

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΕΞΕΛΙΞΗ ΜΥΟΔΥΝΑΜΙΚΩΝ
ΕΛΛΕΙΜΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑ ΑΠΟ
ΑΡΘΡΟΣΚΟΠΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ
ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΜΕ
ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΟΠΙΣΘΙΩΝ
ΜΗΡΙΑΙΩΝ ή ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΙΚΟΥ ΤΕΝΟΝΤΑ**

ΣΠΟΥΔΑΣΤΗΣ: ΒΛΑΧΟΣ – ΣΙΔΕΡΗΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ

ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΜΩΡΟΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΑΙΓΙΟ, 2010

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά για την βοήθεια που μου παρείχαν για την εκτέλεση αυτής της εργασίας:

- Τους καθηγητές μου Γεώργιο Μώρο καθηγητή εφαρμογών ΑΤΕΙ Αιγίου και Ηλία Τσέπη Επίκουρο καθηγητή ΑΤΕΙ Αιγίου.
- Τον Κο Αντώνιο Κουζέλη Ορθοπαιδικό Χειρουργό Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ρίου καθώς και την επιστημονική του ομάδα.
- Τους φυσικοθεραπευτές και το προσωπικό του Κέντρου Αποκατάστασης Γ.Μώρος
- Και τέλος όλους τους εξεταζόμενους για την άψογη συνεργασία και συμμετοχή τους.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή: Η ρήξη, η χειρουργική ανακατασκευή καθώς και η αποκατάσταση του Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου (ΠΧΣ) είναι μια διαδικασία που οδηγούν σε σημαντικές μυοδυναμικές αλλαγές. Ο σκοπός αυτής της έρευνας ήταν να αξιολογήσει τα μυοδυναμικά ελλείμματα των μυών που ενεργούν πάνω στην άρθρωση του γόνατος και κυρίως των τετρακεφάλων και οπίσθιων μηριαίων και την εξέλιξη αυτών με τη πάροδο του χρόνου μετά από τεχνικές συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ με μοσχεύματα επιγονατιδικού τένοντα και οπίσθιων μηριαίων.

Μέθοδος: Είκοσι τρία (23) άτομα (με μέσο όρο ηλικίας $\pm 29,3$ έτη, βάρους 82,7 Kg και ύψους 1,80 cm) που είχαν ανακατασκευαστεί με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ αξιολογήθηκαν και συγκρίθηκαν με τη χρήση ισοκινητικού δυναμομέτρου (Cybex, Norm 770) για τη δύναμή τους με το αντίστοιχο υγιές μέλος. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε 60 d/s, 180 d/s και 300 d/s μοίρες γωνιακής ταχύτητας σε εύρος κίνησης 0°-0-100° .

Αποτελέσματα: Τα πάσχοντα μέλη των ατόμων μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ εμφάνισαν μυοδυναμικά ελλείμματα συγκριτικά με τα υγιή. Ο χρόνος από το χειρουργείο και η αποκατάσταση έδειξε να έχουν καθοριστικό ρόλο στο εύρος αυτών των ελλειμμάτων. Η ανάλυση των αποτελεσμάτων (t-test) δεν έδειξε σημαντικές στατιστικές διαφορές και το περιορισμένο δείγμα δεν βοήθησε σημαντικά.

Συμπέρασμα: Φαίνεται ότι η ρήξη του Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου οδηγεί σε μυοδυναμικές διαφορές οι οποίες σε σχέση και με τον τύπο του μοσχεύματος που θα χρησιμοποιηθεί, καθώς επίσης και του μετεγχειρητικού χρόνου οδηγούν στην εγκατάσταση αυτών των ελλειμμάτων. Το περιορισμένο δείγμα όμως μας αποτρέπει από το να οδηγηθούμε σε συγκεκριμένα συμπεράσματα και μας ωθεί στην περαιτέρω και με μεγαλύτερο δείγμα έρευνα πάνω στη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<u>1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ</u>	6
1.1 Ανατομία.....	6
1.2 Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος.....	7
1.3 Εμβιομηχανική.....	9
1.4 Μηχανισμός Κάκωσης.....	10
<u>2. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ (Α΄ ΜΕΡΟΣ)</u>	12
2.1 Επιδημιολογία.....	12
2.2 Χαλαρότητα.....	13
2.3 Ιδιοδεκτικότητα.....	15
2.4 Μυϊκή Δύναμη.....	16
<u>3. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ (Β΄ ΜΕΡΟΣ)</u>	19
3.1 Λειτουργικοί κηδεμόνες.....	19
3.2 Συντηρητική αποκατάσταση.....	20
3.3 Επιγονατιδικά μοσχεύματα.....	20
3.4 Μοσχεύματα οπίσθιων μηριαίων.....	23
3.5 Συνθετικά μοσχεύματα.....	26
<u>4. ΣΚΟΠΟΣ</u>	29
<u>5. ΜΕΘΟΔΟΣ</u>	30
5.1 Δείγμα	30
5.2 Όργανα μέτρησης.....	30
5.3 Στατιστική επεξεργασία.....	32
5.4 Διαδικασία μετρήσεων.....	32
<u>6. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ</u>	35
<u>7. ΣΥΖΗΤΗΣΗ</u>	39
<u>8. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</u>	42
8.1 Διαδικτυακές Πηγές.....	51
<u>9. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ</u>	52

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1.1 α. Ανατομία αρθρώσεως του γόνατος. (τροποποιημένο από www.taosortho.com ημερομηνία 24/8/2010).....	6
Εικόνα 1.2 α. Έκφυση και κατάφυση ΠΧΣ. (τροποποιημένο από www.dubinchiro.com ημερομηνία 24/8/2010)	7
Εικόνα 1.2β. Διάγραμμα πως απεικονίζεται το κνημιαίο πλατώ και οι δεσμίδες του ΠΧΣ. (τροποποιημένο από www.radiographics.rsna.org ημερομηνία 24/8/2010).....	9
Εικόνα 1.3α. Ο χιασμός των Χιαστών σε κάμψη γόνατος. (τροποποιημένο από www.thaimedicalnews.com ημερομηνία 24/8/2010).....	10
Εικόνα 1.4α. Μηχανισμός κάκωσης γόνατος. (τροποποιημένο από www.health.allrefer.com ημερομηνία 24/8/2010)	11
Εικόνα 2.2α. Κλινική εξέταση ΠΧΣ με φυσική δοκιμασία. (τροποποιημένο από www.prohealthsys.com ημερομηνία 29/8/2010).....	13
Εικόνα 2.2β. Δοκιμασία φυσικής εξέτασης. (τροποποιημένο από www.wheelsonline.com ημερομηνία 29/8/2010).....	14
Εικόνα 2.4α. Μυϊκές ομάδες γόνατος που επηρεάζουν άμεσα τον ΠΧΣ. (τροποποιημένο από www.scienceofsocceronline.com ημερομηνία 29/8/2010)....	17
Εικόνα 3.1α. Μηροκνημοποδικός νάρθηκας. (τροποποιημένο από www.aclkneebraces.net ημερομηνία 29/8/2010).....	19
Εικόνα 3.3α. Επιγονατιδικό μόσχευμα (BPTB). (τροποποιημένο από www.eorthpod.com ημερομηνία 29/8/2010).....	21
Εικόνα 3.3β. Τούνελ εφαρμογής μοσχεύματος. (τροποποιημένο από www.chelseafc.com ημερομηνία 29/8/2010).....	22
Εικόνα 3.4. Μόσχευμα οπίσθιων μηριαίων (HS). (τροποποιημένο από www.eorthpod.com ημερομηνία 29/8/2010).....	25
Εικόνα 3.5α. Αποτυχημένο συνθετικό μόσχευμα Gore-Tex. (τροποποιημένο από (The anterior cruciate ligament, 2008) ημερομηνία 29/8/2010).....	28
Εικόνα 5.2α. Ισοκινητικό δυναμόμετρο. (τροποποιημένο από www.staff.vu.edu.au ημερομηνία 29/8/2010).....	31

ΠΙΝΑΚΕΣ ΚΑΙ ΓΡΑΦΗΜΑΤΑ

Ροόγραμμα 5.4. Απεικόνιση διαδικασίας μέτρησης ασθενούς.....	34
Πίνακας 5.1. Μοσχεύματα σε σύγκριση με κιλά και ύψος του δείγματος.....	30
Πίνακας 6.1. Μετρήσεις βραχυχρόνιων ασθενών σε 60°/s και 180°/s.....	35
Πίνακας 6.2. Μετρήσεις μακροχρόνιων ασθενών σε 60°/s και 180°/s.....	36
Πίνακας 6.3. Μετρήσεις βραχυχρόνιων (HS) σε 60°/s και 180°/s.....	37
Πίνακας 6.4. Μετρήσεις μακροχρόνιων (HS) σε 60°/s, 180°/s και 300°/s.....	37
Γράφημα 6.1. Διαφορές και ελλείμματα σε BPTB στις 300°/s.....	36
Γράφημα 6.2. Ελλείμματα τετρακεφάλου σε βραχύ χρόνο αποκατάστασης...	38

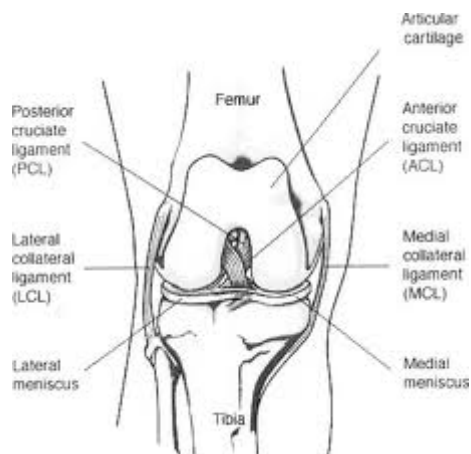
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 ANATOMIA

Η διάρθρωση του γόνατος είναι η πιο μεγάλη από τις αρθρώσεις του σώματος και αποτελείται από τρία (3) οστά που συγκρατούνται με τους συνδέσμους μεταξύ τους (Cluet, 2009). Το μηριαίο (πάνω), η κνήμη (κάτω) και η επιγονατίδα (μπροστά από την άρθρωση). Η επιγονατίδα βρίσκεται πάνω στα δύο άκρα των οστών και μετακινείται με τις κινήσεις του γόνατος λειτουργώντας σαν μοχλός κάποιων μυών.

Η άρθρωση του γόνατος χαρακτηρίζεται ως γωνιώδης διάρθρωση και συγκροτείται από τέσσερις (4) ισχυρούς συνδέσμους: Πρόσθιο Χιαστό, Οπίσθιο Χιαστό, έσω και έξω πλάγιο.

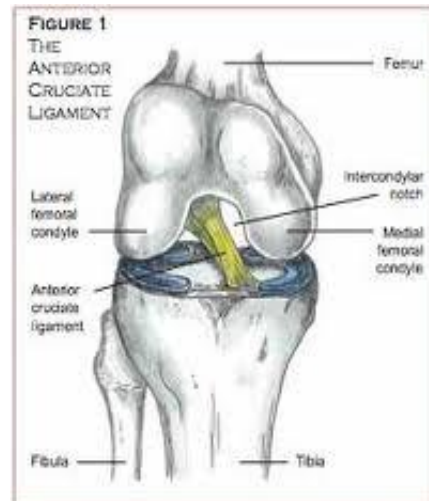
Οι δύο κύριοι σύνδεσμοι στην διάρθρωση του γόνατος είναι ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος (ΠΧΣ) και ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος (ΟΧΣ). Οι 2 αυτοί διασταυρώνονται και χιάζονται μεταξύ τους και ελέγχουν την προς τα εμπρός και πίσω κίνηση του γόνατος.



Εικόνα 1.1α. Ανατομία αρθρώσεως του γόνατου. (τροποποιημένο από www.taosortho.com)

1.2 ΠΡΟΣΘΙΟΣ ΧΙΑΣΤΟΣ ΣΥΝΔΕΣΜΟΣ

Ο ΠΧΣ απαρτίζεται από πολλές δεσμίδες του πυκνού συνδετικού ιστού που συνδέουν τον πρόσθιο μεσογλήνιο βόθρο από όπου και εκφύεται. Η έκφυσή του προς τα άνω, έξω και πίσω αφού χιασθεί με τον αντίθετο (δηλαδή τον ΟΧΣ) καταφύεται στην μεσοκονδύλια επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου.



Εικόνα 1.2α. Έκφυση και κατάφυση ΠΧΣ. (τροποποιημένο από www.dubinchiro.com)

Ιστολογικές μελέτες έχουν δείξει την ύπαρξη ενός αγγειακού διαχωριστικού τοιχώματος ανάμεσα στις δέσμες του πρόσθιου και του οπίσθιου χιαστού (Falconiero et al., 1998).

Επιπλέον έχει αποδειχθεί ότι ο σύνδεσμος μεταβάλλεται. Αρθροσκοπικές και πτωματικές μελέτες έχουν δείξει σημαντική διακύμανση των δεσμίδων του πρόσθιου και οπίσθιου χιαστού σχετικά με το μέγεθος. Όλα τα άτομα με μη τραυματισμένο πρόσθιο χιαστό έχουν διπλές δεσμίδες συνδέσμου. Επίσης ο ΠΧΣ έχει περιγραφεί από μία μεσοπρόσθια δεσμίδα (AM) και μία οπισθοπλάγια (PL) που πήραν τις ονομασίες τους η καθεμία από την έκφυσή τους. Ακόμη μία τρίτη δεσμίδα έχει περιγραφεί ως ενδιάμεση (IM), όμως οι περισσότερες μελέτες την αποδέχονται ως μέρος της (AM) αφού η ανατομία και η εμβιομηχανική της δεν έχει έντονες διαφορές από τη συγκεκριμένη με σκοπό την κατανόηση της συμπεριφοράς όλου του συνδέσμου (Amis et al., 1991). Στην περιοχή του ΠΧΣ οι δεσμίδες (AM και

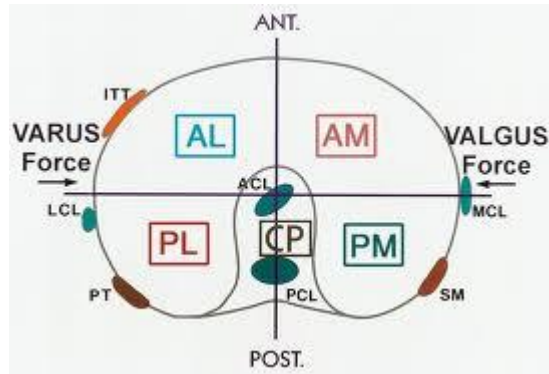
PL) βρίσκονται σε μία μεσοπρόσθια θέση σε σχέση με τις οπισθοπλάγιες του ΟΧΣ.

Οι δεσμίδες (AM) κατά προσέγγιση είναι 38 mm σε μήκος ενώ οι (PL) κατά μέσο όρο στα 17,8 mm σύμφωνα με πτωματικές μελέτες των Kummer και Yamamoto. Ωστόσο οι (AM) και οι (PL) δεσμίδες έχουν παρόμοια διάμετρο. Βάση της ανατομικής θέσης τους, οι (AM) και (PL) δεσμίδες αλλάζουν όταν το γόνατο κινείται από κάμψη σε έκταση. Η μηριαία έκφυση προσανατολίζεται κάθετα όταν το γόνατο είναι σε μηδέν (0°) μοίρες και οι δύο δεσμίδες του ΠΧΣ είναι προσανατολισμένες παράλληλα.

Όταν το γόνατο κινείται σε 90° κάμψη, η μηριαία έκφυση του ΠΧΣ περιστρέφεται οπίσθια και προς τα κάτω, σε αντίθεση με την μηριαία έκφυση του ΟΧΣ που κινείται πρόσθια και προς τα πάνω. Αυτή η αλλαγή στην ευθυγράμμιση των εκφύσεων οδηγούν στην οριζοντιοποίηση των (AM) και (PL) δεσμιδών στις 90° κάμψης. Η αλλαγή στην ευθυγράμμισή τους είναι η αιτία που οι δύο δεσμίδες χιάζονται. Η αλλαγή αυτή επίσης επιτρέπει στον ΠΧΣ το στρίψιμο γύρω από τον εαυτό του, μέσω μιας πλήρους εύρους κίνησης. Αυτό το πρότυπο διέλευσης, μαζί με τις διαφορές της κάθε δέσμης έχει επιπτώσεις στην δύναμη του συνολικού συνδέσμου και της κάθε δέσμης ξεχωριστά.

Σε κάθε δεσμίδα, μετρήθηκαν οι δυνάμεις κατά τη διάρκεια μίας κάμψης όπου το μέγιστο φορτίο έφτασε άνω των 134 N καθώς και για μία συνδυασμένη περιστροφική κίνηση βλαισότητας τα 10 N και 5 N ροπής εσωτερικά της κνήμης (Gabriel et al., 2004).

Η (PL) δέσμη είναι πιο διατεταμένη στην έκταση και χαλαρώνει κατά τη διάρκεια της κάμψης ενώ η δέσμη (AM) είναι πιο χαλαρή στην έκταση. Αξίζει να αναφερθεί πως το μέγιστο τέντωμα αυτής γίνεται στις 60° κάμψης (Amis et al., 1991). Ο συνδυασμός των δεσμιδών του ΠΧΣ συμβάλλουν στη σταθερότητα του γόνατος. Η ευθυγράμμιση των μηριαίων εκφύσεων των (AM) και (PL) επιτρέπουν στον σύνδεσμο να χιάζεται καθώς το γόνατο κάμπτεται. Επίσης παρατηρείται μία κατακόρυφη ευθυγράμμιση της έκφυσης κατά τη διάρκεια της κάμψης.



Εικόνα 1.2β. Διάγραμμα πως απεικονίζεται το κνημιαίο πλάτω και οι δεσμίδες. (τροποποιημένο από www.radiographics.rsna.org).

1.3 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ

Ο ΠΧΣ αποτελεί σημαντικό παράγοντα για την εξασφάλιση της φυσιολογικής κινητικότητας του γόνατος αφού συνεισφέρει τόσο στη στατική όσο και στη δυναμική σταθερότητα της άρθρωσης (Nielsen et al., 1984).

Η δυναμική φύση των δύο δεσμίδων του ΠΧΣ κατά τη διάρκεια της κάμψης του γόνατος δείχνει το σύνθετο ρόλο του στη σταθεροποίηση. Οι δυνάμεις του ΠΧΣ ποικίλουν κατά τη διάρκεια μίας κανονικής εύρους κίνησης του γόνατος. Με φόρτιση στην κνήμη (110N) ο ΠΧΣ δείχνει υψηλή τάση μεταξύ των 0° έως 30° με μέγιστη τις 15° ενώ χαμηλότερη είναι η τάση από 60° έως 90° (Takai et al., 1993 ; Sakane et al., 1997). Το χαμηλότερο σημείο τάσης έχει βρεθεί στις 90° .

Πρόσφατες μελέτες έχουν ολοκληρωθεί και αξιολογήσει τον ρόλο της κάθε δεσμίδας του ΠΧΣ. Η δέσμη (AM) έχει σχετικά πιο σταθερά επίπεδα των δυνάμεων που ασκούνται κατά τη διάρκεια της κάμψης του γόνατος, ενώ η (PL) δέσμη έχει πολύ μεγαλύτερη μεταβλητότητα των δυνάμεων στις 0° , 15° και 30° όμως οι δυνάμεις που ασκούνται στις (PL) μειώνονται κατακόρυφα πέρα των γωνιών αυτών.

Ο Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος απορροφά το 86% της δύναμης που προκαλεί η προς τα εμπρός ολίσθηση των κνημιαίων κονδύλων ως προς τους μηριαίους κονδύλους κατά την έκταση του γόνατος. Η υπόλοιπη δύναμη απορροφάτε από το οπίσθιο κέρασ του έσω μηνίσκου, την έσω επιφάνεια του αρθρικού θυλάκου, τον έσω πλάγιο σύνδεσμο και την κυρτή επιφάνεια των μηριαίων κονδύλων (Renstrom, 1995).



Εικόνα1.3α. Ο χιασμός των Χιαστών σε κάμψη γόνατος. (τροποποιημένο από www.thaimedicalnews.com)

1.4 ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΚΑΚΩΣΗΣ

Οι δραστηριότητες που φαίνεται να εμπλέκονται στην κάκωση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου είναι εκείνες που για την εκτέλεσή τους απαιτούν απότομες αλλαγές της κατεύθυνσης του σώματος όπως τα άλματα, η γρήγορη επιτάχυνση και επιβράδυνση καθώς και απότομες και απρόβλεπτες προσκρούσεις με συναθλητές.

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος παθαίνει ρήξη συνήθως σε στροφικού τύπου κάκωση και σε ταχύτατη αλλαγή στην κατεύθυνση. Κάθε αθλητική δραστηριότητα υποβάλλει το γόνατο σε υψηλές φορτίσεις και ενέχει μεγάλο κίνδυνο τραυματισμού.

Αναλυτικά οι συνδυασμοί δυνάμεων που μπορούν να οδηγήσουν σε αυτή την κατάσταση είναι:

1. Κάμψη και βλαισότητα (εξωτερική κλίση γόνατος) σε συνδυασμό με εξωτερική στροφή κνήμης. Σε αυτή τη θέση η κάκωση συμβαίνει σε δύο χρόνους: α) όταν ο τραυματισμός είναι μικρότερης έντασης το πρώτο τμήμα που δέχεται τη φόρτιση είναι ο έσω πλάγιος σύνδεσμος και β) αν ο μηχανισμός της κάκωσης συνεχίσει τότε προσβάλλεται και ο πρόσθιος χιαστός.
2. Κάμψη και ραιβότητα (εσωτερική κλίση γόνατος) σε συνδυασμό με εσωτερική στροφή της κνήμης.
3. Εξωτερική στροφή της κνήμης πάνω στο σταθερό και ελαφρώς λυγισμένο μηρό.
4. Σε βίαιη υπερέκταση του γόνατος με την κνήμη σε έσω στροφή.

Αξίζει να αναφερθεί πως κάκωση μπορεί να προκληθεί και από μία αθροιστική επαναλαμβανόμενη φθορά στο γόνατο η οποία να είναι εντελώς ανεξάρτητη με την ηλικία του ατόμου.



Εικόνα 1.4α. Μηχανισμός κάκωσης γόνατος. (τροποποιημένο από www.health.allrefer.com)

2. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ (Α΄ ΜΕΡΟΣ)

2.1 ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΑ

Τις τελευταίες δεκαετίες η συχνότητα εμφάνισης των κακώσεων του πρόσθιου χιαστού έχει αυξηθεί σημαντικά. Μόνο στις ΗΠΑ οι περιπτώσεις που καταγράφονται είναι περισσότερες από 250.000 ανά έτος. Οι περισσότερες κακώσεις του πρόσθιου χιαστού αφορούν αθλητές. Την τελευταία δεκαετία όμως, έχουν αυξηθεί σημαντικά οι κακώσεις του συνδέσμου, που οφείλονται σε πτώσεις και τροχαία ατυχήματα. Η κάκωση του εμφανίζει τη μεγαλύτερη συχνότητα στις ηλικίες μεταξύ δεκαπέντε (15) και σαράντα τεσσάρων (44) ετών (Seil & Kohn ,2000). Επίσης η συχνότητα εμφάνισης της κάκωσης είναι αυξημένη στις γυναίκες 2-8 φορές περισσότερο σε σχέση με τους άνδρες (Huston et al., 2000; Rozzi et al., 1999). Ειδικότερα στην καλαθοσφαίριση η συχνότητα της κάκωσης στις γυναίκες είναι 4 φορές μεγαλύτερη από ότι στους άνδρες.

Τα επιδημιολογικά αυτά δεδομένα προέρχονται από εκτεταμένες έρευνες που έχουν πραγματοποιηθεί σε μεγάλο φάσμα αθλητικών δραστηριοτήτων. Τα αθλήματα στα οποία η συχνότητα της κάκωσης είναι αυξημένη είναι η γυμναστική, η καλαθοσφαίριση, η πετοσφαίριση και το ποδόσφαιρο.

Στα άτομα που έχουν υποστεί χειρουργική συνδεσμοπλαστική, ο κίνδυνος νέας ρήξης του μοσχεύματος είναι αυξημένος, τόσο στο άκρο που έχει υποβληθεί σε επέμβαση όσο και στο υγιές. Τα περισσότερα από τα επιδημιολογικά δεδομένα της κάκωσης του πρόσθιου χιαστού, έχουν βασιστεί σε στατιστικά δεδομένα.

2.2 ΧΑΛΑΡΟΤΗΤΑ

Η προστατευτική σχέση του ΠΧΣ και της ενεργούς συστολής είναι απόλυτα κατανοητή. Η έρευνα στον τομέα αυτό έχει αρχίσει να καθορίζει τους ιδιοδεκτικούς μηχανισμούς καθώς και την καταγραφή δυναμικών προτύπων πυροδότησης των μυών.

Εργαστηριακές μελέτες δείχνουν πως η δραστηριότητα των μυών διαφοροποιείται όταν η άρθρωση του γόνατος είναι χαλαρή λόγω ρήξης του ΠΧΣ (Tibone et al., 1993).

Δοκιμασίες για προσθιοπίσθια χαλαρότητα της άρθρωσης όπως Lachman, μας δείχνουν τη σταθερότητα του γόνατος. Σε αξιολογήσεις προσθιοπίσθιας και στροφικής σταθερότητας του ΠΧΣ έχει βρεθεί πως η μη ομαλή λειτουργία του γόνατου και η αστάθεια οφείλονται στην ανεπάρκεια του συνδέσμου (Arbuthnot et al., 2009). Οι δοκιμασίες Lachman και Pivot-shift είναι οι δύο επικρατέστερες δοκιμασίες που χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της αστάθειας. Η Lachman αναφέρεται και ως σημείο αναφοράς στην αξιολόγηση της αποκατάστασης του ΠΧΣ ενώ η εξέταση pivot-shift είναι αυτή που προσομοιάζει περισσότερο τη σύνθετη λειτουργία του συνδέσμου από οποιαδήποτε άλλη κλινική εξέταση αλλά απαιτεί έμπειρο εξεταστή (Lane et al., 2008).



Εικόνα 2.2α. Κλινική εξέταση ΠΧΣ με φυσική δοκιμασία. (τροποποιημένο από www.prohealthsys.com)

Σε μία ρήξη του ΠΧΣ πρωτεύον στόχος είναι να αποκατασταθεί η σταθερότητα και η λειτουργία του γόνατος. Έρευνα των Morrissey et al., (2009) έδειξε πως κατά τη διάρκεια της αποκατάστασης η χαλαρότητα του ΠΧΣ σχετίζεται άμεσα με το φορτίο που χρησιμοποιείται στο γόνατο κατά τη διάρκεια της.

Επίσης σε μία άλλη έρευνα των Fisher et al., (2000) μετρήθηκαν είκοσι (20) άτομα τα οποία είχαν χειρουργηθεί στον ΠΧΣ και δεκαοχτώ (18) που ήταν υγιή. Οι μετρήσεις αυτές έγιναν αφού τα άτομα είχαν βαθμολογηθεί με γνωστές κλίμακες, όπως Lysholm και Tegner. Οι επιδόσεις των ατόμων αυτών αξιολογήθηκαν με βάση τις μετρήσεις σε μία τριπλή δοκιμή άλματος. Το σύστημα βαθμολόγησης και η υποκειμενική αξιολόγηση των γονάτων έδειξε ότι υπάρχουν σημαντικές διαφορές μεταξύ των υγιών και ασθενών ατόμων. Η χαλαρότητα και η ιδιοδεκτικότητα της άρθρωσης του γόνατου, σύμφωνα με την παραπάνω έρευνα, πλήττονται άμεσα από τη ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.

Γενικότερα η δυσλειτουργία της άρθρωσης του γόνατος μετά από κάκωση ΠΧΣ σχετίζεται με μηχανικές αποσταθεροποίησης καθώς σημαντικό ρόλο παίζει και η καταστροφή των υποδοχέων στον σύνδεσμο για την ιδιοδεκτικότητα (Piontek et al., 2009).



Εικόνα 2.2β. Δοκιμασία φυσικής εξέτασης. (τροποποιημένο από www.wheelessonline.com)

2.3 ΙΔΙΟΔΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑ

Μία σειρά από μελέτες έχει δείξει μειωμένη ενεργοποίηση των μυών του γόνατος σε ασθενείς που έχουν υποστεί ρήξη ΠΧΣ. Στους ασθενείς αυτούς η μειωμένη ενεργοποίηση των μυών ήταν συνδεδεμένη με το ύψος της ρήξης που είχαν υποστεί και τα ιδιοδεκτικά ελλείμματα που την ακολούθησαν.

Σε έρευνα των Horf et al., (1995) πήραν μέρος τριάντα τρία (33) άτομα που είχαν υποστεί ρήξη και είκοσι πέντε (25) υγιή άτομα με μη τραυματισμένο ΠΧΣ. Τα άτομα αυτά ήταν της ίδιας ηλικίας και του ίδιου επιπέδου δραστηριότητας. Η έρευνα μέτρησε ηλεκτρομυογραφικά τους μύες του μηρού ενώ τα άτομα έκαναν ποδήλατο. Τα αποτελέσματα της έρευνας αυτής έδειξαν πως οι ασθενείς είχαν καθυστερημένη έναρξη δραστηριότητας λόγω ιδιοδεκτικών ελλειμμάτων και μικρότερης διάρκειας χρόνου αυτής συγκριτικά με τους υγιείς. Επίσης οι ασθενείς εκτός από τα ιδιοδεκτικά ελλείμματα είχαν και ανεπαρκείς αισθητηριακούς υποδοχείς που συνέβαλαν στην κακή λειτουργικότητα της άρθρωσης (Roberts et al., 1999).

Οι Corrigan et al., (1992) απέδειξαν πως η μέση μεταβολή μεταξύ των δύο γονάτων (υγιές – πάσχον) στους ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ είναι 2%. Η ανάλυση έδειξε ότι οι αλλαγές που καταγράφηκαν στην ιδιοδεκτικότητα οφείλονται στην απώλεια του ΠΧΣ και όχι σε άλλες μεταβλητές. Οι ασθενείς με απώλεια στον ΠΧΣ εμφανίζουν σοβαρή περιστροφική αστάθεια και μειωμένη ιδιοδεκτική λειτουργία.

Εκτός από τη ρήξη και οι μορφολογικές αλλοιώσεις φαίνεται να συμβάλλουν στα ελλείμματα της ιδιοδεκτικής ικανότητας μετά από μία κάκωση στην άρθρωση. Επίσης η αίσθηση της θέσης του γόνατος επηρεάζεται από τον τραυματισμένο ΠΧΣ ενώ η άσκηση φαίνεται να συμβάλλει στην σταθερότητα όχι όμως τόσο και στην ιδιοδεκτικότητα.

Έρευνες δείχνουν να σχετίζεται η ιδιοδεκτικότητα με τη χαλαρότητα και την ηλικία των ασθενών όπως και μία ιδιαίτερη σχέση μεταξύ ιδιοδεκτικότητας και υποκειμενικής λειτουργίας του γόνατου (Roberts et al., 2004). Αξίζει να αναφερθεί πως για να εξεταστεί η ιδιοδεκτικότητα πρέπει να αναφερθεί και η ανατομική του κάθε ασθενούς

2.4 ΜΥΙΚΗ ΔΥΝΑΜΗ

Η άρθρωση του γόνατος βρίσκεται στη μέση του κάτω άκρου και υποβάλλεται σε υψηλά φορτία ιδιαίτερα κατά την εκτέλεση αθλητικών δραστηριοτήτων και ιδιαίτερα στις πλάγιες μετατοπίσεις (Besier et al., 2001). Ο ΠΧΣ έχει πολύ σημαντικό και συγκεκριμένο ρόλο και η ρήξη του αποσταθεροποιεί την λειτουργικότητα του γόνατος (Lysholm et al., 1995) καθιστώντας το έτσι επιρρεπή σε τραυματισμούς ακόμη και μέσα στην άρθρωση (Hogervorst et al., 2000).

Η δυναμική σταθεροποίηση από τον τετρακέφαλο μυ είναι ζωτικής σημασίας για την προστασία της άρθρωσης του γόνατος (Beynon et al., 1995). Ο τετρακέφαλος είναι η μυϊκή ομάδα που υποφέρει περισσότερο από έναν τραυματισμό του ΠΧΣ. Η ροπή του τετρακεφάλου έχει βρεθεί πως μειώνεται στο διπλάσιο από ότι των οπισθίων μηριαίων και αυτό αποδίδεται στην τάση του για γρήγορη ατροφία (Georgoulis et al., 2001). Η σημαντική αδυναμία του τετρακεφάλου εμποδίζει το γόνατο από την κανονική λειτουργία του. Η νευρομυϊκότητα αλλάζει με τη δυσλειτουργία των υποδοχέων της άρθρωσης και η αναχαίτηση των συνοδών αντιδράσεων κρίνεται απαραίτητη.

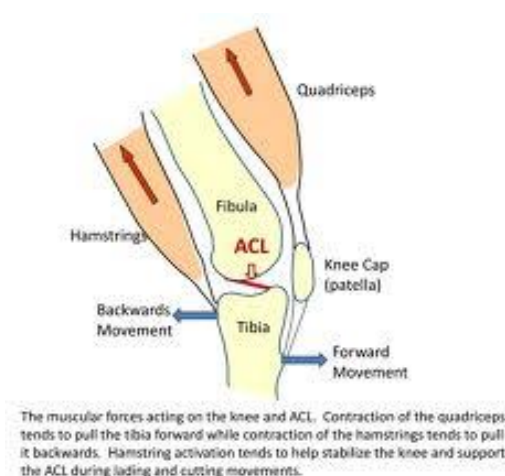
Αντίθετα οι οπίσθιοι μηριαίοι είναι τοποθετημένοι ώστε να εξουδετερώνουν την αστάθεια στις γωνίες κάμψης άνω των 30° μοιρών (Pandy et al., 1997). Εντούτοις υπάρχουν αμφιβολίες για την αποτελεσματικότητά τους στο να αντισταθμίσουν επαρκώς τις φορτίσεις του γονάτου (Markolf et al., 2004). Αναφέρεται όμως επίσης πως τα μεγέθη της δύναμης των μυών στην οπίσθια κατεύθυνση είναι αρκετά για την αντιμετώπιση δυνάμεων διάτμησης σε γωνίες κοντά στην έκταση όπου η οπίσθια συνιστώσα της μυϊκής δύναμης είναι μικρότερη συγκριτικά με άλλες γωνίες κάμψης (Beynon et al., 1995). Επίσης αμφισβητείται αν η ενεργοποίηση του αντανακλαστικού μπορεί να μπλοκάρει κατά τη διάρκεια απότομων διαταραχών το γόνατο και αν είναι αρκετά γρήγορο και ικανό να αναπτύξει τάση σε συγκεκριμένο χρόνο (Krogsgaard et al., 2002).

Εκτός από τον μηχανικό ρόλο, ο ΠΧΣ λειτουργεί και ως αισθητήριο όργανο λόγω των μηχανοϋποδοχέων. Μετά την ρήξη όμως αυτή η λειτουργία χάνεται και ως εκ τούτου η βελτιστοποίηση των μυών των κάτω άκρων γίνεται

σημαντικότερη για να αντισταθμίσει τις πρόσθιες και εναλλασσόμενες αστάθειες στο γόνατο.

Η άσκηση στον ΠΧΣ σε ασθενείς με ανεπάρκεια αυτού στοχεύει στην μυϊκή βελτίωση συμπεριλαμβανομένων αντανεκλαστικών, δύναμης, αντοχής και συντονισμού με τις υπόλοιπες μυϊκές ομάδες. Η λειτουργική άσκηση επανεκπαιδεύει τον νευρομυϊκό συντονισμό και έχει τον κύριο ρόλο στα προγράμματα αποκατάστασης καθώς όλο και περισσότερες έρευνες υποστηρίζουν την ανάπτυξη αντισταθμιστικών στρατηγικών δραστηριοποίησης των μυϊκών ομάδων για επαναφορά της μυϊκής ισχύος (McNair et al., 1994). Μεταξύ των κριτηρίων για την εξέλιξη της αποκατάστασης του ΠΧΣ είναι το επίπεδο της αδυναμίας του τετρακεφάλου και των οπίσθιων μηριαίων (Shelbourne et al., 2004). Η σχέση μεταξύ δύναμης και λειτουργικότητας των οπίσθιων μηριαίων έχει αμφισβητηθεί από τους Keays et al., (2002) παρουσιάζοντας χαμηλή συσχέτιση.

Από την άλλη, κλινική σημασία στην αποκατάσταση έχει το ότι οι ασθενείς με υψηλότερη δύναμη από το σύνηθες στο τραυματισμένο μέλος φαίνεται να μειώνουν την ομαλή λειτουργία του τετρακεφάλου μυός κατά τη διάρκεια χαμηλής και υψηλής δραστηριότητας του (Patel et al., 2003). Επίσης και η αντοχή φαίνεται να είναι αυτή που καθορίζει την λειτουργική ικανότητα του ΠΧΣ. Η λειτουργική βελτίωση στον ΠΧΣ είχε το ίδιο πρότυπο στη δύναμη και για τον τετρακέφαλο και για τους οπίσθιους μηριαίους μύες (Zatterstrom et al., 2000).



Εικόνα 2.4α. Μυϊκές ομάδες γόνατος που επηρεάζουν άμεσα τον ΠΧΣ.

(τροποποιημένο από www.scienceofsocceronline.com)

Με την αύξηση της αντοχής των οπισθίων μηριαίων με εφαρμογή διατάσεων και πλειομετρικών ασκήσεων, μειώθηκαν οι διατμητικές δυνάμεις στο γόνατο (Hole et al., 2000) και αυξήθηκε ο λόγος της δύναμης των οπισθίων μηριαίων προς τον τετρακέφαλο προκειμένου να αυξηθεί ο δυναμικός έλεγχος στα γόνατα με μυοδυναμικές διαταραχές. Η βελτίωση έχει συνδεθεί με την επιστροφή στις φυσικές δραστηριότητες.

3. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ (Β΄ ΜΕΡΟΣ)

3.1 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΙ ΚΗΔΕΜΟΝΕΣ

Η χρήση λειτουργικού μηροκνημικού κηδεμόνα για το γόνατο είναι μια κοινή πρακτική για την ενίσχυση της σταθερότητας μετά από μια ρήξη ΠΧΣ ή μετά από ανασυγκρότησή του (Ramsey et al., 2003). Οι Lam et al., (2002) διαπίστωσαν ότι η χρήση κηδεμόνα βελτιώνει τις αντανακλαστικές απαντήσεις μετά από κόπωση σε κινήσεις έκτασης και κάμψης υπό αντίσταση. Επίσης οι Wojity's et al., (1996) έδειξαν πως η χρήση του μηροκνημικού κηδεμόνα μπορεί να μειώσει την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση. Αντίθετα άλλες έρευνες παρουσίασαν επιβράδυνση συστολής των οπίσθιων μυών και μειωμένη δραστηριότητα αυτών (Ramsey et al., 2003).



Εικόνα 3.1α. Μηροκνημοποδικός νάρθηκας. (τροποποιημένο από

www.aclkneebraces.net)

Αξίζει να αναφερθεί πως η χρήση μηροκνημικού κηδεμόνα στοχεύει στη μηχανική υποστήριξη και πως οι ασθενείς αναπτύσσουν αυξημένη εμπιστοσύνη στη σταθερότητα του γόνατός τους. Επίσης επιτυγχάνουν καλύτερο συντονισμό των κινήσεών τους καθώς ο νάρθηκας επιδρά θετικά στη ψυχολογία τους (Rebel et al., 2001).

3.2 ΣΥΝΤΗΡΗΤΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ

Εξήντα (60) ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ μετρήθηκαν έπειτα από τριάντα πέντε (35) μήνες, όπου οι μισοί είχαν αντιμετωπιστεί συντηρητικά ενώ οι υπόλοιποι με συνδεσμοπλαστική αποκατάσταση και λήψη μοσχεύματος. Τα αποτελέσματα ήταν αναμενόμενα, οι ασθενείς με μόσχευμα ήταν σαφώς καλύτερα ενώ οι μεγαλύτερες διαφορές ήταν στη μετατόπιση των αξόνων του γόνατος. Το 75% από τους συντηρητικούς είχε μετατόπιση ενώ από τους χειρουργημένους με μόσχευμα μόνο το 19%. Αξίζει να αναφερθεί πως τα αποτελέσματα των ασθενών με μόσχευμα ήταν καλύτερα ακόμα και όταν η λήψη έγινε πολύ αργότερα από την ρήξη (Wittenberg et al., 1998).

Σε μακροχρόνια μελέτη (8,5 ετών) ενενήντα δύο (92) ασθενείς με αποκατάσταση επιγονατιδικού μοσχεύματος και τριάντα εννέα (39) που αντιμετωπίστηκαν συντηρητικά έδειξε πως το 67% των χειρουργημένων επέστρεψε στις δραστηριότητες τους και στον αθλητισμό ενώ μόνο το 25% από τους ασθενείς με συντηρητική αποκατάσταση κατάφερε να κάνει το ίδιο (Seitz et al., 1994).

3.3 ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΙΚΑ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ

Η προέλευση του μοσχεύματος έχει πολύ σπουδαίο ρόλο στην αποκατάσταση του ΠΧΣ. Το μόσχευμα μπορεί να είναι αυτομόσχευμα, αλλομόσχευμα ή συνθετικό (Dawn & Yoder, 2002). Η λήψη του επιγονατιδικού τένοντα σαν μόσχευμα στην συνδεσμοπλαστική του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου παραμένει το μόσχευμα πρώτης επιλογής για πολλούς χειρουργούς λόγω του μικρότερου χρόνου επιστροφής στις αρχικές δραστηριότητες (Delay et al., 2001).



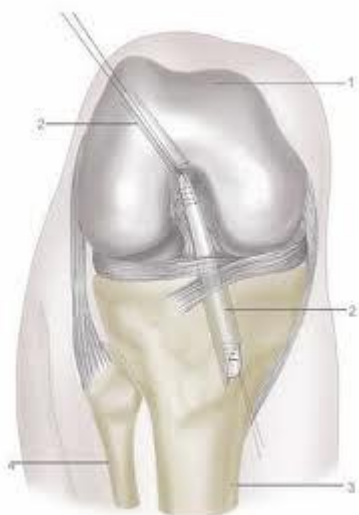
Εικόνα 3.3α. Επιγονατιδικό μόσχευμα (BPTB). (τροποποιημένο από www.eorthpod.com)

Κλινικές μελέτες όμως δεν έχουν αποδείξει ξεκάθαρα ποιο μόσχευμα είναι καταλληλότερο για την αποκατάσταση του ΠΧΣ. Μέσα σε λίγα χρόνια το επιγονατιδικό μόσχευμα (BPTB) και το μόσχευμα των οπισθίων μηριαίων (HS) έχουν γίνει τα πιο διαδεδομένα. (Lantamies et al., 2008). Σύμφωνα με τους Delay et al., (2001) η αποκατάσταση του ΠΧΣ με επιγονατιδικό μόσχευμα έχει βρεθεί πως προτιμάται από τους περισσότερους χειρουργούς λόγω του μικρότερου χρόνου που χρειάζεται ο ασθενής για να επιστρέψει στις αρχικές του δραστηριότητες.

Στην αποκατάσταση όμως πολύ μεγάλη σημασία δίνεται και στα πρωτόκολλα αποκατάστασης. Αρκετές διαφορετικές χειρουργικές τεχνικές και πρωτόκολλα είναι αναμειγμένα. Στην αποκατάσταση υπάρχουν έντονες διαφωνίες για την προσέγγιση που πρέπει να έχει ο ΠΧΣ (Delay et al., 2001). Τα πρωτόκολλα πιο συγκεκριμένα μιλούν για την ταχύτητα και την ασφάλεια που παρέχεται σε έναν ασθενή ή σε έναν αθλητή για να επιστρέψει στις δραστηριότητές του (van Gingsven, 2010). Το πρωτόκολλο του θεραπευτικού προγράμματος συμβάλλει καθοριστικά στην καλύτερη αποκατάσταση του πάσχοντος. Συνεχώς νέες τεχνικές αναπτύσσονται, οι Allentorn – Geli et al., (2010) σε μία συγκριτική μελέτη που έκαναν σχετικά με την τεχνική που χρησιμοποιείται με το επιγονατιδικό μόσχευμα δηλαδή την διακνημιαία τεχνική (TT) και την εφαρμογή από την μεσοπρόσθια πύλη (AMP) βρέθηκε πως η AMP βελτίωσε σημαντικά την πρόσθια, οπίσθια και στροφική σταθερότητα του γόνατος.

Ασθενείς με χρόνια ανακατασκευή και αποκατάσταση με μόσχευμα BPTB μετρήθηκαν και έδειξαν πως η δύναμη του τετρακέφαλου και των οπίσθιων μηριαίων ήταν στο 82% και 88% αντίστοιχα σε σχέση με την υγιή πλευρά και μάλιστα σε διάστημα 56 μηνών μετά την επέμβαση (Grossman et al., 2005). Η μακροχρόνια αυτή μελέτη λοιπόν δείχνει θετικά αποτελέσματα στη συνδεσμοπλαστική με BPTB και αξίζει να σημειωθεί πως οι συγκεκριμένοι ερευνητές τονίζουν πως οι αρχικές ασκήσεις, αμέσως μετά την επέμβαση είναι πολύ μεγάλης σημασίας στην αποκατάσταση.

Σε άλλη έρευνα συγκρίθηκαν πάλι ασθενείς με BPTB σε δύο (2) χρονικές στιγμές, σε βραχυπρόθεσμα χρονική περίοδο 6 μηνών από την επέμβαση και μακροπρόθεσμα σε διάστημα 3 έως 6 χρόνων (Rupp et al., 2001). Τα αποτελέσματα έδειξαν αυξημένη αστάθεια όπου οφείλεται στην ανεπάρκεια της χειρουργικής τεχνικής και συγκεκριμένα στη φορά των τούνελ που δημιουργήθηκαν στο μηριαίο οστό. Αν τα τούνελ ήταν στη σωστή θέση τότε δεν θα υπήρχε καμία επιμήκυνση των μοσχευμάτων υποστήριξαν οι ερευνητές.



Εικόνα 3.3β. Τούνελ εφαρμογής μοσχεύματος.(τροποποιημένη από www.chelseafc.com)

Σε έρευνα που διενεργήθηκε 2 έτη μετά την αποκατάσταση του ΠΧΣ με BPTB βρέθηκαν σημαντικές διαφορές ανάμεσα στα υγιή και τα πάσχοντα μέλη των ασθενών αφού εξετάστηκαν σε δοκιμασίες αναπήδησης και κατάβασης σκάλας (Chouliaras et al., 2009). Η σημαντικότερη διαφορά τους ήταν στην υπερβολική κνημιαία περιστροφή του γονάτου. Η ίδια άποψη αποτυπώνεται και σε άλλες μελέτες που αναφέρουν πως η αποκατάσταση του ΠΧΣ με BPTB δεν μειώνει την κνημιαία περιστροφή στις φυσιολογικές τιμές κατά τη διάρκεια υψηλών φορτίσεων (Ristanis et al., 2006). Οι συγγραφείς υποστηρίζουν πως η υπερβολική αυτή περιστροφή της κνήμης με την πάροδο του χρόνου μπορεί να οδηγήσει σε περαιτέρω επιδείνωση του γόνατος και υπερβολική φόρτιση του υγιούς.

Όσον αφορά στην νευρομυϊκή λειτουργία, ηλεκτρομυογραφική έρευνα που πραγματοποιήθηκε κατά τη διάρκεια μέτριας έντασης αερόβιας άσκησης βρέθηκε πως δεν υπήρχε καμία διαφορά στην νευρομυϊκή ανταπόκριση σε ασθενείς με επιγονατιδικό μόσχευμα, ενώ η άσκηση σε υψηλή ένταση οδήγησε σε διαταραχή του πάσχοντος σε σύγκριση με το υγιές (Patras et al., 2010).

Εμβιομηχανικές αναλύσεις πρόσφατων ερευνών εξετάζουν μία νέα μέθοδο όπου η λήψη του μοσχεύματος γίνεται από τον τετρακέφαλο και η βιβλιογραφία το αναφέρει ως (QTPB). Το μόσχευμα αυτό δείχνει πως η ικανότητα φόρτισης αυξάνεται και ο χρόνος αποκατάστασης μειώνεται. Ακόμη όμως είναι πολύ νωρίς για οποιοδήποτε συμπέρασμα (Dargel et al., 2006). Αξίζει να αναφερθεί πως σύμφωνα με έρευνες οι μεγαλύτεροι σε ηλικία ασθενείς δεν έχουν καμία διαφορά σε λειτουργικότητα και σταθερότητα ή ακόμη και σε πόνο από τους νεότερους (Barber et al., 2010).

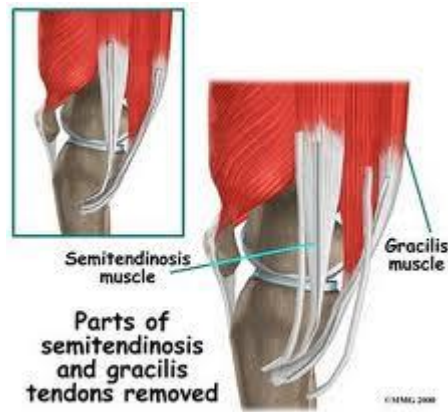
3.4 ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ ΟΠΙΣΘΙΩΝ ΜΗΡΙΑΙΩΝ

Η χρήση μοσχεύματος από τους οπίσθιους μηριαίους έχει αυξηθεί σημαντικά τα τελευταία πέντε (5) χρόνια, αφού οι βελτιωμένες τεχνικές δείχνουν περισσότερα ποσοστά σταθερότητας στην αντιμετώπιση του ΠΧΣ ακόμα και από τα BPTB μοσχεύματα (Prodromos et al., 2005).

Τα μοσχεύματα αυτά μπορούν να παράγουν αξιόπιστη και διαρκή σταθερότητα τόσο στους άνδρες όσο και στις γυναίκες (Prodromos et al., 2005). Η χαμηλή νοσηρότητα και οι άριστες εμβιομηχανικές ιδιότητες αυτού του μοσχεύματος σε συνδυασμό με την βελτίωση της σύνδεσης είναι όλα τους λόγοι για τα εξαιρετικά κλινικά αποτελέσματα (Lawhorn et al., 2007).

Όμως οι απόψεις δίστανται όσον αφορά στο ποια τεχνική αποκατάστασης έχει καλύτερα αποτελέσματα. Σε έρευνα των Milano et al., (2006) υποστηρίχτηκε ότι η αποκατάσταση της διπλής δέσμης φαίνεται να έχει καλύτερα αποτελέσματα σε βιομηχανικές αναλύσεις. Επίσης οι Espejo – Baena et al., (2009) υποστήριξαν πως η αποκατάσταση με μονή δέσμη δεν είναι ικανοποιητική και πως αυτό το είδος αποκατάστασης ασκεί έλεγχο μόνο στην πρόσθια μετατόπιση της κνήμης και υπολειτουργεί στην κνημιαία περιστροφή. Ακριβώς το ίδιο υποστήριξαν και οι Yagi et al., (2007) για την τεχνική διπλής δέσμης. Αντίθετα όμως σε άλλη έρευνα βρέθηκε πως δεν υπάρχουν διαφορές ανάμεσα στα διπλής δέσμης μοσχεύματα και στα μονής παρά μόνο στις 30° (Xu et al., 2008).

Τα μοσχεύματα από οπίσθιους μηριαίους σχεδόν πάντα έχουν καλή στερέωση και δεν παράγουν αυξημένη αστάθεια στο γόνατο. (Pelfort et al., 2006). Μαζί με το μόσχευμα όμως σημαντικό ρόλο έχει και η διεύρυνση των σηράγγων (τούνελ σε οστό) σε ασθενείς με αποκαταστημένο ΠΧΣ. (Fauno et al., 2005). Αξίζει να αναφερθεί πως έρευνες έχουν δείξει πως η μηριαία έκταση της σήραγγας (τούνελ) είναι σημαντικά χαμηλότερη από την διακνημιαία τεχνική (Chhabra et al., 2006). Νέες μέθοδοι και τεχνικές συνεχώς αναπτύσσονται. Μία νέα τεχνική με οκτώ (8) δέσμες των οπίσθιων μηριαίων έχει παρουσιάσει πολύ καλύτερα αποτελέσματα αναφέρουν οι Zhao et al., (2007). Επίσης η αποκατάσταση του ΠΧΣ με οπίσθιους μηριαίους και με την τεχνική Transfix έχουν μία αρκετά επιτυχημένη πορεία, ασφαλή και με χαμηλή νοσηρότητα (Asik et al., 2007).



Εικόνα 3.4. Μόσχευμα οπίσθιων μηριαίων (HS). (προσαρμοσμένη από www.eorthpod.com)

Οι ασθενείς με αποκατεστημένο ΠΧΣ σε σύγκριση με ομάδα ελέγχου (υγιείς) έχει βρεθεί πως έχουν πολύ ειδικές ανισοροπίες. Συγκεκριμένα σε υψηλές γωνίες κάμψης του γόνατος η χαμηλή αναλογία του λόγου των οπίσθιων μηριαίων προς τον τετρακέφαλο μπορεί να εκφράζει κίνδυνο για την σταθερότητα της άρθρωσης. Τα ευρήματα αυτά δείχνουν την σημαντικότητα του μοσχεύματος και της δότριας περιοχής καθώς και του νευρομυϊκού ελέγχου (Hiemstra et al., 2004). Η μέτρηση της δύναμης σε ασθενείς μετά από δώδεκα (12) μήνες αποκατάστασης έχει δείξει πως η αδυναμία των οπίσθιων μηριαίων είναι πολύ διαφορετική από αυτήν του τετρακεφάλου (Konishi et al., 2010).

Επίσης έχει βρεθεί πως η δυσκαμψία σε διάστημα έξι (6) μηνών από την αποκατάσταση ήταν στο 12% σε έρευνα των Robertson et al., (2009). Τέλος αναφορές έχουν δείξει αλλαγή της αίσθησης του γόνατου έπειτα από αποκατάσταση με μόσχευμα από οπίσθιους μηριαίους (Jameson et al., 2007). Οι Risberg et al., (2009) υποστήριξαν πως ο συνδυασμός μεταξύ νευρομυϊκής επανεκπαίδευσης και μυϊκής εξάσκησης μπορεί να φέρει το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Στα προγράμματα αυτά καθώς και γενικότερα στην αποκατάσταση δεν αποτελεί εμπόδιο η ηλικία και μάλιστα ο ασθενής μπορεί να επανέλθει στις αθλητικές του δραστηριότητες και έπειτα από χρόνια διακοπής (Gregory et al., 2008). Αξίζει να αναφέρουμε πως η πιθανότητα εμφάνισης οστεοαρθρίτιδας δεν εξαρτάται από το μόσχευμα του ασθενή (Lidèn et al., 2008) και επομένως δεν θα πρέπει να υπάρχει φόβος γι' αυτό.

3.5 ΣΥΝΘΕΤΙΚΑ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ

Τα συνθετικά μοσχεύματα κατά την περίοδο του 1980 ήταν πολύ διαδεδομένα στην αποκατάσταση του ΠΧΣ. Η μετεγχειρητική ακινητοποίηση ήταν μηδαμινή και η αποκατάσταση πολύ γρήγορη. Σε μικρό χρονικό διάστημα όμως εμφανίστηκε ένα υψηλό ποσοστό αποτυχίας σε σύγκριση με τα αυτογενή μοσχεύματα. Η μόλυνση, η σημαντική διεύρυνση της σήραγγας των οστών καθώς και οικονομικοί παράγοντες ήταν κάποιοι από τους λόγους που μείωσαν την ανάπτυξη και τη χρησιμοποίηση αυτών. (West and Harner, 2005)

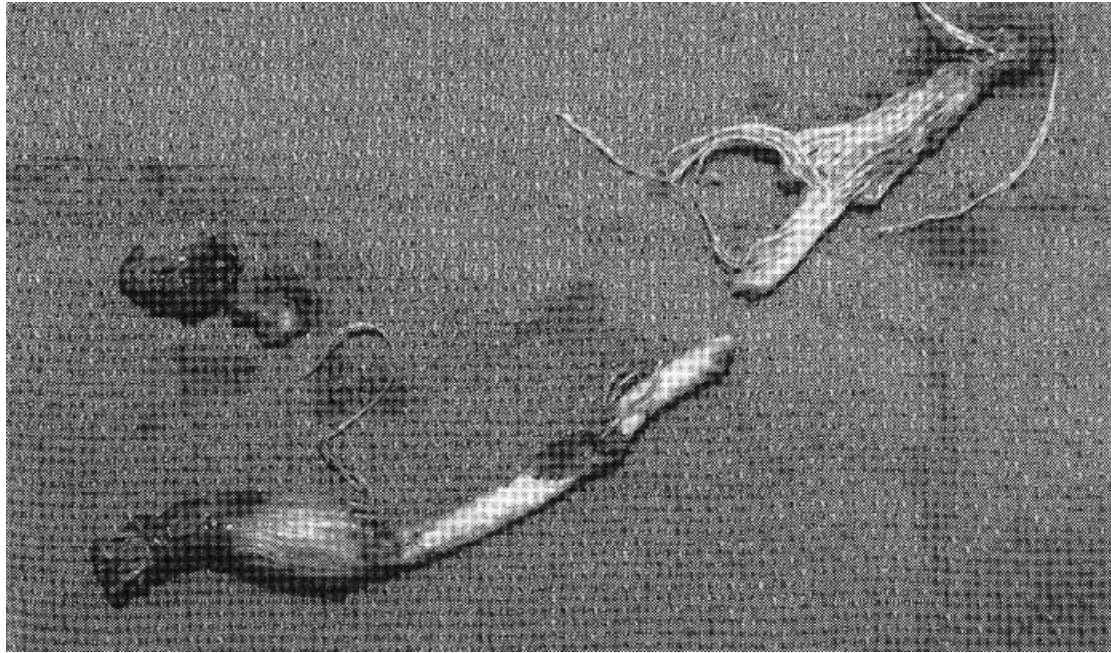
Όπως αναφέρθηκε το έτος 1980 πραγματοποιήθηκαν πολυάριθμα χειρουργεία με συνθετικά μοσχεύματα. Είχαν χρησιμοποιηθεί είτε ως αύξηση είτε ως πλήρης προσθετική αντικατάσταση (Legnani et al., 2010). Τα συνθετικά μοσχεύματα κατασκευάζονται από διάφορα υλικά όπως ίνες άνθρακα και πολυπροπυλένιο, όπως επίσης και πολυεστέρα.

Διάφοροι τύποι συνθετικών μοσχευμάτων είναι οι Kennedy ligament augmentation device (LAD) το οποίο ράβεται στο αυτογενές μόσχευμα και στερεώνεται στο οστό. Το Gore-Tex ήταν μία προσθετική μοσχεύματος το οποίο τοποθετήθηκε σε μη ανατομική θέση για την αποφυγή στρέβλωσης των δυνάμεων αλλά οδηγήθηκε σε αποτυχία. Επίσης το Styker Darcon χρησιμοποιήθηκε με πλήρη αντικατάσταση του ΠΧΣ, το abc είναι ένας συνδυασμός πολυεστέρα και ινών άνθρακα. Το Ligastic επίσης είναι πολυεστέρας αναμειγμένος με LARS μόσχευμα. Τα Leeds-Keio και τέλος το Trevira χρησιμοποιήθηκαν με το σχεδιασμό του LAD αλλά τοποθετούνται σε μη ανατομική θέση.

Η πιο συχνή αιτία αποτυχίας των συνθετικών μοσχευμάτων είναι η τριβή της συνθετικής ίνας σε δυνάμεις κάμψης πάνω στο τούνελ του οστού. Οι Carson et al., (2004) ανέφεραν ότι περίπου το 50% των αποτυχιών στην αποκατάσταση του ΠΧΣ οφείλεται σε τεχνικό λάθος και η τοποθεσία του τούνελ στο μπροστινό τμήμα του μηρού είναι ένα από τα πιο συχνά προβλήματα. Για να αποφευχθεί αυτό το πρόβλημα, το gore – Tex μόσχευμα τοποθετήθηκε σε μία μη ανατομική θέση πάνω από την κορυφή του μηρού που τελικά οδήγησε σε μη επιθυμητά αποτελέσματα.

Μεγάλο ποσοστό της βιβλιογραφίας αναφέρει το μεγάλο ποσοστό αποτυχίας των συνθετικών μοσχευμάτων. Οι Kumar και Mafulli, (1999) ανέφεραν προβλήματα στην τάση με τη χρήση του LAD. Επίσης ο Riel, (1998) αναφέρθηκε στις επιπλοκές του και υποστήριξε πως δεν υπάρχει καμία θετική ένδειξη για τη χρήση του. Οι Muren et al., (2003) δημοσίευσαν αποτελέσματα ερευνών που δεν δείχνουν πλεονεκτήματα για την ενίσχυση του επιγονατιδικού τένοντα με τη χρήση του LAD. Οι Guidoin et al., (2000) επανεξέτασαν 69 άτομα με συνθετικά μοσχεύματα όπου τα αποτελέσματα δεν ήταν τα αναμενόμενα. Οι αξιολογήσεις έδειξαν πως μόνο το 1/3 των ασθενών είχαν σταθερό γόνατο και τα υπόλοιπα 2/3 ασταθή σε αποκατάσταση με τέτοιου είδους μοσχεύματα (Cazenave et al., 1994).

Οι Kock et al., (1994) βρήκαν πως τα συνθετικά μοσχεύματα Trevira απέτυχαν λόγω της μη ανατομικής τους θέσης και της τριβής του μοσχεύματος και οι Wredmark και Engstorm, (1993) βρήκαν ότι το ποσοστό αποτυχίας των συνθετικών μοσχευμάτων είναι περίπου στο 80% και τέλος οι Pavlos et al., (1992) στην έρευνά τους ανέφεραν δεκατρία (13) υγιή και σαράντα δυο (42) παθολογικά αποτελέσματα με το Gove – Tex μόσχευμα όπου οι τριάντα (30) από αυτούς που ήταν το δείγμα της έρευνας είχαν χαλαρότητα και γενική αποτυχία. Η οστεοαρθρίτιδα παρατηρήθηκε σχεδόν σε όλους τους ασθενείς σε έρευνες όπως του Ventura et al., (2010) και αυτό συνέτεινε στην δυσφήμιση αυτής της τεχνικής. Το πρόβλημα των συνθετικών μοσχευμάτων δεν είναι μόνο η αποτυχία αυτών, αλλά και άλλα σημαντικά όπως η βιοσυμβατότητα. Συχνά ο Gove – Tex σύνδεσμος παράγει μία υμενίτιδα η οποία μοιάζει με σηπτική αρθρίτιδα. Οι ερευνητές εξακολουθούν να δείχνουν μεγάλο ενδιαφέρον σχετικά με την μορφή των συνθετικών μοσχευμάτων και την βιοσυμβατότητά τους.



Εικόνα 3.5α. Αποτυχημένο συνθετικό μόσχευμα Gore-Tex. (τροποποιημένη από The anterior cruciate ligament, 2008)

4. ΣΚΟΠΟΣ

Λαμβάνοντας υπόψη τις ιδιαιτερότητες των επιμέρους τεχνικών αρθροσκόπησης αλλά και την επίδραση του χρόνου στη μυοδυναμική ικανότητα των μυών (τετρακεφάλου, οπίσθιων μηριαίων) του μηρού έπειτα από συνδεσμοπλαστική Π.Χ.Σ. εξετάσαμε τις πιο κάτω ερευνητικές υποθέσεις. Α) Οι ασθενείς που έχουν χειρουργηθεί πρόσφατα παρουσιάζουν σημαντικά υψηλότερα ελλείμματα συγκριτικά με του ασθενείς που χειρουργήθηκαν πριν από τουλάχιστον 2 χρόνια. Β) Η μυϊκή ομάδα της οποίας οι τένοντες χρησιμοποιήθηκαν για τη λήψη του αυτομοσχεύματος υπολείπεται σημαντικά σε μυϊκή δύναμη βραχυπρόθεσμα. Γ) Η δύναμη της μυϊκής ομάδας της οποίας οι τένοντες χρησιμοποιήθηκαν για τη λήψη του αυτομοσχεύματος αποκαθίσταται μακροπρόθεσμα.

5. ΜΕΘΟΔΟΣ

5.1 ΔΕΙΓΜΑ

Στην έρευνα συμμετείχαν είκοσι τρεις (23) δοκιμαζόμενοι με μέσο όρο ηλικίας $\pm 29,3$ έτη, βάρους $\pm 82,7$ κιλών και ύψους 1,80 m., οι οποίοι απάρτιζαν 3 ομάδες σύμφωνα με την τεχνική της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ με επιγονατιδικό μόσχευμα, μόσχευμα οπίσθιων μηριαίων και συνθετικό μόσχευμα (πιν. 5α). Οι ασθενείς χωρίστηκαν επίσης σε ομάδες ανάλογα με τη χρονική απόσταση από το χειρουργείο, 4 μήνες και 46 μήνες, αντίστοιχα. Η μυοδυναμική απόδοση του πάσχοντος σκέλους συγκρίθηκε με την απόδοση της υγιούς πλευράς.

Πίνακας 5 .1. Μοσχεύματα σε σύγκριση με κιλά και ύψος του δείγματος

ΜΟΣΧΕΥΜΑ	ΚΙΛΑ(ΜΟ)	ΥΨΟΣ (ΜΟ)	ΓΥΝΑΙΚΕΣ	ΑΝΔΡΕΣ
BPTB	85,1	1,80	1	8
HS	82,5	1,80	-	10
ΣΥΝΘΕΤΙΚΑ	78	1,80	-	4
ΣΥΝΟΛΙΚΑ(ΜΟ)	82,7	1,80	n= 23	

5.2 ΟΡΓΑΝΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

Όλοι οι εξεταζόμενοι αξιολογήθηκαν με ισοκινητικό δυναμόμετρο (CYBEX, Norm 770, CYBEX International, NY). Οι ισοκινητικές μετρήσεις έχουν υψηλή αξιοπιστία σύμφωνα με έρευνα των Kellis et al., (1999) ανάλογα με τη δοκιμασία (ομόκεντρη ή έκκεντρη) και τη γωνιακή ταχύτητα όπου αυτή πραγματοποιείται. Χρησιμοποιήθηκαν 60°/s, 180°/s και 300°/s μοίρες γωνιακής ταχύτητας, με αριθμό επαναλήψεων 4 και διάλλειμα 1 λεπτού.

Η αξιοπιστία του ισοκινητικού ελέγχθηκε τόσο μέσω της διαδικασίας αυτόματου καλιμπραρίσματος η οποία προσφέρεται μέσω της software του ισοκινητικού συγκροτήματος όσο και με manual καλιμπράρισμα το οποίο και επιβεβαιώνει τα αποτελέσματα και την αξιοπιστία του αυτόματου καλιμπραρίσματος (παράρτημα 9.4).

Σε έρευνα που πραγματοποιήθηκε από τους Impellizeri et al., (2008) με στόχο να εξεταστεί η απόλυτη και σχετική αξιοπιστία σε συγκεκριμένους δείκτες ανισορροπίας δύναμης όπως τετρακεφάλου - οπισθίων, μετρήθηκαν 18 υγιή άτομα και αυτά αξιολογήθηκαν με ισοκινητικό δυναμόμετρο Cybex Norm. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως η απόλυτη αξιοπιστία (τυπικό σφάλμα μέτρησης) κυμάνθηκε από 3,2% σε 8,7% για τα ποσοστά ανισορροπίας δύναμης και από 4,3% έως 7,7% για μέγιστη ροπή. Η ισοκινητική δυναμομέτρηση έχει βρεθεί πως είναι η πιο αξιόπιστη αφού είναι η μόνη διαδικασία που μπορεί να αξιολογήσει τύπους μυϊκών ινών (ταχείας συστολής και βραδείας) με σύγχρονες μεθόδους.



Εικόνα 5.2α. Ισοκινητικό δυναμόμετρο (τροποποιημένη από www.staff.vu.edu.au)

5.3 ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ

Τα δημογραφικά στοιχεία των δοκιμαζόμενων περιγράφηκαν μέσω του υπολογισμού του μέσου όρου και της τυπικής απόκλισης, τα δεδομένα ήταν κανονικά κατανομημένα και δεν υπάρχουν έκτροπες παρατηρήσεις. Για τη σύγκριση μεταξύ του υγιούς και του χειρουργημένου μέλους χρησιμοποιήθηκε ο έλεγχος t-test για εξαρτημένα δείγματα, ενώ για τις συγκρίσεις μεταξύ των διαφορετικών ομάδων χρησιμοποιήθηκε ο έλεγχος t-test για ανεξάρτητα δείγματα.

5.4 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

Οι μετρήσεις έγιναν στην Γ. Μώρος Κέντρο Φυσικοθεραπευτικής Αποκατάστασης Α.Ε. με Δ.Τ. «ΜΩΡΟΣ Α.Ε.», υπό την επιστημονική υπευθυνότητα του κ. Γεωργίου Μώρου (Πάτρα).

Στην επιστημονική ομάδα συμμετείχαν οι:

Αντώνιος Κουζέλης et al, Ορθοπαιδικός Επιμελητής Α΄ της Ορθοπαιδικής κλινικής του ΠΠΓΝΠ (Ρίου).

Γεώργιος Μώρος et al, Φυσικοθεραπευτής, επιστημονικός υπεύθυνος της «ΜΩΡΟΣ Α.Ε.»

Παναγιώτης Βλάχος – Σιδέρης, επί πτυχίο Φυσικοθεραπευτής, Σπουδαστής του τμήματος Φυσικοθεραπείας του ΑΤΕΙ Πατρών – Παράρτημα Αιγίου.

Όλοι οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε κλινική εξέταση από τον θεράποντα ορθοπαιδικό χειρουργό και κρίθηκαν ικανοί να υποβληθούν σε εξέταση μέγιστης δύναμης. Ύστερα από την ενημέρωση των ασθενών και τη συναίνεσή τους να συμμετέχουν στην έρευνα, ακολουθούσε κλινική λειτουργική αξιολόγηση, (Lachman test, κα) από τον ορθοπαιδικό χειρουργό ο οποίος είχε πραγματοποιήσει την επέμβαση της συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ. Για την αντικειμενικότερη αξιολόγηση της λειτουργικής ικανότητας των ασθενών κρίθηκε απαραίτητη η συμμετοχή αυτών, υπό την καθοδήγηση ορθοπαιδικού ιατρού, στην συμπλήρωση των κάτωθι ερωτηματολογίων:

1. IKDC LIGAMENT STANDARD EVALUATION FORM
2. Tegner Lysholm scoring scale
3. Tegner Score

Ακολούθως, οι ασθενείς απάντησαν και σε ερωτήσεις ερωτηματολογίου υπό την καθοδήγηση φυσικοθεραπευτή προκειμένου να διαπιστωθεί, ο χρόνος έναρξης του φυσικοθεραπευτικού προγράμματος από την επέμβαση, η συνολική διάρκεια του προγράμματος αυτού, όπως και ο αριθμός συνεδριών ανά εβδομάδα που πραγματοποιήθηκαν καθώς και περισσότερες λεπτομέρειες πάνω στην αποκατάσταση που ακολούθησε ο ασθενής (διάρκεια μηροκνημικού κηδεμόνα και το εύρος κίνησης αυτού, εφαρμογή crm ή παθητικής κινητοποίησης δια χειρός, ηλεκτροθεραπευτικά μέσα που χρησιμοποιήθηκαν, εφαρμογή ασκήσεων SLR, ισομετρικών κλπ.)

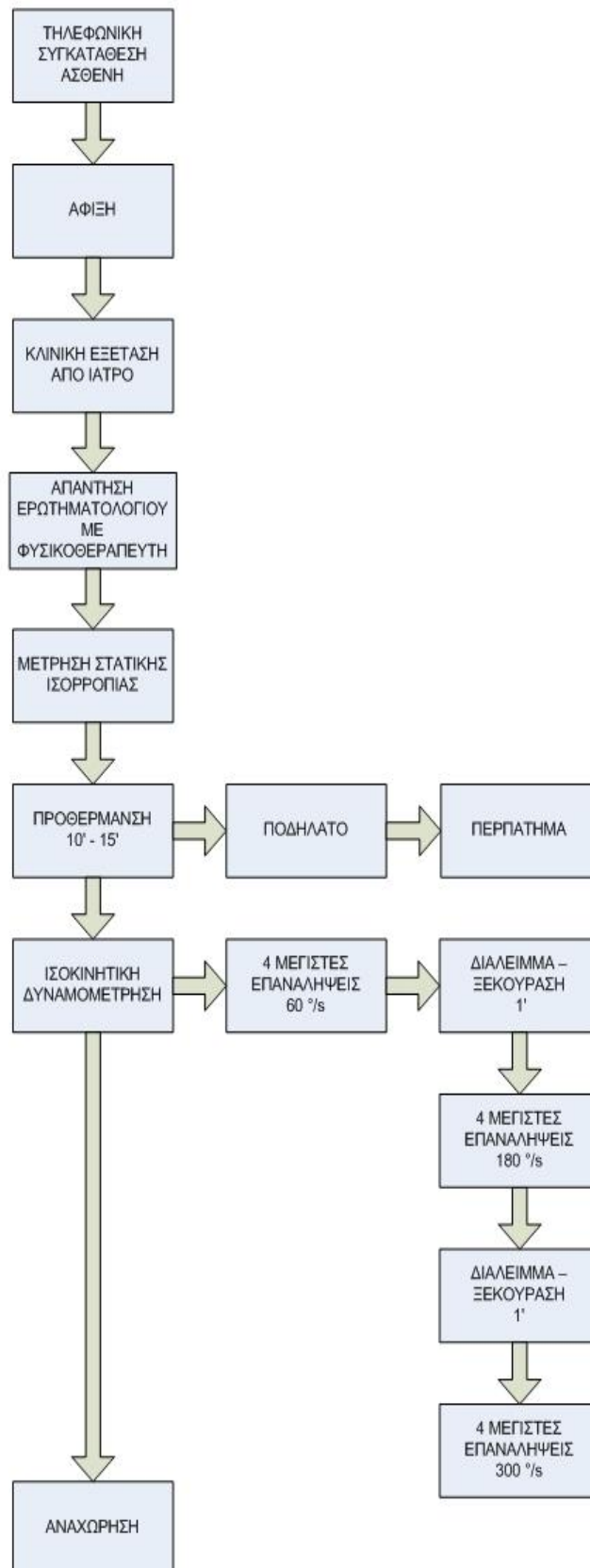
Οι ασθενείς αξιολογήθηκαν για στατική σταθερότητα (stabilometer) σε μονοποδική στήριξη πριν την ισοκινητική αξιολόγηση και στη συνέχεια ακολούθησε προθέρμανση για 10 λεπτά περίπου, με στατικό ποδήλατο προκειμένου να πραγματοποιηθεί ο ισοκινητικός έλεγχος.

Όλοι οι ασθενείς ήταν απαλλαγμένοι του πόνου και το AROM τους μέσα στο οποίο θα υποβάλλονταν στον έλεγχο ήταν ελεύθερο (0° - 0 - 100°).

Κατόπιν αυτού οι ασθενείς υποβλήθηκαν στην διαδικασία της ισοκινητικής δυναμομέτρησης αφού προηγουμένως διδάχτηκαν για τον τρόπο εκτέλεσης της δοκιμασίας και αφού δόθηκαν απαντήσεις σε τυχόν ενδεχόμενες ερωτήσεις τους. Αφού ήμασταν σίγουροι ότι ο κάθε ασθενής είχε κατανοήσει απολύτως την διαδικασία αξιολόγησης προβήκαμε στην αξιολόγηση.

Για την κατά το δυνατόν καλύτερη κατανόηση της διαδικασίας της αξιολόγησης, οι ασθενείς εκτελούσαν πριν από την κυρίως μέτρηση τρεις επαναλήψεις στο 50% της δύναμης τους και μία υπομέγιστη στο 75% της δύναμης τους. Στη συνέχεια εκτελούσαν 4 μέγιστες επαναλήψεις κάμψης και έκτασης στις $60^{\circ}/s$, $180^{\circ}/s$ και $300^{\circ}/s$ γωνιακής ταχύτητας. Αυτό πραγματοποιήθηκε και στα δύο πόδια (υγιές και πάσχον) με πρώτο υποβαλλόμενο στη διαδικασία το υγιές.

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν την ίδια ημέρα και κάτω από σταθερές κλιματικές συνθήκες.



Ρούγραμμα 5.4. Απεικόνιση διαδικασίας μέτρησης ασθενούς

6. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Η στατιστική επεξεργασία των δεδομένων σύγκρινε τη μέγιστη ροπή στρέψης μεταξύ υγιούς και χειρουργημένου γονάτου, ισοκινητικά στις 60°/s, 180°/s και 300°/s. Επίσης, έγιναν και συγκρίσεις μεταξύ ομάδων ανάλογα με τη χειρουργική τεχνική (επιλογή μοσχεύματος) και τη χρονιότητα από τη χειρουργική αποκατάσταση (βραχεία και χρόνια).

Λόγω έλλειψης στοιχείων για την δύναμη στις 300°/s σε βραχυχρόνιους ασθενείς η σύγκριση στις συγκεκριμένες μοίρες στη συγκεκριμένη ομάδα ασθενών δεν ήταν δυνατή. Στις 60°/s οι βραχυχρόνιοι ασθενείς με BPTB είχαν συγκριτικά σημαντικές διαφορές με έλλειμμα 49% ($p<0,05$) στον τετρακέφαλο σε σύγκριση με την αντίστοιχη υγιή πλευρά, ενώ οι οπίσθιοι μηριαίοι μύες είχαν 3,2% διαφορά. Επίσης στις 180°/s οι βραχυχρόνιοι ασθενείς είχαν 32% έλλειμμα στον τετρακέφαλο μηριαίο μυ και 6.3% στους οπίσθιους μηριαίους (πίν. 6.1).

Πίνακας 6.1. Μετρήσεις βραχυχρόνιων ασθενών σε 60° /s και 180° /s

BPTB βραχυπρόθεσμα	ΥΓΙΗΣ ΠΛΕΥΡΑ (Nm)	ΠΑΣΧΟΥΣΑ (Nm)	% ΔΙΑΦΟΡΑ
Quard 60°/s	220	122*	49%
Hamst 60°/s	107,8	111	3,2%
Quard 180°/s	153	89	32%
Hamst 180°/s	94,4	81,8	6,3%

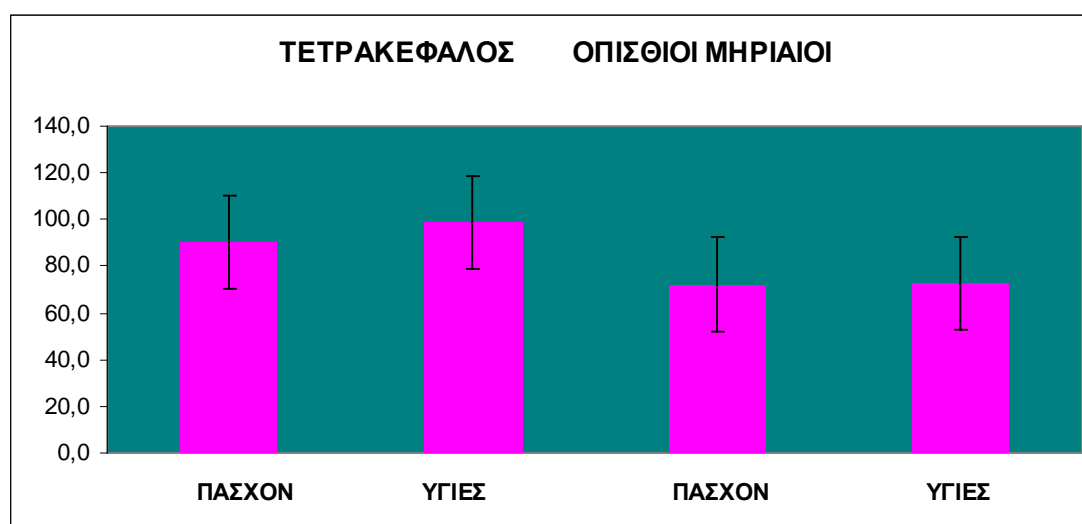
* $p<0,05$.

Ενώ οι μακροχρόνιοι ασθενείς βρέθηκε πως είχαν 10,6% διαφορά στον τετρακέφαλο μηριαίο μυ και 7,3% έλλειμμα στους οπίσθιους μηριαίους στις 60°/s σε σύγκριση με την αντίστοιχη υγιή πλευρά ενώ στις 180°/s ο τετρακέφαλος είχε μικρότερο έλλειμμα με ποσοστό 7,8% και οι οπίσθιοι με 3,7% (Πίν. 6.2).

Πίνακας 6.2. Μετρήσεις μακροχρόνιων ασθενών σε 60° /s και 180° /s

ΒΡΤΒ μακροπροθεσµα	ΥΓΙΗΣ ΠΛΕΥΡΑ (Nm)	ΠΑΣΧΟΥΣΑ (Nm)	% ΔΙΑΦΟΡΑ
Quard 60°/s	223,5	199,8	10,6%
Hamst 60°/s	149,5	138,5	7,3%
Quard 180°/s	143,5	132,3	7,8%
Hamst 180°/s	101,3	97,5	3,7%

Στις 300° /s καταφέραµε να έχουµε δείγµατα µόνο από ασθενείς µε µεγάλης χρονικής διάρκειας από την χειρουργική επέµβαση δείχνοντας διαφορές της τάξεως του 8,3% για τον τετρακέφαλο στην πάσχουσα πλευρά συγκριτικά µε την υγιή και 0,6% για τους οπίσθιους µηριαίους.



Γράφηµα 6.1. Διαφορές και ελλείµµατα σε ΒΡΤΒ στις 300° /s

Από τους δέκα (10) ασθενείς µε µόσχευµα οπίσθιων µηριαίων µυών (HS), οι οποίοι χωρίστηκαν σε βραχυχρόνιους και μακροχρόνιους ασθενείς, τα αποτελέσµατα έδειξαν συγκριτικά αξιοπρόσεχτες διαφορές σε 60°/s και 180°/s. Στους βραχυχρόνιους ασθενείς η διαφορά βρέθηκε σε ποσοστό 56% στο τετρακέφαλο µηριαίο στις 60°/s και 53% αντίστοιχα στις 180°/s σε σύγκριση πάντα µε το υγιές µέλος. Οι οπίσθιοι µηριαίοι µύες όµως στις 60°/s είχαν 10,8% ποσοστιαία διαφορά και στις 180°/s είχαν 31% (Πιν. 6.3).

Πίνακας 6.3. Μετρήσεις βραχυχρόνιων (HS) σε 60°/s και 180°/s

(HS) ΒΡΑΧΥΠΡΟΘΕΣΜΑ	ΥΓΙΕΣ ΜΕΛΟΣ (Nm)	ΠΑΣΧΟΥΣΑ (Nm)	% ΔΙΑΦΟΡΑ
Quard 60°/s	258	113	56
Hamst 60°/s	133,5	119	10,8
Quard 180°/s	163	75	53
Hamst 180°/s	95	65,5	31

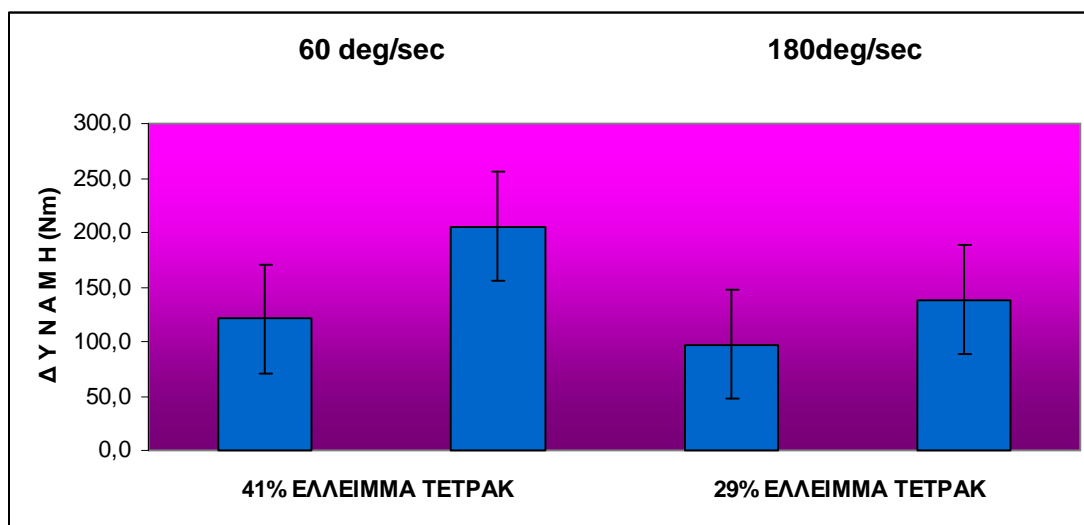
Οι μακροχρόνιοι ασθενείς αντίστοιχα έδειξαν μικρότερες στατιστικές διαφορές ανάμεσα σε πάσχον και υγιές στις 60°/s, 180°/s και 300°/s (πιν. 6δ).

Πίνακας 6.4. Μετρήσεις μακροχρόνιων (HS) σε 60°/s, 180°/s και 300°/s

(HS) ΜΑΚΡΟΧΡΟΝΙΟΙ	ΥΓΙΕΣ ΜΕΛΟΣ (Nm)	ΠΑΣΧΟΥΣΑ (Nm)	% ΔΙΑΦΟΡΑ
Quard 60°/s	227,9	194,6*	14,6
Hamst 60°/s	144,4	123,8	14,2
Quard 180°/s	146,9	136,8	6,8
Hamst 180°/s	109	96,9	11
Quard 300°/s	102,1	95,5	6,4
Hamst 300°/s	82,5	73,1	11

* p=0.01

Η εύρεση του δείγματος αναλόγως το μόσχευμα όπως και η κατηγοριοποίηση αυτού από την χρονική περίοδο από το χειρουργείο, μας δυσκόλεψαν πολύ και δυστυχώς δεν καταφέραμε να έχουμε μακροπρόθεσμα δείγματα σε αποκατάσταση συνθετικών μοσχευμάτων. Σε βραχυπρόθεσμο χρόνο όμως, στις 60°/s βρέθηκε ότι ο τετρακέφαλος μηριαίος μυς έχει 41% διαφορά ελλείμματος (p=0,01) από τον υγιή και στις 180°/s είχε 29,3%. Ενώ από την άλλη στον ίδιο χρόνο στους οπίσθιους μηριαίους μύες οι διαφορές ήταν απειροελάχιστες.



Γράφημα 6.2. Ελλείμματα τετρακεφάλου σε βραχύ χρόνο αποκατάστασης σε συνθετικά μοσχεύματα.

7. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Σκοπός της εργασίας ήταν να αξιολογήσει την επίδραση της επιλογής μοσχεύματος και της χρονικής διάρκειας από την αρθροσκόπηση μέχρι τη δοκιμασία στη μυϊκή δύναμη των πρόσθιων και οπίσθιων μυών του μηρού.

Στην συγκεκριμένη μελέτη βρέθηκε πως οι διαφορές και τα μυοδυναμικά ελλείμματα υπήρξαν πιο εμφανή στην αρχική γωνιακή ταχύτητα και πιο συγκεκριμένα στις 60°/sec λόγω του ότι οι φορτίσεις είναι υψηλότερες και ο μυϊκός κάματος περισσότερος από τις γωνιακές ταχύτητες των 180°/sec και 300°/sec. Το ίδιο υποστηρίχτηκε και από τον Chow, (1999). Σε έρευνα που έκανε σε ισοκινητικό δυναμόμετρο υποστήριξε πως οι δυνάμεις στην άρθρωση του γόνατος μειώνονται με την αύξηση της ισοκινητικής ταχύτητας. Το ίδιο ειπώθηκε και από τους Hiemstra et al., (1999) με τη μόνη διαφορά ότι οι μετρήσεις τους έγιναν στις 60°/s και στις 270°/s γωνιακής ταχύτητας.

Αντίθετα όμως ερευνητές όπως οι Charles et al., (2001) αναφέρουν πως η δύναμη δεν εξαρτάται από τη γωνιακή ταχύτητα και δεν θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν, οι μυοδυναμικές διαφορές βρίσκονται ανάμεσα στα υγιή και πάσχοντα μέλη και όχι ανάμεσα στις τιμές των γωνιακών ταχυτήτων αξιολόγησης.

Το μεγαλύτερο ποσοστό της βιβλιογραφίας συμφωνεί με τη δική μας έρευνα προσθέτοντας πως ο πόνος ίσως να είναι ένας από τους παράγοντες που συμβάλλει στο έλλειμμα καθώς και ότι στις 60°/s οι φορτίσεις είναι αυξημένες και ο μυϊκός κάματος περισσότερος. Αυτό είναι απόλυτα κατανοητό διότι ο πόνος είναι ανασταλτικός παράγοντας μείωσης της δύναμης τόσο σε πρώτο όσο και σε δεύτερο χρόνο. Επίσης οι αυξημένες φορτίσεις στον οποιοδήποτε τύπο μοσχεύματος και στη συγκεκριμένη γωνιακή ταχύτητα (60°/s) προκαλούν μυοδυναμικά ελλείμματα, ενεργοποιώντας νευρομυϊκούς μηχανισμούς προκειμένου να αποτρέψουν την επανάκληση τραυματισμού.

Στην έρευνά μας βρέθηκε πως με την πάροδο του χρόνου αμβλύνονται οι μυοδυναμικές διαφορές μεταξύ των μοσχευμάτων που χρησιμοποιήθηκαν. Στα τέσσερα (4) χρόνια απ' την επέμβαση βρέθηκε πως δεν υπήρχαν μυοδυναμικά ελλείμματα σε ασθενείς με BPTB όπως και οπίσθιων μηριαίων (HS).

Οι Moisala et al., (2007) σε έρευνά τους από τέσσερα (4) έως και επτά (7) χρόνια απ' τη χειρουργική αποκατάσταση υποστήριξαν πως και τα δύο μοσχεύματα, επιγονατιδικό (BPTB) και (HS) έχουν πολύ θετικά αποτελέσματα στη μυϊκή δύναμη και στη μακροπρόθεσμη αποκατάσταση. Επίσης σε έρευνα δέκα (10) ετών μετά τη χειρουργική επέμβαση οι Pinczewski et al., (2007) υποστήριξαν πως και οι δύο τεχνικές μπορούν να επιφέρουν άριστα αποτελέσματα. Δυστυχώς όμως ανέφικτη ήταν η σύγκριση σε βραχυπρόθεσμο χρόνο που αναμενόταν να εμφανίσει σημαντικές διαφορές μεταξύ των τεχνικών λήψης μοσχευμάτων λόγω επηρεασμού της δότριας περιοχής όπως αναφέρεται και στη βιβλιογραφία.

Σε έρευνα των Condouret et al., (2008) όπου η αξιολόγηση έγινε ισοκινητικά ομοίως με την δικιά μας αλλά σε 2 χρόνια μετά την επέμβαση, έδειξε πως ο τύπος του μοσχεύματος έχει άμεση επιρροή στη μυϊκή δύναμη αφού η ομάδα με μόσχευμα οπισθίων μηριαίων είχε από 14% έως 18% έλλειμμα στους καμπτήρες του γόνατος. Ενώ στους εκτεινόντες οι διαφορές δεν ήταν σημαντικές και το έλλειμμα ήταν και για τις δύο ομάδες το ίδιο. Σε μια ακόμα έρευνα των Ageberg et al., (2009) βρέθηκε πως η μυϊκή αδυναμία των εκτεινόντων έπειτα από αποκατάσταση με (BPTB) και αντίστοιχα των καμπτήρων του γόνατος με (HS) έχει παρατηρηθεί μόνο μέχρι τα πρώτα 2 χρόνια απ' την επέμβαση. Υπήρξαν όμως και μεμονομένες περιπτώσεις που η δύναμη των οπισθίων μηριαίων ήταν μειωμένη και έπειτα από 3 χρόνια.

Επίσης στην έρευνά μας δεν φαίνεται να υπάρχουν σημαντικές διαφορές σε βραχυπρόθεσμο χρόνο μεταξύ (BPTB) και συνθετικών μοσχευμάτων. Άλλες μελέτες όμως έχουν δείξει φυσιολογική μείωση της δύναμης αφού ο τένοντας τραυματίζεται και κόβεται όπως περιγράφουν και οι Moebius et al., (2001). Επίσης οι Ghalayini et al., (2009) σε έρευνά τους βρήκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων (συνθετικών- BPTB) στα 2 έτη ενώ μακροπρόθεσμα (5 έτη) οι διαφορές αυτές εξαλείφθηκαν. Από την

άλλη σε έρευνα του Pritchett, (2009) μετά από μέση παρακολούθηση 12 ετών σε ασθενείς με συνθετικά και (BPTB) μόσχευμα βρέθηκε πως το συνθετικό μόσχευμα λειτούργησε καλύτερα. Στην έρευνά μας τα ευρήματα οφείλονται στο ότι το δείγμα που αφορά τους ασθενείς με μόσχευμα (BPTB) η μέτρηση έγινε μετά από 4,4 μήνες απ' το χειρουργείο, ενώ στους ασθενείς με συνθετικό μόσχευμα μετά από 2,8 μήνες. Ίσως σε κοντινές χρονικές περιόδους από το χειρουργείο και η διαφορά των 1,6 μηνών όπως και το μόσχευμα να είναι σημαντική και να πρέπει να υπολογίζεται.

Ο περιορισμός στον αριθμό του δείγματος ήταν σημαντικός ανασταλτικός παράγοντας. Το δείγμα έχει έναν από τους κύριους ρόλους σε μια έρευνα. Επίσης ο διαχωρισμός του δείγματος σε χρονικές περιόδους(βραχυπρόθεσμα και μακροπρόθεσμα) έγινε κατά προσέγγιση, η σταθερότερη χρονική περίοδος από την ημερομηνία του χειρουργείου και τη μέτρηση θα μας βοηθούσε περισσότερο στην εύρεση συγκεκριμένων αποτελεσμάτων. Επίσης από τα 23 άτομα είχαμε μόνο μια γυναίκα και έτσι δεν μπορέσαμε να δούμε συγκριτικές διαφορές μεταξύ ανδρών – γυναικών.

Το μεγάλο δείγμα και η σταθερή χρονική περίοδος (ημερομηνία χειρουργείου - μέτρηση) σε συνάρτηση με τις γωνιακές ταχύτητες που χρησιμοποιήσαμε θα ήταν ένα ιδανικό ερευνητικό σύνολο για την εμφάνιση αποτελεσμάτων. Επίσης ο διαχωρισμός του δείγματος σε άνδρες- γυναίκες ή αθλητές και μη, αν ήταν εφικτό θα έκανε τα αποτελέσματα πιο συγκεκριμένα και την έρευνά μας πιο εμπειριστατωμένη. Θα ήταν ακόμα καλύτερο αν οι μετρήσεις πραγματοποιούνταν σε τρεις χρονικές στιγμές (βραχυπρόθεσμα, μεσοπρόθεσμα και μακροπρόθεσμα) με αυτό τον τρόπο θα είχαμε μία καλύτερη εικόνα για την αποκατάσταση του ΠΧΣ σε συνάρτηση με το χρόνο και το μόσχευμα.

Τέλος, στην έρευνά μας βρήκαμε ότι οι χαμηλές γωνιακές ταχύτητες και συγκεκριμένα αυτές των $60^{\circ}/s$ έχουν υψηλές φορτίσεις στο γόνατο και έτσι η δύναμη είναι μικρότερη από τις $180^{\circ}/s$ και $300^{\circ}/s$ ανεξαρτήτως μόσχευματος. Ακόμη βρήκαμε πως η αποκατάσταση με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα (BPTB) και οπίσθιων μηριαίων (HS) έχουν εξίσου καλή αποκατάσταση σε μακροπρόθεσμο χρόνο από τη χειρουργική επέμβαση. Και τέλος τα συνθετικά μόσχευμα σε σύγκριση με τα BPTB σε βραχύ χρόνο από το χειρουργείο δεν εμφάνισαν μυοδυναμικά ελλείμματα.

8. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. **Ageberg E, Roos HP, Silbernagel KG, Thomee R. (2009).** Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendon grafts: a cross-sectional comparison 3 years post surgery. *Knee Surg Sports Traum Arthrosc*; 17(2): 162-9
2. **Alentorn-Geli E, Samitier G, Alvarez P, Steinbacher G, Cugat R. (2010).** Anteromedial portal versus transtibial drilling techniques in ACL reconstruction: a blinded cross-sectional study at two- to five-year follow-up. *Int Orthop*;
3. **Amis AA, Dawkins GPC. (1991).** Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacement and injuries. *J Orthop Res*; 22: 85-89
4. **Arbuthnot JE, Antich TJ. (2009).** Assessment of the antero-posterior and rotational stability of the anterior cruciate ligament analogue in a guided motion bi-cruciate stabilized total knee arthroplasty. *J Med Ehg Technol*; 11: 1-6
5. **Asik M, Sen C, Tuncay I, Erdil M, Avci C, Taser Of. (2007).** The mid-to long-term results of the anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendons using Transfix technique. *Knee surg Sports Traum Arthroscopy Aug*; 15(8): 965-72
6. **Barber FA, Aziz-Jacobo J, Oro FB. (2010).** Anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon allograft: an age-dependent outcome evaluation. *Arthroscopy*; 21: 1202-1208
7. **Besier TF, Lloyd DG, Cochrane JL et al. (2001).** External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc*; 33: 1168-1175
8. **Beynon BD, Braden CF, Johnson RT et al. (1995).** Quadriceps muscle construction protects the anterior cruciate ligament during anterior tibial translation. *Am J Sports Med*; 23:187-190
9. **Bush-Joseph C, Hurwitz D, Patel R et al. (2001).** Dynamic function after anterior cruciate ligament reconstruction with

autologous Patellar tendon. *Am Orthop Soc Sports Med*;29(1):36-41

10. **Carson EW, Anisco EM, Restrepo C, et al. (2004).** Revision anterior cruciate ligament reconstruction; etiology of failures and clinical results. *J knee Surg*;17:127-132
11. **Cazenave A, Baert D, Ridoux PE. (1994).** Reconstruction of the anterior cruciate ligament with artificial ligament (Ligastic), clinical results in 72 patients. *Rev Chir Orthop Repatrice Appar Mot*; 80(5):413-9
12. **Chhabra A, Kline AJ, Nilles KM, Harner CD. (2006).** Tunnel expansion after anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous hamstrings: a comparison of the medial portal and transtibial techniques. *Arthroscopy*; 22(10):1107-12
13. **Chouliaras V, Ristanis S, Morati C, Tzimas V, Stergiou N, Georgoulis AD. (2009).** Anterior cruciate ligament reconstruction with a quadrupled hamstrings tendon autograft does not restore tibial rotation to normative levels during landing from a jump and subsequent pivoting. *J Sports Med Phys Fitness*;49(1):64-70
14. **Chow JW. (1999).** Knee joint forces during isokinetic knee extensions: a case study. *Clin Biomech*; 14(5): 329-38
15. **Condouret J, Cohn J, Ferret JM, Lemousu A, Vasconcelos W et al. (2008).** Isokinetic assessment with two years follow-up of anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon or hamstring tendons. *Rev Chir Ortop Repatrice Appar Mot*; 94(8): 375-82
16. **Corrigan JP, Cashman WF, Brady MP. (1992).** Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg Br*; 74(2): 247-50
17. **Dargel J, Schmidt- Wiethoff R, Schneider T, Bruggemann GP. (2006).** Biomechanical testing of quadriceps tendon- patellar bone grafts: an alternative graft source for press-fit anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Orthop Trauma Surg*; 126(4):265-70
18. **Delay BS, Smolinski RJ, Wind WM, Bowman DS. (2001).** Current practises and opinions in ACL reconstruction and rehabilitation:

results of a survey of the American Orthopaedic Society for Sports Medicine. *Am J Knee Surg*; 14(2): 85-91

19. **Espejo-Baena A, Serrano-Fernandez JM, de la Torre -Solis F. (2009).** Anatomic double-bundle ACL reconstruction with femoral cortical bone bridge support using hamstring. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 17(2): 157-61
20. **Falconiero RP, DiStefano VJ, Cook TM. (1998).** Revascularization and ligamentization of autogenous anterior cruciate ligament grafts in humans. *Arthroscopy*; 14: 197-205
21. **Fauno P, Kaalund S. (2005).** Tunnel widening after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction is influenced by the type of graft fixation used: a prospective randomized study. *Arthroscopy* Nov; 21(11): 1337-41
22. **Fiscer- Rasmussen T, Jensen PE. (2000).** Proprioceptive sensitivity and performance in anterior cruciate ligament- deficient knee joint. *Scand J Med Sci Sports*; 10(2): 85-9
23. **Gabriel MT, Wong EK, Woo SL et al. (2004).** Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Ortop Res*; 22: 85-89
24. **Georgoulis AD, Pappa L, Moebius U et al. (2001).** The presence of proprioceptive mechanoreceptors in the remnants of the ruptured ACL as a possible source of re-innervation of the ACL autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 9: 364-368
25. **Ghalayini SR, Helm AT, Bonshahi AY, Lavender A, Johnson DS, Smith RB. (2009).** Arthroscopic anterior cruciate ligament surgery: results of autogenous patellar tendon graft versus the Leeds- Keio synthetic graft. Five year follow-up of a prospective randomised controlled trial. *Knee* Octo 25.
26. **Gregory T, Landrean P. (2008).** Meniscus and cartilaginous lesions. Influence of the delay between ACL injury and ligament reconstruction in 40- years-old patients. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* Octob; 94(6): 566-72

27. **Grossman MG, El Attrache NS, Shields CL, Glousman R. (2005).** Revision anterior cruciate ligament reconstruction: three-to nine year follow up. *Arthrosc*; 21(4): 418-23
28. **Guidon MF, Marois Y, Benjui J et al. (2000).** Analysis of retrieved polymer fiber replacements for the ACL. *Biomaterials*; 21: 2461-2474
29. **Gulick D and Yoder H. (2002).** Anterior cruciate ligament reconstruction: clinical outcomes of patella tendon and hamstring tendon grafts. *J of Sports Sci and Med*; 1: 63-71
30. **Hiemsta LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellars DJ. (2004).** Hamstring and Quadriceps strength balance in normal and hamstring anterior cruciate ligament-reconstructed subjects. *Clin J Sports Med*;14(5): 274-80
31. **Hogervorst T, Rijcken TP, Hart CP et al. (2000).** Abnormal bone scans in anterior cruciate ligament deficiency indicate structural and functional abnormalities. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 8: 137-142
32. **Hole CD, Smith GH, Hammond J et al. (2000).** Dynamic control and conventional strength ratios of the quadriceps and hamstrings in subjects with anterior cruciate ligament deficiency. *Ergonomics*; 43:1603-1609
33. **Hopf T, Gleitz M, Hess T, Mielke U, Muller B. (1995).** Proprioception deficit following cruciate lesions- afferent disorder or compensatory mechanism. *Z Ortop Ihre Grenzgeb*; 133(4): 347-51
34. **Huston L, Greenfield M, Wojtys E. (2000).** Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 372: 50-63
35. **Impellizzeri FM, Bizzini M, Rampinini E, Cereda F, Maffinletti NA. (2008).** Reliability of isokinetic imbalance ratios measured using the Cybex Norm dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging*; 28(2): 113-9
36. **Jameson S, Emmerson K. (2007).** Altered sensation over the lower leg following hamstring graft anterior cruciate ligament

- reconstruction with transverse femoral fixation. *Knee* Aug; 14(4): 314-20
37. **Keays SL, Bullock- Saxton J, Keays AC. (2000).** Functional analysis of anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* ;373: 174-183
 38. **Kellis E, Kellis S, GerodimosV & Manou. (1999).** Reliability of isokinetic concentric and eccentric strength in circumpubertal soccer players. *Pediatric Exercise Science*; 11: 218-228
 39. **Kock HJ, Sturmer KM, Letsch R, et al. (1994).** Interface and biocompatibility of polyethylene terephthalate knee ligament prostheses. A histological and ultrastructural device retrieval analysis in failed synthetic implants used for surgical repair of anterior cruciate ligaments. *Arch Orthop Trauma Surg*; 114: 1-7
 40. **Konishi Y, Fukubayashi T. (2010).** Relationship between muscle volume and muscle torque of the hamstrings after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Sci Med Sport* Jan;13(1):101-5
 41. **Krogsgaard MR, Dyhre-Poulsen P, Fischer-Rasmussen T. (2002).** Cruciate ligament reflexes. *J Electromyogr Kinesiol*; 12: 177-182
 42. **Lam RY, Ng GY, Chien EP. (2002).** Does wearing a functional knee brace affect hamstring reflex time in subjects with anterior cruciate ligament deficiency during muscle fatigue? *Arch Phys Med Rehabil*; 83: 1009-1012
 43. **Lane CG, Warren R, Pearle AD. (2008).** The pivot-Shift. *J Am Acad Orthop Surg*;16(12): 679-88
 44. **Lautamies R, Harilainen A, Kettunen J, Sandelin J, Kujala Um. (2008).** Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar tendon- bone and hamstring tendon autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 16(11) :1009-16
 45. **Lawhorn Kw, Howell SM. (2007).** Principles for using hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Sports Med*; 22(6): 660-8

46. **Legnani C, Ventura A, Terzaghi C, Borgo E, Albisetti W. (2010).** Anterior cruciate ligament reconstruction with synthetic grafts. A review of literature. *Int Orthop*; 34(4): 465-71
47. **Ejerhed L. (2008).** Osteoarthritic changes after anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone or hamstring tendon autografts: a retrospective, 7-year radiographic and clinical follow-up study. *Arthroscopy* Aug; 24(8):899-908
48. **Lysholm M, Messner K. (1995).** Sagittal plane translation of the tibia in anterior cruciate ligament- deficient knees during commonly used rehabilitation exercises. *Scand J Med Sci Sports*; 5: 49-56
49. **Markolf KL, O' neil G, Jackson SR, et al. (2004).** Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *Am J Sports Med*; 32: 1144-1149
50. **Mc Nair PJ, Marshall RN. (1994).** Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. *Arch Phys Med Rehab*; 75: 584-589
51. **Milano G, Mulas PD, Ziranu F, Piras S, Mannuta A. (2006).** Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis. *Arthroscop jun* ; 22(6): 660-8
52. **Moebius UG, Georgoulis AD, Papageorgiou CD, Papadonikolakis A, Rossis J et al. (2001).** Anterations of the extensor apparatus after anterior cruciate ligament reconstruction using the medial third of the patellar tendon. *Arthroscopy*; 17(9): 953-9
53. **Moisala AS, Jarvela T, Kannus P, Jarvinen M. (2007).** Muscle strength evaluations after ACL reconstruction. *Int J Sports Med*; 28(10): 868-72
54. **Morrissey MC, Perry MC, King JB. (2009).** Is laxity change after ACL injury and surgery related to open kinetic chain knee extensor training load? *Am J Phys Med Rehabil*; 88(5): 369-75
55. **Muren O, Dahlstedt L, Dalen N. (2003).** Reconstruction of acute anterior cruciate ligament injuries : a prospective randomised study

- of 40 patients with 7-year follow-up. No advantage of synthetic augmentation compared to a traditional patellar tendon graft. *Arch Orthop Trauma Surg*; 123: 144- 147
56. **Nielsen S, Ovesen J, Ramnssen O. (1984).** The ACL :an experimental study of its importance in rotatory knee stability. *Arch Ortopaedia Trauma Surg*; 4:103-170
57. **Pandy M, Shelbourne KB. (1997).** Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *J Biomech*; 30: 1015- 1024
58. **Patel RR, Hurwitz DE, Bush- Joseph CA et al. (2003).** Comparison of clinical and dynamic knee function in patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Am J Sports Med*; 31: 68-74
59. **Patras K, Ziogas G, Ristanis S, Tsepis E, Stergiou N,Georgoulis AD. (2010).** ACL reconstructed patients with a BPTB graft present an impaired vastus lateralis neuromuscular response during high intensity running. *J Sci Med Sport March*
60. **Paulos LE, Rosenberg TD, Grewe SR et al. (1992).** The Gore-Tex anterior cruciate ligament prosthesis. A long- term follow up. *Am J Sports Med*; 20: 246-252
61. **Pelfort X, Monllau JC, Puig L, Caceres E. (2006).** Iliotibial band friction syndrome after anterior cruciate ligament reconstruction using the Tranfix device: report of two cases and review of the literature. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Jun*; 14(6): 586-9
62. **Pinczewski LA, Lyman J, Salmon LJ, Russell VJ, et al. (2007).** A 10- year comparison of anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon and patellar tendon autograft: a controlled, prospective trial. *Am J Sports Med*; 35(4): 564-74
63. **Piontek T, Ciemniewska- Gorzela K, SCulc A et al. (2009).** Postural control strategy in patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Chir Narzadow Ruchu Orthop Pol*; 74(6): 353-60
64. **Pritchett JW. (2009).** Assisted reproduction of the anterior cruciate ligament. *J Knee Surg*; 22(4): 325-30
65. **Prodromos CC, Joyce BT, Shiks et al. (2005).** A meta –analysis of stability after anterior cruciate ligament reconstruction as a

function of hamstring versus patellar tendon graft and fixation type. *Arthroscopy*, 21: 1202- 1208

66. **Prodromos CC, Han YS, Keller BL, Bolyrd RJ. (2005).** Stability results of hamstring anterior cruciate ligament reconstruction at 2- to 8-year follow up. *Arthroscopy*, 21(2): 138-46
67. **Ramsey DK, Wretenberg PF, Lamontagne M et al. (2003).** Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. *Clin Biomech*; 18:28-34
68. **Rebel M, Paessler H. (2001).** The effect of knee brace on coordination and neuronal leg muscle control: an early postoperative functional study in anterior cruciate ligament reconstructed patients; 9: 272-281
69. **Risberg MA, Holm I. (2009).** The long- term effect of 2 postoperative rehabilitation programs after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled clinical trial with 2 years of follow-up. *Am J Sports Med*; 37(10): 1958-66
70. **Ristanis S, Stergiou N, Patras K, Tsepis E, Moraiti C, Georgoulis AD. (2006).** Follow-up evaluation 2 Years after ACL reconstruction with bone- patellar tendon- bone graft shows that excessive tibial rotation persists. *Clin J Sport Med* 16(2): 111-6
71. **Robertson GA, Coleman SG, Keating JF. (2009).** Knee stiffness following anterior cruciate ligament reconstruction: the incidence and associated factors of knee stiffness following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee*; 16(4): 145-7
72. **Roberts D, Andersson G, Friden T. (2004).** Knee joint proprioception in ACL- deficient knees is related to cartilage injury, laxity and age: a retrospective study of 54 patients. *Acta Ortop Scand*; 75(1): 78-83
73. **Roberts , Friden T, Zatterstrom R, Lindstrand A. (1999).** Proprioception in people with anterior cruciate ligament- deficient knees: comparison of symptomatic and asymptomatic patients. *J Ortop Sports Phys Ther*, 29(10): 587-94

74. **Rozzi S, Lephart S, Gear W, Fu F. (1999).** Knee Joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *Am J Sports Med*; 27:312-319
75. **Rupp S, Muller B, Seli R. (2001).** Knee laxity after ACL reconstruction with a BPTB graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 9(2): 72-6
76. **Sakane M, Fox RJ, Woo SL-Y et al. (1997).** IN situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Ortop Res*; 15: 285-293
77. **Seil R, Kohn D. (2000).** Ruptures of the anterior cruciate ligament during growth. *Bull Soc Sci Med Grand Lux*; 15: 39-53
78. **Seitz H, Chrysopoulos A, Egkher E, Mousavi M. (1994).** Long-term results of replacement of the anterior cruciate ligament in comparison with conservative therapy. *Chirurg*; 65(11): 992-8
79. **Shelbourne KD, Johnson BC. (2004).** Effects of patellar tendon width and preoperative quadriceps strength on strength return after anterior cruciate ligament reconstruction with ipsilateral bone-patellar tendon- bone autograft. *Am J Sports Med*; 32:1474-1478
80. **Takai S, Woo SL-Y, Livesay GA et al. (1993).** Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament. *J Ortop Res*; 11: 686-695
81. **Tibone JE, Antich TJ. (1993).** Electromyographic analysis of the anterior cruciate ligament- deficient knee; 288:35-9
82. **Van Grinsven S, Van Cingel RE, Holla CJ, Van Loon CJ. (2010).** Evidence-Based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*
83. **Ventura A, Terzaghi C, Legnani C, Borgo E, Albisetti W. (2010).** Synthetic grafts for anterior cruciate ligament rupture: 19- year outcome study. *Knee*; 17(2): 108-13
84. **West RV, Harmer CD. (2005).** Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction. *J Am Acad Ortop Surg*; 13:197-207
85. **Wittenberg RH, Oxford HU, Plafkic. (1998).** A comparison of conservative and delayed surgical treatment of anterior cruciate ligament ruptures. A matched pair analysis. *Int Ortop*; 22(3):145-8

86. **Wojtys EM, Kothari SU, Huston LJ. (1996).** Anterior cruciate ligament functional brace use in sports. *Am J Sports Med*; 24:539-546
87. **Wredmark T, Engstrom B. (1993).** Five- years results of anterior cruciate ligament reconstruction with the Stryker Dacron high-strength ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 1: 71-75
88. **Xu Y, Ao YF, Yu JK, An H, Liu XP. (2008).** Compare the clinical results of double-bundle with single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi*; 46(6): 274-6
89. **Yagi M, Kuroba R, Nagamune K, Yoshira S, Kurosaka M. (2007).** Double-Bundle ACL reconstruction can improve rotational stability. *Clin Orthop Relat Res*; 454: 100-7
90. **Zhao J, He Y, Wang J. (2007).** Double- Bundle anterior cruciate ligament reconstruction : four versus eight strands of hamstring tendon grafts. *Arthroscopy*; 23(7): 766-70

8.1 Διαδικτυακές Πηγές

1. www.taosortho.com
2. www.dubinchiro.com
3. www.radiographics.rsna.org
4. www.thaimedicalnews.com
5. www.health.allrefer.com
6. www.prohealthsys.com
7. www.wheelessonline.com
8. www.scienceofsocceronline.com
9. www.aclkneebraces.net
10. www.eorthpod.com
11. www.chelseafc.com
12. www.eorthpod.com
13. www.staff.vu.edu.au

9. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Clinician's name (or ref)

This questionnaire has been designed to give your therapist information as to how your knee pain has affected your ability to manage in everyday life. Please answer every question by placing a mark in the box that best describes your condition today.

During the past 4 weeks.....

Section 1 -Limp <input type="checkbox"/> None <input type="checkbox"/> Slight or periodical <input type="checkbox"/> Severe and constant	Section 2 -Support <input type="checkbox"/> None <input type="checkbox"/> Stick or crutch <input type="checkbox"/> Weight-bearing impossible
Section 3 - Pain <input type="checkbox"/> None <input type="checkbox"/> Inconstant and slight during severe exertion <input type="checkbox"/> Marked during severe exertion <input type="checkbox"/> Marked on or after walking more than 2 km <input type="checkbox"/> Marked on or after walking less than 2 km <input type="checkbox"/> Constant	Section 4 - Instability <input type="checkbox"/> Never giving way <input type="checkbox"/> Rarely during athletics or other severe exertion <input type="checkbox"/> Frequently during athletics or other severe exertion (or incapable of participation) <input type="checkbox"/> Occasionally in daily activities <input type="checkbox"/> Often in daily activities <input type="checkbox"/> Every step
Section 5 -Locking <input type="checkbox"/> No locking and no catching sensations <input type="checkbox"/> Catching sensation but no locking <input type="checkbox"/> LockingOccasionally <input type="checkbox"/> Frequently <input type="checkbox"/> Locked joint on examination	Section 6 - Swelling <input type="checkbox"/> None <input type="checkbox"/> On severe exertion <input type="checkbox"/> On ordinary exertion <input type="checkbox"/> Constant
Section 7 - Stair-climbing <input type="checkbox"/> No problems	Section 8 - Squatting <input type="checkbox"/> No problems

<input type="checkbox"/> Slightly impaired	<input type="checkbox"/> Slightly impaired
<input type="checkbox"/> One step at a time	<input type="checkbox"/> Not beyond 90°
<input type="checkbox"/> Impossible	<input type="checkbox"/> Impossible

Nb: This page cannot be saved due to patient data protection so please print the filled in form before closing the window.

**The Tegner
Lysholm
Knee Score**
is

Grading the Tegner Lysholm Knee Scoring Scale

<65 Poor 65-83 Fair 84-90 Good >90 Excellent

Tegner Score

The Tegner activity scale was designed as a score of activity level to complement other functional scores (eg the Lysholm knee score) for patients with ligamentous injuries. The instrument scores a person's activity level between 0 and 10 where 0 is 'on sick leave/disability' and 10 is 'participation in competitive sports such as soccer at a national or international elite level'. It is the most widely used activity scoring system for patients with knee disorders. However, it does not take into account that individuals may be able to participate at a higher level of activity but consciously choose not to or that some people will participate at a higher level of activity but with limitations.

ref Tegner Y, Lysholm J: Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. Clin Orthop 198:43-49, 1985.

Level 10 - Competitive sports- soccer, football, rugby (national elite)

Level 9 - Competitive sports- soccer, football, rugby (lower divisions), ice hockey, wrestling, gymnastics, basketball

Level 8 - Competitive sports- racquetball or bandy, squash or badminton, track and field athletics (jumping, etc.), down-hill skiing

Level 7 - Competitive sports- tennis, running, motorcars speedway, handball

Recreational sports- soccer, football, rugby, bandy, ice hockey, basketball, squash, racquetball, running

Level 6 - Recreational sports- tennis and badminton, handball, racquetball, down-hill skiing, jogging at least 5 times per week

Level 5 - Work- heavy labor (construction, etc.)
Competitive sports- cycling, cross-country skiing,
Recreational sports- jogging on uneven ground at least twice weekly

Level 4 - Work - moderately heavy labor (e.g. truck driving, etc.)

Level 3 - Work - light labor (nursing, etc.)

Level 2 - Work - light labor
Walking on uneven ground possible, but impossible to back pack or hike

Level 1 - Work - sedentary (secretarial, etc.)

Level 0 - Sick leave or disability pension because of knee problems

ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ

Όνοματεπώνυμο:.....
Ηλικία:..... Επάγγελμα:.....
Όνομ/πώνυμο χειρουργού:.....
Νοσοκομείο:.....

Ημερ/μηνία χειρουργείου:.....

Ημερ/μηνία έναρξης φυσ/θεραπείας:.....

Τύπος μοσχεύματος: Αλλομόσχευμα

Συνθετικό

Αυτομόσχευμα

Επιγονατιδικό Οπισθίου μηρ.

Πόσο χρόνο χρησιμοποιήθηκαν οι βοηθητικές βακτηρίες:.....

Πόσο διήρκησε η εφαρμογή του μηροκνημικού κηδεμόνα (νάρθηκας):.....

Σε ποιες μοίρες περιορίστηκε το ROM:.....

Πότε ελευθερώθηκε:.....

Παθητική κινητοποίηση εφαρμόστηκε με το χέρι: ναι όχι

Εάν εφαρμόστηκε με το χέρι υπήρχε πόνος: ναι όχι

Παθητική κινητοποίηση εφαρμόστηκε με cpm: ναι όχι

Εάν εφαρμόστηκε με cpm υπήρχε πόνος: ναι όχι

Πόσες φορές την εβδομάδα πραγματοποιούνταν οι συνεδρίες:.....

Για πόσο χρονικό διάστημα πραγματοποιήθηκε φυσικοθεραπεία:.....

Χρησιμοποιήθηκε ηλεκτροθεραπεία ναι όχι

Ποια ηλεκτροθεραπευτικά μέσα χρησιμοποιήθηκαν:

- Υπέρηχοι
- Διαθερμία
- Ηλεκτροδιεγέρσεις τετρακεφάλου
- Άλλο

.....

Πόσο χρόνο εφαρμόστηκαν

Υπέρηχοι.....

Διαθερμία.....

Ηλεκτροδιεγέρσεις τετ/φάλου

Άλλο

.....

Εφαρμόστηκε παγοθεραπεία ναι όχι

Εάν ναι πόσα min περίπου κάθε φορά:.....

Για πόσο χρονικό διάστημα:.....

Ποια εβδομάδα πραγματοποιήθηκαν οι ισομετρικές από την ημ/μηνία του χειρουργείου:.....

Πραγματοποιήθηκαν ασκήσεις SLR:.....

Ποια εβδομάδα:.....

Πότε ξεκίνησε η ενδυνάμωση από θέση καμψης του γόνατος (0-90):.....

Πότε έγινε η ενδυνάμωση των καμπτήρων του γόνατος:.....

Οι ασκήσεις αυτές ήταν: Ισοτονικές Ισοκινητικές Ισομετρικές

Πραγματοποιήθηκε αξιολόγηση μυϊκής ισχύος: ναι όχι

Σε ποια χρονική περίοδο έγινε αυτό:.....

Με ποια μέθοδο: Ισοκινητική Ισοτονική Ισομετρική

Πέρανε μέρος σε κάποια αθλητική δραστηριότητα ναι όχι

Εάν ναι πότε επανήλθατε ξανά στις αθλητικές σας δραστηριότητες.....

Εάν όχι πότε επανήλθατε ξανά στις καθημερινές σας δραστηριότητες:.....

Μείνατε ευχαριστημένος/η από τη φυσικοθεραπευτική σας αντιμετώπιση ναι όχι

Εάν όχι γιατί.....

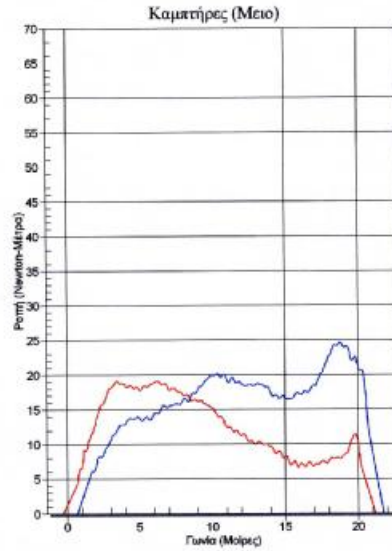
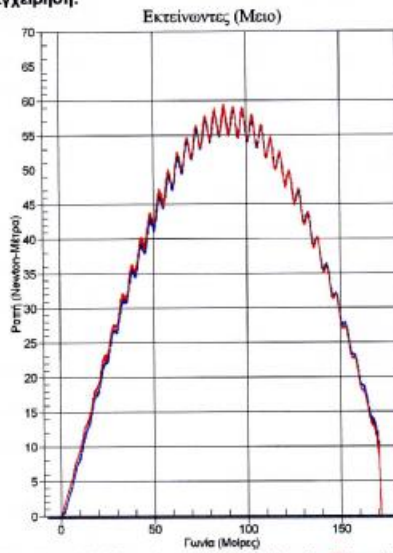
.....

Γ. ΜΩΡΟΣ ΚΕΝΤΡΟ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ Α.Ε.

Σύντομη (Ροπή / Θέση) - Κάμψη/Εκταση Ωμου

Δεξιά/Αριστερά: 15/6/2009 15/6/2009

Όνομα: test2, A/A: Προβλ. Πλευρά: Ομάδα 1:
 Ημ/νία Γένν.: Κατοστά Πλευρά Ομάδα 2:
 Ύψος: Εκατοστά Προτίμησης:
 Βάρος: 0 Κιλά Γιατρός:
 Φύλο: Άνδρας Εξεταστής:
 Διάγνωση:
 Εγχείρηση:



Καμπτόλες Δεξ. Πλευράς Καμπτόλες Αρ. Πλευράς
 Ισοκίνητική Μειο/Μειο Εκτεινώντας (Μειο)
 Ταχύτητα 5/5 μοίρες/δευτ. 1 Επαν. Αξία COV

				%ΒΣ	Καμπτήρες (Μειο) Αξία	COV	%ΒΣ	Αναλογία
Μέγιστη Ροπή (Newton-Μέτρα - Μέγιστη Επανάληψη)								
Δεξιά	58	0,00	0	24	0,00	0	42	
Αριστερά	60	0,00	0	20	0,00	0	34	
Απόκλιση	2			17				
Έργο ανα Επανάληψη (Newton-Μέτρα - Μέγιστη Επανάληψη)								
Δεξιά	113	0,00	0	5	0,00	0	5	
Αριστερά	113	0,00	0	5	0,00	0	5	
Απόκλιση	0			0				
Εύρος κίνησης (Μοίρες)								
Δεξιά	0	0,00		171	0,00			
Αριστερά	0	0,00		171	0,00			

HUMAC® /2009 Έκδοση: 9.1.74 Copyright Computer Sports Medicine, Inc., 1982-2007. www.csmisolutions.com