



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΦΥΣΙΚΗ ΑΓΩΓΗ & ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΣ»

**«ΑΜΕΣΗ ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΔΙΑΤΑΣΕΩΝ ΣΤΗΝ
ΚΑΤΑΚΟΡΥΦΗ ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΣΤΗ ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ ΤΩΝ
ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ ΚΑΤΑ ΤΟ ΤΡΕΞΙΜΟ»**

Παππάς Παναγιώτης

Μεταπτυχιακή Διατριβή
ΠΡΟΠΟΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ
ΕΙΔΙΚΗ ΠΡΟΠΟΝΗΤΙΚΗ ΚΛΑΣΙΚΟΥ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΙΑΝΟΥΑΡΙΟΣ 2014

© Copyright
Παππάς Παναγιώτης
Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών
Εθνικής Αντίστασης 41, 172 37, Δάφνη

Μέλη της Εξεταστικής Επιτροπής

Παραδείσης Γεώργιος
(Επίκουρος Καθηγητής)

Τσολάκης Χαρίλαος
(Αναπληρωτής Καθηγητής)

Σμυρνιώτου Αθανασία
(Αναπληρώτρια Καθηγήτρια)



ΠΡΑΚΤΙΚΟ
ΤΡΙΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ
ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ
Του Παναγιώτη Παππά

Η τριμελής εξεταστική επιτροπή, που ορίστηκε από τη Γ.Σ.Ε.Σ. του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών στη συνεδρία της 11/7/2013 για την κρίση και αξιολόγηση της μεταπτυχιακής διατριβής του κ. Παναγιώτη Παππά με τίτλο: «Άμεση επίδραση των διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων κατά το τρέξιμο» αποτελούμενη από τους κ.κ. Γ. Παραδείση Επίκουρο Καθηγητή του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών (επιβλέποντα), Α. Σμυρνιώτου Αναπληρώτρια Καθηγήτρια του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών, Χ. Τσολάκη Αναπληρωτή Καθηγητή του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών, εκλήθησαν σήμερα 10/1/2014 ημέρα Τετάρτη και ώρα 12:30 ύστερα από επίσημη έγγραφη πρόσκληση στο Αμφιθέατρο Ε. Παυλίνη του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών, προκειμένου να κρίνουν και αξιολογήσουν την παραπάνω διατριβή.

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

Τα μέλη της εξεταστικής επιτροπής:

Γ. Παραδείσης, Επίκουρος Καθηγητής του Πανεπιστημίου Αθηνών

Α. Σμυρνιώτου, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια του Πανεπιστημίου Αθηνών

Χ. Τσολάκης, Αναπληρωτής Καθηγητής του Πανεπιστημίου Αθηνών

«ΑΜΕΣΗ ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΔΙΑΤΑΣΕΩΝ ΣΤΗΝ ΚΑΤΑΚΟΡΥΦΗ ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΣΤΗ ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ ΚΑΤΑ ΤΟ ΤΡΕΞΙΜΟ»

Περίληψη

Η μηχανική σκληρότητα στον άνθρωπο (κατακόρυφη και κάτω άκρων) θεωρείται ότι επηρεάζει διάφορες αθλητικές μεταβλητές, όπως ο ρυθμός ανάπτυξης δύναμης, η δρομική οικονομία, η αποθήκευση και επαναχρησιμοποίηση της ελαστικής ενέργειας, και τα κινηματικά χαρακτηριστικά στα δρομικά αγωνίσματα (χρόνος επαφής και αιώρησης, μήκος και συχνότητα βήματος). Η σκληρότητα σχετίζεται άμεσα με την απόδοση στα άλματα, στα δρομικά αγωνίσματα και με τη δρομική οικονομία. Η κατακόρυφη σκληρότητα συχνά χρησιμοποιείται για να περιγράψει κατακόρυφες γραμμικές κινήσεις, όπως οι αναπηδήσεις και τα άλματα. Η σκληρότητα των κάτω άκρων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να περιγράψει οριζόντιες κινήσεις όπως το τρέξιμο και το άλμα σε μήκος, όπως επίσης και γραμμικές κατακόρυφες κινήσεις. Το μοντέλο ελατήριο-μάζα χρησιμοποιείται με επιτυχία για τη μελέτη και μέτρηση της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων κατά το τρέξιμο.

Παρά το γεγονός ότι η μηχανική σκληρότητα θεωρείται σημαντικός παράγοντας για την επιτυχία σε αθλητικές δραστηριότητες, η άμεση επίδραση διαφόρων μορφών προθέρμανσης στη κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων δεν είναι καλά γνωστή.

Ο σκοπός αυτής της έρευνας ήταν να μελετήσει την επίδραση των στατικών και δυναμικών διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων κατά το τρέξιμο. Στην έρευνα αυτή συμμετείχαν 14 δοκιμαζόμενοι, έτρεξαν σε δαπεδοεργόμετρο για 30 s, με σταθερή ταχύτητα 4.44 m.s^{-1} πριν και μετά από στατικές και δυναμικές διατάσεις. Με τη χρήση βιντεοκάμερας και με κατάλληλη κινηματική ανάλυση μετρήθηκαν ο χρόνος επαφής και ο χρόνος πτήσης, οι οποίοι κατόπιν χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων, σύμφωνα με τη μέθοδο που προτείνεται από τον Morin και τους συνεργάτες του (2005). Η ανάλυση διακύμανσης χρησιμοποιήθηκε για τον εντοπισμό πιθανών διαφορών στη σκληρότητα μετά από τις διαφορετικές συνθήκες διάτασης. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων έμειναν αμετάβλητες μετά την εφαρμογή των στατικών και των δυναμικών διατάσεων. Επιπλέον, μετά τις δυναμικές διατάσεις παρατηρήθηκε αύξηση στη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους (1,741%, $p < 0,05$), η οποία οδήγησε σε αύξηση του χρόνου πτήσης (5,842%, $p < 0,05$), μείωση στη συχνότητα βήματος (2,199%, $p < 0,05$), αύξηση στο μήκος βήματος (2,247%, $p < 0,05$) και αύξηση στην κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος (4,503%, $p < 0,05$). Μετά τις στατικές διατάσεις δεν παρατηρήθηκε καμία μεταβολή.

Λέξεις κλειδιά: Κατακόρυφη σκληρότητα, σκληρότητα κάτω άκρων, στατικές διατάσεις, δυναμικές διατάσεις.

“THE ACUTE EFFECT OF STRETCHING TO VERTICAL AND LEG STIFFNESS DURING HUMAN RUNNING”

Pappas Panagiotis

National and Kapodistrian University of Athens, School of Physical Education and Sport Science

Abstract

Mechanical stiffness in human (vertical and leg stiffness) is thought that has a major influence on various athletic variables, as the rate of force development, the storage and recoil of elastic energy, the running kinematics (i.e. contact and flight times, stride length and frequency). Stiffness is well related to hopping and jumping, to running performance and running economy. Vertical stiffness is often used to describe linear movements that occur in vertical direction such as hopping and jumping and leg stiffness can be used to describe horizontal movements, like running and horizontal jumping, as well as during linear vertical movements. Spring-mass model is used with success for the measurement of vertical and leg stiffness during human running.

Although stiffness is considered as an important factor to success in athletic activities, the acute effect of different warm-up methods during training and competition in vertical and leg stiffness is not well known.

The purpose of this study was to investigate the acute effect of static and dynamic stretching to vertical and leg stiffness during running. Fourteen physical education students participated in this study. They performed 30 s running bouts at $4.44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, before and after static, dynamic or no stretching conditions. All running bouts were recorded with high-speed video camera. Video analysis was used to measure flight and contact times. Then, vertical and leg stiffness were calculated according the “sine-wave” method proposed by Morin et al. (2005). Two-way ANOVA was used to investigate any differences among stretching conditions. No significant difference was found in vertical and leg stiffness after static and dynamic stretching. However, after dynamic stretching, vertical ground reaction force was increased (1.741%, $p<0.05$), which resulted in increment in flight time (5.842%, $p<0.05$), decrement in step rate (2.199%, $p<0.05$), increment in step length (2.247%, $p<0.05$) and increment in vertical displacement of centre of mass (4.503%, $p<0.05$). After static stretching was not found any change.

Key words: Vertical stiffness, leg stiffness, static stretching, dynamic stretching.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

Περίληψη	v
Abstract	vi
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	vii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	x
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	xii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΥΜΒΟΛΩΝ ΚΑΙ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ.....	xiv
I. ΚΕΦΑΛΑΙΟ – ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
1.1. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος	2
1.2. Σημασία της έρευνας	3
1.3. Ερευνητικά ερωτήματα	3
1.4. Ερευνητικές υποθέσεις	3
1.5. Οριοθετήσεις και Περιορισμοί.....	3
1.6. Περιγραφή των όρων.....	4
II. ΚΕΦΑΛΑΙΟ – ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ	5
2.1. Μηχανική σκληρότητα	5
2.1.1. Κατακόρυφη σκληρότητα.....	6
2.1.1.1. Μέθοδοι υπολογισμού της κατακόρυφης σκληρότητας	6
2.1.2. Σκληρότητα των κάτω άκρων.....	10
2.1.2.1. Μέθοδος υπολογισμού της σκληρότητας των κάτω άκρων.....	10
2.1.3. Άλλες μορφές σκληρότητας	13
2.1.3.1. Σκληρότητα των αρθρώσεων	13
2.1.3.2. Μυοτενόντια σκληρότητα	14
2.1.3.3. Τενόντια σκληρότητα.....	14
2.1.3.4. Παθητική σκληρότητα	15
2.2. Σχέση της σκληρότητας με την απόδοση	15
2.2.1. Σκληρότητα και αναπηδήσεις.....	15
2.2.2. Σκληρότητα και αλματική απόδοση	16
2.2.3. Σκληρότητα και δρομική ταχύτητα	20
2.2.4. Σκληρότητα και παράμετροι βήματος	21

2.2.5. Σκληρότητα και δομική οικονομία	24
2.3. Διατάσεις	26
2.3.1. Στατικές Διατάσεις	27
2.3.1.1. Επίδραση της διάρκειας των διατάσεων στην απόδοση	29
2.3.1.2. Σχέση των διατάσεων με το είδος της μυϊκής συστολής	34
2.3.1.3. Επίδραση της έντασης των διατάσεων στην απόδοση.....	36
2.3.1.4. Επίδραση των διατάσεων στην απόδοση ανάλογα με το δείγμα της έρευνας.....	38
2.3.1.4.1. Διατάσεις και επίπεδο προπόνησης.....	38
2.3.1.4.2. Επίδραση των διατάσεων αναφορικά με την ηλικία των δοκιμαζόμενων	39
2.3.1.5. Επίδραση του χρόνου μεταξύ διατάσεων και προσπάθειας.....	40
2.3.1.6. Υπεύθυνοι μηχανισμοί για την αρνητική επίδραση των διατάσεων στην απόδοση.....	41
2.3.2. Δυναμικές διατάσεις	42
III. ΚΕΦΑΛΑΙΟ – ΜΕΘΟΔΟΣ	44
3.1. Ερευνητικός σχεδιασμός	44
3.2. Περιγραφή δοκιμαζόμενων	45
3.3. Προθέρμανση – διατάσεις	46
3.4. Περιγραφή των οργάνων μέτρησης.....	47
3.4.1. Μέτρηση σωματικού βάρους.....	47
3.4.2. Μέτρηση αναστήματος.....	47
3.4.3. Λιπομέτρηση.....	47
3.4.4. Τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο	48
3.4.5. Καταγραφή κινηματικών χαρακτηριστικών	48
3.4.6. Υπολογισμός κατακόρυφης σκληρότητας και σκληρότητας των κάτω άκρων.....	48
3.5. Περιγραφή δοκιμασιών	52
3.5.1. Αξιολόγηση των σωματομετρικών χαρακτηριστικών	53
3.5.2. Καταγραφή των κινηματικών χαρακτηριστικών	53
3.5.3. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων	53

3.6. Στατιστική Ανάλυση	54
IV. ΚΕΦΑΛΑΙΟ - ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	55
4.1. Έλεγχος προϋποθέσεων παραμετρικής ανάλυσης	55
4.2. Σωματομετρικά χαρακτηριστικά	55
4.3. Κινηματικά χαρακτηριστικά	55
4.4. Κατακόρυφη σκληρότητα και σκληρότητα των κάτω άκρων.....	60
V. ΚΕΦΑΛΑΙΟ - ΣΥΖΗΤΗΣΗ	63
5.1. Επίδραση των στατικών και δυναμικών διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων	64
5.2. Επίδραση των διατάσεων στα κινηματικά χαρακτηριστικά.....	64
5.3. Επίδραση των διατάσεων στη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους	65
5.4. Σχέση της μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους και των κινηματικών χαρακτηριστικών.....	66
5.5. Αμετάβλητη σκληρότητα μετά τις διατάσεις	67
VI. ΑΝΑΚΕΦΑΛΑΙΩΣΗ – ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ	71
6.1. Πρακτικές εφαρμογές.....	71
6.2. Αναπάντητα ερευνητικά ερωτήματα	71
VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	72
VIII. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	83

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 2.1.1. Ιδανικό ελατήριο και μάζα για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας όταν το κάτω άκρο τοποθετείται κατακόρυφα.	5
Σχήμα 2.1.1.1.1. Καμπύλη Δύναμης-Χρόνου σε σχέση με τη μάζα σώματος. Σχηματική αναπαράσταση της μισής περιόδου της ταλάντωσης στην καμπύλη δύναμης-χρόνου.	8
Σχήμα 2.1.2.1. Το μοντέλο ελατηρίου-μάζας χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της σκληρότητας του κάτω άκρου όταν το άκρο έρχεται σε επαφή με το έδαφος υπό γωνία.	10
Σχήμα 2.1.3.1.1. Τυπική σχέση ροπής-γωνιακής μετατόπισης που παρουσιάζεται στην άρθρωση του γόνατου κατά τη διάρκεια αναπηδήσεων και αλμάτων.	14
Σχήμα 2.2.1.1. Η κατακόρυφη σκληρότητα αυξάνει καθώς αυξάνει η ταχύτητα, επιτρέποντας στους δοκιμαζόμενους να αναπηδούν στο έδαφος πιο γρήγορα σε υψηλότερες ταχύτητες.	16
Σχήμα 2.2.2.1. Συγκριτικά δεδομένα για το ύψος των αλμάτων μεταξύ των 9 περισσότερο ενδοτικών και των 9 πιο σκληρών δοκιμαζόμενων, βασισμένα στη ποσοστιαία διαφορά μεταξύ κατακόρυφου άλματος με φορά (ΚΑΦ) και άλματος βάθους (ΑΒ).	17
Σχήμα 2.2.2.2. Ο ισομετρικός ρυθμός ανάπτυξης ροπής (RTD), 0-100 ms (αριστερά) και 0-200 ms (δεξιά), σχετίστηκε θετικά με τη σκληρότητα του συνδετικού ιστού ($r = 0,54$, $r^2 = 0,30$, $p < 0,05$ και $r = 0,56$, $r^2 = 0,31$, $p < 0,05$ αντίστοιχα).	18
Σχήμα 2.2.2.3. Το ύψος των αλμάτων από ημικάθισμα (SQJ, αριστερά) και το κατακόρυφο άλμα με φορά (CMJ, δεξιά), σχετίζονται θετικά με τη σκληρότητα του συνδετικού ιστού ($r = 0,64$, $r^2 = 0,41$, $p < 0,05$ και $r = 0,55$, $r^2 = 0,30$, $p < 0,05$ αντίστοιχα).	18
Σχήμα 2.2.2.4. Επίδραση της ομάδας (αριστερά, BB: καλαθοσφαίριση, N: αρχάριοι, HJ: άλμα σε ύψος, HB: χειροσφαίριση, VB: πετοσφαίριση) και του ύψους του άλματος (δεξιά, 55 έως 95% του μέγιστου ατομικού ύψους άλματος) στη σκληρότητα του κάτω άκρου. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.	19
Σχήμα 2.2.3.1. Σχέση μεταξύ της μέγιστης δρομικής ταχύτητας με την ισχύ των κάτω άκρων όπως υπολογίστηκε στο δαπεδοεργόμετρο [$\square$] ($r = 0,73$, $p < 0,05$) και με την κατακόρυφη σκληρότητα όπως υπολογίστηκε από τις αναπηδήσεις [$\bullet$] ($r = 0,66$, $p < 0,05$).	20
Σχήμα 2.2.4.1. Η σκληρότητα των κάτω άκρων ($K_{leg} = F_{max} \cdot \Delta L^{-1}$) και η κατακόρυφη σκληρότητα ($K_{vert} = F_{max} \cdot \Delta y_c^{-1}$) αυξάνονται σε μεγαλύτερες συχνότητες βήματος με συγκεκριμένη σταθερή ταχύτητα.	22

Σχήμα 2.2.5.1. Παράγοντες που επηρεάζουν τη δρομική οικονομία.	24
Σχήμα 2.3.1.1.1. Η σιγμοειδής σχέση μεταξύ της διάρκειας των διατάσεων και της πιθανότητας μιας σημαντικής μείωσης (Α) και η σχέση μεταξύ της διάρκειας των διατάσεων και της μέσης μείωσης στην απόδοση δύναμης, ισχύος και ταχύτητας (Β).	32
Σχήμα 2.3.1.2.1. Ισομετρική κορυφαία ροπή πριν και μετά από εφαρμογή διατάσεων. (Α) στατικές και (Β) δυναμικές.	36
Σχήμα 2.3.1.3.1. Κύριες επιδράσεις των διατάσεων. Αλλαγές πριν και μετά τις διατάσεις κατά μέσο όρο ανεξάρτητα από το είδος των διατάσεων.	37
Σχήμα 2.3.1.4.1.1. Έρευνες που χρησιμοποιούν προπονημένους και απροπόνητους δοκιμαζόμενους και αναφέρουν την επίδραση στην απόδοση στη δύναμη και το κατακόρυφο άλμα.	38
Σχήμα 2.3.1.5.1. Κατακόρυφο άλμα για τις τρεις συνθήκες διάτασης και για τα συγκεκριμένα διαλείμματα. Οι στήλες παρουσιάζουν $MT \pm TA$.	40
Σχήμα 2.3.1.5.2. Επίδραση των διατάσεων στη μέγιστη εκούσια δύναμη (MVC).	41
Σχήμα 2.3.2.1. Η επίδραση της διάρκειας των δυναμικών διατάσεων στη παραγωγή δύναμης, ροπής και ισχύος από 241 συμμετέχοντες. Οι στήλες αντιπροσωπεύουν μέσες ποσοστιαίες αλλαγές με τυπικές αποκλίσεις.	43
Σχήμα 3.4.1. Έλεγχος εγκυρότητας ζυγαριάς τύπου Seca 714.	47
Σχήμα 4.3.1. Χρόνος πτήσης (s). Υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά μετά από τις Δυναμικές διατάσεις.	55
Σχήμα 4.3.2. Ποσοστιαία μεταβολή της Συχνότητας βήματος (SR) και του μήκους βήματος (SL) στις 3 συνθήκες διατάσεων.	56
Σχήμα 4.3.3. Ποσοστιαία μεταβολή της Μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους (F_{max}), του χρόνου επαφής (t_c) και του χρόνου πτήσης (t_f).	58
Σχήμα 4.3.4. Ποσοστιαία μεταβολή της Μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους (F_{max}), της κατακόρυφης μετατόπισης του ΚΒ του σώματος (Δy), και της μεταβολής του μήκους του κάτω άκρου (ΔL).	59
Σχήμα 4.3.5. Κατακόρυφη σκληρότητα πριν και μετά από τις διατάσεις. Δεν παρατηρείται σημαντική διαφορά σε καμία συνθήκη διατάσεων.	61
Σχήμα 4.3.6. Σκληρότητα κάτω άκρων πριν και μετά από τις διατάσεις. Δεν παρατηρείται σημαντική διαφορά σε καμία συνθήκη διατάσεων.	62

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2.1.1.1.1. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας με τη μέθοδο των McMahon και Cheng (1990).	7
Πίνακας 2.1.1.1.2. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας με τη μέθοδο των McMahon et al., 1987.	8
Πίνακας 2.1.1.1.3. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας με τη μέθοδο των Cavagna et al., 1988.	9
Πίνακας 2.1.1.1.4. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας με τη μέθοδο των Morin et al., 2005.	9
Πίνακας 2.1.2.1. Υπολογισμός της σκληρότητας των κάτω άκρων με τη μέθοδο των McMahon & Cheng (1990).	11
Πίνακας 2.1.2.2. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων με τη μέθοδο των Morin et al. (2005).	12
Πίνακας 2.1.2.3. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων με τη μέθοδο των Arampatzis και των συνεργατών του (1999).	13
Πίνακας 2.3.1.1.1. Το μέγεθος της επίδρασης και οι ποσοτικές αλλαγές που σχετίζονται με την επίδραση της διάρκειας των διατάσεων στη δύναμη την ισοκινητική ισχύ, το ύψος του κατακόρυφου άλματος και την ταχύτητα (sprint) (Behm & Chaouachi, 2011).	31
Πίνακας 2.3.1.1.2. Σχέση της διάρκειας των διατάσεων και της απόδοσης (Kay & Blazevich, 2012).	33
Πίνακας 2.3.1.3.1. Πριν και μετά, ποσοστό μείωσης στο ύψος του άλματος στα πέντε διαφορετικά άλματα.	37
Πίνακας 3.1.1. Ποσοστιαία μεταβολή στις μέσες τιμές του χρόνου επαφής (T_c), του χρόνου πτήσης (T_f), της κατακόρυφης σκληρότητας (K_{vert}), και της σκληρότητας των κάτω άκρων (K_{leg}), στις τρεις συνθήκες.	45
Πίνακας 3.4.1. Περιγραφικά χαρακτηριστικά ($MT \pm TA$) και συντελεστές αξιοπιστίας (AVR, ICC,a, CV) για τη K_{vert} , K_{leg} , t_c , t_f , SR, SL.	51
Πίνακας 3.4.2. Περιγραφικά χαρακτηριστικά ($MT \pm TA$ και εύρος) και συντελεστές αξιοπιστίας (AVR, ICC,a, CV) για τη K_{vert} , K_{leg} , t_c , t_f , SR, SL.	52
Πίνακας 4.2.1. Σωματομετρικά χαρακτηριστικά δοκιμαζομένων ($MT \pm TA$: ύψος, βάρος, δείκτης μάζας σώματος (BMI), % ποσοστό σωματικού λίπους (%FAT)).	55
Πίνακας 4.3.1. $MT \pm TA$ και % διαφορά, στο χρόνο επαφής, στο χρόνο πτήσης, στη συχνότητα και το μήκος βήματος. Παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά στο t_f , SR, και SL πριν και μετά την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων.	57

Πίνακας 4.3.2. $MT \pm TA$ και % διαφορά στη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους (F_{max}), στη κατακόρυφη μετατόπιση του KB (Δy), και στην αλλαγή του μήκους του κάτω άκρου (ΔL).

60

Πίνακας 4.3.3. $MT \pm TA$ και % διαφορά, στην κατακόρυφη σκληρότητα K_{vert} , στη σκληρότητα των κάτω άκρων K_{leg} , πριν και μετά τις τρεις συνθήκες των διατάσεων.

61

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΥΜΒΟΛΩΝ ΚΑΙ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ

Kg:	Μονάδα μέτρησης βάρους, κιλό
m, cm:	Μονάδα μέτρησης μήκους, σε μέτρα και εκατοστά
m.s⁻¹:	Μονάδα μέτρησης ταχύτητας σε μέτρα ανά δευτερόλεπτο
K_{vert}(kN·m⁻¹):	Κατακόρυφη σκληρότητα
K_{leg}(kN·m⁻¹):	Σκληρότητα των κάτω άκρων
t_c(m):	Χρόνος επαφής
t_f(m):	Χρόνος πτήσης
F_{max}(kN):	Κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους
L_o(m):	Αρχικό μήκος κάτω άκρου
Θ_o(^o):	Αρχική γωνία επαφής του κάτω άκρου με το έδαφος
SR(Hz):	Συχνότητα βήματος
SL(m):	Συχνότητα διασκελισμού
TXΔ:	Τρέξιμο χωρίς διατάσεις
TΣΔ:	Τρέξιμο μετά από στατικές διατάσεις
TΔΔ:	Τρέξιμο μετά από δυναμικές διατάσεις

«Άμεση επίδραση των διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων κατά το τρέξιμο»

I. ΚΕΦΑΛΑΙΟ – ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σκληρότητα θεωρείται η αντίσταση ενός αντικειμένου ή ενός σώματος στην αλλαγή του μήκους του (McMahon & Cheng, 1990; Cavagna, Willems, Franzetti, & Detrembleur, 1991; Seyfarth, Geyer, Günther, & Blickhan, 2002). Σύμφωνα με τους Brughelli και Cronin (2008), η μηχανική σκληρότητα στον άνθρωπο (κατακόρυφη, κάτω άκρων και αρθρώσεων) θεωρείται ότι επηρεάζει διάφορες αθλητικές μεταβλητές, όπως ο ρυθμός ανάπτυξης δύναμης, η αποθήκευση ελαστικής ενέργειας και η χρήση της στην κινηματική των δρόμων ταχύτητας (χρόνος επαφής και αιώρησης, μήκος και συχνότητα βήματος). Επίσης, η μηχανική σκληρότητα αναφέρεται ως ένας από τους σημαντικούς παράγοντες που επηρεάζουν τη δρομική οικονομία στο υπομέγιστο τρέξιμο (Brughelli & Cronin, 2008). Το τρέξιμο περιλαμβάνει τη μετατροπή των μυϊκών δυνάμεων και τη μεταφορά τους από θέση σε θέση, μέσω σύνθετων μηχανικών μοντέλων, με τη χρήση των αρθρώσεων (Saunders, Pyne, Telford & Hawley, 2004). Η μελέτη της μηχανικής σκληρότητας συμβάλλει στην κατανόηση αυτής της λειτουργίας και βασίζεται στο μοντέλο ελατήριο-μάζα, κατά το οποίο η αναπήδηση του σώματος στο έδαφος γίνεται σύμφωνα με τη συμπεριφορά του ποδιού στήριξης ως ελατήριο. Η σχέση μεταξύ μηχανικής σκληρότητας και αθλητικής απόδοσης έχει μεγάλο ενδιαφέρον για την αθλητική επιστήμη. Η προσπάθεια εκτίμησης της βέλτιστης μηχανικής σκληρότητας, για τη μεγιστοποίηση της δρομικής και της αλματικής απόδοσης, προκαλεί αρκετές διαμάχες μεταξύ των ερευνητών. Για παράδειγμα, μερικοί ερευνητές υποστηρίζουν ότι μεγαλύτερη μηχανική σκληρότητα θα μπορούσε να ευνοήσει κινήσεις όπως οι δρόμοι και τα άλματα (Chelly & Denis, 2001; Butler, Harrison, Crowell, & Davis, 2003). Οι ισχυρισμοί αυτοί οφείλονται σε προηγούμενες έρευνες, που δείχνουν ότι η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των αρθρώσεων αυξάνουν καθώς αυξάνει η δρομική ταχύτητα και το ύψος των αλμάτων (McMahon & Cheng, 1990, Farley, Blickhan, Saito, & Taylor, 1991, He, Kram, & McMahon, 1991; Arampatzis Bruggemann, & Metzler, 1999). Αντίθετα, οι Seyfarth, Blickhan και Van Leeuwen, (2000) βρήκαν ότι υπάρχει κατάλληλη μηχανική σκληρότητα για το άλμα σε μήκος η οποία, ακόμα και αν αυξηθεί, δεν ενισχύεται επιπλέον το μήκος του άλματος. Επιπλέον, σύμφωνα με τους Laffaye, Bardy και Durey (2005), υψηλού επιπέδου αθλητές στο άλμα εις ύψος παρουσιάζουν μεγαλύτερη ενδοτικότητα κάτω άκρων από αθλητές μη υψηλού επιπέδου.

Επιπρόσθετα, άλλες μορφές σκληρότητας οι οποίες επηρεάζουν την σκληρότητα των κάτω άκρων και τη σκληρότητα των αρθρώσεων, είναι η μυοτενόντια σκληρότητα, η τενόντια σκληρότητα και η παθητική σκληρότητα. Υπάρχουν σοβαρές ενδείξεις στη βιβλιογραφία, ότι η εφαρμογή των στατικών διατάσεων επηρεάζει άμεσα αυτά τα μηχανικά χαρακτηριστικά των μυοτενόντιων μονάδων και προκαλεί αλλαγές στη λειτουργία τους, με άμεση επίδραση στην απόδοση.

Οι στατικές διατάσεις αυξάνουν το εύρος της κίνησης της άρθρωσης (Bandy, Irion, & Briggler, 1997; Power, Behm, Cahill, Carroll, & Young, 2004), μέσω των αλλαγών στο μήκος και τη σκληρότητα της μυοτενόντιας μονάδας που διατείνεται (Alter, 1996). Μηχανικά οι διατάσεις προκαλούν μείωση της μυοτενόντιας σκληρότητας, οδηγώντας σε χαμηλότερο ρυθμό ανάπτυξης δύναμης και καθυστέρηση στη μυϊκή δραστηριοποίηση (Costa, et al., 2010; Evetovich, Nauman, Conley, & Todd, 2003; Fowels, Sale, & MacDougall, 2000; Kubo, Kanehisa, Kawakami, & Fukunaga, 2001b). Επιπλέον, αυξάνουν την τενόντια χαλάρωση, η οποία καθυστερεί τη μυϊκή σύσπαση, με αποτέλεσμα λιγότερο αποτελεσματική μεταφορά της δύναμης από τους μύες στα οστά (Kokkonen, Nelson, & Cornwell, 1998). Επίσης, οι στατικές διατάσεις φαίνεται πως επιδρούν και σε νευρικούς παράγοντες, προκαλώντας πιθανά μείωση της δραστηριοποίησης του κινητικού νεύρου, της συχνότητας ενεργοποίησης του και ίσως οδηγούν σε αλλαγές στην ευαισθησία του μυϊκού αντανακλαστικού (Avela, Kyröläinen, & Komi, 1999; Behm, Button, & Butt, 2001; Fowels et al., 2000; Power et al., 2004). Ωστόσο, επειδή οι στατικές διατάσεις αυξάνουν τη μυϊκή ενδοτικότητα, μπορούν να ενισχύσουν την ικανότητα της μυοτενόντιας μονάδας να αποθηκεύσει περισσότερη ελαστική ενέργεια για περισσότερο χρόνο (Bosco, Tihanyi, Komi, Fekete, & Apor, 1982). Είναι πολύ πιθανό λοιπόν, η εφαρμογή των διατάσεων πριν τους δρόμους, να επηρεάζει τη μηχανική σκληρότητα των αθλητών και να επιδρά ανάλογα στη δρομική τους οικονομία. Η βιβλιογραφία δείχνει πως διαφορετικά είδη μυϊκής συστολής είναι περισσότερο ή λιγότερο επιρρεπή στις προκαλούμενες μειώσεις από τις στατικές διατάσεις. Για παράδειγμα, αν και μελέτες έχουν δείξει ότι περισσότερο ευλύγιστα άτομα (Trehearn & Buresh, 2009), ή άτομα που έχουν εφαρμόσει διατάσεις πριν την προθέρμανση (Wilson et al., 2010), έχουν μειωμένη δρομική οικονομία, σε άλλες δεν παρουσιάζεται αρνητική επίδραση (Hayes, & Walker 2007) ενώ άλλες δείχνουν μειωμένο ενεργειακό κόστος σε δρομικές δραστηριότητες μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων (Godges, McRae, Longdon, & Timberg, 1989). Σύμφωνα με τους Behm και Chaouachi (2011), φαίνεται πως οι παρατεταμένες ασκήσεις κύκλου διάτασης σύσπασης, όπως το τρέξιμο μεγάλων αποστάσεων και οι δραστηριότητες με μεγαλύτερη διάρκεια επαφής με το έδαφος, ωφελούνται από περισσότερο ενδοτικούς και ελαστικούς μύες, ενώ αντίθετα ένας περισσότερο ενδοτικός μυς λόγω διατάσεων θα μπορούσε να επηρεάσει αρνητικά την απόδοση σε υψηλής ταχύτητας μυϊκή συστολή, όπως οι δρόμοι υψηλής ταχύτητας.

Οι δυναμικές διατάσεις φαίνεται πως επιδρούν διαφορετικά από τις στατικές στην απόδοση. Μελέτες δείχνουν πως μικρής διάρκειας δυναμικές διατάσεις δεν μειώνουν άμεσα την απόδοση, ενώ μεγαλύτερης διάρκειας δυναμικές διατάσεις μάλλον βελτιώνουν την απόδοση (Behm & Chaouachi, 2011).

1.1. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος

Ο ρόλος της μηχανικής σκληρότητας στην απόδοση είναι πολύ σημαντικός και η μελέτη των μεταβλητών, που θα μπορούσαν να επιδράσουν στις διαφορές μορφές που η μηχανική σκληρότητα εκφράζεται, θα μπορούσε να βοηθήσει στο σχεδιασμό της αθλητικής προπόνησης και στη βελτίωση πιθανά της απόδοσης.

Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, φαίνεται ότι οι στατικές διατάσεις άμεσα μπορούν να επιδράσουν στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά των μυών και ακολούθως στη μηχανική σκληρότητα του ανθρωπίνου σώματος. Θα είχε ενδιαφέρον να εξεταστεί η επίδραση των στατικών και δυναμικών διατάσεων στη μηχανική σκληρότητα, όπως αυτή εκφράζεται από την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων. Σκοπός αυτής της έρευνας είναι να μελετήσει την άμεση επίδραση των στατικών και δυναμικών διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων.

1.2. Σημασία της έρευνας

Καθώς οι διατάσεις αποτελούν σημαντικό συστατικό στην προθέρμανση των αθλητών και λαμβάνοντας υπόψη ότι η μηχανική σκληρότητα αποτελεί σημαντικό παράγοντα για την απόδοση σε διάφορες αθλητικές δραστηριότητες, θα είναι πολύ χρήσιμο να γνωρίσουμε το βαθμό που επηρεάζουν οι διατάσεις την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων.

1.3. Ερευνητικά ερωτήματα

Πρώτο ερευνητικό ερώτημα: Αλλάζει άμεσα η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων με την εφαρμογή στατικών διατάσεων;

Δεύτερο ερευνητικό ερώτημα: Αλλάζει άμεσα η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων με την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων;

1.4. Ερευνητικές υποθέσεις

Σύμφωνα με την επιστημονική βιβλιογραφία διατυπώνονται οι εξής υποθέσεις:

Πρώτη ερευνητική υπόθεση: Οι στατικές διατάσεις θα μειώσουν την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων.

Δεύτερη ερευνητική υπόθεση: Οι δυναμικές διατάσεις θα αυξήσουν την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων.

Μηδενικές υποθέσεις:

Πρώτη ερευνητική υπόθεση: Οι στατικές διατάσεις δεν θα μειώσουν την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων.

Δεύτερη ερευνητική υπόθεση: Οι δυναμικές διατάσεις δε θα αυξήσουν την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων.

1.5. Οριοθετήσεις και Περιορισμοί

- 1) Οι συμμετέχοντες θα είναι φοιτητές του Τμήματος Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών.
- 2) Η διάρκεια των διατάσεων θα είναι 40 s για κάθε μυϊκή ομάδα σε κάθε άκρο.
- 3) Οι δοκιμασίες θα γίνουν αμέσως μετά τις διατάσεις.
- 4) Η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων θα μετρηθεί σε δαπεδοεργόμετρο και με σταθερή ταχύτητα $4,44 \text{ m.s}^{-1}$.
- 5) Περιορισμός της γενίκευσης σε άλλες πληθυσμιακές ομάδες.
- 6) Πιθανά με διαφορετική διάρκεια διατάσεων και μεσολάβηση χρονικού διαστήματος πριν τις δοκιμασίες να έχουμε διαφορετικά αποτελέσματα.
- 7) Πιθανά με διαφορετική ταχύτητα στο τρέξιμο να έχουμε διαφορετική άμεση επίδραση από τις διατάσεις.

1.6. Περιγραφή των όρων

Στατικές διατάσεις: Κίνηση των άκρων στα όρια του εύρους κίνησης της άρθρωσης και διατήρηση σε αυτή τη θέση για 15 – 60 s.

Δυναμικές διατάσεις: Ελεγχόμενες κινήσεις των μελών μέχρι τα όρια του εύρους κίνησης της άρθρωσης.

Κατακόρυφη σκληρότητα: Ο λόγος της μέγιστης κάθετης αντίδρασης του εδάφους και της κάθετης μετατόπισης του κέντρου βάρους.

Σκληρότητα κάτω άκρου: Ο λόγος της μέγιστης κάθετης αντίδρασης του εδάφους και της αλλαγής του μήκους του κάτω άκρου.

Δρομική οικονομία: Ο λόγος της κατανάλωσης οξυγόνου ανά μονάδα σωματικού βάρους στο τρέξιμο με σταθερό ρυθμό.

Μήκος βήματος: Απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών αποτυπωμάτων του ίδιου ποδιού.

Συχνότητα βήματος: Τα βήματα που γίνονται στη μονάδα του χρόνου.

Φάση επαφής: Η χρονική περίοδος κατά την οποία το πόδι στήριξης βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος.

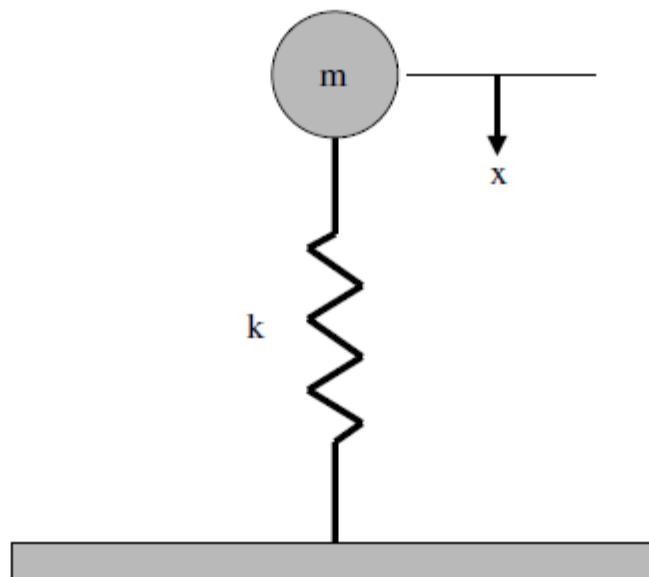
Χρόνος επαφής: Ο χρόνος κατά την επαφή του άκρου με το έδαφος.

Χρόνος πτήσης: Ο χρόνος μεταξύ δυο διαδοχικών επαφών κατά τον οποίο δεν υπάρχει επαφή των άκρων με το έδαφος.

II. ΚΕΦΑΛΑΙΟ – ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1. Μηχανική σκληρότητα

Κατά μια απλή προσέγγιση, η σκληρότητα περιγράφει τη σχέση ανάμεσα σε μια δεδομένη δύναμη και το μέγεθος της παραμόρφωσης που προκαλεί σε ένα αντικείμενο ή σώμα (Butler et al., 2003). Η έννοια της σκληρότητας προέρχεται από την επιστήμη της φυσικής και το νόμο του Hook. Τα αντικείμενα που υπακούουν σε αυτό το νόμο είναι σώματα που μπορούν να παραμορφωθούν και τα οποία αποθηκεύουν και επιστρέφουν ελαστική ενέργεια. Ο νόμος του Hook που ορίζεται ως $F = k \cdot x$, δηλώνει ότι η δύναμη (F) που απαιτείται για την παραμόρφωση ενός σώματος εξαρτάται από την αναλογική σταθερά (k) και το μήκος (x) της παραμόρφωσης του υλικού, δεδομένου ότι το σχήμα του σώματος δεν αλλάζει μόνιμα. Η σταθερά k αναφέρεται ως η σταθερά του ελατηρίου και περιγράφει τη σκληρότητα ενός ιδανικού συστήματος μάζας σώματος (Σχήμα 2.1.1). Η σταθερά k υπολογίζεται με τον τύπο $k = \Delta F \cdot (\Delta x)^{-1}$, όπου ΔF είναι η μεταβολή της εφαρμοζόμενης δύναμης και Δx η αλλαγή στο μήκος του ελατηρίου (Latash & Zatsiorsky, 1993). Με άλλα λόγια, η αλλαγή στο μήκος ενός σώματος, που υπακούει στο νόμο του Hook, είναι ανάλογη με τη δύναμη που την προκαλεί. Κατά τη διάρκεια της παραμόρφωσης, το αντικείμενο αποθηκεύει ελαστική ενέργεια και ακολούθως κάποια από αυτή την ενέργεια επαναχρησιμοποιείται, καθώς το σώμα επανέρχεται στην αρχική του θέση. Το ιδανικό ελατήριο είναι χωρίς μάζα, κινείται μόνο προς μια κατεύθυνση και έχει σκληρότητα που είναι ανεξάρτητη από το χρόνο, το μήκος, ή την ταχύτητα. Επιπλέον, η μάζα του συστήματος θεωρείται ότι συγκεντρώνεται σε ένα σημείο στο ένα άκρο του ελατηρίου.



Σχήμα 2.1.1. Ιδανικό ελατήριο και μάζα για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας όταν το κάτω άκρο τοποθετείται κατακόρυφα.

Στον άνθρωπο, το μοντέλο ελατήριο-μάζα μπορεί να περιγράψει με επιτυχία τη σκληρότητα τόσο σε επίπεδο μυϊκής ίνας όσο και σε ολόκληρο το σώμα (Butler et al., 2003). Όντως, ένα απλό σύστημα ελατήριο-μάζα χρησιμοποιείται με επιτυχία για την περιγραφή ποικίλων πολυαρθρικών κινήσεων όλου του σώματος, που περιλαμβάνουν κινήσεις κύκλου διάτασης σύσπασης (ΚΔΣ) (όπως το τρέξιμο, το άλμα, και οι αναπηδήσεις) (Brughelli & Cronin, 2008). Το μοντέλο ελατήριο-μάζα περιλαμβάνει μια μάζα (ίση με τη μάζα του σώματος), και ένα ελατήριο (αντιστοιχεί στο κάτω άκρο(-α)) (Blickhan, 1989). Ωστόσο, σύμφωνα με τους Latash και Zatsiorsky (1993), ένα ακριβές μοντέλο θα έπρεπε να λαμβάνει υπόψη του όλες τις συνισταμένες που συνεισφέρουν στη μηχανική σκληρότητα. Αυτές οι συνισταμένες περιλαμβάνουν τους τένοντες, τους συνδέσμους, τους μύες, τους χόνδρους, και τα οστά. Επίσης ένα μοντέλο θα έπρεπε να περιγράφει αλλαγές στη μυϊκή δύναμη, σε σχέση με την ταχύτητα σύσπασης, καθώς και την ιξωδοελαστικότητα, τις πιθανές καθυστερήσεις στο μυϊκό αντανακλαστικό και στον έλεγχο του κεντρικού νευρικού συστήματος. Τελικά, το μοντέλο θα πρέπει να είναι ικανό να συνυπολογίζει τους βαθμούς ελευθερίας των αρθρώσεων, τα πολλαπλά σε σειρά και παράλληλα ελαστικά στοιχεία, τον έλεγχο της κίνησης με περισσότερο από δυο μύες, και τη λειτουργία διαθρικών μυών. Δυστυχώς όμως, ένα μοντέλο που θα περιελάμβανε όλες αυτές τις συνιστώσες θα ήταν πολύ πολύπλοκο και θα κατέληγε πρακτικά ανίσχυρο, λόγω αδυναμίας κατάλληλης μαθηματικής προσέγγισης. Θα έπρεπε να γίνουν πολλές παραδοχές και στο τέλος ο μαθηματικός υπολογισμός θα ήταν χωρίς αξία. Έτσι οι ειδικοί της βιομηχανικής επιστήμης κατέληξαν στο ποιο απλό μοντέλο του ελατηρίου-μάζας για τον υπολογισμό της μηχανικής σκληρότητας των κάτω άκρων. Με τη χρήση του μοντέλου ελατηρίου-μάζας, δύο τύποι σκληρότητας των κάτω άκρων μπορούν να υπολογιστούν:

- Η κατακόρυφη σκληρότητα (K_{vert}), που μπορεί να υπολογιστεί κυρίως κατά τη διάρκεια γραμμικών κατακόρυφων κινήσεων (π.χ. κατακόρυφα άλματα και αναπηδήσεις)
- Η σκληρότητα των κάτω άκρων (K_{leg}), που μπορεί να υπολογιστεί κυρίως κατά τη διάρκεια οριζόντιων κινήσεων (π.χ. τρέξιμο και οριζόντια άλματα), καθώς επίσης και κατά τη διάρκεια γραμμικών κατακόρυφων κινήσεων (McMahon & Cheng, 1990).

2.1.1. Κατακόρυφη σκληρότητα

Η κατακόρυφη σκληρότητα συχνά χρησιμοποιείται για να περιγράψει γραμμικές κινήσεις, που γίνονται στην κατακόρυφη διεύθυνση, όπως κατακόρυφα άλματα και αναπηδήσεις. Η κατακόρυφη σκληρότητα είναι ίση με τη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους, διαιρεμένη με τη μέγιστη κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος (KB).

2.1.1.1. Μέθοδοι υπολογισμού της κατακόρυφης σκληρότητας

Υπάρχουν τέσσερις μέθοδοι για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας. Η μέθοδος των McMahon και Cheng (1990) για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας είναι η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη. Αυτή η μέθοδος απαιτεί μόνο δυο μηχανικές παραμέτρους: Τη μέγιστη κατακόρυφη

αντίδραση του εδάφους και τη μέγιστη κατακόρυφη μετατόπιση του KB (και τα δύο θεωρείται ότι φτάνουν τις μέγιστες τιμές τους στη μέση της φάσης στήριξης). Η κατακόρυφη σκληρότητα είναι ίση με τη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση, διαιρούμενη με τη μέγιστη μετατόπιση του κέντρου βάρους. Σύμφωνα με τον Cavagna (1975), η κατακόρυφη μετατόπιση του KB υπολογίζεται από την κατακόρυφη δύναμη. Η δύναμη είναι ίση με τη μάζα πολλαπλασιαζόμενη με την επιτάχυνση. Επειδή η μάζα παραμένει σταθερή, η κατακόρυφη δύναμη μπορεί να αναπαρασταθεί γραφικά ως κατακόρυφη επιτάχυνση. Τότε, η κατακόρυφη επιτάχυνση ολοκληρώνεται και παράγει την κατακόρυφη ταχύτητα (απλό ολοκλήρωμα), και κατόπιν η κατακόρυφη ταχύτητα μπορεί να ολοκληρωθεί για να παράξει την κατακόρυφη μετατόπιση του KB (διπλό ολοκλήρωμα). Η μετατόπιση του KB τυπικά υπολογίζεται με τη χρήση δυναμοπλατφόρμας, μπορεί όμως να υπολογιστεί και με κινηματική ανάλυση του σώματος με τη βοήθεια συστήματος ανάλυσης της κίνησης. (Πίνακας 2.1.1.1.1)

Πίνακας 2.1.1.1.1. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας με τη μέθοδο των McMahon και Cheng (1990).

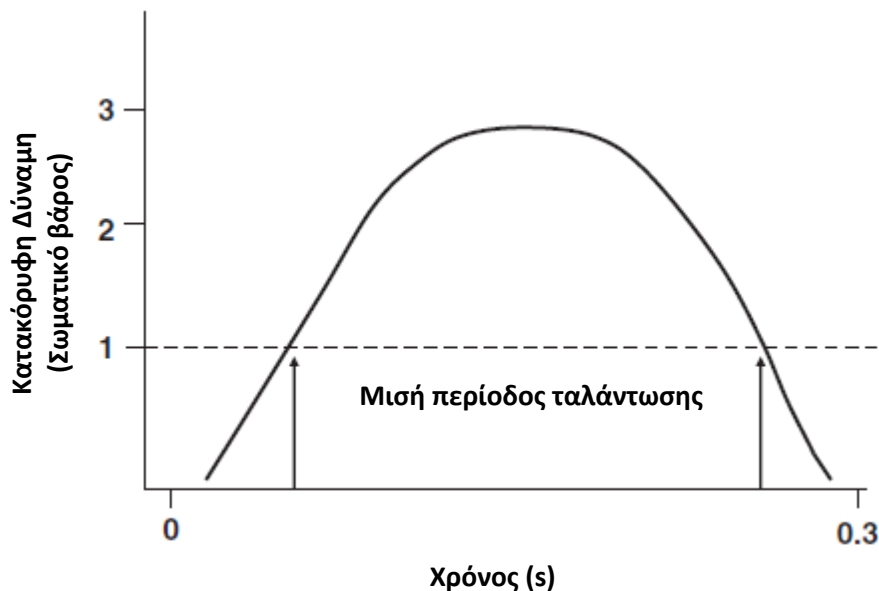
	Κατακόρυφη σκληρότητα
Μέθοδος:	McMahon & Cheng (1990)
Εξοπλισμός:	Δυναμοπλατφόρμα
Εξίσωση Υπολογισμού:	$K_{vert} = F_{max} \cdot \Delta y_c^{-1}$, όπου F_{max} : Η μέγιστη κατακόρυφη δύναμη, Δy : Η μέγιστη κατακόρυφη μετατόπιση του KB

Η δεύτερη μέθοδος υπολογισμού της κατακόρυφης σκληρότητας (K_{vert}) περιγράφεται από τους McMahon, Valiant και Frederick (1987). Σε αυτή τη μέθοδο χρησιμοποιείται ο χρόνος επαφής και ο χρόνος αιώρησης μεταξύ διαδοχικών αναπηδήσεων για τον υπολογισμό της φυσικής συχνότητας της ταλάντωσης. Ο τύπος που χρησιμοποιείται είναι: Η K_{vert} ισούται με τη μάζα (m) πολλαπλασιαζόμενη με το τετράγωνο της φυσικής συχνότητας της ταλάντωσης (ω). Για τον υπολογισμό της καμπύλης κατακόρυφης δύναμης-χρόνου επαφής (F/t καμπύλη) χρησιμοποιείται δυναμοπλατφόρμα. Από την καμπύλη F/t , υπολογίζεται η κατακόρυφη ταχύτητα (απλό ολοκλήρωμα). Με το χρόνο επαφής και την κατακόρυφη ταχύτητα, υπολογίζεται η φυσική συχνότητα της ταλάντωσης (ω) και τελικά υπολογίζεται η κατακόρυφη σκληρότητα ($K_{vert} = m\omega^2$) (Πίνακας 2.1.1.1.2).

Πίνακας 2.1.1.1.2. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας με τη μέθοδο των McMahon et al., 1987.

Κατακόρυφη σκληρότητα	
Μέθοδος:	McMahon et al. (1987)
Εξοπλισμός:	Δυναμοπλατφόρμα
Εξίσωση Υπολογισμού:	$K_{vert} = m\omega^2$, όπου m : Η μάζα του σώματος, ω : Η φυσική συχνότητα της ταλάντωσης

Η Τρίτη μέθοδος για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας χρησιμοποιήθηκε από τους Cavagna, Franzetti, Heglund, & Willems (1988). Όπως και στις δυο προηγούμενες μεθόδους απαιτείται η χρήση δυναμοπλατφόρμας, με τη βοήθεια της οποίας παράγεται η καμπύλη F/t και χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό δραστικού χρόνου επαφής. Ο δραστικός χρόνος επαφής αναφέρεται στη χρονική περίοδο κατά τη φάση επαφής με το έδαφος, όπου η κατακόρυφη δύναμη είναι μεγαλύτερη από το σωματικό βάρος και εκφράζεται ως $(P/2)$, όπου P είναι η περίοδος της ταλάντωσης (Σχήμα 2.1.1.1.1). Η φυσική συχνότητα της ταλάντωσης μπορεί να υπολογιστεί από το $(P/2)$ με τον τύπο $\omega = 2\pi/P$. Τότε η κατακόρυφη σκληρότητα υπολογίζεται ως $K_{vert} = m\omega^2$ (Πίνακας 2.1.1.1.3).



Σχήμα 2.1.1.1.1. Καμπύλη Δύναμης-Χρόνου σε σχέση με τη μάζα σώματος. Σχηματική αναπαράσταση της μισής περιόδου της ταλάντωσης στην καμπύλη δύναμης-χρόνου. Η μισή περίοδος της ταλάντωσης μετρείται ως το χρόνο που η δύναμη βρίσκεται πάνω από το σωματικό βάρος κατά τη φάση στήριξης ενός βήματος με αναπήδηση.

Πίνακας 2.1.1.1.3. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας με τη μέθοδο των Cavagna et al., 1988.

Κατακόρυφη σκληρότητα	
Μέθοδος:	Cavagna et al. (1988)
Εξοπλισμός:	Δυναμοπλατφόρμα
Εξίσωση Υπολογισμού:	$K_{vert} = m \left(\frac{2P}{P} \right)^2, \text{ όπου}$ m: Η μάζα του σώματος, P: Η περίοδος της ταλάντωσης

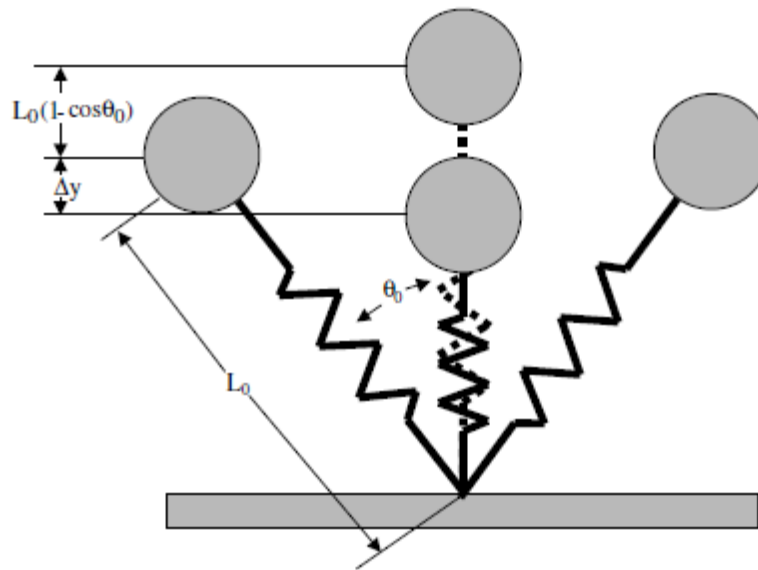
Η τέταρτη μέθοδο για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας στο τρέξιμο περιγράφεται από τους Morin, Dalleau, Kyrolainen, Jeannin, και Belli (2005). Σε αυτή τη μέθοδο δεν απαιτείται δυναμοπλατφόρμα για τον υπολογισμό της σκληρότητας. Η κατακόρυφη δύναμη υπολογίζεται από τον χρόνο επαφής, τον χρόνο πτήσης και τη μάζα σώματος (Πίνακας 2.1.1.1.4). Ο χρόνος επαφής και ο χρόνος πτήσης μετριοούνται με δυο αισθητήρες πίεσης τοποθετημένους κάτω από την εσωτερική σόλα του κάθε υποδήματος. Οι Morin και οι συνεργάτες του (2005) υπολόγισαν την κατακόρυφη σκληρότητα θεωρώντας την κατακόρυφη δύναμη ως ημιτονοειδή καμπύλη, όπως πρώτος παρουσίασε ο Alexander (1989, 1992). Οι ερευνητές υποστήριξαν την καταλληλότητα της μεθόδου ισχυριζόμενοι ότι τα επίπεδα της δύναμης ενός γραμμικού συστήματος ελατηρίου-μάζας που διεγείρεται άπαξ αναμένετε να ταλαντώνεται σε ημιτονοειδή μορφή.

Πίνακας 2.1.1.1.4. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας με τη μέθοδο των Morin et al., 2005.

Κατακόρυφη σκληρότητα	
Μέθοδος:	Morin et al. (2005)
Εξοπλισμός:	Αισθητήρες πίεσης
Εξίσωση Υπολογισμού:	$K_{vert} = F_{max} \cdot \Delta y_c^{-1}$ $F_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left(\frac{t_f}{t_c} + 1 \right)$ $\Delta y_c = -\frac{F_{max} t_c^2}{m\pi^2} + g \frac{t_c^2}{8}$ Δy: Η κατακόρυφη μετατόπιση του KB m: Η μάζα του σώματος t_f: Χρόνος πτήσης t_c: Χρόνος επαφής

2.1.2. Σκληρότητα των κάτω άκρων

Οι προηγούμενες μέθοδοι για τον υπολογισμό της σκληρότητας, χρησιμοποιούνται όταν η κίνηση γίνεται στην κατακόρυφη διεύθυνση. Ωστόσο, στο τρέξιμο το κάτω άκρο έρχεται σε επαφή με το έδαφος υπό γωνία, και η διεύθυνση του KB του σώματος δεν περνά πάνω από το πόδι. Οι McMahon και Cheng (1990) παρουσίασαν μια μέθοδο για τον υπολογισμό της σκληρότητας σε αυτή την περίπτωση (Πίνακας 2.1.2.1) την οποία ονόμασαν σκληρότητα κάτω άκρων. Το μοντέλο ελατήριου-μάζας αυτής της περίπτωσης φαίνεται στο Σχήμα 2.1.2.1.



Σχήμα 2.1.2.1. Το μοντέλο ελατηρίου-μάζας χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της σκληρότητας του κάτω άκρου όταν το άκρο έρχεται σε επαφή με το έδαφος υπό γωνία.

2.1.2.1. Μέθοδος υπολογισμού της σκληρότητας των κάτω άκρων

Η μέθοδος υπολογισμού της σκληρότητας των κάτω άκρων των McMahon και Cheng (1990) λαμβάνει υπόψη την οριζόντια ταχύτητα του δρομέα, το χρόνο επαφής, το μήκος του κάτω άκρου σε φάση ηρεμίας, καθώς και τη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους. Μετατοπίσεις του KB του σώματος καθορίζονται μέσω της διπλής διαφοροποίησης της μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους. Τελικά, η μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους διαιρείται με την αλλαγή στο κατακόρυφο μήκος του κάτω άκρου. Αξίζει να σημειωθεί ότι όταν μια μάζα κινείται σχεδόν στην κατακόρυφη διεύθυνση, όπως τα επιτόπια συνεχόμενα άλματα, η γωνία επαφής του κάτω άκρου με το έδαφος (σε σχέση με τον κατακόρυφο άξονα) θ_0 μηδενίζεται. Ο όρος $L_0 (1 - \cos\theta_0)$ μηδενίζεται, και η σκληρότητα των κάτω άκρων ισούται με την κατακόρυφη σκληρότητα (Πίνακας 2.1.2.1). Η κατακόρυφη δύναμη μετρείται άμεσα από δυναμοπλατφόρμα. Η αλλαγή στο μήκος ελατηρίου-κάτω άκρου υπολογίζεται από τη δρομική ταχύτητα, το μήκος του κάτω άκρου, τη γωνία επαφής του κάτω άκρου με το έδαφος, και την κατακόρυφη μετατόπιση του KB του σώματος. Η γωνία προσγείωσης του κάτω άκρου υπολογίζεται από το χρόνο επαφής με το έδαφος, τη δρομική ταχύτητα, και το αρχικό μήκος του κάτω άκρου.

Η σκληρότητα του κάτω άκρου έχει αναφερθεί ότι παραμένει σταθερή ιδιαίτερα στις μέτριες ταχύτητες (περίπου 5m.s^{-1}) (Farley, Glasheen, & McMahon, 1993; He et al., 1991; Morin et al., 2005). Ο λόγος που η σκληρότητα του κάτω άκρου δεν αυξάνεται, είναι διότι καθώς η κατακόρυφη αντίδραση αυξάνεται, αυξάνεται και η αλλαγή στο μήκος του ελατηρίου-κάτω άκρου.

Πίνακας 2.1.2.1. Υπολογισμός της σκληρότητας των κάτω άκρων με τη μέθοδο των McMahon & Cheng, (1990).

Σκληρότητα κάτω άκρων	
Μέθοδος:	McMahon & Cheng (1990)
Εξοπλισμός:	Δυναμοπλατφόρμα
Εξίσωση Υπολογισμού:	$K_{leg} = F_{max} \cdot \Delta L^{-1}$, όπου F_{max} : Η μέγιστη κατακόρυφη δύναμη $\Delta L = \Delta y + L (1 - \cos\theta)$, $\theta = \sin(\frac{vt_c}{2L})$ Δy : Η κατακόρυφη μετατόπιση του ΚΒ v : Η οριζόντια ταχύτητα L : Το αρχικό μήκος του κάτω άκρου t_c : Χρόνος επαφής θ : γωνία επαφής του κάτω άκρου με το έδαφος σε σχέση με τον κατακόρυφο άξονα

Η κατακόρυφη σκληρότητα υπολογίζεται επίσης με τη μέθοδο του Morin και των συνεργατών του (2005). Με τη μέθοδο αυτή για τον υπολογισμό της σκληρότητας του κάτω άκρου χρησιμοποιείται το αρχικό μήκος του κάτω άκρου, ο χρόνος επαφής, ο χρόνος πτήσης και η οριζόντια ταχύτητα (Πίνακας 2.1.2.2). Το αρχικό μήκος του κάτω άκρου (από το μείζων τροχαντήρα μέχρι το έδαφος, σε όρθια θέση) μπορεί να υπολογιστεί σύμφωνα με την ανθρωπομετρική εξίσωση του Winter (1979): $L = 0,53h$ όπου h είναι το ύψος του δοκιμαζόμενου (Morin et al., 2005).

Πίνακας 2.1.2.2. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων με τη μέθοδο των Morin et al. (2005)

Σκληρότητα κάτω άκρων	
Μέθοδος:	Morin et al. (2005)
Εξοπλισμός:	Αισθητήρες πίεσης
Εξίσωση Υπολογισμού:	$K_{leg} = F_{max} \cdot \Delta L^{-1}$ $F_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left(\frac{t_f}{t_c} + 1 \right)$ $\Delta L = L - \sqrt{L^2 - \frac{vt_c^2}{2}} + \Delta y_c$ m: Η μάζα του σώματος t_f: Χρόνος πτήσης t_c: Χρόνος επαφής L: Αρχικό μήκος του κάτω άκρου (Από το μείζων τροχαντήρα μέχρι το έδαφος, σε όρθια θέση)

Οι Morin, Samozino, Zameziati, και Belli (2007) παρουσίασαν μια προσαρμογή αυτής της μεθόδου, σύμφωνα με την οποία αναγνωρίζεται ότι το σημείο εφαρμογής της κάθετης αντίδρασης στο πόδι μετατοπίζεται καθώς το πόδι αγγίζει το έδαφος κατά τη φάση επαφής. Ενώ, ο υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας δεν αλλάζει, η αλλαγή στο μήκος του ποδιού υπολογίζεται πλέον ως εξής:

$$\Delta L' = L - \sqrt{L^2 - \frac{vt_c - d}{2}} + \Delta y_c$$

Όπου d η κίνηση του σημείου εφαρμογής της κάθετης αντίδρασης και αντιστοιχεί σε $0,157 \pm 0,006$ m στα άτομα που τρέχουν με ταχύτητα από 1,5 έως $5,0 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (Lee & Farley, 1998) και αυτή η τιμή εκτιμήθηκε ότι ήταν ίση περίπου με το 18% του μέσου μήκους ποδιού αυτών των ατόμων (Bullimore & Burn, 2006). Στη μελέτη των Morin και των συνεργατών του (2007), όπως επίσης και στην έρευνα των Morin, Samozino, & Millet (2011) το d υπολογίστηκε ως εξής:

$$d = 0,18L$$

Και επομένως η κατακόρυφη σκληρότητα υπολογίζεται ως εξής:

$$K_{leg} = F_{max} (\Delta L')^{-1}$$

Άλλη μέθοδος για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας παρουσιάστηκε από τους Arampatzis και τους συνεργάτες του (1999). Η κατακόρυφη δύναμη μετρήθηκε με τη χρήση δυναμοπλατφόρμας. Η αλλαγή στο

μήκος του κάτω άκρου μετρήθηκε με χρήση βιντεοκάμερας υψηλής ανάλυσης (Πίνακας 2.1.2.3).

Πίνακας 2.1.2.3. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων με τη μέθοδο των Arampatzis και των συνεργατών του (1999).

Σκληρότητα κάτω άκρων	
Μέθοδος:	Arampatzis et al. (1999).
Εξοπλισμός:	Δυναμοπλατφόρμα και Βιντεοκάμερα υψηλής ανάλυσης
Εξίσωση Υπολογισμού:	$K_{leg} = F_{max} \cdot (\Delta VCL)^{-1}$, όπου F_{max} : Η μέγιστη κατακόρυφη δύναμη ΔVCL : Η αλλαγή στο μήκος του κάτω άκρου όπως υπολογίζεται από βίντεο ανάλυση

2.1.3. Άλλες μορφές σκληρότητας

2.1.3.1. Σκληρότητα των αρθρώσεων

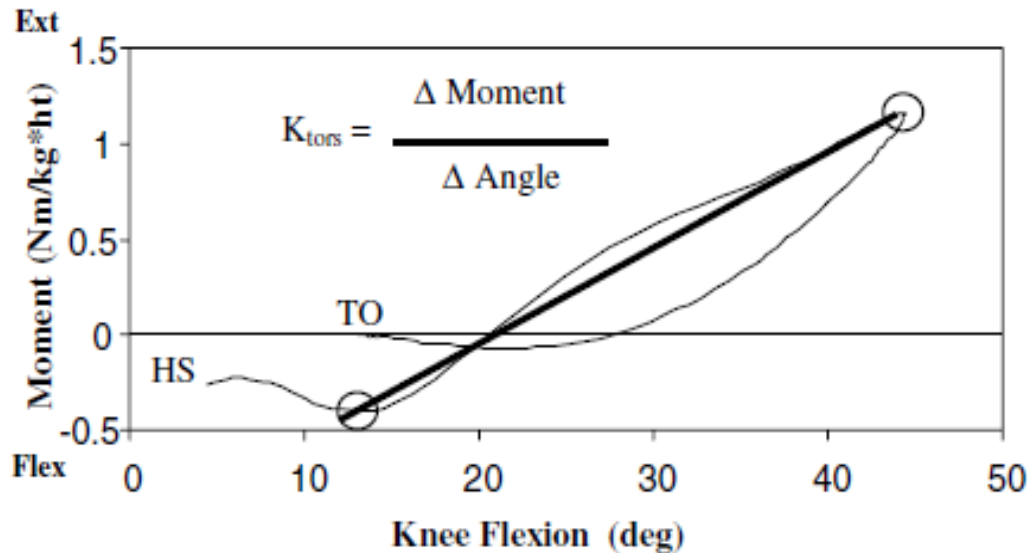
Κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων κύκλου διάτασης σύσπασης, η σκληρότητα των αρθρώσεων (K_{joint}) φαίνεται να είναι πρωταρχικός προσδιοριστικός παράγοντας της σκληρότητας των κάτω άκρων (Arampatzis et al 1999; Farley, Houdijk, Van Strien, & Louie, 1998; Farley & Morgenroth, 1999; Hobara et al., 2009; Hobara et al., 2010; Hobara, Inoue, Omuro Muraoka, & Kanosue, 2011; Kuitunen, Komi, & Kyröläinen, 2002). Η σκληρότητα των αρθρώσεων ερευνάται όταν θέλουμε να προσδιορίσουμε τη συμμετοχή της στη συνολική σκληρότητα των κάτω άκρων. Η σκληρότητα των αρθρώσεων μπορεί να υπολογιστεί με το μοντέλο του στρεπτικού ελατηρίου. Σε αυτό το μοντέλο θεωρείται ότι τέσσερα άκαμπτα τμήματα (άκρο πόδι, κνήμη, μηρός και κεφάλι-χέρια-κορμός) είναι συνδεδεμένα με στρεπτικά ελατήρια στις αρθρώσεις του ισχίου, του γόνατου και της ποδοκνημικής. Οι αρθρώσεις του κάτω άκρου ξεκινούν να κάμπτονται στην αρχή της επαφής με το έδαφος ως τη μέση της φάσης επαφής με το έδαφος. Η μέγιστη κάμψη στις αρθρώσεις πραγματοποιείται στη μέση της φάσης στήριξης.

Επομένως η σκληρότητα της άρθρωσης του ισχίου, γόνατου και ποδοκνημικής (K_{hip} , K_{knee} , K_{ankle} , αντίστοιχα) υπολογίζεται ως:

$$K_{joint} \text{ Nm} \cdot \text{rad}^{-1} = \Delta M_{joint} \cdot \Delta \theta_{joint}$$

Όπου ΔM_{joint} και $\Delta \theta_{joint}$ είναι οι μεταβολές στην ροπή της άρθρωσης και στη γωνιακή μετατόπιση σε κάθε άρθρωση κατά τη διάρκεια του πρώτου μισού της φάσης στήριξης (Farley & Morgenroth, 1999; Farley et al., 1998) (Σχήμα 2.1.3.1.1). Οι γωνίες των αρθρώσεων κατά την επαφή έχει επίσης βρεθεί ότι επηρεάζουν τη σκληρότητα των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια κινήσεων κύκλου διάτασης σύσπασης (Farley et al., 1998; Greene & McMahon 1979; Hobara et al., 2010; Hotrobagyi & De Vita, 1999; McMahon et al., 1987), καθώς μεγαλύτερη ευθυγράμμιση του ανύσματος της κατακόρυφης αντίδρασης με τις αρθρώσεις

μειώνει την ροπή από την αντίδραση του εδάφους, αυξάνοντας έτσι τη σκληρότητα.



Σχήμα 2.1.3.1.1. Τυπική σχέση ροπής-γωνιακής μετατόπισης που παρουσιάζεται στην άρθρωση του γόνατου κατά τη διάρκεια αναπηδήσεων και αλμάτων. Ο λόγος ροπής-γωνιακής μετατόπισης χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της σκληρότητας της άρθρωσης.

2.1.3.2. Μυοτενόντια σκληρότητα

Η μυοτενόντια σκληρότητα μπορεί να υπολογιστεί με την τεχνική της ταλάντωσης (Wilson, Wood, & Elliot, 1991; Wilson, Murphy, & Pryor 1994; Walshe, Wilson & Murphy, 1996; Walse & Wilson, 1997). Με αυτή την τεχνική μια δραστηριοποιημένη και με φορτίο μυοτενόντια μονάδα διεγείρεται και η ελεύθερη ανταπόκριση καταγράφεται. Ο ανθρώπινος μυς αναπαρίσταται ως ένα ελατήριο σε απόσβεση και κάθε διέγερση καταλήγει σε φθίνουσα ταλάντωση. (Brughelli & Cronin 2008)

2.1.3.3. Τενόντια σκληρότητα

Η τενόντια σκληρότητα υπολογίζεται με υπερηχογράφημα (Kubo, Kawakami, & Fukunaga, 1999; Kubo, Kanehisa, Kawakami, Fukunaga, 2000; Kubo Kanehisa, Fukunaga, 2001a; Kubo et al., 2001b). Η σκληρότητα του τένοντα υπολογίζεται ως η κλίση της καμπύλης δύναμης-μήκους του τένοντα. Ένα ισοκινητικό δυναμόμετρο χρησιμοποιείται για να μετρήσει την ροπή της άρθρωσης. Κατόπιν, μπορεί να υπολογιστεί η μυϊκή δύναμη ως το γινόμενο της ροπής με την επιφάνεια της κάθετης διατομής του μυός και τη σκληρότητα. Ακολούθως, το υπερηχογράφημα χρησιμοποιείται για να υπολογίσει τη μετατόπιση του τένοντα. Αυτή η τεχνική έχει χρησιμοποιηθεί για να μετρήσει την τενόντια σκληρότητα στον τετρακέφαλο μηριαίο, στους οπίσθιους μηριαίους, και στον γαστροκνήμιο.

2.1.3.4. Παθητική σκληρότητα

Η παθητική σκληρότητα επίσης υπολογίζεται με τη χρήση ισοκινητικού δυναμόμετρου (Reid & McNair, 2004; Gajdosik, Vander Linden, McNair, Williams, & Riggan, 2005). Το άτομο τοποθετείται και ασφαλίζεται σε ένα δυναμόμετρο. Κατόπιν η επιλεγμένη άρθρωση οδηγείται σε ένα εύρος κίνησης, χωρίς ενεργητική αντίσταση από το άτομο, και μετριέται η ροπή της παθητικής αντίστασης. Η σκληρότητα υπολογίζεται ως ο λόγος της ροπής της παθητικής αντίστασης προς τη γωνιακή μετατόπιση. Η παθητική αντίσταση έχει υπολογιστεί στους δικέφαλους μηριαίους (Reid & McNair, 2004) και στον γαστροκνήμιο μυ (Gajdosik et al., 2005).

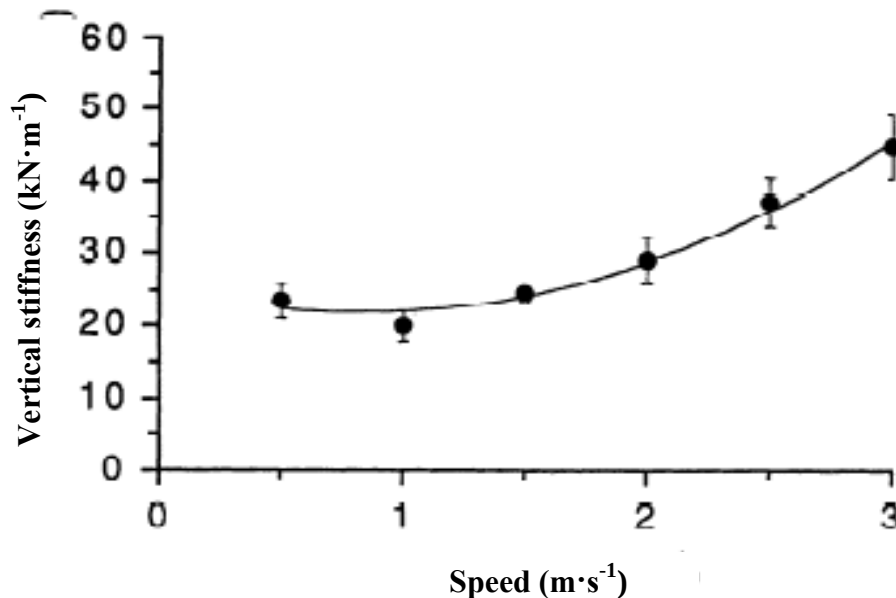
2.2. Σχέση της σκληρότητας με την απόδοση

Σε δραστηριότητες κύκλου διάτασης σύσπασης ένα κατάλληλο επίπεδο σκληρότητας ευνοεί την αποτελεσματικότερη χρήση της ελαστικής ενέργειας που αποθηκεύεται κατά τη φάση της διάτασης και οδηγεί στη μεγιστοποίηση της απόδοσης (Latash & Zatsiorsky, 1993). Όσο μεγαλύτερες δυνάμεις μεταδίδονται στο ανθρώπινο σώμα, τόσο μεγαλύτερη αντίσταση απαιτείται για την παραγωγή ελεγχόμενων κινήσεων. Η ποσότητα της σκληρότητας, έχει αναφερθεί ότι αυξάνει με τις απαιτήσεις της δραστηριότητας (Arampatzis et al., 1999; Farley et al., 1991; Granata, Padua, & Wilson, 2001; Arampatzis, Brüggemann, & Klapsing, 2001a; Arampatzis, Schade, Walsh, & Brüggemann, 2001b; Kuitunen, et al., 2002; Seyfarth et al., 2002; Stefanyshyn & Nigg, 1998).

2.2.1. Σκληρότητα και αναπηδήσεις

Ερευνητές, αφού εξέτασαν τη σχέση μεταξύ της σκληρότητας και της απόδοσης στις αναπηδήσεις, ανέφεραν ότι η κατακόρυφη σκληρότητα αυξήθηκε με την αύξηση στη συχνότητα της εκτέλεσης επιτόπιων αναπηδήσεων (Farley et al., 1991; Granata et al., 2001).

Ο Farley και οι συνεργάτες του (1991) παρατήρησαν ότι η κατακόρυφη σκληρότητα αυξανόταν, όταν οι δοκιμαζόμενοι εκτελούσαν αναπηδήσεις με τα δυο πόδια πάνω σε διάδρομο, με την αύξηση της ταχύτητας κύλισης του διαδρόμου (Σχήμα 2.2.1.1). Στην έρευνα αυτή πήραν μέρος 4 δοκιμαζόμενοι (2 άνδρες και 2 γυναίκες) και μετρήθηκε η προσαρμογή στο σύστημα ελατηρίου-μάζας καθώς οι δοκιμαζόμενοι εκτελούσαν αναπηδήσεις στο δαπεδοεργόμετρο, για 2 min, σε ταχύτητες από 0-3 m·s⁻¹. Η αύξηση στην κατακόρυφη σκληρότητα, σύμφωνα με τους ερευνητές, προήλθε από τη μείωση του χρόνου επαφής και την αύξηση στον ρυθμό ανάπτυξης δύναμης κατά τη φάση στήριξης. Επίσης, αναφέρθηκε ότι η κατακόρυφη σκληρότητα αυξήθηκε με την αύξηση του ύψους των αναπηδήσεων. Από αυτά τα δεδομένα προκύπτει ότι το ύψος των αναπηδήσεων με τα δυο πόδια μπορεί να αυξηθεί με μεγαλύτερα επίπεδα κατακόρυφης σκληρότητας.



Σχήμα 2.2.1.1. Η κατακόρυφη σκληρότητα αυξάνει καθώς αυξάνει η ταχύτητα, επιτρέποντας στους δοκιμαζόμενους να αναπηδούν στο έδαφος πιο γρήγορα σε υψηλότερες ταχύτητες. Στο σχεδιάγραμμα φαίνονται η μέση τιμή, το τυπικό σφάλμα και η καμπύλη παλινδρόμησης ελάχιστων τετραγώνων ($K=25,3-8,24 \cdot \text{speed}+5,02 \cdot \text{speed}^2$, $r^2=0,982$).

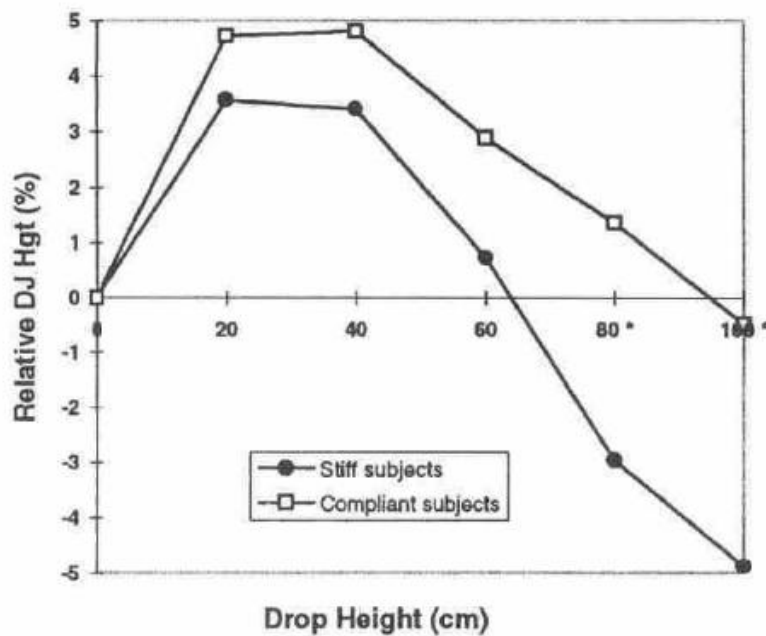
Αυτές οι έρευνες δείχνουν ότι η σκληρότητα των κάτω άκρων αυξάνει, καθώς αυξάνει και η ταχύτητα της δραστηριότητας. Αυτή η αύξηση μπορεί να είναι απαραίτητη για την αντίσταση στη υπερβολική κάμψη των κάτω άκρων κατά την αρχική φάση της επαφής με το έδαφος, και να ευνοήσει τη μέγιστη επιστροφή ελαστικής ενέργειας κατά τη φάση της ώθησης (Farley et al., 1991; Granata et al., 2001).

2.2.2. Σκληρότητα και αλματική απόδοση

Ο Arampatzis και οι συνεργάτες του (2001a, b) εξέτασαν τη σχέση των αλμάτων βάθους από διαφορετικά ύψη (20-60 cm) με την κατακόρυφη σκληρότητα. Οι δοκιμαζόμενοι χωρίστηκαν σε πέντε ομάδες. Οι δοκιμαζόμενοι έπρεπε να πηδούν όσο πιο ψηλά μπορούν με τον συντομότερο χρόνο επαφής με το έδαφος. Η έρευνα έδειξε ότι η σκληρότητα των κάτω άκρων μειώθηκε με την αύξηση του ύψους πτώσης για όλες τις ομάδες.

Οι Walsh και Wilson (1997) παρουσίασαν παρόμοια αποτελέσματα όταν συγκρίναν την επίδοση στα άλματα βάθους, μεταξύ αθλητών με αυξημένα επίπεδα μυοτενόντιας σκληρότητας και αθλητών με αυξημένα επίπεδα ενδοτοκότητας. Στην έρευνα πήραν μέρος 20 δοκιμαζόμενοι (μέση ηλικία $21,0 \pm 3,4$ έτη, μέσο ύψος $177,2 \pm 5,5$ cm, και μέση μάζα σώματος $74,1 \pm 6,6$ kg), με τουλάχιστον 12-μηνιαία εμπειρία σε προπόνηση με βάρη και με συχνή χρήση χαμηλής έντασης πλυομετρικής άσκησης στην προπόνησή τους. Οι δοκιμαζόμενοι εκτέλεσαν κατακόρυφο άλμα με φορά (ΚΑΦ) και άλματα βάθους (ΑΒ) από 20, 40, 60, 80, και 100 cm. Επίσης μετρήθηκε η μυοτενόντια σκληρότητα των δοκιμαζόμενων. Αναφέρθηκε ότι οι περισσότερο ενδοτικοί δοκιμαζόμενοι είχαν καλύτερη απόδοση σε άλματα βάθους από μεγαλύτερο ύψος

(80-100 cm), ενώ δεν υπήρχε διαφορά στα άλματα βάθους από μικρότερο ύψος (20-60 cm) (Σχήμα 2.2.2.1). Η ομάδα με τη χαμηλότερη σκληρότητα παρουσίασε οριακά χαμηλότερη επίδοση στο AB100 από το ΚΑΦ, ενώ η πιο σκληρή ομάδα παρουσίασε σημαντικά περιορισμένη ικανότητα να ανεχτεί τα υψηλότερα φορτία διάτασης. Αυτό, σύμφωνα με τους ερευνητές, σημαίνει ότι ένας λιγότερο σκληρός τένοντας θα μπορούσε με μεγαλύτερη ικανότητα να αποθηκεύει και να επιστρέφει ελαστική ενέργεια, και να ευνοεί με αυτό τον τρόπο τα άλματα βάθους, ιδιαίτερα από μεγαλύτερο ύψος.

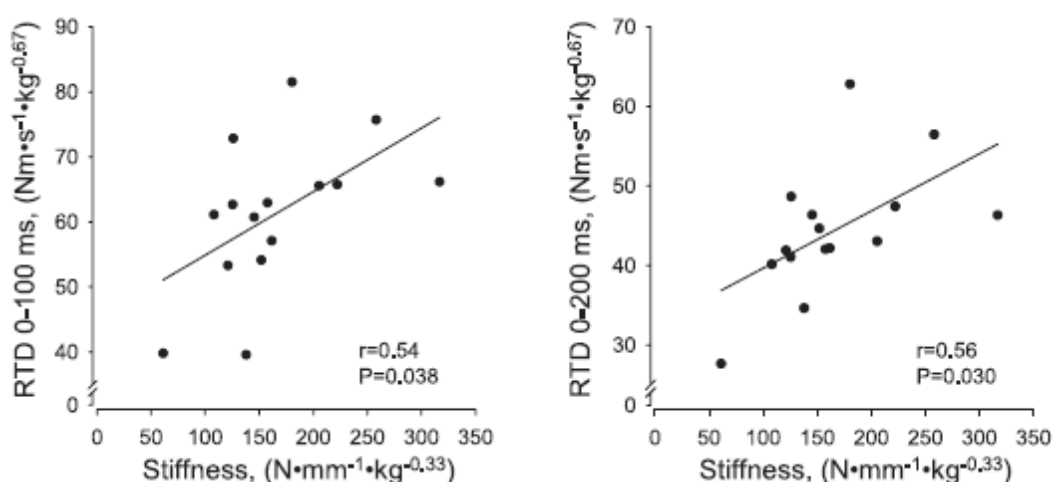


Σχήμα 2.2.2.1. Συγκριτικά δεδομένα για το ύψος των αλμάτων μεταξύ των 9 περισσότερο ενδοτικών και των 9 πιο σκληρών δοκιμαζόμενων, βασισμένα στη ποσοστιαία διαφορά μεταξύ κατακόρυφου άλματος με φορά (ΚΑΦ) και άλματος βάθους (ΑΒ). *Σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων για τα ΑΒ80 και ΑΒ100 ($p < 0,05$).

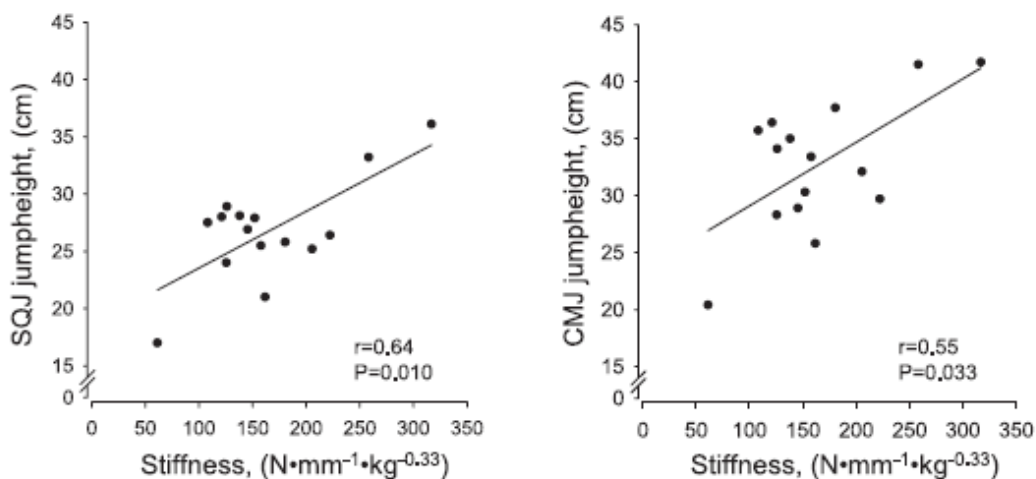
Ο Kubo και οι συνεργάτες του (1999) κατέταξαν 31 δοκιμαζόμενους (ηλικία: $22,6 \pm 2,8$ έτη, ύψος: $171,5 \pm 6,1$ cm, βάρος: $69,2 \pm 5,8$ kg) σύμφωνα με τις ελαστικές ιδιότητες των τενόντων των κάτω άκρων τους, σε ομάδα με χαμηλή σκληρότητα και σε ομάδα με υψηλή τενόντια σκληρότητα, και τους εξέτασε στην επίδοση στο άλμα από ημικάθισμα (χωρίς προδιάταση) και στο κατακόρυφο άλμα με φορά (με προδιάταση). Οι ερευνητές ανέφεραν ότι οι συμμετέχοντες με τους περισσότερο ενδοτικούς τένοντες ωφελήθηκαν περισσότερο στη φάση της προδιάτασης, από τους συμμετέχοντες με την αυξημένη τενόντια σκληρότητα. Επίσης, η τενόντια σκληρότητα δεν σχετίστηκε σημαντικά με το ύψος του κατακόρυφου άλματος (με ή χωρίς προδιάταση). Ωστόσο, αρνητική συσχέτιση βρέθηκε ανάμεσα στη σκληρότητα των τενόντων και στη διαφορά στο ύψος μεταξύ των δυο αλμάτων. Σύμφωνα με τους ερευνητές αυτά τα αποτελέσματα θα μπορούσαν να δείχνουν ότι η φάση της προδιάτασης ήταν περισσότερο ευνοϊκή για τους δοκιμαζόμενους με την περισσότερο ενδοτική τενόντια δομή. Επομένως, η μικρότερη τενόντια σκληρότητα ευνοεί την αποθήκευση και την

αποτελεσματικότερη επαναχρησιμοποίηση περισσότερης ελαστικής ενέργειας σε δραστηριότητες κύκλου διάτασης σύσπασης.

Οι Bojsen-Møller, Magnusson, Rasmussen, Kjaer και Aagaard, (2005) εξέτασαν τη σχέση ανάμεσα στις μηχανικές ιδιότητες των τενόντων και τη μυϊκή απόδοση σε μέγιστες ισομετρικές δραστηριότητες (μέγιστη ισομετρική δύναμη στη έκταση του γόνατου, ρυθμός ανάπτυξης ροπής) και δυναμικές μυϊκές δραστηριότητες (κατακόρυφο άλμα από ημικάθισμα, κατακόρυφο άλμα με φορά). Στην έρευνα συμμετείχαν 16 δοκιμαζόμενοι (ηλικία: 26 ± 2 έτη, βάρος: $78,6 \pm 8,5$ kg). Ο ρυθμός ανάπτυξης ροπής βρέθηκε να σχετίζεται σημαντικά με τη σκληρότητα των τενόντων ($r = 0,55$, $p < 0,05$) (Σχήμα 2.2.2.2).



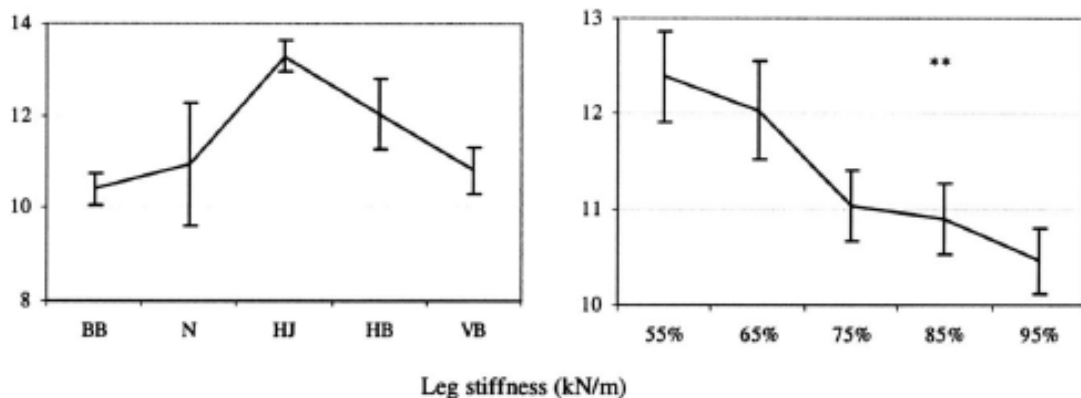
Σχήμα 2.2.2.2. Ο ισομετρικός ρυθμός ανάπτυξης ροπής (RTD), 0-100 ms (αριστερά) και 0-200 ms (δεξιά), σχετίστηκε θετικά με τη σκληρότητα του συνδετικού ιστού ($r = 0,54$, $r^2 = 0,30$, $p < 0,05$ και $r = 0,56$, $r^2 = 0,31$, $p < 0,05$ αντίστοιχα).



Σχήμα 2.2.2.3. Το ύψος των αλμάτων από ημικάθισμα (SQJ, αριστερά) και το κατακόρυφο άλμα με φορά (CMJ, δεξιά), σχετίζονται θετικά με τη σκληρότητα του συνδετικού ιστού ($r = 0,64$, $r^2 = 0,41$, $p < 0,05$ και $r = 0,55$, $r^2 = 0,30$, $p < 0,05$, αντίστοιχα).

Επίσης, βρέθηκε ότι το άλμα χωρίς προδιάταση είχε υψηλότερη συσχέτιση με τη σκληρότητα των τενόντων ($r = 0,64$, $p < 0,05$), από ότι το άλμα με προδιάταση ($r = 0,55$, $p < 0,05$) (Σχήμα 2.2.2.3).

Ο Laffaye και οι συνεργάτες του (2005) εξέτασαν την επίδραση της σκληρότητας στην απόδοση στα άλματα με το ένα πόδι μετά από τρέξιμο. Σε αυτή την έρευνα εξετάστηκαν 23 δοκιμαζόμενοι με μεγάλη εμπειρία στα άλματα και χωρίστηκαν σε 5 ομάδες: 4 άλτες ύψους, 5 αθλητές της πετοσφαίρισης, 5 αθλητές της καλαθοσφαίρισης, 4 αθλητές της χειροσφαίρισης και 5 αρχάριοι άλτες. Σε πρώτη φάση με ένα αρχικό τεστ εκτιμήθηκε το μέγιστο ύψος άλματος με το ένα πόδι για κάθε δοκιμαζόμενο. Στο τεστ οι δοκιμαζόμενοι έτρεχαν 5m, πηδούσαν με το ένα πόδι και ακουμπούσαν ένα στόχο με την κορυφή του κεφαλιού. Μετά την εκτίμηση του μέγιστου ύψους του άλματος οι δοκιμαζόμενοι εξετάστηκαν σε πέντε πειραματικές συνθήκες που αντιστοιχούσαν στο 55, 65, 75, 85, και 95% του μέγιστου ύψους του άλματος. Η έρευνα έδειξε ότι η σκληρότητα των κάτω άκρων μειώθηκε καθώς αυξήθηκε το ύψος του άλματος και στις πέντε ομάδες (Σχήμα 2.2.2.4). Επομένως σύμφωνα με τον Laffaye και τους συνεργάτες του (2005) φαίνεται πως η σκληρότητα των κάτω άκρων στα άλματα με το ένα πόδι δεν χρειαζόταν να είναι αυξημένη για να υπάρξει μεγαλύτερη απόδοση.

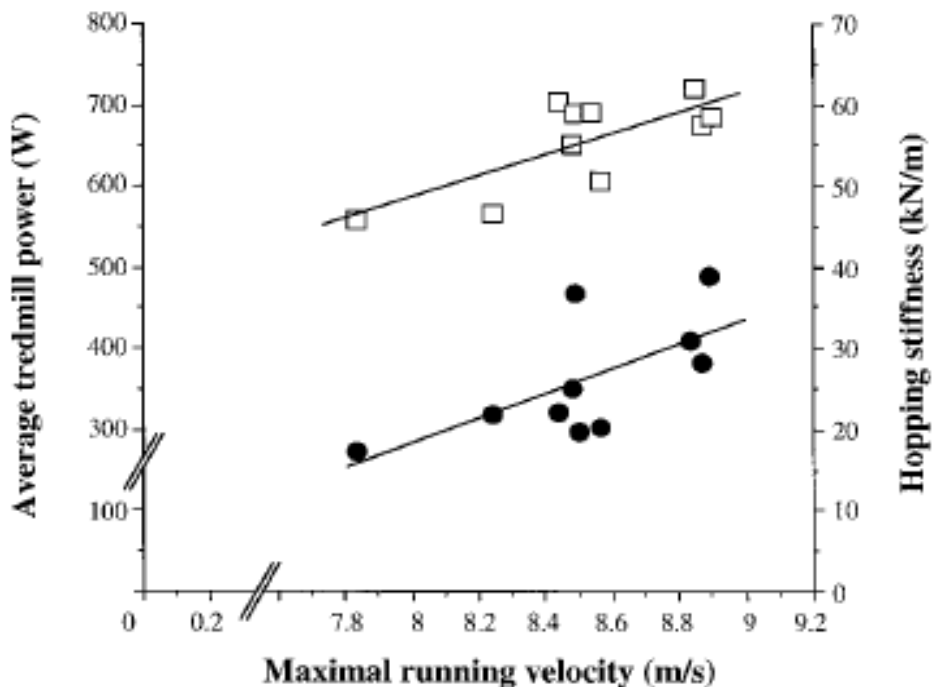


Σχήμα 2.2.2.4. Επίδραση της ομάδας (αριστερά, BB: καλαθοσφαίριση, N: αρχάριοι, HJ: άλμα σε ύψος, HB: χειροσφαίριση, VB: πετοσφαίριση) και του ύψους του άλματος (δεξιά, 55 έως 95% του μέγιστου ατομικού ύψους άλματος) στη σκληρότητα του κάτω άκρου. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Ο Seyfarth και οι συνεργάτες του (2000), σε μελέτη προσομοίωσης, χρησιμοποίησαν ένα μηχανικό μοντέλο κατά τη φάση στήριξης σε άλμα μήκους. Σε αυτό το μοντέλο η σκληρότητα των κάτω άκρων και η γωνία απογείωσης μπορούσαν να χειριστούν καταλλήλως. Αναφέρθηκε ότι υπήρξε ένα συγκεκριμένο ελάχιστο επίπεδο σκληρότητας ($16,2 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-1}$) που ευνοούσε τη μεγιστοποίηση του μήκους του άλματος στη συγκεκριμένη έρευνα. Σκληρότητα υψηλότερη από αυτό το επίπεδο δεν αύξησε την απόδοση στο άλμα μήκους.

2.2.3. Σκληρότητα και δρομική ταχύτητα

Οι Chelly και Denis (2001) προσπάθησαν να ερευνήσουν τη σχέση της κατακόρυφης σκληρότητας με τα άλματα και την απόδοση στις υψηλές δρομικές ταχύτητες. Στην έρευνα πήραν μέρος 11 παίκτες της χειροσφαίρισης (ηλικία: 16 ± 1 έτη, ύψος: $1,79 \pm 0,06$ m, μάζα σώματος: 68 ± 7 kg) οι οποίοι έτρεξαν σε υψηλές δρομικές ταχύτητες, στο στίβο και στο δαπεδοεργόμετρο. Επίσης οι δοκιμαζόμενοι εκτέλεσαν αναπηδήσεις και με τη χρήση του χρόνου επαφής και του χρόνου πτήσης εκτιμήθηκε η κατακόρυφη σκληρότητα. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική συσχέτιση της μέγιστης δρομικής ταχύτητας με την κατακόρυφη σκληρότητα ($r = 0,66$, $p < 0,05$), και με τη μέγιστη ισχύ των κάτω άκρων ($r = 0,73$, $p < 0,05$) (Σχήμα 2.2.3.1), αλλά όχι με την επιτάχυνση ($r = 0,15$, $p > 0,05$).



Σχήμα 2.2.3.1. Σχέση μεταξύ της μέγιστης δρομικής ταχύτητας με την ισχύ των κάτω άκρων όπως υπολογίστηκε στο δαπεδοεργόμετρο [□] ($r = 0,73$, $p < 0,05$) και με την κατακόρυφη σκληρότητα όπως υπολογίστηκε από τις αναπηδήσεις [●] ($r = 0,66$, $p < 0,05$).

Οι ερευνητές ισχυρίστηκαν ότι η αύξηση της κατακόρυφης σκληρότητας θα μπορούσε να οδηγήσει στην αύξηση της μέγιστης δρομικής ταχύτητας. Ωστόσο οι Brughelli και Cronin (2008) ισχυρίζονται ότι αυτό δεν είναι ακριβές, διότι κατά το τρέξιμο η σκληρότητα των κάτω άκρων ρυθμίζεται κυρίως από τη σκληρότητα της άρθρωσης του γόνατου (Gunther & Blickhan, 2002; Kuitunen et al., 2002). Παρουσιάζεται μεγαλύτερη κάμψη και αλλαγή στην ροπή στην άρθρωση του γόνατου σε σχέση με την άρθρωση του ισχίου και την ποδοκνημική, στο τρέξιμο. Αντίθετα, η κατακόρυφη σκληρότητα στις αναπηδήσεις καθορίζεται κυρίως από τη σκληρότητα της ποδοκνημικής άρθρωσης (Farley et al., 1998). Μελέτες που έχουν υπολογίσει τη σκληρότητα των αρθρώσεων κατά το τρέξιμο

αναφέρουν ότι η σκληρότητα της ποδοκνημικής άρθρωσης παραμένει σταθερή και η σκληρότητα της άρθρωσης του γόνατου αυξάνει, καθώς αυξάνει η δρομική ταχύτητα (Arampatzis et al., 1999; Gunther & Blickhan, 2002; Kuitunen et al., 2002; Stafanyshyn & Nigg, 1998). Επομένως, η συσχέτιση μεταξύ αναπηδήσεων και δρομικών δραστηριοτήτων μπορεί να μην οδηγεί σε ακριβή συμπεράσματα για τη σχέση σκληρότητας και δρομικής απόδοσης. Καλύτερη προσέγγιση θα ήταν να ερευνηθεί η συσχέτιση της σκληρότητας (κατακόρυφης, κάτω άκρου και αρθρώσεων) κατά το τρέξιμο, με τη μέγιστη δρομική ταχύτητα.

Έρευνες στο τρέξιμο έδειξαν ότι η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των αρθρώσεων αυξάνεται με τη δρομική ταχύτητα (He et al., 1991; Farley et al., 1993; Gunther & Blickhan, 2002; Kuitunen et al., 2002; Morin et al., 2005). Πολλοί ερευνητές, βασιζόμενοι σε αυτά τα δεδομένα, ισχυρίστηκαν ότι η δρομική ταχύτητα θα μπορούσε να αυξάνεται όταν υπάρχουν μεγαλύτερες τιμές στην κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα της άρθρωσης του γόνατου (Stafanyshyn & Nigg, 1998; Butler et al., 2003). Ωστόσο, αυτοί οι ισχυρισμοί ίσως να μην είναι δόκιμοι διότι τα αποτελέσματα της μεταβολής του επιπέδου της σκληρότητας (κατακόρυφης, κάτω άκρων και αρθρώσεων) στη δρομική ταχύτητα είναι άγνωστα (Brughelli & Cronin, 2008). Η κατακόρυφη σκληρότητα εξαρτάται από την κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους και την κατακόρυφη μετατόπιση του KB, και έχει γίνει αποδεκτό ότι αυξάνεται με γρηγορότερες ταχύτητες και με μειωμένους χρόνους επαφής (Farley et al., 1991; McMahon & Cheng 2005). Η σκληρότητα των κάτω άκρων, αντίθετα από την κατακόρυφη σκληρότητα, εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, όπως η γωνία επαφής του κάτω άκρου με το έδαφος, το μήκος του κάτω άκρου κατά τη στιγμή της επαφής, η μεταβολή του μήκους του και η οριζόντια μετακίνηση του KB κατά τη φάση επαφής. Επειδή υπάρχουν πολλαπλοί πιθανοί συνδυασμοί αυτών των παραγόντων που μπορούν να επηρεάσουν μια δεδομένη ταχύτητα, δεν υπάρχει σαφής πρόβλεψη, ότι η σκληρότητα των κάτω άκρων μεταβάλλεται με την ταχύτητα. Πολλές έρευνες που έχουν μετρήσει τη σκληρότητα των κάτω άκρων στο τρέξιμο αναφέρουν ότι η σκληρότητα των κάτω άκρων παραμένει σταθερή με την αύξηση της δρομικής ταχύτητας σε αργές και μέτριες ταχύτητες (Cavagna Heglund, & Willems, 2005; Farley et al., 1993; He et al., 1991; Morin et al., 2005). Σύμφωνα με τους Brughelli και Cronin (2008), η σκληρότητα των κάτω άκρων δεν αυξάνεται με την αύξηση της δρομικής ταχύτητας, διότι καθώς αυξάνεται η κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους, η αλλαγή στο μήκος του ποδιού-ελατήριου επίσης αυξάνεται.

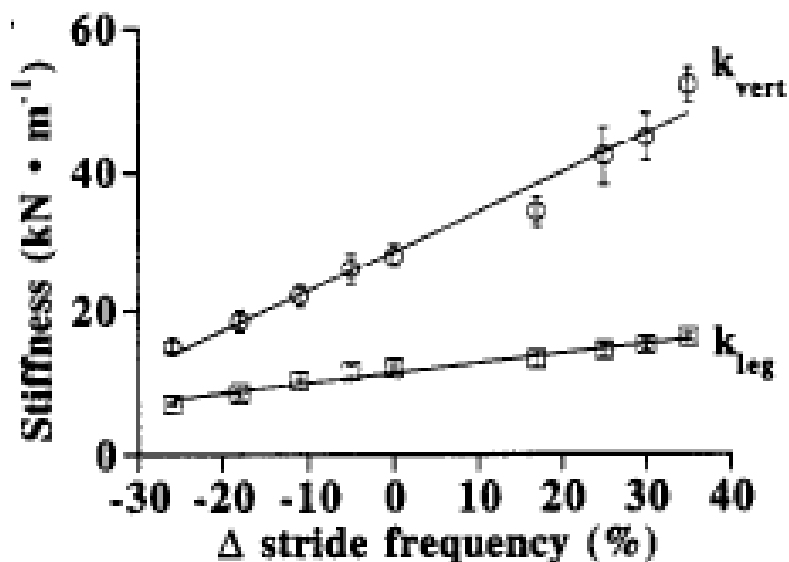
Διαφορετικά αποτελέσματα παρουσιάζουν οι Arampatzis και οι συνεργάτες του (1999), υποστηρίζοντας ότι η σκληρότητα των κάτω άκρων επηρεάζεται από τη δρομική ταχύτητα. Επιπλέον, ισχυρίζονται και ότι τα διαφορετικά ευρήματα με τις άλλες μελέτες οφείλονται σε διαφορετική μεθοδολογική προσέγγιση. Παρ' όλα αυτά ελάχιστα είναι γνωστά σχετικά με τη σκληρότητα των κάτω άκρων σε υψηλές δρομικές ταχύτητες.

2.2.4. Σκληρότητα και παράμετροι βήματος

Η σκληρότητα φαίνεται να σχετίζεται με τις παραμέτρους του βήματος. Φαίνεται ότι σε μια συγκεκριμένη ταχύτητα το μεγάλο μήκος βήματος σχετίζεται με χαμηλότερη σκληρότητα (Derrick, Cladwell, & Hamill, 2000; Farley &

Gonzalez, 1996; McMahon & Cheng, 1990). Οι McMahon και Cheng (1990) βρήκαν επίσης ότι όταν οι δοκιμαζόμενοι έτρεχαν λυγίζοντας υπερβολικά τα γόνατα, μειωνόταν η σκληρότητα.

Οι Farley και Gonzalez (1996) εξέτασαν με πιο τρόπο η αλλαγή της συχνότητας βήματος σε μια δεδομένη δρομική ταχύτητα μπορεί να επηρεάσει τη σκληρότητα των κάτω άκρων. Στην έρευνα έλαβαν μέρος 4 δοκιμαζόμενοι ηλικίας μεταξύ 21 και 29 ετών (βάρος: $73,4 \pm 8,3$ kg, μήκος κάτω άκρου $0,97 \pm 0,03$ m). Αρχικά εκτιμήθηκε η συχνότητα βήματος που ο κάθε δοκιμαζόμενος προτιμούσε να τρέχει στην ταχύτητα των $2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ και κατόπιν κάθε δοκιμαζόμενος έτρεξε με 9 διαφορετικές συχνότητες διασκελισμούς στη συγκεκριμένη ταχύτητα: την προτιμώμενη, 4 χαμηλότερες από την προτιμώμενη (-5, -11, -18 και -26%) και 4 υψηλότερες από την προτιμώμενη (+17, +25, +30 και +36%). Η συχνότητα των διασκελισμών οριζόταν και εφαρμόζοταν με τη χρήση μετρονόμου. Η έρευνα έδειξε ότι, όταν οι δοκιμαζόμενοι έτρεχαν με υψηλότερη συχνότητα διασκελισμού, από αυτή που αρχικά είχε εκτιμηθεί ότι προτιμούσαν στη συγκεκριμένη ταχύτητα, η σκληρότητα των κάτω άκρων και η κατακόρυφη σκληρότητα αυξανόταν, ενώ όταν έτρεχαν με μικρότερη συχνότητα μειωνόταν και η σκληρότητα των κάτω άκρων και η κατακόρυφη σκληρότητα. Μεταξύ της χαμηλότερης και της υψηλότερης συχνότητας διασκελισμού, η σκληρότητα των κάτω άκρων υπερδιπλασιάστηκε (Σχήμα 2.2.4.1). Επομένως παρόλο που η κατακόρυφη σκληρότητα δεν αλλάζει με την ταχύτητα στο τρέξιμο, είναι δυνατόν να αυξηθεί πάνω από δυο φορές, για να μπορέσει να ανταπεξέλθει ο δρομέας σε διαφορετικές συχνότητες διασκελισμού, σε μια δεδομένη ταχύτητα. Αυτή η προσαρμοστικότητα είναι σημαντική διότι επιτρέπει στο σύστημα ελατηρίου του σώματος να λειτουργεί με επιτυχία στη μεγάλη ποικιλία εδαφών που παρατηρούνται στον πραγματικό κόσμο (Farley & Gonzalez, 1996).

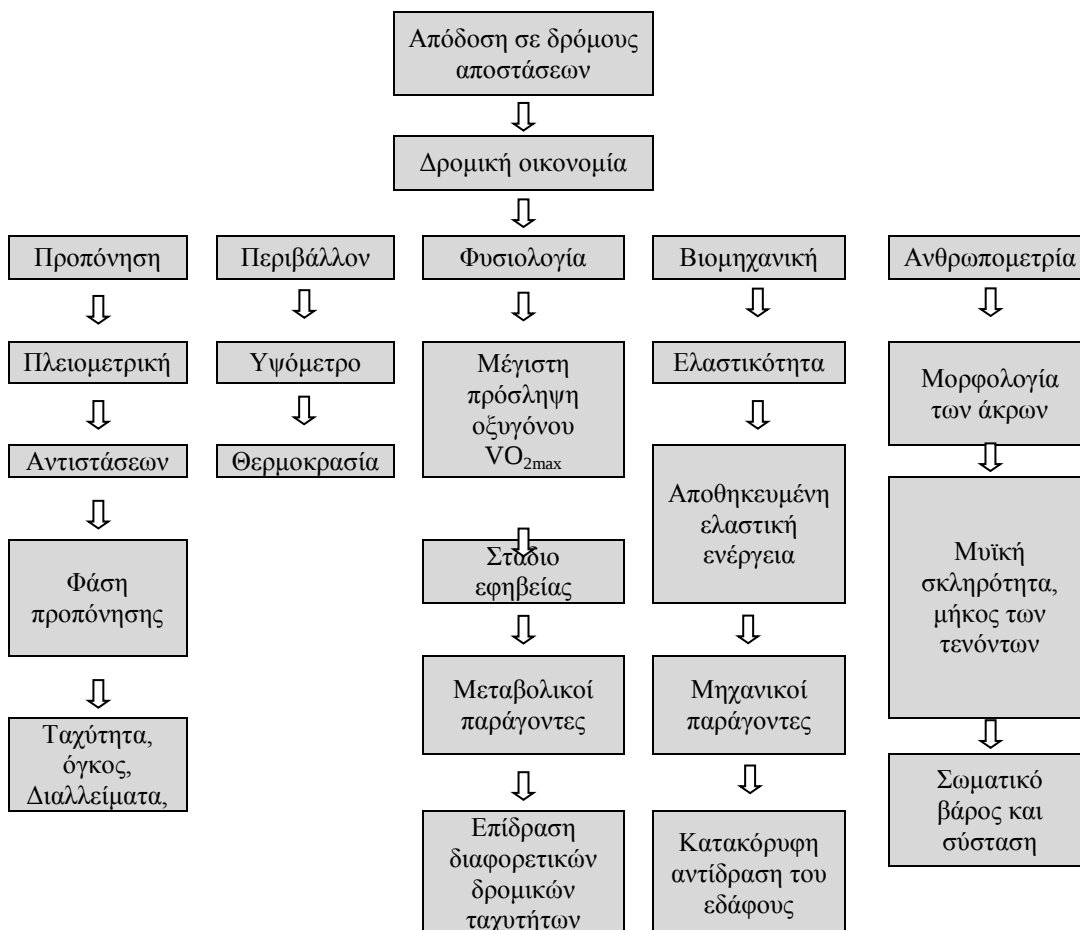


Σχήμα 2.2.4.1. Η σκληρότητα των κάτω άκρων ($K_{leg} = F_{max} \cdot \Delta L^{-1}$) και η κατακόρυφη σκληρότητα ($K_{vert} = F_{max} \cdot \Delta y_c^{-1}$) αυξάνονται σε μεγαλύτερες συχνότητες βήματος με συγκεκριμένη σταθερή ταχύτητα.

Επίσης, σε μια μελέτη προσομοίωσης, με τη χρήση μοντέλου μάζας-ελατηρίου-αποσβεστήρα, ο Derrick και οι συνεργάτες του (2000) επίσης ανέφεραν ότι η σκληρότητα μειωνόταν με την αύξηση του βήματος. Επομένως, ενώ η αύξηση του βήματος ενός δρομέα μπορεί να είναι ευεργετική για την απόδοση, πρέπει να γίνει κατανοητό ότι αυτή η αλλαγή μπορεί να μειώσει την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων του δρομέα, με αρνητική επίδραση στην ταχύτητα (Butler et al., 2003). Επιπλέον η έρευνα έχει δείξει ότι η επίτευξη υψηλής δρομικής ταχύτητας συνδέεται στενά με την παραγωγή μεγαλύτερης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους, παρά με αύξηση της συχνότητας βήματος (Weyand, Sternlight, Bellizzi, & Wright, 2000). Επομένως αν το τρέξιμο γίνεται με υψηλή σκληρότητα κάτω άκρων, ο χρόνος επαφής με το έδαφος μειώνεται (Arampatzis, et al., 2001a,b; Farley et al., 1991), και αυτό θα μπορούσε να οδηγήσει σε μειωμένο διαθέσιμο χρόνο για την παραγωγή δύναμης (Weyand, Sandell, Prime, & Bundle, 2010). Άρα, η αύξηση της απόδοσης σε υψηλές δρομικές ταχύτητες, μέσω της αύξησης της σκληρότητας των κάτω άκρων, αγγίζει ένα επίπεδο που δεν μπορεί επιπλέον να ξεπεραστεί, παρά την πιθανή αύξηση της συχνότητας του βήματος (Farley et al., 1996; Hobara et al., 2010).

2.2.5. Σκληρότητα και δρομική οικονομία

Η δρομική οικονομία, όπως αυτή μετριέται με την κατανάλωση οξυγόνου, έχει φανεί πως σχετίζεται με τη σκληρότητα (McMahon & Cheng, 1990; Kerdock, Biewener, McMahon, Weyand, & Herr, 2002; Dutto & Smith, 2002; Heise & Martin, 1998).



Σχήμα 2.2.5.1. Παράγοντες που επηρεάζουν τη δρομική οικονομία

Το τρέξιμο περιλαμβάνει τη μετατροπή των μυϊκών δυνάμεων και τη μεταφορά τους, μέσω ενός σύνθετου κινητικού μοντέλου, το οποίο χρησιμοποιεί όλες τις κυριότερες μυϊκές αρθρώσεις του σώματος. Η υψηλή δρομική απόδοση βασίζεται στην επιδεξιότητα και στον κατάλληλο συγχρονισμό όπου όλες οι κινήσεις αποκτούν σκοπό και λειτουργικότητα (Saunders et al., 2004). Στους παράγοντες που επηρεάζουν τη δρομική οικονομία περιλαμβάνονται βιομηχανικοί παράγοντες (ελαστικότητα, αποθήκευση ελαστικής ενέργειας, μηχανικά χαρακτηριστικά, αντίδραση του εδάφους), όπως επίσης και ανθρωπομετρικοί παράγοντες (μορφολογία των κάτω άκρων, μυϊκή σκληρότητα, μήκος των τενόντων, σωματικό βάρος και σύσταση) (Saunders et al., 2004) (Σχήμα 2.2.5.1).

Ο Kerdock και οι συνεργάτες του (2002) ανέφεραν ότι η αύξηση στη σκληρότητα των κάτω άκρων, που προκλήθηκε από το τρέξιμο των δοκιμαζόμενων σε μαλακότερη επιφάνεια, σχετιζόταν με μεγαλύτερη δρομική οικονομία. Επιπλέον, οι McMahon και Cheng (1990) βρήκαν ότι οι δρομείς που έτρεχαν κανονικά, σε σχέση με τους δρομείς που έτρεχαν με υπερβολικά λυγισμένα πόδια, παρουσίαζαν εκτός από αυξημένη σκληρότητα και αυξημένη δρομική οικονομία. Στη μελέτη των Dutto και Smith (2002) οι δοκιμαζόμενοι έτρεξαν μέχρι να εξαντληθούν και βρέθηκε ότι, όταν κουράστηκαν, τόσο η σκληρότητα όσο και η δρομική οικονομία μειώθηκαν. Όλες αυτές οι έρευνες δείχνουν ότι η αυξημένη σκληρότητα των κάτω άκρων στους δρόμους σχετίζεται με αυξημένη δρομική οικονομία. Υποστηρίζεται ότι η αυξημένη σκληρότητα σε έναν δρομέα βοηθά στη χρήση της ελαστικής ενέργειας που αποθηκεύεται κατά τη διάταση στη φάση της στήριξης στο έδαφος (Latash & Zatsiorsky, 1993). Ωστόσο, ο Arampatzis και οι συνεργάτες (2006), εξετάζοντας την επίδραση των μυοτενόντιων μηχανικών και μορφολογικών χαρακτηριστικών στη δρομική οικονομία, υποστήριξαν ότι σε υπομέγιστες δρομικές εντάσεις (ταχύτητες από 3,0 έως 4,0 m·s⁻¹), όπου απαιτούνται χαμηλότερα επίπεδα δύναμης, οι περισσότεροι ενδοτικοί τένοντες και απονευρώσεις του τετρακέφαλου μηριαίου ευνοούν την παραγωγή δύναμης του τετρακέφαλου μυός στο τρέξιμο, διότι συμμετέχει μικρότερος όγκος του ενεργοποιημένου μυός στην απαιτούμενη παραγωγή δύναμης, με αποτέλεσμα μικρότερο ενεργειακό κόστος.

Η μυοτενόντια σκληρότητα σύμφωνα με πολλούς ερευνητές ευνοεί την επίδοση στα δρομικά αγωνίσματα υψηλής ταχύτητας (Mero, Komi, & Gregor, 1992; Butler et al., 2003). Η σκληρή μυοτενόντια μονάδα θεωρείται ότι ενισχύει το ρυθμό ανάπτυξης δύναμης, που με τη σειρά του βοηθά δραστηριότητες που απαιτούν τη μέγιστη παραγωγή δύναμης στο μικρότερο δυνατό χρόνο (π.χ. φάση στήριξης στα σπριντ) (Brughelli & Cronin, 2008). Ο Wilson και οι συνεργάτες του (1994) ανέφεραν υψηλή σχέση μεταξύ της μυοτενόντιας σκληρότητας και του ρυθμού ανάπτυξης δύναμης σε ισοκινητικές και μειομετρικές δραστηριότητες.

Ο Kubo και οι συνεργάτες του (2006) εξέτασαν την επίδραση της προπόνησης ισομετρικής δύναμης στη σκληρότητα των τενόντων και στην επίδοση στο κατακόρυφο άλμα με φορά. Μετά από 14 εβδομάδες ισομετρικής προπόνησης, τόσο η τενόντια σκληρότητα όσο και η επίδοση στο άλμα από ημικάθισμα αυξήθηκαν σημαντικά. Το κατακόρυφο άλμα χωρίς φορά δεν μεταβλήθηκε σημαντικά. Οι ερευνητές πρότειναν ότι η αύξηση στη τενόντια σκληρότητα θα μπορούσε να επιδράσει αρνητικά στη φάση της διάτασης σε ασκήσεις κύκλου διάτασης σύσπασης.

Σχετικά με την παθητική σκληρότητα οι Cornu και Goubel (1997) βρήκαν ότι μετά από επτά εβδομάδες προπόνησης ισχύος, η ενεργητική σκληρότητα μειώθηκε κατά 32,7% αλλά η παθητική σκληρότητα αυξήθηκε κατά 58,2%, και κατέληξαν ότι η αύξηση στην παθητική σκληρότητα θα μπορούσε να ήταν επιθυμητή στο ρυθμό ανάπτυξης δύναμης και η ταυτόχρονη μείωση στην ενεργητική σκληρότητα θα μπορούσε να ήταν επιθυμητή στην αποθήκευση και επαναχρησιμοποίηση της ελαστικής ενέργειας.

Αναφορικά με τη σκληρότητα των αρθρώσεων οι περισσότερες μελέτες υποστηρίζουν πως οι τροποποιήσεις στη σκληρότητα των αρθρώσεων

σχετίζονται, εν μέρει, με τον τρόπο που έρχεται το πόδι σε επαφή με το έδαφος (Farley et al., 1998; Arampatzis et al., 1999; Arampatzis et al., 2001b; Seyfarth et al., 2002; Laughton et al., 2003; Hamill et al., 2000). Όταν σε δραστηριότητες δρόμων και αναπηδήσεων, το πόδι προσγειώνεται στο έδαφος με το μπροστινό τμήμα οι περισσότερες μελέτες δείχνουν μεγαλύτερη σκληρότητα στο γόνατο από την ποδοκνημική άρθρωση (Farley et al., 1998; Arampatzis et al., 2001b; Seyfarth et al., 2002; Hamill et al., 2000), ενώ αντίθετα όταν η προσγείωση γίνεται με το πίσω μέρος του ποδιού η σκληρότητα στην ποδοκνημική είναι μεγαλύτερη από ότι στην άρθρωση του γόνατου (Arampatzis et al., 1999; Hamill et al., 2000).

Οι Farley και Morgenroth (1999) βρήκαν ότι η αύξηση στην ταχύτητα των αναπηδήσεων σχετίζεται με μεγαλύτερη σκληρότητα στην ποδοκνημική άρθρωση. Ο Kuitunen και οι συνεργάτες του (2002) ανέφεραν ότι στους δρόμους υψηλής ταχύτητας όπου η επαφή με το έδαφος τυπικά γίνεται με το εμπρός μέρος του ποδιού, η αύξηση στην ταχύτητα σχετίζεται με αύξηση της σκληρότητας στην άρθρωσης του γόνατου. Ο Arampatzis και οι συνεργάτες του (1999) ανέφεραν ότι στους δρόμους όπου η επαφή γινόταν με το πίσω μέρος του ποδιού, όταν αυξανόταν η ταχύτητα παρατηρήθηκαν μεγαλύτερες αυξήσεις στη σκληρότητα του γόνατου από ότι στη σκληρότητα της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Όπως λοιπόν φαίνεται από τα παραπάνω, η μηχανική σκληρότητα και οι άλλες μορφές σκληρότητας που την επηρεάζουν έχουν πολύ σημαντικό ρόλο στη λειτουργική απόδοση. Ο βαθμός της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων που απαιτείται για την επιτυχή ολοκλήρωση μιας δραστηριότητας, εξαρτάται από το συγκεκριμένο είδος της εκτελούμενης δραστηριότητας (McMahon et al., 2012). Ωστόσο το βέλτιστο επίπεδο σκληρότητας που απαιτείται για κινήσεις όπως τα άλματα και οι δρόμοι παραμένει ασαφές (Brughelli & Cronin, 2008).

2.3. Διατάσεις

Οι στατικές διατάσεις θεωρούνται σημαντικό κομμάτι της προθέρμανσης για δεκαετίες (Young & Behm, 2002) και περιλαμβάνουν ασκήσεις με σκοπό την επιμήκυνση ενός σκελετικού μυός ή ομάδας μυών για τη βελτίωση της ελαστικότητάς τους. Παραδοσιακά η προθέρμανση περιλαμβάνει: α) υπομέγιστη αεροβική δραστηριότητα, με σκοπό την αύξηση της θερμοκρασίας του σώματος 1-2° C (Young & Behm, 2002; Young, 2007). Αυτή η αύξηση της θερμοκρασίας αυξάνει την ταχύτητα της νευρικής αγωγιμότητας, την ενζυματική δραστηριότητα και τη μυϊκή ενδοτικότητα (Bishop, 2003; Young & Behm, 2002), β) στατικές διατάσεις, όπου συνήθως τα άκρα κινούνται στα όρια του εύρους κίνησης της άρθρωσης (ROM) και διατηρούνται σε αυτή τη θέση για 15 - 60 s (Young & Behm, 2002) και γ) εξειδικευμένες δυναμικές κινήσεις ανάλογες με την αθλητική δραστηριότητα που ακολουθεί και για την οποία οι αθλούμενοι προετοιμάζονται. Εκτός των στατικών υπάρχουν και άλλα είδη διατάσεων όπως οι δυναμικές, οι βαλλιστικές και οι διατάσεις ιδιοδεκτικής νευρομυϊκής διευκόλυνσης. Οι δυναμικές διατάσεις περιλαμβάνουν ελεγχόμενες κινήσεις των μελών μέχρι τα όρια του εύρους κίνησης της άρθρωσης. Στις βαλλιστικές διατάσεις, με τη βοήθεια της ορμής του κινούμενου μέλους που διατείνεται, γίνονται ρυθμικές ταλαντώσεις που φέρνουν την άρθρωση στα όρια του εύρους κίνησής της. Στις

διατάσεις ιδιοδεκτικής νευρομυϊκής διευκόλυνσης, με τη βοήθεια συναθλούμενου εφαρμόζεται αρχικά τάση στη μυϊκή ομάδα που διατείνεται, ακολουθεί σύσπαση της μυϊκής ομάδας για 5-6 s, ενώ ο βοηθός εμποδίζει την κίνηση, και στο τελευταίο στάδιο χαλαρώνει η μυϊκή ομάδα και με τη βοήθεια του συναθλούμενου εφαρμόζεται διάταση για 20-30 s.

2.3.1. Στατικές Διατάσεις

Από όλες τις μεθόδους, η μέθοδος των στατικών διατάσεων είναι η πιο εύκολη και πιο συχνά χρησιμοποιούμενη, μπορεί να εφαρμοστεί μόνο από τον ασκούμενο (ενεργητικά), η γίνεται με τη βοήθεια του προπονητή ή άλλου συναθλούμενου (παθητικά).

Οι στατικές διατάσεις αυξάνουν το εύρος της κίνησης γύρω από την άρθρωση (Bandy, Irion, & Briggler, 1997; Power, Behm, Cahill, Carroll, & Young, 2004), μέσω των αλλαγών στο μήκος και τη σκληρότητα της μυοτενόντιας μονάδας που διατείνεται (Alter, 1996). Επιπλέον, οι διατάσεις μειώνουν (Safran, Seaber, & Garrett, 1989) ή προλαμβάνουν (Smith, 1994) τους τραυματισμούς, μειώνουν τον καθυστερημένο μυϊκό πόνο και βελτιώνουν την απόδοση (Young & Behm, 2002; Young, 2007). Η αύξηση στην απόδοση αποδίδεται στην αυξημένη ικανότητα του μυός να διατείνεται όπως επίσης και στη μειωμένη αντίσταση στην κίνηση λόγω της αυξημένης ενδοτικότητας και μειωμένης σκληρότητας του μυός.

Ωστόσο, αρκετοί ερευνητές εξέφρασαν αντίθετες απόψεις σχετικά με την επίδραση των διατάσεων στην πρόληψη των τραυματισμών (Pope, Herbert, Kirwan, & Graham, 2000; Herbert & Gabriel, 2002; Thacker, Gilchrist, Stroup, & Kimsey, 2004). Κάποιοι ερευνητές μάλιστα υποστηρίζουν ότι περισσότερο ευλύγιστα άτομα παρουσιάζουν μεγαλύτερη πιθανότητα για τραυματισμούς σε σχέση με λιγότερο ευλύγιστα άτομα (Cowan, Jones, Tomlinson, Robinson, & Polly, 1988). Επιπλέον, έρευνες έχουν δείξει ότι οι στατικές διατάσεις μπορούν να επηρεάσουν άμεσα αρνητικά την απόδοση (Behm, Button, & Butt, 2001; Behm, Bambury, Cahill, & Power, 2004; Behm & Kibele, 2007; Fowles, Sale, & MacDougall, 2000).

Θετικά είναι τα αποτελέσματα των διατάσεων στην ελαστικότητα των μυών και στη βελτίωση του εύρους κίνησης της άρθρωσης (Bacurau et al., 2009; Bandy, et al., 1997; Power et al., 2004). Όμως, υπάρχει αβεβαιότητα αναφορικά με το ρόλο των διατάσεων στην απόδοση όταν αυτές εφαρμόζονται πριν από την προσπάθεια. Για τον προσδιορισμό της απόδοσης μετά την εφαρμογή των διατάσεων οι έρευνες έχουν επικεντρωθεί κυρίως στη μέτρηση της μέγιστης μυϊκής δύναμης (1RM, ισομετρική κορυφαία δύναμη/ροπή, ομόκεντρη ή έκκεντρη ισοκινητική κορυφαία ροπή), της μυϊκής ισχύος (μέση και κορυφαία ισχύς), και της εκρηκτικής μυϊκής απόδοσης (ρυθμός ανάπτυξης δύναμης, αλματική απόδοση, ταχύτητα, και ριπτική απόδοση). Επίσης έχει μετρηθεί σε κάποιες έρευνες η δρομική οικονομία ή επιδεξιότητα και η ισορροπία. Μερικές μελέτες παρέχουν στοιχεία που υποστηρίζουν μειωμένη αλματική απόδοση μετά από διατάσεις (Robbins & Scheuermann, 2008) ενώ άλλες το αμφισβητούν δείχνοντας πως δεν επιφέρουν καμιά επίδραση (Power et al., 2004; Robbins & Scheuermann, 2008). Οι Worrell, Smith και Winegardner (1994) ανέφεραν ενίσχυση στην ομόκεντρη και έκκεντρη ροπή μετά από 4 σετ διατάσεων

διάρκειας 15-20 s το καθένα. Αντίθετα, οι Kokkonen, Nelson και Cornwell (1998) παρουσίασαν 7-8% μείωση δύναμης στην κάμψη και έκταση του γονάτου μετά από 6 επαναλήψεις 5 διαφορετικών ειδών διατάσεων στα κάτω άκρα διάρκειας 15 s. Ο Fowels και οι συνεργάτες του (2000) εφάρμοσαν 13 διατάσεις των 135 s στους καμπήρες του πέλματος συνολικής διάρκειας 30 min με αποτέλεσμα τη μείωση κατά 28% της μέγιστης εκούσιας συστολής αμέσως μετά τις διατάσεις και 9% μείωση μετά από 60 min. Η μυϊκή δραστηριότητα όπως μετρήθηκε με την τεχνική παρεμβαλλόμενης σύσπασης και το ηλεκτρομυογράφημα παρέμειναν αρνητικά επηρεασμένα για 15 min. Οι Costa, και συνεργάτες (2010) με παρόμοια διάρκεια διατάσεων και διάλειμμα 5-10 s μεταξύ των διατάσεων κατέγραψε μείωση στη κορυφαία δύναμη σύσπασης και στο ρυθμό ανάπτυξης δύναμης, καθώς και αύξηση στην ηλεκτρομυογραφική καθυστέρηση. Ο Behm και οι συνεργάτες του (2001) εφάρμοσαν στατικές διατάσεις διάρκειας 20 min στους τετρακέφαλους μηριαίους και ανέφεραν μείωση 12, 20 και 12% για τη MVC δύναμη, την EMG δραστηριότητα και την προκλητή δύναμη αντίστοιχα.

Η άμεση επίδραση της εκτέλεσης στατικών διατάσεων στην απόδοση στους δρόμους ταχύτητας δεν έχει ερευνηθεί διεξοδικά και αναφέρονται αντικρουόμενα αποτελέσματα. Οι Nelson, Kokkonen, και Eldredge, (2005b) βρήκαν ότι οι στατικές διατάσεις σε 16 κολεγιακούς αθλητές επηρέασαν αρνητικά την απόδοση στα 20 m δρόμου ταχύτητας κατά 1.3%, καταλήγοντας ότι και οι μηχανικοί και οι νευρολογικοί μηχανισμοί συνεισέφεραν στη μείωση της απόδοσης. Παρόμοια αποτελέσματα αναφέρθηκαν από τους Fletcher και Jones, (2004) εξετάζοντας την επίδραση των στατικών διατάσεων σε 97 αθλητές του ράγκμπι. Τα αποτελέσματα αποδόθηκαν στους παραπάνω μηχανικούς μηχανισμούς. Οι Sayers, Farley, Fuller, Jubenville and Caputo (2008) επίσης ανέφεραν 2% αύξηση στο χρόνο του δρόμου 30 m μετά από στατικές διατάσεις σε 20 κορυφαίες αθλήτριες ποδοσφαίρου. Αντίθετα με αυτά τα αποτελέσματα, ο Vetter (2007) δεν βρήκε καμία επίδραση από τις στατικές διατάσεις στην απόδοση του δρόμου των 30 m από 26 φοιτητές κολεγίου, ενώ οι Little και Williams (2006) ανέφεραν βελτίωση 1,7% στην επίδοση στο δρόμο των 20 m μετά από δυναμικές και στατικές διατάσεις.

Η επικρατούσα άποψη λοιπόν είναι ενάντια στην εφαρμογή στατικών διατάσεων πριν την προσπάθεια ειδικά όταν σε αυτή εμπλέκεται υψηλή ταχύτητα, δύναμη και ισχύς. Ωστόσο, υπάρχουν πληθυσμοί και δραστηριότητες στις οποίες οι διατάσεις μπορούν να αυξάνουν την ελαστικότητα χωρίς να μειώνουν την απόδοση. Υπάρχει η τάση τα τελευταία χρόνια οι δυναμικές διατάσεις να αντικαταστήσουν τις στατικές στη διαδικασία της προθέρμανσης. Όμως είναι σημαντικό να μην αγνοηθούν οι έρευνες που αναφέρουν ότι οι στατικές διατάσεις δεν έχουν αρνητικές επιδράσεις στην ακόλουθη απόδοση, γιατί ίσως αποκαλυφθούν μηχανισμοί και δυνατότητες να εφαρμοστούν στατικές διατάσεις πριν από την προσπάθεια σε διάφορους πληθυσμούς και δραστηριότητες.

Παράγοντες που παίζουν σημαντικό ρόλο στην επίδραση των διατάσεων στην απόδοση είναι:

- ✓ Η διάρκεια των διατάσεων
- ✓ Ο τύπος της μυϊκής συστολής
- ✓ Η ένταση των διατάσεων
- ✓ Ο πληθυσμός που εφαρμόζονται οι διατάσεις

- ✓ Ο χρόνος που μεσολαβεί μεταξύ διατάσεων και προσπάθειας

2.3.1.1. Επίδραση της διάρκειας των διατάσεων στην απόδοση

Άρθρα που έχουν μελετήσει την επίδραση της διάρκειας των διατάσεων στην απόδοση αναφέρουν ότι επαγγελματίες προπονητές συστήνουν μέση διάρκεια κάθε επανάληψης περίπου:

- 12 s για το baseball (Ebben , Hintz, & Simenz, 2005)
- 14,5 s για την καλαθοσφαίριση (Simenz, Dugan, & Ebben, 2005)
- 17 s για το χόκεϊ (Ebben, Carroll, & Simenz, 2004)
- 18 s για το αμερικάνικο ποδόσφαιρο (Ebben & Blackard, 2001)

Σύμφωνα με τους Behm και Chaouachi (2011) οι περισσότερες από τις έρευνες που αναφέρουν μειωμένη απόδοση έχουν χρησιμοποιήσει στατικές διατάσεις:

Εκτεταμένης διάρκειας:

- 30-60 min (Avela, Finni, Liikavainin, Niemela, & Komi, 2004; Fowels et al., 2000)
- 15-20 min (Bacurau et al., 2009; Behm et al., 2001; Costa et al., 2010; Cramer et al., 2005)

Μέτριας διάρκειας:

- ≤ 90 s για κάθε μυϊκή ομάδα (Brandenburg, 2006; Kokkonen et al., 1998)
- 2 min (Cramer et al., 2005; Marek et al., 2005; Nelson, Allen, Cornwell, & Kokkonen, 2001; Nelson, Guillory, Cornwell, & Kokkonen, 2001; Nelson, Kokkonen, & Arnall, 2005a; Yamaguchi, Ishii, Yamanaka, & Yasuda, 2006)
- 3 min (Bacurau et al., 2009) και
- ≥ 5 min (Nelson et al., 2005a; Zakas et al., 2005)

Στη πλειονότητα αυτών των ερευνών έχει εφαρμοστεί διάρκεια διατάσεων μεταξύ 90 s και 2 min για κάθε μυϊκή ομάδα και το αποτέλεσμα ήταν μείωση κατά 6,9% της δύναμης και της ισχύος, κατά 2,7% του κατακόρυφου άλματος και κατά 2,4% της ταχύτητας. Επίσης αναφέρθηκε μείωση στην επιδεξιότητα, στο χρόνο αντίδρασης (Behm, Bambury, Cahill, & Power, 2004) και στην ισορροπία (Behm et al., 2004; Nagano, Yoshioka, Hay, Himeno, & Fukushima, 2006)

Η αρνητική επίδραση των διατάσεων μπορεί να παραμείνει μέχρι και 2 h. Σε έρευνα των Power και των συνεργατών του (2004) οι δοκιμαζόμενοι έκαναν 5 min υπομέγιστης έντασης προθέρμανση σε εργομετρικό ποδήλατο, με 70 rpm και με αντίσταση 1 kp για να αυξήσουν τη μυϊκή θερμοκρασία. Κατόπιν έκαναν 2 διαδοχικές στατικές διατάσεις, 3 επαναλήψεις των 45 s η κάθε μία (συνολική διάρκεια για κάθε μυϊκή ομάδα 270 s). Οι διατάσεις έγιναν με τυχαία σειρά στους τετρακέφαλους μηριαίους, στους δικέφαλους μηριαίους και στους καμπτήρες του πέλματος. Η ένταση των διατάσεων ήταν μέχρι το σημείο ήπιας ενόχλησης.

Στα αποτελέσματα αναφέρθηκε μέση μείωση στη μέγιστη ισομετρική συστολή 9,5% και στη μυϊκή δραστηριοποίηση 5,4%, αντίθετα αυξήθηκε το εύρος κίνησης των αρθρώσεων 7,4% κατά μέσο όρο. Η αρνητική επίδραση των διατάσεων στην απόδοση παρέμεινε μέχρι και 2 h μετά τις διατάσεις.

Παρομοίως ο Fowels και οι συνεργάτες του (2000) ανέφεραν μείωση της απόδοσης για μία ώρα μετά την εφαρμογή των διατάσεων. Πιο συγκεκριμένα αφού εφαρμόστηκαν 13 διατάσεις των 135 s στους καμπτήρες του πέλματος

συνολικής διάρκειας 30 min μετρήθηκε άμεσα η μέγιστη εκούσια δύναμη και βρέθηκε κατά 28% μειωμένη. Παρατηρήθηκε ότι η μείωση διατηρήθηκε σε ποσοστό 9% για 1 h μετά τις διατάσεις.

Ένας παράγοντας που μετριάξει τις βλαβερές συνέπειες των στατικών διατάσεων μπορεί να είναι η περιορισμένη διάρκεια της εφαρμογής των διατάσεων. Οι Young, Elias και Power (2006) βρήκαν ότι 1 min στατικών διατάσεων επέφερε στατιστικά σημαντικά μικρότερη μείωση στο άλμα από ότι 2 ή 4 min. Έτσι μεγαλύτερη διάρκεια διατάσεων προκάλεσε μεγαλύτερη μείωση στην απόδοση.

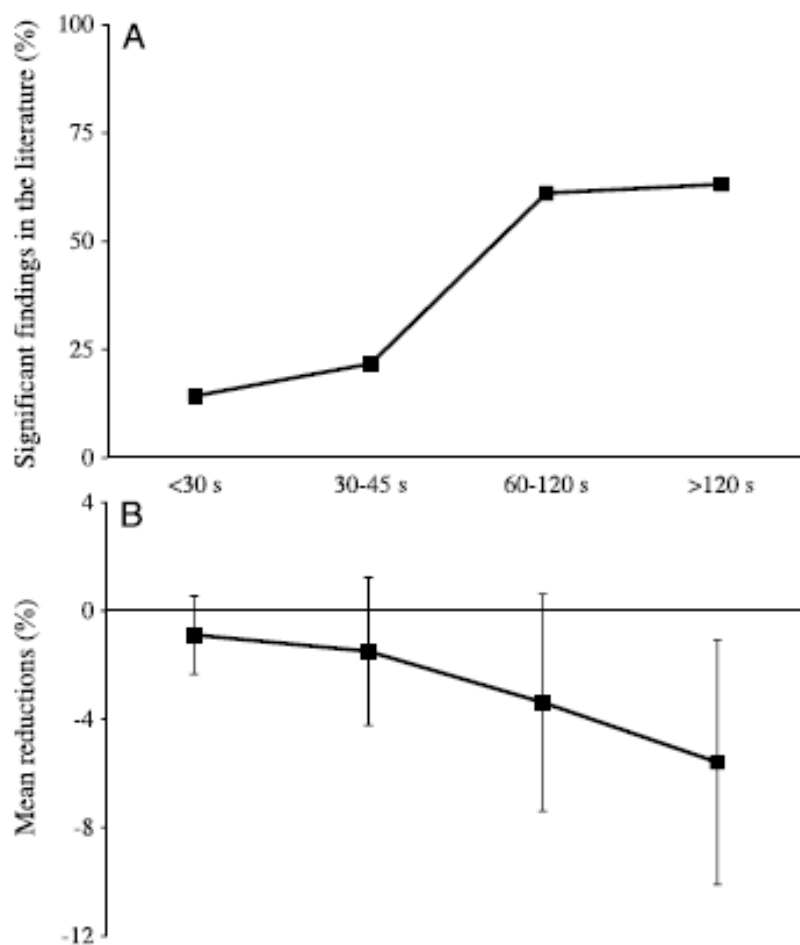
Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, φαίνεται πως υπάρχουν σοβαρές ενδείξεις, ότι στατικές διατάσεις συνολικής διάρκειας μεγαλύτερης των 90 s οδηγούν άμεσα σε μείωση της απόδοσης. Στατικές διατάσεις συνολικής διάρκειας μικρότερης των 90 s εμφανίζουν μεγάλη μεταβλητότητα ως προς την επίδρασή τους στην απόδοση, ενώ διατάσεις διάρκειας μικρότερης των 30 s έχουν ασήμαντη επίδραση σε δοκιμασίες που έγιναν αναφορικά με τη δύναμη, την ροπή και την ισοκινητική ισχύ.

Πίνακας 2.3.1.1.1. Το μέγεθος της επίδρασης και οι ποσοτικές αλλαγές που σχετίζονται με την επίδραση της διάρκειας των διατάσεων στη δύναμη την ισοκινητική ισχύ, στο ύψος του κατακόρυφου άλματος και την ταχύτητα (sprint) (Behm & Chaouachi 2011)

Διάρκεια	Αριθμός Δοκιμαζόμενων	Μέγεθος Επίδρασης	Ποσοστό Μεταβολής (%)
Δύναμη/ισχύς (s)			
0-30	98	0,004	-0,5
30-90	329	0,62	-4,7
>90	1203	0,61	-5,9
M.T	1642 (άθροισμα)	0,55	-5,1
Ύψος άλματος (s)			
0-30	94	0,08	-0,8
30-90	148	0,14	-1,2
>90	242	0,27	-3,3
M.T	554 (άθροισμα)	0,18	-2,4
Ταχύτητα (s)			
0-30	147	0,25	-1,3
30-90	186	0,29	-0,9
>90	36	0,08	-0,7
M.T	415 (άθροισμα)	0,28	-1,3

Στον πίνακα 2.3.1.1.1 από την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας των Behm και Chaouachi (2011) φαίνεται η αύξηση της αρνητικής επίδρασης των διατάσεων καθώς αυξάνει η διάρκειά τους. Επίσης, φαίνεται πως το μέσο μέγεθος της αρνητικής επίδρασης είναι κατά σειρά μεγαλύτερο για τη δύναμη μικρότερο για το άλμα και πιο μικρό για την ταχύτητα (sprint).

Σύμφωνα με τους Kay και Blazevich (2012), η διάρκεια των διατάσεων παίζει σημαντικό ρόλο στις αλλαγές στην απόδοση. Στην πρόσφατη βιβλιογραφική ανασκόπηση που επιχείρησαν κατηγοριοποίησαν τις έρευνες σύμφωνα με τη διάρκεια των διατάσεων (<30 s, 30-45 s, 45-120 s και >120 s). Στο σχήμα 2.3.1.1.1. φαίνεται καθαρά η σχέση που υπάρχει μεταξύ της διάρκειας των διατάσεων και της πιθανότητας εμφάνισης μειωμένης απόδοσης, όπως και το ποσοστό της μείωσης. Παρατηρείται αυξημένη πιθανότητα μείωσης της απόδοσης, όπως και αυξημένο ποσοστό αυτής της μείωσης, καθώς αυξάνεται η διάρκεια των διατάσεων.



Σχήμα 2.3.1.1.1. Η σιγμοειδής σχέση μεταξύ της διάρκειας των διατάσεων και της πιθανότητας μιας σημαντικής μείωσης (A) και η σχέση μεταξύ της διάρκειας των διατάσεων και της μέσης μείωσης στην απόδοση δύναμης, ισχύος και ταχύτητας (B). Παρατηρούμε μικρή πιθανότητα εμφάνισης μείωσης της απόδοσης με διάρκεια διατάσεων <30 s (14%) και 30-45 s (22%), αντίθετα μεγάλη αύξηση της πιθανότητας μετά από 1-2 min διατάσεις (61%) ενώ μετά υπάρχει σταθεροποίηση (63%). Το ποσοστό της αρνητικής επίδρασης αυξάνει καθώς αυξάνει και η διάρκεια των διατάσεων.

Στον πίνακα 2.3.1.1.2. αναγράφονται τα αποτελέσματα της έρευνας των Kay και Blazeovich (2012). Φαίνεται καθαρά η αυξημένη πιθανότητα και το ποσοστό μείωσης της απόδοσης όταν αυξάνεται ο χρόνος εφαρμογής των στατικών διατάσεων.

Πίνακας 2.3.1.1.2. Σχέση της διάρκειας των διατάσεων και της απόδοσης (Kay & Blazeovich, 2012)

Διάρκεια διατάσεων	Έρευνες	Πιθανότητα εμφάνισης μείωσης της απόδοσης	Ποσοστό μείωσης της απόδοσης
<30 s	7	14%	-1,1% ± 1,8%
30-45 s	23	22%	-1,9% ± 3,4%
45-120 s	36	61%	-4,2% ± 5,0%
>120 s	38	63%	-7,0% ± 5,7%

Ωστόσο, υπάρχουν πολλές έρευνες που δεν παρουσιάζουν σημαντικές αλλαγές στη δύναμη/ροπή. (Beedle, Rytter, Healy, & Ward, 2008; Egan, Gramer, Massey, & Marek, 2006; Molacek, Conley, Evetovich, & Hinnerichs, 2010; Torres et al., 2008; Winke, Jones, Berger, & Yates, 2010;) και στην ταχύτητα των ρίψεων (Haag, Wright, Gillette, & Greany, 2010; Torres et al., 2008), μετά την εφαρμογή διατάσεων που η διάρκειά τους κυμαίνεται από 30-120 s για κάθε μυϊκή ομάδα.

Άλλες μελέτες με διάρκεια στατικών διατάσεων 45 s (Gonzalez-Rave, Machado, Navarro-Valdivielso, & Vilas-Boas, 2009; Knudson, Bennett, Corn, Leick, & Smith, 2001; Unick, Kieffer, Cheesman, & Feeney, 2005), με διάρκεια ≤ 60 s (Robbins & Scheuermann, 2008) και με διάρκεια ≤ 90 s (Behm et al., 2006; Handrakis et al., 2010; Samuel, Holcomb, Guadagnoli, Rubley, & Wallmann, 2008) δεν έχουν αναφέρει σημαντική επίδραση στο άλμα.

Αντίθετα, παρατεταμένη διάρκεια στατικών διατάσεων (2-8 min) δεν επέφερε μείωση στην ισοκινητική ροπή (Cramer et al., 2007; Ryan, et al., 2008). Επιπλέον σύγχυση δημιουργεί το γεγονός ότι με τη χρήση μόνο 30 s διατάσεων καταγράφηκε σημαντική μείωση στην απόδοση (Winchester, Nelson, & Kokkonen, 2009). Ενώ, ο Vetter (2007) χρησιμοποίησε 60 s στατικών διατάσεων παρατηρήθηκε μείωση στο κατακόρυφο άλμα και αύξηση στην ταχύτητα.

Έτσι βλέπουμε πως δεν υπάρχει ομοφωνία σχετικά με τη διάρκεια εφαρμογής των στατικών διατάσεων και στο τρόπο που αυτή επιδρά στην επακόλουθη δραστηριότητα. Επιπλέον στις αθλητικές δραστηριότητες που γίνονται για λόγους ευχαρίστησης μια μείωση της απόδοσης της τάξης 4-5% μπορεί να μη θεωρείται σοβαρή συνέπεια.

Βασιζόμενοι στην πλειονότητα της βιβλιογραφίας θα ήταν λοιπόν λογικό να καταλήξουμε ότι παρατεταμένης διάρκειας διατάσεις δεν πρέπει να εφαρμόζονται πριν από υψηλού ή ανταγωνιστικού επιπέδου αθλητικής ή προπονητικής δραστηριότητας. Είναι όμως ορθό να απορριφθούν οι διατάσεις από την προθέρμανση; Ξέρουμε πως σε πολλά αθλήματα η αυξημένη ευλυγισία συνδέεται άμεσα με την απόδοση, όπως για παράδειγμα στην ενόργανη γυμναστική και στη

πάλι. Επίσης μεγάλη ευλυγισία χρειάζεται ο τερματοφύλακας στη χειροσφαίριση όταν σε θέση «πεταλούδας» προστατεύει την εστία του, όπως επίσης αυξημένη ευλυγισία απαιτούν και οι πολεμικές τέχνες ή η ενόργανη γυμναστική (Behm & Chaouachi, 2011).

Υπάρχει η τάση να αντικατασταθούν οι στατικές από τις δυναμικές διατάσεις. Ωστόσο, έρευνες δείχνουν πως οι δυναμικές διατάσεις δεν αυξάνουν την ευλυγισία τόσο όσο την αυξάνουν οι στατικές κατά τη φάση της προθέρμανσης (Bandy et al., 1998; O'Sullivan, Murray, & Sainsbury, 2009), η της παρατεταμένης προπόνησης (Covert, Alexander, Petronis, & Davis, 2010). Φαίνεται λοιπόν πως οι διατάσεις είναι απαραίτητες στη φάση της προθέρμανσης για αγωνίσματα που απαιτούν αυξημένη ευλυγισία. Βασιζόμενοι τώρα στα σοβαρά στοιχεία που δείχνουν αρνητική επίδραση με διατάσεις μεγαλύτερης διάρκειας από 90 s, ανάμεικτα αποτελέσματα με διατάσεις 30-90 s όπως επίσης ασήμαντες επιδράσεις με διάρκεια διατάσεων μικρότερη των 30 s, καταλήγουμε πως η συνολική διάρκεια των διατάσεων πρέπει να είναι < 30 s. Πρόσφατη έρευνα έδειξε πως στατικές διατάσεις των 36 s (6 επαναλήψεις από 6 s) μπορούν να αυξήσουν αποτελεσματικά το εύρος κίνησης της άρθρωσης (Murphy, Santo, Alkanani, & Behm, 2010).

Ωστόσο, πρέπει να εξεταστούν και άλλοι παράγοντες που πρέπει να προσμετρηθούν πριν αποφασιστεί ο αποκλεισμός των στατικών διατάσεων από την προθέρμανση.

2.3.1.2. Σχέση των διατάσεων με το είδος της μυϊκής συστολής

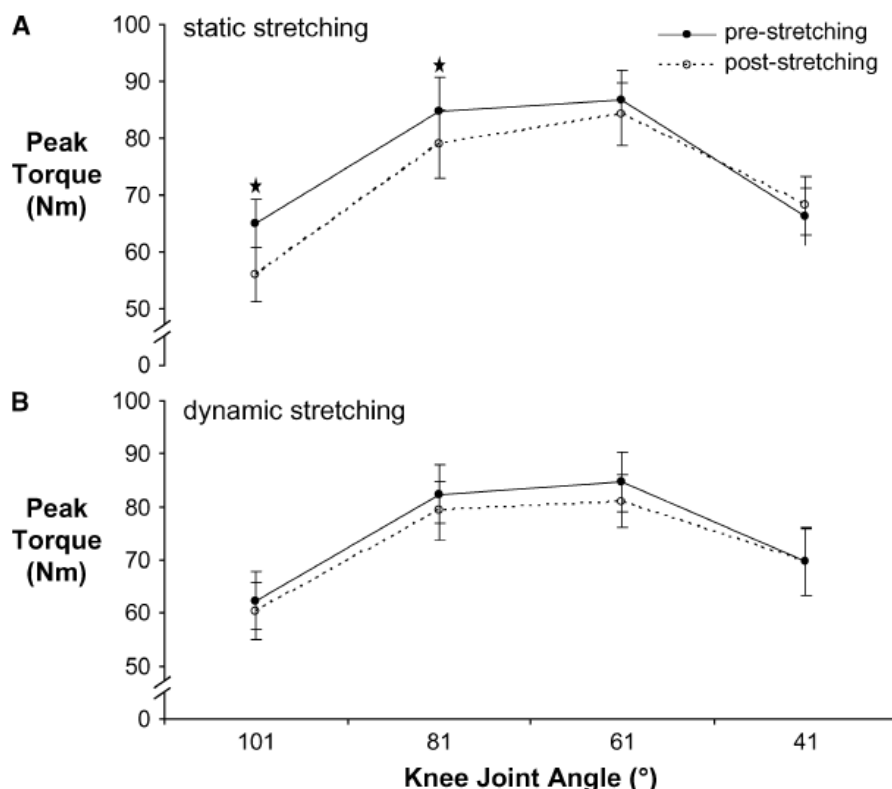
Στη βιβλιογραφία συναντούνται διαφορετικές απόψεις αναφορικά με την άμεση επίδραση των στατικών διατάσεων στην απόδοση. Για παράδειγμα μελέτες έχουν δείξει ότι περισσότερο ευλύγιστα άτομα (Trehearn & Buresh, 2009), ή άτομα που έχουν εφαρμόσει διατάσεις πριν την προθέρμανση (Wilson et al., 2010), παρουσιάζουν μειωμένη δρομική οικονομία. Άλλες έρευνες δε δείχνουν αρνητική επίδραση στη δρομική οικονομία των δοκιμαζόμενων (Hayes, & Walker 2007) ενώ άλλες δείχνουν αυξημένη δρομική οικονομία (Godges, McRae, Longdon, & Timberg, 1989). Αυτές οι διαφορές μεταξύ των ερευνητών αναφορικά με την άμεση επίδραση των διατάσεων φαίνεται να οφείλονται στον τύπο της μυϊκής συστολής ή στο είδος της δραστηριότητας που ακολουθεί μετά την εφαρμογή των διατάσεων (Behm & Chaouachi 2011). Επειδή οι στατικές διατάσεις αυξάνουν τη μυϊκή ενδοτικότητα μπορούν να ενισχύσουν την ικανότητα της μυοτενόντιας μονάδας να αποθηκεύσει περισσότερη ελαστική ενέργεια για περισσότερο χρόνο (Bosco, Tihanyi, Komi, Fekete, & Apor, 1982). Μερικές έρευνες χρησιμοποιώντας μεγαλύτερης διάρκειας μυϊκές συστολές ή αργότερου ρυθμού ασκήσεις κύκλου διάτασης σύσπασης (ΚΔΣ) δε βρήκαν αρνητική επίδραση ή και ακόμα βρήκαν αύξηση της απόδοσης μετά από στατικές διατάσεις. Συγκρίνοντας 40 s και 120 s στατικών διατάσεων ο Molacec, και οι συνεργάτες του (2010) δε βρήκαν σημαντικές αλλαγές στη μία μέγιστη επανάληψη (1ΜΕ) στη πίεση πάγκου. Επιπλέον οι Cramer, Housh, Coburn, Beck και Johnson (2006) δεν ανέφεραν επίδραση των στατικών διατάσεων στην ισοκινητική έκκεντρη συστολή. Σε σύγκριση με τις μυϊκές συστολές που εκτελούνται στα σπριντ οι έκκεντρες συστολές είναι σχετικά αργές όταν

εκτελούνται με 60° και $180^\circ \cdot s^{-1}$. Αυτού του είδους οι έκκεντρες συστολές και οι αργές ασκήσεις ΚΔΣ φαίνεται να ωφελούνται από περισσότερο ενδοτικό μυ που έχει την ικανότητα να αποθηκεύει περισσότερη ελαστική ενέργεια για μεγαλύτερη χρονική περίοδο. Αυτό συμβαδίζει και με την έρευνα των Hayes και Walker (2007) όπου οι δοκιμαζόμενοι έτρεχαν με υπομέγιστες ταχύτητες μετά από 4 διαφορετικές συνθήκες διατάσεων και ενώ το εύρος κίνησης της άρθρωσης αυξήθηκε σημαντικά η δρομική οικονομία δεν μεταβλήθηκε για καμία συνθήκη. Επίσης οι Kay και Blazeovich (2012), μελετώντας 68 έρευνες που εξέταζαν την επίδραση της μυϊκής συστολής στη μέγιστη έκκεντρη δύναμη, βρήκαν μόνο 6 έρευνες που ανέφεραν αλλαγές, και όλες χρησιμοποίησαν διατάσεις >60 s.

Επομένως φαίνεται, πως οι παρατεταμένες ασκήσεις ΚΔΣ με έκκεντρες συστολές, οι πιέσεις πάγκου και το τρέξιμο μεγάλων αποστάσεων, όπως επίσης και δραστηριότητες με μεγαλύτερη διάρκεια επαφής με το έδαφος ωφελούνται από περισσότερο ενδοτικούς και ελαστικούς μύες, και παρατηρείται θετική σχέση μεταξύ μυϊκής ενδοτικότητας και παραγωγής δύναμης.

Αντίθετα σε υψηλού επιπέδου δρομείς ταχύτητας, οι αλλαγές που προκαλούνται στα ελαστικά στοιχεία και στη σκληρότητα της μυοτενόντιας μονάδας από τις στατικές διατάσεις (Cornwel, Nelson, & Sidaway, 2002; Cramer et al., 2004; Cramer et al., 2005; Fowles et al., 2000; Torres, Appell & Duarte, 2007) αναμένεται να επιδρούν αρνητικά στη μεταφορά της δύναμης και στο ρυθμό ανάπτυξης δύναμης, που είναι βασικά συστατικά στους δρόμους ταχύτητας (σπριντ).

Οι Wilson, Murphy, και Pryor (1994) ανέφεραν, ότι η μυοτενόντια σκληρότητα σχετίζεται σημαντικά με την ισομετρική και ομόκεντρη συστολή ($r = 0,57$ και $0,78$ αντίστοιχα), ισχυριζόμενοι ότι η σκληρότερη μυοτενόντια μονάδα βοηθά την παραγωγή δύναμης, μέσω της βελτίωσης της σχέσης δύναμης-ταχύτητας και μήκους-τάσης. Η σκληρότερη μυοτενόντια μονάδα είναι περισσότερο αποτελεσματική κατά την αρχική μεταφορά της δύναμης, έτσι αυξάνεται ο ρυθμός ανάπτυξης δύναμης. Η καθυστέρηση ανταπόκρισης στα ελαστικά στοιχεία της μυοτενόντιας μονάδας αυξάνει την ηλεκτρομηχανική καθυστέρηση (Costa et al., 2010), αυξάνοντας τον χρόνο από την αρχικό στάδιο της κίνησης των εγκάρσιων γεφυρών των νηματίων της βαριάς αλυσίδας μυοσίνης, έως την τελική παραγωγή τάσης από τη μυοτενόντια μονάδα στα οστά. Επιπλέον, ένας επιμηκυμένος μυς έχει μικρότερη επικάλυψη μεταξύ των νηματίων ακτίνης και μυοσίνης, με αποτέλεσμα την αλλαγή στη σχέση μήκους-τάσης (Rassier, MacIntosh & Herzog, 1999) και μείωση στη μυϊκή απόδοση δύναμης. Η επιμήκυνση του τενόντιου ιστού, επίσης επηρεάζει την παραγωγή δύναμης (Kawakami, Kubo, Kanehisa, & Fukunaga, 2002). Οι στατικές διατάσεις μπορούν να μεταβάλουν τη σχέση μήκους-τάσης και /ή να οδηγήσουν σε παραμόρφωση του συνδετικού ιστού, έτσι ώστε η ικανότητα παραγωγής μέγιστης δύναμης της μυοτενόντιας μονάδας να περιοριστεί. (Herda, Cramer, Ryan, Mchugh, & Stout, 2008) (Σχήμα 2.3.1.2.1).

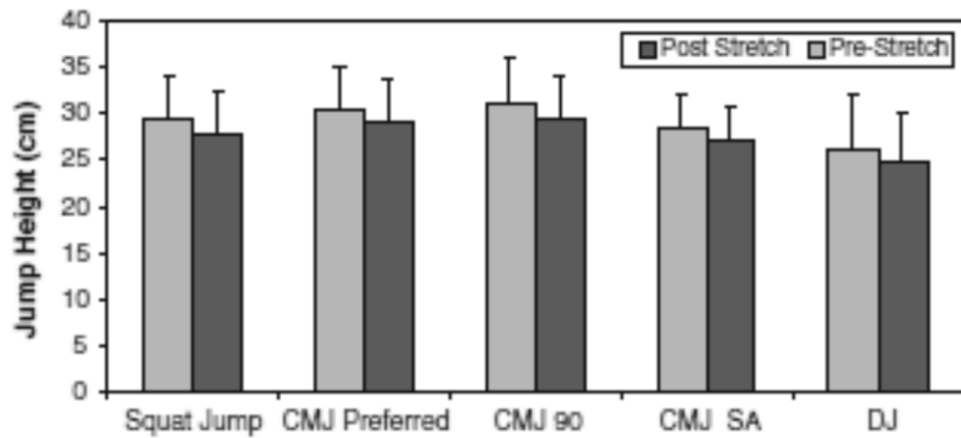


Σχήμα 2.3.1.2.1. Ισομετρική κορυφαία ροπή πριν και μετά από εφαρμογή διατάσεων. (Α) στατικές και (Β) δυναμικές. * Μειώσεις μεταξύ πριν και μετά συνθηκών ($p \leq 0,05$). Οι τιμές είναι μέσοι $\pm$ SEM. Παρατηρούμε τις σημαντικές μειώσεις στην κορυφαία ροπή μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων, οι οποίες αποδόθηκαν στις αλλαγές στη σχέση μήκους- τάσης της MTU, που προκλήθηκαν από τις στατικές διατάσεις. Στην έρευνα συμμετείχαν 14 άντρες 25 ± 4 ετών και εξετάστηκαν μετά από στατικές διατάσεις (διάρκεια: $9,2 \pm 0,4$ min) ή μετά από δυναμικές διατάσεις (διάρκεια: $9,1 \pm 0,3$) (Herda et al., 2008)

Φαίνεται λοιπόν από τη βιβλιογραφία, ότι σε σχέση με την ταχύτητα της συστολής και το χρόνο ΚΔΣ ένας περισσότερο ενδοτικός μυς, λόγω διατάσεων, θα μπορούσε να επηρεάσει αρνητικά την απόδοση, σε υψηλής ταχύτητας μυϊκή συστολή ή αντίθετα, να οδηγήσει σε αποτελεσματικότερη αποθήκευση και μεταφορά ενέργειας, σε μεγαλύτερης διάρκειας δραστηριότητες.

2.3.1.3. Επίδραση της έντασης των διατάσεων στην απόδοση

Συνήθως, οι μύες διατείνονται μέχρι το σημείο που ο αθλούμενος θα αισθανθεί ήπια ενόχληση. Το επίπεδο αυτό της έντασης αναφέρεται ως το σημείο της ήπιας ενόχλησης. (ΣΗΕ). Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, ίσως διατάσεις χαμηλότερης έντασης από το ΣΗΕ, να μην προκαλεί μειώσεις στην απόδοση (Knudson, Noffal. Bahamonde, Bauer, & Blackwell, 2004). Πολλές έρευνες αναφέρουν μείωση της απόδοσης, με ένταση στατικών διατάσεων στο ΣΗΕ (Behm et al., 2004; Fowels et al., 2000; Power et al., 2004). Όμως οι Young, Elias και Power (2006), με διατάσεις στο 90% ΣΗΕ (διάρκειας 2 min), δεν βρήκαν επίδραση στην απόδοση.



Σχήμα 2.3.1.3.1. Κύριες επιδράσεις των διατάσεων. Αλλαγές πριν και μετά τις διατάσεις, κατά μέσο όρο, ανεξάρτητα από το είδος των διατάσεων. Σε όλα τα είδη των διατάσεων υπήρξαν σημαντικές μειώσεις ($p < 0,01$) μετά τις διατάσεις. Στη συνθήκη ελέγχου δεν υπήρχαν πριν και μετά σημαντικές διαφορές. Οι μπάρες αντιπροσωπεύουν Μέσες τιμές $\pm$ τυπικές αποκλίσεις (Behm & Kibele, 2007).

Αντίθετα, οι Behm και Kibele (2007) εντόπισαν μείωση της απόδοσης, μετά από διατάσεις έντασης στο 100%, 75%, 50% του ΣΗΕ. Στην έρευνα πήραν μέρος 10 φοιτητές, 7 άντρες $27,6 \pm 3,7$ έτη και 3 γυναίκες $24,0 \pm 0,8$ έτη. Αφού έκαναν 5 min προθέρμανση σε εργομετρικό ποδήλατο με 70 watt αντίσταση, εκτέλεσαν 5 διαφορετικά είδη άλμάτων, πριν και μετά από την παρέμβαση. Η παρέμβαση περιλάμβανε 4 διαφορετικές εντάσεις διατάσεων (100%, 75%, 50% ΣΗΕ με 4 min συνολική διάρκεια, και control συνθήκη με 5 s διατάσεις στο 100% ΣΗΕ). Τα άλματα ήταν: 1) Άλμα βάθους από ύψος 24 cm 2) κατακόρυφο άλμα με φορά (CMJ) με γρήγορο ΚΔΣ, 3) CMJ με αργό ΚΔΣ και κάμψη στο γόνατο 70° , 4) CMJ ελεύθερης επιλογής ρυθμού και βύθισης, και 5) κατακόρυφο άλμα από ημικάθισμα (Squat jump) (Σχήμα 2.3.1.3.1. και Πίνακ.2.3.1.3.1).

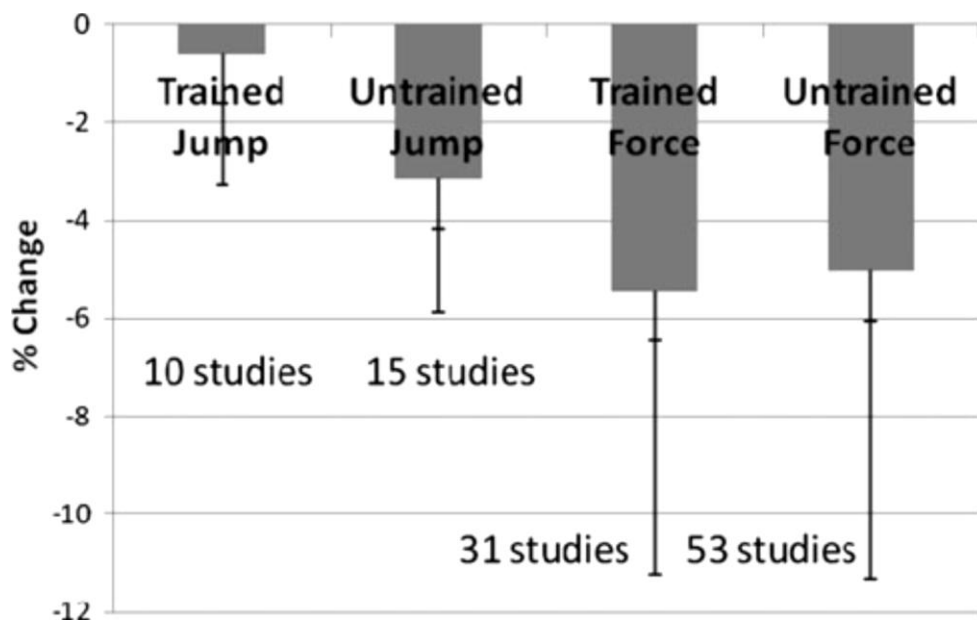
Πίνακ.2.3.1.3.1. Πριν και μετά, ποσοστό μείωσης στο ύψος του άλματος στα πέντε διαφορετικά άλματα. Δεν υπάρχει σημαντική διαφορά, μεταξύ έντασης διατάσεων (αλληλεπίδραση), αλλά υπάρχει σημαντική κύρια επίδραση για τις διατάσεις συνολικά (Behm & Kibele, 2007).

	100% POD	75% POD	50% POD	Control
Άλμα βάθους	3.8	6.1	6.1	1.0
Άλμα από ημικάθισμα	2.4	3.7	5.3	3.6 αύξηση
CMJ (γρήγορος ΚΔΣ)	4.2	3.9	2.8	0.7
CMJ 70°	5.8	3	8.0	0.9
CMJ (αργός ΚΔΣ)	4.4	5.4	4.0	0.5
Μ.Τ.	4.1	4.4	5.2	0.1 $p > 0,05$

2.3.1.4. Επίδραση των διατάσεων στην απόδοση ανάλογα με το δείγμα της έρευνας

2.3.1.4.1. Διατάσεις και επίπεδο προπόνησης

Μέχρι τώρα λοιπόν, η βιβλιογραφία παρουσιάζει, πως μεγάλης διάρκειας και έντασης στατικές διατάσεις επιδρούν αρνητικά στην απόδοση. Και οι δύο αυτοί παράγοντες οδηγούν το μυ ή τη μυϊκή ομάδα που διατείνεται σε ασυνήθιστη πίεση (stress), που εκφράζεται με αρνητικές συνέπειες στο μυϊκό ή νευρομυϊκό σύστημα. Μερικοί ερευνητές προτείνουν, ότι οι προπονημένοι αθλητές είναι λιγότερο επιρρεπείς στις αρνητικές συνέπειες των διατάσεων, από τους απροπόνητους (Egan et al., 2006; Unick et al., 2005). Πιθανά, ένα μεγαλύτερο εύρος κίνησης των αρθρώσεων ή προπόνηση για την αύξηση αυτού του εύρους, να περιορίζει τις άμεσες αρνητικές συνέπειες των στατικών διατάσεων, διότι το ασυνήθιστο stress δεν θα είναι τόσο άγνωστο. Ίσως μια περισσότερο ελαστική μυοτενόντια μονάδα ή μια πιο ανεκτική στις τάσεις που αναπτύσσονται λόγω των διατάσεων, να ανταποκρίνεται πιο ανώδυνα στις επιδράσεις των διατάσεων από μια πιο σκληρή μυοτενόντια μονάδα.



Σχήμα 2.3.1.4.1.1. Έρευνες που χρησιμοποιούν προπονημένους και απροπόνητους δοκιμαζόμενους και αναφέρουν την επίδραση στην απόδοση στη δύναμη και στο κατακόρυφο άλμα. Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική ανάμεσα σε προπονημένους και απροπόνητους στην απόδοση στη δύναμη και στο άλμα παρόλο που φαίνεται μια τάση μικρότερης μείωσης στο άλμα για τους προπονημένους σε σχέση με τους απροπόνητους (Behm & Chaouachi 2011)

Έρευνες αναφέρουν μείωση στη μυϊκή σκληρότητα, μετά από προπόνηση διατάσεων (Guissard & Duchateau, 2004), ενώ αντίθετα, άλλες δεν αναφέρουν σημαντικές αλλαγές στη μυϊκή σκληρότητα, στην ενέργεια ή την κορυφαία ροπή στην άρθρωση του γονάτου, μετά από 3 εβδομάδες προπόνησης διατάσεων (Magnusson, Simonsen, Aagaard, Sorensen, & Kjaer, 1996). Τα αντικρουόμενα

αυτά αποτελέσματα φαίνονται επίσης και από μελέτη των Behm και Chaouachi (2011), που αφορά 99 έρευνες, οι οποίες μετρούν την επίδοση στη δύναμη ή το άλμα μετά από παρέμβαση στατικών διατάσεων. Η στατιστική ανάλυση δεν έδειξε διαφορές ανάμεσα σε προπονημένους και απροπόνητους σχετικά με την επίδραση που είχαν άμεσα οι στατικές διατάσεις στην απόδοση στη δύναμη και στο άλμα (Σχήμα 2.3.1.4.1.1).

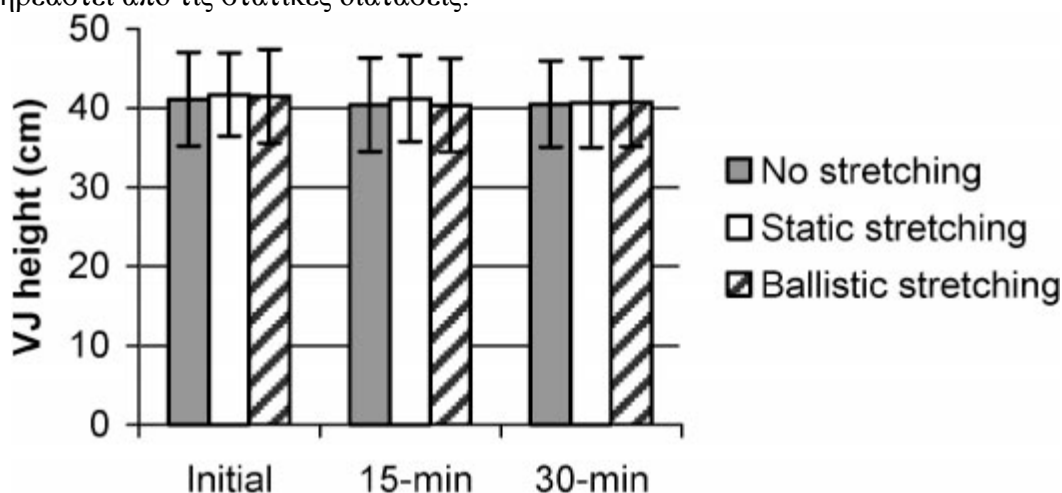
2.3.1.4.2. Επίδραση των διατάσεων αναφορικά με την ηλικία των δοκιμαζόμενων

Σε λίγες έρευνες εξετάζονται δοκιμαζόμενοι, πέρα από την τυπική ηλικία του πανεπιστημίου. Μια μελέτη, που εξέτασε προπονημένους εν ενεργεία ασκούμενους μεσήλικες στις πολεμικές τέχνες, δεν ανέφερε μείωση από τις διατάσεις, σε αλματικές δραστηριότητες, ενώ ανέφερε αύξηση στην ισορροπία (Handrakis et al., 2010). Η έλλειψη αρνητικής επίδρασης στην απόδοση και η αύξηση στη ισορροπία, συνέβη και μετά από συνολική διάρκεια διατάσεων 90 s. Συνήθως, αυτή η διάρκεια των διατάσεων, στη πλειονότητα των ερευνών που αφορούν νεώτερους πληθυσμούς, προκαλεί μείωση στην ακόλουθη απόδοση. Επειδή, οι ηλικιωμένοι παρουσιάζουν χαμηλότερης ταχύτητας μυϊκή συστολή και αυξημένο χρόνο επαφής με το έδαφος σε δραστηριότητες κύκλου διάτασης σύσπασης, πιο ενδοτικοί και ελαστικοί μύες θα μπορούσαν να αποτελέσουν πλεονέκτημα, καθώς μπορούν να αποθηκεύουν περισσότερη ελαστική ενέργεια για περισσότερο διάστημα (Behm & Chaouachi, 2011). Οι νεαροί αθλητές υψηλού επιπέδου χρειάζονται σχεδόν άμεση μεταφορά της ελαστικής ενέργειας στις συντομότερες δραστηριότητες κύκλου διάτασης σύσπασης.

Αντίθετα με τα παραπάνω αποτελέσματα, σε άλλη έρευνα, ηλικιωμένες απροπόνητες γυναίκες ($64,6 \pm 7,1$ έτη), μετά από 3 επαναλήψεις των 30 s στατικών διατάσεων παρουσίασαν μειωμένη μέγιστη εκούσια δύναμη (Gurjao, Goncalves, Moura, & Gobbi, 2009). Ίσως στην έρευνα του Handrakis και των συνεργατών του (2010), οι εν ενεργεία και σχετικά προπονημένοι μεσήλικες να είχαν επαρκή μυοτενόντια δύναμη, τέτοια, που οι διατάσεις να μην ήταν ιδιαίτερα στρεσογόνες για αυτούς, σε σύγκριση με τις πιο ηλικιωμένες γυναίκες, και έτσι, η συσχετικά (λόγω ηλικίας) αργή μυϊκή συστολή, να μπορούσε να επωφεληθεί από τη μεγαλύτερη αποθήκευση ενέργειας από μια πιο ενδοτική μυοτενόντια μονάδα.

2.3.1.5. Επίδραση του χρόνου μεταξύ διατάσεων και προσπάθειας

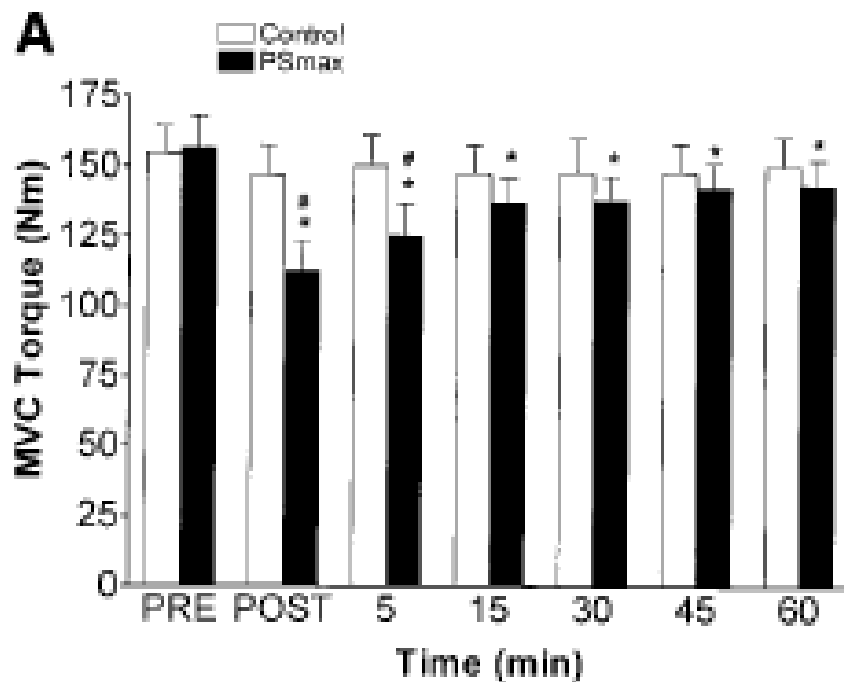
Το διάλειμμα, μεταξύ διατάσεων και προσπάθειας, είναι σημαντικός παράγοντας για την επίδραση των διατάσεων στην απόδοση. Ο Unick και οι συνεργάτες του (2005) εξέτασαν 16 εν ενεργεία κολεγιακές αθλήτριες της καλαθοσφαίρισης, ηλικίας: $19 \pm 1,0$ ετών, στο κατακόρυφο άλμα με φορά και στο άλμα βάθους, πριν και μετά, από στατικές, βαλλιστικές διατάσεις και χωρίς διατάσεις. Η διάρκεια των διατάσεων ήταν 45 s, για κάθε μυϊκή ομάδα, και διατάθηκαν οι μυϊκές ομάδες των κάτω άκρων. Ακολούθησαν 4 min περπάτημα, μετά την εφαρμογή των διατάσεων και πριν την αρχική εξέταση. Έγιναν ακόμα δύο εξετάσεις, μετά 15 min και μετά 30 min. Δεν βρέθηκαν αλλαγές στην απόδοση. (Σχήμα 2.3.1.5.1). Ανέφεραν οι ερευνητές, ότι πιθανά μετά από την περίοδο ξεκούρασης, μεταξύ της φάσης των διατάσεων και της φάσης του άλματος, το κινητικό νεύρο ανέκτησε τη μειωμένη διεγερσιμότητά που είχε επηρεαστεί από τις στατικές διατάσεις.



Σχήμα 2.3.1.5.1. Κατακόρυφο άλμα για τις τρεις συνθήκες διάτασης και για τα συγκεκριμένα διαλείμματα. Οι στήλες παρουσιάζουν $MT \pm TA$. Δεν υπήρξε σημαντική διαφορά μεταξύ τύπου διατάσεων, ούτε επίσης μεταξύ διαφορετικών διαλειμμάτων (Unick et al., 2001).

Οι Young και Behm (2003), βρήκαν σημαντικές μειώσεις στο άλμα βάθους και στο άλμα από ημικάθισμα, 2 min μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων.

Ο Fowels και οι συνεργάτες του (2000) εφάρμοσαν, σε 8 άντρες ($22,3 \pm 0,8$ ετών) και 4 γυναίκες ($20,3 \pm 0,1$ ετών), 13 διατάσεις των 135 s συνολικής διάρκειας 30 min στους καμπτήρες του πέλματος και εξέτασαν τη μέγιστη εκούσια ροπή της ποδοκνημικής άρθρωσης αμέσως μετά τις διατάσεις, μετά από 5, 15, 30, 45 και 60 min. Βρήκαν μείωση αμέσως μετά τις διατάσεις 28%. Η μείωση διατηρήθηκε σε σημαντικά επίπεδα μέχρι και 60 min μετά και ήταν της τάξης του 9% (Σχήμα 2.3.1.5.2).



Σχήμα 2.3.1.5.2. Επίδραση των διατάσεων στη μέγιστη εκούσια δύναμη (MVC) * Στατιστικά σημαντική διαφορά πριν και μετά τις διατάσεις ($p < 0,05$). # Στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ συνθήκης ελέγχου και συνθήκης διατάσεων ($p < 0,05$) (Fowels et al., 2000)

Παρατηρούμε πως η αρνητική επίδραση των διατάσεων στη συγκεκριμένη έρευνα διατηρήθηκε και μέχρι 1 ώρα μετά τις διατάσεις. Όμως σε αυτή την έρευνα εφαρμόστηκαν διατάσεις πολύ μεγάλης διάρκειας, πέρα από τη συνηθισμένη πρακτική που ακολουθείται στις αθλητικές δραστηριότητες.

2.3.1.6. Υπεύθυνοι μηχανισμοί για την αρνητική επίδραση των διατάσεων στην απόδοση

Η μείωση της απόδοσης έχει συνδεθεί με δύο κυρίως μηχανισμούς:

Μηχανικά, οι διατάσεις προκαλούν μείωση της μυοτενόντιας σκληρότητας, οδηγώντας σε χαμηλότερο ρυθμό ανάπτυξης δύναμης και καθυστέρηση στη μυϊκή δραστηριοποίηση (Costa et al., 2010; Evetovich, Nauman, Conley, & Todd, 2003; Fowels et al. 2000; Kubo, Kanehisa, Kawakami, & Fukunaga, 2001). Επιπλέον, αυξάνεται η τενόντια χαλάρωση, η οποία καθυστερεί τη μυϊκή σύσπαση, με αποτέλεσμα λιγότερο αποτελεσματική μεταφορά της δύναμης από τους μύες στα οστά (Kokkonen et al., 1998).

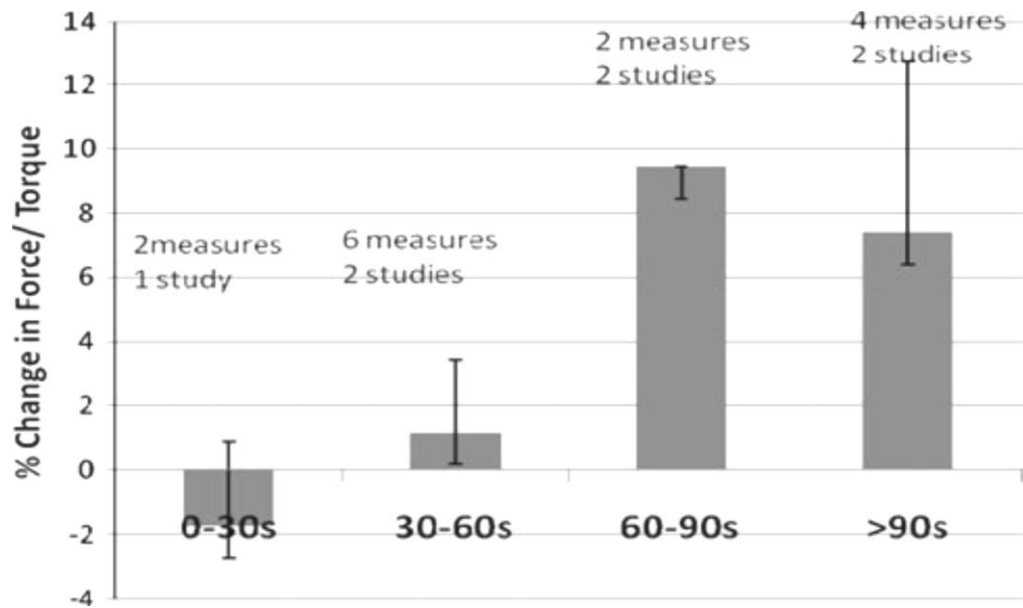
Επίσης, νευρικοί παράγοντες φαίνεται να συμμετέχουν στη μείωση της παραγωγής της μυϊκής δύναμης, πιθανά λόγω μειωμένης δραστηριοποίησης του κινητικού νεύρου, της συχνότητας ενεργοποίησης και ίσως σε αλλαγές στην ευαισθησία του μυϊκού αντανakλαστικού (Avela, Kyrolainen, & Komi, 1999; Behm et al., 2001; Fowels et al., 2000; Power et al., 2004).

Φαίνεται από τη βιβλιογραφία ότι η επίδραση των νευρικών παραγόντων είναι μικρότερης διάρκειας ή παίζει μικρότερο ή ασήμαντο ρόλο, σε σχέση με τις ελαστικές και μηχανικές αλλαγές, που προκαλούνται από τις στατικές διατάσεις (Costa et al., 2010; Weir, Tingley, & Elder, 2005). Η μείωση της διεγερσιμότητας του κινητικού νεύρου, θεωρείται πιθανός λόγος για τη μείωση της απόδοσης, μετά από στατικές διατάσεις (Behm et al., 2001; Fowels et al., 2000). Το αντανεκλαστικό Hofman αποτελεί συνηθισμένο δείκτη αλλαγών της διεγερσιμότητας του κινητικού νεύρου. Οι Avela και συνεργάτες (1999) παρατήρησαν μείωση της διεγερσιμότητας του κινητικού νεύρου, όπως καταγράφηκε από το αντανεκλαστικό Hofman, μετά από παρατεταμένη και επαναλαμβανόμενη διάταση, η οποία όμως σχεδόν επανήλθε μετά από 4 min. Επομένως, φαίνεται πως η νευρομυϊκή αναστολή συμμετέχει αρχικά σημαντικά στη μείωση της απόδοσης, αλλά μετά από 4 min ξεκούρασης η μυϊκή σκληρότητα εμφανίζεται να έχει τον πρωταρχικό ρόλο (Robbins & Scheuermann, 2008). Σύμφωνα με τα ερευνητικά δεδομένα, φαίνεται πως η αρνητική επίδραση των στατικών διατάσεων στην απόδοση οφείλεται σε μεγαλύτερο βαθμό στις ελαστικές ή μηχανικές αλλαγές που προκαλούν στο μυοτενόντιο σύστημα. (Avela et al., 2004; Costa et al., 2010; Weir et al. 2005). Στην πλειονότητα των διατάσεων, που παρουσιάζονται αρνητικές επιδράσεις, η διάρκεια των διατάσεων είναι μεγαλύτερη των 90 s. Επομένως, η εφαρμογή στατικών διατάσεων μικρότερης διάρκειας από 30 s, θα ελαχιστοποιήσει τις πιο επίμονες και ουσιαστικές αλλαγές, τις αλλαγές δηλαδή στις ελαστικές και μηχανικές ιδιότητες της μυοτενόντιας μονάδας.

2.3.2. Δυναμικές διατάσεις

Οι δυναμικές διατάσεις, οι οποίες περιλαμβάνουν ελεγχόμενες κινήσεις των άκρων εντός του εύρους κίνησης της άρθρωσης (Fletcher, 2010), φαίνεται ότι, είτε βελτιώνουν άμεσα την απόδοση στη ισχύ (Manoel, Harris-Love, Danoff, & Miller, 2008; Yamaguchi, Ishii, Yamanaka, Yasuda, 2007), στην ταχύτητα (Fletcher & Anness 2007; Little & Williams 2006) και στο άλμα (Hough, Ross, & Howatson, 2009; Jaggars et al., 2008; Pearce et al., 2009), είτε δεν προκαλούν αρνητικά αποτελέσματα (Samuel et al., 2008; Torres et al., 2008; Unick et al., 2005).

Τα ερευνητικά δεδομένα δείχνουν πως μικρής διάρκειας δυναμικές διατάσεις δεν επιδρούν αρνητικά στην απόδοση, ενώ μεγαλύτερης διάρκειας δυναμικές διατάσεις μάλλον επιδρούν θετικά στην απόδοση. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφική ανασκόπηση των Behm και Chaouachi (2011), δυναμικές διατάσεις διάρκειας έως 30 s προκαλούν μικρή μείωση στην απόδοση της παραγωγής δύναμης και ροπής, ενώ όσο αυξάνεται η διάρκεια των δυναμικών διατάσεων παρατηρείται αύξηση της παραγωγής δύναμης και ισχύος (Σχήμα 2.3.2.1).



Σχήμα 2.3.2.1. Η επίδραση της διάρκειας των δυναμικών διατάσεων στη παραγωγή δύναμης, ροπής και ισχύος από 241 συμμετέχοντες. Οι στήλες αντιπροσωπεύουν μέσες ποσοστιαίες αλλαγές με τυπικές αποκλίσεις.

Φαίνεται, πως οι δυναμικές διατάσεις είναι προτιμότερες από τις στατικές, σαν μέρος της προθέρμανσης, ίσως λόγω της ομοιότητας που παρουσιάζουν με τις κινήσεις της αθλητικής δραστηριότητας, που ακολουθούν. Οι μηχανισμοί, που πιθανά βοηθούν την αύξηση της απόδοσης, είναι η αύξηση της θερμοκρασίας μυών και του σώματος (Fletcher & Jones, 2004), ο μηχανισμός της μεταδιεγερτικής διευκόλυνσης (PAP) στη διατεινόμενη μυϊκή ομάδα, λόγω της σύσπασης της ανταγωνιστικής μυϊκής ομάδας (Hough et al., 2009; Torres et al., 2008; Yamaguchi & Ishii, 2005), η διέγερση του νευρικού συστήματος και η μειωμένη αναστολή των ανταγωνιστών μυών (Jaggers et al., 2008; Yamaguchi & Ishii, 2005).

III. ΚΕΦΑΛΑΙΟ – ΜΕΘΟΔΟΣ

3.1. Ερευνητικός σχεδιασμός

Με στόχο την εκπλήρωση του σκοπού αυτής της μελέτης, εξετάστηκε η επίδραση τριών διαφορετικών πρωτοκόλλων προθέρμανσης, στην κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων.

Τα τρία πρωτόκολλα ήταν:

- Τρέξιμο χωρίς διατάσεις (ΤΧΔ)
- Τρέξιμο μετά από στατικές διατάσεις (ΤΣΔ)
- Τρέξιμο μετά από δυναμικές διατάσεις (ΤΔΔ)

Τα τρία διαφορετικά πρωτόκολλα βασίστηκαν και σχεδιάστηκαν σε προηγούμενες έρευνες

Οι συμμετέχοντες έλαβαν μέρος σε μια συνάντηση εξοικείωσης και σε τρεις συναντήσεις για τη συλλογή δεδομένων, στο εργαστήριο. Κατά τη διάρκεια της εξοικείωσης, δόθηκαν οδηγίες στους συμμετέχοντες για τη σωστή εκτέλεση των διαφορετικών διατατικών ασκήσεων (στατικών και δυναμικών) και για τη σωστή εκτέλεση των δοκιμασιών. Επίσης συλλέχθηκαν στοιχεία για την ηλικία, το ύψος, τη μάζα, και το % ποσοστό σωματικού λίπους. Το μήκος του κάτω άκρου (απόσταση από το μείζον τροχαντήρα ως το έδαφος) υπολογίστηκε σύμφωνα με την ανθρωπομετρική εξίσωση του Winter (1979): $L = 0.53h$ όπου h είναι το ύψος του δοκιμαζόμενου (Morin et al., 2005).

Στις συναντήσεις για τη συλλογή δεδομένων οι συμμετέχοντες έτρεξαν 5 min με ταχύτητα 2.22 m.s^{-1} και μετά από 1 min ακολούθησαν οι αρχικές μετρήσεις. Κατόπιν, οι συμμετέχοντες εκτέλεσαν ένα από τα τρία πρωτόκολλα διατάσεων (στατικές, δυναμικές, και καθόλου διατάσεις), με τυχαία σειρά, και αμέσως ακολούθησαν οι επαναληπτικές μετρήσεις. Κατά τη διάρκεια των αρχικών και επαναληπτικών μετρήσεων, οι συμμετέχοντες εκτέλεσαν τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο με ταχύτητα 4.44 m.s^{-1} , το οποίο βιντεοσκοπήθηκε, για την καταγραφή των κινηματικών δεδομένων. Οι συναντήσεις απείχαν μεταξύ τους 48 ώρες.

Διενεργήθηκε πιλοτική έρευνα ένα μήνα πριν τη διεξαγωγή της έρευνας. Με την πιλοτική έρευνα, στόχος μας ήταν να εντοπιστούν στην πράξη και εγκαίρως οι αδυναμίες του ερευνητικού σχεδιασμού, να φανούν σημεία, που δεν είχαν προβλεφθεί και να δοθεί η δυνατότητα για διορθωτικά μέτρα. Επίσης, η πιλοτική μελέτη βοήθησε στην εξοικείωση με τις μετρήσεις και την καταγραφή των δεδομένων από τους ερευνητές. Στην πιλοτική μελέτη έλαβαν μέρος 5 δοκιμαζόμενοι (ηλικία: 24.04 ± 1.69 έτη, ύψος: $1.79 \pm 0.03 \text{ m}$, και βάρος: $78.48 \pm 5.20 \text{ Kg}$). Οι δοκιμαζόμενοι ήταν ερασιτέχνες αθλητές δρομικών αγωνισμάτων. Είχαν όλοι την απαιτούμενη εμπειρία στο τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο.

Οι δοκιμαζόμενοι μετά από προθέρμανση 5 min (τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο με ταχύτητα 2.22 m.s^{-1} εκτέλεσαν 30 s τρέξιμο με ταχύτητα 4.44 m.s^{-1} πριν και μετά από στατικές ή δυναμικές διατάσεις. Επίσης στη συνθήκη ελέγχου έτρεξαν 2 φορές πριν και μετά από διάλειμμα ίσο με τη διάρκεια των διατάσεων.

Εξετάζοντας περιγραφικά τα αποτελέσματα, βρέθηκε πως στη συνθήκη ελέγχου είχαμε ασήμαντες μεταβολές στις μέσες τιμές: Αύξηση 0,2% στον χρόνο επαφής, μείωση 0,4% στο χρόνο πτήσης, αύξηση 0,2% στην κατακόρυφη σκληρότητα, και αύξηση 0,3%. στη σκληρότητα των κάτω άκρων. Μετά την εφαρμογή των στατικών διατάσεων βρέθηκαν μεγαλύτερες μεταβολές στο χρόνο πτήσης και στη σκληρότητα των κάτω άκρων. Πιο συγκεκριμένα βρέθηκε μείωση 4,2% στο χρόνο πτήσης και μείωση 2,5% στη σκληρότητα των κάτω άκρων. Μετά την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων παρουσιάστηκε αύξηση 6,3% στο χρόνο πτήσης, μείωση 2,9% στην κατακόρυφη σκληρότητα, ενώ ο χρόνος επαφής και η σκληρότητα των κάτω άκρων έμειναν σχεδόν αμετάβλητες. (Πίνακας 3.1.1).

Πίνακας 3.1.1. Ποσοστιαία μεταβολή στις μέσες τιμές του χρόνου επαφής (t_c), του χρόνου πτήσης (t_f), της κατακόρυφης σκληρότητας (K_{vert}), και της σκληρότητας των κάτω άκρων (K_{leg}), στις τρεις συνθήκες.

	Συνθ. Ελέγχου			Στατικές Δ.			Δυναμικές Δ.		
	pre	post	%Δ	pre	post	%Δ	pre	post	%Δ
t_c	0,217	0,218	+ 0,2	0,221	0,223	+ 1,2	0,223	0,223	+ 0,3
t_f	0,105	0,105	- 0,4	0,109	0,105	- 4,2	0,107	0,114	+ 6,3
K_{vert}	35,14	35,21	+ 0,2	33,74	33,69	- 0,1	33,55	32,58	- 2,9
K_{leg}	9,53	9,56	+ 0,3	9,26	9,03	- 2,5	9,06	9,06	0,0

Επειδή το δείγμα στην περίπτωση της πιλοτικής έρευνας είναι μικρό δεν μπορεί να γίνει στατιστική ανάλυση και να εξαχθούν συμπεράσματα. Με την πιλοτική μελέτη δόθηκε η δυνατότητα για τη βελτίωση και προσαρμογή μεθοδολογικών προσεγγίσεων της ερευνητικής διαδικασίας, και τεχνικών θεμάτων, όπως ο κατάλληλος φωτισμός και η θέση της βιντεοκάμερας για τη σωστή βιντεοσκόπηση.

3.2. Περιγραφή δοκιμαζόμενων

Στη έρευνα συμμετείχαν 14 άνδρες, φοιτητές, (ηλικία: $22,58 \pm 1,05$, ύψος: $1,77 \pm 0,05$, βάρος: $72,74 \pm 10,04$), του τμήματος Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών. Οι συμμετέχοντες ήταν αθλητές δρομικών αγωνισμάτων, με εμπειρία στο τρέξιμο σε δαπεδοεργόμετρο. Βασική προϋπόθεση για τη συμμετοχή των δοκιμαζόμενων στην έρευνα ήταν η ικανότητά τους να μπορούν να τρέξουν τουλάχιστον 1 min στο δαπεδοεργόμετρο στην ταχύτητα των $5,55 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Επίσης ήταν απόλυτα υγιείς χωρίς πρόσφατο τραυματισμό. Η συμμετοχή τους ήταν εθελοντική και τους ζητήθηκε να σταματήσουν όποια άλλη αθλητική δραστηριότητα κατά τη διάρκεια διεξαγωγής της έρευνας. Επίσης προσκόμισαν εντύπο συγκατάθεσης το οποίο ανέφερε ότι ενημερώθηκαν πλήρως για τον σκοπό και τη διαδικασία της έρευνας και ότι διατηρούσαν το δικαίωμα της ελεύθερης αποχώρησης οποιαδήποτε στιγμή το επιθυμούσαν.

3.3. Προθέρμανση – διατάσεις

ΤΧΔ: μετά από 5 min λεπτά τρέξιμο και τις αρχικές μετρήσεις, οι συμμετέχοντες παρέμειναν καθισμένοι, χωρίς να κάνουν διατάσεις, για 6 min (χρόνος ίσος με το χρόνο διάρκειας των διατάσεων).

ΤΣΔ: μετά από 5 min τρέξιμο και τις αρχικές μετρήσεις, οι συμμετέχοντες εκτέλεσαν στατικές διατάσεις. Κάθε συμμετέχων διέτεινε τη στοχευόμενη μυϊκή ομάδα στο αριστερό πόδι αργά και προσεκτικά, μέχρι το σημείο που θα αισθανόταν ήπια ενόχληση, για 20 s. Αμέσως μετά διέτεινε με τον ίδιο τρόπο την ίδια μυϊκή ομάδα στο δεξί πόδι. Αυτό έγινε και δεύτερη φορά. Η επόμενη μυϊκή ομάδα διατάθηκε μετά από περίοδο ξεκούρασης 15 s. Οι τέσσερις μυϊκές ομάδες που διατάθηκαν είναι οι τετρακέφαλοι μηριαίοι, οι δικέφαλοι μηριαίοι, οι εκτείνοντες το ισχίο και οι οπίσθιοι κνημιαίοι.

Τετρακέφαλοι μηριαίοι: Οι δοκιμαζόμενοι στέκονται στο ένα πόδι, ενώ πιάνουν το άλλο από την ποδοκνημική και τραβούν το γόνατο προς τα πίσω, προσπαθώντας να αγγίξει η φτέρνα τον γλουτό μέχρι να αισθανθούν ήπια ενόχληση.

Δικέφαλοι μηριαίοι: Οι δοκιμαζόμενοι από τη θέση ύπτιας κατάκλισης, πιάνουν το ένα πόδι, το οποίο είναι τεντωμένο, από το γόνατο και το τραβούν προς το στήθος, μέχρι να αισθανθούν ήπια ενόχληση. Το άλλο πόδι βρίσκεται τεντωμένο σε επαφή με το έδαφος.

Εκτείνοντες το ισχίο: Οι δοκιμαζόμενοι από τη θέση ύπτιας κατάκλισης, πιάνουν το ένα πόδι, το οποίο είναι λυγισμένο, από το γόνατο και το τραβούν προς το στήθος, μέχρι να αισθανθούν ήπια ενόχληση. Το άλλο πόδι βρίσκεται τεντωμένο σε επαφή με το έδαφος.

Οπίσθιοι κνημιαίοι: Οι δοκιμαζόμενοι στέκονται αντιμέτωποι με τον τοίχο, με το ένα πόδι προς τα εμπρός λυγισμένο και τα χέρια να ακουμπούν στον τοίχο, ενώ το άλλο πόδι πίσω και τεντωμένο, με το πέλμα να τείνει προς επαφή με το έδαφος, μέχρι να αισθανθούν ήπια ενόχληση. Τα δάκτυλα των ποδιών έχουν κατεύθυνση προς τον τοίχο.

ΤΔΔ: μετά από 5 min λεπτά τρέξιμο και τις αρχικές μετρήσεις, οι συμμετέχοντες έκαναν δυναμικές διατάσεις. Προκαλούσαν σκόπιμα σύσπαση στην ανταγωνιστική μυϊκή ομάδα, από τη μυϊκή ομάδα που έπρεπε να διαταθεί, από όρθια θέση, λυγίζοντας και τεντώνοντας την αντίστοιχη άρθρωση, έτσι ώστε να διαταθεί η στοχευόμενη μυϊκή ομάδα. Αυτή η διάταση διήρκεσε 80 s. Η επόμενη μυϊκή ομάδα διατάθηκε μετά από περίοδο ξεκούρασης 15 s. Η σειρά των διατεινόμενων μυών και η περίοδος ξεκούρασης ήταν η ίδια με τις στατικές διατάσεις.

Τετρακέφαλοι μηριαίοι: οι συμμετέχοντες συσπούσαν τους δικέφαλους μηριαίους και λύγιζαν το γόνατο, ώστε η φτέρνα να ακουμπήσει στον γλουτό.

Δικέφαλοι μηριαίοι: οι συμμετέχοντες συσπούσαν τους καμπήρες του ισχίου, σκόπιμα, με το γόνατο τεντωμένο και λύγιζαν το ισχίο, ώστε το πόδι να κινηθεί ψηλά προς την αντίθετη πλευρά του κορμού.

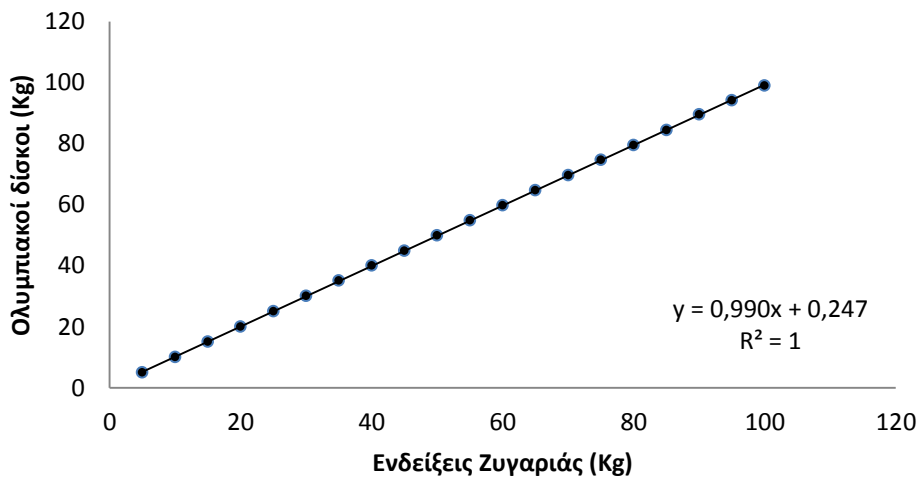
Εκτείνοντες το ισχίο: Οι συμμετέχοντες συσπούσαν τους καμπήρες του ισχίου, σκόπιμα, με το γόνατο μαζεμένο και λύγιζαν το ισχίο, ώστε ο μηρός να βρεθεί στο στήθος.

Οπίσθιοι κνημιαίοι: Οι συμμετέχοντες σήκωναν το ένα πόδι από το έδαφος με τελείως τεντωμένο το γόνατο. Μετά συσπούσαν τους πρόσθιους κνημιαίους, σκόπιμα, και λύγιζαν την ποδοκνημική άρθρωση, ώστε τα δάκτυλα του ποδιού να δείχνουν ψηλά.

3.4. Περιγραφή των οργάνων μέτρησης

3.4.1. Μέτρηση σωματικού βάρους

Το βάρος μετρήθηκε με ζυγαριά τύπου Seca 714 (Mechanical Column Scale), στο πλησιέστερο 0,1 Kg. Το όργανο εξετάστηκε ως προς την εγκυρότητα και την αξιοπιστία του. Πιο συγκεκριμένα για τον έλεγχο εγκυρότητας του οργάνου χρησιμοποιήθηκαν Ολυμπιακοί δίσκοι διαφόρων κιλών οι οποίοι ζυγίστηκαν και το βάρος τους συγκρίθηκε με την ένδειξη του οργάνου. Υπολογίστηκε ο δείκτης συσχέτισης Pearson's r ($r = 1$), και η εξίσωση ελάχιστων τετραγώνων ($Y = 0,990 + 0,247, R^2 = 1$) (Σχήμα 3.4.1).



Σχήμα 3.4.1: Έλεγχος εγκυρότητας ζυγαριάς τύπου Seca 714

Για την τεκμηρίωση της αξιοπιστίας του οργάνου χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος των επαναλαμβανόμενων μετρήσεων. Πιο συγκεκριμένα χρησιμοποιήθηκαν οι ολυμπιακοί δίσκοι και μετρήθηκαν διάφορα φορτία 3 φορές. Υπολογίστηκε ο δείκτης ενδοταξικής συσχέτισης ICC = 1

3.4.2. Μέτρηση αναστήματος

Το ύψος μετρήθηκε με αναστημόμετρο τύπου Seca 714 στο πλησιέστερο 0,1 cm.

3.4.3. Λιπομέτρηση

Για τη λιπομέτρηση χρησιμοποιήθηκε το δερματοπτυχόμετρο Harpenden Skinfold Caliper και μετρήθηκαν οι δερματοπτυχές του τρικέφαλου, του δικέφαλου, η υποωμοπλατιαία και η υπερλαγόνια (Durnin and Womersley, 1974). Η τεκμηρίωση της αξιοπιστίας έγινε με τη μέθοδο των επαναλαμβανόμενων μετρήσεων. Μετρήθηκαν οι δερματοπτυχές (τρικεφάλου,

δικεφάλου, υποωμοπλατιαία και υπερλαγώνια) 17 δοκιμαζόμενων 3 φορές και υπολογίστηκε το % ποσοστό σωματικού λίπους. Ο δείκτης ενδοταξικής συσχέτισης για τις 3 επαναλαμβανόμενες μετρήσεις υπολογίστηκε $ICC = 0,98$.

3.4.4. Τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο

Οι δοκιμαζόμενοι έτρεξαν σε δαπεδοεργόμετρο (Technogym run race 1200, Italy). Πριν τις δοκιμασίες έγινε βαθμονόμηση του οργάνου. Πιο συγκεκριμένα τοποθετήθηκε ειδικό ευδιάκριτο σημάδι στον ιμάντα του δαπεδοεργομέτρου, μετρήθηκε το μήκος του και κατόπιν κινηματογραφήθηκε το τρέξιμο ενός δοκιμαζόμενου με ταχύτητα $4,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Κατόπιν υπολογίστηκε ο χρόνος της ολοκλήρωσης 30 περιστροφών του ιμάντα και υπολογίστηκε η πραγματική ταχύτητα του ιμάντα και η οποία ήταν $4,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

3.4.5. Καταγραφή κινηματικών χαρακτηριστικών

Τα κινηματικά χαρακτηριστικά καταγράφηκαν με βιντεοκάμερα υψηλής ταχύτητας ($300 \text{ frames}\cdot\text{s}^{-1}$) Casio EX-F1 (Tokyo, Japan). Η τεκμηρίωση της αξιοπιστίας των μετρήσεων των κινηματογραφικών δεδομένων πραγματοποιήθηκε με τη μέθοδο των επαναλαμβανόμενων μετρήσεων. Ποιο συγκεκριμένα μετρήθηκε ο χρόνος επαφής και ο χρόνος πτήσης 10 συνεχόμενων βημάτων ενός δοκιμαζόμενου 3 φορές. Ο δείκτης ενδοταξικής συσχέτισης για τις 3 επαναλαμβανόμενες μετρήσεις υπολογίστηκε $ICC = 1$.

3.4.6. Υπολογισμός κατακόρυφης σκληρότητας και σκληρότητας των κάτω άκρων

Η κατακόρυφη σκληρότητα και σκληρότητα των κάτω άκρων υπολογίστηκε με τη μέθοδο “sine-wave” (Morin et al., 2005).

Η τεκμηρίωση της αξιοπιστίας της “sine-wave” μεθόδου πραγματοποιήθηκε με τον καθορισμό της σταθερότητας των μετρήσεων, με επαναληπτικές μετρήσεις, τόσο εντός της ίδιας ημέρας όσο και σε διαδοχικές ημέρες. Στη διαδικασία συμμετείχαν 22 υγιείς φοιτητές του Τμήματος Επιστημών Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών (ηλικία: $22,48 \pm 1,9$ έτη, ύψος: $1,77 \pm 0,05 \text{ m}$, βάρος: $72,74 \pm 8,96 \text{ Kg}$, BMI: $23,24 \pm 2,26$, και % ποσοστό σωματικού λίπους $12,27 \pm 3,28$). Όλοι οι συμμετέχοντες είχαν εμπειρία στο τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο. Βασική προϋπόθεση για τη συμμετοχή των δοκιμαζόμενων στην έρευνα ήταν η ικανότητά τους να μπορούν να τρέξουν τουλάχιστον 1 min στο δαπεδοεργόμετρο στην ταχύτητα των $5,55 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Οι δοκιμαζόμενοι απείχαν από έντονη σωματική δραστηριότητα κατά την περίοδο των μετρήσεων και έπρεπε να καταναλώνουν ελαφριά γεύματα τουλάχιστον 4 ώρες πριν τις δοκιμασίες. Οι συμμετέχοντες ενημερώθηκαν σχετικά με την έρευνα και υπέγραψαν δήλωση συναίνεσης, πριν την έναρξη των μετρήσεων. Τα δεδομένα συλλέχθηκαν σε 4 ημέρες που απείχαν μεταξύ τους από 24 έως 48 ώρες. Πριν τη συλλογή των δεδομένων πραγματοποιήθηκε συνάντηση με σκοπό την εξοικείωση των συμμετεχόντων με τη δοκιμασία και την καταγραφή των σωματομετρικών χαρακτηριστικών (ηλικία, ύψους, βάρους και % ποσοστό σωματικού λίπους). Η συνάντηση πραγματοποιήθηκε στο χώρο του εργαστηρίου όπου και έγιναν αργότερα όλες οι μετρήσεις.

Στη πρώτη ημέρα των δοκιμασιών ελέγχθηκε η αξιοπιστία της μεθόδου εντός της ίδιας ημέρας. Μετά από 5 min προθέρμανσης (τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο με ταχύτητα $2,22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), οι δοκιμαζόμενοι έτρεξαν στο δαπεδοεργόμετρο 3 φορές από 30 s με ταχύτητα $4,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ με την επιθυμητή συχνότητα βήματος, και με ενδιάμεσο διάλειμμα 2 min. Οι επόμενες 3 ημέρες των δοκιμασιών χρησιμοποιήθηκαν για τον έλεγχο της αξιοπιστίας της μεθόδου με επαναληπτικές μετρήσεις σε διαφορετικές ημέρες. Οι δοκιμαζόμενοι σε κάθε ημέρα δοκιμασιών έτρεξαν 30 s με ταχύτητα $4,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ μετά από προθέρμανση 5 min τρέξιμο με ταχύτητα $2,22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Όλες οι προσπάθειες καταγράφηκαν με τη βιντεοκάμερα υψηλής ταχύτητας Casio EX-F1 (Tokyo, Japan). Η βιντεοκάμερα τοποθετήθηκε περίπου 1 m πίσω από τον διάδρομο, , κάθετα στο μετωπιαίο επίπεδο, και 40 cm από το έδαφος (Oqueta-Alday, Morante, Rodriguez-Marroyo, & Garcia-Lopez, 2013). Η εστίαση ρυθμίστηκε έτσι ώστε η λήψη να περιοριστεί στην περιοχή της επαφής των παπουτσιών με τον διάδρομο. Η ταχύτητα λήψης έγινε με ρυθμό $300 \text{ frames}\cdot\text{s}^{-1}$. Με κινηματική ανάλυση των δεδομένων που βιντεοσκοπήθηκαν υπολογίστηκε ο χρόνος πτήσης και ο χρόνος επαφής σε όλες τις προσπάθειες. Για τον έλεγχο της αξιοπιστίας αναλύθηκαν 10 διαδοχικά βήματα (ξεκινώντας από το τρίτο δευτερόλεπτο κάθε προσπάθειας). Οι μέσες τιμές των χρόνων επαφής και χρόνων πτήσης χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων σύμφωνα με τη “sine-wave” μέθοδο που προτείνεται από το Morin και τους συνεργάτες του (2005). Όλες οι δοκιμασίες έγιναν την ίδια ώρα της ημέρας. για τον έλεγχο της διακύμανσης, λόγω βιολογικού ρυθμού (Drust, Waterhouse, Atkinson, Edwards, & Reilly, 2005). Οι συμμετέχοντες φορούσαν τα ίδια παπούτσια και ίδιο τύπο ρουχισμού σε όλες τις μετρήσεις. Η θερμοκρασία και η υγρασία του χώρου ήταν σταθερή σε όλες τις μετρήσεις.

Η ανάλυση των δεδομένων έγινε με το πρόγραμμα Quintic Biomechanics v21. Ο χρόνος επαφής υπολογίστηκε από το πρώτο καρέ (frame), όπου το πόδι προσγειωνόταν στον διάδρομο, μέχρι το πρώτο καρέ όπου το πόδι απογειωνόταν από τον διάδρομο. Ο χρόνος πτήσης υπολογίστηκε αντίστροφα, από το πρώτο καρέ της απογείωσης του ποδιού από τον διάδρομο μέχρι το πρώτο καρέ όπου το πόδι προσγειωνόταν στον διάδρομο (Oqueta-Alday et al., 2013). Η κατακόρυφη σκληρότητα υπολογίστηκε με τις ακόλουθες εξισώσεις:

$K_{\text{vert}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta y_c^{-1}$ (όπου F_{max} είναι η μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους κατά τη φάση της επαφής με το έδαφος και Δy_c η κάθετη μετατόπιση του KB)

$F_{\text{max}} = mg \frac{\pi}{2} \frac{t_f}{t_c} + 1$ (όπου m είναι η μάζα σώματος του δοκιμαζομένου και t_f και t_c , αντίστοιχα, είναι οι χρόνοι πτήσης και επαφής

$$\text{and } \Delta y_c = -\frac{F_{\text{max}} t_c^2}{m\pi^2} + g \frac{t_c^2}{8}$$

Η σκληρότητα των κάτω άκρων υπολογίστηκε ως ακολούθως:

$$K_{\text{leg}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta L^{-1}$$

$$F_{\text{max}} = mg \frac{\pi}{2} \frac{t_f}{t_c} + 1$$

$$\Delta L = L - \sqrt{L^2 - \frac{vt_c^2}{2}} + \Delta y_c$$
 (όπου ΔL είναι η μεταβολή του μήκους του κάτω άκρου L το αρχικό μήκος του κάτω άκρου).

Το αρχικό μήκος του κάτω άκρου των δοκιμαζόμενων υπολογίστηκε σύμφωνα με την ανθρωπομετρική εξίσωση: $L = 0.53h$, όπου h είναι το ύψος των δοκιμαζόμενων σε m (Winter, 1979).

Υπολογίστηκαν ο αριθμητικός μέσος η τυπική απόκλιση και το εύρος για κάθε προσπάθεια. Επίσης πραγματοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης (ANOVA) επαναλαμβανόμενων μετρήσεων και έλεγχος της σφαιρικότητας για τον εντοπισμό πιθανής συστηματικής απόκλισης μεταξύ των μετρήσεων εντός της ίδιας ημέρας και μεταξύ διαφορετικών ημερών. Υπολογίστηκαν ο συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης (ICC), ο συντελεστής alpha του Cronbach για τον καθορισμό της αξιοπιστίας των μετρήσεων μεταξύ των δοκιμαζόμενων, ο συντελεστής διακύμανσης (CV), για τον καθορισμό της διακύμανσης μεταξύ των δοκιμαζόμενων (Hopkins, 2000) και ο μέσος δείκτης συσχέτισης μεταξύ των προσπαθειών (AVR). Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε: $\alpha = 0,05$.

Σχετικά με την αξιοπιστία εντός της ίδιας ημέρας η ανάλυση των μετρήσεων έδειξε, ότι οι μέσες τιμές των τριών προσπαθειών παρουσίασαν πολύ μικρή, μη συστηματική, διακύμανση και υψηλότερη αξιοπιστία για όλες τις παραμέτρους. Η K_{leg} , και η K_{vert} παρουσίασαν πολύ υψηλές τιμές τόσο στο συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης ICC (0,972 και 0,982 αντίστοιχα), όσο και στους άλλους συντελεστές αξιοπιστίας (Πίνακας 3.4.1) Παρόμοια αποτελέσματα βρέθηκαν για το t_f και t_c , και για τη συχνότητα βήματος (SR) και το μήκος βήματος (SL) (Πίνακας 3.4.1)

Επιπλέον, η ANOVA έδειξε ότι δεν υπήρξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των 3 μετρήσεων:

K_{vert} ($F = 0.882$, $p = 0.421$),
 K_{leg} ($F = 0.038$, $p = 0.962$),
 t_c ($F = 0.249$, $p = 0.781$),
 t_f ($F = 1.483$, $p = 0.239$),
SR ($F = 1.540$, $p = 0.226$), και
SL ($F = 2,167$, $p = 0,127$).

Πίνακας 3.4.1. Περιγραφικά χαρακτηριστικά ($MT \pm TA$) και συντελεστές αξιοπιστίας (AVR, ICC, a, CV) για τη K_{vert} , K_{leg} , t_c , t_f , SR, SL

	MT $\pm$ TA	Εύρος	AVR	ICC	a	CV (%)
K_{vert}	32,69 $\pm$ 3,98	13,16	0,976	0,972	0,990	2,1
1 ^η Προσπάθεια	32,80 $\pm$ 4,23	14,84				
2 ^η Προσπάθεια	32,54 $\pm$ 4,08	13,00				
3 ^η Προσπάθεια	32,72 $\pm$ 3,72	11,65				
K_{leg}	9,80 $\pm$ 1,90	8,11	0,987	0,982	0,994	2,6
1 ^η Προσπάθεια	9,80 $\pm$ 2,01	8,93				
2 ^η Προσπάθεια	9,80 $\pm$ 1,95	7,96				
3 ^η Προσπάθεια	9,78 $\pm$ 1,77	7,46				
t_c	0,209 $\pm$ 0,018	0,070	0,988	0,986	0,995	1,1
1 ^η Προσπάθεια	0,210 $\pm$ 0,019	0,073				
2 ^η Προσπάθεια	0,210 $\pm$ 0,019	0,068				
3 ^η Προσπάθεια	0,209 $\pm$ 0,017	0,069				
t_f	0,125 $\pm$ 0,029	0,100	0,974	0,970	0,990	3,6
1 ^η Προσπάθεια	0,124 $\pm$ 0,030	0,109				
2 ^η Προσπάθεια	0,127 $\pm$ 0,030	0,109				
3 ^η Προσπάθεια	0,125 $\pm$ 0,027	0,090				
SR	3,00 $\pm$ 0,17	0,560	0,936	0,932	0,976	1,5
1 ^η Προσπάθεια	3,00 $\pm$ 0,17	0,660				
2 ^η Προσπάθεια	2,98 $\pm$ 0,19	0,630				
3 ^η Προσπάθεια	3,00 $\pm$ 0,16	0,510				
SL	1,52 $\pm$ 0,08	0,290	0,931	0,925	0,974	1,5
1 ^η Προσπάθεια	1,52 $\pm$ 0,09	0,330				
2 ^η Προσπάθεια	1,53 $\pm$ 0,09	0,320				
3 ^η Προσπάθεια	1,52 $\pm$ 0,08	0,250				

Σχετικά με την αξιοπιστία μεταξύ διαφορετικών ημερών η ανάλυση των μετρήσεων έδειξε, ότι οι μέσες τιμές των τριών προσπαθειών παρουσίασαν πολύ μικρή μη συστηματική διακύμανση και υψηλότερη αξιοπιστία για όλες τις παραμέτρους. Η K_{leg} , και η K_{vert} παρουσίασαν πολύ υψηλές τιμές τόσο στο συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης ICC (0,922 και 0,873 αντίστοιχα), όσο και στους άλλους συντελεστές αξιοπιστίας (Πίνακας 3.4.2) Παρόμοια αποτελέσματα βρέθηκαν για το t_f και t_c , και για τη συχνότητα βήματος (SR) και το μήκος βήματος (SL) (Πίνακας 3.4.2). Μόνο ο χρόνος πτήσης παρουσίασε συντελεστή

μεταβλητότητας $CV = 6,6\%$, ενώ όλοι οι άλλοι δείκτες έδειξαν υψηλή αξιοπιστία (Πίνακας 3.4.2)

Πίνακας 3.4.2. Περιγραφικά χαρακτηριστικά ($MT \pm TA$ και εύρος) και συντελεστές αξιοπιστίας (AVR, ICC, a, CV) για τη $K_{vert}, K_{leg}, t_c, t_f, SR, SL$

	$MT \pm TA$	Εύρος	AVR	ICC	a	CV (%)
K_{vert}	$31,76 \pm 3,22$	10,70	0,931	0,922	0,973	3,0
1 ^η Ημέρα	$31,95 \pm 3,73$	12,15				
2 ^η Ημέρα	$31,47 \pm 3,41$	12,13				
3 ^η Ημέρα	$31,85 \pm 3,05$	10,23				
K_{leg}	$9,18 \pm 1,38$	5,33	0,874	0,873	0,954	6,0
1 ^η Ημέρα	$9,26 \pm 1,50$	5,73				
2 ^η Ημέρα	$9,11 \pm 1,42$	6,19				
3 ^η Ημέρα	$9,18 \pm 1,42$	5,37				
t_c	$0,214 \pm 0,017$	0,070	0,928	0,925	0,974	2,3
1 ^η Ημέρα	$0,214 \pm 0,017$	0,073				
2 ^η Ημέρα	$0,215 \pm 0,018$	0,074				
3 ^η Ημέρα	$0,214 \pm 0,016$	0,060				
t_f	$0,121 \pm 0,025$	0,090	0,931	0,902	0,965	6,6
1 ^η Ημέρα	$0,122 \pm 0,029$	0,096				
2 ^η Ημέρα	$0,122 \pm 0,027$	0,106				
3 ^η Ημέρα	$0,119 \pm 0,020$	0,073				
SR	$2,99 \pm 0,16$	0,570	0,885	0,863	0,950	1,7
1 ^η Ημέρα	$2,99 \pm 0,19$	0,620				
2 ^η Ημέρα	$2,98 \pm 0,17$	0,630				
3 ^η Ημέρα	$3,01 \pm 0,13$	0,480				
SL	$1,52 \pm 0,08$	0,290	0,883	0,860	0,949	1,7
1 ^η Ημέρα	$1,53 \pm 0,09$	0,310				
2 ^η Ημέρα	$1,53 \pm 0,09$	0,320				
3 ^η Ημέρα	$1,51 \pm 0,07$	0,240				

Επιπλέον, η ANOVA έδειξε ότι δεν υπήρξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των 3 μετρήσεων:

K_{vert} ($F = 1,506, p = 0,234$), K_{leg} ($F = 0,515, p = 0,601$), t_c ($F = 0,715, p = 0,495$), t_f ($F = 0,850, p = 0,434$), SR ($F = 1,546, p = 0,230$) και SL ($F = 1,776, p = 0,194$).

3.5. Περιγραφή δοκιμασιών

Όλες οι δοκιμασίες πραγματοποιήθηκαν στις εγκαταστάσεις του τμήματος επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, την ίδια ώρα περίπου της ημέρας για τον έλεγχο της διακύμανσης, λόγω βιολογικού ρυθμού (Drust, et al., 2005). Οι συμμετέχοντες φορούσαν τα ίδια παπούτσια και ίδιο τύπο ρουχισμού σε όλες τις μετρήσεις.

3.5.1. Αξιολόγηση των σωματομετρικών χαρακτηριστικών

Τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά μετρήθηκαν την ημέρα εξοικείωσης, στο εργαστήριο που πραγματοποιήθηκαν και όλες οι δοκιμασίες. Το βάρος μετρήθηκε με ζυγαριά τύπου Seca 714. Το ύψος μετρήθηκε με αναστημόμετρο τύπου Seca 714. Για τη λιπομέτρηση χρησιμοποιήθηκε το δερματοπτυχόμετρο Harpenden Skinfold Caliper. Όλες οι μετρήσεις των δερματοπτυχών έγιναν από τη δεξιά πλευρά του σώματος των δοκιμαζομένων στο πλησιέστερο 0,1 mm, δυο φορές διαδοχικά και χρησιμοποιήθηκε στην ανάλυση η μέση τιμή. Όταν υπήρχε διαφορά μεγαλύτερη από 5% μεταξύ των δυο μετρήσεων γινόταν και τρίτη μέτρηση και χρησιμοποιήθηκε για ανάλυση η διάμεση τιμή (Bayios, Bergeles, Apostolidis, Noutsos, Koskoulou, 2006). Όλες οι μετρήσεις έγιναν στο εργαστήριο από τον ίδιο αξιολογητή. Με τα δεδομένα των μετρήσεων υπολογίστηκε το ποσοστό του σωματικού λίπους (% FAT), με την εξίσωση που παρουσιάστηκε από τον Siri (1956).

3.5.2. Καταγραφή των κινηματικών χαρακτηριστικών

Η βιντεοκάμερα τοποθετήθηκε περίπου 1m πίσω από τον διάδρομο, , κάθετα στο μετωπιαίο επίπεδο, και 40 cm από το έδαφος (Oqueta-Alday, Morante, Rodriguez-Marroyo, & Garcia-Lopez, 2013). Η εστίαση ρυθμίστηκε έτσι ώστε η λήψη να περιοριστεί στην περιοχή της επαφής των παπουτσιών με τον διάδρομο. Η ταχύτητα λήψης έγινε με ρυθμό 300 frames.s⁻¹. Η ανάλυση της βιντεοσκοπήσης έγινε με το πρόγραμμα Quintic Biomechanics v21. Ο χρόνος επαφής υπολογίστηκε από το πρώτο καρέ (frame), όπου το πόδι προσγειωνόταν στον διάδρομο, μέχρι το πρώτο καρέ όπου το πόδι απογειωνόταν από τον διάδρομο. Ο χρόνος πτήσης υπολογίστηκε αντίστροφα, από το πρώτο καρέ της απογείωσης του ποδιού από τον διάδρομο μέχρι το πρώτο καρέ της προσγείωσης του ποδιού στο διάδρομο (Oqueta-Alday et al., 2013). Αναλύθηκαν 10 διαδοχικά βήματα (ξεκινώντας από το τρίτο δευτερόλεπτο κάθε προσπάθειας).

3.5.3. Υπολογισμός της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων

Για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος των Morin et al. (2005). Με τη μέθοδο αυτή για τον υπολογισμό της κατακόρυφης σκληρότητας τα δεδομένα που απαιτήθηκαν ήταν η μάζα σώματος του δοκιμαζόμενου, ο χρόνος επαφής με το δάπεδο και ο χρόνος πτήσης κατά το τρέξιμο. Για τον υπολογισμό της σκληρότητας των κάτω άκρων απαιτήθηκε επιπλέον, η ταχύτητα της κίνησης της ζώνης του δαπεδοεργομέτρου και το αρχικό μήκος του κάτω άκρου. Ο χρόνος

επαφής και ο χρόνος πτήσης υπολογίστηκαν από το μέσο όρο των τιμών που μετρήθηκαν από 10 διαδοχικά βήματα.

3.6. Στατιστική Ανάλυση

Για την ανάλυση των δεδομένων πραγματοποιήθηκε διπαραγοντική ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA(2X3). Όπου υπήρχε αλληλεπίδραση μεταξύ των δυο παραγόντων (χρόνος και συνθήκη) εξετάστηκαν οι απλές επιδράσεις, ενώ όπου δεν υπήρχε αλληλεπίδραση εξετάστηκαν οι κύριες επιδράσεις των δυο παραγόντων στις εξαρτημένες μεταβλητές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε: $\alpha = 0,05$.

IV. ΚΕΦΑΛΑΙΟ - ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

4.1. Έλεγχος προϋποθέσεων παραμετρικής ανάλυσης

Όλες οι μεταβλητές που μετρήθηκαν εξετάστηκαν ως προς την κανονικότητά τους με το τεστ Kolmogorov-Smirnov. Για καμία από τις μεταβλητές δεν παρατηρήθηκε σημαντικότητα στο συγκεκριμένο τεστ οπότε μπορούμε να ισχυριστούμε ότι πληρούνται το κριτήριο της κανονικότητας. Επίσης πραγματοποιήθηκε έλεγχος σφαιρικότητας με την εφαρμογή του κριτηρίου Mauchly και όπου απαιτήθηκε έγινε η απαραίτητη διόρθωση στους βαθμούς ελευθερίας κατά Greenhouse-Geisser.

4.2. Σωματομετρικά χαρακτηριστικά

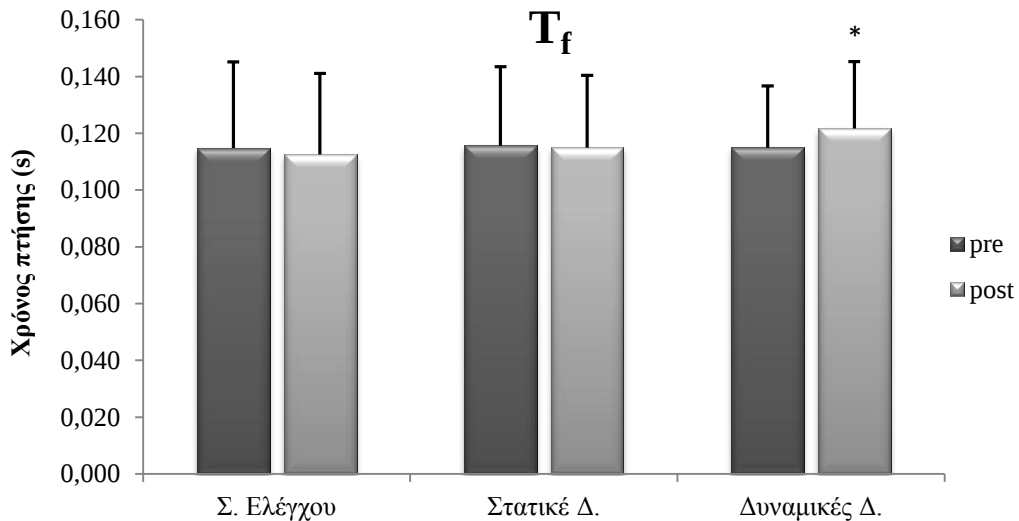
Τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των δοκιμαζομένων παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.2.1.

Πίνακας 4.2.1. Σωματομετρικά χαρακτηριστικά δοκιμαζομένων (MT ± TA: ύψος, βάρος, δείκτης μάζας σώματος (BMI), % ποσοστό σωματικού λίπους (%FAT)).

	Ηλικία (έτη)	Ύψος (m)	Βάρος (kg)	BMI (kg · m ⁻²)	%FAT
MT ± TA	22,58 ± 1,05	1,77 ± 0,05	72,74 ± 10,04	23,14 ± 2,71	12,76 ± 3,34

4.3. Κινηματικά χαρακτηριστικά

Χρόνος επαφής: Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων του χρόνου επαφής δεν έδειξε παρουσία σημαντικής αλληλεπίδρασης μεταξύ των δύο παραγόντων ($F_{(2,26)} = 0.261$, $p > 0.05$), όπως επίσης δεν έδειξε στατιστικά σημαντική επίδραση ούτε για τον παράγοντα χρόνο ($F_{(1,13)} = 0.324$, $p > 0.05$), ούτε για τον παράγοντα συνθήκη ($F_{(2,26)} = 0.177$, $p > 0.05$).



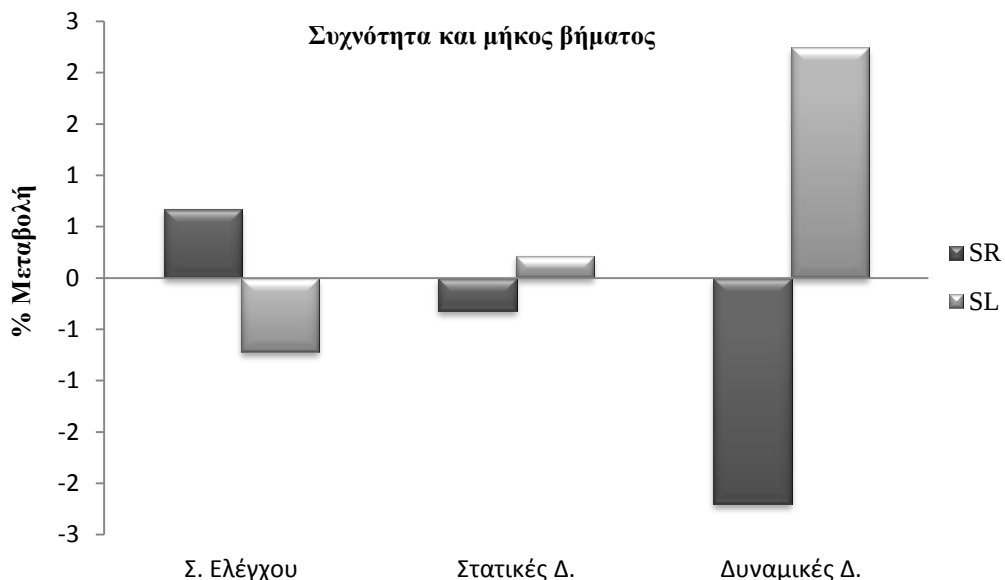
Σχήμα 4.3.1. Χρόνος πτήσης (s). Υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά μετά από τις Δυναμικές διατάσεις.

Χρόνος πτήσης: Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων του χρόνου πτήσης έδειξε σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ των δύο παραγόντων ($F_{(2,26)} = 6,388$, $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,329$, $power = 0,864$). Η post hoc ανάλυση των απλών επιδράσεων με διόρθωση πολλαπλών συγκρίσεων κατά Bonferroni έδειξε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αύξηση στο χρόνο πτήσης μόνο μετά την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων (Διαφορά Μέσων = 0,007 s, $p < 0,05$, 95% CI = 0,002-0,011 s). (Πίνακας 4.3.1)

Συχνότητα βήματος: Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων της συχνότητας βήματος έδειξε σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ των δύο παραγόντων ($F_{(2,26)} = 9,288$, $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,417$, $power = 0,962$). Η post hoc ανάλυση των απλών επιδράσεων με διόρθωση πολλαπλών συγκρίσεων κατά Bonferroni έδειξε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική μείωση στη συχνότητα βήματος μόνο μετά την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων (Διαφορά Μέσων = 0,067 Hz, $p < 0,05$, 95% CI = 0,032-0,101 Hz) (Πίνακας 4.3.1).

Μήκος βήματος: Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων της συχνότητας βήματος έδειξε παρουσία σημαντικής αλληλεπίδρασης μεταξύ των δύο παραγόντων ($F_{(2,26)} = 9,869$, $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,432$, $power = 0,971$). Η post hoc ανάλυση των απλών επιδράσεων με διόρθωση πολλαπλών συγκρίσεων κατά Bonferroni έδειξε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αύξηση στο μήκος βήματος μόνο μετά την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων (Διαφορά Μέσων = 0,034 m, $p < 0,05$, 95% CI = 0,017-0,050 m) (Πίνακας 4.3.1).

Στο Σχήμα 4.3.2 φαίνεται η αρνητική μεταβολή της συχνότητας βήματος και η θετική μεταβολή του μήκους βήματος μετά από τις δυναμικές διατάσεις.



Σχήμα 4.3.2. Ποσοστιαία μεταβολή της Συχνότητας βήματος (SR) και του μήκους βήματος (SL) στις 3 συνθήκες διατάσεων. Παρατηρούμε την έντονα αντίθετη μεταβολή μετά την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων.

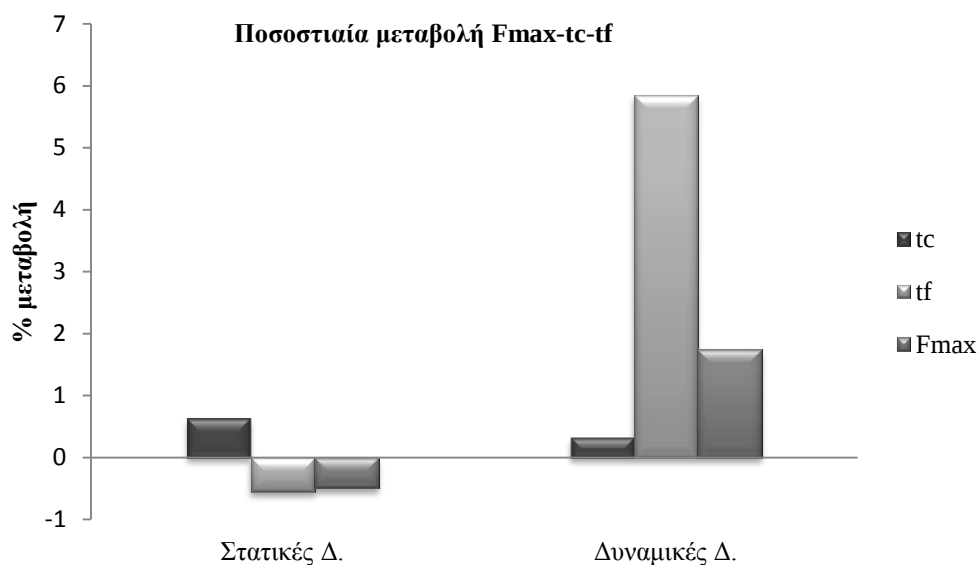
Πίνακας 4.3.1. $MT \pm TA$ και % διαφορά, στο χρόνο επαφής, στο χρόνο πτήσης, στη συχνότητα και το μήκος βήματος. Παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά στο t_f , SR, και SL πριν και μετά την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων.

	t_c (s)	t_f (s)	SR (Hz)	SL (m)
Σ. Ελέγχου				
Πριν	$0,216 \pm 0,021$	$0,115 \pm 0,030$	$3,039 \pm 0,191$	$1,503 \pm 0,094$
Μετά	$0,215 \pm 0,022$	$0,113 \pm 0,029$	$3,059 \pm 0,180$	$1,492 \pm 0,087$
$\Delta\%$	-0,066	-1,929	0,672	-0,714
Στατικές Δ.				
Πριν	$0,216 \pm 0,021$	$0,116 \pm 0,028$	$3,029 \pm 0,181$	$1,507 \pm 0,090$
Μετά	$0,217 \pm 0,021$	$0,115 \pm 0,025$	$3,019 \pm 0,149$	$1,511 \pm 0,074$
$\Delta\%$	0,629	-0,556	-0,319	0,216
Δυναμικές Δ.				
Πριν	$0,216 \pm 0,019$	$0,115 \pm 0,022$	$3,030 \pm 0,142$	$1,504 \pm 0,070$
Μετά	$0,216 \pm 0,020$	$0,122 \pm 0,024^*$	$2,964 \pm 0,140^*$	$1,538 \pm 0,070^*$
$\Delta\%$	0,331	5,842	-2,199	2,247

$p < 0,05$

Μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους: Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων της μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους έδειξε παρουσία στατιστικά σημαντικής αλληλεπίδρασης μεταξύ των δύο παραγόντων ($F_{(2,26)} = 3,438$, , $p < 0,05$ $\eta^2 = 0,209$, $power = 0.593$). Η post hoc ανάλυση των απλών επιδράσεων με διόρθωση πολλαπλών συγκρίσεων Bonferroni έδειξε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αύξηση στη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους μόνο μετά την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων (*Διαφορά Μέσων* = $0,030$ kN, , $p < 0,05$, $95\% CI = 0.000-0.060$ kN) (Πίνακας 4.3.2).

Στο Σχήμα 4.3.3 παρατηρούμε ότι η σημαντική ποσοστιαία αύξηση της μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους, μετά τις δυναμικές διατάσεις, συνοδεύεται με σημαντική ποσοστιαία αύξηση του χρόνου πτήσης, ενώ ουσιαστικά ο χρόνος επαφής παραμένει αμετάβλητος.

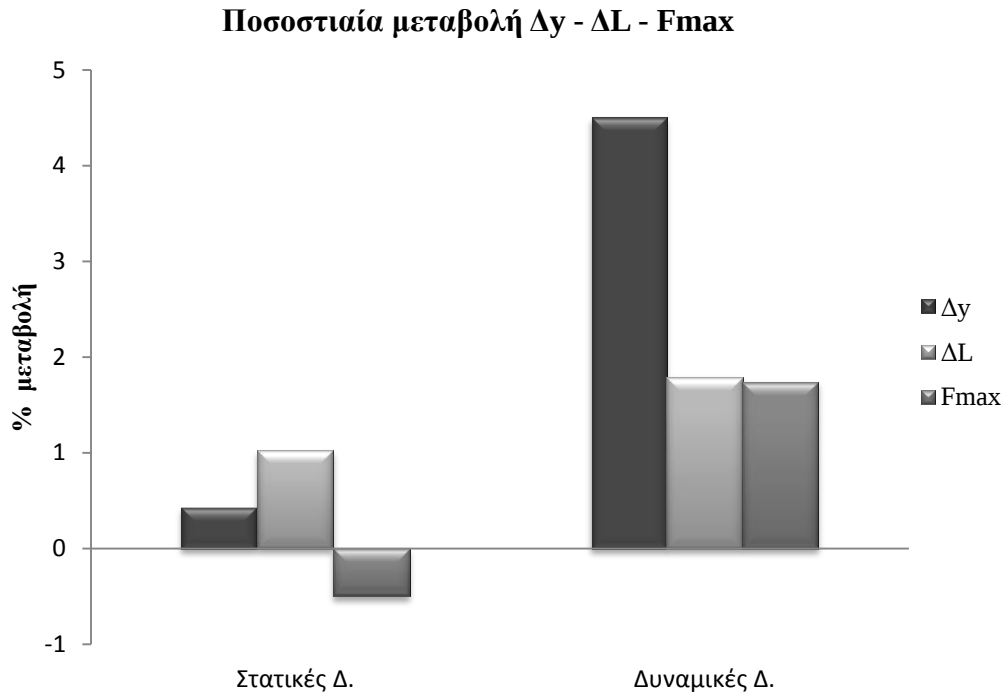


Σχήμα 4.3.3. Ποσοστιαία μεταβολή της Μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους (F_{max}), του χρόνου επαφής (t_c) και του χρόνου πτήσης (t_f). Παρατηρούμε τη σημαντική μεταβολή του t_c με την αντίστοιχη μεταβολή της F_{max} μετά την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων.

Κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος: Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων της μέγιστης κατακόρυφης μετατόπισης του ΚΒ του σώματος έδειξε παρουσία στατιστικά σημαντικής αλληλεπίδρασης μεταξύ των δύο παραγόντων ($F_{(2,26)} = 9,340$, $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,418$, $power = 0,963$). Η post hoc ανάλυση των απλών επιδράσεων με διόρθωση πολλαπλών συγκρίσεων Bonferroni έδειξε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αύξηση στη μέγιστη κατακόρυφη μετατόπιση του ΚΒ του σώματος μόνο μετά την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων (Διαφορά Μέσων = $0,002$ m, $p < 0,05$, $95\% CI = 0,001-0,003$ m) (Πίνακας 4.3.2).

Αλλαγή στο μήκος των κάτω άκρων: Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων στην αλλαγή του μήκους των κάτω άκρων δεν έδειξε παρουσία στατιστικά σημαντικής αλληλεπίδρασης μεταξύ του παράγοντα χρόνου (πριν και μετά τις διατάσεις) και του παράγοντα συνθήκη (είδος των διατάσεων) ($F_{(2,26)} = 1,120$, $p > 0,05$), όπως επίσης δεν έδειξε στατιστικά σημαντική επίδραση ούτε για τον παράγοντα του χρόνου ($F_{(1,13)} = 1,155$, $p > 0,05$), ούτε για τον παράγοντα συνθήκη ($F_{(2,26)} = 0,590$, $p > 0,05$) (Πίνακας 4.3.2).

Η σημαντική αύξηση της μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους, μετά τις δυναμικές διατάσεις, συνοδεύεται με σημαντική αύξηση της κατακόρυφης μετατόπισης του ΚΒ, ενώ δεν παρουσιάζεται στατιστικά σημαντική μεταβολή της μεταβολής του μήκους του κάτω άκρου.



Σχήμα 4.3.4. Ποσοστιαία μεταβολή της Μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους (F_{max}), της κατακόρυφης μετατόπισης του ΚΒ του σώματος (Δy), και της μεταβολής του μήκους του κάτω άκρου (ΔL). Παρατηρούμε τη σημαντική αύξηση της Δy με την αντίστοιχη μεταβολή της F_{max} και τη μικρότερη μεταβολή του ΔL μετά την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων.

Πίνακας 4.3.2. $MT \pm TA$ και % διαφορά στη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους (F_{max}), στη κατακόρυφη μετατόπιση του ΚΒ (Δy), και στην αλλαγή του μήκους του κάτω άκρου (ΔL).

	F_{max} (kN)	Δy (m)	ΔL (m)
Σ. Ελέγχου			
Πριν	$1,721 \pm 0,228$	$0,054 \pm 0,007$	$0,194 \pm 0,030$
Μετά	$1,708 \pm 0,203$	$0,053 \pm 0,006$	$0,193 \pm 0,031$
$\Delta\%$	-0,730	-1,434	-0,425
Στατικές Δ.			
Πριν	$1,723 \pm 0,215$	$0,054 \pm 0,006$	$0,194 \pm 0,031$
Μετά	$1,715 \pm 0,119$	$0,054 \pm 0,005$	$0,196 \pm 0,030$
$\Delta\%$	-0,498	0,439	1,025
Δυναμικές Δ.			
Πριν	$1,721 \pm 0,232$	$0,054 \pm 0,005$	$0,194 \pm 0,028$
Μετά	$1,751 \pm 0,208^*$	$0,056 \pm 0,005^*$	$0,197 \pm 0,029$
$\Delta\%$	1,741	4,503	1,793

* $p < 0,05$

4.4. Κατακόρυφη σκληρότητα και σκληρότητα των κάτω άκρων

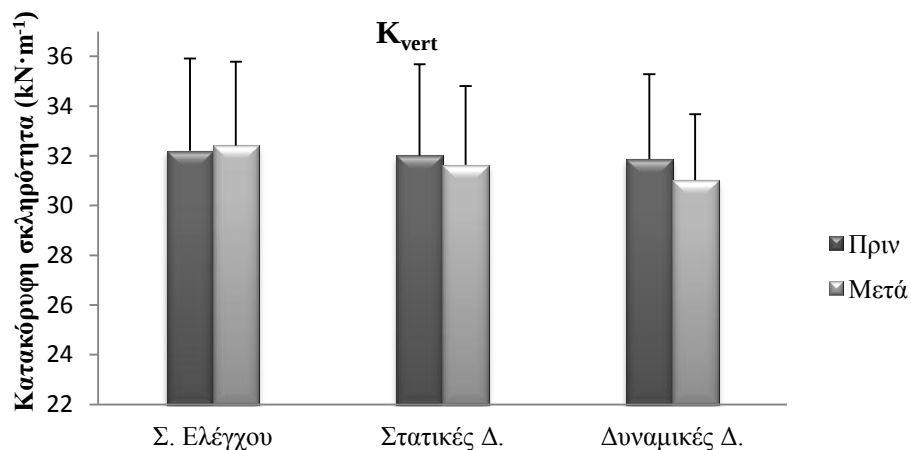
Κατακόρυφη σκληρότητα: Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων της κατακόρυφης σκληρότητας δεν έδειξε παρουσία στατιστικά σημαντικής αλληλεπίδρασης μεταξύ του παράγοντα χρόνου (πριν και μετά τις διατάσεις) και του παράγοντα συνθήκη (είδος των διατάσεων) ($F_{(2,26)} = 2,769$, $p > 0,05$). Παρουσιάστηκε στατιστικά σημαντική επίδραση του κύριου παράγοντα συνθήκη ($F_{(2,26)} = 3,681$, $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,221$, $power = 0,625$). Όμως η post hoc ανάλυση με διόρθωση πολλαπλών συγκρίσεων κατά Bonferroni δεν έδειξε σημαντικότητα μεταξύ των τριών επιπέδων του παράγοντα (Πίνακας 4.3.3)

Σκληρότητα κάτω άκρων: Η στατιστική ανάλυση των μετρήσεων της σκληρότητας των κάτω άκρων δεν έδειξε παρουσία σημαντικής αλληλεπίδρασης μεταξύ των δύο παραγόντων ($F_{(2,26)} = 0,228$, $p > 0,05$), όπως επίσης δεν έδειξε στατιστικά σημαντική επίδραση ούτε για τον παράγοντα χρόνο ($F_{(1,13)} = 0,267$, $p > 0,05$), ούτε για τον παράγοντα συνθήκη ($F_{(2,26)} = 0,123$, $p > 0,05$) (Πίνακας 4.3.3).

Πίνακας 4.3.3. $MT \pm TA$ και % διαφορά, στην κατακόρυφη σκληρότητα K_{vert} , στη σκληρότητα των κάτω άκρων K_{leg} , πριν και μετά τις τρεις συνθήκες των διατάσεων

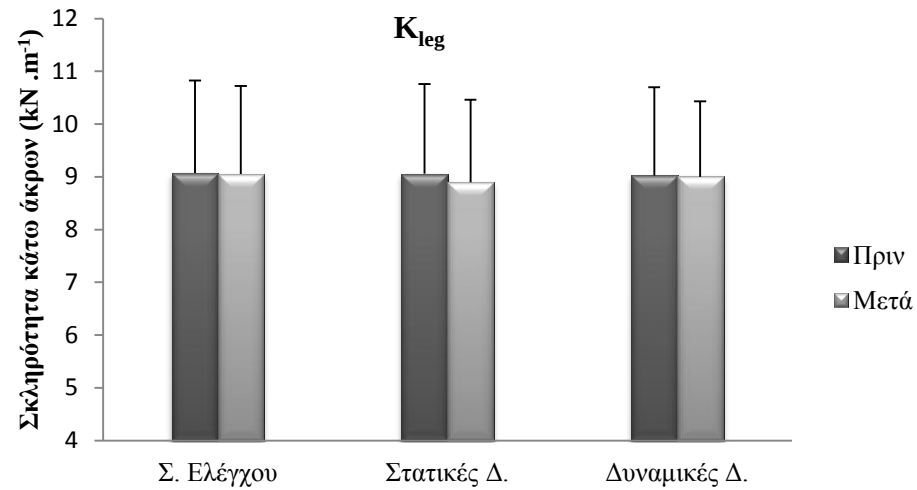
	K_{vert} (kN·m ⁻¹)	K_{leg} (kN·m ⁻¹)
Σ. Ελέγχου		
Πριν	32,200 ± 3,717	9,071 ± 1,755
Μετά	32,413 ± 3,369	9,055 ± 1,667
Δ%	0,661	-0,179
Στατικές Δ.		
Πριν	32,008 ± 3,672	9,058 ± 1,699
Μετά	31,633 ± 3,176	8,897 ± 1,562
Δ%	-1,172	-1,771
Δυναμικές Δ.		
Πριν	31,867 ± 3,417	9,024 ± 1,675
Μετά	31,023 ± 2,653	9,001 ± 1,428
Δ%	-2,647	-0,256

Στο Σχήμα 4.3.5 βλέπουμε πως δεν παρουσιάστηκαν σημαντικές διαφορές στην κατακόρυφη σκληρότητα πριν και μετά από την εφαρμογή είτε στατικών, είτε δυναμικών διατάσεων.



Σχήμα 4.3.5. Κατακόρυφη σκληρότητα πριν και μετά από τις διατάσεις. Δεν παρατηρείται σημαντική διαφορά σε καμία συνθήκη διατάσεων.

Στο Σχήμα 4.3.6 βλέπουμε πως δεν παρουσιάστηκαν σημαντικές διαφορές στη σκληρότητα των κάτω άκρων πριν και μετά από την εφαρμογή είτε στατικών, είτε δυναμικών διατάσεων



Σχήμα 4.3.6. Σκληρότητα κάτω άκρων πριν και μετά από τις διατάσεις. Δεν παρατηρείται σημαντική διαφορά σε καμία συνθήκη διατάσεων.

V. ΚΕΦΑΛΑΙΟ - ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η Συζήτηση των αποτελεσμάτων γίνεται με βάση τα δύο κύρια ερευνητικά ερωτήματα:

1. Αλλάζει άμεσα η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων με την εφαρμογή στατικών διατάσεων;
2. Αλλάζει άμεσα η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων με την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων;

Σκοπός λοιπόν της έρευνας ήταν να εξεταστεί η άμεση επίδραση των στατικών και δυναμικών διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων δεν άλλαξαν μετά την εφαρμογή είτε των στατικών είτε των δυναμικών διατάσεων. Είμαστε λοιπόν υποχρεωμένοι να απορρίψουμε τις ερευνητικές μας υποθέσεις που υποστήριζαν πως οι στατικές διατάσεις θα μείωναν άμεσα την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων, και πως οι δυναμικές διατάσεις θα αύξαναν άμεσα την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων.

Παρόλο που δεν παρατηρήθηκε άμεσα μεταβολή της σκληρότητας με την εφαρμογή στατικών ή δυναμικών διατάσεων, εν τούτοις παρατηρήθηκαν μεταβολές στα κινηματικά χαρακτηριστικά μετά τις δυναμικές διατάσεις. Ποιο συγκεκριμένα, μετά την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων ενώ ο χρόνος επαφής παρέμεινε αμετάβλητος ($\% \Delta = 0,031$), αυξήθηκε σημαντικά ο χρόνος πτήσης ($\% \Delta = 5,842$). Επιπλέον παρατηρήθηκε μείωση της συχνότητας βήματος ($\% \Delta = 2,199$) και αύξηση του μήκους βήματος ($\% \Delta = 2,247$). Ταυτόχρονα παρατηρήθηκε σημαντική αύξηση της μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους ($\% \Delta = 1,741$), και της κατακόρυφης μετατόπισης του κέντρου βάρους του σώματος ($\% \Delta = 4,503$) χωρίς αυτές οι αλλαγές να συνοδεύονται με διαφοροποίηση στην αλλαγή του μήκους του κάτω άκρου κατά την επαφή με το έδαφος.

Μετά την εφαρμογή των στατικών διατάσεων δεν παρατηρήθηκαν μεταβολές στα κινηματικά χαρακτηριστικά.

Στην προσπάθεια να ελεγχτεί όσο το δυνατόν περισσότερο και να διασφαλιστεί μεθοδολογικά η εγκυρότητα και η αξιοπιστία της έρευνας πραγματοποιήθηκε τεκμηρίωση της αξιοπιστίας των οργάνων μέτρησης. Στον έλεγχο αυτό όλα τα όργανα παρουσίασαν υψηλότετους δείκτες αξιοπιστίας. Ιδιαίτερο βάρος δόθηκε στην τεκμηρίωση της αξιοπιστίας της “sine-wave” μεθόδου υπολογισμού της κατακόρυφης σκληρότητας και της σκληρότητας των κάτω άκρων. Στη μελέτη που διεξήχθη, για την τεκμηρίωση της αξιοπιστίας της μεθόδου, παρατηρήθηκαν υψηλότεροι δείκτες αξιοπιστίας, για τις μετρήσεις εντός της ίδιας ημέρας τόσο στα κινηματικά χαρακτηριστικά (t_c , t_f , SR, SL), όσο και στις μετρήσεις της σκληρότητας (K_{vert} , K_{leg}). Εξίσου υψηλότεροι δείκτες αξιοπιστίας παρατηρήθηκαν και στις μετρήσεις μεταξύ διαφορετικών ημερών για όλες τις μεταβλητές που ελέγχθηκαν. Επιπλέον έγινε βαθμονόμηση του δαπεδοεργομέτρου, εξασφαλίζοντας ότι η ταχύτητα που θα δοκιμάζονταν οι

συμμετέχοντες θα ήταν πράγματι η ταχύτητα των $4,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Επίσης όλες οι δοκιμασίες πραγματοποιήθηκαν την ίδια ώρα περίπου της ημέρας στο ίδιο εργαστήριο όπου οι συνθήκες θερμοκρασίας και υγρασίας παρέμειναν σταθερές. Οι δοκιμαζόμενοι απέιχαν από οποιαδήποτε έντονη αθλητική δραστηριότητα κατά την περίοδο των δοκιμασιών. Επιπλέον, οι δοκιμαζόμενοι κατανάλωναν ελαφριά τροφή τουλάχιστον 4 ώρες πριν τις δοκιμασίες. Δόθηκαν συγκεκριμένες σαφείς οδηγίες στους συμμετέχοντες και πραγματοποιήθηκε ειδική συνάντηση, με σκοπό την εξοικείωση των συμμετεχόντων με τη διαδικασία.

Μπορούμε λοιπόν να ισχυριστούμε πως τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν στην έρευνα οφείλονται κυρίως στην παρέμβαση που πραγματοποιήθηκε σύμφωνα με τον ερευνητικό σχεδιασμό.

5.1. Επίδραση των στατικών και δυναμικών διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων

Τα αποτελέσματα δεν έδειξαν αλληλεπίδραση μεταξύ των παραγόντων ούτε για την κατακόρυφη σκληρότητα, ούτε για τη σκληρότητα των κάτω άκρων. Επίσης δεν υπήρξε σημαντική κύρια επίδραση για την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων μεταξύ των διαφορετικών συνθηκών διατάσεων. Επομένως, συμπεραίνουμε πως η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων, όπως μετρήθηκαν κατά το τρέξιμο με ταχύτητα $4,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ στο δαπεδοεργόμετρο, παρέμειναν αμετάβλητες μετά την εφαρμογή των στατικών και μετά την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων διάρκειας 40 s σε κάθε μυϊκή ομάδα, σε κάθε άκρο.

5.2. Επίδραση των διατάσεων στα κινηματικά χαρακτηριστικά

Παρόλο που και οι στατικές και οι δυναμικές διατάσεις δεν παρουσίασαν καμία μεταβολή στη σκληρότητα, φαίνεται πως η επίδραση στα κινηματικά χαρακτηριστικά μετά την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων είναι σημαντική. Ποιο συγκεκριμένα ενώ ο χρόνος επαφής με το έδαφος παρέμεινε αμετάβλητος σε όλες τις συνθήκες διατάσεων, ο χρόνος πτήσης παρουσίασε σημαντική αύξηση μετά τις δυναμικές διατάσεις (Αλληλεπίδραση: $F_{(2,26)} = 6,388$, $p < 0,05$, Διαφορά Μέσων = $0,007 \text{ s}$, $p < 0,05$ και $\% \Delta = 5,842$). Παράλληλα, η αύξηση αυτή συνοδεύτηκε με στατιστικά σημαντική μείωση στη συχνότητα βήματος (Αλληλεπίδραση: $F_{(2,26)} = 9,288$, $p < 0,05$, Διαφορά Μέσων = $0,067 \text{ Hz}$, $p < 0,05$ και $\% \Delta = 2,199$) και στατιστικά σημαντική αύξηση στο μήκος βήματος (Αλληλεπίδραση: $F_{(2,26)} = 9,869$, $p < 0,05$, Διαφορά Μέσων = $0,034 \text{ m}$, $p < 0,05$, και $\% \Delta = 2,247$). Επιπλέον, αυτών των σημαντικών μεταβολών παρουσιάστηκε σημαντική αύξηση της κατακόρυφης μετατόπισης του κέντρου βάρους του σώματος. (Αλληλεπίδραση: $F_{(2,26)} = 9,340$, $p < 0,05$, Διαφορά Μέσων = $0,002 \text{ m}$, $p < 0,05$, $\% \Delta = 4,503$). Η αλλαγή στο μήκος του κάτω άκρου δεν παρουσίασε σημαντικές μεταβολές.

5.3. Επίδραση των διατάσεων στη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους

Τα αποτελέσματα έδειξαν πως υπήρξε σημαντική αλληλεπίδραση των παραγόντων (χρόνος, συνθήκη), αναφορικά με τη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους. Η ανάλυση των απλών επιδράσεων εντόπισε αυτή τη σημαντικότητα στην αύξηση που παρουσιάζεται στη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους μετά τις δυναμικές διατάσεις (Αλληλεπίδραση: $F_{(2,26)} = 3,438$, $p < 0,05$, Διαφορά Μέσων = 0,030 kN, , $p < 0,05$, $\% \Delta = 1,741$)

Μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων δεν παρατηρήθηκε καμία μεταβολή στη μέγιστη κατακόρυφη δύναμη που εφαρμόζουν τα κάτω άκρα στο έδαφος. Υπάρχει μεγάλος αριθμός ερευνών που αναφέρει μειωμένη απόδοση μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων παρόμοιας διάρκειας και έντασης σε δρομικές δοκιμασίες. Οι Beckett, Schneiker, Wallman, Dawson, & Guelfi (2009) εξετάζοντας αθλητές ομαδικών αγωνισμάτων βρήκαν μειωμένη απόδοση σε δοκιμασίες ταχύτητας μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων. Ο Gelen (2010) διαπίστωσε μειωμένη απόδοση στην ταχύτητα μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων σε 26 επαγγελματίες ποδοσφαιριστές. Ο Sayers και οι συνεργάτες του το 2008 επίσης διαπίστωσαν μειωμένη απόδοση στα 30 m δρόμου ταχύτητας, στην επιτάχυνση και στο χρόνο διατήρησης της μέγιστης ταχύτητας μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων.

Όμως, άλλες έρευνες παρουσιάζουν διαφορετικά αποτελέσματα. Ο Vetter, (2007) δεν βρήκε καμία επίδραση από τις στατικές διατάσεις στην απόδοση του δρόμου των 30 m από 26 φοιτητές κολεγίου, ενώ οι Little και Williams (2006) ανέφεραν βελτίωση 1,7% στην επίδοση στο δρόμο των 20 m μετά από δυναμικές και στατικές διατάσεις. Επιπλέον σε έρευνες όπου οι δοκιμασίες περιελάμβαναν ποιο αργές δραστηριότητες κύκλου διάτασης-σύσπασης (ΚΔΣ), όπως το τρέξιμο σε υπομέγιστες ταχύτητες, είτε δεν παρουσιάστηκε μείωση στην απόδοση, είτε η απόδοση αυξήθηκε. (Hayes & Walker, 2007; Godges et al., 1989). Επιπλέον, οι Arampatzis και συνεργάτες (2006) υποστήριζαν ότι σε υπομέγιστες δρομικές εντάσεις όπου απαιτούνται χαμηλότερα επίπεδα δύναμης, οι περισσότεροι ενδοτικοί τένοντες και απονευρώσεις του τετρακέφαλου μηριαίου ευνοούν την παραγωγή δύναμης του τετρακέφαλου μυός στο τρέξιμο, διότι συμμετέχει μικρότερος όγκος του ενεργοποιημένου μυός, στην απαιτούμενη παραγωγή δύναμης. Πιθανά επίσης σύμφωνα με τους Wilson και συνεργάτες (2010) οι στατικές διατάσεις να υποχρέωσαν τους δοκιμαζόμενους να επιστρατεύσουν μεγαλύτερο αριθμό κινητικών μονάδων για να αποδώσουν το ίδιο μηχανικό έργο. Με αυτό τον τρόπο πιθανά οι δοκιμαζόμενοι διατήρησαν αναλλοίωτα τα κινηματικά χαρακτηριστικά, εφαρμόζοντας την ίδια δύναμη στα κάτω άκρα, διατηρώντας στις παρούσες υπομέγιστες συνθήκες τα ίδια επίπεδα σκληρότητας. Επίσης, σύμφωνα με τους Behm και Chaouachi (2011), φαίνεται πως οι παρατεταμένες ασκήσεις κύκλου διάτασης σύσπασης όπως το τρέξιμο μεγάλων αποστάσεων και οι δραστηριότητες με μεγαλύτερη διάρκεια επαφής με το έδαφος, ωφελούνται από περισσότερο ενδοτικούς και ελαστικούς μύες, ενώ αντίθετα ένας περισσότερο ενδοτικός μυς λόγω διατάσεων θα μπορούσε να επηρεάσει αρνητικά την απόδοση σε υψηλής ταχύτητας μυϊκή συστολή, όπως οι δρόμοι υψηλής ταχύτητας.

Επομένως η διατήρηση αμετάβλητης της μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους μετά την εφαρμογή των στατικών διατάσεων πιθανά συνδέεται με το γεγονός ότι η δραστηριότητα που ακολούθησε μετά τις διατάσεις δεν ήταν μέγιστης έντασης, διότι όλοι οι δοκιμαζόμενοι που συμμετείχαν στην έρευνα είχαν την ικανότητα να τρέξουν στο δαπεδοεργόμετρο τουλάχιστον για 60 s με ταχύτητα $5,55 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, ενώ η δοκιμασία περιελάμβανε τρέξιμο 30 s με ταχύτητα $4,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Αμετάβλητοι διατηρήθηκαν, μετά τις στατικές διατάσεις και ο χρόνος επαφής και ο χρόνος πτήσης. Επίσης ως συνέπεια αυτών αμετάβλητη διατηρήθηκε η συχνότητα βήματος και το μήκος βήματος.

Μετά τις δυναμικές διατάσεις βρέθηκε αυξημένη η κατακόρυφη δύναμη που εφαρμόζουν τα κάτω άκρα στο έδαφος. Η αύξηση της δύναμης μετά από την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων παρουσιάζεται πολύ συχνά στη βιβλιογραφία. Για παράδειγμα ο Fletcher (2010) εφάρμοσε δυναμικές διατάσεις σε 24 δοκιμαζόμενους και παρατήρησε αυξημένη απόδοση σε άλματα χωρίς προδιάταση, σε άλματα με προδιάταση και σε άλματα βάθους. Ο Manoel και οι συνεργάτες του το 2008, μετά την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων 90 s στους τετρακέφαλους μηριαίους μύες βρήκε αυξημένη ισχύ στην έκταση του γονάτου. Οι Fletcher & Anness το 2007 μετά από δυναμικές διατάσεις βρήκε αυξημένη απόδοση στα 50 m δρόμου ταχύτητας. Γενικά, σύμφωνα με τους Behm και Ghaouachi (2011), φαίνεται πως, μικρής διάρκειας δυναμικές διατάσεις δεν επιδρούν αρνητικά στην απόδοση, ενώ μεγαλύτερης διάρκειας δυναμικές διατάσεις μάλλον επιδρούν θετικά στην απόδοση.

Επομένως η αύξηση της μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους μετά τις δυναμικές διατάσεις φαίνεται να είναι σύμφωνη με τη βιβλιογραφία.

5.4. Σχέση της μέγιστης κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους και των κινηματικών χαρακτηριστικών

Παρατηρούμε ότι όλες οι σημαντικές αλλαγές προκλήθηκαν μετά την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων. Ποιο συγκεκριμένα, ενώ ο χρόνος επαφής διατηρήθηκε αμετάβλητος, αυξήθηκε σημαντικά ο χρόνος πτήσης και το μήκος βήματος, ενώ ταυτόχρονα μειώθηκε και η συχνότητα βήματος. Αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα ότι οι δοκιμαζόμενοι στον ίδιο χρόνο επαφής μπορούσαν να εφαρμόζουν μεγαλύτερη δύναμη στο έδαφος. Η μεγαλύτερη εφαρμογή δύναμης των κάτω άκρων στο έδαφος κατά το τρέξιμο, οδήγησε σε μεγαλύτερο μήκος βήματος, με συνέπεια, εφόσον οι δοκιμαζόμενοι έτρεχαν με την ίδια σταθερή ταχύτητα, να παρατηρηθεί μικρότερη συχνότητα βήματος. Αυτό επιβεβαιώνεται από τα αποτελέσματα, αφού όπως είδαμε η μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους αυξήθηκε σημαντικά μετά την εφαρμογή δυναμικών διατάσεων. Επιπλέον αυτή η αύξηση της δύναμης δεν απαιτήσε από τους δοκιμαζόμενους να λυγίσουν περισσότερο τα κάτω άκρα κατά την επαφή με το έδαφος στη φάση της διάτασης για να αποθηκεύσουν μεγαλύτερη πιθανά ελαστική ενέργεια και να την αποδώσουν κατά τη φάση της σύσπασης. Αυτό επιβεβαιώνεται από τη μη μεταβολή στην αλλαγή του μήκους των κάτω άκρων μετά τις διατάσεις. Επιπρόσθετα η αύξηση του μήκους βήματος δικαιολογεί και τη σημαντική αύξηση που παρατηρήθηκε στην κατακόρυφη μετατόπιση του ΚΒ.

5.5. Αμετάβλητη σκληρότητα μετά τις διατάσεις

Η μηχανική σκληρότητα όπως περιγράφεται από το μοντέλο ελατήριο-μάζα συμπεριλαμβάνει πλήθος ταυτόχρονα νευρομυϊκών και μηχανικών φαινομένων που χαρακτηρίζουν κινήσεις όπως το τρέξιμο (Farley & Ferris, 1998). Οι δρομείς παρουσιάζουν αυξημένη ικανότητα να προσαρμόζουν το μοντέλο αυτό σε διάφορες εξωτερικές αλλαγές όπως η δρομική ταχύτητα (McMahon & Cheng 1990; Farley et al., 1993), η συχνότητα βήματος (Farley & Gonzalez 1996), ο χρόνος επαφής (Morin et al., 2007) και το είδος της επιφάνειας που εκτελείται η δραστηριότητα (Kerdock et al., 2002). Παράλληλα το μοντέλο αυτό επηρεάζεται από τις μεταβολές στο νευρομυϊκό μηχανισμό των δρομέων. Στη βιβλιογραφία αναφέρεται εκτενώς η μείωση της μυοτενόντιας σκληρότητας μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων (Costa et al., 2010; Evetovich et al., 2003; Fowels et al., 2000; Kubo et al., 2001). Επίσης οι στατικές διατάσεις φαίνεται να προκαλούν μείωση της δραστηριοποίησης του κινητικού νεύρου και αλλαγές στην ευαισθησία του μυϊκού αντανακλαστικού (Avela et al., 1999; Behm et al., 2001; Fowels et al., 2000; Power et al., 2004). Δεδομένου ότι το μοντέλο ελατήριο-μάζα αντανακλά τη νευρομυϊκή κατάσταση των δρομέων και ότι η σκληρότητα όπως περιγράφεται από το μοντέλο ελατήριο-μάζα είναι συνδυασμός όλων των επιμέρους μορφών σκληρότητας των μυών, τενόντων, συνδέσμων, αρθρώσεων και οστών (Butler et al., 2003; Latash & Zatsiorsky, 1993), θα περίμενε κανείς να μειωθεί και η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων μετά την εφαρμογή των στατικών διατάσεων. Αυτό όμως δεν διαπιστώθηκε στην παρούσα έρευνα. Τόσο η κατακόρυφη σκληρότητα όσο και η σκληρότητα των κάτω άκρων παρέμεινε αμετάβλητη μετά την εφαρμογή είτε των στατικών είτε των δυναμικών διατάσεων. Στη βιβλιογραφία υπάρχει έλλειψη από έρευνες που να εξετάζουν την άμεση επίδραση των διατάσεων στη μηχανική σκληρότητα κατά το τρέξιμο. Η εξέταση όμως κάποιων παρόμοιων ερευνών ίσως βοηθήσει στη εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων.

Οι Hobara, Inoue, & Kato (2011), εξέτασαν την επίδραση των στατικών διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα κατά τη διάρκεια αναπηδήσεων. Πριν και μετά από 3 min στατικών διατάσεων στους γαστροκνήμιους μύες, 15 δοκιμαζόμενοι εκτέλεσαν 15 αναπηδήσεις με τα δυο πόδια και με συχνότητα 2,2 Hz. Δεν παρουσιάστηκε μεταβολή στο χρόνο επαφής, στο χρόνο πτήσης, στην κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους και ούτε τελικά στην κατακόρυφη σκληρότητα μετά τις στατικές διατάσεις. Οι Choukou, Laffaye, & Heugas-De Panafieu (2011) μελέτησαν τις αλλαγές στη σκληρότητα σε 8 δρομείς ταχύτητας. Οι δοκιμαζόμενοι έτρεξαν 4 x 100 m όσο το δυνατόν πιο γρήγορα με ενδιάμεσο διάλειμμα 3 min. Βρέθηκε πως η σκληρότητα των κάτω άκρων παρέμεινε σταθερή μέχρι την τρίτη επανάληψη και μετά αυξήθηκε κατά την τέταρτη επανάληψη, ενώ η κατακόρυφη σκληρότητα παρέμεινε αμετάβλητη και στις 4 επαναλήψεις. Σύμφωνα με τους ερευνητές αυτή η συμπεριφορά πιθανά να οφείλεται σε νευρομυϊκές προσαρμογές από τους δρομείς για να αντιμετωπιστεί η κούραση από τις επαναλήψεις. Οι Morin, Jeannin, & Belli (2006), εξέτασαν επίσης τη σκληρότητα μετά από επαναλήψεις δρόμων 100 m σε αρχάριους αθλητές. Βρέθηκε πως η σκληρότητα των κάτω άκρων παρέμεινε σταθερή σε όλες τις επαναλήψεις αλλά μειώθηκε η συχνότητα βήματος και αυξήθηκε η

κατακόρυφη μετατόπιση του KB του σώματος. Οι Hunter & Smith (2007) βρήκαν ότι μετά από 1 ώρα έντονο τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο οι δοκιμαζόμενοι ενώ παρουσίασαν σημαντική μείωση στη συχνότητα βήματος δεν παρουσίασαν αλλαγές στην κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων. Οι Duto & Smith (2002), εξετάζοντας 15 δρομείς σε 45 min τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο, μέχρι εξαντλήσεως, με ταχύτητα που αντιστοιχεί περίπου στο 80% της $\dot{V}O_{2peak}$ (κορυφαία κατανάλωση οξυγόνου) βρήκαν σημαντική μείωση στην κατακόρυφη σκληρότητα (από 29,3 σε 23,1 $kN \cdot m^{-1}$, $p < 0,01$) και στη σκληρότητα των κάτω άκρων (από 9,3 σε 9,0 $kN \cdot m^{-1}$, $p < 0,01$). Οι αλλαγές σχετίστηκαν σημαντικά με αύξηση της κατακόρυφης μετατόπισης του KB ($r = -0,78$, $p < 0,01$). Οι Morin και συνεργάτες (2011), μελετώντας τις αλλαγές στη σκληρότητα, εξέτασαν 10 έμπειρους δρομείς υπερμεγάλων αποστάσεων σε 24 ώρες τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο. Ανακάλυψαν ότι η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων αυξήθηκαν (9,9 και 8,6% αντίστοιχα). Η αύξηση αυτή συνοδεύτηκε με 4,9% υψηλότερη συχνότητα βήματος, 4,5% μικρότερο χρόνο επαφής, 4,4% μικρότερη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους, και 13% μικρότερη αλλαγή στο μήκος των κάτω άκρων κατά την επαφή με το έδαφος. Οι ερευνητές υποστηρίζουν ότι οι δοκιμαζόμενοι προσαρμόσαν το δρομικό τους μοντέλο για να εξασφαλίσουν ασφαλέστερη δρομική τεχνική, μέσω υψηλότερης συχνότητας βήματος, και κατακόρυφης σκληρότητας, και παράλληλα μικρότερης κατακόρυφης μετατόπισης του KB στη φάση στήριξης. Οι αλλαγές αυτές γίνονται για τον περιορισμό της επώδυνης έκκεντρης φάσης λόγω της κούρασης και του μεγάλου φορτίου που δέχεται το μυοσκελετικό σύστημα σε κάθε βήμα κατά τη στήριξη.

Όπως φαίνεται λοιπόν από τις παραπάνω έρευνες το μοντέλο ελατήριο-μάζα με το οποίο μελετάται η σκληρότητα έχει τη δυνατότητα να προσαρμόζεται τόσο σε εξωτερικές επιδράσεις όσο και σε μεταβολές που συμβαίνουν εσωτερικά στο πολυσύνθετο νευρομυϊκό, μυοτενόντιο και σκελετικό σύστημα που συμβάλλει στην ανθρώπινη κίνηση. Στην παρούσα έρευνα οι στατικές διατάσεις δεν προκάλεσαν αλλαγές τέτοιες, που στη συγκεκριμένη υπομέγιστη ταχύτητα, να προκαλέσουν την ανάγκη στους δοκιμαζόμενους, να προσαρμόσουν με τέτοιο τρόπο το μοντέλο ελατήριο-μάζα, για να ανταπεξέλθουν στη συγκεκριμένη επιβάρυνση. Οπότε δεν παρατηρήθηκαν αλλαγές, ούτε στη συχνότητα και μήκος βήματος, ούτε στο χρόνο επαφής και πτήσης, ούτε στη μέγιστη κατακόρυφη αντίδραση του εδάφους, και τελικά δεν παρατηρήθηκαν αλλαγές στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων.

Από την άλλη πλευρά, μετά την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων, αυξήθηκε η κατακόρυφη μέγιστη αντίδραση του εδάφους, χωρίς ταυτόχρονα να αυξηθεί ο χρόνος επαφής. Αυτό πρακτικά σημαίνει πως αυξήθηκε ο ρυθμός παραγωγής της δύναμης. Δηλαδή πλέον οι δοκιμαζόμενοι, μετά την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων, μπορούν στον ίδιο χρόνο επαφής να εφαρμόσουν μεγαλύτερη δύναμη. Αυτό έδωσε τη δυνατότητα στους δοκιμαζόμενους να υιοθετήσουν ένα πιο άνετο δρομικό μοντέλο με μικρότερη συχνότητα βήματος, μεγαλύτερο μήκος βήματος και μεγαλύτερο χρόνο πτήσης.

Άρα θα μπορούσαμε να συμπεράνουμε ότι οι στατικές διατάσεις δεν επηρεάζουν αρνητικά την κατακόρυφη σκληρότητα, τη σκληρότητα των κάτω

«Άμεση επίδραση των διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων κατά το τρέξιμο»

άκρων και τη δύναμη των κάτω άκρων σε υπομέγιστες δρομικές συνθήκες. Επίσης οι δυναμικές διατάσεις, σε υπομέγιστες δρομικές συνθήκες, παρόλο που δεν επηρεάζουν την κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων, αυξάνουν το ρυθμό παραγωγής δύναμης των κάτω άκρων.

VI. ΑΝΑΚΕΦΑΛΑΙΩΣΗ – ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ

Σκοπός της συγκεκριμένης μελέτης ήταν να εξεταστεί η επίδραση των στατικών και δυναμικών διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων, όπως αυτή περιγράφεται από το μοντέλο ελατήριο-μάζα, στο τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο. Για τον σκοπό οι δοκιμαζόμενοι έτρεξαν στο δαπεδοεργόμετρο με σταθερή ταχύτητα $4,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ πριν και μετά από στατικές και δυναμικές διατάσεις διάρκειας 40 s για κάθε μυϊκή ομάδα στα κάτω άκρα. Κατόπιν μετρήθηκαν και υπολογίστηκαν τα κινηματικά χαρακτηριστικά η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα των μετρήσεων μπορούμε να απαντήσουμε στα ερευνητικά μας ερωτήματα:

Η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων δεν άλλαξε με την εφαρμογή των στατικών διατάσεων

Η κατακόρυφη σκληρότητα και η σκληρότητα των κάτω άκρων δεν άλλαξε με την εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων

6.1. Πρακτικές εφαρμογές

Το μοντέλο ελατήριο-μάζα περιγράφει με μεγάλη επιτυχία το πολυσύνθετο φαινόμενο της σκληρότητας στην ανθρώπινη κίνηση. Η σκληρότητα θεωρείται ότι επηρεάζει πολλές μεταβλητές της απόδοσης επομένως είναι σημαντικό να γνωρίζουν όσοι ασχολούνται με τις αθλητικές δραστηριότητες τον βαθμό που τα διάφορα είδη προθέρμανσης επηρεάζουν τη σκληρότητα. Από την παρούσα έρευνα διαπιστώθηκε πως μέτριας διάρκειας διατάσεις είτε δυναμικές είτε στατικές δεν αλλάζουν τη σκληρότητα στη ταχύτητα των $4,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Επομένως όταν η δρομική δραστηριότητα που ακολουθεί μετά τις διατάσεις είναι υπομέγιστη η εφαρμογή των στατικών διατάσεων δεν επιφέρει καμία μεταβολή στη σκληρότητα και μπορεί να εφαρμοστεί αν κρίνεται απαραίτητο από τον προπονητικό σχεδιασμό χωρίς τον κίνδυνο αρνητικής επίδρασης. Επίσης η εφαρμογή των δυναμικών διατάσεων δεν επιδρά στη σκληρότητα, και επιπλέον παρουσιάζει ευεργετικές συνέπειες στην παραγωγή δύναμης κατά τη φάση της επαφής με το έδαφος.

6.2. Αναπάντητα ερευνητικά ερωτήματα

Κατά τη διάρκεια της παρούσης μελέτης προέκυψαν κάποια ερευνητικά ερωτήματα που χρειάζονται περισσότερη διερεύνηση και ίσως θα έπρεπε:

1. Να μελετηθεί η επίδραση των διατάσεων στη σκληρότητα με υψηλότερες δρομικές ταχύτητες
2. Να μελετηθεί η επίδραση των διατάσεων στη σκληρότητα σε δρομείς ταχύτητας και δρομείς μεγάλων αποστάσεων
3. Να μελετηθεί η επίδραση των διατάσεων στη σκληρότητα σε γυναίκες
4. Να μελετηθεί η επίδραση συνδυασμού ειδών διατάσεων στη σκληρότητα

VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Alexander, R. (1989). On the synchronization of breathing with running in wallabies (Macropusspp) and horses (Equus caballus). *Journal of Zoology*, 218, 69-85.
- Alexander, R. (1992). A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philosophical Transactions of the Royal Society: London, B*, 338, 189-198
- Alter, M. J. (1996) Science of flexibility. *Human Kinetics Publishers, Champaign*.
- Arampatzis, A., Bruggemann, G. P., & Klapsing, G. M. (2001a). Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33, 923-931.
- Arampatzis, A., Bruggemann, G., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, 32, 1349-1353.
- Arampatzis, A., De Monte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., Stafilidis, S., & Bruggemann, G. P. (2006). Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. *Journal of Experimental Biology*, 209, 3345-3357.
- Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., & Bruggemann, G. (2001b). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 355-364.
- Avela, J., Finni, T., Liikavainio, T., Niemela, E., & Komi, P.V. (2004). Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology*, 96, 2325-2332.
- Avela, J., Kyröläinen, H., & Komi, P. V. (1999). Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*, 86, 1283-1291.
- Avogadro, P., Kyröläinen, H., & Belli, A. (2004). Influence of mechanical and metabolic strain on the oxygen consumption slow component during forward pulled running. *European Journal of Applied Physiology*, 93, 203-209.
- Bacurau, R. F., Monteiro, G. A., Ugrinowitsch, C., Tricoli, V., Cabral, L. F., & Aoki, M. S. (2009). Acute effect of a ballistic and a static stretching exercise bout on flexibility and maximal strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 304-308.
- Bandy, W. D., Irion, J. M., & Briggler, M. (1997). The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy*, 77, 1090-1096.
- Bayios, I. A., Bergeles, N. K., Apostolidis, N. G., Noutsos, K. S., & Koskolou, M. D. (2006). Anthropometric, body composition and somatotype differences of Greek elite female basketball, volleyball and handball players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46, 271-280.
- Beckett, J. R. J., Schneiker, K. T., Wallman, K. E., Dawson, B. T., & Guelfi, K. J. (2009). Effects of static stretching on repeated sprint and change on direction performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(2), 444-450.

- Beedle, B., Rytter, S. J., Healy, R. C., & Ward, T. R. (2008). Pretesting static and dynamic stretching does not affect maximal strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 1838–1843.
- Behm, D. G., Bradbury, E. E., Hayes, A. T., Hodder, J. N., Leonard, A. M., & Paddock, N. R. (2006). Flexibility is not related to stretch-induced deficits in force of power. *Journal of sports science and medicine*, 5, 33-42.
- Behm, D. G. & Chaouachi, A. (2011). A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European Journal of Applied Physiology*, 111(11), 2633-2651.
- Behm, D. G., & Kibele, A. (2007). Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *European Journal of Applied Physiology*, 101, 587-594.
- Behm, D. G., Bambury, A., Cahill, F., & Power, K. (2004). Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 1397-1402.
- Behm, D. G., Button, D. C., & Butt, J. C. (2001) Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 26, 261-272.
- Bishop, D. (2003). Warm up I: potential mechanisms and the effects of passive warm up on exercise performance. *Sports Medicine*, 33, 439–454.
- Blickhan, R. (1989). The spring mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22, 1217-1227.
- Bojsen-Møller, J., Magnusson, P., Rasmussen, L. R., Kjaer, M., & Aagaard, P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology*, 99, 986-994.
- Bosco, C., Tihanyi, J., Komi, P. V., Fekete, G., & Apor, P. (1982). Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 116, 343-349.
- Brandenburg, J. P. (2006). Duration of stretch does not influence the degree of force loss following static stretching. *The journal of sports medicine and physical fitness*, 4, 526-534.
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18, 417-426.
- Bullimore, S. R., & Burn, J. F. (2006). Consequences of forward translation of the point of force application for the mechanics of running. *Journal of Theoretical Biology*, 238, 211-219.
- Butler, R., Harrison, P., Crowell, I., & Davis, I. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18, 511-517.
- Cavagna, G. (1975). Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology*, 39, 174-179.
- Cavagna, G., Franzetti, P., Heglund, N., & Willems, P. (1988). The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *Journal of Physiology*, 399, 81-92.

- Cavagna, G., Heglund, N., & Willems, P. (2005). Effect of an increase in gravity on the power output and the rebound of the body in human running. *Journal of Experimental Biology*, 208, 2333-2346.
- Cavagna, G., Willems, P., Franzetti, P., & Detrembleur, C. (1991). The two power limits conditioning step frequency in human running. *Journal of Physiology*, 437, 95-108.
- Chelly, S. M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33, 326-333.
- Choukou, M. A., Laffaye, G., Heugas-De Panafieu, A. M. (2012). Sprinters motor signature does not change with fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 1557-1568.
- Cornu, C., & Goubel, M. (1997). Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *European Journal of Applied Physiology*, 76, 282-288.
- Costa, P. B., Ryan, E. D., Herda, T. J., Walter, A. A., Hoge, K. M., & Cramer, J. T. (2010). Acute effects of passive stretching on the electromechanical delay and evoked twitch properties. *European Journal of Applied Physiology*, 108, 301-310.
- Cowan, D., Jones, B., Tomlinson, P., Robinson, J., & Polly, D. (1988). The epidemiology of physical training injuries in US infantry trainees: methodology, population, and risk factors. *US Army Research Institute of Environmental Medicine Technology*.
- Cramer, J. T., Beck, T. W., Housh, T. J., Massey, L. L., Marek, S.M., Danglemeier, S., Purkayastha, S., Culbertson, J. Y., Fitz, K. A., & Egan, A. D. (2007). Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle-torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. *Journal of Sports Sciences*, 25, 687-698.
- Cramer, J. T., Housh, T. J., Coburn, J. W., Beck, T. W., & Johnson, G. O. (2006). Acute effects of static stretching on maximal eccentric torque production in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20, 354-358.
- Cramer, J. T., Housh, T. J., Weir, J. P., Johnson, G. O., Coburn, J. W., & Beck, T. W. (2005). The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European Journal of Applied Physiology*, 93, 530-539.
- Derrick, T. R., Cladwell, G. E., & Hamill, J., (2000). Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 36-51.
- Drust, B., Waterhouse, J., Atkinson, G., Edwards, B., & Reilly, T. (2005). Circadian rhythms in sports performance: An update. *Chronobiology International*, 22(1), 21-44.
- Durnin, J. V. G. A., & Womersley, J. (1974). Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *British Journal of nutrition*, 32, 77-97.

- Dutto, D. J., & Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34, 1324-1331.
- Ebben, W. P., & Blackard, D. O. (2001). Strength and conditioning practices of National Football League strength and conditioning coaches. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15, 48-58.
- Ebben, W. P., Carroll, R. M., & Simenz, C. J. (2004). Strength and conditioning practices of National Hockey League strength and conditioning coaches. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 889-897.
- Ebben, W. P., Hintz, M. J., & Simenz, C. J. (2005). Strength and conditioning practices of Major League Baseball strength and conditioning coaches. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19, 538-546.
- Egan, A. D., Cramer, J. T., Massey, L. L., & Marek, S. M. (2006). Acute effects of static stretching on peak torque and mean power output in National Collegiate Athletic Association Division I women's basketball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20, 778-782.
- Evetovich, T. K., Nauman, N. J., Conley, D. S., & Todd, J. B. (2003). Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17, 484-488.
- Farley, C. T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29, 181-186.
- Farley, C. T., & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*, 32, 267-273.
- Farley, C. T., Blickhan, R., Saito, J., & Taylor C. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology*, 71, 2127-2132.
- Farley, C. T., Glasheen, J., & McMahon, T. (1993). Running springs: Speed and animal size. *Journal of Experimental Biology*, 185, 71-86.
- Farley, C. T., Houdijk, H. H. P., Van Strien, C., & Louie M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 85, 1044-1055.
- Fletcher, I. M. (2010). The effect of different dynamic stretch velocities on jump performance. *European Journal of Applied Physiology*, 109, 491-498.
- Fletcher, I. M., & Anness, R. (2007). The acute effects of combined static and dynamic stretch protocols on fifty-meter sprint performance in track-and-field athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 784-787.
- Fletcher, I. M., & Jones, B. (2004). The effect of different warm-up stretch protocols on 20 meter sprint performance in trained rugby union players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 885-888.
- Fowles, J. R., Sale, D. G., & MacDougall, J. D. (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*, 89, 1179-1188.
- Gajdosik, R., Vander Linden, D., McNair, P., Williams, A., & Riggin, T. (2005). Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties

- and function of the calf muscles of older women. *Clinical Biomechanics*, 20, 973-983.
- Gelen, E. (2010). Acute effects on different warm-up methods on sprint, slalom dribbling, and penalty kick performance in soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 14(4), 960-956.
- Godges, J. J., MacRae, H., Longdon, C., & Tinberg, C. (1989). The effects of two stretching procedures on the economy of walking and jogging. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 7, 350-357.
- Gonzalez-Rave, J. M., Machado, L., Navarro-Valdivielso, F., & Vilas-Boas, J. P. (2009). Acute effects of heavy-load exercises, stretching exercises, and heavy-load plus stretching exercises on squat jump and countermovement jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 472-479.
- Granata, K. P., Padua, D. A., & Wilson, S. E., (2001). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 127-135.
- Greene, P. R., & McMahon, T. A. (1979). Reflex stiffness of mans anti-gravity muscles during kneebends while carrying extra weights. *Journal of Biomechanics*, 12, 881-891.
- Guissard, N., & Duchateau, J. (2004). Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle Nerve*, 29, 248-255.
- Gunther, M., & Blickhan, R. (2002). Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *Journal of Biomechanics*, 35, 1459-1474.
- Gurjao, A. L., Goncalves, R., De Moura, R. F., & Gobbi, S. (2009). Acute effect of static stretching on rate of force development and maximal voluntary contraction in older women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 2149-2154.
- Hamill, J., Derrick, T. R., & McClay, I., (2000). Joint stiffness during running with different footfall patterns. *Conference Proceedings: XIth Congress of the Canadian Society for Biomechanics, Montreal, Que., Canada*, p. 47.
- Handrakis, J. P., Southard, V. N., Abreu, J. M., Aloisa, M., Doyen, M. R., Echevarria, L. M., Hwang, H., Samuels, C., Venegas, S. A., & Douris, P. C. (2010). Static stretching does not impair performance in active middle-aged adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 825-830.
- Hayes, P. R., & Walker, A. (2007). Pre-exercise stretching does not impact upon running economy. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 1227-1232.
- He, J., Kram, R., & McMahon, T. (1991). Mechanics of running under simulated low gravity. *Journal of Applied Physiology*, 71, 863-870.
- Heise, G. D., & Martin, P. E. (1998). "Leg spring" characteristics and the aerobic demand of running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30, 750-754.
- Herbert, R. D., & Gabriel, M. (2002). Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: A systematic review. *BMJ* 325, 468-472.

- Herda, T. J., Cramer, J. T., Ryan, E. D., McHugh, M. P., & Stout, J. R. (2008). Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 809–817.
- Hobara, H., Inoue, K., Muraoka, T., Omuro, K., Sakamoto, M., & Kanosue, K. (2010). Leg stiffness adjustment for a range of hopping frequencies in humans. *Journal of Biomechanics*, 43, 506-511.
- Hobara, H., Inoue, K., Omuro, K., Muraoka, T., & Kanosue, K. (2011). Determinant of leg stiffness during hopping is frequency dependent. *European Journal of Applied Physiology*, 111, 2195-2201.
- Hobara, H., Muraoka, T., Omuro, K., Gomi, K., Sakamoto, M., Inoue, K., & Kanosue, K. (2009). Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. *Journal of Biomechanics*, 42, 1768-1771.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports medicine*, 30(1), 1-15.
- Hortobagyi, T., & DeVita, P. (1999). Altered movement strategy increases lower extremity stiffness during stepping down in the aged. *Journal of gerontology: Biological sciences*, 54A(2), B63-B70.
- Hough, P. A., Ross, E. Z., & Howatson, G. (2009). Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(2), 507-512.
- Hunter I., Smith, a. s. (2007). Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: change with fatigue during 1-h high-intensity run. *European Journal of Applied Physiology*, 100, 653-661.
- Jaggers, J. R., Swank, A. M., Frost, K. L., & Lee, C. D. (2008). The acute effects of dynamic and ballistic stretching on vertical jump height, force, and power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(6), 1844-1849.
- Kawakami, Y., Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). Effect of series elasticity on isokinetic torque-angle relationship in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 87, 381–387.
- Kay, A.D., & Blazeovich, A.J. (2012) Effect of acute static stretch on maximal muscle performance: A systematic review. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(1), 154-164.
- Kerdock, A. E., Biewener, A. A., McMahon, T. A., Weyand, P. G., & Herr, H. M., (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 92, 469-478.
- Knudson, D. V., Noffal, G. J., Bahamonde, R. E., Bauer, J. A., Blackwell, J. R. (2004). Stretching has no effect on tennis serve performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 654-656.
- Knudson, D., Bennett, K., Corn, R., Leick, D., Smith, C. (2001). Acute effects of stretching are not evident in the kinematics of the vertical jump. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15, 98-101.
- Kokkonen, J., Nelson, A. G., Cornwell, A. (1998). Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 69, 411-415.

- Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2001a). Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? *European Journal of Applied Physiology*, 85, 226-232.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2000). Elasticity of tendon structures of lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica*, 168, 327-335.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2001b). Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90, 520-527.
- Kubo, K., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 87, 2090-2096.
- Kubo, K., Yata, H., Kanehisa, K., & Fukunaga, T. (2006). Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *European Journal of Applied Physiology*, 96, 305-314.
- Kuitunen, S., Komi, P. V., & Kyröläinen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in spring running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34, 166-173.
- Laffaye, G., Bardy, B., & Durey, A. (2005). Leg stiffness and expertise in men jumping. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37, 536-543.
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, 12, 653-692.
- Lee, C. R., & Farley, C. T. (1998). Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 201, 2935-2944.
- Little, T., & Williams, A.G. (2006). Effects of differential stretching protocols during warm-ups on high-speed motor capacities in professional soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 203–207.
- Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Gleim, G.W., McHugh, M.P., & Kjaer, M. (1995). Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5, 342-347.
- Manoel, M. E., Harris-Love, M. O., Danoff, J. V., & Miller, T. A. (2008). Acute effect of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle power in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1528-1534.
- Marek, S. M., Cramer, J. T., Fincher, A. L., Massey, L. L., Dangelmaier, S. M., Purkayastha, S., Fitz, K. A., & Culbertson, J.Y. (2005). Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. *Journal of Athletic Training*, 40, 94–103.
- McMahon, T. A., Valiant, G., & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, 62(6), 2326-2337. (Abstract).
- McMahon, T., & Cheng, G. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23, 65-78.
- Mero, A., Komi, P., & Gregor, R. (1992). Biomechanics of sprint running. *Sports Medicine*, 13, 376–392.

- Molacek, Z. D., Conley, D. S., Evetovich, T. K., & Hinnerichs, K. R. (2010). Effects of low- and high-volume stretching on bench press performance in collegiate football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 711-716.
- Morin, J. B., Jeannin, T., Chevallier, B., Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue induced changes. *International Journal of Sports Medicine*, 27, 158-165.
- Morin, J. B., Samozino, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(5), 829-836.
- Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K., & Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics*, 40, 3341-3348.
- Morin, J., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 21, 167-180.
- Murphy, J. R., Di Santo, M. C., Alkanani, T., & Behm, D. G. (2010). Activity before and following short duration static stretching improves range of motion vs. a traditional warm-up. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism*, 35, 1-12.
- Nagano, A., Yoshioka, S., Hay, D. C., Himeno, R., & Fukashiro, S. (2006). Influence of vision and static stretch of the calf muscles on postural sway during quiet standing. *Human Movement Science*, 25, 422-434.
- Nelson, A. G., Kokkonen, J., & Arnall, D. A. (2005a). Acute muscle stretching inhibits muscle strength endurance performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19, 338-343.
- Nelson, A. G., Kokkonen, J., & Eldredge, C. (2005b). Strength inhibition following an acute stretch is not limited to novice stretchers. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 76, 500-506.
- Nelson, A., Allen, J., Cornwell, A., & Kokkonen, J. (2001). Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint-angle specific. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 72, 68-70.
- O'Sullivan, K., Murray, E., & Sainsbury, D. (2009). The effect of warm-up, static stretching and dynamic stretching on hamstring flexibility in previously injured subjects. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10, 37-42.
- Ogueta-Alday, A., Morante, J. C., Rodriguez-Marroyo, J. A., & Garcia-Lopez, J. (2013). Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(5), 1455-1462.
- Pearce, A. J., Kidgell, D. J., Zois, J., & Carlson, J. S. (2009). Effects of secondary warm up following stretching. *European Journal of Applied Physiology*, 105, 175-183.
- Pope, P. R., Hebert, R. D., Kiernan, J. D., & Bruce, J. G. (2000). A randomized trial of pre exercise stretching for prevention of lower limb injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(2), 271-277.

- Power, K., Behm, D., Cahill, F., Carroll, M., & Young, W. (2004). An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 1389–1396.
- Rassier, D. E., MacIntosh, B. R., & Herzog, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 86, 1445–1457.
- Reid, D., & McNair, P. (2004). Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 1944–1948.
- Robbins, J. W., & Scheuermann, B. W. (2008). Varying amounts of acute static stretching and its effect on vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 781–786.
- Ryan, E. D., Beck, T. W., Herda, T. J., Hull, H. R., Hartman, M. J., Costa, P. B., Defreitas, J. M., Stout, J. R., & Cramer, J. T. (2008). The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38, 632–639.
- Safran, M., Seaber, A., & Garrett, W. (1989). Warm-up and muscular injury prevention: an update. *Sports Medicine*, 8, 239–249.
- Samuel, M. N., Holcomb, W. R., Guadagnoli, M. A., Rubley, M. D., & Wallmann, H. (2008). Acute effects of static and ballistic stretching on measures of strength and power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 1422–1428.
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine*, 34(7), 465–485.
- Sayers, A. L., Farley, R. S., Fuller, D. K., Jubenville, C. B., & Caputo, J. L. (2008). The effect of static stretching on phases of sprint performance in elite soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1416–1421.
- Seyfarth A, Geyer, H., Günther, M., & Blickhan, R. (2002). A movement criterion for running. *Journal of Biomechanics*, 35, 649–655.
- Seyfarth, A., Blickhan, R., & Van Leeuwen, J. (2000). Optimum take-off techniques and muscle design for long jump. *Journal of Experimental Biology*, 203, 741–750.
- Simenz, C. J., Dugan, C. A., & Ebben, W. P. (2005). Strength and conditioning practices of National Basketball Association strength and conditioning coaches. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19, 495–504.
- Siri, W. E. (1956). Body composition from fluid spaces and density. Berkley, California: Donner Lab. Med. Physics, University of California.
- Smith, C., (1994). The warm-up procedure: to stretch or not to stretch: a brief review. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19, 12–17.
- Stefanyshyn, D. J., & Nigg, B. M., (1998). Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 292–299.

- Thacker, S. B., Gilchrist, J., Stroup, D., & Kimsey, C. D. (2004). The impact of stretching on sports injury risk: A systematic review of the literature. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, (3):371-378.
- Torres, E. M., Kraemer, W. J., Vingren, J. L., Volek, J. S., Hatfield, D. L., Spiering, B. A., Ho, J. Y., Fragala, M. S., Thomas, G. A., Anderson, J. M., Hakkinen, K., & Maresh, C. M. (2008). Effects of stretching on upper body muscular performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 1279–1285.
- Trehearn, T. L., & Buresh, R. J. (2009). Sit-and-reach flexibility and running economy of men and women collegiate distance runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 158–162.
- Unick, J., Kieffer, H. S., Cheesman, W., & Feeney, A. (2005). The acute effects of static and ballistic stretching on vertical jump performance in trained women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 206–212.
- Vetter, R. E. (2007). Effects of six warm-up protocols on sprint and jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 819–823.
- Walshe, A., & Wilson, G. (1997). The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 22, 117-132.
- Walshe, A., Wilson, G., & Murphy, A. J. (1996). The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *European Journal of Applied Physiology*, 73, 332-339.
- Weir, D. E., Tingley, J., & Elder, G. C. B. (2005). Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 93, 614-623.
- Weyand, P. G., Sandell, R. F., Prime, D. N. L., & Bundle, M. W. (2010). The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *Journal of Applied Physiology*, 108, 950-961.
- Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology*, 89, 1991-1999.
- Wilson, G. J, Murphy, A., & Pryor, J. F. (1994). Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *Journal of Applied Physiology*, 76, 2714-2719.
- Wilson, G., Wood, G., & Elliott, B. (1991). Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity. *Journal of Applied Physiology*, 70, 825-833.
- Wilson, J. M., Hornbuckle, L. M., Kim, J. S., Ugrinowitsch, C., Lee, S. R., Zourdos, M. C., Sommer, B., & Panton, L. B. (2010). Effects of static stretching on energy cost and running endurance performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 2274-2279.
- Winchester, J. B., Nelson, A. G., & Kokkonen, J. (2009). A single 30-s stretch is sufficient to inhibit maximal voluntary strength. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 80, 257–261.

- Winke, M. R., Jones, N. B., Berger, C. G., & Yates, J. W. (2010). Moderate static stretching and torque production of the knee flexors. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 706–710.
- Winter, D. A. (1979). *Biomechanics of human movement*. New York: Wiley & Sons.
- Worrell, T., Smith, T., & Winegardner, J. (1994). Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20, 154–159.
- Yamaguchi, T., & Ishii, K. (2005). Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 677-683.
- Yamaguchi, T., Ishii, K., Yamanaka, M., & Yasuda, K. (2006). Acute effects of static stretching on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 804-810.
- Yamaguchi, T., Ishii, K., Yamanaka, M., & Yasuda, K. (2007). Acute effects of dynamic stretching exercise on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1238-1244.
- Young, W. B. (2007). The use of static stretching in warm-up for training and competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2, 212-216.
- Young, W. B., & Behm, D. G. (2002). Should static stretching be used during a warm-up for strength and power activities? *Strength and Conditioning Journal*, 24, 33–37.
- Young, W. B., & Behm, D. G. (2003). Effects of running, static stretching and practice jumps on explosive force production and jumping performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 43, 21-27.
- Young, W. B., Elias, G., & Power, J. (2006). Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46, 403-411.
- Zakas, A. (2005). The effect of stretching duration on the lower extremity flexibility of adolescent soccer players. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 9, 220-225.

«Άμεση επίδραση των διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω άκρων κατά το τρέξιμο»

VIII. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Στο παράρτημα συμπεριλαμβάνονται:

- Το έντυπο δήλωσης συγκατάθεσης των δοκιμαζομένων
- Πρωτόκολλο καταγραφής σωματομετρικών χαρακτηριστικών
- Πρωτόκολλο καταγραφής των χρόνων επαφής και πτήσης στις τρεις διαφορετικές συνθήκες
- Πρωτόκολλο καταγραφής των κινηματικών δεδομένων στην τεκμηρίωση της αξιοπιστίας εντός της ίδιας ημέρας
- Πρωτόκολλο καταγραφής των κινηματικών δεδομένων στην τεκμηρίωση της αξιοπιστίας σε διαφορετικές ημέρες



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ & ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ:
«ΦΥΣΙΚΗ ΑΓΩΓΗ & ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΣ»

Έντυπο δήλωσης συγκατάθεσης

Επιστημονικός υπεύθυνος της έρευνας: Παππάς Παναγιώτης (Μετ. Φοιτητής).

Σας προσκαλώ να συμμετάσχετε σε έρευνα που διεξάγεται στο πλαίσιο της μεταπτυχιακής μου διατριβής στο Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών.

Η έρευνα γίνεται υπό την επίβλεψη του: Παραδείση Γεώργιου, Επίκουρου Καθηγητή Κλασικού Αθλητισμού (Δρόμων)

Η ερευνητική πρόταση έχει εγκριθεί με την υπ' αριθ. απόφαση της Επιστημονικής Δεοντολογίας του τμήματος.

Η συμμετοχή στην έρευνα είναι εθελοντική και μπορεί όποιος επιθυμεί να διακόψει όποτε θελήσει. Οι δοκιμαζόμενοι απαιτείται να έχουν εμπειρία στο τρέξιμο στο δαπεδοεργόμετρο. Ο κάθε δοκιμαζόμενος θα συμμετέχει με τη χρήση κωδικού και η ενδεχόμενη δημοσιοποίηση των αποτελεσμάτων, σε επιστημονικά περιοδικά ή η χρήση αυτών για επιστημονικούς σκοπούς, θα διασφαλίσει την ανωνυμία των δοκιμαζομένων. Όλοι οι συμμετέχοντες θα έχουν τη δυνατότητα ενημέρωσης, είτε ο καθένας για τον εαυτό του ή για τα γενικά αποτελέσματα της έρευνας αν το επιθυμεί. Η έρευνα γίνεται καθαρά για επιστημονικούς σκοπούς και δεν υπάρχει εκμετάλλευση. Το όφελος για τους συμμετέχοντες θα είναι, αποκλειστικά και μόνο, η ικανοποίηση από τη συμμετοχή τους στο συγκεκριμένο επιστημονικό έργο.

Τίτλος της έρευνας

«Άμεση επίδραση των διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων κατά το τρέξιμο»

Σκοπός της έρευνας

Ο ρόλος της μηχανικής σκληρότητας στην απόδοση είναι πολύ σημαντικός και η μελέτη των μεταβλητών, που θα μπορούσαν να επιδράσουν στις διάφορες μορφές που η μηχανική σκληρότητα εκφράζεται, θα μπορούσε να βοηθήσει στο σχεδιασμό της αθλητικής προπόνησης και στη βελτίωση πιθανά της απόδοσης. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, φαίνεται ότι οι στατικές διατάσεις, άμεσα μπορούν να επιδράσουν στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά των μυών και ακολούθως στη μηχανική σκληρότητα του ανθρωπίνου σώματος. Σκοπός αυτής της έρευνας είναι να μελετήσει την άμεση επίδραση των στατικών και δυναμικών διατάσεων στη κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων. Επίσης θα πραγματοποιηθεί τεκμηρίωση της αξιοπιστίας της μεθόδου υπολογισμού της σκληρότητας.

Διαδικασία της έρευνας

Οι συμμετέχοντες, αφού προηγηθεί προθέρμανση 5 min, θα τρέξουν στο δαπεδοεργόμετρο για 30 s με ταχύτητα $4,44 \text{ m.s}^{-1}$ (16 Km.h^{-1}), πριν και μετά από στατικές και δυναμικές διατάσεις στα κάτω άκρα, διάρκειας περίπου 6 min. Θα γίνει βιντεοσκόπηση των κάτω άκρων κατά το τρέξιμο και με κατάλληλη

ανάλυση θα υπολογιστούν τα κινηματικά χαρακτηριστικά και κατόπιν η μηχανική σκληρότητα. Οι συμμετέχοντες θα λάβουν μέρος σε μια συνάντηση εξοικείωσης και σε τρεις συναντήσεις για τη συλλογή δεδομένων, στο εργαστήριο. Οι συμμετέχοντες που θα λάβουν μέρος στη διαδικασία τεκμηρίωσης της αξιοπιστίας θα επισκεφτούν το εργαστήριο 4 φορές για συλλογή δεδομένων. Κατά την πρώτη συνάντηση θα τρέξουν 3 φορές από 30 s και τις επόμενες συναντήσεις από 1 φορά για 30 s με ταχύτητα $4,44 \text{ m.s}^{-1}$ (16 Km.h^{-1}) και μετά από προθέρμανση 5 min. Θα προηγηθεί και συνάντηση εξοικείωσης με τη δοκιμασία. Στις συναντήσεις εξοικείωσης θα γίνει καταγραφή των σωματομετρικών χαρακτηριστικών των δοκιμαζομένων.

Όλες οι δοκιμασίες είναι απλές και οι δοκιμαζόμενοι θα μπορέσουν άνετα να τις εκτελέσουν, εφόσον διαθέτουν την απαιτούμενη εμπειρία στο τρέξιμο σε δαπεδοεργόμετρο. Η ένταση και η διάρκεια των δοκιμασιών είναι χαμηλή και δεν υπάρχουν κίνδυνοι, όπως κόπωση ή δυσφορία.

Ευχαριστούμε τους συμμετέχοντες για τη συμμετοχή τους στην έρευνα.

Υπογραφή ερευνητή:Ημερομηνία

.....

Τηλέφωνο:

E-mail:

.....

Δηλώνω ότι:

- α)** διάβασα και κατανόησα το περιεχόμενο έρευνας με τίτλο: «Άμεση επίδραση των διατάσεων στη κατακόρυφη σκληρότητα και τη σκληρότητα των κάτω άκρων κατά το τρέξιμο» που διεξάγεται από επιστημονικό προσωπικό του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών
- β)** μου δόθηκε το δικαίωμα να αποφασίσω αν θα συμμετάσχω ή όχι
- γ)** μου δόθηκε το δικαίωμα να κάνω διευκρινιστικές ερωτήσεις
- δ)** η συμμετοχή μου είναι εντελώς εθελοντική
- ε)** έχω δικαίωμα να διατηρήσω την ανωνυμία μου και
- στ)** έχω δικαίωμα να διακόψω όποτε θελήσω.

Ονοματεπώνυμο δηλούντος ή χρήση κωδικού η αρχικών:

Υπογραφή:.....

Ημερομηνία:

Υπογραφή ατόμου που πήρε τη συγκατάθεση:Ημερ/νία:

«Άμεση επίδραση των διατάσεων στην κατακόρυφη σκληρότητα και στη σκληρότητα των κάτω
 άκρων κατά το τρέξιμο»

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΣΩΜΑΤΟΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

ΟΝ/ΜΟ:	ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ:
	ΩΡΑ:

ΗΜ. ΓΕΝ.:		ΗΛΙΚΙΑ:
ΥΨΟΣ:		
ΒΑΡΟΣ:		
BMI:		
ΜΗΚΟΣ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ	ΔΕΞΙ:	ΑΡΙΣΤ:

ΔΕΡΜΑΤΟΠΤΥΧΕΣ											
ΥΠΟΠΛΑΤΙΑ			ΥΠΕΡΛΑΓΟΝΙΑ			ΔΙΚΕΦΑΛΟΥ			ΤΡΙΚΕΦΑΛΟΥ		
Μ.Ο:			Μ.Ο:			Μ.Ο:			Μ.Ο:		

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ (ΠΑΡΕΜΒΑΣΗ)

ΟΝ/ΜΟ:				ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ:				ΩΡΑ:			
ΣΥΝΘΗΚΗ:		CONTROL ☐			STATIC ☐			DYNAMIC ☐			

		PRE								POST					
		CONTACT TIME			FLY TIME					CONTACT TIME			FLY TIME		
		FRAMES		TIME	FRAMES		TIME			FRAMES		TIME	FRAMES		TIME
1	L							1	L						
2	R							2	R						
3	L							3	L						
4	R							4	R						
5	L							5	L						
6	R							6	R						
7	L							7	L						
8	R							8	R						
9	L							9	L						
10	R							10	R						
		M.O			M.O					M.O			M.O		

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ (ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ ΕΝΤΟΣ ΤΗΣ ΙΔΙΑΣ ΗΜΕΡΑΣ)

ΟΝ/ΜΟ:	ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ:	ΩΡΑ:
--------	-------------	------

		TRIAL 1										TRIAL 2										TRIAL 3					
		CONTACT TIME			FLY TIME							CONTACT TIME			FLY TIME							CONTACT TIME			FLY TIME		
		FRAMES		TIME	FRAMES		TIME					FRAMES		TIME	FRAMES		TIME					FRAMES		TIME	FRAMES		TIME
1	L							1	L							1	L										
2	R							2	R							2	R										
3	L							3	L							3	L										
4	R							4	R							4	R										
5	L							5	L							5	L										
6	R							6	R							6	R										
7	L							7	L							7	L										
8	R							8	R							8	R										
9	L							9	L							9	L										
10	R							10	R							10	R										
			M.O			M.O					M.O			M.O					M.O			M.O			M.O		

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ (ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ –ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΗΜΕΡΕΣ)

ΟΝ/ΜΟ:	ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ:	ΩΡΑ:
--------	-------------	------

		DAY 1								DAY 2								DAY 3					
		CONTACT TIME			FLY TIME					CONTACT TIME			FLY TIME					CONTACT TIME			FLY TIME		
		FRAMES	TIME	FRAMES	TIME	FRAMES	TIME			FRAMES	TIME	FRAMES	TIME	FRAMES	TIME			FRAMES	TIME	FRAMES	TIME	FRAMES	TIME
1	L							1	L							1	L						
2	R							2	R							2	R						
3	L							3	L							3	L						
4	R							4	R							4	R						
5	L							5	L							5	L						
6	R							6	R							6	R						
7	L							7	L							7	L						
8	R							8	R							8	R						
9	L							9	L							9	L						
10	R							10	R							10	R						
		M.O				M.O				M.O				M.O				M.O				M.O	

