



ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ (Τ.Ε.Ι.) ΠΑΤΡΑΣ
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**«ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΤΗΣ
ΑΡΧΙΤΕΚΤΟΝΙΚΗΣ (ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΕΣ
ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ) ΤΟΥ ΤΕΤΡΑΚΕΦΑΛΟΥ ΜΥΟΣ»**

ΥΠΕΥΘΥΝΟΙ ΦΟΙΤΗΤΕΣ: ΤΣΙΡΟΓΙΑΝΝΗΣ ΑΧΙΛΛΕΑΣ - ΚΟΛΟΒΟΥ ΜΑΡΙΑ
ΕΙΣΗΓΗΤΡΙΑ: ΜΟΥΤΖΟΥΡΗ ΜΑΡΙΑ ΡΤ MSc

Αίγιο 2012

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Αρχικά θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε την εισηγήτρια μας κ. Μαρία Μουτζούρη για την καθοδήγηση και την βοήθεια καθ' όλη την διάρκεια εκπόνησης της πτυχιακής μας εργασίας.

Επίσης θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε τους καθηγητές μας κ. Κωνσταντίνο Φουσέκη και κ. Ηλία Τσέπη, αλλά και τον συνάδελφο φυσικοθεραπευτή του Π.Γ.Ν. «Αττικόν» κ. Παναγιώτη Ζήκο για την καθοδήγηση τους σε θέματα χρήσης του ισοκινητικού δυναμόμετρου και στην αναζήτηση σχετικής αρθρογραφίας.

Τέλος θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε την συνάδελφο κ. Μαρία Παυλή για την συμβολή της στην τελική μορφή της εργασίας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Ευρετήριο εικόνων.....	v
Ευρετήριο πινάκων	vi
Περίληψη	vii
Εισαγωγή.....	1
Κεφάλαιο 1. Ανατομία και εμβιομηχανική του τετρακεφάλου	3
1.1. Ανατομία του τετρακεφάλου μηριαίου μυός	3
1.1.1. Ανατομία του ορθού μηριαίου μυ	4
1.1.2. Ανατομία του έξω πλατύ μυ.....	5
1.1.3. Ανατομία του έσω πλατύ μυ	5
1.1.4. Ανατομία του μέσου πλατύ μυ.....	5
1.2. Εμβιομηχανική γόνατος κατά τη δράση του τετρακεφάλου μυός	6
1.2.1. Ο ρόλος της επιγονατίδας κατά την έκταση του γόνατος.....	7
1.2.2. Ενεργοποίηση του τετρακεφάλου σε ενέργειες ανοιχτής κινητικής αλυσίδας και κλειστής κινητικής αλυσίδας	8
1.2.3. Ενεργοποίηση του τετρακεφάλου κατά την όρθια θέση και τη βάρδιση.....	8
1.2.4. Ενεργοποίηση των μοιρών του τετρακεφάλου	9
Κεφάλαιο 2. Έλεγχος της μυϊκής δύναμης στον τετρακέφαλο.....	12
2.1. Ορισμός της μυϊκής δύναμης	12
2.2. Έλεγχος της μυϊκής δύναμης δια χειρός	12
2.3. Έλεγχος της μυϊκής δύναμης με τη χρήση εξοπλισμού	14
2.3.1. Έλεγχος ισομετρικής δύναμης	14
2.3.2. Έλεγχος ισοτονικής δύναμης	15
2.3.3. Ισοκινητική αξιολόγηση δύναμης.....	17
Κεφάλαιο 3 - Μυϊκή αρχιτεκτονική και μέθοδοι καταγραφής της.....	20
3.1 Μυϊκή αρχιτεκτονική (μορφολογικές παράμετροι)	20
3.1.1 Φυσιολογική διατομή του μυός.....	20
3.1.2. Γωνία πρόσφυσης των μυϊκών ινών	21
3.1.3. Μήκος της μυϊκής ίνας.....	22
3.2. Τρόποι καταγραφής της μυϊκής αρχιτεκτονικής.....	23
3.2.1. Καταγραφή μέσω μαγνητικής τομογραφίας	23
3.2.2. Καταγραφή μέσω αξονικής τομογραφίας	23
3.2.3. Καταγραφή μέσω υπερηχογραφήματος	24

3.3. Ερευνητικά αποτελέσματα για την μυϊκή αρχιτεκτονική	25
3.4. Διαχωρισμός των μυών βάση του αρχιτεκτονικού σχεδιασμού	27
3.5. Επιρροή της μυϊκής αρχιτεκτονικής στις μηχανικές ιδιότητες του μυός (μηκοδυναμική και ταχοδυναμική σχέση).....	28
3.6. Αλληλεπίδραση μεταξύ της μυϊκής αρχιτεκτονικής και των μηχανικών ιδιοτήτων των τενόντων.....	30
3.7. Συμπεριφορά των μυών στις καθημερινές δραστηριότητες.....	31
3.8. Προσαρμογές στην άσκηση	32
3.9. Προσαρμογές στην ακινητοποίηση.....	33
3.10. Προσαρμογές στην ηλικία.....	34
Κεφάλαιο 4 - Ερευνητικά ερωτήματα	36
Κεφάλαιο 5 - Μεθοδολογία της έρευνας	37
Κεφάλαιο 6 - Στατιστική ανάλυση	40
Κεφάλαιο 7 - Αποτελέσματα	41
7.1. Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά και δημογραφικά στοιχεία	41
7.2. Μέτρηση μυϊκής δύναμης	42
7.3. Καταγραφή της μυϊκής αρχιτεκτονικής	42
7.4. Συσχέτιση ισομετρικής δύναμης με υπερηχογραφικά ευρήματα.....	43
7.5. Αξιολόγηση αξιοπιστίας μετρήσεων υπερήχου	44
7.6. Διαφορές χαρακτηριστικών μεταξύ δεξιού και αριστερού τετρακεφάλου.....	45
7.7. Συσχέτιση μεταξύ της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου με την περίμετρο του μηρού και του πάχους του ορθού μηριαίου με την περίμετρο του μηρού ...	45
7.8. Διαφορές ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών και μυϊκής δύναμης μεταξύ ανδρών και γυναικών.....	46
7.9. Διαφορές παραμέτρων μυϊκής αρχιτεκτονικής μεταξύ ανδρών και γυναικών	47
Κεφάλαιο 8 - Συζήτηση	48
Κεφάλαιο 9 - Συμπεράσματα.....	52
Παράρτημα Α.....	54
Παράρτημα Β.....	60
Παράρτημα Γ	64
Βιβλιογραφία	66
Αρθρογραφία	68

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ

Κεφάλαιο 1

- Εικόνα 1.1. Σχηματική απεικόνιση τετρακέφαλου μηριαίου μυ (τροποποιημένο από Hamilton and Luttgens 2002).....3
- Εικόνα 1.2. Το μηριαίο νεύρο και οι ρίζες έκφυσής του (τροποποιημένο από Hislop and Montgomery 2000).....4
- Εικόνα 1.3. Τα οστά της περιοχής του γόνατος και η κατάφυση του τετρακέφαλου (τροποποιημένο από Blackburn and Craig 1980)6
- Εικόνα 1.4 Σύγκριση της γωνίας Q σε άνδρες και γυναίκες (τροποποιημένο από www.thebonearchitect.wordpress.com)10

Κεφάλαιο 2

- Εικόνα 2.1 Αξιολόγηση της ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου με δυναμόμετρο χειρός (τροποποιημένο από www.ptconsultants.biz).....15
- Εικόνα 2.2 Βαθύ κάθισμα με μπάρα (τροποποιημένο από en.wikipedia.org).....16
- Εικόνα 2.3 Ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex system 3 (τροποποιημένο από www.keanathletics.com)18

Κεφάλαιο 3

- Εικόνα 3.1 Επιπολής και εν τω βάθει απονεύρωση του έξω πλατύ (τροποποιημένο από De Boer et al. 2008).....20
- Εικόνα 3.2 Η φυσιολογική διατομή δύο μυών με διαφορετική γωνία πρόσφυσης (τροποποιημένο από Narici & Maganaris 2006).....21
- Εικόνα 3.3 Τρόπος υπολογισμού της γωνίας πρόσφυσης του έξω πλατύ (τροποποιημένο από Mairet et al. 2006).....22
- Εικόνα 3.4 Απεικόνιση της διατομής των μυών του μηρού μέσω MRI (τροποποιημένο από Narici et. al 1992).....24
- Εικόνα 3.5 Ταξινόμηση των μυών βάση της μυϊκής αρχιτεκτονικής (τροποποιημένο από Narici & Maganaris 2006).....27
- Εικόνα 3.6 Σχηματική απεικόνιση της διάταξης των σε σειρά ελαστικών στοιχείων κατά την σύσπαση ενός μυός (τροποποιημένο από Narici & Maganaris 2006).....30
- Εικόνα 3.7 Υπερηχογραφική απεικόνιση του έξω πλατύ μυ σε ένα ηλικιωμένο άντρα και σε ένα νέο άντρα (τροποποιημένο από Narici & Maganaris 2006)34

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

Κεφάλαιο 2

- Πίνακας 2.1 Κλίμακα της Οξφόρδης (τροποποιημένο από Daniels & Worthingham 2000)13

Κεφάλαιο 5

- Πίνακας 5.1 Παράμετροι πρωτοκόλλου αξιολόγησης ισοκινητικού δυναμόμετρου.....38

Κεφάλαιο 7

- Πίνακας 7.1. Ανθρωπομετρικά στοιχεία συμμετεχόντων (n=17)41
- Πίνακας 7.2. Διαφορές δεξιού και αριστερού τετρακεφάλου.....45
- Πίνακας 7.3. Συσχέτιση της μέγιστης ισομετρικής δύναμης με την περίμετρο45
- Πίνακας 7.4. Συσχέτιση του πάχους του ορθού μηριαίου με την περίμετρο του μηρού46
- Πίνακας 7.5. Διαφορές ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών και μυϊκής δύναμης μεταξύ ανδρών και γυναικών46
- Πίνακας 7.6. Διαφορές παραμέτρων μυϊκής αρχιτεκτονικής μεταξύ ανδρών και γυναικών47

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Μεταξύ των κυριότερων παραγόντων που καθορίζουν τις λειτουργικές ιδιότητες ενός μυός είναι το είδος και οι ιδιότητες σύσπασης των μυϊκών ινών, η εσωτερική διαρθρωτική τους οργάνωση και η μακροσκοπική γεωμετρία σε σχέση με το μυοτενόντιο σύνολο. Αυτή η εσωτερική σχεδίαση ενός μυός που περιγράφει την χωρική διάταξη των μυϊκών ινών σε σχέση με τον άξονα της ανάπτυξης δύναμης ενός μυός είναι γνωστή ως μυϊκή αρχιτεκτονική.

Σκοπός της συγκεκριμένης έρευνας είναι η αναζήτηση πιθανής συσχέτισης μεταξύ της διατομής του ορθού μηριαίου (σε σύσπαση και σε χαλάρωση) που καταγράφεται υπερηχογραφικά και της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου που καταγράφεται σε ισοκινητικό δυναμόμετρο, καθώς και να διερευνηθούν οι πιθανές διαφορές μεταξύ των δύο φύλων.

17 υγιή άτομα (9 άντρες και 8 γυναίκες) ηλικίας 18-34 ετών αξιολογήθηκαν ως προς την ισομετρική δύναμη με τη χρήση ισοκινητικού δυναμόμετρου και την μυϊκή αρχιτεκτονική του ορθού μηριαίου με τη χρήση υπερηχογραφήματος και στα δύο κάτω άκρα.

Τα αποτελέσματα έδειξαν υψηλού βαθμού ομοιογένεια μεταξύ των συμμετεχόντων, πράγμα που φαίνεται από τις χαμηλές τιμές τυπικής απόκλισης αλλά και από τις χαμηλές διακυμάνσεις τιμών. Επίσης οι μετρήσεις εμφάνισαν υψηλού βαθμού αξιοπιστία (ICC 0.990-0.741).

Η μόνη συσχέτιση μεταξύ των εξεταζομένων παραμέτρων που βρέθηκε ήταν μέτριου βαθμού και αφορούσε τη φυσιολογική διατομή του δεξιού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση με την μέγιστη ισομετρική δύναμη του τετρακεφάλου ($r=0.509$). Ενώ διαφορές μεταξύ των δύο φύλων δεν παρουσιάστηκαν για οποιαδήποτε παράμετρο της μυϊκής αρχιτεκτονικής, παρά μόνο για τη μέγιστη και τη μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη των τετρακέφαλων.

Συμπερασματικά δεν υπάρχει ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των μετρήσεων της μέγιστης και μέσης μέγιστης ισομετρικής δύναμης με τις παραμέτρους της μυϊκής αρχιτεκτονικής, δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ δεξιού και αριστερού τετρακεφάλου όσο αφορά την διατομή, το πάχος, το πλάτος, τη μέγιστη ισομετρική δύναμη, τη μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη και την περίμετρο, ενώ υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ αντρών και γυναικών μόνο όσο αφορά το ύψος, την μέγιστη ισομετρική δύναμη και την μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη και σε δεξί και σε αριστερό τετρακέφαλο.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι πρωταρχικές εκτιμήσεις για την μυϊκή αρχιτεκτονική βασίστηκαν σε ταριχευμένα πτώματα (Wickiewicz et al. 1983; Friederich & Brand 1990) και τα αποτελέσματα της αρχιτεκτονικής των μυών σε πτωματικά μοντέλα ήταν πολύ χρήσιμα για τον προσδιορισμό και τη διαφοροποίηση των ξεχωριστών διαρθρωτικών χαρακτηριστικών των μυών (Lieber & Friden 2000). Ωστόσο, πρέπει να αναγνωριστεί ότι η καταγραφή της μυϊκής αρχιτεκτονικής σε πτώματα δεν είναι δυνατό να αντικατοπτρίζει με ακρίβεια τη φυσιολογική κατάσταση ενός μυός σε *in vivo* συνθήκες (Friederich & Brand 1990).

Σε γενικές γραμμές, οι αντιβαρυντικοί μύες έχουν αρχιτεκτονική τέτοια που ευνοεί την παραγωγή ισχύος, σε αντίθεση με τους ανταγωνιστές μύες (Lieber & Brown 1992). Είναι σαφές ωστόσο ότι αυτές οι μετρήσεις δεν μπορούν να αντιπροσωπεύουν αποτελέσματα για την αρχιτεκτονική των μυών σε σύσπαση (Narici & Maganaris 2006).

Δραστικές αλλαγές στην αρχιτεκτονική των μυών συμβαίνουν κατά τη διάρκεια της μυϊκής σύσπασης, όπως μείωση του μήκους των μυϊκών ινών και αύξηση της γωνίας πρόσφυσης (Gans & Bock 1965).

Τα τελευταία χρόνια, η υπερηχογραφία έχει εφαρμοστεί σε όλες τις μεγάλες μυϊκές ομάδες των άνω και κάτω άκρων με σκοπό να καθορίσει την επίδραση της μυϊκής συστολής στην μυϊκή αρχιτεκτονική (τετρακέφαλος μηριαίος: Ichinose et al. 1997; Fukunaga et al. 1997, δικέφαλος μηριαίος: Chleboun et al. 2001, γαστροκνήμιος: Narici et al. 1996; Kawakami et al. 1998; Maganaris et al. 1998, πρόσθιος κνημιαίος: Ito et al. 1998; Maganaris & Baltzopoulos 1999; Hodges et al. 2003, δικέφαλος βραχιόνιος: Herbert & Gandevia 1995; Hodges et al. 2003), δείχνοντας ότι όσο αυξάνεται η δύναμη μιας ισομετρικής συστολής, το μήκος της μυϊκής ίνας μειώνεται και η γωνία πρόσφυσης αυξάνεται.

Υπάρχουν τρεις κύριοι τρόποι καταγραφής της μυϊκής αρχιτεκτονικής. Η μαγνητική τομογραφία, η αξονική τομογραφία και το υπερηχογράφημα (Fukunaga et al. 2001). Ο υπέρηχος χρησιμοποιείται ευρέως για την αξιολόγηση της σύστασης του ανθρώπινου σώματος επειδή είναι μια ασφαλής, μη επεμβατική μέθοδος (Brodie 1988). Είναι φορητός, λόγω του μικρού βάρους του εξοπλισμού και πλεονεκτεί στο ότι οι μετρήσεις είναι άμεσες. Μια αντίστοιχη μέτρηση με μαγνητική τομογραφία απαιτεί τον πενταπλάσιο χρόνο έτσι λοιπόν φαίνεται ότι το υπερηχογράφημα είναι η ιδανική μέθοδος για γρήγορη και ακριβή διάγνωση (Sanada et al. 2006). Η εφαρμογή του διαγνωστικού υπερήχου για την καταγραφή της μυϊκής αρχιτεκτονικής σχετίζεται με την διαφοροποίηση στην ικανότητα αντανάκλασης μεταξύ μυϊκών ινών και κολλαγόνων ιστών (Narici & Maganaris 2006).

Τρεις είναι οι κύριες παράμετροι της μυϊκής αρχιτεκτονικής. Πρώτον η φυσιολογική ή λειτουργική διατομή του μυός, δηλαδή ο αριθμός των παράλληλων σαρκομερίων. Δεύτερον, το μήκος της μυϊκής ίνας, δηλαδή ο αριθμός των σαρκομερίων σε σειρά (όσο πιο μακριά η μυϊκή ίνα τόσο πιο γρήγορη η ταχύτητα σύσπασης). Τρίτον, η γωνία πρόσφυσης δηλαδή η γωνία που συνδέεται ο μυς με τον τένοντα, όπου όσο πιο μεγάλη είναι η γωνία αυτή τόσο μικρότερη είναι η ταχύτητα σύσπασης και η δύναμη που παράγεται (Wickiewicz et al. 1983).

Η μυϊκή αρχιτεκτονική επιδρά και στις μηχανικές ιδιότητες του μυός. Για μύες με την ίδια φυσιολογική διατομή ισχύει ότι όσο μακρύτερες ίνες έχει ένας μυς τόσο ικανότερος είναι να παράγει δύναμη σε μεγαλύτερο εύρος κίνησης (Woittiez et al. 1984; Gareis et al. 1992). Εκτός από την μηκοδυναμική σχέση η μυϊκή αρχιτεκτονική επιδρά και στην ταχοδυναμική. Κατά τη σύγκριση της ταχοδυναμικής σχέσης δύο μυών με διαφορετική σύνθεση μυϊκών ινών και διαφορετική μυϊκή αρχιτεκτονική, ο αριθμός των σε σειρά σαρκομερίων και η φυσιολογική διατομή μπορεί να είναι χρήσιμα για τον υπολογισμό της επίδρασης των διαφορών στη δραστηριότητα της μυοσίνης σε μέγιστη ταχύτητα σύσπασης (Spector et al. 1980).

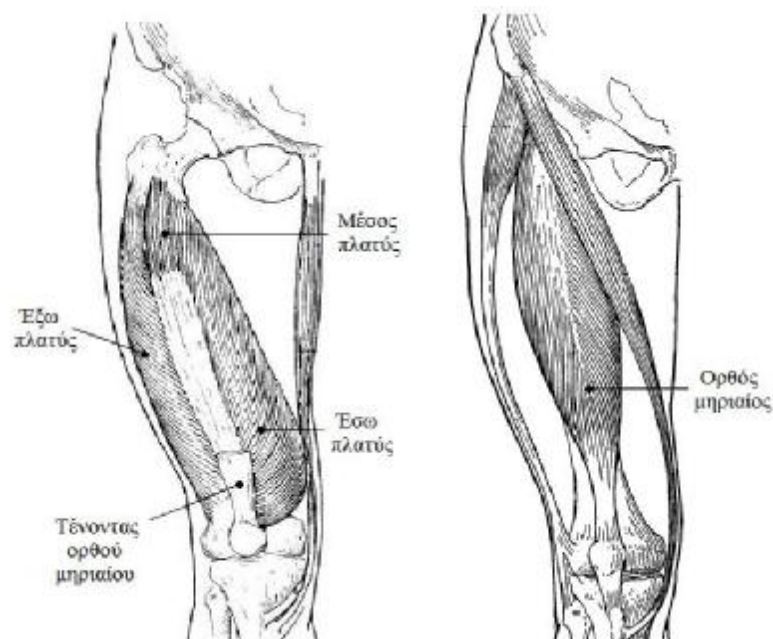
Με την εισαγωγή των σύγχρονων τεχνικών απεικόνισης, όπως το υπερηχογράφημα, έχει καταστεί δυνατή η μελέτη της ταχοδυναμικής σχέσης των μυών *in vivo* μέσω της μέτρησης της μείωσης του μήκους των μυϊκών ινών κατά τη διάρκεια ισοκινητικής συστολής.

Η παρούσα έρευνα πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια μιας προσπάθειας να διερευνηθεί η σχέση της μυϊκής αρχιτεκτονικής του τετρακεφάλου με την μέγιστη ισομετρική σύσπαση, καθώς και οι διαφορές των προαναφερθέντων παραμέτρων μεταξύ των δύο φύλων.

Κεφάλαιο 1 - Ανατομία και εμβιομηχανική του τετρακεφάλου

1.1. Ανατομία του τετρακεφάλου μηριαίου μυός

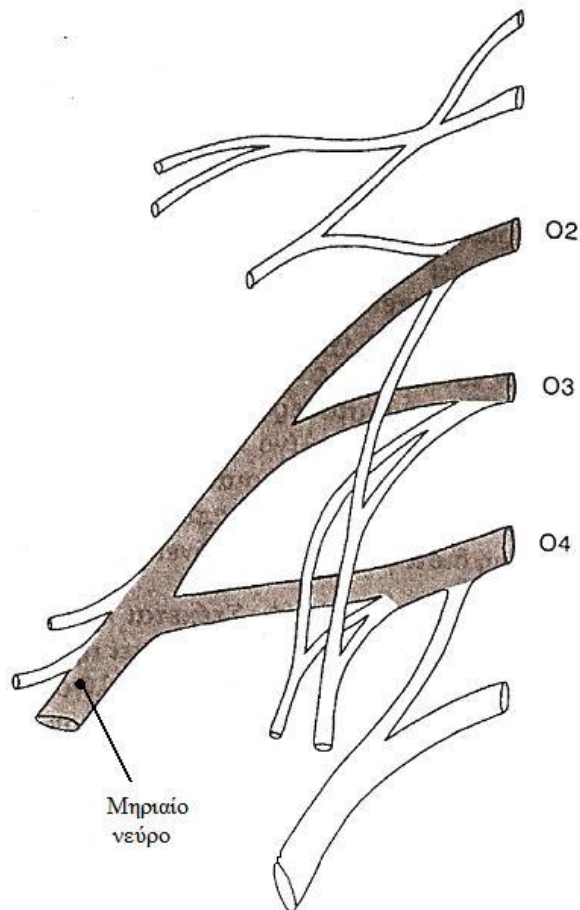
Ο τετρακέφαλος μηριαίος μυς αποτελείται από τον ορθό μηριαίο, τον έσω πλατύ, τον έξω πλατύ και τον μέσο πλατύ μυ (Εικόνα 1.1). Τα περιφερειακά άκρα των τεσσάρων μυών ενώνονται, για να καταλήξουν σε ένα πλατύ, επίπεδο τένοντα, που καταφύεται στο άνω χείλος της επιγονατίδας. Από τον άνω πόλο της επιγονατίδας εκφύεται ο επιγονατιδικός σύνδεσμος που συνδέει την επιγονατίδα με το κνημιαίο κύρτωμα μεταφέροντας την δράση του τετρακεφάλου στην κνήμη (Hamilton & Luttgens 2002).



Εικόνα 1.1 Σχηματική απεικόνιση τετρακέφαλου μηριαίου μυ (τροποποιημένο από Hamilton and Luttgens 2002)

Η επιγονατίδα είναι ένα σησαμοειδές οστό που περικλείεται εντός του τένοντα του τετρακεφάλου και ο επιγονατιδικός σύνδεσμος δεν είναι παρά μία συνέχεια του τένοντα αυτού. Έτσι θεωρούμε το κνημιαίο κύρτωμα ως το αληθινό σημείο κατάφυσης του μυός (Hamilton & Luttgens 2002). Ο επιγονατιδικός σύνδεσμος εκτείνεται από την κορυφή της επιγονατίδας έως το κνημιαίο κύρτωμα, ενώ στα πλάγια της επιγονατίδας οι τενόντιες ίνες σχηματίζουν τον έσω και έξω καθεκτικό σύνδεσμο της επιγονατίδας, οι οποίοι καταφύονται στους κονδύλους της κνήμης (Smith et al. 1996).

Η νεύρωση του μυ γίνεται από κλάδους του μηριαίου νεύρου (Εικόνα 1.2) ρίζες O2-O4. (Smith et al. 1996)



Εικόνα 1.2. Το μηριαίο νεύρο και οι ρίζες έκφυσής του
(τροποποιημένο από Hislop and Montgomery 2000)

1.1.1. Ανατομία του ορθού μηριαίου μυ

Ο ορθός μηριαίος μυς είναι η μόνη μοίρα του τετρακεφάλου που διασχίζει την άρθρωση του ισχίου. Είναι ένας μεγάλος αμφιπτεροειδής μυς, που εντοπίζεται επιφανειακά στην πρόσθια επιφάνεια του μηρού. Μπορεί να ψηλαφηθεί και είναι ορατός στην πρόσθια επιφάνεια του γόνατος (Hamilton & Luttgens 2002).

Ο ορθός μηριαίος εκφύεται από δύο τένοντες: τον πρόσθιο ή ευθύ τένοντα από την πρόσθια κάτω λαγόνια άκανθα και τον οπίσθιο ή ανεστραμμένο τένοντα από την άνω μοίρα της οφρύος της κοτύλης. Καθώς ο ανεστραμμένος τένοντας φέρεται προς τα εμπρός διέρχεται κοντά στην άρθρωση του ισχίου και συνάπτεται με τον θύλακα. Οι δύο τένοντες συνενώνονται καλύπτοντας μέρος της πρόσθιας επιφάνειας του θύλακα. Οι ίνες του μυός καταφύονται μέσω μιας εν τω βάθει απονεύρωσης, με την οποία συνάπτονται, στο άνω χείλος της επιγονατίδας (Smith et al. 1996).

1.1.2. Ανατομία του έξω πλατύ μυ

Ο έξω πλατύς είναι ο μεγαλύτερος εκ των τεσσάρων κεφαλών του τετρακέφαλου και βρίσκεται στην έξω πλευρά του ορθού μηριαίου. Ο μυς εκφύεται από μια πεπλατυσμένη απονεύρωση στην έξω και οπίσθια επιφάνεια του μηριαίου οστού, η οποία εκτείνεται από τον μείζων τροχαντήρα έως και την τραχεία γραμμή. Ο έξω πλατύς καταφύεται στα πλάγια χείλη της επιγονατίδας και στον έξω καθεκτικό σύνδεσμο της επιγονατίδας (Smith et al. 1996). Οι μυϊκές ίνες του έξω πλατύ συγκλίνουν στην επιγονατίδα υπό γωνία 12 έως 15 μοιρών, ενώ, περιφερικά η γωνία πρόσφυσης αυξάνεται (Lieb & Perry 1968).

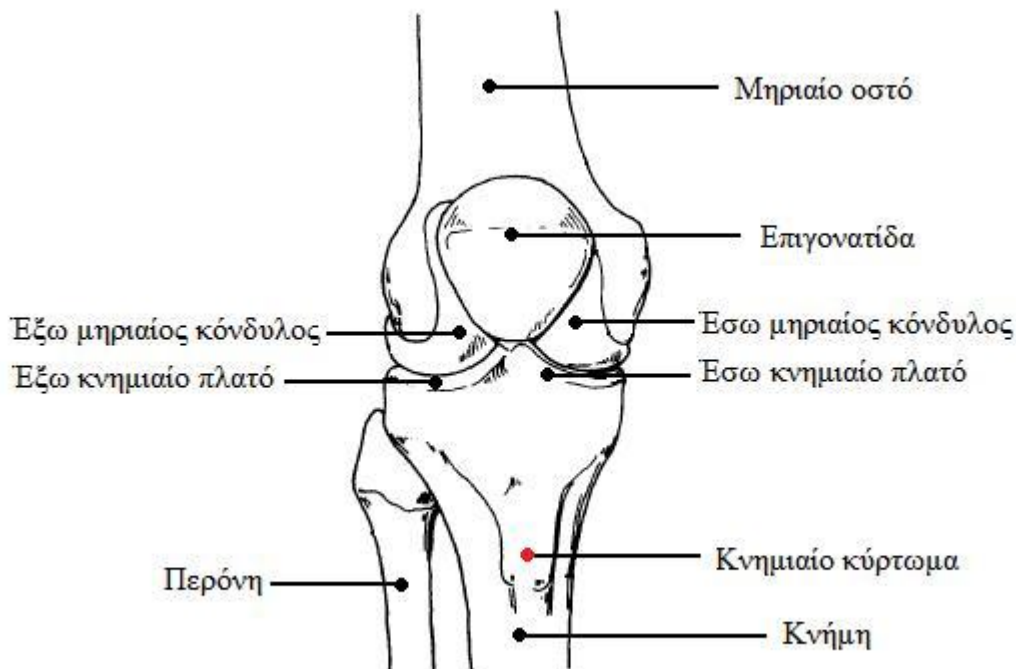
1.1.3. Ανατομία του έσω πλατύ μυ

Ο έσω πλατύς κείται επί τα εντός του ορθού μηριαίου. Ο μυς εκφύεται από τη μέση και οπίσθια επιφάνεια του μηριαίου οστού και συγκεκριμένα από την μεσοτροχαντήρια γραμμή έως την τραχεία γραμμή, ενώ καταφύεται στο έσω και άνω χείλος της επιγονατίδας και τον έσω καθεκτικό σύνδεσμο της επιγονατίδας (Smith et al. 1996). Πολλοί συγγραφείς (Δούκας 1994; Hislop & Montgomery 2000) αναφέρουν τον έσω πλατύ ως δύο μύες ξεχωρίζοντας μια μακρά κεφαλή και μια λοξή κεφαλή με έκφυση την τραχεία γραμμή και την υπερκονδύλια γραμμή αντίστοιχα.

Σύμφωνα με τους Lieb & Perry (1968) στο μετωπιαίο επίπεδο, οι άνω επιμήκεις ίνες του μακρού έσω πλατύ φέρονται υπό γωνία 15 έως 18 μοιρών προς την κατάφυση τους στην επιγονατίδα. Οι προέχουσες κάτω ίνες του λοξού έσω πλατύ φέρονται πιο λοξά σχηματίζοντας γωνία 50 έως 55 μοιρών.

1.1.4. Ανατομία του μέσου πλατύ μυ

Ο μέσος πλατύς βρίσκεται πίσω από τον ορθό μηριαίο και καλύπτεται πλήρως από αυτόν (Hamilton & Luttgens 2002). Στην πορεία του συγχωνεύεται μερικώς με τον έσω και έξω πλατύ μυ, ενώ η έκφυση του είναι πρόσθια και έξω του μηριαίου οστού, από το ύψος του ελάσσονα τροχαντήρα και της τραχείας γραμμής. Τέλος η κατάφυση του εντοπίζεται στο άνω χείλος της επιγονατίδας, όπου συνενώνεται με τους τένοντες του έσω και έξω πλατύ και άμεσα στον αρθρικό θύλακο του γόνατος και τέλος καταφύονται στο κνημιαίο κύρτωμα (Εικόνα 1.3) μέσω του επιγονατιδικού συνδέσμου (Smith et al. 1996).



Εικόνα 1.3 Τα οστά της περιοχής του γόνατος και η κατάφυση του τετρακέφαλου (τροποποιημένο από Blackburn and Craig 1980)

1.2. Εμβιομηχανική του γόνατος κατά την δράση του τετρακεφάλου μύος

Ο τετρακέφαλος είναι ένας μεγάλος και ισχυρός μυς, ικανός να παράγει δυνάμεις που ξεπερνούν τα 4450 N, που δρα στην άρθρωση του γόνατος, όπως και του ισχίου, και είναι συνεπώς ένας διάρθριος μυς. Παρουσιάζει τη μέγιστη ενεργοποίηση σε κινήσεις μιας εκ των δύο αρθρώσεων, ή στις αποκλίνουσες ενέργειες της κάμψης του ισχίου και της έκτασης του γόνατος. Δεν παρουσιάζει δραστηριοποίηση όταν συμπίπτει η κάμψη του ισχίου με την κάμψη του γόνατος (Hamilton & Luttgens 2002). Άλλοι μύες που μπορούν να δράσουν για την έκταση του γόνατου, έλκοντας την κνήμη οπίσθια, απαιτούν το πέλμα να βρίσκεται σταθεροποιημένο στο έδαφος δημιουργώντας μια κλειστή κινητική αλυσίδα (Kisner & Colby 2003; Tang et al. 2001).

Η μέγιστη ροπή του τετρακεφάλου εμφανίζεται ανάμεσα στις 50° και 70° (Brownstein et al. 1985). Το φυσιολογικό πλεονέκτημα του τετρακεφάλου μειώνεται απότομα κατά τη διάρκεια των τελευταίων 15° της έκτασης του γόνατος, λόγω του μειωμένου μήκους του. Αυτό, σε συνδυασμό με το μειωμένο του μηχανικό πλεονέκτημα στις τελευταίες 15° απαιτεί από τον μυ να αυξήσει σημαντικά την συσταλτική του δράση, όταν τίθενται μεγάλες απαιτήσεις στην άρθρωση κατά τη διάρκεια της τελικής έκτασης (Kisner & Colby 2003).

Κατά τη διάρκεια της έκτασης του γόνατος η πρώτη διακρινόμενη στροφική κίνηση εμφανίζεται περίπου 30° πριν από την πλήρη έκταση και αυξάνεται με πολύ γρήγορο ρυθμό

στις τελευταίες 10°. Σ' αυτή την οριακή φάση της πλήρους έκτασης εμφανίζεται μια προοδευτική αύξηση των παθητικών μηχανισμών του γόνατος, οι οποίοι αντιστέκονται στην περαιτέρω έκταση, και συγκεκριμένα, όλοι οι σύνδεσμοι του γόνατος, ο ιγνυακός μυς και το οπίσθιο τμήμα του θύλακα εμφανίζονται τεταμένα, ενώ πάντοτε υπάρχει και η ενεργητική τάση των καμπτήρων του γόνατος. Συνεπώς η θέση της έκτασης είναι το αποτέλεσμα της ισορροπίας μεταξύ των μυϊκών ροπών του τετρακεφάλου που εκτείνουν το γόνατο και των παθητικών στοιχείων και μηχανισμών που αντιστέκονται στην κίνηση αυτή (Πουλμένης 2007).

Η σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος, από δυναμικής σκοπιάς, εκτός των παραπάνω, στηρίζεται και σε μία ακόμα σημαντική παράμετρο που αφορά στην αρμονική σχέση της μυϊκής δύναμης μεταξύ των καμπτήρων και των εκτεινόντων μυών του γόνατος κατά τη διάρκεια της κίνησης. Η αρμονική σχέση μεταξύ των καμπτήρων και των εκτεινόντων μυών του γόνατος βρίσκεται στο 60%, όταν η κίνηση εκτελείται σε πολύ μικρή γωνιακή ταχύτητα (Πουλμένης 2007; Deli et al. 2011). Ο λόγος αυτός τείνει να εξισωθεί, δηλαδή η μυϊκή δύναμη των καμπτήρων εξισορροπείται και γίνεται σχεδόν ίση με αυτή των εκτεινόντων, όταν το γόνατο κινείται με μεγάλη γωνιακή ταχύτητα (Πουλμένης 2007).

Σημαντικές αποκλίσεις από τον παραπάνω φυσιολογικό λόγο της σχέσης αγωνιστών και ανταγωνιστών μυών, είναι δυνατό να προκαλέσουν μυϊκές θλάσεις και να αυξήσουν την εμφάνιση θυλακοσυνδεσμικών βλαβών στην άρθρωση του γόνατος (Πουλμένης et. al 1986).

1.2.1. Ο ρόλος της επιγονατίδας κατά την έκταση του γόνατος

Η επιγονατίδα εξυπηρετεί δύο βασικές βιομηχανικές λειτουργίες στο γόνατο. Αφενός προστατεύει τον επιγονατιδικό τένοντα από την τριβή και αφετέρου αυξάνει την αποτελεσματικότητα του εκτατικού μηχανισμού. Εδώ πρέπει να διευκρινιστεί ότι η προστασία του επιγονατιδικού τένοντα επιτυγχάνεται με την καλύτερη κατανομή των συμπιεστικών δυνάμεων πάνω στο μηριαίο, καθώς αυξάνεται η επιφάνεια επαφής μεταξύ του επιγονατιδικού τένοντα και του μηριαίου οστού (Frankel & Nordin 1984; Fulkerson & Hungerford 1990).

Η αύξηση της αποτελεσματικότητας του εκτατικού μηχανισμού επιτυγχάνεται με την αύξηση της απόστασης της κίνησης από τον άξονα κίνησης του γόνατος, με την αύξηση του μεγέθους του μοχλοβραχίονα δύναμης και την μετατροπή της κατεύθυνσης της δύναμης του τετρακεφάλου από πλάγια άνω και έξω σε κάθετη (Fulkerson & Hungerford 1990; Kapandji 1987).

Η επίδραση της επιγονατίδας στο μέγεθος του μοχλοβραχίονα δύναμης μεταβάλλεται από την πλήρη κάμψη έως την πλήρη έκταση του γόνατος. Κατά την πλήρη κάμψη, η επιγονατίδα βρίσκεται μέσα στην μεσοκονδύλιο εντομή και προκαλεί πολύ μικρή πρόσθια μετατόπιση του επιγονατιδικού τένοντα, συμβάλλοντας ελάχιστα στην αύξηση του μοχλοβραχίονα δύναμης του τετρακεφάλου (περίπου 10% του ολικού μήκους του μοχλοβραχίονα). Καθώς το γόνατο εκτείνεται, η επιγονατίδα βγαίνει από την μεσοκονδύλιο εντομή και προκαλεί σημαντική πρόσθια μετατόπιση του τένοντα. Το μέγεθος του μοχλοβραχίονα του τετρακεφάλου αυξάνει σημαντικά μέχρι τις 45° έκτασης. Στο σημείο αυτό η επιγονατίδα επιμηκώνει το μοχλοβραχίονα δύναμης περίπου κατά 30% (Frankel & Nordin 1984)

Σύμφωνα με τους Kisner & Colby (2003) η μεγαλύτερη επίδρασή της στη δύναμη του μοχλού του τετρακεφάλου είναι κατά τη διάρκεια της έκτασης του γονάτου από τις 60° στις 30° ενώ μειώνεται απότομα από τις 15° στις 0° δηλαδή στην πλήρη έκταση.

1.2.2. Ενεργοποίηση του τετρακεφάλου σε ενέργειες ανοιχτής κινητικής αλυσίδας και κλειστής κινητικής αλυσίδας

Όταν απαιτούνται μεγάλες δυνάμεις για ενέργειες κλειστής αλυσίδας, όπως η μετάβαση από την καθιστή θέση στην όρθια ή αντίστροφα, η αναρρίχηση, το άλμα καθώς και η πρόληψη της απότομης κάμψης του γόνατος, ο μηχανισμός του τετρακεφάλου σταθεροποιεί ενεργητικά τους μηριαίους κονδύλους επάνω στο κνημιαίο πλατό, ενισχύοντας τα παθητικά σταθεροποιητικά στοιχεία, όπως τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο και τις αρθρικές επιφάνειες της άρθρωσης (Lieb & Perry 1968).

Στις ασκήσεις έκτασης του γόνατος σε ανοιχτή κινητική αλυσίδα, από ύπτια ή καθιστή θέση, όταν η δύναμη αντίστασης είναι μέγιστη στην τελική έκταση, λόγω του μεγάλου μοχλοβραχίονα αντίστασης, απαιτείται μια σχετικά ισχυρή σύσπαση του τετρακεφάλου, για να υπερνικήσει τα φυσιολογικά και τα μηχανικά μειονεκτήματα του μυός και να ολοκληρώσει τις τελικές 15° της κίνησης (Kisner & Colby 2003).

1.2.3. Ενεργοποίηση του τετρακεφάλου κατά την όρθια θέση και τη βάρδιση

Κατά την όρθια στάση το γόνατο αποτελεί μια ενδιάμεση άρθρωση σε μια κλειστή κινηματική αλυσίδα. Ο τετρακέφαλος ελέγχει το ποσό της κάμψης στο γόνατο και προκαλεί επίσης έκταση του γονάτου, μέσω μιας αντίστροφης μυϊκής έλξης στο μηριαίο οστό. Στην όρθια στάση, όταν το γόνατο είναι κλειδωμένο, ο τετρακέφαλος δεν χρειάζεται να λειτουργεί όταν η γραμμή βαρύτητας πέφτει πίσω από τον άξονα της κίνησης. Στην περίπτωση αυτή, η

τάση στους τένοντες των ισχιοκνημιαίων και του γαστροκνήμιου υποστηρίζει το οπίσθιο τμήμα του αρθρικού θύλακα (Kisner & Colby 2003).

Κατά την όρθια στάση, η βοήθεια για έκταση έρχεται από τους ισχιοκνημιαίους και τον υποκνημίδιο, όπως και από το μηχανισμό κλειδώματος του γόνατος. Επιπρόσθετα, ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος και η έλξη των ισχιοκνημιαίων αντιτίθενται στην πρόσθια μεταφορική δύναμη του τετρακεφάλου (Kisner & Colby 2003).

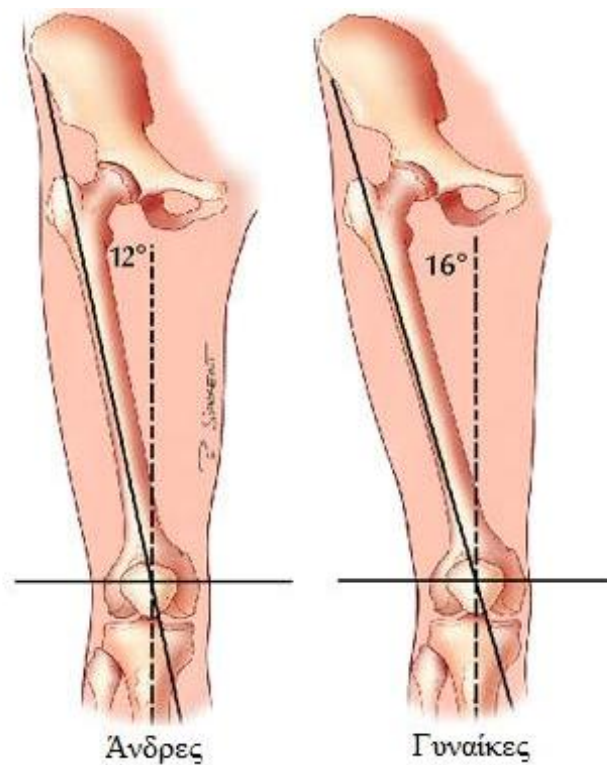
Κατά τη βάδιση, ο τετρακέφαλος ελέγχει το ποσό της κάμψης του γόνατος κατά την αρχική επαφή (αντίδραση φόρτισης) και στη συνέχεια εκτείνει το γόνατο προς το μέσο της φάσης στήριξης. Ελέγχει επίσης το ποσό της κάμψης, κατά το διάστημα που η πτέρνα αφήνει το έδαφος μέχρι και την απομάκρυνση των δακτύλων, και εμποδίζει την υπερβολική ανύψωση της πτέρνας κατά την αρχική φάση αιώρησης. Με απώλεια της λειτουργίας του τετρακεφάλου, ο ασθενής γέρνει απότομα τον κορμό πρόσθια κατά την αρχική επαφή, για να μεταφέρει το κέντρο βάρους μπροστά από το γόνατο έτσι ώστε να είναι σταθερό ή στρέφει το άκρο προς τα έξω για να κλειδώσει το γόνατο. Στη γρήγορη βάδιση μπορεί να υπάρχει υπερβολική ανύψωση της πτέρνας κατά τη διάρκεια της αρχικής φάσης αιώρησης (Kisner & Colby 2003).

1.2.4. Ενεργοποίηση των μοιρών του τετρακεφάλου

Ο έξω και ο έσω πλατύς, των οποίων οι ίνες συγκλίνουν προς την επιγονατίδα, δρουν μαζί με τον μέσο πλατύ και τον ορθό μηριαίο, που έχουν επιμήκη προσανατολισμό, για να σταθεροποιήσουν την άρθρωση του γόνατος σε θέσεις φόρτισης και για να διατηρήσουν μια ισορροπημένη τάση στην επιγονατίδα. Εμφανίζουν όμως πολύ μικρή δραστηριοποίηση στην χαλαρή όρθια θέση. Επειδή οι τρεις πλατείς μύες είναι μονοαρθρικοί δρουν ως ισχυροί εκτεινόντες γόνατος άσχετα με την θέση της άρθρωσης του ισχίου. Η μέγιστη δραστηριοποίησή τους εμφανίζεται κατά την τελική φάση της έκτασης του γόνατος. Ο έσω πλατύς είναι ο πιο ενεργός από τους τρεις κατά το μεγαλύτερο μέρος της τροχιάς της έκτασης του γόνατος. Το κατώτερο τμήμα του είναι σημαντικό για την πρόληψη της πλάγιας παρεκτόπισης της επιγονατίδας προς τα έξω (Hamilton & Luttgens 2002).

Όταν το γόνατο είναι σε πλήρη έκταση, χρησιμεύει η ισομετρική συστολή του τετρακεφάλου για να έλξει την επιγονατίδα προς τα πάνω. Η έλξη αυτή δεν είναι εντελώς κατακόρυφη αλλά υπό γωνία προς το μηριαίο. Η γωνία έλξης του τετρακεφάλου αναφέρεται συχνά και ως γωνία Q (εικόνα 1.4). Η γωνία αυτή σχηματίζεται από δύο γραμμές, την πρώτη από το κέντρο της επιγονατίδας προς την άνω λαγόνια άκανθα και την δεύτερη από το κνημιαίο κύρτωμα προς το κέντρο της επιγονατίδας. Οι φυσιολογικές τιμές για τη γωνία Q

ποικίλλουν από 8° μέχρι 17° και είναι συνήθως μεγαλύτερη στις γυναίκες απ' ό τι στους άντρες (Hamilton & Luttgens 2002). Οι μεγάλες γωνίες Q σχετίζονται με αυξημένη συχνότητα εμφάνισης επιγονατιδικών προβλημάτων, λόγω της μετατόπισης της έλξης μακριά από το κέντρο της άρθρωσης (Woodland & Francis 1992).



Εικόνα 1.4 Σύγκριση της γωνίας Q σε άνδρες και γυναίκες (τροποποιημένο από www.thebonearchitect.wordpress.com)

Παλαιότερα, ο έσω πλατύς θεωρείτο υπεύθυνος για τις τελευταίες 20 με 30 μοίρες έκτασης του γόνατος. Ηλεκτρομυογραφικές μελέτες ωστόσο έδειξαν ότι και οι τέσσερις κεφαλές του τετρακεφάλου ενεργοποιούνται στην αρχή και καθ' όλο το εύρος της έκτασης γόνατος (Pocock 1963, Lieb & Perry 1971). Ο Basmajian (1978) αναφέρει ότι η έναρξη της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας των τεσσάρων κεφαλών ποικίλλει σημαντικά μεταξύ τους, όταν το γόνατο εκτείνεται εναντίον μικρής ή καθόλου αντίστασης, ενώ όταν το γόνατο εκτείνεται εναντίον μεγάλης αντίστασης και οι τέσσερις κεφαλές έχουν ενεργοποιηθεί στις 80° κάμψης.

Σε μια μελέτη με ακρωτηριασμένα άκρα (Lieb & Perry 1968), οι ερευνητές μελέτησαν αν η κάθε κεφαλή του τετρακεφάλου μπορεί να εκτείνει το γόνατο ως μεμονωμένος μυς. Η έκταση του γόνατος ήταν εφικτή με τον ορθό μηριαίο, τον έξω και τον μέσο πλατύ, ωστόσο ήταν αδύνατη με τον λοξό έσω πλατύ ανεξάρτητα από τη δύναμη που εφαρμοζόταν.

Πιστεύεται ότι ο έσω πλατύς παίζει σημαντικό ρόλο στην τροchioδρόμηση της επιγονατίδας καθώς αυτή ολισθαίνει στους μηριαίους κονδύλους. Οι προς τα έσω ασκούμενες δυνάμεις από τον λοξό έσω πλατύ αντισταθμίζονται από τις ασκούμενες δυνάμεις του έξω πλατύ με φορά προς τα έξω, εμποδίζοντας έτσι τη μετατόπιση της επιγονατίδας προς τα έξω και την πρόσκρουση αυτής πάνω στη μηριαία τροχιλία (Smith et al. 1996).

Κεφάλαιο 2 - Έλεγχος της μυϊκής δύναμης στον τετρακέφαλο

2.1. Ορισμός της μυϊκής δύναμης

Μυϊκή δύναμη είναι η ικανότητα των μυών να παράγουν τάση στα άκρα τους, πράγμα που μειώνεται με την αύξηση της ηλικίας, ειδικά κατά την έναρξη της έκτης δεκαετίας της ζωής και στα δύο φύλα (Hamilton & Luttgens 2002; Larsson 1978; Porter et al. 1995). Ο έλεγχος της μυϊκής δύναμης μπορεί να πραγματοποιηθεί δια χειρός μέσα από τα μυϊκά τεστ, μέσω κλινικών δοκιμασιών ή μέσω εξειδικευμένου εργαστηριακού εξοπλισμού.

2.2. Έλεγχος της μυϊκής δύναμης δια χειρός

Ο έλεγχος της μυϊκής δύναμης δια χειρός είναι ένας αποδοτικός και εύκολος τρόπος για τη αδρή εκτίμηση της ικανότητας του μυός να παράγει δύναμη μέσω μιας στατικής (χωρίς κίνηση της άρθρωσης) ή δυναμικής (με κίνησης της άρθρωσης) συστολής (Kisner & Colby 2003).

Οι δοκιμασίες του μυϊκού ελέγχου εκτελούνται με τη σταθεροποίηση του εγγύς τμήματος του άκρου με το ένα χέρι, ενώ εφαρμόζεται αντίσταση στο περιφερικό τμήμα του άκρου με το άλλο. Σε γενικές γραμμές, σταθεροποιείται το τμήμα του σώματος από όπου εκφύεται ο μυς και εφαρμόζεται αντίσταση στο τμήμα του σώματος όπου αυτός καταφύεται. Έτσι δημιουργείται ένας μακρύς μοχλοβραχίονας, οπότε απαιτείται περισσότερη μυϊκή δύναμη για την υπερνίκηση της ίδιας αντίστασης, δηλαδή υπάρχει μηχανικό πλεονέκτημα για τον εξεταστή, ο οποίος χρειάζεται να καταβάλλει λιγότερη δύναμη για την αντίσταση στην κίνηση (Shultz et al. 2005).

Η εφαρμογή της αντίστασης γίνεται σε ευθεία γραμμή προς τον προσανατολισμό του μυός υπό έλεγχο. Ο εξεταζόμενος τοποθετείται έτσι ώστε να απομονωθεί ο μυς ή η μυϊκή ομάδα που θα εξεταστεί και για την μεγιστοποίηση ή ελαχιστοποίηση της επίδρασης της βαρύτητας. Κατά την εκτέλεση του μυϊκού ελέγχου ο εξεταστής προσέχει για στοιχεία αντιστάθμισης των μυών ή των κινήσεων. Οι αντισταθμιστικές κινήσεις αναφέρονται στην μεταβολή της θέσης του σώματος ή του άκρου, με σκοπό τη μείωση της φόρτισης στον μυ ή την μεγιστοποίηση της χρήσης των συνεργών ή άλλων παρακείμενων μυών (Shultz et al. 2005).

Η σωστή τοποθέτηση του εξεταζόμενου και η σταθεροποίηση του άκρου όπου γίνεται ο έλεγχος της μυϊκής δύναμης είναι απαραίτητα στοιχεία για την πρόληψη των αντισταθμιστικών κινήσεων και των μυϊκών ενεργειών. Δεν θα ήταν λάθος κατά την

αξιολόγηση μας να συμπεριλάβουμε και ψηλάφηση του υπό εξέταση μύος, κατά την διάρκεια της σύσπασης, έτσι ώστε να είμαστε σίγουροι ότι συστέλλεται σε μέγιστο βαθμό ο μύς που θέλουμε να αξιολογήσουμε (Shultz et al. 2005).

Επίσης για την ορθότερη καταγραφή της μυϊκής συστολής μπορεί να χρησιμοποιηθεί και ηλεκτρομυογράφημα (EMG). Έτσι οι μικρές μεταβολές του ηλεκτρικού πεδίου, το οποίο δημιουργείται από την αγωγή των δυναμικών ενέργειας στις διάφορες ομάδες μυϊκών ινών μπορεί να καταγραφεί μέσω των ηλεκτροδίων του ηλεκτρομυογραφήματος, δεδομένου ότι η ενεργοποίηση μιας μυϊκής ίνας σχετίζεται με την παροδική εκπόλωση και επαναπόλωση της κυτταρικής μεμβράνης (Smith et al. 1996).

Η ποσοτικοποίηση και ο χαρακτηρισμός της δύναμης του εκάστοτε εξεταζόμενου μύος δίνεται μέσω της κλίμακας της Οξφόρδης.

ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ	ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΔΥΝΑΜΗΣ
Εκτέλεση κίνησης σε πλήρες εύρος με μεγάλη αντίσταση.	5 - φυσιολογική
Εκτέλεση κίνησης σε πλήρες εύρος με μικρή εξωτερική αντίσταση συν την αντίσταση της βαρύτητας.	4 - καλή
Εκτέλεση κίνησης με μόνη αντίσταση αυτή της βαρύτητας.	3 - μέτρια
Σύσπαση και εκτέλεση κίνησης αλλά μόνο σε οριζόντιο επίπεδο.	2 - ανεπαρκής
Οπτικά εμφανής ή ψηλαφητή σύσπαση σε έναν από τους μύες της κίνησης που εξετάζεται.	1 - ίχνος
Πλήρης απουσία ψηλαφητής ή οπτικά εμφανούς δραστηριότητας.	0 - κατηργημένη

Πίνακας 2.1 Κλίμακα της Οξφόρδης (τροποποιημένο από Daniels & Worthingham 2000)

Ο Sharrard (1957) μέτρησε με βιοψία τους α κινητικούς νευρώνες του νωτιαίου μυελού ασθενών με πολιομυελίτιδα. Συσχέτισε το βαθμό της μυϊκής δύναμης με τον αριθμό των

κινητικών νευρώνων που παρέμειναν στα πρόσθια κέρατα. Βρήκε λοιπόν ότι είχε χαθεί το 50% των κινητικών νευρώνων σε μια περιοχή των πρόσθιων κεράτων, που αντιπροσώπευε ένα μυ, ο οποίος βαθμολογούνταν με 4. Δηλαδή ένας μυς ο οποίος αντέχει σε αντίσταση (όμως λιγότερη από τη φυσιολογική) έχει ήδη χάσει τη μισή νεύρωσή του, ενώ ο ίδιος ερευνητής βρήκε ότι ο βαθμός μυϊκής δύναμης 3 αντιστοιχεί σε καταστροφή του 85% των α κινητικών νευρώνων που αντιστοιχούν σε αυτό το μυ.

2.3. Έλεγχος της μυϊκής δύναμης με τη χρήση εξοπλισμού

Με τη χρήση εξοπλισμού μπορούμε να ελέγξουμε και να αξιολογήσουμε την ισομετρική, την ισοτονική και την ισοκινητική δύναμη (Shultz et al. 2005).

2.3.1. Έλεγχος ισομετρικής δύναμης

Η εξέταση της ισομετρικής δύναμης μετρά την ικανότητα του μυός για την παραγωγή στατικής δύναμης ενάντια σε μια μη μετακινούμενη αντίσταση. Το βασικό πλεονέκτημα της τεχνικής αυτής είναι ότι μπορεί να εντοπίσει το πρόβλημα μιας μυϊκής ομάδας γύρω από μια άρθρωση, η οποία διαθέτει περιορισμένη κινητικότητα λόγω πόνου, παθολογίας ή ναρθήκων. Το βασικό μειονέκτημά της είναι ότι τα ευρήματά της περιορίζονται στο συγκεκριμένο σημείο εφαρμογής της αντίστασης στο διαθέσιμο εύρος τροχιάς της άρθρωσης (Shultz et al. 2005).

Η κύρια συσκευή που χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της ισομετρικής δύναμης είναι το δυναμόμετρο χειρός, ενώ η εξέλιξη του λογισμικού στα διάφορων ειδών ισοκινητικά δυναμόμετρα επιτρέπει και ισομετρική αξιολόγηση. Η ακριβής μέτρηση εξαρτάται από διάφορους παράγοντες όπως είναι η θέση του σώματος, η γωνία της άρθρωσης, η θέση του χεριού και η σωστή τοποθέτηση του οργάνου. Η μέτρηση της ισομετρικής δύναμης χρησιμεύει για κλινική εκτίμηση ή για την καταγραφή της προόδου με ποσοτικό τρόπο με την πάροδο του χρόνου (Shultz et al. 2005).

Τα δυναμόμετρα χειρός (Εικόνα 2.1) είναι εξοπλισμένα με έναν αισθητήρα φόρτισης στο εσωτερικό τους, που διευκολύνει κατά πολύ την ποσοτική μέτρηση της μυϊκής δύναμης κατά τη διάρκεια ελέγχου της ισομετρικής συστολής (Shultz et al. 2005).

Η ακρίβεια και η συνέπεια των μετρήσεων των δυναμόμετρων χειρός έχει αμφισβητηθεί συχνά, ειδικά σε περιπτώσεις ελέγχου της δύναμης μεγάλων μυϊκών ομάδων σε υγιείς αθλητές, και ειδικώς για δυναμόμετρα τα οποία βασίζονται στη δύναμη του εξεταστή και στη σταθεροποίηση του δυναμόμετρου (Winkholm & Bohannon 1991). Οι μετρήσεις με

δυναμόμετρα χειρός για την δύναμη των εκτεινόντων του γόνατος έχουν βρεθεί να είναι αξιόπιστες μεταξύ εξεταστών με διαφορετική εμπειρία (Bohannon & Winkholm 1992).

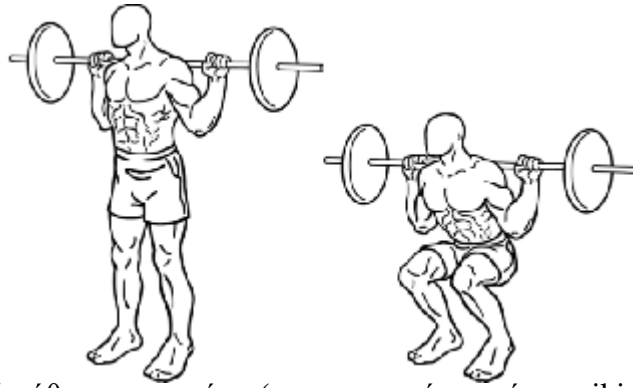


Εικόνα 2.1 Αξιολόγηση της ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου με δυναμόμετρο χειρός (τροποποιημένο από www.ptconsultants.biz)

Τα πλεονεκτήματα του δυναμόμετρου χειρός, σε σχέση με τη χρήση άλλου είδους εξοπλισμού, είναι σαφώς το μικρότερο κόστος και η πρακτικότητα και η αποδοτικότητα τους σε μια ποικιλία κλινικών εφαρμογών (Shultz et al. 2005).

2.3.2. Έλεγχος ισοτονικής δύναμης

Η ισοτονική δύναμη ελέγχεται με τον εξεταζόμενο να σηκώνει ένα σταθερό βάρος στο εύρος τροχιάς κίνησης. Η ισοτονική δύναμη μπορεί να μετρηθεί αντικειμενικά με τη χρήση αλτήρων, μπαρών με βάρη και γενικά με διάφορες συσκευές μυϊκής ενδυνάμωσης. Ένα σαφές πλεονέκτημα της ισοτονικής αντίστασης είναι ότι ο έλεγχος της λειτουργικής δύναμης γίνεται μέσω ταυτόχρονης εξέτασης πολλαπλών αρθρώσεων (Shultz et al. 2005). Για παράδειγμα με την «πίεση πάγκου» προσδιορίζεται η δύναμη του άνω τμήματος του σώματος, ενώ με την πρέσα ή το βαθύ κάθισμα προσδιορίζεται η δύναμη του κάτω τμήματος του σώματος με την ταυτόχρονη εξέταση της έκτασης του ισχίου, της έκτασης του γόνατος και της πελματιαίας κάμψης (Εικόνα 2.2).



Εικόνα 2.2 Βαθύ κάθισμα με μπάρα (τροποποιημένο από en.wikipedia.org)

Ένα άλλο πλεονέκτημα του ιστονικού ελέγχου είναι ότι εξετάζει τη δύναμη του κάτω άκρου σε μια πιο λειτουργική θέση φόρτισης του βάρους ή κλειστής αλυσίδας (Shultz et al. 2005).

Η ιστονική δύναμη καθορίζεται συνήθως μέσω της εξέτασης της ικανότητας ανύψωσης μέγιστου βάρους στο εύρος τροχιάς της κίνησης για έναν προκαθορισμένο αριθμό επαναλήψεων. Απαιτούνται συνήθως αρκετές σειρές δοκιμών, προκειμένου να καθοριστεί το μέγιστο βάρος που μπορεί να ανυψώσει ο εξεταζόμενος για τον επιθυμητό αριθμό των επαναλήψεων (Shultz et al. 2005).

Η στρατηγική είναι να ξεκινάει ο εξεταζόμενος με ένα βάρος ελαφρύτερο από το μέγιστο και σταδιακά να πλησιάζει το προβλεπόμενο μέγιστο. Όταν ο εξεταζόμενος είναι σε θέση να υπερβεί τον προκαθορισμένο αριθμό επαναλήψεων, τότε αυξάνεται το μέγιστο βάρος μετά από μια κατάλληλη δοκιμαστική περίοδο. Ο εξεταζόμενος ολοκληρώνει τη διαδικασία όταν είναι σε θέση να ανυψώσει το βάρος για τον επιθυμητό αριθμό επαναλήψεων, αλλά ούτε μία παραπάνω. Για να είναι η δοκιμασία ακριβής ο εξεταζόμενος πρέπει να προθερμανθεί, να ακολουθεί το πρωτόκολλο της δοκιμασίας, να υπάρχει επαρκής περίοδος ανάπαυσης μεταξύ των δοκιμασιών και να έχει εξοικειωθεί με τη διαδικασία (Wathen 1994).

Οι δοκιμασίες των μέγιστων επαναλήψεων περιορίζονται από την αδυναμία τους να ελέγξουν την ταχύτητα της δοκιμασίας και τη συμμετοχή των βοηθητικών μυών. Ο ιστονικός έλεγχος ενάντια σε μια σταθερή αντίσταση διαθέτει και αυτός περιορισμούς, υπό την έννοια ότι η ποσότητα του βάρους που μπορεί να ανυψώσει ο εξεταζόμενος στο πιο αδύναμο σημείο του εύρους τροχιάς της κίνησης καθορίζει τελικά και τη μέγιστη δύναμη που μπορεί να υπερνικήσει (Shultz et al. 2005).

Οι δύο βασικές δοκιμασίες που χρησιμοποιούνται είναι η 1 μέγιστη επανάληψη και οι 10 μέγιστες συστολές (Shultz et al. 2005).

Μία μέγιστη επανάληψη: ο προσδιορισμός του μέγιστου βάρους που μπορεί να ανυψώσει κάποιος για 1 επανάληψη είναι μια ουσιαστική δοκιμασία μέγιστης δύναμης. Η 1 μέγιστη επανάληψη τυπικά χρησιμοποιείται για τον καθορισμό της μυϊκής δύναμης ενός υγιούς ενήλικα εξεταζόμενου και στη συνέχεια για τον προσδιορισμό της έντασης της προπόνησης (συνήθως ως ποσοστό της 1 μέγιστης επανάληψης) σε αθλητές. Επειδή η δοκιμασία αυτή είναι μια δοκιμασία μέγιστης δύναμης δεν εφαρμόζεται σε τραυματισμένους αθλητές, εφήβους και παιδιά. Χρησιμοποιείται ευρέως για την εκτίμηση υγιών αθλητών π.χ. για την ορθοπαιδική εκτίμηση πριν από την έναρξη της αγωνιστικής περιόδου ή για τον εντοπισμό ελλειμμάτων δύναμης σε πλήρως αναρρωμένους αθλητές (Shultz et al. 2005).

Για την πρόληψη κάκωσης κατά τη δοκιμασία ο αθλητής ξεκινά με πιο ελαφρύ βάρος για προθέρμανση και εξοικείωση με την όλη διαδικασία πριν από την εκτέλεση της μέγιστης συστολής. Προτείνεται οι εξεταζόμενοι να αρχίσουν με βάρος 50% του αναμενόμενου μέγιστου, στη συνέχεια αυτό να αυξάνεται στο 75%, 90%, 100% και ίσως και παραπάνω από το αναμενόμενο μέχρι την επίτευξη της μίας μέγιστης επανάληψης (Semenick 1994).

10 μέγιστες επαναλήψεις: αν ο εξεταζόμενος αναρρώνει από μία κάκωση, δεν είναι προπονημένος ή δεν έχει πρότερη εμπειρία από την δοκιμασία της μιας μέγιστης επανάληψης, εκτελεί τη δοκιμασία των 10 μέγιστων επαναλήψεων. Η δοκιμασία αυτή είναι παρόμοια με αυτή της 1 μέγιστης επανάληψης και προσδιορίζει το μέγιστο βάρος που μπορεί να ανυψώσει ο εξεταζόμενος 10 φορές (Shultz et al. 2005).

Η δοκιμασία αυτή μπορεί να χρησιμεύσει για την πρόβλεψη της μέγιστης δύναμης βάσει δημοσιευμένων πινάκων σε τιμές (National strength and conditioning association 1994).

Επειδή η δοκιμασία των 10 μέγιστων επαναλήψεων απαιτεί πολλαπλές σειρές από επαναλήψεις για τον καθορισμό του μέγιστου βάρους, απαιτείται επαρκής περίοδος ανάπαυσης μεταξύ των σειρών, ώστε να είναι σίγουρο ότι εξετάζεται η δύναμη, και όχι η αντοχή στην κόπωση. Προτείνεται ανάπαυση διάρκειας 2-4 λεπτών. Η έναρξη της διαδικασίας με ένα πολύ ελαφρύ βάρος μπορεί να οδηγήσει τον εξεταζόμενο σε κόπωση, ειδικά αν πρέπει να εκτελέσει πάρα πολλές σειρές από επαναλήψεις πριν φτάσει στο μέγιστο βάρος, οπότε προκύπτει μια τεχνητά χαμηλή τιμή μέγιστου βάρους. Ιδανικά η δοκιμασία των 10 μέγιστων επαναλήψεων πρέπει να ολοκληρώνεται με 5 προσπάθειες (Wathen 1994).

2.3.3. Ισοκινητική αξιολόγηση δύναμης

Η έννοια της ισοκινητικής αντίστασης (Εικόνα 2.3) εισήχθη το 1967 από τους Hislop & Perrine. Όπως έχει αναφερθεί, ο ισοκινητικός έλεγχος της μυϊκής δύναμης επιτρέπει στον

εξεταζόμενο να καταβάλει όση δύναμη μπορεί ενάντια σε έναν μοχλοβραχίονα αντίστασης, που κινείται με προκαθορισμένη ταχύτητα. Όταν το άκρο υπερβεί το προκαθορισμένο όριο της ταχύτητας αυτής, το δυναμόμετρο αντιστέκεται στην παραγόμενη δύναμη ώστε να μην μεταβάλλεται ο ρυθμός της κίνησης.

Κατά την ισοκίνηση δε μας ενδιαφέρει πλέον το μέγεθος της αντίστασης που εφαρμόζεται ενάντια στη δράση του μυ, αλλά η ταχύτητα εκτέλεσης της κίνησης. Αυτή η ταχύτητα είναι που καθορίζει και την αντίσταση του δυναμόμετρου σε συνάρτηση και με την ένταση της προσπάθειας (Τσακλής 2000).



Εικόνα 2.3 Ισοκίνητικό δυναμόμετρο Biodex system 3
(τροποποιημένο από www.keanathletics.com)

Το βασικό πλεονέκτημα του ισοκίνητικού ελέγχου της δύναμης είναι ότι εξετάζει τις μέγιστες ικανότητες του μυός σε όλο το εύρος τροχιάς. Για παράδειγμα, στη μέση τροχιά όπου ο μυς διαθέτει τη βέλτιστη μηχανοδυναμική σχέση για τη σύνδεση ακτίνης-μυοσίνης και το μεγαλύτερο μηχανικό πλεονέκτημα, το ισοκίνητικό δυναμόμετρο διατηρεί μια προκαθορισμένη ταχύτητα και ο μυς παράγει περισσότερη δύναμη. Αντίστοιχα, στα τελικά όρια του εύρους τροχιάς της άρθρωσης, όπου ο μυς είναι σε φυσιολογικό και μηχανικό μειονέκτημα, το δυναμόμετρο συνεχίζει να διατηρεί την ίδια ταχύτητα, αλλά ο μυς παράγει λιγότερη δύναμη (Shultz et al. 2005).

Επειδή κατά τον ισοκίνητικό έλεγχο δεν εφαρμόζεται σταθερή αντίσταση για την κίνηση βάσει του πιο αδύναμου σημείου μιας συγκεκριμένης τροχιάς κίνησης, καταγράφεται η μέγιστη εκούσια δύναμη που παράγει ο μυς σε κάθε δεδομένη γωνία του εύρους τροχιάς

της κίνησης. Μπορεί επίσης να αποτελέσει μια ασφαλή εναλλακτική λύση για την εξέταση τραυματισμένων αθλητών, αφού η αντίσταση του δυναμόμετρου σταματά αμέσως μόλις νιώσει ο εξεταζόμενος πόνος ή δυσφορία κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας (Shultz et al. 2005).

Τα αποτελέσματα που εξάγει το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex system 3 που χρησιμοποιήθηκε και στην συγκεκριμένη έρευνα, μελετήθηκαν και βρέθηκε ότι έχουν υψηλό βαθμό εγκυρότητας και αξιοπιστίας (Drouin et al. 2001).

Κεφάλαιο 3 - Μυϊκή αρχιτεκτονική και μέθοδοι καταγραφής της

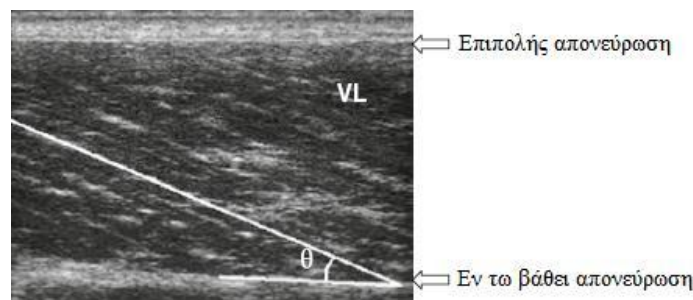
3.1 Μυϊκή αρχιτεκτονική (μορφολογικές παράμετροι)

Μεταξύ των κυριότερων παραγόντων που καθορίζουν τις λειτουργικές ιδιότητες ενός μυός είναι το είδος και οι ιδιότητες σύσπασης των μυϊκών ινών, η εσωτερική διαρθρωτική τους οργάνωση και η μακροσκοπική γεωμετρία σε σχέση με το μυοτενόντιο σύνολο. Αυτή η εσωτερική σχεδίαση ενός μυός που περιγράφει την χωρική διάταξη των μυϊκών ινών σε σχέση με τον άξονα της ανάπτυξης δύναμης ενός μυός είναι γνωστή ως μυϊκή αρχιτεκτονική (Narici & Maganaris 2006).

Τρεις είναι οι κύριες παράμετροι της μυϊκής αρχιτεκτονικής. Πρώτον η φυσιολογική ή λειτουργική διατομή του μυός, δηλαδή ο αριθμός των παράλληλων σαρκομερίων. Δεύτερον, το μήκος της μυϊκής ίνας, δηλαδή ο αριθμός των σαρκομερίων σε σειρά (όσο πιο μακριά η μυϊκή ίνα τόσο πιο γρήγορη η ταχύτητα σύσπασης). Τρίτον, η γωνία πρόσφυσης δηλαδή η γωνία που συνδέεται ο μυς με τον τένοντα, όπου όσο πιο μεγάλη είναι η γωνία αυτή τόσο μικρότερη είναι η ταχύτητα σύσπασης και η δύναμη που παράγεται (Wickiewicz et al. 1983).

3.1.1 Φυσιολογική διατομή του μυός

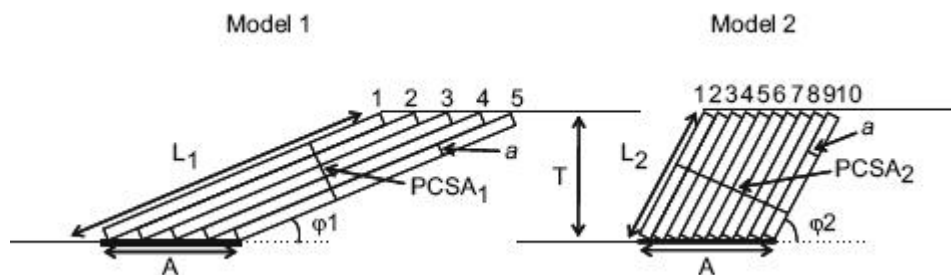
Η διατομή του μυός ορίζεται ως η κάθετη απόσταση μεταξύ της επιπολής και της εν τω βάθει (Εικόνα 3.1) απονεύρωσης (Narici & Maganaris 2006).



Εικόνα 3.1 Επιπολής και εν τω βάθει απονεύρωση του έξω πλατύ (τροποποιημένο από De Boer et al. 2008)

Η ποσότητα που περιγράφει καλύτερα την ικανότητα των μυών να παράγουν μέγιστη συσταλτική δύναμη και να την διαβιβάσουν μέσω του άπω τένοντά τους για την παραγωγή αρθρικής κίνησης είναι η φυσιολογική διατομή (PCSA) των μυών (Fick 1911).

Αυτό συμβαίνει επειδή η φυσιολογική διατομή αντιπροσωπεύει το άθροισμα των διατομών όλων των μυϊκών ινών ενός μυ (Εικόνα 3.2) και επομένως είναι ένας τρόπος μέτρησης των παράλληλων σαρκομερίων στο μυ (Fick 1911).



Εικόνα 3.2 Η φυσιολογική διατομή δύο μυών με διαφορετική γωνία πρόσφυσης (τροποποιημένο από Narici & Maganaris 2006)

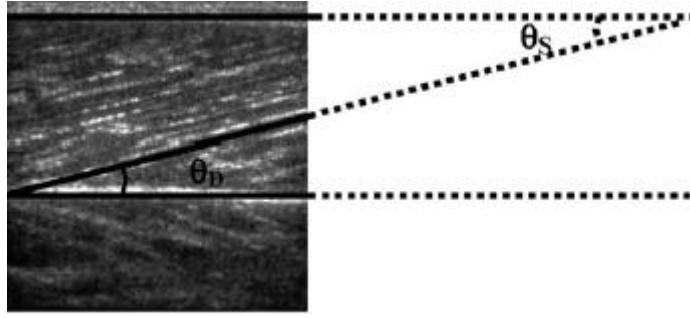
Η εξέλιξη της τεχνολογίας όσον αφορά τις απεικονιστικές μεθόδους επέτρεψε πρόσφατα την ποσοτικοποίηση της φυσιολογικής διατομής *in vivo* (Galban et al. 2004), αλλά πολλοί συγγραφείς έχουν υπολογίσει την φυσιολογική διατομή και από την εξίσωση $PCSA = V \cdot \cos\phi \cdot L_o^{-1}$ (Wickiewicz et al. 1983; Fukunaga et al. 1992; Narici et al. 1996) όπου V είναι ο όγκος των μυών, L_o είναι το βέλτιστο μήκος των μυϊκών ινών και ϕ είναι η γωνία πρόσφυσης.

Η παραπάνω εξίσωση εξηγεί καλύτερα ότι δύο μύες με τον ίδιο όγκο και την ανατομική διατομή (ACSA), μπορεί να έχουν διαφορετικές δυνατότητες όσον αφορά τη μέγιστη παραγωγή δύναμης (PCSA) και την ταχύτητα σύσπασης (Narici & Maganaris 2006).

Το μέγεθος των μυών θα πρέπει να υπολογίζεται από τη φυσιολογική και όχι την ανατομική διατομή, γιατί αλλιώς σε πτερυγοειδείς μύες δεν λαμβάνονται υπόψη όλες οι κάθετες μυϊκές ίνες προς τον επιμήκη άξονα (Kawakami et al. 1995; Fukunaga et al. 1996).

3.1.2. Γωνία πρόσφυσης των μυϊκών ινών

Ως γωνία πρόσφυσης (Εικόνα 3.3) αναφέρεται η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ των μυϊκών ινών και της απονεύρωσης του μύος (Narici & Maganaris 2006; Rutherford & Jones 1992).



Εικόνα 3.3 Τρόπος υπολογισμού της γωνίας πρόσφυσης του έξω πλατύ (τροποποιημένο από Mairet et al. 2006)

Για ένα δεδομένο μυϊκό όγκο ή περιοχή, όσο μεγαλύτερη είναι η γωνία πρόσφυσης τόσο μικρότερο είναι το μήκος των μυϊκών ινών σε σχέση με το μήκος της μυϊκής γαστέρας συνολικά (Narici & Maganaris 2006).

Δεδομένου ότι το μήκος της μυϊκής ίνας καθορίζεται από τον αριθμό των σαρκομερίων σε σειρά συμπεραίνεται ότι όσο μεγαλύτερη είναι η γωνία πρόσφυσης τόσο πιο αργή η ταχύτητας σύσπασης των μυϊκών ινών. Ωστόσο όσο μεγαλύτερη η γωνία πρόσφυσης τόσο περισσότερες είναι και οι μυϊκές ίνες που προσφύονται στον τένοντα και έτσι ο μυς μπορεί να ασκήσει μεγαλύτερες συσταλτικές δυνάμεις (Narici & Maganaris 2006).

Οι μυϊκές ίνες δεν μεταφέρουν την δύναμη γραμμικά (μιας και δεν πορεύονται παράλληλα με την γραμμή έλξης του μυός) κι έτσι υπάρχει μια απώλεια δύναμης. Το ακριβές ποσό της εν λόγω «απώλειας δύναμης» είναι δύσκολο να ποσοτικοποιηθεί αντικειμενικά (Narici & Maganaris 2006). Σε μια έρευνα τους, οι Alexander & Vernon (1975) βρήκαν ότι αν η γωνία δεν υπερβαίνει τις 45°, στο συνολικό αποτέλεσμα η συνισταμένη δύναμη παραμένει θετική.

Αν λάβουμε ως δεδομένο ότι οι εν τω βάθει και η επιπολής απονεύρωση είναι παράλληλες, τότε ο μόνος παράγοντας για την προαναφερθείσα απώλεια δύναμης από τους μύες στους τένοντες, είναι η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ των μυϊκών ινών και της γραμμής έλξης του μυός (Narici & Maganaris 2006).

Μερικές φορές παραμελείται η καμπυλότητα που μπορεί να εμφανίζουν οι παραπάνω δομές για λόγους απλότητας, μιας και ο υπολογισμός τους ως καμπύλες δεν έχει στατιστική σημαντικότητα (Narici & Maganaris 2006; Rutherford & Jones 1992).

3.1.3. Μήκος της μυϊκής ίνας

Το μήκος μιας μυϊκής δεσμίδας (το οποίο αντιπροσωπεύει και το μήκος μιας μυϊκής ίνας) μετράται ως το μήκος μεταξύ των δύο απονευρώσεων (Narici & Maganaris 2006).

Το μήκος των μυϊκών ινών σε κατάσταση ηρεμίας είναι μερικά χιλιοστά μικρότερο από το μήκος των μυϊκών ινών σε πτωματικά μοντέλα (Rack & Westbury 1969).

3.2. Τρόποι καταγραφής της μυϊκής αρχιτεκτονικής

Οι κύριες τεχνικές σάρωσης που έχουν αναπτυχθεί για την καταγραφή της μυϊκής αρχιτεκτονικής είναι η μαγνητική τομογραφία (MRI), η αξονική τομογραφία (CT) και το υπερηχογράφημα (Fukunaga et al. 2001). Στη διεθνή αρθρογραφία φαίνεται να πλεονεκτεί το υπερηχογράφημα διότι η καταγραφή γίνεται σε πραγματικό χρόνο (Baumgartner et al. 1998; Fukunaga et al. 1989; Reeves et al. 2004; Reimers et al. 1998).

3.2.1. Καταγραφή μέσω μαγνητικής τομογραφίας

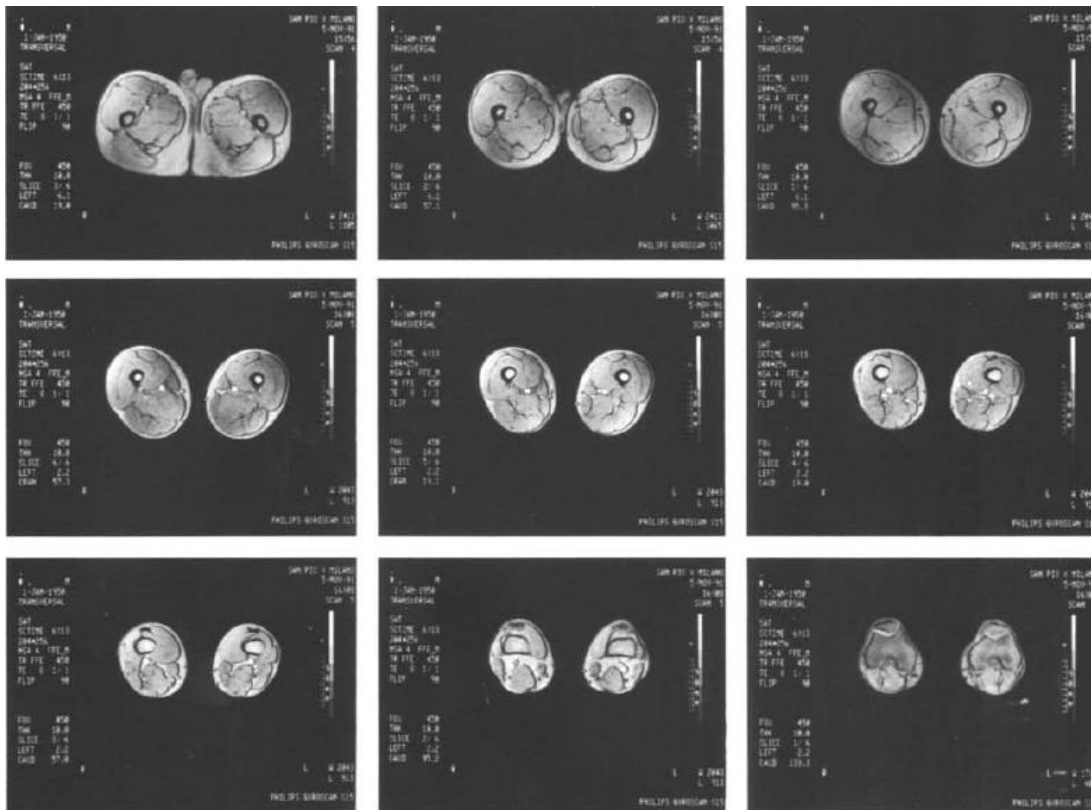
Σε προηγούμενες μελέτες μετρήθηκε η διατομή μυών (εικόνα 3.4) μέσω μαγνητικής τομογραφίας (Narici et al. 1988; Fukunaga et al. 1992; Narici et al. 1992; Maganaris et al. 2001; Maganaris 2004).

Οι Narici et al. (1998) ήθελαν να συσχετίσουν την διατομή του μυός με την δύναμη που μπορεί να παράγει, ενώ, οι Fukunaga et al. (1992), οι Maganaris et al. (2001) και οι Narici et al. (1992) ερευνήσαν την εγκυρότητα και την αξιοπιστία της μεθόδου αυτής. Τέλος ο Maganaris (2004) μελέτησε μέσω μαγνητικής τομογραφίας τα χαρακτηριστικά των μυών που δρουν στην ποδοκνημική σε κάθε επιμέρους μοίρα του εύρους τροχιάς κίνησης της ποδοκνημικής.

3.2.2. Καταγραφή μέσω αξονικής τομογραφίας

Οι Ferri et al. (2003) μέτρησαν τη φυσιολογική διατομή του τετρακεφάλου με αξονική τομογραφία σε ηλικιωμένα άτομα πριν και μετά από ένα πρόγραμμα ενδυνάμωσης ερευνώντας τις πιθανές αλλαγές στη διατομή των μυών που δρουν στην ποδοκνημική.

Επιπλέον μέσω αξονικής τομογραφίας μπορεί να καταγραφεί και η σύνθεση των ιστών (Haaggmark et al. 1978; Grindrod et al. 1983; MacDougall et al. 1984; Horber et al. 1985), όπου η ακτινολογική πυκνότητα αντανακλά τη σχετική αναλογία των διαφόρων συστατικών των ιστών (Hounsfield 1973; Cann 1988).



Εικόνα 3.4 Απεικόνιση της διατομής των μυών του μηρού μέσω MRI (τροποποιημένο από Narici et. al 1992)

3.2.3. Καταγραφή μέσω υπερηχογραφήματος

Οι υπέρηχοι είναι κύματα που μεταφέρουν ενέργεια στο χώρο. Ένα κύμα είναι μια μεταβολή σε κάποιες ποσότητες, τις κυματικές μεταβολές, που διαδίδεται στο χώρο με μία χαρακτηριστική ταχύτητα (Γουλιάμος et al. 1992).

Το διαγνωστικό υπερηχογράφημα είναι μια μέθοδος απεικόνισης, η οποία προσφέρει τη δυνατότητα μελέτης της εσωτερικής αρχιτεκτονικής των οργάνων του σώματος και στηρίζεται στην ακουστική. Η μέθοδος χρησιμοποιείται στην απεικόνιση αλλά και στη μελέτη ροής αίματος των διαφόρων ανατομικών δομών (Γουλιάμος et al. 1992).

Η κύρια τεχνική απεικόνισης που χρησιμοποιείται για την καταγραφή της μυϊκής αρχιτεκτονικής κατά την διάρκεια της ισομετρικής συστολής είναι η υπερηχογραφία σε πραγματικό χρόνο (Narici & Maganaris 2006).

Ο υπέρηχος χρησιμοποιείται ευρέως για την αξιολόγηση της σύστασης του ανθρωπίνου σώματος επειδή είναι μια ασφαλής, μη επεμβατική και φορητή μέθοδος (Brodie 1988). Είναι φορητός, λόγω του μικρού βάρους του εξοπλισμού και πλεονεκτεί στο ότι η μετρήσεις είναι άμεσες. Μια αντίστοιχη μέτρηση με μαγνητική τομογραφία απαιτεί τον πενταπλάσιο χρόνο

έτσι λοιπόν φαίνεται ότι το υπερηχογράφημα είναι η ιδανική μέθοδος για γρήγορη και ακριβή διάγνωση (Sanada et al. 2006).

Η εφαρμογή του διαγνωστικού υπερήχου για την καταγραφή της μυϊκής αρχιτεκτονικής σχετίζεται με την διαφοροποίηση στην ικανότητα αντανάκλασης μεταξύ μυϊκών ινών και κολλαγόνων ιστών (Narici & Maganaris 2006).

Σε προηγούμενες μελέτες, χρησιμοποιήθηκε υπερηχογράφημα για την καταγραφή της επίδρασης της γήρανσης στη μυϊκή αρχιτεκτονική (Kubo et al. 2003; Reimers et al. 1998), την επίδραση της ακινητοποίησης (Lindstrom et al. 2000; Abe et al. 1997), την επίδραση της προπόνησης με ασκήσεις αντίστασης (Starkey et al. 1996), και για μετρήσεις σε αθλητές (Ichinose et al. 1998; Kearns et al. 2001). Σε όλες τις παραπάνω έρευνες το υπερηχογράφημα βρέθηκε να είναι έγκυρο και αξιόπιστο.

Το υπερηχογράφημα έχει τα ίδια πλεονεκτήματα με εκείνα της μαγνητικής και της αξονικής τομογραφίας στην απεικόνιση μυϊκού ιστού και είναι πιο εφαρμόσιμο για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις ή μετρήσεις που απαιτείται να γίνουν άμεσα (Abe et al. 1994; Ishida et al. 1995).

Το υπερηχογράφημα B-mode έχει αποδειχθεί ότι είναι απόλυτα έγκυρο και αξιόπιστο και σε προηγούμενες μελέτες στις οποίες καταγράφηκε η διατομή μυών (Baumgartner et al. 1998; Fukunaga et al. 1989; Reeves et al. 2004; Reimers et al. 1998).

3.3. Ερευνητικά αποτελέσματα για την μυϊκή αρχιτεκτονική

Οι πρωταρχικές εκτιμήσεις για την μυϊκή αρχιτεκτονική βασίστηκαν σε ταριχευμένα πτώματα (Wickiewicz et al. 1983; Friederich & Brand 1990).

Συγκριτικά αποτελέσματα της αρχιτεκτονικής των μυών σε πτωματικά μοντέλα ήταν πολύ χρήσιμα για τον προσδιορισμό και τη διαφοροποίηση των ξεχωριστών διαρθρωτικών χαρακτηριστικών των μυών (Lieber & Friden 2000).

Περνώντας σε ερευνητικά αποτελέσματα βλέπουμε ότι σε γενικές γραμμές, οι αντιβαρυντικοί μύες έχουν αρχιτεκτονική τέτοια που ευνοεί την παραγωγή ισχύος, σε αντίθεση με τους ανταγωνιστές μύες. Με βάση αυτά τα κριτήρια, έγινε δυνατή η ταξινόμηση των μυών λειτουργικά (Lieber & Brown 1992). Έτσι καθοδηγούνται και οι κλινικές αποφάσεις σε περιπτώσεις όπου αναζητείται αυτομόσχευμα για λειτουργική αποκατάσταση, όπως συμβαίνει σε χειρουργείο μετά από ρήξη τένοντα ή τενοντομετάθεση (Lieber & Friden 2000).

Ωστόσο, πρέπει να αναγνωριστεί ότι η καταγραφή της μυϊκής αρχιτεκτονικής σε πτώματα δεν είναι δυνατό να αντικατοπτρίζει με ακρίβεια τη φυσιολογική κατάσταση ενός μυός σε *in vivo* συνθήκες. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι η καθήλωση μπορεί να

προκαλέσει συρρίκνωση του δείγματος (Friederich & Brand 1990). Είναι σαφές ωστόσο ότι αυτές οι μετρήσεις δεν μπορούν να αντιπροσωπεύουν αποτελέσματα για την αρχιτεκτονική των μυών σε σύσπαση (Narici & Maganaris 2006).

Όσο μεγαλύτερες είναι οι παράμετροι της μυϊκής αρχιτεκτονικής τόσο περισσότερο επιμηκύνεται ο τένοντας κατά την διάρκεια μιας ισομετρικής συστολής (Erstein & Herzog 2003). Ενώ αντίθετα όσο αυξάνει η δύναμη της σύσπασης τόσο μειώνεται το μήκος των μυϊκών ινών και όσο μειώνεται το μήκος των μυϊκών ινών τόσο περισσότερο αυξάνεται η γωνία πρόσφυσης (Baskin & Paolini 1967; Erstein & Herzog 2003).

Δραστικές αλλαγές στην αρχιτεκτονική των μυών έχουν όντως αποδειχθεί ότι συμβαίνουν κατά τη διάρκεια της μυϊκής σύσπασης, όπως μείωση του μήκους των μυϊκών ινών και αύξηση της γωνίας πρόσφυσης και της φυσιολογικής διατομής (Gans & Bock 1965).

Από τότε, η υπερηχογραφία έχει εφαρμοστεί σε όλες τις μεγάλες μυϊκές ομάδες των άνω και κάτω άκρων με σκοπό να καθορίσει την επίδραση της μυϊκής συστολής στην μυϊκή αρχιτεκτονική (τετρακέφαλος μηριαίος: Ichinose et al. 1997; Fukunaga et al. 1997, δικέφαλος μηριαίος: Chleboun et al. 2001, γαστροκνήμιος: Narici et al. 1996; Kawakami et al. 1998; Maganaris et al. 1998, πρόσθιος κνημιαίος: Ito et al. 1998; Maganaris & Baltzopoulos 1999; Hodges et al. 2003, δικέφαλος βραχιόνιος: Herbert & Gandevia 1995; Hodges et al. 2003). Τα αποτελέσματα είναι συνεπή και επιβεβαιώνουν τις θεωρητικές εκτιμήσεις δηλαδή ότι όσο αυξάνεται η δύναμη μιας ισομετρικής συστολής, το μήκος της μυϊκής ίνας μειώνεται και η γωνία πρόσφυσης αυξάνεται, πράγμα το οποίο επιβεβαιώνεται σε όλες τις έρευνες που προαναφέρθηκαν.

Αυτά τα δύο αποτελέσματα φαίνονται να λαμβάνουν χώρα κατά μήκος και σε ολόκληρο το μυ (Narici et al. 1996; Maganaris et al. 1998). Έχει καταγραφεί αύξηση στην γωνία πρόσφυσης πάνω από 60% και μείωση στο μήκος της μυϊκής ίνας κατά 30-55% (Herbert & Gandevia 1995; Narici et al. 1996; Kawakami et al. 1998; Maganaris et al. 1998; Maganaris 1999; Hodges et al. 2003).

Σε πολλές μελέτες φαίνεται ότι οι μεγαλύτερες αλλαγές αφορούν συσπάσεις χαμηλής δύναμης, ενώ οι δυνατότερες συσπάσεις επιφέρουν μικρότερες αλλαγές (Ito et al. 1998; Maganaris et al. 1998; Herbert & Gandevia 1995; Hodges et al. 2003).

Αρκετές μελέτες *in vivo* έχουν δείξει ότι η διατομή των μυών αυξάνεται με την συστολή σχετίζεται και με τις αλλαγές που συμβαίνουν στο μήκος της μυϊκής ίνας και την γωνία πρόσφυσης (Maganaris et al. 1998; Hodges et al. 2003). Για παράδειγμα, στον γαστροκνήμιο έχει αναφερθεί αύξηση της τάξης του 45% στο πάχος του μετά από μέγιστη

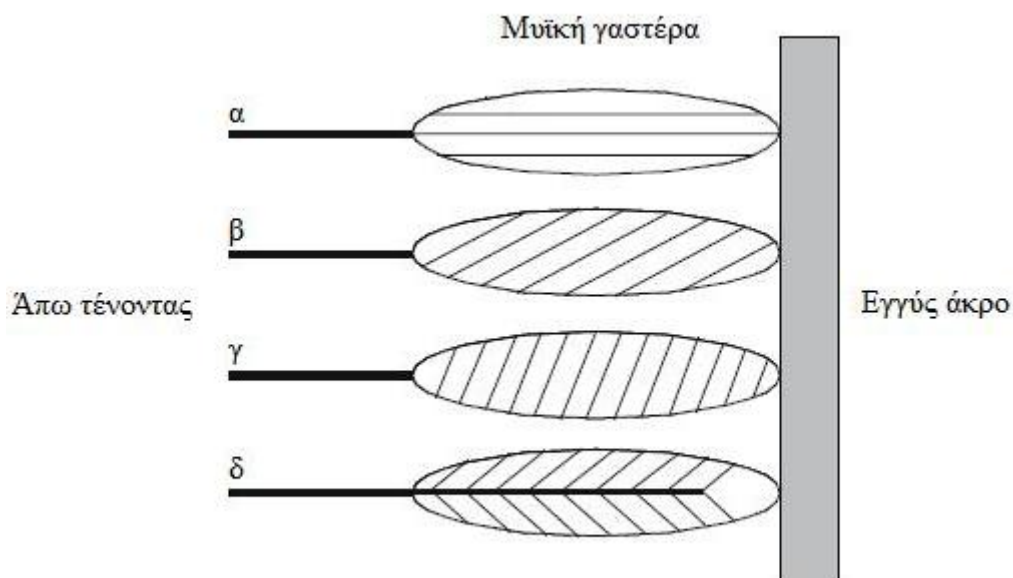
ισομετρική σύσπαση (Maganaris et al. 1998), ενώ παρατηρήθηκε αύξηση 70% μετά από σύσπαση του δικέφαλου βραχιόνιου (Hodges et al. 2003).

3.4. Διαχωρισμός των μυών βάση του αρχιτεκτονικού σχεδιασμού

Οι σκελετικοί μύες μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο βασικές κατηγορίες βάση του αρχιτεκτονικού τους σχεδιασμού: σε διαμήκεις και σε πτερυγοειδείς. Στην πρώτη κατηγορία οι μυϊκές ίνες πορεύονται παράλληλα με την γραμμή έλξης του μύος και εκτείνονται σε όλο το μήκος της μυϊκής γαστέρας (Εικόνα 3.5α). Στους πτερυγοειδείς μύες, οι μυϊκές ίνες βρίσκονται υπό γωνία με τη γραμμή έλξης του. Η συγκεκριμένη γωνία αναφέρεται ως η γωνία πρόσφυσης και απαιτεί ότι οι ίνες εκτείνονται σε ένα μόνο μέρος της μυϊκής γαστέρας (Narici & Maganaris 2006).

Εάν όλες οι μυϊκές ίνες προσφύονται σε μια δεδομένη γωνία πρόσφυσης ο μύς ονομάζεται μονοπτερυγοειδής (Εικόνα 3.5β,γ). Αντίθετα αν οι μυϊκές ίνες λειτουργούν σε διαφορετικές γωνίες πρόσφυσης μέσα στον ίδιο μυ (Εικόνα 3.5δ), τότε ο μύς αυτός ονομάζεται αμφιπτερυγοειδής (Narici & Maganaris 2006).

Από τους περίπου 650 μύες στο ανθρώπινο σώμα, οι περισσότεροι έχουν πτερυγοειδή αρχιτεκτονική με πάνω από 30° γωνία πρόσφυσης σε ηρεμία (Wickiewicz et al. 1983; Friederich & Brand 1990).



Εικόνα 3.5 Ταξινόμηση των μυών βάση της μυϊκής αρχιτεκτονικής
α. διαμήκης μύς - β,γ. μονοπτερυγοειδής μύς - δ. αμφιπτερυγοειδής μύς
(τροποποιημένο από Narici & Maganaris 2006)

3.5. Επιρροή της μυϊκής αρχιτεκτονικής στις μηχανικές ιδιότητες του μυός (μηκοδυναμική και ταχοδυναμική σχέση)

Σ' αυτό το σημείο σωστό θα ήταν να δώσουμε έναν ορισμό για την μηκοδυναμική και την ταχοδυναμική σχέση. Έτσι λοιπόν στη μηκοδυναμική σχέση, υπάρχει ένα βέλτιστο μήκος στο οποίο ένας μυς μπορεί να ασκήσει μέγιστη τάση. Αυτό το μήκος ποικίλλει ανάλογα με τη δομή του μυ και τη λειτουργία του, αλλά ως γενικός κανόνας είναι ελαφρώς μεγαλύτερο από το μήκος ηρεμίας. Ως ταχοδυναμική σχέση ορίζεται ως η ιδιότητα του μυός να παράγει μεγαλύτερη δύναμη όσο μειώνεται η ταχύτητα κίνησης (Hamilton & Luttgens 2002).

Σε καθαρά θεωρητικό επίπεδο, αν λάβει κανείς υπόψη δύο μύες που έχουν ίδια φυσιολογική διατομή (ίδιο συνολικό αριθμό παράλληλων σαρκομερίων) αλλά με διαφορετικό μήκος μυϊκών ινών (διαφορετικός αριθμός σαρκομερίων σε σειρά), οι δύο μύες έχουν ευδιάκριτα διαφορετικές σχέσεις (Narici & Maganaris 2006). Ο μυς με τις μακρύτερες ίνες θα παράγει το ίδιο απόλυτο φορτίο με τον μυ με τις κοντύτερες ίνες αφού η φυσιολογική διατομή τους είναι η ίδια, αλλά θα είναι ικανός να παράγει δύναμη σε μεγαλύτερο εύρος κίνησης. Κατά συνέπεια, η μηκοδυναμική σχέση σε περυγοειδείς μύες είναι πιο μικρή από ότι σε ατρακτοειδής μύες (Woittiez et al. 1984; Gareis et al. 1992).

Αν πάρουμε τώρα δύο μύες με ίδιο μήκος μυϊκών ινών (ίδιος αριθμός σαρκομερίων σε σειρά), αλλά μια διαφορετική φυσιολογική διατομή (διαφορετικός αριθμός σαρκομερίων παράλληλα), ο μυς με τη μεγαλύτερη φυσιολογική διατομή θα είναι σε θέση να παράγει μεγαλύτερη δύναμη, ενώ θα έχει την ίδια μηκοδυναμική σχέση με τον κοντύτερο μυ (Narici & Maganaris 2006).

Παρά το γεγονός ότι δεν διαπιστώθηκαν διαφορές στην ταχύτητα σύσπασης (μιας και το μήκος των μυϊκών ινών είναι το ίδιο), ο μυς με την μεγαλύτερη φυσιολογική διατομή θα είναι σε θέση να αναπτύξει μεγαλύτερη ισομετρική δύναμη, σε κάθε δεδομένη υπομέγιστη ταχύτητα (Narici & Maganaris 2006).

Έτσι λοιπόν, η σύσπαση των μυών, πέρα από την ταχοδυναμική και την μηκοδυναμική σχέση εξαρτάται και από το μήκος ηρεμίας της μυϊκής ίνας (αριθμός σαρκομερίων σε σειρά), την γωνία πρόσφυσης ηρεμίας και την γωνία πρόσφυσης κατά τη διάρκεια της σύσπασης (Reeves et al. 2006).

Βέβαια όλοι οι παραπάνω παράγοντες εξαρτώνται και από την ελαστικότητα του τένοντα, γιατί σε περίπτωση που ένας μυς έχει ανελαστικό τένοντα αυτό μειώνει την δύναμη της σύσπασης διότι «τοποθετεί» τις μυϊκές ίνες σε μεγαλύτερο μήκος ηρεμίας, πράγμα που αυξάνει και την γωνία πρόσφυσης ηρεμίας (Reeves et al. 2006).

Οι τένοντες αποτελούνται από κολλαγόνο ιστό και κατά συνέπεια θα επιμηκύνονται σε συστολή ακόμα και αν το άπω και το εγγύς τμήμα του μυοτενόντιου συνόλου είναι πλήρως σταθεροποιημένο. Η επιμήκυνση του τένοντα εξαρτάται θεωρητικά από τη δύναμη που παράγεται κατά την ενεργοποίηση του μυ και την σύμπτυξη των μυϊκών ινών κατά τη σύσπαση (Narici & Maganaris 2006).

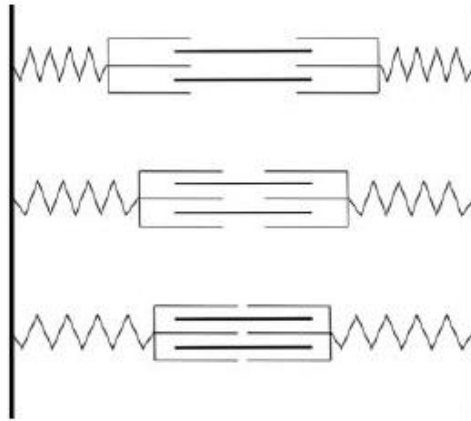
Κατά τη σύγκριση της ταχοδυναμικής σχέσης δύο μυών με διαφορετική σύνθεση μυϊκών ινών και διαφορετική μυϊκή αρχιτεκτονική, ο αριθμός των σε σειρά σαρκομερίων και η φυσιολογική διατομή μπορεί να είναι χρήσιμος για τον υπολογισμό της επίδρασης των διαφορών στη δραστηριότητα της μυοσίνης σε μέγιστη ταχύτητα σύσπασης (Spector et al. 1980).

Αυτή την προσέγγιση ακολούθησε ο Spector et al. (1980), και σύγκρινε την ειδική δύναμη (δύναμη / διατομή) και την ταχοδυναμική σχέση του γαστροκνήμιου και του υποκνημίδιου. Βρήκε λοιπόν ότι παρόλο που τα σαρκομέρια του γαστροκνήμιου βραχύνονται τρεις φορές πιο γρήγορα από εκείνα του υποκνημίδιου (38,3 $\mu\text{m/s}$ έναντι 13,4 $\mu\text{m/s}$) το μήκος των μυϊκών ινών και η γωνία πρόσφυσης είναι μεγαλύτερη μόνο μιάμιση φορά. Αυτή η διαφορά πιθανόν να οφείλεται στη διαφορετική δραστηριότητα στη μυοσίνη των ινών αυτών των μυών (Spector et al. 1980).

Με την εισαγωγή των σύγχρονων τεχνικών απεικόνισης, όπως το υπερηχογράφημα, έχει καταστεί δυνατή η μελέτη της ταχοδυναμικής σχέσης των μυών *in vivo* μέσω της μέτρησης της μείωσης του μήκους των μυϊκών ινών κατά τη διάρκεια ισοκινητικής συστολής.

Χρησιμοποιώντας αυτήν την τεχνική, ο Ichinose et al. (2000) διερεύνησε τη συμπεριφορά του έξω πλατύ μυ του μηρού σε συσπάσεις με γωνιακή ταχύτητα 30°/s και 150°/s. Βρήκαν λοιπόν ότι οι μυϊκές ίνες άλλαξαν την ταχύτητα μείωσης του μήκους τους κατά την διάρκεια της κίνησης.

Επίσης, η μέγιστη ροπή σε συγκεκριμένη θέση της άρθρωσης δεν αντιστοιχεί σε ένα σταθερό μήκος μυϊκής ίνας (Ichinose et al. 2000). Οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι αυτό συμβαίνει διότι εμπλέκεται και η διαφορετική, σε κάθε μοίρα της κίνησης, επιμήκυνση του τένοντα (Εικόνα 3.6).



Εικόνα 3.6 Σχηματική απεικόνιση της διάταξης των σε σειρά ελαστικών στοιχείων κατά την σύσπαση ενός μυός (τροποποιημένο από Narici & Maganaris 2006)

Αυτά τα συμπεράσματα έρχονται σε συμφωνία με την έρευνα των Reeves & Narici (2003) οι οποίοι μελέτησαν τη συμπεριφορά του πρόσθιου κνημιαίου σε ισοκινητικό δυναμόμετρο *in vivo* με τη χρήση διαγνωστικού υπερήχου. Οι συγγραφείς αυτοί έδειξαν ότι το μήκος των μυϊκών ινών αυξήθηκε με την ταχύτητα σύσπασης και αυτό συμπεραίνουν ότι αποδίδεται στο γεγονός ότι υπάρχει μια σταδιακή διάταση των σε σειρά ελαστικών στοιχείων.

3.6. Αλληλεπίδραση μεταξύ της μυϊκής αρχιτεκτονικής και των μηχανικών ιδιοτήτων των τενόντων

Οι αλλαγές της μυϊκής αρχιτεκτονικής κατά την μυϊκή σύσπαση εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό και από την διατασιμότητα του τένοντα. Αυτό συμβαίνει επειδή οι τένοντες είναι τοποθετημένοι σε σειρά με τους μύες και ανατομικά και λειτουργικά (Narici & Maganaris 2006).

Η διατασιμότητα τους είναι ευθέως ανάλογη με το μήκος τους και αντιστρόφως ανάλογη της διατομής τους. Ως εκ τούτου, ένας τένοντας ο οποίος είναι μακρύς και λεπτός είναι πιο εύκολο να διαταθεί από έναν κοντό και παχύ (όπως ο επιγονατιδικός) τένοντα (Narici & Maganaris 2006).

Επίσης η ολίσθηση των μυονηματίων (ακτίνη και μυοσίνη) εξαρτάται και από την δυσκαμψία του τένοντα. Η μείωση του μήκους των μυϊκών ινών ωστόσο θα εξαρτηθεί και από το αριθμό των σε σειρά σαρκομερίων και το μήκος της μυϊκής ίνας (Narici & Maganaris 2006).

Οι Maganaris & Paul (1999) μέτρησαν *in vivo* την παραμόρφωση του τένοντα μετά από διαδοχικές ισομετρικές συστολές σταδιακά αυξανόμενου φορτίου, μια τεχνική που αργότερα

ασπάστηκαν και άλλοι ερευνητές τόσο σε νεαρούς ενήλικες, όσο και σε μεγαλύτερης ηλικίας άτομα (Narici et al. 2003; Onambele et al. 2006; Reeves et al. 2006).

Τα αποτελέσματα που λήφθηκαν από ηλικιωμένα άτομα παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον γιατί επιδεικνύουν με μεγαλύτερη σαφήνεια τη στενή αλληλεπίδραση μεταξύ των μυών και των τενόντων. Σε αυτά τα άτομα η γωνία πρόσφυσης και το μήκος των μυϊκών ινών είναι μειωμένο λόγω της σαρκοπενίας (Narici et al. 2003).

Ως εκ τούτου, λόγω του μικρότερου μήκους των μυϊκών ινών και της μείωσης του αριθμού των σε σειρά σαρκομερίων, η μείωση του μήκους της μυϊκής ίνας κατά την σύσπαση του μυός αναμένεται να είναι μειωμένη (Onambele et al. 2006).

Πρόσφατες, in vivo μετρήσεις με υπέρηχο σε νεαρούς ενήλικες έχουν δείξει αύξηση στην ελαστικότητα μετά από περίοδο ισομετρικής (Kubo et al. 2001) και ισοτονικής ενδυνάμωσης (Kubo et al. 2002).

Παρόλο που η γήρανση οδηγεί σε σημαντικές αλλαγές στην αρχιτεκτονική των μυών και στις μηχανικές ιδιότητες των τενόντων, ακόμα και σε προχωρημένη ηλικία, το μυϊκό σύστημα εμφανίζει μεγάλη προσαρμοστικότητα στην άσκηση (Reeves et al. 2006).

3.7. Συμπεριφορά των μυών στις καθημερινές δραστηριότητες

Σε ένα πείραμα στο οποίο μελετήθηκε η συμπεριφορά των μυών και των τενόντων κατά το βάδισμα σε δαπεδοεργόμετρο in vivo με τη χρήση υπερηχογραφήματος, ο Fukunaga et al. (2001) έδειξε ότι κατά τη διάρκεια της φάσης ώθησης, οι ίνες του γαστροκνημίου συμπεριφέρονται σχεδόν ισομετρικά και μόνο στο τέλος της φάσης η ενέργεια που ήταν αποθηκευμένη στον τένοντα μεταφέρεται στις μυϊκές ίνες, οι οποίες βραχύνονται.

Το μήκος δέσμης μυϊκών ινών και η μυϊκή πυκνότητα παίζουν καθοριστικό ρόλο στην ταχύτητα σύσπασης των εκτεινόντων μυών των κάτω άκρων και συνεπώς στην καλύτερη εκμετάλλευση της ελαστικής ενέργειας (Cavagna et al. 1965), με αποτέλεσμα την επίτευξη μεγαλύτερων επιδόσεων στα κατακόρυφα άλματα. Το παραπάνω συμπέρασμα επιβεβαιώνεται και από τις έρευνες των Viitasalo et al. (1987) και Kyrolainen & Komi (1995).

Η αρχιτεκτονική των εκτεινόντων μυών των κάτω άκρων, και πιο συγκεκριμένα η διατομή και το μήκος των μυϊκών ινών, αποτελεί έναν από τους παράγοντες που επηρεάζουν την κατακόρυφη αλτική ικανότητα. Δεν διαπιστώνεται σχέση μεταξύ της γωνίας πρόσφυσης και της επίδοσης στις κατακόρυφες αλτικές δοκιμασίες (Miroti et al. 2008).

Κατά τη διάρκεια της προσγείωσης μετά από άλμα από διάφορα ύψη οι Ishikawa & Komi (2004) έδειξαν ότι κατά την φάση επιβράδυνσης το μήκος του έξω πλατύ μυ μειώνεται και το μήκος του τένοντα αυξάνεται όσο αυξάνεται το ύψος του άλματος.

Σε μια μελέτη για τη συμπεριφορά των μυϊκών ινών στο κατέβασμα σκάλας σε άτομα μεγάλης ηλικίας ο Spanjaard et al. (2006) διαπίστωσε ότι οι μυϊκές ίνες του γαστροκνήμιου μειώνονται σε μήκος στην έκκεντρη φάση της δραστηριότητας.

Ως εκ τούτου, προκύπτει ότι τα ευρήματα από in vivo μελέτες δραστηριοτήτων δείχνουν πολύ διαφορετικά αποτελέσματα από έρευνες που μελετούν τις παραμέτρους της μυϊκής αρχιτεκτονικής σε κατάσταση ηρεμίας.

3.8. Προσαρμογές στην άσκηση

Η μυϊκή αρχιτεκτονική εμφανίζει μεγάλη πλαστικότητα στην άσκηση. Αυτό φαίνεται καθαρά από έρευνες που κατέγραψαν τις αλλαγές στη μυϊκή αρχιτεκτονική μετά από προγράμματα ενδυνάμωσης (Narici & Maganaris 2006). Οι Kawakami et al. (1993) μέτρησαν την γωνία πρόσφυσης του τρικέφαλου βραχιόνιου και βρήκε ότι είναι μεγαλύτερη σε άτομα που γυμνάζονται σε σχέση με άτομα που έχουν υιοθετήσει ένα τρόπο καθιστικής ζωής.

Περισσότερες ενδείξεις ότι η υπερτροφία των μυών σχετίζεται με την αύξηση της γωνίας πρόσφυσης έχει παρασχεθεί από μελέτες, στις οποίες οι αλλαγές στην μυϊκή αρχιτεκτονική των μυών μετρήθηκαν πριν και μετά από ένα πρόγραμμα ενδυνάμωσης σε νεαρά αλλά και σε ηλικιωμένα άτομα (Aagaard et al. 2001; Kanehisa 2002; Morse et al. 2006). Η υπερτροφία των μυών έχει περιγραφεί ως μια συνολική αύξηση της ανατομικής διατομής μιας ομάδας μυών (Narici et al. 1996).

Εκτός από την αύξηση στην γωνία πρόσφυσης, τα προγράμματα ενδυνάμωσης οδηγούν και σε αύξηση του μήκους των μυϊκών ινών όπως κατέγραψαν οι Reeves et al. (2005) σε ηλικιωμένα άτομα μετά από πρόγραμμα 14 εβδομάδων. Βρήκαν λοιπόν ότι το μήκος των μυϊκών ινών του έξω πλατύ μυ αυξήθηκε κατά 11%.

Αυτό έχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον γιατί δείχνει ότι ορισμένες από τις αλλαγές στην αρχιτεκτονική των μυών που σχετίζονται με τη γήρανση μπορεί να αναστραφούν μέσω προγραμμάτων άσκησης (Narici & Maganaris 2006).

Οι προσαρμογές στην προπόνηση δύναμης δεν αφορούν μόνο τους μύες αλλά και τους τένοντες. Σε ηλικιωμένα άτομα ένα πρόγραμμα προπόνησης 14 εβδομάδων έχει αποδειχθεί ότι αυξάνει την ελαστικότητα του τένοντα κατά 65% (Narici & Maganaris 2006).

Η προπόνηση δύναμης έχει αποδειχθεί ότι μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση της ειδικής δύναμης. Η επίδραση αυτή έχει αποδοθεί και σε αύξηση της νευρικής δραστηριότητας (Moritani & de Vries 1979, Hakkinen & Komi 1983, Narici et al. 1989).

3.9. Προσαρμογές στην ακινητοποίηση

Η ακινητοποίηση οδηγεί σε μυϊκή ατροφία, πράγμα που οφείλεται κυρίως στην αύξηση του ρυθμού διάσπασης των πρωτεϊνών και στη μείωση του ρυθμού παραγωγής τους (Edgerton & Roy 1996; Edgerton et al. 2002; Di Prampero & Narici 2001).

Επίσης μετά από ακινητοποίηση έχει παρατηρηθεί μείωση της γωνίας πρόσφυσης και του μήκους των μυϊκών ινών, όπως συμβαίνει και στην σαρκοπενία σε ηλικιωμένα άτομα (Narici & Cerretelli 1998; Kawakami et al 2000; Bleakney & Maffulli 2002; Reeves et al. 2002).

Μετά από 90 ημέρες αυστηρής κατάκλισης σε υγιείς νέους άνδρες η γωνία πρόσφυσης και το μήκος των μυϊκών ινών του γαστροκνήμιου βρέθηκε να έχουν μειωθεί κατά 10% και 13% αντίστοιχα. Στην ίδια μελέτη μια άλλη ομάδα συμμετεχόντων που ήταν σε ακινητοποίηση αλλά ασκούσαν κάθε τρεις μέρες (πρόγραμμα με ασκήσεις αντίστασης) βρέθηκε ότι υπάρχει μια μικρή άμβλυνση της μυϊκής ατροφίας και των αλλαγών στη μυϊκή αρχιτεκτονική. Πιο συγκεκριμένα καταγράφηκε 7% μείωση στο μήκος των μυϊκών ινών και 13% μείωση της γωνίας πρόσφυσης υποδεικνύοντας ότι χρειάζεται μεγαλύτερη ποσότητα άσκησης για να αποφευχθεί η ατροφία του γαστροκνημίου.

Τα ευρήματα αυτά υποδηλώνουν ότι οι αλλαγές στην μυϊκή αρχιτεκτονική που συνδέονται με την ακινητοποίηση συνεπάγεται απώλεια σαρκομερίων, και των παράλληλων σαρκομερίων (μείωση της διατομής του μυός) και των σε σειρά σαρκομερίων (μείωση του μήκους των μυϊκών ινών) και αναμένεται ως εκ τούτου να διαδραματίσει σημαντικό ρόλο στην απώλεια της μυϊκής δύναμης που παρατηρείται μετά από παρατεταμένη ακινητοποίηση (Narici & Maganaris 2006).

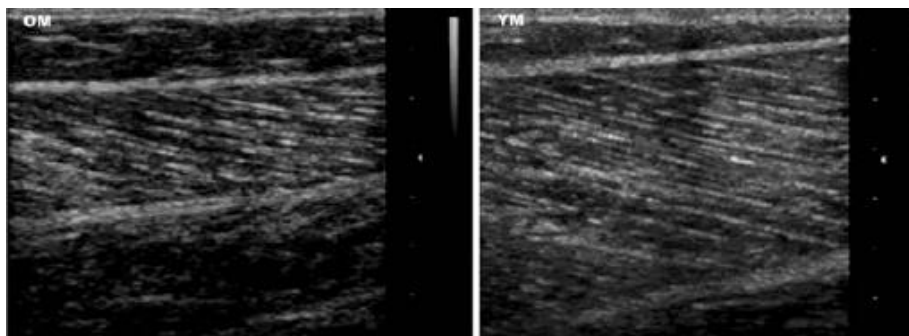
Σε προηγούμενες μελέτες που χρησιμοποιήθηκε υπερηχογράφημα, διαπιστώθηκε ότι η μείωση στο μέγεθος των μυών μετά από μεγάλες περιόδους αχρησίας, συνδέεται με μεταβολές στο μήκος της μυϊκής ίνας και την γωνία πρόσφυσης (Narici & Cerretelli 1998; Kawakami et al. 2000; Bleakney & Maffulli 2002; Reeves et al. 2002).

3.10. Προσαρμογές στην ηλικία

Η λειτουργία των σκελετικών μυών δεν επηρεάζεται μόνο από βιοχημικούς παράγοντες (Barany 1967; Schluter & Fitts 1994), αλλά και από τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά τους (Bodine et al. 1982; Sacks & Roy 1982; Spector et al. 1980).

Παρά το γεγονός ότι οι βιοχημικές ιδιότητες των μυών συμβάλλουν καθοριστικά στην επίτευξη της μέγιστης ταχύτητας σύσπασης (Barany 1967), τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά παίζουν σημαντικό ρόλο στη ρύθμιση των βιοχημικών επιδράσεων (Bodine et al. 1982; Sacks & Roy 1982; Spector et al. 1980). Οι διαφορές στην ταχύτητα σύσπασης μεταξύ δύο μυών αποδίδονται κύρια σε διαφορές στο μήκος δέσμης μυϊκών ινών παρά σε βιοχημικές διαφορές (Burkholder et al. 1994; Sacks & Roy 1982). Σύμφωνα με τους Binzoni et al. (2001), η αρχιτεκτονική του μυός επηρεάζεται από την ηλικία του ατόμου και μεταβάλλεται με την πρόοδο αυτής. Η γωνία πρόσφυσης φαίνεται να αυξάνεται προοδευτικά μέχρι την περίοδο της εφηβείας και για τα δύο φύλα, οπότε και σταθεροποιείται μέχρι την ηλικία των 65 ετών για να ακολουθήσει σταδιακή μείωση.

Οι Narici et al. (2003) βρήκαν ότι όλες οι παράμετροι της μυϊκής αρχιτεκτονικής που ερευνήθηκαν βρέθηκαν να είναι μειωμένοι σε ηλικιωμένα άτομα όταν συγκρίθηκαν με τις παραμέτρους νέων ατόμων (Εικόνα 3.7). Φαίνεται ότι η σχετιζόμενη με την ηλικία έκπτωση της μυϊκής δύναμης μεταξύ των νέων και των ηλικιωμένων ατόμων δεν οφείλεται μόνο σε σαρκοπενία αλλά και σε αλλαγές στη νευρική δραστηριότητα των μυών (Hakkinen et al. 1998; Izquierdo et al. 1999).



Εικόνα 3.7 Υπερηχογραφική απεικόνιση του έξω πλατύ μυ σε ένα ηλικιωμένο άντρα (αριστερά-OM) και σε ένα νέο άντρα (δεξιά-YM) (τροποποιημένο από Narici & Maganaris 2006)

Εκτός από την μειωμένη ενεργοποίηση των μυών, ένας πρόσθετος παράγοντας που συμβάλλει στην υποβάθμιση της ποιότητας κίνησης είναι η αύξηση της συνενεργοποίησης

των ανταγωνιστών μυών (Klein et al. 2001). Συγκεκριμένα κατά τη διάρκεια ισομετρικής έκτασης η συνενεργοποίηση των ισχιοκνημιαίων βρέθηκε να είναι μεγαλύτερη σε μεγαλύτερης ηλικίας άτομα (Macaluso et al. 2002), αλλά μειώθηκαν μετά από προγράμματα ενδυνάμωσης (Hakkinen et al. 1998).

Κεφάλαιο 4 - Ερευνητικά ερωτήματα

- Ø Υπάρχει συσχέτιση μεταξύ των μετρήσεων που λαμβάνουμε υπερηχογραφικά (διατομή, πάχος και πλάτος του ορθού μηριαίου) και της ισομετρικής δύναμη του τετρακεφάλου που καταγράφεται μέσω ισοκινητικού δυναμόμετρου;
- Ø Οι μετρήσεις που λήφθηκαν από τον υπέρηχο είναι αξιόπιστες;
- Ø Υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ δεξιού και αριστερού τετρακεφάλου όσο αφορά την διατομή, το πάχος, το πλάτος, τη μέγιστη ισομετρική δύναμη και τη μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη;
- Ø Υπάρχει συσχέτιση μεταξύ της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου και της περιμέτρου του μηρού;
- Ø Υπάρχει συσχέτιση μεταξύ του πάχους του ορθού μηριαίου και της περιμέτρου του μηρού;
- Ø Υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ αντρών και γυναικών;

Κεφάλαιο 5 - Μεθοδολογία της έρευνας

Η μετρήσεις της παρούσας έρευνας διεξήχθησαν στο εργαστήριο εμβιομηχανικής του Α.Τ.Ε.Ι. Αιγίου από τις 14 Ιουνίου έως τις 16 Ιουνίου του 2011, ενώ στις 7 του ίδιου μήνα πραγματοποιήθηκαν κάποιες πιλοτικές μετρήσεις.

Στην έρευνα συμμετείχαν άτομα χωρίς προβλήματα υγείας, σοβαρές μυοσκελετικές ή νευρολογικές παθήσεις, πρόσφατο χειρουργείο (κυρίως στα κάτω άκρα), συστηματικά νοσήματα, ψυχιατρικές διαταραχές και διανοητική ή κινητική αναπηρία, ενώ τα άτομα που θα έλαβαν μέρος στην έρευνα έπρεπε να είναι ξεκούραστα και να μην έχουν κάνει λήψη αλκοόλ ή ουσιών που θα επηρεάσουν την απόδοση ή/και την αντίληψη τους.

Όλοι οι συμμετέχοντες πριν τη διενέργεια των μετρήσεων διάβασαν σχετικό έντυπο ενημέρωσης και απαντήθηκαν τυχόν περαιτέρω απορίες τους. Έπειτα συμπλήρωσαν έντυπο συγκατάθεσης για την συμμετοχή τους και ερωτηματολόγιο με δημογραφικές ερωτήσεις και ερωτήσεις που αφορούν το επίπεδο άθλησης και πρότερους τραυματισμούς (το έντυπο ενημέρωσης, το φύλλο συγκατάθεσης και το ερωτηματολόγιο παρατίθενται στο παράρτημα Α).

Αρχικά οι συμμετέχοντες έκαναν 10 λεπτά προθέρμανση σε στατικό ποδήλατο (χωρίς αντίσταση) και διατάσεις. Έπειτα μετρήθηκε η περίμετρος των μηρών και των δύο άκρων στο ύψος των 3/5 της απόστασης από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα μέχρι τον άνω πόλο της επιγονατίδας σε όλους τους συμμετέχοντες.

Στη συνέχεια οι συμμετέχοντες ανέβαιναν στο κάθισμα του Biodex System 3. Οι ρυθμίσεις του καθίσματος τροποποιήθηκαν για τον κάθε συμμετέχοντα ξεχωριστά έτσι ώστε η πλάτη του καθίσματος να έχει κλίση 80° , τα γόνατα να απέχουν 5cm από την άκρη του καθίσματος και οι ιμάντες να συγκρατούν τον εξεταζόμενο σφιχτά χωρίς να επιτρέπεται κίνηση του κορμού. Επίσης το περιφερικό άκρο του ισοκινητικού δυναμόμετρου ρυθμίστηκε έτσι ώστε να βρίσκεται 5cm ψηλότερα από το έσω σφυρό του κάθε εξεταζόμενου και ο άξονας περιστροφής του να είναι σε ευθυγράμμιση σε τον άξονα κίνησης του γόνατος. Τέλος ρυθμίστηκε το δυναμόμετρο έτσι ώστε να μην έρχεται το γόνατο σε θέση ραιβότητας ή βλαισότητας.

Έπειτα καταχωρήθηκαν τα στοιχεία του κάθε συμμετέχοντα στη βάση δεδομένων του ηλεκτρονικού υπολογιστή που συνδέεται το δυναμόμετρο και δημιουργήθηκε ένα νέο πρωτόκολλο αξιολόγησης.

Το νέο πρωτόκολλο που δημιουργήθηκε είχε τα χαρακτηριστικά που φαίνονται στον πίνακα 5.1 και η ανάγκη δημιουργίας του προέκυψε από το συμπέρασμα των Winter et al. (1981) για την επίδραση της βαρύτητας στην αντικειμενικότητα της μέτρησης. Έτσι λοιπόν μιας και ο τετρακέφαλος παράγει τη μέγιστη δύναμη του μεταξύ 50° και 70° κάμψης γόνατος (Brownstein et al. 1985) επιλέχθηκε η μέτρηση να γίνει στις 60° κάμψης γόνατος, ενώ το δυναμόμετρο ρυθμίστηκε στις 65° διότι υπάρχει και ο παράγοντας της συμπίεσης του περιφερικού άκρου του μηρού στο μαξιλάρι του καθίσματος, όπως περιέγραψε οι Sorensen et al. (1998).

Τύπος μέτρησης	Αξιολόγηση εκτατικής ροπής γόνατος
Θέση άρθρωσης	65° κάμψης γόνατος
Προσπάθειες	3 προσπάθειες και δοκιμαστικά 3 υπομέγιστες και 3 μέγιστες προσπάθειες όπως προτείνει και ο Perrin (1993)
Χρόνος σύσπασης	5 δευτερόλεπτα
Χρόνος χαλάρωσης	30 δευτερόλεπτα

Πίνακας 5.1 Παράμετροι πρωτοκόλλου αξιολόγησης ισοκινητικού δυναμόμετρου

Επίσης στο πρωτόκολλο αξιολόγησης του ισοκινητικού δυναμόμετρου εντάχθηκαν και δοκιμαστικές επαναλήψεις που εξυπηρέτησαν δύο σκοπούς. Πρώτον εξοικείωση των συμμετεχόντων με τη δοκιμασία και δεύτερον εξασφάλιση των ίδιων συνθηκών με την αξιολόγηση της δύναμης για την διενέργεια του υπερηχογραφήματος.

Έτσι λοιπόν πριν την έναρξη της δυναμομέτρησης καταγράφηκαν οι παράμετροι της μυϊκής αρχιτεκτονικής του ορθού μηριαίου μυ (ο ακριβής τρόπος μέτρησης παρατίθεται στο παράρτημα Β).

Αρχικά έγιναν τρεις καταγραφές σε κατάσταση ηρεμίας και έπειτα τρεις καταγραφές σε μέγιστη ισομετρική σύσπαση έναντι στην αντίσταση από το ισοκινητικό δυναμόμετρο. Για την υπερηχογραφική καταγραφή χρησιμοποιήθηκε ο υπέρηχος BK Medical BK mini focus σε

B-mode ultrasound με βάθος διείσδυσης 55mm. Η κεφαλή που χρησιμοποιήθηκε ήταν επίπεδη με συχνότητα 12 MHz και πλάτος 52mm. Το σημείο καταγραφής ήταν το ίδιο που χρησιμοποιήθηκε και στην μέτρηση της περιμέτρου του μηρού με τη μεζούρα, δηλαδή στα 3/5 της απόστασης από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα έως τον άνω πόλο της επιγονατίδας.

Τέλος καταγράφηκε η ισομετρική δύναμη του τετρακεφάλου και των δύο κάτω άκρων με το πρωτόκολλο που προαναφέρθηκε. Η κάθε σύσπαση είχε διάρκεια 5 δευτερόλεπτα ενώ ο χρόνος μεταξύ των συσπάσεων ήταν μισό λεπτό (παρατίθεται η σχετική έκθεση που εξήχθη από το λογισμικό του ισοκινητικού δυναμόμετρου στο παράρτημα Γ).

Κεφάλαιο 6 - Στατιστική ανάλυση

Τα δεδομένα εισήχθησαν στο πρόγραμμα στατιστικής ανάλυσης SPSS (έκδοση 16.0). Στα ερωτήματα που απαιτούσαν συσχέτιση δηλαδή αν συσχετίζονται οι μετρήσεις που λαμβάνουμε υπερηχογραφικά με την ισομετρική δύναμη του τετρακεφάλου, αν συσχετίζεται η μέγιστη ισομετρική δύναμη του τετρακεφάλου με την περίμετρο του μηρού και αν συσχετίζεται το πάχος του ορθού μηριαίου με την περίμετρο του μηρού, χρησιμοποιήθηκε Pearson correlation (bivariate), θεωρώντας ισχυρές και ισχύουσες τις συσχετίσεις που εμφάνιζαν τιμή $r > 0,6$ ή $r > -0,6$.

Για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων που αφορούσαν την διαφορά μεταξύ αριστερού και δεξιού τετρακεφάλου χρησιμοποιήθηκε paired samples T test, ενώ για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων που αφορούσαν την διαφορά μεταξύ ανδρών και γυναικών χρησιμοποιήθηκε independent samples T test, θεωρώντας στατιστικά σημαντική διαφορά όποια εμφάνιζε τιμή $p < 0,05$.

Τέλος για το καθορισμό της αξιοπιστίας των μετρήσεων που λήφθηκαν μέσω υπερήχου έγιναν επαναληπτικές μετρήσεις από τον ίδιο εξεταστή σε διαφορετική χρονική στιγμή (test-retest reliability) και έγινε intraclass correlation coefficient (ICC) που εφαρμόζεται σε περιπτώσεις επαναληπτικών μετρήσεων (Rankin & Stokes 1998) από ένα εξεταστή με confidence interval 95%. Οι Atkinson & Nevill (1998) αναφέρουν πως για τον υπολογισμό του στατιστικού λάθους (Standard Error of Measurement - SEM) χρησιμοποιούμε τον τύπο $SEM = SD\sqrt{1 - ICC}$ πράγμα το οποίο χρησιμοποιήθηκε και στη παρούσα έρευνα.

Κεφάλαιο 7 - Αποτελέσματα

Στην παρούσα μελέτη πήραν μέρος 17 άτομα (n=17) εκ των οποίων οι 9 ήταν άντρες και οι 8 γυναίκες, ηλικίας 18-34 ετών των οποίων τα ανθρωπομετρικά στοιχεία φαίνονται στον πίνακα 7.1.

Παράμετρος	Μέσος όρος	Τυπική απόκλιση	Εύρος
Ηλικία (έτη)	23,2	4,8	18-34
Σωματικό ύψος (cm)	171,6	7,6	160-182
Σωματικό βάρος (kg)	73,1	12,5	55-101
Δείκτης μάζας σώματος (kg/m ²)	24,8	4	20,5-32,2
Περίμετρος δεξιού μηρού (cm)	56,8	6,8	49-71
Περίμετρος αριστερού μηρού (cm)	56,3	5,7	49-68

Πίνακας 7.1. Ανθρωπομετρικά στοιχεία συμμετεχόντων (n=17)

7.1. Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά και δημογραφικά στοιχεία

Ειδικότερα, οι άντρες (n=9) είχαν ηλικία 24.7 ± 5.5 έτη (εύρος 19-34), σωματικό ύψος 176.6 ± 4.4 cm (εύρος 168-178), σωματικό βάρος 74.6 ± 12.3 κιλά (εύρος 60-101), δείκτη μάζας σώματος 23.9 ± 3.7 (εύρος 20.5-32.2), περίμετρο δεξιού μηρού 55.8 ± 6.7 cm (εύρος 49-71) και περίμετρο αριστερού μηρού 55.8 ± 5.7 cm (εύρος 49-68).

Οι γυναίκες (n=8) είχαν ηλικία 21.5 ± 3.4 έτη (εύρος 18-28), σωματικό ύψος 166.1 ± 6.6 cm (εύρος 160-178), σωματικό βάρος 71.4 ± 13.4 κιλά (εύρος 55-93), δείκτη μάζας σώματος 25.8 ± 4.3 (εύρος 20.9-31.2), περίμετρο δεξιού μηρού 57.8 ± 7.1 cm (εύρος 50-70) και περίμετρο αριστερού μηρού 56.9 ± 6.1 cm (εύρος 50-70).

7.2. Μέτρηση μυϊκής δύναμης

Περνώντας στις μετρήσεις της μυϊκής δύναμης με το ισοκινητικό δυναμόμετρο βλέπουμε ότι η μέγιστη ισομετρική δύναμη των συμμετεχόντων ήταν 192.2 ± 42.3 N (εύρος 125.1-264.4) για τον δεξί τετρακέφαλο και 190.1 ± 43.3 N (εύρος 104.1-264.5) για τον αριστερό τετρακέφαλο.

Η μέγιστη ισομετρική δύναμη των ανδρών ήταν 221.3 ± 31.2 N (εύρος 157.1-264.4) για τον δεξί τετρακέφαλο και 219.3 ± 25.5 N (εύρος 188-264.5) για τον αριστερό τετρακέφαλο, ενώ αυτή των γυναικών ήταν 159.4 ± 25.7 N (εύρος 125.1-195.6) για τον δεξί τετρακέφαλο και 157.3 ± 34.9 N (εύρος 104.1-195.7) για τον αριστερό.

Η μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη των συμμετεχόντων ήταν 180.8 ± 36.5 N (εύρος 117.3-228.5) για τον δεξί τετρακέφαλο και 178.8 ± 39 N (εύρος 102.3-243.1) για τον αριστερό τετρακέφαλο.

Η μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη των ανδρών ήταν 205.5 ± 24.7 N (εύρος 148.8-228.5) για τον δεξί τετρακέφαλο και 205 ± 21.4 N (εύρος 176.9-243.1) για τον αριστερό τετρακέφαλο, ενώ αυτή των γυναικών ήταν 153.1 ± 26.2 N (εύρος 117.3-190.8) για τον δεξί τετρακέφαλο και 149.2 ± 32.7 N (εύρος 102.3-186.2) για τον αριστερό τετρακέφαλο.

7.3. Καταγραφή της μυϊκής αρχιτεκτονικής

Περνώντας στα αποτελέσματα που λήφθηκαν από τον υπέρηχο βλέπουμε ότι, η φυσιολογική διατομή (cross sectional area) του ορθού μηριαίου του δεξιού τετρακεφάλου ήταν 4.675 ± 0.983 mm² (εύρος 3.564-7.527) σε χαλάρωση και $3.754 \pm 1,009$ mm² (εύρος 2.541-6.821) σε σύσπαση. Η φυσιολογική διατομή του ορθού μηριαίου του αριστερού τετρακεφάλου ήταν 4.561 ± 1.170 mm² (εύρος 3.111-7.846) σε χαλάρωση και 3.607 ± 1.659 mm² (εύρος 1.018-8.002) σε σύσπαση.

Πιο συγκεκριμένα η διατομή του ορθού μηριαίου του δεξιού τετρακεφάλου των ανδρών ήταν 4.864 ± 1.115 mm² (εύρος 3.708-7.525) σε χαλάρωση και 3.768 ± 1.3 mm² (εύρος 2.541-6.821) σε σύσπαση, ενώ η αντίστοιχη μέτρηση στις γυναίκες ήταν 4.461 ± 0.829 mm² (εύρος 3.564-5.752) σε χαλάρωση και 3.736 ± 0.627 mm² (εύρος 3.033-4.66) σε σύσπαση. Η διατομή του ορθού μηριαίου του αριστερού τετρακεφάλου των ανδρών ήταν 4.996 ± 1.366 mm² (εύρος 3.429-7.846) σε χαλάρωση και 4.138 ± 2.034 mm² (εύρος 1.629-8.002) σε σύσπαση, ενώ για τις γυναίκες ήταν 4.071 ± 0.692 mm² (εύρος 3.111-5.568) σε χαλάρωση και 3.009 ± 0.884 mm² (εύρος 1.018-3.880) σε σύσπαση.

Συνεχίζοντας, το πλάτος του ορθού μηριαίου του δεξιού τετρακεφάλου ήταν 3.646 ± 0.154 mm (εύρος 3.377-3.853) σε χαλάρωση και 2.478 ± 0.449 mm (εύρος 1.848-3.475) σε

σύσπαση, ενώ για τον αριστερό τετρακέφαλο οι αντίστοιχες τιμές ήταν 3.416 ± 0.502 mm (εύρος 1.975-3.848) σε χαλάρωση και 2.336 ± 0.652 mm (1.338-3.853) σε σύσπαση.

Αναλυτικότερα το πλάτος του ορθού μηριαίου του δεξιού τετρακεφάλου των ανδρών ήταν 3.694 ± 0.151 mm (εύρος 3.377-3.853) σε χαλάρωση και 2.526 ± 0.474 mm (εύρος 1.848-3.475) σε σύσπαση, ενώ για τις γυναίκες ήταν 3.591 ± 0.147 mm (εύρος 3.402-3.82) σε χαλάρωση και 2.424 ± 0.443 mm (εύρος 1.922-3.389) σε σύσπαση. Οι αντίστοιχες τιμές στους άντρες για τον αριστερό τετρακέφαλο ήταν 3.412 ± 0.644 mm (εύρος 1.975-3.848) σε χαλάρωση και 2.502 ± 0.814 mm (εύρος 1.451-3.848) σε σύσπαση, ενώ για τις γυναίκες ήταν 3.419 ± 0.317 mm (εύρος 2.752-3.737) σε χαλάρωση και 2.148 ± 0.371 mm (εύρος 1.338-2.583) σε σύσπαση.

Τέλος όσο αφορά το πάχος του ορθού μηριαίου του δεξιού τετρακεφάλου βρέθηκε να είναι 1.585 ± 0.261 mm (εύρος 1.248-2.289) σε χαλάρωση και 1.994 ± 0.296 mm (εύρος 1.323-2.701) σε σύσπαση. Αντίστοιχα για τον αριστερό ορθό μηριαίο καταγράφηκε πάχος 1.674 ± 0.352 mm (εύρος 1.24-2.436) σε χαλάρωση και 1.919 ± 0.492 mm (0.956-3.064) σε σύσπαση.

Πιο συγκεκριμένα το πάχος του ορθού μηριαίου του δεξιού τετρακεφάλου στους άντρες ήταν 1.624 ± 0.305 mm (εύρος 1.255-2.289) σε χαλάρωση και 2.005 ± 0.378 mm (εύρος 1.323-2.701) σε σύσπαση, ενώ για τις γυναίκες ήταν 1.54 ± 0.21 mm (εύρος 1.248-1.824) σε χαλάρωση και 1.981 ± 0.190 mm (εύρος 1.701-2.215) σε σύσπαση. Για τον αριστερό ορθό μηριαίο των ανδρών καταγράφηκε πάχος 1.747 ± 0.343 mm (εύρος 1.24-2.436) σε χαλάρωση και 2.008 ± 0.579 mm (εύρος 1.27-3.064) σε σύσπαση, ενώ για αυτόν των γυναικών καταγράφηκε πάχος 1.59 ± 0.369 mm (εύρος 1.26-2.436) σε χαλάρωση και 1.817 ± 0.383 mm (εύρος 0.956-2.3) σε σύσπαση.

7.4. Συσχέτιση ισομετρικής δύναμης με υπερηχογραφικά ευρήματα

Ο δείκτης συσχέτισης μεταξύ της διατομής του ορθού μηριαίου σε χαλάρωση και της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου για το δεξί άκρο ήταν 0.509 ($p=0.037$) και για το αριστερό άκρο ήταν 0.361 ($p=0.154$), ενώ ο δείκτης συσχέτισης μεταξύ της διατομής του ορθού μηριαίου σε χαλάρωση και της μέσης μέγιστης ισομετρικής δύναμης ήταν 0.351 ($p=0.167$) για το δεξί κάτω άκρο και 0.292 ($p=0.256$) για το αριστερό.

Μεταξύ του πλάτους του ορθού μηριαίου σε χαλάρωση και της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου, ο δείκτης συσχέτισης για το δεξί άκρο ήταν 0.370 ($p=0.144$), ενώ για το αριστερό ήταν 0.164 ($p=0.529$). Μεταξύ του πλάτους σε χαλάρωση και της μέσης

μέγιστης ισομετρικής δύναμης για το δεξί κάτω άκρο ο δείκτης ήταν 0.272 ($p=0.290$) και για το αριστερό ήταν 0.111 ($p=0.672$).

Τέλος, ο δείκτης συσχέτισης μεταξύ του πάχους του ορθού μηριαίου σε χαλάρωση και της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου για το δεξί κάτω άκρο ήταν 0.4 ($p=0.111$), ενώ για το αριστερό ήταν 0.161 ($p=0.537$). Ο δείκτης μεταξύ του πάχους σε χαλάρωση και της μέσης μέγιστης ισομετρικής σύσπασης ήταν 0.254 ($p=0.326$) για το δεξί άκρο και 0.125 ($p=0.633$) για το αριστερό.

Ο δείκτης συσχέτισης μεταξύ της διατομής του ορθού μηριαίου σε σύσπαση και της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου για το δεξί άκρο ήταν 0.304 ($p=0.236$) και για το αριστερό άκρο ήταν 0.228 ($p=0.378$), ενώ ο δείκτης συσχέτισης μεταξύ της διατομής του ορθού μηριαίου σε σύσπαση και της μέσης μέγιστης ισομετρικής δύναμης ήταν 0.135 ($p=0.605$) για το δεξί κάτω άκρο και 0.165 ($p=0.527$) για το αριστερό.

Μεταξύ του πλάτους του ορθού μηριαίου σε σύσπαση και της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου, ο δείκτης συσχέτισης για το δεξί άκρο ήταν 0.094 ($p=0.721$), ενώ για το αριστερό ήταν 0.251 ($p=0.331$). Μεταξύ του πλάτους σε σύσπαση και της μέσης μέγιστης ισομετρικής δύναμης για το δεξί κάτω άκρο ο δείκτης ήταν 0.031 ($p=0.906$) και για το αριστερό ήταν 0.205 ($p=0.430$).

Τέλος, ο δείκτης συσχέτισης μεταξύ του πάχους του ορθού μηριαίου σε σύσπαση και της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου για το δεξί κάτω άκρο ήταν 0.364 ($p=0.151$), ενώ για το αριστερό ήταν 0.021 ($p=0.937$). Ο δείκτης μεταξύ του πάχους σε σύσπαση και της μέσης μέγιστης ισομετρικής σύσπασης ήταν 0.247 ($p=0.340$) για το δεξί άκρο και -0.014 ($p=0.958$) για το αριστερό.

7.5. Αξιολόγηση αξιοπιστίας μετρήσεων υπερήχου

Όσο αφορά την αξιοπιστία των διαδοχικών μετρήσεων του υπερήχου το ICC ήταν 0.976 (SEM 0.152) για την καταγραφή της διατομής του δεξιού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση και 0.931 (SEM 0.256) σε σύσπαση. Οι αντίστοιχες μετρήσεις για τον αριστερό ορθό μηριαίο ήταν 0.981 (SEM 0.161) και 0.981 (SEM 0.229).

Το ICC για την καταγραφή του πάχους του δεξιού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση ήταν 0.985 (SEM 0.032) και 0.929 (SEM 0.079) σε σύσπαση, ενώ για τον αριστερό ορθό μηριαίο οι αντίστοιχες τιμές ήταν 0.990 (SEM 0.035) και 0.975 (SEM 0.078).

Τέλος το ICC για το πλάτος του δεξιού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση ήταν 0,741 (SEM 0.078) και 0,881 (SEM 0.155) σε σύσπαση. Αντίστοιχα για τον αριστερό ορθό μηριαίο οι τιμές ήταν 0.960 (SEM 0.1) σε χαλάρωση και 0.947 (SEM 0.15) σε σύσπαση.

7.6. Διαφορές χαρακτηριστικών μεταξύ δεξιού και αριστερού τετρακεφάλου

Στον πίνακα 7.2. που ακολουθεί φαίνονται οι διαφορές σε περίμετρο, δύναμη και αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά και η στατιστική σημαντικότητα τους, για όλους τους συμμετέχοντες (n=17).

Παράμετρος	Πιθανότητα	Διαφορά διακύμανσης τιμής
Περίμετρος μηρού	0,249	0,000
Μέγιστη ισομετρική δύναμη	0,684	0,000
Μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη	0,649	0,000
Φυσιολογική διατομή μυός σε χαλάρωση	0,637	0,010
Φυσιολογική διατομή μυός σε σύσπαση	0,732	0,379
Πλάτος μυός σε χαλάρωση	0,053	0,691
Πλάτος μυός σε σύσπαση	0,425	0,463
Πάχος μυός σε χαλάρωση	0,196	0,005
Πάχος μυός σε σύσπαση	0,578	0,684

Πίνακας 7.2. Διαφορές δεξιού και αριστερού τετρακεφάλου

7.7. Συσχέτιση μεταξύ της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου με την περίμετρο του μηρού και του πάχους του ορθού μηριαίου με την περίμετρο του μηρού

Παράμετρος	Μέγιστη ισομετρική δύναμη δεξιού τετρακεφάλου	Μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη δεξιού τετρακεφάλου
Περίμετρος δεξιού μηρού	-0,046 (0,862)	0,220 (0,396)
Παράμετρος	Μέγιστη ισομετρική δύναμη αριστερού τετρακεφάλου	Μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη αριστερού τετρακεφάλου
Περίμετρος αριστερού μηρού	-0,094 (0,721)	-0,160 (0,538)

Πίνακας 7.3. Συσχέτιση της μέγιστης ισομετρικής δύναμης με την περίμετρο

Παράμετρος	Πάχος δεξιού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση	Πάχος δεξιού ορθού μηριαίου σε σύσπαση
Περίμετρος δεξιού μηρού	0,532 (0,028)	0,338 (0,184)
Παράμετρος	Πάχος αριστερού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση	Πάχος αριστερού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση
Περίμετρος αριστερού μηρού	0,440 (0,077)	0,252 (0,329)

Πίνακας 7.4. Συσχέτιση του πάχους του ορθού μηριαίου με την περίμετρο του μηρού

7.8. Διαφορές ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών και μυϊκής δύναμης μεταξύ ανδρών και γυναικών

Παράμετρος	Σημαντικότητα T test	Διαφορά διακύμανσης τιμής
Περίμετρος δεξιού μηρού	0,565	0,561
Περίμετρος αριστερού μηρού	0,720	0,591
Ύψος	0,002*	0,243
Βάρος	0,617	0,510
Δείκτης μάζας σώματος	0,326	0,297
Μέγιστη ισομετρική δύναμη δεξιού τετρακεφάλου	0,000*	0,802
Μέγιστη ισομετρική δύναμη αριστερού τετρακεφάλου	0,001*	0,242
Μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη δεξιού τετρακεφάλου	0,001*	0,585
Μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη αριστερού τετρακεφάλου	0,001*	0,106

Πίνακας 7.5. Διαφορές ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών και μυϊκής δύναμης μεταξύ ανδρών και γυναικών (με αστερίσκο * σημειώνονται οι στατιστικά σημαντικές διαφορές)

7.9. Διαφορές παραμέτρων μυϊκής αρχιτεκτονικής μεταξύ ανδρών και γυναικών

Στον πίνακα που ακολουθεί φαίνεται η διαφορά μεταξύ των δύο φύλων σε όλες τις εξεταζόμενες παραμέτρους, καθώς και η διαφορά διακύμανση των τιμών των δύο δειγμάτων.

Παράμετρος	Σημαντικότητα T test	Διαφορά διακύμανσης τιμής
Διατομή δεξιού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση	0,416	0,786
Διατομή δεξιού ορθού μηριαίου σε σύσπαση	0,950	0,291
Διατομή αριστερού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση	0,105	0,117
Διατομή αριστερού ορθού μηριαίου σε σύσπαση	0,168	0,029
Πλάτος δεξιού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση	0,176	0,928
Πλάτος δεξιού ορθού μηριαίου σε σύσπαση	0,655	0,823
Πλάτος αριστερού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση	0,977	0,064
Πλάτος αριστερού ορθού μηριαίου σε σύσπαση	0,277	0,009
Πάχος δεξιού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση	0,524	0,615
Πάχος δεξιού ορθού μηριαίου σε σύσπαση	0,870	0,352
Πάχος αριστερού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση	0,380	0,938
Πάχος αριστερού ορθού μηριαίου σε σύσπαση	0,442	0,224

Πίνακας 7.6. Διαφορές παραμέτρων μυϊκής αρχιτεκτονικής μεταξύ ανδρών και γυναικών

Κεφάλαιο 8 - Συζήτηση

Αρχικά πρέπει να αναφέρουμε ότι το δείγμα της παρούσας έρευνας παρουσίασε υψηλού βαθμού ομοιογένεια. Αυτό φαίνεται από τις χαμηλές τιμές τυπικής απόκλισης αλλά και από τις χαμηλές διακυμάνσεις τιμών (που εξήγαγαν τα T test). Επίσης όλοι οι συμμετέχοντες έχουν καλή γενική υγεία, μέτριο επίπεδο άθλησης και ήταν ενήμεροι σε θέματα προθέρμανσης και αποθεραπείας, ενώ μόνο ένας εξ αυτών ήταν παχύσαρκος (BMI>30).

Κύριος στόχος της ερευνητικής αυτής εργασίας είναι να μελετήσει αν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ των μετρήσεων που λαμβάνουμε υπερηχογραφικά (φυσιολογική διατομή, πάχος και πλάτος του ορθού μηριαίου) με την ισομετρική δύναμη του τετρακεφάλου. Έτσι λοιπόν από τα αποτελέσματά μας βλέπουμε ότι δεν υπάρχει ισχυρή συσχέτιση με καμία παράμετρο.

Αναλυτικότερα, μη ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των εξεταζομένων παραμέτρων εμφάνισε η φυσιολογική διατομή του δεξιού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση με την μέγιστη ισομετρική δύναμη του τετρακεφάλου ($r=0.509$), και το πάχος του δεξιού ορθού μηριαίου σε χαλάρωση με την μέγιστη ισομετρική δύναμη του τετρακεφάλου ($r=0.4$), ενώ καμία συσχέτιση δεν εμφανίζει το πάχος του αριστερού ορθού μηριαίου σε σύσπαση με την μέγιστη ισομετρική δύναμη του τετρακεφάλου ($r=0.021$). Ενδιαφέρον παρουσιάζει το ότι το πάχος του αριστερού ορθού μηριαίου σε σύσπαση συσχετιζόμενο με την μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη είναι η μόνη συσχέτιση που εμφανίζει αρνητική τιμή ($r= -0.014$) χωρίς όμως να υπάρχει καμία συσχέτιση.

Έπειτα όσο αφορά το θέμα της αξιοπιστίας των διαδοχικών μετρήσεων που λήφθηκαν μέσω του υπερήχου βλέπουμε ότι όλες οι μετρήσεις εμφάνισαν μεγάλο βαθμού αξιοπιστία και στις μετρήσεις σε σύσπαση και σε αυτές σε χαλάρωση και μάλιστα με πολύ χαμηλές τιμές στατιστικού λάθους. Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι η μεγαλύτερη αξιοπιστία (που αφορούσε την καταγραφή του πλάτους του ορθού μηριαίου σε χαλάρωση) εμφάνισε την τιμή ICC=0.990 (SEM 0.035) και ICC=0.985 (SEM 0.078) για αριστερό και δεξί τετρακέφαλο αντίστοιχα.

Από εκεί και πέρα φαίνεται ότι δεν υπάρχουν διαφορές μεταξύ δεξιού και αριστερού τετρακεφάλου μιας και η μικρότερη τιμή της σημαντικότητας, που αφορούσε το πλάτος του ορθού μηριαίου σε χαλάρωση, ήταν $p=0.053$ που δείχνει ότι μόλις υπάρχουν διαφορές και η αμέσως επόμενη τιμή που αφορούσε το πάχος του μυός σε χαλάρωση ήταν $p=0.196$. Αναφορικά η μεγαλύτερη τιμή σημειώθηκε στην καταγραφή της φυσιολογικής διατομής του

μυός σε σύσπαση ($p=0.732$) και στη μέγιστη ισομετρική δύναμη του τετρακεφάλου ($p=0.684$).

Συνεχίζοντας και απαντώντας στο ερώτημα αν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου και της περιμέτρου του μηρού, βλέπουμε ότι υπάρχει χαμηλή αρνητική συσχέτιση. Πιο συγκεκριμένα, ο δείκτης συσχέτισης μεταξύ της περιμέτρου του δεξιού μηρού και της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του δεξιού τετρακεφάλου, βρέθηκε να έχει αρνητική τιμή ($r=-0.046$), κάτι που παρατηρήθηκε και στη συσχέτιση μεταξύ της περιμέτρου του αριστερού μηρού και της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του αριστερού τετρακεφάλου ($r=-0.094$) χωρίς βέβαια η τιμή αυτή να καταδεικνύει κάποια συσχέτιση.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, καμία συσχέτιση δεν υπήρξε μεταξύ της μέσης μέγιστης ισομετρικής δύναμης του αριστερού τετρακέφαλου και της περιμέτρου του αριστερού μηρού ($r=-0.160$). Αυτό όμως δεν ισχύει και για το δεξί κάτω άκρο, όπου ο δείκτης κατέδειξε χαμηλή θετική συσχέτιση ανάμεσα στην μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη του δεξιού τετρακέφαλου και της περιμέτρου του δεξιού μηρού ($r=0.220$). Το παραπάνω γεγονός μπορεί να ερμηνευτεί με δύο τρόπους βάση των απαντήσεων που έδωσαν οι συμμετέχοντες στα ερωτηματολόγια. Πρώτον, μπορεί η διαφοροποίηση αυτή να οφείλεται στο ότι το 88.2% των συμμετεχόντων ($n=15$) ανέφεραν ότι το δεξί είναι το επικρατές κάτω άκρο τους και δεύτερον στο ότι το 82.3% των συμμετεχόντων ($n=14$) ανέφεραν το δεξί πόδι ως το δυνατότερο, έτσι λοιπόν συμπεραίνουμε ότι η περίμετρος αφορά περισσότερο μυϊκή μάζα παρά λιπώδη ιστό.

Μελετώντας τα δεδομένα από τις συσχετίσεις μεταξύ του πάχους του ορθού μηριαίου και της περιμέτρου του μηρού σε χαλάρωση και σε σύσπαση, βρέθηκε ότι υπάρχει μέτρια συσχέτιση μεταξύ του πάχους των δύο ορθών μηριαίων μόνο σε χαλάρωση, $r=0.532$ για τον δεξί και $r=0.440$ για τον αριστερό ορθό μηριαίο.

Απαντώντας και στο τελευταίο ερώτημα που αφορά την στατιστική σημαντικότητα των διαφορών μεταξύ των δύο φύλων βλέπουμε ότι, οι μόνες εξεταζόμενες παράμετροι που εμφανίζουν στατιστικά σημαντική διαφορά είναι το ύψος ($p=0.002$) και οι μετρήσεις που έγιναν ως προς τη δύναμη. Αναλυτικότερα, την μέγιστη ισομετρική δύναμη του δεξιού τετρακέφαλου ($p=0.000$), την μέγιστη ισομετρική δύναμη του αριστερού τετρακέφαλου ($p=0.001$) και την μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη του δεξιού ($p=0.001$) και του αριστερού ($p=0.001$) τετρακέφαλου.

Τέλος, μη στατιστικά σημαντική διαφορά εμφάνισαν η περίμετρος του δεξιού μηρού ($p=0.565$), η περίμετρος του αριστερού μηρού ($p=0.720$), το βάρος ($p=0.617$) και ο δείκτης μάζας σώματος ($p=0.326$), όπως και οι παράμετροι της μυϊκής αρχιτεκτονικής (φυσιολογική

διατομή, πλάτος, πάχος του ορθού μηριαίου σε σύσπαση και σε χαλάρωση) όπως φαίνεται στον πίνακα 7.6.

Στη διεθνή αρθρογραφία βρέθηκαν τρία σχετικά άρθρα. Στο πρώτο, ο Montes (2001) μέτρησε το πάχος του δεξιού ορθού μηριαίου υπερηχογραφικά σε υγιή άτομα σε χαλάρωση και σε μέγιστη ισομετρική σύσπαση. Βρήκε λοιπόν ότι ο λόγος του μέσου όρου μεταξύ του πάχους σε σύσπαση και χαλάρωση ήταν 1.42 πράγμα που βλέπουμε και στα αποτελέσματα της παρούσας έρευνας μιας και η τιμή ανέρχεται σε 1.26. Βέβαια σε σύγκριση οι δύο μελέτες παρουσιάζουν διαφορές στη μεθοδολογία τους. Αναλυτικότερα ο Montes χρησιμοποίησε κεφαλή υπερήχου 7.5 MHz (σε αντίθεση με τα 12 MHz), το κάτω άκρο του εξεταζόμενου ήταν σε θέση 15° κάμψη ισχίου και πλήρη έκταση γόνατος (σε αντίθεση με τις 90° κάμψης ισχίου και τις 65° κάμψης γόνατος). Ο ερευνητής στο άρθρο του δεν καθορίζει την ακριβή θέση του κορμού και της λεκάνης πράγμα το οποίο δεν μας δίνει την δυνατότητα σύγκρισης με την παρούσα έρευνα (όπου χρησιμοποιήθηκαν 80° κλίσης του κορμού) διότι δεν είναι ξεκάθαρο αν η θέση του εξεταζόμενου ήταν εδραία με μαξιλάρια κάτω από το μηρό και την κνήμη ή όχι. Επίσης ο Montes δεν έλαβε υπόψη το ποσό της δύναμης που παρήγαγαν οι εξεταζόμενοι σε κάθε συστολή.

Στο δεύτερο άρθρο οι Seymour et al. (2009) βρήκαν ότι υπάρχει ισχυρή συσχέτιση ($r=0.78$) μεταξύ της φυσιολογικής διατομής και της μέγιστης ισομετρικής δύναμης σε άτομα με χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια. Το παραπάνω εύρημα έρχεται σε μερική συμφωνία με την δική μας έρευνα μιας και η αντίστοιχη τιμή που βρέθηκε ήταν $r=0.509$, μια τιμή που καταδεικνύει μέτριου βαθμού συσχέτιση. Βέβαια και εδώ υπήρχαν σημαντικές διαφορές στη μεθοδολογία. Οι Seymour et al. χρησιμοποίησαν υπέρηχο 8 MHz και η θέση του ασθενή ήταν 90° κάμψη γόνατος χωρίς να αναφέρονται περαιτέρω στοιχεία για τη θέση ισχίου, λεκάνης και κορμού πράγμα το οποίο επηρεάζει τα εξαγόμενα αποτελέσματα.

Τέλος οι Guo et al. (2010) σε μία προσπάθεια να καταγράψουν τις αλλαγές στις μορφολογικές παραμέτρους του ορθού μηριαίου όταν αυτός συσπάται ισομετρικά βρήκαν ότι η φυσιολογική διατομή του ορθού μηριαίου μόλις συσπαστεί μειώνεται κατά $7.25 \pm 4.09\%$. Η αντίστοιχη τιμή στην δική μας έρευνα ήταν $4.38 \pm 3.20\%$. Αυτή η μικρή ποσοστιαία διαφορά ίσως προκύπτει από το γεγονός ότι οι Guo et al. χρησιμοποίησαν δείγμα μεγαλύτερης ηλικίας από εμάς (και συγκεκριμένα 30.7 ± 4.9 έτη έναντι 23.2 ± 4.8 έτη) πράγμα που επηρεάζει τις μετρήσεις, διότι όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο η αρχιτεκτονική του μυός επηρεάζεται από την ηλικία του ατόμου και μεταβάλλεται με την πρόοδο αυτής (Binzoni et al. 2001). Μεταξύ της παρούσας έρευνας και της έρευνας των Guo et al. η μόνη διαφορά σε

εξοπλισμό και τεχνικές καταγραφής ήταν ότι οι Guo et al. χρησιμοποίησαν και ηλεκτρομυογράφο.

Σε μια αντίστοιχη έρευνα, που αφορούσε όμως τους καμπτήρες και τους εκτεινόντες μύες του αγκώνα οι Kanehisa et al. (1994) βρήκαν συσχέτιση μεταξύ της δύναμης και της φυσιολογικής διατομής μόνο στους καμπτήρες των ανδρών και στους εκτεινόντες των γυναικών. Ένα εύρημα το οποίο έρχεται σε συμφωνία με τα αποτελέσματα της παρούσας έρευνας είναι ότι δεν υπάρχουν διαφορές στην μυϊκή αρχιτεκτονική μεταξύ των δύο φύλων. Το δείγμα που χρησιμοποίησαν αποτελούνταν από άτομα με χαμηλό επίπεδο φυσικής κατάστασης, σε αντίθεση με το δείγμα της παρούσας έρευνας που το δείγμα αποτελούνταν στην πλειοψηφία του από άτομα με μέτριο έως καλό επίπεδο φυσικής κατάστασης αλλά, οι μέθοδοι και οι τεχνικές καταγραφής της δύναμης και της αρχιτεκτονικής ήταν ακριβώς οι ίδιοι που χρησιμοποιήθηκαν και στη παρούσα έρευνα.

Ένα γεγονός που πρέπει να αναφερθεί είναι ότι υπάρχει έλλειψη σχετικής αρθρογραφίας διότι όσες σχετικές έρευνες έχουν γίνει συσχετίζουν υπερηχογραφικά ευρήματα σε σύσπαση και σε χαλάρωση χωρίς να λαμβάνουν υπόψη το ποσό της παραγόμενης δύναμης κατά την σύσπαση ή αφορούν καταγραφές πριν και μετά από κάποιο πρόγραμμα ενδυνάμωσης. Δηλαδή να μην εξετάζουν διαφορές της μυϊκής αρχιτεκτονικής σε χαλάρωση και σε μέγιστη ισομετρική σύσπαση, αλλά δεν υπάρχει αναφορά στο πόσο ισχυρή ήταν αυτή η σύσπαση και στο αν το ποσό της παραγόμενης δύναμης συσχετίζεται με κάποιο τρόπο με τα υπερηχογραφικά ευρήματα.

Μετά την λήψη των δεδομένων, την επεξεργασία και την ανάλυση των αποτελεσμάτων βλέπουμε ότι η παρούσα έρευνα εμφανίζει περιορισμούς. Αρχικά βλέπουμε ότι το δείγμα ήταν μικρό και ίσως όχι αρκετό για να φανούν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Άλλος ένας περιορισμός είναι ότι όλες οι παράμετροι μετρήθηκαν σε μόνο μια συγκεκριμένη θέση της άρθρωσης του γόνατος. Επίσης οι εξεταστές είχαν χαμηλή εξοικείωση με τα όργανα μέτρησης, πράγμα όμως που δεν φαίνεται να επηρεάζει την αξιοπιστία των μετρήσεων σύμφωνα με το ICC και το SEM που υπολογίστηκε.

Κεφάλαιο 9 - Συμπεράσματα

- Ø Δεν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ των μετρήσεων της μέγιστης και μέσης μέγιστης ισομετρικής δύναμης με τις παραμέτρους της μυϊκής αρχιτεκτονικής.
- Ø Τα δεδομένα που λήφθηκαν μέσω του υπερήχου εμφάνισαν υψηλού βαθμού αξιοπιστία.
- Ø Δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ δεξιού και αριστερού τετρακεφάλου όσο αφορά την διατομή, το πάχος, το πλάτος, τη μέγιστη ισομετρική δύναμη και τη μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη.
- Ø Δεν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ της μέγιστης ισομετρικής δύναμης του τετρακεφάλου και της περιμέτρου του μηρού.
- Ø Υπάρχει μέτριου βαθμού συσχέτιση μεταξύ του πάχους του ορθού μηριαίου σε χαλάρωση και της περιμέτρου του μηρού, πράγμα το οποίο δεν ισχύει για το πάχος του ορθού μηριαίου σε σύσπαση.
- Ø Υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ αντρών και γυναικών μόνο όσο αφορά το ύψος, την μέγιστη ισομετρική δύναμη και την μέση μέγιστη ισομετρική δύναμη και σε δεξί και σε αριστερό τετρακέφαλο.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Παράρτημα Α

Έντυπο ενημέρωσης συμμετεχόντων

Φύλλο συγκατάθεσης

Ερωτηματολόγιο

Έντυπο ενημέρωσης υποψηφίων εθελοντών πτυχιακής ερευνητικής εργασίας με τίτλο:
«Καταγραφή των παραμέτρων της αρχιτεκτονικής του τετρακεφάλου μυός»

Υπεύθυνοι σπουδαστές: Κολοβού Μαρία – Τσιρογιάννης Αχιλλέας

Υπεύθυνη καθηγήτρια: Μουτζούρη Μαρία MSc MMACP MCSP

Στα πλαίσια ερευνητικής πτυχιακής εργασίας σας ζητείται να συμμετάσχετε σε μια διαδικασία αξιολόγησης του τετρακεφάλου μυός. Η έρευνα θα πραγματοποιηθεί στο εργαστήριο εμβιομηχανικής του τμήματος Φυσικοθεραπείας του παραρτήματος Αιγίου του Τ.Ε.Ι. Πάτρας. Η ημερομηνία διεξαγωγής των μετρήσεων ορίζεται από 7/6/2011 έως και 16/6/2011.

Σκοπός της συγκεκριμένης έρευνας είναι να διερευνηθεί η πιθανή συσχέτιση των μυϊκών ανισορροπιών, μεταξύ του τετρακεφάλου του δεξιού και του αριστερού κάτω άκρου, με υπερηχογραφικά ευρήματα.

Επιλογή εθελοντών

Οι συμμετέχοντες πρέπει να είναι ηλικίας 18-35 ετών. Στην έρευνα δεν μπορούν να συμμετέχουν άτομα με σοβαρά προβλήματα υγείας, σοβαρές μυοσκελετικές ή νευρολογικές παθήσεις, πρόσφατο χειρουργείο (κυρίως στα κάτω άκρα), συστηματικά νοσήματα, ψυχιατρικές διαταραχές και διανοητική ή κινητική αναπηρία.

Διαδικασίες της έρευνας

Από την στιγμή που θα αποφασίσετε να λάβετε μέρος στην έρευνα, και αφού έχετε ενημερωθεί για όλη την διαδικασία που θα ακολουθηθεί, θα πρέπει να υπογράψετε το σχετικό έντυπο που παρατίθεται με το οποίο θα δηλώνεται γραπτώς την συγκατάθεση σας. Στη συνέχεια συμπληρώνετε το ερωτηματολόγιο που θα σας δοθεί και πραγματοποιείται τις δοκιμασίες τις οποίες θα σας υποδειχθούν. Θα χρειαστεί να παρουσιαστείτε μια φορά για την πραγματοποίηση των μετρήσεων, οι οποίες θα διαρκέσουν συνολικά περίπου 30 λεπτά. Μετά το πέρας των μετρήσεων ο ρόλος σας στην μελέτη τελειώνει.

Διευκρινίσεις

Τα άτομα που θα λάβουν μέρος στην έρευνα απαιτείται να είναι ξεκούραστα και να μην έχουν κάνει λήψη αλκοόλ ή ουσιών που θα επηρεάσουν την απόδοση ή/και την αντίληψη τους.

Τα στοιχεία τα οποία θα δοθούν μέσω των ερωτηματολογίων είναι άκρως απόρρητα και θα τηρηθεί πλήρης εμπιστευτικότητα και ανωνυμία.

Η επιλογή των δοκιμασιών τις οποίες και θα πραγματοποιήσουν οι εθελοντές είναι απόλυτα ασφαλείς. Κίνδυνος για την ζωή του εθελοντή ή ακόμα και παρενέργειες οποιουδήποτε τύπου δεν προβλέπονται.

Σε περίπτωση που τα αποτελέσματα των μετρήσεων δείξουν ότι κάποιος από τους εθελοντές χρήζει περαιτέρω ιατρικής ή φυσικοθεραπευτικής παρακολούθησης θα του δοθούν οι απαραίτητες συμβουλές για τις ενέργειες που θα πρέπει να ακολουθήσει.

Στο τέλος της μελέτης πραγματοποιείται στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων έτσι ώστε να οδηγηθούν οι ερευνητές σε ένα αποτέλεσμα το οποίο και θα βασίσουν σε ένα θεωρητικό υπόβαθρο συγκρίνοντας το με παρόμοιες μελέτες. Αν οι συμμετέχοντες το επιθυμούν θα τους δοθούν πληροφορίες για τα αποτελέσματα της έρευνας.

Οι συμμετέχοντες έχουν το αναφαίρετο δικαίωμα να αποχωρίσουν από τις διαδικασίες της εργασίας ανά πάσα ώρα και στιγμή ακόμα και αν έχουν υπογράψει τα σχετικά έγγραφα συγκατάθεσης.

Για οποιαδήποτε πληροφορία ή διευκρίνιση μπορείτε να επικοινωνήσετε με τους υπεύθυνους σπουδαστές στα τηλέφωνα 6975-560098 (Τσιρογιάννης Αχιλλέας) και 6982-770014 (Κολοβού Μαρία).

Φύλλο συγκατάθεσης για την συμμετοχή στις διαδικασίες της ερευνητικής πτυχιακής εργασίας με τίτλο: «Καταγραφή των παραμέτρων της αρχιτεκτονικής του τετρακεφάλου μύος»

Έχοντας διαβάσει το σχετικό ενημερωτικό έντυπο και έχοντας λύσει οποιαδήποτε απορία μου σχετική με την έρευνα αυτή, συμφωνώ να συμμετάσχω στις απαραίτητες διαδικασίες των μετρήσεων αξιολόγησης του τετρακέφαλου μύος.

Ημερομηνία: _____

Όνοματεπώνυμο

Υπογραφή

Όνοματεπώνυμο ερευνητή
που έλαβε την συγκατάθεση

Υπογραφή

Α.Τ.Ε.Ι. Πάτρας (παράρτημα Αιγίου) τμήμα Φυσικοθεραπείας

Υπεύθυνοι σπουδαστές: Κολοβού Μαρία – Τσιρογιάννης Αχιλλέας

Υπεύθυνη καθηγήτρια: Μουτζούρη Μαρία MSc MMACP MCSP

**Ερωτηματολόγιο ερευνητικής πτυχιακής εργασίας με τίτλο:
«Καταγραφή των παραμέτρων της αρχιτεκτονικής του τετρακεφάλου»**

1. Ονοματεπώνυμο: _____

2. Φύλο: Άντρας Γυναίκα

3. Ηλικία: _____

4. Επάγγελμα: _____

5. Ασχολείστε με κάποιο άθλημα: Ναι Όχι
Αν ναι, με ποιο; _____
Αν ναι: Ερασιτεχνικά Ημι-επαγγελματικά Επαγγελματικά

6. Πόσες προπονήσεις πραγματοποιείται κάθε βδομάδα;
 1-3 4-6 7+

7. Εκτός από την ενασχόληση σας με τον αθλητισμό κάνετε και συμπληρωματικές προπονήσεις όπως γυμναστήριο κ.ά; Ναι Όχι

8. Πόσες ώρες αθλείστε ην εβδομάδα; 1-5 6-10 10+

9. Σε κάθε προπόνηση πόση ώρα διαρκεί η προθέρμανση;
 το πολύ 5' 5-10' 10'+ δεν κάνω προθέρμανση

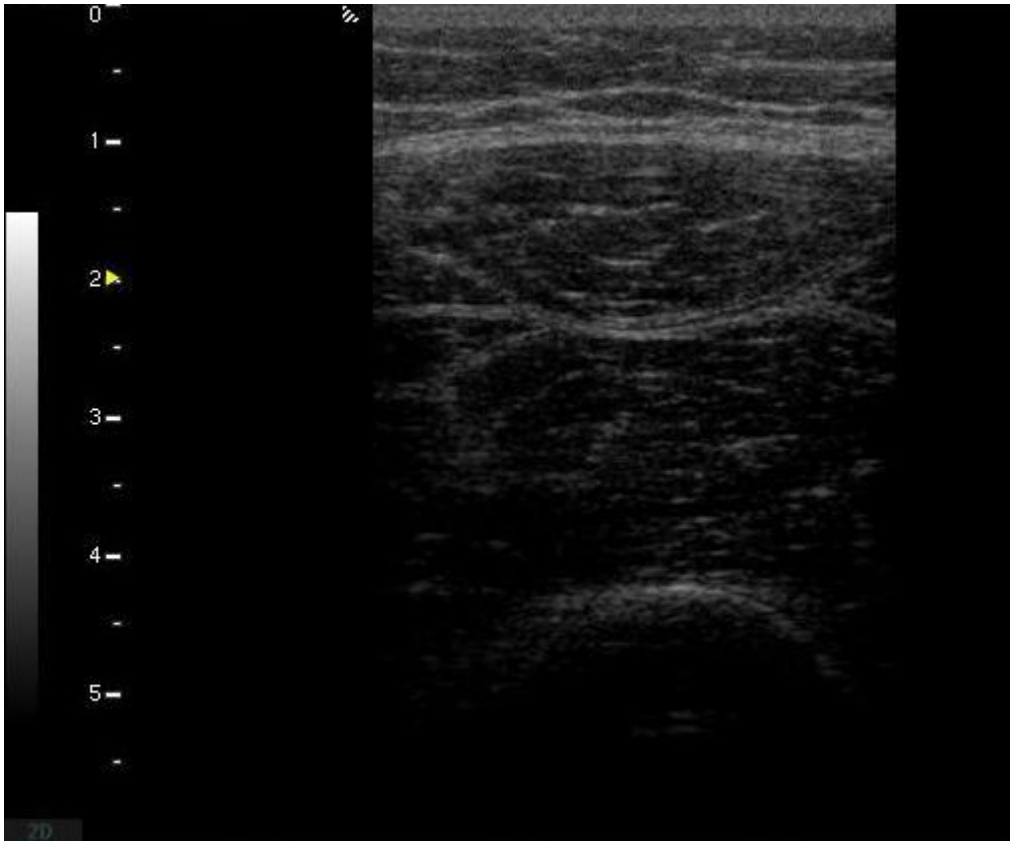
10. Τι είδους προθέρμανση κάνετε; (επιλέξτε και περισσότερα από ένα)
 Ήπιο τρέξιμο Διατάσεις Μιμητικές ασκήσεις του αθλήματος
 Άλλο, διευκρινίστε τι: _____

11. Σε κάθε προπόνηση πόση ώρα διαρκεί η αποθεραπεία;
 το πολύ 5' 5-10' 10'+ δεν κάνω αποθεραπεία

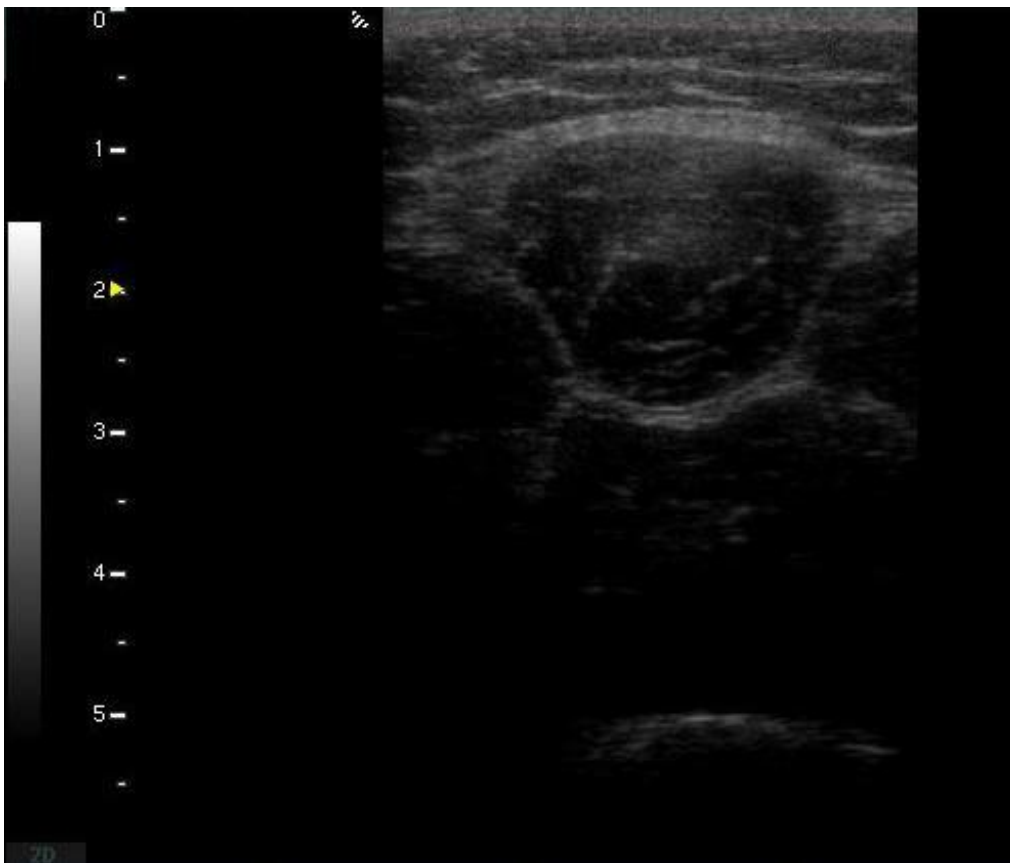
12. Τι είδους αποθεραπεία κάνετε; (επιλέξτε και περισσότερα από ένα)
.. Ήπιο τρέξιμο .. Διατάσεις .. Άλλο
Διευκρινίστε τι: _____
13. Ποιο θεωρείται ότι είναι το πιο δυνατό σας πόδι (π.χ ποιο πόδι θα χρησιμοποιούσατε αν σας ζητούσαν να κλωτσήσετε δυνατά μια μπάλα);
.. Δεξί .. Αριστερό .. Νομίζω ότι και τα δύο είναι το ίδιο .. Δεν ξέρω
14. Ποιο θεωρείται ότι είναι το πιο επιδέξιο πόδι σας (π.χ ποιο πόδι θα χρησιμοποιούσατε αν σας ζητούσαν να πετύχετε ένα στόχο με μια μπάλα);
.. Δεξί .. Αριστερό .. Νομίζω ότι και τα δύο είναι το ίδιο .. Δεν ξέρω
15. Κατά την ενασχόληση σας με αθλητικές δραστηριότητες είχατε ποτέ τραυματισμό ή νιώσατε πόνο/ενόχληση στον τετρακέφαλο ή στην ευρύτερη περιοχή του γόνατος; ..
Ναι .. Όχι
16. Πριν από πόσο καιρό είχατε την ενόχληση ή τον τραυματισμό αυτό;
.. Πριν 2-3 εβδομάδες .. Πριν 1-3 μήνες .. Πριν 4-6 μήνες .. 1 χρόνο+
17. Ο τραυματισμός αυτός σας ανάγκασε να περιορίσετε ή να διακόψετε τις δραστηριότητές σας; .. Ναι .. Όχι
18. Θεωρείται ότι μετά από τον τραυματισμό αυτό επανήλθατε πλήρως στην πρότερη του τραυματισμού κατάσταση; .. Ναι .. Όχι
19. Με ποιο τρόπο αντιμετωπίσατε τότε τον τραυματισμό σας; (μπορείτε να επιλέξετε και περισσότερα από ένα)
.. Ανάπαυση-Περίδεση .. Φάρμακα .. Χειρουργικά .. Φυσικοθεραπεία
.. Εναλλακτικές θεραπείες .. Δεν έκανα τίποτα

Παράρτημα Β

**Ακριβής υπολογισμός των παραμέτρων
της μυϊκής αρχιτεκτονικής**



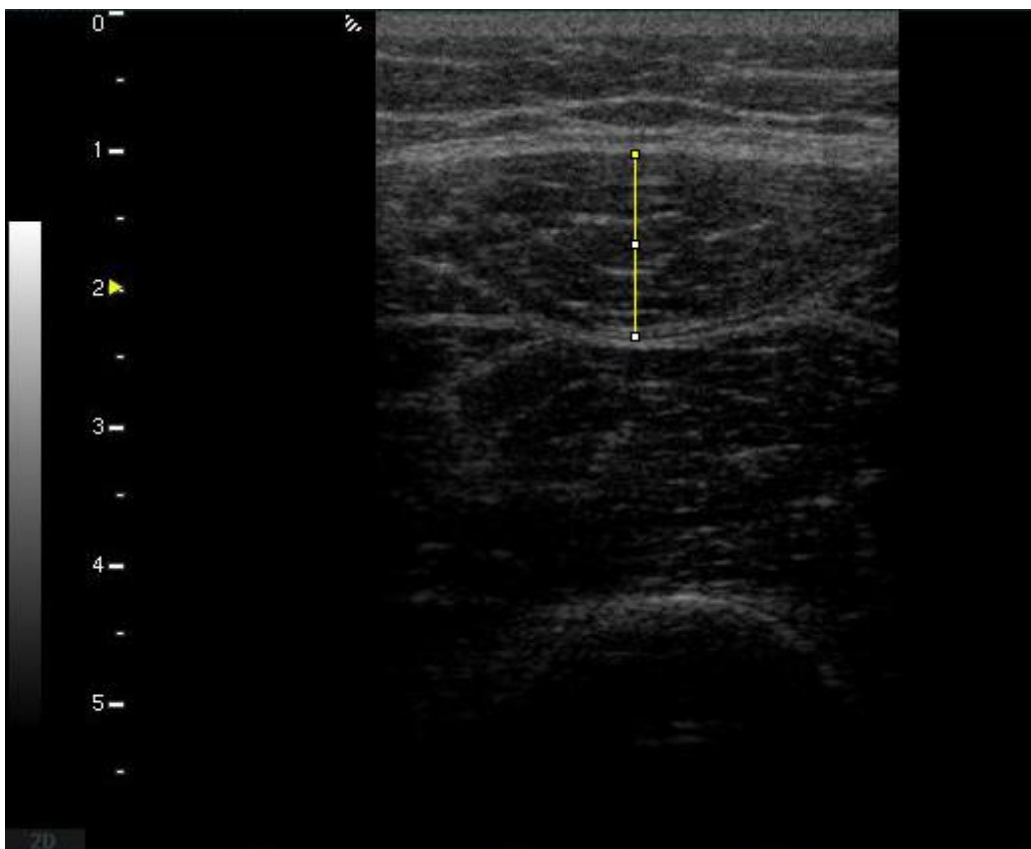
Εικόνα Β.1. Υπερηχογραφική λήψη ορθού μηριαίου σε χαλάρωση



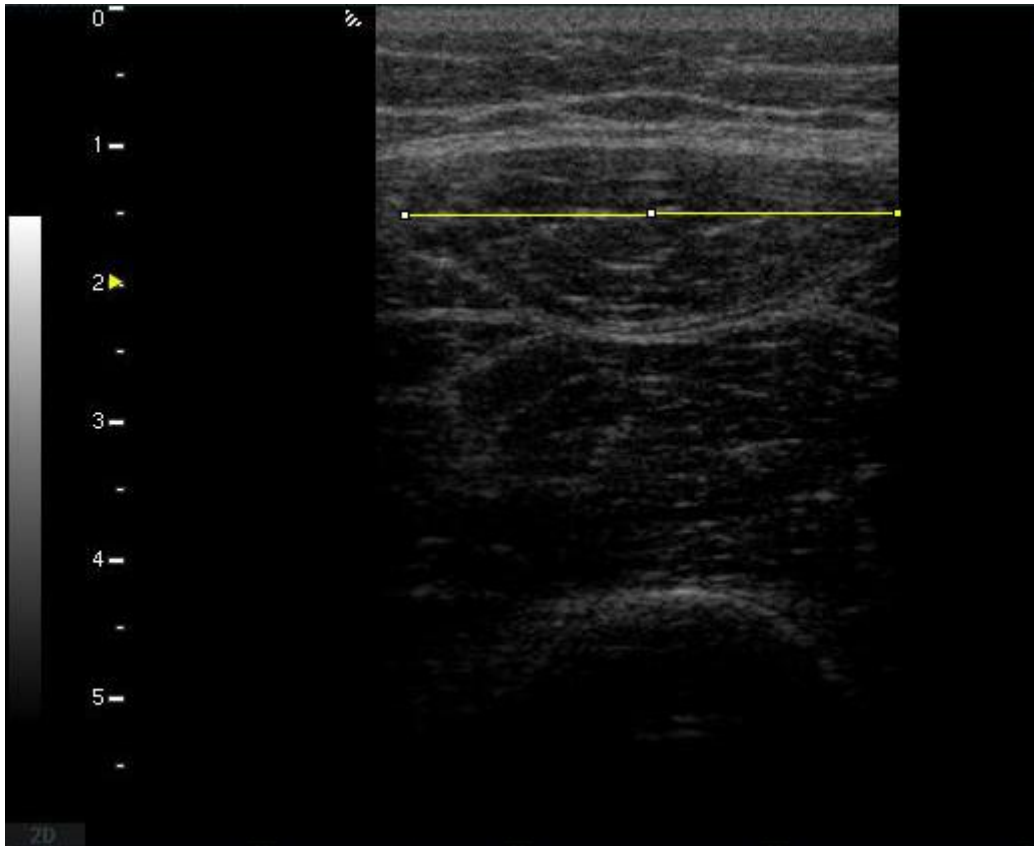
Εικόνα Β.2. Υπερηχογραφική λήψη ορθού μηριαίου σε σύσπαση



Εικόνα Β.3. Τρόπος υπολογισμού της διατομής του ορθού μηριαίου



Εικόνα Β.4. Τρόπος υπολογισμού του πάχους του ορθού μηριαίου



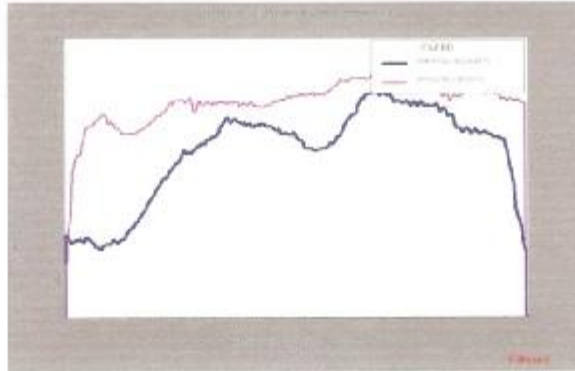
Εικόνα Β.5. Τρόπος υπολογισμού του πλάτους του ορθού μηριαίου

Παράρτημα Γ

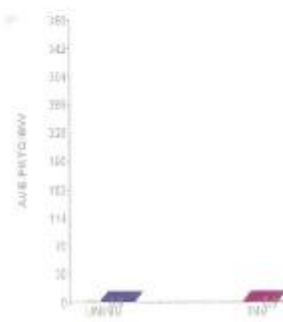
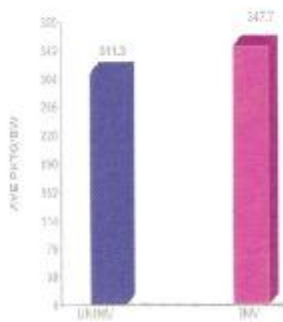
Έκθεση ισοκινητικού δυναμόμετρο

Comprehensive Evaluation

Ioannis Bakirtzoglou	Session: 6/16/2011 5:00:54 AM	
KT11	Involved: Both	Protocol: Isometric Bilateral
(M/1/yyyy)	Clinician:	Pattern: Extension/Flexion
182	Referral:	Mode: Isometric
70.0	Joint: Knee	Contraction: AWAY
Male	Diagnosis:	



		AWAY 65 DEG			TOWARD 65 DEG		
# OF REPS (65 DEG): R 3 - L 3		UNINV	INV	DEFICIT	UNINV	INV	DEFICIT
		Left	Right		Left	Right	
PEAK TORQUE	N-M	243.1	264.5	-8.8	0.0	0.0	0.0
AVG PEAK TQ	N-M	217.7	243.1		0.0	0.0	
AVE PRTQ/BW	%	311.3	347.7		0.0	0.0	
RELAXATION TIME	SEC	30	30		30	30	
CONTRACTION TIME	SEC	5	5		5	5	
COEFF. OF VAR.	%	11.4	9.1		0.0	0.0	
AGON:ANTAG RATIO	%	0.0			0.0		



Βιβλιογραφία

1. Daniels & Worthingham (2000) Έλεγχος της μυϊκής λειτουργικής ικανότητας (2η έκδοση) Εκδόσεις Παρισιάνου.
2. Edgerton V.R. & Roy R.R. (1996) Neuromuscular adaptations to actual and simulated spaceflight «in» Handbook of Physiology. Section 4. Environmental Physiology. III. The Gravitational Environment, Chapt. 32. M.J. Fregly and C. Blatteis (eds.), Oxford University Press, New York, p. 721-763.
3. Frankel V.H. & Nordin M. (1984). Biomechanics of the knee «in» Hunter L.Y. & Funk F.J. Rehabilitation of the injured knee. Mosby
4. Fulkerson J.P. & Hungerford D.S. (1990) Disorders of patellofemoral joint. Εκδόσεις Williams and Wilkins.
5. Hamilton N. & Luttgens K. (2002) Κινησιολογία: επιστημονική βάση της ανθρώπινης κίνησης (10^η έκδοση) Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνου
6. Hislop J. & Montgomery J. (2000) Έλεγχος της μυϊκής λειτουργικής ικανότητας (3η έκδοση) Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνου
7. Karandji I.A. (1987) Η λειτουργική ανατομική των αρθρώσεων. Τόμος 2: Κάτω άκρο (5^η έκδοση) Ιατρικές εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης
8. Kisner C. & Colby L.A. (2003) Θεραπευτικές ασκήσεις: βασικές αρχές και τεχνικές. Ιατρικές εκδόσεις Σιώκης
9. Narici M. & Maganaris C. (2006) Muscle architecture and adaptations to functional requirements «in» Skeletal muscle plasticity in health and disease. Springer publication (Chapter 9: 265-288).

10. National strength and conditioning association (1994) Essentials of strength and conditioning. Eds. T.R. Baechle and R.W. Earle. Champaign IL: Human Kinetics.
11. Semenick D.M. (1994) Testing protocols and procedures «in» Essentials of strength and conditioning. Eds. T.R. Baechle and R.W. Earle. Champaign IL: Human Kinetics.
12. Shultz S.J., Houghlum P.A. & Perrin D.H. (2005) Εξέταση μυοσκελετικών κακώσεων (2^η έκδοση) Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνου.
13. Smith L., Weiss E.L. & Lehmkuhl L. (1996) Brunnstrom's κλινική κινησιολογία. (5η έκδοση) Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνου
14. Wathen D. (1994) Load assignment «in» Essentials of strength and conditioning. Eds. T.R. Baechle and R.W. Earle. Champaign IL: Human Kinetics.
15. Γουλιάμος Α., Καλοβιδούρης Α. & Αντωνίου Α. (1992) Εισαγωγή στις απεικονιστικές μεθόδους. Εκδόσεις Παρισιάνου.
16. Δούκας Ν. (1994) Κινησιολογία. Ιατρικές εκδόσεις Λίτσας
17. Πουλμέντης Π. (2007) Βιολογική μηχανική – Εργονομία. Εκδόσεις Καπόπουλος
18. Τσακλής Π. (2000) Γόνατο και ισοκίνηση: η βιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος, έλεγχος και εξάσκηση με τη βοήθεια της ισοκίνησης (1η έκδοση) University studio press.

Αρθρογραφία

1. 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 pinnate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol* 534:613-623.
2. Abe T., Kawakami Y., Suzuki Y., Gunji A. & Fukunaga T. (1997) Effects of 20 days bed rest on muscle morphology. *J Gravit Physiol* 4:10-14.
3. Abe T., Kondo M., Kawakami Y. & Fukunaga T. (1994) Prediction equations for body composition of Japanese adults by B-mode ultrasound. *Am J Hum Biol* 6:161-170.
4. Alexander R.M.N. & Vernon A. (1975) The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert. *J Human Mov Studies* 1:115-123.
5. Atkinson G. & Nevill A.M. (1998) Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* 26(4):217-238.
6. Barany M. (1967) ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *The Journal of General Physiology*. 50(6):197-218.
7. Baskin R.J. & Paolini P.J. (1967) Volume change and pressure development in muscle during contraction. *Am J Physiol* 213:1025-1030.
8. Basmajian J.V. (1978) *Muscles alive: their function revealed by electromyography* (4th edition) *Journal of Medical Education* 37 (8):802.
9. Baumgartner R.N., Koehler K.M., Gallagher D., Romero L., Heymsfield S.B., Ross R.R., Garry P.J. & Lindeman R.D. (1998) Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *Am J Epidemiol* 147:755-763.
10. Binzoni T., Bianchi S., Hanquinet S., Kaelin A., Sayegh Y. & Dumont M. (2001) Human gastrocnemius medialis pennation angle as a function of age: from newborn to the

- elderly. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*. 20(5):293-298.
11. Blackburn T.A. & Craig E. (1980) Knee anatomy a brief review. *Physical therapy* 60(12):1556-1560.
 12. Bleakney R. & Maffulli N. (2002) Ultrasound changes to intramuscular architecture of the quadriceps following intramedullary nailing. *J Sports Med Phys Fitness* 42:120-5.
 13. Bodine S.C., Roy R.R., Meadows D.A., Zernicke R.F., Sacks R.D. & Fournier M. (1982) Architectural, histochemical and contractile characteristics of a unique biarticular muscle: the cat semitendinosus. *Journal of Neurophysiology*. 48(1):192-201.
 14. Bohannon R.W. & Wikholm J.B. (1992) Measurements of knee extension force by two examiners of substantially different experience with hand-held dynamometer. *Isokinet Exerc Sci* 2(1): 5-8.
 15. Brodie D.A. (1988) Techniques of measurement of body composition. Part II. *Sports Med* 5:74-98.
 16. Brownstein B.A., Lamb R.L. & Maigne R.E. (1985) Quadriceps torque and integrated electromyography. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 6:309.
 17. Burkholder T.J., Fingado B., Baron S. & Lieber R.L. (1994) Relationship between muscle fiber types and sizes and muscle architectural properties in the mouse hindlimb. *Journal of Morphology*.221(2):177-190.
 18. Cann C.E. (1988) Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. *Radiology* 166:509-522.
 19. Cavagna G.A., Saibene F.P. & Margaria R. (1965) Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *Journal of Applied Physiology* 20:157-158.

20. Chleboun G.S., France A.R., Crill M.T., Braddock H.K., Howell J.N. (2001) In vivo measurement of fascicle length and pennation angle of the human biceps femoris muscle. *Cells Tissues Organs* 169:401-409.
21. De Boer M.D., Seynnes O.R., Di Prampero P.E., Pinot R., Igor B., Mekjavic I.B., Biolo G. & Narici M.V. (2008) Effect of 5 weeks horizontal bed rest on human muscle thickness and architecture of weight bearing and non-weight bearing muscles. *Eur J Appl Physiol* 104:401-407.
22. Deli C.K., Paschalis V., Theodorou A.A., Nikolaidis M.G., Jamurtas A.Z. & Koutedakis Y.(2011) Isokinetic knee joint evaluation in track and field events.*J Strength Cond Res.* 25(9):2528-2536.
23. Di Prampero P.E. & Narici M.V. (2001) Muscles in microgravity: from fibres to human motion. *J Biomech* 36: 403-412.
24. Drouin J.M., Valovich T.C., Shultz S.J., Perrin D.H. & Gansneder B.M. (2001) Validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer position, torque and velocity measurements. *Journal of Athletic Training* 36(25):103.
25. Edgerton V.R., Roy R.R., Allen D.L. & Monti R.J. (2002) Adaptations in skeletal muscle disuse or decreaseduse atrophy. *Am J Phys Med Rehabil* 81:127-147.
26. Epstein M. & Herzog W. (2003) Aspects of skeletal muscle modelling. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 358:1445-1452.
27. Ferri A., Scaglioni G., Pousson M., Capodaglio P., Van Hoecke J. & Narici M.V. (2003) Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiol Scand* 177:69-78.
28. Fick R. (1911) *Spezielle Gelenk und Muskelmechanik*. Vol. I. Gustav Fischer, Jena.
29. Friederich J.A. & Brand R.A. (1990) Muscle fiber architecture in the human lower limb. *J Biomech* 3:91-95.

30. Fukunaga T., Ichinose Y., Ito M., Kawakami Y. & Fukashiro S. (1997) Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl Physiol* 82:354-358.
31. Fukunaga T., Kubo K., Kawakami Y., Fukashiro S., Kanehisa H. & Maganaris C.N. (2001) In vivo behavior of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci* 268: 229-233.
32. Fukunaga T., Mastuo A., Ishida Y., Tsunoda N., Uchino S. & Ohkubo M. (1989) Study for measurement of muscle and subcutaneous fat thickness by ultrasonic B-mode method. *Jpn J Med Ultrason* 16:170-177.
33. Fukunaga T., Roy R.R., Shellock F.G., Hodgson J.A. & Edgerton V.R. (1996) Specific tension of human plantarflexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol* 80:158-165.
34. 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. *J Orthop Res* 10:928-934.
35. Galban C.J., Maderwald S., Uffmann K., de Greiff A. & Ladd M.E. (2004) Diffusive sensitivity to muscle architecture: a magnetic resonance diffusion tensor imaging study of the human calf. *Eur J Appl Physiol* 93:253-262.
36. Gans C. & Bock W.J. (1965) The functional significance of muscle architecture: a theoretical analysis. *Ergebnisse der Anatomie und Entwicklungsgeschichte* 38:138-142.
37. Gareis H., Solomonow M., Baratta R., Best R. & D'Ambrosia R. (1992) The isometric length-force models of nine different skeletal muscles. *J Biomech* 25:903-916.
38. Grindrod S., Tofts P. & Edwards R. (1983) Investigation of human skeletal muscle structure and composition by X-ray computerised tomography. *Eur J Clin Invest* 13:465-468.

39. Guo J.Y., Zheng Y.P., Xie H.B. & Chen X. (2010) Continuous monitoring of electromyography, mechanomyography, sonomyography and torque output during ramp and step isometric contractions. *Medical Engineering & Physics* 32:1032–1042
40. Haaggmark T., Janssone E. & Svane B. (1978). Cross-sectional area of the thigh muscle in man measured by computed tomography. *Scand Clin Lab Invest* 38:355-360.
41. Hakkinen K. & Komi P.V. (1983) Electromyographic changes during strength training and detraining. *Med Sci Sports Exerc* 15:455-460.
42. Hakkinen K., Alen M., Kallinen M., Izquierdo M., Jokelainen K., Lassila H., Malkia E., Kraemer W.J. & Newton R.U. (1998) Muscle CSA, force production and activation of leg extensors during isometric and dynamic actions in middle-aged and elderly men and women. *J Aging Phys Activ* 6:232-247.
43. Hakkinen K., Kallinen M., Izquierdo M., Jokelainen K., Lassila H., Malkia E., Kraemer W.J., Newton R.U. & Alen M. (1998) Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *J Appl Physiol* 84:1341-1349.
44. Herbert R.D. & Gandevia S.C. (1995) Changes in pennation with joint angle and muscle torque: In vivo measurements in human brachialis muscle. *J Physiol* 484: 523-532.
45. Hislop H. & Perrin J. (1967) The isokinetic concept of exercise. *Physical Therapy* 47(2):114-117.
46. Hodges P.W., Pengel L.H., Herbert R.D. & Gandevia S.C. (2003) Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle Nerve* 27:682-692.
47. Horber F.F., Scheidegge J.R., Grunig B.E. & Frey F.J. (1985) Thigh muscle mass and function in patients treated with glucocorticoids. *Eur J Clin Invest* 15:302-307.
48. Hounsfield G.N. (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography) : part 1. Description of system. *Br J Radio* 46:1016-1022.

49. 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. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 78:109-114.
50. Ichinose Y., Kawakami Y., Ito M. & Fukunaga T. (1997) Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta Anat (Basel)* 159:78-83.
51. Ichinose Y., Kawakami Y., Ito M., Kanehisa H., Fukunaga T. (2000) In vivo estimation of contraction velocity of human vastus lateralis muscle during isokinetic action. *J Appl Physiol* 88:851-856.
52. 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. *Med Sci Sports Exerc* 27:270-274.
53. Ishikawa M. & Komi P.V. (2004) Effects of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol* 96:848-852.
54. Ito M., Kawakami Y., Ichinose Y., Fukashiro S. & Fukunaga T. (1998) Non isometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *J Appl Physiol* 85:1230-1235.
55. Izquierdo M., Ibanez J., Gorostiaga E., Garrues M., Zuniga A., Anton A., Larrion J.L. & Hakkinen K. (1999) Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiol Scand.* 167(1):57-68.
56. Kanehisa H., Ikegawa S. & Fukunaga T. (1994) Comparison of muscle cross-sectional area and strength between untrained women and men. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 68(2):148-54.

57. Kanehisa H., Nagareda H., Kawakami Y., Akima H., Masani K., Kouzaki M. & Fukunaga T. (2002) Effects of equivolume isometric training programs comprising medium or high resistance on muscle size and strength. *Eur J Appl Physiol* 87:112-119.
58. Kawakami Y., Abe T. & Fukunaga T. (1993) Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *J Appl Physiol* 74:2740-2744.
59. Kawakami Y., Abe T., Kuno S. & Fukunaga, T. (1995) Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol* 72:37-43.
60. Kawakami Y., Ichinose Y. & Fukunaga T. (1998) Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol* 85:398-404.
61. Kawakami Y., Muraoka Y., Kubo K., Suzuki Y. & Fukunaga T. (2000) Changes in muscle size and architecture following 20 days of bed rest. *J Gravit Physiol* 7:53-59.
62. Kearns C.F., Isokawa M. & Abe T. (2001) Architectural characteristics of dominant leg muscles in junior soccer players. *Eur J Appl Physiol* 85:240-243.
63. Klein C.S., Rice C.L. & Marsh G.D. (2001) Normalized force, activation, and co-activation in the arm muscles of young and old men. *J Appl Physiol* 91:1341-1349.
64. Kubo K., Kanehisa H. & Fukunaga T. (2002) Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol* 538:219-226.
65. Kubo K., Kanehisa H., Azuma K., Ishizu M., Kuno S.Y., Okada M. & Fukunaga T. (2003) Muscle architectural characteristics in women aged 20-79 years. *Med Sci Sports Exerc* 35:39-44.
66. Kubo K., Kanehisa H., Ito M. & Fukunaga T. (2001) Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*. 91(1):26-32.

67. Kyrolainen H. & Komi P.V. (1995) Differences in mechanical efficiency between power- and endurance- trained athletes while jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 70(1):36-44.
68. Larsson L. (1978) Morphological and functional characteristics of the aging skeletal muscle in man: a cross-sectional study. *Acta Physiol Scand Supplement* 457:1-36.
69. Lieb F.J. & Perry J. (1968). Quadriceps function An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am* 50(8):1535-1548.
70. Lieber R.L. & Brown C.C. (1992) Quantitative method for comparison of skeletal muscle architectural properties. *J Biomech* 25:557-560.
71. Lieber R.L. & Friden J. (2000) Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve* 23:1647-1666.
72. LiebF.J. & PerryJ. (1971) Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions. *J Bone Joint Surg Am.* 53(4):749-758.
73. Lindstrom A., Kvist A., Piersma T., Dekinga A. & Dietz M.W. (2000) Avian pectoral muscle size rapidly tracks body mass changes during flight, fasting and fuelling. *J Exp Biol* 203(Part 5):913-919.
74. Macaluso A., Nimmo M.A., Foster J.E., Cockburn M., McMillan N.C. & De Vito G. (2002) Contractile muscle volume and agonist-antagonist co-activation account for differences in torque between young and older women. *Muscle Nerve* 25:858-863.
75. MacDougall J.D., Sale D.G., Alway S.E. & Suttton J.R. (1984) Muscle fiber number in biceps brachii in body builders and control subjects. *J Appl Physiol* 57:1399-1403.
76. 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. *Eur J Appl Physiol* 79:294-297.

77. Maganaris C.N. & Paul J.P. (1999) In vivo human tendon mechanical properties. *J Physiol* 52:307-313.
78. Maganaris C.N. (2004) A predictive model of moment-angle characteristics in human skeletal muscle: application and validation in muscles across the ankle joint. *J Theor Biol* 230:89-98.
79. Maganaris C.N., Baltzopoulos V. & Sargeant A.J. (1998). Changes in Achilles tendon moment arm from rest to maximum isometric plantarflexion: In vivo observations in man. *J Physiol* 510: 977-985.
80. Maganaris C.N., Baltzopoulos V., Ball D. & Sargeant A.J. (2001) In vivo specific tension of human skeletal muscle. *J Appl Physiol* 90:865-872.
81. Maganaris C.N., Baltzopoulos V., Sargeant A.J. (1998). In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *J Physiol* 512:603-614.
82. Miroti O., Manou V., Tasopoulos S., Stavropoulos N. & Kellis S. (2008) Architectural characteristics of leg extensors muscles and jumping ability of basketball players. *Inquiries in Sport & Physical Education Volume 6 (2):232-241.*
83. Montes R. (2001) Changes in the cross-sectional diameter of muscle ultrasonography between relaxation and maximum voluntary isometric contraction in normal young subjects. *Physiotherapy* 87(4):172-178.
84. Moritani T. & de Vries H.A. (1979) Neural factors vs. hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 58:115-130.
85. Morse C.I., Thom J.M., Mian S.M., Birch K.M. & Narici M.V. (2006) Gastrocnemius specific force is increased in elderly males following a twelve month physical training programme. *Eur J Appl Physiol* 100: 563-570.

86. Narici M. & Cerretelli P. (1998) Changes in human muscle architecture in disuse-atrophy evaluated by ultrasound imaging. *J Gravit Physiol* 5:73-74.
87. Narici 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. *Journal of Physiology* 496.1:287-297.
88. 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. *Eur J Appl Physiol* 65:438-444.
89. Narici M.V., Maganaris C.N., Reeves N.D. & Capodaglio P. (2003) Effect of aging on human muscle architecture. *J Appl Physiol* 95: 2229-2234.
90. Narici M.V., Roi G.S. & Landoni L. (1988) Force of knee extensor and flexor muscles and cross-sectional area determined by nuclear magnetic resonance imaging. *Eur J Appl Physiol* 57:39-44.
91. Narici M.V., Roi G.S., Landoni L., Minetti A.E. & Cerretelli P. (1989) Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *Eur J Appl Physiol* 59:310-319.
92. Onambele G.L., Narici M.V. & Maganaris C.N. (2006) Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *J Appl Physiol*. 100: 2048-2056.
93. Perrin D.H., Arnold B.L. & Hellwig E.V. (1993) The reliability of three isokinetic knee extension angle-specific torques. *Journal of athletic training* 28(3):227-229.
94. Pocock G.S. (1963) Electromyographic study of the quadriceps during resistive exercise. *J Am Phys Ther Assoc*. 43:427-434.
95. Porter M.M., Vandervoort A.A. & Lexell J. (1995) Aging of human muscle: structure, function and adaptability. *Scand J Med Sci Sports* 5:129-142.

96. Rack P.M.H. & Westbury D.R. (1969) The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *Journal of Physiology* 204:443-460.
97. Rankin G. & Stokes M. (1998) Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses. *Clinical rehabilitation* 12:187-199.
98. Reeves N.D. & Narici M.V. (2003) Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol* 95:1090-1096.
99. Reeves N.D., Maganaris C.N. & Narici M.V. (2004) Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol* 91: 116-118.
100. Reeves N.D., Maganaris C.N. & Narici M.V. (2005) Plasticity of dynamic muscle performance with strength training in elderly humans. *Muscle Nerve* 31:355-364.
101. Reeves N.D., Narici M.V. & Maganaris C.N. (2006) Myotendinous plasticity to ageing and resistance exercise. *Exp Physiol* 91(3):483-498.
102. Reeves N.J., Maganaris C.N., Ferretti G. & Narici M.V. (2002) Influence of simulated microgravity on human skeletal muscle architecture and function. *J Gravit Physiol* 9:153-154.
103. Reimers C.D., Harder T. & Saxe H. (1998) Age-related muscle atrophy does not affect all muscles and can partly be compensated by physical activity: an ultrasound study. *J Neurol Sci* 159:60-66.
104. Rutherford O.M. & Jones D.A (1992) Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *Eur J Appl Physiol* 65:433-437.
105. S. Mairet S., Maïsetti O. & Portero P. (2006) Homogeneity and reproducibility of in vivo fascicle length and pennation determined by ultrasonography in human vastus lateralis muscle. *Science & Sports* 21:268-272
106. Sacks R.D. & Roy R.R. (1982) Architecture of the hind limb muscles of cats: functional significance. *Journal of Morphology*. 173(2):185-195.

107. Sanada K., Kearns C.F., Midorikawa T. & Abe T. (2006) Prediction And validation of total and regional skeletal mass by ultrasound on Japanese adults. *European journal of applied physiology* 96:24-31.
108. Schluter J.M. & Fitts R.H. (1994) Shortening velocity and ATPase activity of rat skeletal muscle fibers: effects of endurance exercise training. *American Journal of Physiology. Cell Physiology.* 266:1699-1713.
109. Seymour J.M., Ward K., Sidhu P.S., Puthuchery Z., Steier J., Jolley C.J., Rafferty G., Polkey M.I. & Moxham J. (2009) Ultrasound measurement of rectus femoris cross-sectional area and the relationship with quadriceps strength in COPD. *Thorax* 64:418-423.
110. Sharrard W.J. (1957) Muscle paralysis in poliomyelitis. *Br J Surg.* 44(187):471-480.
111. Spanjaard M., Reeves N.D., van Dieën J.H., Baltzopoulos V. & Maganaris C.N. (2006) Human muscle fascicle behaviour during stair negotiation. 5th World Congress of Biomechanics. Munich, July-August 2006.
112. 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. *J Neurophysiol* 44:951-960.
113. Starkey D.B., Pollock M.L., Ishida Y., Welsch M.A., Brechue W.F., Graves J.E. & Feigenbaum M.S. (1996) Effect of resistance training volume on strength and muscle thickness. *Med Sci Sports Exerc* 28:1311-1320.
114. Tang S., Chen C.K., Usu R., Chou S.W., Hong W.H & Lew H. (2001) Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil Vol* 82:1441-45.
115. Viitasalo J.T., Osterback L., Alen M., Rahkila P. & Havas E. (1987) Mechanical jumping power in young athletes. *Acta Physiologica Scandinavica*, 131(1):139-145.

116. Wickiewicz T.L., Roy R.R., Powell P.L. & Edgerton V.R. (1983) Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical orthopaedics and related research* 179: 275-283.
117. Wikholm J.B. & Bohannon R.W. (1991) Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *J Orthop Sports Phys Ther.* 13(4):191-198.
118. Winter D.A., Wells R.P. & Orr G.W. (1981) Errors in the use of isokinetic dynamometers *Eur J Appl Physiol* 46:397-408.
119. Woittiez R.D., Huijing P.A., Boom H.B. & Rozendal R.H. (1984) A three-dimensional muscle model: a quantified relation between form and function of skeletal muscles. *J Morphol* 182: 95-113.
120. Woodland L.H. & Francis R.S. (1992) Parameters and comparisons of the quadriceps angle of college-aged men and women in the supine and standing positions. *The American Journal of Sports Medicine* 20:208-211.
121. Πουλμέντης Π. (1986). Αθλητική επιστήμη θεωρία και πράξη Τεύχος 1 σελίδες 12-17.