

**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΔΥΤΙΚΗΣ ΕΛΛΑΔΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ



**Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΤΕΧΝΙΚΗΣ DEEP
STRIPPING MASSAGE ΜΕ ΕΚΚΕΝΤΡΗ
ΣΥΣΠΑΣΗ, ΤΗΣ ΤΕΧΝΙΚΗΣ GRASTON ΜΕ
ΕΚΚΕΝΤΡΗ ΣΥΣΠΑΣΗ ΚΑΙ ΤΗΣ
ΣΤΑΤΙΚΗΣ ΔΙΑΤΑΞΗΣ ΣΤΗΝ
ΜΥΟΤΕΝΟΝΤΙΑ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ
ΤΩΝ ΟΠΙΣΘΙΩΝ ΜΗΡΙΑΙΩΝ**

**ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ ΣΠΟΥΛΑΣΤΩΝ:
ΔΗΜΗΤΡΗΣ ΒΑΤΤΗΣ (Α.Μ.:1321) – ΝΙΚΟΣ ΓΕΩΡΓΑΛΑΣ
ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: κ. ΤΣΕΠΗΣ ΗΛΙΑΣ**

ΑΙΓΙΟ-2015

ΠΡΟΛΟΓΟΣ-ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θέλουμε να ευχαριστήσουμε όλους όσους έλαβαν μέρος στην έρευνα και αφιέρωσαν λίγη ώρα από τον χρόνο τους για να συνδράμουν με τη βοήθειά τους στο ερευνητικό μέρος. Επιπλέον ευχαριστούμε για τη συνεργασία τους συμφοιτητές μας, με τους οποίους μοιραστήκαμε το εργαστήριο της εμβιομηχανικής του τμήματος Φυσικοθεραπείας του ΤΕΙ Αιγίου και με την αρμονική συνεργασία και αλληλοκατανόηση που υπήρχε, εκπονήθηκε η συγκεκριμένη ερευνητική μελέτη. Τέλος, να ευχαριστήσουμε τον κ. Ηλία Τσέπη, Αναπληρωτή Καθηγητή και τον κ. Κωνσταντίνο Φουσέκη, Επίκουρο Καθηγητη του ΤΕΙ, για την άριστη συνεργασία και πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγηση που μας παρείχαν .

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή: Η ελαστικότητα των οπίσθιων μηριαίων είναι μια σημαντική ιδιότητα τόσο για την επίδοση όσο και για τη πρόληψη των κακώσεων. Για τη βελτίωση της ελαστικότητας των οπίσθιων μηριαίων έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορες τεχνικές με αντικρουόμενα αποτελέσματα. Σκοπός της έρευνας, είναι να συγκρίνουμε τις μεθόδους Deep Stripping Massage με έκκεντρη σύσπαση, Graston με έκκεντρη σύσπαση και στατική διάταση μεταξύ τους, ως προς την επίδραση που παρουσιάζουν στην ελαστικότητα των οπίσθιων μηριαίων.

Μέθοδος: Στην έρευνα συμμετείχαν τριάντα δυο ερασιτέχνες αθλητές, στους οποίους εφαρμόστηκαν οι μέθοδοι Deep Stripping Massage με έκκεντρη σύσπαση, Graston με έκκεντρη σύσπαση και στατική διάταση. Η ανελαστικότητα των οπίσθιων μηριαίων, αξιολογήθηκε μέσω της παθητικής κίνησης ελεγχόμενης από το ισοκινητικό δυναμόμετρο, του τμήματος Φυσικοθεραπείας του ΤΕΙ Αιγίου.

Αποτελέσματα: Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι και οι 3 μέθοδοι βελτίωσαν την ελαστικότητα των οπίσθιων μηριαίων εκτός από το επίπεδο κατωφλιού 40% της τεχνικής Deep Stripping Massage με έκκεντρη σύσπαση ($p < 0,05$). Η τεχνική που ξεχώρισε ήταν η στατικές διατάσεις με σημαντικότητα $p = 0,00$. Η πιλοτική έρευνα επαληθεύει την εγκυρότητα των αποτελεσμάτων.

Συμπεράσματα: Και οι τρεις μέθοδοι βελτίωσαν με σημαντικότητα την ελαστικότητα των οπίσθιων μηριαίων. Μεταξύ, των μεθόδων Deep Stripping Massage και Graston δεν υπήρξαν σημαντικές διαφορές στην ελαστικότητα των οπίσθιων μηριαίων, ενώ η Στατική Διάταση ξεχώρισε με στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα. Περαιτέρω έρευνες θα χρειαστούν για τη σύγκριση των τριών τεχνικών, ώστε να βγουν πιο ασφαλή συμπεράσματα που να μπορούν να γενικεύονται σε μεγαλύτερο βαθμό.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	
ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΜΥΟΤΕΝΟΝΤΙΟΥ ΣΥΝΟΛΟΥ	4
1.1 Έννοια της Ελαστικότητας	4
1.2 Παράγοντες που Επηρεάζουν την Ελαστικότητα	5
1.3 Μυοτενόντια Ελαστικότητα και Τραυματισμοί	13
1.4 Κλινικές Δοκιμασίες και Μέσα Αξιολόγησης της Ελαστικότητας των Ισchioκνημιαίων	19
1.4.1 Sit and Reach Test	19
1.4.2 Passive και Active Knee Extension Tests	23
1.4.3 Passive και Active Straight Leg Raise Tests	24
1.4.4 Toe Touch και H-Tests	27
1.4.5 Γωνιόμετρο (Γωνιομέτρηση) και Ινκλινόμετρο	29
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	
ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΚΤΗΣΗΣ ΚΑΙ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ	31
2.1 Διάταση (Stretching)	31
2.2 Κλασσική Μάλαξη (Swedish Massage)	44
2.3 Νεότερες Τεχνικές	49
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	
ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΕΡΕΥΝΑΣ	67
3.1 Σκοπός της έρευνας	67
3.2 Δείγμα	67
3.3 Εργαλεία μετρήσεων	67
3.3.1 Ερωτηματολόγιο Ποδοπλευρικότητας – Αξιολόγηση πλευρικής κυριαρχίας κάτω άκρων	67
3.3.2 Καρδιοσφυγμόμετρο	68
3.3.3 Τεστ ευλυγισίας οπίσθιων μηριαίων (Sit and Reach Test)	68
3.3.4 Υπολογιστικό Δυναμόμετρο (BIODEX)	68
3.3.5 Κλίμακα πόνου VAS (Visual Analogue Scale)	69
3.3.6 Ζώνη σταθεροποίησης	70
3.3.7 Μετρονόμος	70
3.4 Μετρητική διαδικασία	71
3.4.1 Πιλοτική	71
3.4.2 Διαδικασία έρευνας	71
3.4.3 Graston και Deep Stripping Massage	77
3.4.4 Στατικές διατάσεις	81
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΡΕΥΝΑΣ	82
4.1 Αποτελέσματα πιλοτικής	82
4.2 Αποτελέσματα στατιστικής ανάλυσης	83
ΣΥΖΗΤΗΣΗ	88
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	91
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	102

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η αυξημένη ζήτηση στον τομέα του αθλητισμού έχει αυξήσει το ερευνητικό ενδιαφέρον και κίνητρο σε μεγάλο αριθμό. Ένας από τους μεγαλύτερους τομείς στον αθλητισμό είναι η τραυματολογία και η αποκατάσταση. Πολλοί επαγγελματίες που εργάζονται με αθλητές προς την συνολική υγεία και τις επιδόσεις τους, ξοδεύουν ένα μεγάλο πόσο του χρόνου στην αποκατάσταση τραυματισμένων αθλητών. Μερικές από τις πιο συχνές βλάβες για όλα τα αθλήματα είναι οι τραυματισμοί στα κάτω άκρα όπως τα διαστρέμματα των αρθρώσεων (συμπεριλαμβανόμενων των τοπικών διαστρεμμάτων στον αστράγαλο), διάστρεμμα/ρήξη πλαγίου συνδέσμου και ρήξη χιαστών συνδέσμων. Είναι σημαντικό λοιπόν για όλους τους επαγγελματίες να επαναφέρουν τον αθλητή στο ίδιο επίπεδο επιδόσεων που βρισκόταν πριν τον τραυματισμό το ταχύτερο δυνατόν (Ginter 2010)

Οι αθλητικές κακώσεις είναι αποτέλεσμα των συγκρούσεων και δραστηριοτήτων επαφής και μη επαφής ανάλογα με το κάθε άθλημα (Pandolf & Holloszy 1990). Η κάκωση από επαφή είναι κοινή και μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρούς τραυματισμούς λόγω της ταχύτητας με την οποία εκτελείται. Η κάκωση μη επαφής οφείλεται σε ακατάλληλη προετοιμασία ή/και μεταβολικές διαταραχές (Sherphard., 1969, 1990). Η πρώτη φορά του τραυματισμού συνήθως δεν φέρει σοβαρά αποτελέσματα, αλλά ο επανατραυματισμός του σημείου έχει σοβαρές επιπτώσεις (Fried & Lloyd 1992).



Εικόνα 1.1 Τραυματισμός ποδοσφαιριστή.

Οι πλέον συχνές κακώσεις στους αθλητές είναι οι κακώσεις των μυών (περίπου 30% του συνόλου των αθλητικών κακώσεων). Παράλληλα, είναι γνωστό τόσο από την κλινική εμπειρία όσο και από την βιβλιογραφία ότι ποσοστό υποτροπής στις κακώσεις αυτές σε αθλητές υψηλών επιδόσεων ανέρχεται σε 20-30%. Το γεγονός αυτό οφείλεται αφενός στον ατελή τρόπο αντιμετώπισης, αφετέρου στην περιορισμένη δυνατότητα επούλωσης της μυϊκής βλάβης, η οποία γίνεται από ουλώδη συνδετικό ιστό (Μήτσου., 2010). Οι κακώσεις των μυών μπορεί να προκαλούνται από μώλωπες, διαστρέμματα ή ρήξεις (Garrett., 1996; Järvinen et al., 1993).

Οι μυϊκές ρήξεις είναι πιο ασυνήθιστες από τους τραυματισμούς των μυών που συμβαίνουν στον αθλητισμό, καθώς και πάνω από το 90% όλων των σχετικών αθλημάτων οι τραυματισμοί είναι είτε μώλωπες ή διαστρέμματα (Järvinen et al., 1993). Μια μυϊκή θλάση συμβαίνει όταν ένας μυς υπόκειται σε μια ξαφνική, βαριά συμπιεστική δύναμη, όπως ένα απευθείας χτύπημα στο μυ. Αυτό το είδος του μυϊκού τραύματος συνήθως παίρνει μέρος σε αθλήματα επαφής, ενώ σπριντ και άλματα είναι η πιο κοινές δραστηριότητες που σχετίζονται με τις θλάσεις των μυών (Garrett., 1996 & Crisco et al., 1994). Σε θλάσεις μια υπερβολική δύναμη εφελκυσμού υποβάλλεται επί των μυών και οδηγεί στην καταπόνηση των μυϊκών ινών και κατά συνέπεια να γίνει ρήξη κοντά στην μυοτενόντια περιοχή. Οι μυϊκές θλάσεις συνήθως αφορούν τους επιφανειακούς μύες που εργάζονται σε δυο αρθρώσεις, όπως ο ορθός μηριαίος, ημιτενοντώδεις και τους μύες του γαστροκνημίου (Kalimo et al., 1997 & Kujala et al., 1997).

Μετά από ισχυρή σύσπαση του αντίστοιχου μυός συνήθως συμβαίνουν κακώσεις στους τένοντες (Λαμπίρης., 2007). Οι τραυματισμοί του τένοντα μπορεί να είναι οξείες ή χρόνιες, και προκαλούνται από ενδογενείς ή εξωγενείς παράγοντες, είτε από μόνοι τους είτε σε συνδυασμό. Σε χρόνιες διαταραχές του τένοντα, η αλληλεπίδραση μεταξύ ενδογενών και εξωγενών παραγόντων είναι κοινή (Williams., 1986).

Η υπερβολική φόρτιση των τενόντων κατά τη διάρκεια έντονης σωματικής άσκησης θεωρείται ως η κύρια παθολογική αιτία για εκφυλισμό (Nigg., 1994). Στην οξεία βλάβη όπως μια ρήξη του τένοντα συνήθως κυριαρχούν οι εξωγενείς παράγοντες, αν και οι ενδογενείς παράγοντες είναι επίσης σημαντικοί. Ο εκφυλισμός του τένοντα μπορεί να οδηγήσει σε μειωμένη αντοχή δύναμης και την δημιουργία προδιάθεσης για ρήξη. (Sharma & Maffulli., 2006).

Εν συνεχεία οι συνδεσμικές κακώσεις εμφανίζονται αρκετά συχνά στον αθλητισμό όπως και στην καθημερινότητα. Το 80% αυτών των κακώσεων είναι διαστρέμματα κυρίως από τον χώρο του αθλητισμού. Από αυτά το 45% προέρχονται από την καλαθοσφαίριση και ένα 30% από το ποδόσφαιρο (Lasister., 1989).

Ο σύνδεσμος είναι μια σκληρή, σχετικά ανελαστική δεσμίδα που συνδέει δύο οστά και αποτελείται από ίνες κολλαγόνου. Η λειτουργία του συνδέσμου είναι να παρέχει σταθερότητα στην άρθρωση, να ελέγχει την θέση των οστών που συμμετέχουν στην άρθρωση κατά την φυσιολογική κίνηση της άρθρωσης και τέλος μέσω των νευρικών απολήξεων που υπάρχουν εντός του παρέχει ιδιοδεκτικά ερεθίσματα για την αίσθηση της θέσης της άρθρωσης στον χώρο. Ο τραυματισμός του συνδέσμου μπορεί να προκληθεί από εφαρμογή εφελκυστικής φόρτισης σε μία άρθρωση, που προκαλεί κίνηση πέρα από τα φυσιολογικά της όρια. Σε κάκωση συνδέσμου έχουμε τα ακόλουθα συμπτώματα: πόνος που αυξάνεται με τις κινήσεις, οίδημα των μαλακών μορίων, αίμαρθρο και αστάθεια της άρθρωσης ανάλογα με τον βαθμό της κάκωσης. Τα διαστρέμματα πρώτου και δευτέρου βαθμού είναι συνήθως αρκετά επώδυνα για κάποιο χρονικό διάστημα και μπορεί να σχετίζονται με κάποιου βαθμού οίδημα και μυϊκό σπασμό. Στα διαστρέμματα τρίτου βαθμού αίμα και αρθρικό υγρό μπορούν να βγουν στις εξωαρθρικές δομές, επίσης ο πόνος μπορεί να απουσιάζει (Frank, 2004; Πουλμέντης, 2007; Κοτζαηλίας, 2008)

Τα κύρια αίτια εμφάνισης αθλητικών κακώσεων είναι η ηλικία, το σωματικό βάρος και η ύπαρξη προηγούμενων τραυματισμών (Arnason et al., 2004). Επιπλέον η μυϊκή κόπωση

ευθύνεται πολλές φορές για την αύξηση κινδύνου τραυματισμών (Zech et al., 2012) όπως επίσης οι αρνητικές επιπτώσεις της κόπωσης είναι άμεσα εξαρτώμενες από την ιδιοδεκτική λειτουργία. (Boisgontier & Nougier, 2013). Η μειωμένη ιδιοδεκτικότητα σε συνδυασμό με περιορισμένη μυϊκή δύναμη που προκαλεί χρόνια αστάθεια, μπορεί να δημιουργήσει τραυματισμό (Willems et al., 2002). Έρευνες κατέδειξαν πως η κακή φυσική κατάσταση, η ελλιπής αποκατάσταση προηγούμενων τραυματισμών και η αστάθεια των αρθρώσεων αποτελούν σημαντικά αίτια για την εμφάνιση τραυματισμού (Chomiak et al., 2000 & Fousekis et al., 2011-2012). Επιπλέον η αιτιολογία των αθλητικών κακώσεων σε γενικούς παράγοντες αφορά είτε τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του αθλητή είτε το περιβάλλον που αθλείται και τα εξωτερικά ερεθίσματα που δέχεται από αυτό (Engebretsen, 2010). Επίσης αιτιολογική παράγοντες για τραυματισμούς στην ελαστικότητα σύμφωνα με τον Freckleton et al., 2012 είναι το εύρος κίνησης των μυών, η θέση που παίζει ο αθλητής, η μειωμένη ιδιοδεκτικότητα, η εθνικότητα και η μεγίστη ροπή δύναμης των μυών. Η μελέτη από τους McHugh et al., 1999 εμφάνισε πως υπάρχει συσχετισμός μεταξύ της ευελιξίας και της μυϊκής δύναμης στην δημιουργία τραυματισμών. Τέλος η έρευνα των Jonhagen et al., 1994 αποκαλύπτει ότι η κακή ελαστικότητα δηλώνει παράγοντας που συμβάλει στον τραυματισμό των μυών.

Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της έρευνας αποτελεί η μελέτη μεθόδων αύξησης της ελαστικότητας, μέσω της μυοτενόντιας σκληρότητας των οπίσθιων μηριαίων σε ερασιτέχνες άντρες αθλητές. Συγκεκριμένα συγκρίθηκαν τρεις θεραπευτικές παρεμβάσεις Graston με έκκεντρη συστολή, Deep Stripping Massage με έκκεντρη συστολή και Στατική Διάταση. Αυτό εντάσσεται στην προσπάθεια προσδιορισμού νέων μεθόδων μείωσης της μυοτενόντιας σκληρότητας (stiffness), ώστε να βελτιώνεται η πρόληψη και να επιταχύνεται η αποκατάσταση μυοτενόντιων τραυματισμών.

Ερευνητικά Ερωτήματα

Σε αντιστοιχία με τους σκοπούς της έρευνας διατυπώθηκε το εξής ερευνητικό ερώτημα:

1. Διαφέρουν μεταξύ τους οι τεχνικές μάλαξης Graston και Deep Stripping Massage) συνδυαστικά με έκκεντρη σύσπαση και στατική διάταση όσον αφορά την επίδραση τους στην μυοτενόντια σκληροτητα-ανελαστικότητα των οπίσθιων μηριαίων.
2. Αν υπάρχει άμεση ανταπόκριση των τεχνικών στους δοκιμαζόμενους.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΜΥΟΤΕΝΟΝΤΙΟΥ ΣΥΝΟΛΟΥ

1.1 Έννοια της Ελαστικότητας

Υπολογίζεται ότι υπάρχουν 270 εκατομμύρια ποδοσφαιριστές παγκοσμίως, το 90% των οποίων είναι άντρες. Από αυτόν τον πληθυσμό, οι νεαροί παίκτες αποτελούν την πλειοψηφία (54.7%) των εγγεγραμμένων ανδρών παικτών (FIFA, 2006; Alentorn-Geli et al., 2009; Daneshjoo et al., 2013). Η πρόληψη των τραυματισμών, για έναν τόσο μεγάλο πληθυσμό αθλητών, είναι σημαντική. Μέσα από την πρόληψη παρέχεται στους ποδοσφαιριστές φροντίδα στον τομέα της υγείας, επαυξάνεται η υγεία τους, ενώ ταυτόχρονα μειώνεται το κόστος της ιατρικής φροντίδας (Kiani et al., 2010; Rahnama, 2011; Daneshjoo et al., 2013).

Η δύναμη και η ελαστικότητα είναι δύο σημαντικοί παράγοντες για την απόδοση των ποδοσφαιριστών (Lehance et al., 2009; Daneshjoo et al., 2013). Η αυξημένη ελαστικότητα ενισχύει την απόδοση στα αθλήματα. Οι αθλητές με μεγάλο βαθμό ελαστικότητας παρουσιάζουν βελτιωμένη ικανότητα στις κινήσεις (Arnason et al., 2004; Hrysomallis, 2009; Daneshjoo et al., 2013). Οι Halbertsma & Göeken υποστηρίζουν ότι “η ελαστικότητα (elasticity) αναφέρεται στην ιδιότητα μίας δομής να επιμηκύνεται όταν μία δύναμη εφαρμόζεται σε αυτήν και να επιστρέφει στο αρχικό της μήκος όταν η δύναμη απομακρύνεται. Εντός της ελαστικότητας υπάρχουν έννοιες όπως η εκτασιμότητα (extensibility) και η ανελαστικότητα (stiffness). Η εκτασιμότητα ορίζεται ως η ικανότητα του μυ να επιτρέψει την επιμήκυνσή του, ειδικότερα το εύρος τροχιάς κατά το οποίο το άκρο μπορεί να κινηθεί παθητικά (η μέγιστη γωνία). Η παθητική ανελαστικότητα ορίζεται ως ο λόγος της μεταβολής στην παθητική μυϊκή ροπή προς τη μεταβολή στη διάταση του μυός (Δ ροπής/ Δ γωνίας). Ως εκ τούτου, μία υψηλή παθητική ανελαστικότητα συνεπάγεται μεγάλη αύξηση στην παθητική μυϊκή ροπή ανά μονάδα γωνιακής κίνησης” (Halbertsma et al., 1994).

Οι Kisner & Colby δίνουν έναν λιγότερο πολύπλοκο ορισμό για την ελαστικότητα υποστηρίζοντας ότι: “Ελαστικότητα είναι η ικανότητα να κινηθεί μία άρθρωση ή μία σειρά αρθρώσεων μέσα σε μη περιορισμένο, ανώδυνο εύρος κίνησης”. Εξαρτάται από την εκτασιμότητα των μυών, δηλαδή την ικανότητα των μυών που περνούν από μία άρθρωση να ανταποκρίνονται σε μια διαστατική δύναμη, να επιμηκύνονται και να χαλαρώνουν.

Ο όρος ελαστικότητα πολλές φορές χρησιμοποιείται για να περιγράψει την ικανότητα του μυοτενόντιου συνόλου να επιμηκύνεται όταν κινείται το μέλος του σώματος στο οποίο προσφύεται. Διακρίνεται σε :

- Δυναμική-Ενεργητική ελαστικότητα, η οποία αφορά το ενεργητικό εύρος κίνησης και καθορίζεται από το βαθμό που μπορεί να κινηθεί η άρθρωση από τη σύσπαση των ενεργητικών στοιχείων (μυών) και την ποσότητα αντίστασης του ιστού κατά την εκτέλεση ενεργητικής κίνησης.
- Παθητική ελαστικότητα, η οποία είναι ο βαθμός παθητικής κίνησης της άρθρωσης στο διαθέσιμο εύρος κίνησης, που καθορίζεται από την εκτασιμότητα των ενεργητικών στοιχείων (μυών) και των παθητικών στοιχείων (συνδετικού ιστού) που διαπερνούν και περιβάλλουν την άρθρωση.
- Η ύπαρξη παθητικής ελαστικότητας δεν ισοδυναμεί με ύπαρξη δυναμικής ελαστικότητας, αλλά για να υπάρξει δυναμική ελαστικότητα προαπαιτείται (Kisner &

Colby, 2003; Mc Clure, 1993; Prentice, 1990; Vesco, 1990; Zachazewski, 1990; Zachazewski, 1989) .

Χρήσιμο είναι να γίνει και διαχωρισμός μεταξύ της ελαστικότητας και της πλαστικότητας καθώς συχνά παρερμηνεύονται. Ελαστικότητα είναι η ικανότητα που επιτρέπει στον ιστό να επιστρέφει στο αρχικό του μήκος-μήκος ανάπαυσης μετά από την παθητική του διάταση. Πλαστικότητα είναι η τάση του ιστού να υιοθετεί ένα μεγαλύτερο μήκος μετά την απομάκρυνση της διατατικής δύναμης-φορτίου (Sapega et al., 1981; Kisner & Colby, 2003). Ελαστικές και πλαστικές ιδιότητες έχουν τόσο οι συσταλτοί ιστοί, όσο και οι μη συσταλτοί (Krottke, 1971; Sapega et al., 1981; Kisner & Colby, 2003) .

1.2 Παράγοντες που Επηρεάζουν την Ελαστικότητα

Η ελαστικότητα είναι μία φυσική παράμετρος που σχετίζεται με τη γενική φυσική κατάσταση και είναι σημαντική για την υγεία, την απόδοση σε δραστηριότητες καθημερινές και αθλητικές, τον κίνδυνο ενός τραυματισμού, καθώς και την αντιμετώπισή του (Micheo et al., 2012). Ωστόσο, μπορεί να επηρεαστεί από διάφορους παράγοντες οδηγώντας είτε σε ένα θετικότερο αποτέλεσμα-συνήθως η αύξηση της ελαστικότητας θεωρείται ως θετικό αποτέλεσμα, είτε σε αρνητικό- συνήθως η μείωση της ελαστικότητας θεωρείται ως αρνητικό αποτέλεσμα. Οι παράγοντες αυτοί μπορεί να προέρχονται από το περιβάλλον (εξωτερικοί-εξωγενείς), αλλά κυρίως προκύπτουν από τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του εκάστοτε αθλητή (εσωτερικοί-ενδογενείς) . Επίσης, μπορεί να είναι αποτέλεσμα μετατροπών μετά από έναν αρχικό τραυματισμό.

Ως ενδογενείς παράγοντες μπορούν να χαρακτηριστούν:

- Το μέγεθος (μάζα) και το μήκος του μυός (Gajdosik, 2001)
- Η ποσότητα και η διεύθετηση του συνδετικού ιστού της γαστέρας του μυός (Gajdosik, 2001)
- Ο τύπος των μυϊκών ινών (Gajdosik, 2001)
- Η διατασιμότητα των σταθερών εγκάρσιων συνδέσεων μεταξύ των νηματίων ακτίνης και μυοσίνης και πιθανώς από τα νημάτια ακτίνης και μυοσίνης απευθείας (σε σειρά ελαστικά στοιχεία) (Gajdosik, 2001)
- Η διατασιμότητα των μη συσπόμενων πρωτεϊνών των ενδοσαρκομέριων και εξωσαρκομέριων κυτταροσκελετών (σε σειρά ελαστικά στοιχεία) (Gajdosik, 2001)
- Η ικανότητα παραμόρφωσης των συνδετικών ιστών που βρίσκονται μέσα και γύρω από τη μυϊκή γαστέρα (παράλληλα ελαστικά στοιχεία) (Gajdosik, 2001)
- Το φύλο (Corkery et al., 2007; Kurabak et al., 2001; Cornbleot et al., 1996; Youdas et al., 2008; Youdas et al., 2005; Schulze et al., 2013; Blackburn et al., 2004; White et al., 2009)
- Η ηλικία (Gajdosik, 2001; Youdas et al., 2008; Micheo et al., 2012)
- Η στάση του σώματος γενικά ή μεμονωμένων ανατομικών δομών (Sullivan et al., 1992; Herrington 2013)
- Η θερμοκρασία του ιστού ή/και των γειτονικών του ιστών (Mustalampi et al., 2012; Kain et al., 2011; Cosgray et al., 2004; Aijaz et al., 2007; Lounsberry, 2008; Bolton et al., 2008; Knight et al., 2001; Burke et al., 2001; Bleakley & Costello, 2013)
- Ένα “σφικτό” μυοτενόντιο σύνολο (Clark, 2008)

- Η περιεκτικότητα του σώματος σε λίπος (Schulze et al., 2013)
- Η μειωμένη σταθερότητα του οσφυϊκού-πυελικού-ισχιακού εδάφους (LPHC) (Kuszewski et al., 2008)
- Η αρθροκινηματική της κινούμενης άρθρωσης, η ικανότητα του περιαρθρικού συνδετικού ιστού για παραμόρφωση και η ύπαρξη βραχύνσεων (Kisner & Colby, 2003)
- Η ποδοπλευρικότητα (Daneshjoo et al., 2013)

Ως εξωγενείς παράγοντες χαρακτηρίζονται:

- Η προθέρμανση - ‘‘ζέσταμα’’ (Croisier, 2004; De Weijer et al., 2003; Knight et al., 2001)
- Η ύπαρξη τραυματισμού στον ιστό (Daneshjoo et al., 2013)
- Η επαγγελματική δραστηριότητα και η εξασθένηση/απώλεια της φυσικής κατάστασης (Micheo et al., 2012)
- Οι αθλητικές δραστηριότητες για πολλά χρόνια και η σωματική εργασία/άσκηση (Schulze et al., 2013)

Ως αποτέλεσμα μετατροπών μετά από έναν αρχικό τραυματισμό μπορούν να χαρακτηριστούν:

- Η ύπαρξη προηγούμενου τραυματισμού (Croisier, 2004)
- Η ακινητοποίηση του ιστού (Gajdosik, 2001; Croisier 2004;)
- Το ψυχολογικό άγχος – stress (Croisier, 2004)
- Η επιθετική αποκατάσταση και η γρήγορη επιστροφή στην ενεργό δράση μετά από τραυματισμό (Croisier, 2004)

Τεκμηρίωση σχετικά με τους ενδογενείς παράγοντες μυοτενόντιας ανελαστικότητας

Η μάζα του μυϊκού ιστού επηρεάζει την παθητική αντίσταση ενάντια στις διατακτικές δυνάμεις που εφαρμόζονται σε αυτόν. Επηρεάζει ,ακόμη, και τον βαθμό παθητικής διατασιμότητας (ο λόγος της αλλαγής στην παθητική αντίσταση-δύναμη, προς την αλλαγή στη μετατόπιση του μήκους ή $\Delta F/\Delta L$) (Gajdosik, 2001). Έρευνες υποστηρίζουν ότι η παθητική διατασιμότητα (passive compliance) στον αγκώνα σχετίζεται αρνητικά με τον μυϊκή μάζα του χεριού (Weigner & Watts, 1986; Gajdosik, 2001) και ότι η παθητική ανελαστικότητα αυξάνεται όταν υπάρχει αυξημένη μυϊκή δύναμη (Gajdosik, 2001; Klinge et al., 1997; Gajdosik et al., 1999; Gajdosik et al., 1999).

Ο Gajdosik παρατήρησε, μετά από κλινική εξέταση, ότι οι άντρες με βραχυσμένους ισχιοκνημιαίους (straight-leg-raising $\leq 65^\circ$, δείγμα = 12), είχαν σημαντική μεταβολή στις παθητικές καμπύλες προς τα αριστερά (μειωμένα το αρχικό και μέγιστο μήκος) με μειωμένη ελαστικότητα , σε σύγκριση με άντρες που δεν είχαν βραχυσμένους ισχιοκνημιαίους ($65^\circ < \text{straight-leg-raising} < 80^\circ$) (Gajdosik, 2001; Gajdosik, 1991).

Οι μυϊκές ίνες βραδείας συστολής τύπου I έχουν μεγαλύτερη παθητική ανελαστικότητα σε σύγκριση με τις μυϊκές ίνες ταχείας συστολής τύπου II και αυτό μπορεί να σημαίνει διαφορετικές ισομορφές κονεκτίνης (connectin/titin) μέσα στον κάθε τύπο (Mutungi & Ranatunga, 1996; Gajdosik, 2001). Η κονεκτίνη είναι μία πρωτεΐνη που πιστεύεται ότι είναι το κύριο υποκυττάριο συστατικό του ενδοσαρκομέριου κυτταροσκελετού που αντιστέκεται

στην παθητική διάταση ενός χαλαρού μυ (Gajdosik, 2001; Waterman-Storer, 1991; Wang et al., 1993; Funatsu et al., 1996; Linke et al., 1996; Trombitas et al., 1998).

Ο Hill ήταν ο πρώτος που υποστήριξε ότι οι σταθερές αλληλεπιδράσεις ή εγκάρσιες γέφυρες μεταξύ της ακτίνης και της μυοσίνης μπορεί να οδηγήσουν σε παθητική αντίσταση κατά τη διάταση (Gajdosik, 2001; Hill, 1968; Hill, 1970; Hill, 1970). Μεταξύ των νηματίων ακτίνης και μυοσίνης υπάρχουν σταθεροί δεσμοί, οι οποίοι έχουν πολύ χαμηλή και ενεργητικά δημιουργούμενη τάση ανάπαυσης (μυϊκός τόνος). Η τάση αυτή μεταδίδει παθητική αντίσταση σε κοντινή απόσταση από την σταθερή θέση, λόγω της αντίστασης των εγκάρσιων γεφυρών ακτίνης-μυοσίνης στη διάταση, πριν οι ενώσεις (ακτίνης-μυοσίνης) γλιστρήσουν και επανενωθούν σε άλλα σημεία δεσμών (Gajdosik, 2001; Campbell & Lakie, 1998). Έρευνες περίθλασης με ακτίνες X έδειξαν ότι τα νημάτια ακτίνης και μυοσίνης δείχνουν ελαστικές ιδιότητες που συνεισφέρουν στην ανελαστικότητα των ενεργών μυών (Gajdosik, 2001; Huxley et al., 1994; Wakabayashi et al., 1994; Goldman & Huxley, 1994; Takezawa et al., 1998).

Μεταξύ των πυκνών νηματίων μυοσίνης και των Z-δίσκων των σαρκομερίων υπάρχουν νηματοειδείς συνδέσεις, που συνεισφέρουν στην παθητική αντίσταση (Gajdosik, 2001; Magid & Law, 1985). Όπως αναφέρθηκε και πριν, η πρωτεΐνη κονεκτίνη σχηματίζει μεγάλα και λεπτά νημάτια, που αποτελούν τις νηματοειδείς συνδέσεις του ενδοσαρκομερίου κυτταροσκελετού. Η κονεκτίνη συνδέεται με την κεντρική περιοχή του νηματίου μυοσίνης, περνά κατά μήκος και συνδέεται με τους Z-δίσκους στα άκρα του σαρκομερίου. Η πρωτεΐνη αυτή θεωρείται το κυριότερο υποκυττάριο συστατικό των ενδοσαρκομερίων κυτταροσκελετών όσον αφορά την αντίσταση στην παθητική διάταση ενός χαλαρού μυ (Gajdosik, 2001; Waterman-Storer, 1991; Wang et al., 1993; Funatsu et al., 1996; Linke et al., 1996; Trombitas et al., 1998).

Στη γαστέρα του μυός υπάρχει το ενδομύιο, το περιμύιο και το επιμύιο (παράλληλα ελαστικά στοιχεία), τα οποία παραμορφώνονται καθώς διατείνεται ο μυς προσφέροντας με αυτόν τον τρόπο παθητική αντίσταση. Το περιμύιο βρίσκεται σε σχετικά μεγάλες ποσότητες μέσα στο μυ (Gajdosik, 2001; Purslow, 1989) και είναι καλά οργανωμένο με σταυρωτές παρατάξεις αποτελούμενες από πτυχωτές κολλαγόνες ίνες, που περιβάλλουν τις μυϊκές δεσμίδες (Gajdosik, 2001; Rowe, 1981; Rowe, 1974; Purslow, 1989). Θεωρείται ο ιστός με τη μεγαλύτερη συνεισφορά στην εξωκυττάρια παθητική αντίσταση στη διάταση (Gajdosik, 2001; Borg & Caulfield, 1980; Purslow, 1989). Εξέταση του περιμυίου με μικροσκοπία φωτός (Gajdosik, 2001; Rowe, 1974; Purslow 1989) και μικροσκόπια σάρωσης ηλεκτρονίου έδειξε ότι καθώς αλλάζει το μήκος του μυός, αλλάζει και ο προσανατολισμός του πτυχωτού κολλαγόνου. Η αύξηση του μήκους του μυός οδηγεί σε μείωση της πτυχωτής διευθέτησης του κολλαγόνου (Gajdosik, 2001).

Οι Corkery et al. μέτρησαν το μήκος του γαστροκνημίου, των ισchioκνημιαίων, του ορθού μηριαίου και του λαγονοψοίτη σε 72 υγιείς φοιτητές (47 γυναίκες και 25 άντρες). Η αξιολόγηση περιελάμβανε: την ύπτια θέση και τη στάση σταυροπόδι για τον γαστροκνήμιο, το active knee extension test για τους ισchioκνημιαίους, το τροποποιημένο Thomas test για ορθό μηριαίο και το Thomas test για τον λαγονοψοίτη. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το μήκος των ισchioκνημιαίων για τις γυναίκες είναι πιο ευέλικτο/ελαστικό σε σύγκριση με τους άντρες ($p=0,05$) (Corkery et al., 2007).

Οι Youdas et al. κατέληξαν σε παρόμοια συμπεράσματα μετρώντας 212 υγιή δείγματα (106 άντρες και 106 γυναίκες) με εύρος ηλικίας 20 έως 79 χρόνια. Η ηλικία χωρίστηκε σε 6 επίπεδα με 10 χρόνια προσαυξήσεων (20-29,30-39,40-49,50-59,60-69-70-79) και το φύλο σε 2 (άντρες-γυναίκες). Μετρήθηκε η γωνία της άρθρωσης του ισχίου (hip joint angle, HJA) με τη χρήση ινκλινόμετρου κατά την εκτέλεση του sit-and-reach test (SRT), με σκοπό την αξιολόγηση του μήκους των ιχιοκνημιαίων. Η απόδοση των αντρών στο SRT (μέση τιμή +/- τυπική απόκλιση, 80° +/- 9°) ήταν σημαντικά μικρότερη ($p < 0,00$) σε σύγκριση με τις γυναίκες (μέση τιμή +/- τυπική απόκλιση, 92° +/- 10°). Τα δείγματα στις ομάδες των 60-69 και 70-79 χρονών είχαν σημαντικά μικρότερη HJA σε σύγκριση με αυτά στις ομάδες 30-39 και 40-49 χρονών. Επομένως υπάρχουν διαφορές στο μήκος των ιχιοκνημιαίων μεταξύ των αντρών και των γυναικών, ενώ οι άντρες και οι γυναίκες μεταξύ 20-49 χρονών έχουν μεγαλύτερο μήκος ιχιοκνημιαίων σε σχέση με τους ομόλογούς τους μεταξύ 60-79 χρονών (Youdas et al., 2008).

Οι Blackburn et al. σύγκριναν την ελαστικότητα, την παθητική και την ενεργητική ανελαστικότητα των ιχιοκνημιαίων μεταξύ 15 αντρών και 15 γυναικών. Η εκτίμηση της ενεργητικής ελαστικότητας των ιχιοκνημιαίων έγινε με το ισχίο σε σταθερή θέση και μετρώντας την τελική θέση του γόνατος καθώς τα δείγματα εκτελούσαν ενεργητική έκταση γόνατος. Η παθητική ανελαστικότητα των καμπτήρων του γόνατος υπολογίστηκε ως η κλίση της καμπύλης ροπής-γωνίας που προέκυψε από μια ελεγχόμενη παθητική έκταση του γόνατος. Η ενεργητική ανελαστικότητα των καμπτήρων του γόνατος αξιολογήθηκε επιβαρύνοντας το κάτω άκρο με 10% της συνολικής μάζας του σώματος και μετρώντας την επίδραση της απόσβεσης των καμπτήρων του γόνατος σε επιβαλλόμενη δονητική κίνηση για την άρθρωση του γόνατος. Οι γυναίκες είχαν καλύτερα αποτελέσματα όσον αφορά την ενεργητική ελαστικότητα ($p < 0,05$), ενώ οι άντρες έδειξαν καλύτερη ενεργητική ($p < 0,05$) και παθητική ($p < 0,05$) ανελαστικότητα των καμπτήρων του γόνατος. Ωστόσο, μετά από κανονικοποίηση των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών οι διαφορές της παθητικής και ενεργητικής ανελαστικότητας των ιχιοκνημιαίων μεταξύ των δύο φύλων δεν ήταν σημαντικές και αυτές οι διαφορές μπορεί να είναι συναρτήσεις μεγαλύτερης μάζας και ύψους στους άντρες (Blackburn et al., 2004).

Πίνακας 1.1: Σύγκριση της ελαστικότητας του μυοτενόντιου συνόλου των ιχιοκνημιαίων ανάμεσα στα δύο φύλα.

Ερευνητές	Κριτήρια ένταξης/Δείγματα	Μέσα Αξιολόγησης	Αποτελέσματα
Krabak et al., 2001	N= 15 Όχι προηγούμενος τραυματισμός στο άλλο πόδι	Γωνία έκτασης γόνατος (άγνωστο μέσο αξιολόγησης)	Γυναίκες (139,84°) > Άντρες (128,84°) P=0,04
Youdas et al., 2005	N=214 υγιείς ενήλικες Γυναίκες:108 Άντρες:106 Ηλικία: 20-79	Passive straight leg raise (γωνία κάμψης του ισχίου,PSLR) Γωνία έκτασης γόνατος με γωνιόμετρο (PA)	Γυναίκες > Άντρες PSLR διαφορά 8° μεταξύ των δύο φύλων PA διαφορά 11° μεταξύ των δύο φύλων

			p < 0,00
Youdas et al., 2008	N=212 υγιείς ενήλικες Γυναίκες:106 Άντρες:106 Ηλικία:20-79	Sit and reach test Hip joint angle με χρήση ινκλινόμετρου	Γυναίκες > Άντρες SRT:γυναίκες=92° +/- 10° άντρες=80° +/- 9° p < 0,00
Schulze et al., 2013	N=119 υγιείς αθλητές γυμναστικής Γυναίκες:56 Άντρες:63	Active knee extension test	Μέσο έλλειμμα έκτασης γόνατος Γυναίκες (27,1° +/- 13,5° < Άντρες (35,6° +/- 10,4°) P < 0,00

Στον πίνακα 1.1 παρατηρείται ότι σε όλες τις έρευνες οι γυναίκες παρουσιάζουν μεγαλύτερη ελαστικότητα από τους άντρες στο μυοτενόντιο σύνολο των ισchioκνημιαίων με στατιστικά σημαντική διαφορά (p<0,05).

Σε έρευνά τους οι Gajdosik et al. χρησιμοποίησαν ενεργές (σωματικά) γυναίκες μεγαλύτερης ηλικίας (60-84 χρονών, n=33) και τις σύγκριναν με νεότερες γυναίκες (20-39 χρονών, n=24) και με γυναίκες μέσης ηλικίας (40-59 χρονών, n=24). Οι μεγαλύτερες ηλικιακά γυναίκες είχαν σημαντικά μειωμένο ενεργητικό και παθητικό εύρος κίνησης, μειωμένη παθητική ελαστικότητα, μειωμένη μέγιστη παθητική ροπή αντίστασης και μειωμένη παθητική ανελαστικότητα στο τελευταίο μισό του διαθέσιμου εύρους κίνησης (Gajdosik, 2001; Gajdosik et al., 1999).

Έρευνα του Herrington σε 60 υγιείς και σωματικά ενεργούς άντρες με μέσο όρο ηλικίας τα 20,1 +/- 1,8 χρόνια και ηλικιακό εύρος 18-24 χρόνια κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η θέση της πύελου επηρεάζει σημαντικά την ιγνυακή γωνία-γωνία έκτασης γόνατος. Μετρήθηκε η ιγνυακή γωνία με μέγιστη έκταση γόνατος και την πύελο σε 2 θέσεις. Έγιναν 2 μετρήσεις, μία με την πύελο σε πρόσθια κλίση και μία με την πύελο σε οπίσθια. Η μέση διαφορά της γωνίας έκτασης γόνατος μεταξύ πρόσθιας και οπίσθιας κλίσης ήταν 13,4° +/- 9° (εύρος 0°-26°) (Herrington, 2013). Οι Sullivan et al., κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η πρόσθια κλίση της λεκάνης ήταν πιο σημαντική από τις μεθόδους που χρησιμοποιήθηκαν για την αύξηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων. Σχηματίστηκαν 2 ομάδες των 10 ατόμων, όπου η μία διατηρούσε την πύελο σε πρόσθια κλίση καθ' όλη τη διάρκεια των τεχνικών και η άλλη σε οπίσθια. Πραγματοποιήθηκαν 8 συνεδρίες όπου εφαρμόστηκαν τεχνικές PNF στο ένα πόδι (ισchioκνημιαίους) και στατικές διατάσεις στο άλλο (ισchioκνημιαίους). Η ελαστικότητα αξιολογήθηκε με το ισχίο στις 90° και το γόνατο να εκτελεί ενεργητική έκταση (active knee extension test). Οι στατικές διατάσεις με την πύελο σε πρόσθια κλίση έδειξαν ότι αυξήθηκε σημαντικά (p=0,03) η ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων, ενώ δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο τεχνικών και με τη λεκάνη σε πρόσθια κλίση. Με τη λεκάνη σε οπίσθια κλίση δεν παρατηρήθηκε σημαντική (p>0,05) βελτίωση στην ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων με καμία από τις 2 τεχνικές (Sullivan et al., 1992).

Ο Clark αναφέρει ότι ένα σφιχτό μυοτενόντιο σύνολο μειώνει την ικανότητα του μυός να επιμηκυνθεί γρήγορα, οδηγώντας σε τραυματισμό. Αντιθέτως, ένα περισσότερο ενδοτικό-ελαστικό μυϊκό σύστημα θα φέρει μικρότερη αντίσταση κατά την έκκεντρη σύσπαση και θα μεταφέρει το φορτίο στον τένοντα, μειώνοντας τον κίνδυνο τραυματισμού (Clark, 2008; Croisier 2004).

Η μείωση της θερμοκρασίας του μυοτενόντιου συνόλου έχει σαν αποτέλεσμα τη μείωση της φλεγμονής και της αντανακλαστικής αντίστασης που παρατηρείται κατά την επιμήκυνση του (Burke et al., 2001). Οι Bolton et al. εφάρμοσαν ψυχρά επιθέματα για 15 λεπτά στους ισχιοκνημιαίους 29 αντρών και γυναικών (18-30 ετών, BMI < 30, απουσία προηγούμενου τραυματισμού στους ισχιοκνημιαίους τον τελευταίο χρόνο, απουσία αντενδείξεων για διατάσεις ή επαφής με το κρύο). Το αντίθετο πόδι χρησιμοποιήθηκε ως ομάδα ελέγχου. Η αξιολόγηση έγινε με τα δείγματα να ξαπλώνουν ύπτια και τον εξεταστή να εκτελεί το passive knee extension test, ενώ το πόδι-ομάδα ελέγχου σταθεροποιούνταν από τον άλλο εξεταστή πάνω στο κρεβάτι. Το υπομόχλιο του γωνιόμετρου τοποθετήθηκε στον μείζων τροχαντήρα και πραγματοποιήθηκε η μέτρηση, πριν και μετά την παρέμβαση. Η μέση τιμή των αποτελεσμάτων και η τυπική απόκλιση πριν και μετά τη θεραπεία (πριν: 72,4° +/- 14,6°, μετά 81,2° +/- 16,6°) έδειξαν ότι τα ψυχρά επιθέματα αυξάνουν την ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων (Bolton et al., 2008). Από την άλλη μεριά οι Mustalampi et al., αναφέρουν ότι οι τετρακέφαλοι απέκτησαν μεγαλύτερη τάση, έγιναν πιο “σφικτοί” και λιγότερο ελαστικοί μετά την εφαρμογή κρύων επιθεμάτων (n=39, 12 άντρες και 27 γυναίκες, διάρκεια θεραπείας 20 λεπτά). Υποστηρίζουν ακόμη ότι οι μηχανικές ιδιότητες του τετρακεφάλου ανακτήθηκαν μετά από 15 λεπτά (Mustalampi et al., 2012).

Η αύξηση της θερμοκρασίας του μυοτενόντιου συνόλου βελτιώνει την αγγειακή κυκλοφορία στην περιοχή του τραυματισμού αλλά και γύρω από αυτήν επιταχύνοντας τη διαδικασία αποκατάστασης, μέσω της μείωσης των συμφύσεων που δημιουργούνται από τον συνδετικό ιστό και της απομάκρυνσης των μεταβολικών απόβλητων του οργανισμού (Burke et al., 2001; Prentice, 1994). Οι Lounsberry et al., εξέτασαν την επίδραση της επιπόλις και εν τω βάθει θερμοθεραπείας στην ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων. Χρησιμοποιήθηκαν 7 άντρες και 6 γυναίκες χωρίς ιστορικό τραυματισμού στο κυρίαρχο πόδι και με σκορ μικρότερο των 170° στο active knee extension test (AKE). Η αξιολόγηση έγινε με τα δείγματα να ξαπλώνουν ύπτια και να εκτελούν το AKE στο κυρίαρχο πόδι και ένα ινκλινόμετρο βαρύτητας κατέγραφε τις γωνίες του γόνατος. Οι παρεμβάσεις έγιναν με τουλάχιστον 1 βδομάδα διαφορά καθώς όλα τα δείγματα ακολούθησαν και τις 2 θεραπείες. Έγιναν 3 μετρήσεις πριν από κάθε θεραπεία των οποίων ο μέσος όρος θεωρήθηκε ως η βασική μέτρηση και η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε για τις μετρήσεις μετά την κάθε θεραπεία. Οι 2 παρεμβάσεις που χρησιμοποιήθηκαν περιελάμβαναν θερμά επιθέματα στην περιοχή των ισχιοκνημιαίων για 20 λεπτά και υπέρηχος με συχνότητα 1MHz και ένταση 1,5 W/cm² για 7 λεπτά. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο μεθόδων (p=0,29). Και οι δύο βελτίωσαν την ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων με τους υπέρηχους να δίνουν καλύτερα αποτελέσματα (Lounsberry, 2008). Την ίδια επίδραση έδειξε να έχει η θερμότητα και στην έρευνα των Kain et al. όπου η εφαρμογή θερμών επιθεμάτων για 20 λεπτά σε 13 άτομα έδειξε να βελτιώνει το παθητικό ROM του ώμου στην κάμψη, έκταση και απαγωγή (Kain et al., 2011). Οι Cosgray et al., μέτρησαν την επίδραση του pneumaticum και των θερμών επιθεμάτων σε 30 υγιείς άντρες νεαρής ηλικίας και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το pneumaticum μπορεί να χρησιμοποιηθεί βοηθητικά για την αύξηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων. Παραδόξως δεν υπήρχαν διαφορές στο

μήκος των ισχιοκνημιαίων μετά την εφαρμογή των θερμών επιθεμάτων (Cosgray et al., 2004).

Η έρευνα των Kubo et al., έρχεται σε αντίθεση με την πλειοψηφία καθώς οι βυθίσεις του γαστροκνημίου σε κρύο και ζεστό νερό δεν έδειξαν σημαντικές αλλαγές στην επιμήκυνση των μυϊκών και τενόντιων δεσμίδων (Kubo et al., 2005). Η επίδραση του θερμού και του ψυχρού είναι συνήθως βοηθητική άλλων τεχνικών που θα αναπτυχθούν περαιτέρω στο κεφάλαιο 2.

Οι Kuszewski et al. ερεύνησαν την επίδραση της εκπαίδευσης της σταθερότητας του οσφυϊκού-πυελικού-ισχιακού εδάφους LPHC στην ανελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων· χρησιμοποίησαν 30 άτομα (18-42 ετών) με αυξημένη δυσκαμψία. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η εκπαίδευση της σταθερότητας του LPHC έχει τάση να μειώνει τη δυσκαμψία των ισχιοκνημιαίων στην πειραματική ομάδα σε αντίθεση με την ομάδα ελέγχου. Η μείωση της δυσκαμψίας συνεπάγεται αύξηση της ελαστικότητας (Kuszewski et al., 2008).

Η ελαστικότητα επηρεάζεται από τις βραχύνσεις, οι οποίες μπορεί να προκληθούν από: α) παρατεταμένη ακινητοποίηση (γύψος ή νάρθηκας για παρατεταμένη χρονική περίοδο), β) περιορισμένη κινητικότητα (παρατεταμένη παραμονή στο κρεβάτι ή σε αναπηρικό αμαξίδιο), γ) παθήσεις του νευρομυϊκού ή του συνδετικού ιστού (σκληρόδερμα, δερματομυοσίτιδα, πολυμυοσίτιδα) και παθήσεις των αρθρώσεων (ρευματοειδής αρθρίτιδα, οστεοαρθρίτιδα), δ) παθολογία του ιστού που οφείλεται σε τραυματισμό (αντικατάσταση του φυσιολογικού ιστού από πυκνό ινώδη ιστό) και ε) εκ γενετής ή επίκτητες δυσπλασίες οστών (Kisner & Colby, 2003).

Η πλειοψηφία των ποδοσφαιριστών χρησιμοποιεί το ίδιο πόδι κάθε φορά για να κλωστήσουν την μπάλα ή να αλλάξουν κατεύθυνση (Fousekis et al., 2010). Αυτή η μεμονωμένη χρήση του ενός κάτω άκρου οδηγεί συχνά σε μυϊκές ασυμμετρίες στην ελαστικότητα μεταξύ των δύο άκρων και μυϊκές ανισοροπίες μεταξύ των ανταγωνιστών του ίδιου άκρου (Oshita & Yano, 2010; Daneshjoo et al., 2013). Στα αθλήματα με ασύμμετρα πατέντα κίνησης, δίνεται περισσότερη έμφαση στη μία πλευρά (Schiltz et al., 2009). Οι ποδοσφαιριστές δεν χρησιμοποιούν και τα δύο πόδια με την ίδια έμφαση πιθανώς λόγω της επικράτησης του ενός ημισφαιρίου (αντίθετου από την πλευρά προτίμησης) έναντι του άλλου (Iga et al., 2009; Daneshjoo et al., 2013). Η χρήση του κυρίαρχου ποδιού στον χειρισμό των αντικειμένων και του μη κυρίαρχου στην υποστήριξη της θέσης-παροχή σταθερότητας καλείται ποδοπλευρικότητα. Οι Daneshjoo et al. ερεύνησαν την ύπαρξη ανισοροπίας (μονόπλευρα) και ασυμμετρίας (αμφοτερόπλευρα) στην δύναμη και την ελαστικότητα εξετάζοντας ισοκινητικά 36 νέους άντρες ποδοσφαιριστές. Οι ποδοσφαιριστές γίνονταν δεχτοί μόνο αν είχαν αγωνιστεί για τουλάχιστον 5 χρόνια, προπονούσαν κανονικά 5 φορές την εβδομάδα και δεν είχαν ιστορικό σοβαρού τραυματισμού ή ασθένειας στα κάτω άκρα. Πριν αξιολογηθούν ισοκινητικά έκαναν 5 λεπτά ζέσταμα σε μέτριο ρυθμό και μετά 10 λεπτά δυναμικές-βαλιστικές διατάξεις με έμφαση στα κάτω άκρα. Στη συνέχεια καθόντουσαν στο ισοκινητικό μηχάνημα και εκτελούσαν 3 επαναλήψεις έκτασης και κάμψης γόνατος σε κάθε μία από τις ταχύτητες 60°/s, 180°/s και 300°/s, σε ένα εύρος 0° (κάμψη) προς 90° (πλήρη έκταση) και με 5s ανάπαυσης μετά την κάθε μία επανάληψη. Μεταξύ των διαφορετικών γωνιακών ταχυτήτων διατηρούνταν 1min διάλειμμα και 3 min κατά την αλλαγή του ποδιού στο μηχάνημα (Masuda et al., 2005; Zakas, 2006; Fousekis et al., 2010; Daneshjoo et al., 2013). Η ελαστικότητα της άρθρωσης του ισχίου αξιολογήθηκε με γωνιόμετρο (η τεχνική της γωνιομέτρησης εξηγείται στο κεφάλαιο 1.4.5). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι υπήρχε σημαντική διαφορά ($t=4,7$, $p=0,00$) στην μέση τιμή της ελαστικότητας της άρθρωσης του

ισχίου μεταξύ του κυρίαρχου και μη κυρίαρχου ποδιού ($108,8^{\circ} \pm 10,7^{\circ}$ έναντι $104,6^{\circ} \pm 9,8^{\circ}$, αντίστοιχα). Στην έρευνα αυτή το μη κυρίαρχο πόδι είχε μικρότερη ελαστικότητα από το κυρίαρχο (Daneshjoo et al., 2013).

Τεκμηρίωση σχετικά με τους εξωγενείς παράγοντες

Το ζέσταμα πριν την έναρξη της αθλητικής δραστηριότητας διευκολύνει την αύξηση της ελαστικότητας του συνδετικού ιστού του μυοτενόντιου συνόλου, μέσω μετατροπών στις ιξωδοελαστικές δομές (Croisier, 2004; Garrett, 1996; Clark 2008). Η αυξημένη θερμοκρασία των ιστών οφείλεται στην αυξημένη ροή του αίματος προς αυτούς και τείνει να πλησιάσει την θερμοκρασία του κορμού (Petrofsky, et al., 2013; Webb, 1992). Η προθέρμανση βελτιώνει την απόδοση των αθλητών και μειώνει τον κίνδυνο τραυματισμών (Petrofsky, et al., 2013; LaBella et al., 2011; Pasanen et al., 2009). Οι De Weijer et al. εξέτασαν την επίδραση της διάτασης και της προθέρμανσης στο μήκος των ισχιοκνημιαίων μέσα στο 24ωρο. Χώρισαν 56 δείγματα (ηλικίες 18-42 χρονών) με περιορισμένο μήκος ισχιοκνημιαίων σε 4 ομάδες. Η ομάδα 3 έκανε ζέσταμα 10 λεπτών, το οποίο περιελάμβανε ανέβασμα σκάλας στο 70% της μέγιστης καρδιακής συχνότητας Η ομάδα 2 έκανε 3 σετ των 30 sec στατικές διατάσεις των ισχιοκνημιαίων σε 1 συνεδρία. Η ομάδα 1 έκανε ζέσταμα και στατική διάταση, ενώ η ομάδα 4 αποτέλεσε την ομάδα ελέγχου. Το μήκος των ισχιοκνημιαίων μετρήθηκε πριν την παρέμβαση και 15min, 60min, 4h και 24h μετά την παρέμβαση χρησιμοποιώντας το active knee extension test (AKE) Οι ομάδες 1 και 2 έδειξαν σημαντική αύξηση στο μήκος των ισχιοκνημιαίων μετά τις παρεμβάσεις. Οι ομάδες αυτές έδειξαν μια μέση αύξηση της τάξεως των $10,3^{\circ}$ (ομάδα 1) και $7,7^{\circ}$ (ομάδα 2) στο εύρος κίνησης του γόνατος 24h μετά τη διάταση. Και οι δύο ομάδες έδειξαν σημαντική μείωση ($2,9^{\circ}$ και 4° , αντίστοιχα) στο ενεργητικό ROM του γόνατος 15min μετά τη διάταση σε σχέση με τις τιμές ακριβώς μετά τη διάταση, ενώ δεν διέφεραν σημαντικά μεταξύ τους. Οι ομάδες 3 και 4 δεν έδειξαν σημαντική αύξηση στο μήκος των ισχιοκνημιαίων πριν και μετά την παρέμβαση. Το ζέσταμα φαίνεται να αυξάνει την ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων όταν χρησιμοποιείται συνδυαστικά με τις στατικές διατάσεις (De Weijer et al., 2003). Οι Knight et al., σε έρευνά τους εξέτασαν την επίδραση της επιβολής και εν τω βάθει θερμότητας και της ενεργητικής προθέρμανσης στην ελαστικότητα των πελματιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής άρθρωσης. Η ομάδα που έκανε το ζέσταμα αποτελούντα από 19 άτομα (13 γυναίκες και 6 άντρες, μέση ηλικία 29,11) τα οποία εκτέλεσαν 40 επαναλήψεις ενεργητικής ανύψωσης της πτέρνας πριν ακολουθήσουν το πρωτόκολλο διατάσεων (4 σετ των 20sec διατάσεις δρομέα/runner stretches με 10sec διάλειμμα μεταξύ τους) (Worrell et al., 1994). Το ενεργητικό ROM των πελματιαίων καμπτήρων βελτιώθηκε μεταξύ της αρχικής μέτρησης και της δεύτερης βδομάδας, αλλά και μεταξύ της δεύτερης και τέταρτης βδομάδας. Την τέταρτη βδομάδα παρουσίασε καλύτερο παθητικό ROM από την ομάδα ελέγχου (Knight et al., 2001).

Οι Worrel et al. παρατήρησαν ότι το τραυματισμένο πόδι ήταν λιγότερο ελαστικό από το μη τραυματισμένο και ότι οι ισχιοκνημιαίοι στην ομάδα με τα τραυματισμένα δείγματα ήταν λιγότερο ελαστικοί σε σύγκριση με την μη τραυματισμένη ομάδα (Worrel et al., 1991).

Τεκμηρίωση σχετικά με τους παράγοντες που προκύπτουν ως αποτέλεσμα μετατροπών από έναν αρχικό τραυματισμό

Η ύπαρξη προηγούμενου τραυματισμού μπορεί να οδηγήσει στη δημιουργία ασβεστοποίησης ή οστεοποίησης τμημάτων του μυ. Οι Arrington και Miller υποστηρίζουν ότι η πλήρης ανάκτηση της κίνησης (χωρίς περιορισμούς) και η επιστροφή στην φυσιολογική δραστηριότητα δεν είναι εξαρτώμενες από την εξόστωση ετερότοπου οστού, αλλά μια τέτοια επιπλοκή θα μειώσει την ελαστικότητα του μυ (Arrington & Miller, 1995; Croisier, 2004).

Το ψυχολογικό άγχος-stress που μπορεί να δημιουργηθεί σε έναν αθλητή από την πίεση να επιστρέψει γρήγορα μετά από έναν προηγούμενο τραυματισμό, τον ανταγωνισμό ή την ύπαρξη συμπτωμάτων που επιμένουν θα αυξήσει την τάση στους ισchioκνημιαίους προδιαθέτοντας τον τραυματισμό τους (Kujala et al., 1997). Η αυξημένη τάση θα μειώσει την ικανότητα των ισchioκνημιαίων να απορροφούν εφελκυστικά φορτία (Garrett, 1996) και θα οδηγήσει σε μυϊκές συσπάσεις χωρίς συνεργεία κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων υψηλής έντασης (Kujala et al., 1997; Croisier, 2004).

Η ακινητοποίηση μπορεί να δημιουργήσει αρνητικές προσαρμογές στους μυς επηρεάζοντας την ελαστικότητα και την παθητική ανελαστικότητα. Επίσης, η ακινητοποίηση των μυών σε θέσεις βράχυνσης θα οδηγήσει στην ατροφία τους, η οποία σχετίζεται με μειωμένες εφελκυστικές ιδιότητες και μειωμένη ικανότητα να αντισταθούν στη διάταση στο σημείο της ρήξης (Jarvinen et al., 1992; Gajdosik, 2001). Επιπλέον θα μειωθεί το μήκος του μυός (Gajdosik, 2001), λόγω της μείωσης του αριθμού των σαρκομερίων (Tabary et al., 1972; Williams & Goldspink, 1978; Moore & Hutton, 1980; Gajdosik, 2001). Προοδευτικά μειώνονται το αρχικό (Goldspink et al., 1974; Gajdosik, 2001) και το μέγιστο μήκος του μυός, η ελαστικότητά του και αυξάνεται η παθητική ανελαστικότητα (Tabary et al., 1972; Williams & Goldspink, 1978; Tardieu et al., 1982; Gajdosik, 2001). Με αυτόν τον τρόπο τα φορτία που μπορούν να φέρουν και η παραμόρφωση που μπορούν να υποστούν οι ακινητοποιημένοι μυς πριν οδηγηθούν στην ρήξη είναι μικρότερα σε σχέση με τους υγιείς μυς (Noonan & Garrett, 1999; Croisier, 2004).

1.3 Μυοτενόντια Ελαστικότητα και Τραυματισμοί

Η παρουσία μη φυσιολογικής ελαστικότητας στο μυοτενόντιο σύνολο μπορεί να οδηγήσει σε τραυματισμούς οι οποίοι ποικίλουν από απλές ρήξεις και θλάσεις μέχρι χρόνια σύνδρομα, που μπορεί να επηρεάσουν την απόδοση των αθλητών ή ακόμη και την καθημερινότητά τους. Μερικοί χαρακτηριστικοί τραυματισμοί είναι:

- 1) Μη καθορισμένη χαμηλή οσφυαλγία (Halbertsma et al., 2001)
- 2) Σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου (White et al., 2009)
- 3) Ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (Blackburn & Pamukoff, 2014; Boden et al., 2000)
- 4) Βραχύνσεις μυών (Kisner & Colby, 2003)
- 5) Θλάσεις μυών (Worrell, 1994; McHugh et al., 1999; Henderson et al., 2010; Fousekis et al., 2011; Gabbe et al., 2004)
- 6) Τραυματισμούς υπέρχρησης (Hartig & Henderson, 1999)
- 7) Καθυστερημένος μυϊκός πόνος (DOMS) (Croisier, 2004; McHugh et al., 1999)
- 8) Τενοντίτιδα της επιγονατίδας (Witvrouw et al., 2001)

Μη καθορισμένη χαμηλή οσφυαλγία (NSLBP) είναι ο πόνος στην οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης (ΣΣ) χωρίς ξεκάθαρη οργανική αιτία. Προκαλεί περιορισμένο εύρος κίνησης (ROM), το οποίο οφείλεται στις μεσοσπονδύλιες και στην ιερολαγόνια άρθρωση, σε πόνο προερχόμενο από τις ζυγοαποφυσιακές αρθρώσεις (facet) ή στους μύες και τους συνδέσμους της οσφύς (Göeken, 1988; Göeken, 1993; Göeken, 1994). Οι ασθενείς με NSLBP έχουν παρόμοιο εύρος κίνησης και παρόμοια απόδοση στο finger-to-ground distance test με τα άτομα που έχουν βραχυσμένους ισχιοκνημιαίους. Οι Halbertsma et al. σε έρευνά τους αναζήτησαν την επίδραση της ελαστικότητας και της ανελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων σε ασθενείς με NSLBP. Χρησιμοποίησαν 3 ομάδες στην έρευνα: 1) άτομα με NSLBP (PG: n=20, 33,0 +/- 11,01 χρόνων) 2) άτομα με ελαστικούς ισχιοκνημιαίους, που αντιπροσωπεύουν την ομάδα ελέγχου (FG: n=8, 28,2 +/- 7,63 χρόνων) και 3) άτομα με βραχυσμένους ισχιοκνημιαίους, όπου στο finger-to-ground distance test δεν έφτασαν τα 0cm (SG: n=8, 29,4 +/- 5,57 χρόνων). Τα κριτήρια εισαγωγής στην PG ομάδα ήταν: α) NSLBP για τουλάχιστον 2 μήνες, β) finger-to-ground distance test >0cm, γ) passive straight leg raise < 80°, μέτρηση με γωνιόμετρο, δ) φυσιολογική κινητικότητα στην άρθρωση του ισχίου με τον ασθενή να εκτελεί το passive hip flexion test, με το γόνατο σε πλήρη κάμψη και να φτάνει σχεδόν στο στήθος, ε) απουσία νευρολογικών συμπτωμάτων και στ) το ηλεκτρομυογράφημα των εμπλεκόμενων μυών δεν έδειξε μη φυσιολογική προστατευτική αντίδραση (Göeken, 1994). Η ομάδα ελέγχου έπρεπε να έχει φυσιολογική κινητικότητα στο ισχίο, απουσία ιστορικού νευρολογικών και ορθοπεδικών διαταραχών και απουσία πρόσφατης ή χρόνιας οσφυαλγίας, ή τραυματισμούς στα κάτω άκρα. Τα δείγματα αξιολογήθηκαν με το ISLR test (θα αναλυθεί στο κεφάλαιο 1.4) και κατά τη διάρκεια της αξιολόγησης έπρεπε να χαλαρώσουν, χωρίς να αντισταθούν ή να υποβοηθήσουν την κίνηση του ISLR. Σε περίπτωση που ένιωθαν πόνο ή δυσάρεστη διάταση στην οπίσθια πλευρά του μηρού πατούσαν ένα κουμπί, ενώ όταν έφταναν στα όρια της ανεκτής διάτασης-πόνου πατούσαν το κουμπί και έλεγαν “στοπ”. Μετρήθηκε το πόδι με τη μικρότερη δυνατότητα για έκταση γόνατος, ενώ στην ομάδα ελέγχου το αριστερό. Το τεστ έγινε 3 φορές με 2 λεπτά διακοπή ανάμεσά τους. Την τρίτη φορά στα μέσα της διαδικασίας ζητούνταν από τον ασθενή να κάνει υπομέγιστη σύσπαση εναντίον του ISLR και μετά να χαλαρώσει, με σκοπό να δουν αν η ενεργητική ανελαστικότητα του μυός μειωνόταν λόγω του LBP. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι στο finger-to-ground distance test μόνο η ομάδα ελέγχου έφτασε τα 0cm, ενώ η ομάδα PG (30,8 +/- 18,74) έδειξε χειρότερα αποτελέσματα από την SG (15,1 +/- 4,69) με το $p < 0,05$. Το ROM και η ελαστικότητα στην ομάδα SG (77,2° +/- 7,47° και 48,2° +/- 6,69°, αντίστοιχα) ήταν σημαντικά μικρότερα σε σύγκριση με την ομάδα FG (84,4° +/- 4,31° και 55,0° +/- 5,40°, αντίστοιχα), ενώ το ROM και η ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων στην ομάδα PG (66,5° +/- 11,02° και 40,3° +/- 10,41°, αντίστοιχα) ήταν σημαντικά μικρότερα σε σύγκριση με την SG ($p < 0,05$). Το ηλεκτρομυογράφημα έδειξε ότι η δραστηριοποίηση των ισχιοκνημιαίων, του μεγάλου γλουτιαίου και του ορθωτήρα της ΣΣ (στην ομάδα PG οι μύες δραστηριοποιήθηκαν μόνο σε 14 περιπτώσεις και στην SG μόνο σε 2) στην ομάδα PG έγινε πιο νωρίς από ότι στην ομάδα SG ($p < 0,05$). Ο πόνος εμφανίστηκε γρηγορότερα στην ομάδα SG σε σχέση με την FG ($p < 0,05$). Η λόρδωση δεν ήταν σημαντικά διαφορετική μεταξύ των ομάδων ($p > 0,05$). Συμπερασματικά, η ομάδα SG έδειξε μικρότερο ROM σε σύγκριση με την FG, ενώ η PG έδειξε μικρότερο σε σχέση με την SG και αυτό οφείλεται στην μικρή ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων. Η παρουσία LBP δεν επηρέασε την ενεργητική ανελαστικότητα και η ομάδα PG επέδειξε την υψηλότερη παθητική μυϊκή ανελαστικότητα. Επομένως η μειωμένη ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων επηρέασε την μειωμένη απόδοση των ασθενών με NSLBP στο ISLR test (Halbertsma et al., 2001).

Το σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου είναι (PFPS) είναι ένας εκφυλιστικός τραυματισμός που εμφανίζεται συχνά, κυρίως σε έφηβους και νεαρούς ενήλικες που ασχολούνται με τον αθλητισμό και παρατηρείται συχνότερα στον γυναικείο πληθυσμό (DeHaven & Lintner, 1986; Powers, 1998). Ο ασθενής/αθλητής αναφέρει πόνο στην περιοχή πίσω ή γύρω από την επιγονατίδα. Στον τομέα του αθλητισμού αντιστοιχεί στο 25-40% όλων των προβλημάτων που παρατηρούνται στο γόνατο και εμφανίζεται σε αθλήματα με υψηλό αντίκτυπο, όπως το ποδόσφαιρο, το μπάσκετ και το τρέξιμο (Gregory et al., 2008; Mazidi et al., 2013). Ως αιτιολογία έχει αναφερθεί η λανθασμένη ευθυγράμμιση των κάτω άκρων, η ανεπαρκής ελαστικότητα και ελλείμματα στον τετρακέφαλο και κυρίως στον μέσο πλατύ, ο ρόλος του οποίου είναι να σταθεροποιεί την επιγονατίδα (Cleland & McRae, 2002) εκτός από τις εμβιομηχανικές και μυϊκές αλλαγές στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση, η υπέρχρηση ή/και η υπερφόρτωση της άρθρωσης θεωρούνται σημαντικές αιτίες για την ανάπτυξη PFPS (Gregory et al., 2008; Mazidi et al., 2013). Οι μύες στην περιοχή γύρω από το γόνατο είναι σφικτοί και βραχυσμένοι (Post, 2005). Οι βραχυσμένοι ισχιοκνημιαίοι θα αναπτύξουν μεγαλύτερες δυνάμεις αντίδρασης στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση, οδηγώντας σε αυξημένη πίεση του υποχόνδριου οστού και σε βλάβες του χόνδρου (Besier et al., 2005; Mazidi et al., 2013). Οι Smith et al., ανέφεραν ότι ο επιγονατιδομηριαίος πόνος σχετίζεται με το μήκος των ισχιοκνημιαίων σε αθλητές του figure skate (Smith et al., 1991). Την ίδια άποψη υποστηρίζουν και οι Piva et al. που βρήκαν ότι το μήκος των ισχιοκνημιαίων σε ασθενείς με επιγονατιδομηριαίο πόνο είναι σημαντικά μικρότερο σε σχέση με την ομάδα ελέγχου, με μέσο όρο τις 9° διαφορά (Piva et al., 2005). Οι White et al. χρησιμοποίησαν 2 ομάδες των 25 ατόμων (ομάδα ελέγχου) και 11 ατόμων (άτομα με PFPS). Τα κριτήρια που έπρεπε να πληρούνταν για την εισαγωγή στην ομάδα ελέγχου ήταν: ηλικία 18-35 χρονών, απουσία παθολογίας στα κάτω άκρα, στην σπονδυλική στήλη, νευροπαθολογίας ή ιστορικού προηγούμενης παθολογίας/πόνου στο γόνατο. Τα δείγματα της PFPS ομάδας έπρεπε να είναι 18-35 ετών, να παρουσιάζουν μη καθορισμένο πόνο πάνω από την πρόσθια όψη του γόνατος κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων, όπως ανεβοκατέβασμα σκαλοπατιών, τρέξιμο, squatting, και καθιστή θέση με τα γόνατα σε κάμψη (Thomeé et al., 1999). Επίσης, δεν έπρεπε να υπάρχει ιστορικό τραύματος, μη φυσιολογική ακτινογραφία και αρνητικά ευρήματα στα κλινικά τεστ των μηνίσκων και των συνδέσμων. Χρησιμοποιήθηκε το passive knee extension test για την αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων, όπου στην ομάδα ελέγχου μετρήθηκε το ισχυρό πόδι και στην ομάδα PFPS το συμπτωματικό. Έγιναν 3 μετρήσεις και η μέση τιμή (SD) της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων ήταν 145,6 (8,7°) για την ομάδα PFPS και 153,7 (10,1°) για την ομάδα ελέγχου. Η μέση (95% CI) διαφορά μεταξύ των ομάδων ήταν 8,0° (0,8°-15,1°) και ήταν στατιστικά σημαντική ($p < 0,05$). Η μέση τιμή στην κλίμακα VAS για τους ασθενείς μετά από ανέβασμα σκαλοπατιού ύψους 32cm ήταν 3,1. Συμπερασματικά, η έρευνα κατέληξε ότι οι ασθενείς με PFPS έχουν σημαντικά περισσότερο βραχυσμένους ισχιοκνημιαίους με μέσο όρο τις 8° (White et al., 2008).

Οι Whyte et al. ερεύνησαν την επίδραση των ισχιοκνημιαίων με μειωμένη ελαστικότητα και την πίεση που αυτή ασκεί στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση. Χρησιμοποιήθηκαν 2 ομάδες των 8 ατόμων η καθεμία. Στην πρώτη ομάδα συμμετείχαν άτομα με μειωμένο μήκος ισχιοκνημιαίων και η δεύτερη ομάδα αποτέλεσε την ομάδα ελέγχου. Οι εξεταζόμενοι έκαναν ασκήσεις καθισμάτων (squatting) και αξιολογήθηκαν οι περιοχές επαφής της επιγονατίδας μέσω της μαγνητικής τομογραφίας και οι δυνάμεις αντίδρασης της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης μέσω της ανάλυσης κίνησης. Τα δείγματα με μειωμένη ελαστικότητα ισχιοκνημιαίων επέδειξαν σημαντικά μεγαλύτερη πίεση στην άρθρωση συνολικά (393,39 Pa/kg vs 213,01 Pa/kg) αλλά και στην πλάγια (έξω) επιφάνεια (311,23 Pa/kg vs 142,55 Pa/kg) στις 60° κάμψης γόνατος κατά την κάθοδο σε βαθύ κάθισμα/squat το ίδιο ισχύει και για την άνοδο από βαθύ κάθισμα με τις τιμές να αγγίζουν τα 427,75 Pa/kg vs 255,64 Pa/kg και 337,75 Pa/kg vs 170,63 Pa/kg, αντίστοιχα). Αυτό οφείλεται στην σημαντικά αυξημένη

δύναμη αντίδρασης της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης στις 60° κάμψης του γόνατος κατά την κάθοδο και την άνοδο στο squat (12,18 N/kg vs 7,21 N/kg και 13,03 N/kg vs 8,72 N/kg, αντίστοιχα) και στην μικρότερη επιφάνεια επαφής στην έσω πλευρά της άρθρωσης στις 60° κάμψης γόνατος 88mm vs 160mm. Επομένως, τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η μείωση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων οδηγεί σε αύξηση της πίεσης στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση κατά την εκτέλεση squat, λόγω της αυξημένης δύναμης αντίδρασης της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης και της μείωσης της επιφάνειας επαφής στην έσω πλευρά της επιγονατίδας. Αυτοί οι παράγοντες καθιστούν επιρρεπείς τους αθλητές με μειωμένη ελαστικότητα ισchioκνημιαίων στην ανάπτυξη συνδρόμου επιγονατιδομηριαίου πόνου. (Whyte et al., 2010).

Οι Witvrouw et al., χρησιμοποίησαν σε μία έρευνα 2 χρόνων 138 άνδρες και γυναίκες φοιτητές γυμναστικής ακαδημίας, σε μια προσπάθεια να καθορίσουν τους εσωτερικούς παράγοντες που οδηγούν σε τενοντίτιδα της επιγονατίδας. Στην πορεία των 2 χρόνων 19 άτομα ανέπτυξαν τενοντίτιδα στην επιγονατίδα και αποδείχθηκε ότι ο μόνος καθοριστικός και στατιστικά σημαντικός ($p < 0,05$) παράγοντας ήταν η μειωμένη ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων και του τετρακεφάλου (Witvrouw et al., 2001).

Οι Hartig & Henderson ερεύνησαν την επίδραση που έχει η αύξηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων στη μείωση των τραυματισμών υπέρχρησης των κάτω άκρων. Αξιολογήθηκε η ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων στην αρχή και στο τέλος ενός προγράμματος βασικής εκπαίδευσης πεζικάριων που διήρκησε 13 εβδομάδες. Η ομάδα ελέγχου αποτελούνταν από 148 άτομα και ακολούθησε το πρόγραμμα προπόνησης-εκπαίδευσης, ενώ η ομάδα παρέμβασης έκανε το ίδιο πρόγραμμα προσθέτοντας και 3 συνεδρίες διάτασης των ισchioκνημιαίων. Σημαντική αύξηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων και σημαντικά μικρότερος αριθμός τραυματισμών παρατηρήθηκαν στην ομάδα παρέμβασης. Στην ομάδα ελέγχου συνέβησαν 43 τραυματισμοί με ποσοστό συχνότητας 29,1% από την άλλη μεριά στην ομάδα παρέμβασης έγιναν 25 τραυματισμοί με ποσοστό συχνότητας 16,7%. Επομένως, ο αριθμός τραυματισμών λόγω υπέρχρησης των κάτω άκρων ήταν σημαντικά χαμηλότερος σε πεζικάριους με αυξημένη ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων (Hartig & Henderson, 1999).

Βράχυνση είναι η προσαρμοστική μείωση του μήκους των μαλακών ιστών και κατ' επέκταση των μυών που διαπερνούν μία ή και περισσότερες αρθρώσεις και οδηγεί στην μείωση του εύρους κίνησης (Cummings & Tillman, 1992; Kendall & McCreary, 1983; Kisner & Colby, 2003). Οι βραχύνσεις περιγράφονται ανάλογα με τη δράση του βραχυσμένου μυός και ταξινομούνται από τους εμπλεκόμενους μαλακούς ιστούς. α) Μυοστατική βράχυνση, όπου έχουμε απουσία συγκεκριμένης παθολογίας, προσαρμοστική βράχυνση της μυοτενόντιας μονάδας και σημαντική απώλεια του ROM ήπια μείωση του μήκους μίας υγιούς μυοτενόντιας μονάδας καλείται "τέντωμα" και ισούται με μία ήπια προσωρινή βράχυνση. Ο μυς αυτός μπορεί να επιμηκυνθεί σε όλο το εύρος, αλλά όχι στα εξωτερικά όρια του εύρους (Cummings et al., 1983). β) Συμφύσεις, όπου η κίνηση είναι απαραίτητη για να διατηρηθεί η ελαστικότητα και η λειτουργικότητα. Η μείωση της κίνησης ισοδυναμεί με αύξηση των εγκάρσιων δεσμών και οι ίνες κολλαγόνου κολλούν μεταξύ τους. Εκτεταμένη ακινητοποίηση του ιστού για μεγάλο χρονικό διάστημα σε θέση μειωμένου μήκους οδηγεί σε μείωση της φυσιολογικής κινητικότητας οι αρχιτεκτονικές αλλαγές στον συνδετικό ιστό προκαλούν βραχύνσεις (Cummings & Tillman, 1992). γ) Συμφύσεις ουλώδους ιστού, οι οποίες δημιουργούνται από τον τραυματισμό και την φλεγμονώδη αντίδραση που ακολουθεί. Οι νέες ίνες αναπτύσσονται αρχικά τυχαία και μπορεί να προσκολληθούν μεταξύ τους και με

τον γειτονικό υγιή ιστό και να οδηγήσουν σε περιορισμό του ROM, εκτός αν αναπλαστούν παράλληλα με τις υγιείς (Hardy, 1989; Tillman & Cummings, 1992). Αν ο ιστός υφίσταται επαναλαμβανόμενους τραυματισμούς που προκαλούν χρόνια φλεγμονή, τότε παρατείνεται η εναπόθεση ινών με αποτέλεσμα τη σημαντική αύξηση του ουλώδους ιστού και τον περιορισμό της κίνησης (Tillman & Cummings, 1992). δ) Μη αναστρέψιμη βράχυνση, όπου έχουμε αντικατάσταση του φυσιολογικού μαλακού ιστού και του οργανωμένου συνδετικού ιστού από αυξημένες ποσότητες ινώδη ιστού ή οστού. Οι ανελαστικοί αυτοί ιστοί οδηγούν σε μόνιμη απώλεια της εκτασιμότητας και αντιμετωπίζονται μόνο με παρεμβατική χειρουργική θεραπεία. ε) Ψευδομυοστατική βράχυνση οφείλεται σε βλάβη του ΚΝΣ που οδηγεί σε υπερτονία των μυών και κατ' επέκταση σε περιορισμό της κίνησης. Ο μυς είναι σε συνεχή σύσπαση μειώνοντας την ικανότητα για κίνηση (Cummings et al., 1983; Kisner & Colby, 2003).

Η μειωμένη ελαστικότητα είναι ένας παράγοντας που έχει ενοχοποιηθεί τόσο για τη δημιουργία μυϊκών θλάσεων όσο και για την αύξηση του κινδύνου επανατραυματισμού. Ιδιαίτερα για ισχιοκνημιαίους αναφέρεται ότι η θλάση συμβαίνει κυρίως κατά την έκκεντρη σύσπασή τους (Garrett, 1990; Kujala et al., 1997; Stanton & Purdham, 1989; Clark, 2008). Πιο συγκεκριμένα, η σχέση μήκους-τάσης των ισχιοκνημιαίων όταν η κνήμη βρίσκεται στην κάθοδο, κατά την εκτέλεση έκκεντρης σύσπασης οδηγεί στην θλάση των μυών. (Brock et al., 2004; Clark, 2008). Οι Fousekis et al., σε έρευνα τους προς αναζήτηση εσωτερικών παραγόντων που οδηγούν σε θλάσεις μη επαφής των ισχιοκνημιαίων και των τετρακεφάλων, αξιολόγησαν 100 ποδοσφαιριστές (ηλικίας 19,4-27,8 χρονών) πριν την έναρξη της αγωνιστικής περιόδου και κατέγραψαν τις θλάσεις κατά τη διάρκεια της περιόδου. Το 38% των αθλητών υπέστησαν μία ή και περισσότερες θλάσεις στα κάτω άκρα, ενώ 16 (42,1%) και 7 (18,4%) διαγνώστηκαν με θλάσεις μη επαφής στους ισχιοκνημιαίους και τους τετρακεφάλους αντίστοιχα. Από τα αποτελέσματα της έρευνας φάνηκε πως οι ασυμμετρίες στην έκκεντρη δύναμη και την ελαστικότητα του τετρακεφάλου αποτελούν δύο σημαντικούς παράγοντες κινδύνου για την θλάση του ίδιου μυός (Fousekis et al., 2011).

Οι McHugh et al., μέτρησαν την παθητική ανελαστικότητα των μυών κατά τη διάρκεια ενός straight-leg-raise stretch σε 20 δείγματα (11 άντρες και 9 γυναίκες) που μεταγενέστερα κατηγοριοποιήθηκαν ως “stiff”/δύσκαμπτοι (n=7), “normal”/φυσιολογικοί (n=6), “compliant”/εύκαμπτοι (n=7). Τα δύσκαμπτα άτομα παρουσίασαν 78% υψηλότερη παθητική ανελαστικότητα σε σύγκριση με τα εύκαμπτα δείγματα (36,2 +/- 3,3 N.m.rad (-1) και 20,3 +/- 1,8 N.m.rad (-1)). Στη συνέχεια τα δείγματα έκαναν 6 σετ των 10 ισοκινητικών (2,6 rad.s (-1)) υπομέγιστων (60% μέγιστης εκούσιας σύσπασης) έκκεντρων ασκήσεων των ισχιοκνημιαίων. Βρέθηκε συσχετισμός μεταξύ της ελαστικότητας και της μυϊκής θλάσης. Η μυϊκή ανελαστικότητα και η στατική ελαστικότητα είναι παράγοντες κινδύνου για σοβαρές θλάσεις (McHugh et al., 1999). Οι Henderson et al. κατέληξαν επίσης στο συμπέρασμα ότι οι λιγότερο ελαστικοί ποδοσφαιριστές είναι περισσότερο επιρρεπείς σε τραυματισμούς των ισχιοκνημιαίων. Κατέληξαν σε αυτό το συμπέρασμα, αφού πρώτα αξιολόγησαν 36 υγιείς επαγγελματίες ποδοσφαιριστές της αγγλικής Premier League (ηλικίας 22,6 +/- 5,2 χρονών, ύψους 1,81 +/- 0,08m, μάζας 75,8 +/- 9,4 kg και άλιπης μάζας 69,0 +/- 8,0kg). Η αξιολόγηση έγινε την 1^η εβδομάδα προπόνησης πριν την έναρξη της σεζόν και περιελάμβανε: 1)ελαστικότητα, 2)ανθρωπομετρία, 3)ταχύτητα και ευκινησία, 4)δύναμη και ισχύ των κάτω άκρων. Μετά από 45 εβδομάδες διαγνώστηκαν οι τραυματισμοί των ισχιοκνημιαίων και καταγράφηκαν. Ένας παράγοντας, από αυτούς που βρέθηκαν ότι αυξάνουν τον κίνδυνο

θλάσης των ισχιοκνημιαίων, ήταν η ελαστικότητα/ενεργητικό ROM της κάμψης του ισχίου ($p < 0,05$), η οποία υποστηρίζεται ότι αυξάνει τον κίνδυνο επί 1,29 για κάθε 1° μείωσης της (Henderson et al., 2010).

Οι Gabbe et al., σε έρευνά τους χρησιμοποίησαν 126 Αυστραλούς ποδοσφαιριστές ~ 20 από αυτούς (15,9%) υπέστησαν τραυματισμούς στους ισχιοκνημιαίους κατά τη διάρκεια της χρονιάς. Για όλους τους ποδοσφαιριστές η θλάση των ισχιοκνημιαίων ήταν ο πρώτος τραυματισμός της χρονιάς. Η πλειοψηφία των θλάσεων έγινε στη διάρκεια αγώνων (76,9%) και οι υπόλοιποι στην προπόνηση. Ο κύριος μηχανισμός ήταν η γρήγορη/απότομη επιτάχυνση κατά το sprint (80,8%) με δευτερεύοντα την στιγμή που ο αθλητής κλωτσούσε τη μπάλα (19,2%). Η μειωμένη ελαστικότητα των τετρακεφάλων ($< 52^\circ$ κάμψης του γόνατος) αποδείχθηκε σημαντικός παράγοντας για τον τραυματισμό των ισχιοκνημιαίων (Gabbe et al., 2004). Οι Malliaropoulos et al., αναφέρουν ότι οι αθλητές με έλλειμα στο active knee extension test (AKE) 10° - 19° 48 ώρες μετά τον αρχικό τραυματισμό είναι πιο πιθανό να επανατραυματιστούν σε σχέση με μικρότερα ή μεγαλύτερα ελλείμματα στο (AKE) (Malliaropoulos et al., 2011; Freckleton & Pizzari, 2012). Δύο έρευνες ακόμα υποστηρίζουν ότι ένα μειωμένο (μέσο) ROM στους ισχιοκνημιαίους αυξάνει τον κίνδυνο τραυματισμού τους σε αθλητές του ποδοσφαίρου (Bradley & Portas, 2007; Witvrouw et al., 2003). Επιπλέον, το μειωμένο ROM ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής (μειωμένη ελαστικότητα του γαστροκνημίου ή/και του υποκνημιδίου) κατά την εκτέλεση squat είναι προδιαθεσικός παράγοντας για θλάση των ισχιοκνημιαίων (Gabbe et al., 2006; Freckleton & Pizzari, 2012).

Η ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) θεωρείται από τους πιο σοβαρούς συνδεσμικούς τραυματισμούς της άρθρωσης του γόνατος με αποτέλεσμα λειτουργική αστάθεια βραχυπρόθεσμα και εκφυλιστικές αλλοιώσεις της άρθρωσης μακροπρόθεσμα (Hewett et al., 2010). Επίσης, ανήκει στους τραυματισμούς του γόνατος με τη μεγαλύτερη συχνότητα, αφού μόνο στην Αμερική παρατηρούνται ετησίως 250.000, περίπου, τραυματισμοί στον ΠΧΣ, δηλαδή 1 στα 3.000 άτομα του γενικού πληθυσμού (Boden et al., 2000; Hewett & Noyes, 1998). Τα χρήματα, επίσης, που δαπανούνται για την αποκατάστασή τους (κυρίως χειρουργική) είναι υπέρογκα μιας και αγγίζουν τα 1,5 δισεκατομμύριο δολάρια το χρόνο (Kao et al., 1995; Malek et al., 1996; Boden et al., 2000). Οι τραυματισμοί μη επαφής του ΠΧΣ συμβαίνουν, ως επί το πλείστον, όταν το γόνατο είναι σε βλαισότητα, απαγωγή και έκταση με την κνήμη σε στροφή, όταν το πόδι πατάει στο έδαφος και το κέντρο βάρους είναι απομακρυσμένο από το σημείο επαφής του ποδιού με το έδαφος (Hewett et al., 2010; Olsen et al., 2004). Οι συνηθέστερες κινήσεις αθλημάτων που οδηγούν στον τραυματισμό του ΠΧΣ είναι η γρήγορη επιβράδυνση κατά την προσγείωση από άλμα και η αλλαγή κατεύθυνσης κατά τη διάρκεια μιας περιστροφής ή ενός “κοψίματος” (Hewett et al., 2010). Οι ισχιοκνημιαίοι λειτουργούν προστατευτικά προς τον ΠΧΣ, παρέχοντας υποστήριξη στην οπίσθια πλευρά της κνήμης με την δύναμη που παράγουν (Boden et al., 2000; More et al., 1993). Οι γυναίκες παρουσιάζουν μεγαλύτερη ελαστικότητα στη άρθρωση και τους μύς του γόνατος, σε σύγκριση με τους άντρες ομόλογους τους (Wojtys et al., 1998; Boden et al., 2000). Επομένως, οι αθλήτριες που παρουσιάζουν μεγαλύτερη, από τη μέση, ελαστικότητα στους ισχιοκνημιαίους μπορεί να χάσουν αυτή την προστατευτική ιδιότητα προς τον ΠΧΣ \cdot οι δυνάμεις που ασκούνται στο γόνατο για την σταθεροποίησή του από τους ισχιοκνημιαίους θα μεταφερθούν στους συνδέσμους με πιθανό επακόλουθο την ρήξη του ΠΧΣ (Boden et al., 2000). Ωστόσο, οι Blackburn et al. υποστηρίζουν ότι η αυξημένη ελαστικότητα δεν φαίνεται να είναι προδιαθεσικός παράγοντας για την μειωμένη μυϊκή ανελαστικότητα και κατ’ επέκταση δεν επηρεάζει τον ΠΧΣ (Blackburn et al., 2004).

Ο καθυστερημένος μυϊκός πόνος (DOMS) είναι απόρροια σωματικής άσκησης, ασυνήθιστης για το άτομο. Διακρίνεται σε οξύ και χρόνιο ανάλογα με την στιγμή την οποία εμφανίζεται ο πόνος. Οι αθλητές με DOMS παρουσιάζουν ευαισθησία κατά την ψηλάφηση ή/και την κίνηση, μείωση στην ελαστικότητα και στην παραγωγή μέγιστης εκούσιας δύναμης. Προκύπτει από την έκκεντρη (Croisier et al., 2003) ή την έντονη ισομετρική άσκηση του εκάστοτε μυός. Επηρεάζει, τέλος, τις καθημερινές δραστηριότητες και την συμμετοχή σε αθλητικές δραστηριότητες για τουλάχιστον 2 ημέρες (Gulick et al., 1996). Οι McHugh et al. απέδειξαν πειραματικά ότι η υπάρχει συσχέτιση ανάμεσα στην ελαστικότητα και τον μυϊκό τραυματισμό και ότι παθητική μυϊκή ανελαστικότητα είναι σημαντική όσον αφορά την εμφάνιση συμπτωμάτων DOMS, τα οποία ερμηνεύονται από τη μηχανική του τένοντα-απονεύρωσης (McHugh et al., 1999) · ένα άκαμπτο σύμπλεγμα τένοντα-απονεύρωσης θα μεταφέρει την τάση στις μυϊκές ίνες κατά την έκκεντρη επιμήκυνση του μυ, οδηγώντας σε τραυματισμό των μυϊκών ινών. Αντίθετα, ένα εύκαμπτο σύμπλεγμα τένοντα-απονεύρωσης θα απορροφήσει μερικώς την τάση κατά την επιμήκυνση του μυός, μειώνοντας τον τραυματισμό των μυϊκών ινών (Croisier, 2004).

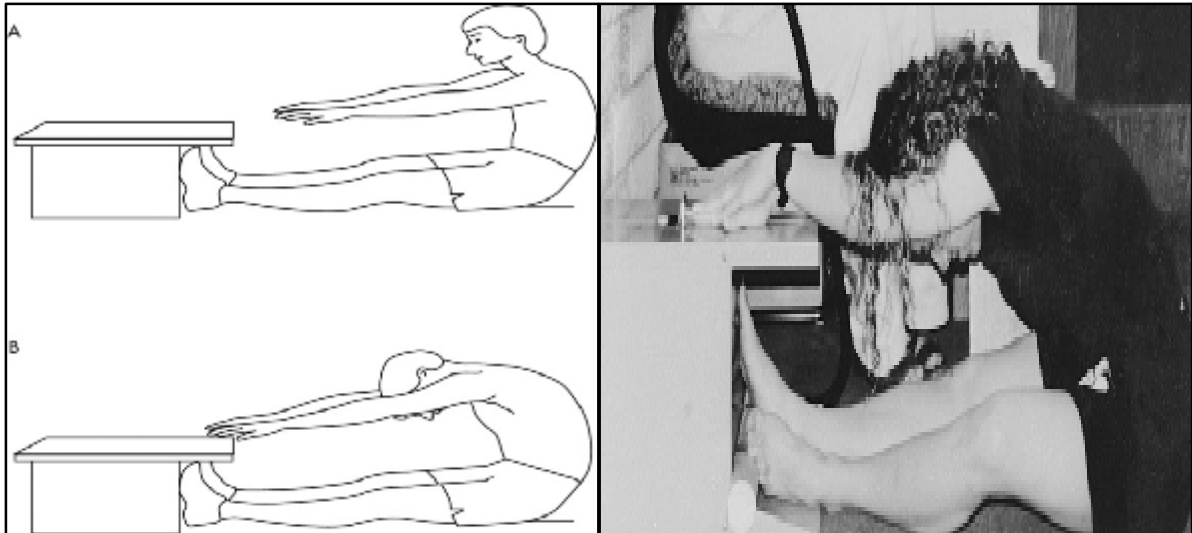
1.4 Κλινικές Δοκιμασίες και Μέσα Αξιολόγησης της Ελαστικότητας των Ισchioκνημιαίων

Η αξιολόγηση της ελαστικότητας του μυοτενόντιου συνόλου των ισchioκνημιαίων μπορεί να γίνει με ποικίλους τρόπους. Συνήθως χρησιμοποιώντας κλινικά τεστ, τα οποία ενισχύονται ορισμένες φορές με διάφορα μέσα που κάνουν την αξιολόγηση πιο αντικειμενική. Τα πιο ευρέως διαδεδομένα τεστ είναι το sit and reach test με τις παραλλαγές του (chair sit and reach test και back saver sit and reach test), το active και το passive knee extension test, το passive και το active straight leg raise test, καθώς και το instrumental straight leg raise test, το toe touch test και το H-test. Τα μέσα που χρησιμοποιούνται συνήθως για να ενισχύσουν τα αποτελέσματα στα τεστ αυτά είναι το γωνιόμετρο και το ινκλινόμετρο.

1.4.1 Sit and Reach Test

Το sit and reach test (SRT) και οι διάφορες εκδοχές του χρησιμοποιούνται ευρέως από τους φυσικοθεραπευτές για την αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων και της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (ΟΜΣΣ) (Hui and Yuen, 2000; López-Miñarro et al., 2009), καθώς πιστεύεται ότι μπορεί να αποτρέψει οξύς και χρόνιους μυοσκελετικούς τραυματισμούς και προβλήματα στην ΟΜΣΣ, αποκλίσεις της στάσης, περιορισμούς στη βάρδια και κινδύνους πτώσης (Lippincott et al., 2000; Baltaci et al., 2003). Τα πρωτόκολλα του SRT δείχνουν μέτρια ισχύ, όσον αφορά την ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων (Jackson & Morrow, 1998; López-Miñarro et al., 2009 ; Baltaci et al., 2003; Hui & Yuen, 2000) και φτωχή ισχύ, όσον αφορά την ελαστικότητα της ΟΜΣΣ (Jackson & Morrow, 1998; López-Miñarro et al., 2009). Οι Jackson & Baker αναφέρουν μία έρευνα όπου εξέτασε τις σχέσεις ανάμεσα στο SRT και μετρήσεις (κριτηρίων) της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων και της ΟΜΣΣ σε κορίτσια 13-15 χρονών. Ο συντελεστής ισχύος ήταν $r=0,64$ μεταξύ του SRT και της μέτρησης της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων, και $r=0,28$ σε σύγκριση με τη μέτρηση για την ελαστικότητα της ΟΜΣΣ (Jackson & Baker, 1986; López-Miñarro et al., 2009). Η διαδικασία που ακολουθείται, σύμφωνα με το εγχειρίδιο της ACSM (Lippincott et al., 2000), για την πραγματοποίηση του SRT περιγράφεται ως εξής: ο εξεταζόμενος κάθεται στο έδαφος με ή χωρίς τα παπούτσια του, με τα πόδια ανοιχτά περίπου στο επίπεδο των ισχίων και έναντι του κουτιού. Διατηρεί τα γόνατα σε έκταση καθ' όλη τη διάρκεια της δοκιμασίας και με το

δεξί χέρι πάνω από το αριστερό, σκύβει τον κορμό του αργά προς τα εμπρός γλιστρώντας πάνω στον πίνακα μέτρησης (ο εξεταζόμενος προσπαθεί να φτάσει όσο πιο μακριά μπορεί (López-Miñarro et al., 2009). Προηγούμενες έρευνες υποδεικνύουν ότι οι τιμές αξιοπιστίας του SRT είναι σταθερά υψηλές ($0,96 < 0,99$) (Baltaci et al., 2003; Jackson & Baker, 1986; Jackson & Langford, 1989; Shaulis et al., 1994).



Εικόνα 1.2 Κλινική εφαρμογή sit and reach test (αριστερά, Barlow et al., 2004; δεξιά, Draper et al., 2002)

Δύο παραλλαγές του sit and reach που χρησιμοποιούνται στην κλινική αξιολόγηση είναι το chair sit and reach (CSR) και το back saver sit and reach (BSSR). Μετρήσεις με το CSR έχουν φανεί αρκετά αξιόπιστες τόσο για τους άντρες όσο και για τις γυναίκες ($0,92 < 0,96$) (Jones et al., 1998; Baltaci et al., 2003) και το ίδιο ισχύει για το BSSR ($0,99$) (Patterson et al., 1996; Baltaci et al., 2003). Στο CSR ο εξεταζόμενος κάθεται σε μία καρέκλα ύψους 45 cm (η καρέκλα τοποθετείται ενάντια στον τοίχο για σταθερότητα) και κινείται προς τα εμπρός ώστε να βρίσκεται στο χείλος της. Ο εξεταζόμενος εκτείνει το γόνατο μπροστά από το ισχίο, με την ποδοκνημική άρθρωση σε ραχιαία κάμψη, ώστε η πτέρνα να ακουμπάει το πάτωμα. Στη συνέχεια κάμπτει το άλλο πόδι, ώστε το πέλμα του ποδιού να είναι επίπεδο πάνω στο έδαφος περίπου 15-30cm στο πλάι της μέσης γραμμής του σώματος. Διατηρώντας το γόνατο του εξεταζόμενου ποδιού σε όσο το δυνατόν μεγαλύτερη έκταση και με τα χέρια το ένα πάνω από το άλλο (με τις παλάμες να κοιτάνε προς τα κάτω) σκύβει αργά, με την κίνηση να γίνεται στην άρθρωση του ισχίου, διατηρώντας την ΣΣ και το κεφάλι όσο το δυνατόν πιο ευθυγραμμισμένα. Ο εξεταζόμενος επιχειρεί να ακουμπήσει τα δάκτυλα του ποδιού του και διατηρείται αυτή η θέση μέχρι να καταγράψει ο φυσικοθεραπευτής τα αποτελέσματα, χρησιμοποιώντας έναν χάρακα που τοποθετείται παράλληλα με το κάτω άκρο. Το μέσο του δακτύλου του ποδιού στο τέλος του παπουτσιού αντιπροσωπεύει το μηδέν. Τα αποτελέσματα που δεν φτάνουν μέχρι τα δάκτυλα χαρακτηρίζονται ως αρνητικά, ενώ όσα τα ξεπερνούν ως θετικά. Στο BSSR ο εξεταζόμενος κάθεται στο έδαφος και εκτείνει πλήρως το ένα πόδι, ώστε το πέλμα να είναι επίπεδο ενάντια στο κουτί. Κάμπτει το άλλο πόδι, ώστε το πέλμα του να είναι επίπεδο πάνω στο έδαφος και 7-10cm στο πλάι του εκτεταμένου γόνατος. Διατηρώντας το γόνατο όσο το δυνατόν σε μεγαλύτερη έκταση καθ' όλη τη διάρκεια της δοκιμασίας, με τα χέρια το ένα πάνω στο άλλο και τις παλάμες να κοιτούν προς τα κάτω, ο εξεταζόμενος σκύβει αργά προς τα εμπρός “γλιστρώντας” με τα χέρια του πάνω στο κουτί. Προσπαθεί να φτάσει

τα χέρια του όσο πιο μακριά μπορεί πάνω στο κουτί, στο οποίο υπάρχουν ενδείξεις της απόδοσης σε εκατοστά (Baltaci et al., 2003).



Εικόνα 1.3 Κλινική εφαρμογή chair sit and reach (αριστερά, https://www.google.gr/search?tbm=isch&q=chair+sit+and+reach&hl=el&gws_rd=ssl) και back saver sit and reach (δεξιά, López-Miñarro et al., 2009)

Σε έρευνα των López-Miñarro et al. αξιολογήθηκαν 67 γυναίκες (23,8 +/- 5,36 χρονών) και 76 άντρες (23,45 +/- 3,96 χρονών) με το SRT και το BSSR για να συγκριθούν η θωρακική γωνία, η οσφυϊκή γωνία και η γωνία της πυέλου κατά την εκτέλεση των δύο τεστ, καθώς και τα κριτήρια εγκυρότητας των δοκιμασιών αυτών. Τα κριτήρια αποκλεισμού από την έρευνα ήταν το ιστορικό ορθοπεδικού προβλήματος, όπως κατάγματα, τραυματισμοί των ισχιοκνημιαίων και χειρουργείο ή πόνος στην ΣΣ ή στους ισχιοκνημιαίους τους τελευταίους έξι μήνες. Πριν την εξέταση τα δείγματα έκαναν στατικές διατάσεις στους ισχιοκνημιαίους και την ΟΜΣΣ για 5 λεπτά. Η κάθε διατατική άσκηση γινόταν δύο φορές για 10sec μέχρι το σημείο που ο ασθενής αισθανόταν μέτρια δυσανεμία. Αμέσως μετά τις διατάσεις τα δείγματα έκαναν με τυχαία σειρά τρεις δοκιμές για το SRT, το BSSR (δεξί και αριστερό πόδι) και το passive leg raise (PSLR, δεξί και αριστερό πόδι) και ο μέσος όρος για την κάθε δοκιμασία χρησιμοποιούνταν για την ανάλυση των δεδομένων. Τα δείγματα ξεκουράζονταν για 5min μεταξύ των δοκιμασιών η μέτρηση της θωρακικής, της οσφυϊκής και της πυελικής γωνίας έγινε με ινκλινόμετρο. Τα δείγματα (άντρες και γυναίκες) έφτασαν σε σημαντικά μικρότερες θωρακικές γωνίες στο SRT σε σύγκριση με το BSSR στο δεξί και το αριστερό πόδι ($p < 0,01$), με τις τιμές διαφοράς να κυμαίνονται 2°- 4°. Η MDC 95% (ελάχιστη ανιχνεύσιμη αλλαγή, η ποσότητα της αλλαγής που είναι πιθανό να είναι μεγαλύτερη από το σφάλμα της μέτρησης) υποδεικνύει ότι αλλαγές μεταξύ 6°- 11° θα χρειάζονταν για να αντανάκλα πραγματική αλλαγή στην θωρακική γωνία. Καμία σημαντική αλλαγή δεν παρατηρήθηκε ανάμεσα στην οσφυϊκή γωνία, την πυελική γωνία και την απόδοση στο πρόσθιο “τέντωμα”. Το SRT έχει ελαφρώς μεγαλύτερη εγκυρότητα από το BSSR, αλλά δεν παρουσιάστηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των τιμών συσχέτισης. Συμπερασματικά, το SRT προτιμάται από το BSSR για την αξιολόγηση της ελαστικότητας των οπίσθιων μηριαίων λόγω της ελαφρώς μεγαλύτερης εγκυρότητας που παρουσίασε (López-Miñarro et al., 2009)

Οι Baltaci et al. σύγκριναν την εγκυρότητα του SRT, του BSSR και του CSR στην αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων σε 102 φοιτήτριες (ηλικιακό εύρος 20-24 χρόνια). Κριτήριο εισαγωγής στην έρευνα ήταν η απουσία μυοσκελετικών περιορισμών και πόνου στην ΟΜΣΣ, τα οποία μπορεί να περιορίσουν την απόδοση στις δοκιμασίες αυτές. Πριν τις δοκιμασίες τα δείγματα έκαναν τρία λεπτά ζέσταμα και στατικές διατάσεις με έμφαση στον κάτω κορμό και τα κάτω άκρα. Όλες οι δοκιμασίες έγιναν την ίδια μέρα για το κάθε δείγμα με 20min διάλειμμα ανάμεσά τους. Μετρήθηκαν το αριστερό και το δεξί πόδι για την κάθε μέτρηση και πραγματοποιήθηκαν τρεις μετρήσεις για την κάθε δοκιμασία. Χρησιμοποιήθηκε ο μέσος όρος των τριών τιμών που προέκυψαν από την κάθε δοκιμασία. Επίσης, χρησιμοποιήθηκε γωνιόμετρο για να μετρηθεί η ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων κατά τη διάρκεια του PSLR, το οποίο επαναλήφθηκε τρεις φορές για το κάθε πόδι. Η συσχέτιση μεταξύ των τιμών της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων για το δεξί και το αριστερό πόδι ήταν 0,80 και έτσι χρησιμοποιήθηκε ο μέσος όρος του εύρους κίνησης για το κάθε πόδι για να βγει ενιαία τιμή για την ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων. Το SRT και το BSSR έχουν εγγενείς περιορισμούς, εμποδίζοντας τους ενήλικες που έχουν προβλήματα στην ΟΜΣΣ ή δυσκολία στο να κάτσουν σε μία επιφάνεια με τα πόδια εκτεταμένα (Jackson & Baker, 1986; Jackson et al., 1998; Baltaci et al., 2003). Για τον λόγο αυτό στους ηλικιωμένους συστήνεται το CSR για την αξιολόγηση των ισchioκνημιαίων (Jones et al., 1998; Baltaci et al., 2003). Το SRT και το BSSR σχετίζονταν με την ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων σε υψηλό βαθμό, ενώ αντίθετα το CSR δεν συσχετίστηκε ούτε για το δεξί, ούτε για το αριστερό πόδι ($r=0,22$ και $0,21$ αντίστοιχα). Συμπερασματικά, το SRT και το BSSR είναι έγκυρα όσον αφορά την αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων. Ατομικές διαφορές στην ελαστικότητα των οπίσθιων μηριαίων παρατηρήθηκαν με το CSR. Η χρήση του BSSR, με το πρόσθιο “τέντωμα” του ενός ποδιού, εξαλείφει την εκτεταμένη οπίσθια συμπίεση των σπονδύλων και γι αυτό συστήνεται για την αξιολόγηση της ελαστικότητας της ΟΜΣΣ (Baltaci et al., 2003).

Οι Youdas et al εξέτασαν την εγκυρότητα του SRT στην αξιολόγηση του μήκους των ισchioκνημιαίων με τη χρήση ινκλινόμετρου, όταν το μήκος των ισchioκνημιαίων καταγράφεται σε μοίρες της γωνίας του ισχίου (hip joint angle, HJA). Εξετάστηκαν 212 δείγματα (196 άντρες και 106 γυναίκες), των οποίων οι ηλικίες κυμαίνονταν από 20 έως 79 χρονών. Παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση ($r=0,59$, $p<0,01$) μεταξύ της απόδοσης στο SRT με μέτρηση της HJA και της απόδοσης στο passive straight leg raise (PSLR) από την ύπτια θέση, αλλά το SRT αντιπροσώπευε μόνο το 35% της μεταβλητότητας στο PSLR. Κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η χρήση του ινκλινόμετρου για τη μέτρηση της HJA κατά τη διάρκεια του SRT δεν είναι μια έγκυρη μέθοδος αξιολόγησης του μήκους των ισchioκνημιαίων για άντρες και γυναίκες που μπορούν να πραγματοποιήσουν για μεγάλο διάστημα την καθιστή θέση σε σκληρή επιφάνεια (Youdas et al., 2008).

Οι Ayala et al. εξέτασαν την εγκυρότητα του SRT, του BSSR, του modified sit and reach test (MSR) και του toe touch test (TT) για την εκτίμηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων, η οποία μετρήθηκε με το PSLR. Χρησιμοποιήθηκαν 103 ποδοσφαιριστές σάλας (55 άντρες και 48 γυναίκες). Έγιναν δύο δοκιμαστικά για το κάθε τεστ, ενώ στο BSSR και το PSLR μετρήθηκε τόσο το δεξί όσο και το αριστερό πόδι. Στους άντρες μόνο το MSR είχε μέτρια συσχέτιση με το PSLR ($R(2)=0,57$), ενώ στις γυναίκες το SRT ($R(2)=0,86$), το TT ($R(2)=0,85$), το MSR ($R(2)=0,53$) και ο μέσος όρος του BSSR ($R(2)=0,82$) είχαν σχετικά υψηλή συσχέτιση με το PSLR (με εξαίρεση το MSR) (Ayala et al., 2011).

1.4.2 Passive και Active Knee Extension Tests

Το passive knee extension test (PKE) είναι μία κλινική δοκιμασία αξιολόγησης της ελαστικότητας/μήκους των ισχιοκνημιαίων εξαιρετικής αξιοπιστίας (Youdas et al., 2005; Hopper et al., 2005; Fredriksen et al., 1997; White et al., 2008). Πραγματοποιείται με τον εξεταζόμενο να ξαπλώνει ύπτια στο κρεβάτι. Προαιρετικά το πόδι που δεν αξιολογείται μπορεί να δεθεί στο κρεβάτι για να μειωθεί η κινητικότητα του, ώστε να μην επηρεάσει τις μετρήσεις. Το ισχίο στο πόδι που αξιολογείται τοποθετείται στις 90° κάμψης και ο εξεταστής εκτείνει το γόνατο παθητικά μέχρι να αισθανθεί μία αρχική σφικτή αντίσταση από τους ισχιοκνημιαίους. Στο σημείο αυτό γίνεται και η αξιολόγηση της ελαστικότητας, μέσω της μέτρησης της γωνιακής γωνίας (popliteal angle, PA) με γωνιόμετρο (Mazidi et al., 2013). Το active knee extension test (AKE) είναι μια ενεργητική δοκιμασία για την αξιολόγηση της ελαστικότητας των οπίσθιων μηριαίων. Η διαφορά του από το PKE είναι ότι η τελική θέση της άρθρωσης του γόνατος εξαρτάται από την τάση που παράγεται από τον τετρακέφαλο του εξεταζόμενου και το τελικό σημείο της διαθέσιμης κίνησης στην άρθρωση. Το AKE χρησιμοποιείται συνήθως για να μετρήσει πόσο σφικτοί είναι οι ισχιοκνημιαίοι, με τις φυσιολογικές τιμές της κίνησης του γόνατος να είναι μέσα στις 20° πλήρους έκτασης (Magee, 2002). Κατά την εφαρμογή της δοκιμασίας ο εξεταζόμενος ξαπλώνει ύπτια στο κρεβάτι και κάμπει το εξεταζόμενο ισχίο και γόνατο στις 90°. Ο εξεταζόμενος ελέγχει με το σύστοιχο χέρι τη θέση του μηριαίου ώστε να είναι σταθερή καθ' όλη τη διάρκεια της δοκιμασίας. Στη συνέχεια εκτείνει το γόνατο όσο το δυνατόν περισσότερο, με το πόδι χαλαρό-χωρίς να πιέζεται, και διατηρεί αυτή τη θέση για 5sec. Στο τέλος των 5sec γίνεται γωνιομέτρηση της άρθρωσης του γόνατος (Norris & Matthews, 2005).



Εικόνα 1.4 Κλινική εφαρμογή active knee extension (αριστερά, Norris & Matthews, 2005) και passive knee extension (δεξιά, Ferreira et al., 2007)

Οι Norris & Matthews εξέτασαν την αξιοπιστία του AKE αξιολογώντας 20 φοιτητές (7 άντρες και 13 γυναίκες). Κανένας δεν είχε ιστορικό παθολογίας στην ΟΜΣΣ ή το ισχίο. Η δοκιμασία του AKE εφαρμόστηκε για δύο διαδοχικές μέρες από δύο διαφορετικούς εξεταστές την ίδια ώρα. Η μέση διαφορά ανάμεσα στους εξεταστές ήταν 3,6° +/- 2,3° με ένα εύρος διαφορών 0°-8°. Τα τεστ για την αξιοπιστία αποκάλυψαν ένα ICC (intraclass

correlation, αντιστοιχία μεταξύ των ομάδων) στα 0,76 (0,395-0,905, 95% διάστημα εμπιστοσύνης, $p < 0,05$). Οι εξεταστές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το AKE μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο κλινικά, όσο και στον αθλητικό χώρο καθώς είναι ασφαλές κυρίως για τους άπειρους εξεταστές και τους αθλητές όταν το εφαρμόζουν σε ένα γενικό πρόγραμμα ασκήσεων (Norris & Matthews, 2005).

Σε μία έρευνα των Davis et al. εξετάστηκε η εγκυρότητα τεσσάρων κλινικών δοκιμασιών (knee extension angle-KEA, sacral angle-SA, straight leg raise-SLR και sit and reach-SRT) για την ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων σε 81 δείγματα (42 άντρες και 39 γυναίκες). Οι συντελεστές συσχέτισης που αντιστοιχούν στην ταυτόχρονη εγκυρότητα των έξι συνδυασμών των 4 δοκιμασιών έδειξαν κακή έως καλή συσχέτιση ($r=0,45-0,65$, SR-SA= 0.65, SLR-SR = 0.65, KEA-SLR = 0.63, KEA-SR = 0.57, SLR-SA = 0.50, και KEA-SA = 0.45). Παρά την κλινική χρήση αυτών των μεθόδων στην αξιολόγηση του μήκους των ισχιοκνημιαίων, δεν παρουσιάζεται επαρκής εγκυρότητα. Το KEA προτείνεται ως η καλύτερη λύση (Davis et al., 2008).

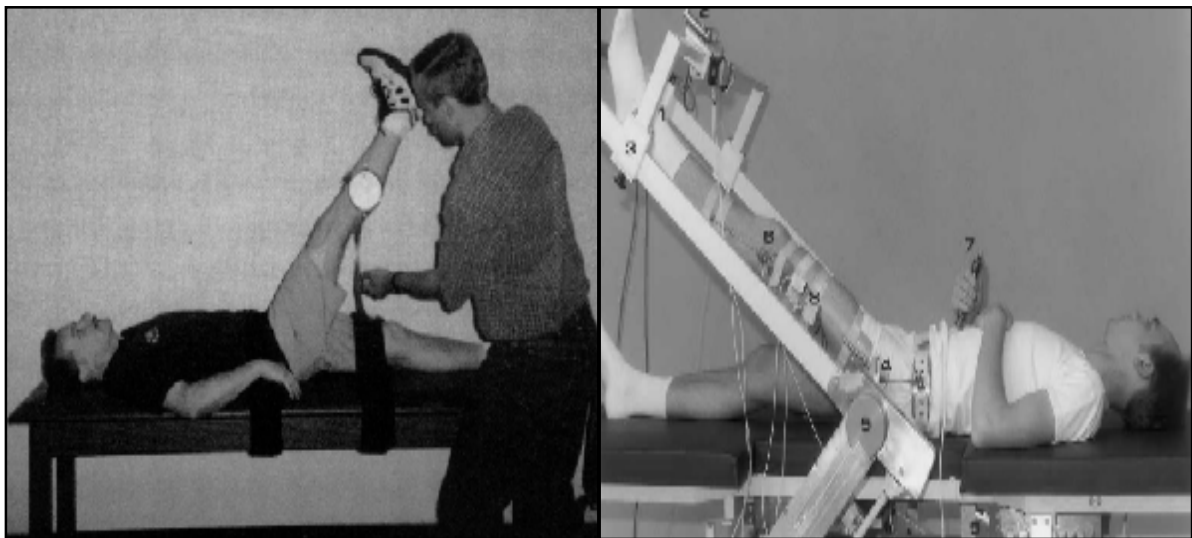
Οι Fredriksen et al. εξέτασαν την αξιοπιστία του PKE ως μέσου αξιολόγησης της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων και την κίνηση της πυέλου κατά την πραγματοποίηση της δοκιμασίας. Με το ισχίο σταθεροποιημένο στις 120° κάμψης εφαρμόστηκε μία σταθερή δύναμη κινώντας το γόνατο παθητικά προς την έκταση. Η γωνία του γόνατος μετρήθηκε με γωνιόμετρο και η μέτρηση επαναλήφθηκε 28 φορές για το κάθε άτομο. Ο συντελεστής συσχέτισης ήταν στο 0,99. Έγιναν οκτώ μετρήσεις και η μέση τιμή της κίνησης της πυέλου ήταν $4,1^\circ$. Κατέληξαν, λοιπόν, στο συμπέρασμα ότι το PKE είναι μια αξιόπιστη μέθοδος και η κίνηση της πυέλου μηδαμινή (Fredriksen et al., 1997).

Σε έρευνα των Cornbleet & Woolsey εξετάστηκε η συσχέτιση μεταξύ των μετρήσεων του SRT και της HJA και το μήκος των ισχιοκνημιαίων, όπως αποδίδεται από τις δύο αυτές μεθόδους. Εξετάστηκαν 410 παιδιά σχολικής ηλικίας (211 κορίτσια και 199 αγόρια). Τα παιδιά εκτελούσαν το SRT και μετρούσαν τη βαθμολογία τους όταν έφταναν στην τελική θέση (διάτασης) και η HJA μετρήθηκε τοποθετώντας ένα ινκλινόμετρο πάνω στο ιερό οστό. Η μέση τιμή του SRT για όλες τις μετρήσεις ήταν 24cm και της HJA ήταν 81° και παρατηρήθηκε ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των δύο μεθόδων ($r=0,76$). Παρά τη συσχέτιση ανάμεσα στις τιμές των δύο μεθόδων, προτιμάται η χρήση της HJA για την αξιολόγηση του μήκους των ισχιοκνημιαίων, καθώς τα αποτελέσματα δεν επηρεάζονται από ανθρωπομετρικούς παράγοντες και την κινητικότητα της ΣΣ (Cornbleet & Woolsey).

1.4.3 Passive και Active Straight Leg Raise Tests

Το passive straight leg raise test (PSLR) είναι μία ακόμη δοκιμασία αξιολόγησης της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων, η οποία παρέχει έγκυρες ενδείξεις κλινικά (Gajdosik et al., 1990; Gajdosik, 1991; Gajdosik, 1991; Gajdosik, 2000). Ο εξεταζόμενος ξαπλώνει ύπτια στο κρεβάτι με την λεκάνη σε ουδέτερη θέση (López-Miñarro et al., 2009). Το εξεταζόμενο γόνατο είναι σε έκταση καθ' όλη την διάρκεια της δοκιμασίας και η ποδοκνημική σε ουδέτερη θέση ή σε πελματιαία κάμψη για να αποφευχθεί η τάση στο νεύρο (ισχιακό). Ο θεραπευτής κάμπτει παθητικά το ισχίο μέχρι ο εξεταζόμενος να αναφέρει την αίσθηση πόνου στους ισχιοκνημιαίους, μέχρι να αισθανθεί ο εξεταστής κάποιο αίσθημα αντίστασης-περιορισμού, ή μέχρι η πύελος να αρχίσει να κινείται σε οπίσθια κλίση. Το μη εξεταζόμενο κάτω άκρο είναι επίπεδο πάνω στο κρεβάτι και σταθεροποιείται είτε από έναν δεύτερο θεραπευτή, είτε από μία ζώνη (López-Miñarro et al., 2009; Bolton et al., 2008). Μία παραλλαγή του PSLR είναι το instrumental straight leg raising (ISLR), το οποίο μετράει

ταυτόχρονα τη γωνία κίνησης, τη γωνία της πυέλου με το μηριαίο (HJA), τη δύναμη που χρειάζεται για να σηκωθεί το πόδι, την ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών (μέσω EMG), το πόσο επίπεδη είναι η πλάτη και την έκταση της κίνησης του ποδιού στην οποία εμφανίζεται τάση ή πόνος. Αυτές οι μεταβλητές παρέχουν πληροφορίες για το ROM, την κλίση της πυέλου, την ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων και των εκτεινώντων του κορμού, τη μυϊκή “ανελαστικότητα”, τη λόρδωση της ΟΜΣΣ, την αντίληψη του πόνου, τις αμυντικές αντιδράσεις και την ανοχή στη διάταση. Η διαδικασία που ακολουθείται είναι η ίδια με το PSLR, αλλά με μερικές προσαρμογές όπως: στο εξεταζόμενο πόδι στο ύψος του αστράγαλου τοποθετείται μία “κούνια/ λουρί”, η οποία συνδέεται με έναν μετατροπέα ισχύος που είναι συνδεδεμένος με τη σειρά του στο πλαίσιο ανύψωσης. Στον άξονα του πλαισίου ανύψωσης, στην άρθρωση του ισχίου και στην άρθρωση του γόνατος υπάρχουν ηλεκτρογωνιόμετρα για να μετρούν τις εμπλεκόμενες γωνίες. Η οσφυϊκή λόρδωση μετρείται με ένα ποτενσιόμετρο γραμμικής μετατόπισης. Ηλεκτρόδια διπολικής επιφάνειας τοποθετούνται στους ισchioκνημιαίους και τους μύες της ράχης που καταγράφουν τη μυϊκή δραστηριότητα. Επιπλέον, ο εξεταζόμενος κρατάει μια συσκευή με κουμπί για να καθορίζεται η στιγμή που αισθάνεται πόνο ή τάση. Η γωνία του ποδιού σε σχέση με το οριζόντιο επίπεδο μετρείται ηλεκτρογωνιόμετρο στον άξονα του πλαισίου ανύψωσης και αντιπροσωπεύει την κίνηση του ποδιού η μέγιστη γωνία αντιπροσωπεύει το ROM του ποδιού. Η HJA μετρείται με ηλεκτρογωνιόμετρο στην άρθρωση του ισχίου και αντιπροσωπεύει την επιμήκυνση των ισchioκνημιαίων η ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων θεωρείται το μέγιστο της HJA. Αφαιρώντας την HJA από την γωνία κίνησης του ποδιού προκύπτει η κλίση της πυέλου και το μέγιστο αυτής της γωνίας θεωρείται ελαστικότητα των μυών της ράχης (ΟΜΣΣ). Τέλος, με τη χρήση ηλεκτρογωνιόμετρου στο γόνατο ελέγχεται αν αυτό παραμένει σταθερό κατά τη διάρκεια του ISLR (Halbertsma et al., 2001).



Εικόνα 1.5 Κλινική εφαρμογή passive straight leg raise (αριστερά, Brodowicz et al., 1996) και instrumental straight leg raise (δεξιά, Halbertsma et al., 2001)

Το active straight leg raise test (ASLR) πραγματοποιείται με τον ασθενή να ξαπλώνει ύπτια στο κρεβάτι και να σηκώνει ενεργητικά το πόδι του (ενεργητική κάμψη ισχίου), διατηρώντας το γόνατο σε πλήρη έκταση καθ' όλη τη διάρκεια της δοκιμασίας. Η ενεργητική κάμψη ισχίου γίνεται μέχρι η πτέρνα να βρίσκεται το ελάχιστο 20cm πάνω από την επιφάνεια του κρεβατιού και διατηρείται σε αυτή τη θέση για περίπου 5sec (Liebenson et al., 2009; Mens et al., 2001).



Εικόνα 1.6 Κλινική εφαρμογή active straight leg raise (Beales et al., 2009)

Οι Gajdosik et al. σύγκριναν τέσσερα κλινικά τεστ αξιολόγησης της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων, με δείγμα τα δεξιά κάτω άκρα 30 ανδρών. Στην έρευνά τους χρησιμοποίησαν το PSLR με σταθεροποίηση της λεκάνης και του αριστερού μηρού με ιμάντες (SLR-SS), το PSLR με την οσφυϊκή μοίρα επίπεδη και τον αριστερό μηρό σε ελαφριά κάμψη, αν χρειαζόταν, υποστηριζόμενο με μαξιλάρια (SLR-LBF), το ΑΚΕ και το ΡΚΕ. Δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις γωνίες του SLR-LBF ($62^{\circ} \pm 6,2^{\circ}$) και του SLR-SS ($61^{\circ} \pm 6,7^{\circ}$). Σημαντική διαφορά ($p < 0,00$) βρέθηκε ανάμεσα στις γωνίες που προέκυψαν από το ΑΚΕ ($43^{\circ} \pm 10,2^{\circ}$) και το ΡΚΕ ($31^{\circ} \pm 7,5^{\circ}$). Μεταξύ των τεσσάρων δοκιμασιών υπήρχε σημαντική σχέση ($p < 0,05$). Προκύπτει το συμπέρασμα ότι οι διαφοροποιημένες τεχνικές των SLR-SS και SLR-LBF που χρησιμοποιήθηκαν δεν αλλοιώνουν το αποτέλεσμα της δοκιμασίας, καθώς παρουσίασαν παρόμοιες γωνίες η σχέση τους εμφανίστηκε σημαντική ($r=0,70$, $p < 0,00$). Όσον αφορά την διαφορά μεταξύ των γωνιών του ΑΚΕ και του ΡΚΕ μπορεί να αντιπροσωπεύουν ένα “αρχικό” και ένα μέγιστο “μήκος”, αντίστοιχα (Gajdosik et al., 1993).

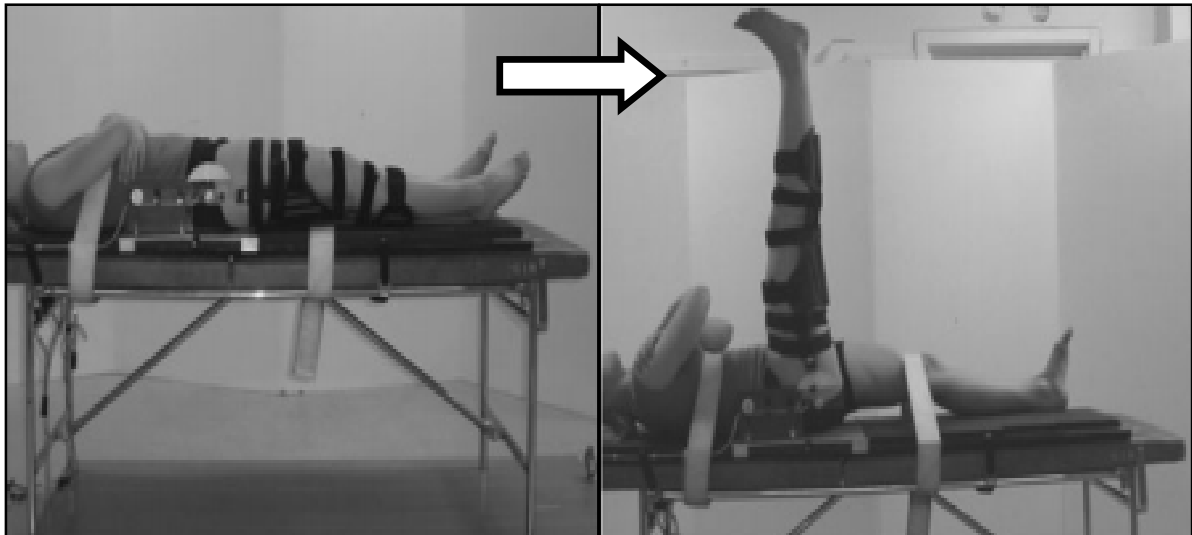
Οι Cejudo et al. ερεύνησαν την αξιοπιστία επτά κλινικών δοκιμασιών για την ελαστικότητα του κάτω άκρου, χρησιμοποιώντας αθλητές του ποδοσφαίρου σάλας και του handball. Ανάμεσα και σε αυτά τα τεστ ήταν το passive hip extension test, το passive hip flexion test, το passive hip abduction test, το PSLR (στο οποίο θα επικεντρωθούμε), το modified Thomas test, το ankle dorsi-flexion with knee extended και flexed tests. Χρησιμοποιήθηκαν 60 ποδοσφαιριστές σάλας και 30 αθλητές του handball. Όλοι οι συμμετέχοντες πραγματοποίησαν την κάθε δοκιμασία σε τρεις διαφορετικές περιστάσεις, με διάστημα δύο εβδομάδων μεταξύ των συνεδριακών δοκιμών. Και οι 7 δοκιμασίες εμφάνισαν καλή αξιοπιστία. Επομένως, μία παρατηρούμενη αλλαγή στην ελαστικότητα μεγαλύτερη από $6,1^{\circ}$ με τη χρήση του PSLR υποδηλώνει, πιθανόν (κατά 95%), πραγματική αλλαγή στη ελαστικότητα των μυών (Cejudo et al., 2014).

1.4.4 Toe Touch και H-Tests

Μία άλλη μέθοδος αξιολόγησης της ελαστικότητας, παρόμοια με το SRT, είναι το toe touch test (TT). Η διαφορά του είναι ότι επιτρέπει την ξεχωριστή μέτρηση των γωνιών κάμψης του ισχίου και της ΟΜΣΣ, καθώς επίσης και την καταγραφή της απόστασης μεταξύ των δακτύλων του χεριού και εκείνων του ποδιού κατά την ενεργητική ελεγχόμενη επίκυψη του εξεταζόμενου (στα όρια της κίνησης). Για την εκτέλεση του TT ο εξεταζόμενος στέκεται όρθιος με τα πόδια ενωμένα και τα γόνατα σε έκταση. Κάμπει την ΟΜΣΣ /σκύβει μπροστά με έναν άνετο για αυτόν ρυθμό και τεντώνει τα χέρια και τα δάκτυλα των χεριών για να ακουμπήσει ή και να προς περάσει (καλό θα είναι η δοκιμασία να πραγματοποιείται με τον εξεταζόμενο πάνω σε ένα υπερυψωμένο κουτί) τα δάκτυλα των ποδιών. Η απόσταση καθορίζεται από τη μέτρηση της απόστασης μεταξύ του μεσαίου δακτύλου των χεριών και της άκρης των δακτύλων των ποδιών. Αν ο εξεταζόμενος δεν κατορθώσει να ακουμπήσει τα δάκτυλα των ποδιών του η δοκιμασία είναι αρνητική (Bennell et al., 1999). Οι López-Miñarro & Rodríguez-García αντιθέτως υποστηρίζουν ότι το TT και το SRT δεν είναι κατάλληλα μέσα για την αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων σε άτομα με μειωμένη ελαστικότητα αυτών. Κατέληξαν σε αυτό το συμπέρασμα εξετάζοντας 240 νεαρούς ενήλικες με μέση ηλικία τα 22,9 +/- 3,6 χρόνια. Τα δείγματα πραγματοποίησαν τρία δοκιμαστικά SLR (δεξί και αριστερό πόδι), TT και SRT. Στη συνέχεια χωρίστηκαν σε δύο ομάδες ανάλογα με την επίδοσή τους στο SLR (ομάδα A < 75°, ομάδα B ≥75°). Η ομάδα B είχε μεγαλύτερη μέση βαθμολογία στο SRT και το TT σε σχέση με την A (p<0,00). Η ομάδα A έδειξε μικρή συσχέτιση του SLR σε σχέση με το SRT (r=0,31-0,41) και το TT (r=0,28-0,40). Η ομάδα B έδειξε μέτρια συσχέτιση για το SRT (r=0,55) και για το TT (r=0,60-0,61). Επομένως η εγκυρότητα του SRT και του TT εξαρτώνται από την ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων (López-Miñarro & Rodríguez-García, 2010). Παρόμοια αποτελέσματα έδωσε και η έρευνα των Muyor et al., στην οποία παίκτες του τένις και ποδηλάτες έδειξαν μέτρια συσχέτιση μεταξύ του PSLR και των SRT (r=0,78 και r=0,76, αντίστοιχα) και TT (r=0,77 και 0,74, αντίστοιχα). Μικρότερη συσχέτιση έδειξαν οι αθλητές κανό (SRT, r=0,64 και TT, r=0,75) και ακόμη μικρότερη οι αθλητές καγιάκ (SRT, r=0,53 και TT, r=0,57). Για όλους τους αθλητές οι τιμές συσχέτισης μεταξύ του PSLR και της γωνίας κλίσης της λεκάνης τόσο στο SRT, όσο και στο TT ήταν r< 0,70. Η κλίση της λεκάνης και η ΟΜΣΣ εξηγούν την υψηλή μεταβλητότητα στα αποτελέσματα του SRT. Συμπερασματικά, το SRT και το TT μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως μέσα αξιολόγησης της ελαστικότητας της ΣΣ και του ROM της πύελου, αλλά δεν αξιολογούν την ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων στους αθλητές των συγκεκριμένων αθλημάτων (Muyor et al., 2014).

Το H-test είναι ένα δυναμικό SLR τεστ ελαστικότητας με σκοπό να αναγνωρίσει υπολειπόμενες λειτουργικές δυσλειτουργίες που θα εμποδίσουν την επιστροφή ενός αθλητή στην ενεργό δράση (Schmitt et al., 2010). Η δοκιμασία πραγματοποιείται με τον ασθενή να ξαπλώνει στην ύπτια θέση και ένα ηλεκτρογωνιόμετρο να τοποθετείται στις αρθρώσεις των ισχίων αμφοτερόπλευρα. Το εξεταζόμενο γόνατο ακινητοποιείται σε πλήρη έκταση με τη χρήση νάρθηκα και η ποδοκνημική διατηρείται σε ελαφριά πελματιαία κάμψη. Το αντίθετο πόδι και ο κορμός ακινητοποιούνται πάνω στο κρεβάτι με μάντες. Η διαδικασία περιλαμβάνει ένα active straight leg hip flexion test ακολουθούμενο αμέσως από ένα passive straight leg hip flexion test. Στο passive test ο εξεταστής σηκώνει αργά το ισχίο σε κάμψη, ο εξεταζόμενος χαλαρώνει και ζητάει από τον εξεταστή να σταματήσει την κίνηση όταν έχει φτάσει στο μέγιστο ROM, δηλαδή όταν νιώσει δυνατή αλλά ανεκτή διατακτική αίσθηση στους ισχιοκνημιαίους (Askling et al., 2010). Σαν εναλλακτική ή συμπληρωματική δοκιμασία του H-test είναι αυτή που περιγράφεται από τους Schmitt et al., όπου ο εξεταζόμενος ξαπλώνει ύπτια, φέρνει και διατηρεί το ισχίο σε κάμψη, κρατώντας το κοντά στο στήθος, ενώ το αντίθετο πόδι διατηρείται επίπεδο στο κρεβάτι. Στη συνέχεια ο εξεταστής εκτείνει παθητικά

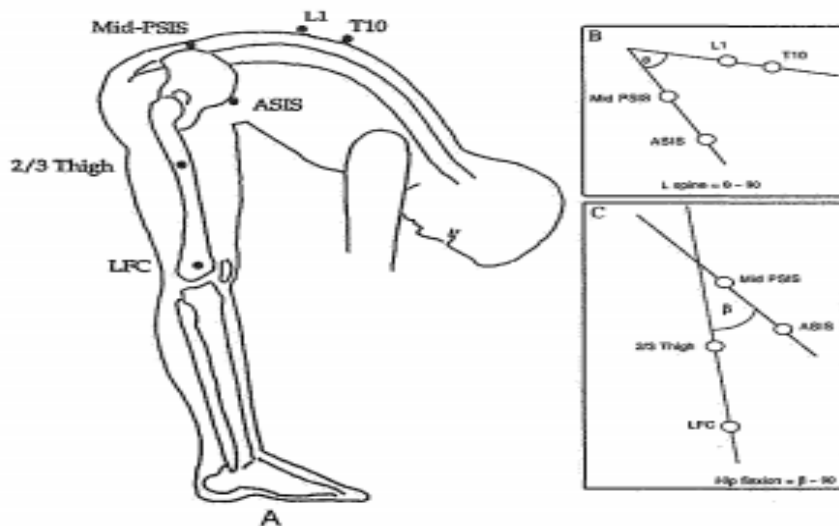
το γόνατο μέχρι να αισθανθεί αντίσταση από κάποιον μαλακό ιστό (π.χ. διάταση των ισchioκνημιαίων) και απομακρύνεται αφήνοντάς το να κάνει κάμψη 10° από τη μέγιστη διάταση. Από αυτή τη θέση ο εξεταστής κάνει τη δοκιμασία διακοπής των ισchioκνημιαίων (break test) και το βαθμολογεί χρησιμοποιώντας το παραδοσιακό 0-5 scale (που εδραιώθηκε από τον Kendall) ή αντικειμενικότερα χρησιμοποιώντας ένα φορητό δυναμόμετρο (Schmitt et al., 2010).



Εικόνα 1.7 Προετοιμασία για το active hamstring flexibility test, θέση εκκίνησης αριστερά και μέγιστη κάμψη ισχίου δεξιά (Askling et al., 2010)



Εικόνα 1.8 Dynamic hamstring flexibility test (H-test, αριστερά) και Lengthened state manual muscle hamstring test (παραλλαγή H-test, δεξιά) στους ισchioκνημιαίους (Schmitt et al., 2010)



Εικόνα 1.9 Toe touch test (Bennell et al., 1999)

Το forward leaning reaching task in sitting (FLRS) είναι μία ακόμη δοκιμασία αξιολόγησης των ισχιοκνημιαίων, στην οποία λαμβάνεται υπόψη η περιστροφή της λεκάνης. Στην έρευνα των Salen et al. έλαβαν μέρος 60 παιδιά τα οποία χωρίστηκαν σε τέσσερα ηλικιακά γκρουπ των 15 ατόμων το καθένα (3,6,10,14 χρονών). Ακολουθούσαν η εξής διαδικασία: τα παιδιά κάθονταν και προσπαθούσαν να φτάσουν και να ακουμπήσουν έναν τοίχο, στρέφοντας τη λεκάνη προς τα εμπρός. Με τη χρήση ψηφιοποιημένων εικόνων οι γωνίες της ΟΜΣΣ, της πυέλου, του ισχίου και του γόνατος υπολογίστηκαν στις αρχικές και τις τελικές θέσεις μίας δοκιμασίας FLRS. Η ενεργητική πρόσθια κλίση προκάλεσε πρόσθια περιστροφή της πυέλου, προκαλώντας με τη σειρά της διάταση των οπίσθιων μηριαίων με τα γόνατα σε έκταση. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων των γωνιών της ΟΜΣΣ, της πυέλου, του ισχίου και του γόνατος έδειξαν ότι η διαφορά της γωνίας της άρθρωσης του ισχίου μεταξύ αρχικής ανύψωσης και τελικής προσπάθειας να σκύψει προς τα εμπρός μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως αναφορά στις τιμές για το μήκος των οπίσθιων μηριαίων (Salen et al., 1999).

1.4.5 Γωνιόμετρο (Γωνιομέτρηση) και Ινκλινόμετρο

Ένα ακόμη μέσο αξιολόγησης της ελαστικότητας είναι το γωνιόμετρο, μέσω της διαδικασίας της γωνιομέτρησης. Η αξιοπιστία του είναι υψηλή ($0,95 < 0,99$) (Baltaci et al., 2003), με την εσωτερική-ενδοκοινοτική αξιοπιστία (intra-rater reliability) να εμφανίζεται υψηλότερη από την αξιοπιστία μεταξύ των ομάδων (inter-rater reliability), ιδιαίτερα στην αξιολόγηση του ROM της άρθρωσης του γόνατος (White et al., 2008; Youdas et al., 2005). Η τοποθέτηση του γωνιόμετρου γίνεται ως εξής: το υπομόχλιο του γωνιόμετρου τοποθετείται στο κέντρο της άρθρωσης του γόνατος πάνω από την εξωτερική πλευρά της. Ο σταθερός άξονας ευθυγραμμίζεται με το κέντρο του μείζων τροχαντήρα του μηριαίου, ενώ ο κινούμενος άξονας ευθυγραμμίζεται με την κορυφή του έξω σφυρού. Στη συνέχεια ο κινούμενος άξονας ακολουθεί την κίνηση της κνήμης με τον σταθερό να παραμένει ακίνητος καθ' όλη τη διάρκεια της γωνιομέτρησης (Norris & Matthews, 2005). Το ινκλινόμετρο είναι ένας δίσκος χειρός, στρογγυλός και γεμάτος υγρό, με έναν δείκτη εκκρεμούς βάρους-βαρύτητας που παραμένει κατακόρυφα προσανατολισμένος. Αυτός ο δίσκος είναι βαθμονομημένος σε διαστήματα 1° σε εύρος 360° . Όταν εφαρμόζεται σε συνδυασμό με το sit and reach test το ινκλινόμετρο μετρά το συνολικό προσανατολισμό μίας γραμμής σε ένα

κατακόρυφο επίπεδο (η γραμμή που σχηματίζεται από δύο σπονδυλικά σημεία αναφοράς) στο τέλος της πρόσθιας επίκυψης. Οι συντελεστές εσωτερικής (intra-rater) συσχέτισης του ινκλινόμετρου κυμαίνονται από 0,73-0,88 (Saur et al., 1996). Το ινκλινόμετρο τοποθετείται στον Θ1 σπόνδυλο και το “ταμπλό” ορίζεται στις 0° για να μετρήσει τη θωρακική γωνία όταν ο εξεταζόμενος σκύβει όσο πιο μπροστά μπορεί. Μετά τοποθετείται στον Θ12, για να ληφθεί η άμεση ανεύρεση της θωρακικής γωνίας. Εν συνεχεία ακολουθείται η ίδια διαδικασία με το ταμπλό να τοποθετείται αρχικά στον Θ12 (μηδενισμένο) και εν συνεχεία στον Ο5, για να μετρηθεί η οσφυϊκή γωνία (López-Miñarro et al., 2009). Με αυτόν τον τρόπο το ινκλινόμετρο μας δίνει πληροφορίες για την κινητικότητα της ΣΣ κατά της αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων και κατά πόσο αυτή επιδρά στα αποτελέσματα της αξιολόγησης.

Ο Herrington επισημαίνει πως πρέπει να λαμβάνεται πάντα υπόψη η θέση της πύελου, όταν αξιολογούμε το μήκος των ισχιοκνημιαίων, καθώς επηρεάζει σημαντικά την ιγνυακή γωνία (γωνία έκτασης γόνατος). Αξιολόγησε 60 υγιείς άντρες και η ιγνυακή γωνία (γωνία έκτασης γόνατος) μετρήθηκε με την πύελο σε 2 ακραίες θέσεις, μέγιστη πρόσθια και μέγιστη οπίσθια κλίση. Η μέση διαφορά της ιγνυακής γωνίας (γωνίας έκτασης γόνατος) μεταξύ των δύο θέσεων της λεκάνης ήταν 13,4° +/- 9° (εύρος 0°-26°) (Herrington, 2013).



Εικόνα 1.10 Γωνιομέτρηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων (αριστερά, Danneels et al., 2003)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΚΤΗΣΗΣ ΚΑΙ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΤΗΣ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ

Η βελτίωση της ελαστικότητας του μυοτενόντιου συνόλου είναι σημαντικός παράγοντας για την πλήρη αποκατάσταση ενός αθλητή. Επίσης, η ύπαρξη φυσιολογικής ελαστικότητας προλαμβάνει τραυματισμούς και για τον λόγο αυτό έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές που εξυπηρετούν τον στόχο αυτόν. Άλλες από αυτές τις τεχνικές είναι παλαιότερες (διατάσεις) και άλλες περισσότερο σύγχρονες (deep stripping massage, graston technique).

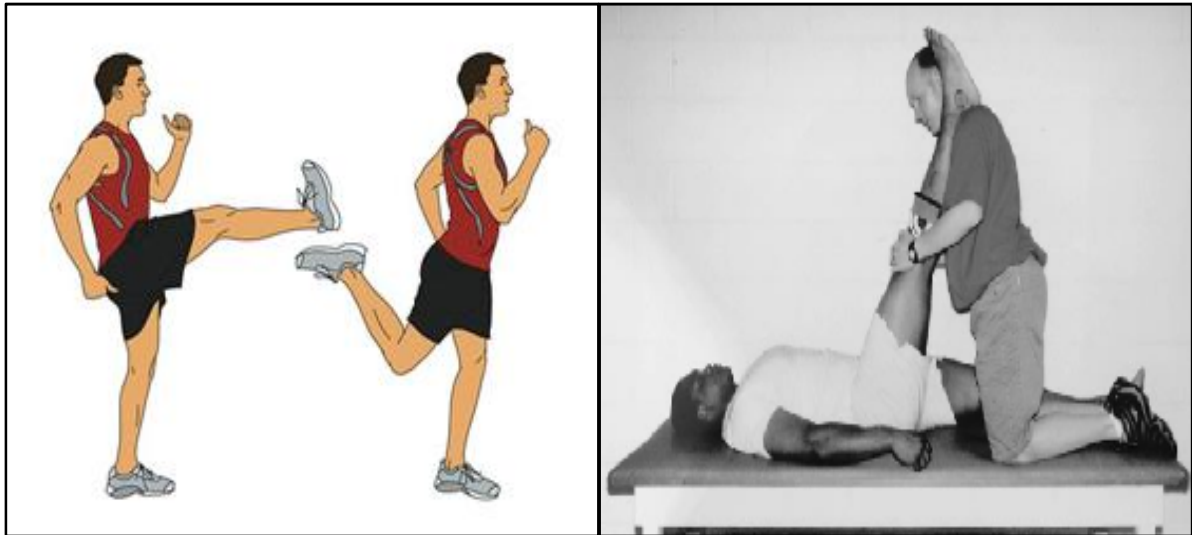
2.1 Διάταση (Stretching)

Η διάταση αποτελεί μία από τις παλαιότερες και περισσότερο διαδεδομένες μεθόδους βελτίωσης της ελαστικότητας. Ακόμη, είναι η τεχνική που έχει ερευνηθεί σε μεγαλύτερο βαθμό σε σχέση με τις υπόλοιπες. Υπάρχουν πολλά είδη διάτασης άλλα από τα οποία στοχεύουν στην αύξηση της στατικής παθητικής ή ενεργητικής ελαστικότητας (passive static stretching, active static stretching) και άλλα στην αύξηση της δυναμικής παθητικής ή ενεργητικής ελαστικότητας (static dynamic stretching, active dynamic stretching). Επιπλέον, υπάρχουν οι βαλλιστικές διατάσεις (ballistic stretching) που είναι ενεργητικές επαναλαμβανόμενες μικρές αναπηδήσεις στο τέλος του ROM (διατείνουν τον μυ γρήγορα και αμέσως τον επιστρέφουν κοντά στο σημείο εκκίνησης της διάτασης) και χρησιμοποιούνται, κυρίως, στον αθλητισμό (Knight et al., 2001; Nelson & Bandy, 2004). Η διάταση μπορεί να εφαρμόζεται από τον θεραπευτή ή και από τον ίδιο τον αθλητή (αυτοδιάταση). Οι διατάσεις διακρίνονται σε στατικές και δυναμικές. Η στατική διάταση εφαρμόζεται αργά και σταδιακά και διατηρείται στο τέλος του ROM, λίγο πριν το σημείο που ποκαλει δυσφορία στον ασθενή (Knight et al., 2001). Η παθητική στατική διάταση (passive static stretch, PSS) ορίζεται ως η αργά εφαρμοζόμενη διατατική ροπή σε έναν μυ, ενώ διατηρείται ο μυς σε μια επιμηκυσμένη κατάσταση). Η ενεργητική στατική διάταση (active static stretch, ASST) ορίζεται ως μία ενεργητική σύσπαση του αγωνιστή μυ στο πλήρες εσωτερικό του εύρος, που διατίνει το εξωτερικό εύρος του ανταγωνιστή). Η στατική δυναμική διάταση (static dynamic stretch, SDS) και η ενεργητική δυναμική διάταση (active dynamic stretch, ADS) ορίζονται ως η ελεγχόμενη κίνηση στο παθητικό και το ενεργητικό ROM της κάθε άρθρωσης, αντίστοιχα. Πολλοί αθλητές έχουν απομακρυνθεί από τη χρήση των στατικών διατάσεων (SST) και έχουν στραφεί προς τις δυναμικές διατάσεις (DST). Αυτό συμβαίνει γιατί οι SST μειώνουν την ισχύ που παράγεται από τον μυ αναστέλλοντας την απόδοσή του (Fletcher & Jones, 2004; Behm et al., 2001; Cornwell et al., 2001; Fowels et al., 2000; Young & Elliot 2001). Αυτή η αναστολή στην απόδοση οφείλεται στο γεγονός ότι οι SST κάνουν το μυοτενόντιο σύνολο περισσότερο ενδοτικό (compliant), μειώνοντας την παραγωγή της ισχύος μέσω της μείωσης της ανελαστικότητας (stiffness) (Fletcher & Jones, 2004; Fowels et al., 2000). Αποτέλεσμα της μείωσης της ανελαστικότητας του μυοτενόντιου συνόλου είναι η νευρική αναχαίτιση και η μείωση νευρικής αγωγιμότητας στους μυς, οδηγώντας σε μείωση της παραγωγής ισχύος (Fletcher & Jones, 2004; Knudson et al., 2001; Kubo et al., 2001). Η δυναμική διάταση (DST) είναι μία τεχνική που επιτρέπει στον μυ να επιμηκυνθεί φυσιολογικά και στην χαλαρή του κατάσταση. Ο Murphy υποστηρίζει ότι καθώς πραγματοποιείται η δυναμική διάταση/δυναμικό ROM αυξάνονται οι μεταβολικές διαδικασίες, αυξάνοντας με τη σειρά τους την θερμοκρασία του ιστού. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τη μείωση της ιξώδους ιδιότητας

του μυός, επιτρέποντας την ομαλότερη σύσπαση. Ο μυς είναι πλέον πιο εύκαμπτος και δεκτικός στις δυνάμεις που του εφαρμόζονται, οδηγώντας στην αύξηση της ελαστικότητάς του (Murphy, 1991). Η βαλλιστική διάταση χρησιμοποιεί την ρυθμική, αναπηδούμενη κίνηση αυτή η κίνηση εκμεταλλεύεται την ορμή που αναπτύσσεται στο άκρο και επιμηκώνει τον μυ. Μία, επιπλέον, τεχνική διάτασης είναι η ιδιοδέκτρια νευρομυϊκή διευκόλυνση (PNF) που χρησιμοποιεί σύντομη ισομετρική σύσπαση του μυ πριν την στατική του διάταση (Nelson & Bandy, 2004). Οι διατάσεις τύπου PNF είναι τρεις: α) σφίξε χαλάρωσε (hold-relax, HR), β) κράτα χαλάρωσε (contract-relax, CR) και γ) κράτα χαλάρωσε με σύσπαση του ανταγωνιστή (agonist contract-relax, ACR). Οι τεχνικές PNF χρησιμοποιούν τον ιδιοδεκτικό ερεθισμό για την ενδυνάμωση ή την χαλάρωση/αναχαίτηση των μυών (Ferber et al., 2002). Στις τεχνικές αυτές ο μυς που πρέπει να διαταθεί (αγωνιστής) μετακινείται παθητικά στο τέλος του εύρους και εκεί συσπάται ισομετρικά · στην συνέχεια ακολουθεί μία έκκεντρη σύσπαση του ανταγωνιστή (Knight et al., 2001). Οι εκούσιες μυϊκές συσπάσεις πραγματοποιούνται σε συνδυασμό με διάταση των μυών με στόχο να μειωθούν τα αντανακλαστικά συστατικά από τις συσπάσεις, να ενισχυθεί η χαλάρωση των μυών και να αυξηθεί το ROM μεταγενέστερα. Η αύξηση του ROM πιστεύεται ότι πραγματοποιείται πιθανόν λόγω της μείωσης των αντανακλαστικών συστατικών που διεγείρουν τη μυϊκή σύσπαση · ωστόσο, λίγες είναι οι έρευνες που έχουν αποδείξει τη νευροφυσιολογική φύση των τεχνικών (Ferber et al., 2002). Η αυτογενής αναστολή του μυ που διατείνεται αυξάνει το ROM. Αυτογενής αναστολή ορίζεται ως η αναστολή των α κινητικών νευρώνων του μυ από τη διέγερση του τενόντιου οργάνου Golgi. Η ανασταλτική αυτή επίδραση μειώνει την μυϊκή δραστηριότητα και επιτρέπει την χαλάρωση του μυ και την ενδοτικότητα του σε διατατικά φορτία. Αυτό επιτρέπει την αύξηση του μήκους του μυός κατά την διάταση χωρίς να διεγείρεται το αντανακλαστικό διάτασης. Η πραγματοποίηση μίας συνεδρίας PNF δεν προκαλεί πλαστικές παραμορφώσεις στο μυοτενόντιο σύνολο (των ισχιοκνημιαίων), αλλά προσωρινή βελτίωση της ελαστικότητάς του που οφείλεται σε αλλαγή της ελαστικής περιοχής (Spernoga et al., 2001).



Εικόνα 2.1 Εφαρμογή παθητικής στατικής διάτασης (PSS, αριστερά) και ενεργητικής στατικής διάτασης-αυτοδιάτασης (ASST, δεξιά) στους ισχιοκνημιαίους (https://www.google.gr/search?tbm=isch&q=hamstring+passive+static+stretching&hl=el&gws_rd=ssl#imgdii=)



Εικόνα 2.2 Εφαρμογή βαλλιστικής διάτασης-αυτοδιάτασης των ισχιοκνημιαίων (αριστερά, https://www.google.gr/search?tbm=isch&q=hamstring+ballistic+stretching&hl=el&gws_rd=ssl#imgdii=) και ισομετρική σύσπαση των ισχιοκνημιαίων ενάντια στην αντίσταση του φυσικοθεραπευτή (contract-relax PNF technique, δεξιά) (Spernoga et al., 2001)

Στον αθλητισμό οι διατάσεις χρησιμοποιούνται αρκετές φορές σε συνδυασμό με διάφορα μέσα που επιδρούν στην θερμοκρασία των ιστών με στόχο να ενισχυθεί η βελτίωση της ελαστικότητας του μυοτενόντιου συνόλου και το ROM της άρθρωσης. Τα μέσα αυτά προκαλούν αύξηση ή μείωση της θερμοκρασίας των επιπολής ή των εν τω βάθει ιστών στην περιοχή που τοποθετούνται-εφαρμόζονται. Τέτοια μέσα είναι ο υπέρηχος, οι διαθερμίες, τα θερμά επιθέματα, τα ψυχρά επιθέματα και ο θρυμματισμένος πάγος. Έντονη αύξηση της θερμοκρασίας ($>4^{\circ}\text{C}$ της θερμοκρασίας του κορμού) αυξάνει την ελαστικότητα του κολλαγόνου ιστού και μειώνει την ιξώδη ιδιότητα και την τάση του ιστού. Υψηλής έντασης, παλμική διαθερμία βραχέων κυμάτων μπορεί να προκαλέσει έντονη αύξηση της θερμοκρασίας σε μεγάλες περιοχές του σώματος και να διευκολύνει την μυϊκή χαλάρωση, να μειώσει τον μυϊκό σπασμό και την “ανελαστικότητα” της άρθρωσης. Η εφαρμογή μακράς σε διάρκεια διάτασης με χαμηλό φορτίο όταν ο μυς έχει φτάσει σε αυξημένη θερμοκρασία οδηγεί σε μεγαλύτερη αύξηση του υπολειπόμενου μήκους του ιστού και λιγότερους τραυματισμούς σε σχέση με την εφαρμογή μεγάλου διατατικού φορτίου σε χαμηλές θερμοκρασίες. Η αύξηση της ενδομυϊκής θερμοκρασίας, μετά την εφαρμογή διαθερμίας βραχέων κυμάτων υψηλής έντασης και παλμικής μορφής, διατηρείται για περίπου 5 λεπτά και η διάταση θα ήταν καλό να εφαρμόζεται μέσα σε αυτό το χρονικό όριο για να υπάρχουν καλύτερα αποτελέσματα στην αύξηση της ελαστικότητας (Draper et al., 2002). Δύο ευρέως διαδεδομένες μέθοδοι τοπικής αύξησης της θερμοκρασίας είναι τα θερμά επιθέματα (moist heat packs/MHP, αύξηση της θερμοκρασίας σε επιπολές ιστούς όπως το δέρμα) και ο υπέρηχος (ultrasound/US, εν τω βάθει αύξηση της θερμοκρασίας ιστών όπως το μυοτενόντιο σύνολο. Όταν χρησιμοποιείται ο US με συχνότητα 1MHz η θερμότητα που παράγεται φτάνει σε βάθος 3-5cm και θεωρείται μέσο εν τω βάθει θέρμανσης. Ο US παράγει θερμότητα μέσω δονήσεων υψηλής συχνότητας. Ένα από τα πλεονεκτήματα του υπέρηχου είναι ότι η ενέργεια που μεταβιβάζει παρεμποδίζεται ελάχιστα από τον λιπώδη ιστό λόγω της υψηλής του περιεκτικότητας σε νερό. Ο λιπώδης ιστός έχει την ιδιότητα να μονώνει τους ιστούς που βρίσκονται κάτω από αυτόν από την εξωτερική θερμότητα. Ο US θερμαίνει τους εν τω βάθει ιστούς χωρίς να αυξήσει την θερμοκρασία στους επιπολές. Με αυτόν τον τρόπο εκμεταλλεύεται τη μονωτική ικανότητα του λιπώδους ιστού, ώστε να χαθεί η θερμότητα από

τους εν τω βάθει ιστούς με πιο αργό ρυθμό. Επίσης, φαίνεται να αυξάνει τη ροή του αίματος μέσα στους μυς σε μεγαλύτερο βαθμό από τα MHP, γεγονός που του προσδίδει ένα πλεονέκτημα. Η αυξημένη διεισδυτικότητα που προσφέρει μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αύξηση της ελαστικότητας του τενόντιου ιστού. Η αυξημένη ελαστικότητα με τη σειρά της επιτρέπει μία πιο ομοιόμορφη κατανομή της δύναμης που ασκείται στον τένοντα και μείωση της τάσης σε συγκεκριμένες περιοχές του ιστού. Επιπλέον, οι τένοντες έχουν πιο φτωχό αγγειακό δίκτυο σε σύγκριση με τους μύες επιτρέποντάς τους να διατηρούν την αυξημένη θερμοκρασία για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα. Αυτό συμβαίνει γιατί δεν μπορεί να φτάσει αρκετό κρύο αίμα σε αυτούς από τα αγγεία. Τα θερμά επιθέματα αποτελούν μέθοδο επιβολής αύξησης της θερμοκρασίας και φτάνουν σε βάθος 1-2cm. Η αποτελεσματικότητά τους στην βελτίωση του ROM οφείλεται περισσότερο σε αισθητηριακά ερεθίσματα παρά σε πραγματική μεταβολή στο μήκος των μυών. Η θερμότητα δρα ως αναλγητικό και βοηθά στο να ανακουφιστεί ο πόνος που προκαλείται από τη διάταση, επιτρέποντας έτσι στη διάταση να είναι περισσότερο ευεργετική. Ακόμη, η ελαστικότητα μειώνει την ευαισθησία της μυϊκής ατράκτου με αποτέλεσμα την χαλάρωση του αντανεκλαστικού διάτασης του μυός επιτρέποντας αποτελεσματικότερη διάταση (Lounsberry, 2008). Οι μηχανισμοί επίδρασης της εφαρμογής κρύου κατά τη διάρκεια ή πριν-μετά τη διάταση δεν έχουν αποσαφηνιστεί. Η αύξηση στο ROM μπορεί να οφείλεται σε μειωμένη ιδιοδεκτική ανατροφοδότηση μετά την εφαρμογή διάτασης με πάγο. Μια άλλη επίδραση του κρύου μπορεί να αφορά το αντανεκλαστικό διάτασης, δηλαδή μπορεί να προκαλείται κατάπτωση του αντανεκλαστικού διάτασης λόγω της χρήσης κρύου με διάταση. Επιπροσθέτως, οι ευεργετικές ιδιότητες της διάτασης με ταυτόχρονη χρήση κρυοθεραπείας μπορεί να σχετίζονται με επιδράσεις στον μυϊκό σπασμό ή την αίσθηση του πόνου (Brodowicz et al., 1996). Η μείωση της νευρικής εκφόρτισης ενδέχεται να μειώσει την ενεργοποίηση του μυϊκού αντανεκλαστικού και του πόνου, αυξάνοντας έτσι την ανοχή στη διάταση. Αυτό επιτυγχάνεται με την εφαρμογή πάγου, που προκαλεί μείωση στην ταχύτητα αγωγιμότητας του νεύρου και κατά συνέπεια οδηγεί σε μικρότερη αίσθηση του πόνου και χαμηλότερη δραστηριότητα της ατράκτου. Ο ρόλος της μυϊκής ατράκτου κατά την διάταση των μυών είναι να αυξάνει την τάση στον αγωνιστή μυ (που εφαρμόζεται η διάταση), γεγονός που περιορίζει την ελαστικότητά του. Επομένως, όσο μεγαλύτερη είναι η αισθητηριακή πληροφόρηση, τόσο μεγαλύτερη θα είναι η κινητική εκφόρτιση (Brasileiro et al., 2007; Shuback et al., 2004). Μόλις μειωθεί η εκφόρτιση της ατράκτου, από την παρέμβαση του κρύου, θα μειωθεί και η τάση του μυ. Έχει παρατηρηθεί, κατά τη διάρκεια της διάτασης, ότι το κατάφλι του πόνου προηγείται του περιορισμού του ιστού. Έτσι η υποκειμενική αίσθηση δυσαρέσκειας στην οπίσθια πλευρά του μηρού μειώνει την αποτελεσματικότητα της διάτασης και ελαχιστοποιεί τις ιξωδοελαστικές αλλαγές στον μυοτενόντιο ιστό. Το ψυχρό έχει την ιδιότητα να αυξάνει την ανοχή στον πόνο, βελτιώνοντας την ενδοτικότητα στη διάταση (Brasileiro et al., 2007). Με αυτόν τον τρόπο η χρήση πάγου σε παρατεταμένη διάταση μπορεί να ενισχύσει την αύξηση του ROM σε περιπτώσεις που φλεγμονή ή άλλοι επώδυνοι παράγοντες συμβάλλουν στη μείωση της λειτουργικότητας. Η εφαρμογή πάγου και διάτασης επιτρέπει στον αθλητή μεγαλύτερη ανοχή στη δυσφορία που παρατηρείται στην τελική θέση της διάτασης (Brodowicz et al., 1996). Ωστόσο το κρύο φαίνεται να αυξάνει την ανελαστικότητα του μυοτενόντιου συνόλου και κατά συνέπεια να μειώνει τις ιξωδοελαστικές ιδιότητες του ιστού (Brasileiro et al., 2007). Για τον λόγο αυτό μετά την κρυοθεραπεία είναι καλό να γίνεται ζέσταμα για να ελαχιστοποιηθεί η τάση και ο κίνδυνος μυϊκής ρήξης (Brodowicz et al., 1996).

Πίνακας 2: Έρευνες σχετικές με τα διάφορα είδη διάτασης και την επίδρασή τους στην ελαστικότητα του μυοτενόντιου συνόλου των ισχιοκνημιαίων.

Ερευνητές	Σκοπός	Δείγματα/Εξεταζόμενοι	Πρωτόκολλο	Αποτελέσματα
Halbertsma et al., 1994	Η επίδραση των διατάσεων στην παθητική διατασιμότητα και σκληρότητα βραχυσμένων ισχιοκνημιαίων σε υγιή άτομα	14 δείγματα με βραχυσμένους ισχιοκνημιαίους. Τα κριτήρια ένταξης στην έρευνα ήταν: 1)finger-ground distance >0cm, 2)χωρίς ιστορικό πρόσφατου ή χρόνιου πόνου στην οσφύ και 3)χωρίς προηγούμενο χειρουργείο ή πρόσφατο τραυματισμό στην ΟΜΣΣ, την πύελο, ή τα κάτω άκρα	α)Ομάδα που υποβλήθηκε σε διάταση: 7 δείγματα (20-28 χρονών, μέση ηλικία 23.3), όπου πραγματοποίησαν διατάσεις τύπου κράτα-χαλάρωσε (contract-relax) β)Ομάδα ελέγχου: 7 δείγματα (25-38 χρονών, μέση ηλικία 31,1), όπου δεν εφαρμόστηκε παρέμβαση Διάταση των ισχιοκνημιαίων 2 φορές την ημέρα για 10min για μία περίοδο 4 εβδομάδων. Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων έγινε με το ISLR και τη χρήση γωνιόμετρου	Αύξηση του ROM της κάμψης του ισχίου (mean -5,3+/-5,85 SD, p=0,02) και της διατασιμότητας των ισχιοκνημιαίων (mean -5,2+/-5,78 SD, p=0,02). Οι διατάσεις δεν κάνουν τους βραχυσμένους ισχιοκνημιαίους μακρύτερους ή λιγότερο σκληρούς, αλλά επηρεάζουν την ανοχή στη διάταση
Spernoga et al., 2001	Η διάρκεια των κεκτημένων στην ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων μετά την εφαρμογή 1 συνεδρίας σφίξε-χαλάρωσε	30 υγιείς άντρες δόκιμοι του στρατού (18,8+/-0,63 χρονών). Κριτήρια συμμετοχής στην έρευνα: 1)έλειμμα στην έκταση του γόνατος $\geq 20^\circ$ σύμφωνα με το ΑΚΕ και 2)απουσία τραυματισμού στον κορμό και τα κάτω άκρα για τουλάχιστον	α)Ομάδα που υποβλήθηκε σε κράτα-χαλάρωσε διάταση: 15 δείγματα, όπου εφαρμόστηκε διάταση τύπου κράτα-χαλάρωσε για 7sec επί 5 φορές (συνολικός χρόνος θεραπείας 5min) β)Ομάδα ελέγχου: 15 δείγματα, όπου τα δείγματα ξάπλωναν στην ύπτια θέση για 5min Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων έγινε με τη χρήση του ΑΚΕ και γωνιόμετρου και πραγματοποιήθηκε πριν και αμέσως	Η αύξηση στην ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων μετά την εφαρμογή σφίξε-χαλάρωσε διήρκεσε 6min (p<0,05)

		6 μήνες πριν την έρευνα	μετά την παρέμβαση για την ομάδα ελέγχου, ενώ για την ομάδα κράτα-χαλάρωσε η αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε πριν, αμέσως μετά και 2min, 4min, 6min, 8min, 16min, 32min μετά την παρέμβαση	
Ferber et al., 2002	Η επίδραση των τεχνικών διάτασης PNF στο ROM της έκτασης του γόνατος και στην EMG δραστηριότητα σε μεγάλους ενήλικες	26 υγιείς και ενεργητικοί άντρες (55-75 χρονών), χωρίς ιστορικό αναπηρίας ή παθολογίας στα κάτω άκρα ένα χρόνο πριν την έρευνα και χωρίς κάποια οστεοαρθρική ή μυοσκελετική ασθένεια	Εφαρμόστηκαν σε όλα τα δείγματα οι τεχνικές στατικής διάτασης (SS) για 80sec, κράτα-χαλάρωσε (CR) 4σετ των 20sec το καθένα και κράτα-χαλάρωσε με σύσπαση του ανταγωνιστή (ACR) 4 σετ των 20sec το καθένα. Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων πριν και μετά τις παρεμβάσεις πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του ΑΚΕ και ήλεκτρο-γωνιόμετρου	Η ACR τεχνική αύξησε το ROM της έκτασης του γόνατος κατά μέσο όρο $15,66^{\circ} \pm 0,95^{\circ}$ και η αύξηση αυτή ήταν σημαντικά καλύτερη από την αύξηση που παρατηρήθηκε στις τεχνικές SS ($11,67^{\circ} \pm 0,82^{\circ}$) και CR ($12,11^{\circ} \pm 0,66^{\circ}$). Η τεχνική ACR οδήγησε σε 29% και 34% καλύτερο ROM έκτασης γόνατος σε σχέση με τις τεχνικές CR και SS, αντίστοιχα
Funk et al., 2003	Σύγκριση της επίδρασης της PNF και των στατικών διατάσεων στην ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων	40 φοιτητές-αθλητές	Εφαρμόστηκαν 5min στατική διάταση και PNF στους ισchioκνημιαίους με άσκηση και χωρίς άσκηση	Η PNF είχε σαν αποτέλεσμα σημαντική ($p < 0,05$) αύξηση στην ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων μετά από 60min άσκησης (9,6%) και χωρίς άσκηση (7,8%), σε σύγκριση με την αρχική τιμή της ελαστικότητας. Δεν παρατηρήθηκαν διαφορές με τη στατική διάταση στη διάρκεια του χρόνου και καμία διαφορά δεν παρατηρήθηκε μεταξύ των ομάδων. Η PNF που πραγματοποιείται μετά από άσκηση ενίσχυσε την άμεση ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων και μπορεί να ενισχύσει τις διατατικές προπονήσεις των αθλητών

Nelson & Bandy, 2004	Η επίδραση ενός προγράμματος έκκεντρης άσκησης διάρκειας 6 εβδομάδων στην ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων, σε αγόρια λυκείου και η σύγκρισή του με ένα πρόγραμμα στατικών διατάσεων 6 εβδομάδων και με απουσία εφαρμογής άσκησης	69 αγόρια του Arkansas High School με μέση ηλικία τα 16,45±/0,96 χρόνια, “σφικτούς” ισχιοκνημιαίους και χωρίς ιστορικό βλάβης στο γόνατο, ή τον μηρό, το ισχίο, ή την ΟΜΣΣ για 1 χρόνο πριν την έρευνα	α)Ομάδα ελέγχου: 24 δείγματα (16,29±/0,86 χρονών), όπου δεν πραγματοποίησαν έκκεντρες ασκήσεις ή διατάσεις για 6 εβδομάδες β)Ομάδα έκκεντρης προπόνησης: 24 δείγματα 16,45±/0,96 χρονών), όπου πραγματοποίησαν έκκεντρη προπόνηση με λάστιχο σε όλο το ROM των ισχιοκνημιαίων 6 φορές την ημέρα για 6 εβδομάδες (διάρκεια ημερήσιας θεραπείας περίπου 30sec) γ)Ομάδα στατικής διάτασης: 21 δείγματα (16,24±/1,14 χρονών), όπου πραγματοποίησαν στατική διάταση 30sec, 3 μέρες την εβδομάδα για 6 εβδομάδες. Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων έγινε με το PKE (90/90) και τη χρήση γωνιόμετρου	Παρατηρήθηκε σημαντική αύξηση στην ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων μετά την εφαρμογή έκκεντρης προπόνησης (p<0,01). Το ίδιο ισχύει και για την ομάδα στατικής διάτασης (p<0,015). Στην ομάδα ελέγχου δεν παρατηρήθηκε σημαντική αλλαγή (p>0,01). Η μέση βαθμολογία της στατικής διάτασης (18,90°±/6,77°) και της έκκεντρης προπόνησης (16,88°±/6,51°) ήταν σημαντικά διαφορετικές από της ομάδας ελέγχου (27,25°±/5,89°). Οι δύο ομάδες, όμως, δεν διέφεραν μεταξύ τους. Σημαντική διαφορά υπήρχε, επίσης, μεταξύ των κεκτημένων της ομάδας διάτασης (12,05°±/6,89°) και της ομάδας ελέγχου (1,17°±/3,35°), καθώς και της ομάδας έκκεντρης άσκησης (12,79°±/5,70°) και της ομάδας ελέγχου. Δεν παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά ανάμεσα στην έκκεντρη άσκηση και την στατική διάταση
Cronin et al., 2008	Η επίδραση της εφαρμογής μίας συνεδρίας παθητικής διάτασης ή δόνησης ή και των δύο	10 άντρες (22,7±/3,6 χρονών) χωρίς μυοσκελετικά προβλήματα	α)3 σετ των 30sec στατικές διατάσεις των ισχιοκνημιαίων β)3 σετ των 30sec δόνηση στους ισχιοκνημιαίους γ)συνδιασμός των πρωτόκολλων των στατικών διατάσεων και της δόνησης Η αξιολόγηση του δυναμικού ROM του γόνατος έγινε πριν, αμέσως μετά και 10min μετά τις παρεμβάσεις	Μοναδική αύξηση στο δυναμικό ROM γόνατος μεταξύ του πριν και αμέσως μετά την εφαρμογή της διάτασης (μέση αλλαγή 3° ή 2%, p=0,01). Δεν υπήρχε στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ της παρέμβασης και του χρόνου στην απόδοση στο άλμα. Η εφαρμογή μίας συνεδρίας διάτασης οδήγησε σε μικρή σε μέγεθος και διάρκεια αλλαγή στο δυναμικό ROM της άρθρωσης του

	τεχνικών στους ισχιοκνημιαίους, για να εξεταστεί το δυναμικό ROM της άρθρωσης του γόνατος και η απόδοση στο άλμα			γόνατος, αλλά δεν άλλαξε την απόδοση στο άλμα. Η εφαρμογή δόνησης ανεξάρτητα ή μαζί με τη διάταση δεν επηρέασε ούτε το δυναμικό ROM του γόνατος, ούτε την απόδοση στο άλμα
Meroni et al., 2010	Να καθοριστεί αν η παθητική ή η ενεργητική διάταση οδηγεί σε μεγαλύτερη αύξηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων και να διαπιστωθούν τα κερταμένα διατηρούνται	65 υγιή δείγματα, 33 ολοκλήρωσαν την θεραπεία των 6 εβδομάδων και 22 αξιολογήθηκαν 4 εβδομάδες μετά τη παρέμβαση	Πρόγραμμα διατάσεων 6 εβδομάδων α)Ομάδα ενεργητικών διατάσεων β)Ομάδα παθητικών διατάσεων Το ROM μετρήθηκε πριν, μετά από 3 και 6 εβδομάδες προπόνησης και 4 εβδομάδες μετά το τέλος/διακοπή της προπόνησης. Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων έγινε με το ΑΚΕ	Μετά από 3 εβδομάδες προπόνησης η μέση βελτίωση στο ROM της ομάδας ενεργητικής διάτασης ήταν 5,7° και της παθητικής διάτασης 3° (p=0,01). Μετά από 6 εβδομάδες ήταν 8,7° και 5,3° (p=0,00), αντίστοιχα. Μετά από τις 4 εβδομάδες διακοπής της προπόνησης η βελτίωση που διατηρήθηκε ήταν 6,3° και 0,1° (p=0,00), αντίστοιχα. Επομένως, η ενεργητική διάταση βελτίωσε περισσότερο το ROM του γόνατος από την παθητική και τα αποτελέσματα διατηρήθηκαν για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα

Πίνακας 3: Έρευνες που συνδυάζουν την επίδραση του θερμού-ψυχρού και της διάτασης στην ελαστικότητα του μυοτενόντιου συνόλου

Ερευνητές	Σκοπός	Δείγματα/Εξεταζόμενοι	Πρωτόκολλο	Αποτελέσματα
Brodowicz et al., 1996	Να εξεταστεί η αποτελεσματικότητα της διάτασης με πάγο στην αύξηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων και η σύγκρισή της με διάταση με θερμό και διάταση μόνο	24 υγιείς άντρες, αθλητές του κολεγιακού baseball (ηλικίας 20,7+/-1,2 χρονών)	α) Η ομάδα διάτασης με θερμό (n=8) πραγματοποίησε 20min διάταση με θερμά επιθέματα στην οπίσθια πλευρά των μηρών του κάθε ποδιού β) Η ομάδα διάτασης με πάγο (n=8) πραγματοποίησε την ίδια διάταση με ψυχρά επιθέματα στην οπίσθια πλευρά των μηρών του κάθε ποδιού γ) Η ομάδα διάτασης μόνο (n=8) πραγματοποίησε απλά την διάταση. Εφαρμόστηκαν 2 μονοποδικές και 2 διποδικές στατικές διατάσεις 3min η καθεμία. Ο συνολικός χρόνος διάτασης ήταν 20min. Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων και για τα δύο κάτω άκρα πραγματοποιήθηκε με το ASLR και τη χρήση flexometer	Η μέση τιμή των αποτελεσμάτων της διάτασης με πάγο ήταν μεγαλύτερη από τη μέση τιμή των άλλων 2 ομάδων. Δεν παρατηρήθηκε διαφορά ανάμεσα στη μέση τιμή της διάτασης με θερμό και τη μέση τιμή της διάτασης μόνο. Επομένως, η εφαρμογή πάγου ταυτόχρονα με τη διάταση μπορεί να παρέχει ενισχυμένη μικρής διάρκειας βελτίωση στην ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων σε σύγκριση με την εφαρμογή θερμού κατά την διάταση ή την διάταση μόνο
Knight et al., 2001	Αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας της επιπολής και εν τω βάθος θερμότητας και της προθέρμανσης με ενεργητική άσκηση πριν τη διάταση στην ελαστικότητα των πελματιαίων καμπτήρων σε	97 δείγματα με περιορισμένο ROM ραχιαίας κάμψης 59 γυναίκες με μέση ηλικία 27,6 χρονών (SD=7,68, εύρος=17-50) και 38 άντρες με μέση ηλικία 26,8 χρονών (SD=6,87, εύρος=18-48)	α) Ομάδα ελέγχου (n=18), όπου δεν πραγματοποίησε διατάσεις β) Ομάδα στατικής διάτασης μόνο (n=19) γ) Ομάδα προθέρμανσης/ζεστάματος (n=19) που πραγματοποίησε ενεργητική ανύψωση της πτέρνας τουλάχιστον 40 φορές πριν τη διάταση δ) Ομάδα επιπολής θερμότητας που της τοποθετήθηκαν θερμά επιθέματα στους πελματιαίους καμπτήρες για	Όλες οι ομάδες αύξησαν το ενεργητικό και το παθητικό ROM (AROM/PROM). Η μέση AROM/PROM διαφορά στις 6 εβδομάδες ήταν 1,11°/1,39° για την ομάδα α, 4,10°/6,11° για την β, 4,16°/4,21° για την γ, 4,38°/4,90° για την δ και 6,20°/7,35° για την ε. Η ομάδα με τον υπέρηχο πριν τη διάταση έδειξε τη μεγαλύτερη αύξηση στο AROM (6,20°) και το

	σύγκριση με διάταση μόνο		15min πριν τη διάταση ε)Ομάδα εν τω βάθι θερμότητας που της χορηγήθηκε υπέρηχος συνεχούς ροής για 7min πριν τη διάταση. Οι διατάσεις πραγματοποιήθηκαν 3 μέρες την εβδομάδα για 6 εβδομάδες και το ROM της ραχιαίας κάμψης αξιολογήθηκε πριν, αμέσως μετά την παρέμβαση και μετά από 2,4 και 6 εβδομάδες με τη χρήση γωνιόμετρου	PROM (7,35°). Επομένως, από τις παραπάνω εφαρμογές η 7min χρήση υπέρηχου πριν τη διάταση είναι η πιο αποτελεσματική στην αύξηση της ελαστικότητας των πελματιαίων καμπτήρων
Draper et al., 2002	Η επίδραση της χαμηλού φορτίου, σύντομης διάτασης με ή χωρίς υψηλής έντασης, παλμική διαθερμία βραχέων κυμάτων στην ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων	37 υγιείς φοιτητές (11 άντρες, 26 γυναίκες, ηλικίας 20,46+/-1,74 χρονών)	α)Ομάδα διαθερμίας και διάτασης, όπου τα δείγματα δέχθηκαν θεραπεία διαθερμίας στο δεξί ισχιοκνημιαίο για 15min ακολουθούμενη από 3 διατάσεις των 30sec στους ισχιοκνημιαίους β)Ομάδα διάτασης μόνο, όπου τα δείγματα δέχθηκαν θεραπεία διαθερμίας placebo για 15min ακολουθούμενη από 3 διατάσεις των 30sec γ)Ομάδα ελέγχου, όπου τα δείγματα ξάπλωναν στην πρηνή θέση για 15min Τα δείγματα αντιμετωπίζονταν και αξιολογούνταν κάθε μέρα για 5 μέρες. Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων έγινε πριν και μετά την κάθε θεραπευτική συνεδρία με τη χρήση του SRT	Η μέση αύξηση στην ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων κατά την διάρκεια των 5 ημερών για την ομάδα διαθερμίας και διάτασης, διάτασης μόνο και ομάδας ελέγχου ήταν 6,06cm, 5,27cm και 3,38cm, αντίστοιχα. Τρεις μέρες μετά (χωρίς παρέμβαση) οι τιμές ήταν 8,27cm, 6,83cm και 4,15cm, αντίστοιχα. Δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές στην ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων μεταξύ των ομάδων. Επομένως η χρήση διαθερμίας πριν την σύντομης διάρκειας διάταση δεν είναι πιο αποτελεσματική στην βελτίωση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων από την σύντομης διάρκειας διάταση μόνο
De Weijer et al., 2003	Σύγκριση της αποτελεσματικότητας της στατικής	56 δείγματα (ηλικίας 18-42 χρονών) με περιορισμένο μήκος	α)Ομάδα ζέσταμα και στατική διάταση β)Ομάδα στατικής διάτασης μόνο γ)Ομάδα ζέσταμα μόνο	Οι ομάδες α και β έδειξαν σημαντική αύξηση στο μήκος των ισχιοκνημιαίων μεταξύ των

	διάτασης με ή χωρίς ζέσταμα στην ελαστικότητα των ισχιοκνημιαίων και να καθοριστεί αν διαρκούν τα αποτελέσματα της στατικής διάτασης στο μήκος των ισχιοκνημιαίων μέχρι και 24 ώρες	ισχιοκνημιαίων αμφοτερόπλευρα	δ)Ομάδα ελέγχου Το ζέσταμα περιελάμβανε 10min ανέβασμα σκάλας στο 70% της μέγιστης καρδιακής συχνότητας και η στατική διάταση 1 συνεδρία από 3 σετ των 30sec παθητικές διατάσεις των ισχιοκνημιαίων. Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων έγινε πριν την παρέμβαση, αμέσως μετά και 15min, 60min, 4h και 24h μετά την παρέμβαση με τη χρήση του ΑΚΕ	μετρήσεων πριν και μετά την παρέμβαση. 24h μετά τη διάταση η ομάδα α είχε μία μέση αύξηση της τάξεως των 10,3° και η β 7,7°. Και οι 2 ομάδες έδειξαν σημαντική μείωση (2,9° και 4°, αντίστοιχα) στο μήκος των ισχιοκνημιαίων 15min μετά τη διάταση σε σύγκριση με τις τιμές αμέσως μετά από αυτή. Οι ομάδες α και β δεν διέφεραν σημαντικά μεταξύ τους. Οι ομάδες γ και δ δεν έδειξαν σημαντική αύξηση στο μήκος των ισχιοκνημιαίων. Επομένως, μπορεί να διατηρηθεί αύξηση στο μήκος των ισχιοκνημιαίων 24h μετά την εφαρμογή στατικής διάτασης, ενώ η προθέρμανση πριν τη διάταση δεν αυξάνει σημαντικά την αποτελεσματικότητα των διατάσεων
Cosgray et al., 2004	Η επίδρασης μίας θεραπείας με Pneumatherm στο μήκος των ισχιοκνημιαίων σε σύγκριση με τα θερμά επιθέματα και την ομάδα ελέγχου	30 υγιείς άντρες κολεγιακής ηλικίας	α)Ομάδα Pneumatherm β)Ομάδα θερμών επιθεμάτων γ)Ομάδα ελέγχου 3 εφαρμογές για 3 συνεχόμενες μέρες. Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισχιοκνημιαίων πραγματοποιήθηκε πριν και μετά την κάθε παρέμβαση	Οι συγκρίσεις έδειξαν ότι οι μετρήσεις μετά την εφαρμογή Pneumatherm είχαν σημαντική διαφορά από όλες τις άλλες μετρήσεις. Δεν υπήρχαν διαφορές στις μετρήσεις πριν και μετά την εφαρμογή των θερμών επιθεμάτων και στην ομάδα ελέγχου. Επομένως, το Pneumatherm είναι αποτελεσματικό στην αύξηση του μήκους των ισχιοκνημιαίων μετά

				από μία θεραπεία 20min και μπορεί να χρησιμοποιηθεί βοηθητικά άλλων τεχνικών. Μία θεραπεία με θερμά επιθέματα δείχνει να μην αυξάνει την ελαστικότητα.
Brasileiro et al., 2007	Ανάλυση των άμεσων και χρόνιων επιδράσεων του ψυχρού και του θερμού στην ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων	40 φοιτητές (12 άντρες, 28 γυναίκες, μέση ηλικία 21,5+/-3,1 χρονών) χωρίς μυοσκελετικά προβλήματα στα κάτω άκρα	α)Ομάδα ελέγχου (n=10), όπου τα δείγματα υποβλήθηκαν μόνο στις μετρήσεις της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων β)Ομάδα διάτασης μόνο (n=10) που εκτέλεσαν 4 κράτα-χαλάρωσε διατάσεις των ισchioκνημιαίων 15sec η καθμία για 2 συνεχόμενες εβδομάδες γ)Ομάδα διάταση με κρυοθεραπεία (n=10) για 25min στην οπίσθια πλευρά του μηρού, όπου τα δείγματα ακολούθησαν το ίδιο πρωτόκολλο διατάσεων με την ομάδα β δ)Ομάδα διάταση με θερμό (n=10) με τη χρήση διαθερμίας βραχέων κυμάτων για 25min και την εφαρμογή, αμέσως μετά, του ίδιου πρωτόκολλου διατάσεων με την ομάδα β Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων πραγματοποιήθηκε πριν και μετά την κάθε συνεδρία, για την εκτίμηση των άμεσων επιδράσεων των παρεμβάσεων, καθώς και με την έναρξη και τη λήξη της έρευνας, για την εκτίμηση των χρόνιων επιδράσεων των παρεμβάσεων. Τα μέσα	Οι ομάδες β, γ, δ αύξησαν σημαντικά το ROM της έκτασης του γόνατος σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου. Η μέση τιμή των ημερήσιων κερκτημένων (άμεσες επιδράσεις) έδειξαν σημαντικές διαφορές υπέρ του ψυχρού σε σύγκριση με τις ομάδες β και δ (αυξήσεις 2,6°+/-0,9°, 4,3°+/-1,5°, 2,4°+/-0,7° για τις ομάδες β, γ, δ, αντίστοιχα, p=0,008). Όσον αφορά τις χρόνιες επιδράσεις δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των 3 ομάδων, αλλά διέφεραν όλες από την ομάδα ελέγχου (αυξήσεις 1,5°+/-0,5°, 11,1°+/-6,1°, 14,4°+/-5,4°, 14,4°+/-6,2° για τις ομάδες α, β, γ, δ, αντίστοιχα). Επομένως, η καθημερινή εφαρμογή διάτασης αυξάνει την ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων και ο συνδυασμός διάτασης με κρυοθεραπεία έχει καλύτερες άμεσες επιδράσεις από τον συνδυασμό διάτασης με θερμό ή διάτασης μόνο, ενώ οι χρόνιες επιδράσεις δεν φαίνεται να

			αξιολόγησης ήταν το ΑΚΕ και το γωνιόμετρο	επηρεάζονται από το θερμό ή το ψυχρό
Aijaz et al., 2007	Να συγκρίνει τις αλλαγές στην ελαστικότητα του τρικέφαλου γαστροκνημίου μετά την εφαρμογή παρατεταμένης μακράς διάρκειας διάταξη με υπέρηχο και της διάταξης μόνο	30 υγιείς άντρες με μέσο όρο ηλικίας τα 24,13 χρόνια	α)Ομάδα υπέρηχος και στατικές διατάξεις (n=15), όπου εφαρμόστηκε στα δείγματα στατική διάταξη στους πελματιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής από την πρηνή θέση για 10min, ενώ στα πρώτα 7min εφαρμόστηκε ταυτόχρονα με τη διάταξη και υπέρηχος β)Ομάδα στατικές διατάξεις μόνο (n=15), όπου εφαρμόστηκε στατική διάταξη στους πελματιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής από την πρηνή θέση για 10min Διάρκεια θεραπείας 1 εβδομάδα, 1 θεραπεία την ημέρα για 5 συνεχόμενες ημέρες	Μέση αύξηση στο ενεργό ROM ραχιαίας κάμψης μετά τις 5 ημέρες για την ομάδα α $9,14^{\circ} \pm 1^{\circ}$ και β $7,46^{\circ} \pm 1^{\circ}$. Το ROM που χάθηκε 72 ώρες μετά την τελευταία μέτρηση (αμέσως μετά το τέλος της θεραπείας) ήταν $2,4^{\circ}$ για την ομάδα α και $4,13^{\circ}$ για την β. Επομένως, η χρήση διάταξης συνδυασμένης με υπέρηχο βοηθάει περισσότερο στην αύξηση του ROM της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής σε σύγκριση με τη διάταξη μόνο

2.2 Κλασική Μάλαξη (Swedish Massage)

Μία ακόμη τεχνική που χρησιμοποιείται ευρέως στον χώρο του αθλητισμού με στόχο την προετοιμασία, τη διατήρηση της φυσικής κατάστασης και την ανάρρωση, που συνεπάγονται την αύξηση της ελαστικότητας του μυοτενόντιου συνόλου, είναι η κλασική-θεραπευτική μάλαξη (Swedish massage) (Arazi et al., 2012; Caldwell, 2001). Η μάλαξη βοηθάει τον μυ να χαλαρώσει και με αυτόν τον τρόπο μπορεί να ενισχύσει την ελαστικότητα μίας άρθρωσης, μειώνοντας την παθητική τάση των ανταγωνιστών μυών. Ωστόσο, οι επιδράσεις και οι μηχανισμοί που σχετίζονται με τη μάλαξη είναι ασαφείς και ανέκδοτες και τα αποτελέσματα των ερευνών διφορούμενα (Barlow et al., 2004; Arazi et al., 2012; Hemmings, 2001). Πιθανοί μηχανισμοί της μάλαξης έχουν κατηγοριοποιηθεί σε α)βιομηχανικούς, β)φυσιολογικούς, γ)νευρολογικούς και δ)ψυχολογικούς (Arabaci et al., 2008; Weerapong et al., 2005).

Η θεραπευτική μάλαξη έχει αρκετές επιδράσεις στους ιστούς. Οδηγεί σε διέγερση των ιδιοδεκτικών υποδοχέων του δέρματος και των υποκείμενων ιστών μέσω της επαφής και της πίεσης, αντίστοιχα. Επίσης, προκαλεί μηχανικές επιδράσεις στα επιφανειακά φλεβικά και λεμφικά κανάλια. Προκαλεί αντανάκλαστική αγγειοδιαστολή στα δερματικά αιμοφόρα αγγεία με επακόλουθη την αύξηση της ροής του αίματος στην περιοχή. Από μηχανικής άποψης, ακόμη, η αύξηση της φλεβικής και λεμφικής ροής προάγει την απομάκρυνση των μεταβολικών αποβλήτων και απορροφά τη εκτεταμένη φλεγμονή. Επομένως μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μείωση του οιδήματος, την πρόληψη της ίνωσης και πιθανού επακόλουθου σχηματισμού σύμφυσης. Μία άλλη μηχανική επίδραση της μάλαξης είναι η αύξηση της ελαστικότητας μαλακών ιστών, όπως οι μύες, οι τένοντες, οι περιτονίες, οι θύλακες των αρθρώσεων και οι συνδεσμικές δομές, και χρησιμοποιείται συχνά κατά των ινώσεων και των συμφύσεων. Ο θεραπευτής ασκεί τάση στον ινώδη ιστό για να αποτρέψει τον σχηματισμό συμφύσεων και να λύσει τις ήδη υπάρχουσες· αυτό με τη σειρά του επιτρέπει περεταίρω μυϊκή κινητικότητα και μείωση του μυϊκού σπασμού (Crosman et al., 1984).

Όταν επιμηκύνεται ένας σκελετικός μυς ο αριθμός των εγκάρσιων γεφυρών μειώνεται με αποτέλεσμα η ισχύς και η απόδοση στο τρέξιμο να μειώνονται (Arazi et al., 2012; McKechnine et al., 2007; Arabaci, 2008; Nelson et al., 2001; Kokkonen et al., 1998). Οπότε η μάλαξη οδηγεί σε μείωση της μυϊκής ανελαστικότητας, και συνεπώς της εκρηκτικής απόδοσης και αύξηση της ελαστικότητας του μυ (Arazi et al., 2012). Η κλασική μάλαξη (Swedish massage) περιλαμβάνει μεθοδική πίεση, τριβή-στραγγάλισμα και τρίψιμο (Arazi et al., 2012; Hemmings, 2001). Χρησιμοποιεί διάφορες τεχνικές όπως τα γλιστρήματα, τα ζυμώματα, οι κρούσεις και οι ανατρίψεις (Arazi et al., 2012). Το επιπολής γλίστρημα (effleurage) περιλαμβάνει μία σειρά από μεγάλες κεντρομόλες κινήσεις με την πλήρη επαφή της παλαμιαίας επιφάνειας του χεριού ή/και το “μαξιλαράκι” (μεσοφαλαγγκική ή μύες του θέναρος ?) άρθρωση του αντίχειρα. Ασκείται σταθερή και ομοιόμορφη πίεση με ελάχιστη αύξηση της πίεσης στις ανοδικές κινήσεις (από περιφερικά προς εγγύς/κεντρικά). Το εν τω βάθη γλίστρημα περιλαμβάνει κινήσεις γλίστρηματος χρησιμοποιώντας τα “μαξιλαράκια” του αντίχειρα του θεραπευτή εναλλακτικά για να ασκηθεί μεγαλύτερη πίεση.

Το διατατικό γλίστρημα χρησιμοποιεί την πλήρη παλαμιαία επιφάνεια των χεριών του θεραπευτή, τα οποία είναι τοποθετημένα εγκάρσια στην γαστέρα του μυός. Η πίεση ασκείται από το κέντρο της γαστέρας με το ένα χέρι να κινείται προς την έκφυση και το άλλο προς την κατάφυση του μυός ταυτόχρονα. Οι ανατρίψεις (friction) διακρίνονται σε κυκλική ανάτριψη (circular friction) και εγκάρσια ανάτριψη (transverse friction). Η κυκλική ανάτριψη περιλαμβάνει μικρές κυκλικές εν τω βάθη κινήσεις που εφαρμόζονται με πίεση με το “μαξιλαράκι” του αντίχειρα ή του δείκτη με ή χωρίς τον μέσο. Η εγκάρσια ανάτριψη εφαρμόζεται με τα “μαξιλαράκια” των δύο αντιχειρών του θεραπευτή, τα οποία κινούνται

συγχρόνως σε αντίθετες κατευθύνσεις εγκαρσίως του άκρου (Crosman et al., 1984). Τα ζυμώματα (petrissage) είναι έντονες κινήσεις που προκαλούν συμπίεση και απελευθέρωση του μυ μαζεύοντας και συμπιέζοντας αυτόν και τους υπερκείμενους ιστούς. Στοχεύει στην διάταση των μυϊκών ινών, αυξάνοντας την κινητικότητα ανάμεσα στις δομές του ιστού, υποβοηθώντας την φλεβική και λεμφική επιστροφή, χαλαρώνοντας τους μυς και βοηθώντας με την απομάκρυνση των μεταβολικών απόβλητων. Οι κρούσεις (tapotement) είναι κρουστικές κινήσεις μάλαξης όπως, οι πελεκισμοί (hacking), τσιμπήματα (pecking), πλήξεις με κοίλη παλάμη (cupping) που στοχεύουν να ερεθίσουν τον δερματικό ιστό και τους επιπολής ιστούς, υποβοηθώντας την προετοιμασία για τον αγώνα (McKechnie et al., 2007; Paine, 2000).



Εικόνα 2.3 Κλινική εφαρμογή ζυμώματος (αριστερά) και κρούσεων (δεξιά) στον γαστροκνήμιο (McKechnie et al., 2007)

Πίνακας 4: Έρευνες σχετικές με την επίδραση της κλασσικής μάλαξης στην ελαστικότητα του μυοτενόντιου συνολου

Ερευνητές	Σκοπός	Δείγματα/Εξεταζόμενοι	Πρωτόκολλο	Αποτελέσματα
Crosman et al., 1984	Η επίδραση μίας θεραπείας μάλαξης στο ROM της κάμψης του ισχίου	34 υγιείς γυναίκες 18-35 χρονών	Εφαρμόστηκαν τεχνικές κλασσικής μάλαξης όπως, γλιστρήματα, ζυμώματα και ανάτριψη για 9-12min στους ισchioκνημιαίους του ενός κάτω άκρου, ενώ το άλλο αποτέλεσε ομάδα ελέγχου. Το ROM του ισχίου αξιολογήθηκε με το SLR και τη χρήση γωνιόμετρου πριν τη θεραπεία, αμέσως μετά και 7 μέρες μετά	Παρατηρήθηκε αύξηση στο ROM της κάμψης του ισχίου αμέσως μετά τη μάλαξη ($p<0,05$). Αντίθετα, την περίοδο αμέσως μετά τη θεραπεία και 7 ημέρες μετά τη θεραπεία το ROM των περισσότερων δειγμάτων έτεινε να επιστρέψει στις τιμές προ της θεραπείας ($p<0,05$)
Barlow et al., 2004	Να διερευνηθεί αν μία θεραπεία μάλαξης στους ισchioκνημιαίους θα μεταβάλει την απόδοση στο SRT	11 υγιείς ενεργοί άντρες με μέση ηλικία τα 21 χρόνια και χωρίς ιστορικό μυοσκελετικών διαταραχών	Εφαρμόστηκαν γλιστρήματα και ζυμώματα για 15min συνολικά στους ισchioκνημιαίους και των δύο ποδιών. Τα δείγματα εκτέλεσαν το SRT πριν και μετά τη θεραπεία και επέστρεψαν την επόμενη βδομάδα ως ομάδα ελέγχου (ανάπαυση στην ύπτια θέση) ή το αντίστροφο	Η μέση επί τις εκατό αλλαγή στα αποτελέσματα του SRT μετά τη μάλαξη σε σύγκριση με τη μη εφαρμογή μάλαξης ήταν μικρή και όχι σημαντικά διαφορετική για τα δείγματα με σχετικά υψηλές τιμές ($\geq 15\text{cm}$) SRT πριν τη θεραπεία (6,0 (4,3)% και 4,6 (4,8)% αντίστοιχα). Η μέση επί τις εκατό αλλαγή στα αποτελέσματα του SRT για δείγματα με σχετικά χαμηλές τιμές πριν τη θεραπεία ($<15\text{cm}$) ήταν υψηλή (18,2 (8,2)% και 15,5 (16,2)% αντίστοιχα). Δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές ανάμεσα στην ομάδα ελέγχου και την ομάδα θεραπείας. Επομένως, μία συνεδρία μάλαξης στους ισchioκνημιαίους δεν σχετίζεται με σημαντική αύξηση στην απόδοση του SRT αμέσως μετά τη θεραπεία σε σωματικά ενεργούς νέους άντρες
McKechnie et al., 2007	Να καθοριστεί αν 3min ζυμώματος και	19 φοιτητές (8 άντρες και 11 γυναίκες, ηλικίας (μέση) 21+/-2,25	α)Ομάδα ελέγχου, όπου τα δείγματα χαλάρωναν στην πρηνή θέση για 6min β)Ομάδα που εφαρμόστηκαν έντονα ζυμώματα γ)Ομάδα που εφαρμόστηκαν κρούσεις	Σημαντική αύξηση ($p<0,05$) στο ROM της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής στο δεξί πόδι και μία αντίστοιχη τάση στο αριστερό. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η μάλαξη μπορεί να αυξήσει την ελαστικότητα των πελματιαίων

	κρούσεων θα επηρεάσει την ελαστικότητα και την μυϊκή ισχύ των πελματιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής άρθρωσης	χρόνια) χωρίς τραυματισμούς στα κάτω άκρα και μέτρια ικανότητα, τουλάχιστον, σε αλτικά αθλήματα για την αποφυγή τραυματισμών	Όλα τα δείγματα πέρασαν από όλες τις ομάδες. Η ελαστικότητα του τρικέφαλου γαστροκνήμιου αξιολογήθηκε πριν και αμέσως μετά την κάθε θεραπεία. Οι περίοδοι δοκιμών διεξήχθησαν όχι νωρίτερα από 48h και όχι αργότερα από 96h μεταξύ τους	καμπτήρων της ποδοκνημικής χωρίς να αλλάξει την μυϊκή τους ισχύ
Arabaci, 2008	Εξέταση των άμεσων επιδράσεων της μάλαξης στα κάτω άκρα, πριν την απόδοση και μετά το ζέσταμα, στις εκρηκτικές και υψηλής ταχύτητας κινητικές ικανότητες και την ελαστικότητα	24 σωματικά ενεργοί και υγιείς άντρες φοιτητές (μέση ηλικία 22,2+/- 1,41 χρόνια και εύρος 19-26 χρόνια)	α)Ομάδα μάλαξης, όπου εφαρμόστηκαν γλιστρήματα, ανατρίψεις, ζυμώματα, δονήσεις και κρούσεις στην οπίσθια πλευρά του κάτω άκρου (γλουτιαίους, ισchioκνημιαίους και τρικέφαλο γαστροκνήμιου) για 10 λεπτά και στην πρόσθια πλευρά του μηρού (τετρακέφαλος) για 5 λεπτά. Η μάλαξη εφαρμόστηκε και στα δύο κάτω άκρα β)Ομάδα διάτασης, όπου εφαρμόστηκε στατική διάταση στους πελματιαίους καμπτήρες, εκτείνοντες του ισχίου, ισchioκνημιαίους, καμπτήρες του ισχίου, προσαγωγούς και τετρακεφάλους και στα δύο κάτω άκρα. 3 σετ των 6 στατικών διατάσεων, διάρκειας 40sec η καθεμία (20sec το κάθε άκρο) με 10sec διάλειμμα ανάμεσά τους. Διάρκεια όλης της θεραπείας 15min γ)Ομάδα ελέγχου, όπου ακολουθήθηκε ανάπαυση για 15min Τα δείγματα συμμετείχαν και στις 3 ομάδες με τυχαία σειρά. Πριν και μετά από την κάθε	Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική επιδείνωση στις περισσότερες εκρηκτικές και υψηλής ταχύτητας δραστηριότητες μετά την εφαρμογή μάλαξης και διατάσεων ($p<0,05$) (ο χρόνος αντίδρασης του ποδιού έδειξε επιδείνωση μόνο μετά τη διάταση, ενώ τα 20m flying start sprint δεν έδειξαν επιδείνωση με καμία τεχνική). Σημαντική βελτίωση στο SRT και με τις δύο παρεμβάσεις ($p<0,05$), ενώ η ομάδα ελέγχου έδειξε σημαντική μείωση στην απόδοση στα 30m sprint από στατική θέση εκκίνησης ($p<0,05$). Συμπερασματικά, η εφαρμογή μάλαξης για 10min στην οπίσθια πλευρά και 5min στην πρόσθια πλευρά του κάτω άκρου έχει θετικά αποτελέσματα στην απόδοση στο SRT και αρνητικά στο κατακόρυφο άλμα, την ταχύτητα και χρόνο αντίδρασης

			<p>παρέμβαση τα δείγματα εκτελούσαν 10m επιτάχυνση, 20m flying start sprint, 30m sprint από στατική θέση εκκίνησης, χρόνο αντίδρασης του ποδιού, κατακόρυφο άλμα και SRT (για την αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων). Πριν από την κάθε παρέμβαση τα δείγματα ακολουθούσαν το ίδιο πρωτόκολλο προθέρμανσης που διαρκούσε 15min και περιελάμβανε jogging, running και ανάπαυση</p>	
Arazi et al., 2012	<p>Σύγκριση της επίδρασης της κλασσικής μάλαξης και της στατικής διάτασης στο sprint, την εκρηκτική απόδοση και την ελαστικότητα των κάτω άκρων σε άντρες κολεγιακούς αθλητές</p>	<p>20 άντρες κολεγιακοί αθλητές (5 αθλητές του βόλεϊ, 5 του μπάσκετ και 10 ποδοσφαιριστές εσωτερικού χώρου με μέση ηλικία τα 25,1±9,1 χρόνια)</p>	<p>α)Ομάδα μάλαξης (MG, n=7), όπου εφαρμόστηκαν γλιστρήματα, ανατρίψεις, ζυμώματα, δονήσεις και κρούσεις και στα δύο κάτω άκρα (στην πρόσθια πλευρά του μηρού για 5min και στην οπίσθια ή/και στον γαστροκνήμιο για 10min) β)Ομάδα στατικής διάτασης (SSG, n=7), όπου εφαρμόστηκαν στατικές διατάσεις στους πελματιαίους καμπτήρες, ισchioκνημιαίους, καμπτήρες και εκτείνοντες του ισχίου, προσαγωγούς και απαγωγούς του ισχίου και των δύο κάτω άκρων. 3 σετ των 20sec διάταση με 10sec διάλειμμα ανάμεσα στα σετ γ)Ομάδα ελέγχου (RG, n=6), όπου τα δείγματα καθόντουσαν στην καρέκλα για 15min</p> <p>Πριν και μετά από την κάθε παρέμβαση αξιολογήθηκε η απόδοση των δειγμάτων στο κατακόρυφο άλμα, 30m sprint, T-test για ευκινησία και το SRT για την ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων. Πριν την κάθε παρέμβαση τα δείγματα έκαναν ελαφρύ jogging για 10min, ως προθέρμανση.</p>	<p>Οι ομάδες SSG και MG έδειξαν σημαντική επιδείνωση στο κατακόρυφο άλμα, στο χρόνο sprint και το T-test μετά την παρέμβαση ($p<0,05$), ενώ η RG δεν έδειξε σημαντική επιδείνωση ($p>0,05$). Οι ομάδες MG και SSG έδειξαν σημαντική βελτίωση στο SRT ($p<0,05$), ενώ η RG δεν έδειξε σημαντικές αλλαγές ($p>0,05$). Δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων SSG και MG ($p>0,05$). Επομένως, η χρήση της μάλαξης στην προθέρμανση μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε αθλήματα που απαιτούν καλή ελαστικότητα και εύρος κίνησης</p>

2.3 Νεότερες Τεχνικές

Με την πορεία των χρόνων και την ανάγκη για ανεύρεση νεότερων και αποτελεσματικότερων τεχνικών βελτίωσης της ελαστικότητας αναπτύχθηκαν μέθοδοι όπως το short-duration friction massage στο μυοτενόντιο σύνολο (SDM), το foam roll (FR), η active release technique (ART), η Graston technique (GRA) και το deep stripping massage (DSM). Το SDM αποτελεί την εφαρμογή ανάτριψης στο σημείο σύνδεσης του μυ με τον τένοντα (μυοτενόντια ένωση). Ανάτριψη είναι η εφαρμογή στοχευμένης διεισδυτικής πίεσης μέσω των δακτύλων. Η πίεση εφαρμόζεται με μικρές κυκλικές κινήσεις ασκώντας εν τω βάθην πίεση στη μυοτενόντια ένωση, η οποία βρίσκεται σε ελαφριά διάταση (Huang et al., 2010). Η βελτίωση της ελαστικότητας του μυοτενόντιου συνόλου μετά την εφαρμογή SDM πιστεύεται πως οφείλεται στην μηχανική του επίδραση, δηλαδή στην αύξηση της μυϊκής ενδοτικότητας (compliance) ή στη μείωση της μυϊκής ανελαστικότητας. Αυξήσεις στη μυοτενόντια ενδοτικότητα επιτυγχάνονται μέσω της μάλαξης κινητοποιώντας και επιμηκύνοντας βραχυσμένους συνδετικούς ιστούς ή ιστούς με συμφύσεις. Η βελτίωση της ελαστικότητας μπορεί, επίσης, να οφείλεται στην αύξηση της θερμοκρασίας του δέρματος και του μυ, λόγω της μάλαξης, οδηγώντας σε αυξημένη ροή του αίματος στην περιοχή. Μία άλλη θεωρία υποστηρίζει ότι η αύξηση της ελαστικότητας οφείλεται στη μείωση της ικανότητας του μυός να ανιχνεύσει τον πόνο, επιτρέποντας έτσι την αύξηση του ROM πριν να αισθανθεί ο αθλητής δυσφορία. Αυτή η θεωρία σχετίζεται με τοπική πλευρική αναχαίτιση στην ΣΣ. Η αναχαίτιση οφείλεται στις απτικές πληροφορίες που προκαλούν διέγερση σε μεγαλύτερες, ταχείας αγωγής νευρικές ίνες που μπορούν να ανταγωνιστούν και να σταματήσουν μερικώς τις μικρότερες και βραδείας αγωγής νευρικές ίνες που ανιχνεύουν τον πόνο (Huang et al., 2010; Weerapong et al., 2005). Το FR είναι μία τεχνική που έχει δείξει να αυξάνει την ελαστικότητα των μυών, ωστόσο η βιβλιογραφία είναι αρκετά περιορισμένη και αμφιλεγόμενη. Η μυοπεριτοναϊκή απελευθέρωση (MFR) είναι μία τεχνική manual-therapy αναπτύχθηκε από τον Barnes, για να βοηθήσει στη μείωση των περιοριστικών εμποδίων ή των ινώδων συμφύσεων ανάμεσα στα στρώματα του περιτοναϊκού ιστού. Μία νέα τεχνική, που χρησιμοποιείται συχνά στην αντιμετώπιση περιορισμών του μαλακού ιστού, είναι η αυτοπροκαλούμενη από τον θεραπευόμενο μυοπεριτοναϊκή απελευθέρωση (SMR). Η SMR ακολουθεί τις αρχές της MFR με μόνη διαφορά ότι η πίεση στους μαλακούς ιστούς ασκείται από το ίδιο το άτομο με την επίδραση της σωματικής του μάζας πάνω στο foam roller, ενώ στην MFR ο θεραπευτής παρέχει πίεση στους μαλακούς ιστούς μέσω manual therapy. Η τεχνική FR περιλαμβάνει μικρούς κυματισμούς/παλινδρομήσεις μπροστά-πίσω πάνω σε ένα foam roller, ξεκινώντας από την έκφυση του μυός κινούμενος προς την κατάφυση ή/και το αντίστροφο (MacDonald et al., 2013; Paolini, 2009). Οι μικρές παλινδρομήσεις ασκούν άμεση και σαρωτική πίεση στον μαλακό ιστό, διατείνουν τον ιστό και παράγουν τριβή/ανάτριψη ανάμεσα στο μαλακό ιστό του σώματος και το foam roller. Η τριβή αυτή προκαλεί θέρμανση της περιτονίας, οδηγώντας την να υιοθετήσει μία πιο υγρή μορφή (θιξοτροπική ιδιότητα της περιτονίας), διασπώντας τις ινώδεις συμφύσεις ανάμεσα στα στρώματα της περιτονίας και αποκαθιστώντας την ελαστικότητα του μαλακού ιστού (MacDonald et al., 2013; Sefton, 2004). Ένας, ακόμη, πιθανός μηχανισμός δράσης του FR που επηρεάζει τους μαλακούς ιστούς είναι ο ερεθισμός των δερματικών υποδοχέων, λόγω της συνεχούς και έντονης πίεσης μεταξύ του μαλακού ιστού και του foam roller. Αυτό επηρεάζει πιθανώς την τελική αίσθηση της διάτασης και αυξάνει την ανοχή στη διάταση, αυξάνοντας το ROM της άρθρωσης (MacDonald et al., 2013). Οι Miller & Rockey υποστηρίζουν ότι η πίεση που σχετίζεται με την μυοπεριτοναϊκή απελευθέρωση οδηγεί το τένοντιο όργανο του Golgi να αισθανθεί αλλαγή της τάσης μέσα στο μυ και να ανταποκριθεί σε αυτή την υψηλή ή παρατεταμένη τάση ενισχύοντας την χαλάρωση της μυϊκής ατράκτου (Miller & Rockey, 2006). Η SMR υποστηρίζεται ότι βελτιώνει την κινητικότητα και το ROM, μειώνει τις συμφύσεις και τον ουλώδη ιστό και βελτιώνει την συνολική κίνηση (Mohr, 2011).



Εικόνα 2.4 Κλινική εφαρμογή short duration friction massage στο μυοτενόντιο σύνολο των ισχιοκνημιαίων (αριστερά) (https://www.google.gr/search?tbm=isch&q=friction+massage+on+hamstrings&hl=el&gws_rd=ssl#imgdii=_) και foam roll με κίνηση από την έκφυση προς την κατάφυση (δεξιά) των ισχιοκνημιαίων.

Η ART είναι μία τεχνική που έχει χρησιμοποιηθεί με σκοπό την αύξηση της ελαστικότητας. Στόχος της είναι να απομακρύνει τις συμφύσεις του μαλακού ιστού μειώνοντας την τάση στον ιστό. Κατά την ART ο θεραπευτής ασκεί εν τω βάθει τάση κατά μήκος των ινών του μαλακού ιστού, χρησιμοποιώντας τον αντίχειρα ή τα δάκτυλα, στην προσβεβλημένη περιοχή καθώς ο ιστός κινείται ενεργητικά ή παθητικά από μία θέση βράχυνσης σε μία θέση επιμήκυνσης. Η ART χρησιμοποιείται για την ανάκτηση της ανεμπόδιστης κίνησης των μαλακών ιστών, την απελευθέρωση παγιδευμένων νεύρων και την ανάκτηση της βέλτιστης λειτουργίας των μαλακών ιστών, μειώνοντας την ανελαστικότητα του ιστού, τις ινώσεις ή/και τις συμφύσεις. Η ART σε συνδυασμό με ενεργητική αποκατάσταση είναι αποτελεσματική στην θεραπεία καταστάσεων που περιλαμβάνουν χρόνια πλάγια επικονδυλίτιδα (epicondylitis), τους εξωτερικούς στροφείς του ισχίου, στην αύξηση της δύναμης σε έναν μετεγχειρητικό ώμο, σε χρόνια τενοντοπάθεια αχιλλείου (σε συνδυασμό με άλλες τεχνικές) και στην αντιμετώπιση του αντίχειρα-σκανδάλι (trigger thumb) (Kmiecik et al., 2011; Miners & Bougie, 2011; Howitt et al., 2006). Η ART βασίζεται στη θεωρία ότι μέσω της χρόνιας και διαρκούς επαναλαμβανόμενης τάσης θα αναπτυχθούν συμφύσεις της περιτονίας των μυών ή των νεύρων που αυτή περιβάλλει. Αυτές οι συμφύσεις θα προκαλέσουν πόνο, λόγω της υποξίας του περιβάλλοντος μυϊκού συστήματος, οδηγώντας σε αυξημένο ποσοστό σχηματισμού ουλώδους ιστού. Αποτέλεσμα των ινώσεων και των συμφύσεων μέσα στον ιστό είναι τραυματισμοί όπως σύνδρομο καρπιαίου σωλήνα, επικονδυλίτιδα, τενοντοθυλακίτιδα, θυλακίτιδα, σύνδρομο θωρακικής εξόδου, παγίδευση περιφερικών νεύρων και σύνδρομο DeQuervains (Doster et al., 2012). Η επίδραση της τεχνικής Graston στην ελαστικότητα του μυοτενόντιου συνόλου έχει μελετηθεί με τα αποτελέσματα να είναι διαφορούμενα. Είναι μία τεχνική κινητοποίησης του μαλακού ιστού που χρησιμοποιεί εργαλεία από ανοξείδωτο ασάλι και λοξές άκρες με στόχο να ανιχνεύσει και να θεραπεύσει τυχόν ανωμαλίες στον ιστό, να ενισχύσει την ικανότητα του θεραπευτή να βρει τις συμφύσεις και να κινητοποιήσει τον μαλακό ιστό. Ο θεραπευτής χρησιμοποιεί θωπείες (stroking) πολλαπλών κατευθύνσεων, που περιλαμβάνουν τα J-stroke, Fan-stroke, Scoop-stroke, Sweep-stroke, Scan-stroke, Brush-stroke και Strum-stroke, σε διάφορες

περιοχές του σώματος (εφαρμογή πάνω στο δέρμα της υπό θεραπεία περιοχής) για να ενισχυθεί η θεραπεία. Τα εργαλεία εφαρμόζονται πάνω στο δέρμα με συγκεκριμένη γωνία (30°- 60°) και χρησιμοποιούνται για να ανιχνεύουν ανωμαλίες στο μαλακό ιστό. Οι λοξές άκρες των εργαλείων είναι πολύ πιο προηγμένες από τις άκρες των δακτύλων στην ανεύρεση ινωδών συμφύσεων μέσα στους μυς. Συχνό πρόβλημα όταν εφαρμόζεται μάλαξη με τα χέρια είναι η ποσότητα της πίεσης που πρέπει να εφαρμόζεται· πολλή πίεση μπορεί να προκαλέσει πόνο ή δυσφορία στον ασθενή, αντιθέτως ο θεραπευτής μπορεί να μην έχει την απαιτούμενη δύναμη να εφαρμόσει επαρκή πίεση για να διασπάσει τον ουλώδη ιστό που έχει συσσωρευτεί. Το κάθε εργαλείο έχει σχηματιστεί έτσι, ώστε να ταιριάζει σχηματικά με την προσβεβλημένη περιοχή· με αυτόν τον τρόπο γίνεται μάλαξη σε μεγαλύτερη έκταση της προσβεβλημένης περιοχής και σε περιοχές που δεν μπορεί να εφαρμοστεί με τα χέρια.

Η τεχνική Graston θεωρείται εν τω βάθει εγκάρσια ανάτριψη υποβοηθούμενη από τα εργαλεία που κάνει τον ουλώδη ιστό πιο κινητό σε υποξείς και χρόνιους τραυματισμούς και διευκολύνει την επούλωση σε χρόνια εκφυλισμένους μαλακούς ιστούς, προκαλώντας ελεγχόμενους μικροτραυματισμούς και διευκολύνοντας τη φυσιολογική ευθυγράμμιση των ινών του μαλακού ιστού. Επίσης, απομακρύνει τις συμφύσεις που βρίσκονται στο μαλακό ιστό, προκαλεί αναλγησία μέσω της επαφής των εργαλείων με το δέρμα και ενισχύει την φλεγμονή, την υπεραιμία και τον κυτταρικό μεταβολισμό. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τον ανασχηματισμό, την ενεργοποίηση και τον πολλαπλασιασμό των εξωκυττάρων ινοβλαστών που είναι υπεύθυνοι για την εξωκυττάρια οργάνωση και την αναγέννηση, την επισκευή, τη σύνθεση και τη διατήρηση του κολλαγόνου. Αυτή η μορφή θεραπείας μπορεί να χρησιμοποιηθεί ευρέως στην αποκατάσταση μαλακών ιστών, σε περιπτώσεις όπως χρόνια ίνωση στην ποδοκνημική μετά από διάστρεμμα, χρόνια τενοντοπάθεια αχιλλείου (σε συνδυασμό με άλλες τεχνικές), χρόνια αστάθεια στην ποδοκνημική (σε συνδυασμό με άλλες τεχνικές), σύνδρομο λαγονοκνημιαίας ταινίας και αντίχειρα δίκην σκανδάλης (trigger thumb) (Kmiecik et al., 2011; Doster et al., 2012; Miners & Bougie, 2011; Schaefer & Sandrey, 2012; Hansen et al., 2012; Howitt et al., 2006).



Εικόνα 2.5 Κλινική εφαρμογή active release technique στους ισchioκνημιαίους (αριστερά, Bhusal, 2013) και τον δικέφαλο γαστροκνήμιο (δεξιά, Miners & Bougie, 2011)



Εικόνα 2.6 Κλινική εφαρμογή Graston technique στον αχίλλειο τένοντα (αριστερά, Miners & Bougie, 2011) και τα διάφορα εργαλεία τα τεχνικής (δεξιά, Schaefer & Sandrey, 2012)



Εικόνα 2.7 Κλινική εφαρμογή Graston technique στον πρόσθιο κνημιαίο και τη ραχιαία επιφάνεια της ποδοκνημικής (αριστερά) και στην μέση και την πλάγια επιφάνεια του έξω σφυρού (**πρόσθιο-αστράγαλο-περονικό**, περνοπερονικό και **οπίσθιο-αστράγαλο-περονικό** σύνδεσμο, δεξιά) (Schaefer & Sandrey, 2012)

Πίνακας 5: Έρευνες σχετικές με την επίδραση του short duration friction massage (SDM), του foam roll (FR), της active release technique (ART) και της Graston technique (GRA) στην ελαστικότητα του μυοτενόντιου συνόλου

Ερευνητές	Σκοπός	Δείγματα/Εξεταζόμενοι	Πρωτόκολλο	Αποτελέσματα
Huang et al., 2010	Η αποτελεσματικότητα τριών συνθηκών μάλαξης στο εύρος κίνησης (ROM) της κάμψης του ισχίου	10 υγιείς και ενεργές γυναίκες 21-36 χρονών με μέση ηλικία 24,3+/-5,9 χρόνια. Πρώην αθλήτριες λυκείου ή πανεπιστημίου που προπονούνταν τουλάχιστον δύο φορές την εβδομάδα. Χωρίς τραυματισμούς που να περιορίζουν το ROM του ισχίου ή του γόνατος	Όλα τα δείγματα πραγματοποίησαν 3 πρωτόκολλα, σε διαφορετικές ημέρες το κάθε ένα στη διάρκεια μίας εβδομάδας. α)Ομάδα ελέγχου, όπου τα δείγματα παρέμειναν στην ύπτια θέση για 30sec χωρίς την εφαρμογή μάλαξης β)Ομάδα μάλαξης 10 sec, όπου εφαρμόστηκε ανάτριψη στην μυοτενόντια ένωση της κατάφυσης των ισχιοκνημιαίων γ)Ομάδα μάλαξης 30sec, όπου εφαρμόστηκε ανάτριψη στην μυοτενόντια ένωση της κατάφυσης των ισχιοκνημιαίων Η κάθε συνεδρία περιελάμβανε προθέρμανση ενεργητικού αερόβιου κύκλου για 5min, ακολουθούμενη από 5min ανάπαυση. Μετά ακολούθησαν 3 μετρήσεις του ROM της κάμψης του ισχίου με τη χρήση γωνιόμετρου και του PSLR, της παθητικής τάσης των ισχιοκνημιαίων, μετρώντας με γωνιόμετρο την παθητική δύναμη ροπής στο σημείο δυσφορίας στην οπίσθια πλευρά του γόνατος και της EMG δραστηριότητας των ισχιοκνημιαίων. Ακολούθησαν 5min ανάπαυσης και μετά η εφαρμογή μίας από τις τεχνικές α, β, γ. Μετά από 5-10sec επαναλήφθηκαν οι μετρήσεις με 5sec ανάπαυσης μεταξύ τους	Δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές αλλαγές στην παθητική τάση και την EMG δραστηριότητα κατά τη διάρκεια των τριών συνθηκών ή του χρόνου. Η εφαρμογή 30sec μάλαξης οδήγησε σε σημαντικά καλύτερο ROM της κάμψης του ισχίου σε σχέση με την ομάδα ελέγχου (p<0,05). Δεν παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά μεταξύ των άλλων συνθηκών. Η μετά-μάλαξη γωνία της κάμψης του ισχίου ήταν 7,0% καλύτερη σε σχέση με την προ-μάλαξη γωνία (προ- μάλαξη: 81,8°+/-17,3° vs μετά-μάλαξη: 87,6°+/-17°, p<0,01). Δεν παρατηρήθηκαν αλλαγές στο ROM (πριν-μετά) στην ομάδα ελέγχου, σε αντίθεση με τις ομάδες μάλαξης 10sec και 30sec που οδηγήθηκαν σε αύξηση του ROM (p<0,05) 5,8% και 11,3%, αντίστοιχα. Επομένως, οι σημαντικές αυξήσεις στο ROM της κάμψης του ισχίου με την εφαρμογή μόλις 10sec και 30sec μάλαξης στην μυοτενόντια ένωση οδηγούν στο συμπέρασμα ότι το SDM μπορεί να προκαλέσει βελτιώσεις στο ROM παρόμοιες με άλλες τεχνικές διάτασης

Miller & Rockey, 2006	Να καθοριστεί αν η χρήση του foam roller (FR) είναι ευεργετική στην απόκτηση-βελτίωση του ROM στους ισchioκνημιαίους μύς	23 υγιείς φοιτητές κολεγίου ηλικίας 20,53+/-3,71 χρόνων χωρίς ιστορικό πρόσφατου τραυματισμού και με μυϊκή σκληρότητα (muscle tightness) στους ισchioκνημιαίους μικρότερη από 80° σύμφωνα με το AKE	α)Ομάδα FR (n=13), όπου πραγματοποίησαν 3 επαναλήψεις κύλισης των ισchioκνημιαίων πάνω στο foam roll (από το ισχιακό κύρτωμα μέχρι την οπίσθια πλευρά του γόνατος) του 1min (συνεχόμενα) η καθεμία, με 1min ανάπαυση ανάμεσα στις επαναλήψεις. Αυτό το πρωτόκολλο ακολουθήθηκε για 3 μέρες την εβδομάδα στο διάστημα 8 εβδομάδων β)Ομάδα ελέγχου (n=10), όπου τα δείγματα συνέχισαν τις καθημερινές τους δραστηριότητες, χωρίς να αυξήσουν τις διατακτικές ασκήσεις που συνήθως κάνουν. Η αξιολόγηση του ROM έγινε με το AKE και τη χρήση ινκλινόμετρου πριν την εφαρμογή των τεχνικών, στις 4 εβδομάδες μετά την εφαρμογή των τεχνικών και με το τέλος των 8 εβδομάδων	Δεν υπήρχε σημαντική διαφορά ανάμεσα στις πριν και μετά μετρήσεις της ομάδας ελέγχου και της ομάδας FR (p=0,10). Και οι δύο ομάδες είχαν σημαντικές αυξήσεις στο ROM του ισχυρού (p<0,00) και του μη ισχυρού (p<0,00)ποδιού. Η πριν-μέτρηση του ROM δεν έδειξε σημαντική διαφορά ανάμεσα στην ομάδα FR και την ομάδα ελέγχου για το ισχυρό (p=0,24)και το μη ισχυρό πόδι (p=0,29). Επομένως, η τεχνική FR είναι αναποτελεσματική στην αύξηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων κατά τη διάρκεια μίας περιόδου 8 εβδομάδων
Mohr, 2011	Να εξετάσει την επίδραση του FR, σε ένα τυπικό πρωτόκολλο στατικής διάτασης, στην ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων	40 δείγματα (14 άντρες, ηλικίας 2,29+/-2,58 χρόνων και 26 γυναίκες, ηλικίας 21,08+/- 2,91 χρόνων). Τα δείγματα έπρεπε να είναι υγιή και ενεργά (σωματική άσκηση 1-5 ώρες την εβδομάδα), να μην έχουν προηγούμενο ιστορικό τραυματισμού στο ισχίο, το γόνατο ή την ΣΣ, ή οποιοδήποτε τραυματισμό/ασθένεια	α)Ομάδα στατικής διάτασης μόνο (SS), όπου εφαρμόστηκε στατική διάταση στους ισchioκνημιαίους στο κυρίαρχο πόδι με το μη κυρίαρχο δεμένο στο κρεβάτι. Έγιναν 3 στατικές διατάσεις του 1min η καθεμία (συνολικά 3min) με 30sec ανάπαυση μεταξύ των επαναλήψεων β)Ομάδα foam roll και στατικής διάτασης (FR/SS), όπου εφαρμόστηκε FR στους ισchioκνημιαίους, με κύλιση από το ισχιακό κύρτωμα μέχρι λίγο πάνω από τον ιγνυακό βόθρο. Έγιναν 3 επαναλήψεις του 1min η καθεμία με 30sec ανάπαυση ανάμεσά τους. Στη συνέχεια εφαρμόστηκε το ίδιο	Ανεξάρτητα την ομάδα το ROM της κάμψης του ισχίου αυξήθηκε με τον χρόνο (p<0,05). Οι αρχικές τιμές του ROM του ισχίου για την ομάδα SS ήταν μικρότερες από αυτές της ομάδας FR/SS (p<0,05). Η ομάδα FR/SS αύξησε το ROM της κάμψης του ισχίου περισσότερο από την SS, FR και την ομάδα ελέγχου (p<0,05), ενώ και οι τρεις παρεμβατικές ομάδες αύξησαν το ROM περισσότερο από την ομάδα ελέγχου (p<0,05). Επομένως, η εφαρμογή FR ως ζέσταμα πριν από SS αύξησε το ROM της κάμψης του

		που μπορεί να επηρεάσει την ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων, να μην έχουν κυκλοφορικά προβλήματα, να έχουν χρόνια “σφικτούς” ισchioκνημιαίους και να μην έχουν συμμετάσχει σε πρόγραμμα για την ελαστικότητα των κάτω άκρων	πρωτόκολλο SS με την ομάδα α γ)Ομάδα FR μόνο, όπου ακολουθήθηκε το πρωτόκολλο της ομάδας β, χωρίς τις SS δ)Ομάδα ελέγχου, όπου τα δείγματα ξάπλωναν ύπτια στο κρεβάτι για 15min Αξιολογήθηκε το ROM της κάμψης του κυρίαρχου ισχίου με το PSLR και την εφαρμογή ινκλινόμετρου στην πρόσθια επιφάνεια του μηρού. Τα δείγματα αξιολογήθηκαν πριν και μετά από την κάθε παρέμβαση και τους ζητήθηκε να επιστρέψουν 6 φορές με διαφορά 48h	ισχίου περισσότερο από τις άλλες ομάδες/τεχνικές. Το ROM της κάμψης του ισχίου αυξήθηκε για όλες τις ομάδες, ωστόσο, η μεγαλύτερη αύξηση παρατηρήθηκε στην FR/SS, οδηγώντας στο συμπέρασμα ότι σε μη τραυματισμένους ασθενείς με ROM ισchioκνημιαίων < 90° συστήνεται η εφαρμογή FR στους ισchioκνημιαίους πριν την SS για να επιτευχθούν μέγιστα αποτελέσματα
MacDonald et al., 2013	Να καθοριστεί η επίδραση της μυοπεριτοναϊκής απελευθέρωσης (self-myofascial release, SMR) στην ισχύ και την ενεργοποίηση των εκτεινόντων του γόνατος, καθώς και στο ROM της άρθρωσης του γόνατος, μέσω της εφαρμογής FR	11 υγιείς άντρες φοιτητές ηλικίας 22,3+/-3,8 χρονών. Όλα τα δείγματα ήταν μετρίως έως πολύ ενεργητικοί σωματικά	α)Ομάδα FR, όπου εφαρμόστηκε τεχνική FR στον δεξί τετρακέφαλο, από την έκφυση μέχρι την κατάφυση (λίγο πάνω από την επιγονατίδα). Έγιναν 2 επαναλήψεις του 1min με 30sec ανάπαυση ανάμεσά τους. Τα δείγματα κύλισαν 3-4 φορές κατά τη διάρκεια του 1min β)Ομάδα ελέγχου, όπου βρίσκονταν σε ανάπαυση για 2min Όλα τα δείγματα συμμετείχαν και στις 2 ομάδες και αξιολογήθηκε η ισχύς και το ROM τους. Το ROM της κάμψης του γόνατος αξιολογήθηκε με την πραγματοποίηση του modified kneeling lunge και τη χρήση γωνιόμετρου. Οι αξιολογήσεις έγιναν πριν τις παρεμβάσεις και 2min και 10min μετά από αυτές. Σε όλες τις περιπτώσεις προηγήθηκε ζέσταμα 5min με ποδήλατο.	Δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές σε καμία μέτρηση νευρομυϊκής απόδοσης (μυϊκή ισχύς, μυϊκή ενεργοποίηση) ανάμεσα στην ομάδα ελέγχου και την ομάδα FR. Δεν υπήρχαν ελείμματα στην ισχύ μετά την εφαρμογή FR και τα δείγματα ήταν ικανά να παράγουν παρόμοιες δυνάμεις σε όλα τα σημεία και στις δύο περιπτώσεις. Το ROM της κάμψης του γόνατος της ομάδας ελέγχου ήταν σημαντικά ($p < 0,001$) μικρότερο, με μέση διαφορά περίπου 7°-10° σε σύγκριση με το FR. Το ROM αυξήθηκε σημαντικά, 12,7% (στα 2min μετά το FR) και 10,3% (στα 10min μετά το FR) σε σχέση με πριν. Το ROM της ομάδας ελέγχου αυξήθηκε αλλά όχι σημαντικά (2,2% και 4,2% στα 2min και 10min, αντίστοιχα) μετά την ανάπαυση. Το ROM ήταν

				<p>σημαντικά ($p<0,00$) υψηλότερο μετά την εφαρμογή FR σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου στα 2min και 10min. Στα 2min μετά την εφαρμογή FR αυξήθηκε το ROM όλων των δειγμάτων από 4° έως 20° και στα 10min μετά το ROM παρέμεινε καλύτερο από την πριν-FR μέτρηση (3°-17°). Μετά την ανάπαυση (ομάδα β) το ROM έδειξε μικρή αλλαγή και σε κάποιες περιπτώσεις έδειξε μικρή, αλλά όχι σημαντική μείωση. Η αλλαγή στην ισχύ ήταν παρόμοια και για τις δύο ομάδες 2min και 10min μετά. Επομένως, η εφαρμογή FR για μία σύντομη περίοδο βελτιώνει σημαντικά το ROM της άρθρωσης του γόνατος, χωρίς ταυτόχρονες αρνητικές επιπτώσεις στην παραγωγή νευρομυϊκής ισχύος</p>
Sherer, 2013	<p>Να καθοριστεί αν η χρήση FR στους ισchioκνημιαίους έχει θετικές επιδράσεις και αν αυξάνει την ελαστικότητά τους</p>	<p>18 υγιείς φοιτητές του τμήματος προπόνησης με βάρη (ηλικίας 21,3+/-3,2 χρονών), οι οποίοι έπρεπε να είναι σωματικά ενεργοί τουλάχιστον 2 φορές την εβδομάδα και να μην είναι τραυματισμένοι</p>	<p>α)Ομάδα FR (n=10), όπου πραγματοποίησαν την τεχνική/παρέμβαση FR στους ισchioκνημιαίους (κάτω από τους γλουτιαίους μέχρι λίγο πάνω από την οπίσθια πλευρά του γόνατος) για 3-5min, 2 φορές την εβδομάδα για 4 εβδομάδες β)Ομάδα ελέγχου (n=8), όπου συνέχισαν την καθημερινότητά τους Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων έγινε με τη χρήση του SRT πριν την έναρξη της μελέτης και με το πέρας της τέταρτης εβδομάδας της μελέτης</p>	<p>Η μέση απόδοση στο SRT πριν και μετά για την ομάδα ελέγχου ήταν 32,89+/-10,1cm και 32,89+/-8,8cm, αντίστοιχα. Η μέση απόδοση την ομάδας FR ήταν 30,37+/-9,0cm (πριν) και 32,44+/-8,4cm (μετά). Δεν υπήρχε σημαντική αλλαγή στην απόδοση στο SRT για την ομάδα ελέγχου ($p=1,00$), ενώ μετά την εφαρμογή FR για 4 εβδομάδες υπήρχε σημαντική βελτίωση της απόδοσης ($p=0,00$). Η ομάδα FR κέρδισε 2,07cm μετά το</p>

				τέλος των 4 εβδομάδων. Επομένως, η χρήση FR στους ισchioκνημιαίους 2 φορές την εβδομάδα για 4 εβδομάδες μπορεί να αυξήσει την ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων σε φοιτητές που προπονούνται με βάρη
MacDonald et al., 2014	Να καθοριστεί η αποτελεσματικότητα του FR ως μέσο αποκατάστασης μετά από άσκηση που προκαλεί μυϊκή βλάβη, να αναλυθεί η περίμετρος του μηρού, ο μυϊκός πόνος, το ROM, οι προκλητές και εκούσιες συσταλτές ιδιότητες, το κατακόρυφο άλμα (vertical jump), ο αντιλαμβανόμενος πόνος κατά το FR και η δύναμη που εφαρμόζεται στο FR	20 σωματικά ενεργοί άντρες. Όλοι ασκούσαν τακτικά (ασκήσεις αντίστασης τουλάχιστον 3 φορές την εβδομάδα) και είχαν πάνω από 3 χρόνια εμπειρίας στην προπόνηση ενδυνάμωσης	α) Ομάδα FR (n=10, ηλικίας 25,1±3,6 χρονών) β) Ομάδα ελέγχου (n=10, ηλικίας 24,0±2,8 χρονών) Όλα τα δείγματα συμμετείχαν σε 5 συνεδρίες αξιολόγησης: 1)προσανατολισμός και 1 επανάληψη μέγιστου back squat, 2)πριν (pretest)-μετρήσεις, πρωτόκολλο 10 x 10 squat και μετά (posttest-0h)-μετρήσεις, 3)μετά (posttest-24h)-μετρήσεις, 4)μετά (posttest-48h)-μετρήσεις και 5) μετά (posttest-72h)-μετρήσεις. Όλες οι συνεδρίες αξιολόγησης απείχαν 24h, εκτός από την 1 και 2 που απείχαν τουλάχιστον 96h. Στη συνεδρία 1 πραγματοποιήθηκε ζέσταμα για 5min με στατικό εργομετρικό ποδήλατο. Η μόνη διαφορά ανάμεσα στις 2 ομάδες είναι ότι η ομάδα FR πραγματοποίησε 20min πρωτόκολλο της τεχνικής στο τέλος κάθε συνεδρίας αξιολόγησης (posttest-0, posttest-24 και posttest-48). Το ROM των ισchioκνημιαίων (παθητικό και δυναμικό) αξιολογήθηκε με το PSLR και το AKE, καθώς και με τη βοήθεια γωνιόμετρου, ενώ του τετρακέφαλου (παθητικό μόνο) με το	Η τεχνική FR βελτίωσε ουσιαστικά την ελαστικότητα. Τα σημαντικότερα ευρήματα έδειξαν ότι το FR ήταν ευεργετικό στην ελάφρυνση του μυϊκού πόνου και βελτίωσε το κατακόρυφο άλμα, τη μυϊκή ενεργοποίηση, το παθητικό (για τον τετρακέφαλο και για τους ισchioκνημιαίους) και το δυναμικό (για τους ισchioκνημιαίους) ROM σε σχέση με την ομάδα ελέγχου. Επίσης, επηρέασε αρνητικά τις διάφορες προκλητές συσταλτές ιδιότητες του μυός, εκτός από το μισό χρόνο χαλάρωσης και το EMD, υποδεικνύοντας ότι τα οφέλη του FR προκύπτουν, κυρίως, από τις νευρικές απαντήσεις και τον συνδετικό ιστό

			modified kneeling lunge και με τη βοήθεια γωνιόμετρου	
Suraj Bhusal, 2013	Να συγκριθεί η αποτελεσματικότητα της ART και του DSM (deep stripping massage) στην αύξηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων	60 υγιείς φοιτητές κολλεγίου ηλικίας 18-30 ετών με 20°-40° απώλεια κατά το ΑΚΕ (με το ισχίο στις 90° κάμψη), end feel διάτασης στο τέλος του ROM και χωρίς τραυματισμό στους ισchioκνημιαίους	α)Ομάδα ART (n=30), όπου εφαρμόστηκε η τεχνική στην γαστέρα των ισchioκνημιαίων από την πρηνή θέση (4 επαναλήψεις αμφοτερόπλευρα) και στις προσφύσεις των ισchioκνημιαίων (2 επαναλήψεις για την κάθε πλευρά). Η θεραπεία διήρκησε 15-30min και πραγματοποιήθηκε 1 μόνο συνεδρία β)Ομάδα DSM (n=30), όπου εφαρμόστηκε η τεχνική στους ισchioκνημιαίους με τα δείγματα αρχικά στην πρηνή θέση και στη συνέχεια στην ύπτια με το ισχίο και το γόνατο σε 90° κάμψη (από την ύπτια θέση η τεχνική εφαρμόστηκε στο μήκος του μυός από τα 3/4 έως το τέλος του ROM του γόνατος). Η τεχνική εφαρμόστηκε με κατεύθυνση από την κατάφυση προς την έκφυση του μυός και εφαρμόστηκαν συνολικά 10 επαναλήψεις. Η αξιολόγηση της ελαστικότητας, πριν και μετά τις τεχνικές, έγινε με το ΑΚΕ και τη χρήση γωνιόμετρου. Η έρευνα διήρκησε συνολικά 10-12 μήνες	Στην ομάδα DSM η μέση τιμή στο ΑΚΕ πριν την παρέμβαση ήταν 34,67°+/-5,23° και μετά την παρέμβαση έφτασε στις 25,90°+/-7,06°, δείχνοντας 25,29% βελτίωση που είναι στατιστικά σημαντική (p<0,01). Στην ομάδα ART η μέση τιμή στο ΑΚΕ πριν την παρέμβαση ήταν 34,13°+/-5,69° και μετά την παρέμβαση έφτασε στις 23,63°+/-6,01°, δείχνοντας 30,76% βελτίωση που είναι στατιστικά σημαντική (p<0,01). Η ομάδα DSM έδειξε μία μέση βελτίωση της τάξεως των 9°+/-3°, ενώ η ομάδα ART έδειξε μία μέση βελτίωση της τάξεως των 11°+/-2°. Υπάρχει σημαντική διαφορά ανάμεσα στις 2 τεχνικές όσον αφορά τη θεραπευτική τους επίδραση (p<0,01). Επομένως, και οι δύο τεχνικές οδηγούν σε άμεση βελτίωση της ελαστικότητας “σφικτών” ισchioκνημιαίων, με την ART να είναι αποτελεσματικότερη από το DSM
Howitt et al., 2006	Να παρατηρηθεί η πρόοδος ενός ασθενή με άλυτα συμπτώματα	Άνδρας 42 χρονών με αντίχειρα δίκην σκανδάλης. Το δείγμα παρουσίαζε συμπτώματα μέτριου	Έγιναν 8 συνεδρίες σε μία περίοδο 4 εβδομάδων με την εφαρμογή των τεχνικών ART και GRA	Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η εφαρμογή των τεχνικών ART και GRA, για 8 συνεδρίες, σε ασθενή με αντίχειρα δίκην σκανδάλης οδήγησε σε ανακούφιση του πόνου, βελτίωση του

	αντίχειρα δίκην σκανδάλης (trigger thumb) που υποβλήθηκε σε πρόγραμμα θεραπείας που συμπεριλαμβάνει τις τεχνικές ART και GRA	πόνου και περιορισμένου ROM στον αντίχειρα, καθώς και αδυναμία να εκτείνει και να κάμψει ενεργητικά τον δεξί αντίχειρα. Οι παθητικές κινήσεις προκαλούσαν πόνο και χαρακτηριστικό ήχο “click”		ROM και επανάκτηση της λειτουργικότητας του αντίχειρα
Kmiciek et al., 2011	Να συγκριθούν οι επιδράσεις των τεχνικών ART και GRA στην ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων για ένα χρονικό διάστημα	20 δείγματα συμμετείχαν στην έρευνα. Κριτήρια ένταξης των συμμετεχόντων ήταν: 1) ηλικία ≥ 18 έτη, 2) απουσία ανοιχτής πληγής ή ουλής στην υπο-θεραπεία περιοχή, 3) απουσία εγκυμοσύνης, 4) δεν λάμβαναν φάρμακα για την αρτηριακή πίεση ή την καρδιά και 5) δεν είχαν κάποια καρδιακή πάθηση ή καρκίνο	α) Ομάδα GRA (n=10), όπου εφαρμόστηκε η τεχνική GRA στους ισchioκνημιαίους για 2,5min στο κάθε πόδι με στόχο την ανεύρεση και τη λύση των συμφύσεων. Οι χειρισμοί έγιναν εγκάρσια στις μυϊκές ίνες για να διασπαστεί ο ουλώδης ιστός β) Ομάδα ART (n=10), όπου εφαρμόστηκε το πρωτόκολλο της τεχνικής ART στους ισchioκνημιαίους για 2,5min στο κάθε πόδι. Όταν έβρισκε ο θεραπευτής trigger point στους ισchioκνημιαίους τους έφερνε σε μία θέση βράχυνσης. Μετά ασκούσε πίεση με το ένα χέρι στην περιοχή του trigger point, ενώ ο μύς επιμηκύνονταν (η πίεση ασκούσαν κατά μήκος των ινών του μαλακού ιστού). Η έρευνα διήρκεσε 4 εβδομάδες και τα δείγματα επέστρεφαν την ίδια μέρα και ώρα κάθε εβδομάδα. Η αξιολόγηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων πριν και μετά την κάθε θεραπεία έγινε με το SRT	Μετά από 4 εβδομάδες η τεχνική ART έδειξε μία συνολική μέση αύξηση της τάξεως των 0,86inch (2,15cm) και η τεχνική GRA έδειξε μία μέση αύξηση της τάξεως των 0,93inch (2,32cm). Η τεχνική GRA είχε πιο σημαντική επίδραση στην ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων την περίοδο των πρώτων 2 εβδομάδων, ενώ η ART αύξησε την ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων περισσότερο την περίοδο των 2 τελευταίων εβδομάδων. Επομένως, και οι δύο τεχνικές οδήγησαν στην αύξηση της ελαστικότητας των ισchioκνημιαίων με την πάροδο του χρόνου. Η τεχνική GRA αποδείχτηκε πιο αποτελεσματική για μία περίοδο 4 εβδομάδων. Παρεμβαίνει στον ουλώδη ιστό με περισσότερο αποδοτικό τρόπο και οδηγεί σε πιο συνεπή αποτελέσματα. Η

				τεχνική ART αυξάνει, επίσης, την ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων, αλλά χρειάζεται μεγαλύτερο χρονικό διάστημα για να αποδώσει
Hansen et al., 2012	Να καθοριστεί η επίδραση της τεχνικής GRA στο σύνδρομο (βραχυσμένης) λαγονοκνημιαίας ταινίας	14 δείγματα ηλικίας 18-40 ετών με ιστορικό σωματικής άσκησης-δραστηριότητας και θετικό Ober's test	α)Ομάδα GRA (n=7), όπου εφαρμόστηκε η τεχνική-παρέμβαση GRA με στόχο να διατείνει και να διευρύνει το συνδετικό ιστό και τις μυϊκές ίνες και να διεγείρει τη δραστηριότητα των ινοβλαστών στην υπο-θεραπεία περιοχή. Χρησιμοποιήθηκαν τα εργαλεία GT1 και GT3 για την ανεύρεση και τη θεραπεία των συμφύσεων σε όλο το μήκος της λαγονοκνημιαίας ταινίας και στην κατάφυσή της, στον έξω κνημιαίο κόνδυλο, αντίστοιχα β)Ομάδα ελέγχου (n=7), όπου εφαρμόστηκε εικονική θεραπεία-placebo με την τεχνική GRA στην οπισθοπλάγια περιοχή του μηρού Χρησιμοποιήθηκαν το Ober's test για την αξιολόγηση της ελαστικότητας της λαγονοκνημιαίας ταινίας (πριν-μετά την κάθε παρέμβαση), η VAS scale και ψηλάφηση για την αξιολόγηση του πόνου και της τάσης (tightness, πριν-μετά). Έγιναν 2 θεραπείες των 2min στη διάρκεια 1 εβδομάδας και για τις 2 ομάδες	Όλα τα δείγματα της ομάδας GRA εμφάνισαν λιγότερο πόνο και τάση μετά τη θεραπεία. Ο πόνος στην κλίμακα VAS μειώθηκε μετά την κάθε θεραπεία για την ομάδα GRA σε σύγκριση με τις πρώτες μετρήσεις. Επίσης, 5 από τα 7 δείγματα της ομάδας GRA παρουσίασαν αρνητικό Ober's test μετά την παρέμβαση. Τα δείγματα της ομάδας ελέγχου παρουσίασαν ελάχιστη έως καθόλου μείωση του πόνου στην κλίμακα VAS, ενώ και τα 7 δείγματα είχαν θετικό Ober's test μετά το τέλος της θεραπείας. Επομένως, η τεχνική GRA οδήγησε σε μείωση των υποκειμενικών συμπτωμάτων και σε βελτίωση της ελαστικότητας της λαγονοκνημιαίας ταινίας, του ROM της προσαγωγής του ισχίου και γενικότερα της λειτουργικότητας του ΤΠΠ (τείνων την πλατεία περιτονία) σε ασθενείς με σύνδρομο λαγονοκνημιαίας ταινίας
Schaefer & Sandrey, 2012	Να εξεταστούν οι επιδράσεις της κινητοποίησης του μαλακού	36 υγιείς και σωματικά δραστήριοι μαθητές λυκείου, ή φοιτητές κολλεγίου (5 γυναίκες και 31 άντρες 17,7+/-	α)Ομάδα DBT/GRA (n=13 άντρες 18,4+/- 5,9 ετών), όπου εφαρμόστηκε η τεχνική GRA σε όλες τις δομές της ποδοκνημικής 2 φορές την εβδομάδα για 8min πριν το πρόγραμμα DBT	Παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά ανάμεσα στις μετρήσεις πριν και μετά για την πελματιαία-ραχιαία κάμψη και για την ανάσπαση έσω-έξω χείλους (p<0,00), με τις τιμές μετά την

	<p>ιστού με την τεχνική GRA σε συνεργασία με ένα πρόγραμμα προπόνησης δυναμικής σταθερότητας (DBT), σε ασθενείς με χρόνια αστάθεια στην ποδοκνημική (CAI)</p>	<p>1,9 ετών) με χρόνια αστάθεια ποδοκνημικής. Κριτήρια συμμετοχής στη θεραπεία ήταν: η ύπαρξη τουλάχιστον ενός διαστρέμματος στην ποδοκνημική μέσα στον τελευταίο χρόνο που είχε σαν αποτέλεσμα πόνο, διόγκωση-πρήξιμο και απώλεια της λειτουργίας, ακολουθούμενο από περισσότερους από έναν επανατραυματισμούς και την αντίληψη-αίσθηση αστάθειας. Επίσης, δεν υπήρχε ιστορικό διαστρέμματος στην ποδοκνημική 6 εβδομάδες πριν τη συμμετοχή στην έρευνα και τα δείγματα ήταν 16-30 ετών</p>	<p>β)Ομάδα DBT/GRA-S (n=12, 2 γυναίκες και 10 άντρες 17,7+/-5,6 ετών), όπου εφαρμόστηκε το ίδιο πρωτόκολλο με την ομάδα DBT/GRA, αλλά με τη μορφή εικονικής θεραπείας-placebo καθώς δεν ασκούνταν πίεση στις δομές γ)Ομάδα DBT/C (n=11, 3 γυναίκες και 8 άντρες 17,1+/-3 ετών), όπου εφαρμόστηκε μόνο το πρόγραμμα DBT Όλες οι ομάδες συμμετείχαν σε ένα πρόγραμμα DBT 4 εβδομάδων που περιελάμβανε προοδευτικές (ανά βδομάδα) δυναμικές δραστηριότητες χαμηλής επίπτωσης στις δομές. Η αξιολόγηση πριν και μετά (με το πέρας της 4^{ης} εβδομάδας) περιελάμβανε την Foot and Ankle Ability Measure (FAAM), την FAAM Sport, την VAS scale, το ενεργητικό ROM της ποδοκνημικής σε 4 κατευθύνσεις (πελματιαία-ραχιαία κάμψη και ανάσπαση έσω-έξω χείλους) με γωνιομέτρηση και το Star Excursion Balance Test (SEBT) σε 3 κατευθύνσεις (πρόσθια, οπισθοπλάγια και οπίσθια-έσω). Πριν το πρόγραμμα γινόταν ζέσταμα για 10min. Τα δείγματα συναντούσαν τους εξεταστές 2 φορές την εβδομάδα για 45min μέσα σε 4 εβδομάδες (8 συνεδρίες συνολικά)</p>	<p>παρέμβαση να είναι υψηλότερες. Για την ομάδα DBT/GRA οι μετρήσεις μετά την παρέμβαση ήταν καλύτερες σε σχέση με πριν σε όλες τις περιπτώσεις. Για την ομάδα DBT/GRA-S η ανάσπαση έξω χείλους ήταν μικρή σε σχέση με τις πρώτες μετρήσεις. Η ομάδα DBT/C είχε μικρή επίδραση στην πελματιαία κάμψη και η ανάσπαση έσω χείλους ήταν μικρή. Όλες οι ομάδες έδειξαν αύξηση στο FAAM, FAAM Sport, ROM, SEBT σε όλες τις κατευθύνσεις, αλλά μείωση στην VAS scale. Επομένως, σε ασθενείς με CAI βελτιώθηκαν ο έλεγχος της δυναμικής στάσης, το ROM, ο πόνος και η αναπηρία μετά την εφαρμογή DBT για 4 εβδομάδες ανεξάρτητα την ομάδα. Ωστόσο, στις περισσότερες μετρήσεις οι μεγαλύτερες επιδράσεις φάνηκαν στην ομάδα DBT/GRA</p>
--	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Η τεχνική του DSM ή αλλιώς Deep Longitudinal Strokes (DLS) ανήκει στην κατηγορία της δυναμικής κινητοποίησης μαλακών ιστών (Dynamic Soft Tissue Mobilisation) και βοηθάει στην αύξηση της ελαστικότητας των οπίσθιων μηριαίων σε συνδυασμό με την έκκεντρη σύσπαση (Forman et al., 2013). Η κλινική εμπειρία υποδηλώνει ότι η δυναμική κινητοποίηση μαλακών ιστών είναι μια αποτελεσματική, χωρίς πόνο παρέμβαση που φαίνεται να έχει μια άμεση επίδραση στην βελτίωση της ελαστικότητας των οπίσθιων μηριαίων (Hopper et al., 2005). Η ενσωμάτωση των ενεργών συσπάσεων σε ένα πρωτόκολλο μασάζ μπορεί να αυξήσουν τη μυϊκή αιμάτωση και να μειώσουν την βράχυνση των μυών (Hunter., 1998).

Ο Brughelli et al., (2009) υποστήριξε ότι, εφόσον ένας μυς έχει ένα βέλτιστο μήκος παράγωγης αιχμής έντασης, οι τραυματισμοί των οπισθίων μηριαίων μπορούν να μειωθούν εάν αυτό το βέλτιστο μήκος αυξάνεται μέσω της άσκησης. Επιπλέον συμπέρανε ότι η έκκεντρη άσκηση είναι η μόνη μορφή άσκησης που έχει επανειλημμένα αποδειχθεί ότι αυξάνει το μήκος της τάσης του μυ και τόνισε τη σημασία της χρήσης των λειτουργικών κινήσεων με έκκεντρη συστολή των μυών για την αποκατάσταση των οπισθίων μηριαίων από τραυματισμούς. Ο Forman et al. (2013) και ο Hopper et al. (2005) είναι η δυο ερευνητές που μελέτησαν την τεχνική αυτή πάνω στους οπίσθιους μηριαίους μαζί με έκκεντρη σύσπαση.

Πιο συγκεκριμένα ο Hopper et al. (2005) μελέτησε την αποτελεσματικότητα της δυναμικής κινητοποίησης των μαλακών ιστών έναντι της απλής κινητοποίησης των μαλακών ιστών πάνω στους οπίσθιους μηριαίους σε 45 υγιής άντρες που συμμετείχαν εθελοντικά. Οι εθελοντές τυχαιοποιήθηκαν σε ομάδα ελέγχου, ομάδα απλών κινητοποιήσεων μαλακών ιστών (STM) και ομάδα δυναμικών κινητοποιήσεων μαλακών ιστών (DSTM). Για την ομάδα της DSTM οι δοκιμαζόμενοι τοποθετήθηκαν αρχικά σε πρηνή θέση ώστε να τους ασκηθεί μάλαξη που βασίζεται σε παραδοσιακές τεχνικές Σουηδικού μασάζ, έπειτα γινόταν ψηλάφηση της περιοχής των οπίσθιων μηριαίων ώστε να βρεθεί ένα σφικτό μυϊκό σημείο όπου η υπόλοιπη θεραπεία θα επικεντρωνόταν πάνω σε αυτό.



Εικόνα 2.8 Ψηλάφηση για εντοπισμό σφικτού μυϊκού σημείου. (Hopper et al., (2005))

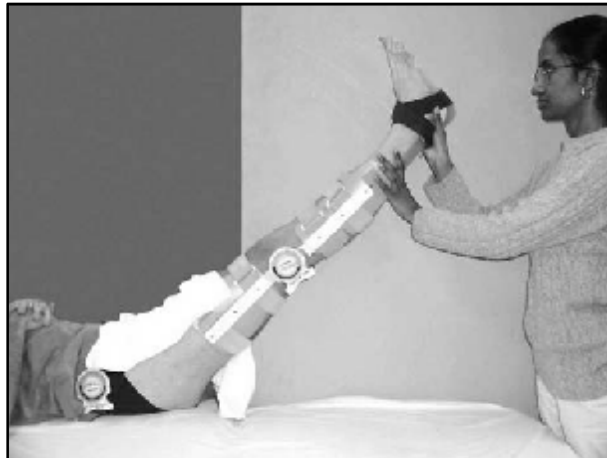
Εν συνεχεία ο δοκιμαζόμενος ερχόταν σε ύπτια θέση με το γόνατο και το ισχίο να κάμπτεται σε 90° και εκτελούσε έκκεντρη σύσπαση των οπίσθιων μηριαίων δημιουργώντας αντίσταση κατά την έκταση του γόνατος που εκτελούσε ο θεραπευτής. Κατά την διάρκεια αυτής της κίνησης ο θεραπευτής εκτελούσε 5 DLS πάνω από το σφικτό σημείο της περιοχής

και στην συνέχεια πραγματοποιήθηκαν 20 δευτερόλεπτα ανακίνησης (ταλαντεύσεις) των οπίσθιων μηριαίων.



Εικόνα 2.9 Εφαρμογή DLS από τον θεραπευτή με έκκεντρη σύσπαση. Το άσπρο βέλος συμβολίζει την αντίσταση του δοκιμαζόμενου ενώ τα μαύρα βέλη καθορίζουν την κίνηση των χεριών του θεραπευτή. (Hopper et al., (2005))

Τα αποτελέσματα της έρευνας καταγράφηκαν με την χρήση του μετρητικού εργαλείου SLR (Straight Leg Raise) (ψηφιακό γωνιόμετρο) όπου τοποθετήθηκε στον εθελοντή από ύπτια θέση. Τα αποτελέσματα καταγράφηκαν πριν και μετά την παρέμβαση του DLS μέσω παθητικής κινητοποίησης (κάμψη ισχίου) που εκτελούσε ο θεραπευτής μέχρι το όριο όπου ο δοκιμαζόμενος θα ένιωθε αυξημένη τάση στο σφικτό σημείο των οπισθίων μηριαίων.



Εικόνα 2.10 Τοποθέτηση και χρήση του μετρητικού εργαλείου PSLR. (Hopper et al., (2005))

Τα αποτελέσματα της έρευνας του Hopper et al. (2005) έδειξαν ότι υπάρχει σημαντική αύξηση της ελαστικότητας των οπίσθιων μηριαίων στην ομάδα του DSTM σε σύγκριση με την ομάδα έλεγχου και την ομάδα απλού STM.

Από την άλλη μεριά ο Forman et al. (2013) μελέτησε 1) αν η τεχνική του DSM έχει επίδραση στην δύναμη και το μήκος των οπίσθιων μηριαίων και 2) αν επηρεάζονται το μήκος και η δύναμη των οπίσθιων μηριαίων όταν η τεχνική του DSM γίνει με έκκεντρη σύσπαση. Συνολικά 89 εθελοντές ηλικίας 18 με 62 έλαβαν μέρος στην έρευνα όπου από αυτούς οι 64

εμφάνισαν βραχυμένους οπίσθιους μηριαίους στο ένα άκρο είτε και στα δυο. Πριν την έναρξη των παρεμβάσεων γινόταν μέτρηση του εύρους τροχιάς και της δύναμης των οπισθίων μηριαίων και στα δυο κάτω άκρα με την χρήση του microFET 3.



Εικόνα 2.11 microFET 3 (<http://www.hogganhealth.net/microfet3.php>)

Στην πρώτη παρέμβαση ξεκίνησε με το κάτω άκρο που ήταν πιο βραχυμένοι οι οπίσθιοι μηριαίοι. Τοποθέτησε τους δοκιμαζόμενους σε πρηνή θέση σε κρεβάτι μάλαξης και τοποθέτησε λάστιχο γυμναστικής στο σημείο του αστράγαλου ενώ η άλλη άκρη του λάστιχου δέθηκε στο κρεβάτι, με αποτέλεσμα να εξασφαλίζει τάση στους οπίσθιους μηριαίους και να δημιουργεί κατά την ενεργητική κινητοποίηση των μυών έκκεντρη σύσπαση σε όλο το εύρος της κίνησης.



Εικόνα 2.12 Τοποθέτηση λάστιχου γυμναστικής σε εθελοντή. (Forman et al. (2013))

Εν συνεχεία έγινε άπλωμα λαδιού στους οπίσθιους μηριαίους και μέσω μετρονόμου που λειτουργούσε με ένα παλμό ανά δευτερόλεπτο ώστε να βοηθήσει να διατηρήσει τον συγχρονισμό μεταξύ εθελοντή και θεραπευτή. Το κάτω άκρο του δοκιμαζόμενου μεταφέρθηκε σε κάμψη γόνατος παθητικά με σκοπό την αποφυγή ομόκεντρης σύσπασης. Μόλις απελευθερωνόταν ο αστράγαλος ο συμμετέχων έλαβε εντολή να φέρει αντίσταση στην κίνηση του λάστιχου για 10 δευτερόλεπτα εκτελώντας έκκεντρη σύσπαση των οπισθίων μηριαίων μέχρι την ολοκλήρωση της πλήρης έκτασης του γόνατος. Καθώς ο εθελοντής

κατέβαζε αργά το κάτω άκρο του δημιουργώντας την έκκεντρη σύσπαση ο θεραπευτής ταυτόχρονα εκτελούσε μια σειρά από DSM πάνω στους οπίσθιους μηριαίους.



Εικόνα 2.13 Εκτέλεση DSM μαζί με έκκεντρη σύσπαση. (Forman et al. (2013))

Οι θεραπευτές συζητούσαν με τους συμμετέχοντες πριν από την παρέμβαση το ποσοστό που πρέπει να είναι η πίεση που θα τους ασκηθεί. Η πίεση καθοριζόταν στο 7 στα 10 που πίστευε ο ίδιος ο εθελοντής (με 10 τη μεγίστη δύναμη του θεραπευτή). Κατά τη διάρκεια των διαδικασιών ο θεραπευτής θα ζητήσει από το συμμετέχοντα για την ανατροφοδότηση σχετικά με την πίεση ώστε να ρυθμίζεται η ποσότητα της δύναμης που εφαρμόζεται στην εκτέλεση του DSM. Ο κάθε εθελοντής έχει διαφορετικό επίπεδο ανοχής δύναμης επόμενος έπρεπε να εφαρμόζουν σταθερή πίεση και χωρίς περιττό πόνο σε κάθε επανάληψη της τεχνικής του DSM. Η τεχνική ξεκινούσε πρώτα από την εξωτερική επιφάνεια των οπισθίων μηριαίων, στην συνέχεια στην κεντρική επιφάνεια και έπειτα στην εσωτερική επιφάνεια του μυός. Συνολικά ο θεραπευτής εκτέλεσε 15 επαναλήψεις της τεχνικής του DSM.



Εικόνα 2.14 Ενίσχυση του καρπού με το άλλο άνω άκρο και χρήση μπάλας σαν αμορτισέρ. (Forman et al. (2013))

Η δεύτερη παρέμβαση χορηγήθηκε αμέσως μετά την ολοκλήρωση της πρώτης παρέμβασης, η οποία διεξήχθη στους λιγότερο βραχυσμένους οπίσθιους μηριαίους (δηλαδή στο άλλο κάτω άκρο του εθελοντή). Δεκαπέντε επαναλήψεις της τεχνικής του DSM

εφαρμοστήκαν κατά τον ίδιο ακριβώς τρόπο με την μόνη διάφορα ότι ο εθελοντής δεν εκτελούσε έκκεντρη σύσπαση κατά την διάρκεια της θεραπείας παρά μονό παθητική κινητοποίηση.

Αμέσως μετά την ολοκλήρωση της δεύτερης παρέμβασης οι εθελοντές επανέλαβαν την διαδικασία της μέτρησης στο εύρος τροχιά και στη δύναμη των οπισθίων μηριαίων με τον ίδιο τρόπο. Τα αποτελέσματα της έρευνας του Forman et al. (2013) έδειξαν ότι και οι δυο παρεμβάσεις του DSM με έκκεντρη σύσπαση (10,7%, $p < 0,01$) και του DSM χωρίς έκκεντρη (6,3%, $p < 0,01$) αύξησαν την ελαστικότητα των οπίσθιων μηριαίων. Μεγαλύτερη όμως βελτίωση είχε η τεχνική του DSM με έκκεντρη σύσπαση παρά με του DSM χωρίς έκκεντρη ($p < 0,05$).

Τέλος, σε μια πιλοτική μελέτη που έγινε από τον Forman et al. (2011) όπου εξεταστήκαν τα αποτελέσματα από μια προθέρμανση έναντι του DSM με έκκεντρη σύσπαση για την αύξηση του εύρους τροχιάς στους οπίσθιους μηριαίους. Οι συμμετέχοντες αρχικά έκαναν μέτρηση του εύρους τροχιάς των οπίσθιων μηριαίων μέσο της μέτρησης με το γωνιόμετρο και στην συνέχεια εκτέλεσαν προθέρμανση μέσα από κυκλική άσκηση με μηδενική αντίσταση για πέντε λεπτά. Μετά την προθέρμανση γινόταν επανάληψη της μέτρησης του εύρους τροχιάς των οπίσθιων μηριαίων. Έπειτα γινόταν μια σειρά από δεκαπέντε επανάληψης των δέκα δευτερολέπτων της τεχνικής του DSM με έκκεντρη σύσπαση ώστε να γίνει δεύτερη επανάληψη της μέτρησης του εύρους τροχιάς των μυών με τη χρήση του γωνιόμετρου.

Η πιλοτική έρευνα του Forman et al. (2011) έδειξε ότι τα αποτελέσματα και των δυο μεθόδων αύξησαν το εύρος τροχιάς των οπίσθιων μηριαίων, ωστόσο όμως ο συνδυασμός της τεχνικής του DSM με έκκεντρη σύσπαση ήταν τρεις φορές πιο αποτελεσματικός από τα πέντε λεπτά προθέρμανσης.

Όπως λοιπόν αναφέρεται από τους Forman et al. (2013) και Hopper et al. (2005) τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η τεχνική του DSM με έκκεντρη σύσπαση έχει αποτελέσματα ως προς την αύξηση της ελαστικότητας των οπίσθιων μηριαίων. Όμως και οι δυο ερευνητές αναφέρουν μέσα από τις έρευνες τους πως λίγες μελέτες έχουν γίνει σχετικά με το DSM με έκκεντρη σύσπαση και ότι πρέπει να ερευνηθεί περαιτέρω η τεχνική αυτή.

Πολλές μελέτες έχουν αξιολογήσει τις επιπτώσεις των διαφόρων παρεμβάσεων για την ελαστικότητα των οπισθίων μηριαίων, ωστόσο λίγη έρευνα έχει διεξαχθεί σχετικά με τις επιπτώσεις της τεχνικής Deep Stripping Massage (DSM) σε συνδυασμό με την εκκεντρική σύσπαση στην περιοχή αυτή (Forman et al., 2013). Επιπλέον, η σύγχρονη βιβλιογραφία δεν παρέχει πληροφορίες σχετικά με την αποτελεσματικότητα της κινητοποίησης μαλακών ιστών που χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με δυναμική λειτουργία. (Hopper et al., 2005).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΜΕΘΟΛΟΓΙΑ ΕΡΕΥΝΑΣ

3.1 Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της έρευνας αποτελεί η εκ πρώτης όψεως μελέτη της ελαστικότητας των οπίσθιων μηριαίων σε ερασιτέχνες άντρες αθλητές. Εν συνεχεία ερευνάται η δυνατότητα πιθανής μεταβολής της ελαστικότητας της περιοχή μέσω τριών θεραπευτικών παρεμβάσεων (Graston με έκκεντρη σύσπαση, Deep Stripping Massage με έκκεντρη σύσπαση και Στατική Διάταση). Επιπλέον σκοπός της έρευνας είναι η σύγκριση μεταξύ των τριών τεχνικών και αν υπάρχουν βέλτιστα αποτελέσματα σε κάποια από τις μεθόδους. Επίσης και η προσπάθεια δημιουργίας νέων τρόπων θεραπείας, με σύντομο χρόνο αποκατάστασης και αποδοτικότερα αποτελέσματα από άλλες μεθόδους θεραπείας.

3.2 Δείγμα.

Το δείγμα αποτέλεσαν 32 ερασιτέχνες αθλητές ηλικίας 20-30 χρονών εκ των οποίων οι 24 κατάφεραν να ολοκληρώσουν όλη την διαδικασία της έρευνας. Οι υπόλοιποι 8 αποσύρθηκαν μετά την δεύτερη συνεδρία για προσωπικούς λόγους. Όλοι οι αθλητές ήταν άνδρες φοιτητές όπου προέρχονταν από το χώρο του Τ.Ε.Ι. Δυτικής Ελλάδος των τμημάτων Φυσικοθεραπείας και Οπτικής και Οπτομετρίας. Η έρευνα περιορίστηκε στην εξέταση αρσενικού φύλου με στόχο την καλύτερη ομοιογένεια του δείγματος.

Όλοι οι αθλητές ενημερώθηκαν προφορικά σχετικά με τους στόχους της έρευνας, την ημέρα των μετρήσεων και στην συνέχεια συμμετείχαν στις διαδικασίες της έρευνας.

3.3 Εργαλεία μετρήσεων.

Για την διεκπεραίωση των μετρητικών διαδικασιών της έρευνας χρησιμοποιήθηκαν τα εξής εργαλεία και όργανα.

- 1) Ειδικό ερωτηματολόγιο για την αξιολόγηση της ποδοπλευρικότητας στα κάτω άκρα.
- 2) Καρδιοσφυγμόμετρο.
- 3) Τεστ ευλυγισίας οπίσθιων μηριαίων (Sit and Reach test).
- 4) Υπολογιστικό Δυναμόμετρο (Biodex).
- 5) Κλίμακα πόνου V.A.S. (Visual Analogue Scale)
- 6) Ζώνη σταθεροποίησης.
- 7) Μετρονόμος.

3.3.1. Ερωτηματολόγιο Ποδοπλευρικότητας – Αξιολόγηση πλευρικής κυριαρχίας κάτω άκρων.

Η αξιολόγηση της ποδοπλευρικότητας έγινε με την χρήση ειδικού ερωτηματολογίου. Το ερωτηματολόγιο περιείχε έξι ερωτήσεις εκ των οποίων ο αθλητής έπρεπε να δώσει μια απάντηση για κάθε ερώτηση. Ο αθλητής παρέλαβε το ερωτηματολόγιο μετά την

συγκατάθεση του στα πλαίσια της έρευνας. Σκοπός του ήταν η διαφοροποίηση κυριάρχου και μη κυριάρχου κάτω άκρου του δοκιμαζόμενου.

3.3.2. Καρδιοσφυγμόμετρο.

Η χρήση του καρδιοσφυγμόμετρου αποτέλεσε, για την αντικειμενική αξιολόγηση της προθέρμανσης όλων των αθλητών. Σκοπός του ήταν να μην αφήσει τους αθλητές να ξεπεράσουν του 140 παλμούς το λεπτό και να φέρει ως αποτέλεσμα πανομοιότυπες συνθήκες μεταξύ των αθλητών στο το στάδιο της προθέρμανσης.



Εικόνα 3.1: Απεικόνιση θέσης τοποθέτησης καρδιοσφυγμόμετρου.

3.3.3 Τεστ ευλυγισίας οπίσθιων μηριαίων (Sit and Reach Test).

Sit and Reach Test είναι μια δοκιμασία μέτρησης που αξιολογεί την ευλυγισία και πιο συγκεκριμένα την ευλυγισία των οπίσθιων μηριαίων και της οσφύς. Το τεστ χρησιμοποιήθηκε πρώτα από τον Wells και τον Dillon (1952) και υπάρχει από τότε ως γενικό τεστ αξιολόγησης της ευλυγισίας. Η δοκιμασία αυτή χρησιμοποιήθηκε για τη γενικότερη κατάταξη των δοκιμαζομένων ανάλογα με το επίπεδο της ελαστικότητάς τους.

3.3.4 Υπολογιστικό Δυναμόμετρο (BIODEX)

Το υπολογιστικό δυναμόμετρο χρησιμοποιήθηκε για την μέτρηση της ισομετρικής δύναμης και την ελαστικότητα των οπίσθιων μηριαίων του αθλητή. Αρχικά οι μετρήσεις με το BIODEX ξεκινούσαν με το μη κυριάρχο κάτω άκρο του αθλητή όπου στα πλαίσια της έρευνας ήταν η ομάδα ελέγχου, ενώ το κυριάρχο κάτω άκρο ήταν η ομάδα παρέμβασης. Η ισομετρική μέτρηση γινόταν στις 30⁰ μοίρες κάμψης του γόνατος από πλήρη έκταση (αποφυγή υπερέκτασης) με τον αθλητή σταθεροποιημένο από τους ιμάντες του μηχανήματος σε καθιστή θέση. Όλοι οι αθλητές είχαν από μια προσπάθεια μέτρησης δύναμης των οπίσθιων μηριαίων σε κάθε κάτω άκρο. Η μέτρηση της ελαστικότητας μέσω του BIODEX εκτελέστηκε από παθητική κινητοποίηση με τον δοκιμαζόμενο σε καθιστή θέση, με κάμψη κορμού 45⁰ (υποστηριζόμενη με ξύλινη βάση για την πλάτη) και με το γόνατο σταθεροποιημένο με την

ζώνη σταθεροποίησης. Επιπλέον το γόνατο έπρεπε να βρισκόταν στον ίδιο άξονα με το μηχάνημα για αποφύγει τυχόν λάθους κατά την παθητική εκτέλεση του μηχανήματος.



Εικόνα 3.2: Υπολογιστικό δυναμόμετρο. (<http://www.biodex.com/physical-medicine/products/dynamometers/system-4-pro>)

Περισσότερη ανάλυση για την χρήση του υπολογιστικού δυναμόμετρου αναγράφεται στο κεφάλαιο Μετρητική διαδικασία.

3.3.5 Κλίμακα πόνου VAS (Visual Analogue Scale).

Η οπτική αναλογική κλίμακα (VAS) είναι μια ψυχομετρική κλίμακα απόκρισης η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ερωτηματολόγια. Είναι ένα όργανο μέτρησης για υποκειμενικά χαρακτηριστικά ή συμπεριφορές που δεν μπορούν να μετρηθούν άμεσα. Όταν αντιμετωπίζεται ένα στοιχείο VAS, οι ερωτηθέντες προσδιορίζουν το επίπεδο της συμφωνίας σε μια δήλωση που δείχνει μια θέση κατά μήκος μιας συνεχούς γραμμής μεταξύ των δύο τελικών σημείων. Αυτή η συνεχής (ή «αναλογική») πτυχή της κλίμακας το διαφοροποιεί από διακριτές κλίμακες όπως η κλίμακα Likert. Υπάρχουν στοιχεία που δείχνουν ότι η VAS έχει ανώτερα μετρικά χαρακτηριστικά από ό, τι διακριτές κλίμακες, έτσι ένα ευρύτερο φάσμα στατιστικών μεθόδων μπορούν να εφαρμοστούν με τις μετρήσεις.

Η VAS μπορεί να συγκριθεί με άλλες γραμμικές κλίμακες όπως η κλίμακα Likert ή την κλίμακα Borg. Η ευαισθησία και η επαναληψιμότητα των αποτελεσμάτων είναι σε γενικές γραμμές πολύ παρόμοια, αν και η VAS μπορεί να ξεπεράσει τις άλλες κλίμακες, σε ορισμένες περιπτώσεις. (Reips & Funke et al., 2008 & Grant et al., 1999)



Εικόνα 3.3: Κλίμακα πόνου VAS.

3.3.6 Ζώνη σταθεροποίησης

Ένας μάντας για έξτρα σταθεροποίηση του γόνατος του αθλητή. Χρησιμοποιήθηκε κατά την παθητική κινητοποίηση στο BIODEx για να εμποδίζει την ανύψωση του γόνατος κατά την διάρκεια εκτέλεσης της κίνησης του μηχανήματος.



Εικόνα 3.4: Τοποθέτηση ζώνης στο υπολογιστικό δυναμόμετρο για αύξηση σταθεροποίησης του γόνατος.

3.3.7 Μετρονόμος.

Ο μετρονόμος ή χρονόμετρο είναι το όργανο το οποίο δείχνει με απόλυτη ακρίβεια (απόλυτα αντικειμενικές ενδείξεις) την ρυθμική αγωγή (tempo). Δηλαδή είναι ένα εργαλείο που παράγει παλμούς (κλικ) που βοηθούν τους μουσικούς να παίζουν ρυθμούς με ακρίβεια.

Στην έρευνα χρησιμοποιήθηκε ψηφιακός μετρονόμος ο οποίος επιτέλεσε στον συντονισμό της παρέμβασης μεταξύ αθλητή και θεραπευτή. Περισσότερες πληροφορίες για την χρήση του μετρονόμου αναγράφονται στο κεφάλαιο Μετρητική διαδικασία.

3.4 Μετρητική διαδικασία.

Η έρευνα έλαβε μέρος στο Εργαστήριο Εμβιομηχανικής της Σχολής Φυσικοθεραπείας του Τ.Ε.Ι Δυτικής Ελλάδας. Το εργαστήριο είναι εξοπλισμένο με διάδρομο γυμναστικής, ζυγαριά ακριβείας, καρδιοσφυγμόμετρο, Sit and Reach Test, κρεβάτι μάλαξης και υπολογιστικό δυναμόμετρο που πληρούν όλες τις ανάγκες της έρευνας.

3.4.1 Πιλοτική.

Αρχικά έγινε πιλοτική έρευνα για τον προσδιορισμό των θέσεων δοκιμασίας, προγραμματισμό του υπολογιστικού δυναμόμετρου, επιπέδων κατωφλιών παύσης της κίνησης και εντοπισμού-επίλυσης πρακτικών προβλημάτων.

3.4.2 Διαδικασία έρευνας.

Κατά την έναρξη της έρευνας ακολούθησε η ενημέρωση του δοκιμαζόμενου για τις συνθήκες και διαδικασίες των μετρήσεων. Εν συνεχεία υπήρχε η συγκατάθεση του αθλητή για την ενεργή συμμετοχή του στην έρευνα. Έπειτα συμπλήρωναν τα προσωπικά του στοιχεία, το ερωτηματολόγιο ποδοπλευρικότητας και ακλουθούσε καταμέτρηση σωματικού βάρους.

Στο τέλος αυτόν των διεργασιών ο αθλητής ξεκινούσε ένα πρόγραμμα προθέρμανσης το οποίο αποτελούταν από 10 λεπτά αερόβιας άσκησης στον διάδρομο γυμναστικής, με μέγιστους καρδιακούς παλμούς 140 παλμούς το λεπτό. Οι παλμοί αναγράφονταν μέσω της χρήσης του καρδιοσφυγμόμετρου που τοποθετήθηκε στον αθλητή κατά την αερόβια άσκηση. Μετά την αερόβια άσκηση ο αθλητής εκτελούσε στατικές διατάσεις από 3 επαναλήψεις τον 10 δευτερολέπτων σε κάθε κάτω άκρο εναλλάξ.



Εικόνα 3.5: Προθέρμανση αθλητών. Αριστερά αερόβια άσκηση. Δεξιά στατικές διατάσεις οπίσθιων μηριαίων (<http://www.fitbie.com/sites/default/files/stand-ham-stretch-male.jpg>).

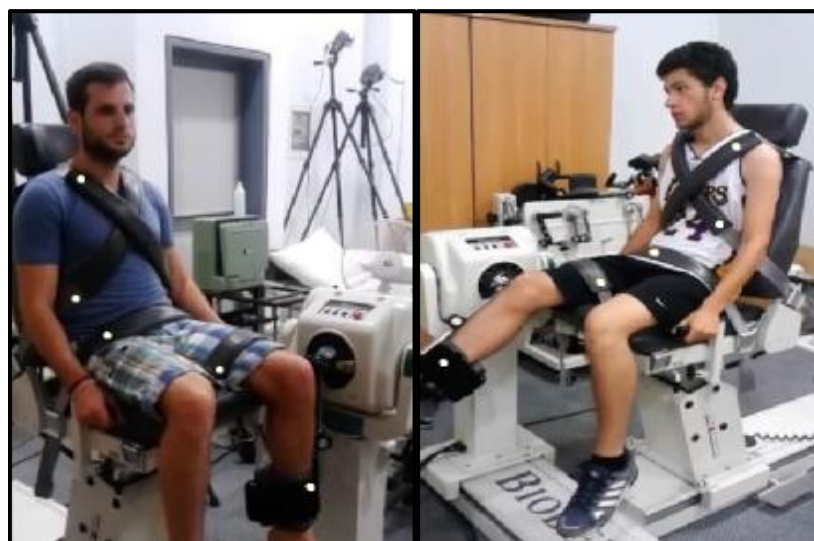
Στην συνέχεια ο δοκιμαζόμενος εξεταζόταν στο τεστ ευλυγισίας για τους οπίσθιους μηριαίους (Sit and Reach Test).



Εικόνα 3.6: Εκτέλεση Sit and Reach Test. Τα γόνατα του αθλητή πρέπει να είναι τεντωμένα σε όλοι την εκτέλεση του τεστ. Ο αθλητής προσπαθεί να φτάσει όσο το δυνατόν πιο μακριά γίνεται.

Μετέπειτα καθόταν στο υπολογιστικό δυναμόμετρο για την έναρξη των μετρήσεων στην ομάδα ελέγχου (μη κυρίαρχο κάτω άκρο) και στην ομάδα παρέμβασης (κυρίαρχο κάτω άκρο).

Αρχικά γινόταν μέτρηση της ισομετρικής δύναμης των οπίσθιων μηριαίων και για τις δυο ομάδες. Ο αθλητής καθόταν στην καρέκλα και προσδενόταν με τους μιάντες του μηχανήματος. Οι μιάντες σταθεροποιούσαν κορμό, πύελο, μηρό και κνήμη με αποτέλεσμα την αύξηση σταθεροποίησης και απομόνωσης της μυϊκής ομάδας κατά την εκτέλεση της ισομετρικής σύσπασης του δοκιμαζόμενου.



Εικόνα 3.7: Τοποθέτηση των μιάντων του μηχανήματος πάνω στον αθλητή για την έναρξη μέτρησης της ισομετρικής δύναμης. Οι άσπρες κουκίδες δείχνουν τα σημεία που εφαρμόζουν οι μιάντες σταθεροποίησης.

Στην συνέχεια ρυθμιζόταν το κάθισμα ώστε το κέντρο του γόνατος του αθλητή να βρίσκεται στον ίδιο άξονα με το μηχάνημα και έπειτα ακολούθησε σταθεροποίηση της κνήμης και έλεγχος για αποφυγή ραιμβότητας ή βλαισότητας του γόνατος.

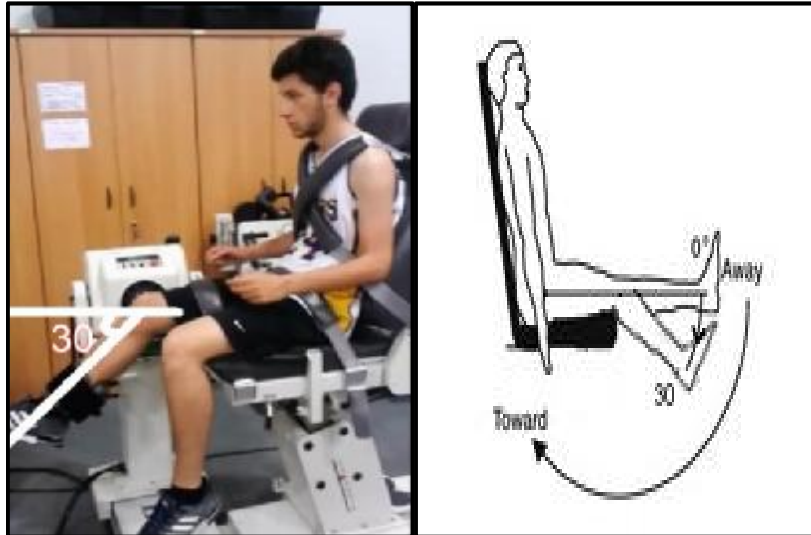


Εικόνα 3.8: Αριστερά τοποθέτηση γόνατος στον ίδιο άξονα κίνησης με το μηχάνημα. Δεξιά μέτρηση απόστασης (δύο δάκτυλα) για δέσιμο κνήμης στο υπολογιστικό δυναμόμετρο.



Εικόνα 3.9: Περίδεση κνήμης στο μηχάνημα για σταθεροποίηση και εκτέλεση κίνησης μέσω BIODEx.

Έπειτα ρυθμιζόταν το μηχάνημα για τα όρια της κίνησης και τη γωνία στην οποία θα γινόταν η μέτρηση της σύσπασης οπότε ήταν 30° κάμψης από πλήρη έκταση του γόνατος.



Εικόνα 3.10: Τοποθέτηση σε 30° κάμψης από πλήρη έκταση του γόνατος μέσα από το υπολογιστικό δυναμόμετρο.

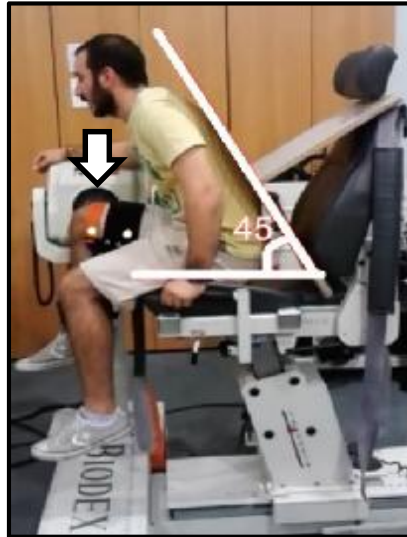
Ο αθλητής εκτελούσε μια προσπάθεια ισομετρικής σύσπασης για 5 δευτερόλεπτα όπου έβαζε το μέγιστο της δύναμης του.



Εικόνα 3.11: Εκτέλεση μέγιστης ισομετρικής σύσπασης.

Στο τέλος της εκτέλεσης της μέγιστης ισομετρικής σύσπασης τα αποτελέσματα καταγράφονταν στο μηχάνημα.

Έπειτα ακολούθησε η παθητική μέτρηση των δυο ομάδων. Ο αθλητής τοποθετήθηκε στο BIODEX με κάμψη κορμού 45° μοίρες και με το γόνατο σταθεροποιημένο με τον μάντα του καθίσματος και με την ζώνη σταθεροποίησης.



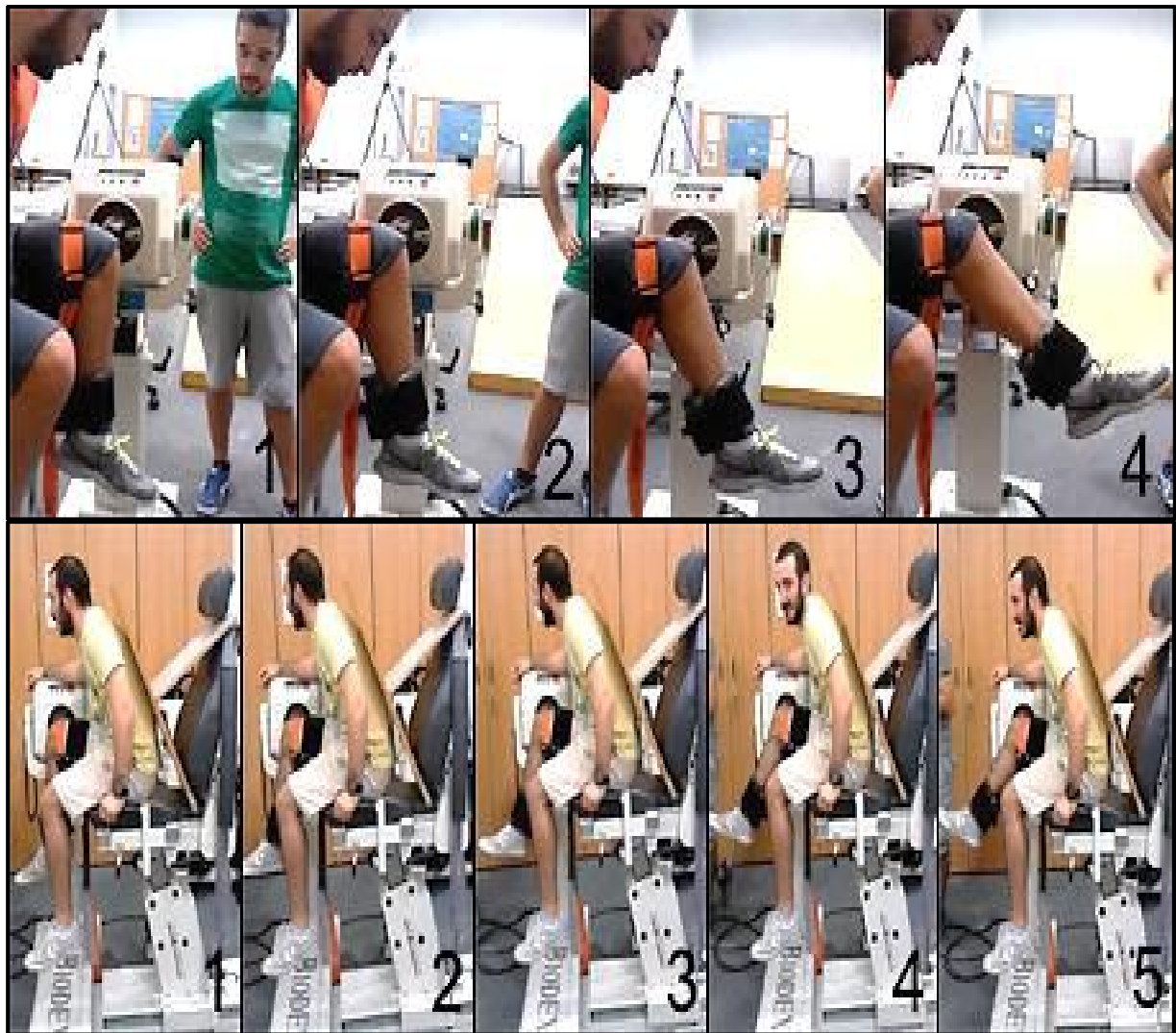
Εικόνα 3.12: Τοποθέτηση ξύλινης πλάκας ώστε να οριστούν οι 45° κάμψης κορμού. Ένταξη του μηριαίου μάντα και της ζώνης σταθεροποίησης στην περιοχή του γόνατος.

Στην παθητική μέτρηση χρησιμοποιήθηκε η τιμή της ισομετρικής σύσπασης όπου μέσα από αυτή πάρθηκαν 3 τιμές το 30%, 40% και 50% της μέγιστης δύναμης για τον υπολογισμό των ροπών αντίστασης. Το μηχάνημα ρυθμίστηκε ώστε να εκτελέσει 3 επαναλήψεις η πρώτη με το 30% της ισομετρικής του αθλητή, η δεύτερη με το 40% και η τελευταία με το 50%. Μετά την ρύθμιση του μηχανήματος με τις τιμές των ροπών γινόταν ρύθμιση των ορίων της κίνησης του γόνατος και η σταθεροποίηση του.



Εικόνα 3.13: Ρύθμιση ορίων παθητικής κινητοποίησης (από 0° έως 90°) μέσα από το BIODEX για πραγματοποίηση μέτρησης ελαστικότητας οπίσθιων μηριαίων.

Εκτέλεση παθητικής μέτρησης.



Εικόνα 3.14:

Εκτέλεση παθητικής μέτρησης . Το μηχάνημα ήταν ρυθμισμένο όταν βρεθεί η ανάλογη αντίσταση να σταματάει αυτόματα και να ανάλυση την απόσταση που εκτέλεσε ο δοκιμαζόμενος από την αρχική θέση. Αν για κάποιο λόγο (π.χ. έντονα βραχυσμένοι οπίσθιοι μηριαίοι) ο αθλητής πονούσε πριν η αντίσταση φτάσει στο επίπεδο που έχει οριστεί, τότε εκτελούσε σύσπαση των οπίσθιων μηριαίων (κάμψη γόνατος) για να αύξηση την αντίσταση ώστε το μηχάνημα να σταματήσει σε εκείνο το σημείο.

Στο τέλος της παθητικής μέτρησης η ομάδα ελέγχου έχει τελειώσει με τις διαδικασίες τις έρευνας και συνεχίζει μόνο η ομάδα παρέμβασης.

Η ομάδα παρέμβασης εφόσον αξιολόγησε με την κλίμακα VAS την παθητική μέτρηση συνέχισε με την διαδικασία της παρέμβασης των οπίσθιων μηριαίων όπου αποτελείται από την τεχνική της στατικής διάτασης, Deep Stripping Massage (DSM) με έκκεντρη σύσπαση και του Graston με έκκεντρη σύσπαση. Και τις τρεις θεραπευτικές τεχνικές έλαβε η ομάδα παρέμβασης από μια συνέδρια για κάθε τεχνική. Η απόσταση μεταξύ των τριών συνεδρίων ήταν μια εβδομάδα.

Η θεραπεία του Graston και του DSM κράτησε 3 σετ με τρία λεπτά διάρκεια του κάθε σετ, ενώ οι στατικές διατάσεις έγιναν από 10 σετ με 30 δευτερόλεπτα διάταση και 30 δευτερόλεπτα διάλειμμα.

3.4.3 Graston και Deep Stripping Massage

Αρχικά για τις τεχνικές Graston και DSM ο αθλητής τοποθετήθηκε σε κρεβάτι μάλαξη μετά από την παθητική μέτρηση και του τοποθετήθηκε λάστιχο γυμναστικής στην ποδοκνημική για την εκτέλεση έκκεντρης σύσπασης.

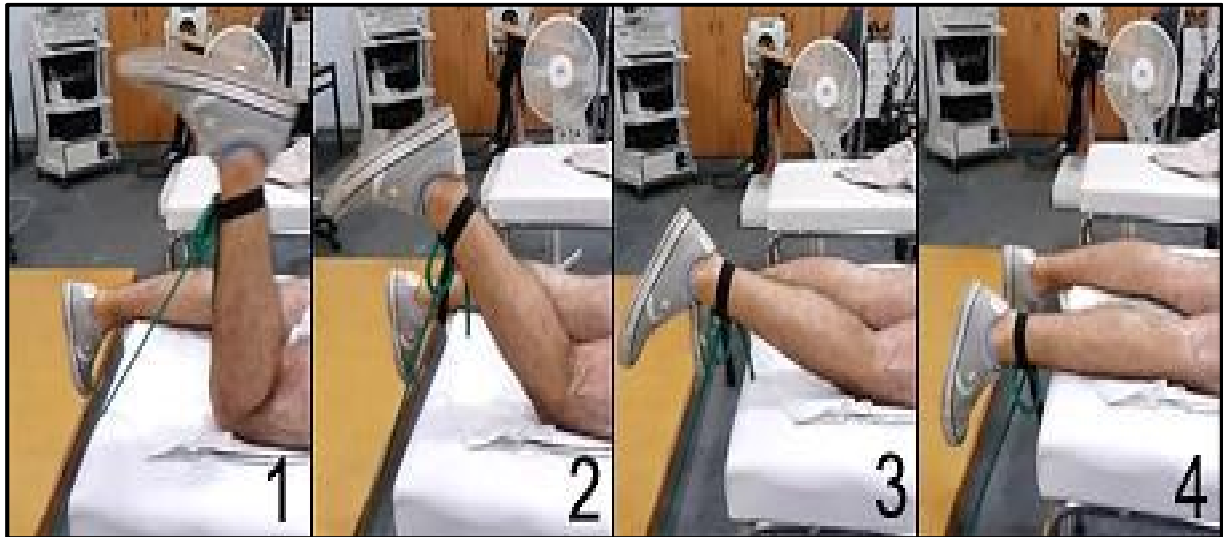


Εικόνα 3.15: Τοποθέτηση λάστιχου γυμναστικής. Η μια άκρη του λάστιχου ήταν δεμένη στο έδαφος ενώ η άλλη άκρη στην ποδοκνημική περιοχή κοντά στον αστράγαλο του αθλητή.



Εικόνα 3.16: Αριστερά η τεχνική Deep Stripping Massage. Δεξιά η τεχνική Graston.

Η έκκεντρη σύσπαση γινόταν από τον αθλητή με αργή έκταση του γόνατος δηλαδή ο αθλητής έφερνε αντίσταση στην τάση του λάστιχου με αργό ρυθμό. Το κάτω άκρο του δοκιμαζόμενου μεταφερόταν σε κάμψη γόνατος περά από της 90⁰ παθητικά με στόχο την αποφυγή ομόκεντρης σύσπασης σε κάθε επανάληψη της θεραπευτικής τεχνικής.

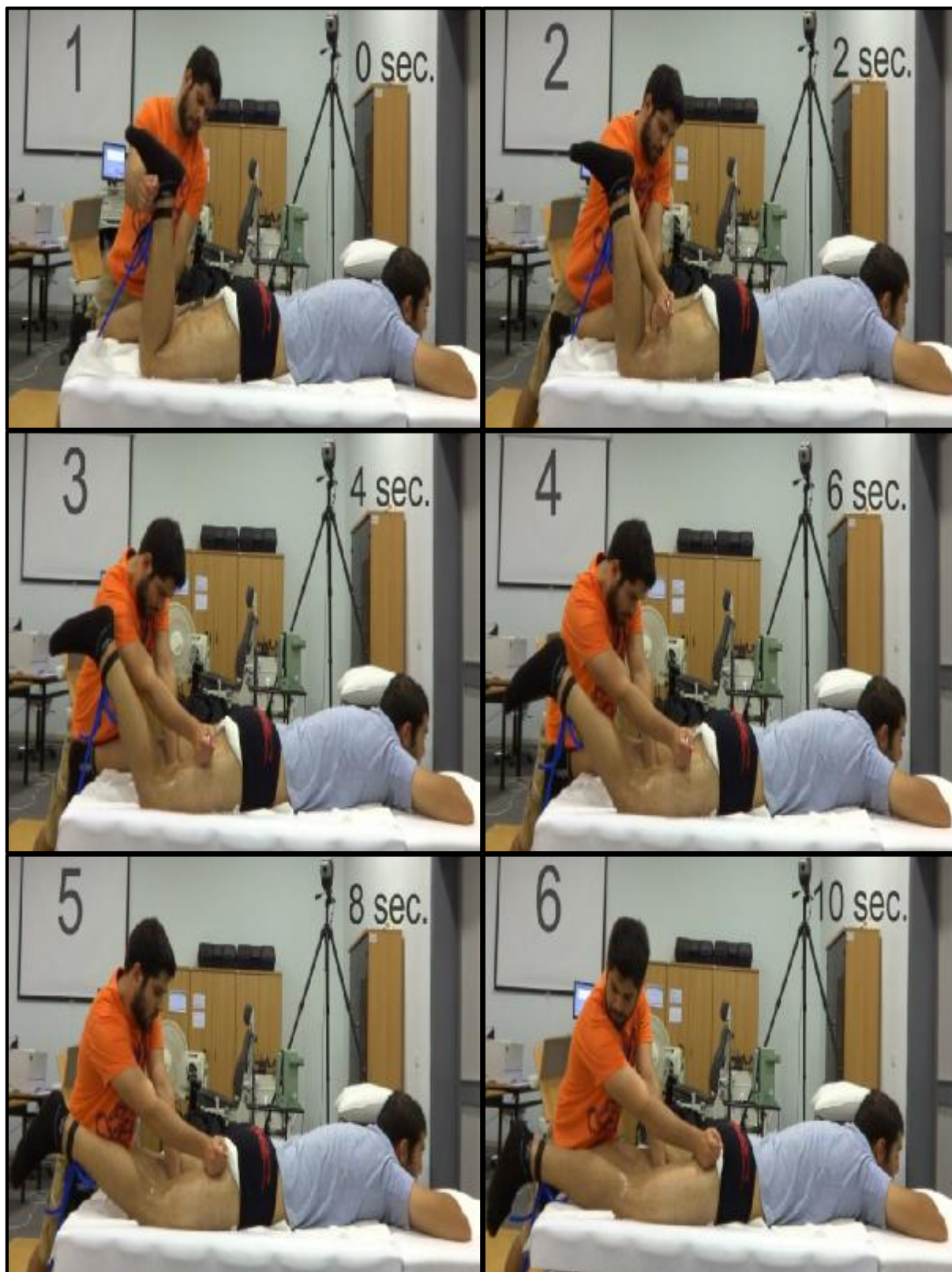


Εικόνα 3.17: Εκτέλεση έκκεντρης σύσπασης.

Στην συνέχεια απλωνόταν το λάδι στο κυρίαρχο κάτω άκρο και ρυθμιζόταν ο μετρονόμος να χτυπάει κάθε ένα δευτερόλεπτο για τον συγχρονισμό του αθλητή και θεραπευτή. Ο συγχρονισμός αυτός βοηθούσε στην χρονική ακρίβεια της παρέμβασης όπου ήταν τρία σετ των τριών λεπτών με ένα λεπτό διάλειμμα μετά από κάθε σετ.

Ο δοκιμαζόμενος πρέπει μέσα σε δέκα χτύπους (δηλαδή σε δέκα δευτερόλεπτα) να έχει ολοκληρώσει μια έκκεντρη σύσπαση από κάμψη γόνατος (περά από 90⁰ κάμψης) μέχρι την πλήρη έκταση από ύπτια θέση του σώματος. Από την μεριά του θεραπευτή έπρεπε μέσα στο ίδιο χρονικό διάστημα (10 δευτερόλεπτα) με τον αθλητή να εκτέλεση μια επανάληψη της τεχνικής. Ο θεραπευτής ξεκινούσε την τεχνική από την οπίσθια επιφάνεια του γόνατος και τελείωνε στο ύψος των γλουτιαίων μυών.

Η πίεση που ασκήθηκε στον δοκιμαζόμενο και για τις δυο τεχνικές ήταν 7 στα 10, όπου 10 οριζόταν η μέγιστη πίεση του θεραπευτή πάνω στο μυ. Ο κάθε δοκιμαζόμενος όριζε το 7 στα 10 της δύναμης ανάλογα με την ανοχή του στην πίεση. Η πίεση δεν ξεπερνούσε τα όρια του πόνου. Ο θεραπευτής ξεκινούσε την πρώτη επανάληψη της θεραπείας πρώτα εξωτερικά των οπισθίων μηριαίων, την δεύτερη κεντρικά και την τρίτη εσωτερικά. Επομένως μια ολοκληρωμένη παρέμβαση για την πλήρη κάλυψη των οπισθίων μηριαίων ήταν τρεις επανάληψης (εξωτερικά ,κεντρικά, εσωτερικά) δηλαδή τριάντα δευτερόλεπτα. Με βάση αυτό στα τρία λεπτά θεραπείας έγιναν 6 ολοκληρωμένες παρέμβασης στους οπίσθιους μηριαίους.



Εικόνα 3.18: Απεικόνιση μιας επανάληψης της τεχνικής Graston μέσα σε 10 δευτερόλεπτα.



Εικόνα 3.19: Εκτέλεση Deep Stripping Massage στην εξωτερική, μέση και εσωτερική επιφάνεια των οπισθίων μηριαίων στο αριστερό κάτω άκρο του αθλητή.

Τέλος όταν ο θεραπευτής τελειώσει με όλοι την διαδικασία της θεραπείας (τρία σετ των τριών λεπτών) τοποθετούσε τον αθλητή στο υπολογιστικό δυναμόμετρο για επαναμέτρηση της ελαστικότητας των οπίσθιων μηριαίων μέσω της παθητικής κινητοποίησης.

3.4.4 Στατικές διατάσεις

Στη τρίτη επίσκεψη που ακολουθούσε τουλάχιστον μια εβδομάδα από τη δεύτερη, ζητήθηκε από τον αθλητή να κάνει στην ομάδα παρέμβασης από 10 σετ των 30 δευτερόλεπτων στατική διάταση των οπίσθιων μηριαίων με 30 δευτερόλεπτα διάλλειμα σε κάθε σετ. Οι αθλητές τοποθέτησαν το ισχυρό τους πόδι πάνω στο κρεβάτι και διατήρησαν την σπονδυλική τους στήλη σε ευθεία δίχως να λυγίζουν το γόνατο. Έπειτα έφεραν προς τα μπροστά όλο το σώμα μέχρι να νιώσουν μια ήπια διάταση στη επιφάνεια των οπίσθιων μηριαίων.



Εικόνα 3.20: Στατικές διατάσεις.

Έπειτα εφαρμόστηκε η παθητική επαναμέτρηση με το υπολογιστικό δυναμόμετρο με τις ίδιες τιμές, όρια και βήματα όπως της πρώτης και της δεύτερης συνεδρίας. Μετά από κάθε παθητική μέτρηση ο δοκιμαζόμενος την αξιολογούσε με την κλίμακα πόνου VAS και στην συνέχεια περνούσε στο στάδιο χαλάρωσης όπου και λάμβανε τέλος η συνεδρία.

Την τρίτη συνεδρία κατάφεραν να την ολοκληρώσουν 24 δοκιμαζόμενοι από τους 32 στο σύνολο. Οι υπόλοιποι 8 αποσύρθηκαν μετά την δεύτερη συνεδρία για δικούς τους λόγους.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΡΕΥΝΑΣ

4.1 Αποτελέσματα πιλοτικής

Η πιλοτική μέτρηση αξιοπιστίας η οποία ελέγχθηκε με τον συντελεστή συσχέτισης Pearson Correlation (r), για κάθε επίπεδο κατωφλιού τάσης (30%, 40%, 50%) σε δύο μετρήσεις με χρονική απόσταση 1 εβδομάδας για το δεξί και αριστερό πόδι σε 8 εθελοντές με τα ίδια χαρακτηριστικά με το μετέπειτα δείγμα της έρευνας. Η αξιοπιστία εμφανίστηκε αρκετά υψηλή (r μεταξύ 0,889 και 0,938).

Descriptive Statistics

	Mean	Std. Deviation	N
30% A μέτρηση	55,4	6,6	16
30% B μέτρηση	55,2	6,0	16

Pearson Correlation = ,938 - Sig. (2-tailed) p = ,000

Descriptive Statistics

	Mean	Std. Deviation	N
40% A μέτρηση	38,7	8,3	16
40% B μέτρηση	38,67	9,9	16

Pearson Correlation = ,889 - Sig. (2-tailed) p = ,000

Descriptive Statistics

	Mean	Std. Deviation	N
50% A μέτρηση	28,6	7,9	16
50% B μέτρηση	28,1	8,6	16

Pearson Correlation = ,912 - Sig. (2-tailed) p = ,000

Paired Samples Test

	Διαφορές κατά ζεύγη				t	df	Sig. (2-tailed)
	Τυπική Απόκλιση SD	Τυπικό σφάλμα του μέσου Std. Error Mean	95% διάστημα εμπιστοσύνης της διαφοράς				
			Lower	Upper			
L30A - L30B	2,30	,57	-,97	1,47	,436	15	,669
L40A - L40B	4,55	1,14	-2,36	2,49	,055	15	,957
L50A - L50B	3,54	,89	-1,39	2,39	,565	15	,580

Ο πιο πάνω πίνακας μας δείχνει ότι το διάστημα εμπιστοσύνης των διαφορών είναι για το επίπεδο 30% = -0,97 έως 1,47 για το επίπεδο 40% = -2,36 έως 2,49 και για το επίπεδο 50% = -

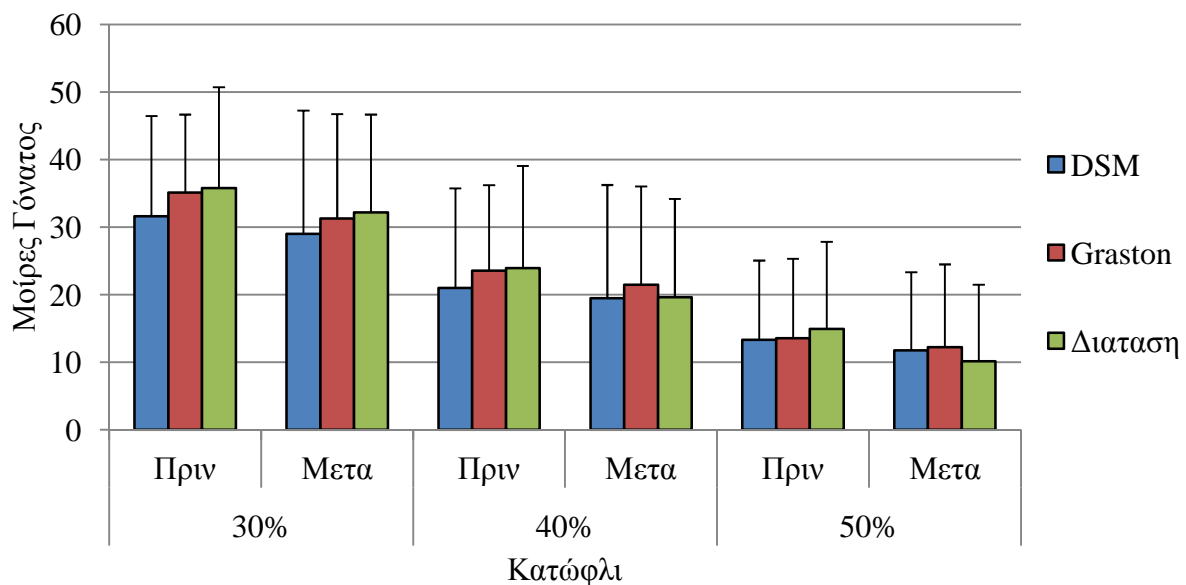
1,39 έως 2,39. Αυτό σημαίνει ότι διαφορές μεταξύ πρώτης και δεύτερης μέτρησης που εμπίπτουν στα διαστήματα αυτά είναι κατά 95% μη σημαντικές. Αντίθετα, οι διαφορές έξω από αυτά τα επίπεδα δείχνουν ότι υπάρχει πραγματική διαφορά μεταξύ των μετρήσεων.

Στα αποτελέσματα της έρευνας οι διαφορές μεταξύ των ομάδων στο επίπεδο κατωφλιού τάσης 30% ήταν σε όλες τις περιπτώσεις μεγαλύτερη από το διάστημα εμπιστοσύνης της πιλοτής μέτρησης. Στα επίπεδα 40% και 50% η διαφορά στην έρευνα ήταν μεγαλύτερη από το διάστημα εμπιστοσύνης μόνο στην παρέμβαση με στατικές διατάσεις. Αυτό ενισχύει το στατιστικό εύρημα ότι η διάταση ήταν αποτελεσματικότερη ως προς τη μείωση της τάσης του μυοτενόντιου συνόλου των οπίσθιων μηριαίων.

4.2 Αποτελέσματα στατιστικής ανάλυσης

Στο παρόν κεφάλαιο αναπτύσσονται διαδοχικά τα αποτελέσματα των στατιστικών αναλύσεων. Από τους 32 εξεταζόμενους οι 24 είχαν το δεξί πόδι ως κυρίαρχο ενώ οι υπόλοιποι 8 το αριστερό (Αποτελέσματα ποδοπλευρικότητας Παράρτημα 1).

Στον διάγραμμα 4.1 παρουσιάζονται τα περιγραφικά στοιχεία της έρευνας που δείχνουν τις μοίρες κατά μέσο όρο για τη μέγιστη ικανότητα έκτασης του γόνατος για κάθε επίπεδο κατωφλιού τάσης στο 30%, στο 40% και στο 50% της ισομετρικής δύναμης του κυρίαρχου κάτω άκρου πριν και μετά τις παρεμβάσεις (DSM, Graston, Διάταση).



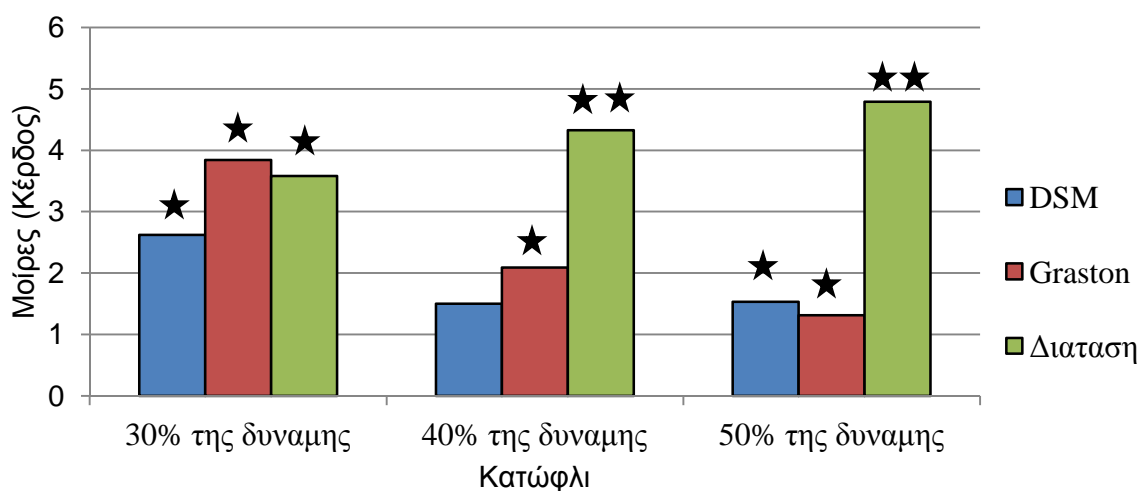
Διάγραμμα 4.1 : Απεικόνιση της μέσης τιμής των μοιρών του εύρους κίνησης του γόνατος στο 30%,40% και 50% της δύναμης πριν και μετά των παρεμβάσεων και τυπικής απόκλισης μέσω error bars. (Πίνακας διαγράμματος 4.1 με αναλυτικά αποτελέσματα Παράρτημα 2)

Πινάκας 4.1 : Τα αποτελέσματα από τις συγκρίσεις του εύρους κίνησης του γόνατος πριν και μετά των παρεμβάσεων (DSM, Graston και Διάταση) με ανάλυση t-test.

Στατιστική σημαντικότητα διαφορών πριν και μετά.					95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Σημαντ. p
		Μέση Τιμή	Τυπική απόκλιση	Τυπικό μέσο σφάλμα	Κατώτερο	Ανώτερο			
DSM	Επίπεδο 30% της ΜΙΔ *	2,62	5,75	1,01	0,55	4,69	2,58	31	0,01
	Επίπεδο 40% της ΜΙΔ	1,50	5,42	0,95	-0,45	3,45	1,56	31	0,12
	Επίπεδο 50% της ΜΙΔ	1,53	4,05	0,71	0,06	2,99	2,13	31	0,04
GRASTON	Επίπεδο 30% της ΜΙΔ	3,84	7,74	1,36	1,05	6,63	2,80	31	0,00
	Επίπεδο 40% της ΜΙΔ	2,09	5,07	0,89	0,26	3,92	2,33	31	0,02
	Επίπεδο 50% της ΜΙΔ	1,31	2,91	0,51	0,26	2,36	2,55	31	0,01
ΣΤΑΤΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΣΕΙΣ	Επίπεδο 30% της ΜΙΔ	3,58	6,53	1,33	0,82	6,34	2,68	23	0,01
	Επίπεδο 40% της ΜΙΔ	4,33	3,30	0,67	2,93	5,72	6,42	23	0,00
	Επίπεδο 50% της ΜΙΔ	4,79	3,88	0,79	3,14	6,43	6,03	23	0,00
Ισομετρική μη κυρίαρχου – ισομετρική κυρίαρχου		-5,31	19,13	3,38	-12,21	1,58	-1,57	31	0,12

ΜΙΔ* = Μέγιστη Ισομετρική Δύναμη

Η σύγκριση των τιμών της κάμψης γόνατος που επετεύχθη σε κάθε επίπεδο κατωφλιού τάσης (30%, 40%, 50%) πριν και μετά από την εφαρμογή της κάθε τεχνικής, έδειξε ότι υπήρξε σημαντική διαφορά σε όλες τις περιπτώσεις εκτός από το επίπεδο 40% στο DSM.



Διάγραμμα 4.2 : Απεικόνιση της μέσης τιμής των διαφορών μοιρών πριν και μετά από την κάθε παρέμβαση στο επίπεδο του κατωφλιού τάσης 30%, 40% και 50% της ΜΙΔ. (Αποτελέσματα κέρδους των διαφορών (μοίρες) πριν και μετά από κάθε παρέμβαση στο επίπεδο του κατωφλιού τάσης 30%, 40%, 50% της ΜΙΔ Παράρτημα 3)

- ★ : $p < 0,05$ (διάφορα μεταξύ Στατικής Διάτασης-Graston-DSM)
- ★★ : $p < 0,01$ (σημαντική διάφορα μεταξύ Στατικής Διάτασης-Graston-DSM)

Πίνακας 4.2 : Αποτελέσματα Ανάλυσης Διασποράς (ANOVA) για τις τρεις υποομάδες (DSM, Graston και Διάταση) εμφάνιση κέρδους διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης.

		Αθρ. Τετραγώνων. SS	Βαθμ. Ελευθ. df	Μέσα Τετρ. MS	F	Σημαντ.p
Κέρδος διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 30% της δύναμης.	Ομάδες	12,86	2	6,43	0,14	0,86
	Σφάλμα	3044,12	69	44,11		
	Ολικό	3056,98	71			
Κέρδος διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 40% της δύναμης.	Ομάδες	100,75	2	50,37	2,19	0,12
	Σφάλμα	1587,25	69	23		
	Ολικό	1688	71			
Κέρδος διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 50% της δύναμης.	Ομάδες	156,25	2	78,12	6,08	0,00
	Σφάλμα	886,62	69	12,85		
	Ολικό	1042,87	71			

Όπως φαίνεται στο πίνακα 4.2 υπήρξε σημαντική διαφορά στο κέρδος ανάμεσα στις 3 υποομάδες (DSM, Graston και Διάταση) στο 50% της δύναμης του εύρους κίνησης πριν και μετά των παρεμβάσεων ($p=0,00$). Δεν υπήρξε σημαντική διαφορά ανάμεσα στις 3 υποομάδες

(DSM, Graston και Διάταση) στο 40% της δύναμης του εύρους κίνησης πριν και μετά των παρεμβάσεων ($p=0,12$), όπως και στο 30% ($p=0,86$).

Πίνακας 4.3 :Αποτελέσματα πολυμεταβλητών αναλύσεων (MANOVA) με διόρθωση Bonferroni για τις τρεις υποομάδες (DSM, Graston και Διάταση) για το κέρδος διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 30%, 40% και 50%.

Εξαρτημένη μεταβλητή	(I) Παρέμβαση	(J) Παρέμβαση	Μέση διαφορά (I-J)	Τυπικό Σφάλμα	Σημαντ. p	Όρια εμπιστοσύνης 95 %	
						Κατώτερο	Ανώτερο
Κέρδος διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 30% της δύναμης.	DSM	Graston	-0,04	1,91	1,00	-4,74	4,66
		Διάταση	-0,91	1,91	1,00	-5,62	3,78
	Graston	DSM	0,04	1,91	1,00	-4,66	4,74
		Διάταση	-0,87	1,91	1,00	-5,57	3,82
	Διάταση	DSM	0,91	1,91	1,00	-3,78	5,62
		Graston	0,87	1,91	1,00	-3,82	5,57
Κέρδος διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 40% της δύναμης.	DSM	Graston	0,25	1,38	1,00	-3,14	3,64
		Διάταση	-2,37	1,38	0,27	-5,77	1,02
	Graston	DSM	-0,25	1,38	1,00	-3,64	3,14
		Διάταση	-2,62	1,38	0,18	-6,02	0,77
	Διάταση	DSM	2,37	1,38	0,27	-1,02	5,77
		Graston	2,62	1,38	0,18	-0,77	6,02
Κέρδος διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 50% της δύναμης.	DSM	Graston	0,00	1,03	1,00	-2,53	2,53
		Διάταση	-3,12	1,03	0,01	-5,66	-0,58
	Graston	DSM	0,00	1,03	1,00	-2,53	2,53
		Διάταση	-3,12	1,03	0,01	-5,66	-0,58
	Διάταση	DSM	3,12	1,03	0,01	0,58	5,66
		Graston	3,12	1,03	0,01	0,58	5,66

Στον πίνακα 4.3 φαίνεται ότι οι διαφορές στα κέρδη ανάμεσα στις 3 ομάδες ήταν σημαντικά οι στατικές διατάσεις στο 50% της δύναμης έχουν σημαντικές διαφορές με τις άλλες δυο τεχνικές (DSM και Graston). Πιο συγκεκριμένα η Διάταση στο 50% της δύναμης υπερέτησε του DSM και του Graston κατά $3,12^\circ$ μοίρες με σημαντικότητα ($p=0,01$), στο 40% της δύναμης υπερέτησε του DSM κατά $2,37^\circ$ μοίρες χωρίς σημαντικότητα ($p=0,27$) και του Graston κατά $2,62^\circ$ μοίρες δίχως σημαντικότητα ($p=0,18$) και στο 30% της δύναμης υπερέτησε του DSM κατά $0,91^\circ$ μοίρες χωρίς σημαντικότητα ($p=1$) και του Graston κατά $0,87^\circ$ μοίρες χωρίς σημαντικότητα ($p=1$). Στα υπόλοιπα αποτελέσματα η τεχνική του DSM στο 40% της δύναμης υπερέτησε του Graston κατά $0,25^\circ$ μοίρες χωρίς σημαντικότητα ($p=1$) ενώ η τεχνική του Graston στο 30% της δύναμης υπερέτησε του DSM κατά $0,04^\circ$ μοίρες δίχως σημαντικότητα ($p=1$).

Πίνακας 4.4 :Αποτελέσματα ανάλυσης διασποράς με ένα παράγοντα (1-way ANOVA) για το κέρδος διαφοράς της κλίμακα πόνου Vas πριν και μετά τις παρεμβάσεις (DSM,Graston και Διάταση).

		Αθρ. Τετραγώνων. SS	Βαθμ. Ελευθ. df	Μέσα Τετρ. MS	F	Σημα ντ.ρ
Κέρδος διαφοράς της κλίμακας Vas πριν και μετά τις παρεμβάσεις.	Ομάδες	2,75	2	1,37	1,62	0,2
	Σφάλμα	58,65	69	0,85		
	Ολικό	61,41	71			

Στον πίνακα 4.4 τα αποτελέσματα έδειξαν ότι και οι τρεις παρεμβάσεις μείωσαν την κλίμακα πόνου Vas δίχως σημαντικότητα ($p=0,2$).

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Σκοπός της έρευνας αποτελεί η διερεύνηση πιθανής μεταβολής της ελαστικότητας στην περιοχή των οπίσθιων μηριαίων μέσω τριών θεραπευτικών παρεμβάσεων Graston με έκκεντρη μυϊκή σύσπαση, Deep Stripping Massage με έκκεντρη μυϊκή σύσπαση και Στατικές Διατάσεις και ο εντοπισμός, μέσω της σύγκρισης μεταξύ των τριών τεχνικών αν κάποια από τις τρεις προαναφερόμενες μεθόδους είναι αποτελεσματικότερη στη μείωση της μυοτενόντιας σκληρότητας-ανελαστικότητας.

Τα τελευταία χρόνια δεν έχουν γίνει πολλές έρευνες που να συγκρίνουν την αύξηση του εύρους τροχιάς των οπίσθιων μηριαίων με συνδυασμό έκκεντρης σύσπασης του μυός με την τεχνική του DSM, είτε με συνδυασμό έκκεντρης σύσπασης του μυός με την τεχνική του Graston είτε με στατική διάταση του μυός. Επιπλέον, όσες έρευνες έχουν γίνει πάνω στο θέμα ασχολούνται με την ελαστικότητα και όχι την ανελαστικότητα-σκληρότητα (muscle stiffness) των οπίσθιων μηριαίων. Αυτό έχει ως συνέπεια η μεθοδολογία σε αυτές τις έρευνες να είναι διαφορετική από τη δική μας. Η πιλοτική έρευνα που εφαρμόστηκε αυξάνει την εγκυρότητα στην συνολική έρευνα που ακολούθησε. Η πρωτοτυπία της παρούσας έρευνας βασίζεται στο τρόπο αξιολόγησης. Όλες οι έρευνες έχουν χρησιμοποιήσει απλή γωνιομέτρηση για την αξιολόγηση του εύρους τροχιάς των οπίσθιων μηριαίων, ενώ η παρούσα έρευνα χρησιμοποίησε εργαστηριακό εξοπλισμό (ισοκινητικό δυναμόμετρο). Αν και οι τεχνικές ουσιαστικά αξιολογούν διαφορετικές μεταβλητές, η γωνιομέτρηση έχει εμφανίσει σαφές πρόβλημα εγκυρότητας και αξιοπιστίας (διαφορές των ερευνητών όσον αφορά τα αποτελέσματα, λάθος τοποθέτηση γωνιόμετρου, μη σωστή κίνηση από τον αθλητή) ενώ η μέτρηση της μυοτενόντιας ανελαστικότητας που επιλέχθηκε σε αυτή τη μέτρηση, χαρακτηρίζεται από αυστηρότερα κριτήρια εγκυρότητας και αξιοπιστίας των μετρήσεων, καθώς η παρέμβαση του ανθρώπου είναι μηδενική.

Όσον αφορά την μεθοδολογία η πλειοψηφία των ερευνών σύγκρινε τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα των τεχνικών ενώ λίγες έρευνες σύγκριναν τα άμεσα αποτελέσματα όπου βρίσκει σύμφωνη την παρούσα έρευνα. Το δείγμα που χρησιμοποιήθηκε στην μεθοδολογία των ερευνών αποτελούνταν κυρίως από ερασιτέχνες αθλητές όπως και στην παρούσα έρευνα. Επιπλέον, η πλειοψηφία των ερευνών χρησιμοποίησε κλινικές δοκιμασίες που απευθύνονταν στην ανθρώπινη παρέμβαση του ερευνητή κατά την διαδικασία της αξιολόγησης γεγονός που μειώνει την αξιοπιστία τους. Τέλος, η πλειοψηφία των ερευνών σύγκρινε την ομάδα ελέγχου με την ομάδα παρέμβασης ενώ στην παρούσα έρευνα δεν πραγματοποιήθηκε σύγκριση.

Για τις μετρήσεις στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε το ισοκινητικό δυναμόμετρο, διότι μέσω αυτού μπορεί να εξασφαλισθεί ακριβής μέτρηση του βαθμού αντίστασης που προβάλλουν οι οπίσθιοι μηριαίοι στην παθητική έκταση του γονάτου. Χρησιμοποιήθηκαν 3 διαφορετικά επίπεδα δυσκολίας, με το να προγραμματιστεί το δυναμόμετρο να σταματά το βραχίονά του όταν ο αισθητήρας του μετρήσει ένα προκαθορισμένο όριο αντίστασης. Τα επίπεδα αντιστοιχούσαν στο 30%, στο 40% και στο 50% της μέγιστης ισομετρικής δύναμης των καμπτήρων το γονάτου.

Αν και το ισοκινητικό δυναμόμετρο θεωρείται ένα αξιόπιστο μέσο αξιολόγησης μπορεί να παρουσιάσει στατιστικά λάθη σε περίπτωση που δεν τοποθετηθεί σωστά (κάθετα) το γόνατο στον οριζόντιο άξονα για αποφυγή ραιβότητας ή βλαισότητας. Επιπλέον το κέντρο της άρθρωσης δεν πρέπει να αποκλίνει από το κέντρο του υπομόχλιου του μηχανήματος. Τέλος έπρεπε να προσεχθεί η τοποθέτηση της ζώνης σταθεροποίησης του γόνατος ως προς την τάση και ως προς το σημείο εφαρμογής της. Όλες οι παραπάνω αναφορές αποτέλεσαν

παράγοντες κινδύνου στατιστικού λάθους της έρευνας όπου προσέχθηκαν λεπτομερώς από τους ερευνητές.

Στην παρούσα έρευνα η σύγκριση των τιμών της κάμψης γόνατος που επετεύχθη σε κάθε επίπεδο κατωφλιού τάσης (30%, 40%, 50%) πριν και μετά από την εφαρμογή της κάθε τεχνικής, έδειξε ότι υπήρξε σημαντική διαφορά σε όλες τις περιπτώσεις εκτός από το επίπεδο 40% στο DSM. Επομένως μετά από κάθε παρέμβαση υπήρχαν άμεσα αποτελέσματα στους δοκιμαζόμενους. Η τεχνική που ξεχώρισε περισσότερο από τις άλλες με βαθμό σημαντικότητας $p=0,00$ είναι οι Στατικές Διατάσεις με μέσο όρο κέρδους διαφοράς (σε μοίρες) πριν και μετά σε επίπεδο κατωφλιού στο 30% της ΜΙΔ με $4,7^\circ$, στο 40% της ΜΙΔ με $4,3^\circ$ και στο 50% της ΜΙΔ με $3,5^\circ$. Στα αποτελέσματα της έρευνας οι διαφορές μεταξύ των ομάδων στο επίπεδο κατωφλιού τάσης 30% ήταν σε όλες τις περιπτώσεις μεγαλύτερη από το διάστημα εμπιστοσύνης της πιλοτικής μέτρησης. Στα επίπεδα 40% και 50% ή διαφορά στην έρευνα ήταν μεγαλύτερη από το διάστημα εμπιστοσύνης μόνο στην παρέμβαση με διατάσεις. Αυτό ενισχύει το στατιστικό εύρημα ότι η διάταση ήταν αποτελεσματικότερη ως προς τη μείωση της τάσης του μυοτενόντιου συνόλου των οπίσθιων μηριαίων.

Τα αποτελέσματα της έρευνας φαίνεται να συμφωνούν με την υπάρχουσα βιβλιογραφία. Πιο αναλυτικά έρευνες που εμφανίζουν παρόμοια αποτελέσματα στην ανελαστικότητα-σκληρότητα του μυοτενόντιου συνόλου των ισchioκνημιαίων και άλλων μυϊκών ομάδων μετά από εφαρμογή της τεχνικής Graston είναι των Kmiecik et al., 2011 με μία μέση αύξηση της τάξεως των 2,3cm (μέθοδος αξιολόγησης SRT) και Hansen et al., 2012 με βελτίωση της ελαστικότητας της λαγονοκνημιαίας ταινίας, του ROM της προσαγωγής του ισχίου και γενικότερα της λειτουργικότητας του ΤΠΠ (τείνων την πλατεία περιτονία) σε ασθενείς με σύνδρομο λαγονοκνημιαίας ταινίας (μέθοδος αξιολόγησης Ober's test). Ενώ για την τεχνική DSM σύμφωνοι είναι οι Bhusal 2013 με βελτίωση 25,29% ($p<0,01$, μέθοδος αξιολόγησης ΑΚΕ και γωνιόμετρο), Forman et al., 2013 με βελτίωση 10,7% ($p<0,01$) στην ανελαστικότητα-σκληρότητα των οπίσθιων μηριαίων (μέθοδος αξιολόγησης γωνιόμετρο). Όσο αφορά τις Στατικές Διατάσεις παρατηρούνται θετικά αποτελέσματα για την ανελαστικότητα-σκληρότητα των ισchioκνημιαίων από τους Halbertsma et al., 1994 με αύξηση του ROM της κάμψης του ισχίου ($p=0,02$) και της διατασιμότητας των ισchioκνημιαίων ($5,2\pm 5,78, p=0,02$, μέθοδος αξιολόγησης ISLR και γωνιόμετρο), Ferber et al., 2002 με σημαντική αύξηση ($11,67^\circ\pm 0,82^\circ$) που παρατηρήθηκε στην τεχνική Static Stretch (μέθοδος αξιολόγησης ΑΚΕ και ηλεκτρο-γωνιόμετρο), Funk et al., 2003 όπου έγινε σύγκριση της τεχνικής PNF με την Στατική Διάταση με αποτέλεσμα η PNF να είχε σημαντική ($p<0,05$) αύξηση στην ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων μετά από 60min άσκησης (9,6%) και χωρίς άσκηση (7,8%) σε σύγκριση με την αρχική τιμή της ελαστικότητας χωρίς να παρατηρήσουν διαφορές με τη στατική διάταση στη διάρκεια του χρόνου. Επίσης, οι Nelson & Bandy 2004 παρατήρησαν σημαντική αύξηση στην ελαστικότητα των ισchioκνημιαίων μετά την εφαρμογή στατικής διάτασης με μέση βαθμολογία ($18,90^\circ\pm 6,77^\circ$, $p<0,01$, μέθοδος αξιολόγησης ΡΚΕ και γωνιόμετρο) ενώ οι Cronin et al., 2008 έδειξαν αύξηση στο δυναμικό ROM του γόνατος μεταξύ του πριν και μετά την εφαρμογή της παθητικής διάτασης 2% ($p=0,01$). Τέλος, οι Meroni et al., 2010 μετά από 3 εβδομάδες προπόνησης απέδειξαν μέση βελτίωση στο ROM της ομάδας ενεργητικής διάτασης $5,7^\circ$ και της παθητικής διάτασης 3° ($p=0,01$), μετά από 6 εβδομάδες ήταν $8,7^\circ$ και $5,3^\circ$ ($p=0,00$), αντίστοιχα, μετά από τις 4 εβδομάδες διακοπής της προπόνησης η βελτίωση που διατηρήθηκε ήταν $6,3^\circ$ και $0,1^\circ$ ($p=0,00$), αντίστοιχα (μέθοδος αξιολόγησης ΑΚΕ).

Οριοθετήσεις και Περιορισμοί

Η παρούσα μελέτη οριοθετείται ερευνητικά από τις ακόλουθες μεθοδολογικές οριοθετήσεις:

- Η ηλικία των δοκιμαζομένων κυμάνθηκε από 18 έως 30 χρόνια.
- Το δείγμα απαρτίστηκε αποκλειστικά από άνδρες ερασιτέχνες αθλητές.

Τα αποτελέσματα της παρούσας έρευνας υπόκεινται τους ακόλουθους περιορισμούς:

- Δεν πραγματοποιήθηκε τυχαία δειγματοληψία των δοκιμαζομένων
- Όλες οι μετρήσεις ανελαστικότητας-σκληρότητας (stiffness) των οπίσθιων μηριαίων υπολογίστηκαν αποκλειστικά με μια πρωτότυπη μέθοδο με τη χρήση της παθητικής κίνησης σε υπολογιστικό δυναμόμετρο (BIODEX).

Περαιτέρω έρευνες θα χρειαστούν για τη σύγκριση της στατικής διάτασης με την τεχνική DSM με συνδυασμό έκκεντρης σύσπασης και με την τεχνική Graston με συνδυασμό έκκεντρης σύσπασης ώστε να βγουν πιο ασφαλή συμπεράσματα. Επίσης θα ήταν σκόπιμο να γίνει έρευνα με τα ίδια ακριβώς εργαλεία, τεχνικές και διεργασίες που εφαρμόστηκαν στην συγκεκριμένη έρευνα με την σύγκριση των τριών τεχνικών σε μακροπρόθεσμο χρονικό διάστημα, σε αθλητές μη αθλητές, υγιείς έναντι τραυματισμένων, διαφορετικές δοσολογίες στην εφαρμογή των μεθόδων.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. ACSM. Guidelines for exercise testing and prescription. Williams & Wilkins, 2000; 6: 85–8
2. Aijaz YR, Puja C, Nishat Q. Ultrasound and prolonged long duration stretching increase triceps surae muscle extensibility more than identical stretching alone. *Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 2007; 1 (3) (Abstract): 11-8
3. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, Cugat R. Prevention of noncontact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2009; 17 (7): 705-29
4. Arabaci R. Acute effects of pre-event lower limb massage on explosive and high speed motor capacities and flexibility. *J Sports Sci Med*, 2008; 7 (4): 549-55
5. Arazi H, Abbas A, Kako H. Comparison of two different warm-ups (static-stretching and massage): effects on flexibility and explosive power. *Acta Kinesiologica*, 2012; 6 (1): 55-9
6. Arnason A, Sigurdsson SB, Gudmundsson A, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Risk factors for injuries in football. *Am J Sports Med*, 2004; 32: 5–16
7. Arrington ED, Miller MD. Skeletal muscle injuries. *Orthop Clin North Am*, 1995; 26: 411-22
8. Askling CM, Nilsson J, Thorstensson A. A new hamstring test to complement the common clinical examination before return to sport after injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2010; 18 (12): 1798-803
9. Ayala F, Sainz de Baranda P, De Ste Croix M, Santonia F. Criterion-related validity of four clinical tests used to measure hamstring flexibility in professional futsal players. *Phys Ther Sport*, 2011; 12 (4) (Abstract): 175-81
10. B J Gabbe, C F Finch, K L Bennell, H Wajswelner. Risk factors for hamstring injuries in community level Australian football. *Br J Sports Med*, 2005; 39 (2): 106-10
11. Baltaci G, Un N, Tunay V, Besler A, Gerçeker S. Comparison of three different sit and reach tests for measurement of hamstring flexibility in female university students. *Br J Sports Med*, 2003; 37 (1): 59-61
12. Barlow A, Clarke R, Johnson N, Seabourne B, Thomas D, Gal J. Effect of massage of the hamstring muscle group on performance of the sit and reach test. *Br J Sports Med*, 2004; 38 (3): 349-51
13. Behm DG, Button DC, BUTT JC. Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Can J Appl Physiol*, 2001; 26: 262–72
14. Bennell K, Tully E, Harvey N. Does the toe-touch test predict hamstring injury in Australian Rules footballers? *Aust J Physiother*, 1999; 45 (2): 103-9
15. Besier TF, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. A modeling frame work to estimate patellofemoral joint cartilage stress in vivo. *Med Sci sport Exercise*, 2005; 37 (11): 1924-30
16. Bhusal S. Comparative study between the effectiveness of active release technique and dynamic soft tissue mobilization in increasing hamstring flexibility. Rajiv Gandhi University of Health Sciences, Bangalore, Karnataka, 2013: 1-102
17. Blackburn JT, Pamukoff DN. Geometric and architectural contributions to hamstring musculotendinous stiffness. *Clin Biomech (Bristol Avon)*, 2014; 29 (1) (Abstract): 105-10
18. Blackburn JT, Riemann BL, Padua DA, Guskiewicz KM. Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. *Clin Biomech (Bristol Avon)*, 2004; 19 (1) (Abstract): 36-43

19. Bleakley CM, Costello JT. Do thermal agents affect range of movement and mechanical properties in soft tissues? A systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*, 2013; 94 (1): 149-63
20. Boden BP, Griffin LY, Garrett WE Jr. Etiology and Prevention of Noncontact ACL Injury. *THE PHYSICIAN AND SPORTSMEDICINE*, 2000; 28 (4): 53-60
21. Bolton PE, Pittman-Kremmer RL, Stucky SN. Effects of Cold Packs on Hamstring Flexibility. *Department of Physical Therapy*, 2008: 55-6
22. Borg TK, Caulfield JB. Morphology of connective tissue in skeletal muscle. *Tissue Cell*, 1980; 12: 197-207
23. Bradley PS, Portas MD. The relationship between preseason range of motion and muscle strain injury in elite soccer players. *J Strength Cond Res*, 2007; 21: 1155-9
24. Brasileiro JS, Faria AF, Queiroz LL. Influence of local cooling and warming on the flexibility of the hamstring muscles. *Rev bras fisioter*, 2007; 11 (1): 53-7
25. Brodowicz GR, Welsh R, Wallis J. Comparison of stretching with ice, stretching with heat, or stretching alone on hamstring flexibility. *J Atl Train*, 1996; 31 (4): 324-7
26. Burke DG, Holt LE, Rasmussen R, MacKinnon NC, Vossen JF, Pelham TW. Effects of Hot or Cold Water Immersion and Modified Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Flexibility Exercise on Hamstring Length. *J Athl Train*, 2001; 36 (1): 16-9
27. Caldwell E. Remedial massage therapy. Fishbourne, Chichester: Corpus Publishing Ltd, 2001
28. Cambell KS, Lakie M. A cross-bridge mechanism can explain the thixotropic short-range elastic component of relaxed frog skeletal muscle. *J Physiol*, 1998; 510 (3): 941-62
29. Cejudo A, de Baranda PS, Ayala F. Test-retest reliability of seven common clinical tests for assessing lower extremity muscle flexibility in futsal and handball players. *Physical Therapy in Sport*, 2014; Abstract
30. Clark RA. Hamstring Injuries: Risk Assessment and Injury Prevention. *Ann Acad Med Singapore*, 2008; 37 (4): 341-6
31. Cleland J, McRae M. Patellofemoral pain syndrome: a critical analysis of current concepts. *Phys Ther Rev*, 2002; 7:153-61
32. Corkery M, Briscoe H, Ciccone N, Foglia G, Johnson P, Kinsman S, Legere L, Lum B, Canavan PK. Establishing normal values for lower extremity muscle length in college-age students. *Physical Therapy in Sport*, 2007; 8 (2) (Abstract): 66-74
33. Cornbleet SL, Woosley NB. Assessment of hamstring muscle length in school-aged children using the sit-and-reach test and the inclinometer measure of hip joint angle. *Phys Ther*, 1996; 76 (8) (Abstract): 850-5
34. Cornwell A, Nelson AG, Heise GD, Sidaway B. Acute effects of passive muscle stretching on vertical jump performance. *J Hum Mov Stud* 2001; 40: 307-24
35. Cosgray NA, Lawrance SE, Mestrich JD, Matin SE, Whalen RN. Effect of heat modalities on hamstring length: a comparison of pneumatherm, moist heat pack, and a control. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2004; 34 (7) (Abstract): 377-84
36. Croisier JL, Camus G, Forthomme B, et al. Delayed onset muscle soreness induced by eccentric isokinetic exercise. *Isokinet Exerc Sci*, 2003; 11: 21-9
37. Croisier JL. Factors Associated with Recurrent Hamstring Injuries. *Sports Med*, 2004; 34 (10): 681-95
38. Cronin J, Nash M, Whatman C. The acute effects of hamstring stretching and vibration on dynamic knee joint range of motion and jump performance. *Phys Ther Sport*, 2008; 9 (2) (Abstract): 89-96
39. Crosman LJ, Chateauvert SR, Weisberg J. The effects of massage to the hamstring muscle group on range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1984; 6 (3): 168-72

40. Cummings GS, Crutchfield CA, Barnes MR. *Soft Tissue Changes in Contractures*. 1983; 1; Stokesville, Atlanta
41. Cummings GS, Tillman LJ. Remodeling of dense connective tissue in normal adult tissues. In Currier DP, Nelson RM (eds): *Dynamics of Human Biologic Tissues*. 1992; FA Davis, Philadelphia
42. Daneshjoo A, Rahnama N, Mokhtar AH, Yusof A. Bilateral and Unilateral Asymmetries of Isokinetic Strength and Flexibility in Male Young Professional Soccer Players. *Journal of Human Kinetics*, 2013; 36: 45-53
43. Davis DS, Quinn RO, Whiteman CT, Williams JD, Young CR. Concurrent validity of four clinical tests used to measure hamstring flexibility. *J Strength Cond Res*, 2008; 22 (2) (Abstract): 583-8
44. De Weijer DC, Gorniak GC, Shamus E. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2003; 33 (12): 727-33
45. DeHaven KE, Lintner DM. Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. *Am J Sports Med*, 1986; 14: 218–24
46. Doster J, Schmitz M, Schneider K, Riggleman E. The Efficacy of Graston Technique and ART on Myofascial Pain Syndrome: A Comparative Study. Logan College of Chiropractic, 2012: 1-8
47. Draper DO, Miner L, Knight KL, Richard MD. The Carry-Over Effects of Diathermy and Stretching in Developing Hamstring Flexibility. *J Athl Train*, 2002; 37 (1): 37-42
48. Ferber R, Osternig LR, Gravelle DC. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. *J Electromyogr Kinesiol*, 2002; 12 (5): 391-7
49. FIFA website. FIFA big count 2006: 270 million people active in football. 2006
50. Fletcher IM, Jones B. The effect of different warm-up stretch protocols on 20 meter sprint performance in trained rugby union players. *J Strength Cond Res*, 2004; 18 (4): 885-8
51. Fousekis K, Tsepis E, Poulmedis P, Athanasopoulos S, Vagenas G. Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: prospective study of 100 professional players. *Br J Sports Med*, 2011; 45 (9) (Abstract): 709-14
52. Fousekis K, Tsepis E, Vagenas G. Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *Sports Sci Med*, 2010; 9: 364-73
53. Fowels JR, Sale DG, MacDougall JD. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol*, 2000; 89: 1179–88
54. Freckleton G, Pizzari T. Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 2012; 47 (6): 351-8
55. Fredriksen H, Dagfinrud H, Jacobsen V, Maehlum S. Passive knee extension test to measure hamstring muscle tightness. *Scand J Med Sci Sports*, 1997; 7 (5): 279–82
56. Funatsu T, Higuchi H, Ishiwata S. Elastic filaments in skeletal muscle revealed by selective removal of thin filaments with plasma gelsolin. *J Cell Biol*, 1996; 110: 53-62
57. Funk DC, Swank AM, Mikla BM, Fagan TA, Farr BK. Impact of prior exercise on hamstring flexibility: a comparison of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretching. *J Strength Cond Res*, 2003; 17 (3) (Abstract): 489-92
58. Gabbe BJ, Bennell KL, Finch CF, et al. Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scand J Med Sci Sports*, 2006; 16: 7–13
59. Gajdosik RL, Guiliani CA, Bohannon RW. Passive compliance and length of the hamstring muscles of healthy men and women. *Clin Biomech*, 1990; 5: 23-9
60. Gajdosik RL, Rieck MA, Sullivan DK, Wightman SE. Comparison of four clinical tests for assessing hamstring muscle length. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1993; 18 (5) (Abstract): 614-8

61. Gajdosik RL, Vander DW, Linden AK. Concentric isokinetic torque characteristics of the calf muscles of active women aged 20-84 years. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1999; 29 (3): 181-90
62. Gajdosik RL, Vander Linden DW, Williams AK. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys Ther*, 1999; 79 (9): 827-38
63. Gajdosik RL. Effects of static stretching on the maximal length and resistance to passive stretch of short hamstring muscles. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1991; 14: 250-5
64. Gajdosik RL. Passive compliance and length of clinically short hamstring muscles of healthy men. *Clin Biomech*, 1991; 6: 239-44
65. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. Elsevier Science Ltd., *Clinical Biomechanics*, 2001; 16 (2): 87-101
66. Garrett WE. Muscle strain injuries. *Am J Sports Med*, 1996; 24: 2-8
67. Göeken LNH, Hof AL. Instrumental straight-leg raising: results in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 1993; 74: 194-203
68. Göeken LNH, Hof AL. Instrumental straight-leg raising: results in patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 1994; 75: 470-7
69. Göeken LNH. Straight-leg raising in "short hamstrings" [thesis]. Univ of Groningen, 1988; Groningen (Netherlands)
70. Goldman YE, Huxley AF. Actin compliance: Are you pulling my chain? *Biophys J*, 1994; 67: 2131-6
71. Goldspink G, Tabary C, Tabary JC, Tardieu C, Tardieu G. Effect of denervation on the adaptation of sarcomere number and muscle extensibility to the functional length of the muscle. *J Physiol*, 1974; 236: 733-42
72. Gregory R, Mc Dermotte W-A. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systemic review of anatomy and potential risk factors. *Dyn Med*, 2008; 9 (7)
73. Gulick DT, Kimura IF, Sitler M, Paolone A, Kelly JD IV. Various Treatment Techniques on Signs and Symptoms of Delayed Onset Muscle Soreness. *J Athl Train*, 1996; 31 (2): 145-52
74. Halbertsma JP, Göeken LNH. Stretching Exercises: Effect on Passive Extensibility and Stiffness in Short Hamstrings of Healthy Subjects. *Arch Phys Med Rehab*, 1994; 75 (9): 976-81
75. Halbertsma JPK, Göeken LNH, Hof AL, Groothoff JW, Eisma WH. Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001; 82: 232-8
76. Hansen R, Phillips D, Tosh J. Effects of Graston technique on iliotibial band syndrome. Logan College of Chiropractic, 2012: 1-8
77. Hardy MA. The biology of scar formation. *Phys Ther*, 1989; 69: 1015
78. Hartig DE, Henderson JM. Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. *Am J Sports Med*, 1999; 27 (2) (Abstract): 173-6
79. Hemmings BJ. Physiological, psychological and performance effects of massage therapy in sport: a review of the literature. *Phy Ther Sport*, 2001; 2: 165-70
80. Henderson G, Barnes CA, Portas MD. Factors associated with increased propensity for hamstring injury in English Premier League soccer players. *J Sci Med Sport*, 2010; 13 (4) (Abstract): 397-402
81. Herrington L. The effect of pelvic position on popliteal angle achieved during 90:90 hamstring-length test. *J Sport Rehabil*, 2013; 22 (4) (Abstract): 254-6
82. Hewett TE, Lynch TR, Myer GD, Ford KR, Gwin RC, Heidt RS Jr. Multiple risk factors related to familial predisposition to anterior cruciate ligament injury: fraternal twin sisters

- with anterior cruciate ligament ruptures. *Br J Sports Med*, 2010; 44 (12) (Abstract): 848-55
83. Hewett TE, Noyes F. Cincinnati Sportsmetrics: a jump training program proven to prevent knee injury, videotape. Sportsmedicine Research & Education Foundation, 1998; Cincinnati
 84. Hill DK. Tension due to interaction between sliding filaments in resting striated muscle: the effect of stimulation. *J Physiol*, 1968; 199: 637-84
 85. Hill DK. The effect of temperature in the range of 0-35°C on the resting tension of frog's muscle. *J Physiol*, 1970; 208: 725-39
 86. Hill DK. The effect of temperature on the resting tension of frog's muscle in hypertonic solutions. *J Physiol*, 1970; 208: 741-56
 87. Hopper D, Conneely M, Chromiak F, Canini E, Berggren J, Briffa K. Evaluation of the effect of two massage techniques on hamstring muscle length in competitive female hockey players. *Phys Ther Sport*, 2005; 6: 137-45
 88. Howitt S, Wong J, Zabukovec S. The conservative treatment of Trigger thumb using Graston Techniques and Active Release Techniques. *J Can Chiropr Assoc*, 2006; 50 (4): 249-54
 89. Hrysomallis C. Hip adductors' strength, flexibility, and injury risk. *J Strength Cond Res*, 2009; 23 (5): 1514-7
 90. Huang SY, Di Santo M, Wadden KP, Cappa DF, Alkanani T, Behm DG. Short-duration massage at the hamstrings musculotendinous junction induces greater range of motion. *J Strength Cond Res*, 2010; 24 (7): 1917-24
 91. Hui SS, Yuen PY. Validity of the modified back-saver sit and reach test: a comparison with other protocols. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2000; 32: 1655-9
 92. Huxley HE, Stewart A, Sosa H, Irving T. X-ray diffraction measurements of the extensibility of actin and myosin filaments in contracting muscle. *Biophys J*, 1994; 67: 2411-21
 93. Iga J, George K, Lees A, Reilly T. Cross-sectional investigation of indices of isokinetic leg strength in youth soccer players and untrained individuals. *Scand J Med Sci Sports*, 2009; 19: 714-9
 94. J Forman, L Geertsen, M E. Rogers. Effect of deep stripping massage alone or with eccentric resistance on hamstring length and strength. 2014: 139-144
 95. Jackson A, Langford NJ. The criterion-related validity of the sit and reach test: replication and extension of previous findings. *Res Q Exerc Sport*, 1989; 60: 384-7
 96. Jackson AW, Baker AA. The relationship of the sit and reach test to criterion measures of hamstring and back flexibility in young females. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 1986; 57: 183-6
 97. Jackson AW, Morrow JR, Brill PA, et al. Relations of sit-up and sit-and-reach tests to low back pain in adults. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1998; 27: 22-8
 98. Jarvinen MJ, Einola SA, Virtanen EO. Effect of the position of immobilization upon the tensile properties of the rat gastrocnemius muscle. *Arch Phys Med Rehabil*, 1992; 73: 253-7
 99. Jones CJ, Rikli RE, Max J, et al. The reliability and validity of a chair sit-and-reach test as a measure of hamstring flexibility in older adults. *Res Q Exerc Sport*, 1998; 69: 338-43
 100. Kain J, Martorello L, Swanson E, Segó S. Comparison of an indirect tri-planar myofascial release (MFR) technique and a hot pack for increasing range of motion. *J Bodyw Mov Ther*, 2011; 15 (1) (Abstract): 63-7
 101. Kao JT, Giangarra CE, Singer G, et al. A comparison of outpatient and inpatient anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Arthroscopy*, 1995; 11 (2): 151-6

102. Kendall F, McCreary E. *Muscles: Testing and Function*, 1983; ed. 3. Williams & Wilkins, Baltimore
103. Kiani A, Hellquist E, Ahlqvist K, Gedeberg R, Michaëlsson K, Byberg L. Prevention of soccer-related knee injuries in teenaged girls. *Arch Intern Med*, 2010; 170 (1): 43-9
104. Kisner C, Colby LA. *Θεραπευτικές Ασκήσεις, Βασικές Αρχές και Τεχνικές*. 3^η έκδοση. Ελληνική επιμέλεια Κίμων Σπυριδόπουλος, Γεωργία Σάτκα, Θεσσαλονίκη, Ιατρικές Εκδόσεις Σιώκης, 2003: 159-63, 172
105. Klinge K, Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Klausen K, Kjaer M. The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am J Sports Med*, 1997; 25 (5): 710—6
106. Kmiecik J, Frattini C, DiNicola A, Wallace S, Cooper K. ART vs. Graston and Their Effects on Hamstring Flexibility. 2011: 1-13
107. Knight CA, Rutledge CR, Cox ME, Acosta M, Hall SJ. Effect of Superficial Heat, Deep Heat, and Active Exercise Warm-up on the Extensibility of the Plantar Flexors. *Phys Ther*, 2001; 81: 1206-14
108. Knudson D, Bennett K, Corn R, Leick D, Smith C. Acute effects of stretching are not evident in the kinematics of the vertical jump. *J Strength Cond Res* 2001; 15: 98–101
109. Kokkonen J, Nelson AG, Cornwell A. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1998; 69: 411-5
110. Kottke G. Therapeutic exercise. In Krusen F, Kottke F and Ellwood M (eds): *Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1971; ed 2. WB Saunders, Philadelphia
111. Krabak BJ, Laskowski ER, Smith J, Stuart MJ, Wong GY. Neurophysiologic influences on hamstring flexibility: a pilot study. *Clin J Sport Med*, 2001; 11 (4) (Abstract): 241-6
112. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of cold and hot water immersion on the mechanical properties of human muscle and tendon in vivo. *Clin Biomech (Bristol Avon)*, 2005; 20 (3) (Abstract): 291-300
113. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*, 2001; 90: 520–7
114. Kujala UM, Orava S, Järvinen M. Hamstring injuries: current trends in treatment and prevention. *Sports Med*, 1997; 23: 397-404
115. Kuszewski M, Gnat R, Saulicz E. Stability training of the lumbo-pelvo-hip complex influence stiffness of the hamstrings: a preliminary study. *Scand J Med Sci Sports*, 2009; 19 (2) (Abstract): 260-6
116. LaBella CR, et al. Effect of neuromuscular warm-up on injuries in female soccer and basketball athletes in urban public high schools: cluster randomized controlled trial. *Arch Pediatr Adolesc Med*, 2011; 165 (11): 1033–40.
117. Lehance C, Binet J, Bury T, Croisier JL. Muscular strength, functional performances and injury risk in
118. Liebenson C, Karpowicz AM, Brown SH, Howarth SJ, McGill SM. The active straight leg raise test and lumbar spine stability. *PM & R*, 2009; 1 (6): 530-5
119. Linke WA, Ivemeyer M, Oliveri N, Lolmerer B, Ruegg JC, Labeit S. Towards a molecular understanding of the elasticity of titin. *J Mol Biol*, 1996; 261: 62-71
120. López-Miñarro PA, Andújar PS, Rodríguez García PL. A comparison of the sit-and-reach test and the back-saver sit-and-reach test in university students. *J Sports Sci Med*, 2009; 8 (1): 116-22
121. López-Miñarro PA, Rodríguez García PL. Hamstring muscle extensibility influences the criterion-related validity of sit-and-reach and toe-touch tests. *J Strength Cond Res*, 2010; 24 (4) (Abstract): 1013-8

122. Lounsberry NL. Therapeutic Heat: Effects of Superficial and Deep Heating Modalities on Hamstring Flexibility. *Medicine and Health Sciences Commons*, 2008; 7: 1-9
123. MacDonald GZ, Button DC, Drinkwater EJ, Behm DG. Foam rolling as a recovery tool after an intense bout of physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 2014; 46 (1): 131-42
124. MacDonald GZ, Penney MD, Mullaley ME, Cuconato AL, Drake CD, Behm DG, Button DC. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. *J Strength Cond Res*, 2013; 27 (3): 812-21
125. Magee DJ. *Orthopedic Physical Assessment*, 2002; Saunders, Philadelphia
126. Magid A, Law DJ. Myofibrils bear most of the resting tension in frog skeletal muscle. *Science*, 1985; 230: 1280-2
127. Malek MM, DeLuca JV, Kunkle KL, et al. Outpatient ACL surgery: a review of safety, practicality, and economy. *Instr Course Lect*, 1996; 45: 281-6
128. Malliaropoulos N, Isinkaye T, Tsitas K, et al. Reinjury after acute posterior thigh muscle injuries in elite track and field athletes. *Am J Sports Med*, 2011; 39: 304-10
129. Masuda K, Kikuhara N, Demura S, Katsuta S, Yamanaka K. Relationship between muscle strength in various isokinetic movements and kick performance among soccer players. *J Sport Med Phys Fit*, 2005; 45: 44-52
130. Mazidi M, Sarafraz H, Mazidi H. The effect of sex on pain and hamstring length in patient with patellofemoral pain. *Sport Spa*, 2013; 10 (1): 31-3
131. Mc Clure M. Exercise and training for spinal patients. Part B: Flexibility training. In Basmajian JV, and Nyberg R (eds): *Rational Manual Therapies*, 1993; Williams and Wilkins, Baltimore
132. McHugh MP, Connolly DA, Eston RG, Kremenec II, Nicholas SJ, Gleim GW. The role of passive muscle stiffness in symptoms of exercise-induced muscle damage. *Am J Sports Med*, 1999; 27 (5) (Abstract): 594-9
133. McKechnie GJ, Young WB, Behm DG. Acute effects of two massage techniques on ankle joint flexibility and power of the plantar flexors. *J Sports Sci Med*, 2007; 6 (4): 498-504
134. Mens JM, Vleeming A, Snijders CJ, Koes BW, Stam HJ. Reliability and validity of the active straight leg raise test in posterior pelvic pain since pregnancy. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2001; 26 (10): 530-5
135. Meroni R, Cerri CG, Lanzarini C, Barindelli G, Morte GD, Gessaga V, Cesana GC, De Vito G. Comparison of active stretching technique and static stretching technique on hamstring flexibility. *Clin J Sport Med*, 2010; 20 (1) (Abstract): 8-14
136. Micheo W, Baerqa L, Miranda G. Basic principles regarding strength, flexibility, and stability exercises. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2012; 4 (11) (Abstract): 805-11
137. Miller JK, Rockey AM. Foam Rollers Show No Increase in the Flexibility of the Hamstring Muscle Group. *Journal of Undergraduate Research*, 2006; 4: 1-4
138. Miners AL, Bougie TL. Chronic Achilles tendinopathy: a case study of treatment incorporating active and passive tissue warm-up, Graston Technique, ART, eccentric exercise, and cryotherapy. *J Can Chiropr Assoc*, 2011; 55 (4): 269-79
139. Mohr AR. Effectiveness of foam rolling in combination with a static stretching protocol of the hamstrings. *Oklahoma State University*, 2011: 1-57
140. Moore MA, Hutton RS. Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Med Sci Sports Exer*, 1980; 12: 322-9
141. More RC, Karras BT, Neiman R, et al. Hamstrings--an anterior cruciate ligament protagonist: an in vitro study. *Am J Sports Med*, 1993; 21 (2): 231-7

142. Murphy DR. A critical look at static stretching: are we doing our patient harm? *Chiropract Sports Med*, 1991; 5: 67–70
143. Mustalampi S, Ylinen J, Kautiainen H, Weir A, Häkkinen A. Acute effects of cold pack on mechanical properties of the quadriceps muscle in healthy subjects. *Phys Ther Sport*, 2012; 13 (4) (Abstract): 265-9
144. Mutungi G, Ranatunga KW. The viscous, viscoelastic and elastic characteristics of resting fast and slow mammalian (rat) muscle fibers. *J Physiol (London)*, 1996; 496 (3): 827-36
145. Muyor JM, Vaguero-Cristóbal R, Alacid F, López-Miñarro PA. Criterion-related validity of sit-and-reach and toe-touch tests as a measure of hamstring extensibility in athletes. *J Strength Cond Res*, 2014; 28 (2) (Abstract): 546-55
146. Nelson AG, Allen JD, Cornwell A, Kokkonen J. Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint-angle specific. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 2001; 72: 68-70
147. Nelson AG, Guillory IK, Cornwell C, Kokkonen J. Inhibition of maximal voluntary isokinetic torque production following stretching is velocity-specific. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2001b; 15: 241-6
148. Nelson RT, Bandy WD. Eccentric Training and Static Stretching Improve Hamstring Flexibility of High School Males. *J Athl Train*, 2004; 39 (3): 254-8
149. Noonan TH, Garrett WE. Muscle strain injury: diagnosis and treatment. *J Am Acad Orthop Surg*, 1999; 7: 262-9
150. Norris CM, Matthews M. Inter-tester reliability of a self-monitored active knee extension test. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2005; 9 (4): 256-9
151. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med*, 2004; 32: 1002–12
152. Oshita K, Yano S. Asymmetry of force fluctuation during low intensity isometric contraction in leg muscle. *Int J Exerc Sci*, 2010; 3 (2): 68-77
153. Paine T. *The complete guide to sports massage*. A & C Black Publishing Ltd. London, 2000; Chapter 9: 79-114
154. Paolini J. Review of myofascial release as an effective massage therapy technique. *Athl Ther Today*, 2009; 15: 30–4
155. Pasanen K, et al. Effect of a neuromuscular warm-up programme on muscle power, balance, speed and agility: a randomised controlled study. *Br J Sports Med*, 2009; 43 (13): 1073–8
156. Patterson P, Wiksten DL, Ray L, et al. The validity and reliability of the back saver sit-and-reach test in middle school girls and boys. *Res Q Exerc Sport*, 1996; 67: 448–51
157. Petrofsky JS, Laymon M, Lee H. Effect of heat and cold on tendon flexibility and force to flex the human knee. *Med Sci Monit*, 2013; 19: 661-7
158. Piva SR, Goodnite EA, Childs JD. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2005; 35: 793–801
159. Post WR. Patellofemoral pain: results of non-operative treatment. *Clin Orthop Relat Res*, 2005; 436: 55–9
160. Powers CM. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1998; 28: 345–54
161. Prentice W. *Therapeutic Modalities in Sports Medicine*. Mosby, 1994; 3 :197–200. St Louis, MO
162. Prentice WE. *Rehabilitation Techniques in Sports Medicine*. Times Mirror/Mosby, 1990; St Louis

163. professional and junior elite soccer players. *Scand J Med Sci Sports*, 2009; 19: 243-51
164. Purslow PP. Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. *J Biomech*, 1989; 22: 221-312
165. Rahnema N. Prevention of football injuries. *Int J Prev Med*, 2011; 2 (1): 38-40
166. Rowe RWD. Collagen fibre arrangement in intramuscular connective tissue. Changes associated with muscle shortening and their possible relevance to raw meat toughness measurements. *J Food Technol*, 1974; 9: 501-8
167. Rowe RWD. Morphology of perimysial and endomysial connective tissue in skeletal muscle. *Tissue Cell*, 1981; 13: 681-90
168. Salén M, Hirschfeld H, Olsson A. Forward leaning reaching task in sitting (FLRS): a new measure for clinical evaluation of hamstring length in children. *Physiother Res Int*, 1999; 4 (4) (Abstract): 262-77
169. Sapega A et al. Biophysical factors in range of motion exercises. *The Physician and Sports Medicine*, 1981; 9: 57
170. Saur PM, Ensink FB, Frese K, Seeger D, Hildebrandt J. Lumbar range of motion: reliability and validity of the inclinometer technique in the clinical measurement of trunk flexibility. *Spine*, 1996; 21: 1332-8
171. Schaefer JL, Sandrey MA. Effects of a 4-week dynamic-balance-training program supplemented with Graston instrument-assisted soft-tissue mobilization for chronic ankle instability. *J Sport Rehabil*, 2012; 21 (4): 313-26
172. Schiltz M, Lehance C, Maquet D, Bury T, Crielaard JM, Croisier JL. Explosive strength imbalances in professional basketball players. *J Athl Train*, 2009; 44 (1): 39-47
173. Schmitt B, Tim T, McHugh M. Hamstring injury rehabilitation and prevention of reinjury using lengthened state eccentric training: a new concept. *Int J Sports Phys Ther*, 2012; 7 (3): 333-41
174. Schulze A, Böhme D, Weiss C, Schmittner MD. [Active muscle extension testing of the hamstrings: reference values and impacting factors]. *Sportverletz Sportschaden*, 2013; 27 (3) (Abstract): 156-61
175. Sefton J. Myofascial release for athletic trainers, part 1: Theory and session guidelines. *Athl Ther Today*, 2004; 9: 48-9
176. Shaulis D, Golding LA, Tandy RD. Reliability of the AAHPERD functional fitness assessment across multiple practice sessions in older men and women. *Journal of Aging and Physical Activity*, 1994; 2: 273-9
177. Sherer E. Effects of utilizing a myofascial foam roll on hamstring flexibility. *Student Theses & Publications at The Keep*, 2013: 1-72
178. Shuback B, Hooper J, Salisbury L. A comparison of a self-stretch incorporating proprioceptive neuromuscular facilitation components and a therapist-applied PNF-technique on hamstring flexibility. *Physiotherapy*, 2004; 90: 151-7
179. Smith AD, Stroud L, McQueen C. Flexibility and anterior knee pain in adolescent elite figure skaters. *J Pediatr Orthop*, 1991; 11: 77-82
180. Spornoga SG, Uhl TL, Arnold BL, Gansneder BM. Duration of Maintained Hamstring Flexibility After a One-Time, Modified Hold-Relax Stretching Protocol. *J Athl Train*, 2001; 36 (1): 44-8
181. Sullivan MK, DeJulia JJ, Worrell TW. Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. *Med Sci Sports Exerc*, 1992; 24 (12) (Abstract): 1383-9
182. Tabary JC, Tabary C, Tardieu C, Tardieu G, Goldspink G. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *J Physiol*, 1972; 224: 231-44

183. Takezawa Y, Sugimoto Y, Wakabayashi K. Extensibility of actin and myosin filaments in various states of skeletal muscle as studied by X-ray diffraction. *Adv Exp Biol*, 1998; 309-16 [discussion 317]
184. Tardieu C, Tabary JC, Tabary C, Tardieu G. Adaption of connective tissue length to immobilization in the lengthened and shortened positions in the cat soleus muscle. *J de Physiol*, 1982; 78: 214-20
185. Thomeé R, Augustsson J, Karlsson J. Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues. *Sports Med*, 1999; 28: 245-62
186. Tillman LJ, Cummings GS. Biologic mechanisms of connective tissue mutability. In Currier DP, Nelson RM (eds): *Dynamics of Human Biologic Tissues*. 1992; FA Davis, Philadelphia
187. Trombitas K, Greaser M, Labeit S, Jin J-P, Kellermayer M, Helmes M, Granzier H. Titin extensibility in situ: entropic elasticity of permanently folded and permanently unfolded molecular segments. *J Cell Biol*, 1998; 140: 853-9
188. Vesco JJ. Principles of stretching. In Torg JS, Welsh RP and Shephard RJ (eds): *Current Therapy in Sports Medicine*, 1990; Vol 2. BC Decker, Toronto
189. Wakabayashi K, Sugimoto Y, Tanaka H, Ueno Y, Takezawa Y, Amemiya Y. X-ray diffraction evidence for the extensibility of actin and myosin filaments during muscle contraction. *Biophys J*, 1994; 67: 2422-35
190. Wang K, McCarter R, Wright J, Beverly J, Ramirez-Mitchell R. Viscoelasticity of the sarcomere matrix of skeletal muscles: the titin-myosin composite filament is a dual-stage molecular spring. *Biophys J*, 1993; 64: 1161-77
191. Waterman-Storer CM. The cytoskeleton of skeletal muscles: Is it affected by exercise? A brief review. *Med Sci Sports Exer*, 1991; 23 (11): 1240-9
192. Webb P. Temperatures of skin, subcutaneous tissue, muscle and core in resting men in cold, comfortable and hot conditions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1992; 64 (5): 471-6
193. Weerapong P, Hume PA, Kolt GS. The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. *Sports Med*, 2005; 35: 235-56
194. Weerapong P. Preexercise strategies: the effects of warm-up, stretching, and massage on symptoms of eccentric exercise-induced muscle damage and performance. *Auckland University of Technology*, 2005: 1-234
195. Weigner AW, Watts RL. Elastic properties of muscles measured at the elbow in man: I Normal controls. *J Neurol Neurolurg Psychiatry*, 1986; 49: 1171-6
196. White LC, Dolphin P, Dixon J. Hamstring length in patellofemoral pain syndrome. *Chartered Society Physiotherapy*, 2009; 95 (1): 24-8
197. Whyte EF, Moran K, Shortt CP, Marshall B. The influence of reduced hamstring length on patellofemoral joint stress during squatting in healthy male adults. *Gait Posture*, 2010; 31 (1) (Abstract): 47-51
198. Williams PE, Goldspink G. Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. *J Anat (London)*, 1978; 127: 459-68
199. Witvrouw E, Bellemans J, Lysens R, Danneels L, Cambier D. Intrinsic risk factors for the development of patellar tendinitis in an athletic population. A two-year prospective study. *Am J Sports Med*, 2001; 29 (2) (Abstract): 190-5
200. Witvrouw E, Danneels L, Asselman P, D'Have T, Cambier D. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med*, 2003; 31 (1) (Abstract): 41-6
201. Wojtys EJ, Huston LJ, Ashton-Miller JA. Active knee stiffness differs between young men and women. Presented at the annual meeting of AOSSM, 1998; Vancouver, British Columbia

202. Worrel TW, Perrin DH, Gansneder BM, Gieck JH. Comparison of isokinetic strength and flexibility measures between hamstring injured and non-injured athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1991; 13 (3): 118-25
203. Worrell TW. Factors associated with hamstring injuries. An approach to treatment and preventative measures. *Sports Med*, 1994; 17 (5) (Abstract): 338-45
204. Youdas JW, Krause DA, Hollman JH, Harmsen WS, Laskowski E. The influence of gender and age on hamstring muscle length in healthy adults. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2005; 35 (4) (Abstract): 246-52
205. Youdas JW, Krause DA, Hollman JH. Validity of hamstring muscle length assessment during the sit-and-reach test using an inclinometer to measure hip joint angle. *J Strength Cond Res*, 2008; 22 (1) (Abstract): 303-9
206. Young W, Elliot S. Acute effects of static stretching, proprioceptive neuromuscular facilitation stretching and maximum voluntary contractions on explosive force production and jumping performance. *Res Q Exerc Sports*, 2001; 3: 273-9
207. Zachazewski JE. Flexibility in sports. In Sanders B (ed): *Sports Physical Therapy*, 1990; Appleton & Lange, Norwalk, CT
208. Zachazewski JE. Improving flexibility. In Scully RM, and Barnes MR (eds): *Physical Therapy*, 1989; JB Lippincott, Philadelphia
209. Zakas A. Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstring muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides. *J Sport Med Phys Fit*, 2006; 46: 28-35
210. Μήτσου. *Αθλητικές Κακώσεις-Διάγνωση και Θεραπεία*. Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας. 2010

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Παράρτημα 1: Αποτελέσματα ερωτηματολογίου ποδοπλευρικότητας.

	ΔΕΞΙ ΠΟΔΙ	ΑΡΙΣΤΕΡΟ ΠΟΔΙ	ΙΔΙΑ ΚΑΙ ΤΑ ΔΥΟ ΠΟΔΙΑ
1. Σε ποιο πόδι στηρίζεις περισσότερο το βάρος του σώματος για να ξεκουραστείς στην όρθια στάση;	17 Άτομα	8 Άτομα	7 Άτομα
2. Ποιο πόδι θα χρησιμοποιούσες για να ισορροπήσεις σε μια δοκό; (πόδι στήριξης)	19 Άτομα	9 Άτομα	4 Άτομα
3. Αν έπρεπε να αναπηδήσεις στο ένα πόδι, ποιο θα χρησιμοποιούσες;	14 Άτομα	12 Άτομα	5 Άτομα
4. Ποιο πόδι χρησιμοποιείς για να κλωστήσεις μια μπάλα;	21 Άτομα	10 Άτομα	1 Άτομα
5. Ποιο πόδι θα χρησιμοποιήσεις για να πηδήσεις ένα εμπόδιο; (πόδι υπερπήδησης)	16 Άτομα	11 Άτομα	5 Άτομα
6. Σε ποιο πόδι θα πατήσεις για να κάνεις άλμα εις μήκος; (πόδι ώθησης)	16 Άτομα	16 Άτομα	0 Άτομα
Ισχυρό Πόδι	24 Άτομα	8 Άτομα	0 Άτομα

Στο παράρτημα 1 φαίνονται τα αποτελέσματα του ερωτηματολογίου ποδοπλευρικότητας. Εμφανίζεται στο σύνολο των ερωτήσεων ότι το δεξί πόδι υπερτερεί από το αριστερό πόδι μιας και οι περισσότεροι αθλητές είχαν ως ισχυρό πόδι το δεξί (24 άτομα) και όχι τόσο το αριστερό πόδι (8 άτομα). Στην ερώτηση 6 «Σε ποιο πόδι θα πατήσεις για να κάνεις άλμα εις μήκος; (πόδι ώθησης)» υπάρχει μια ισοβαθμία μεταξύ δεξί με αριστερό πόδι.

Παράρτημα 2: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία από τη μέση τιμή (Μ) και τυπική απόκλιση (SD) της ισομετρικής δύναμης και του εύρους κίνησης πριν και μετά από τις παρεμβάσεις (DSM, Graston, Διάταση).

ΕΥΡΟΣ ΚΙΝΗΣΗΣ		Μέση Τιμή	N	Τυπική Απόκλιση
30% Δύναμης	Πριν το DSM.	31,6	32	14,9
	Μετά το DSM.	29	32	18,3
	Πριν το Graston.	35,1	32	11,6
	Μετά το Graston.	31,2	32	15,5
	Πριν την διάταση.	35,7	24	15,0
	Μετά την διάταση.	32,20	24	14,52
40% Δύναμης	Πριν το DSM.	21	32	14,8
	Μετά το DSM.	19,5	32	16,8
	Πριν το Graston.	23,5	32	12,7
	Μετά το Graston.	21,5	32	14,6
	Πριν την διάταση.	23,95	24	15,16
	Μετά την διάταση.	19,62	24	14,63

50% Δύναμης	Πριν το DSM.	13,3	32	11,8
	Μετά το DSM.	11,7	32	11,6
	Πριν το Graston.	13,5	32	11,8
	Μετά το Graston.	12,2	32	12,3
	Πριν την διάταση.	14,95	24	12,94
	Μετά την διάταση.	10,16	24	11,39
Ισομετρική δύναμη μη κυρίαρχου.		128,1	32	29,1
Ισομετρική δύναμη κυρίαρχου.		133,5	32	29,2

Όπως φαίνεται και στο Παράρτημα 2 η ισομετρική δύναμη του κυρίαρχου υπερέτησε της ισομετρικής δύναμης του μη κυρίαρχου κατά 5,32 Nm(torque). Φαίνεται ότι στο 30% της δύναμης πριν το DSM ο μέσος όρος (μοίρες) για το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος ήταν 31,62° μοίρες ενώ μετά το DSM ήταν 29° μοίρες, επομένως μετά την παρέμβαση κερδήθηκαν 2,62° μοίρες κατά μέσο όρο στο εύρος κίνησης του γόνατος. Στο 40% της δύναμης πριν το DSM ο μέσος όρος (μοίρες) για το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος ήταν 21° μοίρες και μετά το DSM ήταν 19,5° άρα υπήρξε κέρδος 1,5° μοίρες μέσο όρο στο εύρος κίνησης του γόνατος. Στο 50 % της δύναμης πριν το DSM ο μέσος όρος (μοίρες) για το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος ήταν 13,31° μοίρες ενώ μετά το DSM ήταν 11,78° άρα εμφανίζεται κέρδος 1,53° μοίρες στο εύρος κίνησης του γόνατος.

Στο 30 % της δύναμης πριν το Graston ο μέσος όρος (μοίρες) για το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος ήταν 35,12° μοίρες και μετά το Graston ήταν 31,28° συνεπώς μετά το Graston κερδήθηκαν κατά μέσο όρο 3,84° μοίρες στο εύρος κίνησης του γόνατος. Στο 40 % της δύναμης πριν το Graston ο μέσος όρος (μοίρες) για το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος ήταν 23,59° μοίρες ενώ μετά το Graston ήταν 21,5° συνεπώς υπήρξε κέρδος κατά μέσο 2,09° μοίρες στο εύρος κίνησης του γόνατος. Στο 50 % της δύναμης πριν το Graston ο μέσος όρος (μοίρες) για το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος ήταν 13,56° μοίρες και μετά το Graston ήταν 12,25° άρα μετά το Graston κερδήθηκαν 1,31° μοίρες κατά μέσο όρο στο εύρος κίνησης του γόνατος.

Στο 30 % της δύναμης πριν την διάταση ο μέσος όρος (μοίρες) για το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος ήταν 35,79° μοίρες και μετά το Graston ήταν 32,2° συνεπώς μετά την διάταση κερδήθηκαν κατά μέσο όρο 3,59° μοίρες στο εύρος κίνησης του γόνατος. Στο 40 % της δύναμης πριν την διάταση ο μέσος όρος (μοίρες) για το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος ήταν 23,95° μοίρες ενώ μετά την διάταση ήταν 19,62° συνεπώς υπήρξε κέρδος κατά μέσο 4,33° μοίρες στο εύρος κίνησης του γόνατος. Στο 50 % της δύναμης πριν την διάταση ο μέσος όρος (μοίρες) για το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος ήταν 14,95° μοίρες και μετά την διάταση ήταν 10,16° άρα μετά την διάταση κερδήθηκαν 4,79° μοίρες κατά μέσο όρο στο εύρος κίνησης του γόνατος.

Συμπερασματικά είναι εμφανές ότι στο 30% της δύναμης η παρέμβαση που υπέρτερη σε αύξηση των μοιρών στο εύρος κίνησης του γόνατος ήταν αρχικά το Graston με κέρδος 3,84° μετά η διάταση με κέρδος 3,59° και τέλος το DSM με κέρδος 2,62° κατά μέσο όρο. Στο 40% της δύναμης η παρέμβαση που υπέρτερη σε αύξηση των μοιρών στο εύρος κίνησης του γόνατος ήταν αρχικά η διάταση με κέρδος 4,33° μετά το Graston με κέρδος 2,09° και τέλος το DSM με κέρδος 1,5° κατά μέσο όρο. Στο 50% της δύναμης η παρέμβαση που υπέρτερη σε αύξηση των μοιρών στο εύρος κίνησης του γόνατος ήταν αρχικά η διάταση με κέρδος 4,79° μετά το DSM με κέρδος 1,53° και τέλος το Graston με κέρδος 1,31° κατά μέσο όρο.

Παράρτημα 3 : Μέση τιμή (M) και τυπική απόκλιση (SD) των δεδομένων από τις μεθόδους DSM, Graston και Διάταση.

		N	Μέση Τιμή	Τυπική απόκλιση	Τυπικό Σφάλμα	95% Διάστημα Εμπιστοσύνης της Μέσης Τιμής		Ελάχιστο	Μέγιστο
						Κατώτερο	Ανώτερο		
Κέρδος διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 30% της δύναμης.	DSM	24	1,66	3,95	0,80	0	3,33	-8	9
	Graston	24	1,66	2,79	0,56	0,48	2,84	-4	7
	Διάταση	24	4,79	3,88	0,79	3,14	6,43	0	15
	Σύνολο	72	2,70	3,83	0,45	1,80	3,60	-8	15
Κέρδος διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 40% της δύναμης.	DSM	24	1,95	5,49	1,12	-0,36	4,27	-9	16
	Graston	24	1,70	5,27	1,07	-0,52	3,93	-12	11
	Διάταση	24	4,33	3,30	0,67	2,93	5,72	-5	12
	Σύνολο	72	2,66	4,87	0,57	1,52	3,81	-12	16
Κέρδος διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 50% της δύναμης.	DSM	24	2,66	5,82	1,18	0,20	5,12	-7	20
	Graston	24	2,70	7,46	1,52	-0,44	5,86	-10	22
	Διάταση	24	3,58	6,53	1,33	0,82	6,34	-7	28
	Σύνολο	72	2,98	6,56	0,77	1,44	4,52	-10	28

Το Παράρτημα 3 απεικονίζει την αφαίρεση των τιμών πριν και μετά των παρεμβάσεων και στην συνέχεια την σύγκριση των διαφορών στο κέρδος των παρεμβάσεων. Ο μέσος όρος του κέρδους διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 30% της δύναμης ήταν 2,70°. Για το DSM ήταν 1,66° μοίρες, για το Graston ήταν 1,66° μοίρες και για τη διάταση ήταν 4,79° μοίρες. Ο μέσος όρος του κέρδους διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 40% της δύναμης ήταν 2,66°. Για το DSM ήταν 1,95° μοίρες, για το Graston ήταν 1,70° μοίρες και για τη διάταση ήταν 4,33° μοίρες. Ο μέσος όρος του κέρδους διαφοράς πριν και μετά τις παρεμβάσεις του εύρους κίνησης στο 50% της δύναμης ήταν 2,98°. Για το DSM ήταν 2,66° μοίρες, για το Graston ήταν 2,70° μοίρες και για τη διάταση ήταν 3,58° μοίρες. Σημαντικό εμφανίζεται το κέρδος στο 30%, 40% και 50% της δύναμης στην διάταση.