/kg)	-1.32 ± 0.62	-0.97 ± 0.93*	2.11	-1.24 ± 0.99	0.48
PK2	Μέγιστη θετική ισχύς στη φάση στήριξης (W/kg)	0.88 ± 0.46	0.66 ± 0.57*	2.95	0.99 ± 0.98	0.73
PK3	Δεύτερη μέγιστη αρνητική ισχύς στη φάση στήριξης (W/kg)	-2.16 ± 0.68	-1.75 ± 0.57*	2.27	-2.16 ± 0.71	0.06
PK4	Μέγιστη αρνητική ισχύς στη φάση αιώρησης	-1.42 ± 0.31	-1.11 ± 0.38*	3.24	-1.33 ± 0.31	1.40

*στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).



Σχήμα 5 Σύγκριση (μέσοι όροι ± τυπικές αποκλίσεις) της δεύτερης μέγιστης ροπής κάμψης στη φάση στήριξης (MK3) και της δεύτερης μέγιστης ροπής έκτασης στη φάση στήριξης (MK4) μεταξύ της εξατομικευμένης ταχύτητας βάρδισης 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και της βάρδισης σύμφωνα με τον 2^ο τρόπο 48 ώρες μετά. Η ροπή κάμψης MK3 (βλ. πίνακα 19) παρουσιάζεται με θετικό πρόσημο. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Τα ευρήματα των αναλύσεων των κινητικών παραμέτρων για την άρθρωση της ποδοκνημικής παρατίθενται στον πίνακα 20 που ακολουθεί. Στατιστικές διαφορές παρατηρήθηκαν μόνο στον 1^ο τρόπο βάρδισης, Συγκεκριμένα, μειώθηκε η μέγιστη αρνητική και θετική ισχύς PA1 και PA2, αντίστοιχα ($p < .05$).

Πίνακας 20. Κινητικές παράμετροι της ποδοκνημικής κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t_{(df)}$. Για επεξήγηση 1^{ου} και 2^{ου} τρόπου βάρδισης 48 ώρες μετά βλ. πίνακα 12. Για επεξήγηση κινητικών παραμέτρων βλ. σχήματα 12 και 15. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού. Οι τιμές της ροπής κάμψης και της αρνητικής ισχύος αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

Κινητικές παράμετροι ποδοκνημικής	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$
MA1 Μέγιστη ροπή ραχιαίας κάμψης στη φάση στήριξης (Nm/kg)	-0.16 \pm 0.10	-0.14 \pm 0.11	0.83	-0.16 \pm 0.12	0.31
MA2 Μέγιστη ροπή πελματιαίας κάμψης στη φάση στήριξη (Nm/kg)	1.61 \pm 0.24	1.52 \pm 0.21	1.79	1.57 \pm 0.28	0.54
PA1 Μέγιστη αρνητική ισχύς (W/kg)	-0.90 \pm 0.33	-0.76 \pm 0.26*	3.44	-0.82 \pm 0.29	1.28
PA2 Μέγιστη θετική ισχύς (W/kg)	4.23 \pm 1.00	3.29 \pm 0.96*	4.23	3.97 \pm 0.85	1.18

*στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Δυναμική σκληρότητα γόνατος (dynamic joint stiffness). Το τεστ Kolmogorov-Smirnov έδειξε ότι δεν υπήρχε ομαλή κατανομή των δεδομένων της δυναμικής σκληρότητας του γόνατος 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση, οπότε εφαρμόστηκε το μη παραμετρικό τεστ Wilcoxon για τη στατιστική επεξεργασία τους. Από τα αποτελέσματα δεν προέκυψαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο μετρήσεων (Πίνακας 21; $p > .05$).

Πίνακας 21. Δυναμική σκληρότητα γόνατος (dynamic knee joint stiffness) κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη Z. Για επεξήγηση 1^{ου} και 2^{ου} τρόπου βάρδισης 48 ώρες μετά βλ. πίνακα 12. Για περιγραφή του τρόπου υπολογισμού της σκληρότητας του γόνατος βλ. «Υπολογισμός δυναμικής σκληρότητας της άρθρωσης του γόνατος» στο υποκεφάλαιο «Πειραματική διαδικασία» της μεθοδολογίας.

	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	Z	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	Z
Δυναμική σκληρότητα γόνατος (Nm/kg/°)	0.16 \pm 0.15	0.18 \pm 0.17	0.54	0.66 \pm 1.24	0.82

Ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι. Τα αποτελέσματα των χρονικών παραμέτρων του ηλεκτρομυογραφήματος που αξιολογήθηκαν παρουσιάζονται στον πίνακα 22. Στον 1^ο τρόπο βάρδισης 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση εντοπίστηκε στατιστικά σημαντική αύξηση της διάρκειας ενεργοποίησης του πρόσθιου κνημιαίου ($p < .05$). Στο 2^ο τρόπο βάρδισης η ενεργοποίηση του ημιτενοντώδη και του πρόσθιου κνημιαίου σημειώθηκε νωρίτερα στον κύκλο διασκελισμού ($p < .05$).

Πίνακας 22. Χρονικές παράμετροι ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) κατά το περπάτημα στο διάδρομο βάρδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t_{(df)}$. Για επεξήγηση 1^{ου} και 2^{ου} τρόπου βάρδισης 48 ώρες μετά βλ. πίνακα 12. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

Χρονικές παράμετροι EMG	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά 1 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$	48 ώρες μετά 2 ^{ος} τρόπος	$t_{(19)}$
VM_{on} Έναρξη EMG έσω κεφαλής τετρακέφαλου (% ΚΔ)	81.00 \pm 7.05	79.50 \pm 8.22	1.01	79.75 \pm 7.60	1.44
VM_{off} Λήξη EMG έσω κεφαλής τετρακέφαλου (% ΚΔ)	15.44 \pm 3.76	17.44 \pm 3.88	1.21	13.63 \pm 4.67	1.10
VM_{dur} Διάρκεια EMG έσω κεφαλής τετρακέφαλου (% ΚΔ)	34.44 \pm 8.88	37.94 \pm 10.14	1.38	33.88 \pm 9.66	0.28

ST_{on}	Έναρξη EMG έσω κεφαλής ημιτενοντώδη (% ΚΔ)	77.19 ± 6.61	75.06 ± 8.64	1.60	74.88 ± 6.44*	2.87
ST_{off}	Λήξη EMG ημιτενοντώδη (% ΚΔ)	17.75 ± 8.00	17.88 ± 7.78	0.05	18.19 ± 6.08	0.24
ST_{dur}	Διάρκεια EMG ημιτενοντώδη (% ΚΔ)	40.56 ± 9.13	42.81 ± 8.84	0.83	43.31 ± 7.33	1.53
TA_{on}	Έναρξη EMG πρόσθιου κνημιαίου (% ΚΔ)	50.69 ± 5.35	48.00 ± 4.75	1.38	46.88 ± 4.56*	2.11
TA_{off}	Λήξη EMG πρόσθιου κνημιαίου (% ΚΔ)	11.38 ± 6.01	13.25 ± 7.33	0.97	8.81 ± 5.32	1.50
TA_{dur}	Διάρκεια EMG πρόσθιου κνημιαίου (% ΚΔ)	60.69 ± 6.58	65.25 ± 7.58*	2.20	61.94 ± 4.82	0.60
GAS_{on}	Έναρξη EMG έσω κεφαλής γαστροκνημίου (% ΚΔ)	44.94 ± 4.45	44.69 ± 2.47	0.26	43.81 ± 3.31	0.98
GAS_{off}	Λήξη EMG έσω κεφαλής γαστροκνημίου (% ΚΔ)	13.06 ± 7.95	12.81 ± 7.91	0.25	13.38 ± 9.26	1.37
GAS_{dur}	Διάρκεια EMG έσω κεφαλής γαστροκνημίου (% ΚΔ)	31.88 ± 8.68	31.88 ± 8.09	0.00	30.44 ± 8.01	1.25

Βάδιση και τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο σε διαφορετικές ταχύτητες

Για τον έλεγχο της ομαλότητας της κατανομής των εξεταζόμενων μεταβλητών εφαρμόστηκε το τεστ Kolmogorov-Smirnov. Χρησιμοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης διπλής κατεύθυνσης με δύο επαναλαμβανόμενους παράγοντες (4 ταχύτητες βάδισης × 2 χρονικές στιγμές μέτρησης), για να διερευνηθεί η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στις εξεταζόμενες εμβιομηχανικές παραμέτρους κατά τη βάδιση στο δαπεδοεργόμετρο. Επίσης, χρησιμοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης διπλής κατεύθυνσης με δύο επαναλαμβανόμενους παράγοντες (3 ταχύτητες τρεξίματος × 3 χρονικές στιγμές μέτρησης), για να διερευνηθεί η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στις εξεταζόμενες εμβιομηχανικές παραμέτρους κατά το τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο. Και στις δύο

παραπάνω αναλύσεις οι επιμέρους σημαντικές αλληλεπιδράσεις ή κύριες επιδράσεις μελετήθηκαν χρησιμοποιώντας post-hoc ανάλυση με διόρθωση Bonferroni. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε σε $p < .05$. Στην παρούσα διατριβή το ενδιαφέρον εστιάστηκε στην αλληλεπίδραση των δύο επαναλαμβανόμενων παραγόντων και στις κύριες επιδράσεις του παράγοντα χρονική στιγμή της μέτρησης. Τα αποτελέσματα των κύριων επιδράσεων τις ταχύτητας βάρδισης και τρεξίματος παρουσιάζονται μόνο στους πίνακες που ακολουθούν.

Χωρο-χρονικές παράμετροι βάρδισης. Οι αλληλεπιδράσεις και οι κύριες επιδράσεις των εξεταζόμενων παραγόντων κατά τις δοκιμασίες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο παρατίθενται στον πίνακα 23. Συγκρίνοντας τα δεδομένα των μετρήσεων 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση διαπιστώθηκε στατιστικά σημαντική αύξηση της συχνότητας διασκελισμού (TS2) και της διάρκειας της μονής φάσης στήριξης (TS4) σε όλες τις εξεταζόμενες ταχύτητες βάρδισης ($p < .05$). Αντιθέτως, παρατηρήθηκε μείωση του μήκους βήματος (TS1) και της διάρκειας της διπλής φάσης στήριξης (TS5). Επιπρόσθετα, αυξήθηκε το εύρος της βάσης στήριξης (TS6; $p < .05$). Τέλος, σημειώθηκε αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων όσον αφορά τη χρονική στιγμή απογείωσης από το έδαφος (TS3; $p < .05$). Από τη post-hoc ανάλυση φάνηκε ότι 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση υπήρξε πρόωμη απογείωση των εξεταζομένων μόνο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (PTS).

Κινηματικές παράμετροι βάρδισης. Τα αποτελέσματα των κινηματικών αναλύσεων της πυέλου και της άρθρωσης του ισχίου παρουσιάζονται στον πίνακα 24 και 23, αντίστοιχα. Συγκριτικά με τη μέτρηση 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση, οι εξεταζόμενες παρουσίασαν αυξημένη πρόσθια κλίση της πυέλου (PT5 και PTR) και στις τέσσερις ταχύτητες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο ($p < .05$). Όσον αφορά το ισχίο, σημειώθηκε μείωση της μέγιστης γωνίας έκτασης στον κύκλο διασκελισμού (H2) και του συνολικού εύρους κίνησης της άρθρωσης (HR; $p < .05$). Τέλος, παρατηρήθηκε αλληλεπίδραση των παραγόντων για τη μέγιστη κάμψη κατά τη φάση αιώρησης (H3; $p < .05$). Η post-hoc ανάλυση έδειξε ότι 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση η κάμψη του ισχίου ήταν μικρότερη στις δύο αργές ταχύτητες σε σχέση με τις τιμές της στις ίδιες ταχύτητες πριν την πλειομετρική άσκηση. Αντίστροφα, η κάμψη του ισχίου μετά την πλειομετρική άσκηση ήταν μεγαλύτερη στις δύο γρήγορες ταχύτητες που εξετάστηκαν σε σχέση με τις τιμές σε αυτές τις ταχύτητες πριν τον μυϊκό τραυματισμό (Σχήμα 22).

Πίνακας 23. Χωρο-χρονικές παράμετροι κατά τη βάδιση στην προκαθορισμένη φυσιολογική ταχύτητα 1.36m/s, στην εξατομικευμένη ταχύτητα βάδισης 1.45 ± 0.12 m/s (comfortable walking speed, CWS), στην προκαθορισμένη γρήγορη ταχύτητα 1.7m/s και στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS) στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης.

		1.36m/s		CWS		1.7m/s		PTS		$F_{(3,57)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(3,57)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
TS1	Μήκος βήματος (m)	65.9 \pm 3.5	62.9 \pm 4.0*	67.7 \pm 6.2	66.0 \pm 5.3*	74.8 \pm 4.5	72.3 \pm 4.6*	81.5 \pm 5.1	78.8 \pm 6.4*	148.5 [#]	20.0 [#]	0.2
TS2	Συχνότητα διασκελισμού (βήματα/min)	123 \pm 6	129 \pm 6*	127 \pm 6	132 \pm 7*	137 \pm 6	143 \pm 8*	147 \pm 8	152 \pm 8*	132.5 [#]	28.1 [#]	.03
TS3	Απογείωση (% του ΚΔ)	63.4 \pm 1.0	63.0 \pm 1.6	61.7 \pm 2.7	62.2 \pm 1.5	59.7 \pm 2.3	59.4 \pm 1.8	61.0 \pm 1.0	59.7 \pm 1.7*	34.0 [#]	3.6	3.6 [#]
TS4	Μονή φάση στήριξης (% του ΚΔ)	36.7 \pm 1.0	37.7 \pm 1.6*	37.4 \pm 1.3	37.8 \pm 1.5*	38.2 \pm 1.7	38.8 \pm 1.4*	38.8 \pm 1.1	40.0 \pm 1.1*	18.2 [#]	10.0 [#]	1.1
TS5	Διπλή φάση στήριξης (% του ΚΔ)	26.6 \pm 1.6	25.3 \pm 2.4*	25.2 \pm 2.5	24.3 \pm 2.2*	23.1 \pm 2.2	21.9 \pm 1.9*	22.1 \pm 1.9	19.6 \pm 1.8*	50.9 [#]	8.75 [#]	0.9
TS6	Εύρος της βάσης στήριξης (cm)	9.2 \pm 2.3	10.0 \pm 1.8*	9.1 \pm 2.2	9.7 \pm 2.3*	9.3 \pm 2.2	10.8 \pm 3.2*	9.1 \pm 1.9	9.8 \pm 2.2*	1.7	18.4 [#]	0.6

T, κύρια επίδραση ταχύτητας βάδισης M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Πίνακας 24. Κινηματικές παράμετροι της πυέλου κατά τη βάρδιση στις 4 εξεταζόμενες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης. Οι παράμετροι PT1-PT4, PO1-PO4 και PR1-PR4 (βλ. Πίνακα 5) δεν εξετάστηκαν στις δοκιμασίες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο.

	1.36m/s		CWS		1.7m/s		PTS		$F_{(3,57)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(3,57)}$
	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
PT5 Μέσος όρος πρόσθιας/οπίσθιας κλίσης στον ΚΔ (°)	11.8 \pm 5.3	12.9 \pm 5.3*	12.0 \pm 5.1	13.2 \pm 5.3*	13.2 \pm 5.5	14.6 \pm 5.4*	14.5 \pm 5.3	15.3 \pm 5.3*	54.3 [#]	6.2 [#]	1.5
PTR Εύρος κίνησης πρόσθιας/οπίσθιας κλίσης στον ΚΔ (°)	3.3 \pm 0.6	4.3 \pm 0.8*	3.4 \pm 0.6	4.5 \pm 1.1*	4.1 \pm 0.7	5.1 \pm 1.1*	4.6 \pm 0.8	5.8 \pm 1.0*	54.9 [#]	22.9 [#]	0.5
PTO Εύρος κίνησης επάνω/κάτω κλίσης στον ΚΔ (°)	15.0 \pm 3.0	14.7 \pm 3.3	15.6 \pm 3.0	15.3 \pm 3.3	17.2 \pm 3.4	16.5 \pm 3.2	18.6 \pm 3.4	18.3 \pm 3.8	93.5 [#]	1.3	0.4
PRR Εύρος κίνησης μέσα/έξω στροφής στον ΚΔ (°)	12.7 \pm 4.0	14.1 \pm 5.2	13.8 \pm 4.1	14.4 \pm 5.0	15.6 \pm 5.1	15.8 \pm 5.5	17.5 \pm 5.5	17.3 \pm 5.8	26.2 [#]	0.37	1.48

T, κύρια επίδραση ταχύτητας βάρδισης M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

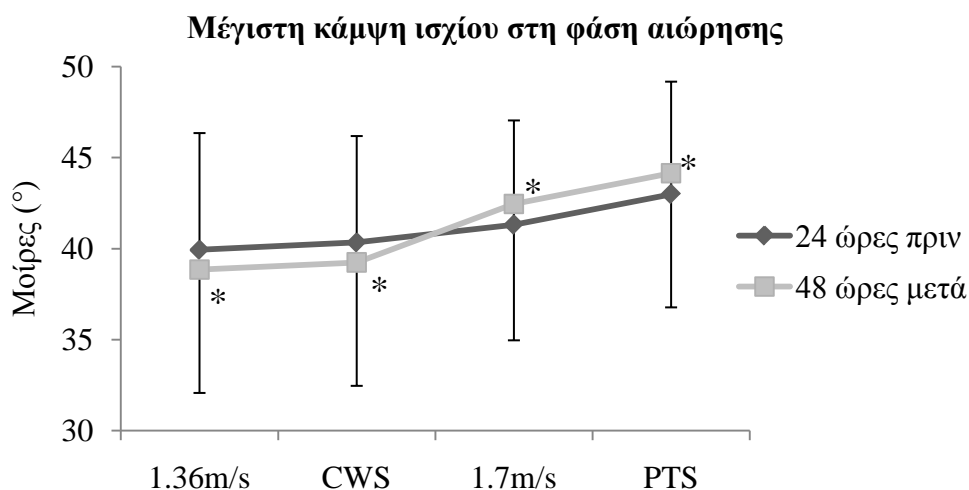
Πίνακας 25. Κινηματικές παράμετροι του ισχίου κατά τη βάρδιση στις 4 εξεταζόμενες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης. Οι τιμές της έκτασης του ισχίου αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

		1.36m/s		CWS		1.7m/s		PTS		$F_{(3,57)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(3,57)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
H1	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	35.4 \pm 7.1	34.2 \pm 7.5	36.7 \pm 6.8	34.7 \pm 7.3	38.6 \pm 6.9	39.1 \pm 8.7	40.3 \pm 7.4	39.6 \pm 8.7	39.6 [#]	3.4	0.7
H2	Μέγιστη γωνία έκτασης στον ΚΔ (°)	-11.4 \pm 7.0	-9.8 \pm 5.8*	-11.1 \pm 6.8	-10.5 \pm 5.7*	-13.8 \pm 5.6	-11.2 \pm 7.3*	-15.4 \pm 6.9	-12.7 \pm 7.5*	18.4 [#]	7.8 [#]	1.4
H3	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αώρησης (°)	39.9 \pm 6.4	38.8 \pm 6.7*	40.3 \pm 5.8	39.2 \pm 6.7*	41.3 \pm 5.7	42.4 \pm 7.4*	42.9 \pm 6.1	44.1 \pm 7.3*	37.7 [#]	3.7	4.2 [#]
HR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	51.3 \pm 3.0*	49.0 \pm 3.8*	51.7 \pm 4.3*	50.4 \pm 3.9*	55.4 \pm 3.4*	54.1 \pm 3.7*	58.9 \pm 4.1*	57.1 \pm 3.5*	85.7 [#]	4.6 [#]	0.7
HAV	Γωνιακή ταχύτητα κατά την απογείωση (°/s)	193 \pm 23	181 \pm 30	197 \pm 24	188 \pm 34	189 \pm 41	188 \pm 42	206 \pm 42	204 \pm 64	2.5	0.8	0.4

T, κύρια επίδραση ταχύτητας βάρδισης; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

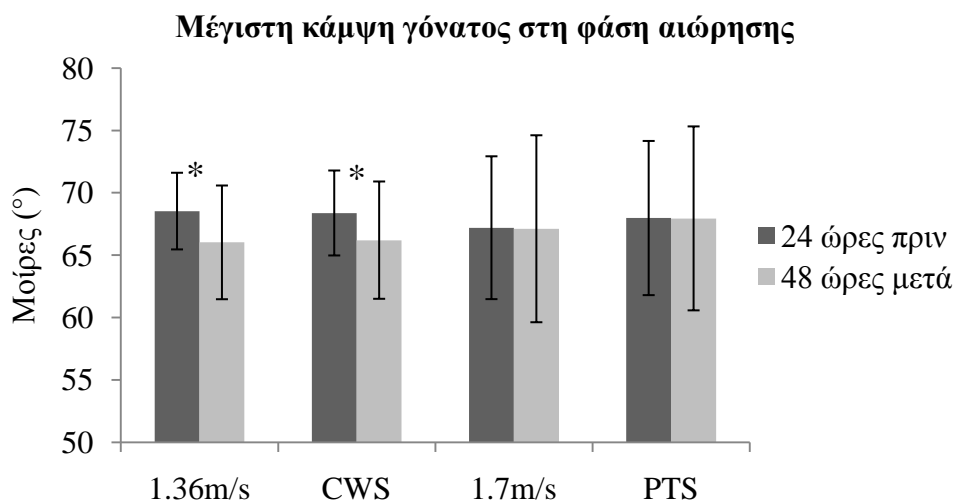
#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).



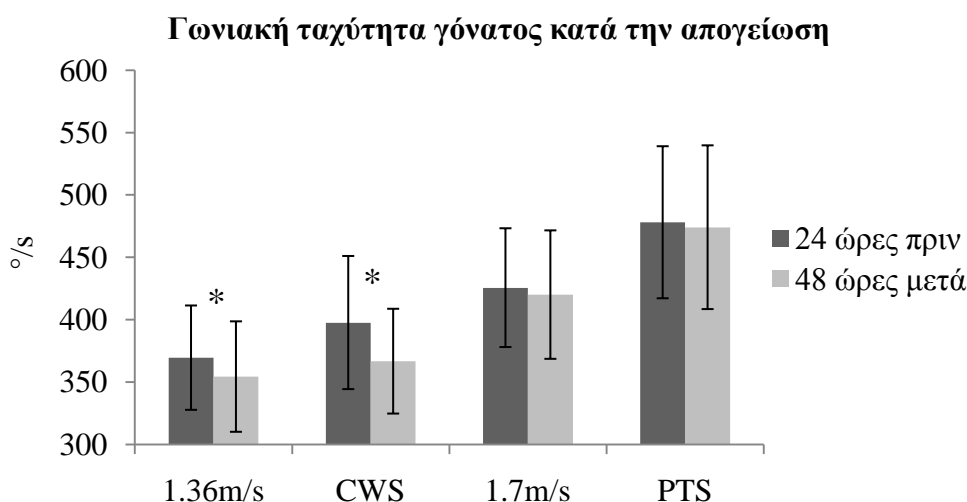
Σχήμα 22. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης κάμψης του ισχίου κατά τη φάση αιώρησης (H3; Πίνακας 25) στις τέσσερις εξεταζόμενες ταχύτητες βάδισης στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Τα δεδομένα των κινηματικών αναλύσεων της άρθρωσης του γόνατος παρουσιάζονται στον πίνακα 26. Η πλειομετρική άσκηση και ο επακόλουθος μυϊκός τραυματισμός οδήγησαν σε αύξηση της ελάχιστης γωνίας κάμψης στη φάση στήριξης (K3) και σε μείωση του συνολικού εύρους κίνησης της φάσης στήριξης (KR1) και της φάσης υποδοχής της φόρτισης (KR2) σε όλες τις εξεταζόμενες ταχύτητες ($p < .05$). Από την άλλη πλευρά, διαπιστώθηκε αλληλεπίδραση των παραγόντων της χρονικής στιγμής μέτρησης και της ταχύτητας βάδισης σε αρκετές παραμέτρους ($p < .05$). Αυτές ήταν η γωνία του γόνατος κατά την πρώτη επαφή με το έδαφος (K1), η μέγιστη κάμψη στη φάση αιώρησης (K5), η γωνιακή ταχύτητα κατά την απογείωση (KAV), το εύρος κίνησης από την ελάχιστη γωνία κάμψης στη στήριξη έως τη μέγιστη γωνία στη φάση αιώρησης (KR6) και το συνολικό εύρος κίνησης (KR). Από τις post-hoc αναλύσεις παρατηρήθηκε ότι οι παράμετροι K1 και KR6 μειώθηκαν μετά την πλειομετρική άσκηση σε όλες τις ταχύτητες βάδισης, εκτός από την πιο γρήγορη, την προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (PTS). Η παράμετρος K5 ήταν μικρότερη στις δύο αργές ταχύτητες, αλλά διατήρησε τις αρχικές της τιμές (24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση) στις δύο γρήγορες ταχύτητες που αξιολογήθηκαν (Σχήμα 23). Αντίστοιχα με τη K5 ήταν τα αποτελέσματα για τη KAV (Σχήμα 24). Η παράμετρος KR αν και μειώθηκε σε όλες τις ταχύτητες μετά τον μυϊκό τραυματισμό, ωστόσο παρουσίασε στατιστικά σημαντικά υψηλότερες τιμές σε σχέση με τις υπόλοιπες τρεις ταχύτητες ($p < .05$). Κάτι αντίστοιχο δεν είχε παρατηρηθεί στη

συγκεκριμένη παράμετρο μεταξύ των ταχυτήτων στις μετρήσεις 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p > .05$).



Σχήμα 23. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης κάμψης του γόνατος κατά τη φάση αιώρησης (K5; Πίνακας 26) στις τέσσερις εξεταζόμενες ταχύτητες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).



Σχήμα 24. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της γωνιακής ταχύτητας του γόνατος τη στιγμή της απογείωσης (KAV; Πίνακας 26) στις τέσσερις εξεταζόμενες ταχύτητες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Πίνακας 26. Κινηματικές παράμετροι του γόνατος κατά τη βάδιση στις 4 εξεταζόμενες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης.

		1.36m/s		CWS		1.7m/s		PTS		$F_{(3,57)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(3,57)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
K1	Γωνία κατά την πρώτη επαφή (°)	2.6 \pm 4.6	5.8 \pm 6.4*	2.4 \pm 4.2	6.9 \pm 7.4*	4.2 \pm 4.6	7.9 \pm 6.9*	5.7 \pm 5.5	7.8 \pm 6.0	7.5 [#]	6.5 [#]	3.0 [#]
K2	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	23.0 \pm 6.0	22.8 \pm 10.8	23.8 \pm 5.8	24.4 \pm 11.3	27.1 \pm 5.5	29.0 \pm 8.3	29.9 \pm 5.4	29.4 \pm 6.7	32.2 [#]	.09	1.7
K3	Ελάχιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	3.8 \pm 4.7	5.0 \pm 6.0*	3.2 \pm 4.9	4.9 \pm 5.9*	1.7 \pm 4.8	4.2 \pm 6.1*	0.5 \pm 5.8	1.8 \pm 6.0*	22.5 [#]	4.8 [#]	1.9
K4	Γωνία κατά την απογείωση (°)	45.4 \pm 5.4	42.3 \pm 6.3	44.2 \pm 5.5	43.3 \pm 5.9	42.8 \pm 3.5	43.4 \pm 5.1	42.9 \pm 5.4	41.9 \pm 6.2	2.4	0.7	1.1
K5	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (°)	68.5 \pm 3.0	66.0 \pm 4.5*	68.3 \pm 3.4	66.2 \pm 4.7*	67.1 \pm 2.5	67.1 \pm 4.5	67.9 \pm 3.0	67.9 \pm 4.2	1.5	2.1	12.3 [#]
KAV	Γωνιακή ταχύτητα κατά την απογείωση (°/s)	369 \pm 42	354 \pm 44*	398 \pm 53	367 \pm 42*	426 \pm 48	420 \pm 51	478 \pm 61	474 \pm 66	69.9 [#]	3.6 [#]	4.23 [#]

T, κύρια επίδραση ταχύτητας βάδισης; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Πίνακας 26 (συνέχεια)

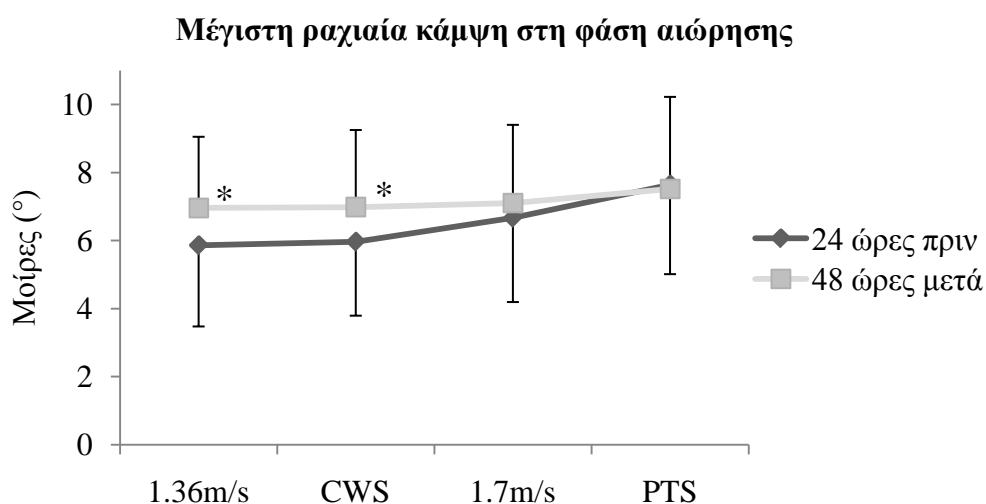
		1.36m/s		CWS		1.7m/s		PTS		$F_{(3,57)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(3,57)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
KR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	68.2±4.2	63.6±6.6*	68.5±4.0	63.5±6.6*	67.5±3.7	64.3±5.0*	69.2±4.5	66.9±4.3*	5.2 [#]	10.9 [#]	4.9 [#]
KR1	Εύρος κίνησης στη φάση στήριξης Κ4-Κ1(°)	42.8±6.9	36.4±9.5*	41.8±6.6	36.3±9.3*	38.6±6.4	35.5±7.9*	37.2±7.3	34.1±6.6*	6.4 [#]	11.0 [#]	2.4
KR2	Εύρος κίνησης Κ2-Κ1(°)	20.3±4.9	16.9±8.0*	21.4±4.6	17.4±7.2*	22.9±5.4	21.1±5.7*	24.2±4.7	21.6±4.8*	17.2 [#]	7.7 [#]	1.6
KR3	Εύρος κίνησης Κ2-Κ3 (°)	19.3±4.9	17.8±8.4	20.6±6.0	19.4±7.5	25.3±4.8	24.7±4.2	29.3±5.8	27.5±4.4	74.8 [#]	1.0	0.4
KR4	Εύρος κίνησης Κ4-Κ3 (°)	41.7±4.8	37.2±7.0*	41.0±4.3	38.3±6.6*	41.1±5.1	39.1±5.6*	42.4±5.6	40.1±4.8*	2.2	10.8 [#]	0.9
KR5	Εύρος κίνησης Κ5-Κ4 (°)	23.0±3.8	23.7±5.0	24.2±3.8	22.9±4.1	24.3±3.3	23.7±4.7	25.0±4.5	26.0±4.7	3.4 [#]	.06	1.0
KR6	Εύρος κίνησης Κ5-Κ3 (°)	64.7±3.7	60.9±6.7*	65.1±3.6	61.2±6.5*	65.4±3.4	62.8±4.8*	67.3±4.4	64.7±3.7	21.9 [#]	9.7 [#]	4.6 [#]

T, κύρια επίδραση ταχύτητας βάρδισης M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T × M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

[#]υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Σημαντικές αλληλεπιδράσεις εντοπιστήκαν για τις κινηματικές παραμέτρους της ποδοκνημικής (Πίνακας 27; $p < .05$). Συγκεκριμένα, η αύξηση της ταχύτητας στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση είχε ως συνέπεια να μειωθεί η μέγιστη ραχιαία κάμψη στη φάση στήριξης (A3; $p < .05$). Στην επαναμέτρηση όμως 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση η ραχιαία κάμψη στη φάση στήριξης παρουσίασε πλατό σε όλες τις ταχύτητες ($p > .05$). Τέλος, 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση παρατηρήθηκε αυξημένη ραχιαία κάμψη στη φάση αιώρησης (A5) στις δύο αργές ταχύτητες (Σχήμα 25; $p < .05$). Αντίστοιχη αύξηση δε βρέθηκε στις δύο γρήγορες ταχύτητες που αξιολογήθηκαν ($p > .05$).



Σχήμα 25. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής στη φάση αιώρησης (A5; Πίνακας 25) στις τέσσερις εξεταζόμενες ταχύτητες βάδισης στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Κινητικές παράμετροι βάδισης στη φάση αιώρησης. Ο πίνακας 28 συνοψίζει τα αποτελέσματα των κινητικών παραμέτρων της φάσης αιώρησης κατά τη βάδιση σε διαφορετικές ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο. Σημαντική αλληλεπίδρασή της χρονικής στιγμής της μέτρησης και των ταχυτήτων βάδισης βρέθηκε μόνο για τη μέγιστη ροπή έκτασης του ισχίου στη φάση αιώρησης ($p < .05$). Η post-hoc ανάλυση έδειξε ότι συγκριτικά με τις αρχικές μετρήσεις 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση, η μέγιστη ροπή έκτασης του ισχίου μειώθηκε στις δύο αργές ταχύτητες. Από την άλλη πλευρά, η ίδια παράμετρος 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση αυξήθηκε σε σχέση με τις αρχικές μετρήσεις στις δύο γρήγορες ταχύτητες που εφαρμόστηκαν στο δαπεδοεργόμετρο.

Πίνακας 27. Κινηματικές παράμετροι της ποδοκνημικής κατά τη βάρδιση στις 4 εξεταζόμενες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης. Οι παράμετροι A1 και AR1-AR4 (βλ. Πίνακα 8) δεν εξετάστηκαν στις δοκιμασίες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο. Οι τιμές της ραχιαίας κάμψης αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

		1.36m/s		CWS		1.7m/s		PTS		$F_{(3,57)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(3,57)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
A2	Πελματιαία κάμψη κατά την υποδοχή φόρτισης (°)	-5.2 \pm 3.3	-4.3 \pm 3.3	-5.8 \pm 3.9	-4.1 \pm 4.3	-5.3 \pm 4.0	-3.7 \pm 4.0	-4.5 \pm 3.5	-3.3 \pm 3.5	2.3	2.1	0.2
A3	Μέγιστη ραχιαία κάμψη κατά τη φάση στήριξης (°)	12.6 \pm 3.8	12.0 \pm 4.0	11.9 \pm 2.9	11.8 \pm 3.7	10.5 \pm 2.4	12.0 \pm 3.8	9.9 \pm 2.1	11.3 \pm 3.0	4.5 [#]	0.6	9.1 [#]
A4	Μέγιστη πελματιαία κάμψη στον ΚΔ (°)	-21.6 \pm 6.2	-20.9 \pm 8.1	-21.9 \pm 6.0	-21.5 \pm 9.5	-23.4 \pm 5.5	-22.9 \pm 8.1	-24.2 \pm 5.0	-22.8 \pm 5.8	7.6 [#]	0.4	0.5
A5	Μέγιστη ραχιαία κάμψη στη φάση αιώρησης	5.8 \pm 2.0	6.9 \pm 2.3*	5.9 \pm 2.2	6.9 \pm 2.1*	6.6 \pm 2.2	7.1 \pm 2.4	7.6 \pm 2.7	7.5 \pm 2.6	16.7 [#]	1.0 [#]	6.4 [#]
AR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	34.3 \pm 6.5	33.0 \pm 7.6	33.9 \pm 5.9	33.5 \pm 8.4	34.1 \pm 5.7	35.2 \pm 7.5	34.7 \pm 5.8	34.4 \pm 5.3	1.2	0.6	2.4

T, κύρια επίδραση ταχύτητας βάρδισης; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Πίνακας 28. Κινητικές παράμετροι στη φάση αιώρησης κατά τη βάρδιση στις 4 εξεταζόμενες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης. Οι τιμές της ροπής κάμψης και της αρνητικής ισχύος αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

		1.36m/s		CWS		1.7m/s		PTS		$F_{(3,57)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(3,57)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
Ισχύο	Μέγιστη ροπή έκτασης (Nm/kg)	0.47 \pm 0.14	0.41 \pm 0.12	0.53 \pm 0.13	0.43 \pm 0.09	0.54 \pm 0.16	0.58 \pm 0.13	0.57 \pm 0.18	0.67 \pm 0.18	17.6 [#]	1.82	4.8 [#]
	Μέγιστη ροπή κάμψης (Nm/kg)	-0.39 \pm 0.15	-0.44 \pm 0.16	-0.42 \pm 0.17	-0.48 \pm 0.21	-0.55 \pm 0.16	-0.53 \pm 0.18	-0.74 \pm 0.22	-0.70 \pm 0.19	24.3 [#]	.06	0.6
	Μέγιστη θετική ροπή(W/kg)	1.14 \pm 0.23	1.10 \pm 0.21	1.27 \pm 0.35	1.32 \pm 0.42	1.57 \pm 0.37	1.61 \pm 0.42	2.04 \pm 0.58	2.13 \pm 0.70	55.2 [#]	0.6	0.4
	Μέγιστη αρνητική ροπή (W/kg)	-0.03 \pm 0.05	-0.04 \pm 0.06	-0.04 \pm 0.06	-0.06 \pm 0.07	-0.09 \pm 0.08	-0.10 \pm 0.07	-0.18 \pm 0.16	-0.12 \pm 0.07	16.1 [#]	.00	2.0
Γόνατο	Μέγιστη ροπή έκτασης (Nm/kg)	0.07 \pm 0.01	0.08 \pm 0.02	0.09 \pm 0.03	0.10 \pm 0.02	0.12 \pm 0.02	0.12 \pm 0.03	0.15 \pm 0.03	0.15 \pm 0.03	48.9 [#]	0.6	0.9
	Μέγιστη ροπή κάμψης (Nm/kg)	-0.32 \pm 0.05	-0.32 \pm 0.07	-0.34 \pm 0.05	-0.34 \pm 0.07	-0.35 \pm 0.05	-0.39 \pm 0.06	-0.46 \pm 0.07	-0.45 \pm 0.06	65.8 [#]	.06	0.2

T, κύρια επίδραση ταχύτητας βάρδισης; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων.
[#]υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

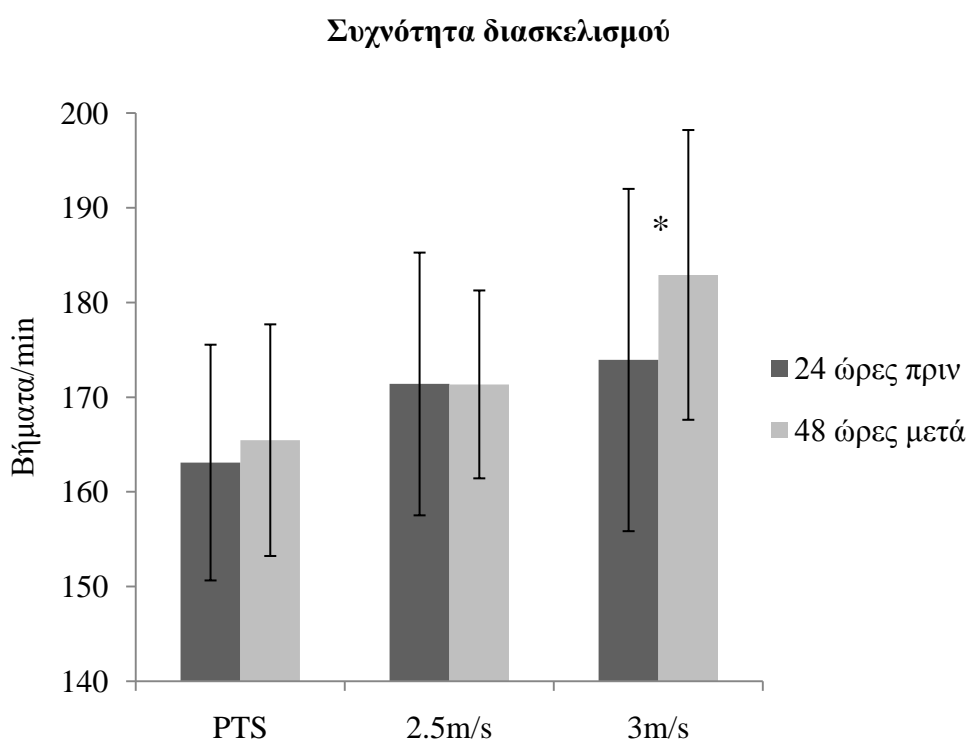
Πίνακας 28 (συνέχεια)

		1.36m/s		CWS		1.7m/s		PTS		$F_{(3,57)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(3,57)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
Γόνατο	Μέγιστη θετική ροπή(W/kg)	0.08±0.13	0.13±0.13	0.11±0.13	0.19±0.21	0.19±0.19	0.28±0.27	0.25±0.21	0.28±0.23	8.1 [#]	1.8	0.5
	Μέγιστη αρνητική ροπή (W/kg)	-1.58±0.29	-1.38±0.31	-1.66±0.30	-1.55±0.42	-1.97±0.32	-1.79±0.32	-2.33±0.46	-2.33±0.42	67.3 [#]	2.4	1.2
Ποδο-κνημική	Μέγιστη ροπή πελματιαίας κάμψης (Nm/kg)	.026±.009	.022±.014	.028±.013	.025±.018	.028±.009	.031±.024	.034±.014	.039±.028	13.1 [#]	.00 [#]	2.31
	Μέγιστη ροπή ραχιαίας κάμψης (Nm/kg)	-.082±.015	-.084±.016	-.087±.015	-.082±.016	-.090±.015	-.085±.013	-.091±.013	-.092±.017	3.18 [#]	0.6	0.5
	Μέγιστη θετική ροπή (W/kg)	.199±.090	.193±.084	.205±.090	.211±.117	.238±.088	.234±.134	.268±.094	.254±.132	8.0 [#]	.04	0.1
	Μέγιστη αρνητική ροπή (W/kg)	-.093±.043	-.083±.047	-.100±.052	-.070±.047	-.084±.055	-.071±.046	-.077±.041	-.092±.060	0.4	0.5	1.4

T, κύρια επίδραση ταχύτητας βάδισης; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T × M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων.

#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Χωρο-χρονικές παράμετροι τρεξίματος. Οι αλληλεπιδράσεις και οι κύριες επιδράσεις των εξεταζόμενων παραγόντων κατά τις δοκιμασίες τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο παρουσιάζονται στον πίνακα 29. Συγκρίνοντας τα δεδομένα των μετρήσεων 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση διαπιστώθηκε αλληλεπίδραση του παράγοντα της χρονικής στιγμής της μέτρησης και της ταχύτητας τρεξίματος για το μήκος βήματος (TS1), τη συχνότητα διασκελισμού (TS2; Σχήμα 26) και τη χρονική στιγμή της απογείωσης (TS3; $p < .05$; Σχήμα 27). Οι post-hoc αναλύσεις έδειξαν ότι 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση το μήκος βήματος μειώθηκε και η συχνότητα διασκελισμού αυξήθηκε μόνο στην πιο γρήγορη ταχύτητα τρεξίματος που μελετήθηκε, τα 3m/s. Όσον αφορά τη χρονική στιγμή της απογείωσης, σημειώθηκε στατιστικά σημαντική αύξηση της στη ταχύτητα μετάβασης (PTS) και στα 2.5m/s, αλλά καμία μεταβολή στα 3m/s. Τέλος, εντοπίστηκε τάση για στατιστικά σημαντική αύξηση του εύρους της βάσης στήριξης σε όλες τις εξεταζόμενες ταχύτητες τρεξίματος (TS6; $p = .05$).



Σχήμα 26. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της συχνότητας διασκελισμού (TS2; Πίνακας 29) στις τρεις εξεταζόμενες ταχύτητες τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Πίνακας 29. Χωρο-χρονικές παράμετροι κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης. Οι παράμετροι TS4 και TS5 (βλ. Πίνακα 4) δεν αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο.

		PTS		2.5m/s		3m/s		$F_{(2,38)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(2,38)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
TS1	Μήκος βήματος (m)	73.5 \pm 4.7	72.5 \pm 5.3	87.9 \pm 4.9	88.1 \pm 7.3	104.3 \pm 8.9	99.4 \pm 10*	260.2 [#]	2.0	7.6 [#]
TS2	Συχνότητα διασκελισμού (βήματα/min)	163 \pm 12	165 \pm 12	171 \pm 10	171 \pm 14	174 \pm 15	183 \pm 18*	33.4 [#]	2.2	6.1 [#]
TS3	Απογείωση (% του ΚΔ)	48.5 \pm 3.6	50.5 \pm 2.6*	43.4 \pm 3.4	45.2 \pm 2.9*	41.4 \pm 3.4	41.8 \pm 2.6	102.3 [#]	3.6	3.50 [#]
TS6	Εύρος της βάσης στήριξης (cm)	8.9 \pm 1.7	9.8 \pm 2.1	9.1 \pm 2.1	9.7 \pm 2.3	9.2 \pm 1.9	9.5 \pm 2.5	.04	4.2 ^{##}	0.6

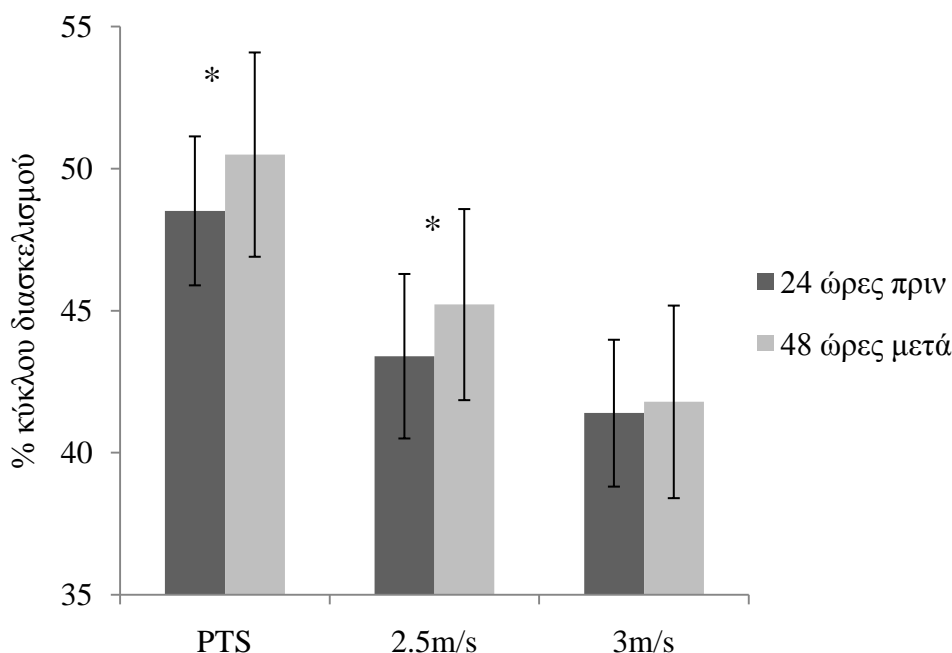
T, κύρια επίδραση ταχύτητας τρεξίματος; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

##υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες διαπιστώθηκε τάση για στατιστικά σημαντική τιμή του δείκτη F ($p < .05$).

Χρονική στιγμή απογείωσης



Σχήμα 27. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της χρονικής στιγμής της απογείωσης % του κύκλου διασκελισμού (TS3; Πίνακας 29) στις τρεις ταχύτητες τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Κινηματικές παράμετροι βάρδισης. Τα αποτελέσματα των κινηματικών αναλύσεων της πυέλου και της άρθρωσης του ισχίου συνοψίζονται στους Πίνακες 28 και 29, αντίστοιχα. Παρατηρήθηκε αλληλεπίδραση των παραγόντων της χρονικής στιγμής μέτρησης και της ταχύτητας τρεξίματος όσον αφορά το μέσο όρο της πρόσθιας/οπίσθιας κλίσης της πυέλου (PT5; $p < .05$). Μέτα την εφαρμογή της post-hoc ανάλυσης διαπιστώθηκε ότι η PT5 ήταν στατιστικά σημαντικά υψηλότερη στις ταχύτητες 2.5 και 3m/s, αλλά όχι στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (PTS). Επιπρόσθετα, το εύρος κίνησης της επάνω/κάτω κλίσης της πυέλου (PTO) εμφάνισε σημαντική αύξηση 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση σε όλες τις ταχύτητες ($p < .05$). Η μοναδική μεταβολή που άγγιξε τα όρια της σημαντικότητας στην άρθρωση του ισχίου εντοπίστηκε στην μέγιστη έκταση του στον κύκλο διασκελισμού (H3; $p < .05$). Ο μυϊκός τραυματισμός είχε ως συνέπεια να μειωθεί η συγκεκριμένη παράμετρος 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.

Πίνακας 30. Κινηματικές παράμετροι της πυέλου κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης. Οι παράμετροι PT1-PT4, PO1-PO4 και PR1-PR4 (βλ. Πίνακα 5) δεν εξετάστηκαν στις δοκιμασίες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο.

		PTS		2.5m/s		3m/s		$F_{(2,38)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(2,38)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
PT5	Μέσος όρος πρόσθιας/οπίσθιας κλίσης στον ΚΔ (°)	18.4 \pm 5.3	18.5 \pm 5.1	19.9 \pm 4.9	20.8 \pm 5.1*	20.7 \pm 5.2	21.7 \pm 5.2*	74.9 [#]	2.2	4.8 [#]
PTR	Εύρος κίνησης πρόσθιας/οπίσθιας κλίσης στον ΚΔ (°)	8.5 \pm 2.2	8.3 \pm 2.1	9.6 \pm 2.1	9.0 \pm 2.4	9.7 \pm 2.1	9.4 \pm 2.1	35.6 [#]	1.8	0.7
PTO	Εύρος κίνησης επάνω/κάτω κλίσης στον ΚΔ (°)	10.9 \pm 2.8	12.0 \pm 3.5*	11.6 \pm 2.4	12.9 \pm 3.0*	12.6 \pm 3.9	13.9 \pm 3.1*	21.6 [#]	8.7 [#]	0.2
PRR	Εύρος κίνησης μέσα/έξω στροφής στον ΚΔ (°)	9.2 \pm 3.7	9.1 \pm 2.4	11.2 \pm 3.2	10.2 \pm 2.9	13.0 \pm 3.7	12.3 \pm 3.9	39.5 [#]	1.1	0.6

T, κύρια επίδραση ταχύτητας τρεξίματος; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Πίνακας 31. Κινηματικές παράμετροι του ισχίου κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης. Οι τιμές της έκτασης του ισχίου αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

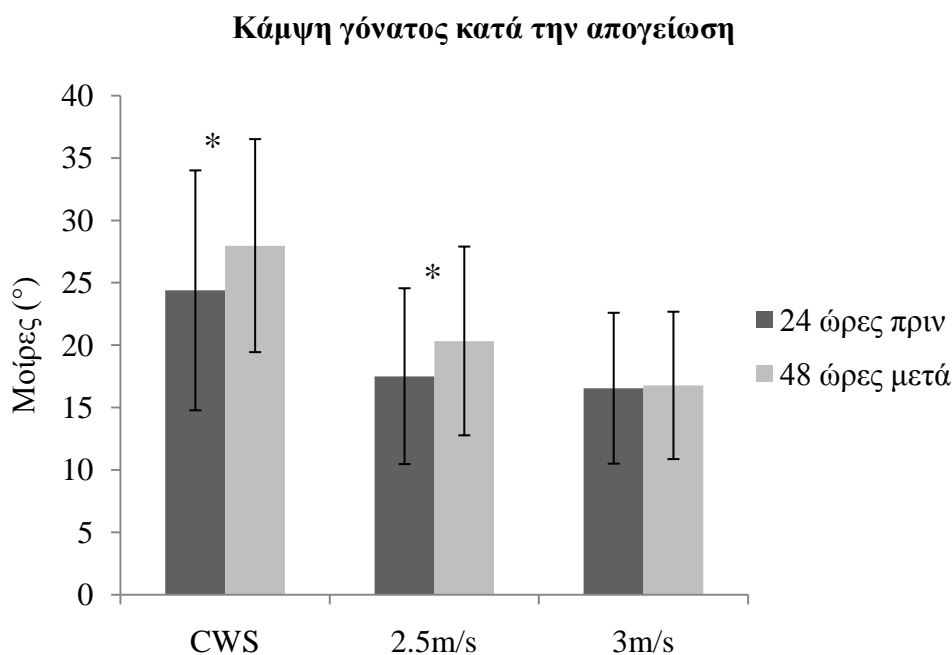
		PTS		2.5m/s		3m/s		$F_{(2,38)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(2,38)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
H1	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	36.5 \pm 7.1	38.0 \pm 7.4	39.5 \pm 7.0	41.3 \pm 7.9	42.8 \pm 6.5	43.9 \pm 7.4	80.1 [#]	1.6	1.0
H2	Μέγιστη γωνία έκτασης στον ΚΔ (°)	-2.1 \pm 5.7	-1.0 \pm 6.3	-4.6 \pm 6.6	-2.8 \pm 6.2	-6.4 \pm 7.8	-5.0 \pm 7.6	28.4 [#]	4.4 [#]	0.2
H3	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (°)	42.7 \pm 5.7	43.1 \pm 6.6	46.5 \pm 5.8	47.2 \pm 7.1	51.3 \pm 5.7	50.8 \pm 7.4*	141.9 [#]	.03	0.8
HR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	45.6 \pm 5.9	44.9 \pm 4.8	51.8 \pm 5.7	50.6 \pm 6.3	58.5 \pm 6.9	56.5 \pm 7.9	160.0 [#]	2.6	0.7

T, κύρια επίδραση ταχύτητας τρεξίματος; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Τα ευρήματα των κινηματικών αναλύσεων της άρθρωσης του γόνατος και της ποδοκνημικής παρουσιάζονται στους Πίνακες 30 και 31, αντίστοιχα. Η πλειομετρική άσκηση οδήγησε σε σημαντική μείωση της μέγιστης κάμψης του γόνατος στη φάση αιώρησης (K5), του συνολικού εύρους κίνησης του γόνατος (KR), καθώς και των επιμέρους εύρων κίνησης KR2, KR3 και KR6 σε όλες τις ταχύτητες τρέξιματος ($p < .05$). Στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση σημειώθηκε μεταξύ των παραγόντων όσον αφορά την κάμψη του γόνατος κατά την απογείωση (K4) και το εύρος κίνησης KR4 ($p < .05$). Από τις post-hoc αναλύσεις διαπιστώθηκε ότι η K4 αυξήθηκε 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση κατά το τρέξιμο στην ταχύτητα μετάβασης και στα 2.5m/s. Δεβρέθηκε μεταβολή στην ταχύτητα των 3m/s (Σχήμα 28). Αντίστοιχα ήταν τα ευρήματα και για την παράμετρο KR4. Όσον αφορά τη ποδοκνημική άρθρωση μειώθηκε το συνολικό εύρος κίνησης (AR) σε όλες τις ταχύτητες ($p < .05$), ενώ υπήρξε τάση για στατιστικά σημαντική αύξηση της γωνίας της ποδοκνημικής κατά την πρώτη επαφή με το έδαφος (A1) και της μέγιστης ραχιαίας κάμψης στη φάση αιώρησης (A5).



Σχήμα 28. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της γωνίας κάμψης του γόνατος κατά την απογείωση (K4; Πίνακας 32) στις τρεις ταχύτητες τρέξιματος στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά. *στατιστικά σημαντική διαφορά με 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

Πίνακας 32. Κινηματικές παράμετροι του γόνατος κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης. Οι παράμετροι KAV, KR1 και KR5 (βλ. Πίνακα 7) δεν αξιολογήθηκαν στις δοκιμασίες τρεξίματος του δαπεδοεργόμετρου.

		PTS		2.5m/s		3m/s		$F_{(2,38)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(2,38)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
K1	Γωνία κατά την πρώτη επαφή (°)	9.0 \pm 4.9	10.8 \pm 6.4	9.2 \pm 5.7	11.2 \pm 7.1	8.7 \pm 6.6	12.4 \pm 8.9	0.4	3.3	1.9
K2	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	41.4 \pm 6.6	40.2 \pm 6.8	42.3 \pm 6.3	42.1 \pm 6.0	43.8 \pm 6.6	42.4 \pm 6.5	17.6 [#]	.09	2.7
K3	Ελάχιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης (°)	15.6 \pm 5.3	16.5 \pm 6.9	13.9 \pm 5.5	15.3 \pm 6.4	14.3 \pm 5.5	14.6 \pm 5.6	4.7 [#]	1.0	1.2
K4	Γωνία κατά την απογείωση (°)	24.4 \pm 9.6	28.0 \pm 8.5*	17.5 \pm 7.0	20.3 \pm 7.6*	16.5 \pm 6.0	16.8 \pm 5.9	35.6 [#]	2.9	5.6 [#]
K5	Μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (°)	81.1 \pm 8.0	76.9 \pm 8.2*	90.9 \pm 11.6	85.7 \pm 11.2*	97.6 \pm 13.1	92.2 \pm 12.4*	101.6 [#]	11.13 [#]	0.4

T, κύρια επίδραση ταχύτητας τρεξίματος; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, KΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Πίνακας 32 (συνέχεια)

		PTS		2.5m/s		3m/s		$F_{(2,38)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(2,38)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
KR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	74.1±7.4	68.0±8.5*	84.7±11.8	77.2±12.3*	91.8±13.8	84.4±13.4*	92.7 [#]	15.4 [#]	0.4
KR2	Εύρος κίνησης Κ2-Κ1(°)	32.4±6.3	29.4±7.9*	33.1±6.2	30.9±8.0*	35.1±7.7	30.0±9.8*	1.8	10.5 [#]	2.6
KR3	Εύρος κίνησης Κ2-Κ3 (°)	25.8±6.5	23.7±5.9*	28.4±5.6	26.8±5.5*	29.5±4.9	27.8±5.7*	25.3 [#]	6.7 [#]	0.1
KR4	Εύρος κίνησης Κ4-Κ3 (°)	8.8±8.3	11.5±7.5*	3.6±3.4	5.0±4.6*	2.2±3.1	2.2±2.5	18.9 [#]	2.6	3.4 [#]
KR6	Εύρος κίνησης Κ5-Κ3 (°)	65.5±9.4	60.4±9.5*	77.1±13.5	70.4±12.2*	83.3±14.1	77.7±14.2*	99.8 [#]	11.8 [#]	0.4

T, κύρια επίδραση ταχύτητας τρεξίματος; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T × M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.
 *στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).
[#]υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Πίνακας 33. Κινηματικές παράμετροι ποδοκνημικής κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης. Οι παράμετροι A2 και AR1-AR4 (βλ. Πίνακα 8) δεν εξετάστηκαν στις δοκιμασίες τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο. Οι τιμές της ραχιαίας κάμψης αναγράφονται με αρνητικό πρόσημο.

		PTS		2.5m/s		3m/s		$F_{(2,38)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(2,38)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
A1	Γωνία κατά την πρώτη επαφή (°)	-0.4 \pm 9.0	3.7 \pm 7.2	-1.0 \pm 8.8	1.9 \pm 7.4	-1.4 \pm 9.5	2.1 \pm 6.3	3.3 [#]	4.1 ^{##}	.08
A3	Μέγιστη ραχιαία κάμψη κατά τη φάση στήριξης (°)	26.2 \pm 4.8	24.8 \pm 2.0	26.3 \pm 4.5	25.9 \pm 2.6	27.1 \pm 4.4	25.8 \pm 2.7	5.4 [#]	1.1	2.9
A4	Μέγιστη πελματιαία κάμψη στον ΚΔ (°)	-25.7 \pm 6.3	-24.3 \pm 6.0	-27.3 \pm 6.6	-25.5 \pm 7.7	-26.1 \pm 6.9	-25.8 \pm 6.7	2.0 [#]	1.4	0.7
A5	Μέγιστη ραχιαία κάμψη στη φάση αιώρησης	8.2 \pm 3.4	9.5 \pm 2.7	5.6 \pm 4.6	7.7 \pm 3.3	5.4 \pm 5.6	7.0 \pm 3.6	17.4 [#]	4.0 ^{##}	0.4
AR	Συνολικό εύρος κίνησης στον ΚΔ (°)	53.4 \pm 7.5	50.3 \pm 6.3 [*]	55.1 \pm 8.1	52.6 \pm 7.2 [*]	57.0 \pm 7.6	53.9 \pm 7.3 [*]	36.0	5.1 [#]	0.3

T, κύρια επίδραση ταχύτητας τρεξίματος; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

#υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

##υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες διαπιστώθηκε τάση για στατιστικά σημαντική τιμή του δείκτη F ($p < .05$).

Πίνακας 34. Χρονικές παράμετροι του ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) κατά το τρέξιμο στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης 1.99 ± 0.07 m/s (preferred transition speed, PTS), στην προκαθορισμένη ταχύτητα 2.5m/s και στην προκαθορισμένη ταχύτητα 3.0m/s στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και οι τιμές F της ανάλυσης διακύμανσης. Οι χρονικές παράμετροι του EMG του πρόσθιου κνημιαίου (βλ. Πίνακα 22) δεν εξετάστηκαν στις δοκιμασίες τρεξίματος στο δαπεδοεργόμετρο.

		PTS		2.5m/s		3m/s		$F_{(2,38)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(2,38)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
VM_{on}	Έναρξη EMG έσω κεφαλής τετρακέφαλου (% ΚΔ)	74.6 \pm 8.5	71.7 \pm 5.4*	76.3 \pm 6.9	73.8 \pm 6.6*	76.9 \pm 8.8	71.2 \pm 9.4*	1.3	15.8 [#]	0.7
VM_{off}	Λήξη EMG έσω κεφαλής τετρακέφαλου (% ΚΔ)	21.3 \pm 7.5	19.1 \pm 7.8	22.1 \pm 8.3	19.7 \pm 7.8	20.0 \pm 7.6	17.3 \pm 6.8	1.1	2.2	.01
VM_{dur}	Διάρκεια EMG έσω κεφαλής τετρακέφαλου (% ΚΔ)	46.7 \pm 9.3	47.4 \pm 7.3	45.8 \pm 6.3	45.9 \pm 9.0	43.1 \pm 6.3	46.1 \pm 7.0	1.4	1.0	0.3
ST_{on}	Έναρξη EMG έσω κεφαλής ημιτενοντώδη (% ΚΔ)	69.9 \pm 9.6	65.2 \pm 10.5*	70.4 \pm 11.3	65.1 \pm 10.9*	68.6 \pm 10.0	64.2 \pm 10.9*	0.3	14.2 [#]	.01
ST_{off}	Λήξη EMG ημιτενοντώδη (% ΚΔ)	22.9 \pm 8.9	26.6 \pm 13.0	25.6 \pm 9.0	25.6 \pm 12.3	26.6 \pm 6.6	27.6 \pm 8.8	1.1	0.5	1.0

T, κύρια επίδραση ταχύτητας τρεξίματος; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T \times M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

[#]υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Πίνακας 34 (συνέχεια)

		PTS		2.5m/s		3m/s		$F_{(2,38)}$	$F_{(1,19)}$	$F_{(2,38)}$
		24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	T	M	TM
ST_{dur}	Διάρκεια EMG ημιτενοντώδη (% ΚΔ)	52.9±9.4	61.4±11.7*	55.2±8.7	60.5±12.0*	57.9±11.5	63.4±11.3*	1.4	11.2 [#]	.02
GAS_{on}	Έναρξη EMG έσω κεφαλής γαστροκνημίου (% ΚΔ)	75.4±10.1	75.6±14.5	76.0±9.6	75.9±9.7	75.6±9.9	72.4±14.2	0.6	0.1	0.5
GAS_{off}	Λήξη EMG έσω κεφαλής γαστροκνημίου (% ΚΔ)	29.9±5.4	33.6±6.4	26.9±10.8	28.0±5.1	24.6±8.2	27.0±7.1	6.6 [#]	2.6	0.7
GAS_{dur}	Διάρκεια EMG έσω κεφαλής γαστροκνημίου (% ΚΔ)	55.4±8.5	58.0±13.7	50.9±10.9	52.1±9.3	49.1±8.3	54.6±12.0	6.2 [#]	1.6	0.5

T, κύρια επίδραση ταχύτητας τρεξίματος; M, κύρια επίδραση χρονικής στιγμής μέτρησης; T × M, αλληλεπίδραση των δύο παραγόντων, ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

[#]υποδηλώνει τις τιμές στις οποίες ο δείκτης F ξεπερνά το κριτικό όριο της σημαντικότητας ($p < .05$).

Ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι. Τα αποτελέσματα των παραμέτρων του ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) συνοψίζονται στον πίνακα 34. Παρατηρήθηκε 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση στατιστικά σημαντικά πιο πρόωμη έναρξη του EMG της έσω κεφαλής του τετρακέφαλου (VM_{on}) και του ημιτενοντώδη μυός (ST_{on} ; $p < .05$). Επίσης, αυξήθηκε η διάρκεια ενεργοποίησης του ημιτενοντώδη (ST_{dur}) στον κύκλο διασκελισμού ($p < .05$). Τα ευρήματα αυτά εντοπίστηκαν και στις τρεις ταχύτητες τρεξίματος που αξιολογήθηκαν.

Βάδιση και τρέξιμο στην ίδια ταχύτητα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης) στο δαπεδοεργόμετρο

Τα αποτελέσματα της βάδισης και του τρεξίματος στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (PTS) παρουσιάστηκαν ξεχωριστά και αναλυτικά στα προηγούμενα δύο υποκεφάλαια των αποτελεσμάτων. Στον πίνακα 35 που ακολουθεί παραθέτονται επιλεγμένες παράμετροι στις οποίες παρατηρήθηκε διαφορετική επίδραση του μυϊκού τραυματισμού 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση μεταξύ της βάδισης και του τρεξίματος στην ίδια ταχύτητα, την προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης. Για να διερευνηθεί η εξέλιξη των εξεταζόμενων παραμέτρων 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση εφαρμόστηκαν ξεχωριστά στη βάδιση και στο τρέξιμο t-test για εξαρτημένα δείγματα. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε για όλες τις αναλύσεις σε $p < .05$.

Όσον αφορά τις χωρο-χρονικές παραμέτρους κατά τη βάδιση, στην ταχύτητα μετάβασης σημειώθηκε μείωση του μήκους βήματος (TS1) και αύξηση της συχνότητας διασκελισμού (TS2; $p < .05$). Από την άλλη πλευρά, δεν υπήρξαν μεταβολές κατά το τρέξιμο στην ίδια ταχύτητα ($p > .05$). Στη βάδιση παρατηρήθηκε, ακόμα, σημαντική μείωση της χρονικής στιγμής απογείωσης (TS3). Αντίστροφα, στο τρέξιμο η χρονική στιγμή απογείωσης αυξήθηκε ($p < .05$). Κατά τη βάδιση εμφανίστηκε 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση μεγαλύτερη πρόσθια κλίση της πύελου (PT5) και αύξηση του εύρους κίνησής της στον κύκλο διασκελισμού (PTR; $p < .05$). Αντίστοιχες μεταβολές δεν υπήρξαν κατά το τρέξιμο στην ταχύτητα μετάβασης ($p > .05$). Ωστόσο, σε αντίθεση με τη βάδιση βρέθηκε στατιστικά σημαντική αύξηση του εύρους κίνησης της πλευρικής (επάνω/κάτω) κλίσης της πύελου (PTO; $p < .05$). Όσον αφορά την άρθρωση του γόνατος, στο τρέξιμο η γωνία κάμψης του στην απογείωση (K4) αυξήθηκε, ενώ η μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (K5) μειώθηκε ($p < .05$). Επιπρόσθετα, σημειώθηκε τάση για στατιστικά σημαντική αύξηση της μέγιστης ραχιαίας κάμψης στη φάση αιώρησης

(A5; $p = .05$). Στη βάδιση δεν εντοπιστήκαν αντίστοιχες μεταβολές τόσο στο γόνατο όσο και στην ποδοκνημική ($p > .05$).

Πίνακας 35. Σύγκριση επιλεγμένων παραμέτρων μεταξύ βάδισης και τρέξιματος στην ίδια ταχύτητα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης, PTS) στο δαπεδοεργόμετρο 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Για κάθε παράμετρο παρουσιάζονται οι μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις και η τιμή του δείκτη $t(19)$. Σημείωση: ΚΔ, κύκλος διασκελισμού.

	Βάδιση PTS			Τρέξιμο PTS		
	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	<i>T</i>	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	<i>T</i>
TS1	81.5 \pm 5.1	78.8 \pm 6.4*	2.8	73.5 \pm 4.7	72.5 \pm 5.3	0.8
TS2	147 \pm 8	152 \pm 8*	3.3	163 \pm 12	165 \pm 12	0.9
TS3	61.0 \pm 1.0	59.7 \pm 1.7*	3.5	48.5 \pm 3.6	50.5 \pm 2.6*	2.4
PT5	14.5 \pm 5.3	15.3 \pm 5.3*	2.2	18.4 \pm 5.3	18.5 \pm 5.1	1.0
PTR	4.6 \pm 0.8	5.8 \pm 1.0*	4.5	8.5 \pm 2.2	8.3 \pm 2.1	0.8
PTO	18.6 \pm 3.4	18.3 \pm 3.8	0.6	10.9 \pm 2.8	12.0 \pm 3.5*	2.2
K4	42.9 \pm 5.4	41.9 \pm 6.2	0.6	24.4 \pm 9.6	28.0 \pm 8.5*	2.2
K5	67.9 \pm 3.0	67.9 \pm 4.2	.03	81.1 \pm 8.0	76.9 \pm 8.2*	4.0
A5	7.6 \pm 2.7	7.5 \pm 2.6	0.2	8.2 \pm 3.4	9.5 \pm 2.7**	1.9

*στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

**τάση για στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Με βάση τα αποτελέσματα των έμμεσων δεικτών του μυϊκού τραυματισμού που αξιολογήθηκαν, επαληθεύτηκε η πρώτη ερευνητική υπόθεση της διατριβής. Η πλειομετρική άσκηση μέγιστης έντασης των πρόσθιων και οπίσθιων μηριαίων στο ισοκινητικό δυναμόμετρο οδήγησε από τη μια πλευρά σε σημαντική μείωση της ισομετρικής ροπής και από την άλλη πλευρά σε αύξηση του μυϊκού πόνου, καθώς και των επιπέδων της κρεατινικής κινάσης στον ορό του αίματος, για τουλάχιστον 72 ώρες μετά την εφαρμογή της (Πίνακας 11). Η μεταβολή αυτών των δεικτών επιβεβαίωσε την επιδιωκόμενη πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού σε όλες τις συμμετέχουσες (Bloomer, 2007; Byrne, et al., 2004; Clarkson & Hubal, 2002; Ebbeling & Clarkson, 1989; Newham, et al., 1987; Warren, et al., 1999). Το μέγεθος άλλα και η χρονική στιγμή έναρξης και εξέλιξης των δεικτών του μυϊκού τραυματισμού συνάδουν με τα ευρήματα μελετών που χρησιμοποίησαν παραπλήσιο πρωτόκολλο πρόκλησής του (Byrne, et al., 2004; Croisier, et al., 1996; Croisier, et al., 2003; Falvo & Bloomer, 2006).

Τα ευρήματα της διατριβής αναφορικά με τις κύριες επιδράσεις της ταχύτητας κίνησης στις εξεταζόμενες εμβιομηχανικές παραμέτρους της βάδισης και του τρεξίματος έρχονται σε συμφωνία με την υπάρχουσα σχετική βιβλιογραφία (Cappellini, et al., 2006; Chiu & Wang, 2007; Gazendam & Hof, 2007; Grillner, et al., 1979; Guo, et al., 2006; Lelas, et al., 2003; Murray, et al., 1984; Nilsson & Thorstensson, 1987; Nilsson, et al., 1985; Paróczai & Kocsis, 2006; Røislien, et al., 2009; Stoquart, et al., 2008; Teixeira-Salmela, Nadeau, Milot, Gravel & Requião, 2008; Tulchin, et al., 2009). Δεδομένου ότι το συγκεκριμένο αντικείμενο έχει διερευνηθεί εκτενώς από παλιότερες μελέτες (βλ. υποκεφάλαιο «Επίδραση ταχύτητας στην εμβιομηχανική βάδισης και τρεξίματος» στο κεφάλαιο της ανασκόπησης της βιβλιογραφίας), δεν εντάσσεται στα πλαίσια αυτού του κεφαλαίου η διεξοδική αναφορά και συζήτηση των παραπάνω ευρημάτων. Το ενδιαφέρον εστιάζεται στην κατανόηση της κύριας επίδρασης της πλειομετρικής άσκησης και του επακόλουθου μυϊκού τραυματισμού, καθώς και της αλληλεπίδρασής της με την ταχύτητα κίνησης στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρεξίματος. Ιδιαίτερη σημασία δίνεται, τέλος, στη συζήτηση των αποτελεσμάτων, όσον αφορά την επίδραση της «ασκησιογενούς» μυϊκής βλάβης ανάλογα με τον τρόπο μετακίνησης (βάδιση ή τρέξιμο) στην ίδια ταχύτητα,

την προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (PTS).

Περπάτημα στο διάδρομο βάδισης

Βιβλιογραφικά η μελέτη της επίδρασης της «ασκησιογενούς» μυϊκής βλάβης στην εμβιομηχανική της βάδισης περιορίζεται στις χωρο-χρονικές και κινηματικές παραμέτρους (Lanier, et al., 2009; Paschalis, et al., 2007a). Αυτές οι παράμετροι έχουν περιγραφικό χαρακτήρα και αδυνατούν να εξηγήσουν τα αίτια και τους μηχανισμούς που εμπλέκονται στις μηχανικές απαντήσεις του μυοσκελετικού συστήματος στις αυξημένες απαιτήσεις της βάδισης μετά από μυϊκό τραυματισμό. Για να δοθούν απαντήσεις σε αυτά τα ζητήματα, στην παρούσα διατριβή εξετάστηκαν σε συνδυασμό μια σειρά από χωρο-χρονικές, κινηματικές αλλά και κινητικές και ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι της βάδισης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση σε ισοκινητικό δυναμόμετρο. Ζητήθηκε από τις εξεταζόμενες να περπατήσουν 48 ώρες μετά την άσκηση με δύο τρόπους. Ο πρώτος τρόπος ήταν με την ταχύτητα βάδισης που μπορούσαν τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή, δεδομένου των έντονων συμπτωμάτων του μυϊκού τραυματισμού που παρουσίαζαν. Ο δεύτερος τρόπος ήταν να περπατήσουν με την ίδια ταχύτητα ($\pm 5\%$ της εξατομικευμένης ταχύτητα βάδισης, CWS) που είχαν περπατήσει στην πρώτη και δεύτερη συνεδρία 72 και 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση, αντίστοιχα.

Οι συμμετέχουσες ανταποκρίθηκαν στη δοκιμασία του 1^{ου} τρόπου βάδισης περπατώντας με μικρότερη ταχύτητα ($1.44 \pm 0.16\text{m/s}$ πριν, έναντι $1.20 \pm 0.24\text{m/s}$ μετά την πλειομετρική άσκηση; Πίνακας 12), πιθανώς για να εξομαλύνουν την αίσθηση του πόνου των μυϊκών ομάδων των κάτω άκρων. Το γεγονός αυτό οδήγησε σε μια αλληλουχία σημαντικών μεταβολών στην πλειοψηφία των εξεταζόμενων εμβιομηχανικών παραμέτρων, που επαλήθευσε τις αρχικές ερευνητικές υποθέσεις. Στις μεταβολές που παρατηρήθηκαν, περιλαμβάνονται όσον αφορά τις χωρο-χρονικές παραμέτρους μείωση του μήκους βήματος, της συχνότητας διασκελισμού και της μονής φάσης στήριξης στον κύκλο διασκελισμού και αντίστροφα αύξηση της διπλής φάσης στήριξης και της χρονικής στιγμής απογείωσης στον κύκλο διασκελισμού (Πίνακας 12). Στις κινηματικές παραμέτρους τροποποιήσεις εντοπίστηκαν στις γωνιακές θέσεις και το εύρος κίνησης των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής, ενώ μεταξύ άλλων, αναφορικά με τις δυναμικές και κινητικές παραμέτρους, μειώθηκαν οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους και η ικανότητα παραγωγής και απόσβεσης της ισχύος (Πίνακες 12-18).

Δεδομένου ότι οι συμμετέχουσες περπάτησαν στον 1^ο τρόπο βάρδισης πιο αργά σε σχέση με τις συνεδρίες πριν πλειομετρική άσκηση, δε δίνεται η δυνατότητα να προσδιοριστεί κατά πόσο τα παραπάνω αποτελέσματα οφείλονται στις συνέπειες του μυϊκού τραυματισμού, στη μειωμένη ταχύτητα βάρδισης ή σε συνδυασμό των δύο παραγόντων. Για αυτό το λόγο, η απομονωμένη επίδραση του μυϊκού τραυματισμού εξετάζεται στη συνέχεια με βάση τα αποτελέσματα κατά το 2^ο τρόπο βάρδισης, ο οποίος πραγματοποιήθηκε με ελεγχόμενη ταχύτητα ($\pm 5\%$ της εξατομικευμένης ταχύτητα βάρδισης, CWS). Ωστό ω , τα αποτελέσματα της βάρδισης σύμφωνα με το ν 1^ο τρόπο υποδεικνύουν ότι ο «ασκησιογενής» μυϊκός τραυματισμός μπορεί να επηρεάσει σε μεγάλο βαθμό, εκτός από την αθλητική απόδοση (Byrne, et al., 2004; Falvo & Bloomer, 2006; Highton, et al., 2009; Marcora & Bosio, 2007; Twist & Eston, 2005; Twist & Eston, 2007), την πιο απλή πολύ-αρθρική δραστηριότητα της καθημερινής ζωής, τη βάρδιση. Η διαπίστωση αυτή αποκτά ιδιαίτερη πρακτική αξία, αν γίνει αναλογισμός των επιπτώσεων που θα είχε ο μυϊκός τραυματισμός, ακόμα και μικρότερου μεγέθους, στη λειτουργική ικανότητα της βάρδισης σε ομάδες του πληθυσμού, όπως είναι για παράδειγμα οι ηλικιωμένοι και οι παθόντες διαφόρων ασθενειών.

Η ταχύτητα κίνησης των εξεταζόμενων κατά το 2^ο τρόπο βάρδισης δεν παρουσίασε σημαντική διαφορά σε σχέση με τη αντίστοιχη μέτρηση που προηγήθηκε της πλειομετρικής άσκησης ($1.44 \pm 0.16\text{m/s}$ πριν, έναντι $1.48 \pm 0.18\text{m/s}$ μετά την πλειομετρική άσκηση; Πίνακας 12). Το γεγονός αυτό επιτρέπει την αξιολόγηση της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάρδισης, χωρίς τα αποτελέσματα να επηρεάζονται από την ταχύτητα. Πράγματι, η εξίσωση της ταχύτητας είχε ως συνέπεια να περιοριστεί ο αριθμός των παρατηρούμενων μεταβολών, συγκριτικά με τον 1^ο τρόπο βάρδισης. Ωστόσο, αν και λιγότερο εμφανείς, οι μεταβολές ήταν σημαντικές σε αρκετές παραμέτρους.

Ξεκινώντας με την άρθρωση του γόνατος, οι μεγαλύτερες τροποποιήσεις της εμβιομηχανικής της κίνησης 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση εστιάστηκαν στις φάσεις της μέσης και τελικής στήριξης, της προ-αιώρησης και της αιώρησης (βλ. Σχήμα 1 για επεξήγηση των φάσεων του κύκλου διασκελισμού). Συγκεκριμένα, σημειώθηκε σημαντική μείωση της μέγιστης κάμψης στη φάση αιώρησης (K5; Πίνακας 15 και Σχήμα 17), η οποία είχε ως αποτέλεσμα να ελαττωθεί το συνολικό εύρος κίνησης του γόνατος (KR; Πίνακας 15 και Σχήμα 18). Παράλληλα, μείωση υπέστησαν τα επιμέρους εύρη της κίνησης KR3, KR5 και KR6 (Πίνακας 15 και Σχήμα 18), που αντιστοιχούν κατά κύριο

λόγο στις φάσεις του κύκλου διασκελισμού της βάδισης, στις οποίες γίνεται κατάλληλη προετοιμασία, ώστε να επιτευχθεί στη συνέχεια επιτυχημένη κάμψη του γόνατος στη φάση αιώρησης. Επιπρόσθετα, ελαττώθηκε η γωνιακή ταχύτητα του γόνατος τη στιγμή της απογείωσης (KAV; Πίνακας 15). Αυτά τα αποτελέσματα υποδεικνύουν μια στρατηγική αποφυγής του πόου ιδιαίτερα στη φάση αιώρησης, κατά τη διάρκεια της οποίας δεν εφαρμόζονται στο μυοσκελετικό σύστημα δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους. Πράγματι, ο πόνος είναι μια ισχυρή αίσθηση που μπορεί να τροποποιήσει τα πρότυπα της κίνησης σε σημαντικό βαθμό (Henriksen, et al., 2007).

Η πιθανή ύπαρξη κάποιου μηχανισμού εξομάλυνσης του μυϊκού πόνου ενισχύεται από την παρατηρούμενη αύξηση της δεύτερης μέγιστης ροπής κάμψης της φάσης στήριξης (MK3) και τη μείωση της δεύτερης μέγιστης ροπής έκτασης της φάσης στήριξης (MK4; Πίνακας 19 και Σχήμα 21). Η ροπή κάμψης MK3 εμφανίζεται χρονικά μεταξύ της μέσης και τελικής στήριξης (Σχήμα 11) και πιθανά ήταν υπεύθυνη για το μειωμένο εύρος κίνησης KR3, με το να ελέγχει την έκταση του γόνατος στις παραπάνω φάσεις του κύκλου διασκελισμού. Η ροπή έκτασης MK4 (Σχήμα 11) διαδραματίζει ενεργό ρόλο στον έλεγχο της κάμψης του γόνατος στη φάση της προ-αιώρησης (Perry & Burnfield, 2010). Δεδομένης όμως της προαναφερθείσας μειωμένης γωνιακής ταχύτητας του γόνατος τη στιγμή της απογείωσης (KAV), φαίνεται ότι ο ρόλος της διαφοροποιήθηκε. Ενδεχομένως ελαττώθηκε η επιβραδυντική δράση των μυών που την προκαλούν, συνεισφέροντας με αυτό τον τρόπο στην άμβλυνση της αίσθησης του πόνου.

Ενδιαφέρον παρουσίασαν τα ευρήματα της διατριβής αναφορικά και με τη φάση υποδοχής της φόρτισης (Σχήμα 1). Οι εξεταζόμενες παρουσίασαν 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση τάση για στατιστικά σημαντική μείωση της μέγιστης γωνίας κάμψης στη φάση στήριξης (K2; Πίνακας 15 και Σχήμα 17) και του εύρους κίνησης της φάσης υποδοχής της φόρτισης (KR2; Πίνακας 15 και Σχήμα 18). Η μέγιστη ροπή έκτασης του γόνατος στη φάση στήριξης έμεινε αμετάβλητη (MK4; Πίνακας 19). Με βάση αυτά τα αποτελέσματα, κρίθηκε σκόπιμο να υπολογιστεί η δυναμική σκληρότητα του γόνατος (dynamic knee joint stiffness), καθώς αποτελεί προϊόν της σχέσης της μεταβολής της ροπής έκτασης του γόνατος και του εύρους κίνησης στη φάση υποδοχής της φόρτισης (Butler, Crowell Iii & Davis, 2003; Dixon, et al., 2010; Zeni Jr & Higginson, 2009). Αναμενόταν ότι η σκληρότητα του γόνατος θα αυξηθεί, δεδομένης της συνάφειας που φέρεται στη βιβλιογραφία ότι παρουσιάζει γενικότερα η σκληρότητα του μυοτενόντιου συστήματος με την πλειομετρική άσκηση και τον επακόλουθο μυϊκό τραυματισμό

(McHugh, Connolly, Eston, Kremenec, et al., 1999; Roig Pull & Ranson, 2007). Ωστόσο, η ερευνητική αυτή υπόθεση δεν επαληθεύτηκε. Σε αυτό το αποτέλεσμα μπορεί να συνεισέφεραν δύο παράγοντες. Ο πρώτος σχετίζεται με την παρατηρηθείσα υψηλή μεταβλητότητα μεταξύ των ατόμων στην εξέλιξη της συγκεκριμένης παραμέτρου μετά το μυϊκό τραυματισμό. Συγκεκριμένα, ο έλεγχος των δεδομένων μετά την πλειομετρική άσκηση έδειξε ότι η δυναμική σκληρότητα του γόνατος δεν είχε ομαλή κατανομή μεταξύ των εξεταζομένων. Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι κατά τη φάση της υποδοχής της φόρτισης υπήρξαν τόσο άτομα που εμφάνισαν υψηλή σκληρότητα του γόνατος όσο και άτομα που είχαν αντίθετη αντιμετώπιση της υψηλής φόρτισης, μειώνοντας τη σκληρότητα του γόνατος. Ο δεύτερος παράγοντας που επιδέχεται ιδιαίτερης προσοχής συνδέεται με τη μεθοδολογία υπολογισμού της δυναμικής σκληρότητας που εφαρμόστηκε με βάση τους Dixon και συν (2010) και Zeni Jr και Higginson (2009). Η συγκεκριμένη μεθοδολογία δεν είναι πλήρως αποδεκτή στη βιβλιογραφία, δεδομένου της έλλειψης σε ορισμένες περιπτώσεις γραμικότητας της σχέσης της μεταβολής της ροπής και του εύρους κίνησης κατά τη φάση υποδοχής της επιβάρυνσης (Galli, Rigoldi, Brunner, Virji-Babul & Giorgio, 2008). Αν και στη παρούσα διατριβή πραγματοποιήθηκε υπολογισμός της σκληρότητας του γόνατος μόνο από τα τμήματα των κυματομορφών στα οποία τηρούταν η γραμμική σχέση των δύο παραμέτρων, ενδέχεται ένα ποσοστό σφάλματος να επηρέασε τα τελικά αποτελέσματα.

Ολοκληρώνοντας την αναφορά στη φάση υποδοχής της φόρτισης, αξίζει να συζητηθούν ορισμένα σημαντικά αποτελέσματα που προέκυψαν από την επεξεργασία των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους. Αν και η μέγιστη τιμή της κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης του εδάφους (F1; Πίνακας 17) έμεινε αμετάβλητη μετά την πλειομετρική άσκηση, ωστόσο σημαντική αύξηση σημείωσε ο ρυθμός επιβάρυνσης (loading rate, LR; Πίνακας 17 και Σχήμα 20). Ο ρυθμός επιβάρυνσης συνιστά ένα δείκτη της ικανότητας απόσβεσης της φόρτισης που δέχεται το μυοσκελετικό σύστημα από την πρώτη επαφή του σκέλους στήριξης με το έδαφος, έως το σημείο εμφάνισης της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης του εδάφους F1 (Radin, Yang, Riegger, Kish & O'Connor, 1991). Η αύξηση της τιμής του στις εξεταζόμενες της παρούσας μελέτης μπορεί να προήλθε, μεταξύ άλλων, λόγω της αυξημένης αίσθησης του πόνου (Radin, et al., 1991) ή ακόμα να σχετίζεται με τη μειωμένη δύναμη των μυϊκών ομάδων, που είναι υπεύθυνες για την απόφραξη της φόρτισης μετά την πρώτη επαφή με το έδαφος (Mikesky, Meyer & Thompson, 2000). Στη βιβλιογραφία αναφέρεται ότι αυξημένος ρυθμός επιβάρυνσης κατά τη βάρδιση μπορεί να

οδηγήσει σε σοβαρούς μυοσκελετικούς τραυματισμούς και παθήσεις, όπως είναι η ρήξη του πρόσθιου χιαστού και η οστεοαρθρίτιδα (Butler, et al., 2003; Radin, et al., 1991; Shelburne, Pandy & Torry, 2004). Το στοιχείο αυτό προσδίδει κλινική αξία στο εύρημα του αυξημένου ρυθμού επιβάρυνσης κατά τη βάδιση μετά από μυϊκό τραυματισμό σε ομάδες ατόμων που βαδίζουν για μεγάλες αποστάσεις, όπως είναι οι αθλητές ορειβασίας και οι στρατιώτες. Και αυτό γιατί ο επανειλημμένος μυϊκός τραυματισμός των κάτω άκρων τους, ενδεχομένως να οδηγήσει σε περαιτέρω πιο σοβαρούς τραυματισμούς του μυοσκελετικού συστήματος.

Εξετάζοντας την άρθρωση του ισχίου, 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση σημειώθηκε σημαντική μείωση του συνολικού εύρους κίνησης του (HR; Πίνακας 14) και αύξηση της μέγιστης αρνητικής ισχύος στη φάση στήριξης (PH2; Πίνακας 18). Τα ευρήματα αυτά πιθανώς να διαδραμάτισαν αντισταθμιστικό ρόλο στη μειωμένη λειτουργική ικανότητα των μυών της άρθρωσης του γόνατος, που υπέστησαν μυϊκό τραυματισμό. Μια τέτοια υπόθεση στηρίζεται βιβλιογραφικά, καθώς έχει διαπιστωθεί ότι η κίνηση του γόνατος στη φάση αιώρησης μπορεί να επηρεαστεί σημαντικά από τις δυνάμεις που παράγει το ισχίο στη φάση στήριξης (Arnold, et al., 2007). Συνακόλουθα, οι εξεταζόμενες στην προσπάθεια τους να διατηρήσουν ένα επαρκές μήκος διασκελισμού λόγω της μειωμένης κινητικότητας του ισχίου, αύξησαν την πρόσθια κλίση της πυέλου (PT2, PT3, PT5; Πίνακας 13). Η άποψη αυτή στηρίζεται και πάλι βιβλιογραφικά, δεδομένου ότι έχει αναφερθεί ότι υπάρχει θετική συσχέτιση μεταξύ της μέγιστης έκτασης του ισχίου και της πρόσθιας κλίσης της πυέλου, υποδεικνύοντας ότι η τελευταία είναι αυξημένη στα άτομα που έχουν μειωμένη κινητικότητα του πρώτου (Franz, et al., 2009). Τέλος, η αυξημένη στροφή της πυέλου που εντοπίστηκε 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση ενδεχομένως αποτέλεσε επιπρόσθετο αντισταθμιστικό μηχανισμό στην προσπάθεια διατήρησης του μήκους διασκελισμού (Huang, et al., 2010; Nottrodt, et al., 1982; Wagenaar & Beek, 1992).

Οι προαναφερθείσες μεταβολές των κινηματικών και κινητικών παραμέτρων είχαν ως αποτέλεσμα να διαφοροποιηθούν τα χωρο-χρονικά στοιχεία της βάδισης των συμμετεχουσών. Συγκεκριμένα, το περπάτημα σύμφωνα με τον 2^ο τρόπο βάδισης παρουσίασε μειωμένο μήκος βήματος και αντίστροφα, αυξημένη συχνότητα διασκελισμού (Πίνακας 12). Η πιο λογική αιτία αυτών των αποτελεσμάτων είναι και πάλι η ελάττωση της αίσθησης του πόνου. Επιπρόσθετα, το μειωμένο μήκος βήματος προσφέρει πλεονέκτημα όσον αφορά την ισορροπία του σώματος (Eston, Finney, Baker &

Baltzopoulos, 1996). Τέλος, χαρακτηριστική αύξηση σημείωσε 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση το εύρος της βάσης στήριξης (Πίνακας 12). Η αύξηση αυτής της παραμέτρου σχετίζεται και αυτή με τη βελτίωση της ισορροπίας (Brach, Berlin, VanSwearingen, Newman & Studenski, 2005).

Το ερώτημα που γεννάται με βάση τα παραπάνω αποτελέσματα των χωρο-χρονικών παραμέτρων είναι κατά πόσο, πέρα από μια ενδεχόμενη στρατηγική μείωσης του πόνου, υφίσταται κατά τη βάρδιση μετά από μυϊκό τραυματισμό και ένας μηχανισμός του νευρομυϊκού συστήματος ή υποκειμενική ανάγκη των εξεταζόμενων για μείωση της αστάθειας και αύξησης της ισορροπίας. Όποια και να είναι η αιτία, η υπόθεση της τάσης για βελτίωση της ισορροπίας μετά την πλειομετρική άσκηση ενισχύεται από τα ευρήματα αναφορικά με τις πλάγιες έσω δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους, που παρατηρήθηκαν στις εξεταζόμενες. Συγκεκριμένα, η αύξηση των δυνάμεων F6 και F7 (Πίνακας 17) έχει διαπιστωθεί ότι συσχετίζεται με την αύξηση του εύρους της βάσης στήριξης, με απώτερο στόχο την προαγωγή της ισορροπίας (Browning & Kram, 2007; Donelan, Kram & Kuo, 2001).

Ένα άλλο εύρημα που μπορεί να σχετίζεται με την αποφυγή του πόνου, αλλά και με τη βελτίωση της ισορροπίας είναι η παρατηρηθείσα αύξηση κατά το 2^ο τρόπο βάρδισης της μικρότερης τιμής της κατακόρυφης δύναμης του εδάφους στη φάση στήριξης (F2; Πίνακας 17 και Σχήμα 19). Μελέτες που βασίζονται σε μοντελοποίηση του μυοσκελετικού συστήματος έχουν δείξει ότι τόσο για τις πλάγιες δυνάμεις όσο και για την κατακόρυφη δύναμη F2 ευθύνονται κατά κύριο λόγο οι εκτεινόντες του ισχίου (Pandy & Andriacchi, 2010). Το γεγονός αυτό υποδεικνύει τη συμμετοχή των μυών του ισχίου στην προαναφερθείσα αύξηση της ισορροπίας και πιθανώς συνδέει τα ευρήματα, όσον αφορά τις πλάγιες δυνάμεις F6 και F7 και της κατακόρυφης δύναμης F2. Ένας άλλος λόγος αύξησης της F2 μπορεί να είναι η συμμετοχή της στην παραγωγή της ροπής κάμψης MK3 (Πίνακας 19 και Σχήμα 21), που συζητήθηκε προηγουμένως, με απώτερο στόχο τη μείωση του εύρους κίνησης KR3 (Πίνακας 15 και Σχήμα 18) και εξομάλυνση του μυϊκού πόνου. Επιπρόσθετα, δεδομένου ότι οι συνιστώσες της εδαφικής δύναμης αντίδρασης αντιπροσωπεύουν το αλγεβρικό άθροισμα των επιταχύνσεων του συνόλου των μελών του σώματος (Hamill & Knutzen, 2009; Perry & Burnfield, 2010), η αύξηση της F2 μπορεί να αντιστοιχεί σε μειωμένες επιταχύνσεις του κέντρου μάζας στη φάση στήριξης. Κάτι ανάλογο παρατηρείται κατά τη μείωση της ταχύτητας βάρδισης (Andriacchi, et al., 1977; Kirtley, 2006; Nilsson & Thorstensson, 1989; Stansfield, et al., 2001a). Τέλος, η αύξηση

της F2 μπορεί να συνδέεται με τη μείωση του μήκους βήματος των εξεταζομένων (White, Yack, Tucker & Lin, 1998).

Κλείνοντας αυτό το υποκεφάλαιο και τη συζήτηση των αποτελεσμάτων του 2^ο τρόπου βάδισης, μικρές ήταν οι μεταβολές των χρονικών χαρακτηριστικών του ηλεκτρομυογραφήματος των μυϊκών ομάδων που αξιολογήθηκαν πριν και μετά την πλειομετρική άσκηση. Συγκεκριμένα, η ενεργοποίηση του ημιτενοντώδη και του πρόσθιου κνημιαίου σημειώθηκε νωρίτερα στον κύκλο διασκελισμού (Πίνακας 22). Η πρόωμη ενεργοποίηση του ημιτενοντώδη μπορεί να σχετίζεται με την προετοιμασία της υποδοχής της φόρτισης πριν την επαφή του σκέλους στήριξης με το έδαφος. Από την άλλη, η πρόωμη ενεργοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου μπορεί να είχε αντισταθμιστικό ρόλο στη μειωμένη κινητικότητα του γόνατος, ώστε να επιτευχθεί επιτυχημένη απογείωση του κάτω άκρου και να αποφευχθεί πιθανή πτώση κατά τη φάση αιώρησης. Πάντως, αξίζει να σημειωθεί ότι η χρήση της ηλεκτρομυογραφίας στην παρούσα εργασία είχε επικουρικό χαρακτήρα, καθώς περιορίστηκε μόνο στις χρονικές παραμέτρους της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών. Περαιτέρω μελέτη απαιτείται σε αυτό το τομέα, ώστε τα παραπάνω ευρήματα να φανούν επικοδομητικά, δεδομένης και της ανυπαρξίας στη βιβλιογραφία αντίστοιχων δεδομένων προς σύγκριση.

Βάδιση στο δαπεδοεργόμετρο σε διαφορετικές ταχύτητες

Ξεκινώντας με τις κινηματικές παραμέτρους του γόνατος κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης, παρατηρήθηκε 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση αύξηση της γωνίας κάμψης κατά την πρώτη επαφή του σκέλους με το έδαφος (K1) και της ελάχιστης γωνίας κάμψης στη φάση στήριξης (K3) σε όλο το εύρος των ταχυτήτων που αξιολογήθηκαν, με μοναδική εξαίρεση την προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (PTS) αναφορικά με τη μεταβλητή K1. Επιπρόσθετα, το εύρος κίνησης στη φάση υποδοχής της επιβάρυνσης (KR2), αλλά και στη συνολική φάση στήριξης (KR1) ελαττώθηκαν και στις τέσσερις ταχύτητες του δαπεδοεργόμετρου που βάδισαν οι εξεταζόμενες (Πίνακας 26). Τα ευρήματα αυτά πιθανώς προέκυψαν λόγω του πόνου και της αδυναμίας των εκτεινόντων και καμτήρων μυών της άρθρωσης του γόνατος να ανταπεξέλθουν επαρκώς στην υποδοχή της επιβάρυνσης κατά την προσγείωση και στη σταθεροποίηση του σώματος στη φάση στήριξης. Δεδομένου ότι η δυναμική επιβάρυνση υπό τη μορφή κρουστικού κύματος (shock wave) που δέχονται οι εκτεινόντες του γόνατος κατά την πρώτη επαφή με το

έδαφος είναι εξαρτώμενη από την ταχύτητα κίνησης (Voloshin, 2000), είναι αναμενόμενο ο πόνος να είναι υψηλότερος στις γρήγορες συγκριτικά με τις αργές ταχύτητες. Συνεπώς, το γεγονός ότι η γωνία κάμψης κατά την προσγείωση (K1) δε μεταβλήθηκε σημαντικά, ενδεχομένως να αποτελεί κάποιο είδος προστατευτικού μηχανισμού απέναντι στην αυξανόμενη αίσθηση του πόνου στην γρηγορότερη ταχύτητα που αξιολογήθηκε, τη ταχύτητα μετάβασης (PTS). Δεν αποκλείεται, λοιπόν, σε περιπτώσεις εμφάνισης μυϊκού άλγους, όπως για παράδειγμα μετά από «ασκησιογενή» μυϊκό τραυματισμό, ότι το νευρομυϊκό σύστημα επιστρατεύει μια αντισταθμιστική στρατηγική για να αποτρέψει την αύξησή του, όταν ξεπερνά μια κριτική τιμή.

Από την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας εντοπίστηκε μόνο μια μελέτη (Paschalis et al., 2007a) που εξέτασε τις κινηματικές παραμέτρους των αρθρώσεων των κάτω άκρων κατά τη βάδιση μετά από μυϊκό τραυματισμό. Σε συμφωνία με τα ευρήματα της διατριβής, στη μελέτη των Paschalis και συν. (2007a) βρέθηκε μειωμένο εύρος του γόνατος στη φάση στήριξης κατά τη βάδιση μόνο σε μια ταχύτητα στο δαπεδοεργόμετρο (1.2 m/s). Συγκεκριμένα, οι συγκρίσεις πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση των εκτεινόντων μυών του γόνατος σε ισοκινητικό δυναμόμετρο, έδειξαν σημαντική μείωση του εύρους κίνησης της υποδοχής της φόρτισης (KR2) και του εύρους κίνησης μεταξύ της μέγιστης και της ελάχιστης γωνίας κάμψης του γόνατος στη φάση στήριξης (KR3; Σχήμα 8). Ωστόσο, σε αντίθεση με την παρούσα εργασία, οι άρρηνες εξεταζόμενοι παρουσίασαν κατά την προσγείωση του σκέλους (K1) και κατά τη φάση της μέσης στήριξης (K3; Σχήμα 8) μειωμένη κάμψη του γόνατος, σε σχέση με την αρχική μέτρηση πριν το μυϊκό τραυματισμό. Ο κύριος λόγος για την ασυμφωνία των αποτελεσμάτων μπορεί ίσως να αποδοθεί στο διαφορετικό πρωτόκολλο πλειομετρικής άσκησης που εφαρμόστηκε μεταξύ των δύο εργασιών, καθώς στην παρούσα διατριβή ασκήθηκαν έκτος από τους εκτεινόντες και οι καμπτήρες της άρθρωσης του γόνατος. Επιπρόσθετα, στα παραπάνω αντιφατικά αποτελέσματα πιθανώς να συμβάλουν εξειδικευμένες διαφορές μεταξύ των δύο φύλων αναφορικά με τα κινηματικά χαρακτηριστικά της βάδισης (Chumanov, Wall-Scheffler & Heiderscheit, 2008; Chung & Wang, 2010; Kerrigan, Todd & Della Croce, 1998; Røislien, et al., 2009), τη σκληρότητα του μυοτενόντιου συστήματος (Blackburn, Riemann, Padua & Guskiewicz, 2004; Gabriel, et al., 2008) και την ανταπόκριση στη πτώση της δύναμης μετά από εφαρμογή πλειομετρικής άσκησης (Sewright, et al., 2008), δεδομένου ότι στην παρούσα μελέτη συμμετείχαν γυναίκες και στη μελέτη των Paschalis και συν. (2007a) άντρες.

Τα πιο ενδιαφέροντα ευρήματα στις δοκιμασίες βάδισης του δαπεδοεργόμετρου εστιάστηκαν στη φάση αιώρησης. Ο ρόλος αυτής της φάσης είναι η ασφαλής απογείωση και μεταφορά του κάτω άκρου μέχρι να ξαναέρθει σε επαφή με το έδαφος (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007). Σημαντικό ρόλο προς αυτήν την κατεύθυνση διαδραματίζει η κάμψη του γόνατος στη φάση αιώρησης. Στη παρούσα εργασία, οι εξεταζόμενες εκμεταλλεζόμενες την απουσία των εδαφικών δυνάμεων αντίδρασης σε αυτήν τη φάση, υιοθέτησαν μειωμένη κάμψη του γόνατος (K5; Πίνακας 26 και Σχήμα 23) στις δύο αργές ταχύτητες (1.36m/s και εξατομικευμένη ταχύτητα βάδισης, CWS) που βάδισαν στο δαπεδοεργόμετρο. Ο λόγος ήταν προφανώς για να εξομαλύνουν το πόνο, ειδικότερα στην τελική φάση αιώρησης, στην οποία η διάταση των εκτεινόντων του γόνατος είναι αυξημένη (Byrne, et al., 2004). Αντίστοιχο φαινόμενο, όμως, δεν διαπιστώθηκε στις δύο πιο γρήγορες ταχύτητες που αξιολογήθηκαν (1.7m/s και προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης, PTS; Πίνακας 26 και Σχήμα 23). Είναι γνωστό ότι η βάδιση σε ταχύτητες που πλησιάζουν τη μετάβαση στο τρέξιμο προσδίδει τοπική δυναμική αστάθεια στην ποδοκνημική (Jordan, Challis, Cusumano & Newell, 2009) και επαυξάνει την υποκειμενική αίσθηση του βαθμού δυσκολίας της προσπάθειας (Hreljac, et al., 2008; Segers, et al., 2007a). Αυτή η υποκειμενική αίσθηση αναμενόταν να αυξηθεί ακόμα περισσότερο στην παρούσα μελέτη, εξαιτίας των αυξημένων μηχανικών απαιτήσεων από την εφαρμογή της πλειομετρικής άσκησης (Hampson, St Clair Gibson, Lambert & Noakes, 2001). Παρόλα αυτά, οι συμμετέχουσες διατήρησαν στις δύο γρήγορες ταχύτητες τη μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης σε αντίστοιχες τιμές με τις αρχικές πριν το μυϊκό τραυματισμό, ενδεχομένως ως απάντηση στην «πραγματική» αστάθεια ή στην υποκειμενική αίσθησή της (φόβος πτώσης). Η «πραγματική» αστάθεια μπορεί να οφείλεται στον προαναφερθέντα αποσταθεροποιητικό παράγοντα της βάδισης σε ταχύτητες που αγγίζουν τη μετάβαση στο τρέξιμο (Jordan, et al., 2009). Από την άλλη, η υποκειμενική αίσθησή της με τη μορφή φόβου πτώσης δε μπορεί να απορριφτεί, καθώς οι εξεταζόμενες περπάτησαν 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση στην περιορισμένη επιφάνεια του δαπεδοεργόμετρου με πολύ γρήγορη ταχύτητα, ενώ παράλληλα βρίσκονταν σε κατάσταση έντονου άλγους.

Ένας επιπλέον λόγος της διατήρησης σε φυσιολογικά επίπεδα της κάμψης του γόνατος στη φάση αιώρησης στις γρήγορες ταχύτητες μπορεί να σχετίζεται με το γεγονός ότι η περαιτέρω έκταση του γόνατος θα οδηγούσε σε μεγαλύτερη ροπή αδράνειας του κάτω άκρου αναφορικά με την άρθρωση του ισχίου (Nilsson, et al., 1985). Κατά αυτόν τον

τρόπο, η υψηλότερη γωνιακή ταχύτητα του ισχίου σε συνδυασμό με την μεγαλύτερη ροπή αδράνειας του κάτω άκρου κατά τη βάρδια στις δύο γρήγορες ταχύτητες θα απαιτούσε ανεπιθύμητη αύξηση των αρθρικών ροπών επιτάχυνσης (στο πρώτο μισό της φάσης αιώρησης) και στη συνέχεια επιβράδυνσης (στο δεύτερο μισό της φάσης αιώρησης) της κάμψης του ισχίου (Prilutsky & Gregor, 2001). Πάντως, όποιος και να ήταν ο λόγος των παραπάνω ευρημάτων στη φάση αιώρησης, η τελική συνέπεια ήταν να ελαττωθεί το εύρος κίνησης του γόνατος από την ελάχιστη γωνία κάμψης στη στήριξη έως τη μέγιστη γωνία στη φάση αιώρησης (KR6; Πίνακας 26) σε όλες τις ταχύτητες, εκτός από την ταχύτητα μετάβασης. Επιπρόσθετα, το συνολικό εύρος κίνησης (KR; Πίνακας 26) αν και μειώθηκε σε όλες τις ταχύτητες μετά τον μυϊκό τραυματισμό, ωστόσο παρουσίασε υψηλότερες τιμές σε σχέση με τις υπόλοιπες τρεις ταχύτητες. Κάτι αντίστοιχο δεν είχε παρατηρηθεί στη συγκεκριμένη παράμετρο μεταξύ των ταχυτήτων στις μετρήσεις 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση.

Ενδιαφέρον παρουσιάζει η διερεύνηση των εμβιομηχανικών παραγόντων που οδήγησαν σε διαφορετική επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στην κάμψη του γόνατος στη φάση αιώρησης, μεταξύ των επιμέρους ταχυτήτων. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, η μείωση της κάμψης σε αυτή τη φάση μπορεί να προέλθει λόγω αύξησης της ροπής έκτασης του γόνατος, λόγω μείωσης της ροπής κάμψης του ισχίου ή λόγω ανεπαρκούς γωνιακής ταχύτητας του γόνατος ή του ισχίου κατά την απογείωση (Goldberg, Ounpuu, Arnold, Gage & Delp, 2006; Piazza & Delp, 1996). Στην παρούσα εργασία δε βρέθηκαν κατά τη φάση αιώρησης σημαντικές μεταβολές στις ροπές έκτασης και κάμψης του γόνατος και του ισχίου, αντίστοιχα (Πίνακας 28). Μεταβολές δε βρέθηκαν ούτε στη γωνιακή ταχύτητα του ισχίου (Πίνακας 25). Ωστόσο, παρατηρήθηκε 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση μειωμένη γωνιακή ταχύτητα του γόνατος κατά την απογείωση μόνο στις δύο αργές ταχύτητες (Πίνακας 26 και Σχήμα 24). Φαίνεται, λοιπόν, ότι αυτό το στοιχείο έπαιξε καθοριστικό ρόλο στη μείωση της κάμψης του γόνατος σε αυτές τις ταχύτητες, αλλά όχι στις άλλες δύο πιο γρήγορες ταχύτητες.

Είναι δύσκολο να διευκρινιστεί εάν μετά το μυϊκό τραυματισμό υπήρχε αδυναμία να τροποποιηθούν οι ροπές του γόνατος και του ισχίου στην αρχική φάση αιώρησης ή εάν η έλλειψη μεταβολής τους οφειλόταν στο γεγονός ότι δεν υπήρχε ανάγκη για να πραγματοποιηθεί κάτι τέτοιο. Είναι πιθανό ότι παράγοντες που άπτονται της μηχανικής της κίνησης να περιόρισαν τη δυναμική των μυών να επηρεάσουν τη κίνηση των αρθρώσεων του γόνατος και του ισχίου. Ωστόσο, πρέπει να σημειωθεί ότι οι κινητικές

παράμετροι κατά τη φάση αιώρησης είναι μικρού μεγέθους, έχουν μεγάλη μεταβλητότητα και παρουσιάζουν δυσκολία στην ακριβή μέτρησή τους. Επομένως, ενδεχόμενες μεταβολές τους που ήταν μικρότερες από αυτές που υπολογίζονται από το διαθέσιμο εξοπλισμό του εργαστηρίου, μπορεί να συνέβαλαν εν μέρει στα παρατηρηθείσα κάμψη του γόνατος στη φάση αιώρησης.

Είναι γνωστό ότι οι μύες της ποδοκνημικής άρθρωσης συμβάλλουν στη σταθεροποίηση του σώματος κατά τη μέση και τελική φάση στήριξης σε όλο το εύρος ταχυτήτων της βάδισης (Neptune, et al., 2008). Το στοιχείο αυτό μπορεί πιθανώς να δικαιολογήσει τη διατήρηση σε σταθερά επίπεδα της μέγιστης ραχιαίας κάμψης κατά τη φάση στήριξης, σε όλες τις ταχύτητες 48ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση (A3; Πίνακας 27). Από την άλλη πλευρά, η αυξημένη ραχιαία κάμψη στη φάση αιώρησης στις δύο αργές ταχύτητες (Πίνακας 27 και Σχήμα 25), ενδεχομένως αντιστάθμισε την ελαττωμένη κάμψη του γόνατος και βοήθησε στην ασφαλή μεταφορά του κάτω άκρου μέχρι την επόμενη προσγείωση, εξαλείφοντας τη πιθανότητα πτώσης των εξεταζομένων.

Τα αποτελέσματα των κινηματικών παραμέτρων του ισχίου κατά τη φάση στήριξης και της πυέλου συμπίπτουν με τα αντίστοιχα ευρήματα στη δοκιμασία του 2^ο τρόπου περπατήματος στο διάδρομο βάδισης και συζητήθηκαν εκτενώς στο προηγούμενο υποκεφάλαιο. Η εμφανιζόμενη αύξηση της ροπής έκτασης του ισχίου στο τέλος της φάσης αιώρησης (Πίνακας 28) μπορεί να στόχευε στον έλεγχο της κάμψης του ισχίου σε αυτή τη φάση, ιδιαίτερα στις δύο γρήγορες ταχύτητες (Πίνακας 25 και Σχήμα 22). Επιπρόσθετα, η μείωση του μήκους βήματος και η αύξηση του μήκους διασκελισμού και του εύρους της βάσης στήριξης κατά τη βάδιση στο δαπεδοεργόμετρο είναι ευρήματα που συζητήθηκαν και αυτά στο προηγούμενο υποκεφάλαιο αναφορικά με τις δοκιμασίες στο διάδρομο βάδισης. Το νέο στοιχείο στις μετρήσεις στο δαπεδοεργόμετρο είναι ότι σε όλες τις ταχύτητες αυξήθηκε η φάση μονής στήριξης και αντιστρόφως ελαττώθηκε η διάρκεια της διπλής στήριξης (Πίνακας 23). Αυτό μπορεί να συνέβη για να αποφευχθεί η ανάπτυξη υψηλότερης πλειομετρικής τάσης και επακόλουθου μυϊκού πόνου των εκτεινόντων του γόνατος κατά τη διαδικασία χαμηλώματος του κέντρου μάζας του σώματος, σε περίπτωση που διατηρούνταν το μήκος διασκελισμού και η διπλή στήριξη στα ίδια επίπεδα.

Κλείνοντας αυτό το υποκεφάλαιο αξίζει να σημειωθούν ορισμένες διαφορές που παρατηρήθηκαν, όσον αφορά την επίδραση του μυϊκού τραυματισμού μεταξύ των μετρήσεων στο διάδρομο βάδισης και στο δαπεδοεργόμετρο. Καθώς δεν ήταν στους

στόχους της διατριβής να πραγματοποιηθεί στατιστική ανάλυση, ένας έμμεσος έλεγχος των αποτελεσμάτων μεταξύ των χωρο-χρονικών και κινηματικών παραμέτρων του 2^ο τρόπου βάδισης και της εξατομικευμένης ταχύτητας βάδισης (CWS) στο δαπεδοεργόμετρο φανέρωσε ορισμένες διαφορές αναφορικά με τον εντοπισμό ή όχι μετά το μυϊκό τραυματισμό στατιστικών μεταβολών σε ορισμένες παραμέτρους. Παραδείγματα τέτοιων παραμέτρων ήταν ο χρόνος μονής και διπλής στήριξης, η γωνία κάμψης του γόνατος κατά την προσγείωση, η μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης, η γωνία της ποδοκνημικής κατά την πρώτη επαφή του σκέλους στήριξης με το έδαφος και η στροφή της πυέλου. Ωστόσο, στις περισσότερες περιπτώσεις η εξέλιξη (αύξηση ή μείωση) της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού σε αυτές τις μεταβλητές ήταν ίδια. Επίσης, αυτές οι διαφορές πιθανώς να οφείλονται εν μέρει στην υποστηριζόμενη από πολλές μελέτες διαφοροποιημένη εμβιομηχανική της κίνησης μεταξύ του διαδρόμου βάδισης και του δαπεδοεργόμετρου (Alton, Baldey, Caplan & Morrissey, 1998; Carpinella, Crenna, Rabuffetti & Ferrarin, 2010; Murray, Spurr & Sepic, 1985; Stolze, et al., 1997; Strathy, Chao & Laughman, 1983; Vogt, Pfeifer & Banzer, 2002; Warabi, Kato, Kiriyama, Yoshida & Kobayashi, 2005).

Τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο σε διαφορετικές ταχύτητες

Ενδιαφέρον παρουσίασαν τα αποτελέσματα αναφορικά με τις χωρο-χρονικές παραμέτρους κατά το τρέξιμο σε διαφορετικές ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Σε αντίθεση με τη βάδιση στο δαπεδοεργόμετρο (Πίνακας 23), το μήκος βήματος (TS1) μειώθηκε και η συχνότητα διασκελισμού (TS2; Σχήμα 26) αυξήθηκε μόνο στην πιο γρήγορη (3m/s) από τις ταχύτητες που αξιολογήθηκαν. Ωστόσο, στην αργή και μεσαία ταχύτητα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης, PTS και 2.5m/s) η απογείωση από το έδαφος (TS3) πραγματοποιήθηκε αργότερα σε σχέση με τη μέτρηση πριν το μυϊκό τραυματισμό, ενώ στην γρήγορη ταχύτητα (3m/s) δεν υπήρξε καμία μεταβολή (Πίνακας 29 και Σχήμα 27). Το μειωμένο μήκος βήματος και η αυξημένη συχνότητα διασκελισμού μόνο στη γρήγορη ταχύτητα έρχονται σε συμφωνία με παρεμφερή ευρήματα της μελέτης των Chen και συν. (2009). Στη συγκεκριμένη μελέτη παρατηρήθηκε ότι το κατηφορικό τρέξιμο (16% κλίση) διάρκειας 30 λεπτών και έντασης 70% της VO_{2peak} απροπόνητων αντρών οδήγησε 48 ώρες μετά σε αλλαγές των παραπάνω χωρο-χρονικών παραμέτρων κατά το τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο (0% κλίση), μόνο στις εντάσεις των 80 και 90% της VO_{2peak} , αλλά όχι στη χαμηλότερη ένταση που εφαρμόστηκε

(70% της VO_{2peak}). Οι ταχύτητες που αντιστοιχούσαν στις δύο πρώτες εντάσεις ήταν 2.87m/s και 3.4m/s, αντίστοιχα, ενώ για την χαμηλότερη ένταση ήταν 2.38m/s. Το νέο στοιχείο που προσδίδουν τα αποτελέσματα της διατριβής σε σχέση με τη μελέτη των Chen και συν. (2009) είναι ότι στις αργές ταχύτητες/εντάσεις τρεξίματος η μη μεταβολή του μήκους και συχνότητας διασκελισμού συνοδεύεται από την προαναφερθείσα αύξηση της συνολικής διάρκειας της φάσης στήριξης (TS3).

Μια αιτία που πιθανώς δικαιολογεί τα ευρήματα του μήκους βήματος και της συχνότητας διασκελισμού τόσο στην παρούσα μελέτη όσο και σε αυτή των Chen και συν. (2009) μπορεί να συνδέεται με τον τύπο των μυϊκών ινών που επιστρατεύτηκαν στις διάφορες ταχύτητες. Οι Chen και συν. (2009) διαπίστωσαν ότι όταν οι εξεταζόμενοι έτρεξαν στις υψηλές εντάσεις/ταχύτητες ξεπέρασαν το αναερόβιο κατώφλι, ενώ στη χαμηλή ένταση όχι. Είναι γνωστό από τη βιβλιογραφία ότι σε εντάσεις που δε ξεπερνούν το αναερόβιο κατώφλι, επιστρατεύονται κυρίως μυϊκές ίνες τύπου I (Abernethy, Thayer & Taylor, 1990; Gollnick, Karlsson, Piehl & Saltin, 1974). Είναι επίσης τεκμηριωμένο ότι οι μυϊκές ίνες τύπου II είναι περισσότερο ευάλωτες σε σχέση με του τύπου I στις αρνητικές συνέπειες του μυϊκού τραυματισμού (Brockett, et al., 2002; Friden, Sjostrom, et al., 1983; Lieber & Friden, 1988; Lieber, et al., 1991; Vijayan, et al., 2001). Φαίνεται, λοιπόν, ότι στη γρήγορη ταχύτητα (3m/s) που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη, καθώς και στις υψηλές εντάσεις τρεξίματος (80 και 90% της VO_{2peak}) της μελέτης των Chen και συν. (2009) ενεργοποιήθηκαν κυρίως μυϊκές ίνες τύπου II, με αποτέλεσμα οι μύες των εξεταζόμενων να μην ανταπεξέλθουν λειτουργικά στις υψηλές επιβαρύνσεις και να μεταβληθούν τα χωρο-χρονικά χαρακτηριστικά του τρεξίματός τους. Από την άλλη, οι αλλοιώσεις μικρότερου βαθμού των αργών μυϊκών ινών τύπου I σε συνδυασμό με ενδεχομένως ηπιότερη αίσθηση του μυϊκού πόνου επέτρεψαν τους εξεταζόμενους/ες στις δύο μελέτες να διατηρήσουν σταθερά τα χωρο-χρονικά πρότυπα της κίνησης σε σχέση με τη μέτρηση πριν το μυϊκό τραυματισμό.

Σε συμφωνία με τα αποτελέσματα της βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο, 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση μειώθηκε σε όλες τις εξεταζόμενες ταχύτητες το συνολικό εύρος κίνησης του γόνατος (KR), καθώς και τα επιμέρους εύρη κίνησης της φάσης υποδοχής της φόρτισης (KR2), από τη μέγιστη κάμψη έως την ελάχιστη κάμψη στη φάση στήριξης (KR3) και από το τελευταίο σημείο έως τη μέγιστη κάμψη στη φάση αιώρησης (KR6). Ωστόσο, σε αντίθεση με τη βάρδιση στην οποία η μέγιστη κάμψη στη φάση αιώρησης (K5) μειώθηκε μόνο στις δύο αργές ταχύτητες που αξιολογήθηκαν, στο τρέξιμο

η μείωση ήταν ενιαία και στις τρεις ταχύτητες (Πίνακας 32). Επιπρόσθετα, παρατηρήθηκε στο τρέξιμο αυξημένη κάμψη κατά την απογείωση (K4; Σχήμα 28) στην αργή και στη μεσαία ταχύτητα, αλλά όχι στην γρήγορη ταχύτητα των 3m/s.

Το μειωμένο εύρος κίνησης του γόνατος κατά το τρέξιμο έρχεται σε συμφωνία με τα ευρήματα μελετών στις οποίες ο μυϊκός τραυματισμός προκλήθηκε με κατηφορικό τρέξιμο (Chen, et al., 2007; Dutto & Braun, 2004; Hamill, et al., 1991). Η ελάττωση του εύρους κίνησης κατά τη φάση υποδοχής (KR2) μπορεί να υποδηλώνει μειωμένη λειτουργική ικανότητα του γόνατος να ανταπεξέλθει στις υψηλότερες απαιτήσεις (λόγω του μυϊκού τραυματισμού) για απόσβεση της ενέργειας και μπορεί να συνοδεύεται από αύξηση της κατακόρυφης σκληρότητας των κάτω άκρων (vertical leg stiffness; Dutto & Braun, 2004). Επίσης, η μείωση γενικότερα του εύρους κίνησης μπορεί να σχετίζεται με διαταραχή της λειτουργίας του κύκλου διάτασης βράχυνσης και της χρήσης της ελαστικής ενέργειας (Chen, et al., 2009; Chen, et al., 2007). Η μεγαλύτερη έκταση του γόνατος στη φάση αιώρησης (K5) αποτελεί λογικά στρατηγική αντιμετώπισης του μυϊκού πόνου. Το γεγονός ότι δεν παρατηρήθηκε στο τρέξιμο αντίστοιχο φαινόμενο με τις γρήγορες ταχύτητες της βάρδισης, στις οποίες η K5 παρέμεινε στα ίδια επίπεδα σε σχέση με τη μέτρηση πριν το μυϊκό τραυματισμό, μπορεί να ερμηνευτεί με βάση τα ευρήματα στη βιβλιογραφία αναφορικά με την ταχύτητα μετάβασης. Είναι γνωστό ότι η μετάβαση από το βάδισμα στο τρέξιμο μειώνει χαρακτηριστικά την αστάθεια και την υποκειμενική αίσθηση της προσπάθειας (Diedrich & Warren Jr, 1995; Farinatti & Monteiro, 2010; Hreljac, 1993b; Jordan, et al., 2009; Segers, et al., 2007a). Φαίνεται λοιπόν, ότι κατά το τρέξιμο στην ταχύτητα μετάβασης οι εξεταζόμενες δεν ένιωθαν πλέον την ανάγκη να αναπτύξουν στρατηγικές βελτίωσης της ισορροπίας τους, αλλά προτίμησαν να κατευνάσουν τον πόνο στη φάση αιώρησης.

Ολοκληρώνοντας τη συζήτηση των κινηματικών μεταβολών της άρθρωσης του γόνατος μετά το μυϊκό τραυματισμό, ενδιαφέρον παρουσιάζει η αυξημένη κάμψη του τη στιγμή της απογείωσης στην αργή και μεσαία ταχύτητα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης, PTS και 2.5m/s), αλλά όχι στη γρήγορη ταχύτητα των 3m/s (K4; Σχήμα 28). Το ενδιαφέρον έγκειται στο γεγονός ότι η εξέλιξη της συγκεκριμένης παραμέτρου συμπίπτει με τη διατήρηση του μήκους βήματος (TS1) και της συχνότητας διασκελισμού (TS2) και την αύξηση της διάρκειας της φάσης στήριξης (TS3) μόνο στις δύο πρώτες ταχύτητες (Πίνακας 29 και Σχήματα 26 και 27). Αξίζει να σημειωθεί ότι παρόμοια αύξηση της κάμψης του γόνατος κατά την απογείωση στο τρέξιμο παρατηρήθηκε μετά από

εφαρμογή πρωτοκόλλων κόπωσης του γόνατος ή της ποδοκνημικής σε ισοκινητικό δυναμόμετρο (Kellis & Liassou, 2009). Δεν έχει όμως διερευνηθεί στη βιβλιογραφία η επίδραση του μυϊκού τραυματισμού στη συγκεκριμένη παράμετρο κατά το τρέξιμο. Η απουσία κινητικών δεδομένων στη φάση στήριξης στις δοκιμασίες του δαπεδοεργόμετρου δεν επιτρέπει να διευκρινιστεί εάν και κατά πόσο η αυξημένη κάμψη του γόνατος στην απογείωση ή η αύξηση της φάσης στήριξης είναι το αίτιο της διατήρησης του μήκους βήματος και της συχνότητας διασκελισμού ή το αιτιατό. Αν για παράδειγμα η αυξημένη κάμψη του γόνατος είναι το αιτιατό, τότε ίσως να οφείλεται στη μετατόπιση (shift) της χρονικής στιγμής της απογείωσης (TS2) προς τα δεξιά στην κυματομορφή της γωνίας κάμψης του γόνατος % του κύκλου διασκελισμού. Περαιτέρω διερεύνηση απαιτείται, λοιπόν, για να απαντηθεί το παραπάνω ζήτημα, δεδομένου ότι μπορεί να εμπλέκονται εκτός από τους μύες του γόνατος και μύες άλλων αρθρώσεων (ποδοκνημικής και ισχίου) που επηρεάζουν την κάμψη κατά την απογείωση (Goldberg, Anderson, Pandy & Delp, 2004).

Οι μεταβολές των κινηματικών παραμέτρων του ισχίου (Πίνακας 31) και της πρόσθιας κλίσης της πυέλου (Πίνακας 30), αν και λιγότερο εμφανείς, συμπίπτουν με τα αντίστοιχα ευρήματα στις δοκιμασίες βάρδισης που συζητήθηκαν στα δύο προηγούμενα υποκεφάλαια. Ένα νέο στοιχείο που παρατηρήθηκε κατά το τρέξιμο αφορά την πλευρική (επάνω/κάτω) κλίση της πυέλου. Συγκεκριμένα, 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση η συγκεκριμένη παράμετρος αυξήθηκε σημαντικά σε όλο το εύρος των ταχυτήτων που εξετάστηκαν (PTO; Πίνακας 30). Το αποτέλεσμα αυτό μπορεί να αποδοθεί στο ρόλο που παίζει η πλευρική κλίση της πυέλου στην απόσβεση της ισχύος και στον έλεγχο της καθόδου και ανόδου του κέντρου μάζας του σώματος κατά τη φάση υποδοχής της επιβάρυνσης (James & Brubaker, 1973; Schache, et al., 1999; Slocum & James, 1968) και επιπρόσθετα στην ομαλή διεξαγωγή της μεταφοράς του άκρου κατά τη διάρκεια της αιώρησης, ώστε να αποφευχθεί πιθανή πτώση (Novacheck, 1998). Τέλος, το μειωμένο εύρος της ποδοκνημικής (AR) συνάδει με τη βιβλιογραφία (Chen, et al., 2007; Dutto & Braun, 2004; Hamill, et al., 1991), ενώ η τάση για σημαντική αύξηση της ραχιαίας κάμψης στη φάση αιώρησης ήταν προς την ίδια κατεύθυνση με τα ευρήματα στις δοκιμασίες βάρδισης του δαπεδοεργόμετρου που συζητήθηκαν στο προηγούμενο υποκεφάλαιο.

Σε αντιστοιχία με τη δοκιμασία του 2^{ου} τρόπου περπατήματος στο διάδρομο βάρδισης, μικρές ήταν οι μεταβολές των χρονικών χαρακτηριστικών του ηλεκτρομυογραφήματος των μυϊκών ομάδων που αξιολογήθηκαν πριν και μετά την

πλειομετρική άσκηση κατά το τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο (Πίνακας 34). Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκε, ανεξαρτήτου ταχύτητας, πρώιμη ενεργοποίηση της έσω κεφαλής του πρόσθιου μηριαίου και του ημιτενοντώδη στον κύκλο διασκελισμού (Πίνακας 34). Επιπρόσθετα, αυξήθηκε η συνολική διάρκεια της ενεργοποίησης του ημιτενοντώδη μύος. Οι παραπάνω μεταβολές μπορεί να σχετίζονται με την προετοιμασία και την υποδοχή της φόρτισης κατά την επαφή του σκέλους στήριξης με το έδαφος. Τα ευρήματα αυτά δίνουν μια πολύ γενική εικόνα της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών των κάτω άκρων κατά το τρέξιμο μετά από μυϊκό τραυματισμό. Απαιτείται περαιτέρω μελέτη σε αυτό τομέα, δεδομένου του περιορισμού της παρούσας εργασίας σε καταγραφή μόνο των χρονικών παραμέτρων του ηλεκτρομυογραφήματος και της έλλειψης παρεμφερούς βιβλιογραφίας προς σύγκριση.

Βάδιση και τρέξιμο στην ίδια ταχύτητα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης) στο δαπεδοεργόμετρο

Τα αποτελέσματα της βάδισης και του τρεξίματος στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (PTS) συζητήθηκαν ξεχωριστά για τους δύο τύπους μετακίνησης στα δύο προηγούμενα υποκεφάλαια. Το συγκεκριμένο κεφάλαιο συνοψίζει τα σημαντικότερα αποτελέσματα που παρατίθενται στον Πίνακα 35, ώστε να γίνει μια πιο άμεση και κατανοητή σύγκριση μεταξύ βάδισης και τρεξίματος.

Μια από τις πιο εμφανείς διαφορές μεταξύ βάδισης και τρεξίματος στην ταχύτητα μετάβασης 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση εντοπίστηκε στην μέγιστη κάμψη του γόνατος στη φάση αιώρησης (K5). Οι εξεταζόμενες προτίμησαν να τρέξουν με σαφώς αυξημένη έκταση του γόνατος στη φάση αιώρησης, με αποτέλεσμα να μειωθεί και το επιμέρους εύρος κίνησης από την ελάχιστη γωνία κάμψης στη φάση στήριξης έως τη μέγιστη γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης (KR6), που ουσιαστικά αντιπροσωπεύει τη μετάβαση μεταξύ των δύο φάσεων. Η αιτία αυτών των αποτελεσμάτων ήταν προφανώς η μείωση της αίσθησης του μυϊκού πόνου. Από την άλλη, στη βάδιση στην ταχύτητα μετάβασης η K5 δεν εμφάνισε μεταβολές σε σχέση με τις τιμές που είχε πριν την πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού, παρά το γεγονός ότι στις αργές ταχύτητες βάδισης υπήρξε παρόμοια μείωσή της με αυτή του τρεξίματος. Το εύρημα αυτό εξηγήθηκε στα προηγούμενα δύο υποκεφάλαια με βάση το δεδομένο ότι η βάδιση σε αυτήν την απαιτητική ταχύτητα αυξάνει την αστάθεια (Jordan, et al., 2009) ή ενδεχομένως την υποκειμενική αίσθησή της (φοβίας πτώσης). Μια επιπλέον εξήγηση που δεν αναφέρθηκε

προηγούμενα στη διατριβή μπορεί να σχετίζεται με τα αίτια που οδηγούν στη μετάβαση από τη βάδιση στο τρέξιμο. Σύμφωνα με μια από τις απόψεις που υποστηρίζονται στη βιβλιογραφία, η παραπάνω μετάβαση πραγματοποιείται στην ταχύτητα που οι πελματιαίοι καμπτήρες φτάνουν σε κριτική τιμή της λειτουργικής τους ικανότητας στη φάση της τελικής στήριξης (Neptune & Sasaki, 2005). Υπάρχει η περίπτωση, λοιπόν, λόγω μειωμένης παραγωγής δύναμης των πελματιαίων καμπτήρων η ποδοκνημική άρθρωση να αδυνατούσε να συνεισφέρει τις απαραίτητες προωθητικές δυνάμεις στο τέλος της φάσης στήριξης που θα απαιτούσε η μειωμένη κάμψη του γόνατος στη φάση αιώρησης. Έτσι, μπροστά στην επιλογή εξομάλυνσης του πόνου που θα προσέφερε η τελευταία, ενδεχομένως υιοθετήθηκε μια στρατηγική ομαλής και ασφαλούς μετάβασης του κάτω άκρου στη φάση αιώρησης έως την προσγείωσή του στο έδαφος.

Ενδιαφέροντα αποτελέσματα σημειώθηκαν στην ταχύτητα μετάβασης, αναφορικά με τις χωρο-χρονικές παραμέτρους. Στη βάδιση μειώθηκε το μήκος βήματος (TS1), αυξήθηκε η συχνότητα διασκελισμού (TS2) και παρατηρήθηκε πιο πρόωμη απογείωση από το έδαφος (TS3). Στο τρέξιμο δεν υπήρξαν μεταβολές στις δύο πρώτες παραμέτρους, ενώ αντίθετα με τη βάδιση παρατηρήθηκε καθυστερημένη απογείωση από το έδαφος (Πίνακας 35). Τα ευρήματα στη βάδιση συνδέονται πιθανώς με την αυξημένη υποκειμενική αίσθηση της προσπάθειας και του πόνου, λόγω της τοπικής κόπωσης των πρόσθιων κνημιαίων στη ταχύτητα μετάβασης (Hreljac, et al., 2008; Prilutsky & Gregor, 2001; Shung, et al., 2009) και των επιπρόσθετων επιβαρύνσεων της πλειομετρικής άσκησης (Hampson, et al., 2001). Επίσης, η μείωση του μήκους βήματος της βάδισης προσφέρει πλεονέκτημα όσον αφορά την ισορροπία του σώματος (Eston, et al., 1996). Στο τρέξιμο φαίνεται ότι δεν ήταν αναγκαίες αντίστοιχες μεταβολές των χωρο-χρονικών χαρακτηριστικών της κίνησης, λόγω της ελάττωσης της υποκειμενικής αίσθησης της προσπάθειας στην ίδια ταχύτητα (Farinatti & Monteiro, 2010; Hreljac, 1993b).

Η διαφορετική εξέλιξη του μήκους βήματος μεταξύ της βάδισης και του τρεξίματος μετά τον μυϊκό τραυματισμό μπορεί θεωρητικά να δικαιολογήσει την αύξηση της πρόσθιας κλίσης της πυέλου στον πρώτο, αλλά όχι στο δεύτερο τρόπο μετακίνησης (PT5, PTR; Πίνακας 35). Είναι γνωστό ότι η μεγαλύτερη πρόσθια κλίση της πυέλου επιστρατεύεται ως αντισταθμιστικός μηχανισμός στη μείωση του μήκους διασκελισμού και ειδικότερα σε περιπτώσεις που υπάρχει μείωση του εύρους κίνησης του ισχίου, γεγονός που παρατηρήθηκε εμφανέστερα κατά τη βάδιση στην παρούσα μελέτη (Franz, et al., 2009). Από την άλλη, η αυξημένη πλάγια κλίση (επάνω/κάτω) της πυέλου μόνο στο

τρέξιμο μπορεί να αποδοθεί στην υψηλότερη απόσβεση ισχύος που απαιτείται συγκριτικά με τη βάδιση κατά τη φάση υποδοχής της φόρτισης, λόγω της αυξημένης κάμψης του γόνατος και των μεγαλύτερων εδαφικών δυνάμεων αντίδρασης (James & Brubaker, 1973; Schache, et al., 1999; Slocum & James, 1968).

Ολοκληρώνοντας τη συζήτηση, η αύξηση μόνο στο τρέξιμο της γωνίας κάμψης κατά την απογείωση (K4) μπορεί να συνδέεται με την προαναφερθείσα καθυστέρηση απογείωσης από το έδαφος (TS3; Πίνακας 35) και συζητήθηκε αναλυτικά στο προηγούμενο υποκεφάλαιο. Τέλος, η τάση για αύξηση της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής στη φάση αιώρησης (A5) κατά το τρέξιμο φαίνεται να διαδραμάτισε αντισταθμιστικό ρόλο στη μειωμένη κάμψη του γόνατος (K5), ώστε να αποφευχθεί επαφή του άκρου ποδιού με το έδαφος και πιθανή απώλεια της ισορροπίας. Η μη μεταβολή της K5 στη βάδιση δεν οδήγησε σε αντίστοιχο φαινόμενο.

VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από τη μελέτη των αποτελεσμάτων προέκυψε ότι η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης και του επακόλουθου μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της ανθρώπινης μετακίνησης αντιμετωπίστηκε με ανάπτυξη «στρατηγικών» αποφυγής του μυϊκού πόνου, μείωσης της αστάθειας και αντιστάθμισης της μειωμένης λειτουργικής ικανότητας παραγωγής δύναμης των μυϊκών ομάδων που υπέστησαν μυϊκή βλάβη. Με γνώμονα αυτές τις «στρατηγικές» οι εξεταζόμενες διαφοροποίησαν τα εμβιομηχανικά πρότυπα της κίνησής τους ανάλογα με την ταχύτητα τόσο στη βάδιση όσο και στο τρέξιμο. Οι μεταβολές που παρατηρήθηκαν μετά το μυϊκό τραυματισμό με την αύξηση της ταχύτητας του δαπεδοεργόμετρου προσαρμόστηκαν στα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του κάθε τύπου μετακίνησης. Επίσης, διαφοροποίηση σημειώθηκε στην επίδραση της πλειομετρικής άσκησης ανάλογα με τον τύπο μετακίνησης στην ίδια ταχύτητα, την ταχύτητα μετάβασης από τη βάδιση στο τρέξιμο. Στη συνέχεια, ακολουθεί παράθεση των συμπερασμάτων που εξάχθηκαν από τις δοκιμασίες του περπατήματος στο διάδρομο βάδισης και της βάδισης και του τρεξίματος σε διάφορες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο. Γίνεται προσπάθεια επεξήγησης των κυριότερων ευρημάτων, με βάση τις προαναφερθείσες στρατηγικές αντιμετώπισης του μυϊκού τραυματισμού. Τα συμπεράσματα που εξάγονται από τη σύγκριση της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στην ίδια ταχύτητα (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης, PTS) παρουσιάστηκαν στα πλαίσια του τελευταίου υποκεφαλαίου της συζήτησης και δεν κρίνεται σκόπιμο να αναλυθούν περαιτέρω σε αυτό το κεφάλαιο.

Στα κυριότερα συμπεράσματα αναφορικά με τις δοκιμασίες του διαδρόμου βάδισης συγκαταλέγονται τα εξής:

- α) Ο μυϊκός τραυματισμός οδήγησε σε μείωση της ταχύτητας του 1^ο τρόπου βάδισης και σε μια αλληλουχία σημαντικών μεταβολών στην πλειοψηφία των εξεταζόμενων εμβιομηχανικών παραμέτρων. Δεδομένου ότι οι συμμετέχουσες περπάτησαν στον 1^ο τρόπο βάδισης πιο αργά σε σχέση με τη συνεδρία πριν πλειομετρική άσκηση, δε δίνεται η δυνατότητα να προσδιοριστεί κατά πόσο οι μεταβολές αυτές οφείλονται στις συνέπειες του μυϊκού τραυματισμού, στη μειωμένη ταχύτητα βάδισης ή σε συνδυασμό των παραγόντων. Ωστόσο, τα παραπάνω αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι ο

- «ασκησιογενής» μυϊκός τραυματισμός μπορεί να επηρεάσει σε μεγάλο βαθμό, εκτός από την αθλητική απόδοση (Byrne, et al., 2004; Falvo & Bloomer, 2006; Highton, et al., 2009; Marcora & Bosio, 2007; Twist & Eston, 2005; Twist & Eston, 2007), την πιο απλή πολύ-αρθρική δραστηριότητα της καθημερινής ζωής, τη βάρδιαση.
- β) Η ταχύτητα κίνησης των εξεταζομένων κατά το 2^ο τρόπο βάρδιασης δεν παρουσίασε σημαντική διαφορά σε σχέση με τη μέτρηση που προηγήθηκε της πλειομετρικής άσκησης. Το γεγονός αυτό επέτρεψε την αξιολόγηση της επίδρασης του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάρδιασης, χωρίς τα αποτελέσματα να επηρεάζονται από την ταχύτητα.
- γ) Όσον αφορά την άρθρωση του γόνατος παρατηρήθηκε μείωση της μέγιστης κάμψης στη φάση αιώρησης, η οποία είχε ως αποτέλεσμα να ελαττωθεί το συνολικό εύρος κίνησης. Αυτά τα ευρήματα υποδεικνύουν μια στρατηγική αποφυγής του πόνου στη φάση αιώρησης, κατά τη διάρκεια της οποίας δεν εφαρμόζονται στο μυοσκελετικό σύστημα δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους.
- δ) Η ύπαρξη ενδεχόμενου μηχανισμού εξομάλυνσης του μυϊκού πόνου ενισχύεται από την παρατηρούμενη αύξηση της δεύτερης μέγιστης ροπής κάμψης και τη μείωση της δεύτερης μέγιστης ροπής έκτασης της φάσης στήριξης του γόνατος.
- ε) Σημειώθηκε τάση για στατιστικά σημαντική μείωση του εύρους κίνησης της υποδοχής της φόρτισης. Ωστόσο, η δυναμική σκληρότητα του γόνατος (dynamic knee joint stiffness) δε μεταβλήθηκε. Το αποτέλεσμα αυτό μπορεί να οφείλεται στην υψηλή μεταβλητότητα της συγκεκριμένης παραμέτρου μεταξύ των ατόμων ή σε ποσοστό σφάλματος της μεθόδου υπολογισμού της (Galli, et al., 2008).
- στ) Αυξήθηκε ο ρυθμός επιβάρυνσης (loading rate). Το εύρημα αυτό μπορεί να οφείλεται στη μεγαλύτερη αίσθηση του πόνου (Radin, et al., 1991) ή στη μειωμένη λειτουργική ικανότητα παραγωγής δύναμης των μυϊκών ομάδων που είναι υπεύθυνες για την απόσβεση της φόρτισης μετά την πρώτη επαφή με το έδαφος (Mikesky, et al., 2000).
- ζ) Η μείωση του συνολικού εύρους κίνησης του ισχίου και η αύξηση της μέγιστης αρνητικής του ισχύος στη φάση στήριξης πιθανώς διαδραμάτισαν αντισταθμιστικό ρόλο στη μειωμένη λειτουργική ικανότητα των μυών της άρθρωσης του γόνατος (Arnold, et al., 2007), ενώ με τη σειρά της η αύξηση της πρόσθιας κλίσης της πυέλου αντισταθμιστικό ρόλο στη μειωμένη κινητικότητα του ισχίου (Franz, et al., 2009).
- η) Η μείωση του μήκους βήματος και αντίστροφα η αύξηση της συχνότητας διασκελισμού πιθανώς στόχευε στην εξομάλυνση του μυϊκού πόνου και στην αύξηση της ισορροπίας (Eston, et al., 1996).

- θ) Η αύξηση του εύρους της βάσης στήριξης συνδέεται και αυτή με τη βελτίωση της ισορροπίας (Brach, et al., 2005), γεγονός που ενισχύεται από την παράλληλη αύξηση των πλάγιων δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους (Browning & Kram, 2007; Donelan, et al., 2001).
- ι) Η αύξηση της μικρότερης τιμής της κατακόρυφης δύναμης του εδάφους στη φάση στήριξης φαίνεται να σχετίζεται τόσο με τη στρατηγική αποφυγής του πόνου όσο και με τη βελτίωση της ισορροπίας.
- κ) Τέλος, η πρόωμη ενεργοποίηση του ημιτενοντώδη μπορεί να σχετίζεται με την προετοιμασία της υποδοχής της φόρτισης πριν την επαφή του σκέλους στήριξης με το έδαφος. Από την άλλη, η πρόωμη ενεργοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου μπορεί να είχε αντισταθμιστικό ρόλο στη μειωμένη κινητικότητα του γόνατος, ώστε να επιτευχθεί επιτυχημένη απογείωση του κάτω άκρου και να αποφευχθεί πιθανή πτώση κατά τη φάση αιώρησης.

Στα βασικότερα συμπεράσματα σε σχέση με τις δοκιμασίες της βάδισης σε διάφορες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο περιλαμβάνονται τα ακόλουθα:

- α) Η μεταβολή της κάμψης του γόνατος στην προσγείωση και στη μέση στήριξη και η μείωση των επιμέρους εύρων κίνησης της φάσης στήριξης πιθανώς προέκυψαν λόγω του πόνου και της αδυναμίας των εκτεινόντων και καμτήρων μυών της άρθρωσης του γόνατος να ανταπεξέλθουν επαρκώς στην υποδοχή της επιβάρυνσης κατά την προσγείωση και στη σταθεροποίηση του σώματος στη φάση στήριξης.
- β) Το γεγονός ότι η γωνία κάμψης κατά την προσγείωση δε μεταβλήθηκε σημαντικά στην προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης (PTS), ενδεχομένως να αποτελεί κάποιο είδος προστατευτικού μηχανισμού απέναντι στην αυξανόμενη αίσθηση του πόνου στη γρηγορότερη ταχύτητα που αξιολογήθηκε.
- γ) Οι εξεταζόμενες εκμεταλλεζόμενες την απουσία των εδαφικών δυνάμεων αντίδρασης στη φάση αιώρησης υιοθέτησαν μειωμένη κάμψη του γόνατος στις δύο αργές ταχύτητες (1.36m/s και εξατομικευμένη ταχύτητα βάδισης, CWS) με προφανή στόχο να εξομαλύνουν τον πόνο, ειδικότερα στην τελική φάση αιώρησης, στην οποία η διάταση των εκτεινόντων του γόνατος είναι αυξημένη (Byrne, et al., 2004).
- δ) Αντίστοιχο φαινόμενο δεν παρατηρήθηκε στις γρήγορες ταχύτητες που αξιολογήθηκαν (1.7m/s και προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης, PTS). Ένας από τους πιθανούς λόγους που εξηγεί αυτό το εύρημα μπορεί να σχετίζεται με το γεγονός ότι η βάδιση σε

ταχύτητες που πλησιάζουν τη μετάβαση στο τρέξιμο οδηγεί σε αύξηση της αστάθειας (Jordan, et al., 2009) ή της υποκειμενικής αίσθησής της (φοβία πτώσης).

- ε) Με βάση τη μελέτη των κινηματικών χαρακτηριστικών του γόνατος σε όλο το κύκλο βάδισης, αλλά και των κινητικών δεδομένων στη φάση αιώρησης, η παράμετρος που φαίνεται να ευθύνεται για την αυξημένη κάμψη του γόνατος στη φάση αιώρησης μόνο στις αργές ταχύτητες είναι η γωνιακή ταχύτητα κατά την απογείωση.
- στ) Η διατήρηση σε σταθερά επίπεδα της μέγιστης ραχιαίας κάμψης κατά τη φάση στήριξης σε όλες τις ταχύτητες 48ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση μπορεί να συμβάλλει στη σταθεροποίηση του σώματος κατά τη μέση και τελική φάση στήριξης (Neptune, et al., 2008). Από την άλλη, η αυξημένη ραχιαία κάμψη στη φάση αιώρησης στις δύο αργές ταχύτητες, ενδεχομένως αντιστάθμισε την ελαττωμένη κάμψη του γόνατος και βοήθησε στην ασφαλή μεταφορά του κάτω άκρου μέχρι την προσγείωση.
- ζ) Τα ευρήματα αναφορικά με το ισχίο, την πύελο και τις χωρο-χρονικές παραμέτρους συμπίπτουν με τα αντίστοιχα αποτελέσματα στη δοκιμασία του διαδρόμου βάδισης.

Η μελέτη των αποτελεσμάτων των δοκιμασιών του τρεξίματος σε διάφορες ταχύτητες στο δαπεδοεργόμετρο οδήγησε στα εξής συμπεράσματα:

- α) Η μείωση του μήκους βήματος και η αύξηση της συχνότητας διασκελισμού μόνο στην γρήγορη ταχύτητα των 3m/s έρχεται σε συμφωνία με παρεμφερή ευρήματα της μελέτης των Chen και συν. (2009) και δικαιολογείται εν μέρει από τον τύπο των μυϊκών ινών που επιστρατεύτηκαν στις διάφορες ταχύτητες.
- β) Η ελάττωση του εύρους κίνησης του γόνατος κατά τη φάση υποδοχής μπορεί να υποδηλώνει μειωμένη λειτουργική ικανότητα του γόνατος να ανταπεξέλθει στις υψηλότερες απαιτήσεις (λόγω του μυϊκού τραυματισμού) για απόσβεση της ενέργειας και μπορεί να συνοδεύεται από αύξηση της κατακόρυφης σκληρότητας των κάτω άκρων (vertical leg stiffness; Dutto & Braun, 2004).
- γ) Η μείωση του συνολικού εύρους κίνησης του γόνατος μπορεί να σχετίζεται με διαταραχή της λειτουργίας του κύκλου διάτασης βράχυνσης και της χρήσης της ελαστικής ενέργειας (Chen, et al., 2009; Chen, et al., 2007).
- δ) Η γωνία κάμψης στη φάση αιώρησης μειώθηκε σημαντικά σε όλες τις ταχύτητες και δε σημειώθηκε αντίστοιχο φαινόμενο με τις γρήγορες ταχύτητες της βάδισης, στις οποίες η συγκεκριμένη παράμετρος παρέμεινε στα ίδια επίπεδα σε σχέση με τη μέτρηση πριν το μυϊκό τραυματισμό. Το γεγονός αυτό μπορεί να αποδοθεί στο ότι οι εξεταζόμενες

δεν ένιωθαν πλέον την ανάγκη να αναπτύξουν στρατηγικές βελτίωσης της ισορροπίας τους, αλλά προτίμησαν να κατευνάσουν τον πόνο στη φάση αιώρησης.

- ε) Η αύξηση της κάμψης του γόνατος κατά την απογείωση μόνο στην αργή (προτιμώμενη ταχύτητα μετάβασης, PTS) και στη μεσαία (2.5m/s) ταχύτητα συμπίπτει με τη διατήρηση του μήκους βήματος και της συχνότητας διασκελισμού και την αύξηση της διάρκειας της φάσης στήριξης σε αυτές τις ταχύτητες. Η απουσία κινητικών δεδομένων στη φάση στήριξης στις δοκιμασίες του δαπεδοεργόμετρου δεν επιτρέπει να διευκρινιστεί εάν και κατά πόσο η αυξημένη κάμψη του γόνατος στην απογείωση ή η αύξηση της διάρκειας της φάσης στήριξης είναι το αίτιο της διατήρησης του μήκους βήματος και της συχνότητας διασκελισμού ή το αιτιατό.
- στ) Οι μεταβολές των κινηματικών παραμέτρων του ισχίου, της πρόσθιας κλίσης της πυέλου και της ποδοκνημικής συνάδουν με τα αντίστοιχα ευρήματα στις δοκιμασίες βάρδισης στο δαπεδοεργόμετρο.
- ζ) Η αύξηση της πλευρικής κλίσης της πυέλου μπορεί να αποδοθεί στο ρόλο που παίζει στην απόσβεση της ισχύος και στον έλεγχο της καθόδου και ανόδου του κέντρου μάζας του σώματος κατά τη φάση υποδοχής της επιβάρυνσης (James & Brubaker, 1973; Schache, et al., 1999; Slocum & James, 1968) και επιπρόσθετα στην ομαλή διεξαγωγή της μεταφοράς του άκρου κατά τη διάρκεια της αιώρησης, ώστε να αποφευχθεί πιθανή πτώση (Novacheck, 1998).
- η) Η πρώιμη ενεργοποίηση της έσω κεφαλής του πρόσθιου μηριαίου και του ημιτενοντώδη στον κύκλο διασκελισμού μπορεί να σχετίζονται με την προετοιμασία και την υποδοχή της φόρτισης κατά την επαφή του σκέλους στήριξης με το έδαφος.

Η διαπίστωση ότι ο μυϊκός τραυματισμός μπορεί να επηρεάσει σε μεγάλο βαθμό, εκτός από την αθλητική απόδοση (Highton, et al., 2009; Marcora & Bosio, 2007; Twist & Eston, 2005), την εμβιομηχανική της πιο απλής πολύ-αρθρικής δραστηριότητας της καθημερινής ζωής, της βάρδισης, αποκτά ιδιαίτερη πρακτική/κλινική αξία αν γίνει αναλογισμός των επιπτώσεων που θα είχε, ακόμα και αν ήταν μικρότερου μεγέθους, στη λειτουργική ικανότητα της βάρδισης σε ευάλωτα άτομα (π.χ. ηλικιωμένους και οι παθόντες διαφόρων ασθενειών), στην απόδοση αθλητών (π.χ. ορειβάτες) ή στην επιχειρησιακή ικανότητα στρατιωτικών δυνάμεων που διανύουν μεγάλες αποστάσεις. Επιπρόσθετα, αν ληφθούν υπόψη τα ευρήματα μελετών που υποδεικνύουν ότι ο μυϊκός τραυματισμός μπορεί να οδηγήσει σε σημαντική εξασθένηση της ικανότητας αίσθησης της θέσης (position sense) των κάτω άκρων (Paschalis, et al., 2008; Paschalis, Nikolaidis, et al.,

2007; Torres, et al., 2010), είναι προφανές ότι αυξάνονται στα ευάλωτα άτομα οι πιθανότητες απώλειας ισορροπίας και πτώσεων κατά το βάδισμα και στους αθλητές και στρατιώτες το ρίσκο πρόκλησης ευρύτερου μυοσκελετικού τραυματισμού. Μια πρακτική εφαρμογή, λοιπόν, θα μπορούσε να είναι να έρθουν αυτές οι πληθυσμιακές ομάδες σε επαφή με την πλειομετρική άσκηση χαμηλής έντασης (στους ηλικιωμένους για παράδειγμα κάθισμα και σήκωμα από την καρέκλα, κατέβασμα μικρών σκαλοπατιών και άλλα), ώστε να επιτευχθεί η επίδραση της επαναλαμβανόμενης άσκησης (repeated bout effect; McHugh, 2003) προστατεύοντάς τους έτσι από την πρόκληση και τις ανεπιθύμητες συνέπειες ενός μελλοντικού μυϊκού τραυματισμού.

Η διαφοροποιημένη εμβιομηχανική του τρεξίματος όταν οι αθλητές και οι ελεύθερα ασκούμενοι δρομείς προπονούνται ή τρέχουν, ενώ παράλληλα αντιμετωπίζουν συμπτώματα μυϊκού τραυματισμού, μπορεί να οδηγήσει σε κλιμάκωση του και να αποτελέσει τον προάγγελο ευρύτερου τραυματισμού (ρήξης) του μυός (Brockett, et al., 2004; Proske, et al., 2004). Το εύρημα αναφορικά με τη μείωση του μήκους βήματος και την αύξηση της συχνότητας διασκελισμού μόνο στη γρήγορη ταχύτητα (3m/s) κατά το τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο μπορεί να αποβεί χρήσιμο στην προπονητική πρακτική και να συμβάλει στην αποφυγή περαιτέρω τραυματισμού των δρομέων. Με βάση αυτό το εύρημα ο σχεδιασμός της προπόνησης μπορεί να προσαρμοστεί στη χρήση αργών ταχυτήτων σε περιόδους που ο αθλητής αντιμετωπίζει συμπτώματα μυϊκού τραυματισμού, καθώς φαίνεται ότι η επίδραση του στα χωρο-χρονικά πρότυπα της κίνησης γίνεται σημαντική στο τρέξιμο που ξεπερνά κάποια κριτική τιμή έντασης.

Μερικές προτάσεις για μελλοντικές έρευνες που θα μπορούσαν να προεκτείνουν τα ευρήματα της διατριβής, σε σχέση την επίδραση του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάδισης και του τρεξίματος, θα μπορούσαν να είναι οι ακόλουθες:

- α) Η διερεύνηση συγκεκριμένων ομάδων ατόμων (π.χ. ηλικιωμένοι, στρατιώτες, ορειβάτες).
- β) Η χρησιμοποίηση υψηλότερων ταχυτήτων κατά το τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο που ανταποκρίνονται σε αθλητές επιδόσεων.
- γ) Η μελέτη της επίδρασης της πλειομετρικής άσκησης στο ισοκινητικό δυναμόμετρο διαφορετικών μυϊκών ομάδων στην εμβιομηχανική της μετακίνησης.
- δ) Η μελέτη της βάδισης και του τρεξίματος σε ειδικές συνθήκες (π.χ. επικλινές επίπεδο, μεταφορά βάρους).

- ε) Η μελέτη, εκτός από τις χρονικές παραμέτρους, του μεγέθους και των συχνοτήτων του ηλεκτρομυογραφήματος της βάρδισης και του τρεξίματος.
- στ) Η χρησιμοποίηση προηγμένου εξοπλισμού και μεθόδων στην κατανόηση των μηχανισμών που εμπλέκονται στην επίδραση του μυϊκού τραυματισμού στην εμβιομηχανική της βάρδισης και του τρεξίματος (π.χ. χρήση δαπεδοεργόμετρου με ενσωματωμένο δυναμοδάπεδο, μοντελοποίηση του μυοσκελετικού συστήματος, παράλληλη χρήση υπέρηχου κατά τη μετακίνηση).

VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Abernethy, P. J., Thayer, R. & Taylor, A. W. (1990). Acute and chronic responses of skeletal muscle to endurance and sprint exercise. A review. *Sports Medicine*, 10(6), 365-389.
- Adelaar, R. S. (1986). The practical biomechanics of running. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(6), 497-500.
- Allen, D. G. (2001). Eccentric muscle damage: mechanisms of early reduction of force. *Acta Physiologica Scandinavica*, 171(3), 311-319.
- Allen, D. G., Whitehead, N. P. & Yeung, E. W. (2005). Mechanisms of stretch-induced muscle damage in normal and dystrophic muscle: Role of ionic changes. *Journal of Physiology*, 567(3), 723-735.
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S. & Morrissey, M. C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 434-440.
- Ament, W. & Verkerke, G. (2009). Exercise and fatigue. *Sports Medicine*, 39(5), 389-422.
- Andriacchi, T. P., Ogle, J. A. & Galante, J. O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, 10(4), 261-268.
- Armstrong, R. B. (1984). Mechanism of exercise-induced delayed onset muscular soreness: A brief review. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(6), 529-538.
- Armstrong, R. B. (1990). Initial events in exercise-induced muscular injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(4), 429-435.
- Armstrong, R. B., Ogilvie, R. W. & Schwane, J. A. (1983). Eccentric exercise-induced injury to rat skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology*, 54(1), 80-93.

- Armstrong, R. B., Warren, G. L. & Warren, J. A. (1991). Mechanisms of exercise-induced muscle fibre injury. *Sports Medicine*, 12(3), 184-207.
- Arnold, A. S., Schwartz, M. H., Thelen, D. G. & Delp, S. L. (2007). Contributions of muscles to terminal-swing knee motions vary with walking speed. *Journal of Biomechanics*, 40(16), 3660-3671.
- Ayyappa, E. (1997). Normal human locomotion, part 1: Basic concepts and terminology. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9(1), 10-17.
- Baker, B. A. & Cutlip, R. G. (2010). Skeletal muscle injury versus adaptation with aging: Novel insights on perplexing paradigms. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 38(1), 10-16.
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(1), 4.
- Baltzopoulos, V. & Brodie, D. A. (1989). Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Medicine*, 8(2), 101-116.
- Bartlett, J. L. & Kram, R. (2008). Changing the demand on specific muscle groups affects the walk-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 211(8), 1281-1288.
- Bates, B. T., Osternig, L. R., Mason, B. R. & James, S. L. (1979). Functional variability of the lower extremity during the support phase of running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 11(4), 328-331.
- Beaupied, H., Multon, F. & Delamarche, P. (2003). Does training have consequences for the walk-run transition speed? *Human Movement Science*, 22(1), 1-12.
- Belanger, A. Y. & McComas, A. J. (1981). Extent of motor unit activation during effort. *Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology*, 51(5), 1131-1135.

- Belcastro, A. N., Shewchuk, L. D. & Raj, D. A. (1998). Exercise-induced muscle injury: A calpain hypothesis. *Molecular and Cellular Biochemistry*, 179(1-2), 135-145.
- Beltman, J. G. M., Van Der Vliet, M. R., Sargeant, A. J. & De Haan, A. (2004). Metabolic cost of lengthening, isometric and shortening contractions in maximally stimulated rat skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 182(2), 179-187.
- Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P. & Renström, P. (2006). Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait and Posture*, 24(2), 152-164.
- Beres-Jones, J. A. & Harkema, S. J. (2004). The human spinal cord interprets velocity-dependent afferent input during stepping. *Brain*, 127(10), 2232-2246.
- Black, C. D. & McCully, K. K. (2008). Muscle injury after repeated bouts of voluntary and electrically stimulated exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(9), 1605-1615.
- Blackburn, J. T., Riemann, B. L., Padua, D. A. & Guskiewicz, K. M. (2004). Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(1), 36-43.
- Blimkie, C. J. R., Sale, D. G. & Bar-Or, O. (1990). Voluntary strength, evoked twitch contractile properties and motor unit activation of knee extensors in obese and non-obese adolescent males. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(3-4), 313-318.
- Bloomer, R. J. (2007). The Role of Nutritional Supplements in the Prevention and Treatment of Resistance Exercise-Induced Skeletal Muscle Injury. *Sports Medicine*, 37, 519-532.
- Bogey, R., Cerny, K. & Mohammed, O. (2003). Repeatability of wire and surface electrodes in gait. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(5), 338-344.

- Borghese, N. A., Bianchi, L. & Lacquaniti, F. (1996). Kinematic determinants of human locomotion. *Journal of Physiology (London)*, 494(3), 863-879
- Bowers, E. J., Morgan, D. L. & Proske, U. (2004). Damage to the human quadriceps muscle from eccentric exercise and the training effect. *Journal of Sports Sciences*, 22(11-12), 1005-1014.
- Brach, J. S., Berlin, J. E., VanSwearingen, J. M., Newman, A. B. & Studenski, S. A. (2005). Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2, 21.
- Brancaccio, P., Lippi, G. & Maffulli, N. (2010). Biochemical markers of muscular damage. *Clinical Chemistry and Laboratory Medicine*, 48(6), 757-767.
- Braun, W. A. & Dutto, D. J. (2003). The effects of a single bout of downhill running and ensuing delayed onset of muscle soreness on running economy performed 48 h later. *European Journal of Applied Physiology*, 90(1-2), 29-34.
- Brisswalter, J. & Mottet, D. (1996). Energy Cost and Stride Duration Variability at Preferred Transition Gait Speed between Walking and Running. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 21(6), 471-480.
- Brockett, C. L., Morgan, D. L., Gregory, J. E. & Proske, U. (2002). Damage to different motor units from active lengthening of the medial gastrocnemius muscle of the cat. *Journal of Applied Physiology*, 92(3), 1104-1110.
- Brockett, C. L., Morgan, D. L. & Proske, U. (2004). Predicting Hamstring Injury in Elite Athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(3), 379-387.
- Brooks, S. V., Zerba, E. & Faulkner, J. A. (1995). Injury to muscle fibres after single stretches of passive and maximally stimulated muscles in mice. *Journal of Physiology*, 488(2), 459-469.

- Browning, R. C. & Kram, R. (2007). Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(9), 1632-1641.
- Brughelli, M. & Cronin, J. (2007). Altering the length-tension relationship with eccentric exercise: Implications for performance and injury. *Sports Medicine*, 37(9), 807-826.
- Brughelli, M. & Cronin, J. (2008a). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: Modelling and recommendations for future research. *Sports Medicine*, 38(8), 647-657.
- Brughelli, M. & Cronin, J. (2008b). A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: Methodology and implications. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 18(4), 417-426.
- Brughelli, M., Mendiguchia, J., Nosaka, K., Idoate, F., Arcos, A. L. & Cronin, J. (2010). Effects of eccentric exercise on optimum length of the knee flexors and extensors during the preseason in professional soccer players. *Physical Therapy in Sport*, 11(2), 50-55.
- Butler, R. J., Crowell Iii, H. P. & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18(6), 511-517.
- Byrd, S. K. (1992). Alterations in the sarcoplasmic reticulum: A possible link to exercise-induced muscle damage. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5 supplement), 531-536.
- Byrne, C. & Eston, R. (2002a). The effect of exercise-induced muscle damage on isometric and dynamic knee extensor strength and vertical jump performance. *Journal of Sports Sciences*, 20(5), 417-425.
- Byrne, C. & Eston, R. (2002b). Maximal-intensity isometric and dynamic exercise performance after eccentric muscle actions. *Journal of Sports Sciences*, 20(12), 951-959.

- Byrne, C., Eston, R. G. & Edwards, R. H. T. (2001). Characteristics of isometric and dynamic strength loss following eccentric exercise-induced muscle damage. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 11(3), 134-140.
- Byrne, C. & Foston, R. (2002). Maximal-intensity isometric and dynamic exercise performance after eccentric muscle actions. *Journal of Sports Sciences*, 20(12), 951-959.
- Byrne, C., Twist, C. & Eston, R. (2004). Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage: theoretical and applied implications. *Sports Medicine*, 34(1), 49-69.
- Byrnes, W. C., Clarkson, P. M. & White, J. S. (1985). Delayed onset muscle soreness following repeated bouts of downhill running. *Journal of Applied Physiology*, 59(3), 710-715.
- Campy, R. M., Coelho, A. J. & Pincivero, D. M. (2009). EMG-torque relationship and reliability of the medial and lateral hamstring muscles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(11), 2064-2071.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E. & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology*, 95(6), 3426-3437.
- Carpinella, I., Crenna, P., Rabuffetti, M. & Ferrarin, M. (2010). Coordination between upper- and lower-limb movements is different during overground and treadmill walking. *European Journal of Applied Physiology*, 108(1), 71-82.
- Cavanagh, P. R. (Ed.). (1990). *Biomechanics of distance running*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Cavanagh, P. R. & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397-406.

- Challis, J. H. (2000). Muscle-tendon architecture and athletic performance. In V. M. Zatsiorsky (Ed.), *Biomechanics in sport: The scientific basis of performance* (pp. 33-55). Oxford, UK: Blackwell Science.
- Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, E. & Stauffer, R. N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*, 16(3), 219-233.
- Chapman, D., Newton, M., Sacco, P. & Nosaka, K. (2006). Greater muscle damage induced by fast versus slow velocity eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 27(8), 591-598.
- Chen, T. C., Nosaka, K., Lin, M. J., Chen, H. L. & Wu, C. J. (2009). Changes in running economy at different intensities following downhill running. *Journal of Sports Sciences*, 27(11), 1137-1144.
- Chen, T. C., Nosaka, K. & Tu, J. H. (2007). Changes in running economy following downhill running. *Journal of Sports Sciences*, 25(1), 55-63.
- Cheung, K., Hume, P. & Maxwell, L. (2003). Delayed onset muscle soreness : treatment strategies and performance factors. *Sports Medicine*, 33(2), 145-164.
- Child, R. B., Saxton, J. M. & Donnelly, A. E. (1998). Comparison of eccentric knee extensor muscle actions at two muscle lengths on indices of damage and angle-specific force production in humans. *Journal of Sports Sciences*, 16(4), 301-308.
- Chiu, M. C. & Wang, M. J. (2007). The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait and Posture*, 25(3), 385-392.
- Chumanov, E. S., Wall-Scheffler, C. & Heiderscheit, B. C. (2008). Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(10), 1260-1268.

- Chung, M. J. & Wang, M. J. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait Posture*, 31(1), 131-135.
- Clarkson, P. M. & Hubal, M. J. (2002). Exercise-induced muscle damage in humans. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(11 supplement).
- Clarkson, P. M., Nosaka, K. & Braun, B. (1992). Muscle function after exercise-induced muscle damage and rapid adaptation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5 supplement), 512-520.
- Clarkson, P. M. & Sayers, S. P. (1999). Etiology of exercise-induced muscle damage. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 24(3), 234-248.
- Clarkson, P. M. & Tremblay, I. (1988). Exercise-induced muscle damage, repair, and adaptation in humans. *Journal of Applied Physiology*, 65(1), 1-6.
- Cleak, M. J. & Eston, R. G. (1992a). Delayed onset muscle soreness: Mechanisms and management. *Journal of Sports Sciences*, 10(4), 325-341.
- Cleak, M. J. & Eston, R. G. (1992b). Muscle soreness, swelling, stiffness and strength loss after intense eccentric exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 26(4), 267-272.
- Close, G. L., Ashton, T., McArdle, A. & MacLaren, D. P. M. (2005). The emerging role of free radicals in delayed onset muscle soreness and contraction-induced muscle injury. *Comparative Biochemistry and Physiology - A Molecular and Integrative Physiology*, 142(3), 257-266.
- Connolly, D. A., Sayers, S. P. & McHugh, M. P. (2003). Treatment and prevention of delayed onset muscle soreness. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(1), 197-208.
- Croisier, J. L., Camus, G., Deby-Dupont, G., Bertrand, F., Lhermerout, C., Crielaard, J. M., Juchmes-Ferir, A., Deby, C., Albert, A. & Lamy, M. (1996). Myocellular enzyme

- leakage, polymorphonuclear neutrophil activation and delayed onset muscle soreness induced by isokinetic eccentric exercise. *Archives Of Physiology And Biochemistry*, 104(3), 322-329.
- Croisier, J. L., Camus, G., Forthomme, B., Maquet, D., Vanderthommen, M. & Crielaard, J. M. (2003). Delayed onset muscle soreness induced by eccentric isokinetic exercise. *Isokinetics and Exercise Science*, 11(1), 21-29.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R. & Smith, R. (1997). Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait and Posture*, 5(1), 13-20.
- Cutlip, R. G., Baker, B. A., Hollander, M. & Ensey, J. (2009). Injury and adaptive mechanisms in skeletal muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 358-372.
- Czerniecki, J. M. (1988). Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(6), 246-252.
- Daniels, G. L. & Newell, K. M. (2003). Attentional focus influences the walk-run transition in human locomotion. *Biological Psychology*, 63(2), 163-178.
- Davis, I. I. I. R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D. & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575-587.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- De Luca, C. J., Donald Gilmore, L., Kuznetsov, M. & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573-1579.
- De Smet, K., Malcolm, P., Lenoir, M., Segers, V. & De Clercq, D. (2009). Effects of optic flow on spontaneous overground walk-to-run transition. *Experimental Brain Research*, 193(4), 501-508.

- De Vito, G., McHugh, D., Macaluso, A. & Riches, P. E. (2003). Is the coactivation of biceps femoris during isometric knee extension affected by adiposity in healthy young humans? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(5), 425-431.
- Den Otter, A. R., Geurts, A. C. H., Mulder, T. & Duysens, J. (2004). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait and Posture*, 19(3), 270-278.
- DeVita, P. (1994). The selection of a standard convention for analyzing gait data based on the analysis of relevant biomechanical factors. *Journal of Biomechanics*, 27(4), 501-508.
- Dicharry, J. (2010). Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3), 347-364.
- Diedrich, F. J. & Warren Jr, W. H. (1995). Why Change Gaits? Dynamics of the Walk-Run Transition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21(1), 183-202.
- Diedrich, F. J. & Warren Jr, W. H. (1998). The dynamics of gait transitions: Effects of grade and load. *Journal of Motor Behavior*, 30(1), 60-78.
- Dixon, S. J., Hinman, R. S., Creaby, M. W., Kemp, G. & Crossley, K. M. (2010). Knee joint stiffness during walking in knee osteoarthritis. *Arthritis Care and Research*, 62(1), 38-44.
- Donelan, J. M., Kram, R. & Kuo, A. D. (2001). Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 268(1480), 1985-1992.
- Dong, H., Pelah, A., Cameron, J. & Lasenby, J. (2008). *The perceptual influences on gait transition of step parameters and optic flow in virtual environment locomotion simulators*, Los Angeles, CA.

- Dubbeldam, R., Buurke, J. H., Simons, C., Groothuis-Oudshoorn, C. G. M., Baan, H., Nene, A. V. & Hermens, H. J. (in press). The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. *Clinical Biomechanics*.
- Dugan, S. A. & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 603-621.
- Duncan, C. J. (1987). Role of calcium in triggering rapid ultrastructural damage in muscle: A study with chemically skinned fibres. *Journal of Cell Science*, 87(4), 581-594.
- Dutto, D. J. & Braun, W. A. (2004). DOMS-associated changes in ankle and knee Joint dynamics during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(4), 560-566.
- Ebbeling, C. B. & Clarkson, P. M. (1989). Exercise-induced muscle damage and adaptation. *Sports Medicine*, 7(4), 207-234.
- Edman, K. A. P., Elzinga, G. & Noble, M. I. M. (1978). Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. *Journal of Physiology*, 281, 139-155.
- Elliott, B. C. & Blanksby, B. A. (1979). A biomechanical analysis of the male jogging action. *Journal of Human Movement Studies*, 5(1), 42-51.
- Enns, D. L. & Tiidus, P. M. (2010). The influence of estrogen on skeletal muscle: Sex matters. *Sports Medicine*, 40(1), 41-58.
- Enoka, R. M. (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, 81(6), 2339-2346.
- Eston, R. G., Finney, S., Baker, S. & Baltzopoulos, V. (1996). Muscle tenderness and peak torque changes after downhill running following a prior bout of isokinetic eccentric exercise. *Journal of Sports Sciences*, 14(4), 291-299.

- Evans, G. F. F., Haller, R. G., Wyrick, P. S., Parkey, R. W. & Fleckenstein, J. L. (1998). Submaximal delayed-onset muscle soreness: Correlations between MR imaging findings and clinical measures. *Radiology*, 208(3), 815-820.
- Falvo, M. J. & Bloomer, R. J. (2006). Review of exercise-induced muscle injury: Relevance for athletic populations. *Research in Sports Medicine*, 14(1), 65-82.
- Farinatti, P. & Monteiro, W. (2010). Walk–run transition in young and older adults: with special reference to the cardio-respiratory responses. *European Journal of Applied Physiology*, 109(3), 379-388.
- Farley, C. T. & Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 26, 253-285.
- Faulkner, J. A. (2003). Terminology for contractions of muscles during shortening, while isometric, and during lengthening. *Journal of Applied Physiology*, 95(2), 455-459.
- Felici, F., Colace, L. & Sbriccoli, P. (1997). Surface EMG modifications after eccentric exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(3), 193-202.
- Fox, M. D. & Delp, S. L. (2010). Contributions of muscles and passive dynamics to swing initiation over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1450-1455.
- Franz, J. R., Paylo, K. W., Dicharry, J., Riley, P. O. & Kerrigan, D. C. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait and Posture*, 29(3), 494-498.
- Fredsted, A., Clausen, T. & Overgaard, K. (2008). Effects of step exercise on muscle damage and muscle ca^{2+} content in men and women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(4), 1136-1146.
- Friden, J. & Lieber, R. L. (1992). Structural and mechanical basis of exercise-induced muscle injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5 supplment), 521-530.

- Friden, J. & Lieber, R. L. (2001). Eccentric exercise-induced injuries to contractile and cytoskeletal muscle fibre components. *Acta Physiologica Scandinavica*, 171(3), 321-326.
- Friden, J., Seger, J., Sjostrom, M. & Ekblom, B. (1983a). Adaptive response in human skeletal muscle subjected to prolonged eccentric training. *International Journal of Sports Medicine*, 4(3), 177-183.
- Friden, J., Sjostrom, M. & Ekblom, B. (1981). A morphological study of delayed muscle soreness. *Experientia*, 37(5), 506-507.
- Friden, J., Sjostrom, M. & Ekblom, B. (1983b). Myofibrillar damage following intense eccentric exercise in man. *International Journal of Sports Medicine*, 4(3), 170-176.
- Frigo, C. & Tesio, L. (1986). Speed-dependent variations of lower-limb joint angles during walking. *American Journal of Physical Medicine*, 65(2), 51-62.
- Gabriel, R. C., Abrantes, J., Granata, K., Bulas-Cruz, J., Melo-Pinto, P. & Filipe, V. (2008). Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Physical Therapy in Sport*, 9(1), 16-24.
- Gage, J. R. (1990). An overview of normal walking. *Instructional Course Lectures*, 39, 291-303.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. New York, NY: Mac Keith Press.
- Galli, M., Rigoldi, C., Brunner, R., Virji-Babul, N. & Giorgio, A. (2008). Joint stiffness and gait pattern evaluation in children with Down syndrome. *Gait and Posture*, 28(3), 502-506.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725-1789.

- Gazendam, M. G. J. & Hof, A. L. (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait and Posture*, 25(4), 604-614.
- Gissel, H. & Clausen, T. (2001). Excitation-induced Ca^{2+} influx and skeletal muscle cell damage. *Acta Physiologica Scandinavica*, 171(3), 327-334.
- Gleeson, N. P. & Mercer, T. H. (1996). The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function. *Sports Medicine*, 21(1), 18-34.
- Goldberg, S. R., Anderson, F. C., Pandy, M. G. & Delp, S. L. (2004). Muscles that influence knee flexion velocity in double support: Implications for stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics*, 37(8), 1189-1196.
- Goldberg, S. R., Ounpuu, S., Arnold, A. S., Gage, J. R. & Delp, S. L. (2006). Kinematic and kinetic factors that correlate with improved knee flexion following treatment for stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics*, 39(4), 689-698.
- Golden, C. L. & Dudley, G. A. (1992). Strength after bouts of eccentric or concentric actions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(8), 926-933.
- Gollnick, P. D., Karlsson, J., Piehl, K. & Saltin, B. (1974). Selective glycogen depletion in skeletal muscle fibres of man following sustained contractions. *Journal of Physiology*, 241(1), 59-67.
- Grieve, D. W. & Gear, R. J. (1966). The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. *Ergonomics*, 9(5), 379-399.
- Grillner, S., Halbertsma, J., Nilsson, J. & Thorstensson, A. (1979). The adaptation to speed in human locomotion. *Brain Research*, 165(1), 177-182.
- Guerin, P. & Bardy, B. G. (2008). Optical modulation of locomotion and energy expenditure at preferred transition speed. *Experimental Brain Research*, 189(4), 393-402.

- Gulick, D. T. & Kimura, I. F. (1996). Delayed onset muscle soreness: What is it and how do we treat it? *Journal of Sport Rehabilitation*, 5(3), 234-243.
- Guo, L. Y., Su, P. C., Yang, C. H., Wang, S. H., Chang, J. J., Wu, W. L. & Lin, H. T. (2006). Effects of speed and incline on lower extremity kinematics during treadmill jogging in healthy subjects. *Biomedical Engineering - Applications, Basis and Communications*, 18(2), 73-79.
- Hamill, J., Bates, B. T. & Holt, K. G. (1992). Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(7), 807-813.
- Hamill, J., Freedson, P. S., Clarkson, P. M. & Braun, B. (1991). Muscle Soreness During Running - Biomechanical and Physiological Considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(2), 125-137.
- Hamill, J. & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement* (3rd ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Hampson, D. B., St Clair Gibson, A., Lambert, M. I. & Noakes, T. D. (2001). The influence of sensory cues on the perception of exertion during exercise and central regulation of exercise performance. *Sports Medicine*, 31(13), 935-952.
- Hanlon, M. & Anderson, R. (2006). Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics. *Gait and Posture*, 24(3), 280-287.
- Hawke, T. J. & Garry, D. J. (2001). Myogenic satellite cells: Physiology to molecular biology. *Journal of Applied Physiology*, 91(2), 534-551.
- Henriksen, M., Alkjaer, T., Lund, H., Simonsen, E. B., Graven-Nielsen, T., Danneskiold-Samsoe, B. & Bliddal, H. (2007). Experimental quadriceps muscle pain impairs knee joint control during walking. *Journal of Applied Physiology*, 103(1), 132-139.

- Hermens, H. J., Freriks, B. & Merletti, R. (1999). European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM), Biomed II Project PL950424, CD-ROM Berlin, Germany: Roessingh Research and Development.
- Highton, J. M., Twist, C. & Eston, R. G. (2009). The effects of exercise-induced muscle damage on agility and sprint running performance. *Journal of Exercise Science and Fitness*, 7(1), 24-30.
- Hirasaki, E., Moore, S. T., Raphan, T. & Cohen, B. (1999). Effects of walking velocity on vertical head and body movements during locomotion. *Experimental Brain Research*, 127(2), 117-130.
- Hof, A. L., Elzinga, H., Grimmius, W. & Halbertsma, J. P. K. (2002). Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait and Posture*, 16(1), 78-86.
- Holden, J. P., Chou, G. & Stanhope, S. J. (1997a). Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds. *Clinical Biomechanics*, 12(6), 375-382.
- Holden, J. P., Orsini, J. A., Siegel, K. L., Kepple, T. M., Gerber, L. H. & Stanhope, S. J. (1997b). Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait and Posture*, 5(3), 217-227.
- Hortobágyi, t. & Denahan, T. (1989). Variability in creatine kinase: Methodological, exercise, and clinically related factors. *International Journal of Sports Medicine*, 10(2), 69-80.
- Hortobágyi, T., Houmard, J., Fraser, D., Dudek, R., Lambert, J. & Tracy, J. (1998). Normal forces and myofibrillar disruption after repeated eccentric exercise. *Journal of Applied Physiology*, 84(2), 492-498.
- Hough, T. (1902). Ergographic studies in muscular soreness. *American Journal of Pysiology*, 7, 76-92.

- Howatson, G., Van Someren, K. & Hortobágyi, T. (2007). Repeated bout effect after maximal eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 28(7), 557-563.
- Howatson, G. & Van Someren, K. A. (2008). The prevention and treatment of exercise-induced muscle damage. *Sports Medicine*, 38(6), 483-503.
- Howell, J. N., Chleboun, G. & Conatser, R. (1993). Muscle stiffness, strength loss, swelling and soreness following exercise-induced injury in humans. *Journal of Physiology*, 464, 183-196.
- Hreljac, A. (1993a). Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinetic factors. *Gait and Posture*, 1(4), 217-223.
- Hreljac, A. (1993b). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(10), 1158-1162.
- Hreljac, A. (1995a). Determinants of the gait transition speed during human locomotion: Kinematic factors. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 669-677.
- Hreljac, A. (1995b). Effects of physical characteristics on the gait transition speed during human locomotion. *Human Movement Science*, 14(2), 205-216.
- Hreljac, A., Arata, A., Ferber, R., Mercer, J. A. & Row, B. S. (2001). An electromyographical analysis of the role of dorsiflexors on the gait transition during human locomotion. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(4), 287-296.
- Hreljac, A., Imamura, R., Escamilla, R. F. & Edwards, W. B. (2007). Effects of changing protocol, grade, and direction on the preferred gait transition speed during human locomotion. *Gait and Posture*, 25(3), 419-424.
- Hreljac, A., Imamura, R. T., Escamilla, R. F., Edwards, W. B. & MacLeod, T. (2008). The relationship between joint kinetic factors and the walk-run gait transition speed during human locomotion. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(2), 149-157.

- Huang, Y., Meijer, O. G., Lin, J., Bruijn, S. M., Wu, W., Lin, X., Hu, H., Huang, C., Shi, L. & van Dieën, J. H. (2010). The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. *Gait and Posture*, 31(4), 444-449.
- Hubal, M. J., Rubinstein, S. R. & Clarkson, P. M. (2007). Mechanisms of variability in strength loss after muscle-lengthening actions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(3), 461-468.
- Hunt, M. A., Hinman, R. S., Metcalf, B. R., Lim, B. W., Wrigley, T. V., Bowles, K. A., Kemp, G. & Bennell, K. L. (2010). Quadriceps strength is not related to gait impact loading in knee osteoarthritis. *Knee*, 17(4), 296-302.
- Hyatt, J. P. K. & Clarkson, P. M. (1998). Creatine kinase release and clearance using MM variants following repeated bouts of eccentric exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(7), 1059-1065.
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E. & Lacquaniti, F. (2004). Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *Journal of Physiology*, 556(1), 267-282.
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E. & Lacquaniti, F. (2006). Motor control programs and walking. *Neuroscientist*, 12(4), 339-348.
- James, S. L. & Brubaker, C. E. (1973). Biomechanics of running. *Orthopedic Clinics of North America*, 4(3), 605-615.
- Jamurtas, A. Z., Theocharis, V., Tofas, T., Tsiokanos, A., Yfanti, C., Paschalis, V., Koutedakis, Y. & Nosaka, K. (2005). Comparison between leg and arm eccentric exercises of the same relative intensity on indices of muscle damage. *European Journal of Applied Physiology*, 95(2-3), 179-185.
- Jones, C., Allen, T., Talbot, J., Morgan, D. L. & Proske, U. (1997). Changes in the mechanical properties of human and amphibian muscle after eccentric exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76(1), 21-31.

- Jones, D. A., Jackson, M. J. & Edwards, R. H. T. (1983). Release of intracellular enzymes from an isolated mammalian skeletal muscle preparation. *Clinical Science*, 65(2), 193-201.
- Jones, D. A., Newham, D. J. & Clarkson, P. M. (1987). Skeletal muscle stiffness and pain following eccentric exercise of the elbow flexors. *Pain*, 30(2), 233-242.
- Jones, D. A., Newham, D. J., Round, J. M. & Tolfree, S. E. J. (1986). Experimental human muscle damage: Morphological changes in relation to other indices of damage. *Journal of Physiology*, 375, 435-448.
- Jones, D. A., Newham, D. J. & Torgan, C. (1989). Mechanical influences on long-lasting human muscle fatigue and delayed-onset pain. *Journal of Physiology*, 412, 415-427.
- Jordan, K., Challis, J. H., Cusumano, J. P. & Newell, K. M. (2009). Stability and the time-dependent structure of gait variability in walking and running. *Human Movement Science*, 28(1), 113-128.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G. & Cochran, G. V. B. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849-860.
- Kamandulis, S., Skurvydas, A., Brazaitis, M., Škikas, L. & Duchateau, J. (2010). The repeated bout effect of eccentric exercise is not associated with changes in voluntary activation. *European Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1065-1074.
- Kannus, P. (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: Implications for muscle testing and rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine*, 15(supplment 1).
- Karamanidis, K., Arampatzis, A. & Bróggemann, G.-P. (2004). Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. *Gait and Posture*, 19(2), 115-123.

- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G. & Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, 11(5), 253-259.
- Kellis, E. (1998). Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Medicine*, 25(1), 37-62.
- Kellis, E. & Baltzopoulos, V. (1995). Isokinetic eccentric exercise. *Sports Medicine*, 19(3), 202-222.
- Kellis, E. & Baltzopoulos, V. (1996a). Gravitational moment correction in isokinetic dynamometry using anthropometric data. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(7), 900-907.
- Kellis, E. & Baltzopoulos, V. (1996b). Resistive eccentric exercise: effects of visual feedback on maximum moment of knee extensors and flexors. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(2), 120-124.
- Kellis, E. & Baltzopoulos, V. (1998). Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(11), 1616-1623.
- Kellis, E. & Liassou, C. (2009). The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(3), 210-220.
- Kendall, B. & Eston, R. (2002). Exercise-induced muscle damage and the potential protective role of estrogen. *Sports Medicine*, 32(2), 103-123.
- Kerksick, C., Taylor Iv, L., Harvey, A. & Willoughby, D. (2008). Gender-related differences in muscle injury, oxidative stress, and apoptosis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(10), 1772-1780.

- Kerrigan, D. C., Todd, M. K. & Della Croce, U. (1998). Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *American Journal of Physical Medicine*, 77(1), 2-7.
- Kim, H. J. & Kramer, J. F. (1997). Effectiveness of visual feedback during isokinetic exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(6), 318-323.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis. Theory and practice*: Elsevier, Churchill Livingstone.
- Kirtley, C., Whittle, M. W. & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(4), 282-288.
- Kivi, D. M. R., Maraj, B. K. V. & Gervais, P. (2002). A kinematic analysis of high-speed treadmill sprinting over a range of velocities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(4), 662-666.
- Komi, P. V. (2000). Stretch-shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1197-1206.
- Komi, P. V. & Viitasalo, J. T. (1977). Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after repeated eccentric and concentric contractions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 100(2), 246-254.
- Kubota, J., Ono, T., Araki, M., Torii, S., Okuwaki, T. & Fukubayashi, T. (2007). Non-uniform changes in magnetic resonance measurements of the semitendinosus muscle following intensive eccentric exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 101(6), 713-720.
- Kuiken, T. A., Lowery, M. M. & Stoykov, N. S. (2003). The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk. *Prosthetics and Orthotics International*, 27(1), 48-54.

- Kuipers, H. (1994). Exercise-induced muscle damage. *International Journal of Sports Medicine*, 15(3), 132-135.
- Kyröläinen, H., Avela, J. & Komi, P. V. (2005). Changes in muscle activity with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences*, 23(10), 1101-1109.
- Kyröläinen, H., Belli, A. & Komi, P. V. (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(8), 1330-1337.
- Kyröläinen, H., Pullinen, T., Candau, R., Avela, J., Huttunen, P. & Komi, P. V. (2000). Effects of marathon running on running economy and kinematics. *European Journal of Applied Physiology*, 82(4), 297-304.
- Lanier, A. B., Simpson, K., Gregory, C., Stevenson, S. W., Wang, H. & Dudley, G. (2009). Exercise-induced muscle injury and influence of NSAID therapy on kinematics of downhill walking in older adults. *Journal of Exercise Physiology Online*, 12(5), 11-21.
- Lavcanska, V., Taylor, N. F. & Schache, A. G. (2005). Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human Movement Science*, 24(4), 544-557.
- Lavender, A. P. & Nosaka, K. (2008). A light load eccentric exercise confers protection against a subsequent bout of more demanding eccentric exercise. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(3), 291-298.
- Lee, H. D., Kim, S. J., Lee, D. Y., Kurihara, T., Lee, Y. S. & Kawakami, Y. (2010). Shift in optimal joint angle of the ankle dorsiflexors following eccentric exercise. *Experimental Mechanics*, 50(5), 661-666.
- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O. & Kerrigan, D. C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait and Posture*, 17(2), 106-112.
- Lieber, R. L. & Friden, J. (1988). Selective damage of fast glycolytic muscle fibres with eccentric contraction of the rabbit tibialis anterior. *Acta Physiologica Scandinavica*, 133(4), 587-588.

- Lieber, R. L., Shah, S. & Fridén, J. (2002). Cytoskeletal disruption after eccentric contraction-induced muscle injury. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(403 supplement).
- Lieber, R. L., Woodburn, T. M. & Friden, J. (1991). Muscle damage induced by eccentric contractions of 25% strain. *Journal of Applied Physiology*, 70(6), 2498-2507.
- Liu, M. Q., Anderson, F. C., Schwartz, M. H. & Delp, S. L. (2008). Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3243-3252.
- MacIntyre, D. L., Reid, W. D. & McKenzie, D. C. (1995). Delayed muscle soreness. The inflammatory response to muscle injury and its clinical implications. *Sports Medicine*, 20(1), 24-40.
- Maganaris, C. N. (2004). Imaging-based estimates of moment arm length in intact human muscle-tendons. *European Journal of Applied Physiology*, 91(2-3), 130-139.
- Mair, J., Koller, A., Artner-Dworzak, E., Haid, C., Wicke, K., Judmaier, W. & Puschendorf, B. (1992). Effects of exercise on plasma myosin heavy chain fragments and MRI of skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 72(2), 656-663.
- Malcolm, P., Segers, V., Van Caekenberghe, I. & De Clercq, D. (2009). Experimental study of the influence of the m. tibialis anterior on the walk-to-run transition by means of a powered ankle-foot exoskeleton. *Gait and Posture*, 29(1), 6-10.
- Mann, R. A. & Hagy, J. (1980). Biomechanics of walking, running, and sprinting. *American Journal of Sports Medicine*, 8(5), 345-350.
- Mann, R. A. & Inman, V. T. (1964). Phasic activity of intrinsic muscles of the foot. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 46, 469-481.

- Mann, R. A., Moran, G. T. & Dougherty, S. E. (1986). Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *American Journal of Sports Medicine*, 14(6), 501-510.
- Marcora, S. M. & Bosio, A. (2007). Effect of exercise-induced muscle damage on endurance running performance in humans. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 17(6), 662-671.
- Marginson, V., Rowlands, A. V., Gleeson, N. P. & Eston, R. G. (2005). Comparison of the symptoms of exercise-induced muscle damage after an initial and repeated bout of plyometric exercise in men and boys. *Journal of Applied Physiology*, 99(3), 1174-1181.
- Marqueste, T., Giannesini, B., Le Fur, Y., Cozzone, P. J. & Bendahan, D. (2008). Comparative MRI analysis of T2 changes associated with single and repeated bouts of downhill running leading to eccentric-induced muscle damage. *Journal of Applied Physiology*, 105(1), 299-307.
- McHugh, M. P. (2003). Recent advances in the understanding of the repeated bout effect: The protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 13(2), 88-97.
- McHugh, M. P., Connolly, D. A., Eston, R. G., Gattman, E. J. & Gleim, G. W. (2001). Electromyographic analysis of repeated bouts of eccentric exercise. *Journal of Sports Sciences*, 19(3), 163-170.
- McHugh, M. P., Connolly, D. A., Eston, R. G. & Gleim, G. W. (1999a). Exercise-induced muscle damage and potential mechanisms for the repeated bout effect. *Sports Medicine*, 27(3), 157-170.
- McHugh, M. P., Connolly, D. A. J., Eston, R. G., Kremenec, I. J., Nicholas, S. J. & Gleim, G. W. (1999b). The role of passive muscle stiffness in symptoms of exercise-induced muscle damage. *American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 594-599.

- McMenamin, B. W., Shackman, A. J., Greischar, L. L. & Davidson, R. J. (in press) Electromyogenic artifacts and electroencephalographic inferences revisited. *NeuroImage*.
- McNair, P. J. (1996). Verbal encouragement: Effects on maximum effort voluntary muscle action. *British Journal of Sports Medicine*, 30(3), 243-245.
- McNeil, P. L. & Khakee, R. (1992). Disruptions of muscle fiber plasma membranes: Role in exercise-induced damage. *American Journal of Pathology*, 140(5), 1097-1109.
- Mercier, J., Le Gallais, D., Durand, M., Goudal, C., Micallef, J. P. & Prefaut, C. (1994). Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 69(6), 525-529.
- Michaut, A., Pousson, M., Babault, N. & Van Hoecke, J. (2002). Is eccentric exercise-induced torque decrease contraction type dependent? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(6), 1003-1008.
- Mikesky, A. E., Meyer, A. & Thompson, K. L. (2000). Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women. *Journal of Orthopaedic Research*, 18(2), 171-175.
- Miles, M. P., Ives, J. C. & Vincent, K. R. (1997). Neuromuscular control following maximal eccentric exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76(4), 368-374.
- Minetti, A. E., Ardigo, L. P. & Saibene, F. (1994). The transition between walking and running in humans: Metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiologica Scandinavica*, 150(3), 315-323.
- Mohler, B. J., Thompson, W. B., Creem-Regehr, S. H., Pick Jr, H. L. & Warren Jr, W. H. (2007). Visual flow influences gait transition speed and preferred walking speed. *Experimental Brain Research*, 181(2), 221-228.

- Morgan, D. L. (1990). New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophysical Journal*, 57(2 I), 209-221.
- Morgan, D. L. & Allen, D. G. (1999). Early events in stretch-induced muscle damage. *Journal of Applied Physiology*, 87(6), 2007-2015.
- Morgan, D. L. & Proske, U. (2004). Popping sarcomere hypothesis explains stretch-induced muscle damage. *Clinical and experimental pharmacology & physiology*, 31(8), 541-545.
- Munro, C. F., Miller, D. I. & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: A reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 147-155.
- Murley, G. S., Menz, H. B., Landorf, K. B. & Bird, A. R. (2010). Reliability of lower limb electromyography during overground walking: a comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques. *Journal of Biomechanics*, 43(4), 749-756.
- Murray, M. P., Mollinger, L. A., Gardner, G. M. & Sepic, S. B. (1984). Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 2(3), 272-280.
- Murray, M. P., Spurr, G. B. & Sepic, S. B. (1985). Treadmill vs. floor walking: Kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of Applied Physiology*, 59(1), 87-91.
- Neptune, R. R. & Sasaki, K. (2005). Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 208(5), 799-808.
- Neptune, R. R., Sasaki, K. & Kautz, S. A. (2008). The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait and Posture*, 28(1), 135-143.

- Newham, D. J., Jones, D. A. & Clarkson, P. M. (1987). Repeated high-force eccentric exercise: Effects on muscle pain and damage. *Journal of Applied Physiology*, 63(4), 1381-1386.
- Newham, D. J., McPhail, G., Mills, K. R. & Edwards, R. H. T. (1983a). Ultrastructural changes after concentric and eccentric contractions of human muscle. *Journal of the Neurological Sciences*, 61(1), 109-122.
- Newham, D. J., Mills, K. R., Quigley, B. M. & Edwards, R. H. T. (1983b). Pain and fatigue after concentric and eccentric muscle contractions. *Clinical Science*, 64(1), 55-62.
- Nguyen, D., Brown, L. E., Coburn, J. W., Judelson, D. A., Eurich, A. D., Khamoui, A. V. & Uribe, B. P. (2009). Effect of delayed-onset muscle soreness on elbow flexion strength and rate of velocity development. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(4), 1282-1286.
- Nielsen, J. S., Madsen, K., Jørgensen, L. V. & Sahlin, K. (2005). Effects of lengthening contraction on calcium kinetics and skeletal muscle contractility in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 184(3), 203-214.
- Nikolaidis, M. G., Jamurtas, A. Z., Paschalis, V., Fatouros, I. G., Koutedakis, Y. & Kouretas, D. (2008). The effect of muscle-damaging exercise on blood and skeletal muscle oxidative stress: Magnitude and time-course considerations. *Sports Medicine*, 38(7), 579-606.
- Nilsson, J. & Thorstensson, A. (1987). Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds. *Acta Physiologica Scandinavica*, 129(1), 107-114.
- Nilsson, J. & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217-227.

- Nilsson, J., Thorstensson, A. & Halbertsma, J. (1985). Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 123(4), 457-475.
- Noble, B. J., Metz, K. F. & Pandolf, K. B. (1973). Perceived exertion during walking and running: II. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 5(2), 116-120.
- Nordander, C., Willner, J., Hansson, G. Å., Larsson, B., Unge, J., Granquist, L. & Skerfving, S. (2003). Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *European Journal of Applied Physiology*, 89(6), 514-519.
- Nosaka, K. & Clarkson, P. M. (1996a). Changes in indicators of inflammation after eccentric exercise of the elbow flexors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(8), 953-961.
- Nosaka, K. & Clarkson, P. M. (1996b). Variability in serum creatine kinase response after eccentric exercise of the elbow flexors. *International Journal of Sports Medicine*, 17(2), 120-127.
- Nosaka, K., Clarkson, P. M. & Apple, F. S. (1992). Time course of serum protein changes after strenuous exercise of the forearm flexors. *Journal of Laboratory and Clinical Medicine*, 119(2), 183-188.
- Nosaka, K., Clarkson, P. M., McGuiggin, M. E. & Byrne, J. M. (1991). Time course of muscle adaptation after high force eccentric exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 63(1), 70-76.
- Nosaka, K. & Newton, M. (2002). Difference in the magnitude of muscle damage between maximal and submaximal eccentric loading. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(2), 202-208.

- Nosaka, K., Newton, M. & Sacco, P. (2002). Delayed-onset muscle soreness does not reflect the magnitude of eccentric exercise-induced muscle damage. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 12(6), 337-346.
- Nottrodt, J. W., Charteris, J. & Wall, J. C. (1982). The effects of speed on pelvic oscillations in the horizontal plane during level walking. *Journal of Human Movement Studies*, 8(1), 27-40.
- Novacheck, T. F. (1995). Walking, running, and sprinting: a three-dimensional analysis of kinematics and kinetics. *Instructional Course Lectures*, 44, 497-506.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.
- Nymark, J. R., Balmer, S. J., Melis, E. H., Lemaire, E. D. & Millar, S. (2005). Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4), 523-534.
- O'Connor, P. J. & Cook, D. B. (1999). Exercise and pain: The neurobiology, measurement, and laboratory study of pain in relation to exercise in humans. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 27, 119-166.
- Oberg, T., Karsznia, A. & Oberg, K. (1993). Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30(2), 210-223.
- Oberg, T., Karsznia, A. & Oberg, K. (1994). Joint angle parameters in gait: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31(3), 199-213.
- Ohrbach, R. & Gale, E. N. (1989). Pressure pain thresholds, clinical assessment, and differential diagnosis: Reliability and validity in patients with myogenic pain. *Pain*, 39(2), 157-169.

- Olney, S. J., Griffin, M. P. & McBride, I. D. (1994). Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: A regression approach. *Physical Therapy*, 74(9), 872-885.
- Ounpuu, S. (1990). The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instructional Course Lectures*, 39, 305-318.
- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine*, 13(4), 843-863.
- Pandy, M. G. & Andriacchi, T. P. (2010). Muscle and Joint Function in Human Locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 12(1), 401-433.
- Paróczai, R. & Kocsis, L. (2006). Analysis of human walking and running parameters as a function of speed. *Technology and Health Care*, 14(4-5), 251-260.
- Paschalis, V., Giakas, G., Baltzopoulos, V., Jamurtas, A. Z., Theoharis, V., Kotzamanidis, C. & Koutedakis, Y. (2007a). The effects of muscle damage following eccentric exercise on gait biomechanics. *Gait and Posture*, 25(2), 236-242.
- Paschalis, V., Koutedakis, Y., Jamurtas, A. Z., Mougios, V. & Baltzopoulos, V. (2005). Equal volumes of high and low intensity of eccentric exercise in relation to muscle damage and performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 184-188.
- Paschalis, V., Nikolaidis, M. G., Giakas, G., Jamurtas, A. Z., Owolabi, E. O. & Koutedakis, Y. (2008). Position sense and reaction angle after eccentric exercise: The repeated bout effect. *European Journal of Applied Physiology*, 103(1), 9-18.
- Paschalis, V., Nikolaidis, M. G., Giakas, G., Jamurtas, A. Z., Pappas, A. & Koutedakis, Y. (2007b). The effect of eccentric exercise on position sense and joint reaction angle of the lower limbs. *Muscle and Nerve*, 35(4), 496-503.

- Paschalis, V., Nikolaidis, M. G., Theodorou, A. A., Giakas, G., Jamurtas, A. Z. & Koutedakis, Y. (2010). Eccentric exercise affects the upper limbs more than the lower limbs in position sense and reaction angle. *Journal of Sports Sciences*, 28(1), 33-43.
- Perry, J. & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis. Normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.
- Pettitt, R. W., Symons, J. D., Eisenman, P. A., Taylor, J. E. & White, A. T. (2005). Repetitive eccentric strain at long muscle length evokes the repeated bout effect. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(4), 918-924.
- Philippou, A., Bogdanis, G. C., Nevill, A. M. & Maridaki, M. (2004). Changes in the angle-force curve of human elbow flexors following eccentric and isometric exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 93(1-2), 237-244.
- Piazza, S. J. & Delp, S. L. (1996). The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 29(6), 723-733.
- Pink, M., Perry, J., Houghlum, P. A. & Devine, D. J. (1994). Lower Extremity Range of Motion in the Recreational Sport Runner. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(4), 541-549.
- Prasartwuth, O., Allen, T. J., Butler, J. E., Gandevia, S. C. & Taylor, J. L. (2006). Length-dependent changes in voluntary activation, maximum voluntary torque and twitch responses after eccentric damage in humans. *Journal of Physiology*, 571(1), 243-252.
- Prilutsky, B. I. & Gregor, R. J. (2001). Swing- and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *Journal of Experimental Biology*, 204(13), 2277-2287.
- Prior, B. M., Jayaraman, R. C., Reid, R. W., Cooper, T. G., Foley, J. M., Dudley, G. A. & Meyer, R. A. (2001). Biarticular and monoarticular muscle activation and injury in human quadriceps muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 85(1-2), 185-190.

- Proske, U. & Allen, T. J. (2005). Damage to skeletal muscle from eccentric exercise. *Exercise and Sport Science Reviews*, 33(2), 98-104.
- Proske, U. & Morgan, D. L. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of Physiology*, 537(Pt 2), 333-345.
- Proske, U., Morgan, D. L., Brockett, C. L. & Percival, P. (2004). Identifying athletes at risk of hamstring strains and how to protect them. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 31(8), 546-550.
- Pyne, D. B. (1994). Regulation of neutrophil function during exercise. *Sports Medicine*, 17(4), 245-258.
- Racic, V., Pavic, A. & Brownjohn, J. M. W. (2009). Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review. *Journal of Sound and Vibration*, 326(1-2), 1-49.
- Radin, E. L., Yang, K. H., Riegger, C., Kish, V. L. & O'Connor, J. J. (1991). Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(3), 398-405.
- Rainoldi, A., Nazzaro, M., Merletti, R., Farina, D., Caruso, I. & Gaudenti, S. (2000). Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 327-336.
- Raynor, A. J., Yi, C. J., Abernethy, B. & Jong, Q. J. (2002). Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors? *Human Movement Science*, 21(5-6), 785-805.
- Rodenburg, J. B., Bar, P. R. & De Boer, R. W. (1993). Relations between muscle soreness and biochemical and functional outcomes of eccentric exercise. *Journal of Applied Physiology*, 74(6), 2976-2983.

- Roig Pull, M. & Ranson, C. (2007). Eccentric muscle actions: Implications for injury prevention and rehabilitation. *Physical Therapy in Sport*, 8(2), 88-97.
- Røislien, J., Skare, Ø., Gustavsen, M., Broch, N. L., Rennie, L. & Opheim, A. (2009). Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. *Gait and Posture*, 30(4), 441-445.
- Rose, J. & Gamble, J. G. (Eds.). (2006). *Human walking* (3rd ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Rotstein, A., Inbar, O., Berginsky, T. & Meckel, Y. (2005). Preferred transition speed between walking and running: Effects of training status. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(11), 1864-1870.
- Safran, M. R., Seaber, A. V. & Garrett Jr, W. E. (1989). Warm-up and muscular injury prevention. *Sports Medicine*, 8(4), 239-249.
- Saibene, F. & Minetti, A. E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 88(4-5), 297-316.
- Saka, T., Akova, B., Yazici, Z., Sekir, U., Gür, H. & Ozarda, Y. (2009). Difference in the magnitude of muscle damage between elbow flexors and Knee extensors eccentric exercises. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8(1), 107-115.
- Salavati, M., Moghadam, M., Ebrahimi, I. & Arab, A. M. (2007). Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait and Posture*, 26(2), 214-218.
- Saunders, S. W., Schache, A., Rath, D. & Hodges, P. W. (2005). Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical Biomechanics*, 20(8), 784-793.

- Saxton, J. M., Clarkson, P. M., James, R., Miles, M., Westerfer, M., Clark, S. & Donnelly, A. E. (1995). Neuromuscular dysfunction following eccentric exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(8), 1185-1193.
- Saxton, J. M. & Donnelly, A. E. (1996). Length-specific impairment of skeletal muscle contractile function after eccentric muscle actions in man. *Clinical Science*, 90(2), 119-125.
- Sayers, S. P. & Clarkson, P. M. (2001). Force recovery after eccentric exercise in males and females. *European Journal of Applied Physiology*, 84(1-2), 122-126.
- Schache, A. G., Bennell, K. L., Blanch, P. D. & Wrigley, T. V. (1999). The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: A literature review. *Gait and Posture*, 10(1), 30-47.
- Schwane, J. A., Johnson, S. R., Vandenakker, C. B. & Armstrong, R. B. (1983). Delayed-onset muscular soreness and plasma CPK and LDH activities after downhill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(1), 51-56.
- Schwartz, M. H. & Rozumalski, A. (2005). A new method for estimating joint parameters from motion data. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 107-116.
- Schwartz, M. H., Rozumalski, A. & Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics*, 41(8), 1639-1650.
- Segers, V., Lenoir, M., Aerts, P. & De Clercq, D. (2007a). Influence of M. tibialis anterior fatigue on the walk-to-run and run-to-walk transition in non-steady state locomotion. *Gait and Posture*, 25(4), 639-647.
- Segers, V., Lenoir, M., Aerts, P. & De Clercq, D. (2007b). Kinematics of the transition between walking and running when gradually changing speed. *Gait and Posture*, 26(3), 349-361.

- Semark, A., Noakes, T. D., St. Clair Gibson, A. & Lambert, M. I. (1999). The effect of a prophylactic dose of flurbiprofen on muscle soreness and sprinting performance in trained subjects. *Journal of Sports Sciences*, 17(3), 197-203.
- Semmler, J. G., Tucker, K. J., Allen, T. J. & Proske, U. (2007). Eccentric exercise increases EMG amplitude and force fluctuations during submaximal contractions of elbow flexor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 103(3), 979-989.
- Serrão, F. V., Foerster, B., Spada, S., Morales, M. M. B., Monteiro-Pedro, V., Tannús, A. & Salvini, T. F. (2003). Functional changes of human quadriceps muscle injured by eccentric exercise. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 36(6), 781-786.
- Seung, J. C. & Widrick, J. J. (2009). Combined effects of fatigue and eccentric damage on muscle power. *Journal of Applied Physiology*, 107(4), 1156-1164.
- Sewright, K. A., Hubal, M. J., Kearns, A., Holbrook, M. T. & Clarkson, P. M. (2008). Sex differences in response to maximal eccentric exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(2), 242-251.
- Shelburne, K. B., Pandy, M. G. & Torry, M. R. (2004). Comparison of shear forces and ligament loading in the healthy and ACL-deficient knee during gait. *Journal of Biomechanics*, 37(3), 313-319.
- Shemmell, J., Johansson, J., Portra, V., Gottlieb, G. L., Thomas, J. S. & Corcos, D. M. (2007). Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4.
- Shiavi, R. (1985). Electromyographic patterns in adult locomotion: A comprehensive review. *Journal of rehabilitation R&D*, 22(3), 85-98.
- Shield, A. & Zhou, S. (2004). Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Medicine*, 34(4), 253-267.

- Shung, K., De Oliveira, C. G. & Nadal, J. (2009). Influence of shock waves and muscle activity at initial contact on walk-run transition evaluated by two models. *Journal of Applied Biomechanics*, 25(2), 175-183.
- Simon, S. R., Paul, I. L. & Mansour, J. (1981). Peak dynamic force in human gait. *Journal of Biomechanics*, 14(12), 817-822.
- Simpson, K. J., Jiang, P., Shewokis, P. A., Odum, S. & Reeves, K. T. (1993). Kinematic and plantar pressure adjustments to downhill gradients during gait. *Gait & Posture*, 1(3), 172-179.
- Sinning, W. E. & Forsyth, H. L. (1970). Lower-limb actions while running at different velocities. *Medicine and science in sports*, 2(1), 28-34.
- Skurvydas, A., Brazaitis, M. & Kamandulis, S. (2010). Prolonged muscle damage depends on force variability. *International Journal of Sports Medicine*, 31(2), 77-81.
- Slocum, D. B. & James, S. L. (1968). Biomechanics of running. *Journal of the American Medical Association*, 205(11), 721-728.
- Sorichter, S., Puschendorf, B. & Mair, J. (1999). Skeletal muscle injury induced by eccentric muscle action: Muscle proteins as markers of muscle fiber injury. *Exercise Immunology Review*(5), 5-21.
- Stansfield, B. W., Hillman, S. J., Hazlewood, M. E., Lawson, A. A., Mann, A. M., Loudon, I. R. & Robb, J. E. (2001a). Normalized speed, not age, characterizes ground reaction force patterns in 5- to 12-year-old children walking at self-selected speeds. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(3), 395-402.
- Stansfield, B. W., Hillman, S. J., Hazlewood, M. E., Lawson, A. A., Mann, A. M., Loudon, I. R. & Robb, J. E. (2001b). Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(3), 403-411.

- Stauffer, R. N., Chao, E. Y. S. & Brewster, R. C. (1977). Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NO. 127, 189-196.
- Stokes, V. P., Andersson, C. & Forssberg, H. (1989). Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 22(1), 43-50.
- Stolze, H., Kuhtz-Buschbeck, J. P., Mondwurf, C., Boczek-Funcke, A., Jöhnk, K., Deuschl, G. & Illert, M. (1997). Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Electromyography and Motor Control*, 105(6), 490-497.
- Stoquart, G., Detrembleur, C. & Lejeune, T. (2008). Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique*, 38(2), 105-116.
- Strathy, G. M., Chao, E. Y. & Laughman, R. K. (1983). Changes in knee function associated with treadmill ambulation. *Journal of Biomechanics*, 16(7), 517-522.
- Stupka, N., Lowther, S., Chorneyko, K., Bourgeois, J. M., Hogben, C. & Tarnopolsky, M. A. (2000). Gender differences in muscle inflammation after eccentric exercise. *Journal of Applied Physiology*, 89(6), 2325-2332.
- Talbot, J. A. & Morgan, D. L. (1996). Quantitative analysis of sarcomere non-uniformities in active muscle following a stretch. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 17(2), 261-268.
- Taylor, N. F., Goldie, P. A. & Evans, O. M. (1999). Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait and Posture*, 9(2), 88-94.
- Tee, J. C., Bosch, A. N. & Lambert, M. I. (2007). Metabolic Consequences of Exercise-Induced Muscle Damage. *Sports Medicine*, 37, 827-836.

- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D. & Requião, L. F. (2008). Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(6), 769-778.
- Thorstensson, A. & Roberthson, H. (1987). Adaptations to changing speed in human locomotion: Speed of transition between walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 131(2), 211-214.
- Tidball, J. G. (2005). Inflammatory processes in muscle injury and repair. *American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology*, 288(2 57-2).
- Tiidus, P. M. & Ianuzzo, C. D. (1983). Effects of intensity and duration of muscular exercise on delayed soreness and serum enzyme activities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(6), 461-465.
- Torres, R., Vasques, J., Duarte, J. A. & Cabri, J. M. H. (2010). Knee proprioception after exercise-induced muscle damage. *International Journal of Sports Medicine*, 31(6), 410-415.
- Tsaopoulos, D. E., Baltzopoulos, V., Richards, P. J. & Maganaris, C. N. (2007). In vivo changes in the human patellar tendon moment arm length with different modes and intensities of muscle contraction. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3325-3332.
- Tseh, W., Bennett, J., Caputo, J. L. & Morgan, D. W. (2002). Comparison between preferred and energetically optimal transition speeds in adolescents. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1-2), 117-121.
- Tulchin, K., Orendurff, M., Adolfsen, S. & Karol, L. (2009). The effects of walking speed on multisegment foot kinematics in adults. *Journal of Applied Biomechanics*, 25(4), 377-386.

- Twist, C. & Eston, R. (2005). The effects of exercise-induced muscle damage on maximal intensity intermittent exercise performance. *European Journal of Applied Physiology*, 94(5-6), 652-658.
- Twist, C. & Eston, R. G. (2007). The effect of muscle-damaging exercise on maximal intensity cycling and drop jump performance. *Journal of Exercise Science and Fitness*, 5(2), 79-87.
- Van Der Linden, M. L., Kerr, A. M., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J. & Robb, J. E. (2002). Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 22(6), 800-806.
- Van Emmerik, R. E. A., McDermott, W. J., Haddad, J. M. & Van Wegen, E. E. H. (2005). Age-related changes in upper body adaptation to walking speed in human locomotion. *Gait and Posture*, 22(3), 233-239.
- van Hedel, H. J. A., Tomatis, L. & Muller, R. (2006). Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait & Posture*, 24(1), 35-45.
- Vijayan, K., Thompson, J. L., Norenberg, K. M., Fitts, R. H. & Riley, D. A. (2001). Fiber-type susceptibility to eccentric contraction-induced damage of hindlimb-unloaded rat AL muscles. *Journal of Applied Physiology*, 90(3), 770-776.
- Vincent, H. K. & Vincent, K. R. (1997). The effect of training status on the serum creatine kinase response, soreness and muscle function following resistance exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 18(6), 431-437.
- Vogt, L., Pfeifer, K. & Banzer, W. (2002). Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clinical Biomechanics*, 17(2), 162-165.
- Voloshin, A. (2000). The influence of walking speed on dynamic loading on the human musculoskeletal system. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(6), 1156-1159.

- Wagenaar, R. C. & Beek, W. J. (1992). Hemiplegic gait: A kinematic analysis using walking speed as a basis. *Journal of Biomechanics*, 25(9), 1007-1015.
- Wall, J. C. & Charteris, J. (1981). A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking. *Ergonomics*, 24(7), 531-542.
- Wang, L., Wang, L. M. & Liu, X. H. (2009). Repeated bout effect of eccentric exercise and muscular biomechanics adaptation theory. *Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 13(15), 2960-2964.
- Warabi, T., Kato, M., Kiriya, K., Yoshida, T. & Kobayashi, N. (2005). Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. *Neuroscience Research*, 53(3), 343-348.
- Warren, G. L., Hayes, D. A., Lowe, D. A. & Armstrong, R. B. (1993). Mechanical factors in the initiation of eccentric contraction-induced injury in rat soleus muscle. *Journal of Physiology*, 464, 457-475.
- Warren, G. L., Lowe, D. A. & Armstrong, R. B. (1999). Measurement tools used in the study of eccentric contraction-induced injury. *Sports Medicine*, 27(1), 43-59.
- Wearing, S. C., Hennig, E. M., Byrne, N. M., Steele, J. R. & Hills, A. P. (2006). The biomechanics of restricted movement in adult obesity. *Obesity Reviews*, 7(1), 13-24.
- Webber, S. & Kriellaars, D. (1997). Neuromuscular factors contributing to in vivo eccentric moment generation. *Journal of Applied Physiology*, 83(1), 40-45.
- Westing, S. H., Cresswell, A. G. & Thorstensson, A. (1991). Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62(2), 104-108.

- Westing, S. H., Seger, J. Y. & Thorstensson, A. (1990). Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 140(1), 17-22.
- White, S. C., Yack, H. J., Tucker, C. A. & Lin, H. Y. (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(10), 1537-1542.
- Whitehead, N. P., Allen, T. J., Morgan, D. L. & Proske, U. (1998). Damage to human muscle from eccentric exercise after training with concentric exercise. *Journal of Physiology*, 512(2), 615-620.
- Whitehead, N. P., Weerakkody, N. S., Gregory, J. E., Morgan, D. L. & Proske, U. (2001). Changes in passive tension of muscle in humans and animals after eccentric exercise. *Journal of Physiology*, 533(2), 593-604.
- Whittington, B., Silder, A., Heiderscheit, B. & Thelen, D. G. (2008). The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait and Posture*, 27(4), 628-634.
- Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: A review. *Gait and Posture*, 10(3), 264-275.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction* (4th ed.): Elsevier.
- Williams, K. R. (1985). Biomechanics of running. *Exercise and Sport Science Reviews*, 13, 389-441.
- Winter, D. A. (1983a). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of Motor Behavior*, 15(4), 302-330.
- Winter, D. A. (1983b). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 175, 147-154.

- Winter, D. A. (1983c). Moments of force and mechanical power in jogging. *Journal of Biomechanics*, 16(1), 91-97.
- Winter, D. A. (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. *Human Movement Science*, 3(1-2), 51-76.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* (2nd ed.). New York: Wiley.
- Winter, D. A. & Yack, H. J. (1987). EMG profiles during normal human walking: Stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 67(5), 402-411.
- Woledge, R. C., Curtin, N. A. & Homsher, E. (1985). Energetic aspects of muscle contraction. *Monographs of the Physiological Society*, 41, 1-357.
- Woltring, H. J. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validated spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software*, 8(2), 104-113.
- Wootten, M. E., Kadaba, M. P. & Cochran, G. V. B. (1990). Dynamic electromyography. II. Normal patterns during gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(2), 259-265.
- Yang, J. F. & Winter, D. A. (1985). Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 60(6), 485-491.
- Yasuda, T., Sakamoto, K., Nosaka, K., Wada, M. & Katsuta, S. (1997). Loss of sarcoplasmic reticulum membrane integrity after eccentric contractions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 161(4), 581-582.
- Yu, J. G., Carlsson, L. & Thornell, L. E. (2004). Evidence for myofibril remodeling as opposed to myofibril damage in human muscles with DOMS: An ultrastructural and immunoelectron microscopic study. *Histochemistry and Cell Biology*, 121(3), 219-227.

- Yu, J. G., Fürst, D. O. & Thornell, L. E. (2003). The mode of myofibril remodelling in human skeletal muscle affected by DOMS induced by eccentric contractions. *Histochemistry and Cell Biology*, 119(5), 383-393.
- Yu, J. G., Malm, C. & Thornell, L. E. (2002). Eccentric contractions leading to DOMS do not cause loss of desmin nor fibre necrosis in human muscle. *Histochemistry and Cell Biology*, 118(1), 29-34.
- Yu, J. G. & Thornell, L. E. (2002). Desmin and actin alterations in human muscles affected by delayed onset muscle soreness: A high resolution immunocytochemical study. *Histochemistry and Cell Biology*, 118(2), 171-179.
- Zatsiorsky, V. M., Werner, S. L. & Kaimin, M. A. (1994). Basic kinematics of walking. Step length and step frequency. A review. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 34(2), 109-134.
- Zeni Jr, J. A. & Higginson, J. S. (2009). Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 366-371.
- Zeni Jr, J. A., Richards, J. G. & Higginson, J. S. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait and Posture*, 27(4), 710-714.
- Ziv, G. & Rotstein, A. (2009). Physiological characteristics of the preferred transition speed in racewalkers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(4), 797-804.