



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

Εθνικόν και Καποδιστριακόν
Πανεπιστήμιον Αθηνών

— ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837 —

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ

«ΦΥΣΙΚΗ ΑΓΩΓΗ & ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΣ»

ΑΡΧΙΤΕΚΤΟΝΙΚΕΣ ΚΑΙ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΕΣ

ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΧΡΟΝΙΑ ΔΙΑΤΑΞΗ ΣΕ ΑΘΛΗΤΡΙΕΣ

ΑΝΑΠΤΥΞΙΑΚΩΝ ΗΛΙΚΙΩΝ

Πανίδα Ιόλη

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΟ ΠΕΛΙΟ: ΠΡΟΠΟΝΗΤΙΚΗ ΑΘΛΗΜΑΤΩΝ

ΕΙΔΙΚΕΥΣΗ: ΓΥΜΝΑΣΤΙΚΗ

Ιούλιος 2020

© Copyright
Πανίδα Ιόλη
Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών
Εθνικής Αντιστάσεως 41, 172 37, Δάφνη, Αθήνα

Σημείωμα Συγγραφέα
Το δοκίμιο αυτό αποτελεί διπλωματική εργασία που συντάχθηκε για το
Μεταπτυχιακό πρόγραμμα «Φυσική Αγωγή & Αθλητισμός» της Σχολής
Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του ΕΚΠΑ και υποβλήθηκε τον
Ιούλιο του 2020.

Η συγγραφέας βεβαιώνει ότι το περιεχόμενο του παρόντος έργου είναι
αποτέλεσμα προσωπικής εργασίας και ότι έχει γίνει η κατάλληλη αναφορά στην
εργασία τρίτων –όπου κάτι τέτοιο ήταν απαραίτητο-, σύμφωνα με τους κανόνες
της ακαδημαϊκής δεοντολογίας.

Μέλη της Εξεταστικής Επιτροπής

Ο. Δόντη

Επίκουρη Καθηγήτρια -Βασική Γυμναστική (Επιβλέπουσα)
Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής & Αθλητισμού
Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Γ. Χ. Μπογδάνης

Καθηγητής –Διδακτική και Προπονητική Αθλητικών Αλμάτων
Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής & Αθλητισμού
Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Γ. Τερζής

Καθηγητής - Διδακτική και Προπονητική Αθλητικών Ρίψεων
Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής & Αθλητισμού
Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Πρακτικό της Εξεταστικής Επιτροπής



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

Εθνικόν και Καποδιστριακόν
Πανεπιστήμιον Αθηνών

ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ “ΦΥΣΙΚΗ ΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΣ”

ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΤΡΙΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Της Ιόλης Πανίδη

Η τριμελής εξεταστική επιτροπή, που ορίστηκε από τη Συνέλευση του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών στη συνεδρία της 17/4/2019 για την κρίση και αξιολόγηση της μεταπτυχιακής διατριβής της **κ. Ιόλης Πανίδη** με τίτλο: «*Αρχιτεκτονικές και λειτουργικές προσαρμογές κατά τη χρόνια διάταση σε αθλήτριες αναπτυξιακών ηλικιών*» αποτελούμενη από τους κ.κ. **Ο. Δόντη**, Επίκ. Καθηγήτρια της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών (επιβλέπουσα), **Γ. Μπογδάνη**, Καθηγήτριά της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, **Γ. Τερζή**, Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών εκλήθησαν σήμερα 10/7/2020 ημέρα Παρασκευή και ώρα 15:00 ύστερά από επίσημη έγγραφη πρόσκληση στο Αμφιθέατρο Ε. Παυλίνης της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών, προκειμένου να κρίνουν και αξιολογήσουν την παραπάνω διατριβή.

Μετά από διεξοδική συζήτηση και ανταλλαγή απόψεων μεταξύ των μελών της εξεταστικής επιτροπής κατέληξαν ότι η κρίνόμενη 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:

Ο. Δόντη, Επίκουρη Καθηγήτρια του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Γ. Μπογδάνη, Καθηγήτριά του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Γ. Τερζής, Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Έκφραση Ευχαριστιών

Η εκπόνηση της παρούσας διατριβής ήταν ένα πολύ όμορφο ταξίδι που οργανωνόταν αρκετό καιρό πριν. Κατά τη διάρκειά του, συνάντησα αρκετούς ανθρώπους που νοιώθω την ανάγκη να ευχαριστήσω, καθώς αποτέλεσαν κομμάτι της όμορφης αυτής αναζήτησης.

Αρχικά, θα ήθελα να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στις νεαρές αθλήτριες που συμμετείχαν σε αυτήν τη μακροχρόνια διαδικασία, με ζήλο και επιμονή, αλλά και αφοσίωση σε ό,τι τους ζητούσα, σε ένα αρκετά δύσκολο πρωτόκολλο προπόνησης. Κατ' επέκταση, ευχαριστώ και τους γονείς των αθλητριών που με εμπιστεύτηκαν και συνεργάστηκαν άψογα μαζί μου.

Στη συνέχεια θα ήθελα να ευχαριστήσω τις συνεργάτιδες μου, που συμμετείχαν στις επαναλαμβανόμενες διαδικασίες των μετρήσεων: Έλενα Κωτσαλά, Τζωρτζίνα Γιαννακοπούλου, Αγγελική Μαστρογιάννη και ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω στη Βασιλική Γάσπαρη, για τη συμβολή της τόσο στη συλλογή όσο και στην επεξεργασία των δεδομένων. Θέλω ακόμα, να ευχαριστήσω τη φίλη και συνάδελφο Κατερίνα Καλλιακούδη για την υποστήριξή της και τη βοήθειά της στην οργάνωση των προπονήσεων του συλλόγου και των μετρήσεων των αθλητριών. Μέσα από την καρδιά μου θα ήθελα να ευχαριστήσω την φίλη Έλενα Ντούλμα, η οποία ήταν το δεξί μου χέρι σε όλη την διαδικασία και μου έδινε δύναμη σε κάθε δυσκολία.

Εκφράζω τις ευχαριστίες μου στα μέλη της τριμελούς εξεταστικής επιτροπής, για τη σημαντική συμβολή τους στην ολοκλήρωση της διατριβής. Τον κ. Γρηγόρη Μπογδάνη για τη μεταφορά του τρόπου ερευνητικής σκέψης, την υποστήριξη και τις εύστοχες παρατηρήσεις του και τον κ. Γεράσιμο Τερζή για την παροχή εργαστηριακών γνώσεων, τον χρόνο που αφιέρωνε στα ζητήματα που προέκυπταν και τη συνεργασία με το εργαστήριο Αθλητικής Απόδοσης. Ιδιαίτερες ευχαριστίες στην κα Αναστασία Δόντη για την ηθική υποστήριξη και την πολύτιμη βοήθειά της στην κατάστρωση του πρωτοκόλλου προπόνησης, αλλά και τις συμβουλές της σε κρίσιμα σημεία.

Όπως ανέφερα στην πρώτη φράση, αυτό το ταξίδι οργανωνόταν καιρό. Θέλω, λοιπόν, να ευχαριστήσω τον άνθρωπο που με αγκάλιασε από την αρχή των προπτυχιακών μου σπουδών, με έκανε να ονειρευτώ αυτό το ταξίδι, το μοιράστηκε, το έζησε και με γέμιζε κάθε ημέρα, με όλα τα εφόδια. Ευχαριστώ την επιβλέπουσά μου κα Ολύβια Δόντη που είναι δίπλα μου, εντός και εκτός σχολής, τα τελευταία 5 χρόνια, και ελπίζω και για πολλά ακόμα.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου και ιδιαίτερα τους γονείς μου, για την αμέριστη συμπαράστασή τους καθόλη τη διάρκεια των σπουδών μου.

ΑΡΧΙΤΕΚΤΟΝΙΚΕΣ ΚΑΙ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΕΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΧΡΟΝΙΑ ΔΙΑΤΑΣΗ ΣΕ ΑΘΛΗΤΡΙΕΣ ΑΝΑΠΤΥΞΙΑΚΩΝ ΗΛΙΚΙΩΝ

Περίληψη

Η μελέτη αυτή εξέτασε την επίδραση 12 εβδομάδων στατικών διατάσεων στην αρχιτεκτονική του γαστροκνημίου, στο εύρος κίνησης της ποδοκνημικής και σε παραμέτρους απόδοσης κατακόρυφου άλματος. Είκοσι μία έφηβες αθλήτριες πετοσφαίρισης ακολούθησαν, επιπρόσθετη προπόνηση διατάσεων στους πελματιαίους καμπήρες του ενός σκέλους (ΣΠ), ενώ το άλλο αποτέλεσε σκέλος ελέγχου (ΣΕ). Στις εβδομάδες 0, 12 και μετά 3 εβδομάδες αποπροπόνησης αξιολογήθηκαν: η αρχιτεκτονική του μυός στον κεντρικό (ΚΤ) και περιφερικό τομέα (ΠΤ) και το εύρος κίνησης, σε συνθήκη ηρεμίας και διάτασης και η εγκάρσια διατομή του μυός. Στις εβδομάδες 0 και 12, αξιολογήθηκε επίσης το ύψος άλματος και ο ρυθμός εφαρμογής δύναμης. Το εύρος κίνησης αυξήθηκε και στα δύο σκέλη και στις δυο συνθήκες ($p_{12}<0.001$) και διατηρήθηκε αυξημένο ($p_{15}>0.821$) με μεγαλύτερη αύξηση στο ΣΠ από ότι στο ΣΕ στη συνθήκη διάτασης ($p_{12}<0.001$ και $p_{15}<0.001$). Το μήκος δεματίων ηρεμίας του ΣΠ αυξήθηκε στον ΚΤ της έσω κεφαλής και διατηρήθηκε αυξημένο ($p_{12}=0.006$ και $p_{15}=0.159$, αντίστοιχα). Στη συνθήκη διάτασης το μήκος δεματίων του ΣΠ αυξήθηκε στον ΚΤ της έσω κεφαλής και στον ΠΤ της έξω κεφαλής και διατηρήθηκε αυξημένο ($p_{12}<0.001$ και $p_{15}>0.241$). Η εγκάρσια διατομή αυξήθηκε και στα δύο σκέλη χωρίς μεταβολή στην αποπροπόνηση ($p_{12}<0.001$ και $p_{15}>0.975$) με μεγαλύτερη αύξηση στο ΣΠ από το ΣΕ ($p<0.001$). Η γωνία πρόσφυσης των δεματίων της έξω κεφαλής μειώθηκε ενώ η απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων της έσω κεφαλής αυξήθηκε, και στους δυο τομείς του μυός, χωρίς διαφορές μεταξύ σκελών ($p<0.003$ και $p<0.002$, αντίστοιχα). Το ύψος άλματος αυξήθηκε και στα δύο σκέλη ($p_{12}=0.019$) με μεγαλύτερη αύξηση στο ΣΠ από το ΣΕ ($p=0.001$), χωρίς διαφορές μεταξύ σκελών στον ρυθμό εφαρμογής δύναμης ($p>0.141$). Η χρόνια προπόνηση διατάσεων σε αθλήτριες εφηβικής ηλικίας, αυξάνει το εύρος κίνησης και το ύψος του άλματος. Ταυτόχρονα, αυξάνει τη διατασιμότητα των μυϊκών δεματίων και πυροδοτεί μηχανισμούς μυϊκής υπερτροφίας, οι οποίοι μεταβάλλουν τη στρατηγική ανάπτυξης της γεωμετρίας του μυός.

Λέξεις κλειδιά: αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά, μήκος μυϊκών δεματίων, υπερηχογραφία, εφηβεία, εύρος κίνησης, ρυθμός εφαρμογής δύναμης, πετοσφαίριση

ARCHITECTURAL AND FUNCTIONAL ADAPTATIONS FOLLOWING LONG-TERM STATIC STRETCHING TRAINING IN DEVELOPMENTAL AGE FEMALE ATHLETES

Panidi Ioli

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

Abstract

This study examined the effect of a 12-weeks static stretching training on gastrocnemius architecture, ankle angle and vertical jumping performance. Twenty-one adolescent female volleyball players performed supplementary stretching training of the plantar flexors, using a single-leg stretching design with the contralateral limb serving as control (SL and CL, respectively). At baseline, week 12 and 3 weeks into detraining, gastrocnemii architecture at the medial (MP) and the distal part (DP), and ankle angle at rest and during stretching, and gastrocnemius cross-sectional area were measured in both legs. At weeks 0-12, one-leg countermovement jump height and rate of force development were also measured. Ankle angle increased in both legs at rest and during stretching ($p_{12}<0.001$) and this increase was maintained ($p_{15}>0.821$). However, ankle angle during stretching was larger in the SL compared to CL ($p_{12}<0.001$ and $p_{15}<0.001$). Resting fascicle length of SL increased in the MD of gastrocnemius medialis following intervention ($p_{12}=0.006$) and did not change during detraining ($p_{15}=0.159$). Greater fascicle elongation was observed in the SL compared to the CL in the MP of gastrocnemius medialis and the DP of gastrocnemius lateralis at week 12 ($p_{12}<0.001$) and 15 ($p_{15}>0.241$). Anatomical cross-sectional area increased in both legs ($p_{12}<0.001$) and was maintained into detraining ($p_{15}>0.975$). However, greater increase was observed in the SL compared to the CL ($p<0.001$). Gastrocnemius lateralis pennation angle decreased and gastrocnemius medialis thickness increased in the MP and DP parts, with no differences between legs ($p<0.003$ and $p<0.002$, respectively). Jumping height increased in both legs ($p_{12}=0.019$) with a greater increase observed in the SL ($p=0.001$). No difference was found between legs in rate of force development ($p>0.141$). Chronic stretching increases range of motion and jumping height in adolescent athletes. Moreover, stretching training increases fascicular extensibility and stimulates muscle hypertrophy, thus, altering growth strategy of muscle geometry.

Keywords: muscle architecture, fascicle length, ultrasonography, puberty, range of motion, rate of force development, volleyball

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

Πρακτικό της Εξεταστικής Επιτροπής.....	iv
Έκφραση Ευχαριστιών.....	v
Περίληψη στην ελληνική γλώσσα	vi
Περίληψη στην αγγλική γλώσσα (Abstract)	vii
Πίνακας Περιεχομένων	viii
Κατάλογος Εικόνων	x
Κατάλογος Διαγραμμάτων.....	xi
Κατάλογος Πινάκων	xi
Κατάλογος Σχημάτων	xiii
Κατάλογος Συμβόλων και Συντομογραφιών	xiv
I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
1.1 Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος.....	1
1.2 Σκοπός της μελέτης.....	3
1.3 Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις.....	3
1.3.1 Ερευνητικά Ερωτήματα.....	3
1.3.2 Ερευνητικές Υποθέσεις	4
1.4 Σημασία της έρευνας.....	4
1.5 Οριοθετήσεις και περιορισμοί της έρευνας	4
1.6 Περιγραφή των όρων	5
II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ	7
2.1 Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά	8
2.1.1 Μήκος μυϊκών δεματίων	8
2.1.2 Γωνία πρόσφυσης μυϊκών δεματίων	9
2.1.3 Απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων	10
2.1.4 Εγκάρσια διατομή του μυός.....	10
2.2 Γαστροκνήμιος μύς.....	11
2.3 Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά κατά την ανάπτυξη.....	12
2.4 Εύρος κίνησης.....	17
2.4.1 Εύρος κίνησης της άρθρωσης και μεταβολές αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών	18
2.4.2 Εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την ανάπτυξη.....	18
2.5 Στατικές διατάξεις	19
2.6 Μεταβολές στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά των μυών κατά τη διάταση..	20
2.7 Ρυθμός εφαρμογής της δύναμης	25
III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	28
3.1 Συμμετέχουσες.....	28
3.2 Πειραματική διαδικασία.....	28
3.3 Όργανα μέτρησης.....	29
3.4 Πρωτόκολλο μετρήσεων.....	30
3.4.1 Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά	30
3.4.2 Χρονική απόσταση από την ηλικία ταχείας ανάπτυξης του αναστήματος..	31
3.2.3 Αξιολόγηση μυϊκής ισχύος και ρυθμού εφαρμογής δύναμης	32
3.4.4 Αξιολόγηση εύρους κίνησης.....	33
3.5 Αξιολόγηση αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών.....	35

3.6 Πρωτόκολλο παρέμβασης στατικών διατάσεων.....	39
3.7 Προϋποθέσεις.....	43
3.8 Στατιστική ανάλυση.....	43
IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	45
4.1 Αρχικές μετρήσεις – Χαρακτηριστικά συμμετεχουσών	45
4.2 Εύρος κίνησης.....	46
4.3 Αρχιτεκτονικά Χαρακτηριστικά	47
4.3.1 Μήκος μυϊκών δεματίων	47
4.3.1.1 Μήκος μυϊκών δεματίων Έσω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός.....	47
4.3.1.2 Ομοιογένεια κατά μήκος της Έσω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός....	50
4.3.1.3 Μήκος μυϊκών δεματίων Έξω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός	51
4.3.1.4 Ομοιογένεια κατά μήκος της Έξω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός	54
4.3.2 Γωνία πρόσφυσης μυϊκών δεματίων	55
4.3.2.1 Γωνία πρόσφυσης Έσω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός.....	56
4.3.2.2 Γωνία πρόσφυσης Έξω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός.....	56
4.3.3 Απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων	57
4.4 Εγκάρσια διατομή Γαστροκνημίου μυός	58
4.4.1 Εγκάρσια διατομή της Έσω κεφαλής.....	58
4.4.2 Εγκάρσια διατομή της Έξω κεφαλής.....	59
4.4.3 Συνολική εγκάρσια διατομή του Γαστροκνημίου μυός	60
4.5 Παράμετροι κατακόρυφων μονοποδικών αλμάτων	61
4.5.1 Ύψος άλματος.....	61
4.5.2 Ρυθμός Εφαρμογής Δύναμης	62
4.6 Συσχετίσεις παραμέτρων αλμάτων και μήκους μυϊκών δεματίων.....	63
V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ	68
5.1 Χρόνια επίδραση του πρωτοκόλλου στατικών διατάσεων στο εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης.....	68
5.2 Χρόνια επίδραση του πρωτοκόλλου στατικών διατάσεων στην αρχιτεκτονική δομή του Γαστροκνημίου μυός.....	70
5.3 Εγκάρσια διατομή του Γαστροκνημίου	73
5.3 Παράμετροι μονοποδικού άλματος.....	73
5.3 Περιορισμοί.....	75
5.4 Περαιτέρω Έρευνα.....	75
VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	77
IV. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	78
V. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	93

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 3.1	Εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά τη διάταση.....	34
Εικόνα 3.2	Κλίμακα αξιολόγησης της έντασης της διάτασης (Wong-Baker FACES)	35
Εικόνα 3.3	Διαγράμμιση διαδρομής της υπερηχογραφικής λήψης.....	37
Εικόνα 3.4	Πανοραμική λήψη έσω κεφαλής του γαστροκνημίου μυός.....	37
Εικόνα 3.5	Υπερηχογραφική λήψη εγκάρσιας διατομής των κεφαλών του Γαστροκνημίου μυός.....	38
Εικόνα 3.6	Υπερηχογραφική λήψη της Έσω Κεφαλής, σε ηρεμία (πάνω) και κατά τη διάταση (κάτω)	39
Εικόνα 3.7	Διάταση σε όρθια θέση με το πέλμα σε ραχιαία κάμψη στον τοίχο..	40
Εικόνα 3.8	Διάταση σε όρθια θέση με τα χέρια στον τοίχο και το σκέλος παρέμβασης σε πλήρη έκταση	41
Εικόνα 3.9	Διάταση υποκνημίδιου μυός, σε ημιγονάτιση με το σκέλος παρέμβασης εμπρός.....	41
Εικόνα 3.10	Διάταση γαστροκνημίου μυός με τα χέρια σε πάγκο.....	42
Εικόνα 3.11	Καθιστή διάταση οπισθίων μηριαίων και γαστροκνημίου με τα χέρια σταυρωτά στο πέλμα	42
Εικόνα 3.13	Διάταση γαστροκνημίου σε όρθια θέση, σε σκαλάκι	43

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ

Διάγραμμα 4.1	Εύρος κίνησης ποδικνημικής άσκησης κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση, στα τρία χρονικά σημεία μετρήσεων.....	46
Διάγραμμα 4.2	Μήκος μυϊκών δεματίων ΚΤ της Έσω Κεφαλής, κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.....	48
Διάγραμμα 4.3	Μήκος μυϊκών δεματίων ΠΤ της Έσω Κεφαλής, κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.....	49
Διάγραμμα 4.4	Απεικόνιση των δυο υπό εξέταση τομέων της Έσω Κεφαλής, κατά την ηρεμία, για κάθε σκέλος χωριστά.....	50
Διάγραμμα 4.5	Απεικόνιση των δυο υπό εξέταση τομέων της Έσω Κεφαλής, κατά τη διάταση, για κάθε σκέλος χωριστά.....	51
Διάγραμμα 4.6	Μήκος μυϊκών δεματίων ΚΤ της Έξω Κεφαλής κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.....	52
Διάγραμμα 4.7	Μήκος μυϊκών δεματίων ΠΤ της Έξω Κεφαλής, κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.....	53
Διάγραμμα 4.8	Απεικόνιση των δυο υπό εξέταση τομέων της Έξω Κεφαλής, κατά την ηρεμία, για κάθε σκέλος χωριστά.....	54
Διάγραμμα 4.9	Απεικόνιση των δυο υπό εξέταση τομέων της Έξω Κεφαλής, κατά τη διάταση, για κάθε σκέλος χωριστά.....	55

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 3.1	Πίνακας για τον υπολογισμό δεκαδικής ηλικίας	32
Πίνακας 4.1	Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά.....	45
Πίνακας 4.2	Τιμές αρχικής μέτρησης, των υπό εξέταση μεταβλητών, μεταξύ των ομάδων	45
Πίνακας 4.3	Συσχετίσεις για το σκέλος ελέγχου, αρχική μέτρηση.....	64
Πίνακας 4.4	Συσχετίσεις για το σκέλος παρέμβασης, αρχική μέτρηση	65
Πίνακας 4.5	Συσχετίσεις για το σκέλος ελέγχου, μετά το τέλος της παρέμβασης	66
Πίνακας 4.6	Συσχετίσεις για το σκέλος παρέμβασης, μετά το τέλος της παρέμβασης.....	67

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 3.1	Πειραματικός σχεδιασμός της έρευνας.....	29
Σχήμα 3.2	Πρωτόκολλο διαδικασίας μετρήσεων.....	30
Σχήμα 3.3	Καμπύλη ανάλυσης κατακόρυφου άλματος, με προδιάταση, χωρίς την αιώρηση χεριών.....	33

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΥΜΒΟΛΩΝ ΚΑΙ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ

CMJ	Counter Movement Jump	Κατακόρυφο άλμα με προδιάταση
RFD	Rate of Force Development	Ρυθμός εφαρμογής δύναμης
ROM	Range of motion	Εύρος κίνησης της άρθρωσης
PCSA	Physiological Cross-Sectional Area	Φυσιολογική Εγκάρσια Διατομή
ACSA	Anatomical Cross-Sectional Area	Ανατομική Εγκάρσια Διατομή
MVC	Maximal Voluntary Contraction	Μέγιστη Εθελούσια Σύσπαση
PHV	Peak Height Velocity	Ηλικία Μέγιστης Ταχύτητας Αύξησης Αναστήματος
MO	Maturity Offset	Χρονική Απόσταση από την Ηλικία Ταχείας Ανάπτυξης του Αναστήματος
BMI	Body Mass Index	Δείκτης Μάζας Σώματος
ICC	Intra-Class Correlation Coefficient	Δείκτης Ενδοταξικής Συσχέτισης
SEM	Standard Error of Measurement	Τυπικό Σφάλμα Μέτρησης
MDIF	Meaningful Difference	Ελάχιστη Σημαντική Διαφορά
CV	Coefficient of Variation	Συντελεστής Διακύμανσης
CI	Confidence Interval	Διαστήματα Εμπιστοσύνης
KT	Medial Part	Κεντρικός Τομέας
ΠΤ	Distal Part	Περιφερικός Τομέας
ΣΠ	Stretched Leg	Σκέλος Παρέμβασης
ΣΕ	Control Leg	Σκέλος Ελέγχου
min	Minutes	Λεπτά
s	Seconds	Δευτερόλεπτα
ms	Millisecond	Κλάσματα δευτερολέπτου
kg	Kilograms	Κιλά
N	Newton	Μονάδα Μέτρησης Δύναμης
p_0	Statistical Significance of Baseline measurements	Στατιστική σημαντικότητα αρχικής μέτρησης
p_{12}	Statistical Significance of 12-week measurements	Στατιστική σημαντικότητα μέτρησης δωδέκατης εβδομάδας
p_{15}	Statistical Significance of Detraining measurements	Στατιστική σημαντικότητα τελικής μέτρησης-αποπροπόνησης

I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος

Ο όρος αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά των μυών αναφέρεται στο μήκος των μυϊκών δεματίων, στη γωνία πρόσφυσης αυτών και στην απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων. Αυτά τα χαρακτηριστικά, σε συνδυασμό με τη φυσιολογική εγκάρσια διατομή αποτελούν την ταυτότητα του κάθε μυός και διαμορφώνουν τη λειτουργικότητά του (Narici et al., 1992; Rutherford, & Jones, 1992). Συνεπώς, σχετίζονται άμεσα με την απόδοση των μυών είτε πρόκειται για αθλητική δραστηριότητα είτε για καθημερινή λειτουργία (Abe, Kumagai, & Brechue, 2000; Ichinose, Kanehisa, Ito, Kawakami, & Fukunaga, 1998; Kawakami, Abe, & Fukunaga, 1993; Kubo et al., 2000; Kumagai et al., 2000) και η σημασία τους έχει μελετηθεί και τεκμηριωθεί (Huijing, 1985; Legreneur, Morlon, & Van Hoecke, 1996; Spector, Gardiner, Zernicke, Roy & Edgerton, 1980;).

Το μυϊκό δεμάτιο, το οποίο θεωρείται κύριο αρχιτεκτονικό χαρακτηριστικό, αποτελείται από οργανωμένες μυϊκές ίνες (Friedrich, & Brand, 1990; Huijing, 1985; Lieber & Friden, 2000), όπου η κάθε ίνα δεν διατρέχει απαραίτητα ολόκληρο το μυϊκό δεμάτιο κατά μήκος (Loeb, Pratt, Chanaud, & Richmond, 1987; Ourijian et al., 1991). Επιπλέον, έχει βρεθεί ότι μυϊκές ίνες διαφορετικού τύπου πιθανόν να οργανώνονται, στο ίδιο δεμάτιο (I, IIa, IIx) (Sjöström, Downham, & Lexell, 1986).

Με την εισαγωγή της υπερηχογραφίας στην έρευνα κατέστη δυνατή η αξιολόγηση των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών των μυών *in vivo*, τόσο σε ηρεμία (Narici, Landoni, & Minetti, 1992; Rutherford, & Jones, 1992), όσο και κατά τη σύσπαση του μυός (Herbert, & Gandevia, 1995; Narici et al., 1996). Μέσω της υπερηχογραφίας έχουν διερευνηθεί οι μεταβολές των χαρακτηριστικών σε διαφορετικές γωνίες των αρθρώσεων, καθώς και η επίδραση πρωτοκόλλων προπόνησης σε χρόνιες μορφολογικές προσαρμογές (Kuno, & Fukunaga, 1995; Maganaris, & Baltzopoulos, 1999). Σε προγενέστερες έρευνες με πρωτόκολλα προπόνησης με αντιστάσεις ή με έκκεντρη προπόνηση έχει βρεθεί αύξηση της γωνίας πρόσφυσης ή/και του μήκους μυϊκών δεματίων (Aagaard et al., 2001; Baroni et al., 2013). Ωστόσο, τα ερευνητικά δεδομένα σχετικά με τις χρόνιες προσαρμογές των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών κατά τη διάταση είναι περιορισμένα και τα μέχρι στιγμής αποτελέσματα για την επίδραση της μακροχρόνιας προπόνησης ευλυγισίας στην αρχιτεκτονική δομή των μυών είναι αντικρουόμενα (Lima, Carneiro, Alves, Peixinho, & de Oliveira, 2015; Simpson, Kim, Bourcet, Jones, & Jakobi, 2017). Αυτό το γεγονός μπορεί να οφείλεται στη διαφορετικότητα των πρωτοκόλλων προπόνησης, ως προς τον τύπο της διάτασης, την ένταση, την θέση, τη διάρκεια της παρέμβασης, ή/και το προπονητικό υπόβαθρο των συμμετεχόντων.

Έρευνες σε ζώα έχουν δείξει ότι η διάταση τροποποιεί τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά των μυών, κυρίως μέσω της διαδικασίας προσθήκης σαρκομερίων σε σειρά (Goldspink, 1977). Ωστόσο, στον άνθρωπο δεν είναι γνωστό αν ακολουθείται η ίδια διαδικασία προσθήκης σαρκομερίων, μετά από χρόνιο ερέθισμα επιμήκυνσης (Freitas, Andrade, Larcoupaille, Mil-homens, & Nordez, 2015; Lima et al., 2015). Η χρόνια προσαρμογή της ικανότητας διάτασης σε ανθρώπινους μύες αποδίδεται κυρίως στην αυξημένη ανοχή στη διάταση και στις

μεταβολές των μηχανικών ιδιοτήτων των μυών (Franchi, Atherton, Maganaris, & Narici, 2016; Magnusson, Simonsen, Aagaard, Sørensen, & Kjaer, 1996; Simpson, Kim, Bourcet, Jones, & Jakobi, 2017). Επιπλέον, πρόσφατη έρευνα αναφέρει ότι οι μυϊκές ίνες αναδομούνται με διαφορετικό ρυθμό στους διαφορετικούς τομείς των μυών (Jacobsen, & Jacobsen, 2018), ενδεχομένως λόγω του διαφορετικού ποσοστού συγκέντρωσης των δορυφόρων κυττάρων (Kinney et al., 2017; Moss, & Leblond, 1971). Συνεπώς, ένα ερέθισμα επιμήκυνσης μπορεί να προκαλέσει διαφορετικές προσαρμογές κατά μήκος του μυός και να αποκαλύψει μηχανισμούς στους οποίους οφείλεται η αναδόμηση των ινών και η επιμήκυνση των μυϊκών δεματίων.

Στους γραμμωτούς μύες, οι κύριοι παράγοντες της μυϊκής λειτουργίας είναι ο αριθμός των μυϊκών ινών, η εγκάρσια διατομή των ινών αυτών, ο αριθμός των σαρκομερίων σε σειρά και τέλος, ο τρόπος που οργανώνονται οι ίνες μέσα στο μυ. Κατά την ανάπτυξη, αυτά τα χαρακτηριστικά μεταβάλλονται για να ανταποκριθούν στην αύξηση της σωματικής μάζας και στην επιμήκυνση των οστών. Μέχρι σήμερα δεν υπάρχουν σαφείς πληροφορίες σχετικά με την ανάπτυξη της γεωμετρίας των μυών σε υγιή πληθυσμό αναπτυξιακών ηλικιών (Blazevich, & Sharp, 2005). Λίγες έρευνες δείχνουν ότι τόσο η γωνία πρόσφυσης (Binzoni et al. 2001; Mademli, & Arampatzis, 2008; Morse, Degens, Seynnes, Maganaris, & Jones, 2008; Narici, Maganaris, Reeves, & Capodaglio, 2003; Thom, Morse, Birch, & Narici, 2005) όσο και το μήκος των μυϊκών δεματίων (Mohagheghi et al., 2008) αυξάνονται ανάλογα με την ηλικία. Ωστόσο, ο Legerlotz και συν. (2010) υπογραμμίζει ότι στις έρευνες αυτές δεν υπάρχει συσχέτιση του μήκους και της γωνίας πρόσφυσης των δεματίων με την ηλικία των δοκιμαζόμενων. Επιπλέον, αναφέρει την απουσία ερευνητικών δεδομένων σχετικά με λειτουργικές εφαρμογές, καθώς οι μεταβολές των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών που έχουν βρεθεί στις αναπτυξιακές ηλικίες δεν συσχετίστηκαν με μηχανικές και λειτουργικές μεταβλητές (Legerlotz, Smith, & Hing, 2010).

Για τους σκοπούς της παρούσας μελέτης επιλέχθηκε ο γαστροκνήμιος μυς, καθώς είναι ένας ορθοστατικός μυς, ο οποίος παρουσιάζει μεγάλη ενεργοποίηση κατά την όρθια στάση (Okada, 1973). Επιπλέον, συμβάλλει στην εκτέλεση γρήγορων κινήσεων, καθώς αποτελείται κυρίως από μυϊκές ίνες τύπου II, και εμπλέκεται στη στάση, τη βάρδια, το τρέξιμο και τα άλματα (Fujiwara, Ikegami, Okada, & Koyama, 1982; Johnson, Polgar, Weightman, & Appleton, 1973; Trappe, Trappe, Lee, & Costill, 2001). Ο γαστροκνήμιος καταλήγει στον μεγαλύτερο τένοντα του σώματος, τον αχίλλειο τένοντα, και το μυοτενόντιο αυτό σύνολο καθορίζει σε μεγάλο ποσοστό το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά τη ραχιαία κάμψη (Benjamin, Kaiser, & Milz, 2008). Η ικανότητα κίνησης σε ένα μεγάλο εύρος κίνησης χωρίς τραυματισμό (ευλυγισία) (Alter, 2004), αποτελεί σημαντική φυσική παράμετρο τόσο για την απόδοση στον αθλητισμό όσο και για απλές καθημερινές φυσικές δραστηριότητες (Hemmerich, Brown, Smith, Marthandam, & Wyss, 2006). Παρά ταύτα, σε μετανάλυση του 2015 οι συγγραφείς υπογραμμίζουν ότι για τους μύες κάτω άκρων, κάτω από την άρθρωση του γόνατος, δεν υπάρχουν επαρκή ευρήματα, σχετικά με τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά (Abe, Loenneke, & Thiebaud, 2015).

Όπως προαναφέρθηκε, η μελέτη των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών σε προπόνηση διατάσεων βρίσκεται σε πρώιμο στάδιο. Η ευλυγισία, ωστόσο, είναι μια ικανότητα που βελτιώνεται στις αναπτυξιακές ηλικίες και ειδικά στο ηλικιακό φάσμα των 6-11, το οποίο θεωρείται βέλτιστο για μορφολογικές προσαρμογές. Παρά ταύτα, τα δεδομένα για αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά στις αναπτυξιακές ηλικίες είναι ελάχιστα, ενώ για τις μεταβολές αυτών στην παιδική και εφηβική ηλικία σχετικά με τη διάταση, απουσιάζουν. Συνεπώς, είναι αναγκαία η μελέτη προσαρμογών του μυοτενόντιου συνόλου και του εύρους κίνησης, καθώς αυτές οι προσαρμογές είναι θεμελιώδεις τόσο για την αθλητική απόδοση και τη φυσική δραστηριότητα όσο και για τον σχεδιασμό πρωτοκόλλων άσκησης και ελέγχου σε κλινικούς πληθυσμούς. Επιπλέον, δεν είναι γνωστό εάν, όταν διακοπεί το ερέθισμα επιμήκυνσης, υπάρχει αντιστροφή ή διατήρηση των πιθανών μεταβολών των αρχιτεκτονικών και λειτουργικών προσαρμογών.

1.2 Σκοπός της μελέτης

Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να διερευνηθεί η επίδραση 12 εβδομάδων προπόνησης στατικών διατάσεων, επιπρόσθετα της τυπικής προπόνησης πετοφαίρισης, σε παραμέτρους αρχιτεκτονικής δομής της έσω και έξω κεφαλής του γαστροκνημίου μυός και στο εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης τόσο κατά την ηρεμία όσο και κατά τη διάταση, σε αθλήτριες πετοφαίρισης ηλικίας 13-15 ετών. Επιπλέον, εξετάστηκε η σχέση μεταξύ μεταβολών των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών του μυός και ύψους μονοποδικών και διποδικών αλμάτων, με προδιάταση, καθώς και ρυθμού εφαρμογής δύναμης κατά τη διάρκεια των αλμάτων, πριν και μετά την παρέμβαση, διατάσεων. Τέλος, διερευνήθηκαν πιθανές μεταβολές των παραμέτρων που αναφέρθηκαν μετά από τρεις εβδομάδες διακοπής της προπόνησης.

1.3 Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις

1.3.1 Ερευνητικά Ερωτήματα

Στην παρούσα εργασία εξετάστηκαν τα ακόλουθα ερευνητικά ερωτήματα:
Ερώτημα 1ο: Θα υπάρξει αύξηση του μήκους των μυϊκών δεματίων σε συνθήκη ηρεμίας, στο σκέλος που εφάρμοσε το πρωτόκολλο στατικών διατάσεων, σε σχέση με το σκέλος ελέγχου μετά την παρέμβαση 12 εβδομάδων διατάσεων;
Ερώτημα 2ο: Θα υπάρξει αύξηση του μήκους των μυϊκών δεματίων σε συνθήκη διάτασης, στο σκέλος που εφάρμοσε το πρωτόκολλο στατικών διατάσεων, σε σχέση με το σκέλος ελέγχου, μετά την παρέμβαση 12 εβδομάδων διατάσεων ;
Ερώτημα 3ο: Θα αυξηθεί το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης περισσότερο στο σκέλος που εφάρμοσε το πρωτόκολλο στατικών διατάσεων σε σχέση με το σκέλος ελέγχου, μετά την παρέμβαση 12 εβδομάδων διατάσεων;
Ερώτημα 4ο: Θα συσχετιστούν τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά του γαστροκνημίου μυός και το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης με παραμέτρους αλμάτων; Θα μεταβληθεί αυτή η συσχέτιση μετά την παρέμβαση 12 εβδομάδων διατάσεων;
Ερώτημα 5ο: Θα υπάρχει ανομοιογένεια στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά μεταξύ κεντρικού και απομακρυσμένου τομέα των κεφαλών του γαστροκνημίου μυός;

Ερώτημα 6ο: Θα υπάρξει διατήρηση των αρχιτεκτονικών και λειτουργικών προσαρμογών στο σκέλος που εφάρμοσε το πρωτόκολλο στατικών διατάσεων μετά από 3 εβδομάδες διακοπής της προπόνησης;

1.3.2 Ερευνητικές Υποθέσεις

Υπόθεση I: Θα αυξηθεί το μήκος των μυϊκών δεματίων σε συνθήκη ηρεμίας, στο σκέλος που εφάρμοσε το πρωτόκολλο στατικών διατάσεων, σε σχέση με το σκέλος ελέγχου μετά την παρέμβαση.

Υπόθεση II: Θα αυξηθεί το μήκος των μυϊκών δεματίων σε συνθήκη διάτασης, στο σκέλος που εφάρμοσε το πρωτόκολλο στατικών διατάσεων, σε σχέση με το σκέλος ελέγχου μετά την παρέμβαση.

Υπόθεση III: Το άκρο που εφάρμοσε το πρωτόκολλο των στατικών διατάσεων θα παρουσιάσει μεγαλύτερο εύρος κίνησης σε σχέση με το άκρο ελέγχου.

Υπόθεση IV: Θα υπάρξει συσχέτιση μεταξύ των μεταβολών του μήκους των μυϊκών δεματίων και του εύρους κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης με παραμέτρους αλμάτων η οποία θα ισχυροποιηθεί μετά την παρέμβαση.

Υπόθεση V: Θα παρατηρηθεί ανομοιογένεια των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών των κεφαλών του γαστροκνημίου μυός, μεταξύ κεντρικού και απομακρυσμένου τομέα των γαστέρων.

Υπόθεση VI: Θα διατηρηθούν οι αρχιτεκτονικές και λειτουργικές προσαρμογές μετά από 3 εβδομάδες διακοπής της παρέμβασης.

1.4 Σημασία της έρευνας

Τα αποτελέσματα της έρευνας, αφενός εμπλουτίζουν τα μέχρι στιγμής δεδομένα των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών και των δυο κεφαλών του γαστροκνημίου μυός στις αναπτυξιακές ηλικίες και αφετέρου μπορούν να αξιοποιηθούν σε κλινικό πληθυσμό. Η μακροχρόνια εφαρμογή πρωτοκόλλου διατάσεων στο ένα άκρο έχοντας ως συνθήκη ελέγχου το άλλο, και η συλλογή και ανάλυση αυτών των δεδομένων είναι πιθανόν να αποκαλύψει μηχανισμούς προσαρμογής των μυϊκών δεματίων σε αλλαγές που οφείλονται στην ηλικία ή την ωρίμανση ή και την επίδραση μηχανικών φορτίων, καθώς και νευρομυϊκών παραγόντων που επιδρούν στην αύξηση του εύρους κίνησης των αρθρώσεων. Επιπλέον, διερευνήθηκε η σχέση μεταξύ των μεταβολών σε αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά και άλλων λειτουργικών παραμέτρων, όπως το ύψος του άλματος και ο ρυθμός εφαρμογής δύναμης, για τα οποία τα ερευνητικά δεδομένα απουσιάζουν μέχρι σήμερα. Τέλος, τα ευρήματα της παρούσας μελέτης, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως βάση για περαιτέρω έρευνες σχετικά με την ανάπτυξη των μυών, για ασκούμενα και μη ασκούμενα παιδιά, ή ακόμα και για παιδιά με κινητικές δυσκολίες (εγκεφαλικές παραλύσεις κ.α.). Στη μελέτη έλαβε μέρος επιλεγμένο δείγμα, αποτελούμενο από αθλήτριες πετοσφαίρισης, ηλικίας 13 έως 15 ετών από ένα σύλλογο της περιφέρειας της Αθήνας, οι οποίες προπονούνται 4 φορές την εβδομάδα από 90 λεπτά τη φορά. Τα αποτελέσματα της μελέτης θα μπορούν να γενικευθούν σε πληθυσμό με όμοια χαρακτηριστικά.

1.5 Οριοθετήσεις και περιορισμοί της έρευνας

Περιορισμό της έρευνας αποτελεί το ότι δε διερευνήθηκαν νευρικοί μηχανισμοί που αφορούν στην άμεση και χρόνια επίδραση των διατάσεων σε παραμέτρους

ισχύος και στο εύρος κίνησης των αρθρώσεων. Τα αποτελέσματα αφορούν μόνο τους υπό εξέταση μύες των κάτω άκρων και δε μπορούν να γενικευτούν σε άλλους μύες.

Η γωνία της ποδοκνημικής άρθρωσης αξιολογήθηκε με δοκιμασία πεδίου (διάταση στον τοίχο σε όρθια θέση) όπου το εύρος της μετρείται υποκειμενικά, με βάση το σημείο του πόνου της αθλήτριας (0-10) και την εκτίμηση του προπονητή κατά τη διάρκεια της παθητικής διάτασης. Ωστόσο, πρόκειται για δοκιμασία δημοσιευμένη και αξιόπιστη.

1.6 Περιγραφή των όρων

Ως εξαρτημένες μεταβλητές ορίστηκαν τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά και των δυο κεφαλών του γαστροκνημίου, το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης, η μυϊκή ισχύς των κάτω άκρων όπως προσδιορίζεται από το ύψος κατακόρυφου άλματος με προδιάταση με το ένα και με τα δυο σκέλη, καθώς και ο ρυθμός εφαρμογής δύναμης των αντίστοιχων αλμάτων. Ως ανεξάρτητη μεταβλητή ορίστηκε το πρωτόκολλο στατικών διατάσεων, το οποίο με τυχαιοποίηση εφαρμόστηκε στα δύο σκέλη. Στη συνέχεια παρατίθενται οι λειτουργικοί ορισμοί της μελέτης.

Μήκος μυϊκών δεματίων: οργανωμένες ίνες (5-50) με τη μορφή δεματίων, τα οποία εκτείνονται από την επιπολής έως την εν τω βάθει απονεύρωση των μυών (Lieber, & Friden, 2000; Friedrich, & Brand, 1990; Huijing, 1985; Scott, Engstrom, & Loeb, 1993).

Γωνία πρόσφυσης μυϊκών δεματίων: η γωνία που δημιουργείται μεταξύ των δεματίων και απονευρώσεων (Gans, & de Vree, 1987; Spoor, van Leewen, van der Meulen, & Huson, 1991)

Απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων: η απόσταση από την επιπολής έως την εν τω βάθει απονεύρωση στο παχύτερο σημείο της γαστέρας του μυός (Abe, Kondo, Kawakami, & Fukunaga, 1994).

Εγκάρσια διατομή του μυός: η φυσιολογική εγκάρσια διατομή είναι το εμβαδόν της περιοχής που σχηματίζεται σε τομή ενός μυός, κάθετα της φοράς των μυϊκών ινών και διαφέρει από την ανατομική εγκάρσια διατομή όπου η τομή του μυός είναι κάθετα του άξονα του, με εξαίρεση του μύες όπου οι μυϊκές ίνες διατάσσονται διαμήκως του μυός, συνεπώς οι δύο περιοχές συμπίπτουν (Narici, Landoni, & Minetti, 1992).

Συνθήκη ηρεμίας: στην παρούσα μελέτη ορίζεται η πρηνής κατάκλιση σε ιατρικό κρεβάτι.

Συνθήκη διάτασης: στην παρούσα μελέτη ορίζεται η διάταση γαστροκνημίου του ενός σκέλους σε όρθια θέση, με τα χέρια στον τοίχο.

Ευλυγισία (εύρος κίνησης): ως ευλυγισία έχει οριστεί το μέγιστο εύρος κίνησης το οποίο μετράται σε μια άρθρωση ή ομάδα αρθρώσεων (Pate, Oria, & Pillsbury, 2012).

Στατική διάταση: διάταση που εκτελείται αργά και συνεχόμενα και η τελική θέση διάτασης πρέπει να διατηρηθεί για κάποιο συγκεκριμένο χρονικό διάστημα. Εμπεριέχει την χαλάρωση και την ταυτόχρονη επιμήκυνση του μυός (Alter, 2004).

Μυϊκή ισχύς: ως μυϊκή ισχύς ορίζεται η ικανότητα ενός μυός να παράγει δύναμη όσο το δυνατόν ταχύτερα, ενάντια σε εξωτερικά φορτία (Jaric, & Kukolj, 1996).

Κατακόρυφο άλμα με προδιάταση: αποτελεί έμμεσο τρόπο προσδιορισμού της μυϊκής ισχύος κάτω άκρων και ειδικά στα παιδιά. Μετριέται το ύψος άλματος. Εκτελείται από όρθια θέση, με τα χέρια στη μεσολαβή. Για το κατακόρυφο άλμα με προδιάταση από το ένα σκέλος, το ένα σκέλος εκτελεί ημικάθισμα ώστε να πραχθεί η απαιτούμενη ισχύς που θα βοηθήσει το σώμα να ανυψωθεί γρήγορα και κατακόρυφα προς τα πάνω και το άλλο βρίσκεται σε κάμψη. Οι αθλητές θα πρέπει να προσγειωθούν στο σημείο από το οποίο απογειώθηκαν (Linthorne, 2001).

Ρυθμός εφαρμογής της δύναμης: η ικανότητα ταχείας ανάπτυξης μυϊκής δύναμης σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, η οποία μπορεί να αποτυπωθεί ως καμπύλη Δύναμης-Χρόνου και να υπολογιστεί ο λόγος Δ δύναμης προς Δ χρόνου (Andersen, & Aagaard, 2006).

II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

Είναι γνωστό ότι ο σκελετικός μυς διαθέτει πολύ υψηλή οργάνωση τόσο σε μικροσκοπικό όσο και σε μακροσκοπικό επίπεδο. Σε μικροσκοπικό επίπεδο δεν είναι δυνατή η παρατήρηση μέχρι στιγμής. Αντιθέτως, σε μακροσκοπικό επίπεδο μπορεί να παρατηρηθεί η αρχιτεκτονική του μυός με διάφορες μεθόδους, όπως της υπερηχογραφίας ή της μαγνητικής τομογραφίας. Η υπερηχογραφία είναι ευρέως διαδεδομένη τα τελευταία χρόνια και καθιστά εφικτή την αξιολόγηση του τρόπου δόμησης του κάθε μυός, απεικονίζοντας το μέγεθός τους, το μήκος των δεματίων και των γωνιών που προσφύονται (Blazevich, Coleman, Horne, & Cannavan, 2009). Η υπερηχογραφία είναι ένας μη παρεμβατικός τρόπος παρατήρησης, μια τεχνική που κατέστησε δυνατή την περιγραφή της δομής του μυός *in vivo* (Narici, Landoni, & Minetti, 1992).

Αρκετές έρευνες μέχρι σήμερα έχουν προσπαθήσει να προσδιορίσουν τους δομικούς παράγοντες που σχετίζονται με τη δύναμη των μυών και την απόδοση. Η αρχιτεκτονική δομή του μυός θεωρείται ο βασικός παράγοντας για την ικανότητα της κίνησης (Abe, Kumagai, & Brechue, 2000; Kawakami, Abe, & Fukunaga, 1993). Έχει βρεθεί πως τα επιμέρους αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά του μυός συσχετίζονται με λειτουργικές παραμέτρους, όπως η δύναμη, η ταχύτητα και αλτικές παραμέτρους (Kumagai et al, 2000; Abe, Fukushima, Harada, & Kawamoto, 2001). Πιο συγκεκριμένα, το μήκος των μυϊκών δεματίων είναι σημαντικός παράγοντας για την ταχύτητα σύσπασης του δεματίου και κατ' επέκταση του μυός (Aagaard et al., 2001). Έχουν παρατηρηθεί μεταβολές του μήκους δεματίων σε ηρεμία μετά από προπόνηση δύναμης, είτε αντιστάσεων είτε έκκεντρης (Blazevich, Cannavan, Coleman, & Horne, 2007; Potier, Alexander, & Seynnes, 2009). Επιπλέον, είναι τεκμηριωμένο ότι το μέγεθος του μυός επηρεάζει τις λειτουργικές ιδιότητες του ίδιου του μυός, ωστόσο, το μέγεθος από μόνο του δεν είναι ο βασικός παράγοντας πρόβλεψης της λειτουργίας ενός μυός (Lieber, & Ward, 2011).

Η αρχιτεκτονική δομή ορίζεται ως η διάταξη των μυϊκών ινών σε έναν μυ ως προς τον άξονα παραγωγής δύναμης (Lieber, & Brown, 1992) και σε συνδυασμό με την ενδοκυτταρική δομή είναι κύριοι παράγοντες που επιδρούν στη μυϊκή απόδοση (Gans, & Gaunt, 1991). Ωστόσο, πληθώρα παραγόντων επηρεάζει τον τρόπο με τον οποίο θα οργανωθούν οι μυϊκές ίνες και θα αναπτύξουν τη δική τους «αρχιτεκτονική στρατηγική», όπως χαρακτηριστικά αναφέρουν οι Lieber και Ward (2011), και κατ' επέκταση τη δική τους ταυτότητα, ανάλογα με τις ανάγκες λειτουργίας του εκάστοτε μυός, τις προσαρμογές του λόγω μηχανικής φόρτισης, και την κληρονομικότητα .

Ένα είδος μηχανικής φόρτισης είναι οι στατικές διατάσεις. Πρόσφατες έρευνες εξέτασαν την άμεση επίδραση των στατικών διατάσεων στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά των μυών και στο εύρος κίνησης των αρθρώσεων (Alonso, McHugh, Mullaney, & Tyler, 2009; Donti et al., 2019), ωστόσο σε καμία από αυτές δεν εξετάζονται τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά σε σχέση με λειτουργικές παραμέτρους, ούτε έχουν διεξαχθεί χρόνιες παρεμβάσεις (Simpson et al, 2017). Η μελέτη αθλητικών πληθυσμών οι οποίοι έχουν υποβληθεί σε χρόνια προπόνηση ευλυγισίας, είναι ακόμα σε πρώιμο στάδιο, ενώ τέτοιου είδους μελέτη σε παιδιά δεν έχει μέχρι στιγμής διεξαχθεί. Γενικά, οι μελέτες σχετικά με τα αρχιτεκτονικά

χαρακτηριστικά σε παιδιά είναι λίγες και οι περισσότερες αφορούν σε κλινικούς πληθυσμούς, οι οποίοι κατά κύριο λόγο συγκρίνονται με τυπικά αναπτυσσόμενους συνομηλίκους (Shortland, Harris, Gough, & Robinson, 2002). Στην ακόλουθη ανασκόπηση εξετάζονται οι κυριότερες μελέτες οι οποίες αφορούν στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά ενηλίκων, παιδιών και εφήβων, σε μεταβολές των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών των μυών κατά τη διάταση καθώς και στη χρόνια επίδραση των διατάσεων στο εύρος κίνησης και στη μυϊκή ισχύ.

2.1 Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά

Η ταυτότητα του κάθε μυός χαρακτηρίζεται από τα επιμέρους αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά του, δηλαδή το μήκος των μυϊκών ινών, το μήκος των μυϊκών δεματίων, τη γωνία πρόσφυσης αυτών, την απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων και την εγκάρσια επιφάνεια των ινών, των δεματίων αλλά και συνολικά του μυός.

2.1.1 Μήκος μυϊκών δεματίων

Όσον αφορά στη μυϊκή ίνα, μακροσκοπικά δεν είναι ορατή. Συχνά χρησιμοποιείται ο όρος, όμως στην πραγματικότητα αναφέρεται σε οργανωμένες ίνες (5-50) με τη μορφή μυϊκών δεματίων, τα οποία εκτείνονται από την επιπολής έως την εν τω βάθει απονεύρωση των μυών (Friedrich, & Brand, 1990; Huijing, 1985; Lieber, & Friden, 2000; Scott et al., 1993). Ωστόσο, μια μυϊκή ίνα μπορεί να μην καλύπτει όλη την απόσταση του μυϊκού δεματίου (Loeb, Pratt, Chanaud, & Richmond, 1987; Ourijian et al., 1991). Οι ίνες εντός του δεματίου οργανώνονται σε σειρά ούτως ώστε να δημιουργήσουν μια λειτουργική μονάδα (Trotter, 1993).

Η σχέση του μήκους της μυϊκής ίνας και των συνολικών ιδιοτήτων του μυός είναι σύνθετη, καθώς έχει παρατηρηθεί ότι οι μακριοί μύες των αιλουροειδών αποτελούνται από σχετικά κοντές μυϊκές ίνες οργανωμένες σε σειρά (Loeb et al., 1987). Οι μακριές μυϊκές ίνες έχουν περισσότερα σαρκομέρια σε σειρά συνεπώς, μεγαλύτερη ταχύτητα σύσπασης και καλύτερη απόδοση (Lieber, 1993; Wickiewicz, Roy, Powell, & Edgerton, 1983). Στους γραμμωτούς μύες τα δεμάτια κατευθύνονται και οργανώνονται λοξά, ως προς τον τένοντα, δημιουργώντας τη γωνία πρόσφυσης, η οποία αλλάζει κατά τη μυϊκή σύσπαση (Kawakami, Ichinose, & Fukunaga, 1998). Επιπλέον, παρότι οι περισσότερες έρευνες επιλέγουν για μελέτη το μέσον του μυός, έχει παρατηρηθεί ότι υπάρχει ανομοιογένεια τόσο στις γωνίες (Scott et al., 1996) όσο και στα μήκη των δεματίων (Huijing, 1981; Powell, Roy, Kanim, Bello, & Edgerton, 1984), γεγονός που μπορεί να διαφοροποιεί τη διάταξη των δεματίων σε διαφορετικά τμήματα του μυός, όταν αλλάζει η γωνία της άρθρωσης (Kawakami et al., 1998).

Ο Narici και συν. (1996) μελέτησαν τον γαστροκνήμιο με σκοπό να απαντηθεί το ερώτημα αν μεταβάλλοντας τη γωνία της ποδοκνημικής άρθρωσης, ενώ ο μυς βρίσκεται σε ηρεμία, αλλάζει η αρχιτεκτονική του μυός κατά μήκος ολόκληρης της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου. Όρισαν τρία τμήματα του μυός, κοντινό – μεσαίο – απομακρυσμένο, ξεκινώντας από την άρθρωση του γόνατος έως τη μυοτενόντια ένωση. Η άρθρωση του γόνατος ήταν σε πλήρη έκταση, ενώ αυτή της ποδοκνημικής μεταβαλλόταν προοδευτικά ανά 5°, σε εύρος κίνησης από 90° έως 150°. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι σε ηρεμία, το μήκος των δεματίων φαίνεται να εξαρτάται αρκετά από τη γωνία της άρθρωσης, ενώ η γωνία πρόσφυσης αυξήθηκε

σημαντικά (15.8° σε 27.7°) με την αύξηση της γωνίας της ποδοκνημικής, γεγονός που συνοδεύτηκε από τη μείωση του μήκους των δεματίων. Στη συνέχεια της ίδιας έρευνας μελετήθηκαν οι διαφορές της γωνίας πρόσφυσης, του μήκους των δεματίων και της απόστασης μεταξύ των απονευρώσεων κατά την ηρεμία και κατά τη μέγιστη ισομετρική σύσπαση, σε γωνία ποδοκνημικής 110° και για τα τρία τμήματα του μυός. Οι διαφορές δεν ήταν στατιστικά σημαντικές στα τρία τμήματα του μυός, συνεπώς, οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το μεσαίο τμήμα του μυός είναι αντιπροσωπευτικό για την έσω κεφαλή του γαστροκνήμιου μυός τόσο σε ηρεμία όσο και σε μέγιστη εθελούσια σύσπαση (maximal voluntary contraction - MVC), παρότι υπήρξε μια τάση μείωσης της γωνίας πρόσφυσης και αύξησης του μήκους των δεματίων μεταξύ των τμημάτων, από το κοντινό στην άρθρωση του γόνατος προς το απομακρυσμένο, αντίστοιχα (Narici et al., 1996). Επιπλέον, η απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων δεν άλλαξε σημαντικά, εξαιτίας των μεταβολών του μήκους και της γωνίας των δεματίων (Narici et al., 1996), εύρημα που συμφωνεί και με τα ευρήματα των Gans και Bock (1965). Τα ευρήματα αυτά δείχνουν ότι στον συγκεκριμένο μυ οι απονευρώσεις και ο τένοντας παρουσιάζουν ενδοτικότητα στην επιμήκυνση και οι δομές αυτές δρουν ως μηχανισμός εξουδετέρωσης, προστατεύοντας τον μυ από τραυματισμούς κατά τη διάρκεια υψηλής έντασης επιμήκυνσης, όπως η έκκεντρη (Narici et al., 1996). Ο Griffiths (1991) στην έρευνα του σε γαστροκνήμιους αйлуроειδών, αναφέρει ότι σε χαμηλής έντασης διάταση, οι μυϊκές ίνες παρουσίασαν μείωση του μήκους τους εξαιτίας της επιμήκυνσης του τένοντα, ενώ όταν η διάταση γινόταν σε υψηλότερη ταχύτητα παρέμεναν στο ίδιο μήκος ή σε μεγαλύτερο (Griffiths, 1991).

2.1.2 Γωνία πρόσφυσης μυϊκών δεματίων

Η γωνία πρόσφυσης των μυϊκών ινών, σύμφωνα με σειρά ερευνών τόσο σε άνω όσο και σε κάτω άκρα, κυμαίνεται από 0° - 30° και το μήκος των μυϊκών ινών, ακόμα και σε μύες που οργανώνονται διαμήκως, καλύπτει μόλις το 20% – 60% του συνολικού μήκους του μυός (Lieber, & Friden, 2000). Η γωνία πρόσφυσης ορίζεται ως η γωνία που δημιουργείται μεταξύ των δεματίων και του άξονα δράσης του μυός (Huijing, 1985; Powell et al., 1984; Spector et al., 1980). Από την άλλη πλευρά, πολλοί ερευνητές αναφέρουν ότι η διαφορά των γωνιών που δημιουργούνται από τις απονευρώσεις με τους άξονες δράσης είναι αμελητέα, επομένως μπορεί να χρησιμοποιείται ως γωνία πρόσφυσης, η γωνία που δημιουργείται μεταξύ δεματίων και απονευρώσεων (Gans, & de Vree, 1987; Sponer, 1991).

Υποστηρίζεται ότι οι μεγάλες γωνίες πρόσφυσης επιτρέπουν στις μυϊκές ίνες να οργανωθούν μαζί σε μεγαλύτερο βαθμό (Gans, & Gaunt 1991; Rutherford, & Jones, 1992). Αυτό το αρχιτεκτονικό χαρακτηριστικό είναι σημαντικό στον καθορισμό των λειτουργικών χαρακτηριστικών ενός μυός (Fukunaga, Ichinose, Ito, Kawakami, & Fukashiro, 1997; Gans, & Bock, 1965). Αν θεωρηθούν δεδομένα η εγκάρσια διατομή και ο όγκος σε ένα μυ, τότε η αύξηση της γωνίας πρόσφυσης έχει ως αποτέλεσμα μικρότερο μήκος δεματίων και ως εκ τούτου μειωμένη ταχύτητα βράχυνσης και λειτουργικό εύρος κίνησης. Ωστόσο, η αύξηση της γωνίας πρόσφυσης επιτρέπει σε περισσότερα συστατικά στοιχεία να τοποθετούνται σε σειρά αυξάνοντας τη μέγιστη ανάπτυξη δύναμης (Alexander, & Vernon, 1975; Muhl, 1982). Συνεπώς, μεγαλύτερη ικανότητα παραγωγής μέγιστης δύναμης θα

παρατηρηθεί σε μυ με τα μυϊκά δεμάτια υπό γωνία σε σχέση με μυ με μυϊκά δεμάτια σε παράλληλη διάταξη, δεδομένου ίδιου όγκου και ίδιας ανατομικής εγκάρσιας διατομής (Maganaris, Baltzopoulos, & Sargeant, 1998). Η γωνία πρόσφυσης συνδέεται αντιστρόφως ανάλογα με το μήκος των δεματίων (Ichinose, Kanehisa, Ito, Kawakami, & Fukunaga, 1997; Muhl, 1982; Narici et al. 1996), ωστόσο, η θεωρία αυτή στηρίζεται στην παραδοχή ότι η απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων δε μεταβάλλεται είτε σε βράχυνση των ινών είτε σε επιμήκυνση (Huijing, & Woittiez, 1984; Spoor et al. 1991; Zajac, 1989). Ο Ichinose (1997) και άλλοι ερευνητές υποστήριζαν ότι η απόσταση αυτή, στην πραγματικότητα, μεταβάλλεται κατά τη σύσπαση (Herbert, & Gandevia, 1995; Zuurbier, & Huijing, 1993).

2.1.3 Απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων

Η υπερηχογραφία χρησιμοποιείται επιτυχώς για τη μέτρηση της απόστασης μεταξύ των απονευρώσεων (Abe et al., 1994; Ishida et al., 1995) ωστόσο απαιτεί προσοχή στην επιλογή του σημείου όπου θα γίνει η μέτρηση με ακρίβεια, ούτως ώστε να είναι εμφανείς οι απονευρώσεις και οι ιστοί (Miyatani, Kanehisa, & Fukunaga, 2000). Έχει βρεθεί ότι η απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων συνδέεται με τον συνολικό όγκο των μυών, ακόμα και αν έχει καθοριστεί μόνο από συγκεκριμένα σημεία και ειδικότερα για μύες των άκρων του σώματος συνυπολογίζοντας την απόσταση αλλά και το μήκος των μελών (Miyatani, Kanehisa, Ito, Kawakami, & Fukunaga, 2004). Ο Abe (2015) αναφέρει ότι παρατηρήθηκε γραμμική σχέση μεταξύ της απόστασης των απονευρώσεων, με την εγκάρσια διατομή ή τον μυϊκό όγκο στον τετρακέφαλο, προσαγωγό, πρόσθιο κνημιαίο και τρικέφαλο οπίσθιο κνημιαίο. Είναι τεκμηριωμένο ότι η εγκάρσια διατομή και ο μυϊκός όγκος είναι δυο παράγοντες που προβλέπουν τη μυϊκή δύναμη και ισχύ (Ikai, & Fukunaga, 1968; Maughan, Watson, & Weir, 1983). Επομένως, υπάρχει έμμεση σχέση μεταξύ της απόστασης των απονευρώσεων και της λειτουργίας του μυός. Ωστόσο, στη μετανάλυσή του, ο Abe (2015) καταλήγει ότι για τους μύες κάτω άκρων, κάτω από την άρθρωση του γόνατος, δεν υπάρχουν αρκετές έρευνες και επαρκή ευρήματα.

2.1.4 Εγκάρσια διατομή του μυός

Η φυσιολογική εγκάρσια διατομή (Physiological Cross-Sectional Area, PCSA) είναι το εμβαδόν της περιοχής που σχηματίζεται σε τομή ενός μυός, κάθετα της φοράς των μυϊκών ινών και διαφέρει από την ανατομική εγκάρσια διατομή (Anatomical Cross-Sectional Area, ACSA), όπου η τομή του μυός είναι κάθετα του άξονά του, με εξαίρεση του μύες όπου οι μυϊκές ίνες διατάσσονται διαμήκως του μυός, συνεπώς οι δύο περιοχές συμπίπτουν (Narici, Landoni, & Minetti, 1992). Κατά τον Haxton (1944), η ικανότητα ανάπτυξης μέγιστης δύναμης είναι ανάλογη με τη φυσιολογική εγκάρσια διατομή. Στη βιβλιογραφία παρουσιάζονται διάφοροι τρόποι καθορισμού της εγκάρσιας διατομής. Συχνά, ο όγκος του μυός διαιρείται με το συνολικό μήκος ή με τη μυϊκή ίνα, με ή χωρίς τον συνυπολογισμό της γωνίας (Brand et al., 1986). Σε νεότερες έρευνες αναφέρεται ότι ο υπολογισμός του όγκου είναι ουσιώδης όταν αξιολογείται η απόδοση και οι λειτουργικές συνέπειες των αλλαγών του μεγέθους του μυός και της δύναμης, εξαιτίας της προπόνησης, της

ωρίμανσης ή της κινητοποίησης (Aagaard et al., 2001; Kawakami et al., 2000; Thom et al., 2005).

Με την αύξηση της φυσιολογικής εγκάρσιας διατομής αυξάνεται και η γωνία πρόσφυσης (Kawakami et al., 1995, Fukunaga et al., 1997). Όσον αφορά στους μύες των κάτω άκρων στον άνθρωπο, βάσει της PCSA, οι τρεις πιο δυνατοί μύες είναι ο υποκνημίδιος, ο μέγας γλουτιαίος και ο έξω πλατύς (Lieber, & Ward, 2011). Ο Lieber (1993) αναφέρει ότι η αρχιτεκτονική του μυός επιδρά σε δυο παραμέτρους: (α) στο ότι η μυϊκή δύναμη είναι ανάλογη της εγκάρσιας διατομής και (β) στο ότι η ταχύτητα σύσπασης είναι ανάλογη του μήκους των μυϊκών ινών, ενώ συγκρίνοντας δυο διαφορετικούς μύες με ίδια εγκάρσια διατομή και γωνίες πρόσφυσης, αλλά διαφορετικό μήκος δεματίου, η ανώτατη δύναμη της μηκοδυναμικής καμπύλης είναι ταυτόσημη, όμως το εύρος της δραστηριότητας είναι διαφορετικό. Ο Wickiewicz (1983) συμπληρώνει ότι, εξαιτίας πρακτικών λόγων, όπως το εύρος κίνησης της άρθρωσης, οι συσχετίσεις μεταξύ της αρχιτεκτονικής του μυός και της λειτουργίας του, βασίζονται στην παραδοχή, ότι όλοι οι μύες έχουν συγκεκριμένο ανώτατο όγκο ή μάζα που μπορούν δομικά να φτάσουν (Wickiewicz, Roy, Powell, & Edgerton, 1983). Τέλος, οι Blazevich, Coleman, Horne, και Cannavan, (2009), αναφέρουν ότι υπάρχουν διάφοροι τρόποι αξιολόγησης του όγκου των μυών, όπως η ανατομική εγκάρσια διατομή και η φυσιολογική εγκάρσια διατομή, οι οποίες συνδυαστικά με άλλους παράγοντες επηρεάζουν την απόδοση της μυϊκής δύναμης. Τέτοιοι παράγοντες είναι η αρχιτεκτονική δομή και η άρθρωση που διατρέχει ο αντίστοιχος μυς (Blazevich et al., 2009).

Σε έρευνες που σύγκριναν τις διαφορές στην αρχιτεκτονική των δυο φύλων βρέθηκε ότι στον έξω πλατύ δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ($p>0.11$), όταν η αξιολόγηση γίνεται στο μέσον (50%, της απόστασης του τροχαντήρα από τον έξω κόνδυλο) του μυός, ωστόσο παρατήρησαν διαφοροποιήσεις στον απομακρυσμένο τομέα ($p<0.01$), κοντά στην άρθρωση του γόνατος (Gallina et al., 2018). Επιπροσθέτως, πρόσφατη έρευνα των Nimphius, McBride, Rice, Goodman-Capps και Capps, (2019), προτείνει την εξομάλυνση των τιμών της δύναμης με τη μάζα του σώματος, όταν πρόκειται για συγκρίσεις των δυο φύλων, ούτως ώστε να παραχθούν ασφαλή συμπεράσματα, είτε για τη δύναμη είτε για την ικανότητα της νευρομυϊκής απόδοσης. Τέλος, όσον αφορά στην εγκάρσια διατομή του τετρακεφάλου, οι γυναίκες εμφανίζουν μικρότερη επιφάνεια από τους άνδρες, κατά 25.3% (70.9 ± 12.1 vs 93.6 ± 10.3 cm²; $p<0.001$) (Behan, Maden-Wilkinson, Pain, & Folland, 2018).

2.2 Γαστροκνήμιος μυς

Μεταξύ των ορθοστατικών μυών, ο γαστροκνήμιος και ο υποκνημίδιος παρουσιάζουν τη μεγαλύτερη ενεργοποίηση κατά την όρθια στάση (Okada, 1973). Αυτοί οι μύες είναι έντονα ενεργοποιημένοι, επίσης, κατά το περπάτημα και κάθε ανθρώπινη κίνηση, τόσο στην φάση ώθησης, όσο και στην επαφή με το έδαφος (Fujiwara et al., 1982). Επομένως, είναι σημαντικοί για την ικανότητα στάσης και βάδισης, ωστόσο διαφέρουν αρκετά σε λειτουργικότητα καθώς και ιστολογικά. Ειδικότερα, η αναλογία του γαστροκνήμιου σε βραχείας συστολής μυϊκές ίνες είναι περίπου 50 %, συγκρίνοντάς τον με τον υποκνημίδιο όπου αγγίζει το 90% (Johnson,

1973; Trappe, Trappe, Lee, & Costill, 2001). Ο γαστροκνήμιος μυς χωρίζεται σε δύο κεφαλές, την έσω και την έξω, οι οποίες μπορεί να αναφερθούν ως μέση και πλευρική, αντίστοιχα. Παρουσιάζονται διαφορές και μεταξύ των δύο αυτών κεφαλών του γαστροκνήμιου, τόσο στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά όσο και στις μεταβολές αυτών κατά τη δραστηριότητα του μυός. Η έξω κεφαλή χαρακτηρίζεται από μικρότερες γωνίες πρόσφυσης και μακρύτερα μυϊκά δεμάτια, ενώ η έσω κεφαλή τείνει να έχει μεγαλύτερη εγκάρσια διατομή και γωνίες πρόσφυσης (Kawakami et al., 1995).

Η μορφολογία του γαστροκνήμιου μυός, του επιτρέπει να δρα ως ενιαία μονάδα αφού οι δυο κεφαλές του καταλήγουν στον αχίλλειο τένοντα και σχηματίζουν τη μυοτενόντια ένωση, παρόλα αυτά ανταποκρίνονται ξεχωριστά στο ίδιο ερέθισμα. Οι κεφαλές και ο τένοντας μεταφέρουν συλλογικά τη δύναμη στην ποδοκνημική άρθρωση κατά την πελματιαία κάμψη, όμως η έξω κεφαλή είναι σε λοξή θέση και η έσω σε ευθύγραμμη. Εξαιτίας αυτού η έσω κεφαλή αναπτύσσει μεγαλύτερες δυνάμεις, κατά τη μυϊκή συστολή, καθώς η έξω διαχέει ένα μέρος της δύναμης λόγω της γωνίας που σχηματίζεται σε σχέση με τον τένοντα (Edama et al., 2014). Αυτή η διαφορετικότητα στη μεταφορά δύναμης δημιουργεί διαφορετική αρχιτεκτονική με μεγαλύτερες γωνίες πρόσφυσης και κοντύτερα μυϊκά δεμάτια για την έσω κεφαλή σε σχέση με την έξω (Fukunaga et al., 1997, Luthi et al., 1986).

Ο αχίλλειος τένοντας είναι ο μεγαλύτερος τένοντας του σώματος και προσφύεται περιφερειακά στην πτέρνα, σε ένα σημείο όπου ελαχιστοποιείται η αλλαγή του μοχλοβραχίονα ροπής, καθώς το πόδι μετακινείται από τη ραχιαία στην πελματιαία κάμψη (Benjamin, Kaiser, & Milz, 2008). Κατά μήκος του τένοντα παρατηρούνται τρεις διαφορετικοί σχηματισμοί: κυκλικός και παχύς κοντά στην πτέρνα, παχύς και επίπεδος στη μέση, και λεπτός και επίπεδος κοντά στη μυοτενόντια ένωση (Kubo, Kanehisa, & Fukunaga, 2001). Η γλοιοελαστική ικανότητα του τένοντα παίζει σημαντικό ρόλο στη διάταση (Kubo et al., 2001), καθώς αντιστέκεται στην αλλαγή σχήματος κατά την επιμήκυνση, τη βράχυνση ή την περιστροφή, ενώ ταυτόχρονα η ελαστικότητά του, του επιτρέπει να επανέρχεται στο αρχικό του σχήμα όταν παραμορφώνεται (Simpson, 2015). Κατά τον Kubo (2001), σε έρευνες σε ανθρώπους με προπόνηση διάτασης, επηρεάζεται κυρίως η γλοιότητα του τένοντα, σε σχέση με την ελαστικότητα, ενώ καμία αλλαγή δεν παρατηρείται στην σκληρότητα αυτού. Το γεγονός αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα ότι μετά τη διάταση, ο τένοντας είναι πιο πιθανόν να αλλάξει σχήμα, ή να παραμορφωθεί, ως απόκριση στη φόρτιση, παρά να αυξήσει το μέγεθός του και εξαιτίας της ελαστικότητάς του θα επιστρέψει στο αρχικό του μήκος μετά το πέρας της φόρτισης (Simpson, 2015).

2.3 Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά κατά την ανάπτυξη

Είναι αναμενόμενο ότι η ωρίμανση και η ανάπτυξη επηρεάζουν τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά. Για παράδειγμα, κάποιες έρευνες έχουν δείξει την αύξηση της απόστασης μεταξύ των απονευρώσεων από τη γέννηση έως την ενήλικη ζωή, στους μύες του πήχη, τον τετρακέφαλο και τους ραχιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής (Arts, Pillen, Overeem, Schelhaas, & Zwarts MJ. 2007; Heckmatt, Pier, & Dubowitz, 1988; Maurits, Beenakker, Van Schaik, Fock, & Van Der Hoeven, 2004; Scholten, Pillen, Verrips, & Zwarts, 2003). Ωστόσο, η μεταβολή

της απόστασης μεταξύ των απονευρώσεων δε συνδέεται πάντα με την ανάπτυξη, αλλά και με άλλες παραμέτρους, όπως οι γειτονικές δομές του μυός και οι θέσεις των αρθρώσεων.

Οι μύες, κατά την ανάπτυξη των παιδιών, επηρεάζονται από την καθημερινή φόρτιση, όπως ο τρόπος ζωής, η προπόνηση, οι τραυματισμοί ή κάποια θεραπευτική αγωγή. Στα τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά, η γεωμετρία του μυός μεταβάλλεται με σκοπό να ανταπεξέλθει στις λειτουργικές και μηχανικές ανάγκες του σώματος (Benard, Harlaar, Becher, Huijing, & Jaspers, 2011). Η γεωμετρία αυτή καθορίζεται σημαντικά από τον αριθμό των μυϊκών ινών και την εγκάρσια διατομή αυτών, τον αριθμό των σαρκομερίων σε σειρά και τον τρόπο οργάνωσης αυτών των ινών, μαζί με τις ιδιότητες των συνδετικών ιστών που εμπλέκονται (Benard et al., 2011). Κατά την ανάπτυξη οι μύες αναπτύσσονται ανάλογα με την αύξηση του βάρους του σώματος και της επιμήκυνσης των οστών (Benard et al., 2011).

Πιο συγκεκριμένα, ο γαστροκνήμιος συμμετέχει στις περισσότερες κινήσεις του σώματος και για αυτόν το λόγο είναι σημαντικός λειτουργικός μυς, όπως προαναφέρθηκε, και γίνεται αντικείμενο μελέτης είτε ως μυοτενόντιο σύνολο, είτε ως απομονωμένες κεφαλές. Καθώς ο γαστροκνήμιος μυς είναι διαρθρικός μυς, η αρχιτεκτονική του δομή επηρεάζεται τόσο από την άρθρωση του γόνατος, όσο και από την ποδοκνημική. Για αυτόν το λόγο πολλές έρευνες μελετούν αυτόν τον μυ με το γόνατο σε έκταση και την ποδοκνημική σε επιλεγμένες θέσεις. Οι θέσεις αυτές είναι συνήθως η γωνία της άρθρωσης σε ηρεμία, στην πλήρη κάμψη ή την πλήρη έκταση, ή ακόμα και σε επιλεγμένο εύρος μοιρών (π.χ. $\pm 10^\circ$ από την ουδέτερη ή ανατομική θέση των 90°). Επιπλέον, η όρθια θέση είναι συνήθης θέση μελέτης, ωστόσο σε αυτήν τη θέση δρουν οι δυνάμεις της βαρύτητας, οι εσωτερικές δυνάμεις και οι δυνάμεις των ανταγωνιστών που μπορεί να επηρεάζουν την αρχιτεκτονική δομή του μυός.

Όσον αφορά στους γαστροκνήμιους μύες στην παιδική και εφηβική ηλικία, λίγα είναι τα δεδομένα σε τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά και είναι, μέχρι στιγμής, άγνωστη η γεωμετρία της ανάπτυξης (Blazevich & Sharp, 2005). Φαίνεται να υπάρχει σημαντική διαφοροποίηση στην αρχιτεκτονική των παιδιών, ωστόσο δεν αποδίδεται πάντα στην ηλικιακή κατηγορία που ανήκουν οι συμμετέχοντες (Binzoni et al., 2001; Shortland, Harris, Gough, & Robinson, 2002). Ο Legerlotz και συν. (2010), αναφέρει ότι λόγω διαφορετικών μεθοδολογικών προσεγγίσεων, κατά τις οποίες γίνονται μετρήσεις σε επιλεγμένες γωνίες και διαφορετικά άκρα, δεν μπορεί να γίνει σύγκριση των τιμών μεταξύ μελετών. Ωστόσο, είναι πολύ σημαντικό να παρακολουθούνται οι αλλαγές των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών σε τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά κατά την ανάπτυξη ή ύστερα από παρέμβαση, ούτως ώστε να εκτιμάται η ανάπτυξη και να αποτυπώνονται οι μεταβολές των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών από την πρώιμη παιδική ηλικία μέχρι την ενηλικίωση (Legerlotz et al., 2010).

Από τις έρευνες που υπάρχουν μέχρι στιγμής φαίνεται ότι τόσο η γωνία πρόσφυσης (Binzoni et al. 2001; Kawakami, Abe, Kanehisa, & Fukunaga, 2006; Mademli, & Arampatzis, 2008; Narici et al., 2003; Thom et al. 2007), όσο και το μήκος των μυϊκών δεματίων (Mohagheghi et al., 2008) αυξάνονται με την ηλικία. Επισημαίνεται ότι δεν υπάρχει μέχρι στιγμής συσχέτιση μεταξύ αρχιτεκτονικών

χαρακτηριστικών με λειτουργικές ή μηχανικές παραμέτρους (Legerlotz et al., 2010), ενώ ο Benard (2011) ενισχύει αυτήν την παρατήρηση σχολιάζοντας ότι απουσιάζει η συσχέτιση μεταξύ των παραπάνω παραμέτρων και των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών, εξαιτίας των αρχιτεκτονικών αλλαγών, κατά την ανάπτυξη. Ο τελευταίος αναφέρει ότι κατά την ανάπτυξη, οι μύες με μικρή γωνία πρόσφυσης αναπτύσσονται μόνο με την προσθήκη σαρκομερίων, δηλαδή οι μυϊκές ίνες ή τα δεμάτια αυξάνουν το μήκος τους (Benard et al., 2011). Αντιθέτως, σε μύες με μεγάλη γωνία πρόσφυσης, όπως η έσω κεφαλή του γαστροκνημίου μυός, η διαδικασία είναι διαφορετική. Ενδεχομένως να επιμηκύνονται άλλες δομές και η προσθήκη σαρκομερίων να γίνεται σε παράλληλη δομή. Συνεπώς, θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψιν και άλλοι παράγοντες

Σύμφωνα με τους Mohagheghi και συν. (2008) και Benard και συν. (2011) το μήκος των μυϊκών δεματίων αυξάνεται κατά 4% ανά έτος έως και τα 20 πρώτα έτη της ηλικίας, ενώ, κατά τον Binzoni και συν (2001), η απόσταση των απονευρώσεων στο παχύτερο σημείο της γαστέρας, αλλά και η γωνία πρόσφυσης αυξάνονται 5-7% ανά έτος, αντίστοιχα. Αυτό το εύρημα δεν συμφωνεί με την έρευνα του Benard και συν. (2011), καθώς δε βρέθηκε σημαντική μεταβολή στη γωνία πρόσφυσης, παιδιών λόγω ανάπτυξης ωστόσο, η έρευνα εξέτασε παιδιά μεγάλου ηλικιακού φάσματος (5-12 ετών). Εκτιμήθηκε, ουσιαστικά, αύξηση της τάξεως του 0,3% ανά έτος.

Εν γένει, στα θηλαστικά οι μυϊκές ίνες μπορεί να αυξηθούν σε πολύ μικρό χρονικό διάστημα από τη γέννηση, μέσα στους πρώτους μήνες, ενώ στα επόμενα στάδια ανάπτυξης αυξάνεται η εγκάρσια διατομή του μυός και γενικότερα το μέγεθος, ως αποτέλεσμα υπερτροφίας των ινών (Goldspink, 1972; Antonio, & Gonyea, 1993). Η διαδικασία της αύξησης της γωνίας των μυϊκών δεματίων, ενδεχομένως να δημιουργεί χώρο για την αύξηση της διαμέτρου των μυϊκών ινών (Benard et al., 2011). Αν δεν αποτυπώνεται σε μετρήσεις η αύξηση της γωνίας πρόσφυσης, ίσως αυτό να οφείλεται σε ταυτόχρονη και ανάλογη αύξηση του μήκους των απονευρώσεων ή άλλων δομών. Ο Benard (2011) υποθέτει ότι η παρατήρηση αυτή, της αμετάβλητης γωνίας σε παιδιά ηλικίας 5-12 ετών, θα πρέπει να οφείλεται στην αύξηση της διαμέτρου των μυϊκών ινών. Από την άλλη πλευρά, ο Legerlotz και συν. (2010) συγκρίνοντας τα ευρήματά του σε παιδιά με αυτά των ενηλίκων (Mademli, & Arampatzis, 2008; Maganaris et al., 1998; Narici et al., 1996), αναφέρει ότι η απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων είναι μικρότερη σε σχέση με αυτή των ενηλίκων, όπως ήταν αναμενόμενο και με υψηλή συσχέτιση με την ηλικία. Αντίθετα, το μήκος μυϊκών δεματίων και η γωνία πρόσφυσης αυτών δεν παρουσίασαν συσχέτιση με την ηλικία. Η γωνία πρόσφυσης στα παιδιά ήταν και αυτή μικρότερη σε σχέση με τους ενήλικες (11-22° και 11-33°, αντίστοιχα), και αυτό αναμενόμενο εύρημα, καθώς σχετίζεται με το μέγεθος του μυός και τις λειτουργικές παραμέτρους δύναμης. Όσον αφορά στα μυϊκά δεμάτια, επίσης, δεν συσχετίστηκαν με την ηλικία και παρόλο που βρέθηκαν μικρότερα σε σχέση με των ενηλίκων κατά 55-92%, η έρευνα εκείνη εξέτασε μεγάλο φάσμα ηλικίας (5-12 ετών), γεγονός το οποίο μπορεί να μην οδήγησε σε σαφή συμπεράσματα για τα επιμέρους αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά και τη σύγκριση με τους ενήλικες (Legerlotz et al., 2010). Καθώς το ανάστημα των παιδιών, ακόμα και της ίδιας ηλικίας, μπορεί να διαφέρει σημαντικά, όπως στην έρευνα που προαναφέρθηκε

(Legerlotz et al., 2010), οι συγγραφείς πρότειναν σχετικά με τις μεταβολές στο μυϊκό δεμάτιο, να μην λαμβάνονται υπόψιν μόνο οι ανατομικές διαφορές, αλλά και η έκταση και η ένταση των καθημερινών δραστηριοτήτων του μυός.

Σημαντικό ερέθισμα για την ανάπτυξη του γαστροκνημίου μυός, είναι η ικανότητα επιμήκυνσης του μυός, κάτι που έχει αναφέρει ο Crawford (1954) σε παρατήρηση μυών σε ζώα. Η αύξηση της επιμήκυνσης του μυός σε όλο το εύρος κίνησης μπορεί να οφείλεται σε αύξηση του αριθμού των σαρκομερίων σε σειρά, ούτως ώστε ο μυς να ανταποκριθεί σε αυτήν την ανάγκη κίνησης (Huijing & Jaspers, 2005). Αυτή η διαδικασία της προσθήκης σαρκομερίων, δεν έχει διερευνηθεί σε παιδιά. Αντιθέτως, έχει αναφερθεί ότι η ακινητοποίηση μυών με υψηλή γωνία πρόσφυσης τους οδηγεί σε βράχυνση, μέσω ενός μηχανισμού μείωσης του μήκους μεταξύ των απονευρώσεων, με αποτέλεσμα ο μυς να χάνει την ικανότητά του να παράγει δύναμη, παρουσιάζοντας ατροφία (Heslinga, & Huijing, 1992).

Επιπλέον, έχει παρατηρηθεί μείωση του εύρους κίνησης κατά την ανάπτυξη. Ο Benard και συν. (2011) αναφέρει ότι το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης, εάν δεν υπάρξει μηχανικό ερέθισμα αύξησης όπως η προπόνηση, μειώνεται 1.5° ανά έτος, ενώ μείωση 2° ανά έτος αναφέρει ο Cheng και συν. (1991). Η μείωση μπορεί να οφείλεται σε δομές όπως ο χόνδρος της άρθρωσης, το μεοτενόντιο σύνολο ή άλλοι ιστοί, για τις οποίες δεν έχει μελετηθεί κατά πόσον συμβάλλουν η κάθε μία. Ο Benard και συν. (2011) υπογραμμίζει ότι σε παιδιά τυπικά αναπτυσσόμενα η αύξηση του μήκους των μυών οφείλεται στην αύξηση των μυϊκών δεματίων του. Με περισσότερες μυϊκές δομές σε σειρά η αντίσταση στην επιμήκυνση θα είναι μεγαλύτερη, ωστόσο αναπόφευκτα θα παρατηρηθεί και αύξηση του εύρους κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης (Benard et al., 2011).

Σε έρευνες που συμμετείχαν ενήλικες (Abellaneda, Guissard, & Duchateau 2009; Kawakami et al., 2008; Morse et al., 2008), βρέθηκε ότι η επιμήκυνση της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου μυός οφείλεται σε άλλες δομές όπως ο τένοντας και οι απονευρώσεις. Αντίθετα, σε έρευνα με παιδιά η επιμήκυνση της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου μυός οφείλεται σε επιμήκυνση των μυϊκών δεματίων του (Benard et al., 2011). Ωστόσο, πρέπει να σημειωθεί ότι τα μήκη των τενόντων σε αυτές τις έρευνες μετρήθηκαν με διαφορετικούς τρόπους. Είτε με άμεση τρισδιάστατη παρατήρηση, είτε με έμμεσο υπολογισμό από το μήκος του μυός και τα ανατομικά χαρακτηριστικά του εκάστοτε δοκιμαζόμενου.

Αναφορικά με την απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων, προηγούμενες έρευνες έδειξαν την αύξηση της απόστασης αυτής σε θέσεις διάτασης, όπου ουσιαστικά ο μυς επιμηκώνεται (Benard et al., 2011; Legerlotz, Smit, & Hing, 2010), παρότι σε έρευνες *in situ* (δηλαδή με απομονωμένο μυ, εκτός σώματος) έχει παρατηρηθεί μείωση του πάχους του μυός (Huijing, & Woittiez, 1984). Ωστόσο, σε *in vivo* παρατήρηση συμβαίνει το αντίθετο εξαιτίας των γειτονικών και περιβάλλοντων δομών.

Στο στάδιο της ωρίμανσης οι μύες αυξάνουν τη φυσιολογική εγκάρσια διατομή τους για την επαρκή ανάπτυξη δύναμης σε ένα λειτουργικό εύρος κίνησης και έκτασης του μήκους του μυός (Weide et al., 2015). Τα μηκο-δυναμικά χαρακτηριστικά ενός μυός θα μπορούσαν να περιγράφουν ως το ιδανικό μήκος του μυός σε συνθήκη ηρεμίας και σε συνθήκη διάτασης, σε σχέση με την ιδανική

εκούσια δύναμη (Weide et al., 2015). Ωστόσο, σε *in vivo* παρατήρηση, η πιθανότητα αξιολόγησης των παραπάνω είναι εξαιρετικά δύσκολη. Παρόλα αυτά, υπάρχουν σημαντικές μορφολογικές παράμετροι για την μηκο-δυναμική σχέση, όπως η φυσιολογική εγκάρσια διατομή, το μήκος της μυϊκής ίνας (ο αριθμός των σαρκομερίων σε σειρά) και τα μήκη των ελαστικών δομών σε σειρά (απονεύρωση και τένοντας), καθώς και η γωνία πρόσφυσης των μυϊκών δεματίων (Huijing, 1985).

Κατά την ανάπτυξη έως και τα 12 έτη η έσω κεφαλή του γαστροκνημίου μυός ακολουθεί μια διαδικασία αύξησης του μήκους των δεματίων ταυτόχρονα με την εγκάρσια διατομή (Benard et al., 2011). Σε επόμενο ηλικιακό στάδιο, ενδεχομένως αυτή η διαδικασία να διαφέρει, καθώς εμπλέκεται η εφηβεία και οι ορμόνες παίζουν σημαντικό ρόλο στους ιστούς και στα όργανα (Round, Jones, Honour, & Nevill, 1999). Κατά την εφηβεία, ο Morse και συν. (2008) αναφέρει ότι οι εκτείνοντες μύες του γόνατος και η έσω κεφαλή του γαστροκνημίου αυξάνονται ανάλογα. Το ίδιο εύρημα επιβεβαιώνεται και σε άλλη έρευνα (O'Brien, Reeves, Baltzopoulos, Jones, & Maganaris, 2010), όπου μελέτησαν ενήλικες και παιδιά μικρότερης ηλικίας (8-10 ετών). Ο Weide και συν. (2015) αναφέρουν ότι εξαιτίας των ανεβασμένων δεικτών αυξητικών παραγόντων στο αίμα κατά την εφηβεία, η ανάπτυξη των μυών ίσως να οφείλεται περισσότερο σε υπερτροφία, παρά σε προσθήκη σαρκομερίων σε σειρά. Σε εκείνη την έρευνα σκοπός ήταν να διερευνηθεί εάν η προσαρμογή της έσω κεφαλής του μυός κατά την εφηβεία οφείλεται σε αύξηση των μυϊκών δεματίων, όπως στις μικρότερες ηλικίες, ή αν οφείλεται σε αύξηση της εγκάρσιας διατομής, όπως έχει παρατηρηθεί σε αντίστοιχες ηλικίες σε ζώα (Weide et al., 2015). Κατά την εφηβεία βρέθηκε ότι αυξάνεται το μήκος της έσω κεφαλής κατά 0,5 εκ/έτος, ωστόσο το μήκος του τένοντα είναι περισσότερο ευαίσθητο σε σχέση με την ανάπτυξη του οστού, δηλαδή αυξάνεται ανάλογα με το μήκος του οστού (Weide et al., 2015). Επιπλέον, στην ίδια έρευνα, δεν συσχετίστηκε το μήκος των μυϊκών δεματίων με την ηλικία, κάτι που συμφωνεί και με τις προαναφερθείσες έρευνες σε παιδιά (Benard et al., 2011). Συμπερασματικά, ο Weide (2015) αναφέρει ότι οι αλλαγές στη γαστέρα του μυός οφείλεται στην υπερτροφία των μυϊκών δεματίων αθροιστικά με αυξήσεις των μυϊκών των απονευρώσεων και της γωνίας πρόσφυσης.

Στην περίοδο της εφηβείας, δεδομένων των αλλαγών που συμβαίνουν στη μάζα του σώματος και στο μήκος της κνήμης, το μυοτενόντιο σύμπλεγμα της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου αναμένεται να φτάσει στο βέλτιστο μήκος, όπως και η φυσιολογική εγκάρσια διατομή του (Morse et al., 2008; O'Brien et al., 2010). Το βέλτιστο αυτό μήκος είναι ουσιαστικά αυτό που ανταποκρίνεται στη γωνία της άρθρωσης που χρησιμοποιείται πιο συχνά (Herring, Grimm, & Grimm, 1984; Huijing, & Jaspers, 2005). Συνεπώς, η ένταση και η διάρκεια του ερεθίσματος που δέχεται ο μυς, σε συνδυασμό με την θέση της άρθρωσης ρυθμίζουν την προσαρμογή του μυός. Το μήκος του τένοντα δεν συσχετίστηκε μέχρι στιγμής με την ηλικία, σε καμία από τις έρευνες, ίσως γιατί το εύρος των ηλικιών στις έρευνες αυτές είναι αρκετά μεγάλο και τα ανατομικά χαρακτηριστικά των συμμετεχόντων διαφέρουν (Binzoni et al. 2001; O'Brien et al., 2010)..

Μέχρι σήμερα, έχει βρεθεί ότι από την παιδική ηλικία έως την ενήλικη ζωή παρατηρούνται προφανείς αυξήσεις του μεγέθους των μυών, οι οποίες

συνοδεύονται και από αυξήσεις του μήκους των δεματίων (Kubo et al., 2001) και σε κάποιους μύες και της γωνίας πρόσφυσης (Binzoni et al. 2001; Kurihara et al. 2007). Οι αλλαγές αυτές του μεγέθους αλλά και της αρχιτεκτονικής, πιθανόν να επιφέρουν σημαντικές αλλαγές που σχετίζονται με λειτουργικές παραμέτρους. Για παράδειγμα, η εγκάρσια διατομή και ο λόγος του μήκους του δεματίου προς το μήκος του τένοντα αποτυπώνουν διαφορές στην ανάπτυξη της δύναμης. Ωστόσο, δεν υπάρχουν πληροφορίες για ανήλικους πληθυσμούς. Το μήκος των μυϊκών δεματίων παίζει σημαντικό ρόλο στον καθορισμό της μηκο-δυναμικής σχέσης ενός μυός. Ο λόγος του δεματίου προς το μήκος του τένοντα αποτυπώνει σημαντικές ρυθμίσεις στις ιδιότητες σύσπασης ολόκληρης της μυοτενόντιας μονάδας (O'Brien et al., 2010). Ως εκ τούτου, αν θεωρηθεί σταθερό το μήκος του τένοντα, τα κοντύτερα μυϊκά δεμάτια θα επιφέρουν μειωμένη σκληρότητα στη μυοτενόντια μονάδα, καθώς ο λόγος των μεταβλητών που προαναφέρθηκαν μικραίνει, απαιτώντας μεγαλύτερο μήκος της μονάδας ούτως ώστε να μπορέσει να πετύχει σε ικανοποιητικό βαθμό την επικάλυψη ακτίνης-μυοσίνης, όπως ένας μυς με μικρότερο τένοντα (Zajac, 1989). Σε έρευνα του O'Brien και συν. (2010), όπου εξετάστηκαν οι εκτείνοντες του γόνατος σε παιδιά και ενήλικες και των δύο φύλων, δε βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στον λόγο του μήκους των μυϊκών δεματίων προς το μήκος του μυός, ωστόσο υπήρχαν μεγάλες διαφορές στα μήκη των τενόντων στις υπό εξέταση ομάδες. Στην ίδια έρευνα βρέθηκε ότι η αύξηση του μεγέθους του μυός οφείλεται περισσότερο στην αύξηση της φυσιολογικής εγκάρσιας διατομής παρά στην αύξηση του μήκους του δεματίου, κάτι που δηλώνει, κατά τους συγγραφείς, ότι πρωτεύουσα προσαρμογή του μυός είναι η παραγωγή της δύναμης (O'Brien et al., 2010). Επιπλέον, το αυξημένο μήκος των δεματίων υποδηλώνει μεγαλύτερη ικανότητα επιμήκυνσης και ταχύτητας σύσπασης, κάτι που συναντάται και στους ενήλικες.

2.4 Εύρος κίνησης

Η ευλυγισία ορίζεται ως «η εγγενής ιδιότητα των ιστών του σώματος να επιτυγχάνουν το μέγιστο εύρος της κίνησης, χωρίς τραυματισμό σε μια άρθρωση ή ομάδα αρθρώσεων» (Holt, Holt, & Pelhan, 1996; Knudson, 1999). Ως ευλυγισία έχει επίσης οριστεί το εύρος της κίνησης το οποίο μετράται σε μια άρθρωση ή ομάδα αρθρώσεων (Pate et al., 2012) και αξιολογείται με όργανα μέτρησης όπως τα γωνιόμετρα τα οποία μετρούν τις γωνίες των αρθρώσεων, τα κλισιόμετρα που μετρούν το βαθμό της κάμψης των αρθρώσεων και τα αρθρόμετρα τα οποία μπορούν για παράδειγμα να αξιολογήσουν την προσθιοπίσθια μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με το μηρό (De Vries, 1980). Οι γωνίες των αρθρώσεων μπορούν να αξιολογηθούν και με τη λήψη φωτογραφιών και να αναλυθούν με ειδικά προγράμματα λογισμικού όπως το Motric Images Plus (2.0), το Kinovea (Kinovea 0.8.15) και το Tracker (Tracker 4.91 Copyright© 2016 Douglas Brown). Ως γενική αρχή, αναφέρεται στη βιβλιογραφία, ότι η εκτέλεση στατικών διατάσεων είναι αποτελεσματικός τρόπος αύξησης του εύρους κίνησης στα νεαρά άτομα (Pate et al., 2012). Παρά τη σημασία της ευλυγισίας για την απόδοση στον παιδικό αθλητισμό, ελάχιστες είναι οι έρευνες οι οποίες έχουν εξετάσει τη χρόνια επίδραση των διατάσεων στο εύρος κίνησης αθλητών παιδικής και εφηβικής ηλικίας (Donti et al., 2018; Sands, & McNeal, 2013).

2.4.1 Εύρος κίνησης της άρθρωσης και μεταβολές αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών

Η κατανόηση των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών και του τρόπου οργάνωσης του μυός είναι πολύ σημαντική για τη μελέτη των λειτουργιών και των δυνατοτήτων του. Ωστόσο, ένας σημαντικός ρυθμιστής των παραπάνω είναι το εύρος κίνησης των αρθρώσεων, εφόσον μελετώνται μονοαρθρικοί ή διαρθρικοί μύες και ιδιαίτερα το σημείο όπου βρίσκεται η άρθρωση κατά την παρατήρηση. Έχει φανεί ότι η αρχιτεκτονική των μυών επιδρά σημαντικά στον τρόπο με τον οποίο μεταφέρεται η δύναμη στους τένοντες και στα οστά (Jacobson et al., 1992; Lieber, & Brown, 1992). Η μηχανική του μυός σχετίζεται αφενός με το μέγεθος του και αφετέρου με τις αρθρώσεις στις οποίες επιδρά (Haxton, 1944; Ikai & Fukunaga, 1968; Wickiewicz et al., 1983).

Όμως, για την πλήρη κατανόηση της λειτουργίας αυτής πρέπει να παρατηρηθούν οι διαφορές της αρχιτεκτονικής σε διαφορετικές θέσεις της άρθρωσης, (Gans, & Gaunt, 1991.) Ο Fukunaga και συν. (1997) μελέτησαν με υπερηχογραφία τις αρχιτεκτονικές αλλαγές του έξω πλατύ μυός, σε ηρεμία και σε μέγιστη ισομετρική σύσπαση, σε συνάρτηση με διαφορετικές θέσεις της άρθρωσης του γόνατος. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι γωνίες πρόσφυσης και τα μήκη των δεματίων διέφεραν σημαντικά μεταξύ των διαφορετικών συνθηκών σύσπασης – ηρεμίας και διαφορετικών θέσεων της άρθρωσης του γόνατος (Fukunaga et al., 1997). Επιπροσθέτως, ο Kawakami και συν. (1998) με σκοπό να περιγράψει τη σχέση μεταξύ της γωνίας της άρθρωσης και των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών του μυός (μήκος και γωνία μυϊκών δεματίων), μελέτησε τις δύο κεφαλές του γαστροκνήμιου και τον υποκνημίδιο σε 12 συνολικά διαφορετικές συνθήκες, ηρεμίας και μέγιστης ισομετρικής σύσπασης σε διαφορετικές γωνίες των αρθρώσεων του γόνατος (0° , 45° , 90°) και της ποδοκνημικής (-15° , 0° , 15° , 30°). Τα μυϊκά δεμάτια της έξω κεφαλής του γαστροκνήμιου ήταν τα πιο μακρύτερα εκ των τριών υπό εξέταση μυών, ενώ η έσω κεφαλή χαρακτηρίστηκε από μεγαλύτερες γωνίες και κοντύτερα δεμάτια. Αυτό συμβαίνει γιατί η έσω κεφαλή δημιουργεί δεμάτια από περισσότερες μυϊκές ίνες και ως εκ τούτου έχει μεγαλύτερη δυναμική (Kawakami et al., 1998). Τα παραπάνω αποτελέσματα επιβεβαιώνονται και από άλλη έρευνα όπου η φυσιολογική εγκάρσια διατομή είναι 2,5 φορές μεγαλύτερη στην έσω κεφαλή σε σχέση με την έξω, παρότι η διαφορά του όγκου του μυός είναι μόλις 1,7 (Fukunaga et al., 1992). Ο Kawakami κατέληξε ότι αφενός, οι υπό εξέταση μύες διαφέρουν ως προς την αρχιτεκτονική τους, πιθανώς αντανakλώντας την λειτουργία τους και αφετέρου τα μήκη και οι γωνίες των μυϊκών δεματίων αλλάζουν κατά τη μυϊκή σύσπαση με διαφορετικό τρόπο σε κάθε μυ, που μπορεί να σχετίζεται με τις διαφορές ως προς την ικανότητα παραγωγής δύναμης και των ελαστικών χαρακτηριστικών των τενόντων και των απονευρώσεων (Kawakami et al., 1998). Ωστόσο, ο παραπάνω ερευνητής υπογραμμίζει ότι τα μήκη και οι γωνίες των δεματίων αντιπροσώπευαν μόνο το μέσο του μυός.

2.4.2 Εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την ανάπτυξη

Το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης μελετάται συχνά, όμως κυρίως ως προς την πελματιαία κάμψη, δηλαδή κατά τη σύσπαση των μυών του τρικεφάλου που εκτελούν την πελματιαία κάμψη. Εάν περιοριστεί το εύρος

κίνησης ως προς την πελματιαία κάμψη τα κλινικά προβλήματα κατά τη βάδιση θα είναι λιγότερα σε σχέση με την ραχιαία, η οποία αποτελεί απαραίτητη προϋπόθεση για την ώθηση και την σταθερότητα της φάσης στήριξης (Rose, & Gamble, 1994). Επιπροσθέτως, η μείωση της πελματιαίας κάμψης μπορεί να περιορίσει μόνο την φάση ώθησης, η οποία αντισταθμίζεται με διάφορους τρόπους (Benard et al., 2011). Κατά τη βάδιση, τα μεγαλύτερης ηλικίας παιδιά αναπτύσσουν μεγαλύτερες παθητικές και ενεργητικές δυνάμεις, εξαιτίας της μεγαλύτερης τους μάζας και της αυξημένης δραστηριότητας των ανταγωνιστών, συνεπώς μπορεί και να μην επηρεαστεί ουσιαστικά το εύρος κίνησης κατά τη βάδιση. Ωστόσο, σε έρευνα με παιδιά βρέθηκε ότι το εύρος της ποδοκνημικής άρθρωσης μειώνεται περίπου 4% ανά έτος (Benard et al., 2011). Οι συγγραφείς αναφέρουν ότι αυτή η μείωση μπορεί να οφείλεται και στους ραχιαίους καμπτήρες, καθώς θα πρέπει να συνυπολογίζονται οι ιδιότητες όλων των μυών που βρίσκονται σε επιμήκυνση, όπως η έσω κεφαλή του γαστροκνημίου μυός. Επομένως, μελετώντας τις μεταβολές του εύρους κίνησης θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψιν όλες οι εμπλεκόμενες δομές, κατά την κίνηση, και ενδεχομένως να μην αποδίδονται μόνο στους υπό εξέταση μύες. Συμπερασματικά, ο Benard και συν. (2011) αναφέρει ότι η μείωση του εύρους της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής κατά την ανάπτυξη εξηγείται από την αύξηση της εγκάρσιας διατομής της έσω κεφαλής του τρικεφάλου.

Σε άλλη έρευνα με συμμετέχοντες και συμμετέχουσες εφηβικής ηλικίας βρέθηκε ότι το εύρος κίνησης της ραχιαίας κάμψης μειώνεται, όπως και στην παιδική ηλικία. Συγκεκριμένα, βρέθηκαν μειώσεις 1° ανά έτος, οι οποίες δεν παρατηρήθηκαν κατά την πελματιαία κάμψη και δεν συσχετίστηκαν με την ηλικία (Weide et al., 2015).

2.5 Στατικές διατάσεις

Ο όρος «μυϊκές διατάσεις» χρησιμοποιείται για να περιγράψει ένα σύνολο χειρισμών οι οποίοι αυξάνουν παροδικά το εύρος κίνησης μιας άρθρωσης (Alter, 2004). Οι στατικές διατάσεις αποτελούν κοινό παρονομαστή για πληθώρα αθλημάτων είτε ως μέσω προθέρμανσης, είτε ως κύριο μέσο προπόνησης, ενίοτε και ως αποθεραπεία, ενώ ενδείκνυνται για τη βελτίωση του εύρους κίνησης των αρθρώσεων (Young, & Behm, 2002). Οι στατικές διατάσεις αποτελούν τον πιο αποτελεσματικό τρόπο αύξησης του χρόνιου εύρους κίνησης μιας άρθρωσης (Bandy et al., 1997; Blahnik, 2013) και τη βάση για τις άλλες τεχνικές διατάσεων, τόσο για βραχυπρόθεσμα όσο και για μακροπρόθεσμα αποτελέσματα (Behm, & Chaouachi, 2011; Kay, & Blazevich, 2012).

Η αύξηση του εύρους κίνησης μιας άρθρωσης μπορεί να είναι άμεση και προκαλείται από τις αλλαγές που επιφέρονται στο μήκος και στη σκληρότητα (stiffness) των μυοτενόντιων μονάδων και αναφέρονται ως προσωρινές ελαστικές αλλαγές, καθώς επίσης και σε νευρομυϊκές προσαρμογές, όπως για παράδειγμα η τροποποίηση της λειτουργίας των ιδιοδεκτικών υποδοχέων στους μύες (Alter, 2004). Ωστόσο, οι ακριβείς μηχανισμοί που ευθύνονται για την χρόνια αύξηση του εύρους κίνησης δεν έχουν αποσαφηνιστεί πλήρως. Μια τέτοια αύξηση μέχρι σήμερα αποδίδεται στη μειωμένη σκληρότητα της μυοτενόντιας μονάδας (Morse et al., 2008; Schrier, & Gossal, 2000) καθώς και στην αυξημένη αντοχή στη

διάταση που εμφανίζουν οι προπονημένοι αθλητές (Magnusson, Simonsen, Aagaard, Sørensen, & Kjaer, 1996, Schrier, & Gossal, 2000).

Η εκτέλεση διατάσεων αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι της προπόνησης είτε ως μέρος της προθέρμανσης είτε ως κύριο προπονητικό μέσο για τη βελτίωση του εύρους κίνησης (Shellock, & Prentice, 1985), και αποτελεί ένα είδος μηχανικής φόρτισης. Στον αγωνιστικό αθλητισμό οι διατάσεις πραγματοποιούνται με σκοπό τη βελτίωση του εύρους κίνησης, (Bandy, Irion, & Briggler, 1997; Paradisis et al. 2014; Power, Behm, Cahill, Carroll, & Young, 2004), την επίτευξη υψηλών επιδόσεων (Behm et al., 2015) αλλά και την πρόληψη τραυματισμών (Behm, Blazevich, Kay, & McHugh, 2015; Rubini, Costa, & Gomes 2007; Smith, 1994). Πρόσφατες έρευνες έχουν εξετάσει την άμεση επίδραση των διατάσεων στο εύρος κίνησης της άρθρωσης (Alonso, McHugh, Mullaney, & Tyler, 2009) και στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά (Donti et al., 2019). Ακόμα λιγότερες, όμως έχουν εξετάσει τη χρόνια επίδραση των διατάσεων στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά των μυών, στις οποίες δεν εξετάζονται τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά σε συνδυασμό με λειτουργικές παραμέτρους (Simpson et al, 2017), όπως η αλτική ικανότητα. Οι Alonso, McHugh, Mullaney και Tyler (2009) μελετώντας σε γενικό πληθυσμό τη διατασιμότητα του δικέφαλου μηριαίου σε σχέση με την ικανότητα παραγωγής δύναμης, βρήκαν ότι οι λιγότερο ευλύγιστοι ασκούμενοι παράγουν μέγιστη δύναμη σε μικρότερα μήκη του μυός, επομένως έχουν διαφορετική συμπεριφορά ως προς τη μηχανική σχέση απόδοσης του μυός και την παραγωγή δύναμης. Σε άλλη έρευνα σύγκρισης δυο ομάδων βάσει της διατασιμότητας των εκτεινόντων της ποδοκνημικής, δεν βρέθηκαν σημαντικές διαφορές στα ποσοστά επιμήκυνσης της γαστέρας (14.9%) και του αχίλλειου τένοντα (8.4%) μεταξύ των ομάδων, όμως διαπιστώθηκαν διαφορές ως προς τη νευρική ανταπόκριση και την ανοχή στη διάταση, καθώς και τη μηχανική των μυϊκών δεματίων, τα οποία περιστρέφονται περισσότερο στους πιο ευλύγιστους ασκούμενους κατά το τέλος της διάτασης (Blazevich et al., 2012).

Λίγες έρευνες μέχρι σήμερα έχουν συσχετίσει τις αλλαγές του εύρους κίνησης με τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά των μυών, ενώ οι ίδιες έρευνες αναφέρονται κυρίως σε ενήλικες. Οι έρευνες σχετικά με παιδιά δεν αφορούν πληθυσμούς προπονημένους σε ευλυγισία, αλλά διεξάγονται κυρίως σε κλινικούς πληθυσμούς, οι οποίοι συγκρίνονται με τυπικά αναπτυσσόμενους συνομήλικους (Shortland, Harris, Gough, & Robinson, 2002).

2.6 Μεταβολές στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά των μυών κατά τη διάταση

Η προπόνηση ευλυγισίας με στόχο τη διάταση των σκελετικών μυών και την αύξηση του εύρους κίνησης των αρθρώσεων αποτελεί διαδεδομένη πρακτική σχεδόν σε όλες τις αθλητικές δραστηριότητες (Gleim, & McHugh, 1997; Smith, 1994). Ο όρος «μυϊκές διατάσεις» χρησιμοποιείται για να περιγράψει ένα σύνολο χειρισμών οι οποίοι αυξάνουν παροδικά το εύρος κίνησης μιας άρθρωσης (Alter, 2004).

Η άμεση αύξηση του εύρους κίνησης μετά από στατικές διατάσεις, αποδίδεται κυρίως στην αυξημένη ανοχή στη διάταση (Magnusson, 1998), καθώς επίσης και στις παροδικές μεταβολές της σκληρότητας της μυοτενόντιας μονάδας (Morse et al., 2008). Οι Abelaneda, Guissard, και Duchateau (2009), εξετάζοντας τους

μηχανισμούς αύξηση του μήκους της μυοτενόντιας μονάδας της έσω κεφαλής του γαστροκνήμιου σε διαφορετικές τροχιές κίνησης, ανέφεραν ότι το μυοστατικό αντανakλαστικό είναι ένας κύριος παράγοντας παθητικής αντίστασης του μυός και περιορισμού του παθητικού εύρους κίνησης της άρθρωσης. Οι ίδιοι συγγραφείς προσθέτουν ότι η σχετική τάση των δομών της γαστέρας και του τένοντα ποικίλουν ανάμεσα στους ασκούμενους διαφορετικού επιπέδου ευλυγισίας, συνεπώς, η ενδοτικότητα αυτών των δομών επηρεάζει την επιμήκυνση της μυοτενόντιας μονάδας (Abelaneda, Guissard, & Duchateau, 2009).

Σε μικρό αριθμό ερευνών σε ενήλικες, η χρόνια προσαρμογή της ικανότητας της διάτασης στους ανθρώπινους μύες αποδίδεται στις αλλαγές του μήκους και της γωνίας πρόσφυσης των μυϊκών δεματίων (Franchi, Atherton, Maganaris, & Narici, 2016; Freitas, Andrade, Larcoupaille, Mil-homens, & Nordez, 2015; Simpson et al., 2017). Για παράδειγμα η Simpson και συν. (2017), βρήκε ότι τα μυϊκά δεμάτια της έξω κεφαλής του γαστροκνήμιου επιμηκύνθηκαν κατά 25%, στην περιοχή της μυοτενόντιας ένωσης και παρουσιάστηκε στατιστικά σημαντική αύξηση στο εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης ($p=0.01$) και μείωση της γωνίας πρόσφυσης (7,1%), σε 11 άνδρες μετά 6 εβδομάδες προπόνησης με διατάσεις. Εν αντιθέσει, οι Lima, Carneiro, Alves, Peixinho και de Oliveira (2015), δεν παρατήρησαν αλλαγές στην αρχιτεκτονική του δικέφαλου μηριαίου και του έξω πλατύ, 12 ανδρών που ακολούθησαν 8 εβδομάδες προπόνησης με διατάσεις και οι συγγραφείς θεώρησαν ότι τα χαρακτηριστικά του πρωτοκόλλου (όγκος, ή/και ένταση), δεν ήταν επαρκή να προκαλέσουν αλλαγές στη δομή των μυών.

Κατά τη Simpson (2015), οι στατικές διατάσεις φαίνεται να επιδρούν περισσότερο στις μυϊκές ίνες βραχείας συστολής όταν η κίνηση είναι αργή και ανεκτή, σε σχέση με γρήγορη κίνηση της οποίας ο στόχος είναι οι ίνες ταχείας συστολής. Υπάρχουν, επιπλέον ενδείξεις ότι η μυϊκή μάζα σχετίζεται με το μήκος των ινών και όσο αυξάνεται το μήκος τους, τόσο η γαστέρα του μυός μεγαλώνει, ούτως ώστε να εξυπηρετήσει αυτήν την αύξηση (Gajdosik, 2001). Αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι η μυοτενόντια ένωση είναι πυκνή σε μυϊκές ίνες ταχείας συστολής (Dix, & Eisenburg, 1990), οι οποίες, σε έρευνες με ζώα ανταποκρίνονται στη διάταση αυξάνοντας το μήκος τους με την προσθήκη σαρκομερίων σε σειρά, επομένως η διάταση πιθανόν να οδηγεί σε υπερτροφία (Simpson, 2015).

Πρόσφατες έρευνες σε ανθρώπους δείχνουν ότι δεν υπάρχουν μεταβολές στο μήκος των μυϊκών δεματίων ύστερα από προπόνηση με διάταση, σε παράγοντες που μετρήθηκαν με υπερηχογραφία (Blazevich et al., 2014, Nakamura, Ikezoe, Takeno, & Ichihashi, 2012). Ωστόσο, σε αντίστοιχες έρευνες σε ζώα υπάρχουν ισχυρές ενδείξεις ότι η χρόνια διάταση προκαλεί καταστροφή και επιμήκυνση των δεματίων στην μυοτενόντια ένωση (Dix, & Eisenburg, 1990). Η Simpson (2015) συμπληρώνει ότι στους ανθρώπους η ένταση της διάτασης είναι τυπικά βασισμένη στην ατομική αντοχή του κάθε δοκιμαζόμενου ή προκαθορισμένη από το εύρος κίνησης της κάθε άρθρωσης (Blazevich et al., 2014; Guissard, & Duchateau, 2004; Hayes, Harter, Widrick, Hoffman, & Hicks-Little, 2012; Kubo et al., 2001; Nakamura et al., 2012), συνεπώς το ερέθισμα είναι πιθανόν να μην είναι επαρκές για να ενεργοποιήσει νευρομυϊκές προσαρμογές όμοιες με αυτές που παρατηρήθηκαν στα ζώα ή σε ανθρώπους με προπόνηση αντίστασης ή έκκεντρη προπόνηση.

Η Simpson (2015) αναφέρει επίσης, ότι η προπόνηση με διάταση μπορεί να προκαλέσει προσαρμογές στις μυϊκές ίνες και στις γωνίες πρόσφυσης οι οποίες δε θα είναι ομοιόμορφες σε όλο το μήκος των μυών, τόσο της έξω όσο και της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου. Σε έρευνες σε ζώα ύστερα από χρόνια διάταση βρέθηκε επιμήκυνση των δεματίων με προσθήκη σαρκομερίων, ειδικότερα κοντά στη μυοτενόντια ένωση (Dix, & Eisenburg, 1990; Williams, & Goldspink, 1971), καθώς επίσης και αύξηση της φυσιολογικής εγκάρσιας διατομής (Goldberg, Etlinger, Goldspink, & Jablecki, 1975). Από την άλλη πλευρά, έρευνες σε ανθρώπους σχετικά με προσαρμογές που αφορούν στη δύναμη μετά από προπόνηση διάτασης, είναι λίγες (Blazevich et al., 2012, 2014; Guissard, & Duchateau, 2004, Hayes et al., 2012, Kubo et al., 2001, Maganaris et al., 1996, Nakamura et al., 2012). Η Simpson (2015), μελέτησε τις αλλαγές στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά του γαστροκνήμιου και του αχίλλειου τένοντα σε ενήλικες, μετά από έξι εβδομάδες προπόνησης διάτασης, καθώς και τις προσαρμογές του μυός ως προς τα νευρικά και μηχανικά χαρακτηριστικά του. Το κύριο εύρημα της παραπάνω έρευνας ήταν ότι μετά από προπόνηση διάτασης έξι εβδομάδων αυξάνεται το μήκος των μυϊκών δεματίων (κατά 25%) και μειώνεται η παθητική τάση, μετατοπίζοντας την μηκο-δυναμική σχέση μακριά από το βέλτιστο σημείο, γεγονός που έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της δύναμης σε όλες τις θέσεις της ποδοκνημικής άρθρωσης. Ωστόσο, αυτή η προσαρμογή δείχνει να επηρεάζεται από τη θέση της άρθρωσης, διότι καθώς μεταβαλλόταν από ραχιαία σε πελματιαία κάμψη, η δύναμη δεν άλλαζε ομοιόμορφα (Simpson, 2015). Η μετατόπιση της μηκο – δυναμικής σχέσης, που είχε ως αποτέλεσμα τη μείωση της δύναμης, θα μπορούσε να ερμηνευτεί ως αύξηση της ενδοτικότητας της μυοτενόντιας μονάδας και πιθανόν καταστροφή των σαρκομερίων (Proske & Morgan, 2004).

Σύμφωνα με τον Rubini και συν. (2007), η αύξηση της μυϊκής ενδοτικότητας μετά από στατική διάταση μπορεί να θεωρηθεί ως ένας βασικός μηχανισμός μείωσης της απόδοσης μετά από διάταση, διότι οι αλλαγές στη σκληρότητα του μυοτενόντιου συνόλου επηρεάζουν το ρυθμό παραγωγής και μεταβίβασης της δύναμης. Επιπλέον, η καταστροφή σαρκομερίων είναι μια απαραίτητη διαδικασία, η οποία ενεργοποιεί το μεταβολισμό. Ο Lieber (2003) συνέδεσε την καταστροφή του κυτταρικού υποστρώματος εξαιτίας της έκκεντρης προπόνησης με υψηλά επίπεδα επιμήκυνσης των σαρκομερίων, κάτι που έχει ως αποτέλεσμα η επικάλυψη ακτίνης – μυοσίνης να είναι μικρότερη από τη βέλτιστη, συνεπώς η παραγόμενη δύναμη να είναι μικρότερη, σύμφωνα με τη μηκο - δυναμική σχέση. Το σημαντικό ερέθισμα αυτής της καταστροφής είναι η αύξηση του ενδοκυτταρικού ασβεστίου (Bryne, Twist, & Eston, 2004), το οποίο μειώνει τη διέγερση σύσπασης και πυροδοτεί φλεγμονή (Gosselin, & Burton, 2002). Η φλεγμονή μειώνει την ικανότητα παραγωγής δύναμης από τον μυ. Ωστόσο, το προπονητικό υπόβαθρο των ασκούμενων καθορίζει έως ένα βαθμό, την ανταπόκρισή τους στη διάταση: οι πιο προπονημένοι ασκούμενοι παρουσιάζουν μικρότερη μείωση της μυϊκής απόδοσης αμέσως μετά από διάταση (Donti et al., 2014), συνεπώς και το μέγεθος της ανταπόκρισης στο ερέθισμα αυτό.

Η Simpson και συν. (2017) σε έρευνα με παρέμβαση έξι εβδομάδες στατικών - παθητικών διατάσεων, συνέκρινε τις διαφορετικές αρχιτεκτονικές προσαρμογές μεταξύ των δύο κεφαλών του γαστροκνήμιου. Τα αποτελέσματα έδειξαν αύξηση

της απόστασης μεταξύ των απονευρώσεων και αύξηση του μήκους των μυϊκών δεματίων, τόσο στη γαστέρα όσο και στη μυοτενόντια ένωση, με μεγαλύτερη επιμήκυνση στην έξω κεφαλή και μείωση της γωνίας πρόσφυσης. Επιπλέον, η παρέμβαση δεν επηρέασε το μήκος του αχίλλειου τένοντα (Simpson et al., 2017). Άξιο αναφοράς είναι ότι οι αρχικές μετρήσεις των μηκών των μυϊκών δεματίων των δύο κεφαλών δεν διέφεραν, είτε σε ηρεμία είτε κατά τη διάταση. Ένα ακόμα εύρημα της έρευνας αυτής ήταν ότι στις πέντε πρώτες ημέρες της παρέμβασης, τα δεμάτια της έσω κεφαλής βρέθηκαν μεγαλύτερου μήκους από της έξω, ενώ μετά από τρεις εβδομάδες, οι τιμές της έσω παρέμειναν ίδιες και της έξω κεφαλής επιμηκύνθηκαν στατιστικά σημαντικά. Το εύρημα αυτό δείχνει τις διαφορετικές αποκρίσεις των τομέων του γαστροκνήμιου, με την έσω κεφαλή να ανταποκρίνεται άμεσα στη διάταση, ενώ η έξω κεφαλή να παρουσιάζει καθυστέρηση. Αυτό ενδεχομένως να οφείλεται στην προαναφερθείσα διαφορετική φόρτιση, εξαιτίας της ανατομικής θέσης των κεφαλών ως προς τον αχίλλειο τένοντα. Η έξω κεφαλή λόγω της λοξής πρόσφυσης (Edama et al., 2015), δεν φορτίζεται ευθέως όπως η έσω στην οποία μεταφέρεται το μεγαλύτερο ποσοστό της τάσης (Arndt, Bruggemann, Koebke, & Segesser, 1999), συνεπώς είναι αναγκαίος ένας μεγαλύτερος αριθμός έκθεσης στο ερέθισμα ούτως ώστε να προκληθεί ίδιο επίπεδο προσαρμογής. Επιπλέον, η αύξηση της απόστασης των απονευρώσεων συνοδεύεται από την αύξηση του μήκους των μυϊκών δεματίων, κάτι που μπορεί να είναι ενδεικτικό στοιχείο υπερτροφίας (Simpson et al., 2017).

Σε πρόσφατη έρευνα μελετήθηκαν οι άμεσες επιδράσεις των δυναμικών διατάσεων στο εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης και η συνεισφορά της σκληρότητας της γαστέρας της έσω κεφαλής του γαστροκνήμιου (Pamboris, 2018). Από αρχιτεκτονικής πλευράς, μετρήθηκαν οι μεταβολές των μυϊκών δεματίων και της απόστασης μεταξύ των απονευρώσεων, ενώ μετρήθηκε και η ταχύτητα των κυμάτων διάτμησης με τη μέθοδο της ελαστογραφίας, πριν και μετά την παρέμβαση. Επιπλέον, μετρήθηκαν οι μεταβολές του εύρους κίνησης της άρθρωσης στη ραχιαία και πελματιαία κάμψη, ενώ υπολογίστηκε και το συνολικό εύρος της άρθρωσης. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι μετά την παρέμβαση, αυξήθηκε η σκληρότητα του μυός στην ουδέτερη θέση, εύρημα το οποίο συσχετίστηκε με την αύξηση της ραχιαίας κάμψης, τη μείωση της διάτασης/τάσης των δεματίων στην τελική θέση της ραχιαίας κάμψης και αύξηση της απόστασης μεταξύ των απονευρώσεων (Pamboris, 2018).

Παλαιότερα, είχε αναφερθεί ότι ο αχίλλειος τένοντας συμβάλλει στο ελάχιστο στην αύξηση του μήκους της μυοτενόντιας μονάδας (Halar, Stolov, Venkatsch, Brozovich, & Harley, 1978), κάτι που έχει αναιρεθεί, αφού τεκμηριώθηκε η ικανότητα υποχωρητικότητας των τενόντων *in vivo* (Fukunaga et al. 1996). Πράγματι, ο Herbert και συν. (2002) ανέφεραν ότι κατά την παθητική ραχιαία κάμψη και διάταση του γαστροκνήμιου, μόλις το 27% της συνολικής επιμήκυνσης οφειλόταν στην επιμήκυνση των μυϊκών δεματίων, επομένως μείζονα ρόλο διαδραματίζουν ο τένοντας και οι υπόλοιπες δομές, για την παθητική επιμήκυνση της μυοτενόντιας μονάδας. Η συμβολή αυτή είναι σημαντική παράμετρος, ούτως ώστε να κατανοηθεί ο μηχανισμός διάτασης και οι ιδιότητες των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών του μυός.

Οι Maganaris και Paul (1999), μέσω υπερηχογραφίας υπολόγισαν τη μετατόπιση της μυοτενόντιας ένωσης κατά την ισομετρική σύσπαση, για τον υπολογισμό της σκληρότητας του τένοντα. Σε έρευνα του Morse και συν. (2008) μελετήθηκε η μυοτενόντια ένωση, ώστε να υπολογιστεί η συμβολή των μυϊκών δεματίων, της απομακρυσμένης περιοχής και των απονευρώσεων της έσω κεφαλής του γαστροκνήμιου, κατά τη διάταση. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι κατά τη διάρκεια της διάτασης στο τελικό σημείο του εύρους κίνησης της ποδοκνημικής (28° ραχιαίας κάμψης), η μυοτενόντια μονάδα επιμηκύνθηκε κατά 2.19cm, ενώ η μετατόπιση της μυοτενόντιας ένωσης αντιστοιχούσε στα 1.04cm, επομένως, υπολογίστηκε ότι το 53% της συνολικής επιμήκυνσης οφείλεται στη διάταση του τένοντα (Morse et al., 2008).

Η ικανότητα ανάπτυξης δύναμης επηρεάζεται και από το σύμπλεγμα τένοντα και απονευρώσεων, το οποίο μεταφέρει τη δύναμη του μυός στο οστό. Με τη μέθοδο της υπερηχογραφίας μελετήθηκε η σκληρότητα του συμπλέγματος αυτού, *in vivo*, και βρέθηκε ότι η σκληρότητα του συμπλέγματος απονευρώσεων-τένοντα του τετρακεφάλου, αυξάνεται μετά από προπόνηση αντιστάσεων (Kubo et al., 2001; Kubo et al., 2002; Reeves, Maganaris, & Narici 2003). Αυτές οι παρατηρήσεις βασίζονται στη αξιολόγηση της μετατόπισης των απονευρώσεων, ωστόσο οι Maganaris και Paul (2000) καθώς και Magnusson και συν. (2006), σε έρευνες σχετικά με τον γαστροκνήμιο, αναφέρουν ότι η συμπεριφορά των τενόντων διαφέρει από αυτή των απονευρώσεων, επομένως δεν ανταποκρίνονται το ίδιο σε ένα προπονητικό ερέθισμα.

Ο Duclay και συν. (2009), μελέτησαν τις επιδράσεις της έκκεντρης προπόνησης στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά του μυός και τη δομή του τένοντα, αξιολόγησαν τις μεταβολές του μήκους και της γωνίας των μυϊκών δεματίων και την μετατόπιση της μυοτενόντιας ένωσης, σε ηρεμία και σε διαφορετικές εντάσεις συσπάσεις. Σε άλλη έρευνα ο Nakamura και συν. (2012), μελέτησαν την επίδραση τεσσάρων εβδομάδων προπόνησης με στατικές διατάσεις στην παθητική σκληρότητα της μυοτενόντιας μονάδας του γαστροκνήμιου, όπου αξιολογήθηκαν το εύρος κίνησης, η μετατόπιση της μυοτενόντιας ένωσης, το μήκος του μυϊκού δεματίου, με υπερηχογραφία και η παθητική τροχιά της άρθρωσης με δυναμόμετρο. Η αξιολόγηση αυτών των παραμέτρων έγινε στην ανατομική θέση και στις 30° ραχιαίας κάμψης. Τα αποτελέσματα των δύο παραπάνω ερευνών έδειξαν ότι ανάλογα με το είδος της προπόνησης, αλλάζουν και οι ιδιότητες της μυοτενόντιας μονάδας. Ωστόσο, δεν παρατηρούνται τα ίδια αποτελέσματα καθώς, όπως προαναφέρθηκε, οι διαφορετικές δομές ανταποκρίνονται διαφορετικά στο εκάστοτε προπονητικό ερέθισμα. Συγκεκριμένα, με την προπόνηση στατικών διατάσεων αυξήθηκε η μετατόπιση της μυοτενόντιας ένωσης, κατά την ραχιαία κάμψη 30°, χωρίς όμως να παρατηρούνται μεταβολές στο μήκος των μυϊκών δεματίων (Nakamura et al., 2012), ένα εύρημα που μπορεί να οφείλεται αφενός στο μικρό προπονητικό ερέθισμα σε ένταση και όγκο, και αφετέρου στη διάρκεια της παρέμβασης. Ενδεχομένως, οι διαφορετικές δομές έχουν και διαφορετικό χρόνο απόκρισης.

2.7 Ρυθμός εφαρμογής της δύναμης

Ο Ρυθμός εφαρμογής της δύναμης (Rate of Force Development, RFD) είναι ένας όρος που περιγράφει την ικανότητα της ταχείας ανάπτυξης της μυϊκής δύναμης (Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson, & Dyhre-Poulsen, 2002). Ορίζεται ως η ανάπτυξη της μέγιστης δύναμης σε μικρό χρονικό διάστημα και χρησιμοποιείται ως δείκτης εκρηκτικής δύναμης (Yu, Gabriel, Noble, & An, 1999). *In vivo*, η παράμετρος αυτή μπορεί να οριστεί μέσω μιας καμπύλης που σχηματίζεται από τη δύναμη και τον χρόνο και για να υπολογιστεί χρησιμοποιείται ο λόγος της διαφοράς της δύναμης προς ένα δεδομένο διάστημα χρόνου.

Σε πληθώρα αθλημάτων χρησιμοποιούνται εκρηκτικές κινήσεις, όπου απαιτείται ταχεία ανάπτυξη δύναμης σε διάστημα περίπου 50-250 ms (Thorstensson et al., 1976). Το διάστημα των 100-300 ms προτείνεται ως το πιο σημαντικό για τις φυσικές δραστηριότητες (Schmidtbleicher, 1992). Η αξιολόγηση του ρυθμού εφαρμογής της δύναμης, συνήθως, υπολογίζεται με πρωτόκολλα ισομετρικής σύσπασης (Aagaard, & Thorstensson, 2003; Hakkinen, 1993; Wilson, & Murphy, 1996). Παρότι πρόκειται για την πιο διαδεδομένη μέθοδο αξιολόγησης, αρκετοί ερευνητές αναφέρουν ότι τέτοιου είδους μέτρηση δεν συνδέεται με δυναμικές κινήσεις και την απόδοση σε αυτές, όπως η ταχύτητα (Mero, Luhtanen, Vitasalo, & Komi, 1981) ή τα άλματα (Young, & Bibby, 1993). Η αξιολόγηση κατά την ισομετρική σύσπαση δεν ανταποκρίνεται πλήρως στις εξειδικευμένες κινήσεις του εκάστοτε αθλήματος, στις περισσότερες από τις οποίες εμπλέκεται ο «κύκλος διάτασης-βράχυνσης». Συνεπώς, αναπτύχθηκαν μέθοδοι αξιολόγησης του ρυθμού εφαρμογής της δύναμης σε κάθετα άλματα (Vitasalo, Saukkonen, & Komi, 1980). Τα κάθετα άλματα καθορίζονται από πολλούς παράγοντες, όπως η μέγιστη δύναμη που αναπτύσσεται από τους εμπλεκόμενους μύες, τον ρυθμό με τον οποίο αναπτύσσεται αυτή η δύναμη και τη νευρομυϊκή προσαρμογή των άνω, και κυρίως, των κάτω άκρων (Harman, Rosenstein, Frykman, & Rosenstein, 1990). Από την άλλη πλευρά, ο τύπος των μυϊκών ινών και η σύσταση της βαριάς αλυσίδας της μυοσίνης (Harridge et al., 1996), η εγκάρσια διατομή του μυός (Aagaard & Thorstensson, 2003), η μέγιστη δύναμη (Schmidtbleicher 1992), οι γλοιοελαστικές ιδιότητες του μυοτενόντιου συνόλου (Bojsen-Moller, Magnusson, Rasmussen, Kjaer, & Aagaard, 2005) και νευρικοί παράγοντες (Aagaard et al. 2002) επηρεάζουν τον ρυθμό εφαρμογής της δύναμης.

Πιο συγκεκριμένα, παρότι η ταχεία μυϊκή ενεργοποίηση είναι ουσιαστικός παράγοντας για τον καθορισμό του ΡΕΔ, οι ενδομυϊκοί παράγοντες και οι ατομικές διαφοροποιήσεις δεν εξηγούνται απόλυτα από τη μυϊκή ενεργοποίηση. Η μέγιστη εκούσια σύσπαση σχετίζεται ισχυρά με την τελευταία φάση του ΡΕΔ, δηλαδή τα τελευταία ms της ανάπτυξης (Andersen, & Aagaard 2006), συνεπώς το μέγεθος και η αρχιτεκτονική του μυός φαίνεται να είναι ουσιαστικοί ρυθμιστές του ρυθμού εφαρμογής της δύναμης (Maffiuletti et al., 2016). Η επίδραση της αρχιτεκτονικής δομής των μυών στον ρυθμό εφαρμογής της δύναμης είναι ακόμα σε πρώιμο στάδιο, όπως αναφέρει ο Maffiuletti (2016) σε πρόσφατη ανασκόπηση. Ωστόσο, η γωνία πρόσφυσης σχετίζεται ευθέως ανάλογα με τη φυσιολογική εγκάρσια διατομή και κατ' επέκταση με το μέγεθος του μυός, το οποίο είναι τεκμηριωμένο ότι συμβάλλει στην ανάπτυξη της δύναμης (Lieber, 1993).

Η αξιολόγηση του ύψους των κάθετων αλμάτων είναι ένας έμμεσος τρόπος αξιολόγησης μυϊκής ισχύος και δίνει σημαντική πληροφορία για την ανάπτυξη των φυσικών παραμέτρων ενός αθλητή, την εμφάνιση δυνατοτήτων ή αδυναμιών, και τον καθορισμό προπονητικών προγραμμάτων. Ο πιο αξιόπιστος τρόπος αξιολόγησης είναι μέσω της χρήσης δυναμοπλατφόρμας, από όπου εξάγονται πληροφορίες για το άλμα όπως το ύψος, η ελάχιστη και η μέγιστη δύναμη, η μέση δύναμη, η σωματική μάζα. Μέσω των δεδομένων που εξάγονται από την καμπύλη του άλματος μπορεί να υπολογιστεί και ο ρυθμός εφαρμογής της δύναμης σε επιλεγμένα χρονικά διαστήματα. Σε πρόσφατη έρευνα 23 ενήλικες αξιολογήθηκαν σε κατακόρυφο άλμα χωρίς την αιώρηση χεριών και σε άλμα από ημικάθισμα, από όπου υπολογίστηκαν η μέση δύναμη, η μέγιστη δύναμη, τα αντίστοιχα χρονικά σημεία και στη συνέχεια ο μέσος και ο μέγιστος ρυθμός ανάπτυξης των δυνάμεων (McLellan, Lovell, & Gass, 2011). Η αρχική δύναμη θεωρήθηκε 10N μεγαλύτερη της μάζας του σώματος. Τα αποτελέσματα έδειξαν υψηλή συσχέτιση ($r=0.68$, $p=0.001$) μεταξύ του ύψους του κατακόρυφου άλματος, με προδιάταση, με το μέγιστο ρυθμό εφαρμογής της δύναμης και της μέγιστης δύναμης με το ύψος του άλματος ($r=0.51$, $p=0.023$). Αυτό το εύρημα, ωστόσο, έρχεται σε αντίθεση με άλλες έρευνες που δεν βρήκαν υψηλή συσχέτιση μεταξύ των δυο αυτών παραμέτρων (Haff et al., 1997; Wilson et al., 1995). Κατά τους συγγραφείς, το γεγονός αυτό μπορεί να οφείλεται στη διαφορετική μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε (McLellan, Lovell, & Gass, 2011) ή στο διαφορετικό προπονητικό υπόβαθρο και την ηλικία των συμμετεχόντων.

Προηγούμενες έρευνες έχουν δείξει πώς η μυϊκή δύναμη και ισχύς διαμορφώνονται κατά την ωρίμανση (De Ste Croix et al., 2003) και πιο συγκεκριμένα, επηρεάζονται από τη δομική διάταξη και το μέγεθος των μυϊκών δεματίων (Earp et al., 2010). Σε πρόσφατες μελέτες έχει διαπιστωθεί ότι το πάχος του έξω πλατύ μηριαίου και η γωνία πρόσφυσης της έξω κεφαλής του γαστροκνημίου μύος σχετίζονται με τη δύναμη των κάτω άκρων και την εκρηκτικότητα σε ενήλικες (Earp et al., 2010; Nimphius et al., 2012; Secomb et al., 2015b). Σε έρευνα του Secomb και συν. (2015a) μελετήθηκε εάν αυτές οι δομικές αλλαγές στους μύες σχετίζονται με αλλαγές στη μυϊκή δύναμη και την ισχύ, σε αθλητές εφηβικής ηλικίας. Το πιο ενδιαφέρον εύρημα ήταν ότι παρότι τα αποτελέσματα δε διέφεραν σε σχέση με ενήλικες (Secomb et al., 2015c), φαίνεται ότι η έξω κεφαλή του γαστροκνημίου μύος και η δομή της, συμβάλλει περισσότερο σε δυναμικές κινήσεις στην εφηβική ηλικία, από ότι στην ενήλικη, και κατ' επέκταση οι πελματιαίοι καμπήρες της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Οι Lloyd και συν. (2011) και Meylan και συν. (2013) αναφέρουν την αύξηση του μεγέθους των μυών και ταυτόχρονα της δύναμης και της έκρηξης, ωστόσο η ικανότητα παραγωγής δύναμης διαφέρει ανάμεσα σε εφήβους και ενήλικες καθώς υπάρχουν ουσιαστικές διαφορές στα μεγέθη των μυών (Barrett et al., 2002; O'Brien et al., 2010) και στην σκληρότητα του μυοτενόντιου συνόλου. Η σκληρότητα επηρεάζει την ικανότητα του τένοντα να αποθηκεύει ενέργεια και να την αποδίδει (Fukashiro et al., 2006; Secomb et al., 2015b), επομένως σε δυναμικές κινήσεις που εμπλέκεται ο κύκλος διάτασης-βράχυνσης θα επηρεάζεται και η απόδοση. Η μικρότερη μυϊκή σκληρότητα στην εφηβική (12-15 ετών) ηλικία και η ακόμα μικρότερη στην παιδική (9 ετών) δυσκολεύει την παραγωγή δυνάμεων αντίδρασης

με το έδαφος κατά τα άλματα (Lloyd et al., 2012). Είναι τεκμηριωμένο ότι, μύες που παράγουν υψηλούς ρυθμούς δύναμης κατά την ανθρώπινη κίνηση, όπως ο υποκνημίδιος και ο γαστροκνήμιος μυς στο τρέξιμο ή στο άλμα, παρουσιάζουν και μικρότερα μήκη δεματίων (Lieber, and Ward, 2011). Οι πελματιαίοι καμπήρες, όμως, παρουσιάζουν πιο αργή ανάπτυξη της δύναμης σε ισομετρικές δοκιμασίες ΡΕΔ, σε σχέση με τους εκτείνοντες του γόνατος, ενδεχομένως λόγω του αυξημένου κόστους ενέργειας σε δομές με μεγάλες γωνίες πρόσφυσης και των δυνάμεων που μεταφέρονται μέσα σε ένα μακρύ και υποχωρητικό μυοτενόντιο σύνολο (Wilkie, 1949). Θεωρητικά, μακριοί μύες ή μύες με μακρυά μυϊκά δεμάτια, θα παρουσιάζουν πιο αργό ρυθμό εξαιτίας της μεγαλύτερης έκτασης ελαστικών δομών σε σειρά (Maffiuletti et al., 2016).

III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1 Συμμετέχουσες

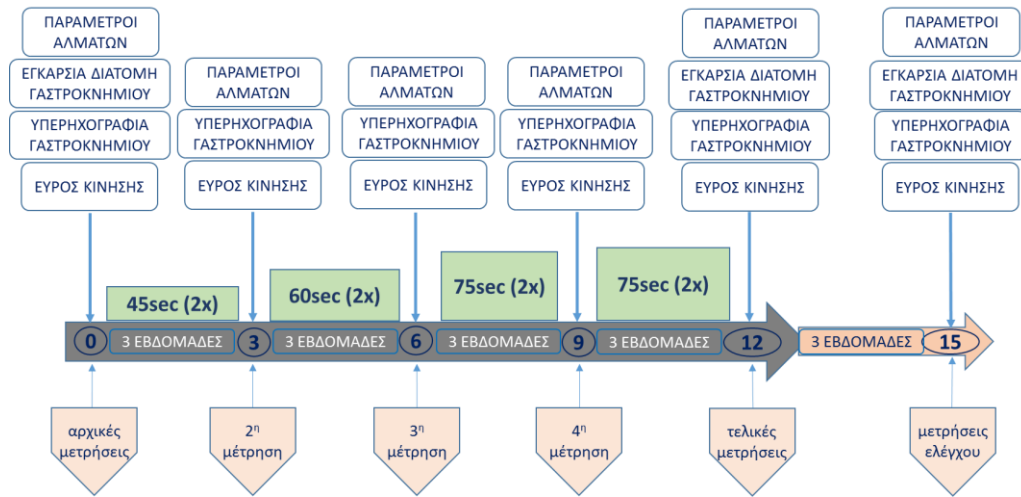
Στη μελέτη έλαβαν μέρος 21 αθλήτριες πετοσφαίρισης ηλικίας 13-15 ετών. Οι αθλήτριες προπονούνταν 90 λεπτά, 4 φορές την εβδομάδα σε τυπική προπόνηση πετοσφαίρισης, η οποία περιλαμβάνει τεχνική και τακτική της πετοσφαίρισης, καθώς και φυσική προετοιμασία.

Σύμφωνα με τη «Διακήρυξη του Ελσίνκι», η επιτροπή Βιοηθικής και Δεοντολογίας ενέκρινε τη μελέτη (*Αρχιτεκτονικές και λειτουργικές προσαρμογές κατά τη χρόνια διάταση σε αθλήτριες αναπτυξιακών ηλικιών*) (αριθμός πρωτοκόλλου: 1040, 14/02/2018) και οι αθλήτριες καθώς και οι γονείς τους αφού ενημερώθηκαν πλήρως για τη διαδικασία και τον σκοπό της έρευνας, υπέγραψαν έντυπο συγκατάθεσης (Παράρτημα 1). Επίσης, ενημερώθηκαν ότι έχουν το δικαίωμα να αποχωρήσουν ή να διακόψουν την πειραματική διαδικασία οποιαδήποτε στιγμή το θελήσουν.

3.2 Πειραματική διαδικασία

Η πειραματική διαδικασία διήρκησε 15 εβδομάδες. Προηγήθηκαν δυο συνεδρίες εξοικείωσης με τις διαδικασίες μέτρησης. Οι αθλήτριες αξιολογήθηκαν στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά της έσω και έξω κεφαλής του γαστροκνημίου μυός, στο εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης και σε παραμέτρους μονοποδικών και διποδικών κατακόρυφων αλμάτων, με προδιάταση, χωρίς αιώρηση χεριών. Πραγματοποιήθηκαν πέντε μετρήσεις σε διάστημα 12 εβδομάδων προπόνησης και άλλη μία μέτρηση, τρεις εβδομάδες μετά το πέρας της προπονητικής παρέμβασης (Σχήμα 3.1.). Οι μετρήσεις επαναλαμβάνονταν κάθε τρεις εβδομάδες (εβδομάδες 0, 3, 6, 9, 12, 15) και τα δεδομένα συλλέγονταν στο εργαστήριο Αθλητικής Απόδοσης της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού. Όλες οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε συνθήκες θερμοκρασίας 21-23° C, πρωινές ώρες και από τους ίδιους αξιολογητές και προπονητές υπό τις ίδιες συνθήκες. Για τους σκοπούς της παρούσας μελέτης αναλύθηκαν οι αρχικές μετρήσεις, το τέλος της παρέμβασης και το τέλος της περιόδου αποπροπόνησης.

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ



Σχήμα 3.1 Πειραματικός σχεδιασμός της έρευνας.

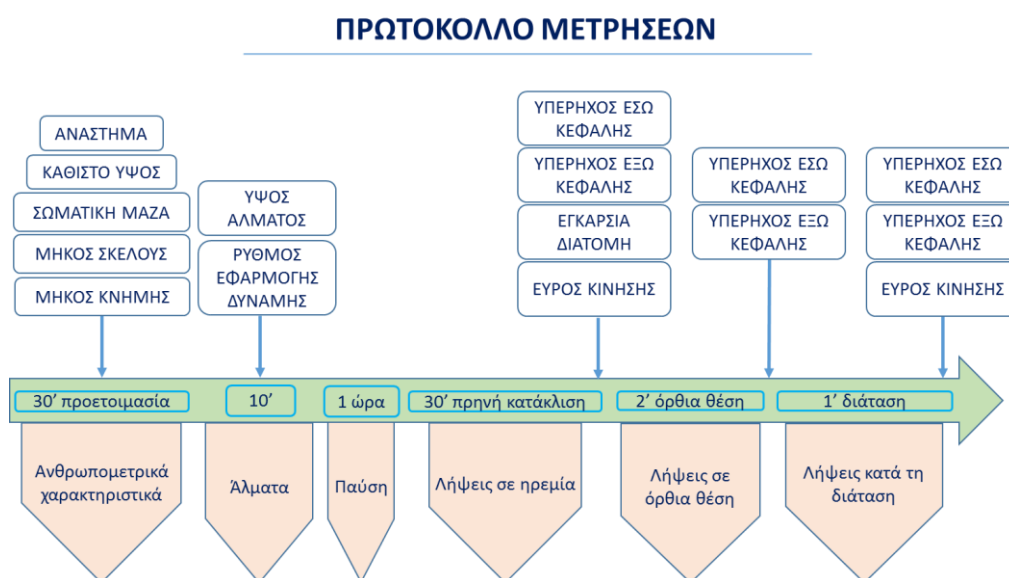
Οι αθλήτριες εφάρμοσαν το πρωτόκολλο των στατικών διατάσεων στο ένα σκέλος, ενώ το άλλο αποτέλεσε το σκέλος ελέγχου. Η επιλογή των άκρων έγινε με τυχαιοποίηση, ούτως ώστε να είναι εξισωμένα και αντισταθμισμένα, ως προς το αρχικό μήκος των δεματίων, ως προς το ύψος του μονοποδικού άλματος και το κυρίαρχο και μη-κυρίαρχο σκέλος. Επιπλέον, ελέγχθηκε το μήκος σκέλους και το μήκος κνήμης. Στο σκέλος ελέγχου, για όλο το χρονικό διάστημα της έρευνας δεν εφαρμόστηκε καμία διάταση.

3.3 Όργανα μέτρησης

Για την αξιολόγηση των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών χρησιμοποιήθηκε, ζυγομετρητής (Seca 710, Hamburg, Germany), αναστημόμετρο Seca 208 (Hamburg, Germany), μετροταινία και γωνιόμετρο. Για την αξιολόγηση των παραμέτρων του άλματος χρησιμοποιήθηκε η δυναμοπλατφόρμα Applied Measurements WP 800 - 1000kg weighting platform (Applied Measurements Ltd Co, Berkshire, UK) 80 x 80cm (s/n: 40245), με συχνότητα καταγραφής 1 kHz. Η ανάλυση των δεδομένων των αλμάτων έγινε με το πρόγραμμα Kyowa sensor interface PCD- 320A (Kyowa Electronic Instruments CO., LTD, Japan). Για την αξιολόγηση του εύρους κίνησης χρησιμοποιήθηκε κάμερα (Casio EXF1, Casio Computer Co. Ltd, Shibuya, Japan). Για την υπερηχογραφική αξιολόγηση χρησιμοποιήθηκε η συσκευή τύπου B-Mode Ultra Sound (10.0-MHz, Product model Z5, Shenzhen, Mindray Bio-Medical Electronics Co., Ltd., Shenzhen, China). Η καταγραφή των εικόνων του μυός έγινε με κεφαλή 38mm και συχνότητα 6.5MHz. Χρησιμοποιήθηκε μετροταινία 1.5m, ώστε να υπολογιστεί η απόσταση εφαρμογής του υπερήχου καθώς και ένα ιατρικό κρεβάτι. Για την ανάλυση των εικόνων του εύρους κίνησης και των αρχιτεκτονικών παραμέτρων χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Motic Images Plus, 2.0. (Motic, Hong Kong, China).

3.4 Πρωτόκολλο μετρήσεων

Οι αθλήτριες προσήλθαν για κάθε μέτρηση στο Εργαστήριο Αθλητικής Απόδοσης πρωινές ώρες και με σταθερή θερμοκρασία δωματίου 21-23°C. Αξιολογούνταν, αρχικά στα ανθρωπομετρικά τους χαρακτηριστικά και στη συνέχεια στις παραμέτρους κατακόρυφων μονοποδικών και διποδικών αλμάτων, με προδιάταση, χωρίς την αιώρηση χεριών (Σχήμα 3.2). Εν συνεχεία, μετά από 1 ώρα, βρίσκονταν σε πρηνή κατάκλιση για 30 min περίπου, όπου ξεκινούσε η διαδικασία μέτρησης της γωνίας της ποδοκνημικής άρθρωσης και των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών της έσω και της έξω κεφαλής του γαστροκνημίου μυός. Οι αθλήτριες αξιολογήθηκαν σε δυο συνθήκες. Κατά την ηρεμία, σε πρηνή θέση πάνω σε ιατρικό κρεβάτι και κατά τη διάταση, από όρθια θέση διάρκειας ενός λεπτού. Επιπρόσθετα, έγινε αξιολόγηση των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών και σε όρθια στάση, στην ανατομική θέση της ποδοκνημικής, όπου η λήψη ξεκινούσε μετά από δύο λεπτά στάση. Τέλος, σε συνθήκη ηρεμίας πραγματοποιείτο και η λήψη της εγκάρσιας διατομής των υπό εξέταση μυών. Για τους σκοπούς της παρούσας μελέτης αναλύθηκαν η συνθήκη ηρεμίας και η συνθήκη διάστασης.



Σχήμα 3.2 Πρωτόκολλο διαδικασίας μετρήσεων.

3.4.1 Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά

Οι αξιολογήσεις των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών των αθλητριών λάμβαναν χώρα σε κάθε συνεδρία πριν τις δοκιμασίες αλμάτων και υπερηχογραφικής αξιολόγησης. Οι αθλήτριες μετρήθηκαν ως προς την σωματική τους μάζα, το ανάστημα, το καθιστό ύψος, το μήκος σκέλους και το μήκος κνήμης και των δυο κάτω άκρων. Η σωματική μάζα μετρήθηκε στο πλησιέστερο δέκατο του κιλού με ζυγομετρητή (Seca 710, Hamburg, Germany), όπου η κάθε αθλήτρια στεκόταν στο κέντρο του ζυγομετρητή και ο εξεταστής κατέγραφε την τιμή του

βάρους της. Το ανάστημα μετρήθηκε με ακρίβεια 0.5 χιλ. χρησιμοποιώντας το αναστημόμετρο Seca 208 (Hamburg, Germany), όπου η κάθε αθλήτρια στεκόταν, χωρίς υπόδημα, με τις πτέρνες ενωμένες και να ακουμπούν το όργανο. Για την μέτρηση αυτή ζητήθηκε από την κάθε αθλήτρια να εισπνεύσει βαθιά και να διατηρήσει τον κορμό σε κατακόρυφη θέση, εφαπτόμενο στο αναστημόμετρο με το κεφάλι να βλέπει ευθεία μπροστά, στη θέση Frankfort horizontal plane, η οποία αντιπροσωπεύει την ευθεία μεταξύ του χαμηλότερου σημείου του οφθαλμικού κόγχου (η οστέινη κοιλότητα που περιέχει τον βολβό) και η χόνδρινη προβολή μπροστά από το εξωτερικό άνοιγμα του περυγίου του αυτιού. Το καθιστό ύψος μετρήθηκε από την κορυφή του κρανιακού θόλου, μέχρι το επίπεδο της έδρας του καθίσματος. Η αθλήτρια καθόταν πάνω σε έναν πάγκο που εφάπτετο στην επιφάνεια ενός τοίχου και έπρεπε να κρατά το κεφάλι της στο οριζόντιο επίπεδο σύμφωνα με τις οδηγίες Frankfort. Το ύψος του πάγκου διαμορφώθηκε ούτως ώστε η άρθρωση του γόνατος να σχηματίζει 90° , η οποία μετρήθηκε με γωνιόμετρο, και τα ισχία και οι ωμοπλάτες να εφάπτονται στην κατακόρυφη επιφάνεια του τοίχου. Η τιμή του αναστήματος από καθιστή θέση καθορίστηκε με μετροταινία. Το μήκος σκέλους μετρήθηκε με την αθλήτρια σε όρθια θέση και ορίστηκε ως η απόσταση του περισσότερο προεξέχοντος σημείου του μείζονος τροχαντήρα έως το έδαφος. Το μήκος κνήμης μετρήθηκε σε καθιστή θέση, με την άρθρωση του γόνατος και της ποδοκνημικής τοποθετημένες στις 90° , με τη χρήση γωνιόμετρου και ορίστηκε ως η απόσταση μεταξύ της μηροκνημιαίας άρθρωσης (πάνω από τον έσω κόνδυλο) και του περισσότερο προεξέχοντος σημείο του έσω σφυρού.

Όλες οι ανθρωπομετρικές μετρήσεις έγιναν, σε κάθε μέτρηση, δύο φορές και χρησιμοποιήθηκε ο μέσος όρος των τιμών για περαιτέρω ανάλυση. Όλες οι μετρήσεις πραγματοποιούνται ανά τρεις εβδομάδες, ώστε να αποτυπώνονται οι αλλαγές στην ανάπτυξη των συμμετεχουσών. Επιπλέον, υπολογίστηκε και ο δείκτης μάζας σώματος (Body Mass Index, BMI) σύμφωνα με την εξίσωση:

$$\text{Σωματικό βάρος (kg)}/\text{σωματικό ύψος}^2(\text{m}^2)$$

3.4.2 Χρονική απόσταση από την ηλικία ταχείας ανάπτυξης του αναστήματος

Για τον υπολογισμό της χρονικής απόστασης από την ηλικία της ταχείας ανάπτυξης του αναστήματος της κάθε δοκιμαζόμενης εφαρμόστηκε η διαδικασία που προτείνεται από τον Milward (2002). Αρχικά, υπολογίστηκε η δεκαδική ηλικία, σύμφωνα με την ακριβή ημερομηνία γέννησης και την ακριβή ημερομηνία μέτρησης με τη χρήση του Πίνακα 3.1. Στη συνέχεια υπολογίστηκε η χρονική απόσταση από την ηλικία ταχείας ανάπτυξης του αναστήματος με την εξίσωση:

$$\begin{aligned} & -9.376 + 0.0001882 * \text{Μήκος ποδιού} * \text{Καθιστό ύψος} + 0.0022 * \text{Ηλικία} * \text{Μήκος} \\ & \text{ποδιού} + 0.005841 * \text{Ηλικία} * \text{Καθιστό ύψος} - 0.002658 * \text{Ηλικία} * \text{Βάρος} + \\ & 0.07693 * \text{Βάρος}/\text{Ύψος} \end{aligned}$$

Εν συνεχεία, με βάση τα παραπάνω υπολογίστηκε η ηλικία μέγιστης ταχύτητας αύξησης αναστήματος (Peak Height Velocity) με την εξίσωση:

$$\text{Ηλικία Μέγιστης Ταχύτητας Αύξησης Αναστήματος} = \text{Χρονική Απόσταση από την Ηλικία Ταχείας Ανάπτυξης του Αναστήματος} - \text{Χρονολογική Ηλικία}$$

Επιπροσθέτως, καταγραφόταν η εμφάνιση και η συχνότητα εμμήνου ρήσεως καθόλη τη διάρκεια της έρευνας.

Πίνακας 3.1 Πίνακας για τον υπολογισμό δεκαδικής ηλικίας (Mirwald, 2002).

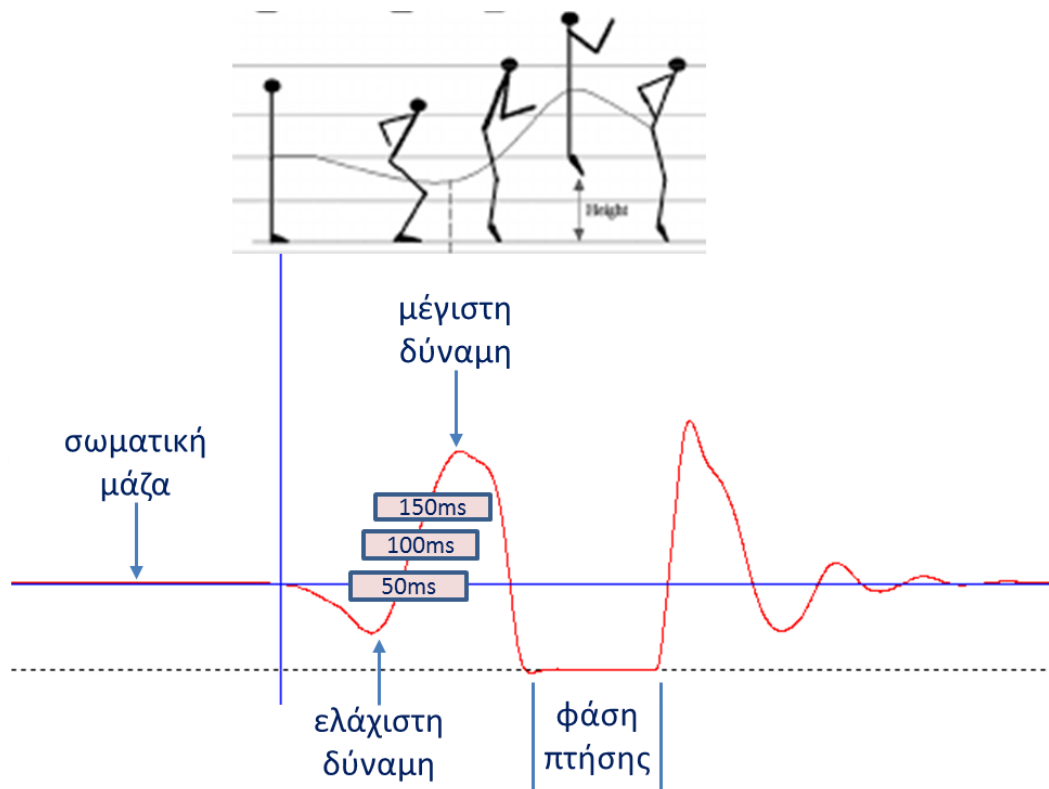
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
	JAN.	FEB.	MAR.	APR.	MAY	JUNE	JULY	AUG.	SEPT.	OCT.	NOV.	DEC.
1	000	085	162	247	329	414	496	581	666	748	833	915
2	003	088	164	249	332	416	499	584	668	751	836	918
3	005	090	167	252	334	419	501	586	671	753	838	921
4	008	093	170	255	337	422	504	589	674	756	841	923
5	011	096	173	258	340	425	507	592	677	759	844	926
6	014	099	175	260	342	427	510	595	679	762	847	929
7	016	101	178	263	345	430	512	597	682	764	849	932
8	019	104	181	266	348	433	515	600	685	767	852	934
9	022	107	184	268	351	436	518	603	688	770	855	937
10	025	110	186	271	353	438	521	605	690	773	858	940
11	027	112	189	274	356	441	523	608	693	775	860	942
12	030	115	192	277	359	444	526	611	696	778	863	945
13	033	118	195	279	362	447	529	614	699	781	866	948
14	036	121	197	282	364	449	532	616	701	784	868	951
15	038	123	200	285	367	452	534	619	704	786	871	953
16	041	126	203	288	370	455	537	622	707	789	874	956
17	044	129	205	290	373	458	540	625	710	792	877	959
18	047	132	208	293	375	460	542	627	712	795	879	962
19	049	134	211	296	378	463	545	630	715	797	882	964
20	052	137	214	299	381	466	548	633	718	800	885	967
21	055	140	216	301	384	468	551	636	721	803	888	970
22	058	142	219	304	386	471	553	638	723	805	890	973
23	060	145	222	307	389	474	556	641	726	808	893	975
24	063	148	225	310	392	477	559	644	729	811	896	978
25	066	151	227	312	395	479	562	647	731	814	899	981
26	068	153	230	315	397	482	564	649	734	816	901	984
27	071	156	233	318	400	485	567	652	737	819	904	986
28	074	159	236	321	403	488	570	655	740	822	907	989
29	077	238	323	405	490	573	658	742	825	910	992	
30	079	241	326	408	493	575	660	745	827	912	995	
31	082	244		411		578	663		830		997	

3.2.3 Αξιολόγηση μυϊκής ισχύος και ρυθμού εφαρμογής δύναμης

Η μυϊκή ισχύς μετρήθηκε σε δύο τύπους αλμάτων, μονοποδικών και διποδικών κατακόρυφων αλμάτων, με προδιάταση, χωρίς αιώρηση χεριών. Οι μετρήσεις των κατακόρυφων αλμάτων πραγματοποιήθηκαν σε δυναμοπλατφόρμα Applied Measurements WP 800 - 1000kg weighting platform (Applied Measurements Ltd Co, Berkshire, UK) 80 x 80cm (s/n: 40245), με συχνότητα καταγραφής 1 kHz. Η ανάλυση των δεδομένων έγινε με το πρόγραμμα Kyowa sensor interface PCD-320A (Kyowa Electronic Instruments CO., LTD, Japan). Από την ανάλυση εξήχθησαν το ύψος του άλματος, η μέγιστη δύναμη και ο ρυθμός εφαρμογής της δύναμης κατά το άλμα. Οι αθλήτριες στέκονταν στο κέντρο της πλατφόρμας και με προφορικό σήμα του ερευνητή έκαμπταν τα κάτω άκρα περίπου στις 90°, με ελαφριά κλίση του κορμού προς τα εμπρός. Ωθώντας την πλατφόρμα προσπαθούσαν να ανυψωθούν όσο πιο γρήγορα και όσο πιο ψηλά μπορούσαν, εφαρμόζοντας κατακόρυφα τη δύναμη. Τα κάτω άκρα και όλο το σώμα θα έπρεπε να βρεθούν σε πλήρη έκταση κατά την πτήση, με τα χέρια στη μεσολαβή μέχρι και την προσγείωση η οποία γινόταν στο ίδιο σημείο από όπου απογειώθηκαν (Linthorne, 2001). Τα άλματα με το ένα σκέλος εκτελέστηκαν με τον ίδιο τρόπο, με το ένα σκέλος να βρίσκεται στο κέντρο της πλατφόρμας και το άλλο σε κάμψη και καθόλη τη διάρκεια του άλματος σταθερά τοποθετημένο δίπλα στο γόνατο του σκέλους ώθησης. Η έναρξη του άλματος γινόταν, ομοίως, με το σήμα του ερευνητή, αφού ισορροπούσε η κάθε αθλήτρια. Κάθε τύπος άλματος εκτελέστηκε δυο φορές και το καλύτερο άλμα χρησιμοποιήθηκε για περαιτέρω ανάλυση. Η δοκιμασία των αλμάτων προηγούνταν της αξιολόγησης των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών, ούτως ώστε να μην επηρεάσει η διάταση το αποτέλεσμα του άλματος. Για τους

σκοπούς της παρούσας μελέτης αναλύθηκαν τα μονοποδικά άλματα και ο ρυθμός εφαρμογής δύναμης σε αυτά, για τα διαστήματα 50-100 ms και 100-150 ms.

Για τον υπολογισμό του ρυθμού εφαρμογής της δύναμης μέσω του λογισμικού προγράμματος Kyowa sensor interface PCD- 320A (Kyowa Electronic Instruments CO., LTD, Japan), εξήχθη η καμπύλη του άλματος, χρόνος x δύναμη (Σχήμα 3.3). Από την καμπύλη αυτή επιλέχθηκαν τα χρονικά διαστήματα 0-50 ms, 50-100 ms και 100-150 ms και οι αντίστοιχες δυνάμεις, για την κάθε αθλήτρια. Για τον υπολογισμό του συνολικού ΡΕΔ χρησιμοποιήθηκε η μέγιστη και ελάχιστη δύναμη και οι αντίστοιχες χρονικές στιγμές. Η εξίσωση υπολογισμού του ρυθμού εφαρμογής δύναμης ήταν $\Delta F/\Delta t$. Ο δείκτης ενδοταξικής συσχέτισης για το ύψος των μονοποδικών αλμάτων με προδιάταση, χωρίς την αιώρηση χεριών ήταν: ICC = 0.899 (95% CI: 0.516-0.948, CV = 16%, SEM = 5%, MDC₉₀ = 0.865 cm).

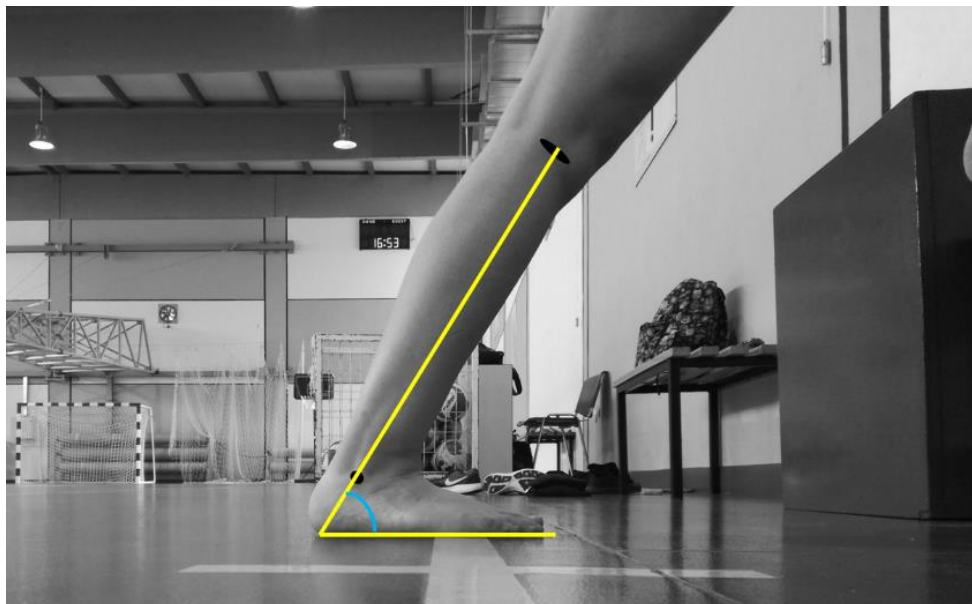


Σχήμα 3.3 Καμπύλη ανάλυσης κατακόρυφου άλματος, με προδιάταση, χωρίς την αιώρηση χεριών.

3.4.4 Αξιολόγηση εύρους κίνησης

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε δυο συνθήκες, κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση. Κατά την ηρεμία οι αθλήτριες βρίσκονταν σε πρηνή θέση στο ιατρικό κρεβάτι και τα κάτω άκρα τους εξείχαν ελεύθερα. Οι λήψεις των εικόνων έγιναν με ψηφιακή κάμερα (Casio EXF1, Casio Computer Co. Ltd, Shibuya, Japan), σε επίπεδο, κάθετο στο επίπεδο της κίνησης της άρθρωσης και σε προκαθορισμένη απόσταση και ύψος. Για τη λήψη ηρεμίας η κάμερα τοποθετήθηκε 5 εκ. πάνω από

το ύψος του ιατρικού κρεβατιού και 1 μέτρο απόσταση από το έξω σφυρό, ενώ για τη λήψη της διάτασης τοποθετήθηκε 5 εκ. πάνω από το έδαφος και 1 μέτρο απόσταση από το έξω σφυρό. Οι λήψεις γίνονταν από σταθερό σημείο και σε επίπεδο παράλληλο του επιπέδου κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης.

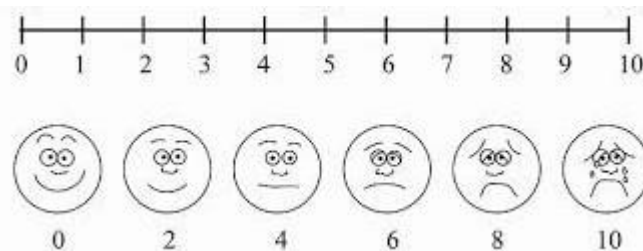


Εικόνα 3.1 Εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά τη διάταση.

Για τους σκοπούς της παρούσας μελέτης χρησιμοποιήθηκε η διάταση του γαστροκνημίου μυός σε όρθια θέση (Εικόνα 3.1). Η δοκιμασία αυτή είναι έγκυρη και αξιόπιστη, καθώς έχει εφαρμοστεί σε προηγούμενες μελέτες, σχετικές με τη διάταση του τρικεφάλου (Gajdosik, Vander Linden, & Williams, 1999; Gajdosik, Vander Linden, McNair, Williams, & Riggins, 2005; Jung et al., 2009, Donti et al., 2019). Ο γαστροκνήμιος μυς είναι διαρθρικός, συνεπώς εξαρτάται από τις γωνίες δυο αρθρώσεων, του γόνατος και της ποδοκνημικής. Στη μελέτη αυτή απομονώνεται η άρθρωση του γόνατος, διατηρώντας την σε έκταση για όλες τις μετρήσεις, ούτως ώστε να μελετηθούν οι μεταβολές των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών σε συνάρτηση με τις γωνίες της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Η διάταση εκτελέστηκε χωρίς υποδήματα, ως εξής: το σκέλος που δεν εφάρμοζε διάταση τοποθετήθηκε μπροστά από το σώμα, λυγισμένο και ζητήθηκε από την ασκούμενη να κρατήσει το υπό εξέταση σκέλος τεντωμένο και την πτέρνα στο έδαφος μέχρι να νιώσει τη μέγιστη διάταση, ως τα όρια της ανοχής στον πόνο (Gajdosik et al., 1999) μετακινούμενη προς τη ραχιαία κάμψη με αργές κινήσεις και τα χέρια προς τον τοίχο (Gajdosik et al., 2005). Με αυτόν τον τρόπο διατάθηκε η μυοτενόντια μονάδα, με την ποδοκνημική άρθρωση σε ραχιαία κάμψη (Gajdosik et al., 1999; Gajdosik et al., 2005; Jung et al., 2009). Δόθηκε ιδιαίτερη προσοχή στη διατήρηση της σωστής θέσης της διάτασης, με το πέλμα στην ευθεία σε προκαθορισμένο σημείο από τη συνεδρία εξοικείωσης, και τα ισχία παράλληλα με τον τοίχο. Επίσης, μείζονος σημασίας ήταν η πλήρης έκταση του γόνατος. Η ένταση της διάτασης δηλωνόταν από τη δοκιμαζόμενη, βάσει ενός εργαλείου

αυτοαξιολόγησης του πόνου. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκε η κλίμακα πόνου 0-10 για παιδιά ηλικίας 7-16 ετών, «Wong-Baker FACES», με εικονίδια που αντιπροσωπεύουν εκφράσεις προσώπων (Wong, Hockenberry-Eaton, Wilson, Winkelstein, & Schwartz, 2001). Οι δοκιμαζόμενες ενημερώθηκαν ότι το 0 αντιπροσωπεύει τη θέση που αισθάνονται άνετα και δεν αντιλαμβάνονται πόνο, ενώ το 10 αντιπροσωπεύει τη θέση όπου ο πόνος δεν είναι ανεκτός. Το τέλος της διάτασης ορίστηκε με τις ακόλουθες τρεις προϋποθέσεις: (α) το σημείο της κλίμακας όπου ο πόνος ήταν ανεκτός (8-9), (Εικόνα 3.2), (β) οι αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος σε πλήρη έκταση και (γ) η πτέρνα να εφάπτεται πλήρως στο πάτωμα (Εικόνα 3.1). Με αυτήν την αναλογική κλίμακα οπτικής ανατροφοδότησης η ασκούμενη καθοδηγείτο από τον ερευνητή αργά και σταθερά, για τη διασφάλιση του ανώτατου σημείου ανοχής (Point of Discomfort) (Knudson, Bennett, Corn, Leick, & Smith, 2001; Knudson, Noffal, Bahamonde, Bauer, & Blackwell, 2004). Από τις ασκούμενες ζητήθηκε να διατηρήσουν την ένταση της διάτασης στο όριο 8-9 του πόνου, για 15 s, ούτως ώστε να ληφθούν οι εικόνες υπερηχογραφίας και εύρους κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης.



Εικόνα 3.2 Κλίμακα αξιολόγησης της έντασης της διάτασης (Wong-Baker FACES).

Ακολουθώντας, με τον ίδιο χειρισμό εφαρμόστηκε η διάταση και στο άλλο σκέλος. Με τη δοκιμασία αυτή αξιολογήθηκε η χρόνια βελτίωση του εύρους κίνησης στο διάστημα των 12 εβδομάδων προπόνησης και 3 εβδομάδων διακοπής της προπόνησης (εβδομάδες 0, 3, 6, 9, 12 και 15).

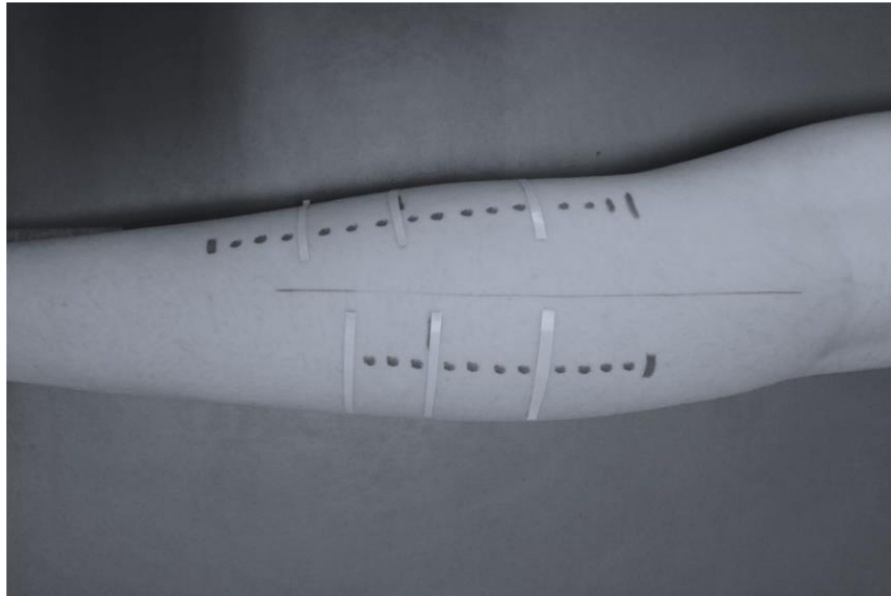
Για την αξιολόγηση του εύρους κίνησης σε κάθε μέτρηση, τοποθετήθηκαν σημάδια στη μηροκνημιαία άρθρωση, στο έξω σφυρό και στο πέμπτο μετατάρσιο. Η γωνία της ποδοκνημικής άρθρωσης ορίστηκε από την ευθεία που διέρχεται από την μηροκνημιαία άρθρωση και το έξω σφυρό και την ευθεία της κορυφής της πτέρνας και του κατώτερου σημείου του πέμπτου μεταταρσίου (Εικόνα 3.1). Η ανάλυση των εικόνων έγινε με το λογισμικό Motic Images plus 2.0., ενώ γίνονταν δυο λήψεις για κάθε σκέλος και αντίστοιχα δυο αναλύσεις εικόνων. Ο μέσος όρος των τιμών χρησιμοποιήθηκε για περαιτέρω ανάλυση. Ο δείκτης ενδοταξικής συσχέτισης για το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης ήταν υψηλός ICC = 0.962 (95% CI: 0.874-0.989, CV = 5%, SEM = 1.1%, MDC₉₀ = 3.4°).

3.5 Αξιολόγηση αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών

Η αξιολόγηση των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών των υπό εξέταση μυνών έγινε σε τρεις συνθήκες. Σε πρηνή κατάκλιση, σε όρθια θέση και στο τέλος του ενός λεπτού διάτασης. Οι λήψεις πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση υπερηχογραφικής συσκευής τύπου B-Mode Ultra Sound και του λογισμικού “i-

scape” (10.0 - MHz, Product model Z5, Shenzhen, Mindray Bio-Medical Electronics Co., Ltd., Shenzhen, China). Η καταγραφή των εικόνων του μυός έγινε με κεφαλή 38 mm και συχνότητα 6.5 MHz. Χρησιμοποιήθηκε μετροταινία 1.5 m, ώστε να ανιχνευθούν τα ανατομικά σημεία των μυών και η ακριβής απόσταση εφαρμογής του υπερήχου, καθώς και ένα ιατρικό κρεβάτι. Οι εικόνες αποθηκεύονταν σε ηλεκτρονικό υπολογιστή και αναλύθηκαν με το λογισμικό Motic Images Plus, 2.0.

Η κάθε αθλήτρια βρέθηκε σε πρηνή κατάκλιση πάνω σε ιατρικό κρεβάτι, με τα κάτω άκρα σε πλήρη χαλάρωση, στη φυσιολογική θέση κατά την έκταση του γόνατος και του ισχίου και την άρθρωση της ποδοκνημικής σε ουδέτερη θέση, έξω από το κρεβάτι. Μετρήθηκε η απόσταση μεταξύ της μηροκνημιαίας άρθρωσης, πάνω από τον έσω κόνδυλο, και του έσω σφυρού για να τοποθετηθούν σημάδια στο δέρμα, τόσο στο 30% όσο και στο 50% της απόστασης αυτής. Το 30% αντιστοιχούσε στον κεντρικό τομέα της γαστέρας της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου μυός και το 50% στον απομακρυσμένο τομέα (Narici et al., 1996; Simpson, 2015), ο οποίος σχετίζεται με την αρχιτεκτονική της μυοτενόντιας ένωσης (Simpson et al., 2017). Το 30% αντιπροσωπεύει την περιοχή όπου η ανατομική εγκάρσια επιφάνεια του μυός είναι η μέγιστη (Fukunaga et al., 1992). Αντίστοιχα σημάδια τοποθετήθηκαν και για την έξω κεφαλή του γαστροκνημίου μυός, με τις αποστάσεις να μετριοούνται από τον έξω κόνδυλο και το έξω σφυρό. Στα σημάδια τοποθετήθηκε ειδική ταινία που απορροφά το σήμα του υπερήχου και δημιουργεί τις αντίστοιχες σκιές στις λήψεις (Reeves, Maganaris, & Narici, 2004). Στο ύψος των σημαδιών του 30%, το οποίο αντιπροσωπεύει τη μέγιστη ανατομική εγκάρσια διατομή, έγινε λήψη για την αξιολόγηση του πάχους του μυός. Για την εξασφάλιση της ακουστικής διαπερατότητας του υπερήχου τοποθετήθηκε ειδική γέλη στη κεφαλή του οργάνου και στα σημεία εφαρμογής (Parker laboratories, Inc., New Fairfield, New Jersey, USA). Στη συνέχεια, ανιχνεύθηκε η μυοτενόντια ένωση, όπου και σε αυτά τα σημεία τοποθετήθηκε σημάδι στο δέρμα. Επιπλέον, σημάδια με μαρκαδόρο τοποθετούνταν πριν το 30% της απόστασης και μετά το σημείο της μυοτενόντιας ένωσης, όσο το μήκος της κεφαλής του υπερήχου, ούτως ώστε να ανιχνευθούν οι μεταβολές των υπό εξέταση χαρακτηριστικών στην ίδια πορεία της κεφαλής, κατά τη λήψη της πανοραμικής εικόνας, στις διαφορετικές θέσεις της κάθε δοκιμαζόμενης. Η διαδρομή αυτή σχηματιζόταν με τον μαρκαδόρο (Εικόνα 3.3, Donti et al., 2019). Η κεφαλή τοποθετείτο κάθετα στο δέρμα και παράλληλα με τη φορά των μυϊκών δεματίων, όπως αυτά ανιχνεύονται κατά τη διάρκεια της διαδικασίας. Επιπλέον, η κλίση της κεφαλής διαμορφωνόταν ανάλογα με την έκαστην αρχιτεκτονική δομή, ούτως ώστε να ελαχιστοποιηθούν τα σφάλματα των προβολών των δεματίων ή/και η παράλλαξη αυτών (Noorkoiv, Stavnsbo, Aagaard, & Blazevich, 2010).



Εικόνα 3.3 Διαγράμμιση διαδρομής της υπερηχογραφικής λήψης.

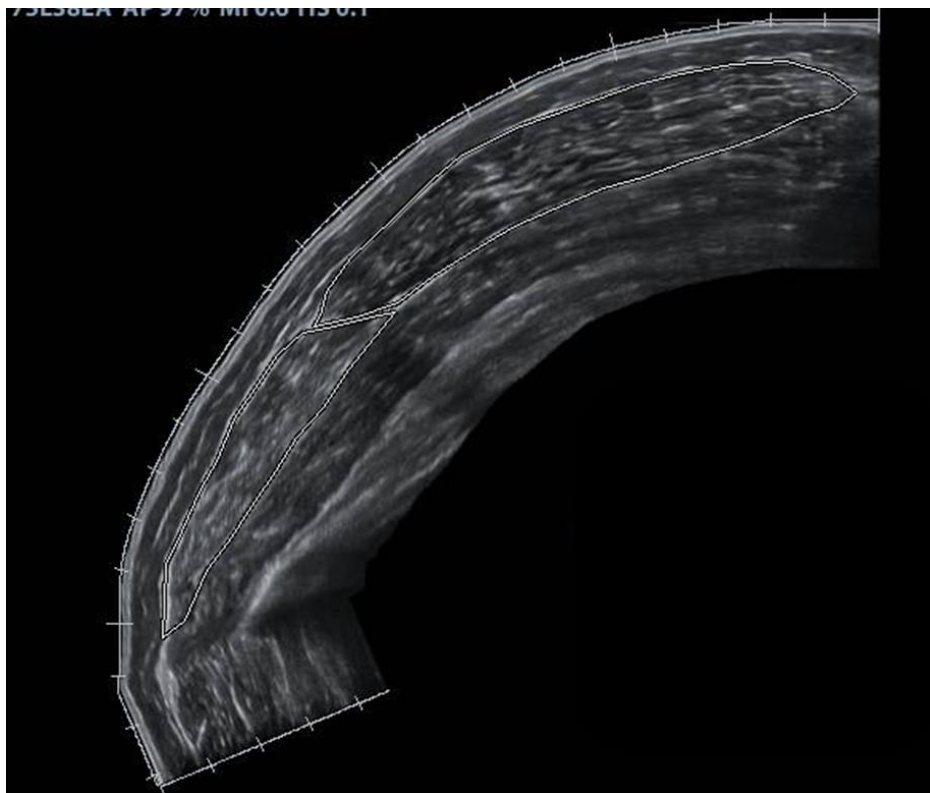
Οι λήψεις ήταν πανοραμικές ούτως ώστε να μπορέσει να αποτυπωθεί δεμάτιο μεγαλύτερο του μήκους της κεφαλής, συνεπώς η κίνηση ήταν συνεχής, σταθερή και αργή, πάνω στη μαρκarisμένη διαδρομή. Η εικόνα διαμορφωνόταν ως μια ενιαία (Εικόνα 3.4).



Εικόνα 3.4 Πανοραμική λήψη έσω κεφαλής του γαστροκνημίου μύος.

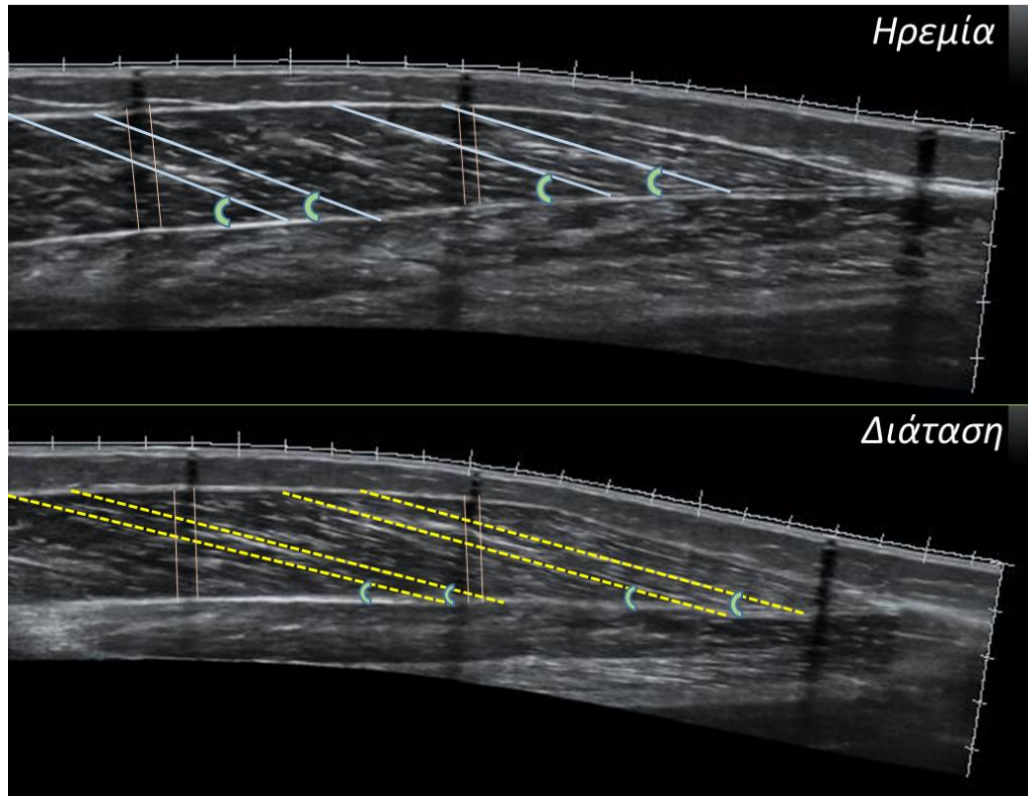
Οι λήψεις σε ηρεμία έγιναν αφού τοποθετήθηκαν τα σημάδια και ορίστηκαν οι πορείες της κεφαλής και για τους 4 υπό εξέταση μύες και η αθλήτρια βρισκόταν

τουλάχιστον 20 min σε αυτή τη θέση (Reeves, Maganaris, & Narici, 2004). Στη συνέχεια, έγιναν οι λήψεις των εγκάρσιων διατομών (Εικόνα 3.5) και έπειτα η αθλήτρια βρέθηκε σε όρθια θέση για 2 min, όπου και πραγματοποιήθηκαν οι αντίστοιχες υπερηχογραφικές λήψεις, πλην της εγκάρσιας διατομής.



Εικόνα 3.5 Υπερηχογραφική λήψη εγκάρσιας διατομής των κεφαλών του Γαστροκνημίου μυός.

Κατά τη διάταση για κάθε άκρο, η λήψη ξεκινούσε 8 s πριν την ολοκλήρωση του 1 min διάτασης, από την έσω κεφαλή και συνεχιζόταν αμέσως στην έξω κεφαλή και ολοκληρωνόταν περίπου 5 s μετά. Για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων αναλύθηκαν για κάθε τομέα του κάθε μυός και κάθε συνθήκη, δύο μυϊκά δεμάτια, ως προς το μήκος και τη γωνία πρόσφυσής τους, και δυο τιμές για τις αποστάσεις μεταξύ των απονευρώσεων. Για τους σκοπούς αυτής της μελέτης αναλύθηκαν μόνο οι συνθήκες ηρεμίας και διάτασης (Εικόνα 3.6).



Εικόνα 3.6 Υπερηχογραφική λήψη της Έσω Κεφαλής, σε ηρεμία (πάνω) και κατά τη διάταση (κάτω).

Ο δείκτης ενδοταξικής συσχέτισης για το μήκος μυϊκών δεματίων ήταν: ICC = 0.971 (95% CI: 0.902-0.991, CV = 12%, SEM = 2.1%, MDC₉₀ = 0.267 cm), της γωνίας πρόσφυσης: ICC = 0.897 (95% CI: 0.684-0.969, CV = 13%, SEM = 4.1%, MDC₉₀ = 2.5°) και της απόστασης μεταξύ των απονευρώσεων: ICC = 0.868 (95% CI: 0.605-0.960, CV = 11%, SEM = 3.9%, MDC₉₀ = 0.195 cm). Τέλος, ο δείκτης ενδοταξικής συσχέτισης για τις μετρήσεις της εγκάρσιας διατομής ήταν υψηλός: ICC = 0.922 (95% CI: 0.752-0.977, CV = 15%, SEM = 4.2%, MDC₉₀ = 1.44 cm²).

3.6 Πρωτόκολλο παρέμβασης στατικών διατάσεων

Το σκέλος παρέμβασης ακολούθησε προπονητική παρέμβαση διατάσεων 5 φορές την εβδομάδα (Δευτέρα, Τρίτη, Πέμπτη, Παρασκευή και Σάββατο) για διάστημα 12 εβδομάδων. Η διάρκεια του προγράμματος αυξήθηκε 15 s μετά το πέρας των 3 και των 6 εβδομάδων. Τις επόμενες 6 η διάρκεια παρέμεινε σταθερή. Το πρωτόκολλο διατάσεων περιείχε 6 ασκήσεις στατικής διάτασης, οι οποίες εφαρμόζονταν δύο φορές η κάθε μια και δεν υπήρχε διάλειμμα μεταξύ των διατάσεων και των σετ.

Πιο αναλυτικά, το πρώτο διάστημα (0-3, εβδομάδες) η κάθε διάταση διαρκούσε 45 s και εφαρμόζονταν 2 φορές. Η συνολική διάρκεια του κάθε σετ ήταν 270 s και το σύνολο της κάθε προπονητικής παρέμβασης 540 s (2 x 45 s x 6 διατάσεις). Το δεύτερο διάστημα (3-6, εβδομάδες) η κάθε διάταση διαρκούσε 60 s, συνεπώς η συνολική διάρκεια του κάθε σετ ήταν 360 s και το σύνολο της προπονητικής

παρέμβασης 720 s (2 x 60 s x 6 διατάσεις). Τέλος, το τρίτο και τέταρτο διάστημα (6-12, εβδομάδες) η κάθε διάταση διαρκούσε 75 s, συνεπώς 450 s είχε διάρκεια το κάθε σετ και 900 s ήταν η συνολική διάρκεια (2 x 75 s x 6 διατάσεις). Ωστόσο, το τέταρτο διάστημα (9-12, εβδομάδες) αφαιρέθηκε μια διάταση, ενώ ζητήθηκε από τις αθλήτριες να φτάνουν πιο νωρίς στο σημείο ανοχής του πόνου. Η κάθε διάταση διαρκούσε 75 s, το κάθε σετ 375 s και η συνολική διάρκεια της παρέμβασης ήταν 750 s (2 x 75 s x 5 διατάσεις). Η παρέμβαση γινόταν σε ξεχωριστή συνεδρία ή στο τέλος της τυπικής προπόνησης πετοσφαίρισης.

Προκειμένου οι αθλήτριες να αυξήσουν την ένταση της διάτασης τοποθετούσαν κάτω από το πέλμα σφήνες ύψους 5 εκατοστών πλάτους 15 εκατοστών και μήκους 30 εκατοστών (Εικόνα 3.5). Με τη χρήση τέτοιας επιφάνειας δεν γίνονται επιπλέον κινήσεις στα μετατάρσια και οριοθετείται η περιστροφή της ποδοκνημικής, ούτως ώστε να επικεντρωθεί η διάταση στους καμπήρες του κάτω άκρου. Η ένταση της διάτασης προσδιορίστηκε με οπτική ανατροφοδότηση στις αθλήτριες, με τη χρήση της κλίμακας «Wong-Baker FACES», με εικονίδια που αντιπροσωπεύουν εκφράσεις προσώπων (Wong, Hockenberry-Eaton, Wilson, Winkelstein, & Schwartz, 2001), με βάση την ίδια διαδικασία που προαναφέρθηκε.

Οι διατάσεις που επιλέχθηκαν ήταν οι εξής (Εικόνες 3.7-3.12):



Εικόνα 3.7 Διάταση σε όρθια θέση με το πέλμα σε ραχιαία κάμψη στον τοίχο.



Εικόνα 3.8 Διάταση σε όρθια θέση με τα χέρια στον τοίχο και το σκέλος παρέμβασης σε πλήρη έκταση.



Εικόνα 3.9 Διάταση υποκνημίδιου μυός, σε ημιγονάτιση με το σκέλος παρέμβασης εμπρός.



Εικόνα 3.10 Διάταση γαστροκνημίου μνός με τα χέρια σε πάγκο.



Εικόνα 3.11 Καθιστή διάταση οπισθίων μηριαίων και γαστροκνημίου με τα χέρια σταυρωτά στο πέλμα.



Εικόνα 3.12 Διάταση γαστροκνημίου σε όρθια θέση, σε σκαλάκι.

3.7 Προϋποθέσεις

Ως προϋπόθεση συμμετοχής στη μελέτη τέθηκε η προπονητική εμπειρία τουλάχιστον ενός έτους, ούτως ώστε οι αθλήτριες να είναι σε θέση να εκτελέσουν την προπόνηση των στατικών διατάσεων με σωστή τεχνική, όπως και τις δοκιμασίες αξιολόγησης των κατακόρυφων μονοποδικών και διποδικών αλμάτων, με προδιάταση, χωρίς αιώρηση χεριών. Επιπροσθέτως, οι αθλήτριες θα έπρεπε να είναι και να παραμείνουν υγιείς και χωρίς τραυματισμούς τους τελευταίους 6 μήνες και να μην απουσιάσουν πάνω από 2 φορές μέχρι το τέλος της περιόδου της προπονητικής παρέμβασης. Αρχικά, σε αυτήν τη μελέτη επιλέχθηκαν 26 αθλήτριες, ωστόσο, για λόγους αποχής από την προπόνηση, ασθένειας ή τραυματισμού, τελικά 21 αθλήτριες ολοκλήρωσαν όλες τις προπονητικές συνεδρίες και μετρήσεις.

Τέλος, όπως προαναφέρθηκε, ζητήθηκε γραπτή συγκατάθεση των γονέων και των ίδιων των αθλητριών, έπειτα από προφορική και γραπτή ενημέρωση, σχετικά με τη διαδικασία της έρευνας, τους σκοπούς της μελέτης, τους πιθανούς κινδύνους και το δικαίωμα διακοπής, οποιαδήποτε στιγμή το θελήσουν (Παράρτημα 1).

3.8 Στατιστική ανάλυση

Οι στατιστικές αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν με το στατιστικό πακέτο SPSS (IBM SPSS Statistics Version 22.0, IBM corporation, Armonk, New York, USA) και οι πολλαπλές συγκρίσεις πραγματοποιήθηκαν με το στατιστικό πακέτο STATISTICA (Statistica® 12.0, Statsoft, Krakow, Poland). Η κανονικότητα της κατανομής των δεδομένων ελέγχθηκε με τη δοκιμασία Kolmogorov-Smirnov, σύμφωνα με το μέγεθος του δείγματος. Χρησιμοποιήθηκαν δείκτες περιγραφικής στατιστικής (μέσοι όροι και τυπικές αποκλίσεις) για όλες τις υπό εξέταση μεταβλητές. Επιπλέον, πραγματοποιήθηκε *t*-test μεταξύ ανεξαρτήτων δειγμάτων

για την εξίσωση των ομάδων ως προς την επιλογή του σκέλους παρέμβασης. Για να εξεταστούν οι διαφορές μεταξύ των κάτω άκρων (παρέμβασης και ελέγχου) στις τιμές αρχικών μετρήσεων των μυϊκών δεματίων, καθώς και στα μονοποδικά άλματα έγινε *t*-test μεταξύ εξαρτημένων δειγμάτων. Οι διαφορές στα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά των αθλητριών από την αρχή μέχρι το τέλος της παρέμβασης ελέγχθηκαν, επίσης, με *t*-test μεταξύ εξαρτημένων δειγμάτων.

Η επίδραση των στατικών διατάσεων στο εύρος κίνησης ποδοκνημικής άρθρωσης, εξετάστηκε με ανάλυση διακύμανσης για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις σε 3 παράγοντες, σκέλος (παρέμβασης και ελέγχου) x συνθήκη (ηρεμίας και διάτασης) x χρόνος (χρονικά σημεία 0, 12, 15 εβδ.) και με το τεστ πολλαπλών συγκρίσεων Tukey Honest Significant Difference (HSD). Παρόμοια η επίδραση των στατικών διατάσεων στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά κάθε μυός και κάθε τομέα εξετάστηκε με χωριστές αναλύσεις διακύμανσης για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις σε 3 παράγοντες, σκέλος (παρέμβασης και ελέγχου) x συνθήκη (ηρεμίας και διάτασης) x χρόνος (χρονικά σημεία 0, 12, 15 εβδ.) και με το τεστ πολλαπλών συγκρίσεων Tukey HSD. Η επίδραση των στατικών διατάσεων στο μήκος δεματίων των διαφορετικών τομέων του μυός εξετάστηκε με χωριστές για κάθε συνθήκη και κάθε μυ αναλύσεις διακύμανσης σε τρεις παράγοντες σκέλος (παρέμβασης και ελέγχου) x τομέας (κεντρικός και περιφερικός τομέας) x χρόνος (0, 12, 15 εβδ.)

Η επίδραση των στατικών διατάσεων στην ανατομική εγκάρσια διατομή του κάθε μυός και συνολικά (αθροιστικά και των δυο μυών) εξετάστηκε με χωριστές αναλύσεις διακύμανσης για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις σε 2 παράγοντες, σκέλος (παρέμβασης και ελέγχου) x χρόνος (χρονικά σημεία 0, 12, 15) και με το τεστ πολλαπλών συγκρίσεων Tukey HSD.

Το ύψος του άλματος και ο ρυθμός εφαρμογής της δύναμης μετά την παρέμβαση των 12 εβδομάδων διάτασης εξετάστηκαν με χωριστές αναλύσεις διακύμανσης για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις σε 2 παράγοντες, σκέλος (παρέμβασης και ελέγχου) x χρόνος (χρονικά σημεία 0, 12) και με το τεστ πολλαπλών συγκρίσεων Tukey HSD. Επιπλέον, χρησιμοποιήθηκε ο συντελεστής συσχέτισης Pearson *r* για τη διερεύνηση πιθανών συσχετίσεων μεταξύ των παραμέτρων του μονοποδικού άλματος και του μήκους μυϊκών δεματίων.

Επιπροσθέτως, το μέγεθος επίδρασης (ES) για την ANOVA προσδιορίστηκε με η^2 (μικρό: 0.01 έως 0.059, μέτριο: 0.06 έως 0.137, μεγάλο > 0.138). Για τα ζεύγη συγκρίσεων, το μέγεθος επίδρασης προσδιορίστηκε με τον δείκτη Cohen's *d* (όχι σημαντικό: 0-0.19, μικρό: 0.20-0.49, μέτριο: 0.50-0.79 και μεγάλο: >0.80) (Cohen, 1992). Ελέγχθηκε για κάθε μεταβλητή ο δείκτης σταθερού σφάλματος μέτρησης (Standard error of measurement: SEM) και ο συντελεστής μεταβλητότητας (Coefficient of variation: CV) (Weir, 2005). Τέλος, ως δείκτης αξιοπιστίας εξέτασης-επανεξέτασης χρησιμοποιήθηκε ο δείκτης ενδοταξικής συσχέτισης (Intra-class correlation coefficient: ICC) για όλες τις μεταβλητές που εξετάστηκαν σε αυτήν τη μελέτη (Hopkins, Marshall, Batterman, & Hanin, 2009).

IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

4.1 Αρχικές μετρήσεις – Χαρακτηριστικά συμμετεχουσών

Στον Πίνακα 4.1 παρουσιάζονται τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά των αθλητριών και τα αποτελέσματα του *t*-test μεταξύ των αρχικών και των τελικών μετρήσεων, στο τέλος της παρέμβασης. Μετά από 12 εβδομάδες προπόνησης, παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην ηλικία, το ανάστημα, την χρονική απόσταση από την ηλικία ταχείας ανάπτυξης του αναστήματος και την ηλικία μέγιστης ταχύτητας αύξησης του αναστήματος ($p < 0.05$).

Πίνακας 4.1 Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά (μέσοι όροι $\pm$ τυπικές αποκλίσεις).

	Αρχικές μετρήσεις (n=21)	Μετρήσεις 12 ^{ης} εβδ. (n=21)	<i>t</i> (40)	<i>p</i>
Ηλικία (έτη)	13.46 $\pm$ 1.39	13.79 $\pm$ 1.39	-3.443	0,000
Ανάστημα (cm)	159.84 $\pm$ 7.00	160.07 $\pm$ 6.93	-3.200	0.004
Καθιστό ύψος (cm)	85.41 $\pm$ 3.49	85.41 $\pm$ 3.49	1.403	0.176
Μήκος Σκέλους (cm)	82.51 $\pm$ 4.46	82.26 $\pm$ 4.35	1.169	0.256
Μήκος Κνήμης (cm)	37.18 $\pm$ 2.24	37.15 $\pm$ 2.19	.439	0.666
Μάζα Σώματος (kg)	53.68 $\pm$ 7.64	53.64 $\pm$ 7.73	.115	0,909
ΔΜΣ (kg/m ²)	21.02 $\pm$ 2.78	20.94 $\pm$ 2.77	.519	0.609
Χρονική απόσταση από την ηλικία ταχείας ανάπτυξης του αναστήματος	-3.12 $\pm$ 0.42	-3.07 $\pm$ 0.43	-9.976	0.000

Στον Πίνακα 4.2 φαίνονται τα αποτελέσματα του *t*-test μεταξύ των σκελών ελέγχου και παρέμβασης, για τις αρχικές μετρήσεις των μεταβλητών. Όπως φαίνεται στον πίνακα δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές στις αρχικές μετρήσεις των υπό εξέταση μεταβλητών μεταξύ του σκέλους ελέγχου και του σκέλους παρέμβασης.

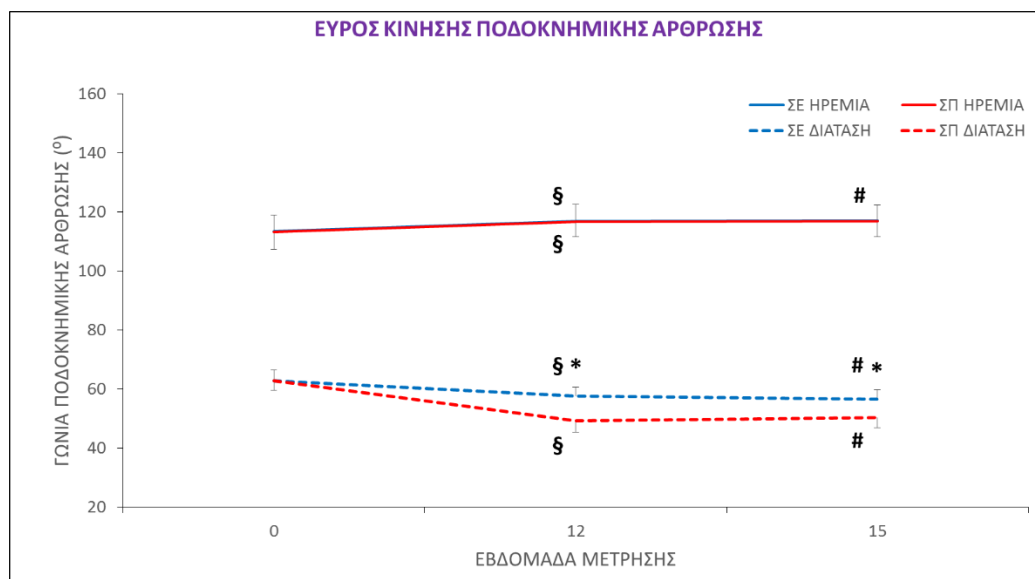
Πίνακας 4.2 Τιμές αρχικής μέτρησης (μέσοι όροι $\pm$ τυπικές αποκλίσεις), των υπό εξέταση μεταβλητών, μεταξύ των ομάδων.

	Σκέλος ελέγχου (n=21)	Σκέλος διάτασης (n=21)	<i>t</i> (40)	<i>p</i>
Μήκος δεματίων έσω κεφαλής ΚΤ (cm)	4.73 $\pm$ 0.66	4.79 $\pm$ 0.61	.550	0.589
Μήκος δεματίων έσω κεφαλής ΠΤ (cm)	4.51 $\pm$ 0.71	4.54 $\pm$ 0.61	.277	0.785
Μήκος δεματίων έξω κεφαλής ΚΤ (cm)	4.74 $\pm$ 0.62	4.80 $\pm$ 0.81	.572	0.574
Μήκος δεματίων έξω κεφαλής ΠΤ (cm)	4.37 $\pm$ 0.62	4.56 $\pm$ 0.76	1.377	0.184
Κατακόρυφο άλμα (cm)	6.30 $\pm$ 1.81	6.53 $\pm$ 1.84	1.214	0.239

4.2 Εύρος κίνησης

Η ανάλυση διακύμανσης σε τρεις παράγοντες έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.523$), τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.993$) και τα σκέλη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.631$). Επιπλέον, βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x χρόνος ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.578$), χρόνος x συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.867$) και συνθήκη x σκέλος ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.749$). Τέλος, βρέθηκε σημαντική αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x συνθήκη x χρόνος ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.513$).

Για τη συνθήκη ηρεμίας, το τεστ πολλαπλών συγκρίσεων (post - hoc comparisons, Tukey HSD) έδειξε ότι και τα δυο σκέλη βελτιώθηκαν σημαντικά από την αρχή ως το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$), χωρίς διαφορά μεταξύ τους ($p = 1.000$). Κατά το διάστημα αποπροπόνησης το εύρος κίνησης παρέμεινε αμετάβλητο, σε σχέση με το τέλος της παρέμβασης και στα δύο σκέλη ($p = 1.000$ χωρίς διαφορά μεταξύ των σκελών ($p = 1.000$, Διάγραμμα 4.1). Κατά τη συνθήκη διάτασης παρατηρήθηκε αύξηση του εύρους κίνησης και στα δυο σκέλη από την αρχή έως το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$) ωστόσο, το σκέλος παρέμβασης είχε μεγαλύτερη βελτίωση στο εύρος κίνησης σε σχέση με το σκέλος ελέγχου ($p < 0.001$). Κατά το διάστημα αποπροπόνησης το εύρος κίνησης στη συνθήκη διάτασης διατηρήθηκε τόσο στο σκέλος παρέμβασης όσο και στο σκέλος ελέγχου ($p > 0.821$), ωστόσο, το σκέλος παρέμβασης είχε σημαντικά μεγαλύτερο εύρος από το σκέλος ελέγχου ($p < 0.001$, Διάγραμμα 4.1).



Διάγραμμα 4.1 Εύρος κίνησης ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση, στα τρία χρονικά σημεία μετρήσεων.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

*: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.01$)

§: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-12 εβδ. ($p < 0.05$)

#: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-15 εβδ. ($p < 0.05$)

Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης, $d_{0-12} = -0.60$ και 3.77 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης, $d_{12-15} = -0.02$ και -0.32 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = -0.60$ και 1.58 , ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα 12-15 (διακοπής προπόνησης) ήταν $d_{0-12} = -0.05$ και $d_{12-15} = 0.35$, ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = 0.03$, $d_{12} = 0.03$ και $d_{15} = 0.18$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_0 = 0.00$, $d_{12} = 2.43$ και $d_{15} = 1.82$.

4.3 Αρχιτεκτονικά Χαρακτηριστικά

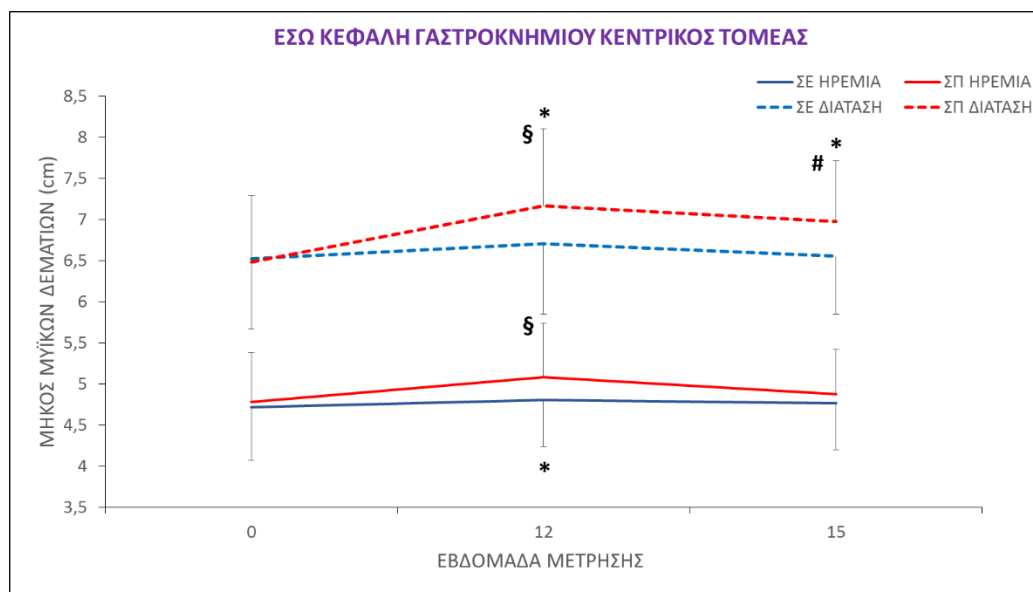
4.3.1 Μήκος μυϊκών δεματίων

Το μήκος μυϊκών δεματίων της κάθε κεφαλής του γαστροκνημίου εξετάστηκε για κάθε τομέα χωριστά με ανάλυση διακύμανσης σε τρεις παράγοντες σκέλος (ελέγχου και παρέμβασης) x συνθήκη (ηρεμίας και διάτασης) x χρόνος (χρονικά σημεία 0, 12, 15).

4.3.1.1 Μήκος μυϊκών δεματίων Έσω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός

Εξετάστηκε ο Κεντρικός Τομέας (KT) της έσω κεφαλής του μυός. Η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.394$), τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.976$) και τα σκέλη ($p = 0.007$, $\eta^2 = 0.311$). Επιπλέον, βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x χρόνος ($p = 0.002$, $\eta^2 = 0.268$) και χρόνος x συνθήκη ($p = 0.014$, $\eta^2 = 0.192$). Τέλος, βρέθηκε σημαντική αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x συνθήκη x χρόνος ($p = 0.021$, $\eta^2 = 0.176$).

Οι πολλαπλές συγκρίσεις (post - hoc comparisons, Tukey HSD) έδειξαν ότι στη συνθήκη ηρεμίας το σκέλος παρέμβασης εμφάνισε στατιστικά σημαντική αύξηση του μήκους των δεματίων από την αρχή ως το τέλος της παρέμβασης ($p = 0.006$), η οποία διέφερε από το σκέλος ελέγχου ($p = 0.014$). Κατά το διάστημα αποπροπόνησης το μήκος των μυϊκών δεματίων παρέμεινε αμετάβλητο τόσο στο σκέλος ελέγχου όσο και στο σκέλος παρέμβασης ($p = 0.999$ και $p = 0.159$, αντίστοιχα), χωρίς διαφορά μεταξύ των σκελών ($p = 0.912$, Διάγραμμα 4.2). Κατά τη συνθήκη διάτασης παρατηρήθηκε αύξηση του μήκους των δεματίων μόνο στο σκέλος παρέμβασης από την αρχή έως το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$), η οποία και διατηρήθηκε για το επόμενο διάστημα αποπροπόνησης ($p = 0.241$). Επιπλέον, το σκέλος παρέμβασης διέφερε στατιστικά σημαντικά σε σχέση με το σκέλος ελέγχου τόσο κατά το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$) όσο και κατά την περίοδο διακοπής ($p < 0.001$, Διάγραμμα 4.2).



Διάγραμμα 4.2 Μήκος μυϊκών δερματίων ΚΤ της Έσω Κεφαλής, κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

*: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.01$)

§: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-12 εβδ. ($p < 0.05$)

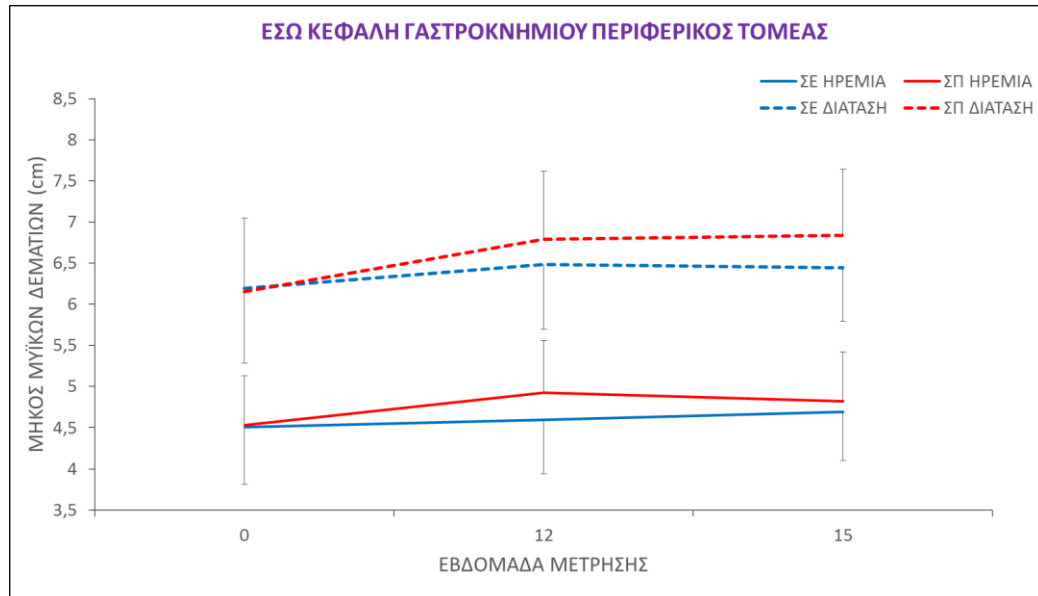
#: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-15 εβδ. ($p < 0.05$)

Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{0-12} = -0.48$ και -0.77 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{12-15} = -0.33$ και 0.44 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = -0.13$ και -0.22 , για τις συνθήκες ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα 12-15 (διακοπής προπόνησης) ήταν $d_{12-15} = 0.07$ και $d_{12-15} = 0.19$, για τις συνθήκες ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = -0.10$, $d_{12} = -0.44$ και $d_{15} = -0.20$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης μεταξύ των σκελών ήταν $d_0 = 0.04$, $d_{12} = -0.51$ και $d_{15} = -0.58$.

Αντίστοιχα, εξετάστηκε ο Περιφερικός Τομέας (ΠΤ) της έσω κεφαλής του μύος. Η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.496$), τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.972$) και τα σκέλη ($p = 0.043$, $\eta^2 = 0.189$). Επιπλέον, βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x χρόνος ($p = 0.019$, $\eta^2 = 0.180$). Τέλος, δεν βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x συνθήκη ($p = 0.063$) και σκέλος x συνθήκη x χρόνος ($p = 0.250$).

Στη συνέχεια, οι πολλαπλές συγκρίσεις (post - hoc comparisons, Tukey HSD) της αλληλεπίδρασης χρόνος x σκέλος έδειξαν ότι το σκέλος παρέμβασης εμφάνισε

στατιστικά σημαντική αύξηση του μήκους των δερματίων από την αρχή ως το τέλος της παρέμβασης σε όλες τις συνθήκες ($p < 0.001$), η οποία διέφερε από το σκέλος ελέγχου ($p = 0.006$). Κατά το διάστημα αποπροπόνησης το μήκος των μυϊκών δερματίων παρέμεινε αμετάβλητο ($p = 1.000$), με σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p = 0.031$, Διάγραμμα 4.3). Αντίθετα, το μήκος των μυϊκών δερματίων για το σκέλος ελέγχου παρέμεινε αμετάβλητο και για τα δυο διαστήματα προπόνησης και αποπροπόνησης ($p = 0.219$ και $p = 1.000$, αντίστοιχα, Διάγραμμα 4.3).



Διάγραμμα 4.3 Μήκος μυϊκών δερματίων ΙΠΤ της Έσω Κεφαλής, κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

*: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.01$)

§: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-12 εβδ. ($p < 0.05$)

#: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-15 εβδ. ($p < 0.05$)

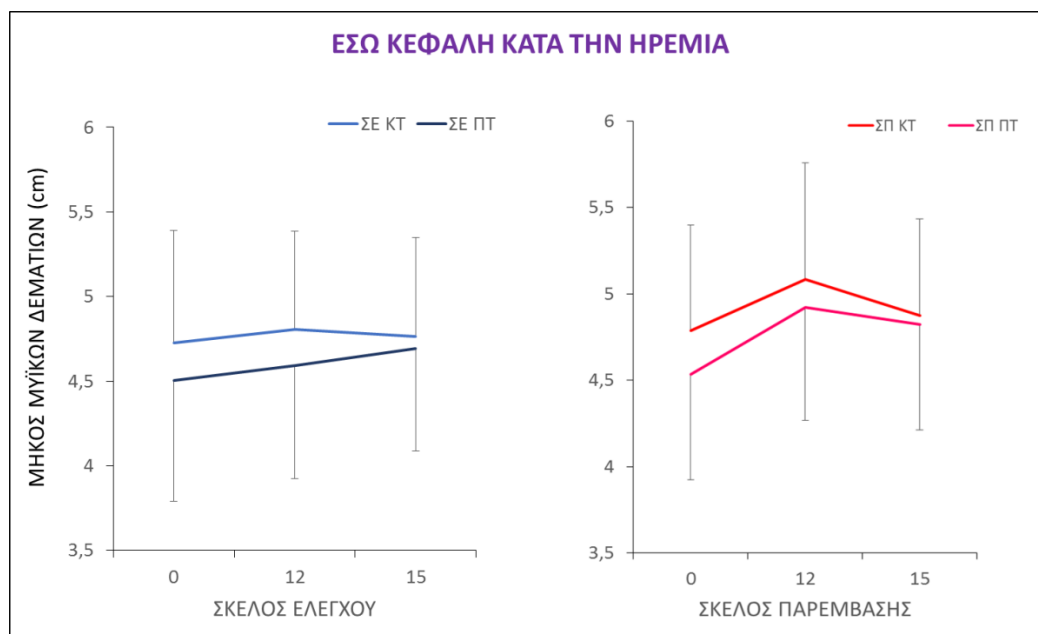
Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{0-12} = -0.62$ και -0.73 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{12-15} = -0.16$ και -0.06 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = -0.12$ και -0.34 , ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα 12-15 (διακοπή προπόνησης) ήταν $d_{12-15} = -0.16$ και $d_{12-15} = 0.07$, ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = -0.05$, $d_{12} = -0.51$ και $d_{15} = -0.22$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_0 = 0.04$, $d_{12} = -0.37$ και $d_{15} = -0.55$.

4.3.1.2 Ομοιογένεια κατά μήκος της Έσω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός

Εξετάστηκε η ομοιογένεια των μυϊκών δεματίων, κατά μήκος της κεφαλής, με ανάλυση διακύμανσης σε τρεις παράγοντες τομέας (ΚΤ και ΠΤ) x σκέλος (παρέμβασης και ελέγχου) x χρόνος (0, 12, 15 εβδ). Η ανάλυση έγινε για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης χωριστά.

Για τη συνθήκη ηρεμίας της έσω κεφαλής, η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p = 0.004$, $\eta^2 = 0.239$), το σκέλος ($p = 0.020$, $\eta^2 = 0.243$) και τον τομέα ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.673$). Επιπλέον, βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x χρόνος ($p = 0.047$, $\eta^2 = 0.142$) και χρόνος x τομέα ($p = 0.014$, $\eta^2 = 0.191$). Δε βρέθηκε σημαντική αλληλεπίδραση για τους παράγοντες τομέας x σκέλος x χρόνος ($p = 0.735$, Διάγραμμα 4.4).

Τα μεγέθη επίδρασης μεταξύ των τομέων για κάθε χρονική στιγμή στη συνθήκη ηρεμίας ήταν $d_0 = 0.42$, $d_{12} = 0.27$ και $d_{15} = 0.09$, για το σκέλος παρέμβασης και $d_0 = 0.33$, $d_{12} = 0.34$ και $d_{15} = 0.12$, για το σκέλος ελέγχου.



Διάγραμμα 4.4 Απεικόνιση των δυο υπό εξέταση τομέων της Έσω Κεφαλής, κατά την ηρεμία, για κάθε σκέλος χωριστά.

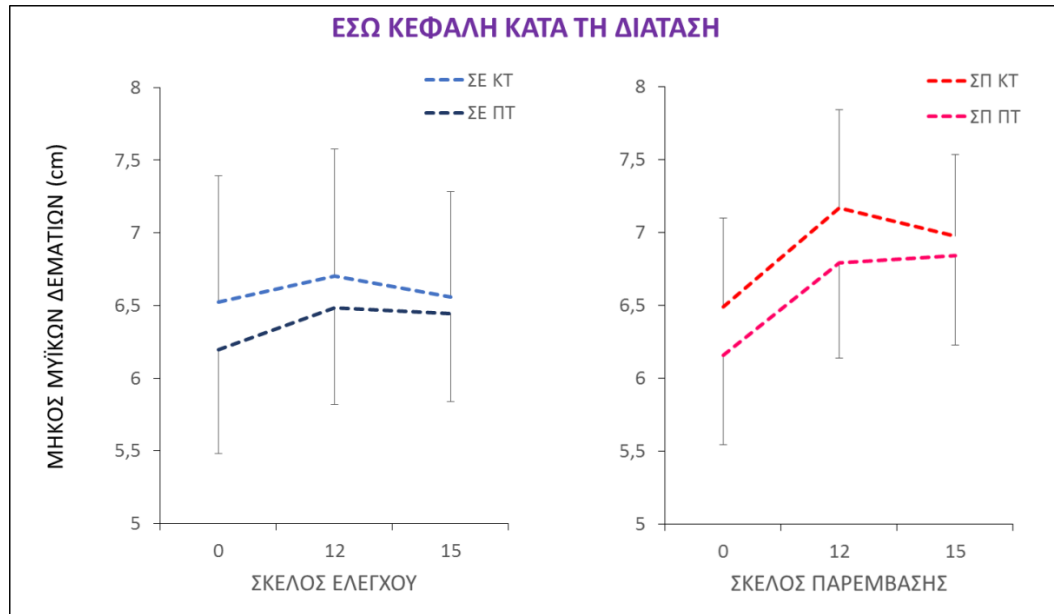
Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

†: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τομέων ($p < 0.01$)

Για τη συνθήκη διάτασης της έσω κεφαλής, η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.470$), το σκέλος ($p = 0.027$, $\eta^2 = 0.222$) και τον τομέα ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.682$). Επιπλέον, βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x χρόνος ($p = 0.004$, $\eta^2 = 0.240$) και χρόνος x τομέα ($p = 0.023$, $\eta^2 = 0.172$). Δε βρέθηκε σημαντική αλληλεπίδραση για τους παράγοντες τομέας x σκέλος x χρόνος ($p = 0.564$, Διάγραμμα 4.5).

Τα μεγέθη επίδρασης μεταξύ των τομέων για κάθε χρονική στιγμή ήταν $d_0 = 0.39$, $d_{12} = 0.43$ και $d_{15} = 0.18$ και $d_0 = 0.37$, $d_{12} = 0.26$ και $d_{15} = 0.18$, για το σκέλος παρέμβασης και ελέγχου, αντίστοιχα.



Διάγραμμα 4.5 Απεικόνιση των δυο υπό εξέταση τομέων της Έσω Κεφαλής, κατά τη διάταση, για κάθε σκέλος χωριστά.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

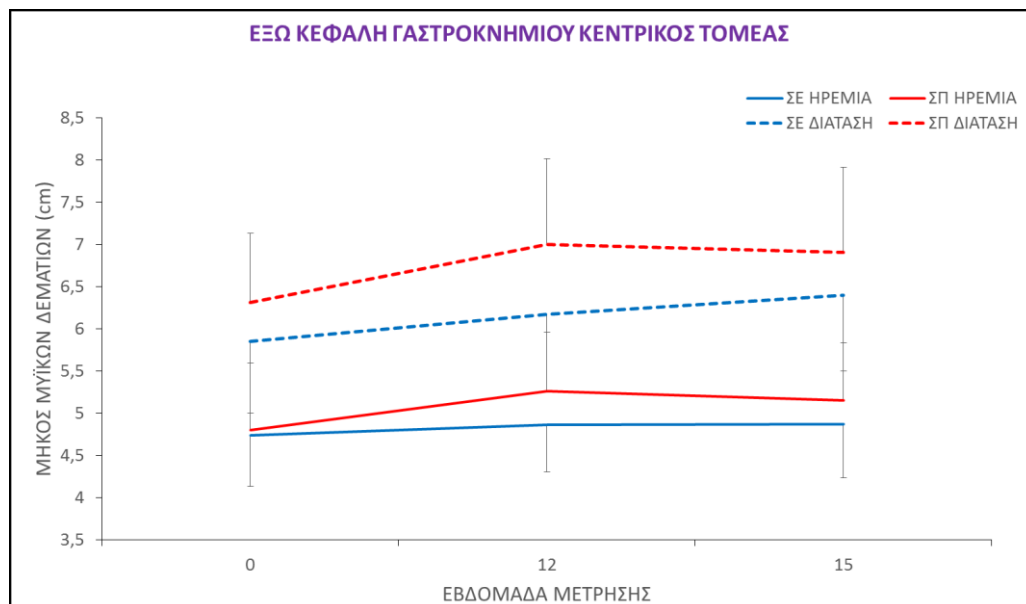
†: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τομέων ($p < 0.01$)

4.3.1.3 Μήκος μυϊκών δεματίων Έξω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός

Εξετάστηκε ο Κεντρικός Τομέας (ΚΤ) της έξω κεφαλής του μυός. Η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.550$), τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.925$) και τα σκέλη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.522$). Επιπλέον, βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x χρόνος ($p = 0.005$, $\eta^2 = 0.230$), σκέλος x συνθήκη ($p = 0.024$, $\eta^2 = 0.231$) και χρόνος x συνθήκη ($p = 0.035$, $\eta^2 = 0.155$). Ωστόσο, δεν παρατηρήθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x συνθήκη x χρόνος ($p = 0.484$, $\eta^2 = 0.036$).

Οι πολλαπλές συγκρίσεις (post - hoc comparisons, Tukey HSD) έδειξαν για τους παράγοντες σκέλος x συνθήκη ότι στη συνθήκη διάτασης και τα δυο σκέλη εμφάνισαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ως προς την επιμήκυνση των μυϊκών δεματίων του ΚΤ ($p < 0.001$), με το σκέλος διάτασης να διαφέρει από το σκέλος ελέγχου ($p < 0.001$). Ωστόσο, η μετανάλυση στους παράγοντες σκέλος x χρόνος έδειξε σημαντικές διαφορές και για τα δυο σκέλη για τα διαστήματα 0-12 ($p < 0.036$), χωρίς να παρουσιάζεται διαφορά μεταξύ των μετρήσεων (12-15) ($p > 0.600$) ενώ σε όλα τα χρονικά σημεία τα δυο σκέλη διέφεραν μεταξύ τους ($p < 0.008$, Διάγραμμα 4.6). Όσον αφορά στους παράγοντες συνθήκη x χρόνος τόσο κατά τη συνθήκη ηρεμίας, όσο και κατά τη συνθήκη διάτασης παρατηρήθηκαν διαφορές

συνολικά για τα δύο σκέλη για το διάστημα προπόνησης ($p < 0.017$), οι οποίες διατηρήθηκαν έως το τέλος της παρέμβασης ($p > 0.968$, Διάγραμμα 4.6).



Διάγραμμα 4.6 Μήκος μυϊκών δερματίων ΚΤ της Έξω Κεφαλής κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

*: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.01$)

§: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-12 εβδ. ($p < 0.05$)

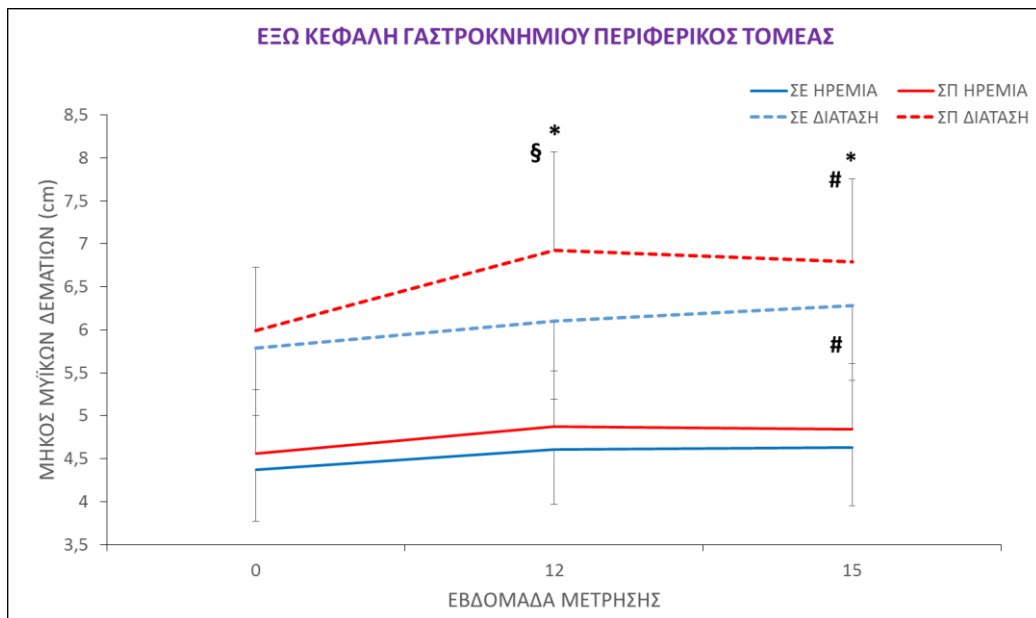
#: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-15 εβδ. ($p < 0.05$)

Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{0-12} = -0.62$ και -0.75 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{12-15} = 0.16$ και 0.09 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = 0.17$ και -0.36 , ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα 12-15 (διακοπής προπόνησης) ήταν $d_{12-15} = 0.00$ και -0.25 , ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας τα μεγέθη επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = -0.09$, $d_{12} = -0.56$ και $d_{15} = -0.42$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_0 = -0.55$, $d_{12} = -0.86$ και $d_{15} = -0.54$.

Αντίστοιχα, εξετάστηκε ο Περιφερικός Τομέας (ΠΤ) της έξω κεφαλής του μύος. Η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.602$), τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.936$) και τα σκέλη ($p = 0.001$, $\eta^2 = 0.460$). Επιπλέον, βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x χρόνος ($p = 0.036$, $\eta^2 = 0.154$), σκέλος x συνθήκη ($p = 0.026$, $\eta^2 = 0.225$) και συνθήκη x χρόνος

($p = 0.010$, $\eta^2 = 0.208$). Τέλος, βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x συνθήκη x χρόνος ($p = 0.036$, $\eta^2 = 0.153$).

Οι πολλαπλές συγκρίσεις (post - hoc comparisons, Tukey HSD) της αλληλεπίδρασης συνθήκη x χρόνος x σκέλος έδειξαν ότι το σκέλος παρέμβασης εμφάνισε στατιστικά σημαντική αύξηση της επιμήκυνσης των μυϊκών δεματίων από την αρχή ως το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$), η οποία διέφερε από το σκέλος ελέγχου ($p < 0.001$). Κατά το διάστημα αποπροπόνησης το μήκος των μυϊκών δεματίων παρέμεινε αμετάβλητο κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση ($p > 0.971$), με σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.001$, Διάγραμμα 4.7). Αντίθετα, το μήκος των μυϊκών δεματίων για το σκέλος ελέγχου παρέμεινε αμετάβλητο για τη συνθήκη της ηρεμίας και στα δυο διαστήματα ($p > 0.468$), όμως παρουσίασε στατιστικά σημαντική αύξηση στο διάστημα 0-15 της συνθήκης διάτασης ($p = 0.001$). Τα δύο σκέλη δεν διέφεραν στη συνθήκη ηρεμίας σε κανένα από τα χρονικά σημεία μελέτης ($p > 0.294$, Διάγραμμα 4.7).



Διάγραμμα 4.7 Μήκος μυϊκών δεματίων ΠΤ της Έξω Κεφαλής, κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

*: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.01$)

§: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-12 εβδ. ($p < 0.05$)

#: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-15 εβδ. ($p < 0.05$)

Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{0-12} = -0.45$ και -0.89 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{12-15} = 0.03$ και 0.12 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = -0.38$ και -0.36 ,

ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα 12-15 (διακοπής προπόνησης) ήταν $d_{0-12} = -0.03$ και $d_{12-15} = -0.20$, ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας τα μεγέθη επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = -0.28$, $d_{12} = -0.40$ και $d_{15} = -0.30$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_0 = -0.26$, $d_{12} = -0.79$ και $d_{15} = -0.55$.

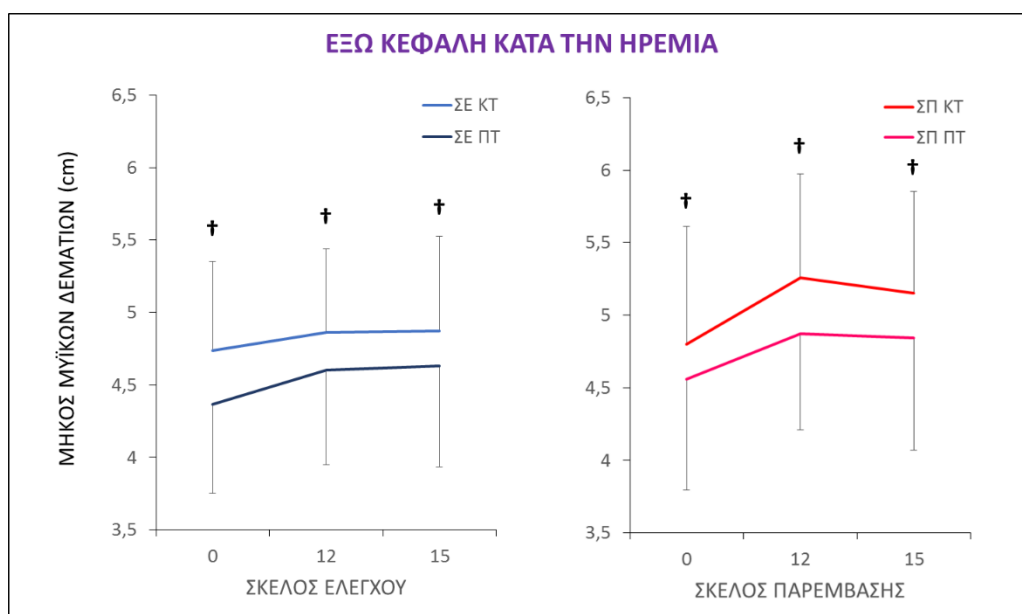
4.3.1.4 Ομοιογένεια κατά μήκος της Έξω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός

Εξετάστηκε η ομοιογένεια των μυϊκών δεματίων, κατά μήκος της κεφαλής, με ανάλυση διακύμανσης σε τρεις παράγοντες, τομέας (KT και ΠΤ) x σκέλος (παρέμβασης και ελέγχου) x χρόνος (0, 12, 15 εβδ). Η ανάλυση έγινε σε κάθε συνθήκη ξεχωριστά.

Για τη συνθήκη ηρεμίας της έξω κεφαλής, η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.443$), το σκέλος ($p = 0.022$, $\eta^2 = 0.236$) και τον τομέα ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.886$). Δε βρέθηκαν αλληλεπιδράσεις για τους παράγοντες σκέλος x χρόνος ($p = 0.252$), τομέας x σκέλος ($p = 0.627$) και χρόνος x τομέα ($p = 0.539$). Ωστόσο, βρέθηκε σημαντική αλληλεπίδραση για τους παράγοντες τομέας x σκέλος x χρόνος ($p = 0.029$, $\eta^2 = 0.162$, Διάγραμμα 4.8).

Οι πολλαπλές συγκρίσεις (post – hoc comparisons, Tukey HSD) έδειξαν την στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τομέων σε όλα τα χρονικά σημεία (0, 12, 15), τόσο για το σκέλος ελέγχου ($p_0 < 0.001$, $p_{12} < 0.001$ και $p_{15} = 0.001$) όσο και για το σκέλος παρέμβασης ($p_0 < 0.001$, $p_{12} < 0.001$ και $p_{15} < 0.001$).

Τα μεγέθη επίδρασης μεταξύ των τομέων για κάθε χρονική στιγμή ήταν $d_0 = 0.31$, $d_{12} = 0.58$ και $d_{15} = 0.41$, για το σκέλος παρέμβασης και $d_0 = 0.61$, $d_{12} = 0.43$ και $d_{15} = 0.36$, για το σκέλος ελέγχου.



Διάγραμμα 4.8 Απεικόνιση των δυο υπό εξέταση τομέων της Έξω Κεφαλής, κατά την ηρεμία, για κάθε σκέλος χωριστά.

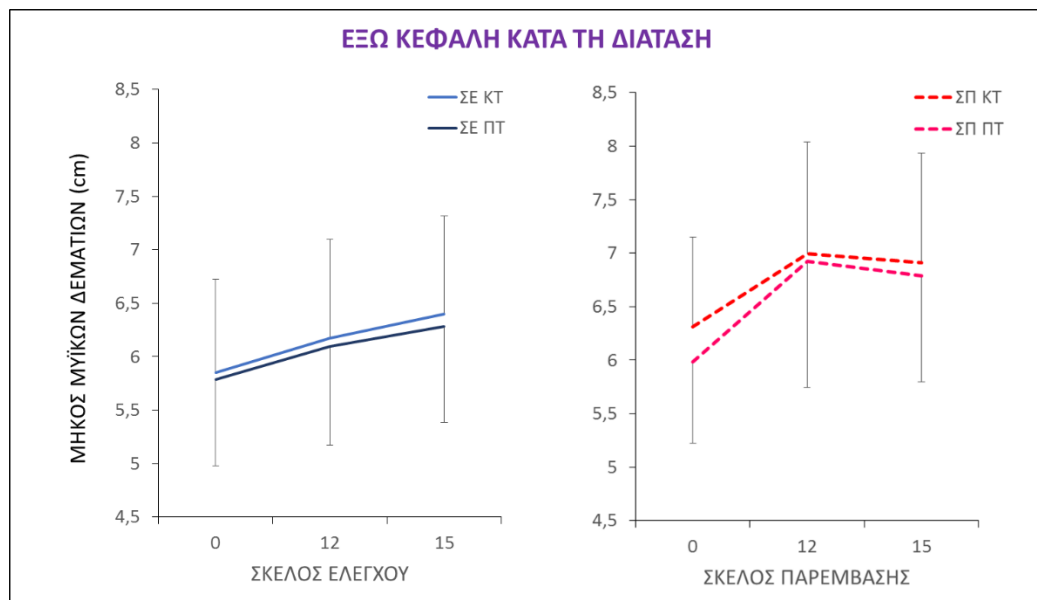
Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

†: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τομέων ($p < 0.01$)

Για τη συνθήκη διάτασης της έξω κεφαλής, η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.508$), το σκέλος ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.514$) και τον τομέα ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.500$). Επιπλέον, βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες σκέλος x χρόνος ($p = 0.009$, $\eta^2 = 0.210$), χωρίς σημαντική αλληλεπίδραση για τους παράγοντες τομέας x σκέλος x χρόνος ($p = 0.124$, Διάγραμμα 4.9).

Τα μεγέθη επίδρασης μεταξύ των τομέων για κάθε χρονική στιγμή ήταν $d_0 = 0.42$, $d_{12} = 0.07$ και $d_{15} = 0.12$, για το σκέλος παρέμβασης και $d_0 = 0.07$, $d_{12} = 0.08$ και $d_{15} = 0.14$, για το σκέλος ελέγχου.



Διάγραμμα 4.9 Απεικόνιση των δυο υπό εξέταση τομέων της Έξω Κεφαλής, κατά τη διάταση, για κάθε σκέλος χωριστά.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

†: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τομέων ($p < 0.01$)

4.3.2 Γωνία πρόσφυσης μυϊκών δεματίων

Η γωνία πρόσφυσης των μυϊκών δεματίων της κάθε κεφαλής του γαστροκνημίου εξετάστηκε για κάθε τομέα χωριστά με ανάλυση διακύμανσης σε τρεις παράγοντες σκέλος (ελέγχου και παρέμβασης) x συνθήκη (ηρεμίας και διάτασης) x χρόνος (χρονικά σημεία 0, 12, 15).

4.3.2.1 Γωνία πρόσφυσης Έσω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός

Εξετάστηκε ο ΚΤ της έσω κεφαλής του μυός και η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση μόνο για τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.950$), η οποία δεν συνοδεύτηκε από κάποια αλληλεπίδραση παραγόντων χρόνος x σκέλος ($p = 0.442$), χρόνος x συνθήκη ($p = 0.128$), συνθήκη x σκέλος ($p = 0.489$) και χρόνος x σκέλος x συνθήκη ($p = 0.227$). Όμοια αποτελέσματα βρέθηκαν και στον ΠΤ με κύρια επίδραση για τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.921$) και καμία αλληλεπίδραση παραγόντων χρόνος x σκέλος ($p = 0.359$), χρόνος x συνθήκη ($p = 0.122$), συνθήκη x σκέλος ($p = 0.469$) και χρόνος x σκέλος x συνθήκη ($p = 0.578$).

Για τον ΚΤ, στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{0-12} = -0.23$ και 0.53 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{12-15} = -0.10$ και -0.16 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = -0.07$ και -0.16 , ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα διακοπής της προπόνησης ήταν $d_{12-15} = -0.22$ και $d_{12-15} = -0.06$, ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = -0.09$, $d_{12} = -0.22$ και $d_{15} = -0.06$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_0 = -0.45$, $d_{12} = 0.22$ και $d_{15} = 0.16$.

Αντίστοιχα, για τον ΠΤ στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{0-12} = 0.03$ και 0.78 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{12-15} = 0.14$ και 0.12 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = -0.08$ και 0.32 , ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα διακοπής της προπόνησης ήταν $d_{12-15} = 0.00$ και $d_{12-15} = -0.19$, ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = -0.15$, $d_{12} = -0.06$ και $d_{15} = -0.07$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_0 = -0.35$, $d_{12} = 0.06$ και $d_{15} = 0.36$.

4.3.2.2 Γωνία πρόσφυσης Έξω κεφαλής του Γαστροκνημίου μυός

Όσον αφορά στον ΚΤ της έξω κεφαλής η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p = 0.003$, $\eta^2 = 0.257$) και για τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.779$). Επιπλέον, βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες συνθήκη x χρόνος ($p = 0.024$, $\eta^2 = 0.171$). Δεν βρέθηκε αλληλεπίδραση για τους παράγοντες χρόνος x σκέλος ($p = 0.503$), συνθήκη x σκέλος ($p = 0.455$) και χρόνος x σκέλος x συνθήκη ($p = 0.395$).

Οι περαιτέρω συγκρίσεις της αλληλεπίδρασης συνθήκη x χρόνος έδειξαν ότι η συνθήκη διάτασης εμφάνισε στατιστικά σημαντική μείωση της γωνίας των μυϊκών δεματίων από την αρχή ως το τέλος της παρέμβασης ($p = 0.012$), η οποία παρέμεινε για το διάστημα αποπροπόνησης ($p = 1.000$).

Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{0-12} = 0.18$ και 0.41 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης

ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{12-15} = -0.23$ και 0.05 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = 0.35$ και 0.81 ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα 12-15 (διακοπή προπόνησης) ήταν $d_{12-15} = -0.51$ και $d_{12-15} = -0.10$, ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = 0.10$, $d_{12} = -0.03$ και $d_{15} = 0.23$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_0 = 0.53$, $d_{12} = 0.11$ και $d_{15} = 0.24$.

Αντίστοιχα αποτελέσματα βρέθηκαν και για τον ΠΤ της έξω κεφαλής, καθώς η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p = 0.001$, $\eta^2 = 0.289$) και για τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.858$), καθώς και αλληλεπίδραση για τους παράγοντες συνθήκη x χρόνος ($p = 0.037$, $\eta^2 = 0.152$). Δεν βρέθηκε αλληλεπίδραση στους παράγοντες χρόνος x σκέλος ($p = 0.773$), συνθήκη x σκέλος ($p = 0.513$) και χρόνος x σκέλος x συνθήκη ($p = 0.380$).

Οι περαιτέρω συγκρίσεις της αλληλεπίδρασης συνθήκη x χρόνος έδειξαν ότι η συνθήκη διάτασης εμφάνισε στατιστικά σημαντική μείωση της γωνίας των μυϊκών δεματίων από την αρχή ως το τέλος της παρέμβασης ($p = 0.003$), η οποία παρέμεινε για το διάστημα αποπροπόνησης ($p = 1.000$).

Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{0-12} = 0.38$ και 0.91 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{12-15} = -0.17$ και -0.15 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = 0.51$ και 0.56 , ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα 12-15 (διακοπή προπόνησης) ήταν $d_{12-15} = -0.51$ και $d_{12-15} = 0.11$, ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας τα μεγέθη επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = 0.04$, $d_{12} = -0.08$ και $d_{15} = 0.29$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_0 = 0.19$, $d_{12} = 0.59$ και $d_{15} = 0.27$.

4.3.3 Απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων

Η απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων της κάθε κεφαλής του γαστροκνημίου εξετάστηκε για κάθε τομέα χωριστά με ανάλυση διακύμανσης σε τρεις παράγοντες σκέλος (ελέγχου και παρέμβασης) x συνθήκη (ηρεμίας και διάτασης) x χρόνος (χρονικά σημεία 0, 12, 15).

Εξετάστηκε ο ΚΤ της έσω κεφαλής του μυός και η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p = 0.002$, $\eta^2 = 0.264$), τα σκέλη ($p = 0.020$, $\eta^2 = 0.244$) και τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.905$), οι οποίες δεν συνοδεύτηκαν από κάποια αλληλεπίδραση μεταξύ των παραγόντων χρόνος x σκέλος ($p = 0.617$), χρόνος x συνθήκη ($p = 0.843$), συνθήκη x σκέλος ($p = 0.760$) και χρόνος x σκέλος x συνθήκη ($p = 0.531$).

Παρόμοια αποτελέσματα βρέθηκαν και στον ΠΤ με κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.374$) και τη συνθήκη ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.943$), χωρίς αλληλεπίδραση για τους παράγοντες χρόνος x σκέλος ($p = 0.145$), χρόνος x συνθήκη ($p = 0.838$), συνθήκη x σκέλος ($p = 0.449$) και χρόνος x σκέλος x συνθήκη ($p = 0.373$).

Για τον ΚΤ, στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{0-12} = -0.31$ και -0.24 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{12-15} = 0.28$ και 0.20 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = -0.29$ και -0.45 , ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα διακοπής της προπόνησης ήταν $d_{12-15} = -0.05$ και $d_{12-15} = 0.15$, ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = -0.43$, $d_{12} = -0.48$ και $d_{15} = -0.15$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_0 = -0.42$, $d_{12} = -0.33$ και $d_{15} = -0.31$.

Αντίστοιχα, για τον ΠΤ στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{0-12} = -0.92$ και -1.07 , αντίστοιχα. Για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν για τη συνθήκη ηρεμίας και διάτασης $d_{12-15} = 0.49$ και 0.32 , αντίστοιχα. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = -0.61$ και -0.53 , ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα, και για το διάστημα διακοπής της προπόνησης ήταν $d_{12-15} = 0.04$ και $d_{12-15} = 0.14$, ηρεμίας και διάτασης, αντίστοιχα. Μεταξύ των σκελών για τη συνθήκη ηρεμίας το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = -0.17$, $d_{12} = -0.48$ και $d_{15} = -0.04$, αντίστοιχα. Ενώ για τη συνθήκη της διάτασης τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_0 = 0.12$, $d_{12} = -0.34$ και $d_{15} = -0.18$.

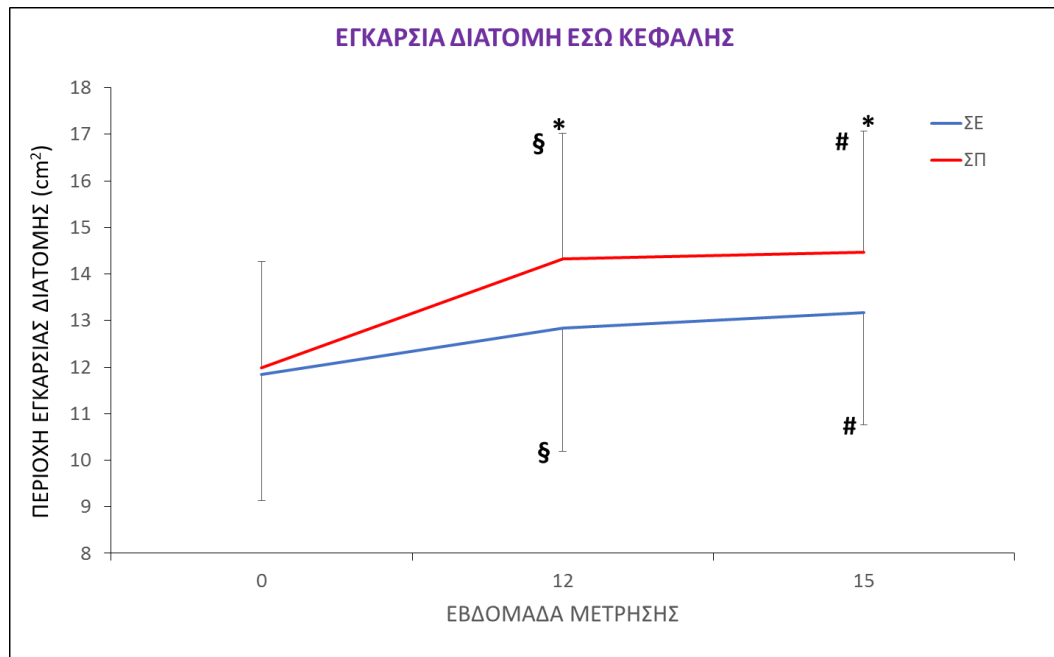
4.4 Εγκάρσια διατομή Γαστροκνημίου μυός

Η εγκάρσια διατομή του γαστροκνημίου μυός εξετάστηκε για κάθε κεφαλή ξεχωριστά αλλά και ως προς το άθροισμα των εμβαδών των δύο μυών, με χωριστές αναλύσεις διακύμανσης σε δυο παράγοντες σκέλος (ελέγχου και παρέμβασης) x χρόνος (χρονικά σημεία 0, 12, 15).

4.4.1 Εγκάρσια διατομή της Έσω κεφαλής

Η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.613$) και για το σκέλος ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.474$). Επιπλέον, βρέθηκε σημαντική αλληλεπίδραση για τους παράγοντες χρόνος x σκέλος ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.409$).

Οι πολλαπλές συγκρίσεις της αλληλεπίδρασης χρόνος x σκέλος έδειξαν ότι και τα δυο σκέλη εμφάνισαν στατιστικά σημαντική αύξηση του πάχους του μυός από την αρχή ως το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$), η οποία παρέμεινε αμετάβλητη για την περίοδο αποπροπόνησης ($p > 0.545$). Επιπλέον, παρά την ταυτόχρονη αύξηση της εγκάρσιας διατομής και των δυο σκελών, το σκέλος παρέμβασης παρουσίασε μεγαλύτερη αύξηση από το σκέλος ελέγχου μετά το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$) και στο τέλος τους διαστήματος αποπροπόνησης ($p < 0.001$, Διάγραμμα 4.10).



Διάγραμμα 4.10 Ανατομική εγκάρσια διατομή της Έσω Κεφαλής στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

*: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.01$)

§: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-12 εβδ. ($p < 0.05$)

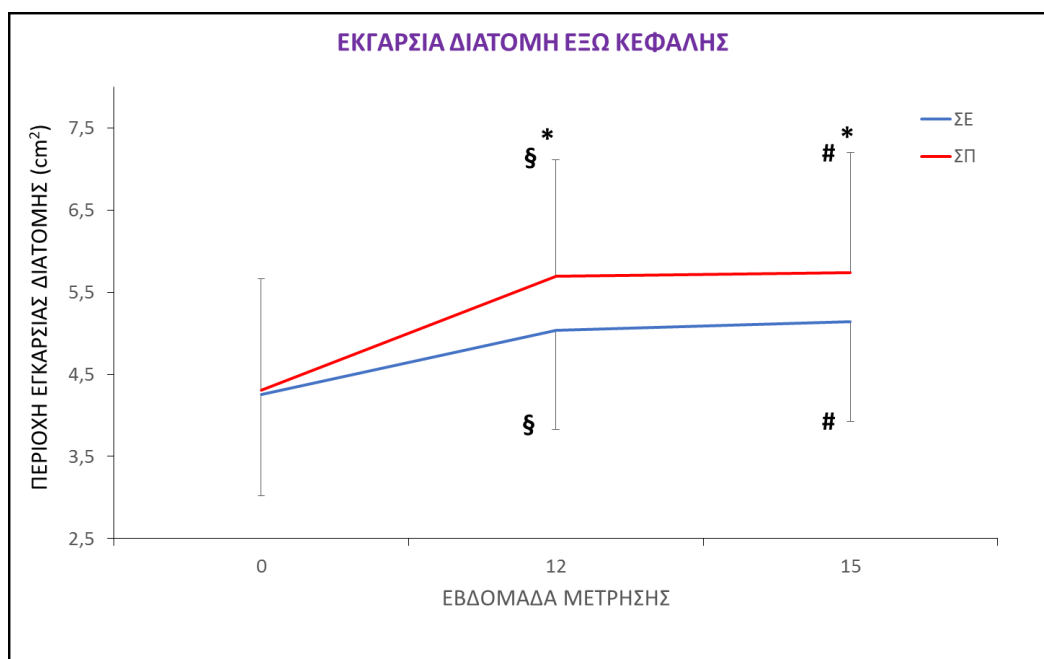
#: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-15 εβδ. ($p < 0.05$)

Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν $d_{0-12} = 0.94$ και για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν $d_{12-15} = 0.06$. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = 0.37$ και για το διάστημα 12-15 (διακοπής προπόνησης) ήταν $d_{12-15} = 0.13$. Μεταξύ των σκελών το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = 0.06$, $d_{12} = 0.56$ και $d_{15} = 0.52$, αντίστοιχα.

4.4.2 Εγκάρσια διατομή της Έξω κεφαλής

Η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.641$) και για το σκέλος ($p = 0.003$, $\eta^2 = 0.367$). Επιπλέον, βρέθηκε σημαντική αλληλεπίδραση για τους παράγοντες χρόνος x σκέλος ($p = 0.002$, $\eta^2 = 0.271$).

Οι πολλαπλές συγκρίσεις της αλληλεπίδρασης χρόνος x σκέλος έδειξαν ότι και τα δυο σκέλη εμφάνισαν στατιστικά σημαντική αύξηση του πάχους του μυός από την αρχή ως το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$), η οποία παρέμεινε αμετάβλητη για την περίοδο αποπροπόνησης ($p > 0.958$). Ωστόσο, το σκέλος παρέμβασης παρουσίασε μεγαλύτερη αύξηση από το σκέλος ελέγχου μετά το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$) και κατά το διάστημα αποπροπόνησης ($p < 0.001$, Διάγραμμα 4.11).



Διάγραμμα 4.11 Ανατομική εγκάρσια διατομή της Έξω Κεφαλής στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

*: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.01$)

§: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-12 εβδ. ($p < 0.05$)

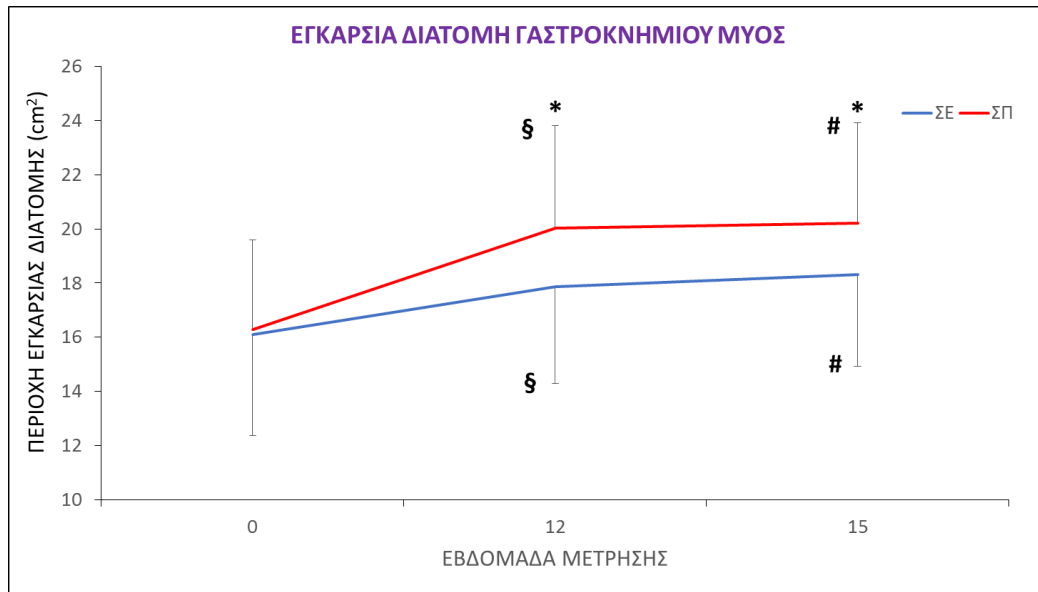
#: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-15 εβδ. ($p < 0.05$)

Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν $d_{0-12} = 1.00$ και για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν $d_{12-15} = 0.02$. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = 0.64$ και για το διάστημα 12-15 (διακοπής προπόνησης) ήταν $d_{12-15} = 0.08$. Μεταξύ των σκελών το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = 0.04$, $d_{12} = 0.50$ και $d_{15} = 0.44$, αντίστοιχα.

4.4.3 Συνολική εγκάρσια διατομή του Γαστροκνημίου μυός

Η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.663$) και για το σκέλος ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.550$). Ωστόσο, βρέθηκε σημαντική αλληλεπίδραση για τους παράγοντες χρόνος x σκέλος ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.429$).

Οι πολλαπλές συγκρίσεις της αλληλεπίδρασης χρόνος x σκέλος έδειξαν ότι και τα δυο σκέλη εμφάνισαν στατιστικά σημαντική αύξηση του πάχους του μυός από την αρχή ως το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$), η οποία παρέμεινε αμετάβλητη για την περίοδο αποπροπόνησης ($p > 0.612$). Επιπλέον, παρά την ταυτόχρονη αύξηση και των δυο σκελών, το σκέλος παρέμβασης παρουσίασε μεγαλύτερη αύξηση από το σκέλος ελέγχου μετά το τέλος της παρέμβασης ($p < 0.001$) και κατά το διάστημα αποπροπόνησης ($p < 0.001$, Διάγραμμα 4.12).



Διάγραμμα 4.12 Ανατομική εγκάρσια διατομή του Γαστροκνημίου μυός στα τρία χρονικά σημεία μέτρησης.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

*: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.01$)

§: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-12 εβδ. ($p < 0.05$)

#: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-15 εβδ. ($p < 0.05$)

Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης για το διάστημα προπόνησης (0-12 εβδ.) ήταν $d_{0-12} = 1.05$ και για το διάστημα αποπροπόνησης (12-15 εβδ.) το μέγεθος επίδρασης ήταν $d_{12-15} = 0.05$. Ομοίως, για το σκέλος ελέγχου τα μεγέθη επίδρασης ήταν $d_{0-12} = 0.49$ και για το διάστημα 12-15 (διακοπής προπόνησης) ήταν $d_{12-15} = 0.12$. Μεταξύ των σκελών το μέγεθος επίδρασης για την αρχική μέτρηση, μετά το τέλος της παρέμβασης και τρεις εβδομάδες μετά ήταν $d_0 = 0.06$, $d_{12} = 0.58$ και $d_{15} = 0.54$, αντίστοιχα.

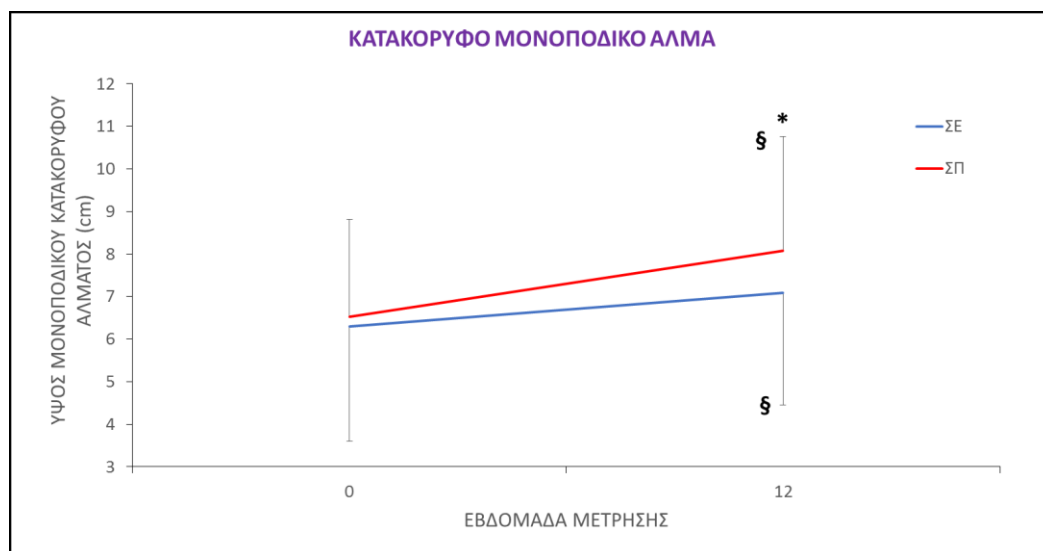
4.5 Παράμετροι κατακόρυφων μονοποδικών αλμάτων, με προδιάταση, χωρίς την αιώρηση χεριών

4.5.1 Ύψος άλματος

Το ύψος του μονοποδικού κατακόρυφου άλματος, με προδιάταση, χωρίς την αιώρηση χεριών, διερευνήθηκε με ανάλυση διακύμανσης σε δυο παράγοντες σκέλος (ελέγχου και παρέμβασης) x χρόνος (χρονικά σημεία 0, 12). Η ανάλυση διακύμανσης έδειξε κύρια επίδραση για τον χρόνο ($p = 0.002$, $\eta^2 = 0.388$) και για το σκέλος ($p = 0.001$, $\eta^2 = 0.425$), καθώς και σημαντική αλληλεπίδραση για τους παράγοντες χρόνος x σκέλος ($p = 0.019$, $\eta^2 = 0.245$).

Οι πολλαπλές συγκρίσεις της αλληλεπίδρασης χρόνος x σκέλος έδειξαν ότι και τα δυο σκέλη δεν διέφεραν στις αρχικές μετρήσεις ($p = 0.670$) και εμφάνισαν

στατιστικά σημαντική βελτίωση μετά το τέλος της παρέμβασης, τόσο το σκέλος ελέγχου ($p = 0.005$) όσο και το σκέλος που εφήρμοσε τη διάταση ($p < 0.001$). Ωστόσο, το σκέλος παρέμβασης παρουσίασε μεγαλύτερη αύξηση από το σκέλος ελέγχου μετά το τέλος της παρέμβασης ($p = 0.001$, Διάγραμμα 4.13).



Διάγραμμα 4.13 Υψος μονοποδικού άλματος στην αρχική μέτρηση και στο τέλος της παρέμβασης.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

*: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.01$)

§: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-12 εβδ. ($p < 0.05$)

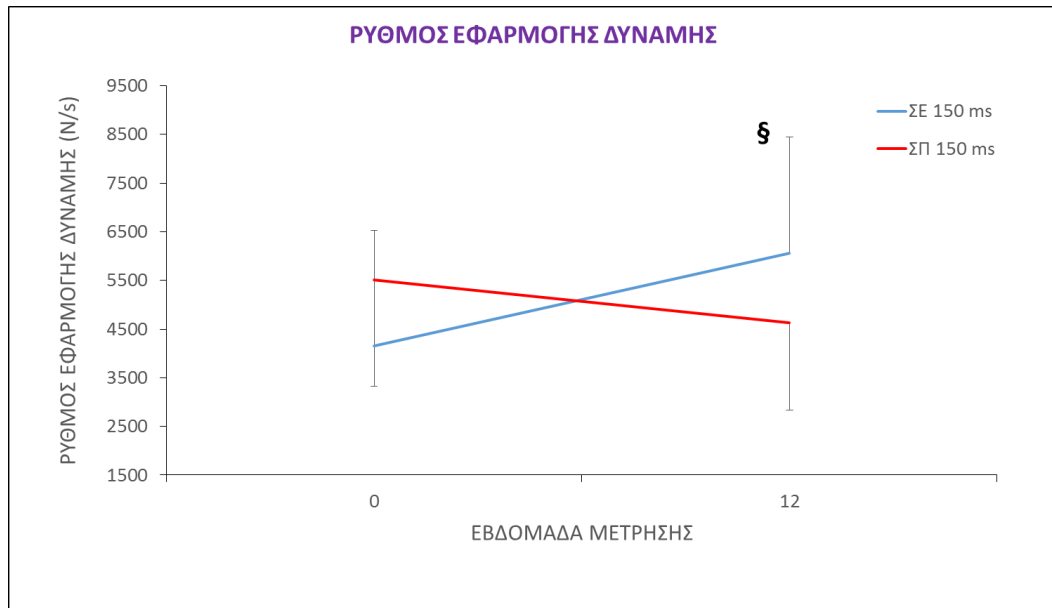
Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης ήταν $d_{0-12} = 0.75$ και για το σκέλος ελέγχου $d_{0-12} = 0.46$. Μεταξύ των σκελών το μέγεθος επίδρασης ήταν $d_0 = 0.49$ και $d_{12} = 0.66$ για την αρχική μέτρηση και μετά το τέλος της παρέμβασης, αντίστοιχα.

4.5.2 Ρυθμός Εφαρμογής Δύναμης

Ο ΡΕΔ του μονοποδικού κατακόρυφου άλματος, με προδιάταση, χωρίς την αιώρηση χεριών, διερευνήθηκε με χωριστή ανάλυση διακύμανσης σε δυο παράγοντες σκέλος (ελέγχου και παρέμβασης) x χρόνος (χρονικά σημεία 0, 12), για τα χρονικά διαστήματα 50 - 100 ms και 100 - 150 ms.

Για το διάστημα 50 - 100 ms βρέθηκε κύρια επίδραση για το σκέλος ($p = 0.050$), χωρίς αλληλεπίδραση για τους παράγοντες χρόνος x σκέλος ($p = 0.823$). Αντίθετα, για το χρονικό διάστημα των 100 - 150 ms βρέθηκε αλληλεπίδραση στους παράγοντες χρόνος x σκέλος ($p = 0.006$, $\eta^2 = 0.327$), χωρίς κύρια επίδραση στον χρόνο ($p = 0.373$) ή στο σκέλος ($p = 0.927$).

Οι περαιτέρω συγκρίσεις της αλληλεπίδρασης χρόνος x σκέλος για το διάστημα των 100 - 150 ms έδειξαν ότι το σκέλος ελέγχου παρουσίασε στατιστικά σημαντική αύξηση μετά το τέλος της παρέμβασης ($p = 0.032$) χωρίς να διαφέρει σημαντικά από το σκέλος που εφήρμοσε τη διάταση ($p = 0.141$, Διάγραμμα 4.14).



Διάγραμμα 4.14 Ρυθμός εφαρμογής δύναμης για το διάστημα 100-150 ms, στην αρχική μέτρηση και στο τέλος της παρέμβασης.

Υποσημείωση:

ΣΕ: Σκέλος Ελέγχου, ΣΠ: Σκέλος Παρέμβασης

*: στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των σκελών ($p < 0.01$)

§: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-12 εβδ. ($p < 0.05$)

#: στατιστικά σημαντική διαφορά για το διάστημα 0-15 εβδ. ($p < 0.05$)

Στο σκέλος παρέμβασης το μέγεθος επίδρασης ήταν $d_{0-12} = 0.82$ και για το σκέλος ελέγχου $d_{0-12} = -0.45$. Μεταξύ των σκελών το μέγεθος επίδρασης ήταν $d_0 = 0.49$ και $d_{12} = 0.66$ για την αρχική μέτρηση και μετά το τέλος της παρέμβασης, αντίστοιχα.

4.6 Συσχετίσεις παραμέτρων αλμάτων και μήκους μυϊκών δεματίων

Οι πιθανές συσχετίσεις μεταξύ του μήκους των μυϊκών δεματίων, τόσο κατά την ηρεμία όσο και κατά τη διάταση, με παραμέτρους αλμάτων διερευνήθηκαν χωριστά για το κάθε σκέλος και συνθήκη, με τη χρήση του συντελεστή συσχέτισης Pearson r . Δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ των μεταβλητών και για τα δυο σκέλη, στις χρονικές στιγμές όπου μελετήθηκαν. Στους Πίνακες 4.4, 4.5, 4.6 και 4.7 παρουσιάζονται οι συσχετίσεις μεταξύ των μεταβλητών του ύψους του άλματος, του συνολικού ρυθμού εφαρμογής της δύναμης, του ρυθμού εφαρμογής δύναμης στα διαστήματα 50-100 ms και 100-150 ms, του μήκους των μυϊκών δεματίων κατά την ηρεμία και κατά τη διάταση του κάθε τομέα και των δυο κεφαλών. Οι πίνακες 4.4 και 4.5 αφορούν στο σκέλος ελέγχου και παρέμβασης, αντίστοιχα, πριν την παρέμβαση. Στη συνέχεια οι πίνακες 4.6 και 4.7 αφορούν στο σκέλος ελέγχου και παρέμβασης, αντίστοιχα, μετά το τέλος της παρέμβασης.

Πίνακας 4.3 Συσχετίσεις για το σκέλος ελέγχου, αρχική μέτρηση.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1											
2	.041										
3	.268	.737**									
4	.062	-.109	-.413								
5	-.046	-.153	.099	-.008							
6	-.270	-.185	.060	.071	.889**						
7	-.130	-.125	.045	-.046	.931**	.797**					
8	-.209	-.092	.109	.097	.836**	.932**	.772**				
9	-.232	-.345	-.009	-.036	.699**	.615**	.716**	.611**			
10	-.075	-.297	.050	-.192	.587**	.546*	.640**	.560**	.758**		
11	-.310	-.406	-.034	-.146	.633**	.564**	.677**	.578**	.931**	.815**	
12	.051	-.216	.108	-.183	.616**	.545*	.597**	.603**	.747**	.933**	.739**

*p<0.05, ** p<0.01

Υποσημείωση: 1. Κατακόρυφο μονοποδικό άλμα 2. ΡΕΔ Συνολικός 3. ΡΕΔ_{100ms} 4. ΡΕΔ_{150ms} 5. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΚΤ ηρεμίας 6. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΠΤ ηρεμίας 7. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΚΤ κατά τη διάταση 8. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΠΤ κατά τη διάταση 9. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΚΤ ηρεμίας 10. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΠΤ ηρεμίας 11. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΚΤ κατά τη διάταση 12. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΠΤ κατά τη διάταση

Πίνακας 4.4 Συσχετίσεις για το σκέλος παρέμβασης, αρχική μέτρηση.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1											
2	.631**										
3	.596**	.693**									
4	.024	.418	-.095								
5	-.215	-.141	-.096	-.085							
6	-.146	-.208	-.225	-.020	.725**						
7	-.240	-.207	-.038	-.241	.864**	.762**					
8	-.167	.193	-.275	.162	.462*	.882**	.609**				
9	-.102	-.203	-.190	-.008	.614**	.617**	.583**	.563**			
10	.067	-.179	-.006	-.158	.515*	.759**	.619**	.654**	.722**		
11	-.114	-.214	-.209	.042	.542*	.522*	.524*	.530*	.939**	.547*	
12	.000	-.157	-.085	.012	.468*	.746**	.538*	.732**	.723**	.877**	.619**

*p<0.05, ** p<0.01

Υποσημείωση: 1. Κατακόρυφο μονοποδικό άλμα 2. PEΔ Συνολικός 3. PEΔ_{100ms} 4. PEΔ_{150ms} 5. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής KT ηρεμίας 6. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΠΤ ηρεμίας 7. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής KT κατά τη διάταση 8. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΠΤ κατά τη διάταση 9. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής KT ηρεμίας 10. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΠΤ ηρεμίας 11. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής KT κατά τη διάταση 12. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΠΤ κατά τη διάταση

Πίνακας 4.5 Συσχετίσεις για το σκέλος ελέγχου, μετά το τέλος της παρέμβασης.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1											
2	.183										
3	.207	.116									
4	-.019	.245	.297								
5	-.216	-.019	-.194	-.256							
6	-.289	.101	-.093	-.231	.888**						
7	-.132	-.078	-.132	-.343	.951**	.864**					
8	-.336	.068	-.061	-.105	.777**	.893**	.762**				
9	-.105	.023	-.140	-.155	.805**	.725**	.818**	.697**			
10	-.113	.073	-.021	-.078	.796**	.799**	.696**	.812**	.714**		
11	-.082	.013	-.262	-.216	.810**	.681**	.786**	.652**	.933**	.749**	
12	-.117	.142	-.115	-.151	.763**	.753**	.666**	.767**	.716**	.968**	.749**

*p<0.05, ** p<0.01

Υποσημείωση: 1. Κατακόρυφο μονοποδικό άλμα 2. PEΔ Συνολικός 3. PEΔ_{100ms} 4. PEΔ_{150ms} 5. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής KT ηρεμίας 6. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΠΤ ηρεμίας 7. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής KT κατά τη διάταση 8. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΠΤ κατά τη διάταση 9. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής KT ηρεμίας 10. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΠΤ ηρεμίας 11. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής KT κατά τη διάταση 12. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΠΤ κατά τη διάταση

Πίνακας 4.6 Συσχετίσεις για το σκέλος παρέμβασης, μετά το τέλος της παρέμβασης.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1											
2	.124										
3	-.069	.072									
4	.081	.408	.106								
5	-.224	.092	-.079	.334							
6	.021	-.047	.160	.263	.851**						
7	-.221	.063	.005	.190	.885**	.881**					
8	-.189	-.121	.082	.254	.894**	.940**	.937**				
9	-.304	-.341	.222	.280	.563**	.628**	.681**	.733**			
10	-.050	-.095	.214	.320	.600**	.661**	.661**	.680**	.765**		
11	-.268	-.425	.202	.222	.632**	.726**	.719**	.817**	.943**	.725**	
12	-.179	-.164	.209	.323	.616**	.663**	.651**	.727**	.845**	.926**	.806**

*p<0.05, ** p<0.01

Υποσημείωση: 1. Κατακόρυφο μονοποδικό άλμα 2. ΡΕΔ Συνολικός 3. ΡΕΔ_{100ms} 4. ΡΕΔ_{150ms} 5. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΚΤ ηρεμίας 6. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΠΤ ηρεμίας 7. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΚΤ κατά τη διάταση 8. Μήκος μυϊκών δεματίων έσω κεφαλής ΠΤ κατά τη διάταση 9. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΚΤ ηρεμίας 10. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΠΤ ηρεμίας 11. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΚΤ κατά τη διάταση 12. Μήκος μυϊκών δεματίων έξω κεφαλής ΠΤ κατά τη διάταση

V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Σκοπός της μελέτης ήταν να εξετάσει τη χρόνια επίδραση 12 εβδομάδων στατικών διατάσεων, επιπρόσθετα της προπόνησης πετοσφαίρισης, στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά των δυο κεφαλών του γαστροκνημίου μυός, στο εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης και σε παραμέτρους απόδοσης μονοποδικών κατακόρυφων αλμάτων, σε αθλήτριες ηλικίας 13-15 ετών. Στις εβδομάδες 0, 12 και μετά 3 εβδομάδες αποπροπόνησης, οι αθλήτριες αξιολογήθηκαν στην αρχιτεκτονική του μυός στον κεντρικό και περιφερικό τομέα της κάθε κεφαλής και στο εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης, σε συνθήκη ηρεμίας και διάτασης, καθώς και στην εγκάρσια διατομή του μυός. Στις εβδομάδες 0 και 12, αξιολογήθηκε επίσης το ύψος άλματος και ο ρυθμός εφαρμογής δύναμης στα διαστήματα 50-100 ms και 100-150 ms..

Το κύριο εύρημα της έρευνας ήταν ότι η χρόνια επίδραση του πρωτοκόλλου στατικών διατάσεων πυροδοτεί μηχανισμούς μυϊκής υπερτροφίας, όπως η αύξηση του μήκους μυϊκών δεματίων και η αύξηση της ανατομικής εγκάρσιας διατομής του μυός και αυξάνει τη διατασιμότητα των μυϊκών δεματίων. Επιπλέον, αυξάνει το εύρος κίνησης της άρθρωσης και στα δυο σκέλη, ωστόσο, στο σκέλος ελέγχου αυτή η αύξηση δεν συνοδεύεται από αρχιτεκτονικές προσαρμογές και ενδεχομένως, οφείλεται σε νευρικές διασταυρούμενες προσαρμογές. Οι προσαρμογές αυτές διατηρούνται για τις επόμενες 3 εβδομάδες, όπου οι αθλήτριες διακόπτουν την εφαρμογή του πρωτοκόλλου στατικών διατάσεων, συνεχίζοντας την τυπική προπόνηση πετοσφαίρισης. Επιπρόσθετα, η προπόνηση διατάσεων και πετοσφαίρισης αθροιστικά φαίνεται να αυξάνει το τελικό ύψος του άλματος περισσότερο από ότι η τυπική προπόνηση πετοσφαίρισης. Στα επόμενα κεφάλαια παρατίθενται αναλυτικά τα ευρήματα της παρούσης μελέτης.

5.1 Χρόνια επίδραση του πρωτοκόλλου στατικών διατάσεων στο εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης

Το πρωτόκολλο διάτασης που εφάρμοσαν οι αθλήτριες στο σκέλος παρέμβασης, επέφερε σημαντική διαφορά στο χρόνιο εύρος κίνησης και στα δυο σκέλη ($p < 0.001$) από την αρχική μέτρηση έως το τέλος της παρέμβασης, το οποίο και διατηρήθηκε 3 εβδομάδες μετά τη διακοπή του πρωτοκόλλου ($p > 0.821$). Ωστόσο, το σκέλος παρέμβασης είχε μεγαλύτερη βελτίωση σε σχέση με το σκέλος ελέγχου ($p < 0.001$). Τα αποτελέσματα αυτά δηλώνουν αρχικά ότι η βελτίωση του εύρους κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης, με την εφαρμογή πρωτοκόλλου στατικών διατάσεων ήταν στατιστικά σημαντική και για τα δύο σκέλη. Πιο συγκεκριμένα, για τη συνθήκη διάτασης ήταν της τάξεως του 22% για το σκέλος ελέγχου και 8% για το σκέλος παρέμβασης και για τη συνθήκη ηρεμίας ήταν 4% και για τα δυο σκέλη. Συνεπώς, με την εφαρμογή τέτοιου είδους επιπρόσθετης προπόνησης, οι αθλήτριες μπορούν να βελτιώσουν το εύρος κίνησης, κυρίως της ραχιαίας κάμψης, που αποτελεί σημαντική παράμετρο απόδοσης, σε όλα τα αθλήματα, είτε ψυχαγωγικού είτε αγωνιστικού χαρακτήρα (Magnusson, & Renström, 2006) και ακόμη περισσότερο σε αθλήματα που απαιτούν μεγάλο εύρος κίνησης (McNeal & Sands, 2003; Sands, 2002).

Προηγούμενες έρευνες αναφέρουν σημαντική βελτίωση του εύρους κίνησης σε άλλες μυϊκές ομάδες της τάξεως 5-31%, μετά από την εφαρμογή πρωτοκόλλων διάτασης 3-6 εβδομάδων (Knudson, 2006; Guissard, & Duchateau, 2004), ωστόσο αφορούν σε ενήλικο πληθυσμό. Όσον αφορά σε αθλήτριες παιδικής ηλικίας μια μόνο έρευνα μέχρι σήμερα έχει εφαρμόσει πρωτόκολλο μακράς διάρκειας στην άρθρωση του ισχίου (15 εβδομάδες), αναφέροντας παρόμοια αποτελέσματα βελτίωσης με μεγέθη επίδρασης $d = 0.80$ έως 1.41 (Donti, Papia, Toubekis, Donti, Sands, & Bogdanis, 2017). Η παρούσα έρευνα συμφωνεί με το αποτέλεσμα αυτό, καθώς τα μεγέθη επίδρασης για το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης κυμάνθηκαν από $d = 0.60$ έως 3.77 . Το μεγαλύτερο μέγεθος επίδρασης που βρέθηκε σε αυτήν τη μελέτη εξηγείται από την διαφορετική ανατομική των αρθρώσεων. Το επαρκές εύρος κίνησης της ποδοκνημικής αποτελεί προϋπόθεση της υγιούς λειτουργίας της άρθρωσης, καθώς η μειωμένη διατασιμότητα των εκτεινόντων μυών φαίνεται να είναι πιθανό αίτιο διαφόρων μυοσκελετικών δυσλειτουργιών σε αθλητές πετοσφαίρισης, που οδηγούν σε τραυματισμούς (Malliaras, Cook, & Kent, 2006). Για παράδειγμα, κατά τη διάρκεια της προσγείωσης από άλμα το εύρος της ποδοκνημικής μαζί με τη δύναμη των εκτεινόντων βοηθούν στην απορρόφηση των δυνάμεων (Prilutsky, & Zatsiorsky, 1994). Στην πετοσφαίριση οι αθλητές εκτελούν συνεχώς άλματα, μέτριας έως μέγιστης έντασης, που μπορεί να προσγειώνονται στο ένα πόδι, επομένως είναι σημαντικό το πλεόνασμα του εύρους κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Μια τέτοια ικανότητα είναι σημαντικό να διατηρείται για περιόδους που δεν εφαρμόζονται στοχευμένα πρωτόκολλα διάτασης. Όπως φαίνεται από τα αποτελέσματα, οι αθλήτριες ακολουθώντας την τυπική προπόνηση πετοσφαίρισης, διατήρησαν το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής στα ίδια επίπεδα και για τα δυο σκέλη ($p_{12-15} > 0.082$), γεγονός που συμφωνεί με τους Donti και συν. (2017), όπου διερευνήθηκε περίοδος αποπροπόνησης 2 εβδομάδων. Οι Benard και συν. (2011) αναφέρουν την ετήσια μείωση του εύρους κίνησης της συγκεκριμένης άρθρωσης στην περίοδο ανάπτυξης των παιδιών, κατά 4%, η οποία μπορεί να οφείλεται κυρίως στους ραχιαίους καμπτήρες και να επηρεάσει τη φάση ώθησης (Benard et al., 2011; Rose, & Gamble, 1994). Μια τέτοια, λοιπόν, προσαρμογή αλλά και διατήρηση είναι πολύ σημαντική και ακόμα περισσότερο σε αναπτυξιακές ηλικίες, όπου η ευλυγισία βελτιώνεται πιο αποτελεσματικά (Malina, 2001). Επιπλέον, ο Benard και συν. (2011) αναφέρει ότι η μείωση του εύρους της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την ανάπτυξη εξηγείται από την αύξηση της εγκάρσιας διατομής της έσω κεφαλής του τρικεφάλου. Στην παρούσα μελέτη, η αύξηση και έπειτα η διατήρηση του εύρους κίνησης μόνο με την εφαρμογή προπόνησης πετοσφαίρισης, συνοδεύτηκε από αύξηση της εγκάρσιας διατομής της έσω κεφαλής του τρικεφάλου, γεγονός που υποδηλώνει ότι η αύξηση του εύρους κίνησης μπορεί να συνυπάρχει με αρχιτεκτονικές αλλαγές λόγω ανάπτυξης, ωρίμανσης ή προπόνησης.

Το δεύτερο εύρημα που αφορά στο εύρος κίνησης είναι το διασταυρούμενο φαινόμενο μεταξύ των δυο σκελών, ελέγχου και παρέμβασης. Πολλές έρευνες έχουν μελετήσει τέτοιου είδους επίδραση σε καταστάσεις ημίπλευρης προπόνησης, οι οποίες αφορούν κυρίως, σε δύναμη/ισχύ (Carroll, Herbert, Munn, Lee, & Gandevia, 2006; Lee, & Carroll, 2007) και κόπωση (Doix, Lefevre, & Colson,

2013). Λίγες έρευνες έχουν μελετήσει τη διασταυρούμενη επίδραση πρωτοκόλλων στατικών διατάσεων (Nelson et al., 2012; Lima et al, 2014; Moltubakk, 2019). Οι Lima και συν. (2014) δεν αναφέρουν διαφορές μεταξύ των σκελών σε άμεση παρατήρηση μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων των πελματιαίων καμπτήρων (6 σετ, 45 s). Σε άλλη έρευνα άμεσης παρατήρησης αναφέρονται διασταυρούμενες επιδράσεις στο σκέλος ελέγχου, μετά την εφαρμογή στατικών διατάσεων στους οπίσθιους μηριαίους (Killen, Zelizney, & Ye, 2019). Δυο έρευνες συναντώνται στην βιβλιογραφία σχετικά με την εφαρμογή χρόνιου πρωτοκόλλου διατάσεων των πελματιαίων καμπτήρων, στο ένα σκέλος, με ενήλικο πληθυσμό. Ο Nelson και συν. εξέτασαν την επίδραση 10 εβδομάδων στατικών διατάσεων πελματιαίων καμπτήρων στο ένα σκέλος (4 σετ, 30 s, 3 φορές/εβδ.) και βρήκαν αύξηση του εύρους κίνησης και της δύναμης και στα δυο σκέλη. Αξιοσημείωτο είναι το γεγονός της μεγαλύτερης αύξησης κατά 56% της δύναμης, στο σκέλος που δεν εφήρμοσε το πρωτόκολλο. Πρόσφατη μελέτη παρουσιάζει την διασταυρούμενη επίδραση στο σκέλος ελέγχου, μετά από πρωτόκολλο διάτασης στους πελματιαίους καμπτήρες, διάρκειας 24 εβδομάδων (Moltubakk, 2019). Η συγγραφέας αποδίδει αυτήν την παρατήρηση στη συνολική διάρκεια της παρέμβασης και πιθανόν σε νευρικούς παράγοντες ή σε συστηματικές αυξήσεις των επιπέδων των ορμονών που επηρεάζουν τον μεταβολισμό του κολλαγόνου (Hansen, & Kjaer, 2016). Παρά ταύτα, δεν συναντάται έρευνα με διασταυρούμενη επίδραση σε αναπτυξιακές ηλικίες. Η παρούσα μελέτη αναδεικνύει τέτοιου είδους επίδραση, μετά από 12 εβδομάδες στατικών διατάσεων, επιπρόσθετα της τυπικής προπόνησης πετοσφαίρισης, η οποία και διατηρείται μετά τη διακοπή του πρωτοκόλλου, για 3 εβδομάδες. Καθώς τα ευρήματα για το σκέλος ελέγχου δεν συνοδεύτηκαν από μορφολογικές προσαρμογές, ενδεχομένως, η αύξηση του εύρους κίνησης της ποδοκνημικής οφείλεται σε νευρικούς παράγοντες, οι οποίοι δεν εξετάστηκαν στην παρούσα μελέτη.

5.2 Χρόνια επίδραση του πρωτοκόλλου στατικών διατάσεων στην αρχιτεκτονική δομή του Γαστροκνημίου μυός

Οι αρχιτεκτονικές προσαρμογές των δυο κεφαλών του γαστροκνημίου μυός μετά την εφαρμογή 12 εβδομάδων πρωτοκόλλου στατικών διατάσεων, εντοπίζονται στον κεντρικό τομέα της έσω κεφαλής και τον περιφερικό τομέα της έξω κεφαλής.

Η αύξηση του μήκους δεματίων ηρεμίας στον κεντρικό τομέα της έξω κεφαλής του σκέλους παρέμβασης ήταν στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερη σε σχέση με το σκέλος ελέγχου ($p = 0.006$) και διατηρήθηκε για την περίοδο αποπροπόνησης ($p = 0.159$). Το εύρημα αυτό συμφωνεί με προγενέστερες έρευνες σε ενήλικες, όπου εφαρμόστηκαν μακροχρόνια πρωτόκολλα προπόνησης στατικών διατάσεων. Πιο συγκεκριμένα, οι Freitas και Mill-Homens βρήκαν αύξηση του μήκους των μυϊκών δεματίων της μακράς κεφαλής του δικεφάλου (+1.23 cm, $p = 0.04$), μετά από 8 εβδομάδες παρέμβασης. Η αύξηση αυτή συνοδεύτηκε και από την αύξηση του εύρους κίνησης της άρθρωσης (+14.2°, $p = 0.04$) (Freitas, & Mil-Homens, 2015). Άλλη έρευνα έδειξε αύξηση 5.1% στον κεντρικό τομέα του γαστροκνημίου, μετά από προπόνηση στατικών διατάσεων στους πελματιαίους καμπτήρες (Simpson et al., 2017), ποσοστό που συμφωνεί με τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης, καθώς

βρέθηκε αύξηση της τάξεως του 6%. Άλλες έρευνες σε ενήλικες που εφήρμοσαν μακροχρόνια πρωτόκολλα διατάσεων δε βρήκαν αλλαγές στα μήκη των μυϊκών δεματίων (Blazevich et al., 2014; Lima et al., 2015; Nakamura et al., 2012; Konrad, & Tilp, 2014). Πρέπει όμως να σημειωθεί ότι οι διάρκειες των πρωτοκόλλων παρέμβασης ήταν από 3 έως 8 εβδομάδες και η παρέμβαση των στατικών διατάσεων ήταν από 15 s έως 60 s, η κάθε άσκηση. Επιπλέον, συνολικά η προπονητική παρέμβαση ήταν από 60 s έως 300 s, ενώ στις έρευνες αυτές δεν υπήρχε επίβλεψη από προπονητή ή ερευνητή. Ακόμα και σε πρωτόκολλο 24 εβδομάδων, δεν παρατηρήθηκαν αλλαγές στο μήκος δεματίων ηρεμίας (Moltubakk). Συνεπώς, η διάρκεια, ο τύπος και η ένταση της διάτασης φαίνεται να είναι καθοριστικοί παράγοντες, ούτως ώστε να επιτευχθεί μηχανικό ερέθισμα ικανό να επιφέρει αλλαγές σε δομικό επίπεδο, όπως στις έρευνες των Freitas και Mil-Homens (2015) με 450 s διάρκεια διάτασης και Simpson και συν. (2017) με επιπλέον φόρτιση με βάρος, όπου υπήρχε επίβλεψη από τους ερευνητές. Συνεπώς, τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης αναδεικνύουν ότι η στοχευμένη, έντονη και μεγάλης διάρκειας προπόνηση διατάσεων, αποτελεί επαρκές μηχανικό ερέθισμα αύξησης του μήκους δεματίων ηρεμίας, το οποίο υπερκάλυψε την κατά μήκος αύξηση του οστού, λόγω ωρίμανσης των αναπτυσσόμενων αθλητριών.

Ένα ακόμα σημαντικό εύρημα της παρούσας μελέτης είναι η σημαντική βελτίωση της διατασιμότητας των μυϊκών δεματίων. Η ικανότητα επιμήκυνσης του μυός είναι ένα σημαντικό ερέθισμα για την ανάπτυξη του γαστροκνημίου (Crawford, 1954) και μια τέτοιου είδους αύξηση μπορεί να αντανάκλα αύξηση του αριθμού των σαρκομερίων σε σειρά, η οποία έχει παρατηρηθεί σε έρευνες με ζώα (Huijing & Jaspers, 2005), ούτως ώστε ο μυς να μπορεί να ανταποκριθεί σε κινήσεις επιμήκυνσης. Άξιο αναφοράς είναι ότι σε τυπικά αναπτυσσόμενα παιδιά, η αύξηση του μήκους των μυών, οφείλεται στην αύξηση του μήκους των μυϊκών του δεματίων (Benard et al., 2011). Επιπλέον, παρότι οι περισσότερες μυϊκές δομές σε σειρά θα έχουν μεγαλύτερη αντίσταση στην επιμήκυνση, αναπόφευκτα θα παρατηρηθεί και αύξηση του εύρους κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης (Benard et al., 2011), κάτι που συμφωνεί με τα ευρήματα της έρευνας. Προηγούμενη έρευνα άμεσης παρατήρησης σε παιδιά έδειξε ότι αθλήτριες που έχουν υποβληθεί σε χρόνια ερεθίσματα επιμήκυνσης (ρυθμική γυμναστική) παρουσιάζουν μεγαλύτερη διατασιμότητα δεματίων, τόσο στον κεντρικό όσο και στον περιφερικό τομέα της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου μυός, σε σχέση με αθλήτριες παιδικής ηλικίας που δεν είχαν τέτοιου είδους προπονητικό ερέθισμα (πετοσφαίρισης) (Panidi et al., 2020). Ενώ, αντίστοιχη μελέτη, ίδιων πληθυσμών σε ενήλικες αθλήτριες έδειξε διαφορές τόσο κατά την επιμήκυνση, όσο και στα μήκη των δεματίων σε ηρεμία, κατά μήκος της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου (20% και 18%, για τον κεντρικό και περιφερικό τομέα, αντίστοιχα), γεγονός που πιθανόν να αποδίδεται και στην χρόνια εφαρμογή διατάσεων στις αθλήτριες ρυθμικής γυμναστικής (Donti et al., 2019). Στην παρούσα μελέτη, οι αθλήτριες παρουσίασαν μετά από 12 εβδομάδες προπόνησης στατιστικά σημαντική βελτίωση ($p < 0.001$), στη συνθήκη διάτασης, τόσο στον ΚΤ της έσω κεφαλής (11%), όσο και στον ΠΤ της έξω κεφαλής (15%). Παρόμοια αποτελέσματα αναφέρουν και έρευνες σε ενήλικες, όπως ο Blazevich και συν. (2014) και η Moltubakk (2019), όπου εξέτασαν την ποδοκνημική άρθρωση και τους πελματιαίους καμπήρες σε πρωτόκολλο στατικών διατάσεων. Τα

αποτελέσματα ανέδειξαν την αύξηση της διατασιμότητας των δεματίων και του μήκους του μυός (Blazevich et al., 2014; Nakamura et al., 2012; Moltubakk, 2019). Τέτοιου είδους αλλαγές πιθανόν να οφείλονται και σε άλλες δομές του μυός, όπως το ενδομύιο, το περιμύιο και το επιμύιο, και να συμβάλλουν γενικά σε μηχανικές αλλαγές του μυοτενόντιου συνόλου.

Όσον αφορά στη γωνία πρόσφυσης και την απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων παρατηρήθηκε κύρια επίδραση για τη συνθήκη διάτασης και για τις δυο παραμέτρους σε όλους τους υπό εξέταση τομείς ($p < 0.002$). Η γωνία πρόσφυσης μειώνεται κατά τη συνθήκη διάτασης ($p < 0.001$), ενώ η απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων αυξάνεται ($p < 0.002$).

Αναφορικά με την απόσταση μεταξύ των απονευρώσεων, προηγούμενες έρευνες αναφέρουν ότι δεν συνδέεται πάντα με την ανάπτυξη (Arts et al., 2007; Maurit et al., 2004; Scholten et al., 2003). Σε συνθήκη διάτασης αυξάνεται η απόσταση αυτή, όπου ουσιαστικά ο μυς επιμηκύνεται (Benard et al., 2011; Legerlotz, Smit, & Hing, 2010), παρότι σε έρευνες *in situ* (δηλαδή με απομονωμένο μυ, εκτός σώματος) έχει παρατηρηθεί μείωση του πάχους του μυός (Huijing, & Woittiez, 1984), δηλαδή με τον μυ απομονωμένο, εκτός σώματος. Ωστόσο, σε *in vivo* παρατήρηση συμβαίνει το αντίθετο εξαιτίας των γειτονικών και περιβάλλοντων δομών. Για παράδειγμα, πρόσφατες έρευνες αναφέρουν την ίδια παρατήρηση κατά τη διάταση, με μεγέθη επίδρασης $d = 0.73-2.31$ για παιδιά (Panidi et al., 2020) και $d = 0.33-1.94$ για ενήλικες αθλήτριες (Donti et al., 2019).

Στην παρούσα έρευνα βρέθηκε μείωση της γωνίας πρόσφυσης της έξω κεφαλής και για τα δυο σκέλη ($p < 0.003$), ωστόσο στην έσω κεφαλή παρέμεινε αμετάβλητη ($p < 0.146$). Το εύρημα σχετικά με την γωνία πρόσφυσης συμφωνεί με προηγούμενη έρευνα χρόνιας παρέμβασης 6 εβδομάδων, όπου ομοίως η γωνία πρόσφυσης στην έξω κεφαλή δεν άλλαξε μετά το τέλος της παρέμβασης, αλλά βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές μειώσεις 7.1% ($p = 0.20$) στην έξω κεφαλή (Simpson et al., 2017). Ο Benard και συν. (2011) αναφέρει ότι σε παιδιά δε βρέθηκε μεταβολή της γωνίας πρόσφυσης κατά την ανάπτυξη, ενώ εκτιμάται ετήσια αύξηση της γωνίας 0.3%. Το ότι δεν αποτυπώθηκαν στις μετρήσεις σημαντικές αυξήσεις της γωνίας πρόσφυσης, ίσως αυτό να οφείλεται σε ταυτόχρονη και ανάλογη αύξηση του μήκους των απονευρώσεων ή άλλων δομών, κάτι που επιβεβαιώνεται από την αύξηση της εγκάρσιας διατομής. Ο Benard (2011) υποθέτει ότι η παρατήρηση αυτή, της αμετάβλητης γωνίας σε παιδιά ηλικίας 5-12 ετών, θα πρέπει να οφείλεται στην αύξηση της διαμέτρου των μυϊκών ινών.

Οι διαφορές αυτές μπορεί να οφείλονται στους διαφορετικούς μηχανισμούς ανάπτυξης των κεφαλών, λόγω της διαφορετικής ανατομικής και κατ' επέκταση της διαφορετικής φόρτισης στο μηχανικό ερέθισμα της διάτασης. Εξαιτίας, λοιπόν, της διαφορετικής μορφολογίας και της λοξής θέσης της έξω κεφαλής ως προς τον αχίλλειο τένοντα, η έσω κεφαλή αναπτύσσει μεγαλύτερες δυνάμεις, κατά τη μυϊκή συστολή, καθώς η έξω διαχέει ένα μέρος της δύναμης λόγω της γωνίας που σχηματίζεται σε σχέση με τον τένοντα (Edama et al., 2014). Αυτή η διαφορετικότητα στη μεταφορά δύναμης δημιουργεί διαφορετική αρχιτεκτονική με μεγαλύτερες γωνίες πρόσφυσης και κοντύτερα μυϊκά δεμάτια για την έσω κεφαλή σε σχέση με την έξω (Fukunaga et al., 1997, Luthi et al., 1986). Οι μύες με μικρή γωνία πρόσφυσης, όπως ο ΠΤ της έξω κεφαλής ($\approx 14^\circ$), ίσως να αναπτύσσονται με

την προσθήκη σαρκομερίων σε σειρά, ενώ στον ΚΤ της έσω κεφαλής με μεγαλύτερη γωνία πρόσφυσης ($\approx 22^\circ$), η προσθήκη σαρκομερίων μπορεί να γίνεται και σε παράλληλη δομή (Legerlotz et al., 2010; Benard et al., 2011).

5.3 Εγκάρσια διατομή του Γαστροκνημίου

Το πρωτόκολλο στατικών διατάσεων που εφάρμοσαν οι αθλήτριες στο σκέλος παρέμβασης, επέφερε σημαντική διαφορά της εγκάρσιας διατομής και στα δυο σκέλη ($p < 0.001$) από την αρχική μέτρηση έως το τέλος της παρέμβασης. Η αύξηση αυτή διατηρήθηκε 3 εβδομάδες μετά τη διακοπή του πρωτοκόλλου ($p > 0.975$). Ωστόσο, το σκέλος παρέμβασης είχε μεγαλύτερη βελτίωση σε σχέση με το σκέλος ελέγχου ($p < 0.001$). Τα αποτελέσματα αυτά δηλώνουν αρχικά ότι η εφαρμογή τέτοιου είδους επιπρόσθετης προπόνησης, πυροδοτεί μηχανισμούς υπερτροφίας. Είναι γνωστό ότι στα θηλαστικά οι μυϊκές ίνες μπορεί να αυξηθούν σε πολύ μικρό χρονικό διάστημα από τη γέννηση, μέσα στους πρώτους μήνες, ενώ στα επόμενα στάδια ανάπτυξης αυξάνεται η εγκάρσια διατομή του μυός και γενικότερα το μέγεθος, ως αποτέλεσμα υπερτροφίας των ινών (Goldspink, 1972; Antonio, & Gonyea, 1993). Στο στάδιο της ωρίμανσης οι μύες αυξάνουν τη φυσιολογική εγκάρσια διατομή τους για την επαρκή ανάπτυξη δύναμης σε ένα λειτουργικό εύρος κίνησης και έκτασης του μήκους του μυός (Weide et al., 2015). Από τη στιγμή που η προπόνηση διατάσεων μεταβάλλει το λειτουργικό αυτό εύρος, ο μυς προσπαθεί να ανταποκριθεί σε αυτήν την προσαρμογή αυξάνοντας ανάλογα την εγκάρσια διατομή του. Ο Weide και συν. (2015) αναφέρουν ότι εξαιτίας των ανεβασμένων δεικτών αυξητικών παραγόντων στο αίμα κατά την εφηβεία, η ανάπτυξη των μυών ίσως να οφείλεται περισσότερο σε υπερτροφία, παρά σε προσθήκη σαρκομερίων σε σειρά, ενώ οι ίδιοι συγγραφείς συμπεραίνουν ότι οι αλλαγές στη γαστέρα του μυός οφείλονται στην υπερτροφία των μυϊκών δεματίων αθροιστικά με αυξήσεις των μηκών των απονευρώσεων και της γωνίας πρόσφυσης.

Στην περίοδο της εφηβείας, δεδομένων των αλλαγών που συμβαίνουν στη μάζα του σώματος και στο μήκος της κνήμης, το μυοτενόντιο σύμπλεγμα της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου αναμένεται να φτάσει στο βέλτιστο μήκος, όπως και η φυσιολογική εγκάρσια διατομή του (Morse et al., 2008; O'Brien et al., 2010). Το βέλτιστο αυτό μήκος είναι ουσιαστικά αυτό που ανταποκρίνεται στη γωνία της άρθρωσης που χρησιμοποιείται πιο συχνά (Herring, Grimm, & Grimm, 1984; Huijing, & Jaspers, 2005). Επομένως, η αύξηση αυτή της εγκάρσιας διατομής και των δυο κεφαλών του μυός στο σκέλος παρέμβασης αντανάκλα την ανάπτυξη της γεωμετρίας του μυός, ως απόκριση στις μηχανικές απαιτήσεις του αυξημένου εύρους κίνησης και στις απαιτήσεις της ισχύος του αθλήματος.

5.3 Παράμετροι μονοποδικού άλματος

Όπως προαναφέρθηκε στο κεφάλαιο των αποτελεσμάτων, δε βρέθηκε καμία συσχέτιση μεταξύ του μήκους των μυϊκών δεματίων με καμία παράμετρο του άλματος που εξετάστηκε στα χρονικά σημεία 0 και 12 εβδομάδα. Το εύρημα αυτό συμφωνεί με τους Legerlotz και συν. (2010), όπου αναφέρουν την απουσία τέτοιων συσχετίσεων στις αναπτυξιακές ηλικίες. Επιπλέον, τα κάθετα άλματα καθορίζονται από πολλούς παράγοντες, όπως η μέγιστη δύναμη που αναπτύσσεται από τους εμπλεκόμενους μύες, τον ρυθμό με τον οποίο αναπτύσσεται αυτή η δύναμη και τη

νευρομυϊκή προσαρμογή των άνω, και κυρίως, των κάτω άκρων (Harman, Rosenstein, Frykman, & Rosenstein, 1990). Επιπροσθέτως, ο τύπος των μυϊκών ινών και η σύσταση της βαριάς αλυσίδας της μυοσίνης (Harridge et al., 1996), η εγκάρσια διατομή του μυός (Aagaard, & Thorstensson, 2003), η μέγιστη δύναμη (Schmidtbleicher, 1992), οι γλοιιοελαστικές ιδιότητες του μυοτενόντιου συνόλου (Bojsen-Moller, Magnusson, Rasmussen, Kjaer, & Aagaard, 2005) και νευρικοί παράγοντες (Aagaard et al., 2002) επηρεάζουν τον ρυθμό εφαρμογής της δύναμης και το τελικό αποτέλεσμα του ύψους του άλματος. Ενδεχομένως, λοιπόν, η απουσία συσχετίσεων μπορεί να οφείλεται σε αυτή την πολυπαραγοντική εξάρτηση των παραμέτρων του κάθετου άλματος, με τα προαναφερθέντα. Επιπλέον, οι συσχετίσεις αφορούν σε ένα από τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά, το μήκος των μυϊκών δεματίων σε μύες που ουσιαστικά συμμετέχουν κατά 25% περίπου, στην τελική απόδοση του ύψους του άλματος (Pandy, & Zajac, 1991). Πιθανόν, το μέγεθος του μυός που συμβάλλει στην ανάπτυξη της δύναμης (Lieber, 1993), το οποίο στην παρούσα μελέτη εκφράζεται με την ανατομική εγκάρσια διατομή, μπορεί να εξηγή την αύξηση του ύψους του άλματος και στα δυο σκέλη. Και ειδικότερα, το μέγεθος της έξω κεφαλής, καθώς συμβάλλει περισσότερο σε δυναμικές κινήσεις στην εφηβική ηλικία, από ότι στην ενήλικη (Secomb et al., 2015c).

Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική αύξηση του ύψους άλματος και στα δυο σκέλη ($p = 0.019$), με το σκέλος παρέμβασης να παρουσιάζει σημαντικά μεγαλύτερη αύξηση σε σχέση με το σκέλος ελέγχου ($p = 0.001$). Το γεγονός της αύξησης και στα δυο σκέλη μπορεί να οφείλεται είτε στην ωρίμανση (Meylan, Cronin, Oliver, Hughes, & McMaster, 2012) είτε στην καθ αυτου προπόνηση πετοσφαίρισης (Lidor, & Ziv, 2010). Σε έρευνα του Meylan και συν. (2012) φαίνεται ότι τα επίπεδα ωρίμανσης των παιδιών επηρεάζουν την απόδοση τόσο στα κατακόρυφα, όσο και στα οριζόντια άλματα. Αυτό οφείλεται περισσότερο στον κινητικό έλεγχο, ο οποίος αποκτάται μέσω της προπόνησης (Meylan et al., 2012). Οι ίδιοι συγγραφείς συμπληρώνουν ότι κατά την ανάπτυξη και την ωρίμανση, οι διαφορές που συναντώνται στον κινητικό έλεγχο του άλματος και σχετίζονται με την ωρίμανση, εντοπίζονται κυρίως στην έκκεντρη φάση (Meylan et al., 2012). Η παρατήρηση αυτή εντοπίζεται και στην παρούσα μελέτη, καθώς εντοπίστηκε διαφορά στον ρυθμό εφαρμογής της δύναμης των 150 ms της έκκεντρης φάσης της καμπύλης του άλματος, μεταξύ των σκελών. Ο ρυθμός εφαρμογής δύναμης μελετήθηκε στην τελευταία φάση ανάπτυξής του, φαίνεται να σχετίζεται περισσότερο με τη μέγιστη εκούσια σύσπαση (Andersen, & Aagaard 2006). Παρά την αύξηση του άλματος και στα δυο σκέλη, ο PEA για το διάστημα 100-150 ms, παρέμεινε αμετάβλητος για το σκέλος παρέμβασης ($p = 0.516$), ενώ βρέθηκε αύξηση αυτού στο σκέλος ελέγχου ($p = 0.032$). Ωστόσο, δε βρέθηκε διαφορά μεταξύ των σκελών ($p = 0.140$). Προηγούμενες μελέτες με πρωτόκολλα στατικών διατάσεων 3 εβδομάδων ή 30 συνεδριών, έδειξαν ότι ο PEA παρέμεινε αμετάβλητος, τόσο στην πρώιμη όσο και στην ύστερη φάση ανάπτυξής του (Blazevich et al., 2014; Guissard, & Duchateau, 2004). Στην παρούσα μελέτη δε διερευνήθηκε η σκληρότητα του μυοτενόντιου συνόλου. Η σκληρότητα επηρεάζει την ικανότητα του τένοντα να αποθηκεύει ενέργεια και να την αποδίδει (Fukashiro et al., 2006; Secomb et al., 2015b), επομένως σε δυναμικές κινήσεις που εμπλέκεται

ο κύκλος διάτασης-βράχυνσης, όπως το κατακόρυφο άλμα, θα επηρεάζεται και η απόδοση.

Τα ευρήματα των παραμέτρων του άλματος που διερευνήθηκαν (ύψος άλματος και ΡΕΔ), πιθανόν να αποδίδονται στη μείωση της σκληρότητας του μυοτενόντιου συνόλου. Πρόσφατη συστηματική ανασκόπηση των Medeiros και Lima (2017), αναδεικνύει την θετική επίδραση της χρόνιας προπόνησης διατάσεων στη μυϊκή απόδοση, όταν αυτές εμπεριέχουν έκκεντρη φάση, δηλαδή τον κύκλο διάτασης-βράχυνσης. Ωστόσο, ο «κύκλος διάτασης-βράχυνσης» επηρεάζεται σημαντικά από την σκληρότητα του μυοτενόντιου συνόλου. Η υποχωρητικότητα του μυός επιτρέπει την αποθήκευση περισσότερης ενέργειας, η οποία εκφράζεται στη συνέχεια ως απόδοση (Wilson, Elliott, & Wood, 1992). Επομένως, οι διαφορές του ρυθμού εφαρμογής δύναμης στο σκέλος ελέγχου, μπορεί να οφείλονται και στην αλλαγή του λειτουργικού εύρους κίνησης της ποδοκνημικής, όπου απουσιάζουν οι κατά μήκος αρχιτεκτονικές προσαρμογές, οι οποίες ίσως να διευκόλυναν την εφαρμογή της δύναμης στο νέο εύρος κίνησης.

Εν κατακλείδι, η αύξηση του ύψους που βρέθηκε και στα δυο σκέλη (ΣΕ = 17% και ΣΠ = 27%), μπορεί να οφείλεται στον καλύτερο κινητικό έλεγχο του άλματος ή στη βελτίωση της τεχνικής των αθλητριών, στο νέο εύρος κίνησης, την αύξηση της εγκάρσιας διατομής των γαστροκνημίων και στις μηχανικές αλλαγές του μυοτενόντιου συνόλου. Περαιτέρω έρευνα θα πρέπει να μελετήσει τέτοιες παραμέτρους σε αναπτυσσόμενο πληθυσμό, ούτως ώστε να διαλευκανθεί η επίδραση της χρόνιας προπόνησης διατάσεων σε αυτούς του μηχανισμούς.

5.3 Περιορισμοί

Κύριος περιορισμός της έρευνας είναι ότι δεν μελετήθηκε η συμβολή του αχίλλειου τένοντα και οι πιθανές προσαρμογές του, μετά την εφαρμογή μακροχρόνιας προπόνησης διάτασης. Επιπλέον, δεν εξετάστηκε η σκληρότητα του μυοτενόντιου συνόλου και οι νευρικοί μηχανισμοί, που αφορούν στην άμεση και χρόνια επίδραση των διατάσεων σε παραμέτρους ισχύος και στο εύρος κίνησης των αρθρώσεων. Τα αποτελέσματα αφορούν σε αθλήτριες πετοσφαίρισης, ηλικίας 13-15 ετών και δε μπορούν να γενικευθούν σε άλλο πληθυσμό. Επίσης, τα αποτελέσματα αφορούν μόνο στους υπό εξέταση μύες των κάτω άκρων και δε μπορούν να γενικευτούν σε άλλους μύες. Τέλος, η γωνία της ποδοκνημικής άρθρωσης αξιολογήθηκε με δοκιμασία πεδίου (διάταση στον τοίχο σε όρθια θέση) όπου το εύρος της μετριέται υποκειμενικά, με βάση το σημείο του πόνου της αθλήτριας (0-10) και την εκτίμηση του προπονητή κατά τη διάρκεια της παθητικής διάτασης. Ωστόσο, πρόκειται για δοκιμασία δημοσιευμένη και αξιόπιστη.

5.4 Περαιτέρω Έρευνα

Περαιτέρω έρευνα θα πρέπει να συμπεριλάβει νευρικούς παράγοντες σε τέτοιου είδους επιδράσεις και να μελετήσει τις μεταβολές και τη συμβολή του αχίλλειου τένοντα. Επιπλέον, θα πρέπει να εξεταστούν πρωτόκολλα χρόνιας διάτασης και μικρότερης διάρκειας και σε άλλους πληθυσμούς αναπτυξιακών ηλικιών, σε βάθος χρόνου, ούτως ώστε να μπορούν να γενικευθούν τα αποτελέσματα και να προσδιοριστούν τα χαρακτηριστικά της προπόνησης ευκαμψίας. Ενδεχομένως, μεγαλύτερης διάρκειας πρωτόκολλα χρόνιας διάτασης να αποκαλύψουν επιπλέον

προσαρμογές στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά.

VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

- Η χρόνια προπόνηση στατικών διατάσεων σε αναπτυξιακές ηλικίες πυροδοτεί μηχανισμούς μυϊκής υπερτροφίας, όπως η αύξηση του μήκους των μυϊκών δεματίων και της εγκάρσιας διατομής, χαρακτηριστικά τα οποία μεταβάλλουν τη στρατηγική ανάπτυξης της γεωμετρίας του μυός.
- Η χρόνια προπόνηση διατάσεων στους πελματιαίους καμπήρες βελτιώνει το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής στο σκέλος παρέμβασης και ταυτόχρονα φαίνεται να επιδρά διασταυρούμενα στο σκέλος ελέγχου, όπου η αύξηση του εύρους κίνησης δεν συνοδεύεται από αρχιτεκτονικές προσαρμογές.
- Η χρόνια εφαρμογή στατικών διατάσεων αυξάνει τη διατασιμότητα των μυϊκών δεματίων, μόνο στο σκέλος παρέμβασης, χωρίς διασταυρούμενη επίδραση στο σκέλος ελέγχου, παρά το αυξημένο εύρος κίνησης.
- Η επιπρόσθετη προπόνηση διατάσεων στους πελματιαίους καμπήρες αυξάνει το ύψος του άλματος.
- Η αύξηση του μήκους των μυϊκών δεματίων και της εγκάρσιας διατομής, η διατασιμότητα των μυϊκών δεματίων και το αυξημένο εύρος κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης διατηρούνται για τις επόμενες τρεις εβδομάδες διακοπής της εφαρμογής των διατάσεων, κατά τις οποίες οι αθλήτριες συνεχίζουν την προπόνηση πετοσφαίρισης.

IV. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Aagaard, P., Andersen, J. L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A. M., Wagner, A., Magnusson, S. P., Halkjaer-Kristensen, J., & Simonsen, E. B. (2001). A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *Journal of Physiology*, 53 (2), 613–623.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 93(4), 1318-1326.
- Aagaard, P. & Thorstensson, A. (2003). Neuromuscular aspects of exercise—adaptive responses evoked by strength training. In: Kjær M (eds) *Textbook of Sport Medicine*. Blackwell, London, pp 70–106
- Abe, T., Fukashiro, S., Harada, Y., & Kawamoto, K. (2001). Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters. *Journal of Physiological Anthropology & Applied Human Science*, 20(2), 141-147.
- Abe, T., Kondo, M., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (1994). Prediction equations for body composition of Japanese adults by B-mode ultrasound. *American Journal of Human Biology*, 6(2), 161–170.
- Abe, T. K., Kumagai, K., & Brechue, W. F. (2000). Fascicle length of leg muscle is greater in sprinters than in distance runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(6), 1125–1129.
- Abe, T., Loenneke, J. P. & Thiebaud, R. S. (2015). Morphological and functional relationships with ultrasound measured muscle thickness of the lower extremity: a brief review. *Ultrasound*, 23(3), 166–173.
- Abellaneda, S., Guissard, N. & Duchateau, J. (2009). The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals, *Journal of applied physiology*, 106(1), 169-177.
- Alexander, R. M., & Vernon, A. (1975). The mechanics of hopping by kangaroos (Macropodidae). *Journal of Zoology*, 177(2), 265-303.
- Alter, M. J. (2004). *Science of flexibility* (3rd ed.) Champaign, IL: Human Kinetics, 17- 373.
- Alonso, J., McHugh, M. P., Mullaney, M. J., & Tyler, T. F. (2009). Effect of hamstring flexibility on isometric knee flexion angle–torque relationship. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(2), 252-256.
- Andersen, L. L., & Aagaard, P. (2006). Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *European Journal of Applied Physiology*, 96(1), 46-52.
- Antonio, J., & Gonyea, W. J. (1993). Skeletal muscle fiber hyperplasia. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 25(12), 1333-1345.
- Arampatzis, A., Mademli, L., Monte, G. D., & Walsh, M. (2007). Changes in fascicle length from rest to maximal voluntary contraction affect the assessment of voluntary activation. *Journal of Biomechanics*, 40(14), 3193–3200.

- Arndt, A., Bruggemann, G. P., Koebke, J., & Segesser, B. (1999). Asymmetrical loading of the human triceps surae: mediolateral force differences in the Achilles tendon. *Foot & Ankle International*, 20(7), 444–449.
- Arts, I. M., Pillen, S., Overeem, S., Jurgen Schelhaas, H., & Zwarts, M. J. (2007). Rise and fall of skeletal muscle size over the entire life span. *Journal of the American Geriatrics Society*, 55(7), 1150-1152.
- 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(10), 1090-1096.
- Baroni, B. M., Geremia, J. M., Rodrigues, R., De Azevedo Franke, R., Karamanidis, K., & Vaz, M. A. (2013). Muscle architecture adaptations to knee extensor eccentric training: rectus femoris vs. vastus lateralis. *Muscle & Nerve*, 48(4), 498-506.
- Barrett, U., Harrison D. (2002). Comparing muscle function of children and adults: Effects of scaling for muscle size. *Pediatric Exercise Science* 14, 369-3.
- Behan, F. P., Maden-Wilkinson, T. M., Pain, M. T., & Folland, J. P. (2018). Sex differences in muscle morphology of the knee flexors and knee extensors. *PloS One*, 13(1), e0190903.
- Behm, D. G., Blazevich, A. J., Kay, A. D., & McHugh, M. (2015). Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. *Applied Physiology, Nutrition, & Metabolism*, 41(1), 1-11.
- 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(5), 587.
- Benard, M. R., Harlaar, J., Becher, J. G., Huijing, P. A., & Jaspers, R. T. (2011). Effects of growth on geometry of gastrocnemius muscle in children: a three-dimensional ultrasound analysis. *Journal of Anatomy*, 219(3), 388-402.
- Benjamin, M., Kaiser, E., & Milz, S. (2008). Structure function relationship in tendons: a review. *Journal of Anatomy*. 212(3), 211-228.
- Binzoni, T., Bianchi, S., Hanquinet, S., Kaelin, A., Sayegh, Y., Dumont, M., & Jéquier, S. (2001). Human gastrocnemius medialis pennation angle as a function of age: from newborn to the elderly. *Journal of Physiological Anthropology & Applied Human Science*, 20(5), 293-298.
- Blahnik, J. (2013). *Full body flexibility*. Human Kinetics: Champaign, IL.
- Blazevich, A. J., Cannavan, D., Coleman, D. R., & Horne, S. (2007). Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of Applied Physiology*, 103(5), 1565-1575.
- Blazevich, A. J, Cannavan, D, Waugh, C. M, Miller, S. C., Thorlund, J. B., Aagaard, P., & Kay, A. D. (2014). Range of motion neuromechanical and architectural adaptations to plantar flexor stretch training in humans. *Journal of Applied Physiology*, 117(5), 452–462.

- Blazevich, A. J., Cannavan, D., Waugh, C. M., Fath, F., Miller, S. C., & Kay, A. D. (2012). Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*, 113(9), 1446-1455.
- Blazevich, A. J., Coleman, D. R., Horne, S., & Cannavan, D. (2009). Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment. *European Journal of Applied Physiology*, 105(6), 869-878.
- Blazevich, A. J., & Sharp, N. C. (2005). Understanding muscle architectural adaptation: macro-and micro-level research. *Cells Tissues Organs*, 181(1), 1-10.
- Bojsen-Møller, J., Magnusson, S. 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(3), 986-994.
- Brand, R. A., Pedersen, D. R., & Friederich, J. A. (1986). The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *Journal of Biomechanics*, 19(8), 589-596.
- Byrne, C., Twist, C., & Eston, R. (2004). Neuromuscular function after exercise induced muscle damage: theoretical and applied implications. *Sports Medicine*, 34(1), 49-69.
- Carroll, T. J., Herbert, R. D., Munn, J., Lee, M., & Gandevia, S. C. (2006). Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *Journal of Applied Physiology*, 101(5), 1514-1522.
- Cheng, J. C., Chan, P. S., & Hui, P. W. (1991). Joint laxity in children. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 11(6), 752-756.
- Crawford, G.N. (1954). An experimental study of muscle growth in the rabbit. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 36, 294–303
- De Ste Croix, M. B., Deighan, M. A., & Armstrong, N. (2003). Assessment and interpretation of isokinetic muscle strength during growth and maturation. *Sports Medicine* 33, 727-743.
- DeVries, H. A. (1980). *Physiology of Exercise*, 3rd Ed. New York: WCB/McGraw-Hill, 462-472.
- Dix, D. J., & Eisenburg, B. R. (1990). Myosin mRNA accumulation and myofibrillargenesis at the myotendonous junction of stretched muscle fibres. *The Journal of Cell Biology*, 111(5), 1885-1894.
- Doix, A.-C. M., Lefevre, F., & Colson, S.S. (2013). Time Course of the Cross-Over Effect of Fatigue on the Contralateral Muscle after Unilateral Exercise. *PLoS One* 8(5), 1-8.
- Donti, O., Panidis, I., Terzis, G., & Bogdanis, G. C. (2019). Gastrocnemius Medialis Architectural Properties at Rest and During Stretching in Female Athletes with Different Flexibility Training Background. *Sports*, 7(2), 39.
- Donti, O., Papia, K., Toubekis, A., Donti, A., Sands, W. A., & Bogdanis, G. C. (2018). Flexibility training in preadolescent female athletes: Acute and long-term effects of intermittent and continuous static stretching. *Journal of Sports Sciences*, 36(13), 1453-1460.
- Duclay, J., Martin, A., Duclay, A., Cometti, G., & Pousson, M. (2009). Behavior of fascicles and the myotendinous junction of human medial gastrocnemius

- following eccentric strength training. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 39(6), 819-827.
- Earp, J. E., Kraemer, W. J., Newton, R. U., Comstock, B. A., Fragala, M. S., Dunn-Lewis, C., Solomon-Hill, G., Penwell, Z. R., Powell, M. D., & Volek, J. S. (2010). Lower-body muscle structure and its role in jump performance during squat, countermovement, and depth drop jumps. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 24, 722-729.
- Edama, M., Kubo, M., Onishi, H., Takabayashi, T., Inai, T., Yokoyama, E., Hiroshi, W., Satoshi, N., & Kageyama, I. (2014). The twisted structure of the human Achilles tendon. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(5), 497-503.
- Edama, M., Kubo, M., Onishi, H., Takabayashi, T., Inai, T., Yokoyama, E., Hiroshi, W., Satoshi, N., & Kageyama, I. (2015). The twisted structure of the human Achilles tendon. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(5), 497-503.
- Franchi, M. V., Atherton, P. J., Maganaris, C. N., & Narici, M. V. (2016). Fascicle length does increase in response to longitudinal resistance training and in a contraction-mode specific manner. *Springerplus*, 5(1), 94.
- Freitas, S. R., Andrade, R. J., Larcoupaille, L., Mil-homens, P., & Nordez, A. (2015). Muscle and joint responses during and after static stretching performed at different intensities. *European Journal of Applied Physiology*, 115(6), 1263-1272.
- Freitas, S. R., & Mil-Homens, P. (2015). Effect of 8-week high-intensity stretching training on biceps femoris architecture. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(6), 1737-1740.
- Friedrich, J. A., & Brand R. A. (1990). Muscle fiber architecture in the human lower limb. *Journal of Biomechanics*. 23(1), 91-95.
- Fujiwara, K., Ikegami, H., Okada, M., & Koyama, Y. (1982). Contribution of age and muscle strength of lower limbs to steadiness and stability in standing posture. *Journal of the Anthropological Society of Nippon*, 90(4), 385-400.
- Fukashiro S., Hay D. C., Nagano A. (2006). Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *Journal of Applied Biomechanics* 22, 131-147.
- Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., & Fukashiro, S. (1997). Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle *in vivo*. *Journal of Applied Physiology*, 82(1), 354-358.
- Fukunaga, T., Ito, M., Ichinose, Y., Kuno, S., Kawakami, Y., & Fukashiro, S. (1996). Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *Journal of Applied Physiology*, 8(3), 1430-1433.
- Fukunaga, T., Roy, R. R., Shellock, F. G., Hodgson, J. A., Day, M. K., Lee, P. L., Kwong-Fu, H., & Edgerton, V. R. (1992). Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(6), 926-934.
- Gajdosik, R. L., Vander Linden, D. W., McNair, P. J., Williams, A. K., & Riggins, T. J. (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(9), 973-983.
- Gajdosik, R. L., Vander Linden, D. W., & Williams, A. K. (1999). Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Physical Therapy*, 79(9), 827-838.
- Gallina, A., Render, J. N., Santos, J., Shah, H., Taylor, D., Tomlin, T., & Garland, S. J. (2018). Influence of knee joint position and sex on vastus medialis regional architecture. *Applied Physiology, Nutrition, & Metabolism*, 43(6), 643-646.
- Gans, C., & Bock W. J. (1965). The functional significance of muscle architecture—a theoretical analysis. *Ergebnisse der Anatomie* 38: 115–142.
- Gans, C., & Gaunt, A. S. (1991). Muscle architecture in relation to function. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 53–65.
- Gans, C., & de Vree, F. (1987). Functional bases of fiber length and angulation in muscle. *Journal of Morphology*, 192(1) 63–85.
- Gleim, G. W., & McHugh, M. P. (1997). Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Medicine*, 24(5), 289–299.
- Goldspink, D. F. (1977). The influence of immobilization and stretch on protein turnover of rat skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 264(1), 267-282.
- Goldspink G (1972). Postembryonic growth and differentiation of striated muscle. In *The Structure and Function of Muscle* (ed. Bourne GH), pp. 179–236. Atlanta: Academic Press.
- Goldberg, A. L., Etlinger, J. D., Goldspink, D. F., & Jablecki, C. (1975). The mechanism of work induced hypertrophy of skeletal muscle. *Medicine & Science in Sports*, 7(3):185-198.
- Gosselin, L. E., & Burton, H. (2002). Impact of initial muscle length on force deficit following lengthening contraction in mammalian skeletal muscle. *Muscle & Nerve*, 25(6), 822-827.
- Griffiths, R. I. (1991). Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *The Journal of Physiology*, 436(1), 219-236.
- Guissard, N., & Duchateau, J. (2004). Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle & Nerve*, 29(2), 248-255.
- Haff, G. G., Stone, M., O'Bryant, H. S., Harman, E., Dinan, C., Johnson, R., & Han, K. H. (1997). Force-time dependent characteristics of dynamic and isometric muscle actions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 11(4), 269-272.
- Häkkinen, K. (1993). Neuromuscular fatigue and recovery in male and female athletes during heavy resistance exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 14(02), 53-59.
- Halar E. W., Stolov, W. C., Venkatsh, B., Brozovich, F. V., & Harley, J. D. (1978). Gastrocnemius muscle belly and tendon length in stroke and able-bodied persons. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 59(10), 476–484.
- Hansen, M., & Kjaer, M. (2016). Sex hormones and tendon. In *Metabolic Influences on Risk for Tendon Disorders* (pp. 139-149). Springer, Cham.

- Harman, E. A., Rosenstein, M. T., Frykman, P. N., & Rosenstein, R. M. (1991). The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Strength & Conditioning Journal*, 13(3), 38-39.
- Harridge, S. D. R., Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M. A., Reggiani, C., Esbjörnsson, M., & Saltin, B. (1996). Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflügers Archiv*, 432(5), 913-920.
- Haxton, H. A. (1944). Absolute muscle force in the ankle flexors of man. *Journal of Physiology*, 103(3), 267-273.
- Hayes, B. T., Harter, R. A., Widrick, J. J., Hoffman, M. A., Hicks-Little, C. A. (2012). Lack of neuromuscular origins of adaptation after long term stretching program. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(2), 99-106.
- Heckmatt, J. Z., Pier, N., & Dubowitz, V. (1988). Measurement of quadriceps muscle thickness and subcutaneous tissue thickness in normal children by real-time ultrasound imaging. *Journal of Clinical Ultrasound*, 16(3), 171-176.
- Hemmerich, A., Brown, H., Smith, S., Marthandam, S. S. K., & Wyss, U. P. (2006). Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(4), 770-781.
- Herbert, R. D., & Gandevia, S. C. (1995). Changes in pennation with joint angle and muscle torque: *in vivo* measurements in human brachialis muscle. *The Journal of Physiology*, 484(2), 523-532.
- Herbert, R. D., Moseley, A. M., Butler, J. E., & Gandevia, S. C. (2002). Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans. *The Journal of Physiology*, 539(2), 637-645.
- Herring, S. W., Grimm A. F., Grimm, B. R. (1984). Regulation of sarcomere number in skeletal muscle: a comparison of hypotheses. *Muscle Nerve*, 7, 161-173.
- Heslinga, J. W., & Huijing, P. A. (1992). Effects of short length immobilization of medial gastrocnemius muscle of growing young adult rats. *European Journal of Morphology*, 30(4), 257-273.
- Holt, J., Holt, L. E., & Pelham, T. W. (1996, July). Flexibility redefined. In *XIIIth International Symposium for Biomechanics in Sport* (pp. 170-174). Lakehead University, Ontario.
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(1), 3-13.
- Huijing, P. A. (1981). Bundle Strength, Fiber Length and Sarcomere Number in Human Gastrocnemius, *Journal of Anatomy*, 133, p. 132.
- Huijing, P. A. (1985). Architecture of the human gastrocnemius muscle and some functional consequences. *Acta Anatomica. (Basel)* 123 (2), 101-107.
- Huijing, P. A., & Jaspers, R. T. (2005). Adaptation of muscle size and myofascial force transmission: a review and some new experimental results. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 15(6), 349-380.

- Huijing, P. A. & Woittiez R. D. (1984). The effect of architecture on skeletal muscle performance: a simple planimetric model. *Netherlands Journal of Zoology*, 34, 21–32.
- Ichinose, Y., Kanehisa, H., Ito, M., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (1998). Morphological and functional differences in the elbow extensor muscle between highly trained male and female athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 78(2), 109–114.
- Ikai, M., & Fukunaga, T. (1968). Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *European Journal of Applied Physiology*, 26(1), 26–32.
- Ishida, Y., Kanehisa, H., Carroll, J. F., Pollock, M. L., Graves, J. E., & Leggett, S. H. (1995). Body fat and muscle thickness distributions in untrained young females. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(2), 270–274.
- Jakobsen, J. R., Jakobsen, N. R., Mackey, A. L., Koch, M., Kjaer, M., & Krogsgaard, M. R. (2018). Remodeling of muscle fibers approaching the human myotendinous junction, *Scandinavian Journal Medicine & Science in Sports*, 1–7.
- Jacobson, M. D., Raab, R., Fazeli, B. M., Abrams, R. A., Botte, M. J., & Lieber, R. L. (1992). Architectural design of the human intrinsic hand muscles. *The Journal of Hand Surgery*, 17(5), 804–809.
- Jarić, S., & Kukolj, M. (1996). Sila (jačina) i snaga u pokretima čoveka [In Serbian] Force (strength) and the strength of the movements of man. *Fizička Kultura*, (1-2), 15-28. Beograd.
- Johnson, M. A., Polgar, J., Weightman, D., & Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences*, 18(1), 111–29.
- Jung, D. Y., Koh, E. K., Kwon, O. Y., Yi, C. H., Oh, J. S., & Weon, J. H. (2009). Effect of medial arch support on displacement of the myotendinous junction of the gastrocnemius during standing wall stretching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(12), 867-874.
- Kawakami, Y., Abe, T., & Fukunaga, T. (1993). Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 74(6), 2740–2744.
- Kawakami, Y., Abe, T., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2006). Human skeletal muscle size and architecture: variability and interdependence. *American Journal of Human Biology: The Official Journal of the Human Biology Association*, 18(6), 845-848.
- Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S., & Fukunaga, T. (1995). Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *Journal of Applied Physiology*, 72(6), 37–43.
- Kawakami, Y., Ichinose, Y., & Fukunaga, T. (1998). Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *Journal of Applied Physiology*, 85(2), 398-404.
- Kawakami, Y., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2008). The relationship between passive ankle plantar flexion joint torque and gastrocnemius muscle and

- achilles tendon stiffness: implications for flexibility. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(5), 269-276.
- Kawakami, Y., Muraoka, Y., Kubo, K., Suzuki, Y., & Fukunaga, T., (2000). Changes in muscle size and architecture following 20 days of bed rest. *Journal of Gravitational Physiology*, 7(3), 53–59.
- Kay, A. D., & Blazevich, A. J. (2012). Effect of acute static stretch on maximal muscle performance: a systematic review. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(1), 154-164.
- Killen, B. S., Zelizney, K. L., & Ye, X. (2019). Crossover effects of unilateral static stretching and foam rolling on contralateral hamstring flexibility and strength. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(6), 533-539.
- Kinney, M. C., Dayanidhi, S., Dykstra, P. B., McCarthy, J. J., Peterson, C. A., & Lieber, R. L. (2017). Reduced skeletal muscle satellite cell number alters muscle morphology after chronic stretch but allows limited serial sarcomere addition. *Muscle & nerve*, 55(3), 384-392.
- Knudson, D. (1999). Stretching during warm-up: Do we have enough evidence? *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, 70(7), 24-27.
- Knudson, D. (2006). The biomechanics of stretching. *Journal of Exercise Science & Physiotherapy*, 2, 3.
- Knudson, D. V., Bennett, K., Corn, R., Leick, D., & Smith, C. (2001). Acute effects of stretching are not evident in the kinematics of vertical jump. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 15(1), 98-101.
- 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 & Conditioning Research*, 18(3), 654-656.
- Konrad, A., & Tilp, M. (2014). Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures. *Clinical Biomechanics*, 29(6), 636-642.
- Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2001). Effect of stretch training on the viscoelastic properties of human tendon structures *in vivo*. *Journal of Applied Physiology*, 92(2), 595-601.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2001). Growth changes in the elastic properties of human tendon structures. *International Journal of Sports Medicine*, 22(02), 138-143.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Takeshita, D., Kawakami, Y., Fukashiro, S., & Fukunaga, T. (2000). *In vivo* dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 170(2), 127–135.
- Kuno, S. Y., & Fukunaga, T. (1995). Measurement of muscle fibre displacement during contraction by real-time ultrasonography in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 70(1), 45-48.
- Kurihara, T., Kanehisa, H., Abe, T., Tsunoda, N., Fukunaga, T. & Kawakami, Y. (2007). Gastrocnemius muscle architecture and external tendon length in young boys. *Journal of Biomechanics*, 40, S690.

- Kumagai, K., Abe, T., Brechue, W. F., Ryushi, T., Takano, S., & Mizuno, M. (2000). Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *Journal of Applied Physiology*, 88(3), 811–816.
- Lee, M., & Carroll, T.J. (2007). Cross education: possible mechanisms for the contralateral effects of unilateral resistance training. *Sports Medicine* 37(1), 1-14.
- Legerlotz, K., Smith, H. K., & Hing, W. A. (2010). Variation and reliability of ultrasonographic quantification of the architecture of the medial gastrocnemius muscle in young children. *Clinical Physiology & Functional Imaging*, 30(3), 198-205.
- Legreneur, P., Morlon, B., & Van Hoecke, J., (1996). Simulation of *in situ* soleus isometric force output as a function of neural excitation. *Journal of Biomechanics*, 29(11), 1455-1462.
- Lidor, R., & Ziv, G. (2010). Physical characteristics and physiological attributes of adolescent volleyball players - A Review. *Pediatric Exercise Science*, 22(1), 114-134.
- Lieber, R. L. (1993). Skeletal muscle architecture: implications for muscle function and surgical tendon transfer. *Journal of Hand Therapy*, 6(2), 105-113.
- Lieber, R. L., & Brown, C. G. (1992). Quantitative method for comparison of skeletal muscle architectural properties. *Journal of Biomechanics*, 25(5), 557–560.
- Lieber, R. L., & Friden, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve*, 23(11), 1647–1666.
- Lieber, R. L., & Ward, S. R. (2011). Skeletal muscle design to meet functional demands. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 366(1570), 1466-1476.
- Lima, K. M., Carneiro, S. P., Alves, D. D. S., Peixinho, C. C., & de Oliveira, L. F. (2015). Assessment of muscle architecture of the biceps femoris and vastus lateralis by ultrasound after a chronic stretching program. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 25(1), 55-60.
- Lima B.N., Lucareli P.R.L., Gomes W.A., Silva J.J., Bley A.S., Hartigan E.H., Marchetti P.H. (2014). The acute effects of unilateral ankle plantar flexors static- stretching on postural sway and gastrocnemius muscle activity during single-leg balance tasks. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(3), 564-570.
- Linthorne, N. P. (2001). Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69(11), 1198-1204.
- Lloyd, R. S., Oliver J. L., Hughes M. G., Williams C. A. (2011). The influence of chronological age on periods of accelerated adaptation of stretch-shortening cycle performance in pre and postpubescent boys. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 25, 1889-1897.
- Loeb, G. E., Pratt, C. A., Chanaud, C. M., & Richmond, F. J. R. (1987). Distribution and innervation of short, interdigitated muscle fibers in parallel-fibered muscles of the cat hindlimb. *Journal of Morphology*, 191(1), 1–15.

- Luthi, J. M., Howald, H., Claasseen, H., Rosler, K., Vock, P., & Hoppeler, H. (1986). Structural changes in skeletal muscle tissue with heavy resistance exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 7(3), 123-127.
- Mademli, L., & Arampatzis, A. (2008). Mechanical and morphological properties of the triceps surae muscle-tendon unit in old and young adults and their interaction with a submaximal fatiguing contraction. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 18(1), 89-98.
- Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., & Duchateau, J. (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European Journal of Applied Physiology*, 116(6), 1091-1116.
- Maganaris, C. N., & Baltzopoulos, V. (1999). Predictability of *in vivo* changes in pennation angle of human tibialis anterior muscle from rest to maximum isometric dorsiflexion. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(3), 294-297.
- Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V. & Sargeant, A. J. (1998). *In vivo* measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function, *Journal of Physiology*, 512(2), 603-614.
- Maganaris, C. N., & Paul, J. P. (1999). *In vivo* human tendonmechanical properties. *The Journal Physiology*, 521(1), 307-313.
- Magnusson, S. P. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8(2), 65-77.
- Magnusson, P., & Renström, P. (2006). The European College of Sports Sciences Position statement: The role of stretching exercises in sports. *European Journal of Sport Science*, 6(2), 87-91.
- Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Sørensen, H., & Kjaer, M. (1996). A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 497(Pt 1), 291.
- Malina, R. M. (2001). Physical activity and fitness: pathways from childhood to adulthood. *American Journal of Human Biology: The Official Journal of the Human Biology Association*, 13(2), 162-172.
- Malliaras, P., Cook, J. L., & Kent, P. (2006). Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 9(4), 304-309.
- Maughan, R. J., Watson, J. S., & Weir, J. (1983). Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 338(1), 37-49.
- Maurits, N. M., Beenakker, E. A. C., van Schaik, D. E. C., Fock, J. M., & van der Hoeven, J. H. (2004). Muscle ultrasound in children: normal values and application to neuromuscular disorders. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 30(8), 1017-1027.
- McLellan, C. P., Lovell, D. I., & Gass, G. C. (2011). The role of rate of force development on vertical jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(2), 379-385.
- Medeiros, D. M., & Lima, C. S. (2017). Influence of chronic stretching on muscle performance: Systematic review. *Human Movement Science*, 54, 220-229.

- Mero, A., Luhtanen, P., Vitasalo, J., & Komi, P. (1981). Relationship between the maximal running velocity, muscle fiber characteristics, force production and force relaxation of sprinters. *Scandinavian Journal of Sports of Science* 3, 16-22.
- Meylan, C. M., Cronin J., Hopkins W. G., Oliver J. (2013). Adjustment of measures of strength and power in youth male athletes differing in body mass and maturation. *Pediatric Exercise Science* 26, 41-48.
- Meylan, C. M., Cronin, J. B., Oliver, J. L., Hughes, M. G., & McMaster, D. (2012). The reliability of jump kinematics and kinetics in children of different maturity status. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(4), 1015-1026.
- Mirwald, R. L., Baxter-Jones, A. D., Bailey, D. A., & Beunen, G. P. (2002). An assessment of maturity from anthropometric measurements. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(4), 689-694.
- Miyatani, M., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2000). Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle volume of the upper arm. *European Journal of Applied Physiology*, 82(5-6), 391–396.
- Miyatani, M., Kanehisa H., Ito M., Kawakami Y. & Fukunaga T. (2004). The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. *European Journal of Applied Physiology*, 91(2-3), 264–272.
- Mohagheghi, A. A., Khan, T., Meadows, T. H., Giannikas, K., Baltzopoulos, V., & Maganaris, C. N. (2008). *In vivo* gastrocnemius muscle fascicle length in children with and without diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50(1), 44-50.
- Moltubakk, M.M.H. (2019). *Effects of Long-Term Stretching Training on Muscle-Tendon Morphology, Mechanics and Function*. Ph.D. Thesis, Norges Idrettshøgskole, Oslo, Norway, 2019.
- Morse, C. I., Degens, H., Seynnes, O. R., Maganaris, C. N., & Jones, D. A. (2008). The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The Journal of Physiology*, 586(1), 97–106.
- Morse, C. I., Tolfrey, K., Thom, J. M., Vassilopoulos, V., Maganaris, C. N., & Narici, M. V. (2008). Gastrocnemius muscle specific force in boys and men. *Journal of Applied Physiology*, 104(2), 469-474.
- Moss, F. P., & Leblond, C. P. (1971). Satellite cells as the source of nuclei in muscles of growing rats. *The Anatomical Record*, 170(4), 421-435.
- Muhl, Z. F. (1982). Active length-tension relation and the effect of muscle pinnation on fiber lengthening. *Journal of Morphology*, 173(3), 285-292.
- Naciri, M. V., Binzoni, T., Hiltbrand, E., Fasel, J., Terrier, F., & Cerretelli, P., (1996). *In vivo* human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *The Journal of Physiology*, 496(1), 287-297.
- Narici, M. V., Landoni, L., & Minetti, A. E. (1992). Assessment of human knee extensor muscles stress from *in vivo* physiological cross-sectional area and

- strength measurements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65(5), 438-444.
- Narici, M. V., Maganaris, C. N., Reeves, N. D., & Capodaglio, P. (2003). Effect of aging on human muscle architecture. *Journal of Applied Physiology*, 95(6), 2229-2234.
- Nakamura, M., Ikezoe, T., Takeno, Y., & Ichihashi, N. (2012). Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle tendon unit *in vivo*. *European Journal of Applied Physiology*, 112(7), 2749-2755.
- Nelson, A. G., Kokkonen, J., Winchester, J. B., Kalani, W., Peterson, K., Kenly, M. S., & Arnall, D. A. (2012). A 10-week stretching program increases strength in the contralateral muscle. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(3), 832-836.
- Nimphius, S., McBride, J. M., Rice, P. E., Goodman-Capps, C. L., & Capps, C. R. (2019). Comparison of Quadriceps and Hamstring Muscle Activity during an Isometric Squat between Strength-Matched Men and Women. *Journal of Sports Science & Medicine*, 18(1), 101.
- Nimphius, S., McGuigan M. R., Newton R. U. (2012). Changes in muscle architecture and performance during a competitive season in female softball players. *Journal of Strength & Conditioning Research* 26, 2655-2666.
- Noorkoiv, M., Stavnsbo, A., Aagaard, P., & Blazevich, A. J. (2010). *In vivo* assessment of muscle fascicle length by extended field-of-view ultrasonography. *Journal of Applied Physiology*, 109(6), 1974-1979.
- O'Brien, T. D., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., Jones, D. A., & Maganaris, C. N. (2010). Muscle-tendon structure and dimensions in adults and children. *Journal of Anatomy*, 216(5), 631-642.
- Okada, M. (1973). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of Human Ergology*, 1(1), 75-93.
- Ounjian, M., Roy, R. R., Eldred, E., Garfinkel, A, Payne, J. R., Armstrong, A., Toga, A.W., Edgerton, V. R. (1991). Physiological and developmental implications of motor unit anatomy. *Developmental Neurobiology*, 22(5), 547-559.
- Pandy, M. G., & Zajac, F. E. (1991). Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 1-10.
- Pamboris, G. M., Noorkoiv, M., Baltzopoulos. V., Gokalp, H., Marzilger, R., & Mohagheghi, A. A. (2018). Effects of an acute bout of dynamic stretching on biomechanical properties of the gastrocnemius muscle determined by shear wave elastography. *PLoS One*, 13(5), e0196724.
- Paradisis, G. P., Pappas, P. T., Theodorou, A. S., Zacharogiannis, E. G., Skordilis, E. K., & Smirniotou, A. S. (2014). Effects of static and dynamic stretching on sprint and jump performance in boys and girls. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(1), 154-160.
- Pate, R., Oria, M., & Pillsbury, L. (2012). Fitness Measures for a National Youth Survey. In *Fitness Measures and Health Outcomes in Youth*. National Academies Press (US).

- Prilutsky, B. I., & Zatsiorsky, V. M. (1994). Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *Journal of Biomechanics*, 27(1), 25-34.
- Potier, T. G., Alexander, C. M., & Seynnes, O. R. (2009). Effects of eccentric strength training on biceps femoris muscle architecture and knee joint range of movement. *European Journal of Applied Physiology*, 105(6), 939-944.
- Powell, P., Roy, R. R., Kanim, P., Bello, M. A., & Edgerton, V. R. (1984). Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. *Journal of Applied Physiology*, 57(6), 1715-1721.
- 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(8), 1389-1396.
- Proske, U., & Morgan, D. L. (2004). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *The Journal of Physiology*, 537(2), 333-345.
- Reeves, N. D., Maganaris, C. N., & Narici, M. V. (2003). Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *The Journal of Physiology*, 548(3), 971-981.
- Rose, J., & Gamble J. G. (1994). *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Round, J. M., Jones, D. A., Honour, J. W., & Nevill, A. M. (1999). Hormonal factors in the development of differences in strength between boys and girls during adolescence: a longitudinal study. *Annals of Human Biology*, 26(1), 49-62.
- Rubini, E. C., Costa, A. L., & Gomes, P. S. (2007). The effects of stretching on strength performance. *Sports Medicine*, 37(3), 213-224.
- Rutherford, O. M., & Jones, D. A. (1992). Measurement of fiber pennation using ultrasound in the human quadriceps *in vivo*. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65(5), 433-437.
- Sands, W. A., & McNeal, J. R. (2013). Mobility development and flexibility in youths. *Strength and conditioning for young athletes*. London: Routledge, 132-45.
- Schmidtbleicher, D (1992). Training for power events. In: *Komi PV (eds) Strength and Power in Sport*. Blackwell, London, pp 381-395.
- Schrier, I., & Gossal, K. (2000). Myths and truths of stretching: Individualized recommendations for healthy muscles. *Physician Sports Medicine*, 28, 57-63.
- Scholten, R. R., Pillen, S., Verrips, A., & Zwarts, M. J. (2003). Quantitative ultrasonography of skeletal muscles in children: normal values. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 27(6), 693-698.
- Scott, S. H., Engstrom, C. M., & Loeb, G. E. (1993). Morphometry of human thigh muscles. Determination of fascicle architecture by magnetic resonance imaging. *Journal of Anatomy*, 182(2), 249-257.
- Secomb, J. L., Farley, O. R., Lundgren, L., Tran, T. T., King, A., Nimphius, S., & Sheppard, J. M. (2015a). Associations between the performance of scoring manoeuvres and lower-body strength and power in elite surfers. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 10(5), 911-918.

- Secomb J. L., Lundgren L., Farley O. R., Tran T. T., Nimphius S., Sheppard J. M. (2015b). Relationships between lower-body muscles structure and lower-body strength, power and muscle-tendon complex stiffness. *Journal of Strength & Conditioning Research* 29, 2221-2228.
- Secomb, J. L., Nimphius, S., Farley, O. R., Lundgren, L. E., Tran, T. T., & Sheppard, J. M. (2015c). Relationships between lower-body muscle structure and, lower-body strength, explosiveness and eccentric leg stiffness in adolescent athletes. *Journal of Sports Science & Medicine*, 14(4), 691.
- Shellock, F. G., & Prentice, W. E. (1985). Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries. *Sports Medicine*, 2(4), 267-278.
- Shortland, A. P., Harris, C. A., Gough, M., & Robinson, R. O. (2002). Architecture of the medial gastrocnemius in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 44(3), 158-163.
- Simpson, C. L. (2015). *Muscle and tendon overload characteristics after six weeks of overloaded stretch training*. B.H.K., A Thesis Submitted In Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Master of Science. The University of British Columbia
- Simpson, C. L., Kim, B. D. H, Bourcet, M. R., Jones, G. R., & Jakobi, J. M. (2017). Stretch training induces unequal adaptation in muscle fascicles and thickness in medial and lateral gastrocnemii. *Scandinavian Journal of Medicine in Science & Sports*, 27(2), 1597-1604.
- Sjöström, M., Downham, D. Y., & Lexell, J. (1986). Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: Why is there a difference within a fascicle? *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 9(1), 30-36.
- Smith, C. A. (1994). The warm-up procedure: To stretch or not to stretch. A brief review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(1), 12–17.
- Spector, S. A., Gardiner, P. F., Zernicke, R. F., Roy, R. R., & Edgerton V. R. (1980). Muscle Architecture and Force-Velocity Characteristics of Cat Soleus and Medial Gastrocnemius: Implications for Motor Control. *Journal of Neurophysiology*, 44(5), 951-960.
- Spoor, C. W., van Leewen, J. L, van der Meulen, W.J., & Huson A. (1991). Active force-length relationship of human lowerleg muscles estimated from morphological data: a comparison of geometric muscle models. *European Journal of Morphology*, 29(3), 137–160.
- Steiger, J. H. (1980). Tests of comparing elements of a correlation matrix. *Psychologica Bulletin*, 87(2), 245-251
- Thom, J. M., Morse, C. I., Birch, K. M., & Narici, M. V. (2005). Triceps surae muscle power, volume, and quality in older versus younger healthy men. *Journal of Gerontology Series A—Biological Sciences and Medical Sciences* 60(9), 1111–1117.
- Thorstensson, A., Karlsson, J., Viitasalo, J. H. T., Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1976). Effect of strength training on EMG of human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 98(2), 232-236.

- Trappe, S. W., Trappe, T. A., Lee, G. A., & Costill, D. L. (2001). Calf muscle strength in humans. *International Journal of Sports Medicine*, 22(3), 186–91.
- Trotter, J. A. (1993). Functional morphology of force transmission in skeletal muscle. A brief review. *Acta Anatomica. (Basel)*, 146(4), 205–222.
- Vitasalo, J. T., Saukkonen, S. & Komi, P. V. (1980). Reproducibility of measurements of selected neuromuscular performance variables in man. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 20, 487-501.
- Weide, G., Huijing, P. A., Maas, J. C., Becher, J. G., Harlaar, J., & Jaspers, R. T. (2015). Medial gastrocnemius muscle growth during adolescence is mediated by increased fascicle diameter rather than by longitudinal fascicle growth. *Journal of Anatomy*, 226(6), 530-541.
- Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., & Edgerton, R. (1983). Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical Prthopaedics & Related Research*, 179, 275-283.
- Wilkie, D. R. (1949). The relation between force and velocity in human muscle. *The Journal of Physiology*, 110(3-4), 249-280.
- Williams, P. E., & Goldspink, G. (1971). Longitudinal growth of striated muscle fibres. *Journal of Cell Science*, 9, 751-767.
- Wilson, G. J., Lyttle, A. D., Ostrowski, K. J., & Murphy, A. J. (1995). Assessing dynamic performance: A comparison of rate of force development tests. *The Journal of Strength & Condition Research*, 9(3), 176-181.
- Wilson, G. J., & Murphy, A. J. (1996). The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sports Medicine*, 22(1), 19-37.
- Woittiez, R. D., Huijing, P. A., Boom, H. B. K., & Rozendal, R. (1984). A three-dimensional muscle model: a quantified relation between form and function of skeletal muscles. *Journal of Morphology* 182, 95-113.
- Wong, D. L., Hockenberry-Eaton, M., Wilson, D., Winkelstein, M. L., & Schwartz, P. (2001). *Wong's Essentials of Pediatric Nursing*, ed. 6, St. Louis, 2001 Mosby. P. 1301.
- Young, W. B., & Bilby, G. E. (1993). The effect of voluntary effort to influence speed of contraction on strength, muscular power, and hypertrophy development. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 7(3), 172-178.
- Young, W. B., & Behm, D. G. (2002). Should Static Stretching Be Used During a Warm-Up for Strength and Power Activities? *Strength & Conditioning Journal*, 24(6), 33-37.
- Yu, B., Gabriel, D., Noble, L., & An, K. N. (1999). Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(3), 318-329.
- Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4), 359-411.
- Zuurbier, C. J., & Huijing, P. A. (1993). Changes in geometry of actively shortening unipennate rat gastrocnemius muscle. *Journal of Morphology*, 218(2), 167-180.

V. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

1. Έντυπο συγκατάθεσης γονέων



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ
Εθνικόν και Καποδιστριακόν
Πανεπιστήμιον Αθηνών

Έντυπο
δήλωσης

συγκατάθεσης σε έρευνα

Σας προσκαλούμε να επιτρέψετε τη συμμετοχή του παιδιού σας σε έρευνα που διεξάγεται υπό την αιγίδα του Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών «Φυσική Αγωγή & Αθλητισμός» της Σχολής. Η έρευνα αφορά σε νεαρές αθλήτριες Πετοσφαίρισης ηλικίας 13-15 ετών και εστιάζει στη μελέτη της μακρόχρονης επίδρασης των στατικών διατάσεων στη μορφολογία των μυών και σε παραμέτρους αθλητικής απόδοσης.

Η έρευνα διεξάγεται από τη μεταπτυχιακή φοιτήτρια Πανίδα Ιόλη (6947-101424) με επιβλέπουσα την Επικ. καθηγήτρια Δόντη Ολύβια. Η διαδικασία της έρευνας περιλαμβάνει:

1. προσέλευση στο Εργαστήριο Αθλητικής Απόδοσης 6 φορές σε διάρκεια 15 εβδομάδων για: (α) την υπερηχογραφική αξιολόγηση αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών της έσω και της έξω κεφαλής του γαστροκνημίου μυός (β) την αξιολόγηση μυϊκής ισχύος και ρυθμού εφαρμογής δύναμης κατά την εκτέλεση μονοποδικών και διποδικών αλμάτων με προδιάταση, χωρίς αιώρηση χεριών και (γ) αξιολόγηση εύρους κίνησης της ποδοκνημικής
2. την συμμετοχή της κάθε αθλήτριας σε 12 εβδομάδες προπόνησης βόλλευ στις οποίες θα περιέχεται επιπλέον συστηματική προπόνηση διατάσεων (5 φορές/εβδομάδα) για το ένα σκέλος. Σας διαβεβαιώνουμε ότι η διαδικασία της έρευνας δεν ενέχει κινδύνους για τις αθλήτριες που θα λάβουν μέρος σ' αυτήν. Η συμμετοχή στην έρευνα γίνεται ανώνυμα.

Σας ζητούμε να δώσετε γραπτώς τη συγκατάθεσή σας, για να λάβει μέρος το παιδί σας στην παρούσα έρευνα, υπογράφοντας το Έντυπο Συγκατάθεσης Γονέα που ακολουθεί.

Ευχαριστούμε πολύ για τη συνεργασίας σας.

ΕΝΤΥΠΟ ΣΥΓΚΑΤΑΘΕΣΗΣ ΓΟΝΕΑ

Ημερομηνία

Διάβασα την παραπάνω ενημέρωση για την έρευνα που διεξάγεται, υπό την αιγίδα του Μεταπτυχιακού Προγράμματος «Φυσική Αγωγή & Αθλητισμός» της ΣΕΦΑΑ του Πανεπιστημίου Αθηνών, από την μεταπτυχιακή φοιτήτρια Πανίδα Ιόλη με επιβλέπουσα την Επικ. Καθηγήτρια Ολύβια Δόντη, και δηλώνω ότι δέχομαι να λάβει μέρος το παιδί μου σ' αυτήν την έρευνα. Γνωρίζω ότι η συμμετοχή είναι εθελοντική, γίνεται ανώνυμα, το παιδί μου δεν διατρέχει κανέναν κίνδυνο και μπορεί να διακόψει τη συμμετοχή του, οποιαδήποτε στιγμή.

Ο Γονέας -Κηδεμόνας

.....
Υπογραφή