



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ
ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ**

**ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ
ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ.
ΠΡΟΟΠΤΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ ΚΑΙ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ.**

ΦΡΑΝΤΖΕΣΚΑ ΖΑΜΠΕΛΗ

ΕΙΔΙΚΕΥΟΜΕΝΗ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2014



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ
ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ**

**ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ
ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ.
ΠΡΟΟΠΤΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ ΚΑΙ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ.**

ΦΡΑΝΤΖΕΣΚΑ ΖΑΜΠΕΛΗ

ΕΙΔΙΚΕΥΟΜΕΝΗ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2014

«Η έγκριση της διδακτορικής διατριβής από την Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου
Ιωαννίνων δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνώμων του συγγραφέα
Ν. 5343/32, άρθρο 202, παράγραφος 2 (νομική κατοχύρωση του Ιατρικού Τμήματος)»

Ημερομηνία αίτησης της κ. Ζαμπέλη Φραντζέσκας: 17-9-2009

Ημερομηνία ορισμού Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: 670^α/3-11-2009

Μέλη Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:

Επιβλέπων

Γεωργούλης Αναστάσιος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής της Σχολής
Επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Μέλη

Μητσιώνης Γρηγόριος Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής της Σχολής
Επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Στεργίου Νικόλαος Καθηγητής Εμβιομηχανικής του Πανεπιστημίου Omaha της Nebraska των
Ηνωμένων Πολιτειών

Ημερομηνία ορισμού θέματος: 27-1-2010

*«Ανατομική Ανακατασκευή του Προσθίου Χιαστού Συνδέσμου του Γόνατος. Προοπτική Κλινική
και Εμβιομηχανική Μελέτη»*

Ημερομηνία ανασυγκρότησης της Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: 705^α/8-2-2011

Επιβλέπων

Γεωργούλης Αναστάσιος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής της Σχολής
Επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Μέλη

Μητσιώνης Γρηγόριος Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής της Σχολής
Επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Χαντές Μιχάλης Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής της Σχολής
επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας

ΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΕΠΤΑΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ : 759^α/14-2-2014

Γεωργούλης Αναστάσιος	Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Καναβάρος Παναγιώτης	Καθηγητής Ανατομίας που καλύπτει και την Ιστολογία- Εμβρυολογία του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Μητσιώνης Γρηγόριος	Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Παπαδόπουλος Περικλής	Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του Αριστοτελείου Πανεπιστημίου Θεσσαλονίκης

Χαντές Μιχάλης

Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του
Πανεπιστημίου Θεσσαλίας

Espregueira-Mendes João

Professor of the Orthopedic Department of Mincho University and
Saúde Atlântica Sports Center of Porto Portugal

Pappas Evangelos

Senior Lecturer in Discipline of Physiotherapy-Faculty of Health
Sciences of University of Sydney Australia

Έγκριση Διδακτορικής Διατριβής με βαθμό «ΑΡΙΣΤΑ» στις 6-3-2014

ΠΡΟΕΔΡΟΣ ΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗΣ

Ανδρέας Φωτόπουλος

Καθηγητής Πυρηνικής Ιατρικής

Η Γραμματέας της Σχολής



ΜΑΡΙΑ ΚΑΠΙΤΟΠΟΥΛΟΥ

*“Αφιερωμένο στην αγαπημένη μου οικογένεια,
τους γονείς μου και τις αδερφές μου,
και στον εμπνευστή και Δάσκαλό μου,
Καθηγητή κ. Αναστάσιο Δ. Γεωργούλη”.*

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Με τη συγγραφή της διδακτορικής μου διατριβής πραγματοποιείται το πρώτο και αρκετά σημαντικό βήμα μου στον μακροχρόνιο επιστημονικό, εκπαιδευτικό και επαγγελματικό στίβο στον τομέα της αρθροσκόπησης, αθλητικών κακώσεων και χειρουργικής γόνατος στον οποίο και επιθυμώ να αφοσιωθώ.

Η διατριβή μου αφορά στην ανατομική πλαστική του προσθίου χιαστού συνδέσμου του γόνατος, μία από τις σημαντικότερες εξελίξεις στη Διεθνή αρθροσκοπική κοινότητα τα τελευταία χρόνια. Απώτερος σκοπός της ανατομικής πλαστικής του προσθίου χιαστού συνδέσμου είναι να αποκατασταθεί πλήρως το φυσιολογικό εμβιομηχανικό πρότυπο κίνησης του γόνατος, δηλαδή να καταργηθεί η παθολογική προσθιοπίσθια κνημιαία ολίσθηση και η παθολογική έσω στροφή της κνήμης.

Η πραγματοποίηση της διατριβής αυτής κατέστη δυνατή χάρη στην συνεργασία μου με τον Καθηγητή Ορθοπαιδικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων και Διευθυντή του Ορθοπαιδικού Αθλητιατρικού Κέντρου Ιωαννίνων, κ. Αναστάσιο Δ. Γεωργούλη. Με την ευκαιρία αυτή θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες και την αμέριστη ευγνωμοσύνη μου προς τον κ. Καθηγητή Α.Δ.Γεωργούλη γιατί ήταν αυτός που με ενέπνευσε να ασχοληθώ με τον τομέα της Αρθροσκόπησης και των Αθλητικών κακώσεων, μου δίδαξε τον τρόπο με τον οποίο μπορεί και οφείλει ο νέος ιατρός να “εμπλέκεται” στην δημιουργική και παραγωγική διαδικασία της ερευνητικής δραστηριότητας, συμβάλλοντας έτσι στην επιστήμη ταυτόχρονα με το κλινικό του έργο, και γιατί μου έδειξε αμέριστη συμπαράσταση και πίστη καθ’ όλη τη διάρκεια εκπόνησης της διδακτορικής μου διατριβής.

Ευχαριστώ θερμά τον Αναπληρωτή Καθηγητή Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων κ. Γρηγόριο Μητσιώνη και τον Επίκουρο Καθηγητή Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Λάρισας κ. Μιχάλη Ε. Χαντέ για τη συμβολή τους ως μέλη της τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής της διδακτορικής μου διατριβής.

Ευχαριστώ τους συνεργάτες και φίλους μου κ. Κατερίνα Ντούλια, κ. Ευάγγελο Παππά, κ. Σταύρο Ριστάνη. Ιδιαίτερη θέση στις ευχαριστίες μου κατέχει αναμφισβήτητα ο συνεργάτης και αδελφικός μου φίλος κ. Δημήτριος Γιώτης, για τη

συμπαράσταση και βοήθειά του σε όλη την προσπάθεια και στο υπέροχο ταξίδι μας στην πρωτοποριακή έρευνα και δημιουργία.

Τέλος ευχαριστώ την Ελληνική Εταιρεία Χειρουργικής Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας (ΕΕΧΟΤ) για την υποστήριξη στην πραγματοποίηση της παρούσας διδακτορικής διατριβής.

“Κίνηση είναι ζωή και ζωή είναι κίνηση”.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ.....	8
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	9
ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ ΚΑΙ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ....	11
• ΑΝΑΤΟΜΙΑ.....	11
• ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ – “SCREW HOME MECHANISM”.....	15
ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ (ΠΧΣ).....	16
• ΜΑΚΡΟΣΚΟΠΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ.....	16
• ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ.....	26
• ΑΡΘΡΟΣΚΟΠΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ.....	31
• ΕΜΒΡΥΟΛΟΓΙΑ.....	36
• ΜΙΚΡΟΣΚΟΠΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ.....	37
• ΑΓΓΕΙΩΣΗ.....	38
• ΝΕΥΡΩΣΗ.....	39
• ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΠΧΣ.....	41
ΡΗΞΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ.....	43
• ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ.....	43
• ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΟΙ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΚΙΝΔΥΝΟΥ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΡΗΞΗΣ ΠΧΣ.....	44
• ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΑ ΠΡΟΛΗΨΗΣ ΤΗΣ ΡΗΞΗΣ ΠΧΣ.....	48
• ΔΙΑΓΝΩΣΗ.....	50
ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΤΗΣ ΡΗΞΗΣ ΤΟΥ ΠΧΣ.....	71
• ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ	71
• ΕΠΙΛΟΓΗ ΤΟΥ ΚΑΤΑΛΛΗΛΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ.....	72
• ΘΕΣΗ ΤΩΝ ΟΣΤΙΚΩΝ ΑΥΛΩΝ.....	76

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ.....	90
• ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	90
• ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ.....	90
• ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΑΠΛΗ ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΗ.....	91
• ΒΙΝΤΕΟ ΑΝΑΛΥΣΗ.....	93
• ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΑ “ΕΡΓΑΛΕΙΑ” ΓΙΑ IN VIVO ΕΡΕΥΝΑ.....	96
• ΣΥΛΛΟΓΗ ΚΑΙ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΜΕ ΟΠΤΟΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ	99
• IN VIVO ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ – ΣΥΝΕΠΕΙΕΣ ΤΗΣ ΡΗΞΗΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ ΤΟΥ ΠΧΣ	109
• ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΕΣ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΡΗΞΗ ΠΧΣ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ.....	110
• ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ IN VIVO ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΕΥΡΗΜΑΤΩΝ ΣΤΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ.....	115
 ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ.....	119
 ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	123
 <u>1^Η ΜΕΛΕΤΗ:</u> ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΑΝΑΜΕΣΑ ΣΤΟΝ ΠΡΟΣΑΝΑΤΟΛΙΣΜΟ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ (ΠΧΣ) ΚΑΙ ΤΗΝ ΚΝΗΜΙΑΙΑ ΣΤΡΟΦΗ ΚΑΤΑ ΤΗ ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ.....	125
• ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	125
• ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	127
• ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	141
• ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	149
• ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	153

2^Η ΜΕΛΕΤΗ: Η ΚΝΗΜΙΑΙΑ ΣΤΡΟΦΗ ΣΑΝ ΠΡΟΓΝΩΣΤΙΚΟΣ ΠΑΡΑΓΟΝΤΑΣ ΤΟΥ ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΟΥ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΟΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ.....155

- ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....155
- ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....157
- ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....168
- ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....173
- ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....178

3^Η ΜΕΛΕΤΗ: Ο ΔΕΙΚΤΗΣ ΟΠΙΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΣΑΝ ΜΕΤΡΟ ΕΠΙΤΥΧΟΥΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ.179

- ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....179
- ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....182
- ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....194
- ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....197
- ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....202

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ.....203

ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ.....207

ΒΡΑΒΕΙΑ.....209

ΠΕΡΙΛΗΨΕΙΣ.....211

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....225

ΑΝΑΚΟΙΝΩΣΕΙΣ ΣΕ ΕΛΛΗΝΙΚΑ ΚΑΙ ΔΙΕΘΝΗ ΣΥΝΕΔΡΙΑ.....255

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

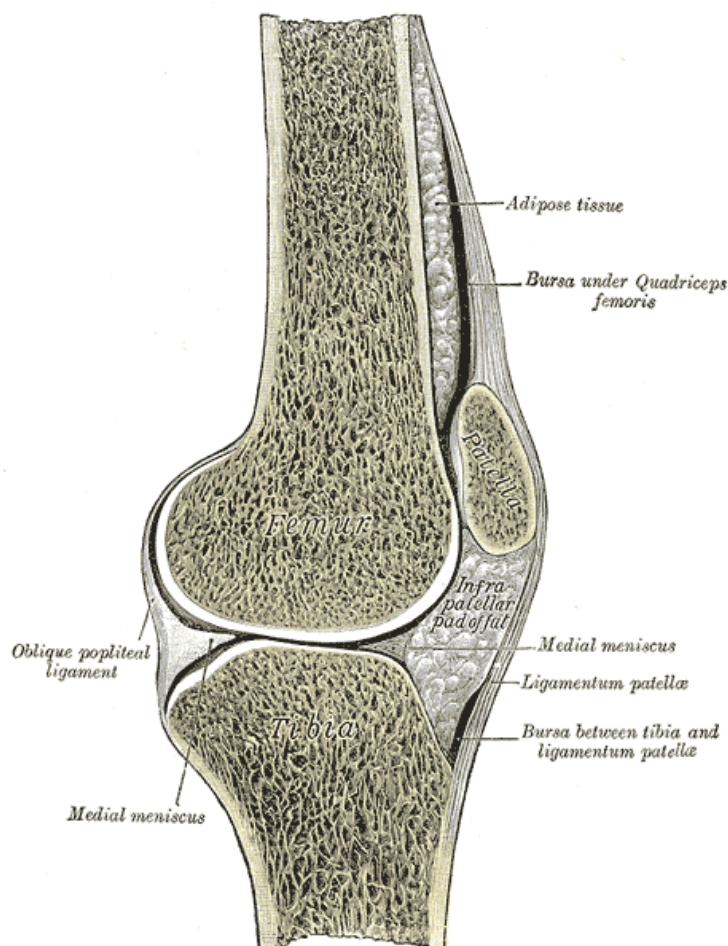
ΠΧΣ	Πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος
ΟΧΣ	Οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος
ACL	Anterior cruciate ligament (πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος)
PCL	Posterior cruciate ligament (οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος)
AM	Anteromedial bundle (πρόσθια-έσω δεσμίδα)
PL	Posterolateral bundle (οπίσθια-έξω δεσμίδα)
MM	Medial meniscus (έσω μηνίσκος)
LM	Lateral meniscus (έξω μηνίσκος)
ESSKA	European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy (Ευρωπαϊκή Εταιρεία Αθλητικών κακώσεων, Χειρουργικής Γόνατος και Αρθροσκόπησης)
LFC	Lateral femoral condyle (έξω μηριαίος κόνδυλος)
HMT	Ηλεκτρομυογράφημα
MRI	Magnetic Resonance Imaging (Μέθοδος μαγνητικού συντονισμού, μαγνητική τομογραφία)
PDWI	Proton density weighted image (ακολουθία πυκνότητας πρωτονίων)
T2WI	T2 weighted image (ακολουθία T2)
FS PD FSE	Fat Saturation Proton Density Fast Spin Echo (ακολουθία πυκνότητας πρωτονίων καταστολής σήματος του λίπους)
GRE	Gradient echo (βαθμιωτής ηχούς)
IKDC	International Knee Documentation Committee
BPTB	Bone-patellar tendon-bone (επιγονατιδικός τένοντας με οστικά τεμάχια στα δύο άκρα του)
ST/G	Semitendinosus/gracilis (Ημιτενοντώδης/ισχνός μυς, ισchioκνημιαίοι, hamstrings)
3D	3-Dimensional (τριδιάστατος/η)
TR	Tibial rotation (κνημιαία στροφή)
TRROM	Tibial rotation range of motion (εύρος κίνησης για την κνημιαία στροφή)
SSDTRROM	Side-to-side difference (διαφορά του TRROM ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο)
CI	Confidence interval (διάστημα εμπιστοσύνης)
GRF	Ground reaction force (δύναμη αντίδρασης του εδάφους)
ACLrec	Anterior cruciate ligament reconstructed (Χειρουργημένοι ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ)
SSD ATT	Side to side difference of anterior tibial translation (διαφορά πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο)
TR/TE	Repetition time/echo time
ICC	Intraclass correlation coefficient (συντελεστής ενδοταξικής συσχέτισης)

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ ΚΑΙ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

ΑΝΑΤΟΜΙΑ

Το γόνατο είναι μια ορογόνος γωνιώδης άρθρωση (τύπου μεντεσέ) η οποία επιτρέπει μερική στροφή. Η άρθρωση του γόνατος υφίσταται καθημερινά τις πιο μεγάλες καταπονήσεις που δέχεται το ανθρώπινο σώμα καθώς εκεί συνδέονται τα δύο μεγαλύτερα οστά του σκελετού, ο μηρός και η κνήμη που λειτουργούν σαν μοχλοβραχίονες. Η δομή του γόνατος είναι σύνθετη επειδή αποτελείται από τρεις διαρθρώσεις: μία μέση μεταξύ της επιγονατίδας και του μηρού, μία έξω και μία έσω μεταξύ των μηριαίων και κνημιαίων κονδύλων.^{1,2,3} (Εικόνα 1).

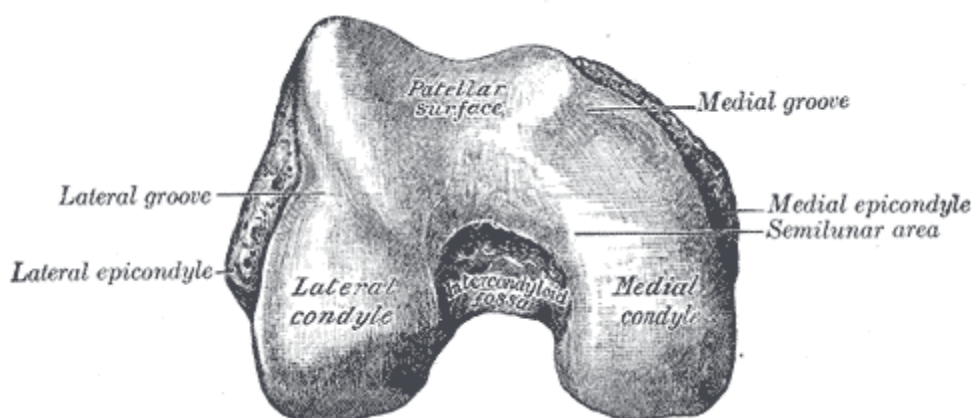


Εικόνα 1. Η άρθρωση του γόνατος σε διατομή (πλάγια προβολή)

[Αναπαράγωγή από: *Anatomy of the Human Body*, H. Gray¹]

Το περιφερικό άκρο του μηριαίου οστού καταλήγει σε δύο οστικές προεκβολές, τους μηριαίους κονδύλους, οι οποίοι είναι ουσιαστικά προσκολλημένοι στην οπίσθια

επιφάνεια του μηριαίου οστού. Στο πρόσθιο μέρος του γόνατος σχηματίζεται η μηριαία τροχλία, ενώ στην οπίσθια επιφάνεια οι δύο κόνδυλοι χωρίζονται από την μεσοκονδύλια εντομή ή βόθρο.^{1,2} Ιδιαίτερης σημασίας είναι το γεγονός πως οι μηριαίοι κόνδυλοι είναι ανισομεγέθεις μεταξύ τους και παρουσιάζουν συγκεκριμένα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά. Ο έξω κόνδυλος είναι μεγαλύτερος σε σχέση με τον έσω τόσο στην προσθοπίσθια όσο και στην εγκάρσια διάμετρο. Αντίθετα ο έσω μηριαίος κόνδυλος φτάνει χαμηλότερα συγκριτικά με τον έξω. (Εικόνα 2) Αυτή η διαφορά μήκους αντισταθμίζει αρμονικά τη διαφορά κλίσης μεταξύ του ανατομικού άξονα του μηριαίου σε σχέση με τον μηχανικό και εξασφαλίζει με τον τρόπο αυτό την οριζοντίωση των αρθρικών επιφανειών.^{1,4} Επιπρόσθετα ο αρθρικός χόνδρος του έσω κονδύλου επεκτείνεται αρκετά στην πρόσθια επιφάνεια του γόνατος, γεγονός που εξασφαλίζει την κάλυψη όλων των επιφανειών που έρχονται σε επαφή με αρθρικό χόνδρο κατά την έκταση του γόνατος.

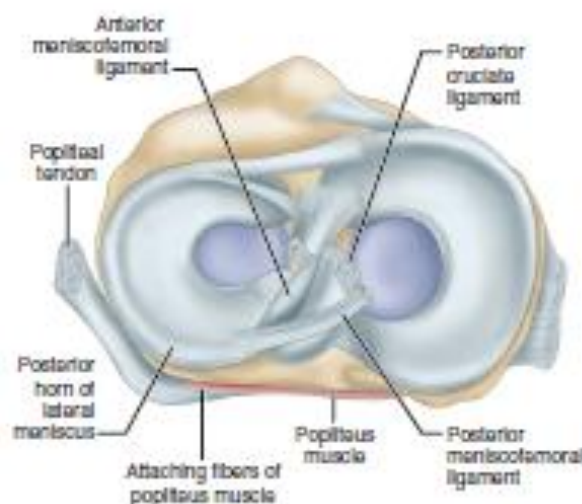


Εικόνα 2. Οι μηριαίοι κόνδυλοι, κάτω όψη

[Αναπαράγωγή από: *Anatomy of the Human Body*, H. Gray¹]

Το κεντρικό άκρο της κνήμης αποτελείται από τους δύο κνημιαίους κονδύλους (έσω και έξω κνημιαία γλήνη), που αποτελούν αποπλατυσμένες αρθρικές επιφάνειες που διαχωρίζονται μεταξύ τους με το μεσογλήνιο έπαρμα. Το έπαρμα αυτό αποτελεί και οδηγό για τον διαχωρισμό των κνημιαίων προσφύσεων του ΠΧΣ και ΟΧΣ. Η έσω κνημιαία αρθρική επιφάνεια βρίσκεται χαμηλότερα από την έξω, ακολουθώντας την ανάλογη διαμόρφωση του μηριού οστού. Στην αρθρική επιφάνεια του κνημιαίου πλατώ υπάρχουν οι δύο μηνίσκοι (ο έσω και ο έξω) που διαδραματίζουν σημαντικό

ρόλο στη μεταφορά φορτίων και στη σταθερότητα της άρθρωσης. Οι μηνίσκοι βαθαίνουν τις αρθρικές επιφάνειες της κνήμης στο σημείο που αυτές αρθρώνονται με τους μηριαίους κονδύλους. (Εικόνα 3).



Εικόνα 3. Η άνω επιφάνεια των κνημιαίων κονδύλων

[Αναπαράγωγή από: Canale ST, Beaty JH. *Campbell's Operative Orthopaedics* 12thED. Elsevier⁵]

Οι κινήσεις που επιτελούνται στην άρθρωση περιλαμβάνουν κάμψη και έκταση αλλά και ποικίλου βαθμού στροφή. Απαραίτητη προϋπόθεση για την επίτευξη των κινήσεων αυτών ομαλά αποτελεί η απόλυτη σταθερότητα της άρθρωσης που επιτυγχάνεται με τα σταθεροποιητικά στοιχεία του γόνατος.

Διακρίνονται δύο ειδών σταθεροποιητικά στοιχεία, τα στατικά και τα δυναμικά. Στα στατικά ανήκουν οι σύνδεσμοι, ο θύλακος, οι μηνίσκοι και οι ιδιόμορφα κατασκευασμένοι κόνδυλοι του μηρού και της κνήμης ενώ στα δυναμικά οι μύες και οι τένοντές τους.⁴

Τα κύρια σταθεροποιητικά στοιχεία του γόνατος είναι ο πρόσθιος και ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος του γόνατος. Βρίσκονται στο κέντρο του γόνατος και εμποδίζουν την πρόσθια και οπίσθια αντίστοιχα ολίσθηση της κνήμης ως προς το μηριαίο οστό. Επίσης και οι μηνίσκοι συμμετέχουν ως ένα βαθμό στη σταθερότητα του γόνατος.

Στη σταθερότητα της έσω επιφάνειας του γόνατος συμβάλλουν:

- 1) ο έσω πλάγιος σύνδεσμος με τις δύο μοίρες του
- 2) ο έσω θυλακικός σύνδεσμος με την μηνισκομηριαία και την μηνισκοκνημιαία μοίρα του
- 3) ο τένοντας του έσω πλατέος μυός
- 4) ο τένοντας του ημιυμενώδους μυός
- 5) οι τένοντες του ημιτενοντώδους, του ραπτικού και του ισχνού μυός που σχηματίζουν στην κατάφυσή τους τον χήναιο πόδα

Στη σταθερότητα της έξω επιφάνειας συμβάλλουν:

- 1) ο έξω πλάγιος σύνδεσμος που εκτείνεται από τον έξω μηριαίο κόνδυλο ως την κεφαλή της περόνης
- 2) ο περονο-ιγνυακός σύνδεσμος που συνδέει την κεφαλή της περόνης με τον τένοντα του λοξού ιγνυακού μυός
- 3) ο έξω θυλακικός σύνδεσμος
- 4) ο τένοντας του ιγνυακού μυός
- 5) ο τένοντας του δικεφάλου μυός
- 6) και ο έξω πλατύς μυς

Κύριος σταθεροποιητικός παράγων στην πρόσθια επιφάνεια είναι ο εκτατικός μηχανισμός του γόνατος με

- 1) τένοντα του τετρακεφάλου
- 2) επιγονατίδα
- 3) επιγονατιδικό τένοντα
- 4) καθεκτικοί σύνδεσμοι της επιγονατίδας
- 5) έσω επιγονατιδομηριαίος σύνδεσμος

Τέλος, η οπίσθια επιφάνεια του γόνατος σταθεροποιείται από

- 1) τον οπίσθιο θύλακο
- 2) τον λοξό ιγνυακό και τοξοειδή ιγνυακό σύνδεσμο
- 3) τον τένοντα του ιγνυακού μυός
- 4) τις δύο κεφαλές του γαστροκνημίου μυός

ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ – “SCREW HOME MECHANISM”

Η κύρια κίνηση του γόνατος είναι η κάμψη και η έκταση. Σημαντικό ρόλο έχει και η έσω-έξω στροφή ενώ υπάρχει και μια μικρή κίνηση τύπου απαγωγή-προσαγωγή όταν το γόνατο φορτίζεται. Η κίνηση του γόνατος (κάμψη-έκταση) συνδυάζεται πάντα με έσω-έξω στροφή. Όταν το γόνατο είναι σε κάμψη, η κνήμη είναι σε έσω στροφή. Ο έξω μηριαίος κόνδυλος είναι σε μεγαλύτερη επαφή με το οπίσθιο τμήμα του έξω κνημιαίου κονδύλου. Καθώς το γόνατο έρχεται σε έκταση ο μηριαίος κόνδυλος ρολλάρει πάνω στον κνημιαίο κόνδυλο, η κνήμη σταδιακά έρχεται σε έξω στροφή και σχεδόν σε έκταση “κλειδώνει” (closed pack position). Σε αυτή τη θέση έχει τη μεγαλύτερη σταθερότητα, και είναι η θέση που βρίσκεται το γόνατο κατά την επαφή του κάτω άκρου με το έδαφος κατά την βάρδιση (foot contact). Αυτή η στροφική κίνηση του γόνατος κατά την κάμψη-έκταση ονομάζεται screw home mechanism και είναι πολύ σημαντική για τον συγχρονισμό των τριών αρθρώσεων ισχίου, γόνατος και ποδοκνημικής. Σε αυτή την κίνηση συμβάλλουν οι χιαστοί σύνδεσμοι, οι μηνίσκοι και οι άλλοι σύνδεσμοι του γόνατος^{3, 6}.

ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ (ΠΧΣ)

ΜΑΚΡΟΣΚΟΠΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ

Ο ΠΧΣ είναι μία δέσμη από πυκνό συνδετικό ιστό που περιβάλλεται από μια ανάκαμψη του αρθρικού υμένα, κάτι που καθιστά τον ΠΧΣ ενδαρθρική αλλά εξωυμενική δομή ⁷. Εγγύς προσφύεται σε μία περιοχή στο οπίσθιο τμήμα της έσω πλευράς του έξω μηριαίου κονδύλου. Έχει λοξή ενδαρθρική πορεία προς τα εμπρός, έσω και άπω. Άπω προσφύεται στον πρόσθιο μεσογλήνιο βόθρο της κνήμης κατά μήκος του χείλους του έσω γληνιαίου φύματος (Εικόνα 4).



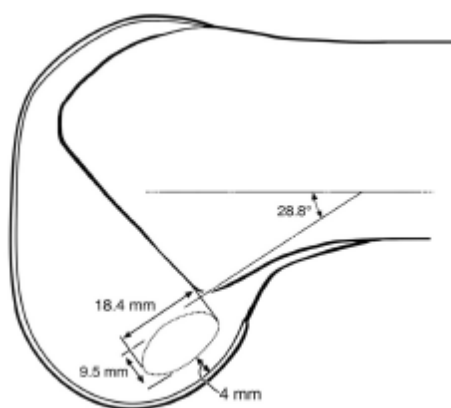
Εικόνα 4. Ο Πρόσθιος (ACL) και ο Οπίσθιος (PCL) Χιαστός Σύνδεσμος.

[Αναπαγωγή από: Anatomic Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Flowchart, van Eck, Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2010 ⁸]

Πρόσφυση στο μηριαίο οστόν

Η μηριαία έκφυση του ΠΧΣ βρίσκεται στο οπίσθιο τμήμα της έσω επιφάνειας του έξω μηριαίου κονδύλου ⁹⁻¹². Το σχήμα της πρόσφυσης του ΠΧΣ στο μηριαίο οστόν έχει περιγραφεί σαν ένα ημικύκλιο κάθετα τοποθετημένο, ή αλλιώς σαν το τμήμα ενός κύκλου με την προς τα εμπρός πλευρά του ευθεία και την προς τα πίσω κυρτή ⁹. Οι Girgis και συνεργάτες περιέγραψαν ότι το οπίσθιο όριο της μηριαίας έκφυσης του ΠΧΣ απέχει 2-3 χιλ. από τον αρθρικό χόνδρο του μηριαίου. Άλλοι συγγραφείς

περιέγραψαν την μηριαία έκφυση του ΠΧΣ με σχήμα περισσότερο κυκλικό (Harner) ή περισσότερο οβάλ^{7, 10, 12}. Το μέγεθος της πρόσφυσης στο μηριαίο οστόν ποικίλλει από 11 έως 24 χιλ. κατά μήκος¹³. Οι Odensten and Gillquist¹⁰ ανέφεραν μέσο μήκος 18χιλ. και πλάτος 11χιλ. και οι Heming και συν¹⁴ ανέφεραν μήκος 18.4χιλ. και πλάτος 9.5χιλ. (Εικόνα 5).



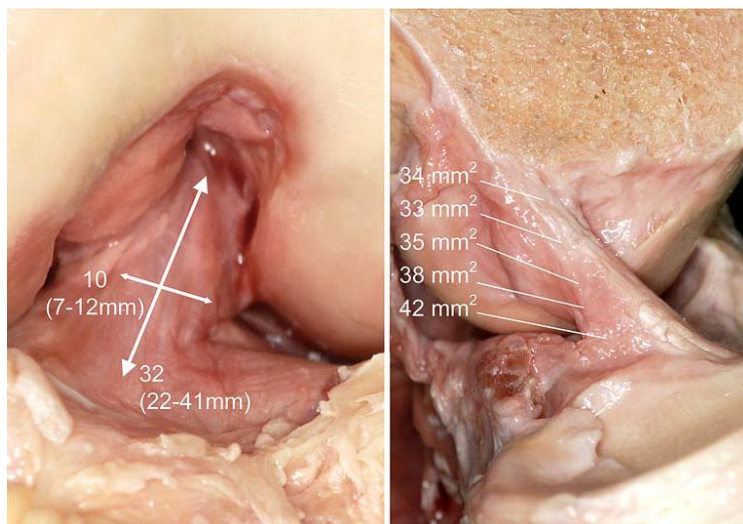
Εικόνα 5: Η ωοειδούς σχήματος μηριαία πρόσφυση του ΠΧΣ στο οβελιαίο επίπεδο. Σύμφωνα με τα δεδομένα των Heming και συν (Heming) το αποτύπωμα της μηριαίας πρόσφυσης σχηματίζει γωνία 28.8° με την διάφυση του μηριαίου οστού, έχει μήκος 18.4χιλ και πλάτος 9.5χιλ. Το οπίσθιο όριο του αποτυπώματος είναι παράλληλο με τον αρθρικό χόνδρο του μηριαίου κονδύλου.

[Αναπαγωγή από: Steiner ME, Murray MM, Rodeo SA. Strategies to improve anterior cruciate ligament healing and graft placement. Am J Sports Med. 2008;36(1):176-89.¹⁵]

Κύρια μάζα του ΠΧΣ (Midsubstance)

Από την μηριαία έκφυσή του ο ΠΧΣ πορεύεται πρόσθια, έσω και άπω στην κνήμη. Το μήκος του έχει εύρος 22 έως 41 χιλ (μέση τιμή, 32 χιλ) ενώ το πλάτος του κυμαίνεται από 7 έως 12 χιλ. Έχει αναφερθεί πως το σχήμα της εγκάρσιας διατομής του ΠΧΣ είναι “ανώμαλο” και όχι κυκλικό, ελλειψοειδές ή κάποιο άλλο απλό γεωμετρικό σχήμα και πως το σχήμα του αυτό αλλάζει με τη γωνία κάμψης και εμφανίζει μεγαλύτερη διάμετρο στην προσθιοπίσθια κατεύθυνση^{10, 13, 16}. Το εμβαδόν της εγκάρσιας διατομής της κυρίας μάζας του ΠΧΣ αυξάνεται από το μηρό προς την

κνήμη ως εξής: 34 χιλ² εγγύς, 33 χιλ² ανάμεσα στο εγγύς και το κεντρικό τμήμα του, 35 χιλ² στο επίπεδο του κεντρικού τμήματος, 38 χιλ² ανάμεσα στο άπω και το κεντρικό τμήμα, και 42 χιλ² στο άπω τμήμα ¹³ (Εικόνα 6).



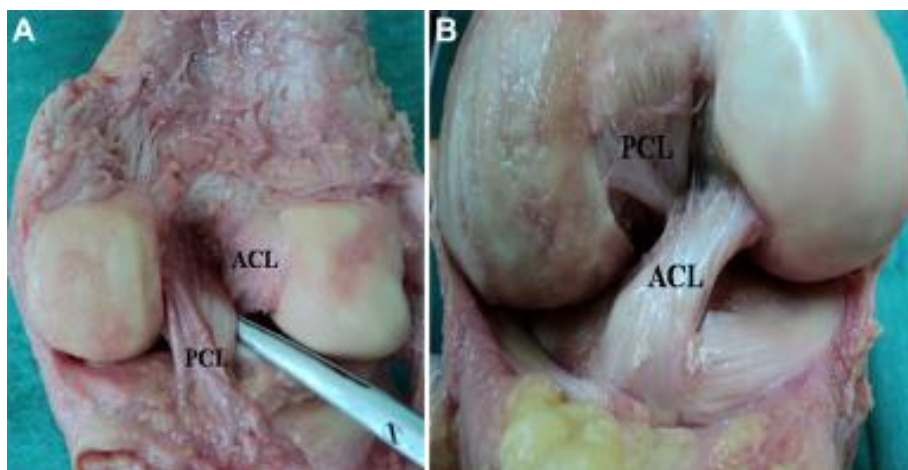
Εικόνα 6. Εικόνα από πτωματικό παρασκεύασμα αριστερού γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο (αριστερά) που απεικονίζει τον ΠΧΣ στην μεσοκονδύλια εντομή του μηριαίου. Δεξιά, στο οβελιαίο επίπεδο υποδεικνύονται τα επίπεδα όπου προσδιορίστηκε το εμβαδό της κύριας μάζας του ΠΧΣ το οποίο ποικίλλει από το μηριαίο οστό προς την κνήμη.

[Αναπαγωγή από: Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006 Mar;14(3):204-213.¹³]

Οι Harner και συν ¹¹ ποσοτικοποίησαν με μέθοδο ψηφιοποίησης την περιοχή της πρόσφυσης του ΠΧΣ στην κνήμη και το μηρό και ανέφεραν πως οι προσφύσεις του ΠΧΣ είναι πάνω από 3.5 φορές μεγαλύτερες από την κύρια μάζα του συνδέσμου. Οι ευρείες προσφύσεις του ΠΧΣ στο μηριαίο οστόν και την κνήμη σε σχέση με τη μικρή διάμετρο της κύριας μάζας του καθιστά την επιλογή της τοποθέτησης των οστικών αυλών ιδιαίτερα κρίσιμη εξαιτίας του συγκεκριμένου και ορισμένου μεγέθους των πιθανών μοσχευμάτων ¹¹.

Νεότερα δεδομένα όμως από μία πρόσφατη ανατομική μελέτη με πτωματικά παρασκευάσματα γόνατος όπου προσδιορίστηκε το σχήμα και η γεωμετρία του

φυσικού ΠΧΣ¹⁷ αποδεικνύουν πως προς τη μηριαία έκφυσή του και στο μεγαλύτερο μέρος της κυρίας μάζας του (midsubstance) ο ΠΧΣ έχει πλάτος κατά μέσο όρο 5χιλ (από την μηριαία έκφυσή του έως περίπου 5-6χιλ πριν την κατάφυσή του στην κνήμη) όπου έχει μια πιο επίπεδη εμφάνιση, όμοια με την περιγραφή “lasagna-like” των Mochizuki και συν¹⁸, ενώ προς την κνημιαία κατάφυσή του διαπλατύνεται μέχρι την πρόσφυσή του στην κνήμη. Η μελέτη αυτή απέδειξε πως ο προσδιορισμός του σχήματος και διαστάσεων του φυσικού ΠΧΣ καθ’ όλο το μήκος του είναι πολύ σημαντικός εξαιτίας της στενής γειτνίασης της κύριας μάζας του ΠΧΣ με τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο στην πλήρη έκταση ή σε θέση πλησίον της πλήρους έκτασης (Εικόνα 7). Τα δεδομένα αυτά έχουν δε ιδιαίτερη σημασία στη σωστή επιλογή του μοσχεύματος που θα υποκαταστήσει τον ΠΧΣ, καθώς θα πρέπει αυτό να έχει διαστάσεις κατάλληλες ώστε να ταιριάζει στον χώρο ανάμεσα στον έξω μηριαίο κόνδυλο και τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο χωρίς να εμφανίζει πρόσκρουση σε αυτά.



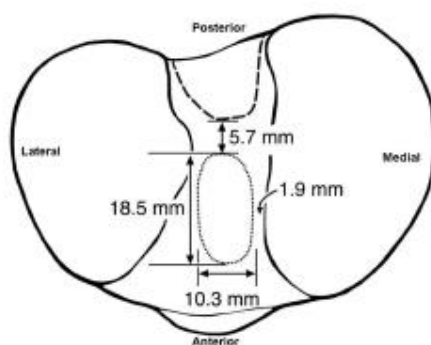
Εικόνα 7. Ανατομικό παρασκεύασμα γόνατος. (Α) οπίσθια όψη δεξιού γόνατος σε έκταση, όπου φαίνεται πως ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος (PCL) καταλαμβάνει το μεγαλύτερο τμήμα της μεσοκονδύλιας εντομής, αφήνοντας μικρό μόνο χώρο για τον ΠΧΣ (ACL). (Β) πρόσθια όψη αριστερού γόνατος σε κάμψη. Εξαιτίας της κύλισης του μηριαίου κονδύλου πάνω στο κνημιαίο πλατό και της αλλαγής προσανατολισμού της μηριαίας έκφυσης δίνεται η εντύπωση πως η έκφυση του ΠΧΣ είναι ευρεία και καταλαμβάνει το μεγαλύτερο μέρος της μεσοκονδύλιας εντομής.

[Αναπαραγωγή από Triantafyllidi E, Paschos NK, Goussia A, Barkoula NM, Exarchos DA, Matikas TE, Malamou-Mitsi V, Georgoulis AD. The shape and the thickness of

the anterior cruciate ligament along its length in relation to the posterior cruciate ligament: a cadaveric study. Arthroscopy. 2013;29:1963-1973.^{17]}

Κνημιαία κατάφυση

Στην κατάφυσή του στην κνήμη ο ΠΧΣ ανοίγει σαν βεντάλια ¹³. Σύμφωνα με τους Harner και συνεργάτες η κνημιαία κατάφυση του συνδέσμου είναι το ευρύτερο τμήμα του και σαν εμβαδό αντιστοιχεί περίπου στο 120% της μηριαίας πρόσφυσής του ¹¹. Επίσης έχει αναφερθεί πως η κνημιαία πρόσφυση του ΠΧΣ εκτός από ευρύτερη είναι και ισχυρότερη από την μηριαία πρόσφυση ¹³. Η κατάφυση του ΠΧΣ στην κνήμη βρίσκεται στην περιοχή ανάμεσα στο έξω και έσω μεσογλήνιο (μεσοκονδύλιο) φύμα. Ειδικότερα, οι ίνες του ΠΧΣ προσφύονται σε μια περιοχή που βρίσκεται πρόσθια και έξω του έσω μεσογληνίου φύματος. Αυτή η περιοχή πρόσφυσης του ΠΧΣ έχει ευρύ ωοειδές (οβάλ) σχήμα με διάμετρο περίπου 11 χιλιοστά (εύρος, 8–12 χιλ) στο μετωπιαίο επίπεδο (αντίστοιχα αναφέρεται και ως πλάτος της πρόσφυσης) και 17 χιλιοστά (εύρος, 14–21 χιλ) στο οβελιαίο επίπεδο (προσθιοπίσθια διάμετρος) ^{7, 19, 20}. Κοντά στην πρόσφυση του ΠΧΣ στην κνήμη, κάποιες ίνες του συνδέσμου πορεύονται πρόσθια κάτω από τον εγκάρσιο σύνδεσμο των μηνίσκων. (Εικόνα 8)



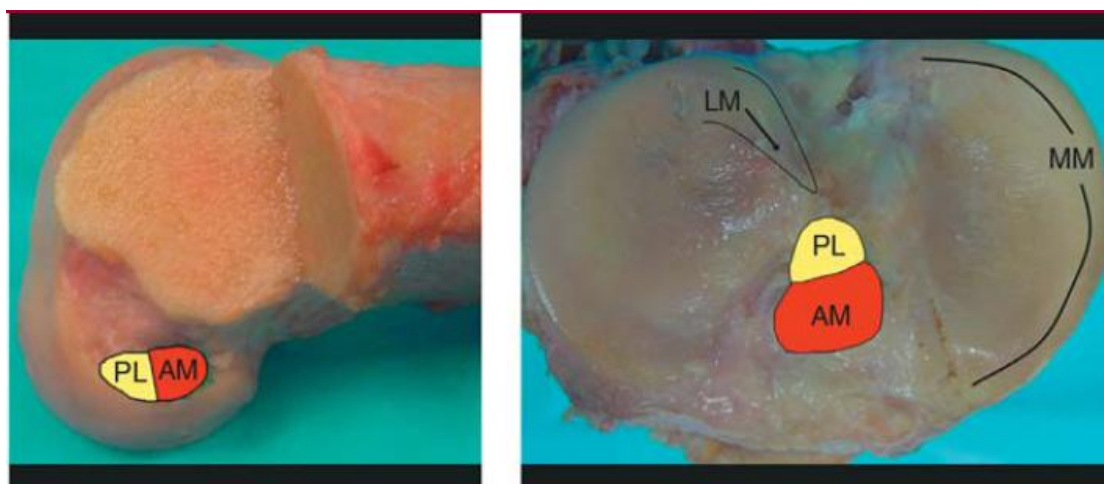
Εικόνα 8. Το ωοειδές σχήμα της κνημιαίας κατάφυσης του ΠΧΣ στο εγκάρσιο επίπεδο. Βάσει δεδομένων από τους Heming και συνεργάτες η απόσταση από τον ΟΧΣ έως τις οπίσθιες ίνες του ΠΧΣ είναι 5.7 χιλ. Η προσθιοπίσθια διάμετρος της πρόσφυσης στην κνήμη είναι 18.5 χιλ και το πλάτος 10.3 χιλ. το κοντινότερο σημείο της έσω πλευράς της κνημιαίας κατάφυσης απ'τον αρθρικό χόνδρο του έσω κνημιαίου κονδύλου είναι 1,9 χιλ. Το κέντρο του αποτυπώματος στην κνήμη απέχει από τον ΟΧΣ 15χιλ.

[Αναπαγωγή από: Steiner ME, Murray MM, Rodeo SA. Strategies to improve anterior cruciate ligament healing and graft placement. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):176-89.¹⁵]

Καθώς εκτείνεται μεταξύ των προσφύσεων του ο ΠΧΣ παρουσιάζει μια ελαφρά στροφή προς τα έξω, γεγονός το οποίο οφείλεται στη σχετική θέση και τον διαφορετικό προσανατολισμό των προσφύσεων του στη κνήμη και στο μηρό. Η μηριαία έκφυση του ΠΧΣ προσανατολίζεται κυρίως στον επιμήκη άξονα ενώ αντίθετα η κνημιαία κατάφυση του συνδέσμου στον προσθιοπίσθιο άξονα της κνήμης²¹. Αυτή η έξω σπειροειδής πορεία του ΠΧΣ είναι και μία πιθανή εξήγηση για το μικρότερο εμβαδό της εγκάρσιας διατομής της κυρίας μάζας του ΠΧΣ σε σχέση με αυτό προς την κνημιαία πρόσφυσή του.

Η πρόσθια-έσω και η οπίσθια-έξω δέσμη

Σύμφωνα με ανατομικές μελέτες, στον ΠΧΣ μπορούν να διακριθούν δύο λειτουργικές δέσμες, η πρόσθια-έσω (anteromedial, AM) και η οπίσθια-έξω (posterolateral, PL), οι οποίες έχουν μεταξύ τους διαφορετικό πρότυπο τάσης ανάλογα με το εύρος κίνησης του γόνατος. (Εικόνα 9)

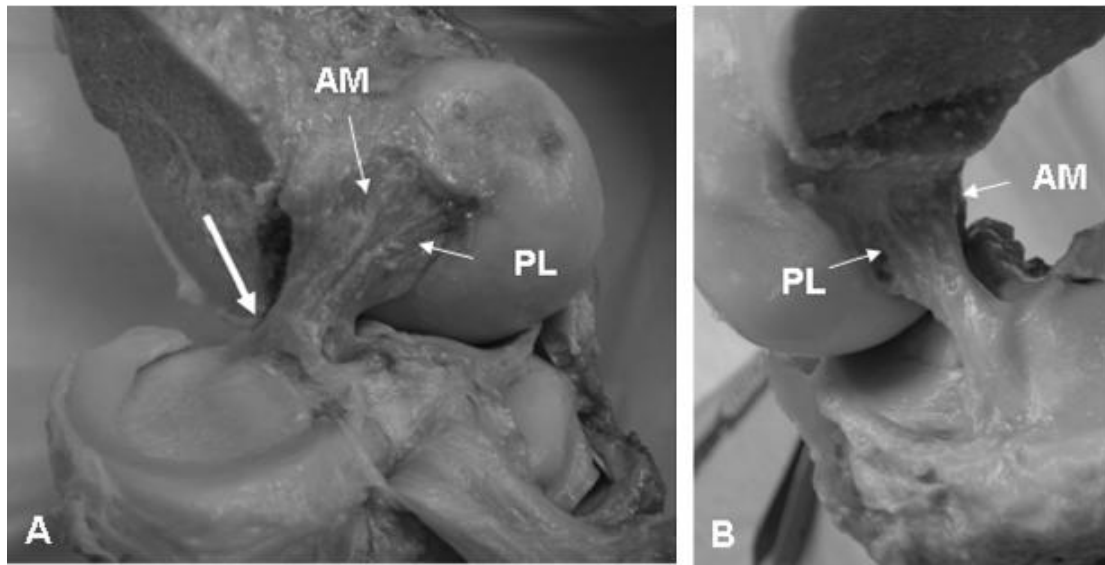


Εικόνα 9. Οι εικόνες δείχνουν το ανατομικό αποτύπωμα του ΠΧΣ, LM= έξω μηνίσκος, MM= έσω μηνίσκος]

[Αναπαγωγή από: Starman JS, Ferretti FH, Fu FH: *Anatomy and biomechanics of the ACL*, in Prodromos CC [ed]: *The Anterior Cruciate Ligament: Reconstruction and Basic Science*. Philadelphia, PA: Elsevier, 2007, p 6²²]

Η ονοματολογία των δεσμών αυτών βασίζεται στην κατάφυσή τους στην κνήμη. Η πρόσθια-έσω δέσμη εκφύεται από το πιο εγγύς και πρόσθιο τμήμα της μηριαίας έκφυσης του ΠΧΣ (ψηλά και εν τω βάθει όταν το γόνατο είναι σε θέση κάμψης 90°) και καταφύεται στο πιο πρόσθιο και έσω τμήμα της κατάφυσής του στην κνήμη. Η οπίσθια-έξω δέσμη εκφύεται από το πιο άπω και οπίσθιο τμήμα της μηριαίας έκφυσης του ΠΧΣ (χαμηλά και επιπολής με το γόνατο σε κάμψη 90°) και καταφύεται στο πιο οπίσθιο και έξω τμήμα της κνημιαίας κατάφυσής του^{16, 23, 25}. (Εικόνα 10)

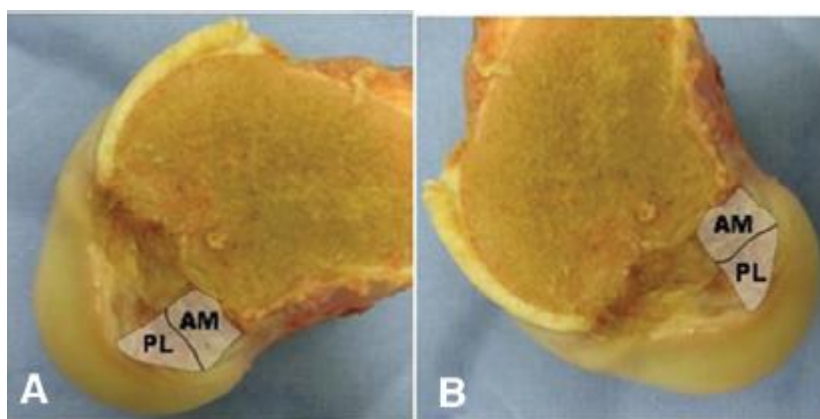
Οι μηριαίες προσφύσεις των δύο δεσμίδων, πρόσθιας-έσω και οπίσθιας-έξω είναι προσανατολισμένες σχεδόν κάθετα όταν το γόνατο βρίσκεται σε έκταση, αλλά φέρονται σε οριζόντιο προσανατολισμό καθώς το γόνατο κάμπτεται προς τις 90° καθώς η πρόσφυση της οπίσθιας-έξω δέσμης βρίσκεται σε αυτή τη θέση πιο μπροστά (επιπολής) της πρόσφυσης της πρόσθιας-έσω. Στο μετωπιαίο επίπεδο η πρόσθια-έσω δέσμη έχει περισσότερο κατακόρυφο προσανατολισμό (σχεδόν 70° με την βασική γραμμή της άρθρωσης του γόνατος) ενώ η οπίσθια-έξω δέσμη έχει πιο οριζόντιο προσανατολισμό (σχεδόν 55° ως προς τη βασική γραμμή). Στο οβελιαίο επίπεδο όταν το γόνατο βρίσκεται σε έκταση οι δύο δέσμες είναι σχεδόν παράλληλες μεταξύ τους. Κατά τη διάρκεια της κάμψης, παρατηρείται ελαφρά έξω στροφή του συνδέσμου γύρω από τον επιμήκη άξονά του και η πρόσθια-έσω δέσμη περιστρέφεται γύρω από τον υπόλοιπο σύνδεσμο²⁶. (Εικόνα 10)



Εικόνα 10. Η εικόνα αυτή δείχνει ένα ανατομικό παρασκεύασμα ανθρώπινου γόνατος μετά την αφαίρεση του έσω μηριαίου κονδύλου. (Α) Η πρόσθια-έσω δέσμη εκφύεται από το πιο εγγύς και πρόσθιο τμήμα και η οπίσθια-έξω δέσμη από το πιο άπω και οπίσθιο τμήμα της μηριαίας έκφυσης του ΠΧΣ. Οι δέσμες του ΠΧΣ είναι σχεδόν παράλληλες μεταξύ τους όταν το γόνατο βρίσκεται σε θέση έκτασης. Επίσης στην έκταση η οπίσθια-έξω δέσμη βρίσκεται σε τάση. Εξαιτίας του ανατομικού σχήματος των αποτυπωμάτων του ΠΧΣ στις θέσεις πρόσφυσής του στο μηρό και την κνήμη, οι πρόσθιες ίνες του ΠΧΣ μπορούν και “λυγίζουν” γύρω απ’ το πρόσθιο άκρο της μεσοκονδύλιας εντομής (βέλος). (Β) Σε κάμψη η έκφυση της οπίσθιας-έξω δέσμης περιστρέφεται και φέρεται πρόσθια έτσι ώστε τελικά η πρόσθια-έσω δέσμη να φέρεται σε τάση.

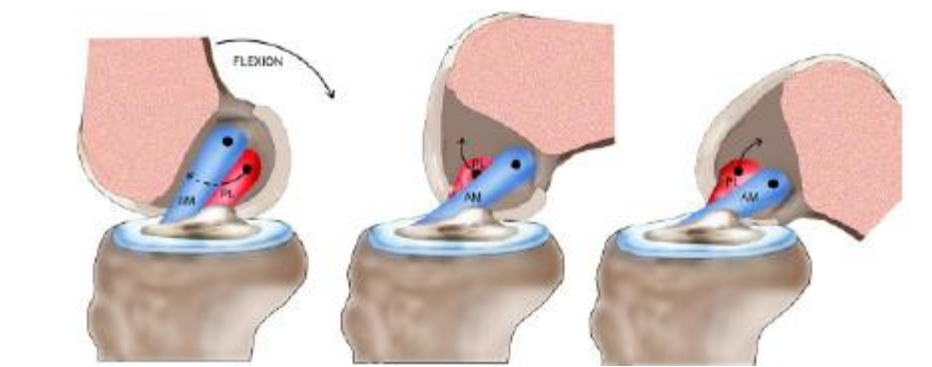
[Αναπαγωγή από: Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. Clin Orthop Relat Res. 2007 Jan;454:35-47²⁵]

Εξαιτίας της αλλαγής του προσανατολισμού της μηριαίας έκφυσης του ΠΧΣ κατά την κάμψη-έκταση του γόνατος, οι δέσμες του ΠΧΣ εμφανίζουν συγκεκριμένο πρότυπο τάσης ανάλογα με τη θέση του γόνατος. (Εικόνα 11). Όταν το γόνατο βρίσκεται σε έκταση, η μηριαία πρόσφυση του ΠΧΣ έχει κατακόρυφο προσανατολισμό, η οπίσθια-έξω δέσμη βρίσκεται σε τάση, ενώ η πρόσθια-έσω είναι σχετικά χαλαρή. Όταν το γόνατο φέρεται σε κάμψη, η πρόσφυση του ΠΧΣ στο μηρό αποκτά οριζόντιο προσανατολισμό, με αποτέλεσμα, η πρόσθια-έσω δέσμη να βρίσκεται πλέον σε τάση και η οπίσθια-έξω να χαλαρώνει^{7, 9, 16, 20, 27}. (Εικόνα 12).



Εικόνα 11. Αλλαγή στον προσανατολισμό της πρόσφυσης του ΠΧΣ στο μηριαίο οστό με την κάμψη και έκταση του γόνατος. Α) Στην θέση αρθροσκόπησης, σε κάμψη 90 °, η οπίσθια έξω δέσμη (PL) βρίσκεται επιπολής και χαμηλά σε σχέση με την θέση πρόσφυσης της πρόσθιας-έσω δέσμης (AM). Β) Στην έκταση η οπίσθια έξω δέσμη βρίσκεται πιο κάτω και εν τω βάθει σε σχέση με την πρόσθια-έσω δέσμη.

[Αναπαραγωγή από: Anatomical and Nonanatomical Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Thore Zantop, Nadine Diermann, Tobias Schumacher, Steffen Schanz, Freddie H. Fu and Wolf Petersen Am J Sports Med 2008 36: 678²⁴]

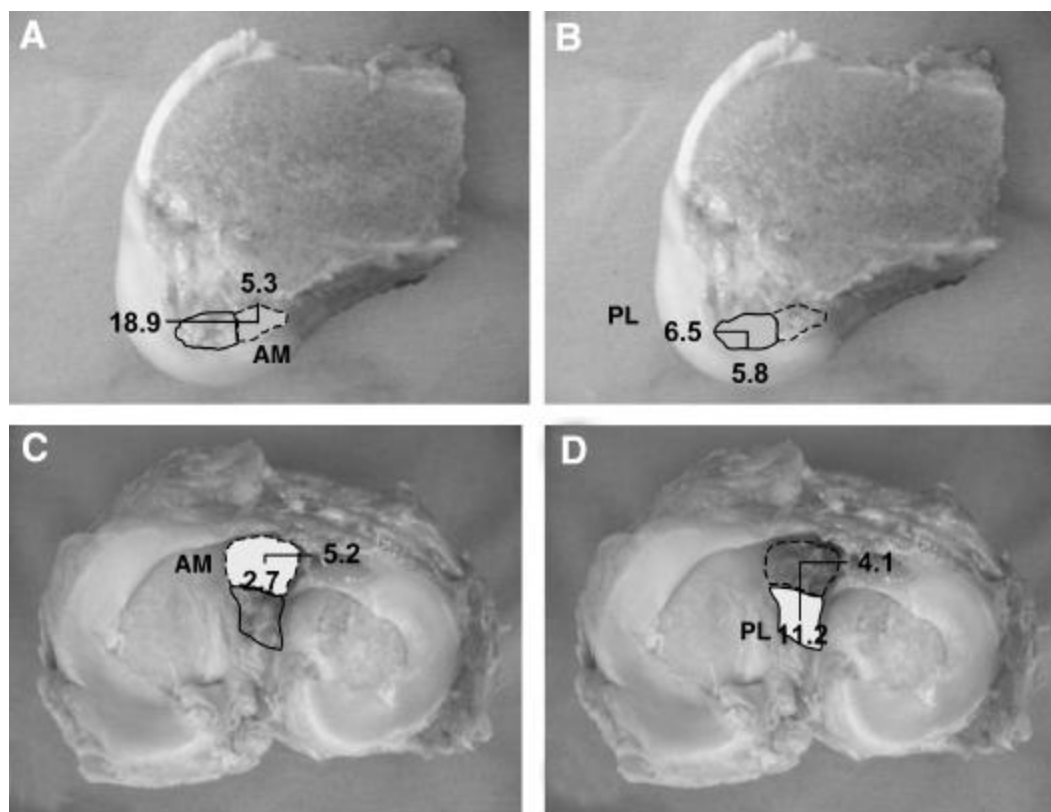


Εικόνα 12. Η αλλαγή σχετικής θέσης των δύο δεσμίδων κατά την κάμψη του γόνατος (οβελιαία προβολή)

[Αναπαραγωγή από: Sonnery-Cottet B, Chambat P. Arthroscopic identification of the anterior cruciate ligament posterolateral bundle: The figure-of-four position. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2007²⁸]

Σε πλήρη έκταση, η πρόσθια-έσω δέσμη έχει μήκος 38.5 χιλ +/-2 σε σχέση με την οπίσθια-έξω δέσμη, 19.7 +/- 1 χιλ. Στην μηριαία έκφυση, η απόσταση από το κέντρο της οπίσθιας-έξω δέσμης ως το επιπολής όριο του αρθρικού χόνδρου είναι κατά μ.ό 6.5 χιλ (+/-0.9), ενώ ως το κάτω όριο του χόνδρου είναι 5.8 χιλ (+/-0.6). Η απόσταση από το κέντρο της πρόσθιας-έσω δέσμης ως το επιπολής όριο του χόνδρου είναι 18.9 χιλ +/- 0.5 ενώ η απόσταση από την οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής είναι 5.3 +/- 0.7 χιλ. (Εικόνα 13 A, B)

Η απόσταση από το κέντρο της πρόσθιας-έσω δέσμης έως αυτό της οπίσθιας-έξω δέσμης ποικίλλει και κυμαίνεται από 8 ως 10 χιλ. Στην κνήμη το κέντρο της πρόσθιας-έσω δέσμης βρίσκεται 2.7 χιλ (+/-0.5) οπίσθια και 5.2 (+/-0.7) έσω του κέντρου της πρόσθιας κατάφυσης του έξω μηνίσκου. Το κέντρο της οπίσθιας-έξω δέσμης βρίσκεται 11.2 (1.2) και 4.1 (0.6) χιλ οπίσθια και έσω του κέντρου της πρόσθιας πρόσφυσης του έξω μηνίσκου. (Εικόνα 13 C, D)



Εικόνα 13. Ανατομικά παρασκευάσματα που δείχνουν τις μετρήσεις στο μηριαίο (A,B) και κνημιαίο (C, D) αποτύπωμα. Προσδιορίστηκαν οι αποστάσεις από (A) το κέντρο της πρόσθιας-έσω δέσμης (AM) έως το επιπολής όριο του αρθρικού χόνδρου και ως την

οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής. (B) Για το κέντρο της οπίσθιας-έξω δέσμης (PL) μετρήθηκαν η απόσταση από το επιπολής και το κάτω όριο του χόνδρου.

Στην κνήμη, (C) το κέντρο της πρόσθιας-έσω δέσμης και (D) το κέντρο της οπίσθιας-έξω δέσμης καθορίστηκαν μετρώντας την απόσταση από τον έξω μηνίσκο.

Στο μηριαίο οστό, το κέντρο της οπίσθιας έξω δέσμης (B) βρίσκεται πιο επιπολής και πιο κάτω σε σχέση με το κέντρο της πρόσθιας έσω δέσμης (A).

Στην κνήμη, το κέντρο της πρόσθιας έσω δέσμης (C) βρίσκεται πιο εμπρός του κέντρου της οπίσθιας έξω δέσμης (D).

[Αναπαγωγή από: Zantop T, Wellmann M, Fu FH, Petersen W. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):65-72.²⁹]

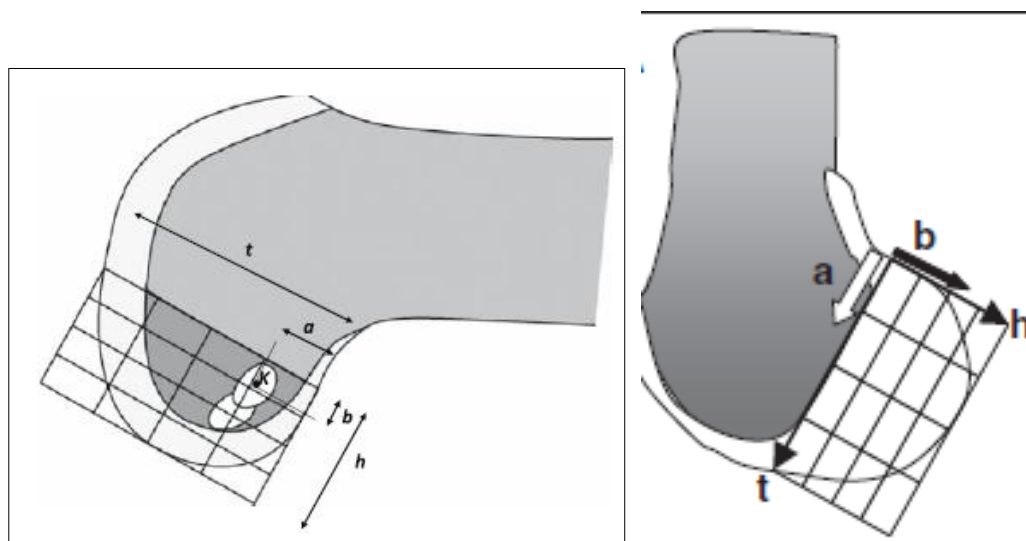
ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ

Η ακτινολογική ανατομία της έκφυσης και της κατάφυσης του ΠΧΣ έχουν μεγάλη κλινική σημασία καθώς η γνώση της προβολής των προσφύσεων του ΠΧΣ σε ακτινογραφίες γόνατος βοηθά στο να επιβεβαιωθεί η σωστή τοποθέτηση των οστικών αυλών μετά τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και επίσης έχει φανεί χρήσιμη κατά το παρελθόν όταν χρησιμοποιούνταν βελόνες Kirschner και διεγχειρητικός ακτινοσκοπικός έλεγχος για την τοποθέτηση των οστικών αυλών.

Κατά τη διάρκεια του δευτέρου workshop της Ευρωπαϊκής εταιρίας Αθλητικών κακώσεων, χειρουργικής γόνατος και αρθροσκόπησης (European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy, ESSKA) το Νοέμβριο 1996, υπήρξε γενική ομοφωνία πως η περιγραφή της τοποθέτησης του οστικού αυλού θα πρέπει να γίνεται σαν ποσοστό επί τοις 100 κάποιας ανατομικής διάστασης ²⁶. Αυτή η προσέγγιση επιτρέπει την εκτίμηση της τοποθέτησης των οστικών αυλών σε γόνατα διαφορετικών μεγεθών και σωματομετρικών χαρακτηριστικών. Το ίδιο ισχύει και για την περιγραφή της κάθε δέσμης χωριστά.

1. Μέθοδος τεταρτημορίων (Quadrant method) των Bernard και Hertel για την μηριαία έκφυση

Για το μηριαίο οστόν έχει προταθεί πως η τοποθέτηση του οστικού αυλού περιγράφεται σαν ποσοστό του μήκους της οροφής της μεσοκονδύλιας εντομής στην προσθιοπίσθια και την εγγύς-άπω διάσταση. Οι Bernard και Hertel περιέγραψαν τη μέθοδο των τεταρτημορίων για να περιγράψουν την εντόπιση του κέντρου της μηριαίας έκφυσης του ΠΧΣ σε πλάγια (profile, lateral) ακτινογραφία του γόνατος ³¹. (Εικόνα 14)

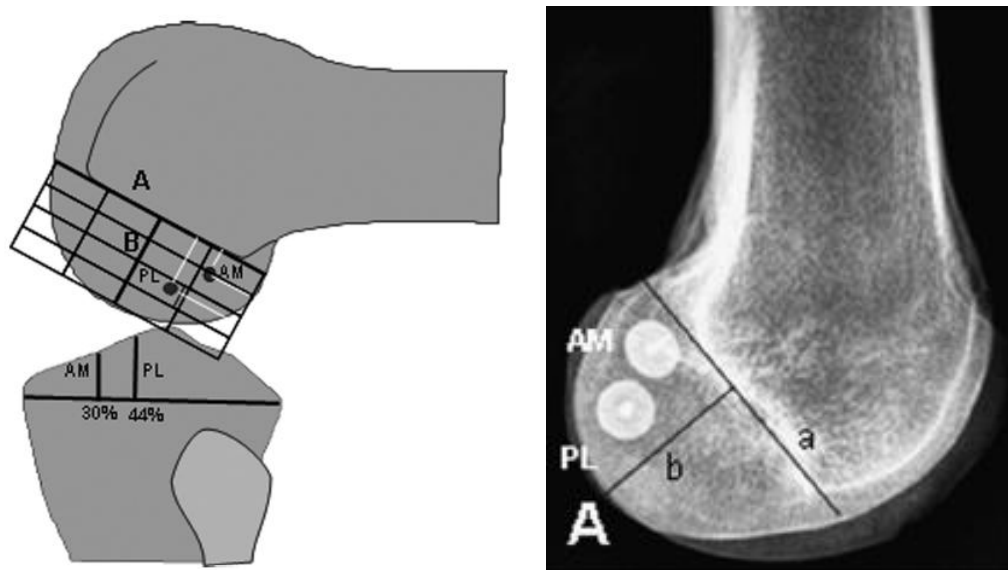


Εικόνα 14: Η μέθοδος των τεταρτημορίων όπως περιγράφηκε από τους Bernard και Hertel. Μετρίεται η συνολική οβελιαία διάμετρος του έξω μηριαίου κονδύλου t κατά μήκος της γραμμής Blumensaat και το μέγιστο ύψος της μεσοκονδύλιας εντομής h . Η απόσταση του κέντρου της πρόσθιας-έσω ή της οπίσθιας-έξω δέσμης από το πιο ραχιαίο όριο του έξω μηριαίου κονδύλου (a) προσδιορίζεται σαν ποσοστό της απόστασης t (δλδ επί της γραμμής Blumensaat) και η απόσταση από το κέντρο της κάθε δέσμης ως την γραμμή Blumensaat (b) προσδιορίζεται ως ποσοστό της γραμμής h .

[Αναπαράγωγή από: Zantop T, Wellmann M, Fu FH, Petersen W. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):65-72 ²⁹ και

Anatomical analysis of the anterior cruciate ligament femoral and tibial footprints. Tsukada H. *J Orthop Sci*;2008 ³²]

Σύμφωνα με αυτή τη μέθοδο η μεσοκονδύλια περιοχή ορίζεται από την γραμμή Blumensaat που αντιστοιχεί ακτινολογικά στην οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής, και από δύο κάθετες σε αυτήν που διέρχονται από το πρόσθιο και το οπίσθιο όριο του μηριαίου κονδύλου καθώς και από μια παράλληλη σε αυτή που διέρχεται από το κάτω όριο του μηριαίου κονδύλου. Η περιοχή αυτή χωρίζεται σε τεταρτημόρια και σύμφωνα με τους συγγραφείς η πρόσφυση του ΠΧΣ βρίσκεται στο κατώτερο σημείο του πιο οπισθίου και άνω τεταρτημορίου³¹. Αντίστοιχα με αυτή τη μέθοδο, οι Zavras και Amis περιέγραψαν πως η εντόπιση που ανέφεραν οι Bernard και Hertel αντιστοιχούσε περισσότερο στην πρόσφυση της πρόσθιας-έσω δέσμης, ενώ ανέφεραν πως η πρόσφυση της οπίσθιας-έξω δέσμης βρίσκεται στο κάτω και οπίσθιο τεταρτημόριο³³, εύρημα που υποστήριξαν αργότερα και οι Petersen και συν²⁵ (Εικόνα 15).

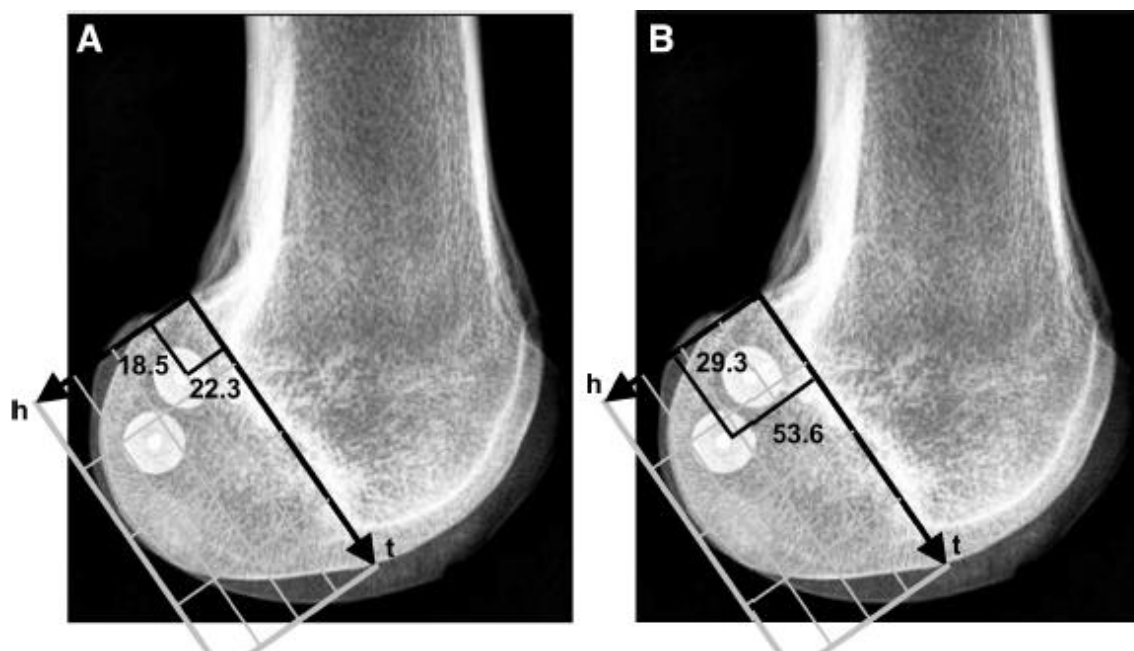


Εικόνα 15. Η θέση πρόσφυσης των δεσμών του ΠΧΣ σύμφωνα με την ακτινολογική μέθοδο των Bernard και Hertel κατά τους Petersen και συν.

[Αναπαράγωγή από: Petersen W, Zantop T. *Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles*. Clin Orthop Relat Res. 2007 Jan;454:35-47.²⁵]

Κατά την ακτινολογική ανάλυση των προσφύσεων των δεσμών του ΠΧΣ και σύμφωνα με τη μέθοδο των Bernard και Hertel, οι Zantop και συνεργάτες βρήκαν

πως το κέντρο της μηριαίας πρόσφυσης της πρόσθιας-έσω δέσμης (απόσταση a) αντιστοιχεί στο 18.5% της απόστασης t ενώ η απόσταση b αντιστοιχεί στο 22.35 της απόστασης h (εικόνα 16 A). Για το κέντρο της οπίσθιας-έξω δέσμης βρέθηκε πως η απόσταση a αντιστοιχεί στο 29.3% της απόστασης t , ενώ η απόσταση b στο 53.6% της απόστασης h (εικόνα 16 B) ²⁵.



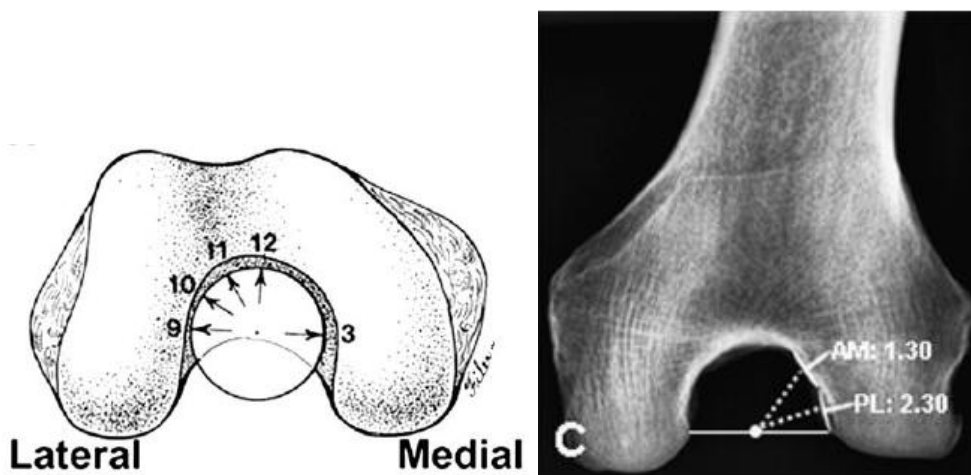
Εικόνα 16. Η θέση πρόσφυσης των δεσμών του ΠΧΣ σύμφωνα με την ακτινολογική μέθοδο των Bernard και Hertel σαν ποσοστό της γραμμής t και h αντίστοιχα κατά τους Zantop και συν.

[Αναπαγωγή από: Zantop T, Wellmann M, Fu FH, Petersen W. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):65-72.²⁹]

2. Μέθοδος “ο’clock position” για την μηριαία έκφυση

Για την περιγραφή της έκφυσης του ΠΧΣ στο μετωπιαίο επίπεδο προτάθηκε από την επιστημονική επιτροπή της ESSKA να σχεδιάζεται ένας κύκλος στην μεσοκονδύλια εντομή προσομοιάζοντας ένα ρολόι, περιγράφοντας τη θέση του οστικού αυλού και την πρόσφυση του ΠΧΣ στο μηριαίο οστό σαν θέση που αντιστοιχεί σε μία ώρα του ρολογιού. Η περιγραφή με τη μέθοδο αυτή έχει δεχθεί κριτική από αρκετούς

ερευνητές και κλινικούς καθώς δεν είναι δυνατόν να ενσωματώσει τα τρισδιάστατα χαρακτηριστικά της έκφυσης του ΠΧΣ στην έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου. Εντούτοις, η μέθοδος είναι χρήσιμη στο να περιγράψει τη θέση του οστικού αυλού στην ακτινογραφία Rosenberg (ειδική για την προβολή οστικού αυλού), στην αξονική τομογραφία και την μαγνητική τομογραφία ³⁰ (Εικόνα 17). Στις ακτινογραφίες με ειδική λήψη για την απεικόνιση του οστικού αυλού (Rosenberg view, tunnel view) το κέντρο της πρόσθιας έσω δέσμης βρίσκεται στη θέση 1:30, ενώ το κέντρο της οπίσθιας-έξω δέσμης βρίσκεται στη θέση 2:30 για το αριστερό γόνατο (10:30 και 9:30 αντίστοιχα για το δεξί γόνατο) (Εικόνα 17).



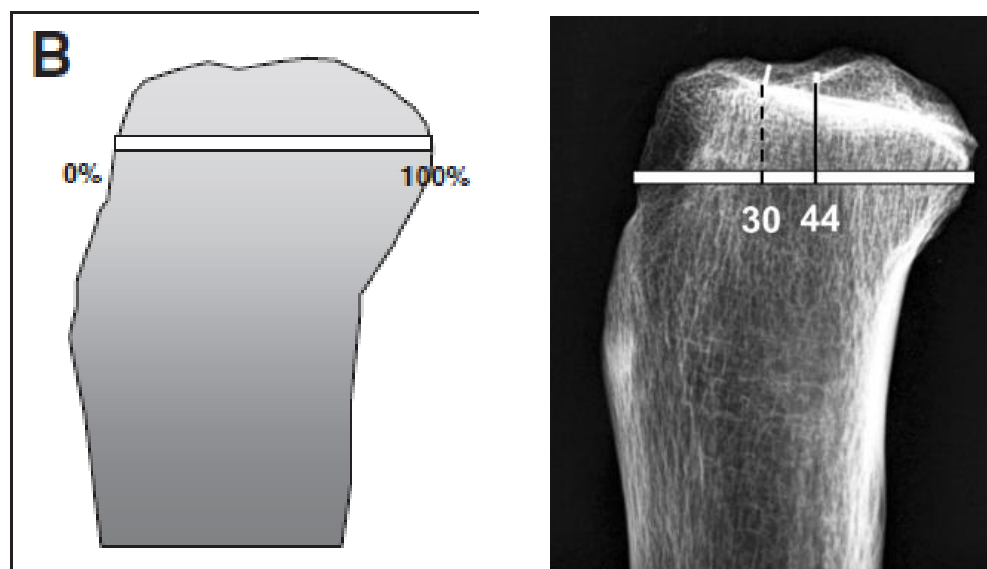
Εικόνα 17. Εφαρμογή της μεθόδου ο'clock position και θέση της πρόσφυσης της πρόσθιας-έσω (AM) και οπίσθιας-έξω (PL) δέσμης με βάση τη μέθοδο.

[Αναπαγωγή από: Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. Clin Orthop Relat Res. 2007 Jan;454:35-47.²⁵]

3. Μέθοδος των Staubli και Rauschnig για την κνημιαία κατάφυση

Στην πλάγια ακτινογραφία γόνατος, η πρόσφυση του ΠΧΣ στην κνήμη βρίσκεται ανάμεσα στο 25% έως 62% της μέγιστης προσθιοπίσθιας διαμέτρου (διάμετρος στο οβελιαίο επίπεδο) της κνήμης όπως προτάθηκε από τους Staubli και Rauschnig ³⁴. Οι ίδιοι συγγραφείς πρότειναν να τοποθετείται ο οστικός αυλός στην κνήμη στο 43%. Με αυτή τη μέθοδο το κέντρο της πρόσφυσης της πρόσθιας-έσω δέσμης βρίσκεται

στο 30% της μέγιστης προσθιοπίσθιας κνημιαίας διαμέτρου ενώ το κέντρο της οπίσθιας-έξω δέσμης βρίσκεται στο 44% αυτής^{25, 29}. (Εικόνα 18)

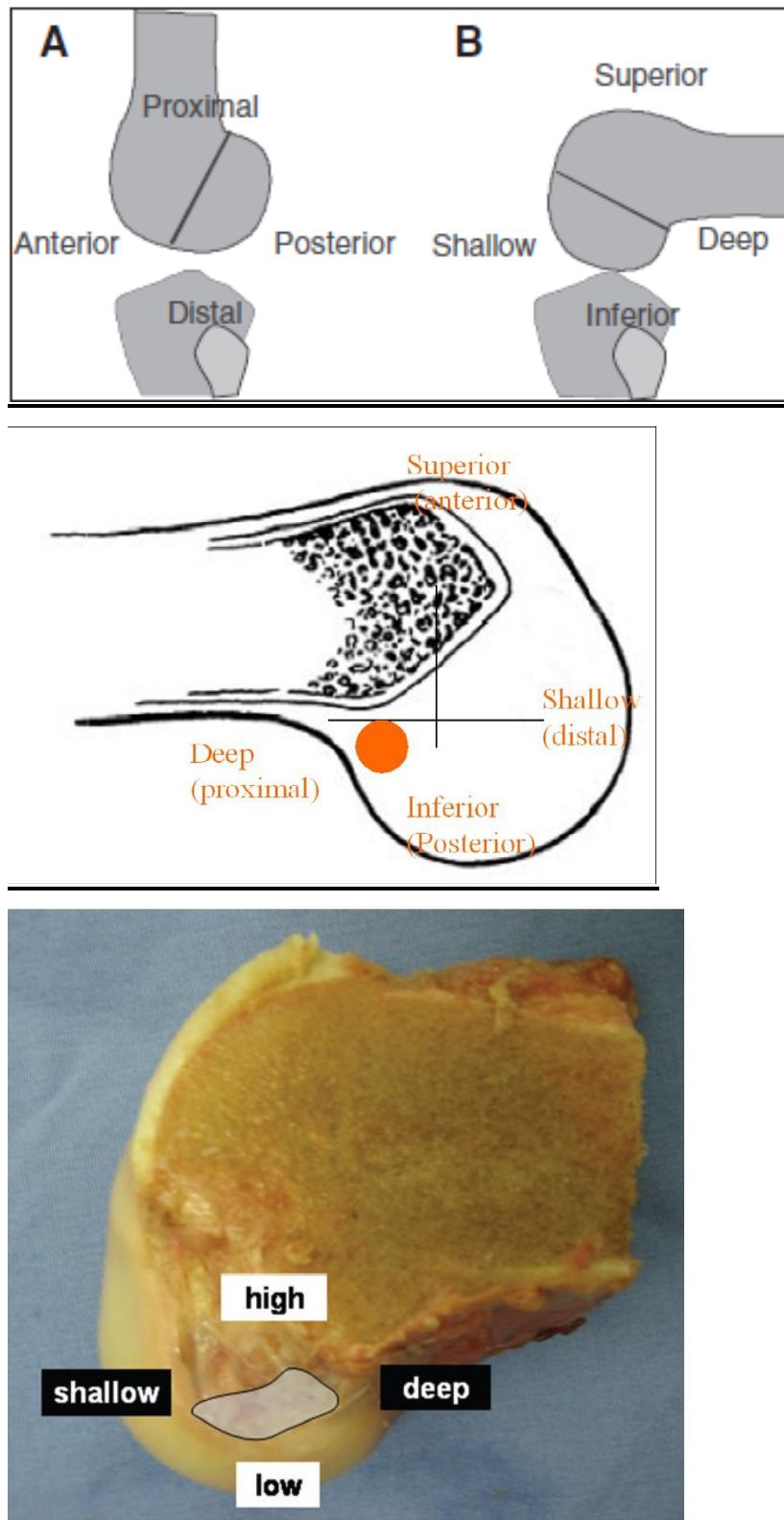


Εικόνα 18. Εφαρμογή της μεθόδου Staubli και Rauschning και θέση της πρόσφυσης της πρόσθιας-έσω και οπίσθιας έξω δέσμης με βάση τη μέθοδο αυτή στο 30 και 44% αντίστοιχα της μέγιστης προσθιοπίσθιας κνημιαίας διαμέτρου.

[Αναπαγωγή από: Zantop T, Wellmann M, Fu FH, Petersen W. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):65-72²⁹]

ΑΡΘΡΟΣΚΟΠΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ

Σε πλήρη έκταση, η μηριαία έκφυση έχει πιο κάθετο προσανατολισμό και το κέντρο της οπίσθιας έξω δέσμης στον έξω μηριαίο κόνδυλο βρίσκεται άνω και ελαφρά οπίσθια σε σχέση με το κέντρο της πρόσθιας έσω δέσμης. Σε τυπική θέση αρθροσκόπησης γόνατος, στις 90°, η μηριαία έκφυση του ΠΧΣ έχει περισσότερο οριζόντιο προσανατολισμό και το κέντρο της έκφυσης της οπίσθιας έξω δέσμης είναι περισσότερο επιφανειακά (shallow) και χαμηλά (low, inferior)²⁹. (Εικόνα 19)



Εικόνα 19. ΑΝΩ: Α. Ορολογία της ανατομικής περιγραφής με το γόνατο σε έκταση και Β. της αρθροσκοπικής περιγραφής με βάση την ορατότητα που έχει ο αρθροσκόπος με το γόνατο σε κάμψη 90° κατά τη διάρκεια της αρθροσκόπησης, ΜΕΣΗ: αντιστοιχία των

δύο ορολογιών (ανατομικής και αρθροσκοπικής) και ΚΑΤΩ: παραλλαγή της αρθροσκοπικής περιγραφής

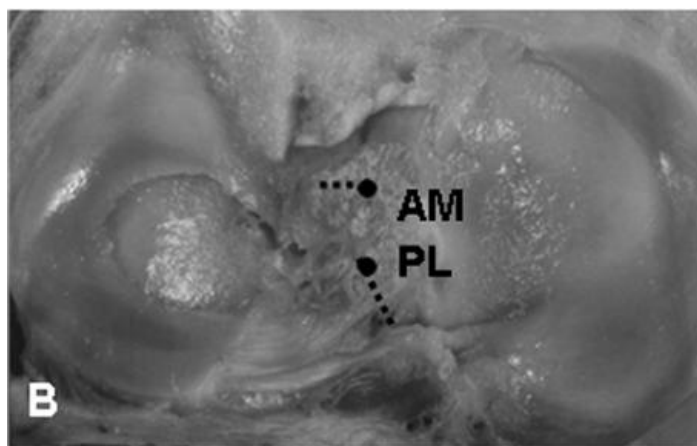
[Αναπαραγωγή από:

Zantop T, Wellmann M, Fu FH, Petersen W. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):65-72²⁹,

Garofalo R, Moretti B, Kombot C, Moretti L, Mouhsine E. Femoral tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction: rationale of the two incision technique *J Orthop Surg Res.* 2007;2:10³⁵

Anatomical and Nonanatomical Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Thore Zantop, Nadine Diermann, Tobias Schumacher, Steffen Schanz, Freddie H. Fu and Wolf Petersen *Am J Sports Med* 2008 36: 678²⁴]

Για την αρθροσκοπική συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ χρειάζονται οδηγία σημεία ώστε να εντοπιστούν τα σημεία πρόσφυσης του φυσιολογικού ΠΧΣ και να γίνει σε αυτά η δημιουργία του οστικού αυλού. Για την εντόπιση της κνημιαίας πρόσφυσης του ΠΧΣ δύο διαφορετικά ανατομικά σημεία συνήθως χρησιμοποιούνται: κάποιοι αρθροσκόποι προτιμούν να προσανατολίζονται με βάση το πρόσθιο όριο της πρόσφυσης του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ). Έχει περιγραφεί πως η απόσταση ανάμεσα σε αυτό το οδηγό σημείο και την κνημιαία πρόσφυση του ΠΧΣ είναι 7χλ³⁶. Αυτή η άποψη έχει αμφισβητηθεί από κάποιους συγγραφείς καθώς ο ΟΧΣ έχει δομή και πρόσφυση που εμφανίζει κάποιου βαθμού μεταβλητότητα ανάμεσα στους ασθενείς³⁷, ενώ κάποιοι άλλοι συγγραφείς έχουν διατυπώσει την άποψη πως τοποθετώντας τον οστικό αυλό στην κνήμη με βάση την πρόσφυση του ΟΧΣ υπάρχει η τάση να τοποθετείται ο αυλός αρκετά οπίσθια^{7, 12}. Ένα ακόμα οδηγό σημείο για την τοποθέτηση του οστικού αυλού στην κνήμη είναι το πρόσθιο κέρασ του έξω μηνίσκου, το οποίο έχει περιγραφεί πως βρίσκεται στην ίδια ευθεία γραμμή με την πρόσφυση της πρόσθιας-έσω δέσμης. Σύμφωνα με τις μελέτες των Petersen και Zantop, το σημείο που βρίσκεται 7-8χλ εμπρός από το όριο της πρόσφυσης του ΟΧΣ αντιστοιχεί στο κέντρο της πρόσφυσης της οπίσθιας-έξω δέσμης, ενώ το πρόσθιο κέρασ του έξω μηνίσκου αντιστοιχεί στο κέντρο της πρόσθιας-έσω δέσμης^{7, 12}. (Εικόνα 20).



Εικόνα 20. Η κνημιαία πρόσφυση του ΠΧΣ οριοθετείται από τον αρθρικό χόνδρο και τις καταφύσεις των μηνίσκων. Το κέντρο της πρόσφυσης της πρόσθιας-έσω δέσμης (AM) βρίσκεται στην ίδια ευθεία με το κέντρο του πρόσθιου κέρατος του έξω μηνίσκου (στικτή γραμμή). Το κέντρο της οπίσθιας-έσω δέσμης (PL) απέχει 7-8 χιλ από το πρόσθιο όριο της πρόσφυσης του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (στικτή γραμμή). Όπως φαίνεται στην εικόνα, η πρόσφυση του οπίσθιου κέρατος του έξω μηνίσκου μπορεί να τεθεί σε κίνδυνο κατά την δημιουργία του οστικού αυλού της οπίσθιας έσω δέσμης στην τεχνική διπλής δέσμης.

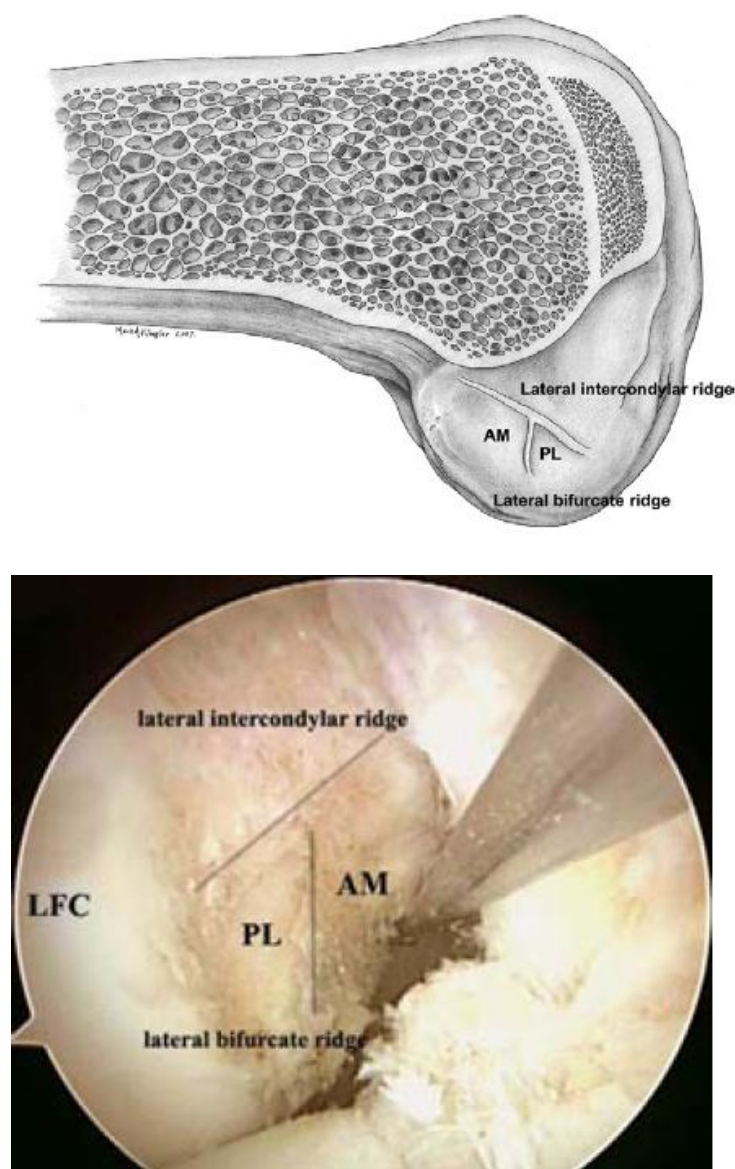
[Αναπαγωγή από: Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. Clin Orthop Relat Res. 2007 Jan;454:35-47.²⁵]

Έξω μεσοκονδύλια ακρολοφία (Lateral intercondylar ridge, “Residents ridge”)

Κλινική σημασία για τον αρθροσκόπο έχει η γνώση πως η έκφυση του ΠΧΣ στο μηριαίο οστόν βρίσκεται πίσω από ένα μικρό οστικό έπαρμα, επονομαζόμενο “έξω μεσοκονδύλια ακρολοφία” (lateral intercondylar ridge, ή residents’ ridge).

Αυτή η περιγραφή έγινε αρχικά από τον William Clancy, Jr., που περιέγραψε μία οστική ακρολοφία η οποία είναι οδηγό σημείο στην έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου και πορεύεται από εγγύς προς άπω και από πρόσθια προς οπίσθια όταν το γόνατο είναι σε έκταση (ανατομική περιγραφή-ορολογία). Αυτή επονομάστηκε residents’ ridge. Δεν ανευρίσκεται πρόσφυση του ΠΧΣ μπροστά από αυτή την ακρολοφία. Αργότερα οι Ferretti και συν την ονόμασαν “lateral intercondylar ridge” και την περιέγραψαν ως το άνω όριο της πρόσφυσης του ΠΧΣ στο μηρό όταν το

γόνατο είναι σε κάμψη και το πρόσθιο όριο αυτής όταν το γόνατο είναι σε έκταση. Περιέγραψαν επίσης την ακρολοφία *lateral bifurcate ridge* η οποία διαχωρίζει την μηριαία πρόσφυση της πρόσθιας έσω δέσμης από αυτήν της οπίσθιας έξω δέσμης³⁸. (Εικόνα 21)



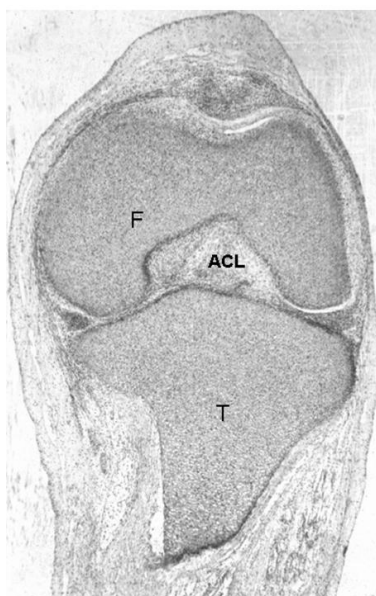
Εικόνα 21. Η έξω μεσοκονδύλια ακρολοφία (*lateral intercondylar ridge*) είναι το άνω όριο της πρόσφυσης του ΠΧΣ στην έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου με το γόνατο σε κάμψη 90°. Η *lateral bifurcate ridge* διαχωρίζει τις προσφύσεις των δύο δεσμών. ΑΝΩ: ανατομική απεικόνιση, ΚΑΤΩ: Αρθροσκοπική απεικόνιση (δεξί γόνατο). [Αναπαγωγή από: Ferretti M, Ekdahl M, Shen W, Fu FH. Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy*. 2007;23(11):1218-25³⁸]

Εξαιτίας της ελαφρώς κυρτής έσω επιφάνειας του έξω μηριαίου κονδύλου η ανεύρεση αυτών των οδηγών σημείων απαιτεί συχνά προσεκτική παρατήρηση και μπορεί να είναι τεχνικά απαιτητική. Για το λόγο αυτό έχει προταθεί η αλλαγή του αρθροσκοπίου και η είσοδός του από την έσω αρθροσκοπική πύλη εισόδου ²⁵.

ΕΜΒΡΥΟΛΟΓΙΑ

Ήδη από την 8^η εβδομάδα οι χιαστοί σύνδεσμοι αρχίζουν και διακρίνονται, για να ολοκληρωθεί η διαμόρφωσή τους περί την 20^η εβδομάδα ^{12, 39-41} (Εικόνα 22)

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον έχει το γεγονός πως σε έμβρυα 24-40 εβδομάδων οι δυο δεσμίδες είναι διακριτές, αλλά έχουν διαφορετικό προσανατολισμό από αυτόν του ενήλικα. Πρόσφατες μελέτες ανέδειξαν το γεγονός πως οι ίνες του εμβρυϊκού ΠΧΣ έχουν διάταξη περισσότερο παράλληλη σε σχέση με τον ανατομικό άξονα του ΠΧΣ. Επίσης, εμφανίζει μεγαλύτερη κυτταροβρίθεια και αγγείωση, με τη μηριαία πρόσφυση είναι ευρύτερη σε πλάτος σε σχέση με αυτή του ενήλικα ⁴¹.



Εικόνα 22. Εμβρυικό γόνατο 10^{ης} εβδομάδας κύησης. Διαφαίνεται η οργάνωση ΠΧΣ ανάμεσα στην κνήμη (T) και το μηριαίο οστό (F).

[Αναπαγωγή από: Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. Clin Orthop Relat Res. 2007 Jan;454:35-47²⁵]

ΜΙΚΡΟΣΚΟΠΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ

Ο ΠΧΣ αποτελείται από πολλαπλά ινίδια από κολλαγόνο τύπου I που περιβάλλονται από χαλαρό συνδετικό ιστό στον οποίο επικρατεί το κολλαγόνο τύπου III, ενώ ολόκληρος ο σύνδεσμος περιβάλλεται από την ανάκαμψη του αρθρικού υμένα.

Η οργάνωση των ινιδίων κολλαγόνου δεν είναι ομοιογενής. Υπάρχουν μικρά ινίδια κολλαγόνου με ομοιογενή οργάνωση που διατηρούν την τρισδιάστατη δομή του ΠΧΣ και άλλα μεγαλύτερα και πιο ανομοιογενώς κατανεμημένα ινίδια τα οποία ανθίστανται στις μεγάλες διατακτικές δυνάμεις. Τα ομοιογενή ινίδια έχουν την ίδια διάμετρο, ενώ τα ανομοιογενώς κατανεμημένα ποικίλλουν σε διάμετρο. Ανάμεσα στα ινίδια κολλαγόνου υπάρχουν και ελαστικές ίνες οι οποίες δέχονται και ανθίστανται στις μεγαλύτερες και πολλών κατευθύνσεων δυνάμεις.

Τα κύτταρα που ανευρίσκονται στον ΠΧΣ είναι ινοβλάστες καθώς και κύτταρα που μοιάζουν με χονδροκύτταρα και παράγουν τύπου II κολλαγόνο. Στην πρόσθια-έσω μοίρα της κύριας μάζας του ΠΧΣ, στην περιοχή 5-10χιλ εγγύτερα της κνημιαίας κατάφυσης του ΠΧΣ ανευρίσκεται ινοχόνδρινος ιστός. Αυτή είναι η περιοχή που επηρεάζεται από τη φυσιολογική πρόσκρουση του ΠΧΣ. Σε φυσιολογικές συνθήκες, το τμήμα αυτό του ΠΧΣ προσκρούει στο πρόσθιο τμήμα της οροφής της μεσοκονδύλιας εντομής καθώς το γόνατο βρίσκεται στην έκταση. Ιστολογικές μελέτες έχουν δείξει πως στην περιοχή αυτή του ΠΧΣ ανευρίσκονται κύτταρα που μοιάζουν με χονδροκύτταρα και παράγουν έστω και σε μικρές ποσότητες το ειδικό του χόνδρου κολλαγόνο τύπου II. Εξαιτίας της άμεσης επαφής του χόνδρου και του ΠΧΣ, η παρουσία αυτών των χονδροκυττάρων έχει εξηγηθεί ως μια λειτουργική προσαρμογή του συνδέσμου στη συμπιεστική δύναμη που δέχεται κατά την φυσιολογική πρόσκρουση ανάμεσα στον ΠΧΣ και την πρόσθια μοίρα της μεσοκονδύλιας περιοχής.

Οι προσφύσεις του ΠΧΣ έχουν δομή της ένθεσης χόνδρινης απόφυσης. Σε αυτές 4 στρώματα διακρίνονται: (1) οι ίνες του συνδέσμου, (2) μη επιμεταλλωμένος (non-

mineralized) χόνδρος, (3) επιμεταλλωμένος (mineralized) χόνδρος, (4) υποχόνδρια οστική πλάκα. Η μικροσκοπική δομή αυτή της μετάβασης από σύνδεσμο σε οστό επιτρέπει τη σταδιακή αλλαγή στη δυσκαμψία (stiffness) και εμποδίζει από το να συσσωρεύεται η εφαρμοζόμενη δύναμη στις προσφύσεις.^{25, 42}

ΑΓΓΕΙΩΣΗ

Η αρτηριακή άρδευση του ΠΧΣ προέρχεται από την μέση αρτηρία του γόνατος, κλάδο της ιγνυακής αρτηρίας. Το άπω τμήμα του ΠΧΣ αρδεύεται επίσης από κλάδους της έσω και έξω κάτω αρτηρίας του γόνατος⁴³. Ο ΠΧΣ καλύπτεται από ένα περίβλημα του αρθρικού υμένα όπου τελικοί κλάδοι της μέσης και της κάτω αρτηρίας του γόνατος σχηματίζουν ένα δίκτυο από περισυνδεσμικά αγγεία¹⁹. (Εικόνα 23) Από το περίβλημα του αρθρικού υμένα τα αγγεία διαπερνούν τον ΠΧΣ με οριζόντια κατεύθυνση. Εντός του ΠΧΣ η πλειονότητα των αγγείων αυτών πορεύονται με επιμήκη κατεύθυνση. Τα επιμήκως αυτά κατευθυνόμενα αγγεία εντός του συνδέσμου δεν διασχίζουν τις προσφύσεις του ΠΧΣ^{19, 44, 45}. Επίσης τα περισυνδεσμικά αγγεία απουσιάζουν σε μία μικρή περιοχή σχεδόν 5-10χιλ εγγύς της κνημιαίας κατάφυσης του συνδέσμου¹⁹. (Εικόνα 20) Σε αυτή την περιοχή το πρόσθιο τμήμα του συνδέσμου είναι ανάγγειο (Εικόνα 20). Τέλος, μικρά αρτηριόλια από το έντονα αγγειούμενο λιπώδες σώμα της επιγονατίδας διαπερνούν τον ΠΧΣ.

Από αυτά είναι εμφανές ότι η παροχή θρεπτικών στοιχείων απαραίτητων για τον ΠΧΣ δεν είναι ομοιογενής καθώς το εγγύς τμήμα του συνδέσμου είναι αυτό που λαμβάνει την μεγαλύτερη αρτηριακή παροχή^{13, 42}. Ο συνδυασμός της μικρής και ανομοιογενούς αγγείωσης με την σλυσταση ινοχόνδρινου ιστού σε κάποιες περιοχές του ΠΧΣ (όπως το πρόσθιο τμήμα του συνδέσμου και οι περιοχές προσφύσεώς του) συμβάλλουν σαφώς στο φτωχό δυναμικό επούλωσης που έχει παρατηρηθεί μετά από ρήξη του συνδέσμου¹³.



Εικόνα 23. Η βασική αρτηριακή άρδευση προέρχεται από τη μέση αρτηρία του γόνατος (κεφαλές βελών). Οι τελικοί κλάδοι της μέσης αρτηρίας του γόνατος σχηματίζουν ένα αγγειακό δίκτυο που καλύπτει τους χιαστούς συνδέσμους. Το άνω τμήμα τους αρδεύεται από κλάδους της κάτω αρτηρίας του γόνατος (μικρά βέλη). Στο άνω τμήμα του ΠΧΣ υπάρχει μία ανάγγεια ζώνη ανάμεσα στο αγγειακό δίκτυο της μέσης και της κάτω αρτηρίας του γόνατος (διπλά βέλη).

[Αναπαγωγή από: Petersen W, Tillmann B. Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol (Berl)*. 1999;200(3):325-34.^{19]}

ΝΕΥΡΩΣΗ

Η νεύρωση του ΠΧΣ προέρχεται από τον οπίσθιο αρθρικό κλάδο του οπίσθιου κνημιαίου νεύρου.

Ιστολογικές μελέτες έχουν αποδείξει την ύπαρξη μηχανουποδοχέων κάτω από την αρθρική μεμβράνη στην επιφάνεια του ΠΧΣ^{46, 47}. Αυτοί οι ειδικοί υποδοχείς κατηγοριοποιούνται με βάση την προσαρμοστικότητά τους στα ερεθίσματα που δέχονται. Οι υποδοχείς Ruffini και οι υποδοχείς τύπου Golgi είναι αργά προσαρμοζόμενοι υποδοχείς, οι μεν πρώτοι είναι εξειδικευμένοι τασεουποδοχείς και

βρίσκονται στην επιφάνεια του ΠΧΣ και κυρίως στο μηριαίο τμήμα του, ενώ οι δεύτεροι βρίσκονται επίσης σε όλη την επιφάνεια του ΠΧΣ αλλά κυρίως κοντά στις προσφύσεις του ¹³. Οι υποδοχείς Vater-Pacini είναι ταχέως ενεργοποιούμενοι υποδοχείς, είναι ευαίσθητοι σε ταχείες μεταβολές της κίνησης και βρίσκονται στο μηριαίο και το κνημιαίο άκρο του ΠΧΣ ¹³. Τέλος υπάρχει μικρός αριθμός ελεύθερων νευρικών απολήξεων που χρησιμεύουν ως νευρουποδοχείς, ενώ έχουν επίσης ρόλο και στον αγγειοκινητικό έλεγχο.

Αυτά τα στοιχεία για την νεύρωση του ΠΧΣ παρουσιάζουν κλινικό ενδιαφέρον καθώς είναι αξιοσημείωτη τόσο η ύπαρξη των σωματίων Golgi, που αποτελούν εξειδικευμένους τασεουποδοχείς και ρυθμίζουν την ιδιοδεκτικότητα του ΠΧΣ, όσο και η έλλειψη νευρικών απολήξεων για τον πόνο, που ερμηνεύει την μικρή ένταση του πόνου σε τραυματισμό του ΠΧΣ ^{22, 48}.

Ένα σημαντικό κλινικό ερώτημα συχνά είναι αν τα υπολείμματα του ΠΧΣ μετά από ρήξη του φέρουν μηχανουποδοχείς και αν είναι χρήσιμη η διατήρηση των υπολειμμάτων αυτών στο να επανακτή καλύτερη ιδιοδεκτικότητα ο ασθενής μετά τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ.

Οι Georgoulis και συνεργάτες απέδειξαν την ύπαρξη μηχανουποδοχέων σε ασθενείς που υπήρχαν υπολείμματα του ΠΧΣ ⁴⁸. Οι Adachi και συνεργάτες βρήκαν θετική συσχέτιση ανάμεσα στον αριθμό των μηχανουποδοχέων και την ακρίβεια της αίσθησης της άρθρωσης στο χώρο ⁴⁹. Κατά συνέπεια συστήνεται η διατήρηση των υπολειμμάτων του ΠΧΣ κατά τη συνδεσμοπλαστική αν και με προσοχή ώστε να αποφευχθούν ο κίνδυνος ανάπτυξης των Cyclops lesions που οδηγούν σε έλλειμμα στην έκταση.

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΠΧΣ

Ο ΠΧΣ έχει σημαντικό ρόλο στη σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος. Είναι το πρωτεύον στοιχείο που περιορίζει την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης ως προς το μηρό^{25, 50}. Στην κνημομηριαία άρθρωση όμως πραγματοποιείται και έσω και έξω στροφή. Το έξω διαμέρισμα είναι σημαντικότερο για την στροφική κίνηση της κνήμης καθώς είναι το περισσότερο κινητό. Η πρόσθια ολίσθηση της κνήμης συνοδεύεται πάντα από κνημιαία στροφή⁵⁰. Έτσι, ο ΠΧΣ δρα και σαν δευτερεύων σταθεροποιητής έναντι σε στροφικά φορτία καθώς ανθίσταται στην έσω στροφή της κνήμης^{42, 50, 51}.

Κάθε μία από τις δύο δέσμες του ΠΧΣ παρέχει σταθερότητα στο γόνατο σαν αποτέλεσμα του συγκεκριμένου προτύπου τάσης κατά το εύρος κίνησης του. Οι δύο δέσμες έχουν διαφορετικά πρότυπα τάσης κατά το εύρος κίνησης του γόνατος. Όταν το γόνατο βρίσκεται σε έκταση, η μηριαία πρόσφυση του ΠΧΣ έχει κατακόρυφο προσανατολισμό, και η οπίσθια-έξω δέσμη βρίσκεται σε τάση, ενώ αντίθετα η πρόσθια-έσω δέσμη είναι σχετικά χαλαρή. Καθώς το γόνατο αρχίζει να κάμπτεται, η μηριαία πρόσφυση του ΠΧΣ αποκτά πιο οριζόντιο προσανατολισμό. Σαν αποτέλεσμα, η πρόσθια-έσω δέσμη βρίσκεται υπό τάση ενώ η οπίσθια-έξω δέσμη αρχίζει να χαλαρώνει¹⁶. Καμία από τις δέσμες του ΠΧΣ δεν συμπεριφέρεται ισομετρικά¹⁶. Κατά συνέπεια οι δυο δεσμίδες έχουν διαφορετική συνεισφορά στην εξασφάλιση της σταθερότητας του γόνατος^{21, 27, 52}. Η πρόσθια-έσω δέσμη είναι ο κύριος στατικός σταθεροποιητής έναντι στην πρόσθια μετατόπιση της κνήμης ως προς το μηρό. Η οπίσθια-έξω δέσμη ανθίσταται κυρίως στα στροφικά φορτία καθώς το γόνατο πλησιάζει τη θέση πλήρους έκτασης.

Οι Amis και Dawkins¹⁶ ανέφεραν πως η επικρατούσα δέσμη που ανθίσταται στην πρόσθια κνημιαία ολίσθηση είναι η οπίσθια-έξω δέσμη στην έκταση, ενώ σε κάμψη του γόνατος 90°, η επικρατούσα δέσμη είναι η πρόσθια-έσω. Με αυτό τον τρόπο υπέδειξαν μία αντίστροφη σχέση ανάμεσα στις δύο δέσμες¹⁶.

Εκτός από αυτή τη θεωρία της αντίστροφης φόρτισης των δύο δεσμών, έχει διατυπωθεί και η θεωρία κατά την οποία υπάρχει κατανομή του φορτίου και στις δύο δέσμες. Κάποιοι συγγραφείς υποστηρίζουν αυτή τη θεωρία σύμφωνα με την οποία σε

κάθε γωνία κάμψης του γόνατος οι δεσμίδες του ΠΧΣ δέχονται ένα ποσοστό της τάσης που εφαρμόζεται ^{27, 51}.

Οι Sakane και συνεργάτες ⁵³ μέτρησαν τις *in situ* δυνάμεις σε ΠΧΣ σε πτωματικά παρασκευάσματα γόνατος και κατέληξαν στο συμπέρασμα πως κατά την εφαρμογή δύναμης 110N που μετατοπίζει την κνήμη εμπρός η ένταση της δύναμης που δέχεται η οπίσθια-έξω δέσμη είναι μεγαλύτερη από αυτήν που δέχεται η πρόσθια-έσω δέσμη όταν το γόνατο είναι κοντά σε πλήρη έκταση. Αυτά τα αποτελέσματα ήταν συμβατά με αυτά των Amis και Dawkins ¹⁶. Μετά τις 45° κάμψης η πρόσθια-έσω δέσμη δέχεται μεγαλύτερη δύναμη από την οπίσθια-έξω δέσμη. Οι συγγραφείς παρατήρησαν πως σαν απάντηση σε δύναμη που τείνει να μετατοπίσει την κνήμη προς τα εμπρός, οι μεταβολές στις *in situ* δυνάμεις στην οπίσθια-έξω δέσμη μοιάζουν με τις μεταβολές που συμβαίνουν σε όλο τον ΠΧΣ. Ενώ αντίθετα η πρόσθια-έσω δέσμη έχει ένα περισσότερο σταθερό πρότυπο τάσης.

Οι Gabriel και συνεργάτες ²⁷ μέτρησαν τις *in situ* δυνάμεις στον ΠΧΣ σαν απάντηση σε συνδυασμένα πρόσθια και στροφικά φορτία. Όσον αφορά στα πρόσθια φορτία τα ευρήματά τους επιβεβαίωσαν τα ευρήματα των Sakane και συν ⁵³. Κατά την εφαρμογή πρόσθιας δύναμης 134 N η πρόσθια-έσω δέσμη δέχεται μικρότερη *in situ* δύναμη σε σχέση με την οπίσθια έξω δέσμη στην έκταση. Κατά την κάμψη, οι δύο δέσμες δέχονται την ίδια δύναμη σε 15°. Εντούτοις, σε μεγαλύτερη γωνία κάμψης η *in situ* δύναμη ήταν μεγαλύτερη για την πρόσθια-έσω δέσμη φθάνοντας στο μέγιστο στην θέση κάμψης 60°. Επιπρόσθετα, κατά την εφαρμογή στροφικού φορτίου, οι *in situ* δυνάμεις της πρόσθιας-έσω δέσμης ήταν μεγαλύτερες συγκριτικά με την οπίσθια-έξω δέσμη σε γωνία κάμψης 15 και 30. Οι συγγραφείς συμπέραναν επίσης πως η *in situ* δύναμη στην οπίσθια-έξω δέσμη είναι επίσης σημαντική, σχεδόν τα 2/3 της δύναμης της πρόσθιας-έσω δέσμης ²⁷. Η *in situ* δύναμη στην οπίσθια-έξω δέσμη είναι μεγαλύτερη στις 15° και μικρότερη στις 30° κάμψης ενώ στην πρόσθια-έσω δέσμη είναι παρόμοια στις 15° και στις 30° κάμψης ²⁷.

Συμπερασματικά και οι δύο δέσμες είναι υπεύθυνες να διατηρήσουν την πρόσθια και την στροφική σταθερότητα μέσω των μεταβολών αυτών στο πρότυπο τάσης που δέχονται κατά το εύρος κίνησης του γόνατος.

ΡΗΞΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ

ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

Η σπουδαιότερη και συνηθέστερη συνδεσμική κάκωση του γόνατος είναι η ρήξη του προσθίου χιαστού συνδέσμου που αποτελεί το 90-95% όλων των συνδεσμικών βλαβών του γόνατος⁵⁴. Η επίπτωση της ρήξης ΠΧΣ είναι μεγαλύτερη σε πληθυσμό που συμμετέχει σε αθλητικές δραστηριότητες, σε ερασιτεχνικό ή επαγγελματικό επίπεδο, όπως καλαθοσφαίριση, ράγκμπι (rugby), σκι, ποδόσφαιρο και αμερικανικό ποδόσφαιρο⁵⁵⁻⁵⁷, ενώ ακόμα μεγαλύτερη επίπτωση ρήξης ΠΧΣ έχει αναφερθεί για γυναίκες αθλήτριες^{54, 58, 59}. Επειδή αρκετές μελέτες έχουν διεξαχθεί με σκοπό να προσδιορίσουν τη διαφορετική επίπτωση της κάκωσης ανάμεσα στα διάφορα αθλήματα καθώς και ανάμεσα σε άνδρες και γυναίκες, μία συστηματική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας από τους Prodromos και συν²² ανέδειξε τα σημαντικότερα αποτελέσματα σχετικά με την επιδημιολογία της ρήξης του ΠΧΣ συνυπολογίζοντας την έκθεση του πληθυσμού κάθε μελέτης:

- (1) Η αναλογία (ratio) της επίπτωσης της ρήξης ΠΧΣ ανάμεσα σε γυναίκες και άνδρες αναφέρεται σε 3.5 στην καλαθοσφαίριση και 2.7 στο ποδόσφαιρο.
- (2) Οι ερασιτέχνες αθλητές του σκι (alpine skiers) έχουν 16 φορές μεγαλύτερη επίπτωση ρήξης ΠΧΣ συγκριτικά με τους έμπειρους (επαγγελματίες, αθλητές, προπονητές) σκιέρ.
- (3) Το σκι (αναφορικά με τους έμπειρους αθλητές και επαγγελματίες) και το lacrosse είναι τα μοναδικά αθλήματα στα οποία δεν υπάρχει διαφορά ανάμεσα στα δύο φύλα σχετικά με την επίπτωση της κάκωσης.
- (4) Για τους άνδρες η επίπτωση της κάκωσης είναι η ίδια για το ποδόσφαιρο, αμερικανικό ποδόσφαιρο και την καλαθοσφαίριση.
- (5) Η πετοσφαίριση (volleyball) είναι ένα άθλημα χαμηλού κινδύνου για πιθανή ρήξη ΠΧΣ²².

Η ρήξη του ΠΧΣ είναι ένα δραματικό γεγονός στην πορεία ενός αθλητή και παλαιότερα ήταν η αιτία διακοπής κάθε αθλητικής σταδιοδρομίας ή η αρχή της οστεοαρθρίτιδας του γόνατος. Γι αυτό το λόγο σήμερα η σύγχρονη αντιμετώπιση είναι η αποκατάσταση με συνδεσμικό μόσχευμα.

Η επίπτωση της ρήξης του ΠΧΣ εκτιμάται σε περίπου 400.000 ρήξεις ετησίως, με 200.000 συνδεσμοπλαστικές ΠΧΣ να πραγματοποιούνται στις ΗΠΑ και την Ευρώπη ετησίως ²². Άλλα σχετικά επιδημιολογικά στοιχεία που έχουν αναφερθεί για τον πληθυσμό στην Ευρώπη εκτιμούν την επίπτωση της κάκωσης σε 30/100.000 ετησίως στη Δανία και σε 80/100.000 ετησίως στη Σουηδία που αντιστοιχούν σε 5000 ρήξεις ΠΧΣ και 3000 συνδεσμοπλαστικές ετησίως στη Σουηδία ⁶⁰. Ανάλογες προσπάθειες για καταγραφή των ρήξεων και συνδεσμοπλαστικών ΠΧΣ στην Ελλάδα γίνονται από την ελληνική αρθροσκοπική εταιρεία (ΕΑΕ) σε μία βάση δεδομένων (greek ACL registry).

Η ρήξη του ΠΧΣ δεν οδηγεί μόνο σε παθολογικό πρότυπο κίνησης του γόνατος αλλά οδηγεί μακροπρόθεσμα και σε μείζονες εκφυλιστικές αλλοιώσεις στην άρθρωση που οδηγούν σε πόνο και μειωμένη λειτουργικότητα της άρθρωσης επηρεάζοντας σημαντικά την ποιότητα ζωής των ασθενών αυτών οδηγώντας στο γενικότερο πρόβλημα του νέου ασθενούς με το “γήρασμένο γόνατο”. Έτσι για τους αρθροσκόπους θεμελιώδεις στόχοι της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ είναι η αποκατάσταση της ανατομικής και της λειτουργικότητας του συνδέσμου και η παρεμπόδιση ανάπτυξης οστεοαρθριτικών αλλοιώσεων στην άρθρωση του γόνατος.

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΟΙ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΚΙΝΔΥΝΟΥ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΡΗΞΗΣ ΠΧΣ

Σε συνθήκες αθλητικής δραστηριότητας, ποσοστό 50-80% των ρήξεων ΠΧΣ συμβαίνουν χωρίς άμεση επαφή με το γόνατο του αθλητή (non-contact situations) ^{58, 61, 62}. Με βάση αυτό το δεδομένο αλλά και στα πλαίσια σχεδιασμού προγραμμάτων πρόληψης της εν λόγω κάκωσης, διάφορες μελέτες έχουν διεξαχθεί στον τομέα προσδιορισμού των διαφόρων παραγόντων κινδύνου, δηλαδή των παραγόντων εκείνων που προδιαθέτουν σε ρήξη ΠΧΣ.

Οι παράγοντες κινδύνου για ρήξη ΠΧΣ χωρίς άμεση επαφή συχνά ταξινομούνται και περιγράφονται ως ανατομικοί, ορμονολογικοί, εμβιομηχανικοί-νευρομυϊκοί (ενδογενείς) και περιβαλλοντικοί (εξωγενείς) παράγοντες ^{22,63}. Από αυτούς του παράγοντες ιδιαίτερη αξία έχει η μελέτη εμβιομηχανικών-νευρομυϊκών παραγόντων καθώς παρέχει τη βάση κατανόησης του μηχανισμού non-contact κάκωσης του ΠΧΣ καθώς και την βάση ανάπτυξης προγραμμάτων πρόληψης της ρήξης ΠΧΣ.

Ανάμεσα στους ανατομικούς παράγοντες που έχουν μελετηθεί ως παράγοντες κινδύνου είναι η αυξημένη γωνία Q, η χαλαρότητα της άρθρωσης κυρίως σε αυξημένη βλαισογωνία, το μέγεθος της μηριαίας μεσοκονδύλιας εντομής, ο πρηνισμός της υπαστραγαλικής άρθρωσης, και ο δείκτης μάζας σώματος ²².

Αναφορικά με την εμβιομηχανική του γόνατος, ο ΠΧΣ δέχεται φορτία όχι μόνο στα όρια της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης αλλά και υπό την επίδραση ροπών βλαισότητας και έσω στροφής. Κατά τη διάρκεια δοκιμασιών με προσγείωση από άλμα και με αλλαγή κατεύθυνσης, οι δυνάμεις που προκαλούν πρόσθια κνημιαία μετατόπιση δεν δύνανται μεμονωμένα να τραυματίσουν τον ΠΧΣ, αλλά απαιτείται συνδυασμός δυνάμεων και στα τρία επίπεδα κίνησης έτσι ώστε να αυξηθεί η πιθανότητα ρήξης του ΠΧΣ. Επιπλέον, όταν η γωνία κάμψης του γόνατος αυξάνει, μειώνεται η διάταση που προκαλείται στον ΠΧΣ ⁶⁴⁻⁶⁸.

Οι ακόλουθοι εμβιομηχανικοί παράγοντες αν και δεν αναφέρονται άμεσα σε πρότυπο κίνησης του γόνατος, ωστόσο φαίνεται πως έχουν επίσης σημαντικό ρόλο στην αυξημένη πιθανότητα ρήξης του ΠΧΣ: Η μειωμένη σταθεροποίηση και ισορροπία του κορμού, μειωμένη γωνία κάμψης του ισχίου, και αυξημένη ραχιαία έκταση της ποδοκνημικής κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων. Επιπλέον ο συνδυασμός της προς τα εκτός μετατόπισης του κορμού με αυξημένη ροπή απαγωγής του γόνατος και ο συνδυασμός αυξημένης έσω στροφής του ισχίου με έξω στροφή της κνήμης, θέτει τον ΠΧΣ σε αυξημένο κίνδυνο ρήξης ⁶⁴.

Πρόσφατα, προοπτικά σχεδιασμένες εμβιομηχανικές-επιδημιολογικές μελέτες που συμπεριέλαβαν μεγάλο αριθμό αθλητών κατέγραψαν σε συνθήκες εργαστηρίου με εμβιομηχανική ανάλυση την κίνηση που πραγματοποιούσαν αυτοί κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων. Οι αθλητές παρακολούθηθηκαν προοπτικά ώστε να

αναγνωρισθούν εκείνοι οι οποίοι εμφάνισαν ρήξη ΠΧΣ. Το πρότυπο κίνησης αυτών των αθλητών συγκρίθηκε με ομάδα ελέγχου ώστε να βρεθούν παράγοντες προγνωστικοί ρήξης ΠΧΣ. Με αυτό τον τρόπο συγκεκριμένα νευρομυϊκά πρότυπα έχουν αναγνωριστεί και έχουν ταξινομηθεί στις εξής κατηγορίες:

Η “*συνδεσμική επικράτηση*” (‘ligament dominance’) εμφανίζεται όταν ένας αθλητής απορροφά σημαντικό μέρος της αντίδρασης δύναμης του εδάφους κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων μέσω των συνδέσμων του γόνατος περισσότερο παρά μέσω των μυών του κάτω άκρου ⁶⁹. Οι Hewett και συνεργάτες έδειξαν σε αντίστοιχη εμβιομηχανική-επιδημιολογική μελέτη ⁷⁰ πως η αυξημένη γωνία και ροπή βλαισότητας του γόνατος κατά τη διάρκεια προσγείωσης από άλμα ήταν ισχυρός προγνωστικός παράγοντας ρήξης ΠΧΣ και περιέγραψαν αυτό τον ανεπαρκή μηχανισμό προσγείωσης ως “ligament dominance” ⁷¹.

Η “*επικράτηση του άκρου*” (‘Leg dominance’) αναφέρεται στην ανισορροπία ανάμεσα στα δύο κάτω άκρα αναφορικά με τη δύναμή τους και τη συνεργασία τους (επικρατές κάτω άκρο και ετερόπλευρο), η οποία μπορεί να αυξήσει τον κίνδυνο και για τα δύο κάτω άκρα ⁷²⁻⁷⁴. Οι αυξημένες διαφορές ανάμεσα στα δύο κάτω άκρα σχετικά με την γωνία και τη ροπή βλαισότητας του γόνατος κατά τη διάρκεια προσγείωσης από άλμα ήταν επίσης ισχυροί προγνωστικοί παράγοντες για μελλοντική ρήξη του ΠΧΣ και οι συγγραφείς περιέγραψαν αυτό τον μηχανισμό ως “leg dominance” ^{70, 71}.

Η “*επικράτηση του τετρακεφάλου*” (‘Quadriceps dominance’) είναι η τάση για μεγαλύτερη ενεργοποίηση των εκτεινόντων μυών του γόνατος συγκριτικά με τους καμπήρες κατά τη διάρκεια κινήσεων που θέτουν υψηλές δυνάμεις και ροπές στο γόνατο ⁷². Μετρώντας την ισοκινητική κάμψη και έκταση σε μία εμβιομηχανική-επιδημιολογική μελέτη οι Myer και συνεργάτες βρήκαν πως οι γυναίκες αθλήτριες που υπέστησαν ρήξη ΠΧΣ εμφάνιζαν μικρότερη δύναμη των καμπτήρων του γόνατος και μεγαλύτερη δύναμη των εκτεινόντων του γόνατος σε σχέση με τους άντρες αθλητές. Αντίθετα, οι γυναίκες αθλήτριες που δεν εμφάνισαν ρήξη του ΠΧΣ είχαν μικρότερη δύναμη των εκτεινόντων και μεγαλύτερη δύναμη των καμπτήρων σε σύγκριση με τους άνδρες αθλητές ⁷⁵. Αυτό είναι ένα παράδειγμα *επικράτησης τετρακεφάλου*. Η δύναμη που παράγεται από τον τετρακέφαλο μυ έχει ως αποτέλεσμα την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση και επακόλουθη φόρτιση του ΠΧΣ η οποία μπορεί

ως ένα βαθμό να αντισταθμιστεί από τους οπισθίους μηριαίους μύες. Σε παρόμοια εμβιομηχανική-επιδημιολογική μελέτη οι Zebis και συνεργάτες ⁷⁶ μελέτησαν προοπτικά τους αθλητές τους με ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ) για τον τετρακέφαλο και τους οπισθίους μηριαίους κατά τη διάρκεια δοκιμασίας με πλάγιο βήμα και απότομη αλλαγή κατεύθυνσης και βρήκαν πως οι αθλητές που αργότερα εμφάνισαν ρήξη του ΠΧΣ είχαν μικρότερη ΗΜΓ δραστηριότητα για τον ημιτενοντώδη και μεγαλύτερη ΗΜΓ για τον έξω πλατύ μυ σε σύγκριση με τους αθλητές που δεν εμφάνισαν ρήξη ΠΧΣ και αυτό ήταν εύρημα επίσης συμβατό με τα ελλείμματα που έχουν χαρακτηριστεί σαν *επικράτηση τετρακεφάλου*.

Τέλος, έχει αναγνωριστεί από παρόμοιες εμβιομηχανικές-επιδημιολογικές μελέτες που μέτρησαν την μετατόπιση του κορμού (trunk displacement) πως οι γυναίκες αθλήτριες που εμφάνισαν ρήξη ΠΧΣ είχαν μεγαλύτερη μετατόπιση του κορμού και πτωχότερη ιδιοδεκτικότητα και ισορροπία του κορμού, έλλειμμα το οποίο και ονομάστηκε από τους συγγραφείς ως “*επικράτηση του κορμού*” (“trunk dominance”) ^{77, 78}.

Διάφορες μελέτες έχουν αναλύσει συστηματικά τον τραυματισμό του ΠΧΣ με καταγραφή αυτού και με αναπαραγωγή των διαφόρων μηχανισμών που οδήγησαν στη ρήξη του συνδέσμου. Οι μελέτες αυτές έχουν δείξει πως ο μηχανισμός τραυματισμού του ΠΧΣ εμπεριέχει αυξημένη προς τα έξω παρεκτόπιση του κορμού ⁷³, βλαισότητα του γόνατος ^{73, 79-82}, μικρή γωνία κάμψης του γόνατος ^{79, 82}, έσω στροφή της κνήμης ⁸⁰, μειωμένη πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής κατά την αρχική επαφή με το έδαφος και υπερβολική κάμψη του ισχίου ⁸³. Οι μηχανισμοί αυτοί είναι σε μεγάλο ποσοστό συμβατοί με τις θεωρίες νευρομυϊκών ελλειμμάτων όπως περιγράφηκαν παραπάνω προερχόμενες από τις εμβιομηχανικές-επιδημιολογικές μελέτες. Η έξω παρεκτόπιση του κορμού είναι μέρος της θεωρίας της *επικράτησης του κορμού*, η βλαισότητα του γόνατος αντιστοιχεί στη *συνδεσμική επικράτηση*, και η μικρή κάμψη του γόνατος είναι συμβατή με την *επικράτηση τετρακεφάλου* καθώς σε αυτή τη θέση οι εκτείνοντες μύες μπορούν να προκαλέσουν ευκολότερα πρόσθια παρεκτόπιση της κνήμης.

Σε μία προσπάθεια να ταυτοποιηθούν εμβιομηχανικές διαφορές ανάμεσα σε άνδρες και γυναίκες αθλητές, πολλές μελέτες συνέκριναν τις δύο ομάδες κατά τη διάρκεια

πραγματοποίησης συγκεκριμένων αθλητικών δοκιμασιών. Όπως αποδείχθηκε από σχετικές μελέτες ⁸⁴⁻⁸⁹ και μία συστηματική ανασκόπηση ⁹⁰, οι γυναίκες πραγματοποιούν αθλητικές δραστηριότητες με μεγαλύτερη βλαισότητα γόνατος συγκριτικά με τους άνδρες υποστηρίζοντας πως ο μηχανισμός “*συνδεσμικής επικράτησης (ligament dominance)*” είναι εκείνος που πιθανόν συμβάλλει στην αυξημένη επίπτωση ρήξης ΠΧΣ ανάμεσα στις γυναίκες αθλήτριες σε σχέση με τους άνδρες. Μικρότερης έκτασης έρευνα υπάρχει επί του παρόντος αναφορικά με τους υπόλοιπους μηχανισμούς νευρομυϊκών ελλειμμάτων που έχουν περιγραφεί.

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΑ ΠΡΟΛΗΨΗΣ ΤΗΣ ΡΗΞΗΣ ΠΧΣ

Τα τελευταία 20 χρόνια μελέτες έχουν αποδείξει πως η χρήση οργανωμένων προγραμμάτων πρόληψης μπορεί να συμβάλλει στη μείωση του αριθμού των ρήξεων ΠΧΣ ειδικά σε γυναικείο πληθυσμό ^{91, 92}. Καθώς οι περισσότεροι και σπουδαιότεροι από τους παράγοντες κινδύνου για ρήξη ΠΧΣ είναι εμβιομηχανικοί, τα προγράμματα πρόληψης στοχεύουν στο να τροποποιήσουν το πρότυπο κίνησης των αθλητών που βρίσκονται σε αυξημένο κίνδυνο για ρήξη ΠΧΣ. Εκτός από το να βελτιώσουν την απόδοση, όπως την ικανότητα αλτικότητας και ύψους άλματος, την ταχύτητα του σπριντ, και την απόσταση κατά τα hop test ^{93, 94}, τα προγράμματα πρόληψης στοχεύουν στην μείωση της βλαισότητας του γόνατος ^{93, 94}, την αύξηση της κάμψης του γόνατος κατά την έναρξη βάρδιας ⁹³⁻⁹⁵, την βελτίωση της ισορροπίας ⁹⁶, την μείωση της δύναμης αντίδρασης του εδάφους ^{72, 95} και την αύξηση της δραστηριότητας των οπισθίων μηριαίων μυών ^{97, 98}. Μια πρόσφατη μετα-ανάλυση ⁹⁹ οδήγησε στο συμπέρασμα πως τα βασικά στοιχεία των πιο συχνά χρησιμοποιούμενων προγραμμάτων πρόληψης ρήξης ΠΧΣ είναι “να βελτιώνουν αποτελεσματικά την αιώρηση κατά την όρθια στάση και την λειτουργική ισορροπία, ενώ υπάρχουν ενδείξεις για την αποτελεσματικότητα όσων επίσης βελτιώνουν την πραγματοποίηση άλματος, την αντοχή και τον νευρομυϊκό έλεγχο.” Οι Hewett και συν. ⁹¹ πρότειναν πως προγράμματα που συνδυάζουν πλειομετρική προπόνηση με βελτίωση των λανθασμένων εμβιομηχανικών τεχνικών και προπόνηση για την βελτίωση της ισορροπίας είναι τα περισσότερο αποτελεσματικά στην πρόληψη τραυματισμών του ΠΧΣ. Εντούτοις, παρά την ύπαρξη των ενδείξεων αυτών που υποστηρίζουν τη χρήση

των προγραμμάτων πρόληψης των ρήξεων ΠΧΣ, αυτά δεν έχουν ευρέως εφαρμοσθεί εξαιτίας του χρονικού περιορισμού που συχνά στέκεται εμπόδιο στο να εξασκηθούν ώστε να εφαρμοσθούν. Η Διεθνής Ποδοσφαιρική Ομοσπονδία (*Fédération Internationale de Football Association - FIFA*) έχει αναπτύξει ένα γρήγορο και εύκολο στην εφαρμογή πρόγραμμα πρόληψης που μπορεί να εφαρμοσθεί αντί της τυπικής διαδικασίας που εφαρμόζεται για “ζέσταμα” (warm-up) και έχει αποδείξει την αποτελεσματικότητα στην μείωση σοβαρών τραυματισμών σε μία μεγάλη τυχαιοποιημένη μελέτη ¹⁰⁰. Με δεδομένο το χαμηλό κόστος για την εφαρμογή αυτών των προγραμμάτων και την ύπαρξη ενδείξεων πως μειώνουν την δράση των πιθανών παραγόντων κινδύνου για πρόληψη ρήξης ΠΧΣ, συστήνεται η ευρεία χρήση αυτών των προγραμμάτων πρόληψης.

ΔΙΑΓΝΩΣΗ

Η διάγνωση της ρήξης του ΠΧΣ θα βασιστεί στο ιστορικό, την κλινική εξέταση και τις απεικονιστικές μεθόδους.

Ιστορικό, συμπτώματα:

Η προσεκτική λήψη του ιστορικού είναι πολύ σημαντική. Υποψία τραυματισμού του ΠΧΣ τίθεται σε κάθε περίπτωση που το ιστορικό του ασθενούς αναφέρει τραυματισμό κατά τη στροφή ή την κάμψη του γόνατος, διάστρεμμα, άμεση πλήξη στο γόνατο και απότομη επιτάχυνση ή επιβράδυνση.

Τη στιγμή του τραυματισμού ο ασθενής θα αναφέρει την επονομαζόμενη τετράδα του John Feagin:

- 1) αιφνίδιος πόνος στην άρθρωση του γόνατος
- 2) αντιληπτός ήχος (σαν να σπάει σκοινί, ή ήχος “pop”) τη στιγμή του τραυματισμού
- 3) αίσθηση αστάθειας στην άρθρωση του γόνατος (ο ασθενής περιγράφει συχνά πως ένιωσε να του “φεύγει” το γόνατο, “giving way symptom”)
- 4) αδυναμία να συνεχίσει να αγωνίζεται

Αξιίζει προσοχής πως είναι δυνατόν ο ασθενής μετά την στιγμή της κάκωσης να μπορεί να περπατά (για παράδειγμα αν πρόκειται για αθλητή, αυτός ενδέχεται να δύναται να αποχωρήσει μόνος του από το γήπεδο), αλλά αυτό δεν πρέπει να εφησυχάζει τον κλινικό. Αργότερα ενδέχεται να παρουσιάζονται τα εξής:

-οίδημα λόγω αιμάρθρου, το οποίο και επιδεινώνει τον πόνο

-περιορισμός στην κινητικότητα (εύρος κίνησης)

-κλείδωμα (“block”) της άρθρωσης με επακόλουθο την πλήρη αδυναμία για περαιτέρω κάμψη ή έκταση. Εμφανίζεται συχνότερα σε συνυπάρχουσα βλάβη των μηνίσκων.

Σε παλιές ρήξεις και μέχρι να αναζητήσει ειδική ιατρική βοήθεια ο ασθενής συχνά αναφέρει επαναλαμβανόμενα επεισόδια αστάθειας.

Κλινική εξέταση:

Μη ειδικά αντικειμενικά ευρήματα:

-Οίδημα: το οίδημα αναπτύσσεται εντός λίγων ωρών (τυπικά τις πρώτες 4-12 ώρες) από τη στιγμή του τραυματισμού και είναι το αποτέλεσμα αιμάθρου (ρήξη αγγείων και συλλογή αιματηρού υγρού στην άρθρωση του γόνατος) κάθε ασθενής που προσέρχεται με τραυματικό αίμαθρο (η αιματηρή φύση του οιδήματος διαπιστώνεται με διαγνωστική παρακέντηση και αναρρόφηση του υγρού, η οποία εκτός από τη συνεισφορά στη διαγνωστική προσπέλαση ανακουφίζει τον ασθενή από τον πόνο) θεωρείται ύποπτος για τραυματισμό του ΠΧΣ. Η απουσία του οιδήματος δεν αποκλείει την βλάβη στον ΠΧΣ. Όμοια, η παρουσία οιδήματος του γόνατος είναι ενδεικτική ρήξης ΠΧΣ αλλά διαγνωστική καθώς το οίδημα στο γόνατο μπορεί να προκαλείται και από τον τραυματισμό οποιουδήποτε άλλου ανατομικού στοιχείου της άρθρωσης.

- Το **εύρος κίνησης** (ενεργητικό και παθητικό) της τραυματισμένης άρθρωσης είναι μειωμένο. Αυτό διαπιστώνεται εύκολα με την συγκριτική εξέταση με το ετερόπλευρο υγιές κάτω άκρο και προσδιορίζεται αντικειμενικά με γωνιόμετρο. Το μειωμένο εύρος κίνησης συνήθως είναι δευτεροπαθούς αιτιολογίας και οφείλεται στον πόνο, την μεγάλη ενδαρθρική συλλογή (αίμαθρο), βλάβης στον εκτατικό μηχανισμό του γόνατος, ή αποτέλεσμα μηχανικού “κλειδώματος” (“block”). Το “κλείδωμα” της άρθρωσης γενικά μπορεί να οφείλεται σε βλάβη του μηνίσκου, σε οστεοχόνδρινο κομμάτι που αποσπάστηκε και βρίσκεται ελεύθερο εντός της άρθρωσης, ή σε παγίδευση του κολοβώματος του ΠΧΣ.

Ειδικές διαγνωστικές δοκιμασίες:

-Εξέταση κατά Lachman-Noulis¹⁰¹: με την δοκιμασία αυτή ελέγχουμε την πρόσθια αστάθεια του γόνατος. Το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη 20°-30°. Εφαρμόζεται στην εγγύς κνήμη πρόσθια δύναμη, ενώ με το αντίθετο χέρι σταθεροποιείται το άπω μηριαίο οστό. Ο βαθμός πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης ως προς το μηρό αξιολογείται με βάση το τελικό σημείο της μετατόπισης. Αδυναμία να προσδιοριστεί με σαφήνεια το τελικό σημείο είναι ένδειξη ρήξης του ΠΧΣ. Ο βαθμός της χαλαρότητας της άρθρωσης προσδιορίζεται πάντα συγκριτικά με το ετερόπλευρο υγιές γόνατο, ώστε να μην διαγνωσθεί λανθασμένα ως ρήξη η φυσιολογική χαλαρότητα των αρθρώσεων η οποία μάλιστα διαφέρει από ασθενή σε ασθενή. (Εικόνα 24).



Εικόνα 24: Η εξέταση με τη δοκιμασία κατά Lachman-Noulis.

[Αναπαράγωγή από: Canale ST, Beaty JH. *Campbell's Operative Orthopaedics* 12thED. Elsevier⁵]

-Πρόσθιο συρταροειδές σημείο: είναι μια άλλη δοκιμασία που εκτιμά την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση. Το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη 90°. Σταθεροποιώ τον άκρο πόδα και εφαρμόζω πρόσθια δύναμη στην εγγύς κνήμη. ο βαθμός της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης αξιολογείται όπως και στην δοκιμασία Lachman (συγκριτικά με το ετερόπλευρο υγιές κάτω άκρο και βάσει του τελικού σημείου της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης). (Εικόνα 25)



Εικόνα 25. Η εξέταση με τη δοκιμασία ελέγχου για το πρόσθιο συρταροειδές σημείο.

[Αναπαραγωγή από: Canale ST, Beaty JH. *Campbell's Operative Orthopaedics* 12thED. Elsevier⁵]

-Pivot shift δοκιμασία (στροφικό συρταροειδές σημείο): η δοκιμασία αυτή εκτιμά το στροφικό στοιχείο της αστάθειας που προκαλείται από τη βλάβη του ΠΧΣ. Η θετική δοκιμασία είναι παθογνωμονική της ρήξης του ΠΧΣ. Η δοκιμασία συνίσταται στο υπεξάρθρωμα και την επαναφορά (ανάταξη) του έξω διαμερίσματος καθώς το γόνατο φέρεται από τη θέση έκτασης στη θέση κάμψης σε ασθενή με ρήξη ΠΧΣ. Με το γόνατο σε έκταση το έξω κνημιαίο πλατώ υπεξαρθρώνεται πρόσθια σε σχέση με τον έξω μηριαίο κόνδυλο. Εφαρμόζεται βλαισή δύναμη στην κνήμη παράλληλα με έσω στροφή της κνήμης καθώς το γόνατο αρχίζει να κάμπτεται αργά. (Εικόνα 26). Σε γωνία κάμψης περίπου 30°, το έξω κνημιαίο πλατώ επαναφέρεται (ανατάσσεται) και σημειώνεται πόσο απότομη είναι αυτή η επαναφορά: το αποτέλεσμα της δοκιμασίας χαρακτηρίζεται σαν “0” (φυσιολογικό) αν δεν παρατηρείται μεταβολή, “βαθμού 1” αν υπάρχει ήπια ολίσθηση (glide) κατά την ανάταξη, “βαθμού 2” αν η κνήμη αναπηδά πίσω στη θέση ανάταξης και “βαθμού 3” αν σημειώνεται ένα παροδικό μπλοκάρισμα της κνήμης στην υπεξαρθρωμένη θέση πριν αυτή αναταχθεί. Σημειώνεται πως η ακρίβεια της δοκιμασίας ενδέχεται να είναι περιορισμένη με τον ασθενή ξύπνιο λόγω της μυϊκής αντίστασης, αλλά βελτιώνεται θεαματικά αν η δοκιμασία πραγματοποιηθεί υπό αναισθησία.



Εικόνα 26. Η εξέταση με την Pivot shift δοκιμασία (στροφικό συρταροειδές σημείο)

[Αναπαγωγή από: Netter FH. Atlas of human anatomy. 5th edition. Philadelphia, PA.: Saunders/Elsevier; 2011 ¹⁰²]

-Αντικειμενική εξέταση με αρθρόμετρο: το αρθρόμετρο είναι το όργανο που ποσοτικοποιεί μετρώντας σε χιλιοστάμετρα την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης ως προς το μηρό. Το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο αρθρόμετρο είναι το KT-1000 (MEDmetric, San Diego, CA). (Εικόνα 27). Η εξέταση προσομοιάζει τη δοκιμασία Lachman με τη διαφορά ότι το αρθρόμετρο ποσοτικοποιεί την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση που μας δίνει η δοκιμασία Lachman. Η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης καταγράφεται σε χιλιοστάμετρα κατά την εφαρμογή δύναμης 134N καθώς και για τη μέγιστη δύναμη του εξεταστή. Η μετατόπιση >5χιλ του υγιούς από το πάσχον γόνατο είναι ενδεικτικές πλήρους ρήξης ΠΧΣ. Η διαφορά 3-5 χιλ ανάμεσα στο πάσχον και το υγιές άκρο υποδεικνύει μερική ρήξη ΠΧΣ.



Εικόνα 27. Το αρθρόμετρο KT-1000 (MEDmetric, San Diego, CA) και η αντικειμενική εξέταση με το αρθρόμετρο

Απεικονιστικές εξετάσεις:

-Απλή ακτινογραφία: Σε αυτήν αποκλείουμε κάποιο κάταγμα

-Μαγνητική τομογραφία (MRI):

Τα απεικονιστικά ευρήματα της ρήξης του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) με την μέθοδο της μαγνητικής τομογραφίας, χαρακτηρίζονται από την αξιολόγηση του συνόλου των μορφολογικών αλλαγών καθώς και των αλλαγών στην ένταση του σήματος του ΠΧΣ. Αυτά διακρίνονται σε πρωτεύοντα και δευτερεύοντα. Για την ακριβή εκτίμηση της ρήξης του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου απαιτείται ο συνδυασμός εγκάρσιων, στεφανιαίων και οβελιαίων τομών.

Τα πρωτεύοντα ευρήματα περιλαμβάνουν:

- **Ασυνέχεια της πορείας του συνδέσμου**

Εκτιμάται κυρίως σε οβελιαίες και εγκάρσιες τομές. Η αδυναμία των ινών του ΠΧΣ να πορευθούν παράλληλα με την γραμμή Blumensaat, αποτελεί ακριβές σημείο ρήξης του ΠΧΣ. Η γραμμή Blumensaat διασχίζει παράλληλα την οροφή του μεσοκονδύλιου βόθρου στο σημείο που αυτή τέμνεται από την οπίσθια επιφάνεια του μηριαίου οστού.

- **Μη φυσιολογική πορεία του συνδέσμου:**

Κυματοειδής πορεία του συνδέσμου με ή χωρίς κοίλωση της πρόσθιας επιφάνειας του αποτελεί επίσης μορφολογική αλλαγή σε περίπτωση ρήξης του.

- **Μη φυσιολογική έντασης σήμα του συνδέσμου:**

Ο φυσιολογικός ΠΧΣ παραμένει με χαμηλή έντασης σήμα σε όλες τις ακολουθίες. Σε περίπτωση ρήξης του παρατηρείται αύξηση της έντασης του σήματος σε T2-, Fat Saturation Proton Density Fast Spin Echo (FS PD FSE) και T2* ακολουθίες. (Εικόνα 28).

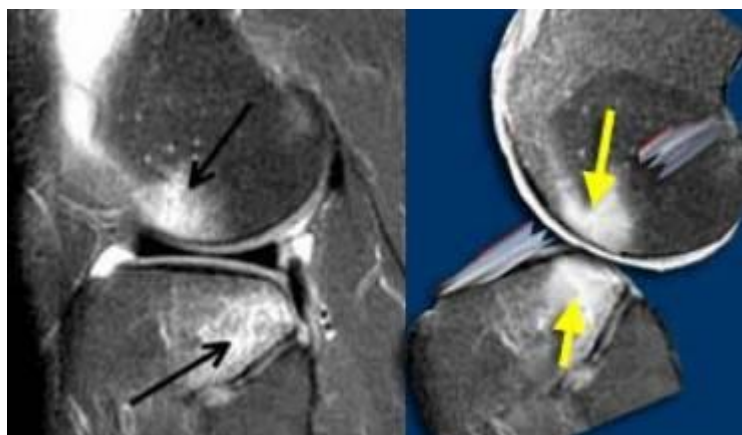


Εικόνα 28. κίτρινη γραμμή: η γραμμή Blumensaat.Κόκκινη γραμμή: φαίνεται η διακοπή της πορείας των ινών του ΠΧΣ καθώς και το παθολογικά υψηλό σήμα σε PD και T2 ακολουθίες, πρωτεύοντα σημεία ρήξης του ΠΧΣ.

Τα δευτερεύοντα ευρήματα περιλαμβάνουν

- **Οστικές θλάσεις του έξω διαμερίσματος (bone bruises):**

Παρατηρούνται στις φέρουσες το βάρος επιφάνειες του έξω μηριαίου κονδύλου καθώς και του οπίσθιο-έξω κνημιαίου πλατό. Οι τελευταίες μάλιστα θεωρούνται πιο ειδικές για την διάγνωση. (Εικόνα 29).



Εικόνα 29. Οστικές θλάσεις του έξω διαμερίσματος. Το πρόσθιο τμήμα του μηριαίου κονδύλου προσκρούει στην οπίσθια επιφάνεια της κνήμης με αποτέλεσμα ρήξη του ΠΧΣ.

- **Ακάλυπτο οπίσθιο κέρασ του έξω μηνίσκου:**

Παρατηρείται σε περιπτώσεις που η κνήμη απεικονίζεται με πρόσθια μετατόπιση ως προς το μηρό. Η μετατόπιση αυτή εκτιμάται σε σχέση με μια νοητή γραμμή που φέρεται εφαπτόμενη με τον οπίσθιο μηριαίο κόνδυλο και τέμνει κάθετα το κνημιαίο πλατό. Σε περίπτωση που το οπίσθιο κέρασ του έξω μηνίσκου βρίσκεται μπροστά από την γραμμή αυτή λόγω πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης, αυτό αποτελεί εύρημα ενδεικτικό ρήξης ΠΧΣ (στατικό πρόσθιο συρταροειδές σημείο).

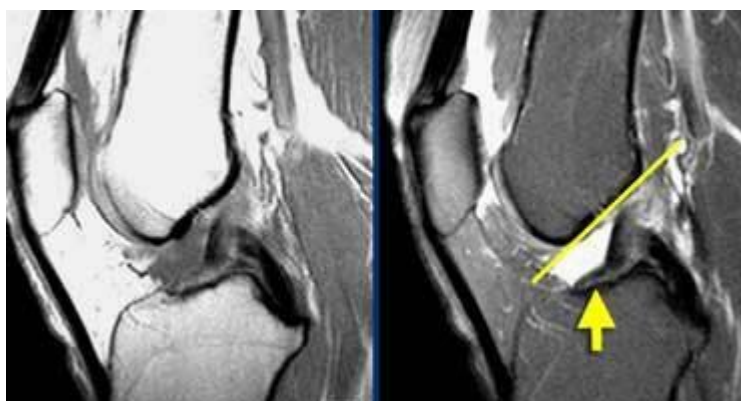
- **Γωνίωση του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου.**

Θετικό σημείο οπίσθιου χιαστού συνδέσμου παρατηρείται όταν η νοητή γραμμή που εφάπτεται με την οπίσθια επιφάνεια του ΟΧΣ, τέμνει την οπίσθια επιφάνεια του μηρού σε απόσταση μεγαλύτερη των 5 mm.

Οι ρήξεις του ΠΧΣ μπορεί να είναι: οξείες, υποξείες και χρόνιες.

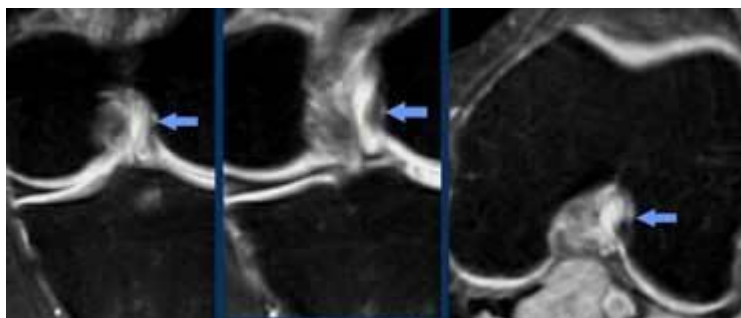
Σε μια οξεία ρήξη, παρατηρείται απώλεια της συνέχειας στην πορεία των ινών του ΠΧΣ που σχετίζεται με κυματοειδές περίγραμμα ή/ και οπίσθια κοίλωση της πρόσθιας επιφάνειας του ΠΧΣ. (Εικόνα 30). Ο ρηγμένος σύνδεσμος εμφανίζεται με μεγαλύτερο οριζόντιο προσανατολισμό στις οβελιαίες τομές.

Επιπλέον εμφανίζει υψηλότερης έντασης σήμα στις T2-, FS PD FSE και T2* ακολουθίες. Αλλαγές στην ένταση του σήματος μπορεί να είναι λιγότερο εμφανείς στις FSE ή στις FS FSE ακολουθίες. Μια οίδηματώδης μάζα απεικονίζεται στην περιοχή των ρηγμένων ινών. Διαπλάτυνση ολόκληρου του συνδέσμου με αύξηση της έντασης του σήματος σχετίζεται με διάμεσο πρότυπο ρήξης.



Εικόνα 30. Ο ΠΧΣ εμφανίζεται με παθολογικά αυξημένο σήμα και οπίσθια κοίλωση της πρόσθιας επιφάνειας του σε σχέση με την γραμμή Blumensaat.

Οι εγκάρσιες τομές είναι άριστες για την απεικόνιση του υγρού μεταξύ των ινών του ρηγμένου ΠΧΣ και της έκφυσής του στον έξω μηριαίο κόνδυλο. (Εικόνα 31).

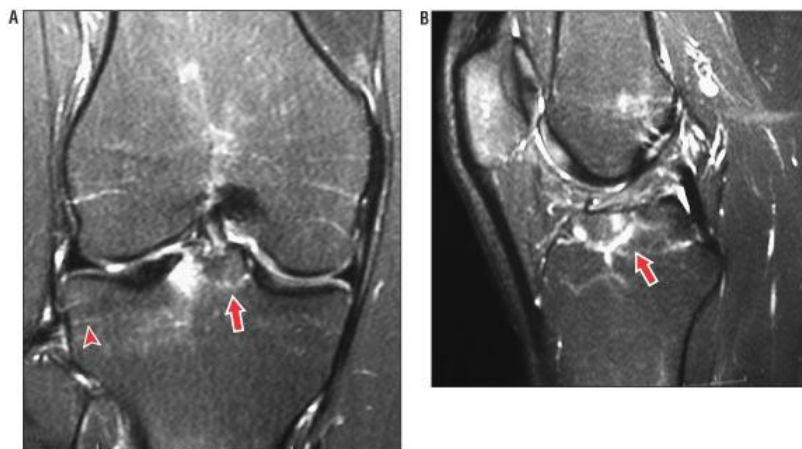


Εικόνα 31. το μπλε βέλος απεικονίζει το παθολογικά υψηλής έντασης σήμα ανάμεσα στην έκφυση του ΠΧΣ και τον μηριαίο κόνδυλο, που υποδηλώνει την παρουσία υγρού.

Το στεφανιαίο επίπεδο είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για την διαφορική διάγνωση των βαθμών ρήξης του ΠΧΣ, ιδιαίτερα όταν οι οβελιαίες τομές απεικονίζουν τις ίνες του ΠΧΣ τμηματικά. Εάν οι φυσιολογικά χαμηλής έντασης σήματος ίνες του ΠΧΣ απεικονίζονται με ενδιάμεσης έντασης σήματος με ή χωρίς απώλεια της αυλάκωσής τους στην T1 ή στην PD ακολουθία, τότε ο ΠΧΣ δεν είναι φυσιολογικός. Αυτό το εύρημα εκτιμάται στην ίδια στεφανιαία τομή που απεικονίζονται και οι πλάγιοι σύνδεσμοι (στο σημείο δηλαδή όπου οι μηριαίοι κόνδυλοι συγχωνεύονται και σχηματίζουν την οροφή του μεσοκονδύλιου βόθρου). Ο φυσιολογικός ΠΧΣ θα πρέπει επίσης να απεικονίζεται σε μια τουλάχιστον στεφανιαία τομή πίσω από αυτό το σημείο.

Κατάγματα της κνημιαίας μεσοκονδύλιας προεξοχής συμβαίνουν στο 5 % των ασθενών. (Εικόνα 32). Τα κνημιαία κατάγματα μπορεί να είναι μη αποσπαστικά, μερικώς αποσπαστικά ή πλήρως αποσπαστικά. Εξαιτίας ελάχιστης ή μη μετακίνησης του αποσπασμένου κομματιού, προσεκτική εκτίμηση του σήματος του μυελού στην T1 ή σε GRE ακολουθίες είναι σημαντική. Συχνά το οστικό οίδημα στο αποσπασμένο κομμάτι είναι ασήμαντο και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα η διάγνωση αποσπαστικών

καταγμάτων να χαθεί σε T2 και PD ακολουθίες. Στους μηριαίους κονδύλους αποσπαστικά κατάγματα δεν είναι συνηθισμένα.



Εικόνα 32. το βέλος δείχνει μη αποσπαστικό κάταγμα της κνημιαίας μεσοκονδύλιας προεξοχής, ενώ η κεφαλή του βέλους απεικονίζει συνυπάρχον κάταγμα της έξω επιφάνειας της κνήμης.

Πρόσθια μετατόπιση της κνήμης που απεικονίζεται σε οβελιαίες τομές είναι ένα δευτερεύον σημείο ρήξης. Σε περίπτωση που ο ΠΧΣ είναι ακέραιος, τότε σε οβελιαίες τομές, η κάθετη γραμμή που σχεδιάζεται κατ'εφαπτομένη με τον οπίσθιο-έξω μηριαίο κόνδυλο θα πρέπει να τέμνει το οπίσθιο-έξω κνημιαίο πλατό. Έχει αναφερθεί ότι σε ρήξεις του ΠΧΣ, η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης είναι μεγαλύτερη των 7 mm. Αυτό το απεικονιστικό σημείο Lachman εξαρτάται από τον βαθμό της κάμψης του γόνατος καθώς και την τοποθέτηση και τον σχεδιασμό του πηνίου. Τα παραπάνω και σε συνδυασμό με το γεγονός ότι απουσιάζει η σύγκριση με το υγιές σκέλος, αποτελούν περιορισμό στην χρησιμότητα του και συνεπώς το εύρημα αποτελεί μόνο δευτερεύον σημείο ρήξης ΠΧΣ.

Το αιμάρθρο που συνοδεύει οξεία ρήξη ΠΧΣ χαρακτηρίζεται από υμενίτιδα με ασάφεια στην απεικόνιση των ινών του συνδέσμου και ανωμαλία της ελεύθερης παρυφής του λίπους του Hoffa.

Οξεία παγίδευση του κολοβώματος του ΠΧΣ μπορεί να οδηγήσει σε ελάττωση ή αδυναμία έκτασης του γόνατος μετά την ρήξη. Η MRI μπορεί να αναδείξει δυο είδη παγίδευσης του κολοβώματος.

Στον τύπο 1 υπάρχει μια οζώδης μάζα στην πρόσθια επιφάνεια του μεσοκονδύλιου βόθρου. Στον τύπο 2 το κολόβωμα προκαλείται από ρήξεις στην μηριαία έκφυση του

ΠΧΣ, η οποία μπορεί να παράγει ένα μακρύ κολόβωμα ευάλωτο στην πρόσθια αναδίπλωση. Στην περίπτωση αυτή το κολόβωμα παρουσιάζεται ως μια διακριτή και καλά καθορισμένη δομή σαν γλώσσα που προβάλλει έξω από τον μεσοκονδύλιο βόθρο προς την πρόσθια αρθρική κοιλότητα πίσω από το λίπος του Hoffa. Στον τύπο 1 το κολόβωμα αφορά το άπω τριτημόριο του ΠΧΣ και συσχετίζεται με ίνωση στο ελεύθερο άκρο του, δημιουργώντας ένα ογκώδες σχηματισμό ευάλωτο σε πρόσθια παγίδευση.

Σε υποξεία ρήξη του ΠΧΣ η μορφολογία του ΠΧΣ μπορεί να είναι περισσότερο σαφής καθώς το αιμάτωμα υποχωρεί και η αρχική αιμορραγία περιορίζεται. Το κολόβωμα του ΠΧΣ αποκτά πιο οριζόντιο προσανατολισμό μέσα στην άρθρωση. Υγρό που εναποτίθεται στο σημείο της ρήξης απεικονίζεται τώρα με μεγαλύτερη ευκρίνεια. Συνοδές οστικές θλάσεις συχνά επιμένουν αλλά μπορεί να έχουν μειωμένης έντασης ή έκτασης σήμα στον έξω μηριαίο κόνδυλο και στο οπισθιο-έξω κνημιαίο πλατό. Η υμενίτιδα που συμπεραίνεται από το ανώμαλο περίγραμμα στο λίπος του Hoffa συχνά ανιχνεύεται και στις υποξείες ρήξεις αλλά είναι πιο ελαττωμένη σε σχέση με τις οξείες. Εντοπίζεται συχνά σε συνδυασμό με ύδραρθρο που έχει επίσης ελαττωθεί από την στιγμή του τραυματισμού.

Σε χρόνιες ρήξεις του ΠΧΣ, δεν παρατηρείται συχνά οίδημα και υμενίτιδα. Κατά κανόνα η πρόσθια επιφάνεια του συνδέσμου απεικονίζεται με σαφήνεια παρά την παρουσία υγρού στην άρθρωση.

Λόγω της συρρίκνωσης των ινών του, ο ΠΧΣ μπορεί να απεικονίζεται με μειωμένο μήκος στις οβελιαίες ή στεφανιαίες τομές. Αυτό μπορεί να οδηγήσει στην απουσία του συνδεσμικού ιστού από το σημείο έκφυσής του στον μεσοκονδύλιο βόθρο (σημείο κενού μεσοκονδύλιου βόθρου).

Δεν είναι ασύνηθες σε περίπτωση ρήξης του, ο ΠΧΣ να προσκολληθεί στον ΟΧΣ, γεγονός που μπορεί να παρατηρηθεί και κλινικά με την δοκιμασία Lachman.

Πρόσθια μετατόπιση της κνήμης ως προς το μηρό σχετίζεται επίσης με χρόνια δυσλειτουργία του ΠΧΣ. Αυτό το εύρημα αποτελεί μια στατική εκτίμηση της

προσθιο-έξω αστάθειας. Τμήμα της επιφάνειας του οπισθίου κέρατος του έξω μηνίσκου μπορεί να είναι ακάλυπτο ως προς τον υπερκείμενο μηνιαίο κόνδυλο. Επιπλέον καθώς η κνήμη τοποθετείται μπροστά, μπορεί να παρατηρηθεί κοίλωση του ΟΧΣ. Ωστόσο η ύπτια θέση του ασθενούς κατά τη διάρκεια της εξέτασης προκαλεί την παθητική τοποθέτηση της κνήμης (εξαιτίας της βαρύτητας) σε ουδέτερη θέση, σχετικά ευθυγραμμισμένη ως προς μηρό, με αποτέλεσμα η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης να μην είναι πάντα δυνατόν να απεικονιστεί.

Κοίλωση του επιγονατιδικού συνδέσμου είναι ένα άλλο έμμεσο σημείο που σχετίζεται με κάκωση του ΠΧΣ και πρόσθια μετατόπιση της κνήμης. Παρόλα αυτά, ανάλογο εύρημα μπορεί να παρατηρηθεί σε περιπτώσεις υπερέκτασης του γόνατος καθώς και δυσλειτουργίας του τετρακεφάλου. Αυτά τα έμμεσα ευρήματα μπορεί να παρουσιάζουν ειδικότητα αλλά όχι ευαισθησία για το σύνολο της παθολογίας του ΠΧΣ.

Ερωτηματολόγια για την λειτουργικότητα και την αθλητική δραστηριότητα:

Τα ερωτηματολόγια αυτά χρησιμοποιούνται ευρέως ως “μέτρα” για την αξιολόγηση της λειτουργικότητας της άρθρωσης, των συμπτωμάτων του ασθενούς, και του επιπέδου αθλητικής δραστηριότητας. Είναι πολύ χρήσιμα καθώς παρέχουν έναν ενιαίο τρόπο και κλίμακα για την παρακολούθηση της βελτίωσης του ασθενούς από το προεγχειρητικό στο μετεγχειρητικό επίπεδο αλλά και για την επικοινωνία μεταξύ διαφορετικών επιστημονικών ομάδων για τις παραμέτρους που αξιολογούνται με αυτά.

Το **Lysholm score**¹⁰³ είναι ένα ερωτηματολόγιο με το οποίο αξιολογούνται τα συμπτώματα του ασθενούς από την πάσχουσα άρθρωση. Οι απαντήσεις για την συχνότητα εμφάνισης ή την ένταση του κάθε συμπτώματος αντιστοιχούν σε μία προκαθορισμένη βαθμολογία, έτσι ώστε στο σύνολό τους οι απαντήσεις του ασθενούς να δίνουν την συνολική του βαθμολογία για την κλίμακα Lysholm η οποία είναι καλύτερη όσο μεγαλύτερη είναι η συνολική του βαθμολογία. (Εικόνα 33).

Με το **Tegner score**¹⁰³ καταγράφεται και βαθμολογείται το επίπεδο δραστηριότητας του ασθενούς με βαθμολογία που κυμαίνεται από το 1 έως το 10, όπου το 10 αντιστοιχεί σε υψηλότερο επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας. Η διάκριση ανάμεσα στον αγωνιστικό αθλητισμό και τον αθλητισμό αναψυχής (επαγγελματική και ερασιτεχνική ενασχόληση αντίστοιχα) γίνεται με τον αριθμό των συμμετοχών την εβδομάδα, οι οποίες για τους επαγγελματίες αθλητές ορίζεται ως 3 προπονήσεις και 1 αγώνας κάθε εβδομάδα. (Εικόνα 34).

Η κλίμακα **International Knee Documentation Committee (IKDC) Form**¹⁰⁴: περιλαμβάνει δύο μέρη. (Εικόνες 35&36).

Το ένα αναφέρεται στην καταγραφή και βαθμολόγηση των αποτελεσμάτων της κλινικής εξέτασης και αποτελεί το “αντικειμενικό” κομμάτι της κλίμακας. Ονομάζεται “κλίμακα εξέτασης του γόνατος” (**Knee examination form**) και αποτελείται από επιμέρους τμήματα που βαθμολογούνται από Α έως D (από την καλύτερη προς την χειρότερη βαθμολογία). Σαν συνολικός βαθμός της κλίμακας (grade) καταγράφεται ο χειρότερος των βαθμών των επιμέρους τμημάτων.

Το δεύτερο μέρος της κλίμακας IKDC ονομάζεται υποκειμενική κλίμακα αξιολόγησης IKDC (“**IKDC subjective form**”) περιλαμβάνει την καταγραφή και βαθμολόγηση της υποκειμενικής αξιολόγησης των συμπτωμάτων του ασθενούς, της λειτουργικότητας του γόνατός του και του επιπέδου δραστηριότητάς του τα οποία παρατίθενται και εξετάζονται σε 10 επιμέρους ερωτήσεις (items). Οι απαντήσεις στις ερωτήσεις βαθμολογούνται με μία τακτικούς αριθμούς έτσι ώστε ο βαθμός 1 να δίνεται στην απάντηση που αντιπροσωπεύει το χαμηλότερο επίπεδο λειτουργικότητας ή το υψηλότερο επίπεδο συμπτωμάτων. Ο συνολικός βαθμός της υποκειμενικής κλίμακας αξιολόγησης IKDC προκύπτει από το άθροισμα των βαθμολογιών των επιμέρους ερωτήσεων, (χωρίς να υπολογίζεται στο άθροισμα αυτό το σκέλος της ερώτησης 10 που αναφέρεται στη λειτουργικότητα του γόνατος πριν τον τραυματισμό) που στη συνέχεια μετατρέπεται σε κλίμακα επί τοις 100 με τον εξής μαθηματικό τύπο:

$$\text{IKDC Score} = \left[\frac{\text{Raw Score} - \text{Lowest Possible Score}}{\text{Range of Scores}} \right] \times 100$$

όπου Raw score, το άθροισμα των επιμέρους βαθμολογιών,

Lowest possible score, η χαμηλότερη βαθμολογία, που ισούται πάντα με 18

και Range of scores, που ισούται πάντα με 87.

ΚΛΙΜΑΚΑ ΒΑΘΜΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΥ – LYSHOLM SCORE

Κουτσαίνεις (5 βαθμοί)

Καθόλου = 5
Ελαφρά ή περιοδικά = 3
Σοβαρά και σταθερά = 0

Υποστήριξη του σκέλους (5 βαθμοί)

Καθόλου = 5
Μπαστούνι ή πατερίτσα = 2
Αδύνατη η εφαρμογή βάρους = 0

Κλείδωμα (15 Βαθμοί)

Όχι αίσθηση κλειδώματος ή μπλοκαρίσματος = 15
Σπάνια όταν αθλούμαι ή σε έντονες προσπάθειες = 10
Κλείδωμα περιστασιακά = 6
Κλείδωμα συχνά = 2
Κλειδωμένο κατά την εξέταση = 0

Αστάθεια (25 βαθμοί)

Ποτέ = 25
Σπάνια όταν αθλούμαι ή σε έντονες προσπάθειες = 20
Συχνά όταν αθλούμαι ή σε έντονες προσπάθειες (ή αδύνατη η συμμετοχή μου σε άθλημα) = 15
Περιστασιακά σε καθημερινές δραστηριότητες = 10
Συχνά σε καθημερινές δραστηριότητες = 5
Σε κάθε βήμα = 0

Πόνος (25 βαθμοί)

Καθόλου = 25
Ήπιος και ασταθής σε έντονες προσπάθειες = 20
Αξιοσημείωτος σε έντονες προσπάθειες = 15
Αξιοσημείωτος κατά ή μετά τη βάρδια για περισσότερα από 2 χιλιόμετρα = 10
Αξιοσημείωτος κατά ή μετά τη βάρδια για λιγότερα από 2 χιλιόμετρα = 5
Συνεχής = 0

Οίδημα (πρήξιμο) (10 βαθμοί)

Καθόλου = 10
Σε έντονη προσπάθεια = 6
Σε συνήθη προσπάθεια = 2
Συνεχής = 0

Ανέβασμα σκάλας (10 βαθμοί)

Κανένα πρόβλημα = 10
Ελαφρά ανικανότητα = 6
Ένα – ένα βήμα = 2
Αδύνατη = 0

Βαθύ κάθισμα (5 βαθμοί)

Κανένα πρόβλημα = 5
Ελαφρά ανικανότητα = 4
Όχι πέρα από τις 90° = 2
Αδύνατο = 0

ΣΥΝΟΛΙΚΗ ΒΑΘΜΟΛΟΓΙΑ

ΕΠΙΔΟΣΗ

Άριστη 95-100
Καλή 84-94
Μέτρια 65-83
Πτωχή < 64

Εικόνα 33. *To Lysholm score*

ΚΛΙΜΑΚΑ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ TEGNER (TEGNER SCORE)

10. Αγωνιστικός αθλητισμός

Ποδόσφαιρο, κορυφαίο επίπεδο

9. Αγωνιστικός αθλητισμός

Ποδόσφαιρο, κατώτερες κατηγορίες

Πάλη

Γυμναστική τουλάχιστον δύο φορές την εβδομάδα

Χόκεϊ επί πάγου

8. Αγωνιστικός αθλητισμός

Σκουός ή Μπάντμιντον

Αλτικά αγωνίσματα στίβου

Σκι κατάβασης

7. Αγωνιστικός αθλητισμός

Τέννις

Δρομικά αγωνίσματα στίβου

Χάντμπωλ

Μπάσκετ

Μοτο-κρος

Σπορ αναψυχής

Ποδόσφαιρο

Χόκεϊ επί πάγου

Σκουός

Αλτικά αγωνίσματα στίβου

Τρέξιμο ανωμάλου δρόμου

6. Σπορ αναψυχής

Τέννις ή μπάτμιντον

Χάντμπωλ

Μπάσκετ

Σκι κατάβασης

Τροχάδην τουλάχιστον 5 φορές την εβδομάδα

5. Εργασία

Βαριά χειρονακτική (πχ οικοδομική)

Αγωνιστικός αθλητισμός

Ποδηλασία

Σκι αντοχής (langlauf)

Τροχάδην σε ανώμαλο έδαφος

4. Εργασία

Μέτριας επιβάρυνσης (οδηγός φορτηγού
βαριά οικιακή εργασία)

Σπορ αναψυχής

Ποδηλασία

Σκι αντοχής (langlauf)

Τροχάδην σε ομαλό έδαφος τουλάχιστον
δύο φορές την εβδομάδα

3. Εργασία

Ελαφρά χειρονακτική (πχ νοσοκόμος)

Αγωνιστικός και ψυχαγωγικός αθλητισμός

Κολύμβηση

Βάδιση σε ανώμαλο έδαφος -δάσος

2. Εργασία

Πολύ ελαφρά χειρονακτική

Βάδιση σε ανώμαλο έδαφος δυνατή αλλά
αδύνατη σε δάσος

1. Εργασία

Καθιστική

Βάδιση σε επίπεδο έδαφος

0. Αναρρωτική άδεια από εργασία ή αναπηρική
σύνταξη λόγω προβλημάτων στο γόνατο

Εικόνα 34. *To Tegner score*

- ☐ Πολύ επίπονες δραστηριότητες όπως το άλμα ή η περιστροφή όπως στο μπάσκετ ή στο ποδόσφαιρο
- ☐ Επίμονες δραστηριότητες όπως βαριά φυσική εργασία, σκι ή τένις

- ☐ Μέτριες δραστηριότητες όπως τη μέτριο φυσικό εργασία ή το ελαφρό τρέξιμο
☐ Ελαφριές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, τα οικιακά, ή η κηπουρική
☐ Ανίκανος να εκτελέσει οποιαδήποτε από τις ανωτέρω δραστηριότητες λόγω του πρηξίματος των γονάτων

6. Κατά τη διάρκεια των 4 προηγούμενων εβδομάδων, ή από τον τραυματισμό σας, το γόνατό σας μπλοκάρισε ή πιάστηκε ;
☐ Ναι ☐ Όχι
7. Ποιο είναι το πιο υψηλό επίπεδο δραστηριότητας που μπορείτε να αποδώσετε χωρίς να αισθάνεστε αστάθεια στο γόνατό σας;
☐ Πολύ επίπονες δραστηριότητες όπως το άλμα ή η περιστροφή όπως στο μπάσκετ ή στο ποδόσφαιρο
☐ Επίπονες δραστηριότητες όπως βαριά φυσική εργασία, σκι ή τένις
☐ Μέτριες δραστηριότητες όπως μέτριο φυσική εργασία ή ελαφρό τρέξιμο
☐ Ελαφριές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, τα οικιακά ή η κηπουρική
☐ Ανίκανος να εκτελέσει οποιαδήποτε από τις ανωτέρω δραστηριότητες λόγω αστάθειας του γονάτου

ΑΘΛΗΤΙΚΕΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΕΣ:

8. Ποιο είναι το πιο υψηλό επίπεδο δραστηριότητας που μπορείτε να συμμετέχετε σε κανονική βάση;
☐ Πολύ επίπονες δραστηριότητες όπως το άλμα ή η περιστροφή, π.χ. στο μπάσκετ ή στο ποδόσφαιρο
☐ Επίπονες δραστηριότητες όπως βαριά φυσική εργασία, σκι ή τένις
☐ Μέτριες δραστηριότητες όπως μέτρια φυσική εργασία ή ελαφρό τρέξιμο
☐ Ελαφριές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, τα οικιακά ή η κηπουρική
☐ Ανίκανος να εκτελέσει οποιαδήποτε από τις ανωτέρω δραστηριότητες λόγω του γονάτου

9. Πώς επηρεάζει το γόνατό σας τη δυνατότητά σας να:

		Καθόλου δύσκολο	Ελάχιστο δύσκολο	Αρκετά δύσκολο	Εξαιρετικά δύσκολο	Ανέφικτο
α.	Ανεβείτε σκαλοπάτια	☐	☐	☐	☐	☐
β.	Κατεβείτε σκαλοπάτια	☐	☐	☐	☐	☐
γ.	Γονατίσετε	☐	☐	☐	☐	☐
δ.	Καθίσετε οκλαδόν	☐	☐	☐	☐	☐
ε.	Καθίσετε λυγίζοντας τα γόνατά σας	☐	☐	☐	☐	☐
ζ.	Σηκωθείτε από μια καρέκλα	☐	☐	☐	☐	☐
η.	Τρέξετε προς τα εμπρός	☐	☐	☐	☐	☐
θ.	Πηδήξετε και προσγειωθείτε στο χειρουργημένο γόνατο	☐	☐	☐	☐	☐
ι.	Σταματήσετε και να ξεκινήσετε γρήγορα	☐	☐	☐	☐	☐

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ:

10. Πώς θα εκτιμούσατε τη λειτουργία του γονάτου σας σε μια κλίμακα 0 έως 10, με 10 την άριστη λειτουργία και 0 την ανικανότητα να εκτελεσθεί οποιαδήποτε από τις συνηθισμένες καθημερινές δραστηριότητές σας που μπορούν να περιλάβουν και τον αθλητισμό;

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΠΡΙΝ ΑΠΟ ΤΟΝ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟ ΤΩΝ ΓΟΝΑΤΩΝ ΣΑΣ:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

Αδυναμία να
εκτελεσθούν
καθημερινές
δραστηριότητες

Κανένας
περιορισμός
στις
δραστηριότητες

ΤΡΕΧΟΥΣΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΥ ΣΑΣ:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐

Αδυναμία να
εκτελεσθούν
καθημερινές
δραστηριότητες

Κανένας
περιορισμός
στις
δραστηριότητες

Εικόνα 35. *To Subjective IKDC score*

2000 IKDC KNEE EXAMINATION FORM					
Patient Name: _____		Date of Birth: ____/____/____ Day Month Year			
Gender: ? F ? M	Age: _____	Date of Examination: ____/____/____ Day Month Year			
Generalized Laxity:	? tight	? normal	? lax		
Alignment:	? obvious varus	? normal	? obvious valgus		
Patella Position:	? obvious baja	? normal	? obvious alta		
Patella Subluxation/Dislocation:	? centered	? subluxable	? subluxed	? dislocated	
Range of Motion (Ext/Flex):	Index Side: passive ____/____/____	active ____/____/____			
	Opposite Side: passive ____/____/____	active ____/____/____			
SEVEN GROUPS	FOUR GRADES				*Group Grade
	A Normal	B Nearly Normal	C Abnormal	D Severely Abnormal	A B C D
1. Effusion	? None	? Mild	? Moderate	? Severe	? ? ? ?
2. Passive Motion Deficit					
ΔLack of extension	? <3°	? 3 to 5°	? 6 to 10°	? >10°	
ΔLack of flexion	? 0 to 5°	? 6 to 15°	? 16 to 25°	? >25°	? ? ? ?
3. Ligament Examination (manual, instrumented, x-ray)					
ΔLachman (25° flex) (L34N)	? -1 to 2mm	? 3 to 5mm (1°)	? 6 to 10mm (2°)	? >10mm (3°)	
	? <-1 to -3	? <-3 stiff			
ΔLachman (25° flex) manual max Anterior endpoint:	? -1 to 2mm	? 3 to 5mm	? 6 to 10mm	? >10mm	
	? firm		? soft		
ΔTotal AP Translation (25° flex)	? 0 to 2mm	? 3 to 5mm	? 6 to 10mm	? >10mm	
ΔTotal AP Translation (70° flex)	? 0 to 2mm	? 3 to 5mm	? 6 to 10mm	? >10mm	
ΔPosterior Drawer Test (70° flex)	? 0 to 2mm	? 3 to 5mm	? 6 to 10mm	? >10mm	
ΔMed Joint Opening (20° flex/valgus rot)	? 0 to 2mm	? 3 to 5mm	? 6 to 10mm	? >10mm	
ΔLat Joint Opening (20° flex/varus rot)	? 0 to 2mm	? 3 to 5mm	? 6 to 10mm	? >10mm	
ΔExternal Rotation Test (30° flex prone)	? <5°	? 6 to 10°	? 11 to 19°	? >20°	
ΔExternal Rotation Test (90° flex prone)	? <5°	? 6 to 10°	? 11 to 19°	? >20°	
ΔPivot Shift	? equal	? +glide	? ++(clunk)	? +++(gross)	
ΔReverse Pivot Shift	? equal	? glide	? gross	? marked	
					? ? ? ?
4. Compartment Findings					
ΔCrepitus Ant. Compartment	? none	? moderate	? mild pain	? >mild pain	
ΔCrepitus Med. Compartment	? none	? moderate	? mild pain	? >mild pain	
ΔCrepitus Lat. Compartment	? none	? moderate	? mild pain	? >mild pain	
5. Harvest Site Pathology	? none	? mild	? moderate	? severe	
6. X-ray Findings					
Med. Joint Space	? none	? mild	? moderate	? severe	
Lat. Joint Space	? none	? mild	? moderate	? severe	
Patellofemoral	? none	? mild	? moderate	? severe	
Ant. Joint Space (sagittal)	? none	? mild	? moderate	? severe	
Post. Joint Space (sagittal)	? none	? mild	? moderate	? severe	
7. Functional Test					
One Leg Hop (% of opposite side)	? ≥90%	? 89 to 76%	? 75 to 50%	? <50%	
**Final Evaluation					? ? ? ?

Εικόνα 36. To IKDC Knee examination form

ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΤΗΣ ΡΗΞΗΣ ΤΟΥ ΠΧΣ

ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ

Η σύγχρονη αντιμετώπιση της ρήξης του ΠΧΣ είναι η χειρουργική αποκατάσταση που έγκειται σε αρθροσκοπική ανακατασκευή του ΠΧΣ με χρήση μοσχεύματος (συνδεσμοπλαστική). Έχοντας ως δεδομένο την αυξημένη επίπτωση της κάκωσης και ειδικά ανάμεσα σε νέους ενήλικες, αθλητές και αθλούμενους, κρίνεται σχεδόν επιβεβλημένη η αποκατάσταση της σταθερότητας και της λειτουργικότητας της άρθρωσης οι οποίες διαταράσσονται μετά την ρήξη του ΠΧΣ και οι οποίες επηρεάζουν την επάνοδο του ασθενούς στην καθημερινότητά του, αλλά και στην ερασιτεχνική ή επαγγελματική αθλητική του ενασχόληση.

Μετά από σταδιακές βελτιώσεις και εξελίξεις στον τομέα της αρθροσκοπικής συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ, και με την αρωγή της έρευνας με κλινικές, εμβιομηχανικές και ανατομικές μελέτες, η σύγχρονη τάση αφορά στην ανατομική συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ. Η ανατομική συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ στοχεύει, μέσα από την αποκατάσταση της ανατομικής συνδέσμου, στην αποκατάσταση της εμβιομηχανικής του γόνατος η οποία διαταράσσεται μετά από τη ρήξη του ΠΧΣ, βελτιώνοντας έτσι το λειτουργικό αποτέλεσμα και αναστέλλοντας την ανάπτυξη εκφυλιστικών αλλοιώσεων του αρθρικού χόνδρου του γόνατος.

Σημαντικά ζητήματα που απασχολούν τον αρθροσκόπο και έχουν αποτελέσει σημεία-κλειδιά στην βελτίωση της ανατομικής συνδεσμοπλαστικής είναι:

- Η επιλογή του κατάλληλου μοσχεύματος
- Η θέση των οστικών αυλών
- Η σταθεροποίηση του μοσχεύματος στον οστικό αυλό
- Η στροφή και τάση του μοσχεύματος
- Timing της επέμβασης.

Προεξάρχοντα σημεία που φαίνεται πως επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό την αποτελεσματικότητα της επέμβασης αποτελούν η επιλογή του μοσχεύματος και η θέση των οστικών αυλών.

ΕΠΙΛΟΓΗ ΤΟΥ ΚΑΤΑΛΛΗΛΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ

Μοσχεύματα που χρησιμοποιούνται είναι:

ΑΥΤΟΛΟΓΑ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ

1. Επιγονατιδικός τένοντας με οστικά τεμάχια στα δύο άκρα του (από την επιγονατίδα και το κνημιαίο κύρτωμα, Bone patellar tendon bone-BPTB autograft)
2. Τένοντας οπισθίων μηριαίων (ισchioκνημιαίων, hamstrings) μυών (ημιτενοντώδους και ισχνού, semitendinosus-gracilis, STG)
3. Τένοντας του τετρακεφάλου μυός

ΑΛΛΟΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ

Με τη χρήση των αλλομοσχευμάτων μειώνεται ο χειρουργικός χρόνος της επέμβασης και αποτρέπεται η παθολογία της δότριας περιοχής.

Μειονεκτήματα των αλλομοσχευμάτων είναι:

- καθυστερημένη ενσωμάτωση του μοσχεύματος συγκριτικά με τα αυτομοσχεύματα και μεγαλύτερη περίοδος “αδυναμίας” μέχρι την τελική ωρίμανση του μοσχεύματος.
- μεγαλύτερος κίνδυνος τραυματισμού και ρήξης του μοσχεύματος λόγω της καθυστερημένης ενσωμάτωσης και ωρίμανσης
- μπορεί να προκαλέσουν ανοσολογική απάντηση του λήπτη
- κίνδυνος μετάδοσης λοιμώξεων (ηπατίτιδα, HIV)
- απώλεια των φυσικών ιδιοτήτων του μοσχεύματος κατά την διαδικασία αποστείρωσης
- έχει αποδειχθεί ότι τα αλλομοσχεύματα δεν έχουν ένδειξη σε αθλητές λόγω αυξημένων ποσοστών ρήξης τα δύο πρώτα χρόνια

ΣΥΝΘΕΤΙΚΑ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ

Χρησιμοποιήθηκαν μια μικρή σχετικά περίοδο την δεκαετία του 1980, αλλά στη συνέχεια η χρήση τους περιορίστηκε λόγω των εξής προβλημάτων:

-οι ίνες του μοσχεύματος “ξέφτιζαν” και τελικά υφίσταντο ρήξη λόγω της τριβής τους στα άκρα του οστικού αυλού

-παρουσίαζαν προβλήματα βιοσυμβατότητας καθώς συχνά τα υλικά των συνθετικών μοσχευμάτων προκαλούσαν υμενίτιδα στην άρθρωση. Έχουν αναφερθεί αντίδραση ξένου σώματος και σχηματισμός γαγγλίων καθώς και διαπλάτυνση των οστικών αυλών.

Οι περισσότεροι αρθροσκόποι προτιμούν τα αυτόλογα μοσχεύματα σε σχέση με τα αλλομοσχεύματα και τα συνθετικά μοσχεύματα, και έτσι τα μοσχεύματα που χρησιμοποιούνται συνηθέστερα είναι το μέσο ή έσω τριτημόριο του επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα δυο άκρα του (αντίστοιχα με τις δυο οστικές προσφύσεις του στην επιγονατίδα και το κνημιαίο κύρτωμα) και το τετραπλό μόσχευμα από τους τένοντες των οπισθίων μηριαίων (ιχιοκνημιαίων) μυών, ισχνό και ημιτενοντώδη. Η χρήση του καθενός από τα δύο αυτά μοσχεύματα έχει και διαφορετικά πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα:

ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΙΚΟΣ ΤΕΝΟΝΤΑΣ ΜΕ ΟΣΤΙΚΑ ΤΕΜΑΧΙΑ ΣΤΑ ΑΚΡΑ ΤΟΥ (BONE PATELLAR TENDON BONE AUTOGRAFT, BPTB)

Πλεονεκτήματα του μοσχεύματος BPTB είναι:

- Ισχυρή σταθεροποίηση του μοσχεύματος εντός του αυλού (οστό με οστό)
- Ταχύτερη ενσωμάτωση του μοσχεύματος
- Καλύτερη σταθερότητα μετεγχειρητικά

Μειονεκτήματα και πιθανές επιπλοκές σχετίζονται κυρίως με τη χρήση του μέσου τριτημορίου του επιγονατιδικού τένοντα και είναι:

- Πόνος και απώλεια αισθητικότητας στην πρόσθια επιφάνεια του γόνατος,
- Κάταγμα επιγονατίδας,
- Προς τα κάτω σύσπαση της επιγονατίδας,
- Αδυναμία τετρακεφάλου και σχετική ελάττωση της δύναμης έκτασης
- Ρήξη του επιγονατιδικού τένοντα

TENONTAS TON OPISΘION MHPIAION (ISXIOKNHMIAION) MYON
(HMITENONTΩΔΗΣ/ΙΣΧΝΟΣ, SEMITENDINOSUS/GRACILIS TENDON- ST/G)

Συνήθως χρησιμοποιείται τετραπλό μόσχευμα από τον τένοντα του ημιτενοντώδους μυός με ή χωρίς χρήση του τένοντα του ισχνού μυός.

Πλεονεκτήματα του μοσχεύματος του τένοντα ισχιοκνημιαίων μυών είναι

- μεγαλύτερη ισχύς του μοσχεύματος
- μειωμένη παθολογία από τη δότρια περιοχή
- ευκολότερη αποκατάσταση
- μικρότερες τομές
- καλύτερο κοσμητικό αποτέλεσμα

Μειονεκτήματα σχετιζόμενα με τη χρήση του μοσχεύματος ST/G είναι

- Αδυναμία των οπισθίων μηριαίων μυών
- Πόνος που προκαλείται από τη χρησιμοποιούμενη μέθοδο σταθεροποίησης
- Αδυναμία για άμεση και ισχυρή σταθεροποίηση στο οστό

Η σύγκριση ανάμεσα στα δύο μοσχεύματα (μόσχευμα BPTB και οπισθίων μηριαίων) ανέδειξε με βάση τα δεδομένα μετα-αναλύσεων πως αυτά εμφανίζουν παρόμοια υποκειμενικά αποτελέσματα (παρόμοιο IKDC scoring), ενώ η συνδεσμοπλαστική με μόσχευμα BPTB εμφανίζει καλύτερο αντικειμενικό αποτέλεσμα σταθερότητας (KT-1000) ^{105, 106}. Τα δύο αυτά μοσχεύματα παραμένουν στην κορυφή της λίστας των επιλογών του αρθροσκόπου καθώς έχει αποδειχθεί πως έχουν ιδιότητες παρόμοιες με του φυσικού ΠΧΣ και η αποτελεσματικότητά τους έχει αποδειχθεί ¹⁰⁵⁻¹⁰⁹.

Πρόσφατα σε μία ανατομική μελέτη όπου μετρήθηκαν οι διαστάσεις του ΠΧΣ στην κύρια μάζα του καθώς και κοντά στις προσφύσεις αυτού στο μηριαίο οστό και την κνήμη, και συγκρίθηκαν με μετρήσεις στα δύο πιο συχνά χρησιμοποιούμενα μοσχεύματα, οι συγγραφείς επεσήμαναν πως τα μοσχεύματα BPTB, και ST/G (όταν χρησιμοποιείται για τεχνική διπλής δέσμης) έχουν μέγεθος συγκρίσιμο με αυτό του φυσικού ΠΧΣ στην κύρια μάζα του αλλά είναι σαφώς μικρότερα αναφορικά με το τμήμα που αντιστοιχεί στην κνημιαία κατάφυση του συνδέσμου ¹⁷. Αντίθετα, το τετραπλό μόσχευμα οπισθίων μηριαίων ταιριάζει καλύτερα στην κνημιαία κατάφυση αλλά είναι μεγαλύτερο του ιδεατού στο τμήμα του που αντιστοιχεί στην κύρια μάζα του συνδέσμου, προδιαθέτοντας σε πρόσκρουση του μοσχεύματος, επιπλοκή που έχει ενοχοποιηθεί για αποτυχία της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ ¹¹⁰.

ΘΕΣΗ ΤΩΝ ΟΣΤΙΚΩΝ ΑΥΛΩΝ

Κατά την πλαστική ανακατασκευή του ΠΧΣ, σκοπός είναι να γίνει όσο το δυνατόν καλύτερη προσομοίωση της ανατομικής του φυσικού ΠΧΣ. Αυτό θα έχει ως επακόλουθο την προσομοίωση της φυσιολογικής λειτουργικότητας του συνδέσμου και την καλύτερη επάνοδο του ασθενούς στις πριν τον τραυματισμό δραστηριότητές του. Αυτό επιτυγχάνεται είτε με τη χρήση ενός μοσχεύματος που προσομοιάζει τον φυσικό ΠΧΣ είτε με τη χρήση δύο μοσχευμάτων που προσομοιάζουν ξεχωριστά τις δύο διαφορετικές δέσμες του. Στην πρώτη περίπτωση η συνδεσμοπλαστική πραγματοποιείται με **μονή δεσμίδα** και γι αυτό το σκοπό δημιουργείται αρθροσκοπικά ένα οστικό τούνελ στο μηριαίο οστό και ένα οστικό τούνελ στην κνήμη αντίστοιχα στη δεύτερη περίπτωση συνδεσμοπλαστικής με **διπλή δεσμίδα** δημιουργούνται δύο οστικά τούνελ στο μηριαίο οστό και δύο οστικά τούνελ στην κνήμη.

ΔΙΑΚΝΗΜΙΑΙΑ ΤΕΧΝΙΚΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ

Για δεκαετίες, η συμβατική τεχνική συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ ήταν η διακνημιαία τεχνική (transtibial), κατά την οποία γινόταν η δημιουργία του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό διαμέσου του οστικού αυλού στην κνήμη και η οποία θεωρούταν ο χρυσός κανόνας (“gold standard”). Ωστόσο, η μη ανατομική τοποθέτηση του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό σαν συνέπεια της διακνημιαίας τεχνικής έχει αναφερθεί ως η πιο συχνή αιτία για κλινική αποτυχία μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, με 15-31% των αθλητών να αναφέρουν πόνο, εμμένουσα αστάθεια, και αδυναμία να επανέλθουν στο πρότερο επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας¹⁰⁶. Ο περιορισμός της τεχνικής αυτής είναι η “εξάρτηση” της θέσης του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό από τη θέση του οστικού αυλού στην κνήμη. Για τον λόγο αυτό έχουν προταθεί κάποιοι τρόποι ώστε να επιτευχθεί καλύτερη τοποθέτηση του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό¹¹¹. Μια προτεινόμενη προσέγγιση ήταν να τοποθετηθεί ο οστικός αυλός στην κνήμη 7χιλ εμπρός του ΠΧΣ ώστε να αποφευχθεί η πρόσκρουση του μοσχεύματος¹⁵. Μία άλλη πρόταση ήταν να ξεκινήσει ο οστικός αυλός στην κνήμη αρκετά έσω δια μέσου των ινών του επιπολής έσω πλαγίου συνδέσμου ώστε έτσι να παρέχει καλύτερη φορά για την τοποθέτηση του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό.¹¹¹ Με αυτό τον τρόπο όμως ο οστικός αυλός στην κνήμη θα είχε μικρό μήκος και θα

ξεκινούσε κοντά (14 χιλ) στην κνημιαία αρθρική επιφάνεια ¹⁴. Αυτό πάλι “ανάγκαζε” να ξεκινήσει ο οστικός αυλός πιο άπω στην κνήμη το οποίο συνολικά είναι η αιτία που με την διακνημιαία τεχνική δημιουργείται ένας πιο κάθετος οστικός αυλός στην κνήμη και συνολικά ένα περισσότερο κάθετο μόσχευμα το οποίο και δεν μπορεί να ελέγχει επαρκώς την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση ¹¹¹.

Έτσι, οι μελέτες που έδειξαν πως η διακνημιαία τεχνική “παράγει” κάθετα προσανατολισμένο μόσχευμα που οδηγεί σε περιορισμό του εύρους κίνησης και σε υπολειπόμενη πρόσθια αστάθεια ¹¹¹⁻¹¹² ήταν η απαρχή για να αλλάξει ο τρόπος και η θέση που δημιουργείται ο οστικός αυλός στο μηριαίο οστό. Αυτό ήταν κάτι που επιβεβαιώθηκε και από πιο πρόσφατες μελέτες όπου αποδείχθηκε ο πιο κατακόρυφος προσανατολισμός του μοσχεύματος σε σχέση με τον φυσικό ΠΧΣ εξαιτίας τεχνικών περιορισμών στη δημιουργία του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό διαμέσου της κνήμης ^{14, 113, 114}. Εξάλλου, όπως απέδειξαν οι Pearle και συνεργάτες η παραδοσιακή διακνημιαία τεχνική οδηγεί σε “αναντιστοιχία” (mismatch) στη θέση του μοσχεύματος, από το οπίσθιο-έξω τμήμα της κνημιαίας κατάφυσης του φυσικού ΠΧΣ στο πρόσθιο-έσω τμήμα της μηριαίας κατάφυσής του ^{113, 115}.

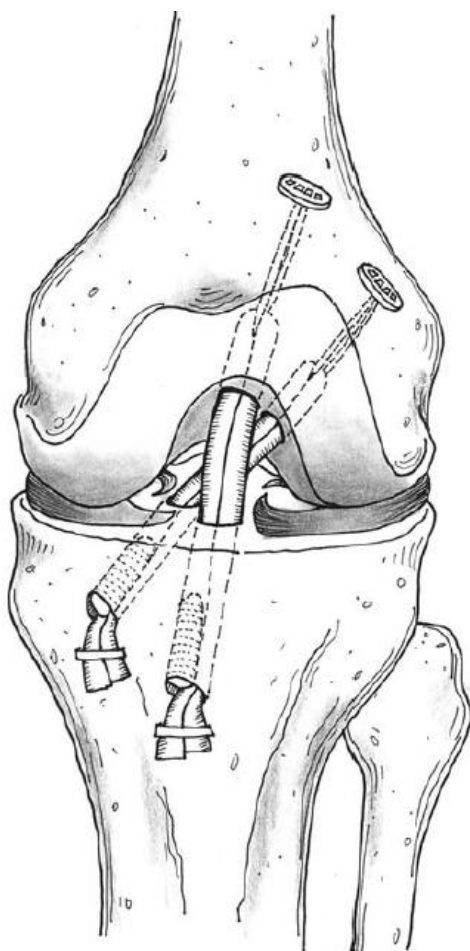
ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ ΜΕ ΤΕΧΝΙΚΗ ΔΙΠΛΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

Οι αντιρρήσεις για την διακνημιαία τεχνική και την μη ανατομική τοποθέτηση του μοσχεύματος συνεπεία αυτής, είχαν ως αποτέλεσμα την ανάπτυξη της θεωρίας της συνδεσμοπλαστικής με μόσχευμα διπλής δέσμης σαν πιο ακριβή μέθοδο για την αποκατάσταση της σταθερότητας του γόνατος μέσω της ανακατασκευής ξεχωριστά της πρόσθιας-έσω και της οπίσθιας-έξω δέσμης.

Οι Mott και συν¹¹⁶ και αργότερα οι Zariczhnyj και συν¹¹⁷ ήταν οι δύο από τους πρώτους που περιέγραψαν τεχνική όπου μόσχευμα δύο δεσμών χρησιμοποιήθηκε για την ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ κατά την οποία ανακατασκευάζονται και οι δύο δέσμες του ΠΧΣ, η πρόσθια-έσω και η οπίσθια-έξω. Στην προσπάθεια να γίνει προσομοίωση της ανατομικής και της λειτουργικότητας του φυσικού ΠΧΣ περισσότεροι αρθροσκόποι άρχισαν να εφαρμόζουν την τεχνική της διπλής δέσμης.

Οι πρώτες ανακοινώσεις για τα αποτελέσματα της τεχνικής ήρθαν από την Ιαπωνία και τη Γαλλία, και έδειχναν πως η ανατομική συνδεσμοπλαστική με τεχνική διπλής δέσμης είχε ως αποτέλεσμα καλύτερο έλεγχο των στροφικών φορτίων στις 30° κάμψης σε σχέση με την συμβατική τεχνική μονής δέσμης¹¹⁸⁻¹²⁰. Σε αυτές τις μελέτες στηρίχτηκε η πρόταση πως η συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με τεχνική με μόσχευμα διπλής δέσμης μπορεί να βελτιώσει την κνημιαία στροφή.

Έκτοτε περιγράφηκαν αρκετές τεχνικές με μόσχευμα διπλής δέσμης όπου δημιουργούνταν δύο οστικοί αυλοί στο μηριαίο οστό και δύο στην κνήμη, ενώ ως μόσχευμα χρησιμοποιήθηκε είτε αυτόλογο μόσχευμα από τους τένοντες των ημιτενοντώδη και ισχνού μυ ή αλλομόσχευμα προσθίου κνημιαίου¹¹⁹⁻¹²³. Για τη σταθεροποίηση του μοσχεύματος στο μηρό περιγράφηκε χρήση μεθόδου ανάρτησης (endobuttons) και για την κνήμη βιοαπορροφήσιμες βίδες με¹²¹⁻¹²⁴ (Εικόνα 37) ή χωρίς αγκράφες¹¹⁹⁻¹²⁰.



Εικόνα 37. Ανατομική συνδεσμοπλαστική με δύο οστικούς αυλούς στο μηριαίο οστό και δύο οστικούς αυλούς στην κνήμη με endobutton για τη σταθεροποίηση του μοσχεύματος στο μηρό και βίδες στην κνήμη ενισχυμένες με αγκράφα

Αναπαραγωγή από Fu FH, Zelle BA, Beasley LS (2005) *The double-bundle technique: the restoration of normal kinematics. Proceedings of Arthroscopy Association of North America 2005 Specialty Day, Washington, DC, February 26, 2005, pp 284–289*¹²²

Εμβιομηχανικές και κλινικές μελέτες έδειξαν τα ικανοποιητικά αποτελέσματα της μεθόδου. Οι Petersen και συν¹²⁶ και οι Zantop και συν¹²⁵ έδειξαν σημαντική βελτίωση των κινηματικών και μείωση του pivot shift φαινομένου μετά από ανατομική συνδεσμοπλαστική με τεχνική διπλής δέσμης. Οι Yasuda και συν^{127, 128} και οι Kondo και συν¹⁰⁹ ανέφεραν σημαντικά καλύτερα λειτουργικά αποτελέσματα με την ανατομική συνδεσμοπλαστική με μόσχευμα διπλής δέσμης συγκριτικά με την τεχνική με μόσχευμα μονής δέσμης και με την μη ανατομική τεχνική διπλής δέσμης μετά από παρακολούθηση των ασθενών ως και δύο χρόνια μετά την επέμβαση.

Επιπλέον, οι Järvelä και συν¹³⁰ σε μία τυχαιοποιημένη μελέτη ασθενών με τεχνική διπλής και μονής δέσμης με μόσχευμα ισχιοκνημιαίων ανέφεραν πως η ομάδα διπλής δέσμης εμφάνιζε σημαντικά καλύτερα αποτελέσματα στροφικής σταθερότητας με βάση την δοκιμασία pivot shift 14 μήνες μετά την επέμβαση.

Αν και η αποκατάσταση της στροφικής σταθερότητας του γόνατος μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με μόσχευμα διπλής δέσμης έχει αποδειχθεί σε μοντέλα με πτωματικά παρασκευάσματα και κατά τη διάρκεια παθητικής κίνησης σε ασθενείς^{125, 129, 130} περιορισμένα ευρήματα υπάρχουν για δυναμικό λειτουργικό έλεγχο. Μια πρόσφατη μελέτη με ανάλυση κίνησης έδειξε πως η ανατομική συνδεσμοπλαστική με τεχνική διπλής δέσμης αποκαθιστά επιτυχώς στα φυσιολογικά επίπεδα την στροφική σταθερότητα του γόνατος σε δυναμικές δοκιμασίες με στροφική κίνηση¹³¹. Εντούτοις, μία μελέτη κατά την οποία αξιολογήθηκε η κνημιαία στροφή σε δοκιμασία με απότομη αλλαγή κατεύθυνσης (cutting task) έδειξε πως οι τεχνικές με μόσχευμα μονής και διπλής δέσμης βελτιώνουν εξίσου την κνημιαία στροφή¹³².

Παρά τα ευνοϊκά αποτελέσματα που έχουν δημοσιευθεί, η επιφύλαξη σχετικά με την μέθοδο με μόσχευμα διπλής δέσμης έγκεινται στην πολυπλοκότητα και υψηλές τεχνικές απαιτήσεις της μεθόδου. Οι περισσότερες τεχνικές δυσκολίες και επιπλοκές σχετίζονται με την δημιουργία 4 οστικών αυλών. Ιδιαίτερα η δημιουργία των οστικών αυλών στο αποτύπωμα του φυσικού ΠΧΣ στο μηρό ειδικά σε περιπτώσεις που αυτό είναι ιδιαίτερα μικρό μπορεί να οδηγήσει σε μη ανατομική τοποθέτηση των αυλών και κατά συνέπεια του μοσχεύματος¹³³.

Πιθανές επιπλοκές σχετιζόμενες με την ανατομική συνδεσμοπλαστική διπλής δέσμης περιλαμβάνουν την δυσκολία αναθεώρησης, πρόσκρουση στη μεσοκονδύλια εντομή, ανάγκη ειδικών οδηγών και σκοπευτρών για την ανατομική τοποθέτηση των οστικών αυλών, μεγαλύτερη πιθανότητα μη ανατομικής τοποθέτησης των οστικών αυλών, έλλειψη ομοφωνίας για την τάση των μοσχευμάτων ή την γωνία κάμψης-έκτασης στην οποία γίνεται η καθήλωση των μοσχευμάτων, πιθανότητα για κάταγμα της οστικής γέφυρας ανάμεσα στους οστικούς αυλούς^{134, 135}, και αρκετές τεχνικές αλλά με σχετικά μικρό αριθμό κλινικών μελετών που να αποδεικνύουν την υπεροχή της μιας έναντι της άλλης¹³⁶.

Οι περισσότερες μελέτες που έχουν δημοσιευθεί περιγράφουν λεπτομερώς την χειρουργική τεχνική, εντούτοις, παρουσιάζουν πολύ λίγα δεδομένα για το αντικειμενικό κλινικό αποτέλεσμα, ενώ όταν αυτά τα αποτελέσματα υπάρχουν, αφορούν σε προοπτική παρακολούθηση των ασθενών έως τα 2 έτη.

Όπως διατυπώθηκε από τους Fu και συν¹³⁷ αντικειμενική, ποσοτική εκτίμηση του φαινομένου pivot shift, δηλαδή της στροφικής αστάθειας του γόνατος μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ δεν υπάρχει επί του παρόντος και φαίνεται πως ανάλογη μέτρηση και εργαλεία θα ήταν εξαιρετικά χρήσιμα.

Εκτός από την βελτίωση του φαινομένου pivot shift και της στροφικής κίνησης του γόνατος, χρειάζονται δεδομένα που να αποδεικνύουν πως η τεχνική διπλής δέσμης παρέχει τη δυνατότητα να μειωθεί η πιθανότητα τραυματισμού των μηνίσκων και να αναπτυχθούν/εξελιχθούν οστεοαρθρικές αλλοιώσεις του γόνατος^{138, 139}.

Οι Markolf και συν¹⁴⁰ ανέφεραν πως η τεχνική διπλής δέσμης οριακά βελτίωνε την προσθιοπίσθια και στροφική σταθερότητα συγκριτικά με την τεχνική μονής δέσμης σε in vitro έλεγχο σε πτωματικά παρασκευάσματα γόνατος, και έδειξαν πως η οπίσθια-έξω δέσμη δεχόταν ασυνήθιστα μεγάλες δυνάμεις σε πλήρη έκταση οι οποίες συχνά οδηγούσαν σε αποτυχία κατά την εξέταση με δύναμη πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης και έσω στροφής. Επιπλέον, οι Adachi και συν¹⁴¹ και οι Hamada και συν¹⁴² συνέκριναν προοπτικά τις ομάδες ασθενών με τεχνική διπλής και μονής δέσμης και έδειξαν πως δεν υπήρχαν διαφορές στη σταθερότητα, την ιδιοδεκτικότητα και τα λειτουργικά αποτελέσματα των ασθενών.

Οι Crawford και συν σε μία συστηματική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας πρότειναν πως για την επιλογή της σωστής τεχνικής για ανατομική συνδεσμοπλαστική με τεχνική διπλής δέσμης ο αρθροσκόπος θα πρέπει να βασιστεί σε δεδομένα που δείχνουν την υπεροχή της τεχνικής σχετικά με: (1) τον έλεγχο του φαινομένου pivot shift, (2) την βελτίωση της κίνησης του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο (κνημιαία στροφή) κυρίως κατά τη διάρκεια δοκιμασιών που πραγματοποιούνται κατά την αθλητική δραστηριότητα, (3) την μειωμένη πιθανότητα ανάγκης αναθεώρησης είτε της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ είτε για μηνισκική κάκωση, (4) την βελτίωση της λειτουργικότητας του γόνατος, της ικανοποίησης του ασθενούς και της ποιότητας

ζωής, και (5) τις ακτινολογικές ενδείξεις για μειωμένη επίπτωση και/ή ένταση των οστεοαρθριτικών αλλοιώσεων σχετικά με την τεχνική μονής δέσμης¹³⁸.

Μελλοντική κλινική και εμβιομηχανική έρευνα θα μπορεί να προσφέρει περισσότερη γνώση και ενδείξεις για το εάν το μεγαλύτερο κόστος, τεχνική δυσκολία και αυξημένη πιθανότητα επιπλοκών της μεθόδου με μόσχευμα διπλής δέσμης αντισταθμίζεται από την καλύτερη αποκατάσταση των κινηματικών του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο κίνησης και εν τέλει από την καλύτερη έκβαση λειτουργικότητας της άρθρωσης και την αποφυγή εκφυλιστικών αλλοιώσεων του αρθρικού χόνδρου του γόνατος.

ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ ΜΕ ΤΕΧΝΙΚΗ ΜΟΝΗΣ ΔΕΣΜΗΣ-ΠΡΟΣΘΙΑ ΕΣΩ ΑΡΘΡΟΣΚΟΠΙΚΗ ΠΥΛΗ ΕΙΣΟΔΟΥ

Εξαιτίας των τεχνικών απαιτήσεων και πιθανών επιπλοκών της τεχνικής συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ με διπλή δεσμίδα το ενδιαφέρον επικεντρώθηκε στην τεχνική μονής δεσμίδας με ανατομικά τοποθετημένους τους οστικούς αυλούς στη θέση πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ στο μηριαίο οστό και την κνήμη. Αν και η διακνημιαία τεχνική συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ είχε θεωρηθεί στο παρελθόν ως ο “χρυσός κανόνας” και μία σχετικά απλή τεχνική, υπάρχουν ενδείξεις πως η δημιουργία του οστικού αυλού στο μηρό με την διακνημιαία τεχνική οδηγεί σε μη ανατομική τοποθέτηση αυτού και συνολικά μη ανατομική τοποθέτηση του μοσχεύματος ΠΧΣ. Η εξέλιξη στα προβλήματα που εμφανίστηκαν με την διακνημιαία τεχνική ήταν η δημιουργία των οστικών αυλών στην κνήμη και το μηρό ανεξάρτητα. Η ανεξάρτητη δημιουργία των οστικών αυλών στο μηριαίο οστό και την κνήμη με τη χρήση της πρόσθιας-έσω αρθροσκοπικής πύλης εισόδου για την δημιουργία του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό βοηθά στην επίτευξη ανατομικής τοποθέτησης των αυλών και του μοσχεύματος με χαμηλό ποσοστό επιπλοκών.^{143, 144} Η δημιουργία του οστικού αυλού πιο χαμηλά στην έσω πλευρά του έξω μηριαίου κονδύλου έχει ως αποτέλεσμα καλύτερα λειτουργικά αποτελέσματα στην πρόσθια κνημιαία μετατόπιση και την παθολογική στροφή της κνήμης^{118, 145}.

Η ανατομική συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ με τεχνική μονής δεσμίδας απαιτεί

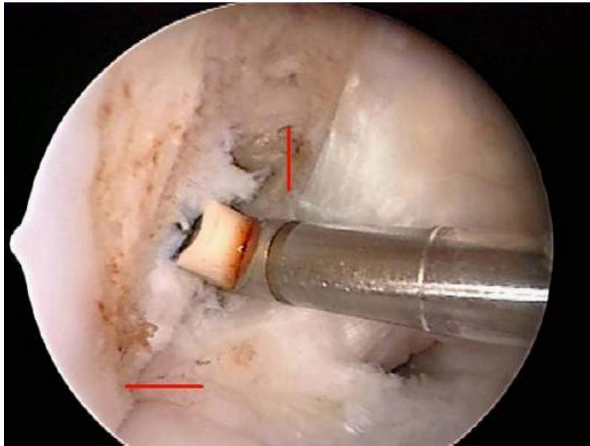
- 1) τοποθέτηση του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό χαμηλά (low, ή έξω-lateral) στην έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου,
- 2) τοποθέτηση του οστικού αυλού πρόσθια και έσω στην κνήμη και
- 3) στροφή του μοσχεύματος κατά 90°.

ΤΕΧΝΙΚΗ:

Αρθροσκοπικές πύλες εισόδου (portals): Η πρόσθια-έξω αρθροσκοπική πύλη εισόδου τοποθετείται 2-3εκ υψηλότερα του κνημιαίου κονδύλου ανάμεσα στο έξω-άπω όριο της επιγονατίδας και τον έξω μηριαίο κόνδυλο. Η πρόσθια-έσω πύλη εισόδου που χρησιμοποιείται για τη δημιουργία του μηριαίου οστικού αυλού δημιουργείται 1εκ υψηλότερα του κνημιαίου κονδύλου (πάνω απ το επίπεδο του έσω μηνίσκου) κοντά στο έσω όριο του επιγονατιδικού τένοντα έτσι ώστε να αποφευχθεί η επαφή των εργαλείων με τον έσω μηριαίο κόνδυλο κατά τη δημιουργία του οστικού αυλού στον έξω μηριαίο κόνδυλο.

Αναγνώριση πρόσφυσης φυσικού ΠΧΣ σε 90°: Αφαιρείται η υποεπιγονατιδική υμενική πτυχή (ligamentum mucosum, infrapatellar plica) και αν είναι απαραίτητο αφαιρείται τμήμα του λιπώδους σώματος της επιγονατίδας για καλύτερη ορατότητα. Ο καλύτερος τρόπος για να αναγνωριστεί η ανατομική θέση πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ και κατά συνέπεια η θέση όπου θα δημιουργηθεί ο οστικός αυλός είναι να φέρεται το γόνατο σε 90°. Αυτή η θέση βοηθά καθώς σε αυτή αναγνωρίζεται ο γνωστός προσανατολισμός της πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ με βάση ανατομικές μελέτες. Στη θέση κάμψης 90° καθαρίζεται το οπίσθιο τμήμα της έσω επιφάνειας του έξω μηριαίου κονδύλου από μαλακά μόρια και από τα περισσότερα υπολείμματα του ΠΧΣ αφήνοντας κάποιες ίνες μόνο για την αναγνώριση της θέσης πρόσφυσης. Καθώς η μεσοκονδύλια εντομή αναγνωρίζεται μέσω της πρόσθιας-έξω πόρτας, έχει ιδιαίτερη σημασία να αναγνωρίζεται καθαρά το οπίσθιο όριό της ώστε να γνωρίζουμε τη θέση over-the-top. Η αναγνώριση της θέσης αυτής θα βοηθήσει στο να γνωρίζουμε πόσο οπίσθια πρέπει να δημιουργηθεί ο οστικός αυλός στον έξω μηριαίο κόνδυλο. Το κέντρο της πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ θα αναγνωριστεί περίπου στο μέσο της απόστασης από την κορυφή της μεσοκονδύλιας εντομής ως το χαμηλότερο σημείο

της έσω επιφάνειας του έξω μηριαίου κονδύλου στην ένωση με τον αρθρικό χόνδρο. (Εικόνα 38). Από την έσω πύλη εισάγεται ο μηριαίος οδηγός (6χιλ offset για μόσχευμα οπισθίων μηριαίων διαμέτρου 8χιλ, ή 7χιλ offset για μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα διαμέτρου 10χιλ).



Εικόνα 38. Το κέντρο της μηριαίας έκφυσης μπορεί να αναγνωρισθεί με το γόνατο σε κάμψη 90° και αναγνωρίζοντας την οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής και το χαμηλότερο σημείο στην έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου στην ένωση με τον αρθρικό χόνδρο. Περίπου στη μεσότητα αυτής της απόστασης βρίσκεται το κέντρο της μηριαίας πρόσφυσης.

[Αναπαράγωγή από: Steiner M. Anatomic single bundle ACL reconstruction. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2009;17:247-251]

Δημιουργία μηριαίου οστικού αυλού σε 120°:

Το γόνατο φέρεται αργά σε κάμψη 120° και ελέγχουμε την καλή ορατότητα της θέσης πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ. Για να είναι καλύτερη η ορατότητα της σχετικής ανατομίας της θέσης πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ στη θέση μέγιστης κάμψης συχνά είναι απαραίτητη η επιπλέον αφαίρεση τμήματος του λιπώδους σώματος της επιγονατίδας. Το κέντρο της ανατομικής θέσης πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ (ώρα 10 για το δεξί γόνατο και ώρα 2 για το αριστερό) είναι το κέντρο όπου θα δημιουργηθεί ο οστικός αυλός και εκεί εισάγεται η βελόνα οδηγός διαμέτρου 2.5 χιλ και προωθείται διαμέσου του έξω μηριαίου κονδύλου έως ότου να εξέλθει από το δέρμα της έξω επιφάνειας του μηρού (Εικόνα 39).



Εικόνα 39. Με το γόνατο σε κάμψη 120° διέρχεται η βελόνα οδηγός από το ενδαρθρικό σημείο εισόδου του μηριαίου οστικού αυλού έως τον έξω φλοιό του μηριαίου οστού διαπερνώντας το δέρμα της έξω επιφάνειας του μηρού.

Με το γόνατο σε μέγιστη θέση κάμψης 120° παρέχεται η φορά της βελόνας οδηγού που αποφεύγει το περονιαίο νεύρο, δημιουργεί αυλό επαρκούς μήκους και αποφεύγεται το κάταγμα της ραχιαίας (οπίσθιας) επιφάνειας του έξω μηριαίου κονδύλου (έχοντας το τρυπάνι παράλληλα με τον κνημιαίο κόνδυλο). Το μήκος του μηριαίου οστικού αυλού σχετίζεται με την κάμψη του γόνατος, έτσι η μεγαλύτερη γωνία κάμψης είναι η λύση στο να πετύχουμε μέγιστο μήκος του οστικού αυλού το

οποίο είναι απαραίτητο ειδικά στις περιπτώσεις όπου χρησιμοποιείται μόσχευμα οπισθίων μηριαίων και μέθοδοι ανάρτησης (π.χ Endobutton) για την καθήλωση του μοσχεύματος .

Για την επίτευξη της απαραίτητης και αναγκαίας κάμψης του γόνατος διεγχειρητικά χρησιμοποιείται συχνά ειδική συσκευή σταθεροποίησης του γόνατος και αυξομείωσης της γωνίας κάμψης-έκτασης (leg holder) (Εικόνα 40).



Εικόνα 40. Διεγχειρητική φωτογραφία όπου φαίνεται η στήριξη του κάτω άκρου στην ειδική συσκευή leg holder για αυξομείωση της γωνίας κάμψης-έκτασης του γόνατος, απαραίτητη κατά τη διάρκεια της τεχνικής με πρόσθια-έσω αρθροσκοπική πύλη εισόδου για τη δημιουργία του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό.

Αν είμαστε βέβαιοι για τη σωστή θέση της βελόνας οδηγού γίνεται τρυπανισμός του οστικού αυλού με τη βοήθεια της βελόνας οδηγού και γλυφανισμός μέχρι το επιθυμητό μήκος του αυλού (8χιλ διάμετρος και 35χιλ μήκος για μόσχευμα οπισθίων μηριαίων με σταθεροποίηση με endobutton, και 10 χιλ διάμετρος και 25χιλ μήκος για μόσχευμα BPTB). Για την επιβεβαίωση της θέσης της βελόνας οδηγού και θέσης όπου θα δημιουργηθεί ο μηριαίος οστικός αυλός μπορεί να χρησιμοποιηθεί ακτινοσκοπικός έλεγχος και η μέθοδος των Bernard-Hertel (μέθοδος των τεταρτημορίων) (βλ κεφ. ακτινολογική ανατομία).

Δημιουργία οστικού αυλού στην κνήμη:

Για την ορθή, ανατομική και χωρίς επιπλοκές δημιουργία του οστικού αυλού στην κνήμη πρέπει να ληφθούν υπόψη κάποιοι παράγοντες:

Το μόσχευμα δεν θα πρέπει να προσκρούει στην οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής όταν το γόνατο φέρεται σε έκταση. Με την τεχνική ανεξάρτητης δημιουργίας των οστικών αυλών (πρόσθια-έσω αρθροσκοπική πύλη) υπάρχει μεγαλύτερη ελευθερία να τοποθετηθεί ο αυλός πιο πρόσθια στην κνήμη έτσι ώστε το μόσχευμα να έχει συνολικά πιο οριζόντιο προσανατολισμό.

Επίσης, καθώς το μόσχευμα τείνει να καταλαμβάνει την οπίσθια έξω γωνία του κνημιαίου οστικού αυλού (εντονότερο στην περίπτωση χρήσης μοσχεύματος BPTB όπου υπάρχει το οστικό μόσχευμα), ο οστικός αυλός θα πρέπει να τοποθετείται πιο πρόσθια και έσω σε σχέση με το ανατομικό κέντρο της πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ ώστε το οπίσθιο-έξω τμήμα του που καταλαμβάνεται από το μόσχευμα να συμπίπτει με το κέντρο της πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ.

Τέλος, καθώς με την τεχνική δημιουργίας του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό ανεξάρτητα μέσω της πρόσθιας-έσω πύλης, ο αυλός δημιουργείται στον έξω μηριαίο κόνδυλο και όχι στην οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής, θα πρέπει να αποφεύγεται η πρόσκρουση του μοσχεύματος στον έξω μηριαίο κόνδυλο. Αυτό μπορεί να αποφευχθεί με την τοποθέτηση του μοσχεύματος έσω στο κνημιαίο αποτύπωμα του φυσικού ΠΧΣ. Έτσι όταν το μόσχευμα παίρνει την τελική του θέση και τάση δεν προσκρούει στον έξω μηριαίο κόνδυλο, αλλά “κάθεται” ομαλά στον κνημιαίο αυλό, με λοξή ενδαρθρική πορεία ως την είσοδό του στον μηριαίο οστικό αυλό (Εικόνα 41).



Εικόνα 41. Ένα σωστά και ανατομικά τοποθετημένο μόσχευμα έχει έναν λοξό προσανατολισμό ενδαρθρικά και δεν προσκρούει στη μεσοκονδύλια εντομή, τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο και τον έξω μηριαίο κόνδυλο.

Με βάση τα ανωτέρω δεδομένα, η δημιουργία του οστικού αυλού στην κνήμη γίνεται με το γόνατο σε θέση κάμψης 90°. Το σημείο εισόδου επιλέγεται κοντά στο πρόσθιο όριο του έσω πλαγίου συνδέσμου. Το κέντρο του οστικού αυλού στην κνήμη ενδαρθρικά βρίσκεται έσω της μεσοκονδύλιας περιοχής στην νοητή γραμμή που ενώνει το έσω άκρο του προσθίου κέρατος του έξω μηνίσκου με το έσω μεσογλήνιο φύμα. Με το γόνατο σε υπερέκταση και οπίσθια συρταροειδή θέση ελέγχεται πως αυτό το σημείο βρίσκεται τουλάχιστον 5χιλ πίσω από την οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής έτσι ώστε να αποφευχθεί πρόσκρουση του μοσχεύματος. Χρησιμοποιώντας τον οδηγό για τον οστικό αυλό της κνήμης και οδηγό βελόνα τοποθετημένη σε γωνία 60° με το κνημιαίο πλατό, γίνεται τρυπανισμός του οστικού αυλού και στη συνέχεια διεύρυνση με τα επιθυμητά γλύφανα, ελέγχοντας τέλος για τυχόν πρόσκρουση.

Τέλος ακολουθεί η διέλευση του μοσχεύματος (με τη βοήθεια οδηγού βελόνας τύπου eyelet K wire και ράμματος) από τον οστικό αυλό της κνήμης έως τον οστικό αυλό στο μηριαίο οστό. Στην περίπτωση χρήσης επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια, το φλοιώδες τμήμα του οστικού τεμαχίου του κνημιαίου κυρτώματος τοποθετείται προς την οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής και η βίδα σταθεροποίησης τοποθετείται παράλληλα με τον άξονα του οστικού τεμαχίου.

Πριν τη σταθεροποίηση του μοσχεύματος στην κνήμη, το μόσχευμα στρέφεται κατά 90° προς τα έξω προσομοιάζοντας την στροφή των ινών του φυσικού ΠΧΣ, ενώ η κνήμη φέρεται προς τα πίσω ώστε να διορθωθεί το πρόσθιο συρταροειδές σημείο και στρέφεται ελαφρά προς τα έξω. Σε αυτή τη θέση και σε γωνία κάμψης 25° - 30° γίνεται η σταθεροποίηση του μοσχεύματος με βίδα.

Η τεχνική δημιουργίας των οστικών αυλών ανεξάρτητα στο μηρό και την κνήμη, με τη χρήση της πρόσθιας-έσω πύλης εισόδου για τη δημιουργία του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό έχει τα εξής πλεονεκτήματα:

1. Εύκολος χειρισμός των εργαλείων έτσι ώστε να δημιουργηθεί ο οστικός αυλός (ή οι αυλοί στην τεχνική διπλής δέσμης) στην επιθυμητή θέση στην έσω πλευρά του έξω μηριαίου κονδύλου χωρίς να χρειαστεί να συνυπολογιστεί η θέση του οστικού αυλού στην κνήμη.
2. Η ανεξάρτητη δημιουργία των δύο οστικών αυλών βοηθά στο να αποφευχθεί ο κίνδυνος διαπλάτυνσης του κνημιαίου οστικού αυλού οπίσθια, το οποίο όταν συμβαίνει έχει ως απώτερο αποτέλεσμα τη δυσχερή σταθεροποίηση του μοσχεύματος.
3. Αποφεύγεται η απόκλιση ανάμεσα στον άξονα της βίδας σταθεροποίησης και του άξονα οστικού τεμαχίου στην περίπτωση μοσχεύματος BPTB.
4. Η πρόσθια-έσω αρθροσκοπική πύλη εισόδου μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην τεχνική διπλής δεσμίδας βοηθώντας στην επιλογή των δύο σημείων δημιουργίας των οστικών αυλών στο μηριαίο οστό.
5. Ο τρυπανισμός του οστικού αυλού γίνεται σε κάμψη 120° . Σε αυτή τη θέση επιτυγχάνεται η δημιουργία του οστικού αυλού στην επιθυμητή θέση (ώρα 10 ή ακόμα και ώρα 9) χωρίς τον κίνδυνο κατάγματος (blow-out) του οπισθίου φλοιού του μηριαίου κονδύλου.
6. Ο κατάλληλος προσανατολισμός της πρόσφυσης του μοσχεύματος σε σχέση με τον άξονα του μηριαίου οστού (σημαντικό για την προσομοίωση της φοράς των δύο δεσμών του ΠΧΣ) προσδιορίζεται εύκολα, αφού αυτή είναι παράλληλη με το κνημιαίο πλατό σε 120° κάμψης.^{15, 22}

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι κινήσεις που πραγματοποιεί το ανθρώπινο σώμα είναι απότοκο μιας πολυσύνθετης διεργασίας που περιλαμβάνει το κεντρικό νευρικό σύστημα, τα περιφερικά νεύρα, τους μύες, τα οστά και τις αρθρώσεις. Για να μελετήσουμε και να αξιολογήσουμε με λεπτομέρεια κάθε κίνηση, και κάθε παθολογία αυτής είναι απαραίτητη η γνώση τριών επιστημονικών κλάδων, της ανατομίας, της φυσιολογίας, και της εμβιομηχανικής.

Εμβιομηχανική είναι ο επιστημονικός κλάδος που μελετά βιολογικά συστήματα, όπως το ανθρώπινο σώμα, με μεθόδους μηχανικής. Η εμβιομηχανική της ανθρώπινης κίνησης περιγράφει, αναλύει και αξιολογεί την ανθρώπινη κίνηση. Με βάση την εμβιομηχανική επιστήμη ένα μεγάλο εύρος φυσικών κινήσεων μπορεί να μελετηθεί, από την απλή βάδιση που εκτελείται στην καθημερινότητα, έως την άρση βάρους που εκτελεί ένας εργάτης και την εξειδικευμένη κίνηση που εκτελεί ένας υψηλού επιπέδου αθλητής. Οι αρχές της φυσικής και της βιολογίας που εφαρμόζονται είναι οι ίδιες σε όλες τις περιπτώσεις. Αυτό που αλλάζει κάθε φορά είναι η συγκεκριμένη κίνηση που αξιολογείται και το επίπεδο των πληροφοριών και λεπτομερειών που αναζητούνται και εξετάζονται σχετικά με την εκτέλεση της εν λόγω κίνησης. Από το τεράστιο αντικείμενο της μηχανικής, οι όροι, και οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται κυρίως είναι αυτά που σχετίζονται περισσότερο με την κίνηση που μελετάται, είτε είναι η ανθρώπινη βάδιση (gait analysis), είτε οποιαδήποτε άλλη κίνηση (motion analysis). Τέτοιες βασικές έννοιες για την περιγραφή των ανθρώπινων κινήσεων είναι ο χρόνος, η απόσταση, η μάζα, οι δυνάμεις, οι ροπές των δυνάμεων, το κέντρο βάρους, και η κίνηση, γραμμική και γωνιακή^{146, 147}.

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ

Οι μέθοδοι που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να πραγματοποιηθεί ανάλυση βάδισης (gait analysis) εκτείνονται σε ένα φάσμα, που στο ένα άκρο του συναντάμε την απουσία κάθε τεχνολογικού βοηθήματος και στο άλλο άκρο του τη χρήση πολύ εξειδικευμένου και ακριβούς εξοπλισμού. Παρακάτω θα περιγραφούν εν συντομία οι κυριότερες μέθοδοι από την πιο απλή που δεν απαιτεί την χρήση εξοπλισμού, όπως

είναι η ανάλυση βάδισης με απλή παρατήρηση, έως πιο σύνθετα και περίτεχνα συστήματα όπως είναι η βιντεο-ανάλυση και τα κινηματικά οπτικο-ηλεκτρονικά συστήματα με τα οποία μπορεί να μελετηθεί θεωρητικά εκτός από τη βάδιση και κάθε άλλη κίνηση. Σαν γενικός κανόνας, όσο πιο σύνθετο και περίτεχνο είναι ένα σύστημα που χρησιμοποιείται, τόσο περισσότερο αυξάνεται το κόστος του, αλλά τόσο καλύτερη είναι και η ποιότητα των αντικειμενικών δεδομένων που παρέχει.¹⁴⁶

ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΑΠΛΗ ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΗ

Η πιο απλή μορφή ανάλυσης βάδισης είναι αυτή που γίνεται με το ανθρώπινο μάτι και την απλή παρατήρηση. Η ανάλυση βάδισης με απλή παρατήρηση είναι ίσως η πιο πολυσύνθετη αλλά και ευέλικτη και ευπροσάρμοστη μέθοδος για ανάλυση βάδισης. Εντούτοις, χαρακτηρίζεται από τους κάτωθι περιορισμούς: είναι προσωρινή, και δεν επιτρέπει την μόνιμη καταγραφή, δεν μπορούν να παρατηρηθούν υψηλής ταχύτητας κινήσεις, παρατηρούνται μόνο κινήσεις κι όχι δυνάμεις, και τέλος, εξαρτάται αποκλειστικά από την ικανότητα του εκάστοτε παρατηρητή.

Πολλοί κλινικοί συμπεριλαμβάνουν την παρατήρηση της βάδισης ενός ασθενούς στην κλινική τους εξέταση. Εντούτοις, αυτό δεν είναι ανάλυση βάδισης, είναι απλά παρατήρηση του τρόπου με τον οποίο ο ασθενής βαδίζει. Αυτή η παρατήρηση δίνει εν μέρει μια αρχική εικόνα του πώς ο ασθενής βαδίζει, και πιθανότατα αναγνωρίζει την πιο σοβαρή παθολογία και διαταραχή στη βάδισή του. Μία ολοκληρωμένη οπτική ανάλυση βάδισης, όπως έχει προταθεί από το Πανεπιστήμιο της Ν. Υόρκης¹⁴⁸, περιλαμβάνει την παρατήρηση του εξεταζόμενου καθώς αυτός/ή πραγματοποιεί ορισμένο αριθμό δοκιμασιών βάδισης, κάποιες από τις οποίες παρατηρούνται εκατέρωθεν του εξεταζόμενου (δεξιά και αριστερά) και κάποιες κοιτώντας τον προς τα μπρος και κάποιες κοιτώντας την πλάτη του εξεταζόμενου.

Η ελάχιστη απόσταση που απαιτείται να διανύσει ο εξεταζόμενος (και που καθορίζει τις απαιτούμενες διαστάσεις του κατασκευασμένου διαδρόμου-πλατφόρμας επάνω στην οποία θα βαδίζει ο εξεταζόμενος κατά την ανάλυση βάδισης στο εργαστήριο) έχει αποτελέσει αντικείμενο διχογνωμίας. Έχει προταθεί πως 8 μέτρα απόστασης (μήκος διαδρόμου) είναι η ελάχιστη επιθυμητή απόσταση για νέους υγιείς ενήλικες, ενώ 12-13 μέτρα απαιτούνται στην περίπτωση που ο ασθενής/εξεταζόμενος βαδίζει

σχετικά γρήγορα. Μικρότερη απόσταση απαιτείται για κάποιον που βαδίζει με αργότερο ρυθμό όπως και για κάθε ασθενή με παθολογικό πρότυπο βάδισης. Το πλάτος του διαδρόμου που απαιτείται για την βάδιση εξαρτάται από το αν χρησιμοποιείται εξοπλισμός και τι είδους, προκειμένου να γίνει η ανάλυση βάδισης. Στην μέθοδο απλής παρατήρησης το ελάχιστο των 3 μέτρων είναι ικανοποιητικό πλάτος, ενώ στις μεθόδους με βίντεο ανάλυση απαιτείται πλάτος τουλάχιστον 4 μέτρων καθώς θα πρέπει η κάμερα που χρησιμοποιείται να τοποθετείται λίγο μακρύτερα από τον εξεταζόμενο, ενώ στην περίπτωση της κινηματικής ανάλυσης με οπτικοηλεκτρονικό σύστημα η απαιτούμενη απόσταση είναι τουλάχιστον 5-6 μέτρα καθώς γίνεται ταυτόχρονη καταγραφή με κάμερες και από τις δύο πλευρές του σώματος του εξεταζόμενου.

Κάποιοι ερευνητές ζητούν από τους εξεταζόμενους να βαδίσουν με την επιθυμητή ταχύτητα, ενώ κάποιοι άλλοι καθορίζουν το ρυθμό του κύκλου βάδισης με μετρονόμο. Η λογική για έλεγχο του ρυθμού του κύκλου βάδισης είναι πως αρκετές μετρήσιμες παράμετροι της βάδισης ποικίλλουν ανάλογα με την ταχύτητα και το ρυθμό βάδισης, και ο έλεγχος αυτής εξαλείφει έναν παράγοντα σφάλματος μειώνοντας την ετερογένεια του δείγματος. Εντούτοις όμως, οι περισσότεροι εξεταζόμενοι είναι απίθανο πως θα περπατήσουν με φυσιολογικό τρόπο όταν προσπαθήσουν να διατηρήσουν σταθερή την ταχύτητά τους με έναν μετρονόμο, ενώ οι ασθενείς με διαταραχές του προτύπου βάδισης μπορεί να το βρίσκουν δύσκολο ή αδύνατο να ανταπεξέλθουν σε αυτό. Έτσι η απάντηση σε αυτό το δίλημμα είναι πως θα πρέπει να γίνεται αποδεκτό πως οι εξεταζόμενοι βαδίζουν με διαφορετικές ταχύτητες και να ερμηνεύονται τα αποτελέσματα κατάλληλα. Αυτό σημαίνει πως θα πρέπει φυσιολογικές τιμές (“normal values”) να είναι διαθέσιμες για ένα μεγάλο εύρος ταχυτήτων βάδισης.¹⁴⁶

Η ανάλυση βάδισης με απλή παρατήρηση και η καταγραφή κάποιων παθολογιών είναι μόνες τους μικρής αξίας. Θα πρέπει να γίνεται αξιολόγηση και εκτίμηση της βάδισης (gait assessment), που σημαίνει την σύνθεση αυτών των παρατηρήσεων με άλλες πληροφορίες για τον εξεταζόμενο, που θα αντληθούν από το ιστορικό του και την κλινική εξέταση και θα συνδυαστούν με την εμπειρία του παρατηρητή¹⁴⁹. Το βασικότερο στοιχείο που πρέπει να γνωρίζει όποιος πραγματοποιεί ανάλυση βάδισης με οποιαδήποτε μέθοδο είναι πως αυτό που καταγράφεται και παρατηρείται είναι το αποτέλεσμα και όχι η αιτία. Το παρατηρούμενο πρότυπο βάδισης δεν είναι το άμεσο

αποτέλεσμα μιας παθολογίας, αλλά το συνολικό αποτέλεσμα και συνισταμένη μιας παθολογίας και της προσπάθειας του εξεταζόμενου να αντισταθμίσει την όποια παθολογία.^{146, 149}

BINTEO ANALYΣΗ

Η ανάλυση βάδισης με απλή παρατήρηση και το ανθρώπινο μάτι δεν έχουν την ταχύτητα να καταγράψουν και να επεξεργαστούν όλα τα γεγονότα που συμβαίνουν σε ένα κύκλο βάδισης. Επίσης η ανάλυση βάδισης με οπτική παρατήρηση δίνει δυνατότητα για εστίαση σε ένα σημείο κάθε φορά, με συνέπεια να είναι αδύνατον να αξιολογηθούν διάφορα ανατομικά επίπεδα ταυτόχρονα. Η χρήση της βιντεοκάμερας για καταγραφή των δοκιμασιών βοήθησε και εμπλούτισε την ανάλυση βάδισης. Βοήθησε στο να ξεπεραστούν δύο μειονεκτήματα της ανάλυσης βάδισης με απλή παρατήρηση: η έλλειψη μόνιμης καταγραφής και η αδυναμία παρατήρησης γεγονότων και κινήσεων υψηλής ταχύτητας. Επιπλέον παρέχει τα ακόλουθα πλεονεκτήματα: μειώνει τον αριθμό των δοκιμασιών που πρέπει να εκτελέσει ο εξεταζόμενος, παρέχει τη δυνατότητα να δείξουμε στον εξεταζόμενο τον τρόπο και πρότυπο βάδισής του, και διευκολύνει διδακτικούς σκοπούς για την ανάλυση βάδισης. Είναι σημαντικό κατά την διαδικασία βιντεο-ανάλυσης να γνωρίζει ο εξεταστής τις πιθανές πηγές σφάλματος, συγκεκριμένες διαδικασίες για να ελαχιστοποιεί το σφάλμα και τις βασικές προϋποθέσεις για την ορθή καταγραφή βίντεο. Οι δυνατότητες αργής κίνησης (slow motion), “παγώματος” συγκεκριμένων στιγμών (freeze frame) και κωδικοποίησης του χρόνου με βάση συγκεκριμένα γεγονότα του κύκλου βάδισης συμβάλλουν στην βελτίωση της ακρίβειας της μεθόδου. Κάποιοι συγγραφείς ανέπτυξαν συστήματα βαθμολόγησης και πρωτόκολλα με τα οποία η ερμηνεία της βιντεο-ανάλυσης γίνεται συστηματικά και με συγκεκριμένο τρόπο. Τα πιο ευρέως διαδεδομένα από αυτά τα πρωτόκολλα είναι τα

- Full Body Observational Gait analysis form (Rancho Los Amigos Medical Centre, California),¹⁵⁰ (Εικόνα 42)
- Edinburgh visual gait score για ασθενείς με εγκεφαλική παράλυση¹⁵¹
- Observational gait scale for botulinum toxin A management¹⁵²

Με τις κλίμακες αυτές μπορεί ο εξεταστής να αξιολογήσει και να καταγράψει με συστηματικό τρόπο την κίνηση τμημάτων (segments) του σώματος στα τρία επίπεδα ξεκινώντας συνήθως κεντρικά προς περιφερικά και ξεχωριστά στις διάφορες φάσεις του κύκλου βάδισης, και να σημειώσει όποιες αποκλίσεις από το φυσιολογικό πρότυπο κίνησης.

	STANCE				SWING		
	LR	MSI	TSt	PSw	ISw	MSw	TSw
Trunk							
forward lean							
backward lean							
lateral lean (R/L)							
Pelvis							
no forward rotation (R/L)							
no contralateral drop (R/L)							
hiking (R/L)							
Hip							
inadequate extension							
circumduction/abduction							
Knee							
excessive flexion							
uncontrolled extension							
inadequate flexion							
Ankle/Foot							
foot slap							
forefoot contact							
foot flat contact							
late heel off							
contralateral vaulting							

Εικόνα 42: Η κλίμακα αξιολόγησης της βάδισης Rancho Los Amigos κατά την βίντεο-
ανάλυση¹⁵⁰

Γενικές παράμετροι της βάρδισης (χωρο-χρονικές παράμετροι) που καταγράφονται από τη βιντεο ανάλυση και παρέχουν την απλούστερη μορφή αντικειμενικής ανάλυσης βάρδισης είναι ¹⁵³:

- Χρόνος του κύκλου βάρδισης (cycle time) και ρυθμός (cadence):

Cycle time (s): χρόνος (s)X2 / βήματα που μετρήθηκαν,

όπου ο αριθμός 2 αντιπροσωπεύει το γεγονός πως 2 βήματα (steps) αποτελούν έναν κύκλο βάρδισης (cycle, stride).

Ρυθμός –cadence (βήματα/λεπτό, steps/min): βήματα που μετρήθηκανX60/χρόνος (s)

- Μήκος του κύκλου βάρδισης (stride):

Μήκος κύκλου βάρδισης (m): απόσταση (m)X2/βήματα

- Ταχύτητα (speed):

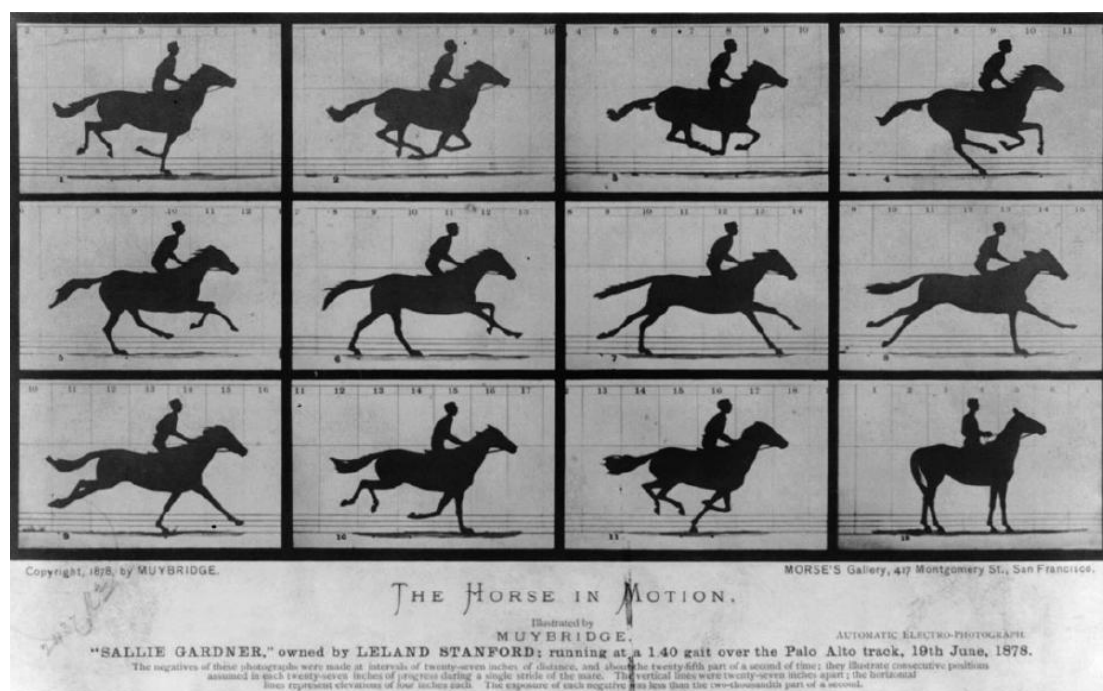
Ταχύτητα: απόσταση (m)/ χρόνος (s)

Τα μειονεκτήματα της βιντεο-ανάλυσης είναι: δίνει τη δυνατότητα να γίνει δισδιάστατη αλλά όχι τρισδιάστατη εκτίμηση της κίνησης, η γωνία και η θέση της κάμερας ως προς το σώμα μπορεί να επηρεάσει τα αποτελέσματα, δεν παρέχονται πληροφορίες για τις δυνάμεις που ασκούνται και για την δραστηριότητα των μυών, δεν καταγράφονται εύκολα οι στροφικές κινήσεις, παρέχει κατά κύριο λόγο ποιοτικές παρά ποσοτικές πληροφορίες.

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΑ “ΕΡΓΑΛΕΙΑ” ΓΙΑ IN VIVO ΕΡΕΥΝΑ

Το έργο του Αριστοτέλη “Περί ζώων κινήσεως” θεωρείται η πρώτη οργανωμένη προσπάθεια να εφαρμοσθούν οι αρχές της φυσικής και των μαθηματικών στην μελέτη της κίνησης των ζωντανών οργανισμών.

Διάφορες μέθοδοι και εργαλεία είναι διαθέσιμα για την αντικειμενική “in vivo” ανάλυση της κίνησης. Από την σειρά φωτογραφιών του Eadweard J. Muybridge’s με τίτλο “The Horse in Motion” (Εικόνα 43) που “προκάλεσε” κοινές πεποιθήσεις όταν απέδειξε πως και οι τέσσερις οπλές του αλόγου βρίσκονται πάνω απ’ το έδαφος κατά τη διάρκεια που το άλογο τρέχει, έως τα σύγχρονα, εξελιγμένα υψηλής ακρίβειας συστήματα ανάλυσης κίνησης, νέα εργαλεία δίνουν πλέον τη δυνατότητα μιας σύγχρονης και αντικειμενικής προσέγγισης της ανάλυσης κίνησης.



Εικόνα 43. Οι πρώτες προσπάθειες για αντικειμενική ανάλυση κίνησης.

Τα κινηματικά δεδομένα (kinematics) αναφέρονται στα δεδομένα που περιγράφουν την κίνηση χωρίς αναφορά στις δυνάμεις που προκαλούν την κίνηση αυτή.

Για την συλλογή κινηματικών δεδομένων χρησιμοποιούνται οπτοηλεκτρονικά συστήματα ανάλυσης κίνησης. Χρησιμοποιούνται κάμερες υψηλής συχνότητας καταγραφής και σημειακοί ανακλαστήρες δέρματος σε περιβάλλον και συνθήκες εργαστηρίου. Οι ανακλαστήρες μπορεί να είναι παθητικοί (δηλαδή να αντανακλούν το φως π.χ από υπέρυθρες κάμερες, πχ Vicon) ή ενεργητικοί (δηλαδή να παράγουν το φως π.χ Optotrak). Τα πλεονεκτήματα αυτών των συστημάτων είναι η σχετική ευκολία στην εφαρμογή και χρήση τους, η ασφάλεια, και η γρήγορη απόκτηση και ανάλυση των δεδομένων που συχνά επιτρέπει τον έλεγχο της “ποιότητας” της μέτρησης τη στιγμή της καταγραφής (real-time) δίνοντας τη δυνατότητα για άμεση επανάληψη της καταγραφής αν χρειαστεί. Το κύριο μειονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι η κίνηση του δέρματος κατά την κίνηση του εξεταζόμενου κάτι που επηρεάζει ελαφρώς τη θέση του ανακλαστήρα. Σύγχρονες μελέτες που εξέτασαν την αξιοπιστία και την εγκυρότητα των συστημάτων αυτών απέδειξαν πως το σφάλμα μέτρησης είναι τόσο μικρό ώστε να επιτρέπει την ακριβή καταγραφή των κινηματικών δεδομένων και ερμηνεία των αποτελεσμάτων¹⁵⁴⁻¹⁵⁶.

Ακόμα μεγαλύτερη εγκυρότητα μέτρησης επιτυγχάνεται με τη χρήση ενδοοστικών δεικτών (καρφίδων) που εισάγονται απευθείας στα οστικά τμήματα των οποίων η κίνηση μελετάται.¹⁵⁷ Εντούτοις η επεμβατικότητα αυτής της μεθόδου την καθιστά λιγότερο δημοφιλή σχετικά με τους ανακλαστήρες δέρματος.

Άλλες μέθοδοι συλλογής και καταγραφής κινηματικών δεδομένων είναι τα επιταχυνσιόμετρα, ηλεκτρογωνιόμετρα, ηλεκτρομαγνητικές συσκευές⁷³ και ακτινοσκοπικές μέθοδοι¹⁵⁸. Σημαντικές πληροφορίες επίσης παρέχει και η παρατήρηση video κατά τη διάρκεια καταγραφής του μηχανισμού κάκωσης, πχ ρήξης ΠΧΣ^{80, 81}.

Τα κινητικά δεδομένα που περιγράφουν τις δυνάμεις οι οποίες προκαλούν την κίνηση συλλέγονται με τη βοήθεια μορφοτροπέων δύναμης, όπως είναι τα δυναμοδάπεδα τα οποία τοποθετούνται συνήθως στο ίδιο επίπεδο με το έδαφος όπου θα πραγματοποιηθεί η προς εξέταση δοκιμασία. Κατά τη διάρκεια της υπό εξέταση

δοκιμασίας και καθώς ο εξεταζόμενος πατά στα δυναμοδάπεδα, καταγράφεται η δύναμη αντίδρασης του εδάφους. Με τη χρήση των ανάστροφων δυναμικών, συνδυάζονται η δύναμη αντίδρασης του εδάφους και τα κινηματικά δεδομένα και υπολογίζονται οι δυνάμεις και οι ροπές που ασκούνται στις αρθρώσεις. Σε μία ενδιαφέρουσα σειρά πειραμάτων, μορφομετατροπείς δύναμης εμφυτεύθηκαν άμεσα στον ΠΧΣ έτσι ώστε να μετρηθεί η δύναμη που εφαρμοζόταν σε αυτόν κατά τη διάρκεια διαφορετικών δραστηριοτήτων^{159, 160}.

Το ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ) και το ισοκινητικό δυναμόμετρο παρέχουν πληροφορίες για την μυϊκή δραστηριότητα και τις ροπές που αναπτύσσονται στις αρθρώσεις αντίστοιχα. Το ΗΜΓ καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα που παράγεται με τις μυϊκές συσπάσεις. Εντούτοις, υπάρχουν κάποιοι περιορισμοί με την ερμηνεία του σήματος και την κλινική εφαρμογή, τα παράσιτα από την κίνηση των ηλεκτροδίων και την κανονικοποίηση του σήματος. Οι μετρήσεις με το ισοκινητικό δυναμόμετρο παρέχουν χρήσιμες πληροφορίες για την μυϊκή δύναμη. Η κλινική εφαρμογή αυτών των μετρήσεων αν παρέχονται μεμονωμένα, είναι περιορισμένη λόγω του ότι η μέτρηση αφορά συνήθως σε μία μόνο άρθρωση και σε ένα επίπεδο κίνησης.

Το μέλλον της “in vivo” εμβιομηχανικής έρευνας είναι πράγματι εντυπωσιακό μιας και νέες τεχνολογίες αναπτύσσονται, επιτρέποντας τη βέλτιστη συλλογή δεδομένων έξω από το εργαστήριο σε χώρους όπως η κλινική ή ο στίβος και το γήπεδο. Αυτά τα νέα συστήματα χρησιμοποιούν είτε κάμερες που έχουν βελτιστοποιηθεί για καταγραφή των ανακλαστήρων δέρματος σε εξωτερικούς χώρους πέραν του εργαστηρίου (π.χ. Qualisys, Vicon) είτε συστήματα χωρίς την χρήση ανακλαστήρων¹⁶¹ και αν και είναι πολλά υποσχόμενα λίγες μελέτες τα έχουν χρησιμοποιήσει έως τώρα.

Η in vivo εμβιομηχανική έρευνα αποτελεί σήμερα ένα χρήσιμο εργαλείο για τον ορθοπαιδικό χειρουργό, τον φυσιοθεραπευτή και τα υπόλοιπα μέλη μιας ομάδας ειδικών αποκατάστασης που ασχολούνται με την πρόληψη και τη θεραπεία των ρήξεων του ΠΧΣ. Τα τελευταία χρόνια εμβιομηχανικές μελέτες με κλινικά σημαντικά αποτελέσματα έχουν εμπλουτίσει τις γνώσεις μας για τις εμβιομηχανικές αλλαγές και προσαρμογές μετά από ρήξη και συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ παρέχοντας επίσης

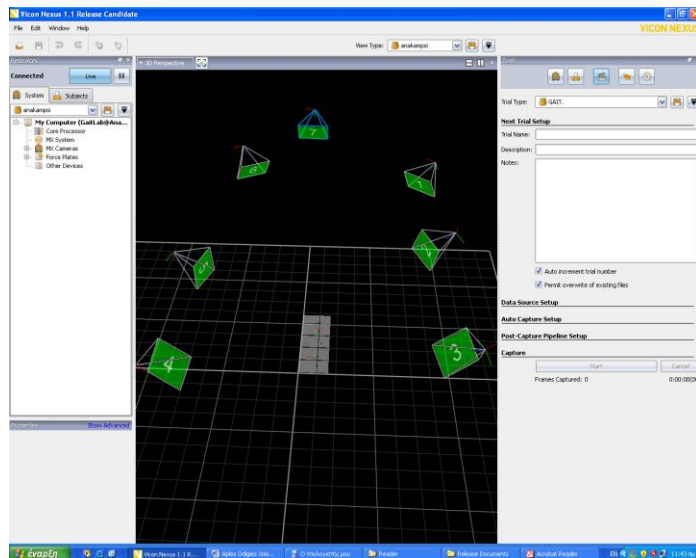
πληροφορίες που επηρεάζουν και βελτιστοποιούν τη χειρουργική τεχνική και τα πρωτόκολλα αποκατάστασης.

ΣΥΛΛΟΓΗ ΚΑΙ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΜΕ ΟΠΤΟΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ

Από το 1960 και 1970 και έπειτα η ανάπτυξη της ανάλυσης κίνησης και βάδισης βασίστηκε στα οπτικο-ηλεκτρονικά συστήματα. Παρακάτω περιγράφονται οι γενικές αρχές των κινηματικών μετρήσεων με οπτικο-ηλεκτρονικά συστήματα. Οι κινηματικές μετρήσεις με τα συστήματα αυτά γίνονται σε τρεις διαστάσεις (three dimensional, 3D) το οποίο επιτυγχάνεται με τη χρήση άνω των δύο καμερών.

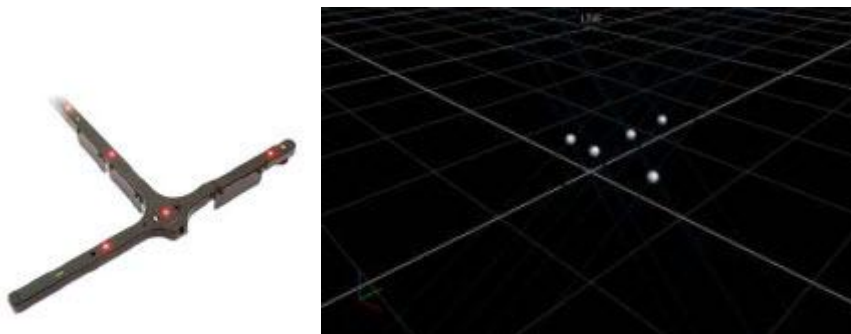
Στο software του οπτοηλεκτρονικού συστήματος τρισδιάστατης ανάλυσης βάδισης μπορούμε να βλέπουμε, όταν οι κάμερες είναι ενεργείς, σε πραγματικό χρόνο (real time) το χώρο στον οποίο γίνεται η καταγραφή και συνεπώς κάθε καταγραφή και διαδικασία που εκτελείται μέσα στον προκαθορισμένο αυτό χώρο (Εικόνα 44).





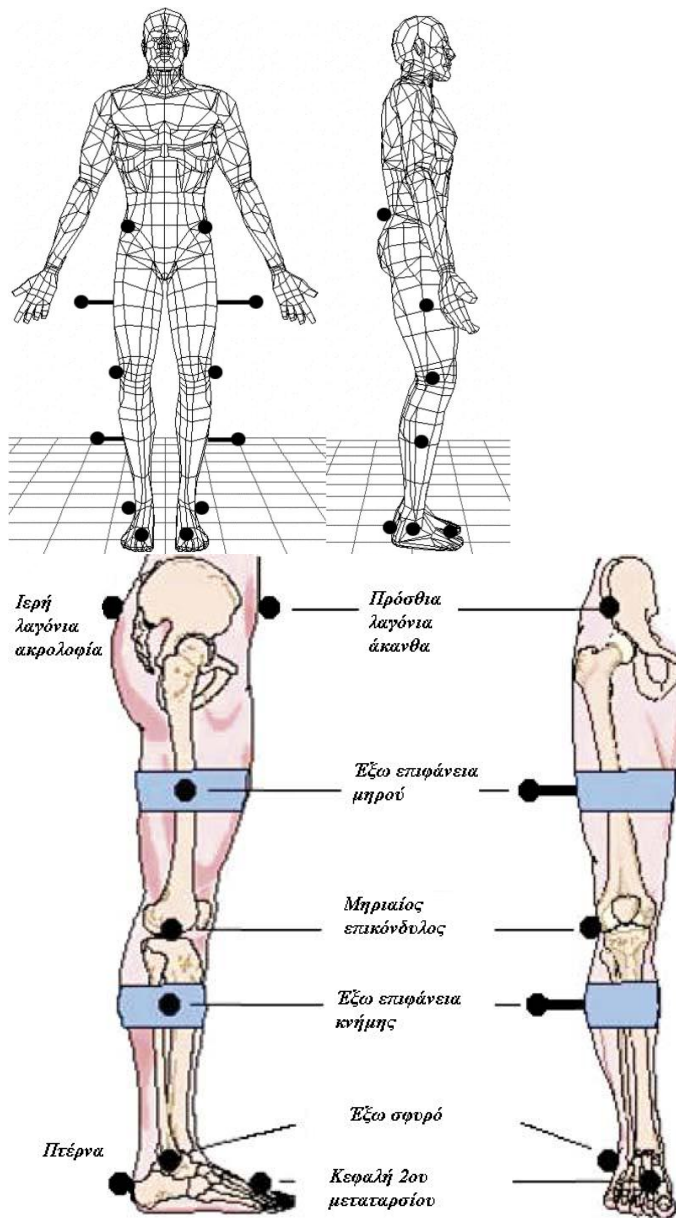
Εικόνα 44: *ΑΝΩ: Ο χώρος όπου πραγματοποιούνται οι μετρήσεις εμβιομηχανικής ανάλυσης κίνησης (Ορθοπαιδικό Αθλητιατρικό Κέντρο Ιωαννίνων). ΚΑΤΩ: Ο χώρος όπως φαίνεται από το τρισδιάστατο οπτοηλεκτρονικό σύστημα ανάλυσης κίνησης.*

Για να επιτευχθεί ακρίβεια των κινηματικών μετρήσεων, οι δοκιμασίες πραγματοποιούνται σε έναν προκαθορισμένου και ρυθμισμένο (calibrated) χώρο. Για το λόγο αυτό τα περισσότερα κινηματικά συστήματα χρησιμοποιούν ένα τρισδιάστατο αντικείμενο (calibrated frame) (Εικόνα 45) για τον ορισμό του χώρου που θα πραγματοποιηθεί η εξέταση το οποίο και είναι ορατό από όλες τις κάμερες.



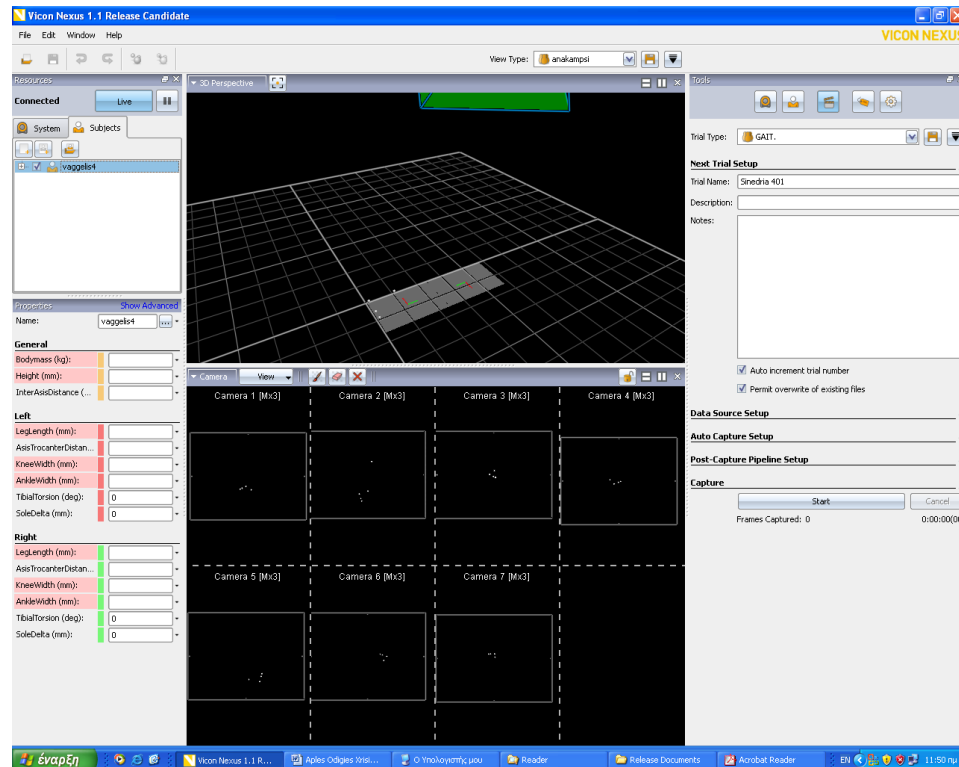
Εικόνα 45: *Το calibrated frame με σημειακούς ανακλαστήρες.*

Παθητικοί σημειακοί ανακλαστήρες δέρματος (οι οποίοι αντανακλούν το φως που δέχονται από τις κάμερες και το οποίο στη συνέχεια καταγράφεται) τοποθετούνται στον εξεταζόμενο, με βάση γνωστά εμβιομηχανικά μοντέλα. Για τον έλεγχο των κινηματικών των κάτω άκρων, χρησιμοποιείται το μοντέλο κατά Davis και συν.¹⁶² σύμφωνα με το οποίο οι σημειακοί ανακλαστήρες δέρματος τοποθετούνται ως εξής στην πύελο και τα κάτω άκρα του εξεταζόμενου (Εικόνα 46):



Εικόνα 46: Το εμβιομηχανικό μοντέλο κατά Davis και συν.¹⁶²

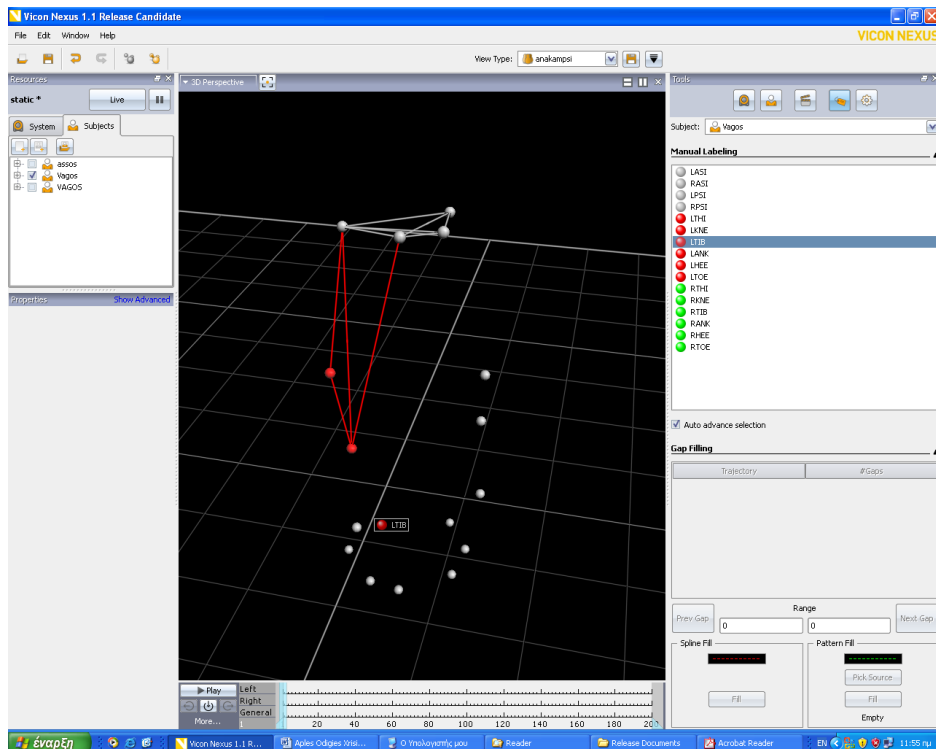
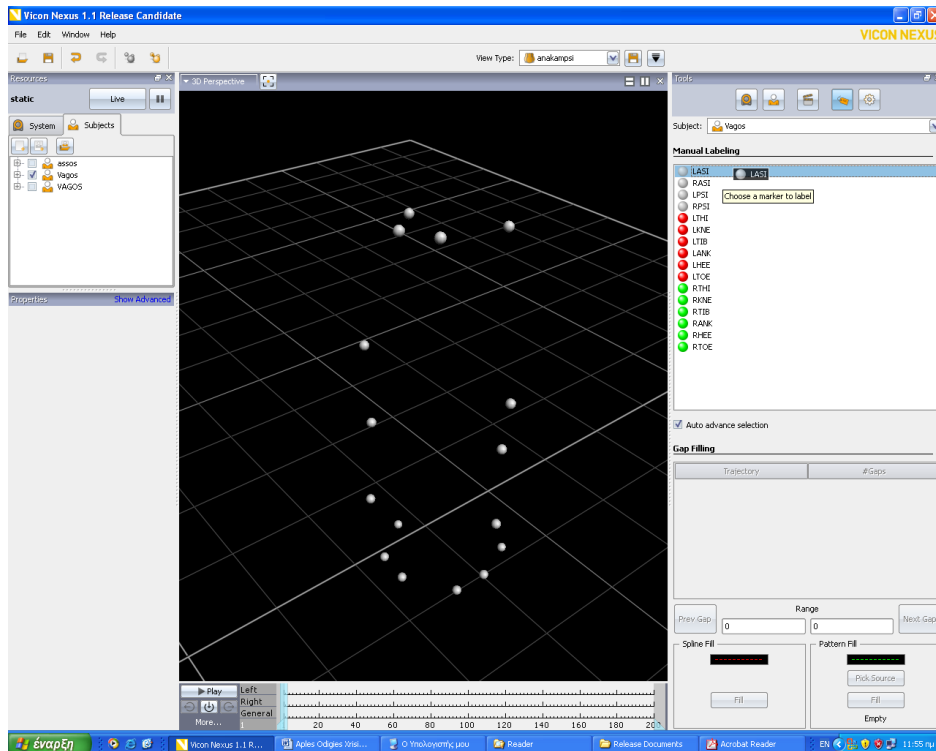
Για κάθε μέτρηση με νέο ασθενή καταγράφονται τα ανθρωπομετρικά του στοιχεία όπως φαίνεται αριστερά στην εικόνα (Εικόνα 47) και αυτά συνδυάζονται με τη θέση των ανακλαστήρων που καταγράφεται από τις κάμερες ώστε να υπολογισθούν τελικά τα κινηματικά των τμημάτων και αρθρώσεων.



Εικόνα 47: Συμπλήρωση των ανθρωπομετρικών (σωματομετρικών) δεδομένων του ασθενούς πριν την καταγραφή της δοκιμασίας.

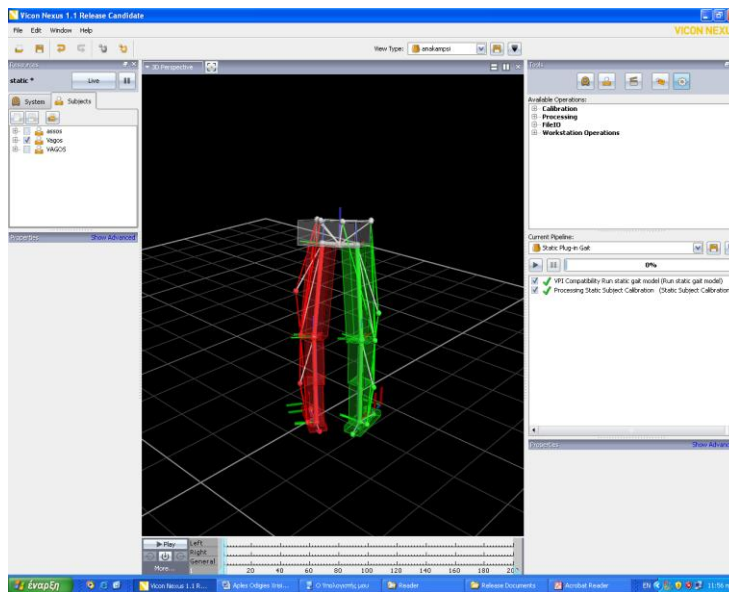
Το λογισμικό (software) του οπτικο-ηλεκτρονικού συστήματος υπολογίζει τη σχέση μεταξύ της γνωστής τρισδιάστατης θέσης των ανακλαστήρων στο calibration frame και της δισδιάστατης θέσης των ανακλαστήρων που τοποθετούνται στον εξεταζόμενο και καταγράφονται από την κάθε κάμερα ξεχωριστά. Όταν ο εξεταζόμενος κινείται μπροστά από τις κάμερες εντός του προκαθορισμένου χώρου, αυτή η διαδικασία αναστρέφεται και οι τρισδιάστατες θέσεις υπολογίζονται για τους ανακλαστήρες που βρίσκονται τοποθετημένοι στα κάτω άκρα του εξεταζόμενου, με δεδομένο πως αυτοί είναι ορατοί από τουλάχιστον δύο κάμερες.

Πρώτα γίνεται η στατική προσπάθεια και μετά θα ακολουθήσουν οι δυναμικές. Αφού καταγραφεί η στατική προσπάθεια, αναγνωρίζω τον κάθε σημειακό ανακλαστήρα δίνοντάς του το κατάλληλο όνομα που προκαθορίζεται από το σύστημα σύμφωνα με το εμβιομηχανικό μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε (Εικόνα 48).



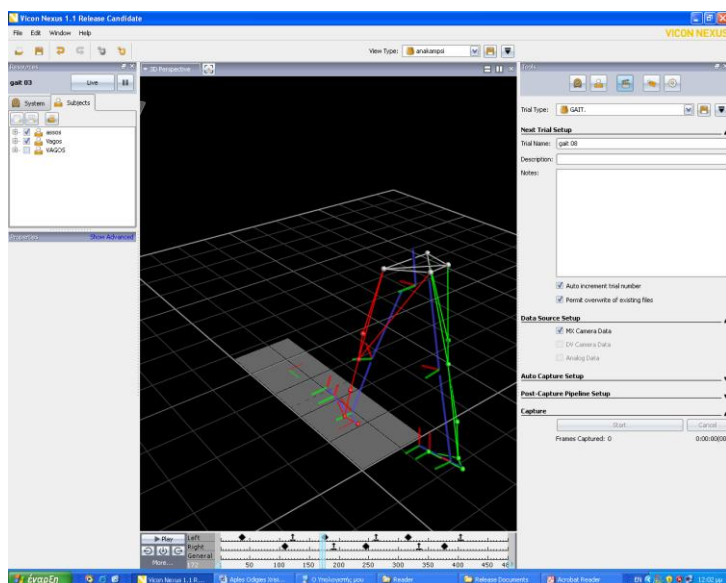
Εικόνα 48: Η καταγραφή της στατικής δοκιμασίας και η αναγνώριση των σημειακών ανακλστήρων.

Αφού αναγνωρίσω όλους τους σημειακούς ανακλαστήρες από τη στατική καταγραφή, και αν όλα είναι σωστά, θα έχει δημιουργηθεί το τρισδιάστατο μοντέλο που έχει προσαρμοσθεί στον ασθενή μας (Εικόνα 49).



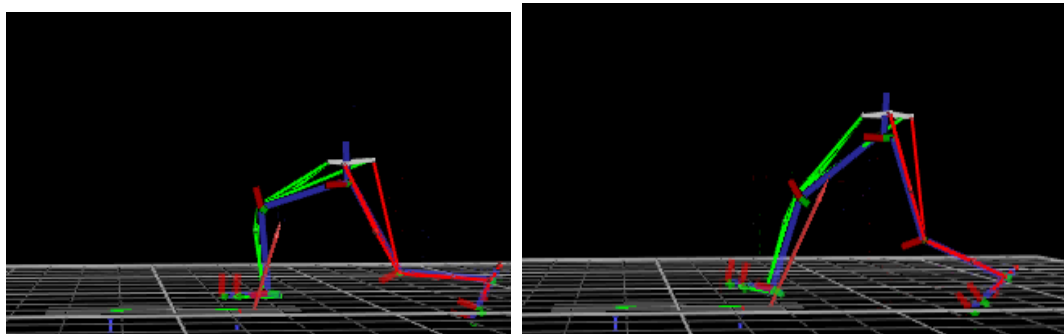
Εικόνα 49: Το τρισδιάστατο μοντέλο του ασθενούς όπως φαίνεται μετά την καταγραφή της στατικής δοκιμασίας.

Στη συνέχεια ακολουθεί η καταγραφή των δυναμικών δοκιμασιών στις οποίες φαίνεται το μοντέλο όπως στο παρακάτω σχήμα.

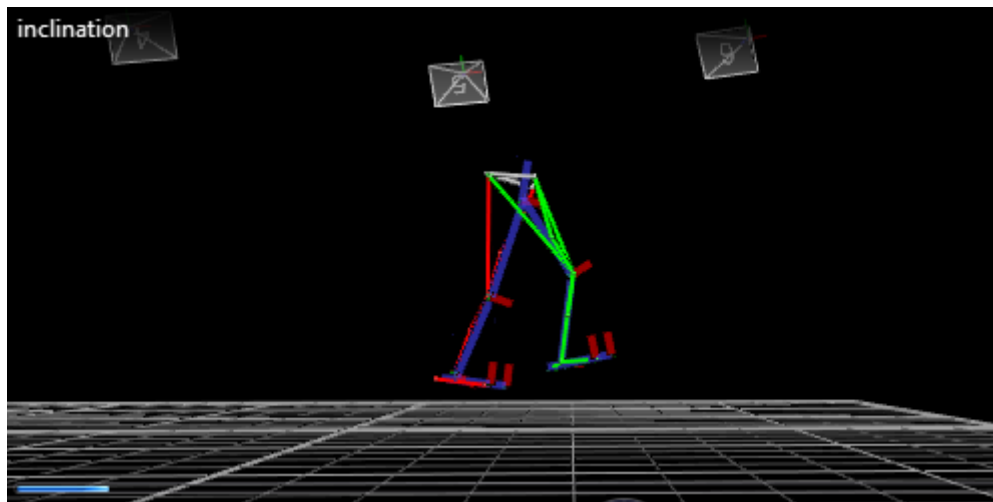


Εικόνα 50: Καταγραφή δυναμικών δοκιμασιών (απλή βάδιση)

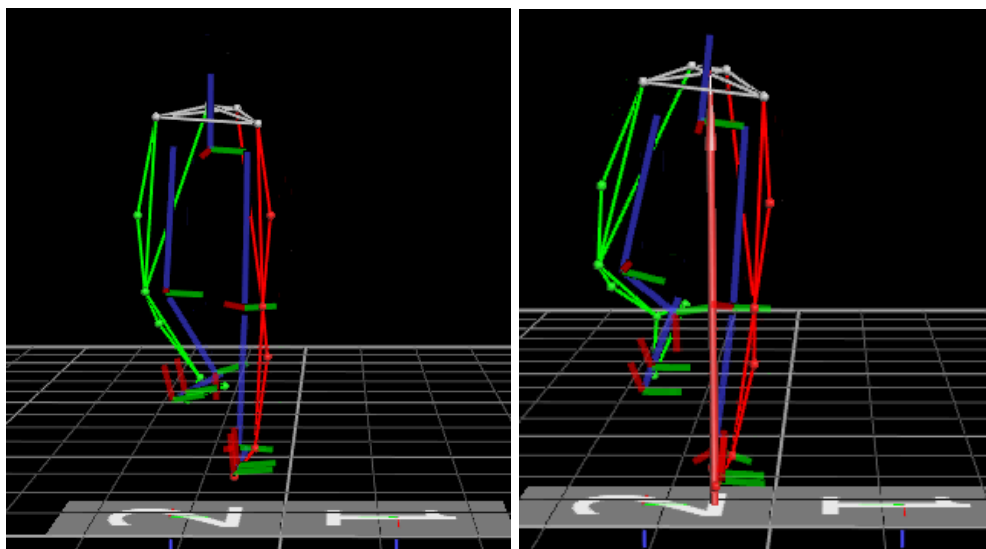
Με τον τρόπο αυτό μπορεί να καταγραφεί οποιαδήποτε δυναμική δοκιμασία (Εικόνες 51-54) και να υπολογισθούν τα κινηματικά δεδομένα των κάτω άκρων (τμημάτων και αρθρώσεων) στα τρία επίπεδα κίνησης (Εικόνα 55).

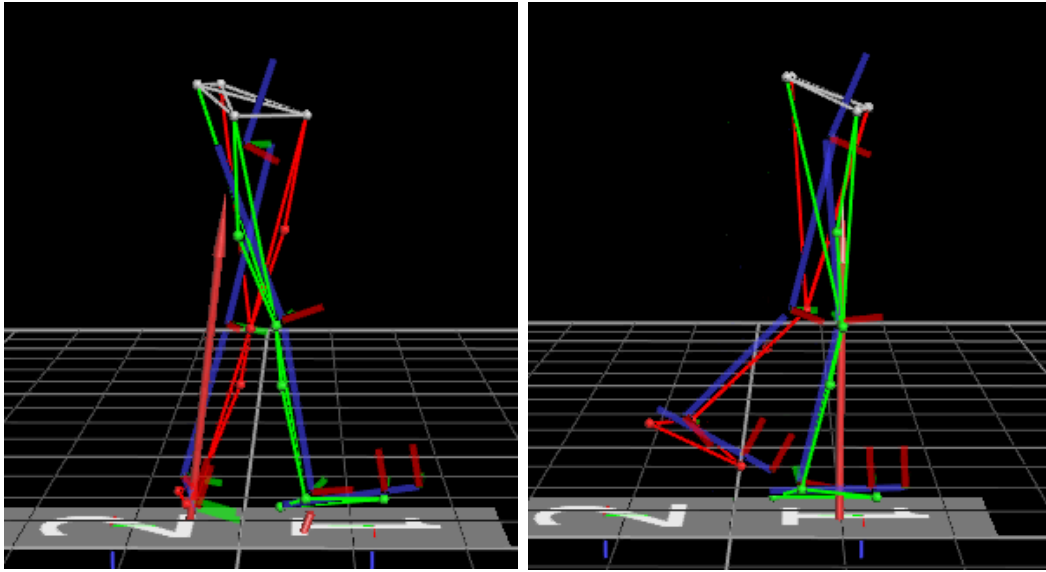


Εικόνα 51: Βαθύ κάθισμα (Lunges)

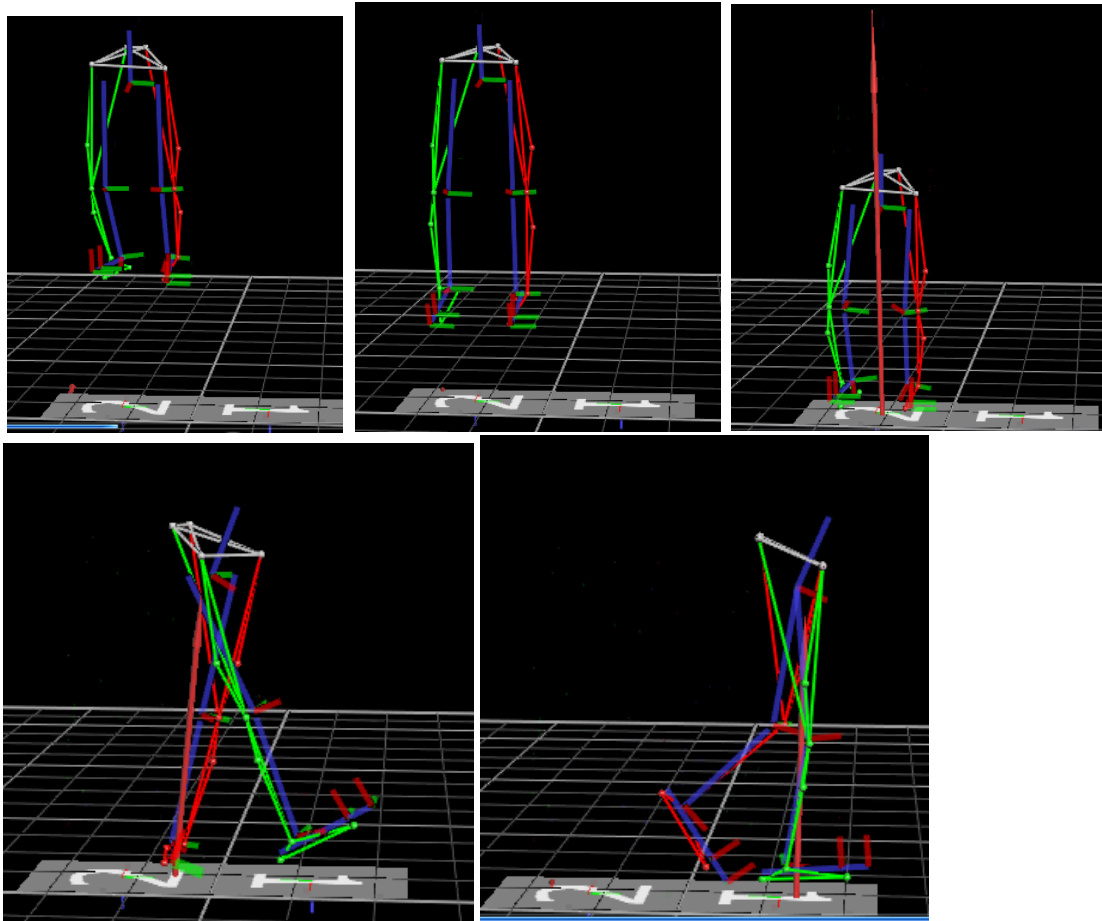


Εικόνα 52: *Βάδιση σε ανηφόρα (Uphill walking in treadmill)*

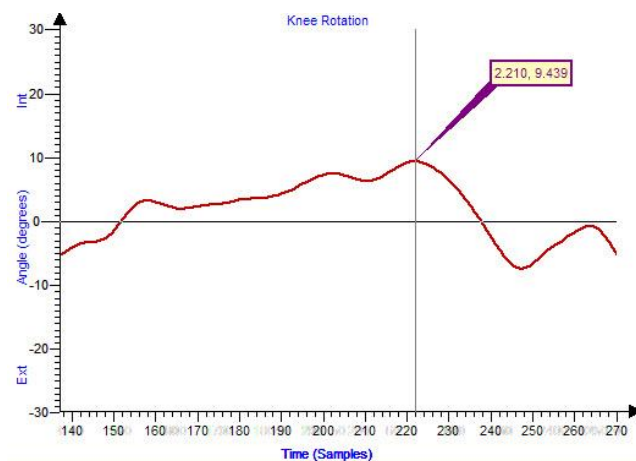




Εικόνα 53: Κατάβαση σκάλας και στροφή 90° (Descending and pivoting)



Εικόνα 54: Προσγείωση από άλμα και στροφή 90° (Landing and pivoting)



Εικόνα 55: Το γράφημα που προκύπτει από την ανάλυση δεδομένων κίνησης του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο κατά τη διάρκεια δυναμικής δοκιμασίας. Στον άξονα χ αναπαριστάται ο χρόνος καταγραφής και στον άξονα y η γωνία κίνησης του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο (έσω-έξω στροφή).

IN VIVO ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ – ΣΥΝΕΠΕΙΕΣ ΤΗΣ ΡΗΞΗΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ ΤΟΥ ΠΧΣ

Μεγάλα άλματα που επιτεύχθηκαν στην τεχνολογία τα τελευταία 20 χρόνια και στενή συνεργασία μεταξύ των επιμέρους επιστημών που ασχολούνται με την εμβιομηχανική οδήγησαν σε αύξηση των δημοσιεύσεων στο πεδίο της εμβιομηχανικής. Σε σημερινή έρευνα στην βάση δεδομένων PubMed χρησιμοποιώντας τον όρο “knee biomechanics” εμφανίζονται περισσότερα από 7500 άρθρα τα τελευταία 22 χρόνια (1992–2013) που αντιστοιχεί σε αύξηση άνω του τετραπλασίου σε σχέση με τα προηγούμενα 20 χρόνια.¹³⁹

Ο ΠΧΣ είναι η δομή του γόνατος που ουσιαστικά καθοδηγεί τον μηχανισμό κίνησης “screw-home mechanism” του γόνατος. Η κίνηση αυτή είναι η “αυτόματη” στροφική κίνηση στο εγκάρσιο επίπεδο η οποία είναι έμφυτα και ακούσια συνδεδεμένη με την κίνηση κάμψης-έκτασης του γόνατος. Όταν το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη, η κνήμη φέρεται σε έσω στροφή σε σχέση με το μηριαίο οστόν.

Καθώς το γόνατο φέρεται σε έκταση, οι μηριαίοι κόνδυλοι ρολάρουν και ολισθαίνουν πάνω στους κνημιαίους κονδύλους έτσι ώστε η κνήμη να φέρεται σε έξω στροφή σε σχέση με το μηριαίο οστόν. Σε αυτή τη θέση στην πλήρη έκταση η άρθρωση του γόνατος “κλειδώνει” και έχει τη μέγιστη σταθερότητα. Αν και η βασική κίνηση του γόνατος είναι η κάμψη-έκταση, η έσω-έξω στροφή παίζει επίσης πολύ σημαντικό ρόλο ειδικά σε αθλητικές δραστηριότητες που απαιτούν στροφική κίνηση (pivoting)³.

Αναφορικά με την κινηματική του γόνατος, ο ΠΧΣ εμποδίζει την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση που κλινικά αξιολογείται με την δοκιμασία Lachman-Noullis, μία αξιόπιστη μη επεμβατική διαγνωστική δοκιμασία για την ρήξη ΠΧΣ¹⁰¹. Επιπρόσθετα, ο ΠΧΣ έχει σημαντικό ρόλο στον περιορισμό της κνημιαίας στροφής¹⁶³. Έχει διαπιστωθεί πως ένας σημαντικός στόχος της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ είναι η αποκατάσταση της στροφικής σταθερότητας η οποία με τη σειρά της οδηγεί σε καλύτερα μακροπρόθεσμα λειτουργικά αποτελέσματα¹⁶⁴.

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΕΣ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΡΗΞΗ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ (ΠΧΣ) ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ

Οι πρώτες εμβιομηχανικές μελέτες που εξέτασαν το πρότυπο κίνησης των ασθενών με ρήξη ΠΧΣ και μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ έδειξαν ότι πολλοί από τους ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ περπατούσαν με το λεγόμενο πρότυπο βάδισης με “αποφυγή τετρακεφάλου” (“quadriceps avoidance” gait) το οποίο χαρακτηρίζεται από μειωμένη δραστηριότητα για τον τετρακέφαλο μυ και από μειωμένη εξωτερική καμπτική ροπή σαν προσπάθεια να ελεγχθεί η υπερβολική πρόσθια κνημιαία μετατόπιση^{165, 166}. Εντούτοις, οι Knoll και συνεργάτες¹⁶⁶ βρήκαν πως σε ασθενείς με χρόνια ρήξη ΠΧΣ το πρότυπο “αποφυγής τετρακεφάλου” είναι λιγότερο συνηθισμένο από ότι είχε αρχικά θεωρηθεί.

Αποδείχθηκε επίσης πως μεσολαβεί χρονικό διάστημα περίπου 8 μηνών έως ότου μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ αποκατασταθεί το πρότυπο κίνησης στα πριν τον τραυματισμό επίπεδα¹⁶⁶.

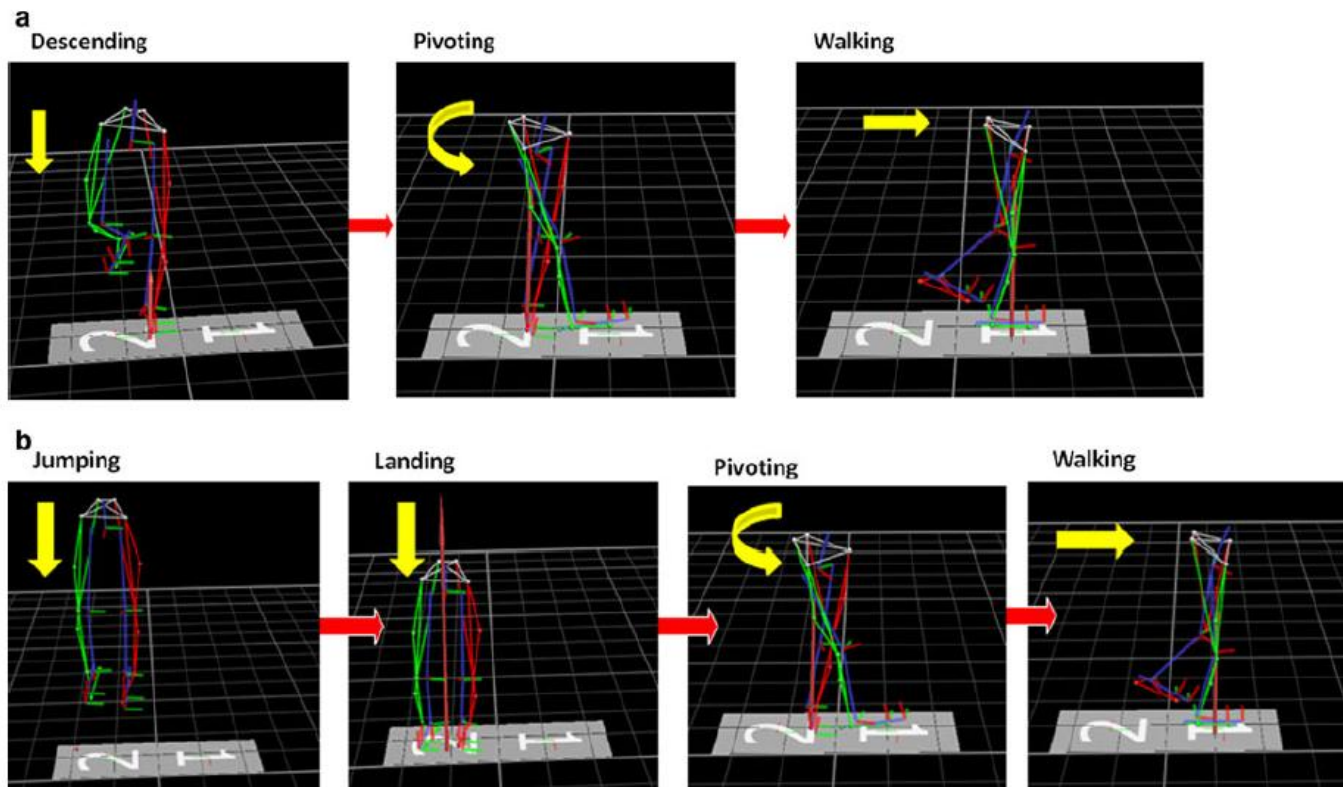
Αυτές οι μελέτες εισήγαγαν για πρώτη φορά την χρήση της ανάλυσης βάδισης και την in vivo εμβιομηχανική ανάλυση στον τομέα της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ και έριξαν φως στο πρότυπο βάδισης των ασθενών με ρήξη και μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Εντούτοις, το γεγονός πως μόνο δραστηριότητες χαμηλής έντασης όπως η απλή βάδιση εξετάστηκαν όπου το ενδιαφέρον εστιάστηκε στα κινηματικά στο οβελιαίο και το εγκάρσιο επίπεδο κίνησης (κάμψη-έκταση και έσω-έξω στροφή αντίστοιχα), οδήγησε αρχικά στο συμπέρασμα πως σχεδόν πλήρης αποκατάσταση του προτύπου βάδισης επιτυγχάνεται μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Όμως μελέτες έδειξαν πως δεν υπάρχει σημαντική σχέση ανάμεσα στην πρόσθια κνημιαία ολίσθηση, τα κινηματικά στο οβελιαίο επίπεδο (κάμψη-έκταση) και της λειτουργικότητα της άρθρωσης του γόνατος^{167, 168}.

Σε μία μελέτη όπου θελοντές με χρόνια ρήξη ΠΧΣ και ομάδα ελέγχου συγκρίθηκαν, βρέθηκε πως και οι δύο ομάδες έδειξαν παρόμοιο πρότυπο κινητικών και κινηματικών δεδομένων στο οβελιαίο επίπεδο κατά τη διάρκεια απλής βάδισης, ανάβαση σκαλοπατιού (step) και χιαστί άλματα παρά το γεγονός πως οι ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ είχαν σημαντικά χειρότερα λειτουργικά αποτελέσματα και ελλείμματα δύναμης¹⁶⁹.

Συνολικά, η βιβλιογραφία πρότεινε πως εστιάζοντας μόνο στην κίνηση στο οβελιαίο επίπεδο ενδεχομένως να μην αποκάλυπτε ολόκληρο το εύρος των νευρομυικών

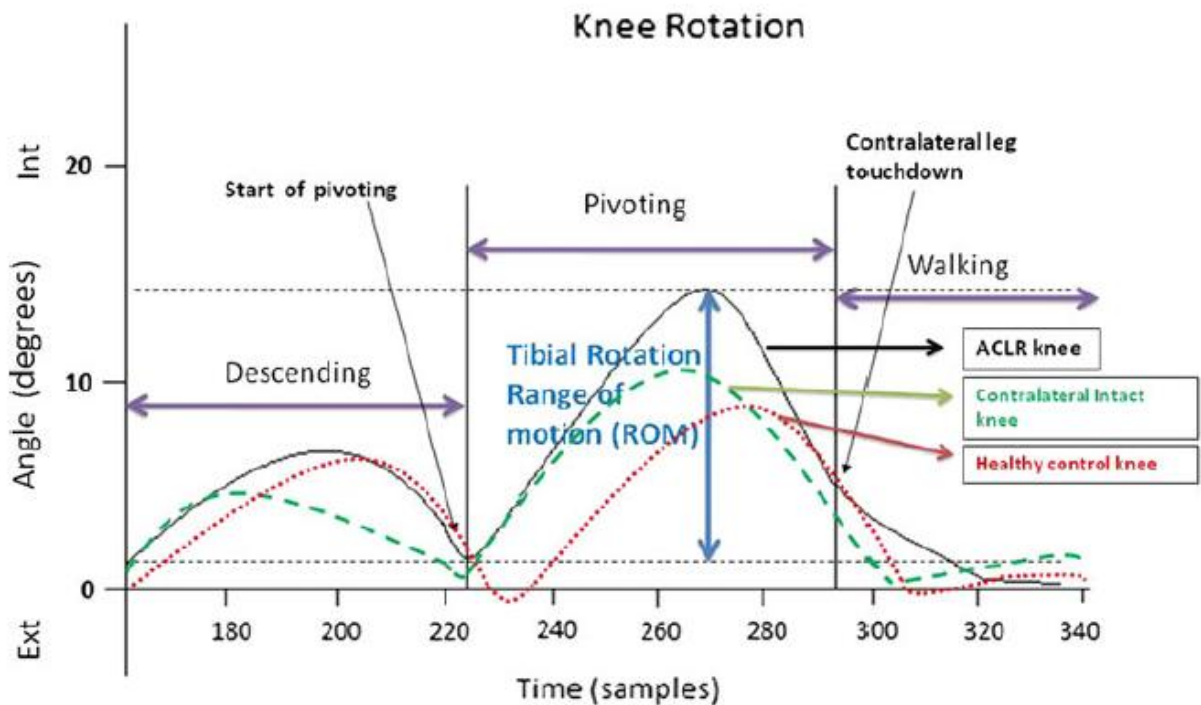
προσαρμογών των ασθενών με ρήξη και μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Κάποιοι ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ εμφανίζουν την προσαρμογή με το πρότυπο βάδισης με “αποφυγή τετρακεφάλου” που μπορεί να ανιχνευθεί με μέτρα στο οβελιαίο επίπεδο κίνησης. Η συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ διορθώνει τα περισσότερα από τα παθολογικά ελλείμματα στο οβελιαίο επίπεδο κίνησης, αν και κάποιες από τις παθολογικές προσαρμογές παραμένουν. Με δεδομένο τον σημαντικό ρόλο που έχει ο ΠΧΣ στον έλεγχο της κνημιαίας στροφής, φάνηκε πως ήταν αναγκαίο να διερευνηθεί η εμβιομηχανική ανάλυση στο εγκάρσιο επίπεδο κίνησης για την άρθρωση του γόνατος.

Σε μια μελέτη ορόσημο, οι Georgoulis και συνεργάτες ¹⁴⁵ εξέτασαν ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ, ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια (BPTB) και ομάδα ελέγχου αποτελούμενη από υγιείς ενήλικες κατά τη διάρκεια απλής βάδισης. Αποδείχθηκε πως κατά τη διάρκεια αυτής της χαμηλής έντασης δοκιμασίας οι ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ έδειξαν μεγαλύτερη έσω στροφή της κνήμης η οποία μειωνόταν σε επίπεδα κοντά στο φυσιολογικό μετά από την συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Αυτή η μελέτη τόνισε την σημασία της κνημιαίας στροφής για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Σε μία επόμενη μελέτη βρέθηκε πως κατά τη διάρκεια μιας δοκιμασίας υψηλότερης έντασης (κατάβαση σκάλας και άμεση στροφή) η κνημιαία στροφή ήταν σημαντικά αυξημένη στους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ σε σύγκριση με το ετερόπλευρο υγιές άκρο και με την ομάδα ελέγχου ¹⁷⁰ (Εικόνα 56).



Εικόνα 56. Το γράφημα (Stick figure) από το οπτοηλεκτρονικό σύστημα ανάλυσης κίνησης VICON που δείχνει την δοκιμασία υψηλής έντασης η οποία θέτει ισχυρό στροφικό φορτίο στην άρθρωση του γόνατος: α κατάβαση σκάλας και στροφή και β προσγείωση από άλμα και στροφή

Η κνημιαία στροφή προσδιορίστηκε ως το εύρος κίνησης της στροφής της κνήμης (tibial rotation range of motion, TR ROM) κατά τη διάρκεια της στροφικής δοκιμασίας, και τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης έδειξαν πως η συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ δεν αποκαθιστούσε το εύρος κίνησης της κνημιαίας στροφής στα φυσιολογικά επίπεδα ακόμα κι αν η πρόσθια κνημιαία μετατόπιση είχε αποκατασταθεί (Εικόνα 57).

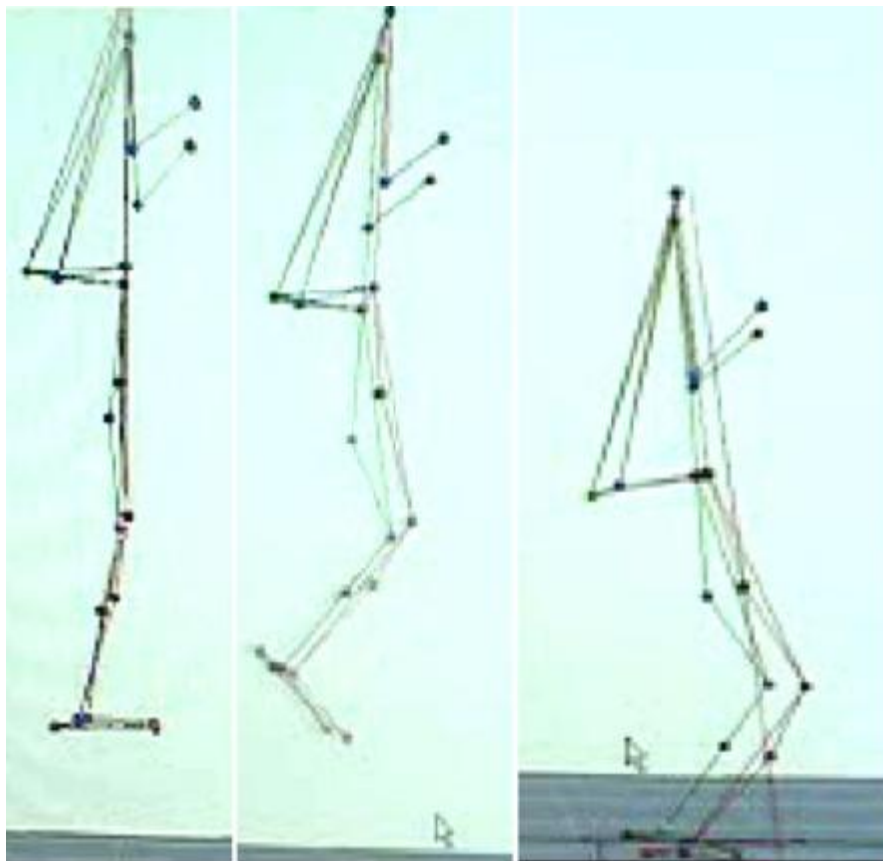


Εικόνα 57. Γραφική παράσταση που δείχνει το εύρος κίνησης της κνημιαίας στροφής (TR ROM) κατά τη διάρκεια της στροφικής περιόδου για το γόνατο με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, ετερόπλευρο υγιές και ομάδας ελέγχου.

Όταν η ένταση της δοκιμασίας αυξήθηκε ζητώντας από τους εξεταζόμενους να πραγματοποιήσουν προσγείωση από άλμα και επακόλουθη στροφή που θέτει αυξημένο στροφικό φορτίο στο γόνατο και προσομοιάζει δοκιμασία αθλητικής δραστηριότητας, το γόνατο των ασθενών με ρήξη αλλά και μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ έδειξε αυξημένη κνημιαία στροφή ¹⁷¹. Σε προοπτική παρακολούθηση των ασθενών με ρήξη ΠΧΣ της προηγούμενης μελέτης βρέθηκε πως η αυξημένη κνημιαία στροφή δεν αποκαθίσταται σε φυσιολογικά επίπεδα μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με BPTB μόσχευμα κατά τη διάρκεια στροφικής δοκιμασίας μετά από κατάβαση σκάλας ή προσγείωση από άλμα ¹⁷¹. Ομοίως αυξημένη κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια της στροφικής δοκιμασίας παρατηρήθηκε και για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ για τους οποίους έγινε χρήση μοσχεύματος οπισθίων μηριαίων ¹⁷² υποδεικνύοντας πως η παθολογική κινηματική στο εγκάρσιο επίπεδο είναι ανεξάρτητη από την επιλογή του μοσχεύματος. Επίσης, κατά την

αξιολόγηση της στροφικής δοκιμασίας σε ασθενείς με τα δύο πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα μοσχεύματα (οπίσθιοι μηριαίοι και BPTB) στην ίδια μελέτη επιβεβαιώθηκε πως αυτοί οι ασθενείς εμφανίζουν σημαντικά αυξημένη κνημιαία στροφή συγκριτικά με την ομάδα ελέγχου, ενώ δεν ανευρέθηκαν διαφορές ανάμεσα στις δύο ομάδες¹⁷³.

Συνολικά, όταν τα κινηματικά δεδομένα στο εγκάρσιο επίπεδο εκτιμήθηκαν σε σειρά μελετών τα τελευταία 8 χρόνια, ήταν σταθερό εύρημα πως οι ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ εμφάνιζαν αυξημένη κνημιαία στροφή η οποία μειώνεται αλλά δεν επανέρχεται σε απόλυτα φυσιολογικά επίπεδα μετά από την συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Βρέθηκε επίσης πως τα ελλείμματα αυτά του φυσιολογικού κινηματικού προτύπου είναι πιο εκσεσημασμένα κατά τη διάρκεια δοκιμασιών αυξημένης έντασης οι οποίες θέτουν στο γόνατο αυξημένο στροφικό φορτίο (Εικόνα 58).



Εικόνα 58. Οι φάσεις της δοκιμασίας άλματος δίκην πτώσης που χρησιμοποιείται ως ένα μοντέλο για τη διερεύνηση της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς των αθλητών.

ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ IN VIVO ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΕΥΡΗΜΑΤΩΝ ΣΤΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ

Η σημασία του ΠΧΣ στο να εξασφαλίζει τη στροφική σταθερότητα του γόνατος και κατά συνέπεια την φυσιολογική λειτουργία της άρθρωσης συνολικά δεν μπορεί παρά να επισημανθεί ¹⁶⁴. Η δοκιμασία pivot-shift είναι η πιο ευρέως διαδεδομένη και χρησιμοποιούμενη κλινική δοκιμασία για να εξετασθεί η στροφική σταθερότητα του γόνατος και είναι προγνωστική του αποτελέσματος της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ, όπως αυτό αξιολογείται με την αντικειμενική εξέταση και υποκειμενικά ερωτηματολόγια λειτουργικότητας του γόνατος, της ικανοποίησης του ασθενούς, της αποτυχίας για επάνοδο στο πρότερο επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας, και της μελλοντικής ανάπτυξης εκφυλιστικών αλλοιώσεων του χόνδρου και μετατραυματικής οστεοαρθρίτιδας στο γόνατο ^{174, 175}. Η έναρξη και προοδευτική επιδείνωση της οστεοαρθρίτιδας στο γόνατο ασθενών με ρήξη ΠΧΣ έχει συσχετισθεί με τα παθολογικά κινηματικά αυτών των ασθενών κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών ^{176, 177}. Οι παρούσες τεχνικές συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ δεν αποκαθιστούν πλήρως τη φυσιολογική λειτουργικότητα της άρθρωσης του γόνατος καθώς αυξημένη κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια δοκιμασιών υψηλής έντασης εμφανίζεται για τους ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ¹⁷². Έχει διατυπωθεί η άποψη πως η αυξημένη κνημιαία στροφή προκαλεί φόρτιση των περιοχών του αρθρικού χόνδρου που δεν φορτίζονται φυσιολογικά πριν τον τραυματισμό του ΠΧΣ ^{176, 177, 178} και πως αυτή η αλλαγή στη μηχανική των επιφανειών που έρχονται σε επαφή κατά τη φόρτιση της κνημομηριαίας άρθρωσης προκαλεί αλλοιώσεις στον αρθρικό χόνδρο του γόνατος ¹⁷⁶.

Επιπλέον, κάποιοι από τους ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ μπορούν να σταθεροποιήσουν την άρθρωση του γόνατος ακόμα και σε δοκιμασίες και δραστηριότητες που εμπεριέχουν στροφή ή και αλλαγή κατεύθυνσης (“pivoting” και “cutting” αντίστοιχα), οι ονομαζόμενοι “copers”, ενώ αντίθετα άλλοι ασθενείς εμφανίζουν αστάθεια ακόμα και σε δραστηριότητες της καθημερινής τους ζωής, οι “non-copers”. Σε σειρά μελετών αποδείχθηκε πως οι copers εμφανίζουν πρότυπο κίνησης του γόνατος όμοιο με αυτό ομάδας ελέγχου που δεν είχε κανέναν τραυματισμό στο ιστορικό, ενώ αντίθετα οι non-copers είχαν ελαττωμένη κίνηση του γόνατος και εξωτερική καμπτική ροπή, ενώ εμφάνιζαν πιο καθυστερημένα στην φάση στήριξης της βάδισης την μέγιστη

δραστηριότητα των οπισθίων μηριαίων μυών τους χρησιμοποιώντας μια στρατηγική που εμπεριείχε πιο γενικευμένη μυϊκή συν-σύσπαση^{180, 181}.

Αν και οι παρούσες τεχνικές συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ εμφανίζουν καλά αποτελέσματα αναφορικά με την λειτουργικότητα της άρθρωσης, εμβιομηχανικές μελέτες αναφέρουν πως η στροφική κίνηση του γόνατος δεν αποκαθίσταται πλήρως μετά από τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ^{145, 172}. Η εμβιομηχανική συμπεριφορά της παραδοσιακής τεχνικής με μόσχευμα μονής δέσμης (single-bundle grafts) προσομοιάζει κυρίως την λειτουργία της πρόσθιας έσω δέσμης του ΠΧΣ. Προηγούμενες κλινικές μελέτες και μελέτες σε πτωματικά παρασκευάσματα (in vitro) υποστήριξαν πως η οριζόντια τοποθέτηση του μοσχεύματος μονής δέσμης στο μετωπιαίο επίπεδο συμβάλλει καλύτερα στον έλεγχο και συνεπώς βελτιώνει την στροφική κίνηση του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο¹⁸²⁻¹⁸⁴. Σε δύο από τις μελέτες αυτές τα κινηματικά της άρθρωσης του γόνατος μετρήθηκαν καθώς εφαρμοζόταν στο γόνατο δύναμη που προσομοιάζει την δοκιμασία pivot-shift σε ένα εμβιομηχανικό μοντέλο πτωματικού παρασκευάματος και αποδείχθηκε πως ο πιο λοξός προσανατολισμός του μοσχεύματος βελτιώνει την κνημιαία στροφή^{183, 184}. Στην Τρίτη μελέτη αποδείχθηκε πως οι ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και με αρνητική δοκιμασία pivot shift είχαν πιο λοξό προσανατολισμό του μοσχεύματος ΠΧΣ στη μαγνητική τομογραφία στο μετωπιαίο επίπεδο¹⁸². Εντούτοις, είναι σημαντικό να σημειωθεί πως οι μελέτες αυτές δεν ανέδειξαν κάποια διαφορά στο υποκειμενικό αποτέλεσμα της δοκιμασίας pivot-shift ανάμεσα στους ασθενείς με την παραδοσιακή τεχνική μονής δέσμης και την τεχνική με πιο λοξό προσανατολισμό του μοσχεύματος¹⁸⁵. Αυτό πιθανόν να είναι αποτέλεσμα της σχετικής δυσκολίας για αντικειμενική εκτίμηση του αποτελέσματος της κλινικής εξέτασης pivot shift, ενώ αντίθετα όταν ένα σύστημα πλοήγησης που προσδιόριζε τα κινηματικά δεδομένα κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας pivot shift χρησιμοποιήθηκε ανέδειξε πως οι ασθενείς με πιο λοξό προσανατολισμό του μοσχεύματος ΠΧΣ είχαν καλύτερη στροφική σταθερότητα¹⁸⁶. Ομοίως, όταν η κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια στροφικής δοκιμασίας (pivoting) μετρήθηκε “in vivo” αποδείχθηκε πως και οι δύο τεχνικές αποκαθιστούν την πρόσθια κνημιαία ολίσθηση αλλά καμία δεν αποκαθιστά την κνημιαία στροφή αν και η τοποθέτηση του μοσχεύματος πιο χαμηλά στο μηριαίο οστό βελτιώνει την κνημιαία στροφή¹⁸⁷. Συνολικά, φαίνεται πως η χαμηλή

τοποθέτηση του μοσχεύματος ΠΧΣ στο μηριαίο οστόν στο μετωπιαίο επίπεδο βελτιώνει τον έλεγχο της κνημιαίας στροφής.

Μια άλλη χειρουργική τεχνική που έχει προταθεί ώστε να βελτιώσει την κνημιαία στροφή είναι η συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με τεχνική με μόσχευμα διπλής δέσμης. Αν και η αποκατάσταση της στροφικής σταθερότητας του γόνατος μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με μόσχευμα διπλής δέσμης έχει αποδειχθεί σε μοντέλα με πτωματικά παρασκευάσματα και με εφαρμογή παθητικής δύναμης σε ασθενείς^{125, 129}, περιορισμένα ευρήματα υπάρχουν για δυναμικό λειτουργικό έλεγχο. Μια πρόσφατη μελέτη με ανάλυση κίνησης έδειξε πως η ανατομική συνδεσμοπλαστική με τεχνική διπλής δέσμης αποκαθιστά επιτυχώς στα φυσιολογικά επίπεδα την στροφική σταθερότητα του γόνατος σε δυναμικές δοκιμασίες με στροφική κίνηση¹³¹. Εντούτοις, μία μελέτη κατά την οποία αξιολογήθηκε η κνημιαία στροφή σε δοκιμασία με απότομη αλλαγή κατεύθυνσης (cutting task) έδειξε πως οι τεχνικές με μόσχευμα μονής και διπλής δέσμης βελτιώνουν εξίσου την κνημιαία στροφή¹³². Μελλοντική κλινική και εμβιομηχανική έρευνα θα μπορεί να προσφέρει περισσότερη γνώση και ενδείξεις για το εάν το μεγαλύτερο κόστος, τεχνική δυσκολία και αυξημένη πιθανότητα επιπλοκών της μεθόδου με μόσχευμα διπλής δέσμης αντισταθμίζεται από την καλύτερη αποκατάσταση των κινηματικών του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο κίνησης και εν τέλει από την καλύτερη έκβαση λειτουργικότητας της άρθρωσης.

ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Με βάση τα υπάρχοντα βιβλιογραφικά δεδομένα, κλινικές και εμβιομηχανικές μελέτες έχουν αποδείξει πως η εμβιομηχανική του γόνατος διαταράσσεται μετά την ρήξη του προσθίου χιαστού συνδέσμου και πως οι έως τώρα τεχνικές συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ δεν αποκαθιστούν πλήρως την φυσιολογική κινηματική του γόνατος. Η κνημιαία στροφή που παραμένει παθολογικά αυξημένη ακόμα και μετά από την συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ έχει θεωρηθεί το σημείο κλειδί στο εμμένον παθολογικό πρότυπο κίνησης του γόνατος, και μάλιστα θεωρείται βασικός αιτιολογικός παράγοντας για την μελλοντική ανάπτυξη εκφυλιστικών βλαβών περιοχών του αρθρικού χόνδρου του γόνατος, που μακροπρόθεσμα οδηγούν σε μετατραυματική οστεοαρθρίτιδα. Αυτά τα δεδομένα ταυτόχρονα με την καλύτερη κατανόηση της ανατομίας και λειτουργικότητας του φυσικού ΠΧΣ έχουν τονίσει τη σημασία και την ανάγκη για περιορισμό της παθολογικά αυξημένης κνημιαίας στροφής στους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Στην παρούσα διδακτορική διατριβή, μελετήθηκε το αποτέλεσμα της ανατομικής συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ με τεχνική μονής δέσμης κατά την οποία έγινε στην αποκατάσταση της ανατομικής του φυσικού ΠΧΣ όσον αφορά στην πρόσφυση του μοσχεύματος στο μηριαίο οστό και την κνήμη, τον προσανατολισμό και την φυσική στροφή του μοσχεύματος, και εν τέλει την εν γένει κινηματική και λειτουργικότητα της άρθρωσης του γόνατος. Για να αξιολογηθεί η ανατομική συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ σε αυτή τη διδακτορική διατριβή χρησιμοποιήθηκαν σαν πυλώνες και οδηγοί στο σχεδιασμό αυτής κάποιες βασικές και θεμελιώδεις προσεγγίσεις όπως υποδεικνύονται και υποστηρίζονται από την έως τώρα βιβλιογραφία, τέθηκαν σαν ερωτήματα κάποια καίρια και hot topic ζητήματα και literature gaps, και τέλος χρησιμοποιήθηκαν σαν εργαλεία (outcome measures) αντικειμενικά και έγκυρα μέτρα για την εκτίμηση της στροφικής κίνησης του γόνατος, της ανατομίας του μοσχεύματος και της εν γένει άρθρωσης και της λειτουργικότητας του γόνατος.

Η βέλτιστη χειρουργική τεχνική βρίσκεται στο επίκεντρο της έρευνας και οι βιβλιογραφικές ενδείξεις συνηγορούν υπέρ της ανατομικής συνδεσμοπλαστικής είτε χρησιμοποιείται μόσχευμα μονής είτε μόσχευμα διπλής δέσμης, υποστηρίζοντας πως η ανατομική τοποθέτηση του μοσχεύματος μπορεί να οδηγεί σε καλύτερο έλεγχο των στροφικών φορτίων. Σχετικά με την ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με την

τεχνική μονής δέσμης, ένα “κενό” (literature gap) της υπάρχουσας βιβλιογραφίας ήταν πως η επίδραση που έχει η ανατομική τοποθέτηση του μοσχεύματος στο αποτέλεσμα της συνδεσμοπλαστικής έχει μελετηθεί μεμονωμένα για την θέση που δημιουργείται ο οστικός αυλός στον μηρό ή την κνήμη. Αυτό οδήγησε στο ερώτημα που στόχευσε να διερευνήσει και να απαντήσει η πρώτη μελέτης της παρούσας διδακτορικής διατριβής, όπου σκοπός ήταν να διερευνηθεί πώς και αν ο συνολικός προσανατολισμός του μοσχεύματος (“graft obliquity”) επηρεάζει το αποτέλεσμα της συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ και συγκεκριμένα την κινηματική του γόνατος, με έμφαση στην κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών.

Η σημασία που έχει η στροφική κίνηση του γόνατος για τη συνολική λειτουργικότητα της άρθρωσης έχει διερευνηθεί με βάση την δοκιμασία pivot shift που ελέγχει το στροφικό στοιχείο της αστάθειας του γόνατος μετά από τραυματισμό του ΠΧΣ και η οποία έχει αποδειχθεί πως σχετίζεται με την καλύτερη λειτουργικότητα και επίπεδο δραστηριότητας των ασθενών μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Με δεδομένο πως συχνά η δοκιμασία pivot shift είναι αρνητική μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ αλλά η στροφική κινηματική του γόνατος είναι ακόμα ατελώς αποκατεστημένη, η δεύτερη μελέτη στόχευσε να διερευνήσει αν η αποκατάσταση της στροφικής κινηματικής του γόνατος σχετίζεται και βελτιώνει την λειτουργικότητα του χειρουργημένου γόνατος μετεγχειρητικά. Εξάλλου, αυτό είναι και το δεύτερο literature gap που στόχευσε να απαντήσει η παρούσα διδακτορική διατριβή, καθώς δεν είχε διερευνηθεί έως τώρα αν υπάρχει τέτοια συσχέτιση ανάμεσα στην in vivo στροφική κίνηση του γόνατος και το αποτέλεσμα της λειτουργικότητας της άρθρωσης με βάση τα IKDC subjective score και Lysholm score.

Τέλος, με βάση προυπάρχοντα βιβλιογραφικά δεδομένα σχετικά με την αλλαγή του σχήματος και μορφής του ΟΧΣ μετά από ρήξη του ΠΧΣ, και με βάση ένα ακόμα literature gap που εντοπίστηκε καθώς δεν είχε διερευνηθεί αν και κατά πόσο διορθώνεται αυτή η διαταραχή της μορφολογίας του ΟΧΣ μετά από την συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, φαίνεται κρίσιμο το ερώτημα αν η ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ διορθώνει την εν γένει ανατομία και ομοιόσταση της άρθρωσης του γόνατος. Ένα ενδιαφέρον κλινικό και ερευνητικό ερώτημα λοιπόν τέθηκε στην τρίτη μελέτη, όπου συγκεκριμένα διατυπώθηκε η υπόθεση πως η σωστή και ανατομική ανακατασκευή του ΠΧΣ οδηγεί στην εν γένει αποκατάσταση της

ανατομικής του γόνατος, η οποία και αντανακλάται στο σχήμα και την εμφάνιση του οπισθίου χιαστού συνδέσμου, και τελικά στην κινηματική της άρθρωσης του γόνατος.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1^Η ΜΕΛΕΤΗ: ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΑΝΑΜΕΣΑ ΣΤΟΝ ΠΡΟΣΑΝΑΤΟΛΙΣΜΟ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ (ΠΧΣ) ΚΑΙ ΤΗΝ ΚΝΗΜΙΑΙΑ ΣΤΡΟΦΗ ΚΑΤΑ ΤΗ ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ παρουσιάζει ικανοποιητικά βραχυπρόθεσμα και μακροπρόθεσμα αποτελέσματα σχετικά με την ικανοποίηση του ασθενούς και τον έλεγχο της πρόσθιας αστάθειας. Εντούτοις, η κινηματική του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο, δηλαδή η στροφή της κνήμης ως προς το μηριαίο οστό δεν αποκαθίσταται πάντα απόλυτα μετά από τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ^{145, 171, 188-190}. Αυτή η παθολογική κνημιαία στροφή που εμφανίζει το γόνατο με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ σχετίζεται με χειρότερο λειτουργικό αποτέλεσμα, επιστροφή στις αθλητικές δραστηριότητες και ικανοποίηση του ασθενούς¹⁷⁵ και έχει θεωρηθεί ως ένας από τους καθοριστικούς παράγοντες για την έναρξη εκφυλιστικών αλλοιώσεων του αρθρικού χόνδρου¹⁷⁷.

Αναφορικά με την συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ με την τεχνική μονής δέσμης εμβιομηχανικές μελέτες σε πτωματικά παρασκευάσματα^{183, 184} καθώς και κλινικές μελέτες^{182,187} έχουν δείξει πως η θέση τοποθέτησης του μοσχεύματος επηρεάζει την στροφική κίνηση του γόνατος. Οι μελέτες αυτές απέδειξαν πως το μόσχευμα που είναι τοποθετημένο έξω (ή χαμηλά) στον έξω μηριαίο κόνδυλο ανθίσταται στα στροφικά φορτία που εφαρμόζονται στο γόνατο καλύτερα από ότι ένα κάθετα τοποθετημένο μόσχευμα. Μάλιστα, οι Lee και συνεργάτες αναφέρθηκαν στον προσανατολισμό (λοξότητα) του μοσχεύματος και πρότειναν πως ένα περισσότερο λοξά τοποθετημένο μόσχευμα πιθανόν να υπερτερεί όσον αφορά στην στροφική σταθερότητα του γόνατος¹⁸². Παρόλο που οι μελέτες αυτές συνέβαλλαν στο να εξελιχθεί η τεχνική της μονής δέσμης σχετικά με τον έλεγχο της στροφικής σταθερότητας (όπως ελεγχόταν με την δοκιμασία pivot shift), η κνημιαία στροφή κατά την μέτρηση με κινηματική ανάλυση παρέμενε παθολογικά αυξημένη σε σύγκριση με το ετερόπλευρο υγιές γόνατο. Πρόσφατα το ζήτημα του προσανατολισμού (λοξότητας) του μοσχεύματος επανεξετάσθηκε καθώς οι Scanlan και συνεργάτες απέδειξαν πως υπάρχει συσχέτιση ανάμεσα στον προσανατολισμού

του μοσχεύματος στο μετωπιαίο επίπεδο και τα κινητικά δεδομένα του γόνατος κατά τη βάδιση και συγκεκριμένα με την μέγιστη εξωτερική καμπτική ροπή του γόνατος¹⁹¹. Με βάση αυτές τις μελέτες, φαίνεται πως στην περίπτωση της τεχνικής με μονή δέσμη η προσπάθεια για ακριβέστερη αποκατάσταση της ανατομικής του φυσιολογικού ΠΧΣ μπορεί να συμβάλλει στην αποκατάσταση της φυσιολογικής εμβιομηχανικής του γόνατος. Η ανατομική ανακατασκευή του ΠΧΣ για τις τεχνικές μονής και διπλής δέσμης η οποία έχει προταθεί σαν απαραίτητη προϋπόθεση ώστε να αποκατασταθεί η παθολογικά αυξημένη κνημιαία στροφή^{125, 129} θα πρέπει να περιλαμβάνει την ανατομική τοποθέτηση του οστικού αυλού στο μηριαίο οστόν και την κνήμη καθώς και οι δύο αυτές παράμετροι επηρεάζουν τον προσανατολισμό του μοσχεύματος¹¹³. Προηγούμενες μελέτες έχουν μετρήσει τον προσανατολισμό του μοσχεύματος στο οβελιαίο επίπεδο¹⁹⁴, στο μετωπιαίο επίπεδο¹⁹⁵, ή και στα δύο^{193, 196-198} χρησιμοποιώντας χειρουργικό σύστημα πλοήγησης με το οποίο προσδιοριζόταν η πραγματική θέση του μοσχεύματος^{193, 196}, ή μαγνητική τομογραφία^{194, 195, 197, 198} και έδειξαν σημαντικές διαφορές ανάμεσα στον προσανατολισμό του μοσχεύματος ΠΧΣ και τον φυσικό ΠΧΣ. Ειδικότερα οι μελέτες αυτές απέδειξαν πως με τις επί του παρόντος χρησιμοποιούμενες τεχνικές μονής δέσμης συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ και κυρίως με την τεχνική δημιουργίας του μηριαίου αυλού διαμέσου της κνήμης (transtibial) το μόσχευμα είναι περισσότερο κάθετα τοποθετημένο σε σχέση με τον φυσικό ΠΧΣ. Εντούτοις, η επίδραση αυτού του προσανατολισμού του μοσχεύματος στο μετωπιαίο και οβελιαίο επίπεδο στην κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών δεν έχει μελετηθεί.

Σκοπός της μελέτης ήταν να διερευνηθεί αν υπάρχει συσχέτιση ανάμεσα στον προσανατολισμό του μοσχεύματος ΠΧΣ στο μετωπιαίο και το οβελιαίο επίπεδο μετά από συνδεσμοπλαστική μονής δέσμης και την κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών υψηλής έντασης. Υπόθεση της μελέτης ήταν πως υπάρχει συσχέτιση ανάμεσα στον προσανατολισμό του μοσχεύματος στο 1) μετωπιαίο και 2) οβελιαίο επίπεδο και την κνημιαία στροφή μετά από κλινικά επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ.

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

ΑΣΘΕΝΕΙΣ:

Από τον Φεβρουάριο 2009 έως το Νοέμβριο 2009, 70 ασθενείς υποβλήθηκαν σε αρθροσκοπική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ στο ΠΓΝ Ιωαννίνων. Όλες οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν από τον ίδιο χειρουργό (Α.Δ.Γ). Αυστηρά κριτήρια εισαγωγής και αποκλεισμού από την μελέτη χρησιμοποιήθηκαν προκειμένου να εξασφαλισθεί ομοιογενές δείγμα μελέτης και να εξαλειφθεί πιθανό σφάλμα εκλογής που θα επηρέαζε τα αποτελέσματα και ειδικότερα τα κινηματικά δεδομένα. Κριτήρια εισαγωγής στη μελέτη ήταν τα ακόλουθα: 1) πλήρης, ετερόπλευρη, μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ, 2) συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ με την τεχνική μονής δέσμης και μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα δύο άκρα του (bone-patellar tendon-bone, BPTB), 3) αρνητικό ιστορικό προηγηθείσας κάκωσης στο πάσχον ή το ετερόπλευρο κάτω άκρο, 4) άρρεν φύλο, καθώς έχει αποδειχθεί πως τα αποτελέσματα της κινηματικής ανάλυσης διαφέρουν ανάμεσα σε άνδρες και γυναίκες και πως ορμονικοί παράγοντες σχετιζόμενοι με τον εμμηνορυσιακό κύκλο επηρεάζουν την χαλαρότητα της άρθρωσης και τα κινηματικά δεδομένα^{199, 200}. Για τον λόγο αυτό επιλέξαμε να συμπεριλάβουμε μόνο άνδρες στη μελέτη αυτή ούτως ώστε να διατηρηθεί η ομοιογένεια του δείγματος μελέτης. 5) επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας ≥ 7 πριν τον τραυματισμό του ΠΧΣ με βάση την κλίμακα Tegner activity score σε ασθενείς που επιθυμούσαν την επάνοδό τους στην πρότερη αθλητική τους δραστηριότητα μετά τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, 6) μετεγχειρητική παρακολούθηση άνω του 1 έτους, και 7) συγκατάθεση των ασθενών να συμμετάσχουν στη μελέτη και να υποβληθούν στις απαιτούμενες εξετάσεις για τις ανάγκες του ερευνητικού πρωτοκόλλου (οι οποίες συνίσταντο σε μαγνητική τομογραφία γόνατος, κλινική εξέταση και ανάλυση κίνησης και θα πραγματοποιούνται όλες την ίδια μέρα για κάθε ασθενή, το οποίο και πιθανότατα απαιτεί να απουσιάζουν μία ημέρα από την εργασία τους οι άλλες ενασχολήσεις τους). Κριτήρια αποκλεισμού από τη μελέτη ήταν 1) φύλο θήλυ, 2) ασθενείς με πολυσυνδεσμικές κακώσεις (κάκωση του οπισθίου χιαστού συνδέσμου και/ή των πλαγίων συνδέσμων εκτός από την ρήξη του ΠΧΣ), σοβαρού βαθμού συνυπάρχουσα χόνδρινη βλάβη (ταξινομήση Outerbridge III ή IV), ή ρήξη μηνίσκου που

καταλαμβάνει άνω του 25% του μηνίσκου και απαιτεί μηνισκεκτομή ή συρραφή ταυτόχρονα με τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, 3) προηγηθείσα συνδεσμική κάκωση ή χειρουργείο στο πάσχον ή το ετερόπλευρο γόνατο ή αναθεώρηση συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ, και 4) πόνος στην πρόσθια επιφάνεια του γόνατος ή αντικειμενική αστάθεια στην τελευταία επίσκεψη της παρακολούθησης του ασθενούς (θετική δοκιμασία pivot shift, θετική δοκιμασία Lachman, και διαφορά στην πρόσθια κνημιαία μετατόπιση ≥ 3 χιλιοστά με τη μέτρηση με αρθρόμετρο KT-1000 [MEDmetric, San Diego, CA]). Τέλος, για πρακτικούς λόγους ασθενείς που διέμεναν σε απόσταση πάνω από μία ώρα μακριά από το κέντρο που διεξάγονταν οι μετρήσεις του ερευνητικού πρωτοκόλλου, αποκλείονταν από τη μελέτη.

Με βάση τα κριτήρια αυτά, 19 άρρενες ασθενείς (μέσος όρος ηλικίας 29 έτη, εύρος 18-38) με ετερόπλευρη πρωτοπαθή συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με μόσχευμα BPTB και χωρίς ιστορικό άλλης ορθοπαιδικής ή νευρολογικής πάθησης συμπεριλήφθησαν στη μελέτη αφού πρώτα ενημερώθηκαν για το ερευνητικό πρωτόκολλο και έδωσαν την συγκατάθεσή τους. Η συλλογή δεδομένων έγινε τουλάχιστον 14 μήνες μετά την ημέρα της επέμβασης για όλους τους ασθενείς. Όλοι οι ασθενείς ήταν αθλητικά ενεργοί πριν τον τραυματισμό τους, ενώ μετά την ρήξη του ΠΧΣ και πριν τη συνδεσμοπλαστική όλοι οι ασθενείς έδειχναν αδυναμία να ανταπεξέλθουν με τη ρήξη του ΠΧΣ, δηλαδή παρουσίαζαν επαναλαμβανόμενα επεισόδια αστάθειας, ήταν οι λεγόμενοι *non-copers* (πίνακας 1). Σε όλες τις περιπτώσεις η ρήξη του ΠΧΣ διαγνώσθηκε με την μαγνητική τομογραφία και την κλινική εξέταση και επιβεβαιώθηκε αρθροσκοπικά. Σε 3 ασθενείς ανευρέθηκε ρήξη μηνίσκου, αλλά το ποσοστό της μηνισκικής κάκωσης ήταν μικρότερο του 25%. Το ίδιο φυσιοθεραπευτικό πρωτόκολλο αποκατάστασης ακολουθήθηκε για όλους τους ασθενείς μετεγχειρητικά. Τα χαρακτηριστικά του πληθυσμού μελέτης παρουσιάζονται στον πίνακα 1.

Δεκαεννέα υγιείς ενήλικες αντίστοιχου φύλου, ηλικίας και σωματομετρικών δεδομένων με αυτά των ασθενών (χωρίς στατιστικά σημαντικές διαφορές) που δεν ανέφεραν στο ιατρικό ιστορικό τους κάποια ορθοπαιδική ή νευρολογική πάθηση συμμετείχαν εθελοντικά στη μελέτη συγκροτώντας την ομάδα ελέγχου.

ΠΙΝΑΚΑΣ 1: Χαρακτηριστικά των ασθενών και ομάδας ελέγχου.

	Ασθενείς	Ομάδα ελέγχου
Αριθμός (ν)	19	19
Άρρεν Φύλο (ν)	19	19
Τραυματισμένο γόνατο (ν)	10 αριστερό, 9 δεξί	-
Μηνισκεκτομή (ν)	3	-
Ηλικία (σε έτη)	29 ± 7.4 (18-38)	30.6 ± 3.3 (24-37)
Υψος (σε μέτρα)	1.79 ± 0.07 (1.67-1.92)	1.81 ± 0.06 (1.72-1.91)
Βάρος (σε χιλιόγραμμα)	82.5 ± 10.2 (68-99)	84.5 ± 9.2 (70-99)
Βαθμολογία Tegner πριν τον τραυματισμό	8.8 ± 0.6 (7-9)	-
Χρονικό διάστημα από τραυματισμό έως επέμβαση (σε μήνες)	6 ± 6.4 (1 -24)	-
Χρονικό διάστημα από επέμβαση έως συλλογή δεδομένων (σε μήνες)	19.9 ± 6.2 (14-32)	-

Οι τιμές εκφράζονται σαν μέση τιμή ± τυπική απόκλιση (εύρος) εκτός κι αν υποδεικνύεται κάτι διαφορετικό.

ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΤΕΧΝΙΚΗ:

Όλες οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν από τον ίδιο χειρουργό (Α.Δ.Γ). Σαν μόσχευμα χρησιμοποιήθηκε το έσω τριτημόριο του επιγονατιδικού τένοντα (BPTB)^{201, 202} με έμφαση στο να μην αφαιρεθεί περισσότερο από το 1/3 του πλάτους του τένοντα. Ο τρυπανισμός του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό έγινε αρθροσκοπικά δια μέσου της πρόσθιας-έσω πύλης με το γόνατο σε 120° κάμψης. Η είσοδος του οστικού αυλού δημιουργήθηκε στο κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του ΠΧΣ (η οποία αντιστοιχεί στην θέση 10 για το δεξιό και στη θέση 2 για το αριστερό γόνατο)^{144, 202}. Η είσοδος του οστικού αυλού στον κνημιαίο κόνδυλο δημιουργήθηκε περίπου 5 χιλιοστά πρόσθια και έσω σε σχέση με το κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ έτσι ώστε το οπίσθιο-έξω τμήμα της περιφέρειας του οστικού αυλού που καταλαμβάνεται από το μόσχευμα να συμπίπτει με το κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του ΠΧΣ. Η τοποθέτηση του μοσχεύματος στον οστικό αυλό στο μηρό έγινε με το φλοιώδες τμήμα του οστικού τεμαχίου του κνημιαίου κυρτώματος προς την οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής (over-the-top position). Η καθήλωση του μοσχεύματος έγινε με βιοαπορροφήσιμη βίδα στο μηριαίο οστό και την κνήμη. Η βιοαπορροφήσιμη βίδα τοποθετήθηκε προς την μεριά του σπογγώδους τμήματος των οστικών τεμαχίων στο μηρό και την κνήμη. Μετά την καθήλωση στο μηριαίο οστό, ο αρθροσκόπος έστρεψε το μόσχευμα κατά 90 μοίρες ώστε να προσομοιάζει τη φυσιολογική στροφή του ΠΧΣ, και εφαρμοζόταν μέγιστη τάση δια χειρός, τραβώντας το μόσχευμα από το άκρο του σύστοιχα με το επιγονατιδικό οστικό τεμάχιο και πιέζοντας ταυτόχρονα την κνήμη προς τα πίσω ώστε να διορθωθεί η πρόσθια κνημιαία μετατόπιση. Με το γόνατο σε 30° κάμψης²⁰³ και διατηρώντας την τάση του μοσχεύματος όπως περιγράφηκε παραπάνω, γίνεται η καθήλωση του μοσχεύματος στην κνήμη με την δεύτερη βιοαπορροφήσιμη βίδα. Τέλος, γινόταν έλεγχος κατά την πλήρη κάμψη και έκταση για τυχόν πρόσκρουση του μοσχεύματος στην οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής, τον έξω μηριαίο κόνδυλο και τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο. Δεν απαιτήθηκε πλαστική της μεσοκονδύλιας εντομής σε κανέναν από τους ασθενείς, ούτε παρατηρήθηκε θραύση του οπισθίου τοιχώματος του κνημιαίου οστού κατά την δημιουργία του οστικού αυλού.

ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ:

Όλοι οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε μαγνητική τομογραφία (MRI) στο γόνατο με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ κατά μ.ο 19.9 μήνες μετεγχειρητικά (εύρος 14-32 μήνες). Η εξέταση πραγματοποιήθηκε με μαγνητικό τομογράφο 1.5 Tesla (Gyrosan ACS NT; Philips Medical Systems, Best, The Netherlands). Κατά την πραγματοποίηση της εξέτασης το γόνατο βρισκόταν τοποθετημένο σε έκταση και 10-15° έξω στροφής. Το πρωτόκολλο της εξέτασης παρατίθεται στον πίνακα 2.

ΠΙΝΑΚΑΣ 2: Πρωτόκολλο μαγνητικής τομογραφίας

Sequence	Parameter						FOV/RFOV
	Plane	TR (ms)	TE	FA	NSA	Thickness/Gap (mm)	
PDW/TSE/SPIR	Axial	3,450	15	90°	2	4.00/0.4	180/80
PDW/TSE	Coronal	3,100	16	90°	2	3.3/0.33	180/90
PDW/TSE	Sagittal	2,700	16	90°	2	3.3/0.33	180/90
T ₂ W/TSE/SPIR	Coronal	2,600	70	90°	2	3.3/0.33	180/90

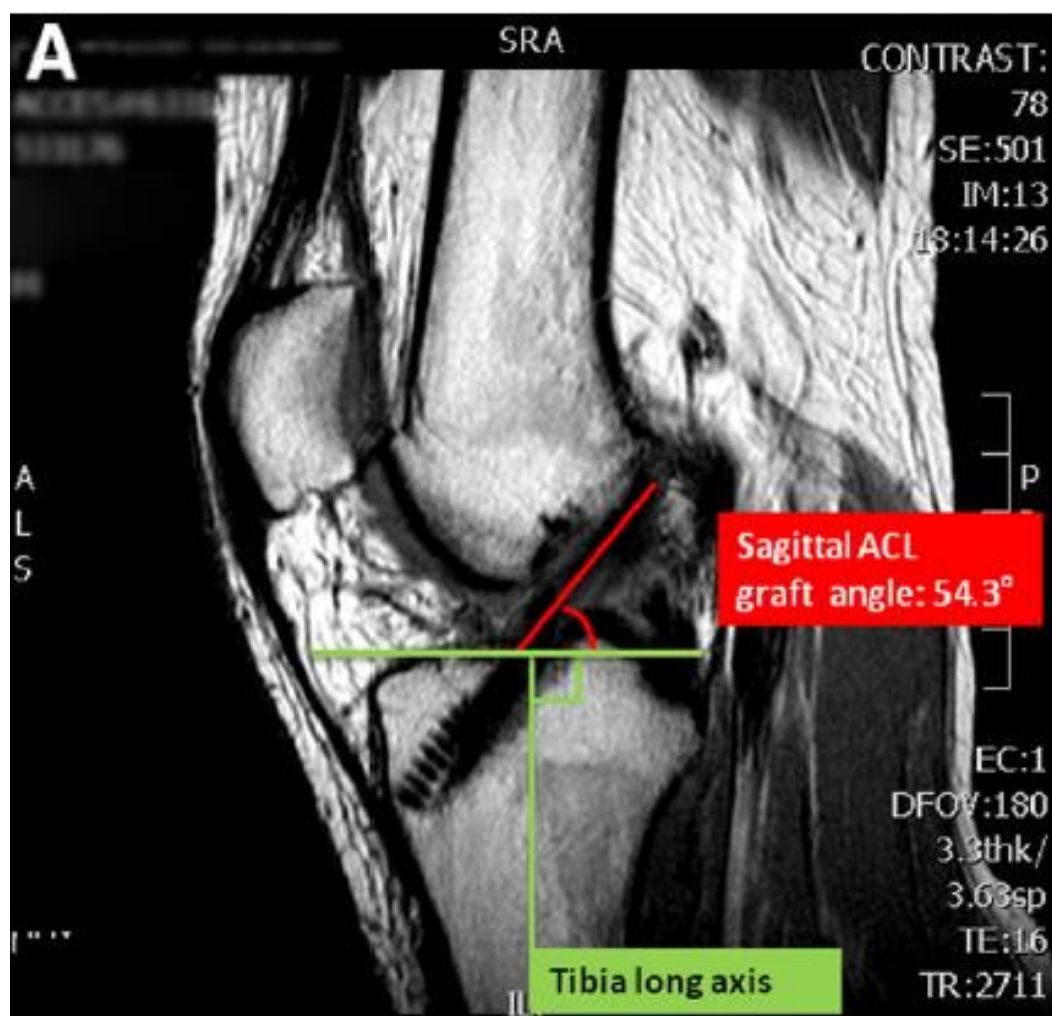
Abbreviations: FA, flip angle; FOV, field of view; NSA, number of sample averages; PDW, proton density weighted; RFOV, reduced field of view; SPIR, spectral presaturation by inversion recovery; T₂W, T₂ weighted; TE, echo time; TR, repetition time; TSE, turbo spin echo.

Οι ακολουθίες πυκνότητας πρωτονίων σε μετωπιαίο και οβελιαίο επίπεδο ήταν οι βασικές ακολουθίες που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση η οποία πραγματοποιήθηκε με το πρόγραμμα ImageJ (version 1.43; National Institutes of Health, Bethesda, MD). Η κάθε μαγνητική τομογραφία αξιολογήθηκε για τα χαρακτηριστικά της μορφολογίας και της έντασης σήματος του μοσχεύματος, έτσι ώστε να διαπιστωθεί ότι το μόσχευμα είχε συνεχή και ομοιογενή εμφάνιση (χαμηλής έντασης σήμα). Ο προσανατολισμός του μοσχεύματος προσδιορίστηκε μετρώντας δύο γωνίες: την οβελιαία γωνία του μοσχεύματος και την μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος στο οβελιαίο και μετωπιαίο επίπεδο αντίστοιχα. Η κάθε μέτρηση έγινε σε μία εικόνα κάθε φορά στο οβελιαίο και μετωπιαίο επίπεδο, η οποία απεικόνιζε σε

όλο το εύρος του το μόσχευμα από την έκφυσή του στο μηριαίο οστικό αυλό, την ενδαρθρική του πορεία έως την κατάφυσή του στην κνήμη. Με τυφλό τρόπο αξιολόγησης, ένας ακτινολόγος με εμπειρία στην απεικόνιση του μυοσκελετικού συστήματος και ένας ορθοπαιδικός χειρουργός εκτίμησαν την κάθε μαγνητική τομογραφία. Η αξιοπιστία (συσχέτιση) ανάμεσα στους εξεταστές (interobserver) και η αξιοπιστία εξέτασης-επανεξέτασης (intraobserver) όπως προσδιορίστηκε με τον συντελεστή κ (κ coefficient) ήταν άριστη σε κάθε περίπτωση (0.92 [95% διάστημα εμπιστοσύνης (CI) 0.9-0.94] και 0.9 [95% CI, 0.89-0.91], αντίστοιχα). Κάθε μέτρηση πραγματοποιήθηκε τρεις φορές, και η μέση τιμή χρησιμοποιήθηκε. Για την αξιοπιστία εξέτασης-επανεξέτασης ο ακτινολόγος αξιολόγησε τις MRI ένα μήνα μετά.

Οβελιαία γωνία του μοσχεύματος ΠΧΣ: Η οβελιαία γωνία του μοσχεύματος προσδιορίστηκε από την διατομή των εξής ευθειών: (1) τη γραμμή που φέρεται κάθετα στον επιμήκη άξονα της κνήμης στο επίπεδο του πρόσθιου ορίου της κατάφυσης του ΠΧΣ, όπως έχει περιγραφεί από τους Ayerza και συν¹⁹⁴ και (2) τη γραμμή που φέρεται παράλληλα στο πρόσθιο όριο του μοσχεύματος ΠΧΣ (εικόνα 59Α).

Μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος ΠΧΣ: Η μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος ορίζεται ως η γωνία που σχηματίζεται από τη διατομή των εξής 2 ευθειών: (1) την ευθεία που εφάπτεται στην αρθρική επιφάνεια των κνημιαίων κονδύλων, και (2) τη γραμμή που φέρεται δια μέσου της κυρίας (ενδαρθρικής) μάζας του μοσχεύματος ΠΧΣ¹⁹⁸ (εικόνα 59Β).



Εικόνα 59: Η κάθε μέτρηση έγινε σε μία εικόνα κάθε φορά στο οβελιαίο και μετωπιαίο επίπεδο, η οποία απεικόνιζε σε όλο το εύρος του το μόσχευμα από την έκφυσή του στο μηριαίο οστικό αυλό, την ενδαρθρική του πορεία έως την κατάφυσή του στην κνήμη. (Α) Οβελιαία γωνία του μοσχεύματος ΠΧΣ: προσδιορίστηκε από την διατομή της ευθείας που φέρεται κάθετα στον επιμήκη άξονα της κνήμης στο επίπεδο του προσθίου ορίου της κατάφυσης του ΠΧΣ (πράσινη) και της ευθείας που φέρεται παράλληλα στο πρόσθιο όριο του μοσχεύματος ΠΧΣ (κόκκινη).



(B) Μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος ΠΧΣ: η γωνία που σχηματίζεται από τη διατομή της ευθείας που εφάπτεται στην αρθρική επιφάνεια των κνημιαίων κονδύλων (πράσινη) και της ευθείας που φέρεται δια μέσου της κυρίας (ενδαρθρικής) μάζας του μοσχεύματος ΠΧΣ (κόκκινη).

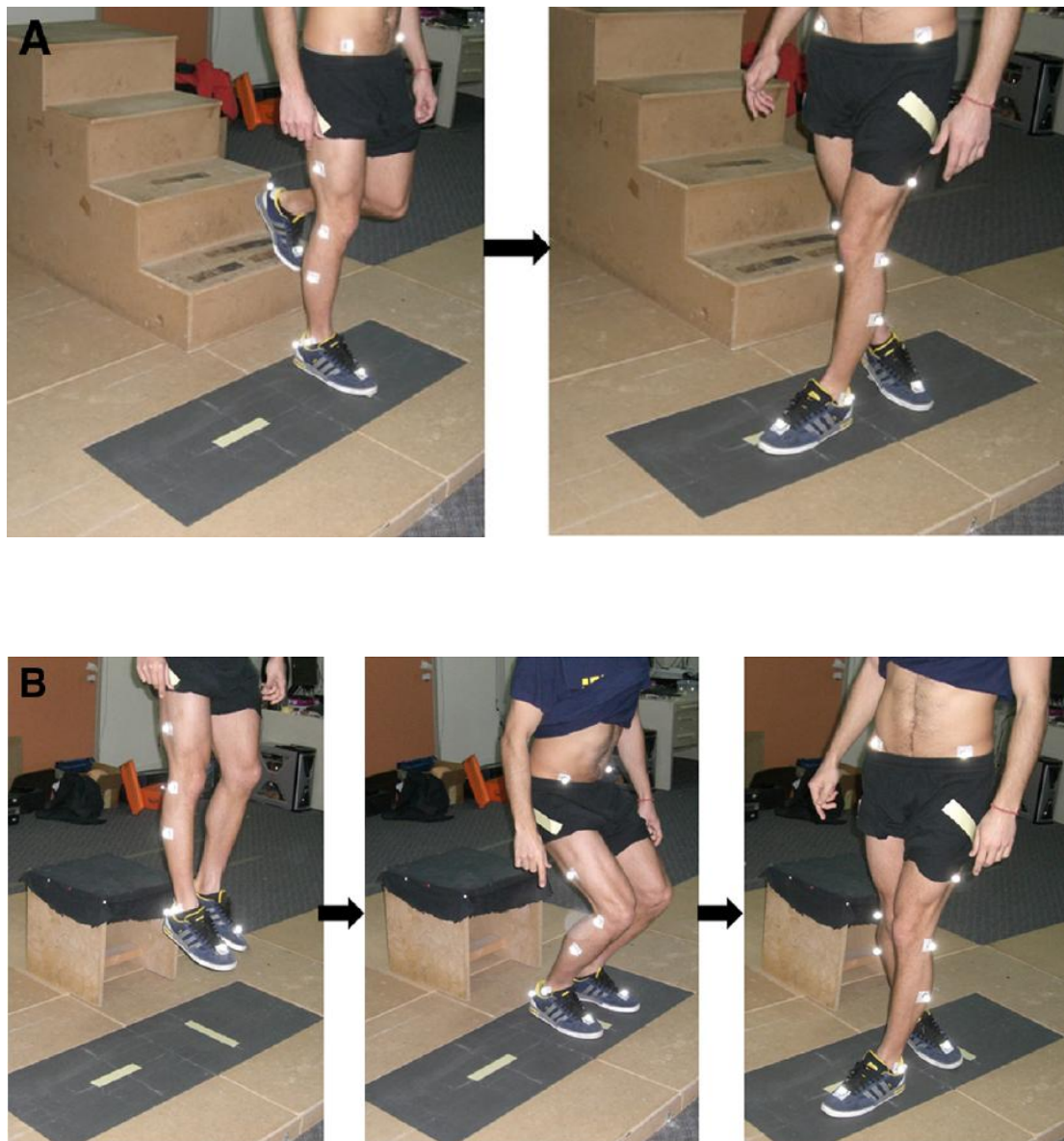
ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ:

Πριν την ανάλυση κίνησης, έγινε η κλινική εξέταση όλων των ασθενών από τον ίδιο εξεταστή την ίδια ημέρα οπότε και έγινε και η MRI εξέταση. Για όλους τους ασθενείς οι δοκιμασίες Lachman και pivot shift ήταν αρνητικές υποδεικνύοντας πως η σταθερότητα του γόνατος είχε αποκατασταθεί κλινικά. Για τον κάθε ασθενή καταγράφηκαν το επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας με βάση την κλίμακα Tegner activity score, το Lysholm score που αξιολογεί τη λειτουργικότητα της άρθρωσης¹⁰³, η υποκειμενική φόρμα αξιολόγησης International Knee Documentation Committee (IKDC)¹⁰⁴ και ο βαθμός αξιολόγησης της αντικειμενικής εξέτασης του γόνατος IKDC knee examination form (grade). Η πρόσθια μετατόπιση (ολίσθηση) της κνήμης μετρήθηκε με το αρθρόμετρο KT-1000 για τους ασθενείς και την ομάδα ελέγχου. Οι μετρήσεις έγιναν εφαρμόζοντας δύναμη 134N στην εγγύς κνήμη με κατεύθυνση οπισθοπρόσθια και με την εφαρμογή της μέγιστης δύναμης δια χειρός μέχρι να επιτευχθεί άρση της πτέρνας. Επαναλαμβανόμενες μετρήσεις πραγματοποιούνταν έως να επιτευχθεί σταθερή μέτρηση με το αρθρόμετρο.

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ:

Με οπτοηλεκτρονικό σύστημα τρισδιάστατης (3-dimensional, 3D) ανάλυσης κίνησης (Vicon, Oxford, United Kingdom) με 8 κάμερες με συχνότητα καταγραφής 100Hz καταγράφηκε η κίνηση 16 σημειακών ανακλαστήρων που τοποθετούνταν στο δέρμα του εξεταζόμενου αντίστοιχα προς συγκεκριμένα οδηγία οστικά σημεία των κάτω άκρων και της πυέλου σύμφωνα με το εμβιομηχανικό μοντέλο που έχει περιγραφεί από τον Davis και συνεργάτες¹⁶². Δύο δυναμοδάπεδα (type 4060-10; Bertec, Worthington, OH) που είχαν ενσωματωθεί στο δάπεδο της εξεταστικής αίθουσας στο ίδιο επίπεδο με αυτό και βρίσκονταν στο κέντρο του προ-ρυθμισμένου χώρου όπου θα πραγματοποιούνταν οι υπό εξέταση δοκιμασίες, χρησιμοποιήθηκαν για να καταγραφεί το πάτημα στο έδαφος του κάθε κάτω άκρου του εξεταζόμενου για της δοκιμασίες που εκτελούσε. Η καταγραφή της δύναμης αντίδρασης του εδάφους (ground reaction force, GRF) γινόταν με συχνότητα 1000Hz και σε συγχρονισμό με την καταγραφή των κινηματικών δεδομένων από το σύστημα Vicon. Τα κινητικά

δεδομένα (GRF) χρησιμοποιήθηκαν ώστε να οριοθετείται χρονικά η έναρξη της στροφικής δοκιμασίας (pivoting) που ξεκινούσε με το πάτημα του εξεταζόμενου κάτω άκρου. Οι εξεταζόμενοι πραγματοποιούσαν δύο δοκιμασίες: (1) κατάβαση σκάλας και στροφή, και (2) προσγείωση από άλμα και στροφή (Εικόνα 60).



Εικόνα 60: Απεικονίζεται ένας συμμετέχων στη μελέτη εκτελώντας: (A) την πρώτη δοκιμασία (κατάβαση σκάλας και άμεση στροφή) και (B) την δεύτερη δοκιμασία (προσγείωση από άλμα και στροφή). Κατά τη διάρκεια και των δύο δοκιμασιών ο κάθε συμμετέχων ακολουθούσε τους δείκτες στο έδαφος έτσι ώστε να εξασφαλισθεί πως η διαδικασία αναπαραγόταν με τον ίδιο τρόπο με βάση το ερευνητικό πρωτόκολλο

σχετικά με την στροφική περίοδο που ήταν η υπό εξέταση περίοδος και κατά την οποία καταγραφόταν η κνημιαία στροφή για το υπό εξέταση γόνατο.

Για την πρώτη δοκιμασία η κατασκευή της σκάλας έγινε σύμφωνα με τους Andriacchi και συν²⁰⁵. Για την δεύτερη δοκιμασία το ύψος της πλατφόρμας από την οποία πραγματοποιούνταν το άλμα ήταν 40εκ. και κατασκευάστηκε σύμφωνα με τους James και συν²⁰⁴. Σε όλους τους εξεταζόμενους δόθηκε χρόνος 10 λεπτών ώστε να προθερμανθούν και να εξοικειωθούν με τις υπό εξέταση δοκιμασίες. Το πρωτόκολλο που ακολουθήθηκε ήταν το ίδιο για όλους τους συμμετέχοντες και εφαρμόστηκε από τον ίδιο εξεταστή. Κατά τη διάρκεια της πρώτης δοκιμασίας ο εξεταζόμενος κατέβαινε τα σκαλοπάτια με την ταχύτητα που ο ίδιος επέλεγε. Μετά την κατάβαση των τριών σκαλοπατιών πατούσε στο έδαφος με τη στηριζόμενο κάτω άκρο (υπό εξέταση κάτω άκρο). Μετά την επαφή με το έδαφος ο εξεταζόμενος πραγματοποιούσε στροφή (pivoting) 90° πάνω στο στηριζόμενο κάτω άκρο. Κατά τη διάρκεια αυτής της στροφής το ετερόπλευρο κάτω άκρο αιωρούταν γύρω από το σώμα καθώς πραγματοποιούσε την κάθοδό του από τη σκάλα), και στο τέλος της στροφής ο κορμός και το ετερόπλευρο άκρο πόδι ήταν κάθετα τοποθετημένα στη σκάλα (εικόνα 60Α). Κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας τα σημεία όπου πατούσαν στο έδαφος τα δύο κάτω άκρα (το στηριζόμενο που πραγματοποιούσε στροφή και το ετερόπλευρο που αιωρούταν) υποδεικνύονταν με δείκτες στο έδαφος (εικόνα 60) έτσι ώστε να εξασφαλισθεί η ίδια 90° στροφική δοκιμασία για όλους τους εξεταζόμενους. Μετά τη στροφή οι συμμετέχοντες απομακρύνονταν περπατώντας από τη σκάλα πραγματοποιώντας τουλάχιστον έναν κύκλο βάδισης. Κατά τη διάρκεια της δεύτερης δοκιμασίας ο εξεταζόμενος είχε τα χέρια του μπροστά στο στήθος και αφού πραγματοποιούσε άλμα από μία πλατφόρμα, προσγειωνόταν με τα δύο του πέλματα στα δυναμοδάπεδα. Μετά την επαφή με το έδαφος ο εξεταζόμενος πραγματοποιούσε στροφή 90° στο υπό εξέταση κάθε φορά κάτω άκρο όμοια με την προηγούμενη δοκιμασία (εικόνα 2Β). Ο κάθε ασθενής πραγματοποιούσε την κάθε δοκιμασία και για τα δύο κάτω άκρα (χ/θέν και ετερόπλευρο υγιές), τα οποία εξετάζονταν με τυχαία σειρά. Με σκοπό να επιτευχθεί μέγιστη στροφική ροπή στο υπό εξέταση γόνατο κατά τη διάρκεια της στροφικής δοκιμασίας οι εξεταζόμενοι είχαν την οδηγία να

διατηρούν το στηριζόμενο κάτω άκρο στην ίδια θέση κατά την επαφή με το έδαφος καθ'όλη τη διάρκεια της στροφής έως το ετερόπλευρο κάτω άκρο να πατήσει στο έδαφος (τέλος της στροφικής δοκιμασίας). Προσεκτική παρατήρηση της κινηματικής του κορμού, των κάτω άκρων και πελμάτων κατά τη διάρκεια της ανάλυσης σε πραγματικό χρόνο επέτρεπαν την αναγνώριση των δοκιμασιών στις οποίες η στροφή είχε πραγματοποιηθεί όπως περιγράφηκε έτσι ώστε τουλάχιστον 6 επιτυχημένες δοκιμασίες να καταγράφονται για το κάθε κάτω άκρο. Σε μια προσπάθεια να τυποποιηθεί όσο περισσότερο γίνεται η δοκιμασία ασθενείς καταγράφονταν σε πραγματικό χρόνο οπτικά αλλά και ταυτόχρονα με δεδομένα του λογισμικού έτσι ώστε να εξασφαλισθεί πως ο κορμός και η πύελος ήταν προσανατολισμένα προς τα εμπρός με την έναρξη της στροφικής περιόδου και προσανατολισμένα 90° με το πέρας αυτής. Η δοκιμασία επαναλαμβανόταν κάθε φορά που εντοπίζονταν αποκλίσεις από αυτές τις οδηγίες. Η υπό εξέταση δοκιμασία ξεκινούσε με την επαφή με το έδαφος του στηριζόμενου κάτω άκρου και ολοκληρωνόταν με το πάτημα του ετερόπλευρου κάτω άκρου ¹⁷¹. Τα κινητικά δεδομένα χρησιμοποιήθηκαν για τον σκοπό αυτό για να ορίζεται η έναρξη (πάτημα του στηριζόμενου άκρου) και το πέρας (πάτημα του ετερόπλευρου άκρου) της στροφικής δοκιμασίας που καθιστούσε την υπό εξέταση περίοδο. Για να είναι εγκυρότερη η συλλογή δεδομένων και για να ελαχιστοποιηθεί το σφάλμα που έχει περιγραφεί στη βιβλιογραφία σχετικά με την καταγραφή της κίνησης των σημειακών ανακλαστήρων δέρματος ²⁰⁶ καταγράφηκε μία επιπλέον στατική δοκιμασία για κάθε εξεταζόμενο με τα πέλματα παράλληλα και σε απόσταση 15 εκ μεταξύ τους. Αυτή η ρύθμιση επέτρεπε την διόρθωση μικρών αποκλίσεων στην ευθυγράμμιση των ανακλαστήρων που ορίζουν το τοπικό σύστημα συντεταγμένων και παρείχε τον ορισμό των 0° για την κίνηση όλων των τμημάτων (segments) σε όλα τα επίπεδα ^{171, 188}.

ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ:

Μετρήσεις των ανθρωπομετρικών παραμέτρων συνδυάζονται με τα δεδομένα από την τρισδιάστατη θέση των ανακλαστήρων κατά την διάρκεια της στατικής ανατομικής δοκιμασίας και προσδιορίζουν τη θέση του κέντρου της άρθρωσης και τον ανατομικό άξονα περιστροφής των αρθρώσεων. Η θέση των ανακλαστήρων παρείχε τις γωνίες των τμημάτων (segments). Η περιστροφή του γόνατος υπολογίστηκε με βάση την συνθήκη Grood και Suntay²⁰⁷. Η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή της κνημιαίας στροφής (tibial rotation, TR) για το κάτω άκρο που εκτελούσε τη στροφική δοκιμασία αναγνωρίζονταν και βάσει αυτών υπολογιζόταν το εύρος κίνησης για την κνημιαία στροφή (TR ROM) κατά τη διάρκεια της στροφικής δοκιμασίας το οποίο ήταν η πρωτεύουσα εξαρτημένη μεταβλητή. Η επιλογή του εύρους κίνησης της κνημιαίας στροφής σαν εξαρτημένη μεταβλητή εξαλείφει το σφάλμα που έχει αναφερθεί στη βιβλιογραφία²⁰⁸ όταν οι απόλυτες μετρήσεις (π.χ. μέγιστη ή ελάχιστη) χρησιμοποιήθηκαν. Τα κινηματικά δεδομένα του αιωρούμενου κάτω άκρου δεν υπολογίστηκαν ή χρησιμοποιήθηκαν για το συγκεκριμένο ερευνητικό ερώτημα.

Εκτός από το εύρος κίνησης της κνημιαίας στροφής, υπολογίστηκε επίσης σαν δευτερεύουσα εξαρτημένη μεταβλητή για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ η διαφορά TRROM ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές κάτω άκρο. Αυτό το μέτρο ορίστηκε ως η διαφορά SSDTR ROM και υπολογίστηκε ως η διαφορά ανάμεσα στο TRROM του χειρουργημένου κάτω άκρου και του ετερόπλευρου υγιούς κάτω άκρου για κάθε ασθενή για κάθε δοκιμασία. Αυτό το μέτρο ποσοτικοποιεί για κάθε ασθενή την απόκλιση που εμφανίζει το χειρουργημένο γόνατο σε σχέση με το ετερόπλευρο υγιές για την κνημιαία στροφή. Αυτή η δευτερεύουσα εξαρτημένη μεταβλητή χρησιμοποιήθηκε για να διερευνηθεί αν υπάρχει συσχέτιση με τον προσανατολισμό του μοσχεύματος όμοια με τη διερεύνηση που έγινε για την πρωτεύουσα εξαρτημένη μεταβλητή. Επιπλέον η διαφορά SSDTR ROM υπολογίστηκε και για τους υγιείς ενήλικες της ομάδας ελέγχου ως: εύρος κνημιαίας στροφής (TRROM) δεξιού γόνατος – TRROM αριστερού γόνατος. Αυτό επέτρεψε να γίνει σύγκριση ανάμεσα στην ομάδα ασθενών με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και την ομάδα ελέγχου σχετικά με τις τιμές της διαφοράς SSD TRROM.

ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ:

Η δοκιμασία t (t test) για εξαρτημένα δείγματα χρησιμοποιήθηκε για τη σύγκριση της μέσης τιμής TR ROM ανάμεσα στα δύο γόνατα των υγιών της ομάδας ελέγχου. Δεν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά ($P > .05$ και για τις δύο δοκιμασίες που εξετάστηκαν), και έτσι το δεξί γόνατο της ομάδας ελέγχου επιλέχθηκε τυχαία για να χρησιμοποιηθεί για τις περαιτέρω συγκρίσεις.

Η δοκιμασία t (t test) εξαρτημένων δειγμάτων χρησιμοποιήθηκε επίσης για τις συγκρίσεις της μέσης τιμής του TR ROM ανάμεσα στα δύο γόνατα της ομάδας των ασθενών με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ.

Η δοκιμασία t (t test) για ανεξάρτητα δείγματα χρησιμοποιήθηκε για τον έλεγχο διαφορών σχετικά με την μεταβλητή TR ROM ανάμεσα στην ομάδα ελέγχου και τα δύο γόνατα των ασθενών με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και για τις δύο δυναμικές δοκιμασίες που εξετάστηκαν.

Η δοκιμασία t (t test) για ανεξάρτητα δείγματα χρησιμοποιήθηκε επίσης για να ελεγχθούν διαφορές σχετικά με την μεταβλητή SSD TR ROM ανάμεσα στην ομάδα ελέγχου και την ομάδα ασθενών με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ.

Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας καθορίστηκε σε $\alpha = .05$.

Η αξιοπιστία (συσχέτιση) εξέτασης-επανεξέτασης (intraobserver) και η αξιοπιστία (συσχέτιση) ανάμεσα στους εξεταστές (interobserver) για τον σχεδιασμό και τον υπολογισμό των γωνιών καθορίστηκε με βάση τον συντελεστή συσχέτισης κ με 95% διάστημα εμπιστοσύνης (confidence interval, CI). Το επίπεδο συμφωνίας καθορίστηκε ως “πτωχό” ($\kappa < 0.4$), “ενδιάμεσο” ($\kappa = 0.4$ έως 0.8), ή “άριστο” ($\kappa > 0.8$).

Μοντέλα γραμμικής παλινδρόμησης ($\alpha = .05$) εφαρμόστηκαν για να ελεγχθεί η συσχέτιση (R) ανάμεσα στην καθεμιά από τις δύο γωνίες του μοσχεύματος (μετωπιαία και οβελιαία) και τις δύο εξαρτημένες μεταβλητές: TR ROM και SSD TR ROM για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Οι υποθέσεις των γραμμικών μοντέλων παλινδρόμησης όπως, κανονικότητα των εξαρτημένων και ανεξάρτητων μεταβλητών, ανεξαρτησία των σφαλμάτων, απουσία ακραίων παρατηρήσεων (outliers), και κανονική κατανομή των υπολοίπων (residuals), ελέγχθηκαν.

Σαν διερευνητική ανάλυση και για να διερευνηθεί πιθανή επίδραση των συγχυτικών παραγόντων που μπορεί να επηρεάσουν τις εξαρτημένες μεταβλητές (TR ROM and SSD TR ROM) και έτσι να επηρεάσουν τη συσχέτιση ανάμεσα σε αυτές και την γωνία του μοσχεύματος, ελέγξαμε επίσης για συσχέτιση ανάμεσα στις μεταβλητές (1) TR ROM και (2) SSD TR ROM και τους ακόλουθους πιθανούς συγχυτικούς παράγοντες: ηλικία, ύψος, βάρος, χρόνος από τον τραυματισμό έως τη συνδεσμοπλαστική, διαφορά πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης μετρούμενη με το KT-1000 αρθρόμετρο σε δύναμη 134 N και μέγιστη δια χειρός, και χρόνος από την επέμβαση έως την εξέταση. Το φύλο των ασθενών και το μόσχευμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν κοινά για όλους τους ασθενείς και για αυτό δεν χρησιμοποιήθηκαν ως πιθανοί συγχυτικοί παράγοντες.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ (MRI):

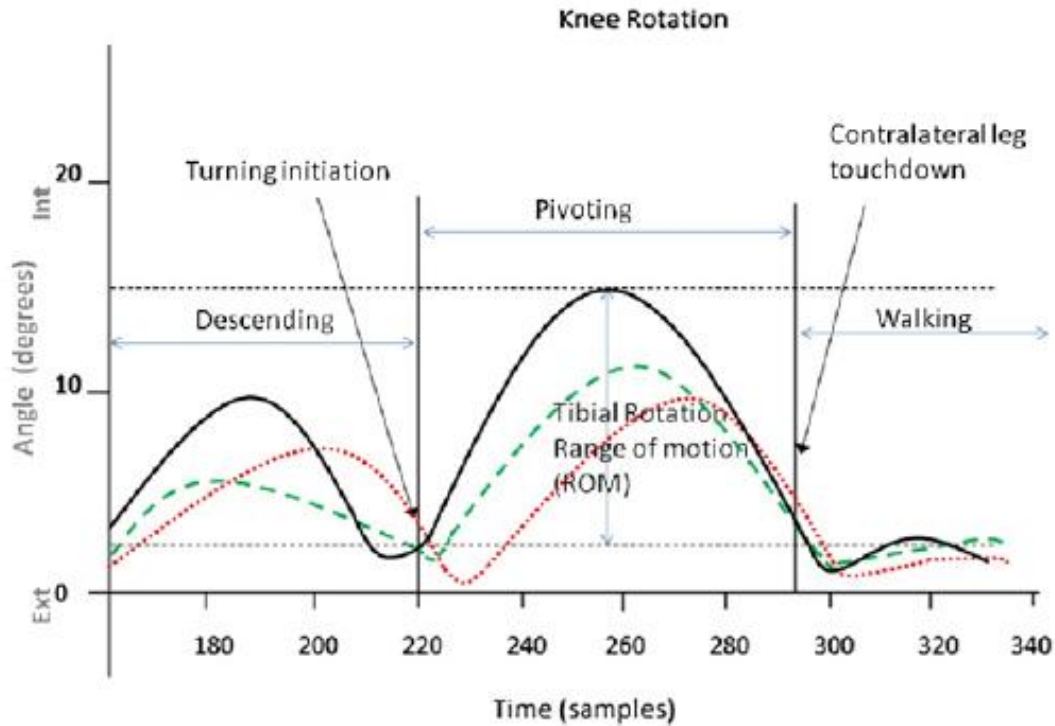
Η μέση τιμή της μετωπιαίας γωνίας του μοσχεύματος (± 1 τυπική απόκλιση) ήταν $59.4^{\circ} \pm 3.7^{\circ}$ (εύρος, $54.3^{\circ} - 68^{\circ}$), και η μέση τιμή της οβελιαίας γωνίας του μοσχεύματος ήταν $54.4^{\circ} \pm 3.4^{\circ}$ (εύρος $50.5^{\circ} - 62.5^{\circ}$). Η αξιοπιστία εξέτασης-επανεξέτασης (intraobserver) και η αξιοπιστία (συσχέτιση) ανάμεσα στους εξεταστές (interobserver), όπως προσδιορίστηκε με τον συντελεστή κ (κ coefficient), ήταν άριστη σε κάθε περίπτωση (0.92 [95% διάστημα εμπιστοσύνης-CI 0.9-0.94] και 0.9 [95% CI 0.89-0.91], αντίστοιχα).

ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ:

Για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ η μέση τιμή για το Lysholm score ήταν 96 (εύρος 86-100), για το Tegner score 7.4 (εύρος 7-9) και για την υποκειμενική φόρμα αξιολόγησης IKDC 94.2 (εύρος 85.1-100). Ο βαθμός αξιολόγησης της αντικειμενικής εξέτασης του γόνατος IKDC grade ήταν A για 15 και B για 4 ασθενείς. Όλοι οι ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ανέκτησαν την αντικειμενική σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος όπως φάνηκε από την αρνητική εξέταση με την δοκιμασία Lachman και την δοκιμασία pivot shift. Η εξέταση της πρόσθιας κνημιαίας ολίσθησης με το αρθρόμετρο KT-1000 έδειξε διαφορά του χειρουργημένου γόνατος από το ετερόπλευρο υγίες (SSD) λιγότερο από 3χιλ για όλους τους χειρουργημένους ασθενείς. Ειδικότερα η διαφορά SSD ήταν 0.92 χιλ (εύρος 0-3) για την εξέταση με δύναμη 134 N και 1.34 χιλ (εύρος 0-3) για την εξέταση με τη μέγιστη δύναμη δια χειρός. Συνεπώς, όλοι οι ασθενείς είχαν μια κλινικά επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και συμπεριλήφθησαν στην κινηματική ανάλυση της μελέτης.

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ:

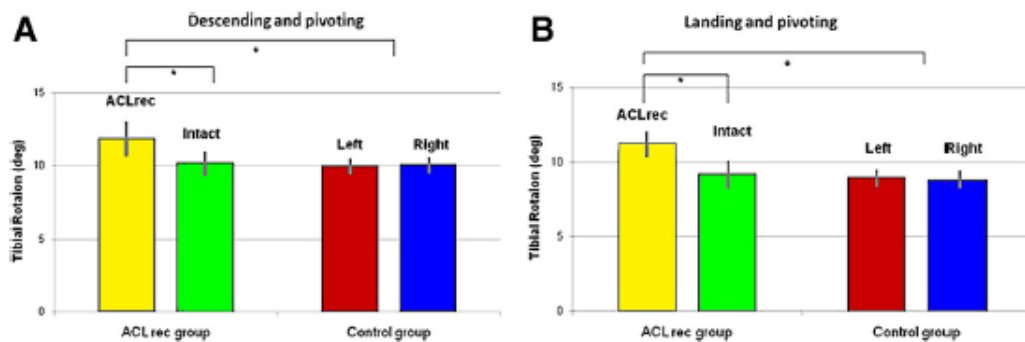
Μία τυπική γραφική παράσταση για την έσω/έξω κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια της υπό εξέταση περιόδου από ένα αντιπροσωπευτικό ασθενή παρουσιάζεται στην εικόνα 61.



Εικόνα 61: Γραφική παράσταση της κνημιαίας στροφής κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας κατάβασης σκάλας και στροφής από έναν αντιπροσωπευτικό ασθενή με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ από την ομάδα μελέτης. Σημειώνεται η υπό εξέταση περίοδος (στροφική περίοδος) και το εύρος της κνημιαίας στροφής κατά τη διάρκεια αυτής. Η συνεχής μαύρη γραμμή αναπαριστά το γόνατο με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, ενώ η πράσινη γραμμή (dashed) και η κόκκινη (dotted) αναπαριστούν το ετερόπλευρο υγιές γόνατο και το γόνατο της ομάδας ελέγχου αντίστοιχα. Η διαφορά ανάμεσα στην μέγιστη και την ελάχιστη τιμή της κνημιαίας στροφής κατά την στροφική περίοδο υποσημειώνεται (TRROM) για το γόνατο με συνδεσμοπλαστική. Αυτή η διαφορά χρησιμοποιήθηκε σαν η πρωτεύουσα εξαρτημένη μεταβλητή. Διακρίνεται η αυξημένη TRROM για το γόνατο με συνδεσμοπλαστική.

Σχετικά με το εύρος της κνημιαίας στροφής, στατιστικά σημαντικές διαφορές αναδείχθηκαν ανάμεσα στην ομάδα με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και την ομάδα ελέγχου ($P=0.01$ για την δοκιμασία κατάβασης σκάλας και στροφή, και $P=0.001$ για την προσγείωση από άλμα και στροφή) καθώς και ανάμεσα στην ομάδα με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο ($P=0.003$ για την

κατάβαση σκάλας και στροφή και $P=0.004$ για την προσγείωση από άλμα και στροφή). Το μέγεθος της επίδρασης (Cohen d) για αυτές τις συγκρίσεις ήταν 1.439, 1.863, 1.195 και 1.388 αντίστοιχα το οποίο θεωρείται σε κάθε περίπτωση “μεγάλο” σύμφωνα με τον Cohen²⁰⁹. Δεν βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στα γόνατα της ομάδας ελέγχου και το ετερόπλευρο γόνατο της ομάδας ασθενών ($P>0.05$) (Εικόνα 62, πίνακας 3).



Εικόνα 62: Απεικονίζεται η μέση τιμή του εύρους κνημιαίας στροφής (TR ROM) για κάθε ομάδα. Η κάθε μπάρα απεικονίζει την μέση τιμή και τυπική απόκλιση για την μεταβλητή TR ROM κατά τη διάρκεια της στροφικής δοκιμασίας για την κατάβαση και στροφή (A) και για την προσγείωση από άλμα και στροφή (B). Το εύρος κίνησης της κνημιαίας στροφής για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ (ACLrec) ήταν σημαντικά αυξημένο σε σύγκριση με το ετερόπλευρο υγιές άκρο και την ομάδα ελέγχου και για τις δύο δυναμικές δοκιμασίες. Δεν παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά ανάμεσα στο ετερόπλευρο υγιές άκρο και την ομάδα ελέγχου. * υποδεικνύει στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Σχετικά με την διαφορά SSD TRROM η μέση τιμή για την ομάδα ελέγχου ήταν 0.06° (εύρος $-0.2^\circ - 0.5^\circ$) για την κατάβαση και στροφή και -0.14° (εύρος $-0.4^\circ - 0.2^\circ$) για την προσγείωση από άλμα και στροφή, ενώ οι αντίστοιχες τιμές για την ομάδα ασθενών ήταν 2.09° ($0^\circ - 6^\circ$) και 2.27° ($0^\circ - 5.7^\circ$) για τις δύο δοκιμασίες αντίστοιχα. Στατιστικά σημαντική διαφορά βρέθηκε ανάμεσα στις δύο ομάδες σχετικά με την παράμετρο SSD TRROM ($P=0.001$ και για τις δύο δοκιμασίες).

ΠΙΝΑΚΑΣ 3: Τιμές του εύρους κνημιαίας στροφής

TR ROM	ACL-Reconstructed Group		
	ACL-Reconstructed Knee	Contralateral Intact Knee	Control Group
Descending and pivoting (°)	12.3 (1.9) ^{*†}	10.2 (1.6)	10.3 (0.5)
Landing and pivoting (°)	11.5 (1.8) ^{‡§}	9.2 (1.5)	9 (0.6)

Οι τιμές αναπαριστούν μέση τιμή (σταθερή απόκλιση) κατά την στροφική περίοδο για τις δύο δοκιμασίες.

*Στατιστική σημαντικότητα σε σύγκριση με το ετερόπλευρο υγιές γόνατο (p=0.003).

† Στατιστική σημαντικότητα σε σύγκριση με το γόνατο ομάδας ελέγχου (p=0.01).

‡ Στατιστική σημαντικότητα σε σύγκριση με το ετερόπλευρο υγιές γόνατο (p=0.004).

§ Στατιστική σημαντικότητα σε σύγκριση με το γόνατο ομάδας ελέγχου (p=0.001).

Συσχέτιση ανάμεσα στον προσανατολισμό του μοσχεύματος και τα κινηματικά δεδομένα

Στατιστικά σημαντική συσχέτιση ανάμεσα στο εύρος κνημιαίας στροφής TRROM και την μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος ανευρέθηκε για τις δύο δυναμικές δοκιμασίες που εξετάστηκαν ($r=0.727$, $P=0.0006$ κατάβαση και στροφή, $r=0.795$, $P=0.001$ για την προσγείωση από άλμα και στροφή) (Πίνακας 4).

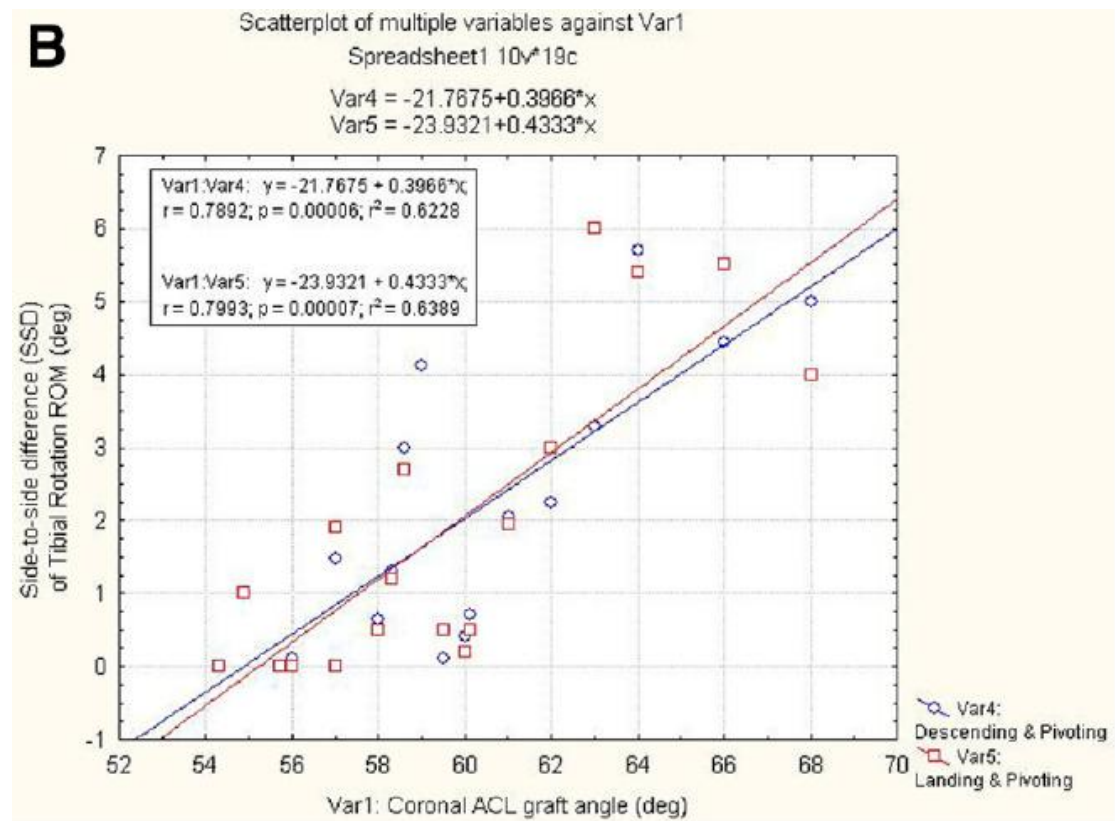
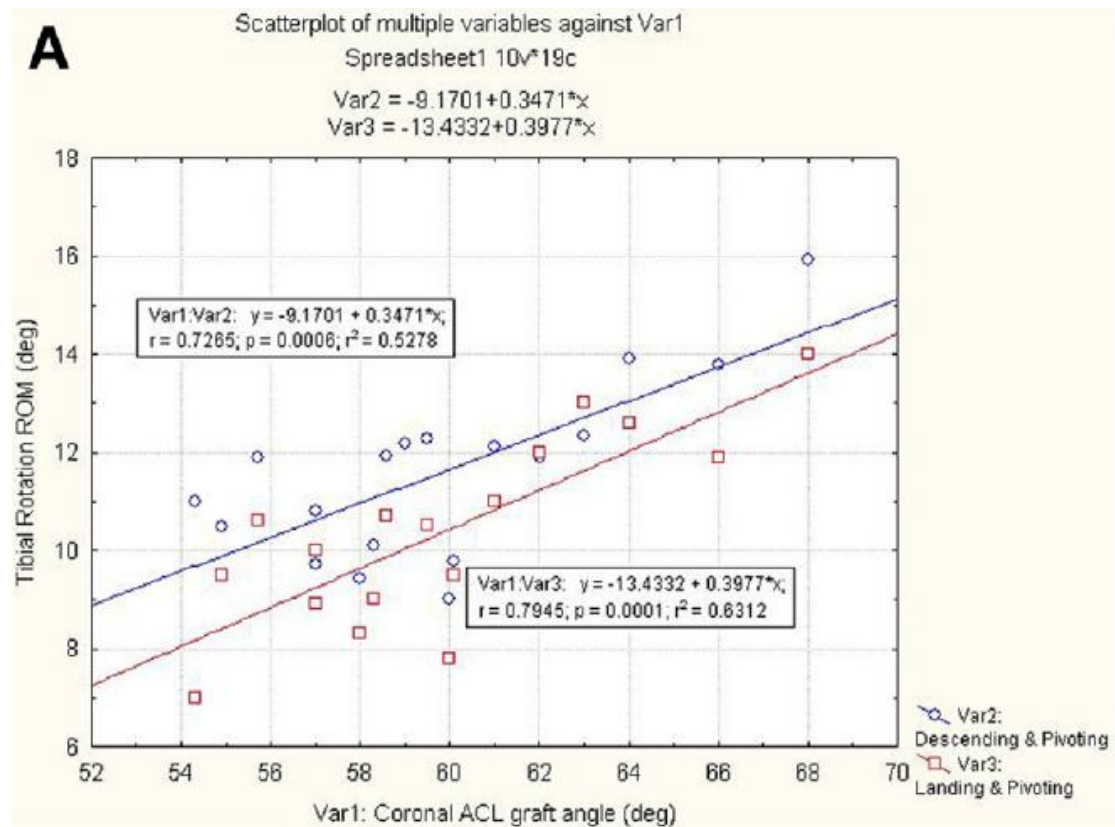
ΠΙΝΑΚΑΣ 4: Συντελεστές συσχέτισης και επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ανάμεσα στις εξαρτημένες μεταβλητές (TR ROM and SSD TR ROM) και την γωνία του μοσχεύματος στο μετωπιαίο (Coronal ACL Graft Angle) και το οβελιαίο (Sagittal ACL Graft Angle) επίπεδο κατά τη διάρκεια των δύο δοκιμασιών.

	Descending and Pivoting				Landing and Pivoting			
	TR ROM		SSD TR ROM		TR ROM		SSD TR ROM	
	<i>R</i>	<i>P</i> value	<i>R</i>	<i>P</i> value	<i>R</i>	<i>P</i> value	<i>R</i>	<i>P</i> value
Coronal ACL graft angle	0.727	.0006*	0.789	<.0001*	0.795	.0001*	0.799	<.0001*
Sagittal ACL graft angle	0.249	.333	0.265	.287	0.190	.464	0.222	.422

Σημ: σημειώνεται η σημαντική θετική συσχέτιση ανάμεσα σε άθεμία από τις μεταβλητές TR ROM και SSD TR ROM και την μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος, και για τις δύο δοκιμασίες. Δεν βρέθηκε συσχέτιση ανάμεσα στην οβελιαία γωνία του μοσχεύματος και τις TR ROM ή SSD TR ROM για καμία από τις δοκιμασίες.

*Στατιστικά σημαντική συσχέτιση

Η στατιστικά σημαντική θετική συσχέτιση που βρέθηκε υποδεικνύει πως η μεγαλύτερη λοξότητα του μοσχεύματος στο μετωπιαίο επίπεδο (χαμηλότερη μετωπιαία γωνία μοσχεύματος) σχετίζεται με χαμηλότερες τιμές TRROM για τις δυναμικές δοκιμασίες που εξετάστηκαν (Εικόνα 63Α). Κατά παρόμοιο τρόπο στατιστικά σημαντική θετική συσχέτιση ανευρέθηκε ανάμεσα στην παράμετρο SSD TRROM και την μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος για τις εξεταζόμενες δοκιμασίες ($r=0.789$, $P<0.0001$ για την κατάβαση και στροφή, και $r=0.799$, $P<0.0001$ για την προσγείωση από άλμα και στροφή) (Εικόνα 63 Β, πίνακας 4).



Εικόνα 63: (Α) Το εύρος κίνησης της κνημιαίας στροφής TR ROM και (Β) η διαφορά SSD TR ROM κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας κατάβασης και στροφής (μπλε γραμμή) και κατά την δεύτερη δοκιμασία, προσγείωση από άλμα και στροφή (κόκκινη γραμμή) σε σχέση με την μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος. Αναδείχθηκε σημαντικά θετική συσχέτιση ανάμεσα και στις δύο αυτές μεταβλητές και τη μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος κατά τη διάρκεια της πρώτης (μπλε γραμμή) και δεύτερης (κόκκινη γραμμή) δοκιμασίας.

Η οβελιαία γωνία του μοσχεύματος δεν εμφάνισε σημαντική συσχέτιση με την κνημιαία στροφή για καμία από τις δύο δοκιμασίες που εξετάστηκαν (πίνακας 4). Επειδή το μέγεθος της επίδρασης για αυτές τις συσχετίσεις ήταν <0.36 (μικρό σύμφωνα με Cohen d), η έλλειψη στατιστικής σημαντικότητας ήταν λόγω μη επίδρασης των εξεταζόμενων μεταβλητών και όχι λόγω έλλειψης ισχύος της μελέτης. Δεν υπήρχε σημαντική συσχέτιση ανάμεσα στους πιθανούς συγχυτικούς παράγοντες (ηλικία, ύψος, βάρος, χρόνος από τον τραυματισμό έως την επέμβαση, SSD πρόσθιας κνημιαίας ολίσθησης, και χρόνος από την επέμβαση έως την εξέταση) και τις παραμέτρους TRROM ή SSD TRROM για καμία από τις δύο δοκιμασίες. Κατά συνέπεια δεν χρειάστηκε να συμπεριληφθεί καμία από τις παραμέτρους αυτές στην ανάλυση.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Τα κύρια ευρήματα αυτής της μελέτης είναι: ακόμα και μετά την κλινικά επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, οι ασθενείς εμφανίζουν αυξημένο εύρος κνημιαίας στροφής για το χειρουργημένο κάτω άκρο σε σύγκριση με το ετερόπλευρο άκρο καθώς και μετά από σύγκριση με ομάδα ελέγχου. Στατιστικά σημαντική συσχέτιση βρέθηκε ανάμεσα στην μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος και το εύρος κνημιαίας στροφής, υποδεικνύοντας πως η τοποθέτηση του μοσχεύματος πιο λοξά(χαμηλά στην μεσοκονδύλια εντομή) βοηθά καλύτερα στον έλεγχο της υπερβολικής κνημιαίας στροφής. Αντίθετα, δεν παρατηρήθηκε συσχέτιση ανάμεσα στην οβελιαία γωνία του μοσχεύματος και την κνημιαία στροφή. Συνεπώς το πρώτο μέρος της υπόθεσης επιβεβαιώθηκε αφού αποδείχθηκε πως όσο το μόσχευμα ΠΧΣ είναι τοποθετημένο λοξότερα (δηλ λιγότερο κατακόρυφο προσανατολισμό) στο μετωπιαίο επίπεδο, η κνημιαία στροφή ελέγχεται καλύτερα. Η δεύτερη υπόθεση της μελέτης για την οβελιαία γωνία του μοσχεύματος δεν επιβεβαιώθηκε.

Με την χειρουργική τεχνική που περιγράφηκε σε αυτή τη μελέτη, το μόσχευμα ΠΧΣ τοποθετήθηκε στη θέση πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ στο μηρό και την κνήμη. Η χρήση του επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα δύο άκρα του καθόρισε την τοποθέτηση του οστικού αυλού στην κνήμη. Συγκεκριμένα, ο οστικός αυλός στην κνήμη δημιουργήθηκε πρόσθια και έσω έτσι ώστε το μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα να τοποθετηθεί στο κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ εξαιτίας της θέσης του οστικού τεμαχίου το οποίο τοποθετείται στο πρόσθιο-έσω τμήμα του αυλού. Με αυτή την τεχνική, ο προσανατολισμός του μοσχεύματος στο μετωπιαίο επίπεδο σχετίζεται με το εύρος της κνημιαίας στροφής κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών και αυτό είναι σύμφωνο με προηγούμενες κλινικές και *in vitro* εμβιομηχανικές μελέτες που υποστήριξαν πως όσο πιο οριζόντια τοποθετημένο είναι το μόσχευμα του ΠΧΣ στο μετωπιαίο επίπεδο, αυτό οδηγεί σε καλύτερο έλεγχο της παθολογικής στροφικής κίνησης του γόνατος¹⁸²⁻¹⁸⁴. Αυτές οι μελέτες έδειξαν την υπεροχή ενός πιο οριζόντια τοποθετημένου μοσχεύματος σε σύγκριση με ένα περισσότερο κάθετα τοποθετημένο¹⁸³⁻¹⁸⁴ και πρότειναν τον λοξό προσανατολισμό του μοσχεύματος και στην MRI¹⁸². Ωστόσο άλλοι συγγραφείς δεν παρατήρησαν διαφορές ανάμεσα στο λοξό και το περισσότερο κάθετα προσανατολισμένο μόσχευμα

αναφορικά με τα κινηματικά του γόνατος κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας pivot shift ²¹⁰⁻²¹¹. Διαφορές στον τρόπο που πραγματοποιείται η δοκιμασία pivot shift έχει προταθεί σαν αιτιολογικός παράγοντας για αυτά τα αποτελέσματα ²¹¹. Στην παρούσα μελέτη το μειονέκτημα της υποκειμενικής φύσης της δοκιμασίας pivot shift υπερκεράστηκε με την χρήση τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης για τον προσδιορισμό της στροφικής κίνησης του γόνατος κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών σε ασθενείς με κλινικά επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και αρνητική δοκιμασία pivot shift. Αυτή η στατιστικά σημαντική θετική συσχέτιση ανάμεσα στο εύρος της κνημιαίας στροφής και την μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος υποδεικνύει πως μικρότερη μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος που αντιστοιχεί σε πιο λοξό προσανατολισμό στο μετωπιαίο επίπεδο αντιστοιχεί σε καλύτερο έλεγχο του εύρους της κνημιαίας στροφής. Αυτό επιβεβαιώνεται περαιτέρω από την δεύτερη εξαρτημένη μεταβλητή, την διαφορά του εύρους κνημιαίας στροφής ανάμεσα στα δύο γόνατα (SSD TRROM), το χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές, του κάθε εξεταζόμενου. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως όταν ο προσανατολισμός του μοσχεύματος στο μετωπιαίο επίπεδο είναι περισσότερο λοξός αυτό σχετίζεται με καλύτερη διαφορά SSD TRROM, το οποίο και δείχνει πως η κνημιαία στροφή για το χειρουργημένο γόνατο προσεγγίζει την τιμή του ετερόπλευρου υγιούς γόνατος. Πρόσφατες αναφορές στη βιβλιογραφία υποστηρίζουν την χρήση της μεταβλητής SSDTRROM σαν μία πολύ σημαντική παράμετρο ²¹², με μεγάλη κλινική σημασία καθώς έχει αποδειχθεί πως ακόμα και μικρές αλλαγές στο πρότυπο στροφικής κίνησης του γόνατος οδηγούν σε παθολογικό πρότυπο κινηματικής του γόνατος το οποίο οδηγεί σε φθορά του αρθρικού χόνδρου ¹⁷⁹.

Στην παρούσα μελέτη ο προσανατολισμός του μοσχεύματος περιγράφηκε με τη χρήση της μαγνητικής τομογραφίας στο μετωπιαίο και το οβελιαίο επίπεδο. Σε αντίθεση με προηγούμενες μελέτες που εστίασαν κυρίως στην θέση όπου δημιουργείται ο οστικός αυλός στο μηριαίο οστό ^{182, 183, 184, 187, 210, 211}, ο προσανατολισμός του μοσχεύματος στην παρούσα μελέτη καθορίστηκε και για τα δύο επίπεδα μέσω των σημείων όπου δημιουργήθηκαν οι οστικοί αυλοί στον μηρό και την κνήμη και της ενδαρθρικής πορείας του μοσχεύματος. Πρόσφατες in vitro μελέτες που χρησιμοποίησαν χειρουργικό σύστημα πλοήγησης και εικονική θέση του μοσχεύματος έδειξαν πως ο προσανατολισμός του μοσχεύματος κατά τη διάρκεια της ανατομικής συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ έχει σημαντικό ρόλο στον έλεγχο της

στροφικής σταθερότητας^{193, 196}. Στην παρούσα μελέτη η αξιοπιστία (συσχέτιση) εξέτασης-επανεξέτασης (intraobserver) και η αξιοπιστία (συσχέτιση) ανάμεσα στους εξεταστές (interobserver) για τις γωνίες του μοσχεύματος που προσδιορίστηκαν σε MRI ήταν άριστες. Η μέση τιμή για την μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος ήταν 59.4°. Η αντίστοιχη τιμή που ανέφεραν οι Fujimoto και συν.¹⁹⁵ για τα μοσχεύματα ΠΧΣ χωρίς πρόσκρουση ήταν 71.8°, ενώ για τους Ahn και συν 75.2°¹⁹⁸. Στην παρούσα μελέτη η μέση τιμή για την μετωπιαία γωνία του μοσχεύματος είναι μικρότερη συγκριτικά με την τιμή σε αυτές τις προηγούμενες μελέτες για το λόγο ότι η πρόσθια-έσω αρθροσκοπική πύλη εισόδου που χρησιμοποιήθηκε επιτρέπει την δημιουργία του οστικού αυλού στο μηρό ανεξάρτητα από αυτόν στην κνήμη και συνεπώς πιο χαμηλά και λοξά προσανατολισμένο σε σχέση με την δημιουργία του δια μέσου του κνημιαίου οστικού αυλού όπως έγινε στις άλλες δύο μελέτες^{195, 198}. Αυτό έχει επιβεβαιωθεί επίσης από τους Hante και συν¹⁹⁷ που έδειξαν πως η τεχνική με τη χρήση της πρόσθιας-έσω αρθροσκοπικής πύλης εισόδου έχει ως αποτέλεσμα σημαντικά πιο λοξά προσανατολισμένο μηριαίο οστικό αυλό στο μετωπιαίο επίπεδο (μέση τιμή 52°), σε σύγκριση με την τεχνική δια μέσου της κνήμης (μέση τιμή 71°). Στην παρούσα μελέτη η χρήση της πρόσθιας-έσω πύλης εισόδου για την ανεξάρτητη δημιουργία του μηριαίου οστικού αυλού με το γόνατο σε κάμψη 120° επέτρεπε την τοποθέτηση του οστικού αυλού χαμηλά στη μεσοκονδύλια εντομή του μηριαίου οστού εντός του αποτυπώματος της πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ, προσομοιάζοντας καλύτερα την οπίσθια-έξω δέσμη του ΠΧΣ. Τα βελτιωμένα αποτελέσματα της στροφικής κίνησης του γόνατος υποστηρίζουν την σημασία της οπίσθιας-έξω δέσμης του ΠΧΣ στον έλεγχο της κνημιαίας στροφής^{125, 129}.

Αντίθετα δεν ανευρέθηκε συσχέτιση ανάμεσα στην οβελιαία γωνία του μοσχεύματος και την κνημιαία στροφή. Η οβελιαία γωνία του μοσχεύματος είχε μέση τιμή 54.4°. στην παρούσα μελέτη δεν προσδιορίστηκε η οβελιαία γωνία του φυσικού ΠΧΣ, αλλά η μέση τιμή που βρέθηκε για το μόσχευμα ΠΧΣ προσεγγίζει τις τιμές που έχουν αναφερθεί σε προηγούμενες μελέτες για τον προσανατολισμό του φυσικού ΠΧΣ στο οβελιαίο επίπεδο^{194, 197, 198}. Η θέση που δημιουργείται ο οστικός αυλός στην κνήμη έχει συσχετισθεί με την οβελιαία γωνία του μοσχεύματος με σημαντικές κλινικές εφαρμογές. Προηγούμενες μελέτες έδειξαν πως αν ο οστικός αυλός δημιουργηθεί πολύ πρόσθια στην κνήμη αυξάνει ο κίνδυνος της πρόσκρουσης του μοσχεύματος ΠΧΣ στη μεσοκονδύλια εντομή, ενώ αν δημιουργηθεί πολύ οπίσθια, μπορεί να

οδηγήσει σε αποτυχία του μοσχεύματος^{213, 214}. Στην παρούσα μελέτη δεν παρατηρήθηκε για κανέναν από τους ασθενείς πρόσκρουση στη μεσοκονδύλια εντομή όπως ελέγχθηκε διεγχειρητικά αλλά και μετεγχειρητικά στην MRI στο οβελιαίο επίπεδο με το γόνατο σε έκταση, αποδεικνύοντας πως η δημιουργία του οστικού αυλού εντός του αποτυπώματος της πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ είναι ο τρόπος με τον οποίο αποφεύγουμε την πρόσκρουση του μοσχεύματος.

Τα δυνατά σημεία της μελέτης είναι: συνδυασμός τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης και μαγνητικής τομογραφίας για να διερευνηθεί η συσχέτιση ανάμεσα στην στροφική κίνηση του γόνατος κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών και τον προσανατολισμό του μοσχεύματος, μεθοδολογία η οποία περιλαμβάνει με αυτό τον τρόπο αντικειμενικά και έγκυρα μέτρα για τον έλεγχο της κινηματικής του γόνατος²¹⁵ και του προσανατολισμού του μοσχεύματος ΠΧΣ [άριστη αξιοπιστία εξέτασης-επανεξέτασης (intraobserver) και η αξιοπιστία ανάμεσα στους εξεταστές (interobserver) στη μαγνητική τομογραφία]. Η σύγκριση με το ετερόπλευρο υγιές γόνατο και η χρήση της διαφοράς ανάμεσα στο χειρουργημένο και το υγιές γόνατο, όπως έχει προταθεί και από άλλους συγγραφείς²¹¹ ενισχύει περαιτέρω τα αποτελέσματα της μελέτης. Πιθανό σφάλμα επιλογής στην ομάδα μελέτης εξαλείφθηκε με την ύπαρξη ενός χειρουργού που πραγματοποιούσε όλες τις επεμβάσεις και με την επιλογή ομοιογενούς δείγματος για την ομάδα μελέτης.

Η μελέτη έχει διάφορους περιορισμούς που θα πρέπει να αναφερθούν, συμπεριλαμβανομένου του αναδρομικού σχεδιασμού που συνδέεται με χαμηλότερο επίπεδο επιστημονικής ένδειξης σε σύγκριση με τις προοπτικά σχεδιασμένες μελέτες. Ένας άλλος περιορισμός είναι αυτός που σχετίζεται με τη χρήση των ανακλαστήρων δέρματος στη μεθοδολογία της ανάλυσης κίνησης²⁰⁶, όμως αν πραγματοποιηθεί υπό συγκεκριμένες συνθήκες, η ανάλυση κίνησης είναι ευρέως αποδεκτή μέθοδος και θεωρείται καλά καθορισμένη και αξιόπιστη μέθοδος²¹⁵. Το σφάλμα ανάμεσα στους χειριστές της μεθόδου ελαχιστοποιήθηκε με το να υπάρχει ένας εξεταστής ο οποίος τοποθετούσε τους ανακλαστήρες δέρματος και πραγματοποιούσε τις μετρήσεις των σωματομετρικών και ανθρωπομετρικών δεδομένων. Επιπρόσθετα, το απόλυτο σφάλμα του συστήματος για την τρισδιάστατη ανακατασκευή της απεικόνισης των ανακλαστήρων ήταν πολύ χαμηλό (μέγιστη τυπική απόκλιση 0.303χιλ, χώρος ρύθμισης σχεδόν 8κυβικά μέτρα). Μία στατική δοκιμασία ρύθμισης χρησιμοποιήθηκε για να διορθωθούν μικρές αποκλίσεις των ανακλαστήρων που ορίζουν το τοπικό

σύστημα συντεταγμένων και για να ορίσουν τις 0° για κάθε τμηματική κίνηση σε όλα τα επίπεδα. Όπως συχνά συμβαίνει σε κλινικές μελέτες, το μικρό μέγεθος δείγματος μπορεί να οδηγήσει σε έλλειψη ανάδειξης στατιστικής σημαντικότητας για κάποιες από τις στατιστικές δοκιμασίες. Αν και το μέγεθος της επίδρασης για τη συσχέτιση ανάμεσα στην οβελιαία γωνία του μοσχεύματος και την κνημιαία στροφή *in vivo* ήταν μικρό, το εύρημα αυτό θα πρέπει να αξιολογηθεί με προσοχή έως ότου μεγαλύτερες μελέτες να διεξαχθούν. Τέλος, το δείγμα της μελέτης αποτελείτο από άρρενες ασθενείς με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα άκρα του, το οποίο και δεν επιτρέπει την γενίκευση των αποτελεσμάτων της μελέτης σε πληθυσμό γυναικών ή σε ασθενείς με συνδεσμοπλαστική όπου χρησιμοποιήθηκε μόσχευμα οπισθίων μηριαίων ή αλλομόσχευμα.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ:

Μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα BPTB, οι ασθενείς έδειξαν τιμές κνημιαίας στροφής μεγαλύτερες από ότι το ετερόπλευρο υγιές γόνατο και το γόνατο ομάδας ελέγχου κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών όπου πραγματοποιούνταν στροφική κίνηση (*pivot*). Η κνημιαία στροφή ελέγχεται καλύτερα σε ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ όπου το μόσχευμα έχει πιο λοξό προσανατολισμό στο μετωπιαίο επίπεδο. Παρόμοια συσχέτιση δεν αναδείχθηκε για τον προσανατολισμό του μοσχεύματος στο οβελιαίο επίπεδο. Αν και τα αποτελέσματα αυτά δεν αποδεικνύουν σχέση επίδρασης-αποτελέσματος ανάμεσα στις δύο μεταβλητές, πιθανόν υποδεικνύουν πως ο πιο λοξός προσανατολισμός του μοσχεύματος BPTB στο μετωπιαίο επίπεδο κατά τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ συσχετίζεται με καλύτερο έλεγχο της κνημιαίας στροφής *in vivo* κατά τη διάρκεια δυναμικών στροφικών δοκιμασιών μετεγχειρητικά.

2^Η ΜΕΛΕΤΗ: Η ΚΝΗΜΙΑΙΑ ΣΤΡΟΦΗ ΣΑΝ ΠΡΟΓΝΩΣΤΙΚΟΣ ΠΑΡΑΓΟΝΤΑΣ ΤΟΥ ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΟΥ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΟΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα κινηματικά του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο έχουν μελετηθεί ευρέως σε σειρά μελετών κυρίως την τελευταία δεκαετία και κοινό εύρημα αποτελεί πως το παθολογικά αυξημένο εύρος κνημιαίας στροφής (TRROM) παραμένει ακόμα και μετά την συνδεσμοπλαστική του προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών και ειδικά δοκιμασιών υψηλής έντασης που θέτουν στροφικά φορτία στο γόνατο^{172, 173, 170, 171, 188}. Η σημασία της στροφικής κίνησης του γόνατος προέρχεται από τη λεγόμενη “screw-home” κίνηση του γόνατος³ και από την αποδεδειγμένη άποψη πως η παθολογική κίνηση κατά την δοκιμασία pivot shift είναι συνδυασμένη κίνηση κνημιαίας στροφής και πρόσθιας κνημιαίας ολίσθησης^{216, 218, 220}. Η δοκιμασία pivot shift και η κινηματική του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο δηλαδή η κνημιαία στροφή είναι δύο διαφορετικές προσεγγίσεις που αν και παραμένουν και οι δυο κλινικά χρήσιμες εξετάζουν με διαφορετικό τρόπο την κίνηση του γόνατος με ρήξη ΠΧΣ αλλά και μετά από συνδεσμοπλαστική αυτού. Το pivot shift είναι η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη κλινική δοκιμασία για την εξέταση της στροφικής αστάθειας και όταν είναι θετική υποδεικνύει κλινικά σημαντική στροφική αστάθεια που συμβαίνει μετά από τη ρήξη του ΠΧΣ. Η σημασία του ΠΧΣ στο να παρέχει την απαραίτητη στροφική σταθερότητα και την επακόλουθη αυτής φυσιολογική λειτουργία του γόνατος είναι καθοριστική καθώς έχει αποδειχθεί πως μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ η θετική δοκιμασία pivot shift είναι προγνωστική για πτωχά αποτελέσματα στην υποκειμενική και αντικειμενική εξέταση του γόνατος, μειωμένη ικανοποίηση τους ασθενούς, αδυναμία για επάνοδο στο πρότερο επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας, αυξημένη πρόσληψη του υποχόνδριου οστού στο σπινθηρογράφημα και ανάπτυξη εκφυλιστικών αλλοιώσεων του χόνδρου σε

μακροχρόνια βάση^{164, 174, 175}. Η μελέτη των κινηματικών και συγκεκριμένα της στροφικής κίνησης του γόνατος περιγράφει τις πολύ μικρές αποκλίσεις από το φυσιολογικό πρότυπο κίνησης του γόνατος οι οποίες έχουν παρατηρηθεί στους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ακόμα και με αρνητική δοκιμασία pivot shift. Η στροφική κίνηση του γόνατος δύσκολα καταγράφεται με ακρίβεια μέσω απλής παρατήρησης ή με την κλινική εξέταση και για αυτό το λόγο, μελέτες που χρησιμοποίησαν υψηλής τεχνολογίας ακριβές σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης έχουν συνεισφέρει σημαντικά στην κατανόηση της διαταραχής της στροφικής κίνησης του γόνατος μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ.

Προηγούμενες μελέτες έδειξαν πως αρνητική δοκιμασία pivot shift κατά την κλινική εξέταση μετά τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ δεν αντιστοιχεί απαραίτητα σε φυσιολογική στροφική κίνηση του γόνατος κατά τη διάρκεια του κινηματικού ελέγχου^{145, 172, 170, 171, 187, 188, 223}. Η κλινική σημασία του παθολογικού προτύπου κίνησης του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο μετά από τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ είναι πως μπορεί να οδηγήσουν σε παθολογική φόρτιση του αρθρικού χόνδρου πυροδοτώντας έτσι τη διαδικασία για μελλοντική εκφύλιση του χόνδρου¹⁷⁷. Αν και αυτή είναι μια πολύ σημαντική παράμετρος που τονίζει την ανάγκη να αποκαθίσταται η φυσιολογική στροφική κίνηση του γόνατος εξαιτίας της πιθανής βλαπτικής επίδρασης στον αρθρικό χόνδρο, επί του παρόντος δεν υπάρχει κάποια μελέτη που να αποδεικνύει την κλινική σημασία της παθολογικής στροφικής κίνησης του γόνατος στο εγγύς διάστημα μετά από τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Συνεπώς ο σκοπός της μελέτης αυτής ήταν να διερευνηθεί αν η κινηματική του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο δηλαδή η κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών που εμπεριέχουν στροφή (pivot) είναι προγνωστική του αποτελέσματος της υποκειμενικής εξέτασης της λειτουργικότητας της άρθρωσης (IKDC sore, Lysholm sore), της πρόσθιας κνημιαίας ολίσθησης όπως προσδιορίζεται με το αρθρόμετρο KT-1000 (KT-1000 μέγιστη δύναμη) και με το επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας (Tegner score) σε ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Η υπόθεση της μελέτης ήταν πως η κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών είναι προγνωστική του αποτελέσματος της υποκειμενικής εξέτασης της λειτουργικότητας του γόνατος.

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Από το Φεβρουάριο 2009 έως τον Μάρτιο 2010, 101 ασθενείς υποβλήθηκαν σε αρθροσκοπική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ στο κέντρο των συγγραφέων. Όλες οι επεμβάσεις έγιναν από τον ίδιο χειρουργό (Α.Δ.Γ). Κριτήρια εισαγωγής στη μελέτη ήταν: 1) πλήρης, ετερόπλευρη, μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ, 2) συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ με την τεχνική μονής δέσμης και μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα δύο άκρα του (bone-patellar tendon-bone, BPTB), 3) αρνητικό ιστορικό προηγηθείσας κάκωσης στο πάσχον ή το ετερόπλευρο κάτω άκρο, 4) άρρεν φύλο, καθώς έχει αποδειχθεί πως τα αποτελέσματα της κινηματικής ανάλυσης διαφέρουν ανάμεσα σε άνδρες και γυναίκες¹⁹⁹ και πως ορμονικοί παράγοντες σχετιζόμενοι με τον εμμηνορυσιακό κύκλο επηρεάζουν την χαλαρότητα της άρθρωσης και τα κινηματικά δεδομένα²⁰⁰, 5) επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας ≥ 7 πριν τον τραυματισμό του ΠΧΣ με βάση την κλίμακα Tegner activity score σε ασθενείς που επιθυμούσαν την επάνοδό τους στην πρότερη αθλητική τους δραστηριότητα μετά τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, 6) μετεγχειρητική παρακολούθηση άνω του 1 έτους. Κριτήρια αποκλεισμού ήταν 1) φύλο θήλυ, 2) ασθενείς με πολυσυνδεσμικές κακώσεις (κάκωση του οπισθίου χιαστού συνδέσμου και/ή των πλαγίων συνδέσμων ταυτόχρονα με την ρήξη του ΠΧΣ), σοβαρού βαθμού συνυπάρχουσα χόνδρινη βλάβη (ταξινόμηση Outerbridge III ή IV), ή ρήξη μηνίσκου που καταλαμβάνει άνω του 25% του μηνίσκου και απαιτεί μηνισκεκτομή ή συρραφή ταυτόχρονα με τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, 3) προηγηθείσα συνδεσμική κάκωση ή χειρουργείο στο πάσχον ή το ετερόπλευρο γόνατο ή αναθεώρηση συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ, και 4) πόνος στην πρόσθια επιφάνεια του γόνατος ή αντικειμενική αστάθεια στην τελευταία επίσκεψη της παρακολούθησης του ασθενούς (θετική δοκιμασία pivot shift, θετική δοκιμασία Lachman, και διαφορά στην πρόσθια κνημιαία μετατόπιση ≥ 3 χιλιοστά με τη μέτρηση με αρθρόμετρο KT-1000). Τέλος, για πρακτικούς λόγους ασθενείς που διέμεναν σε απόσταση πάνω από μία ώρα μακριά από το κέντρο που διεξάγονταν οι μετρήσεις του ερευνητικού πρωτοκόλλου, αποκλείονταν από τη μελέτη.

Με βάση τα κριτήρια αυτά, 31 άρρενες ασθενείς (μέσος όρος ηλικίας 27 έτη, εύρος 18-44) με ετερόπλευρη πρωτοπαθή συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με μόσχευμα BPTB συμπεριλήφθησαν στη μελέτη αφού πρώτα ενημερώθηκαν για το ερευνητικό πρωτόκολλο και έδωσαν την συγκατάθεσή τους. Σε όλες τις περιπτώσεις η ρήξη του

ΠΧΣ διαγνώσθηκε με την μαγνητική τομογραφία και την κλινική εξέταση και επιβεβαιώθηκε αρθροσκοπικά. Σε 9 ασθενείς ανευρέθηκε ρήξη μηνίσκου, αλλά το ποσοστό της μηνισκικής κάκωσης ήταν μικρότερο του 25%, και έτσι συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη. Επικοινωνία ανάμεσα στον χειρουργό και τους φυσιοθεραπευτές των ασθενών εξασφάλισε ότι παρόμοιο φυσιοθεραπευτικό πρωτόκολλο αποκατάστασης ακολουθήθηκε για όλους τους ασθενείς μετεγχειρητικά²¹⁹. Τα χαρακτηριστικά του πληθυσμού μελέτης παρουσιάζονται στον πίνακα 5.

ΠΙΝΑΚΑΣ 5: Χαρακτηριστικά των ασθενών

Αριθμός (n)	31
Άρρεν Φύλο (n)	31
Τραυματισμένο γόνατο (n)	13 αριστερό, 18 δεξί
Μηνισκεκτομή (n)	9
Ηλικία (σε έτη)	28.6 ± 7.7 (18-44)
Υψος (σε μέτρα)	1.78 ± 0.067 (1.67-1.92)
Βάρος (σε χιλιόγραμμα)	83 ± 11 (68-114)
Χρονικό διάστημα από τραυματισμό έως επέμβαση (σε μήνες)	14.9 ± 42.4 (1-240)
Χρονικό διάστημα από επέμβαση έως συλλογή δεδομένων (σε μήνες)	17.5 ± 5.8 (12-32)
Βαθμολογία Tegner	7.5 ± 0.9 (6-9)
Βαθμολογία Lysholm	94.8 ± 5.4 (77-100)
Βαθμολογία IKDC subjective	90.7 ± 7.2 (69-100)
SSD ATT KT-1000 μέγιστη δύναμη χειρός (σε χιλ)	1.1 ± 0.9 (-1 - 3)

Οι τιμές εκφράζονται σαν μέση τιμή ± τυπική απόκλιση (εύρος) εκτός κι αν υποδεικνύεται κάτι διαφορετικό.

Συντομογραφίες: SSD ATT: side to side difference of anterior tibial translation- διαφορά πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης ανάμεσα στα δυο γόνατα (χειρουργημένο και ετερόπλευρο υγιές).

ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΤΕΧΝΙΚΗ

Όλες οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν από τον ίδιο χειρουργό (Α.Δ.Γ). Το μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα (BPTB) απομονώθηκε από το έσω τριτημόριο του πλάτους του τένοντα ^{201, 202} προσέχοντας να μην αφαιρεθεί άνω του 1/3 του. Τα υπολείμματα του ΠΧΣ διατηρήθηκαν στις θέσεις πρόσφυσης του συνδέσμου στο μηρό και την κνήμη και καθαρίστηκαν μόνο στα σημεία εισόδου του οστικού αυλού. Ο τρυπανισμός του οστικού αυλού στο μηριαίο οστόν έγινε αρθροσκοπικά δια μέσου της πρόσθιας-έσω πύλης με το γόνατο σε 120° κάμψης. Η είσοδος του οστικού αυλού δημιουργήθηκε στο κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του ΠΧΣ ^{144, 202}. Η είσοδος του οστικού αυλού στην κνήμη δημιουργήθηκε περίπου 5 χιλιοστά πρόσθια και έσω σε σχέση με το κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ έτσι ώστε το οπίσθιο-έξω τμήμα της περιφέρειας του οστικού αυλού που καταλαμβάνεται από το μόσχευμα να συμπίπτει με το κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του ΠΧΣ. Αυτό έγινε με σκοπό να τοποθετηθεί το μόσχευμα στο ανατομικό κέντρο της κνημιαίας πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ. Η τοποθέτηση του μοσχεύματος στον οστικό αυλό στο μηρό έγινε με το φλοιώδες τμήμα του οστικού τεμαχίου του κνημιαίου κυρτώματος προς την οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής ²¹⁷. Η καθήλωση του μοσχεύματος έγινε με βιοαπορροφήσιμη βίδα στο μηριαίο οστόν και την κνήμη. Η βιοαπορροφήσιμη βίδα τοποθετήθηκε προς την μεριά του σπογγώδους τμήματος των οστικών τεμαχίων στο μηρό και την κνήμη. Μετά την καθήλωση στο μηριαίο οστό, ο αρθροσκόπος έστρεψε το μόσχευμα κατά 90 μοίρες γύρω απ' τον επιμήκη άξονά του ώστε να προσομοιάζει τη φυσιολογική στροφή του ΠΧΣ, και εφαρμόζονταν μέγιστη τάση δια χειρός, τραβώντας το μόσχευμα από το άκρο του σύστοιχα με το επιγονατιδικό οστικό τεμάχιο και πιέζοντας ταυτόχρονα την κνήμη προς τα πίσω ώστε να διορθωθεί η πρόσθια κνημιαία μετατόπιση. Με το γόνατο σε 30° κάμψης ²⁰³ και διατηρώντας την τάση του μοσχεύματος όπως περιγράφηκε παραπάνω, γίνεται η καθήλωση του μοσχεύματος στην κνήμη με την δεύτερη βιοαπορροφήσιμη βίδα.

Τέλος, γινόταν έλεγχος κατά την πλήρη κάμψη και έκταση για τυχόν πρόσκρουση του μοσχεύματος στην οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής, τον έξω μηριαίο κόνδυλο και τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο. Δεν απαιτήθηκε πλαστική της μεσοκονδύλιας εντομής σε κανέναν από τους ασθενείς, ούτε παρατηρήθηκε θραύση του οπισθίου τοιχώματος του μηριαίου οστού κατά την δημιουργία του οστικού αυλού.

ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ

Πριν την συλλογή δεδομένων ανάλυσης κίνησης, έγινε η κλινική εξέταση όλων των ασθενών από τον ίδιο εξεταστή (ΦΖ). Η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης μετρήθηκε με το αρθρόμετρο KT-1000 για το χειρουργημένο και το ετερόπλευρο γόνατο. Οι μετρήσεις έγιναν χρησιμοποιώντας τη μέγιστη δύναμη δια χειρός στην εγγύς κνήμη μέχρι να ανασηκωθεί η πτέρνα. Επαναλαμβανόμενες μετρήσεις πραγματοποιούνταν έως να επιτευχθεί σταθερή μέτρηση με το αρθρόμετρο.

Οι δοκιμασίες Lachman και pivot shift για όλους τους ασθενείς ήταν αρνητικές υποδεικνύοντας πως η σταθερότητα του γόνατος είχε αποκατασταθεί κλινικά.

ΚΛΙΜΑΚΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Η κλίμακα Lysholm score που αξιολογεί τη λειτουργικότητα της άρθρωσης ¹⁰³ (εικόνα 64), η κλίμακα Tegner activity score που αξιολογεί το επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας, και η υποκειμενική φόρμα αξιολόγησης International Knee Documentation Committee (IKDC) ¹⁰⁴ (Εικόνα 65) καταγράφηκαν για κάθε ασθενή.

ΚΛΙΜΑΚΑ ΒΑΘΜΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ – LYSHOLM SCOREΚουτσαίνεις (5 βαθμοί)

Καθόλου = 5
 Ελαφρά ή περιοδικά = 3
 Σοβαρά και σταθερά = 0

Υποστήριξη του σκέλους (5 βαθμοί)

Καθόλου = 5
 Μπαστούνι ή πατερίτσα = 2
 Αδύνατη η εφαρμογή βάρους = 0

Κλείδωμα (15 Βαθμοί)

Όχι αίσθηση κλειδώματος ή μπλοκαρίσματος = 15
 Σπάνια όταν αθλούμαι η σε έντονες προσπάθειες = 10
 Κλείδωμα περιστασιακά = 6
 Κλείδωμα συχνά = 2
 Κλειδωμένο κατά την εξέταση = 0

Αστάθεια (25 βαθμοί)

Ποτέ = 25
 Σπάνια όταν αθλούμαι η σε έντονες προσπάθειες = 20
 Συχνά όταν αθλούμαι ή σε έντονες προσπάθειες (ή αδύνατη η συμμετοχή μου σε άθλημα) = 15
 Περιστασιακά σε καθημερινές δραστηριότητες = 10
 Συχνά σε καθημερινές δραστηριότητες = 5
 Σε κάθε βήμα = 0

Πόνος (25 βαθμοί)

Καθόλου = 25
 Ήπιος και ασταθής σε έντονες προσπάθειες = 20
 Αξιοσημείωτος σε έντονες προσπάθειες = 15
 Αξιοσημείωτος κατά ή μετά τη βάρδια για περισσότερα από 2 χιλιόμετρα = 10
 Αξιοσημείωτος κατά ή μετά τη βάρδια για λιγότερα από 2 χιλιόμετρα = 5
 Συνεχής = 0

Οίδημα (πρήξιμο) (10 βαθμοί)

Καθόλου = 10
 Σε έντονη προσπάθεια = 6
 Σε συνήθη προσπάθεια = 2
 Συνεχής = 0

Ανέβασμα σκάλας (10 βαθμοί)

Κανένα πρόβλημα = 10
 Ελαφρά ανικανότητα = 6
 Ένα – ένα βήμα = 2
 Αδύνατη = 0

Βαθύ κάθισμα (5 βαθμοί)

Κανένα πρόβλημα = 5
 Ελαφρά ανικανότητα = 4
 Όχι πέρα από τις 90° = 2
 Αδύνατο = 0

ΣΥΝΟΛΙΚΗ ΒΑΘΜΟΛΟΓΙΑ**ΕΠΙΔΟΣΗ**

Αριστη 95-100
 Καλή 84-94
 Μέτρια 65-83
 Πτωχή < 64

Εικόνα 64: *To Lysholm Score.*

- ☐ Μέτριες δραστηριότητες όπως τη μέτριο φυσικό εργασία ή το ελαφρό τρέξιμο
☐ Ελαφριές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, τα οικιακά, ή η κηπουρική
☐ Ανίκανος να εκτελέσει οποιαδήποτε από τις ανωτέρω δραστηριότητες λόγω του πρηξίματος των γονάτων

6. Κατά τη διάρκεια των 4 προηγούμενων εβδομάδων, ή από τον τραυματισμό σας, το γόνατό σας μπλοκάρισε ή πιάστηκε ;
☐ Ναι ☐ Όχι
7. Ποιο είναι το πιο υψηλό επίπεδο δραστηριότητας που μπορείτε να αποδώσετε χωρίς να αισθάνεστε αστάθεια στο γόνατό σας;
☐ Πολύ επίπονες δραστηριότητες όπως το άλμα ή η περιστροφή όπως στο μπάσκετ ή στο ποδόσφαιρο
☐ Επίπονες δραστηριότητες όπως βαριά φυσική εργασία, σκι ή τένις
☐ Μέτριες δραστηριότητες όπως μέτριο φυσική εργασία ή ελαφρό τρέξιμο
☐ Ελαφριές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, τα οικιακά ή η κηπουρική
☐ Ανίκανος να εκτελέσει οποιαδήποτε από τις ανωτέρω δραστηριότητες λόγω αστάθειας του γονάτου

ΑΘΛΗΤΙΚΕΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΕΣ:

8. Ποιο είναι το πιο υψηλό επίπεδο δραστηριότητας που μπορείτε να συμμετέχετε σε κανονική βάση;

- ☐ Πολύ επίπονες δραστηριότητες όπως το άλμα ή η περιστροφή, π.χ. στο μπάσκετ ή στο ποδόσφαιρο
☐ Επίπονες δραστηριότητες όπως βαριά φυσική εργασία, σκι ή τένις
☐ Μέτριες δραστηριότητες όπως μέτρια φυσική εργασία ή ελαφρό τρέξιμο
☐ Ελαφριές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, τα οικιακά ή η κηπουρική
☐ Ανίκανος να εκτελέσει οποιαδήποτε από τις ανωτέρω δραστηριότητες λόγω του γονάτου

9. Πώς επηρεάζει το γόνατό σας τη δυνατότητά σας να:

		Καθόλου δύσκολο	Ελάχιστο δύσκολο	Αρκετά δύσκολο	Εξαιρετικά δύσκολο	Ανέφικτο
α.	Ανεβείτε σκαλοπάτια	☐	☐	☐	☐	☐
β.	Κατεβείτε σκαλοπάτια	☐	☐	☐	☐	☐
γ.	Γονατίσετε	☐	☐	☐	☐	☐
δ.	Καθίσετε οκλαδόν	☐	☐	☐	☐	☐
ε.	Καθίσετε λυγίζοντας τα γόνατά σας	☐	☐	☐	☐	☐
ζ.	Σηκωθείτε από μια καρέκλα	☐	☐	☐	☐	☐
η.	Τρέξετε προς τα εμπρός	☐	☐	☐	☐	☐
θ.	Πηδήξετε και προσγειωθείτε στο χειρουργημένο γόνατο	☐	☐	☐	☐	☐
ι.	Σταματήσετε και να ξεκινήσετε γρήγορα	☐	☐	☐	☐	☐

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ:

10. Πώς θα εκτιμούσατε τη λειτουργία του γονάτου σας σε μια κλίμακα 0 έως 10, με 10 την άριστη λειτουργία και 0 την ανικανότητα να εκτελεσθεί οποιαδήποτε από τις συνηθισμένες καθημερινές δραστηριότητές σας που μπορούν να περιλάβουν και τον αθλητισμό;

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΠΡΙΝ ΑΠΟ ΤΟΝ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟ ΤΩΝ ΓΟΝΑΤΩΝ ΣΑΣ:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Αδυναμία να εκτελεσθούν καθημερινές δραστηριότητες									Κανένας περιορισμός στις δραστηριότητες	

ΤΡΕΧΟΥΣΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΥ ΣΑΣ:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Αδυναμία να εκτελεσθούν καθημερινές δραστηριότητες									Κανένας περιορισμός στις δραστηριότητες	

Εικόνα 65: Η φόρμα υποκειμενικής αξιολόγησης γονάτων κατά IKDC (International Knee Documentation Committee)- Subjective IKDC score.

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ

Για την εμβιομηχανική ανάλυση χρησιμοποιήθηκε οπτοηλεκτρονικό σύστημα τρισδιάστατης (3D) ανάλυσης κίνησης με 8 κάμερες με συχνότητα καταγραφής 100Hz (Vicon, Oxford, UK). Με βάση το εμβιομηχανικό μοντέλο των Davis και συν¹⁶² που περιγράφει συγκεκριμένα οδηγία οστικά σημεία των κάτω άκρων και της πυέλου τοποθετήθηκαν 16 δερματικοί σημειακοί ανακλαστήρες. Δύο δυναμοδάπεδα (type 4060-10; Bertec, Worthington, OH) που είχαν ενσωματωθεί στο δάπεδο της εξεταστικής αίθουσας στο ίδιο επίπεδο με αυτό και βρίσκονταν στο κέντρο του προ-ρυθμισμένου χώρου όπου θα πραγματοποιούνταν οι υπό εξέταση δοκιμασίες, χρησιμοποιήθηκαν για να καταγραφεί το πάτημα στο έδαφος του κάθε κάτω άκρου του εξεταζόμενου για της δοκιμασίες που εκτελούσε. Η καταγραφή της δύναμης αντίδρασης του εδάφους (ground reaction force, GRF) γινόταν με συχνότητα 1000Hz και σε συγχρονισμό με την καταγραφή των κινηματικών δεδομένων από το σύστημα Vicon. Τα κινητικά δεδομένα (GRF) χρησιμοποιήθηκαν ώστε να οριοθετείται χρονικά η έναρξη της στροφικής δοκιμασίας (pivoting) που ξεκινούσε με το πάτημα του εξεταζόμενου κάτω άκρου. Οι εξεταζόμενοι πραγματοποιούσαν δύο δοκιμασίες: (1) κατάβαση σκάλας και στροφή, και (2) προσγείωση από άλμα και στροφή.

Για την πρώτη δοκιμασία η κατασκευή της σκάλας έγινε σύμφωνα με τους Andriacchi και συνεργάτες²⁰⁵. Για την δεύτερη δοκιμασία το ύψος της πλατφόρμας από την οποία πραγματοποιούνταν το άλμα ήταν 40εκ. και κατασκευάστηκε σύμφωνα με τους James και συνεργάτες²⁰⁴. Σε όλους τους εξεταζόμενους δόθηκε χρόνος 10 λεπτών ώστε να προθερμανθούν και να εξοικειωθούν με τις υπό εξέταση δοκιμασίες. Το πρωτόκολλο που ακολουθήθηκε ήταν το ίδιο για όλους τους συμμετέχοντες και εφαρμόστηκε από τον ίδιο εξεταστή. Κατά τη διάρκεια της πρώτης δοκιμασίας ο εξεταζόμενος κατέβαινε τα σκαλοπάτια με την ταχύτητα που ο ίδιος επέλεγε. Μετά την κατάβαση των τριών σκαλοπατιών πατούσε στο έδαφος με τη στηριζόμενο κάτω άκρο (υπό εξέταση κάτω άκρο). Μετά την επαφή με το έδαφος ο εξεταζόμενος πραγματοποιούσε στροφή (pivoting) 90° πάνω στο στηριζόμενο κάτω άκρο. Κατά τη διάρκεια αυτής της στροφής το ετερόπλευρο κάτω άκρο αιωρούταν γύρω από το σώμα καθώς πραγματοποιούσε την κάθοδό του από τη σκάλα), και στο τέλος της στροφής ο κορμός και το ετερόπλευρο άκρο πόδι ήταν κάθετα τοποθετημένα στη σκάλα. Κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας τα σημεία όπου πατούσαν στο έδαφος τα δύο κάτω άκρα (το στηριζόμενο που πραγματοποιούσε στροφή και το ετερόπλευρο

που αιωρούνταν) υποδεικνύονταν με δείκτες στο έδαφος έτσι ώστε να εξασφαλισθεί η ίδια 90° στροφική δοκιμασία για όλους τους εξεταζόμενους. Μετά τη στροφή οι συμμετέχοντες απομακρύνονταν περπατώντας από τη σκάλα πραγματοποιώντας τουλάχιστον έναν κύκλο βάδισης. Κατά τη διάρκεια της δεύτερης δοκιμασίας ο εξεταζόμενος είχε τα χέρια του μπροστά στο στήθος και αφού πραγματοποιούσε άλμα από μία πλατφόρμα, προσγειωνόταν με τα δύο του πέλματα στα δυναμοδάπεδα. Μετά την επαφή με το έδαφος ο εξεταζόμενος πραγματοποιούσε στροφή 90° στο υπό εξέταση κάθε φορά κάτω άκρο όμοια με την προηγούμενη δοκιμασία. Ο κάθε ασθενής πραγματοποιούσε την κάθε δοκιμασία και για τα δύο κάτω άκρα (χ/θέν και ετερόπλευρο υγιές), τα οποία εξετάζονταν με τυχαία σειρά. Με σκοπό να επιτευχθεί μέγιστη στροφική ροπή στο υπό εξέταση γόνατο κατά τη διάρκεια της στροφικής δοκιμασίας οι εξεταζόμενοι είχαν την οδηγία να διατηρούν το στηριζόμενο κάτω άκρο στην ίδια θέση κατά την επαφή με το έδαφος καθ' όλη τη διάρκεια της στροφής έως το ετερόπλευρο κάτω άκρο να πατήσει στο έδαφος (τέλος της στροφικής δοκιμασίας). Προσεκτική παρατήρηση της κινηματικής του κορμού, των κάτω άκρων και πελμάτων κατά τη διάρκεια της ανάλυσης σε πραγματικό χρόνο επέτρεπαν την αναγνώριση των δοκιμασιών στις οποίες η στροφή είχε πραγματοποιηθεί όπως περιγράφηκε έτσι ώστε τουλάχιστον 6 επιτυχημένες δοκιμασίες να καταγράφονται για το κάθε κάτω άκρο. Σε μια προσπάθεια να τυποποιηθεί όσο περισσότερο γίνεται η δοκιμασία ασθενείς καταγράφονταν σε πραγματικό χρόνο οπτικά αλλά και ταυτόχρονα με δεδομένα του λογισμικού έτσι ώστε να εξασφαλισθεί πως ο κορμός και η πύελος ήταν προσανατολισμένα προς τα εμπρός με την έναρξη της στροφικής περιόδου και προσανατολισμένα 90° με το πέρας αυτής. Η δοκιμασία επαναλαμβανόταν κάθε φορά που εντοπίζονταν αποκλίσεις από αυτές τις οδηγίες.

Η υπό εξέταση δοκιμασία ξεκινούσε με την επαφή με το έδαφος του στηριζόμενου κάτω άκρου και ολοκληρωνόταν με το πάτημα του ετερόπλευρου κάτω άκρου¹⁷¹. Τα κινητικά δεδομένα χρησιμοποιήθηκαν για τον σκοπό αυτό για να ορίζεται η έναρξη (πάτημα του στηριζόμενου άκρου) και το πέρας (πάτημα του ετερόπλευρου άκρου) της στροφικής δοκιμασίας που καθιστούσε την υπό εξέταση περίοδο. Για να είναι εγκυρότερη η συλλογή δεδομένων και για να ελαχιστοποιηθεί το σφάλμα που έχει περιγραφεί στη βιβλιογραφία σχετικά με την καταγραφή της κίνησης των σημειακών ανακλαστήρων δέρματος²⁰⁶ καταγράφηκε μία επιπλέον στατική δοκιμασία για κάθε εξεταζόμενο με τα πέλματα παράλληλα και σε απόσταση 15 εκ μεταξύ τους. Αυτή η

ρύθμιση επέτρεπε την διόρθωση μικρών αποκλίσεων στην ευθυγράμμιση των ανακλαστήρων που ορίζουν το τοπικό σύστημα συντεταγμένων και παρείχε τον ορισμό των 0° για την κίνηση όλων των τμημάτων (segments) σε όλα τα επίπεδα ^{171, 188}.

ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Τα ανθρωπομετρικά δεδομένα συνδυάζονται με τα δεδομένα από την τριδιάστατη θέση των ανακλαστήρων κατά την διάρκεια της στατικής ανατομικής δοκιμασίας και προσδιορίζουν το κέντρο της άρθρωσης και τον ανατομικό άξονα περιστροφής των αρθρώσεων. Η θέση των ανακλαστήρων παρείχε τις γωνίες των τμημάτων (segments). Η περιστροφή του γόνατος υπολογίσθηκε με βάση την συνθήκη Grood και συν ²⁰⁷. Η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή της κνημιαίας στροφής (tibial rotation, TR) για το κάτω άκρο που εκτελούσε τη στροφική δοκιμασία αναγνωρίζονταν και βάσει αυτών υπολογιζόταν το εύρος κίνησης για την κνημιαία στροφή (TR ROM) κατά τη διάρκεια της στροφικής δοκιμασίας. Η επιλογή του εύρους κίνησης της κνημιαίας στροφής σαν εξαρτημένη μεταβλητή εξαλείφει το σφάλμα που έχει αναφερθεί στη βιβλιογραφία ²⁰⁸ όταν οι απόλυτες μετρήσεις (π.χ. μέγιστη ή ελάχιστη) χρησιμοποιήθηκαν. Τα κινηματικά δεδομένα του αιωρούμενου κάτω άκρου δεν υπολογίσθηκαν ή χρησιμοποιήθηκαν για το συγκεκριμένο ερευνητικό ερώτημα.

Η διαφορά του TRROM ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές κάτω άκρο ορίσθηκε ως η διαφορά SSDTR ROM (side-to-side difference) και υπολογίσθηκε αφαιρώντας το TRROM του ετερόπλευρου υγιούς κάτω άκρου από εκείνο του χειρουργημένου κάτω άκρου και για κάθε ασθενή για κάθε δοκιμασία. Αυτό το μέτρο ποσοτικοποιεί για κάθε ασθενή την απόκλιση που εμφανίζει το χειρουργημένο γόνατο σε σχέση με το ετερόπλευρο υγιές για την κνημιαία στροφή.

ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Μοντέλα γραμμικής παλινδρόμησης εφαρμόστηκαν με την παράμετρο SSDTRROM κατά την πρώτη και τη δεύτερη δοκιμασία σαν προγνωστικό παράγοντα της βαθμολογίας του υποκειμενικού IKDC, της βαθμολογίας της κλίμακας Lysholm, της διαφοράς της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης (KT-1000 μέγιστη δύναμη χειρός, χιλ) και της βαθμολογίας της κλίμακας Tegner. Τιμές R^2 μικρότερες του 0.1 ερμηνεύονταν ως “καμία συσχέτιση”, μεγαλύτερες του 0.1 και μικρότερες του 0.3 ως “μικρή” συσχέτιση, μεγαλύτερες του 0.3 και μικρότερες του 0.5 ως “ενδιάμεση” συσχέτιση, και μεγαλύτερες του 0.5 ως “μεγάλη” συσχέτιση²⁰⁹.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ

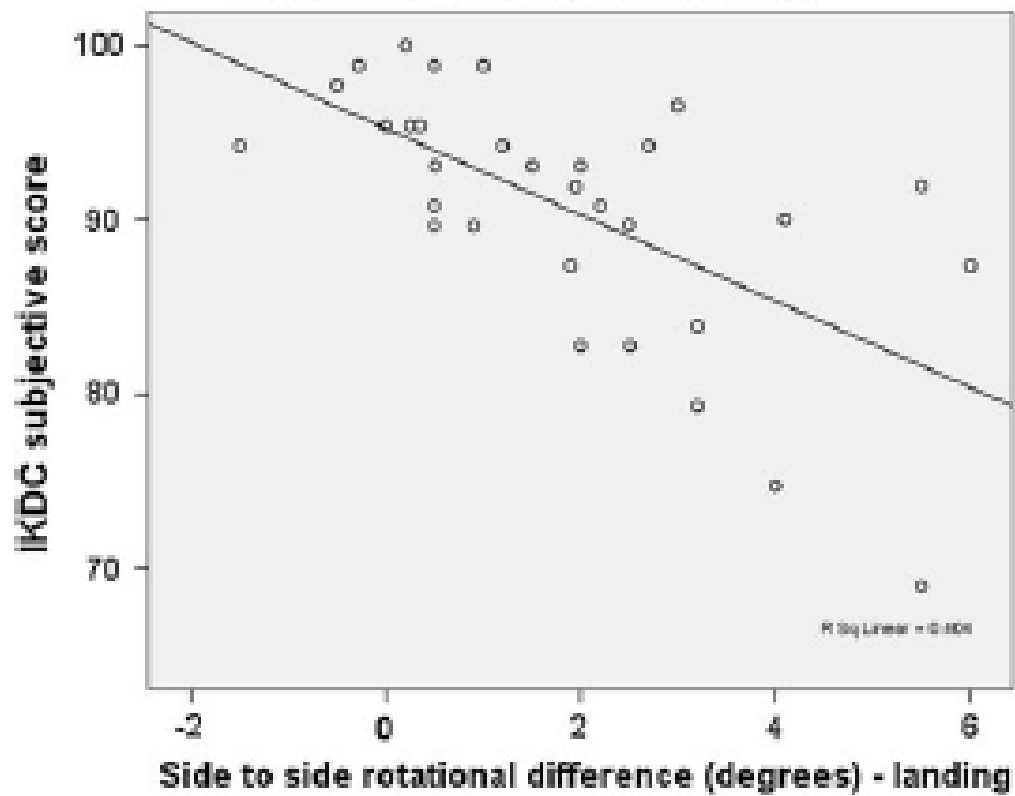
Για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, η μέση τιμή της βαθμολογίας της κλίμακας Lysholm ήταν 94.8 (εύρος 77-100), της κλίμακας Tegner 7.5 (εύρος 6-9), ενώ η μέση τιμή για την βαθμολογία της υποκειμενικής κλίμακας IKDC ήταν 90.7 (εύρος 69-100). Όλοι οι ασθενείς ανέκτησαν την σταθερότητα του γόνατος κλινικά όπως αποδείκνυε το αρνητικό αποτέλεσμα κατά την εξέταση με τις δοκιμασίες Lachman και pivot shift. Η μέση τιμή της διαφοράς της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης ανάμεσα στα δύο γόνατα (χειρουργημένο και ετερόπλευρο υγιές) που μετρήθηκε με το αρθρόμετρο KT-1000 με τη μέγιστη δύναμη χειρός ήταν 1.1 χιλ (εύρος -1 έως 3 χιλ). Συνεπώς όλοι οι ασθενείς είχαν μια κλινικά επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και συμπεριλήφθηκαν στην κινηματική ανάλυση της μελέτης (πίνακας 5).

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ

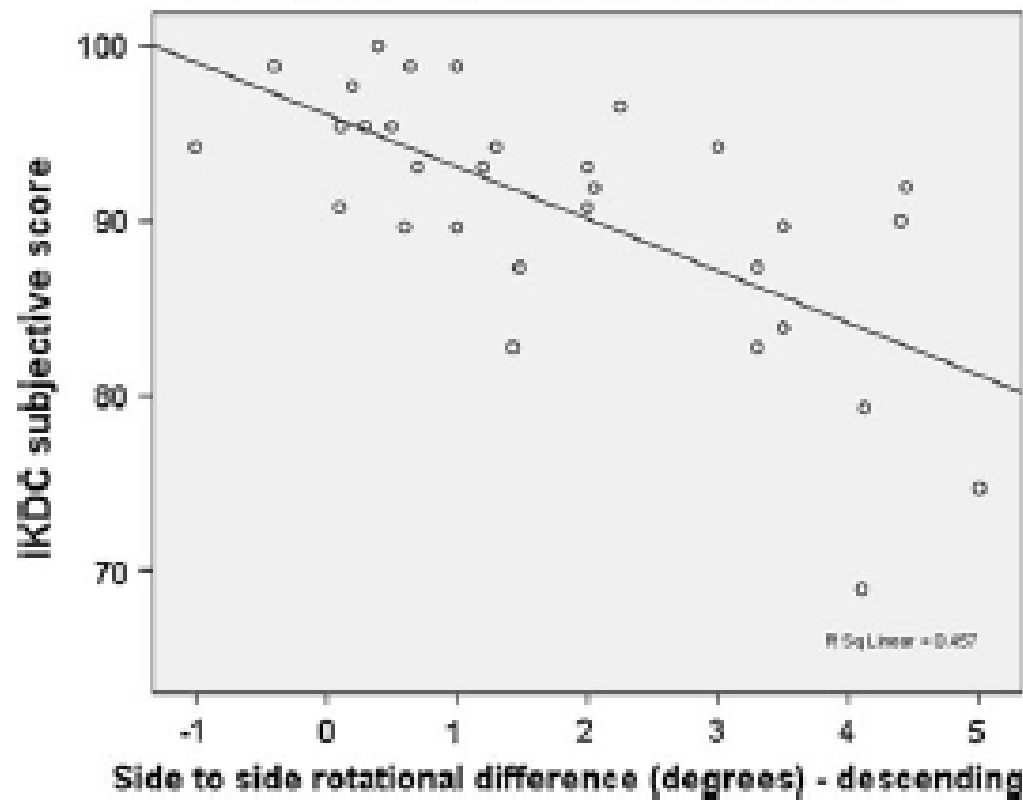
Η ανάλυση με τα μοντέλα γραμμικής παλινδρόμησης έδειξαν πως η διαφορά SSDTRROM τόσο κατά την δοκιμασία με κατάβαση σκάλας και στροφή όσο και κατά την προσγείωση από άλμα και στροφή είναι προγνωστική της βαθμολογίας της υποκειμενικής κλίμακας αξιολόγησης IKDC (σταθμισμένος συντελεστής $R^2 = 0.46$, $p < 0.001$, και σταθμισμένος συντελεστής $R^2 = 0.40$, $p < 0.001$ αντίστοιχα) με “ενδιάμεσο” μέγεθος επίδρασης (Εικόνα 66), και της βαθμολογίας της κλίμακας Lysholm (σταθμισμένος συντελεστής $R^2 = 0.13$, $p = 0.027$, και σταθμισμένος συντελεστής $R^2 = 0.09$, μη στατιστικά σημαντικό) με “κανένα” ως “μικρό” μέγεθος επίδρασης (Εικόνα 67).

Η διαφορά SSDTRROM δεν ήταν προγνωστική της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης (διαφορά χειρουργημένου γόνατος από ετερόπλευρο υγιές μετρούμενο με το αρθρόμετρο KT-1000) ούτε προγνωστική της βαθμολογίας της κλίμακας Tegner, με “κανένα” μέγεθος επίδρασης.

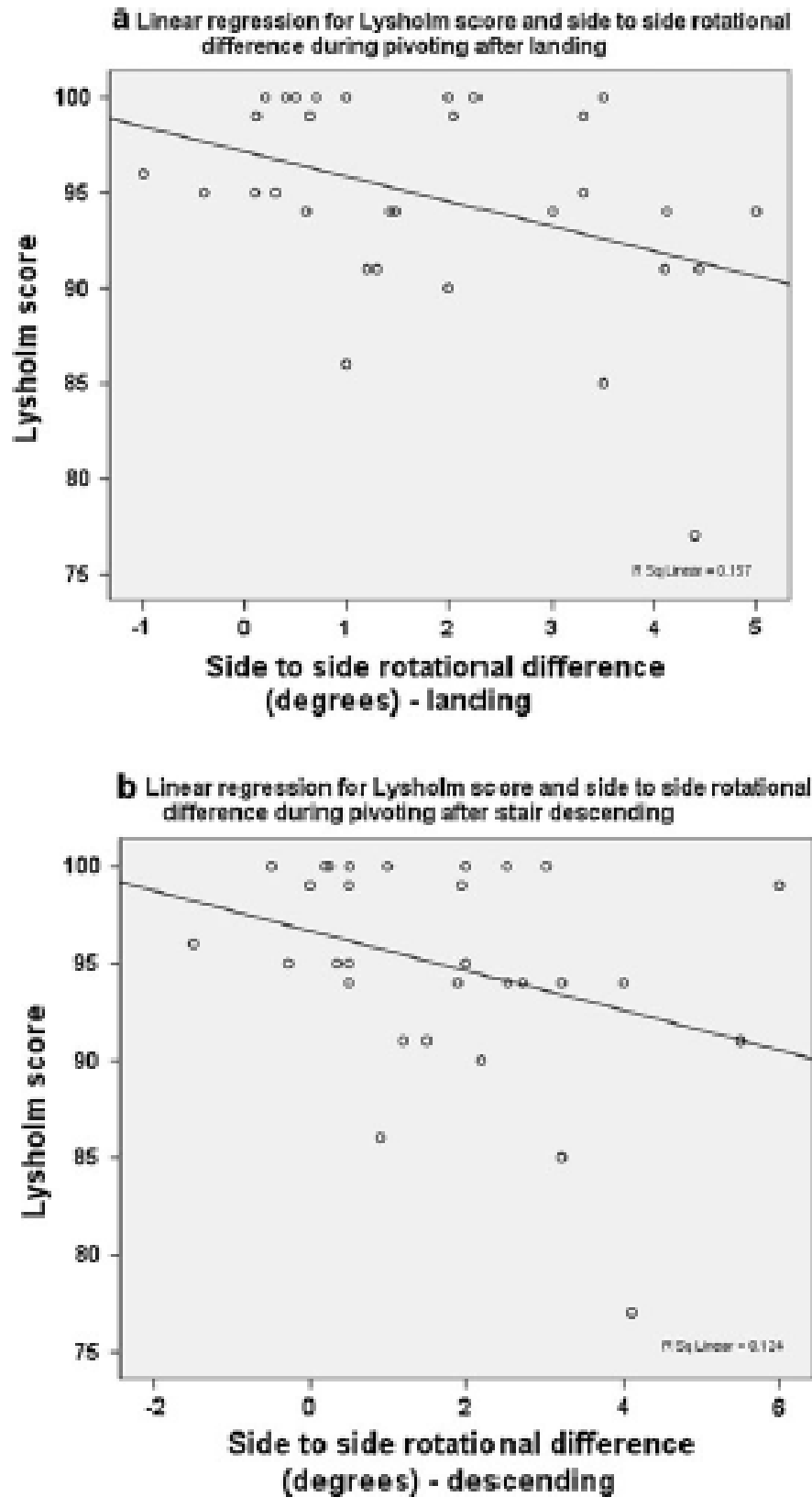
a Linear regression for IKDC subjective score and side to side rotational difference during pivoting after landing



b Linear regression for IKDC subjective score and side to side rotational difference during pivoting after stair descending



Εικόνα 66: α. Η παράμετρος “διαφορά της κνημιαίας στροφής ανάμεσα στα δύο γόνατα [Side-to-side difference (SSD) of tibial rotation (TR), (SSDTR)]” κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας πτώσης από άλμα και στροφής είναι προγνωστική της βαθμολογίας της κλίμακας IKDC subjective score (διορθωμένος συντελεστής προσδιορισμού R^2 -adjusted $R^2 = 0.40$, $p < 0.001$). β η SSDTR κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας κατάβασης σκάλας και στροφής είναι προγνωστική της βαθμολογίας IKDC subjective score ($R^2 = 0.46$, $p < 0.001$)



Εικόνα 67 α. Η παράμετρος SSDTR κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας πτώσης από άλμα και στροφής και β. κατάβασης σκάλας και στροφής είναι προγνωστική της βαθμολογίας Lysholm score με “μικρό” έως “κανένα” μέγεθος επίδρασης.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Το σημαντικότερο εύρημα της μελέτης αυτής είναι ότι η διαφορά SSDTRROM είναι προγνωστική της βαθμολογίας της κλίμακας υποκειμενικής αξιολόγησης του γόνατος IKDC με “ενδιάμεσο” μέγεθος επίδρασης και της βαθμολογίας της κλίμακας Lysholm με “κανένα” ως “μικρό” μέγεθος επίδρασης για τις δύο δυναμικές δοκιμασίες που εξετάστηκαν. Αντιθέτως, η παράμετρος SSDTRROM δεν ήταν προγνωστική της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης ούτε και της βαθμολογίας της κλίμακας Tegner για καμία από τις δυο δυναμικές δοκιμασίες. Αυτά τα ευρήματα ενισχύουν προηγηθέντα ευρήματα σχετικά με την δοκιμασία pivot shift, η οποία έχει βρεθεί πως σχετίζεται σημαντικά με τη συμπτωματολογία και τη λειτουργικότητα του γόνατος μετά από την συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Ειδικότερα, η θετική δοκιμασία pivot shift σχετίζεται με μικρότερη βαθμολογία στην υποκειμενική κλίμακα αξιολόγησης, αποτυχία για επάνοδο στο πρότερο επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας και αυξημένη πρόσληψη ισοτόπου στο υποχόνδριο οστού 2 χρόνια μετά την συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ που σχετιζόταν και με εμφάνιση οστεοαρθριτικών αλλοιώσεων στον ακτινολογικό έλεγχο^{174, 175}. Στην παρούσα μελέτη η κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών που εμπεριέχουν στροφή είναι προγνωστική της βαθμολογίας της υποκειμενικής κλίμακας αξιολόγησης του γόνατος μετά από τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, υποδεικνύοντας με αυτό τον τρόπο τη σημασία των κινηματικών δεδομένων όταν προσδιορίζονται in vivo. Επιπλέον, το εύρημα αυτό έχει μεγάλη κλινική σημασία και εφαρμογή καθώς όπως αποδείχθηκε στην παρούσα μελέτη εφαρμόζεται και ισχύει σε ασθενείς οι οποίοι μετά από τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ είχαν αρνητική δοκιμασία pivot shift στην κλινική εξέταση. Συνεπώς το εύρημα αυτό υποδεικνύει τη σημασία του να αναγνωρίζεται η παθολογική στροφική κίνηση του γόνατος όχι μόνο στο επίπεδο της δοκιμασίας pivot shift αλλά και όσον αφορά στις πιο “λεπτές”, μη διακριτές κλινικά διαταραχές του φυσιολογικού προτύπου στροφικής κίνησης του γόνατος με τη βοήθεια της ανάλυσης κίνησης.

Στην παρούσα μελέτη, η διαφορά που εμφάνιζε η κνημιαία στροφή του χειρουργημένου γόνατος από αυτή του ετερόπλευρου υγιούς σκέλους ήταν η μεταβλητή που μελετήθηκε και τα αποτελέσματα ανέδειξαν τη σημασία που έχει η εξατομίκευση των μετρήσεων για κάθε ασθενή και η αξιολόγηση αυτών σύμφωνα με τα δικά του δεδομένα, όπως αυτά που προκύπτουν από το ετερόπλευρο υγιές γόνατο. Πρόσφατα, σε προηγούμενη μελέτη, η διαφορά της κνημιαίας στροφής ανάμεσα στα

δύο γόνατα αναφέρθηκε σαν μία πολύ σημαντική κλινικά παράμετρος ²¹². Με δεδομένο πως έχει αναφερθεί πως ακόμα και μικρές αλλαγές στο φυσιολογικό πρότυπο στροφικής κίνησης του γόνατος συμβάλλουν στην εκφύλιση του αρθρικού χόνδρου ¹⁷⁹, συμπεραίνεται πως η αποκατάσταση του φυσιολογικού προτύπου κίνησης είναι θεμελιώδους σημασίας για τον κάθε ασθενή μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Στην παρούσα μελέτη η απόκλιση από το φυσιολογικό πρότυπο κίνησης του ετερόπλευρου υγιούς γόνατος είναι προγνωστική της υποκειμενικής λειτουργικότητας του γόνατος. Η χρήση αυτής της παραμέτρου είναι σύμφωνη με την προσέγγιση των Pearle και συν ²²⁰ οι οποίοι χρησιμοποίησαν στην μελέτης τους χειρουργικό σύστημα πλοήγησης έχοντας ως στόχο να κάνουν την επέμβαση πιο ακριβή, ελάχιστα επεμβατική και εξατομικευμένη για τον κάθε ασθενή. Οι συγγραφείς πρότειναν την μέτρηση των κινηματικών δεδομένων του γόνατος προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά, συμπεριλαμβάνοντας στη μεθοδολογία τους και την άμεση σύγκριση με τα κινηματικά δεδομένα από το ετερόπλευρο υγιές γόνατο ²²⁰. Σε συμφωνία λοιπόν με ευρήματα προηγούμενων μελετών, τα ευρήματά μας τονίζουν τη σημασία που έχει η αποκατάσταση της στροφικής κίνησης του γόνατος στα φυσιολογικά επίπεδα του κάθε ασθενούς κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών με σκοπό να μεγιστοποιήσουμε την λειτουργικότητα και κατ' επέκταση την ποιότητα ζωής των ασθενών με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ.

Ενδιαφέρον παρουσιάζει το εύρημα πως η κνημιαία στροφή ήταν προγνωστική με πιο ισχυρή συσχέτιση για την βαθμολογία της υποκειμενικής κλίμακας αξιολόγησης IKDC σε σχέση με την συσχέτιση που βρέθηκε με την βαθμολογία της κλίμακας Lysholm. Αυτό πιθανόν να δείχνει πως η υποκειμενική κλίμακα IKDC είναι ένα μέτρο περισσότερο ευαίσθητο στην εκτίμηση της λειτουργικότητας του γόνατος μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Μια πιθανή εξήγηση για τον λόγο που πιθανόν συμβαίνει αυτό είναι πως η υποκειμενική κλίμακα αξιολόγησης IKDC παρέχει τη δυνατότητα για μια περισσότερο λεπτομερή αξιολόγηση των αθλητικών δραστηριοτήτων (μέσω των ερωτημάτων 8 και 9) (εικόνα 65) σε σύγκριση με την κλίμακα Lysholm, ενώ αντίθετα η τελευταία κλίμακα αξιολογεί με μεγαλύτερη βαρύτητα τον πόνο και την αστάθεια σε σχέση με τα υπόλοιπα υποκειμενικά συμπτώματα που εμπεριέχονται σε αυτήν. Επιπλέον, η υποκειμενική κλίμακα IKDC έχει μεγαλύτερη εγκυρότητα κριτηρίου (criterion-related validity) για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ²²¹. Θα πρέπει να τονιστεί ξανά πως τα αποτελέσματα της

παρούσας μελέτης έχουν εφαρμογή σε ασθενείς με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα και πως δεν είναι δυνατή η γενίκευσή τους σε πληθυσμό ασθενών με μόσχευμα οπισθίων μηριαίων ή με αλλομόσχευμα.

Αντιθέτως, η στροφική κίνηση του γόνατος δεν ήταν προγνωστική της βαθμολογίας της κλίμακας Tegner. Η κλινική σημασία αυτού του ευρήματος είναι πως οι ασθενείς μπορεί να εμφανίζουν παθολογικό πρότυπο στροφικής κίνησης του χειρουργημένου γόνατος που όμως αυτό να μην είναι κλινικά αντιληπτό τόσο ώστε να εμποδίζει τις δραστηριότητές τους, με αποτέλεσμα να συνεχίζουν πιθανή συμμετοχή τους σε αθλητικές δραστηριότητες που εμπεριέχουν απότομη αλλαγή κατεύθυνσης (pivoting) όπως αυτό που ελέγχθηκε στις δοκιμασίες της παρούσας μελέτης το οποίο και να οδηγεί μακροπρόθεσμα σε επιτάχυνση της εκφύλισης του αρθρικού χόνδρου μέσω του παθολογικού στροφικού προτύπου κίνησης. Αυτό είναι συμβατό με ευρήματα προηγούμενων μελετών που έχουν δείξει αυξημένο κίνδυνο εμφάνισης εκφυλιστικών αλλοιώσεων σαν αποτέλεσμα παθολογικής κίνησης του γόνατος. Η έναρξη και συνεχής εξέλιξη της οστεοαρθρίτιδας στους ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ έχει συσχετισθεί με τα παθολογικά κινηματικά δεδομένα που έχουν καταγραφεί για τους ασθενείς αυτούς κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών ¹⁷⁶, ενώ παρόμοιος παθογενετικός μηχανισμός του παθολογικού προτύπου στροφικής κίνησης του γόνατος έχει περιγραφεί και για τους ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ¹⁷⁷. Αυτή η παθολογική κνημιαία στροφή προκαλεί την φόρτιση περιοχών του αρθρικού χόνδρου που φυσιολογικά και πριν την ρήξη του ΠΧΣ δεν δέχονται αυξημένα φορτία (176, 25), καθώς και επακόλουθη αλλαγή της εμβιομηχανικής των νέων αυτών φορτιζόμενων επιφανειών που οδηγεί μακροπρόθεσμα σε εκφυλιστικές αλλοιώσεις στον αρθρικό χόνδρο του γόνατος ^{178, 179}.

Ένα άλλο εύρημα της μελέτης ήταν πως η στροφική κίνηση του γόνατος δεν ήταν προγνωστική της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης. Μια πιθανή εξήγηση για το εύρημα αυτό είναι πως η στροφική κίνηση μετρήθηκε κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών με τρισδιάστατο σύστημα εμβιομηχανικής ανάλυσης κίνησης, ενώ αντίθετα η πρόσθια κνημιαία μετατόπιση μετρήθηκε μέσω μιας έγκυρης και ευρέως χρησιμοποιούμενης μεθόδου, αλλά υπό στατικές συνθήκες φόρτισης. Αυτή η σημαντική διαφορά ανάμεσα στους δύο αυτούς τρόπους προσδιορισμού της κίνησης του γόνατος είναι πιθανόν ο πιο σημαντικός παράγοντας που οδήγησε σε αυτό το αποτέλεσμα. Η κίνηση του γόνατος υπό δυναμικές συνθήκες φόρτισης είναι μία

τρισδιάστατη κίνηση που δεν πραγματοποιείται σε ένα επίπεδο. Η κίνηση του γόνατος που έχει περιγραφεί σαν “screw-home” μηχανισμός κίνησης αναφέρεται στην κνημιαία στροφή που πραγματοποιείται στο εγκάρσιο επίπεδο αυτόματα, ακούσια και αναπόφευκτα σε συνδυασμό με την κίνηση κάμψης-έκτασης του γόνατος που πραγματοποιείται στο οβελιαίο επίπεδο. Όταν το γόνατο φέρεται σε κάμψη, η κνήμη πραγματοποιεί έσω στροφή σε σχέση με το μηριαίο οστόν. Καθώς το γόνατο φέρεται σε έκταση, η κνήμη πραγματοποιεί έξω στροφή, έτσι ώστε στην πλήρη έκταση το γόνατο “κλειδώνει” σε μία θέση μέγιστης σταθερότητας³. Οι διαφορετικές συνθήκες κάτω από τις οποίες μελετήθηκαν η στροφική κίνηση του γόνατος και η πρόσθια κνημιαία μετατόπιση (δυναμικές έναντι στατικών συνθηκών φόρτισης) μπορεί να αποτελεί την αιτία για την οποία δεν βρέθηκε κάποια συσχέτιση ανάμεσα στις δύο κινήσεις της άρθρωσης του γόνατος που πραγματοποιούνται σε δύο διαφορετικά επίπεδα. Όπως έχει περιγραφεί από προηγούμενες μελέτες, οι δυνάμεις που εφαρμόζονται στο γόνατο κατά τη διάρκεια μιας στατικής κλινικής δοκιμασίας (όπως είναι οι συνθήκες υπό τις οποίες μετρήθηκε η πρόσθια κνημιαία μετατόπιση με το αρθρόμετρο) είναι πολύ μικρότερες από τις δυνάμεις που αναπτύσσονται στο γόνατο κατά την διάρκεια δραστηριότητας και συνεπώς, η στατική εξέταση της κίνησης σε ένα επίπεδο δεν μπορεί να προσομοιάσει απόλυτα την συμπεριφορά της άρθρωσης του γόνατος μετά από συνδεσμοπλαστική σε ρεαλιστικές συνθήκες φόρτισης¹⁸⁹. Πολλές πρόσφατες μελέτες χρησιμοποίησαν συστήματα χειρουργικής πλοήγησης για να μελετήσουν διεγχειρητικά την κινηματική του γόνατος δίνοντας έμφαση στην πολυεπίπεδη κίνηση που συμβαίνει κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας pivot shift²²⁰. Τα αποτελέσματα των μελετών αυτών απέδειξαν πως η δοκιμασία αυτή περιλαμβάνει κινήσεις μετατόπισης (ολίσθησης) της κνήμης και στροφικής κίνησης καθώς το γόνατο διαγράφει έναν κύκλο κάμψης. Όμως δεν υπάρχουν μελέτες που να έχουν δείξει τη σχέση ανάμεσα σε αυτές τις δύο κινήσεις που πραγματοποιούνται στα δυο επίπεδα και κατά συνέπεια δεν υπάρχουν σχετικά δεδομένα να χρησιμοποιηθούν σαν αναφορά για να αξιολογηθεί το εύρημα της παρούσας μελέτης.

Υπάρχουν κάποιοι περιορισμοί αναφορικά με την παρούσα μελέτη που θα πρέπει να αναφερθούν. Ο περιορισμός σχετικά με τη χρήση των ανακλαστήρων δέρματος στη μεθοδολογία της ανάλυσης κίνησης²⁰⁶ πρέπει πάντα να αναφέρεται σε μελέτες εμβιομηχανικής ανάλυσης. Υπάρχουν όμως συγκεκριμένες συνθήκες και όταν η ανάλυση πραγματοποιηθεί υπό αυτές η μεθοδολογία της εμβιομηχανικής ανάλυσης

κίνησης είναι ευρέως αποδεκτή μέθοδος και θεωρείται καλά καθορισμένη και αξιόπιστη μέθοδος^{215, 222}. Το σφάλμα ανάμεσα στους χειριστές της μεθόδου ελαχιστοποιήθηκε με το να υπάρχει ένας εξεταστής ο οποίος τοποθετούσε τους ανακλαστήρες δέρματος και πραγματοποιούσε τις μετρήσεις των σωματομετρικών και ανθρωπομετρικών δεδομένων. Επιπρόσθετα, το απόλυτο σφάλμα του συστήματος για την τρισδιάστατη ανακατασκευή της απεικόνισης των ανακλαστήρων ήταν πολύ χαμηλό (μέγιστη τυπική απόκλιση 0.303χιλ, χώρος ρύθμισης σχεδόν 8κυβικά μέτρα). Μία στατική δοκιμασία ρύθμισης χρησιμοποιήθηκε για να διορθωθούν μικρές αποκλίσεις των ανακλαστήρων που ορίζουν το τοπικό σύστημα συντεταγμένων και για να ορίσουν τις 0° για κάθε τμηματική κίνηση σε όλα τα επίπεδα. Τέλος, το δείγμα της μελέτης αποτελείτο από άρρενες ασθενείς με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα άκρα του, το οποίο και δεν επιτρέπει την γενίκευση των αποτελεσμάτων της μελέτης σε πληθυσμό γυναικών ή σε ασθενείς με συνδεσμοπλαστική όπου χρησιμοποιήθηκε μόσχευμα οπισθίων μηριαίων ή αλλομόσχευμα.

Η παρούσα μελέτη αποδεικνύει για πρώτη φορά πως η κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών που εμπεριέχουν αλλαγή κατεύθυνσης (pivoting) όπως προσδιορίζεται με εμβιομηχανική ανάλυση κίνησης είναι προγνωστική της λειτουργικότητας του γόνατος μετά από τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα άκρα του. Συνεπώς το μήνυμα της μελέτης αυτής που έχει κλινική σημασία και πιθανή προτεινόμενη κλινική εφαρμογή είναι πως η κνημιαία στροφή όταν προσδιορίζεται *in vivo* μετά από τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ μπορεί να αποτελέσει για τον χειρουργό μία παράμετρος που σχετίζεται στενά με την αξιολόγηση της έκβασης της επέμβασης, αφού αποδείχθηκε πως η κνημιαία στροφή είναι προγνωστικός παράγοντας του αποτελέσματος άλλων ευρέως διαδεδομένων και χρησιμοποιούμενων μέτρων που αξιολογούν τη λειτουργικότητα της άρθρωσης. Χωρίς να υπερτονίζονται τα ευρήματα της μελέτης, αυτά επιτρέπουν να προταθεί πως η εμβιομηχανική ανάλυση μπορεί να αποτελέσει ένα χρήσιμο εργαλείο για τον ορθοπαιδικό χειρουργό ακόμα και στην καθ' ημέρα πράξη όταν αυτό είναι εφικτό, και ειδικότερα δείχνουν την σημασία της μελέτης της στροφικής κίνησης του γόνατος μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η διόρθωση της κνημιαίας στροφής κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ είναι προγνωστική της λειτουργικότητας της άρθρωσης. Η διαφορά κνημιαίας στροφής ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών υψηλής έντασης μπορεί να σημαντική παράμετρος που σχετίζεται με τα συμπτώματα και τη λειτουργικότητα του γόνατος μετά από συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ.

3^Η ΜΕΛΕΤΗ: Ο ΔΕΙΚΤΗΣ ΟΠΙΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΣΑΝ ΜΕΤΡΟ ΕΠΙΤΥΧΟΥΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η αλλαγή στο σχήμα του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ) έχει χρησιμοποιηθεί σαν ένα έμμεσο σημείο που συνηγορεί υπέρ της ρήξης του προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) στη μαγνητική τομογραφία. Αρχικά η αξιολόγηση αυτού του ευρήματος γινόταν με υποκειμενικά κριτήρια στην μαγνητική τομογραφία στο οβελιαίο επίπεδο ^{224, 228}. Οι Mink και συν. ²²⁸ ανέφεραν πως στο γόνατο με ρήξη του ΠΧΣ παρατηρείται πως ο ΟΧΣ δημιουργεί μία κυρτότητα προς τα πίσω, φαινόμενο που ονόμασαν “κύρτωση του ΟΧΣ” (“PCL buckling”), ενώ οι Boeree και Ackroyd ²²⁴ περιέγραψαν μία “σιγμοειδή” πορεία για τον ΟΧΣ σε μαγνητική τομογραφία στο οβελιαίο επίπεδο που αξιόπιστα υποδείκνυε ρήξη του ΠΧΣ. Σε πρόσφατες μελέτες αντικειμενικά κριτήρια για τις αλλαγές που παρατηρούνται στο σχήμα του ΟΧΣ καθιερώθηκαν ^{227, 232, 233}. Οι Liu και συν ²²⁷ περιέγραψαν τον δείκτη του ΟΧΣ ως το λόγο A/B, όπου A το μήκος της γραμμής που ενώνει το πρόσθιο τμήμα της κνημιαίας κατάφυσης με το πρόσθιο τμήμα της μηριαίας έκφυσης του ΠΧΣ και B η μέγιστη κάθετη απόσταση από τη γραμμή A ως τον ΟΧΣ (Εικόνα 68) σε μαγνητική τομογραφία στο οβελιαίο επίπεδο. Οι συγγραφείς απέδειξαν πως ο δείκτης του ΟΧΣ είναι ένα μέτρο που προσδιορίζει αντικειμενικά την αλλαγή στο σχήμα του ΟΧΣ σε περιπτώσεις ρήξης του ΠΧΣ και πως η ρήξη του ΠΧΣ αντιστοιχεί σε μειωμένες τιμές του δείκτη ΟΧΣ σε σύγκριση με τις τιμές δείκτη ΟΧΣ που μετρούνται σε γόνατο με φυσιολογικό ΠΧΣ ²²⁷. Ο δείκτης ΟΧΣ αποδείχθηκε πως είναι ένα μέτρο με υψηλή ειδικότητα και ευαισθησία στη διάγνωση ρήξης του ΠΧΣ ^{227, 232}. Μετά από τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, ο δείκτης ΟΧΣ έχει περιγραφεί κυρίως αναφορικά με την πιθανή πρόσκρουση του μοσχεύματος ΠΧΣ στον ΟΧΣ ²³¹. Αν και ο δείκτης ΟΧΣ χρησιμοποιείται συχνά στην κλινική πράξη σαν ένα μέτρο εκτίμησης της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ ²²⁵, δεν υπάρχουν ακόμα τεκμηριωμένες ενδείξεις που να αποδεικνύουν την κλινική του χρησιμότητα και τη συσχέτισή του με την αστάθεια του γόνατος και την εμβιομηχανική και τα κινηματικά του γόνατος μετά από την

ανατομική συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ. Η αστάθεια του γόνατος και η παθολογική εμβιομηχανική της κνημομηριαίας άρθρωσης έχει προταθεί σαν αιτιολογικός παράγοντας που επηρεάζει το σχήμα του ΟΧΣ. Οι Boeree και Ackroyd διατύπωσαν την άποψη πως η κύρτωση που εμφανίζεται στο σχήμα του ΟΧΣ σε μαγνητική τομογραφία γόνατος με ρήξη ΠΧΣ πιθανόν να οφείλεται στην πρόσθια μετατόπιση της κνήμης ως προς το μηρό, το οποίο και αντιπροσωπεύει το στατικό “ισοδύναμο” της δοκιμασίας Lachman ²²⁴. Εντούτοις, σε μία μελέτη των Nishimori και συν παρατηρήθηκε πως ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και αρνητική δοκιμασία Lachman, εμφάνιζαν παθολογικές τιμές δείκτη ΟΧΣ σε σύγκριση με ομάδα ελέγχου ²³¹. Αυτό πιθανόν να υποδεικνύει πως η εμβιομηχανική του γόνατος που προκαλεί απεικονιστικά την κύρτωση και αναδίπλωση του ΟΧΣ (PCL buckling phenomenon) και τις παθολογικές τιμές του δείκτη ΟΧΣ να μην έγκειται μόνο στην υπερβολική πρόσθια κνημιαία μετατόπιση αλλά και στην παθολογική στροφική κίνηση της κνήμης ως προς το μηρό.

Συνολικά λοιπόν οι προηγούμενες μελέτες απέδειξαν πως η ρήξη του ΠΧΣ επηρεάζει το σχήμα του ΟΧΣ και τις τιμές του δείκτη ΟΧΣ λόγω της παθολογικής θέσης της κνημομηριαίας άρθρωσης, προσφέροντας έτσι ένα σημαντικό προεγχειρητικό απεικονιστικό εργαλείο με αυξημένη ειδικότητα και ευαισθησία για τη διάγνωση της ρήξης ΠΧΣ. Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να διερευνηθεί αν ο δείκτης ΟΧΣ σχετίζεται με τα κινηματικά του γόνατος κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών μετά από ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Συγκεκριμένα ελέγχθηκε αν ο δείκτης ΟΧΣ είναι προγνωστικός της κνημιαίας στροφής σε δοκιμασίες υψηλής έντασης και της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης μετά από ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με την τεχνική μονής δέσμης. Υπόθεση της μελέτης ήταν πως ο δείκτης ΟΧΣ είναι προγνωστικός της κνημιαίας στροφής κατά την μέτρησή της σε δυναμικές δοκιμασίες και της μέτρησης της πρόσθιας κνημιαία μετατόπισης.



ΕΙΚΟΝΑ 68: Μέτρηση του δείκτη ΟΧΣ. Η κάθε μέτρηση γινόταν σε μία εικόνα, σε λοξή οβελιαία προβολή, η οποία απεικόνιζε σε όλο το μήκος του τον ΟΧΣ από την έκφυσή του στο μηριαίο οστόν, την ενδαρθρική του πορεία έως την κατάφυσή του στην κνήμη. Ο δείκτης του ΟΧΣ ορίζεται ως ο λόγος A/B , όπου A το μήκος της γραμμής που ενώνει το πρόσθιο τμήμα της κνημιαίας κατάφυσης με το πρόσθιο τμήμα της μηριαίας έκφυσης του ΠΧΣ και B η μέγιστη κάθετη απόσταση από τη γραμμή A ως τον ΟΧΣ.

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

ΣΥΜΜΕΤΕΧΟΝΤΕΣ

Από το Μάρτιο 2009 έως τον Μάρτιο 2010, 93 ασθενείς υποβλήθηκαν σε αρθροσκοπική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ στο κέντρο των συγγραφέων. Όλες οι επεμβάσεις έγιναν από τον ίδιο χειρουργό (Α.Δ.Γ). Στη μελέτη εισήχθησαν όσοι από τους ασθενείς πληρούσαν τα εξής κριτήρια: 1) πλήρης, ετερόπλευρη και μεμονωμένη ρήξη του ΠΧΣ, 2) συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ με την τεχνική μονής δέσμης και μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα δύο άκρα του (bone-patellar tendon-bone, BPTB), 3) αρνητικό ιστορικό προηγηθείσας κάκωσης ΠΧΣ στο πάσχον ή το ετερόπλευρο κάτω άκρο, 4) άρρεν φύλο ώστε να εξασφαλισθεί η ομοιογένεια του πληθυσμού μελέτης (τα αποτελέσματα μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ διαφέρουν ανάμεσα σε άνδρες και γυναίκες¹⁹⁹ και ορμονικοί παράγοντες σχετιζόμενοι με τον εμμηνορυσιακό κύκλο επηρεάζουν την χαλαρότητα της άρθρωσης²⁰⁰), 5) επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας ≥ 7 πριν τον τραυματισμό του ΠΧΣ με βάση την κλίμακα Tegner activity score σε ασθενείς που επιθυμούσαν την επάνοδό τους στην πρότερη αθλητική τους δραστηριότητα μετά τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, 6) μετεγχειρητική παρακολούθηση άνω του 1 έτους. Κριτήρια αποκλεισμού ήταν 1) ασθενείς με πολυσυνδεσμικές κακώσεις (κάκωση του οπισθίου χιαστού συνδέσμου και/ή των πλαγίων συνδέσμων ταυτόχρονα με την ρήξη του ΠΧΣ), 2) σοβαρού βαθμού συνυπάρχουσα χόνδρινη βλάβη (ταξινόμηση Outerbridge III ή IV), 3) κάκωση μηνίσκου που καταλαμβάνει άνω του 25% του μηνίσκου και απαιτεί μηνισκεκτομή ή συρραφή ταυτόχρονα με τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, 4) προηγηθείσα συνδεσμική κάκωση στο πάσχον ή το ετερόπλευρο γόνατο, 5) προηγηθείσα χειρουργική επέμβαση στο πάσχον ή το ετερόπλευρο γόνατο ή αναθεώρηση συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ, και 6) πόνος στην πρόσθια επιφάνεια του γόνατος ή αντικειμενική αστάθεια στην τελευταία επίσκεψη της παρακολούθησης του ασθενούς (θετική δοκιμασία pivot shift, θετική δοκιμασία Lachman, και διαφορά στην πρόσθια κνημιαία μετατόπιση ≥ 3 χιλιοστά με τη μέτρηση με αρθρόμετρο KT-1000). Τέλος, για πρακτικούς λόγους ασθενείς που διέμεναν σε απόσταση πάνω από μία ώρα μακριά από το κέντρο που διεξάγονταν οι μετρήσεις του ερευνητικού πρωτοκόλλου, αποκλείονταν από τη μελέτη.

Μετά την εφαρμογή των κριτηρίων εισαγωγής και αποκλεισμού στο αρχικό δείγμα των 93 ασθενών, 16 άρρενες ασθενείς (μέσος όρος ηλικίας 28.1 έτη, εύρος 18-44) με ετερόπλευρη πρωτοπαθή συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με μόσχευμα BPTB συμπεριλήφθησαν στη μελέτη αφού πρώτα ενημερώθηκαν για το ερευνητικό πρωτόκολλο και έδωσαν την συγκατάθεσή τους. Για όλους τους ασθενείς είχαν παρέλθει τουλάχιστον 12 μήνες από την ημερομηνία της επέμβασης την ημέρα της συλλογής δεδομένων η οποία έγινε κατά μέσο όρο για τον πληθυσμό μελέτης στους 18.1 μήνες μετεγχειρητικά (εύρος 12-31 μήνες) και περιελάμβανε κλινική εξέταση, εμβιομηχανική ανάλυση και μαγνητική τομογραφία. Όλοι οι ασθενείς είχαν συμμετοχή σε αθλητικές δραστηριότητες πριν την ρήξη ΠΧΣ ενώ εμφάνισαν περισσότερα του ενός επεισόδια αστάθειας πριν την συνδεσμοπλαστική (πίνακας 6). Σε όλες τις περιπτώσεις η ρήξη του ΠΧΣ διαγνώσθηκε με την μαγνητική τομογραφία και την κλινική εξέταση και επιβεβαιώθηκε αρθροσκοπικά. Οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ κατά μέσο όρο 9.3 μήνες (εύρος 1.5-24) μετά τον τραυματισμό τους. Σε 5 ασθενείς ανευρέθηκε ρήξη μηνίσκου, αλλά το ποσοστό της μηνισκικής κάκωσης ήταν μικρότερο του 25%, και έτσι συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη. Επικοινωνία ανάμεσα στον χειρουργό και τους φυσιοθεραπευτές των ασθενών εξασφάλισε ότι παρόμοιο φυσιοθεραπευτικό πρωτόκολλο αποκατάστασης ακολουθήθηκε για όλους τους ασθενείς μετεγχειρητικά ²¹⁹. Δεκαέξι υγιείς ενήλικες αντίστοιχου φύλου, ηλικίας και σωματομετρικών δεδομένων με αυτά των ασθενών (χωρίς στατιστικά σημαντικές διαφορές) που δεν ανέφεραν στο ιατρικό ιστορικό τους κάποια ορθοπαιδική ή νευρολογική πάθηση συμμετείχαν εθελοντικά στη μελέτη συγκροτώντας την ομάδα ελέγχου. Τα δημογραφικά και σωματομετρικά χαρακτηριστικά του πληθυσμού μελέτης και της ομάδας ελέγχου παρουσιάζονται στον πίνακα 6.

ΠΙΝΑΚΑΣ 6: Χαρακτηριστικά των ασθενών και ομάδας ελέγχου.

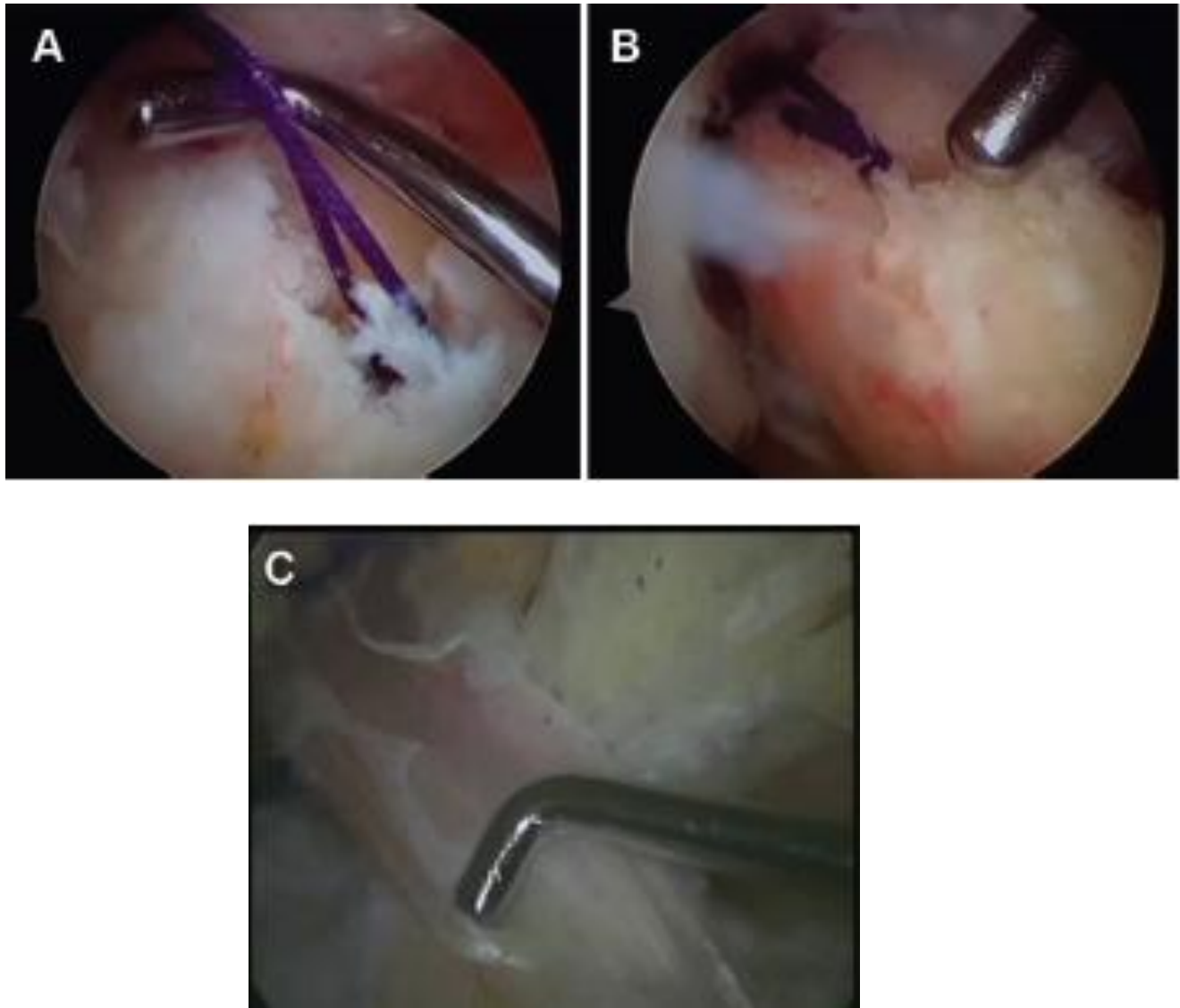
	Ασθενείς	Ομάδα ελέγχου
Αριθμός (ν)	16	16
Άρρεν Φύλο (ν)	16	16
Τραυματισμένο γόνατο (ν)	7 αριστερό, 9 δεξί	-
Μηνισκεκτομή (ν)	5	-
Ηλικία (σε έτη)	28.1 ± 8.7 (18-44)	31 ± 5 (22-41)
Υψος (σε μέτρα)	1.78 ± 0.05 (1.71-1.92)	1.80 ± 0.04 (1.70-1.95)
Βάρος (σε χιλιόγραμμα)	79 ± 9 (68-97)	81 ± 8 (72-102)
Βαθμολογία Tegner πριν τον τραυματισμό	9 ± 0.7 (7-9)	-
Χρονικό διάστημα από τραυματισμό έως επέμβαση (σε μήνες)	9.3 ± 8.4 (1.5-24)	-
Χρονικό διάστημα από επέμβαση έως συλλογή δεδομένων (σε μήνες)	18.1 ± 5.6 (12-31)	-

Οι τιμές εκφράζονται σαν μέση τιμή ± τυπική απόκλιση (εύρος) εκτός κι αν υποδεικνύεται κάτι διαφορετικό.

ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΤΕΧΝΙΚΗ

Όλες οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν από τον ίδιο χειρουργό (Α.Δ.Γ). Το μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα (BPTB) απομονώθηκε από το έσω τριτημόριο του πλάτους του τένοντα^{201, 202} προσέχοντας να μην αφαιρεθεί άνω του 1/3 του. Στην κνημιαία πρόσφυση του ΠΧΣ τα μόνα υπολείμματα του ΠΧΣ που διατηρήθηκαν ήταν αυτά που βρίσκονταν 5 χιλιοστά από την κνημιαία πρόσφυση. Αυτό είναι το σημείο όπου ο φυσικός ΠΧΣ διευρύνεται και διατηρώντας αυτά μπορούμε να προσομοιάσουμε τον φυσικό ΠΧΣ. Τα υπόλοιπα υπολείμματα αφαιρούνταν.

Ο τρυπανισμός του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό έγινε αρθροσκοπικά δια μέσου της πρόσθιας-έσω πύλης με το γόνατο σε 120° κάμψης. Η είσοδος του οστικού αυλού δημιουργήθηκε στο κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του ΠΧΣ^{144, 202}. Η είσοδος του οστικού αυλού στην κνήμη δημιουργήθηκε περίπου 5 χιλιοστά πρόσθια και έσω σε σχέση με το κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ έτσι ώστε το οπίσθιο-έξω τμήμα της περιφέρειας του οστικού αυλού που καταλαμβάνεται από το μόσχευμα να συμπίπτει με το κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του ΠΧΣ. Η δημιουργία τους οστικού αυλού πρόσθια και έσω στην κνήμη γίνεται για να επιτευχθεί η τοποθέτηση του μοσχεύματος στο κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ (Εικόνα 69Α)^{223, 234}. Η τοποθέτηση του μοσχεύματος στον οστικό αυλό στο μηρό έγινε με το φλοιώδες τμήμα του οστικού τεμαχίου του κνημιαίου κυρτώματος προς την οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής²¹⁷ (Εικόνα 69Β). Η καθήλωση του μοσχεύματος έγινε με βιοαπορροφήσιμη βίδα στο μηριαίο οστό και την κνήμη. Η βιοαπορροφήσιμη βίδα τοποθετήθηκε προς την μεριά του σπογγώδους τμήματος των οστικών τεμαχίων στο μηρό και την κνήμη. Μετά την καθήλωση στο μηριαίο οστό, ο αρθροσκόπος έστρεψε το μόσχευμα κατά 90 μοίρες γύρω απ' τον επιμήκη άξονά του ώστε να προσομοιάζει τη φυσιολογική στροφή του ΠΧΣ, και εφαρμόζοταν μέγιστη τάση δια χειρός, τραβώντας το μόσχευμα από το άκρο του σύστοιχα με το επιγονατιδικό οστικό τεμάχιο και πιέζοντας ταυτόχρονα την κνήμη προς τα πίσω ώστε να διορθωθεί η πρόσθια κνημιαία μετατόπιση. Με το γόνατο σε 30° κάμψης²⁰³ και διατηρώντας την τάση του μοσχεύματος όπως περιγράφηκε παραπάνω, γίνεται η καθήλωση του μοσχεύματος στην κνήμη με την δεύτερη βιοαπορροφήσιμη βίδα. Τέλος, γινόταν έλεγχος κατά την πλήρη κάμψη και έκταση για τυχόν πρόσκρουση του μοσχεύματος στην οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής, τον έξω μηριαίο κόνδυλο και τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο (Εικόνα 69C). Δεν απαιτήθηκε πλαστική της μεσοκονδύλιας εντομής σε κανέναν από τους ασθενείς, ούτε παρατηρήθηκε θραύση του οπισθίου τοιχώματος του μηριαίου οστού κατά την δημιουργία του οστικού αυλού.



Εικόνα 69: Χειρουργική τεχνική. (Α) Ο οστικός αυλός στην κνήμη δημιουργήθηκε περίπου 5 χιλιοστά πρόσθια και έσω σε σχέση με το κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ έτσι ώστε το οπίσθιο-έξω τμήμα της περιφέρειας του οστικού αυλού που καταλαμβάνεται από το μόσχευμα να συμπίπτει με το κέντρο της ανατομικής πρόσφυσης του ΠΧΣ. (Β) Η τοποθέτηση του μοσχεύματος στον οστικό αυλό στο μηρό έγινε με το φλοιώδες τμήμα του οστικού τεμαχίου του κνημιαίου κυρτώματος προς την οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής. (Γ) Έλεγχος για πρόσκρουση του μοσχεύματος στον ΟΧΣ έτσι ώστε να μην επηρεάζονται οι τιμές του δείκτη ΟΧΣ. Με την τοποθέτηση του οστικού αυλού στο μηρό χαμηλά, υπάρχει πάντα ο τρίγωνος χώρος ανάμεσα στην μηριαία πρόσφυση του μοσχεύματος ΠΧΣ και την μηριαία πρόσφυση του ΟΧΣ επιβεβαιώνοντας πως δεν υπάρχει πρόσκρουση ανάμεσα στο μόσχευμα και τον ΟΧΣ.

ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Η μαγνητική τομογραφία (MRI) πραγματοποιήθηκε με τομογράφο 1.5 Tesla (Gyrosan ACS NT; Philips Medical Systems, Best, The Netherlands). Κατά την πραγματοποίηση της εξέτασης το γόνατο βρισκόταν τοποθετημένο σε έκταση και 10-15° έξω στροφής. Ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στο να επιβεβαιωθεί πως η θέση του γόνατος ήταν η ίδια σε όλη τη διάρκεια της εξέτασης και για όλους τους ασθενείς χρησιμοποιώντας ειδικά μαξιλάρια που ακινητοποιούσαν το γόνατο.

Το πρωτόκολλο της εξέτασης περιελάμβανε μια σειρά ακολουθιών δίνοντας τη δυνατότητα για αξιολόγηση του μοσχεύματος και των υπολοίπων δομών της άρθρωσης: ακολουθία πυκνότητας πρωτονίων turbo spin echo με καταπίεση σήματος του λίπους στο εγκάρσιο επίπεδο (repetition time/echo time [TR/TE], 3450/15 ms; slice thickness/intersection gap, 4.00/0.4 mm), ακολουθία πυκνότητας πρωτονίων turbo spin echo στο μετωπιαίο επίπεδο (TR/TE, 3100/16 ms; slice thickness/intersection gap, 3.00/0.33 mm), και ακολουθία πυκνότητας πρωτονίων turbo spin echo με καταπίεση σήματος του λίπους στο μετωπιαίο επίπεδο (TR/TE, 2600/70 ms; slice thickness/intersection gap, 3.00/0.33 mm).

Μία ακολουθία πυκνότητας πρωτονίων (TR/TE, 2700/16 ms; slice thickness/intersection gap, 3.00/0.33 mm) σε λοξό οβελιαίο επίπεδο κατά μήκος του επιμήκους άξονα του μοσχεύματος χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση η οποία πραγματοποιήθηκε με το πρόγραμμα ImageJ (version 1.43; National Institutes of Health, Bethesda, Maryland). Σε όλες τις περιπτώσεις η μαγνητική τομογραφία αξιολογήθηκε για την ακεραιότητα του μοσχεύματος σύμφωνα με πρωτεύοντα και δευτερεύοντα χαρακτηριστικά της μορφολογίας και της έντασης σήματος

Το σχήμα του ΟΧΣ προσδιορίστηκε ποσοτικά μέσω του υπολογισμού του δείκτη ΟΧΣ σύμφωνα με τον ορισμό των Nishimori και συν²³¹ ως ο λόγος A/B, όπου A το μήκος της γραμμής που ενώνει το πρόσθιο τμήμα της κνημιαίας κατάφυσης με το πρόσθιο τμήμα της μηριαίας έκφυσης του ΠΧΣ και B η μέγιστη κάθετη απόσταση από τη γραμμή A ως τον ΟΧΣ (Εικόνα 69)^{227, 231}.

Η κάθε μέτρηση έγινε σε μία εικόνα κάθε φορά στην λοξή οβελιαία προβολή η οποία απεικονίζει σε όλο το μήκος του τον ΟΧΣ από την έκφυσή του στο μηριαίο οστόν, την ενδαρθρική του πορεία έως την κατάφυσή του στην κνήμη. Με τυφλό τρόπο

αξιολόγησης, ένας ακτινολόγος με εμπειρία στην απεικόνιση του μυοσκελετικού συστήματος και ένας ορθοπαιδικός χειρουργός εκτίμησαν την κάθε μαγνητική τομογραφία.

Κάθε μέτρηση πραγματοποιήθηκε τρεις φορές, και η μέση τιμή χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση. Η αξιοπιστία (συσχέτιση) ανάμεσα στους εξεταστές (interobserver) και η αξιοπιστία εξέτασης-επανεξέτασης (intraobserver) προσδιορίστηκε με τον συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης (intraclass correlation coefficients, ICCs). Για την αξιοπιστία εξέτασης-επανεξέτασης ο ακτινολόγος αξιολόγησε τις MRI ένα μήνα μετά. Δεκαέξι υγιείς ενήλικες που αποτελούσαν την ομάδα ελέγχου της μελέτης υποβλήθηκαν σε μαγνητική τομογραφία με το ίδιο πρωτόκολλο ώστε να προσδιορισθεί ο δείκτης ΟΧΣ για την ομάδα ελέγχου.

ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ

Πριν την συλλογή δεδομένων ανάλυσης κίνησης, έγινε η κλινική εξέταση όλων των ασθενών από τον ίδιο εξεταστή. Οι δοκιμασίες Lachman και pivot shift για όλους τους ασθενείς ήταν αρνητικές υποδεικνύοντας πως η σταθερότητα του γόνατος είχε αποκατασταθεί κλινικά. Η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης μετρήθηκε με το αρθρόμετρο KT-1000 (MEDmetric Corp, San Diego, California) για το χειρουργημένο και το ετερόπλευρο γόνατο. Οι μετρήσεις έγιναν με δύναμη 134N και μέγιστη δύναμη δια χειρός στην εγγύς κνήμη μέχρι να επιτευχθεί άρση της πτέρνας. Επαναλαμβανόμενες μετρήσεις πραγματοποιούνταν έως να επιτευχθεί σταθερή μέτρηση με το αρθρόμετρο και η διαφορά SSD της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης σε χιλιοστά καταγραφόταν για κάθε ασθενή.

ΚΛΙΜΑΚΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Η κλίμακα Tegner activity score που αξιολογεί το επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας, η κλίμακα Lysholm score που αξιολογεί τη λειτουργικότητα της άρθρωσης ¹⁰³, και η υποκειμενική φόρμα αξιολόγησης International Knee Documentation Committee (IKDC) ¹⁰⁴ καταγράφηκαν για κάθε ασθενή.

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ

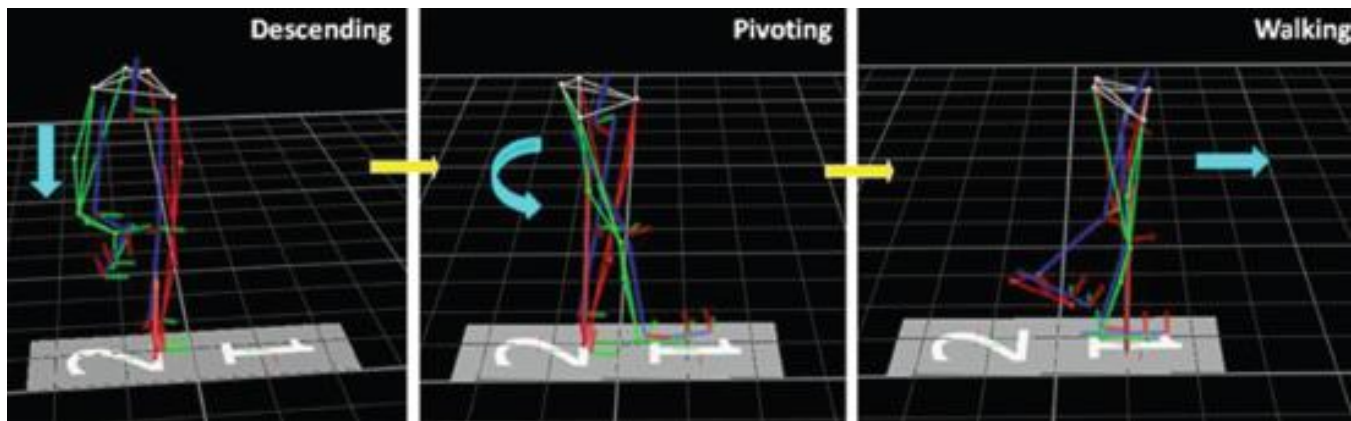
Για την εμβιομηχανική ανάλυση χρησιμοποιήθηκε οπτοηλεκτρονικό σύστημα τρισδιάστατης (3D) ανάλυσης κίνησης με 8 κάμερες με συχνότητα καταγραφής 100Hz (Vicon, Oxford, UK). Με βάση το εμβιομηχανικό μοντέλο των Davis και συν¹⁶² που περιγράφει συγκεκριμένα οδηγία οστικά σημεία των κάτω άκρων και της πυέλου τοποθετήθηκαν 16 δερματικοί σημειακοί ανακλαστήρες. Δύο δυναμοδάπεδα (type 4060-10; Bertec, Worthington, OH) που είχαν ενσωματωθεί στο δάπεδο της εξεταστικής αίθουσας στο ίδιο επίπεδο με αυτό και βρίσκονταν στο κέντρο του προ-ρυθμισμένου χώρου όπου θα πραγματοποιούνταν οι υπό εξέταση δοκιμασίες, χρησιμοποιήθηκαν για να καταγραφεί το πάτημα στο έδαφος του κάθε κάτω άκρου του εξεταζόμενου για της δοκιμασίες που εκτελούσε. Η καταγραφή της δύναμης αντίδρασης του εδάφους (ground reaction force, GRF) γινόταν με συχνότητα 1000Hz και σε συγχρονισμό με την καταγραφή των κινηματικών δεδομένων από το σύστημα Vicon. Τα κινητικά δεδομένα (GRF) χρησιμοποιήθηκαν ώστε να οριοθετείται χρονικά η έναρξη της στροφικής δοκιμασίας (pivoting) που ξεκινούσε με το πάτημα του εξεταζόμενου κάτω άκρου. Οι εξεταζόμενοι πραγματοποιούσαν δύο δοκιμασίες: (1) κατάβαση σκάλας και στροφή, και (2) προσγείωση από άλμα και στροφή.

Για την πρώτη δοκιμασία η κατασκευή της σκάλας έγινε σύμφωνα με τους Andriacchi και συνεργάτες²⁰⁵. Για την δεύτερη δοκιμασία το ύψος της πλατφόρμας από την οποία πραγματοποιούνταν το άλμα ήταν 40εκ. και κατασκευάστηκε σύμφωνα με τους James και συνεργάτες²⁰⁶. Σε όλους τους εξεταζόμενους δόθηκε χρόνος 10 λεπτών ώστε να προθερμανθούν και να εξοικειωθούν με τις υπό εξέταση δοκιμασίες. Το πρωτόκολλο που ακολουθήθηκε ήταν το ίδιο για όλους τους συμμετέχοντες και εφαρμόστηκε από τον ίδιο εξεταστή. Κατά τη διάρκεια της πρώτης δοκιμασίας ο εξεταζόμενος κατέβαινε τα σκαλοπάτια με την ταχύτητα που ο ίδιος επέλεγε. Μετά την κατάβαση των τριών σκαλοπατιών πατούσε στο έδαφος με τη στηριζόμενο κάτω άκρο (υπό εξέταση κάτω άκρο). Μετά την επαφή με το έδαφος ο εξεταζόμενος πραγματοποιούσε στροφή (pivoting) 90° πάνω στο στηριζόμενο κάτω άκρο. Κατά τη διάρκεια αυτής της στροφής το ετερόπλευρο κάτω άκρο αιωρούταν γύρω από το σώμα καθώς πραγματοποιούσε την κάθοδό του από τη σκάλα), και στο τέλος της στροφής ο κορμός και το ετερόπλευρο άκρο πόδι ήταν κάθετα τοποθετημένα στη σκάλα. Κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας τα σημεία όπου πατούσαν στο έδαφος τα δύο κάτω άκρα (το στηριζόμενο που πραγματοποιούσε στροφή και το ετερόπλευρο

που αιωρούνταν) υποδεικνύονταν με δείκτες στο έδαφος έτσι ώστε να εξασφαλισθεί η ίδια 90° στροφική δοκιμασία για όλους τους εξεταζόμενους. Μετά τη στροφή οι συμμετέχοντες απομακρύνονταν περπατώντας από τη σκάλα πραγματοποιώντας τουλάχιστον έναν κύκλο βάδισης. Κατά τη διάρκεια της δεύτερης δοκιμασίας ο εξεταζόμενος είχε τα χέρια του μπροστά στο στήθος και αφού πραγματοποιούσε άλμα από μία πλατφόρμα, προσγειωνόταν με τα δύο του πέλματα στα δυναμοδάπεδα. Μετά την επαφή με το έδαφος ο εξεταζόμενος πραγματοποιούσε στροφή 90° στο υπό εξέταση κάθε φορά κάτω άκρο όμοια με την προηγούμενη δοκιμασία. Ο κάθε ασθενής πραγματοποιούσε την κάθε δοκιμασία και για τα δύο κάτω άκρα (χ/θέν και ετερόπλευρο υγιές), τα οποία εξετάζονταν με τυχαία σειρά. Με σκοπό να επιτευχθεί μέγιστη στροφική ροπή στο υπό εξέταση γόνατο κατά τη διάρκεια της στροφικής δοκιμασίας οι εξεταζόμενοι είχαν την οδηγία να διατηρούν το στηριζόμενο κάτω άκρο στην ίδια θέση κατά την επαφή με το έδαφος καθ'όλη τη διάρκεια της στροφής έως το ετερόπλευρο κάτω άκρο να πατήσει στο έδαφος (τέλος της στροφικής δοκιμασίας). Προσεκτική παρατήρηση της κινηματικής του κορμού, των κάτω άκρων και πελμάτων κατά τη διάρκεια της ανάλυσης σε πραγματικό χρόνο επέτρεπαν την αναγνώριση των δοκιμασιών στις οποίες η στροφή είχε πραγματοποιηθεί όπως περιγράφηκε έτσι ώστε τουλάχιστον 6 επιτυχημένες δοκιμασίες να καταγράφονται για το κάθε κάτω άκρο. Σε μια προσπάθεια να τυποποιηθεί όσο περισσότερο γίνεται η δοκιμασία ασθενείς καταγράφονταν σε πραγματικό χρόνο οπτικά αλλά και ταυτόχρονα με δεδομένα του λογισμικού έτσι ώστε να εξασφαλισθεί πως ο κορμός και η πύελος ήταν προσανατολισμένα προς τα εμπρός με την έναρξη της στροφικής περιόδου και προσανατολισμένα 90° με το πέρας αυτής. Η δοκιμασία επαναλαμβανόταν κάθε φορά που εντοπίζονταν αποκλίσεις από αυτές τις οδηγίες.

Η υπό εξέταση δοκιμασία ξεκινούσε με την επαφή με το έδαφος του στηριζόμενου κάτω άκρου και ολοκληρωνόταν με το πάτημα του ετερόπλευρου κάτω άκρου ¹⁷¹ (Εικόνα 70). Τα κινητικά δεδομένα χρησιμοποιήθηκαν για τον σκοπό αυτό για να ορίζεται η έναρξη (πάτημα του στηριζόμενου άκρου) και το πέρας (πάτημα του ετερόπλευρου άκρου) της στροφικής δοκιμασίας που καθιστούσε την υπό εξέταση περίοδο. Για να είναι εγκυρότερη η συλλογή δεδομένων και για να ελαχιστοποιηθεί το σφάλμα που έχει περιγραφεί στη βιβλιογραφία σχετικά με την καταγραφή της κίνησης των σημειακών ανακλαστήρων δέρματος ²⁰⁶ καταγράφηκε μία επιπλέον στατική δοκιμασία για κάθε εξεταζόμενο με τα πέλματα παράλληλα και σε απόσταση

15 εκ μεταξύ τους. Αυτή η ρύθμιση επέτρεπε την διόρθωση μικρών αποκλίσεων στην ευθυγράμμιση των ανακλαστήρων που ορίζουν το τοπικό σύστημα συντεταγμένων και παρείχε τον ορισμό των 0° για την κίνηση όλων των τμημάτων (segments) σε όλα τα επίπεδα.^{171, 188}

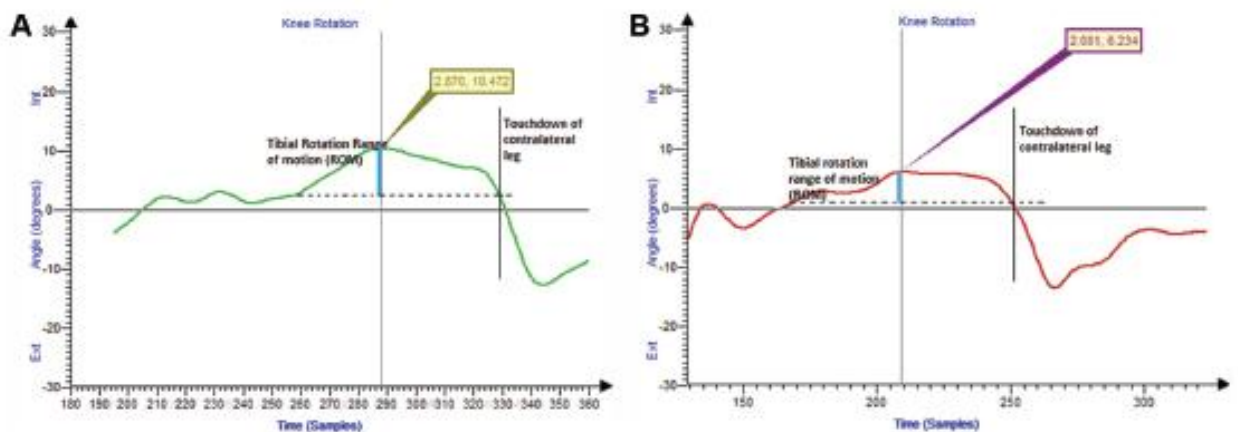


Εικόνα 70. Η στροφική περίοδος. Η σχηματική φιγούρα (από το σύστημα ανάλυσης Vicon) αναπαριστά ένα αντιπροσωπευτικό ασθενή της μελέτης που πραγματοποιεί την πρώτη δοκιμασία, κατάβαση σκάλας και στροφή. Η στροφική περίοδος που καθορίζεται από το πάτημα στα 2 δυναμοδάπεδα, ήταν η υπό εξέταση περίοδος της δοκιμασίας στην οποία προσδιοριζόταν το εύρος της κνημιαίας στροφής για το υπό εξέταση γόνατο.

ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Τα ανθρωπομετρικά δεδομένα συνδυάζονται με τα δεδομένα από την τρισδιάστατη θέση των ανακλαστήρων κατά την διάρκεια της στατικής ανατομικής δοκιμασίας και προσδιορίζουν το κέντρο της άρθρωσης και τον ανατομικό άξονα περιστροφής των αρθρώσεων. Η θέση των ανακλαστήρων παρείχε τις γωνίες των τμημάτων (segments). Η περιστροφή του γόνατος υπολογίσθηκε με βάση την συνθήκη Grood και Suntay²⁰⁷. Η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή της κνημιαίας στροφής (tibial rotation, TR) για το κάτω άκρο που εκτελούσε τη στροφική δοκιμασία αναγνωρίζονταν και βάσει αυτών υπολογιζόταν το εύρος κίνησης για την κνημιαία στροφή (TR ROM)

κατά τη διάρκεια της στρωφικής δοκιμασίας. Η επιλογή του εύρους κίνησης της κνημιαίας στρωφής σαν εξαρτημένη μεταβλητή εξαλείφει το σφάλμα που έχει αναφερθεί στη βιβλιογραφία^{208, 222} όταν οι απόλυτες μετρήσεις (π.χ. μέγιστη ή ελάχιστη) χρησιμοποιήθηκαν. Τα κινηματικά δεδομένα του αιωρούμενου κάτω άκρου δεν υπολογίσθηκαν ή χρησιμοποιήθηκαν για το συγκεκριμένο ερευνητικό ερώτημα. Η διαφορά του TRROM ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές κάτω άκρο ορίσθηκε ως η διαφορά SSDTR ROM (side-to-side difference) και υπολογίσθηκε αφαιρώντας το TRROM του ετερόπλευρου υγιούς κάτω άκρου από εκείνο του χειρουργημένου κάτω άκρου και για κάθε ασθενή για κάθε δοκιμασία. Αυτό το μέτρο ποσοτικοποιεί για κάθε ασθενή την απόκλιση που εμφανίζει το χειρουργημένο γόνατο σε σχέση με το ετερόπλευρο υγιές για την κνημιαία στρόφη (Εικόνα 71)^{223, 234}.



Εικόνα 71. Διαφορά [side-to-side difference (SSD)] του εύρους κνημιαίας στρωφής [tibial rotation range of motion (TRROM)] ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο από έναν αντιπροσωπευτικό ασθενή. Η καμπύλη A αντιστοιχεί στο γόνατο με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ενώ η δεύτερη στο ετερόπλευρο υγιές γόνατο. Η παχιά κατακόρυφη γραμμή και στα δύο σχεδιαγράμματα δείχνει το εύρος της κνημιαίας στρωφής στην υπό εξέταση περίοδο. Η τελική μεταβλητή που ήταν η διαφορά (SSD) του εύρους κνημιαίας στρωφής ανάμεσα στα 2 γόνατα υπολογιζόταν αφαιρώντας το TRROM του υγιούς γόνατος από αυτό του χειρουργημένου γόνατος.

ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ:

Μοντέλα γραμμικής παλινδρόμησης χρησιμοποιήθηκαν με τον δείκτη ΟΧΣ σαν προγνωστικό παράγοντα της μεταβλητής διαφοράς κνημιαίας στροφής (SSDTR) για την κάθε δοκιμασία και της διαφοράς πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης (SSD ATT). $R^2 < 0.1$ ορίστηκε σαν καμιά συσχέτιση, από 0.1 έως 0.3 σαν “μικρή”, από 0.3 έως 0.5 σαν “μέτρια,” και > 0.5 σαν “μεγάλη” συσχέτιση.²⁰⁹

Οι υποθέσεις των γραμμικών μοντέλων παλινδρόμησης όπως, κανονικότητα των εξαρτημένων και ανεξάρτητων μεταβλητών, ανεξαρτησία των σφαλμάτων, απουσία ακραίων παρατηρήσεων (outliers), και κανονική κατανομή των υπολοίπων (residuals), ελέγχθηκαν.

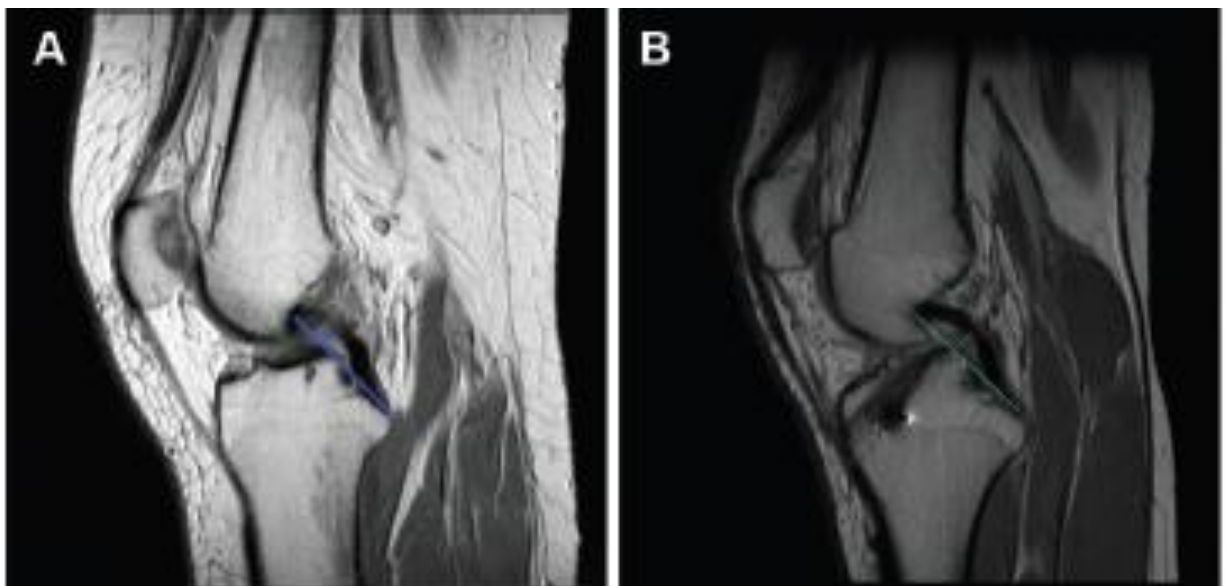
Δοκιμασίες t για ανεξάρτητα δείγματα χρησιμοποιήθηκαν για να ελεγχθούν οι διαφορές σχετικά με τη μέση τιμή δείκτη ΟΧΣ ανάμεσα στην ομάδα ελέγχου και την ομάδα ασθενών με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ορίστηκε ως $\alpha = .05$.

Η αξιοπιστία (συσχέτιση) εξέτασης-επανεξέτασης (intraobserver) και η αξιοπιστία (συσχέτιση) ανάμεσα στους εξεταστές (interobserver) για τον δείκτη ΟΧΣ καθορίστηκε από τον συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης (intraclass correlation coefficient, ICC) με 95% διάστημα εμπιστοσύνης (confidence interval, CI). Το επίπεδο συμφωνίας καθορίστηκε ως “πτωχό” (< 0.4), “ενδιάμεσο” (0.4 έως 0.8), ή “άριστο” (> 0.8).

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Η μέση τιμή του δείκτη ΟΧΣ για την ομάδα ασθενών με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ήταν 5.46 ± 0.98 (εύρος 3.71-7.53), η οποία ήταν στατιστικά σημαντικά μικρότερη (που αντιστοιχεί σε πιο παθολογικές τιμές) σε σύγκριση με την αντίστοιχη μέση τιμή της ομάδας ελέγχου (μέση τιμή 8.11 ± 1.39 , εύρος 5.22-11) ($p < 0.001$) (Εικόνα 72). Η αξιοπιστία (συσχέτιση) εξέτασης-επανεξέτασης (intraobserver) και η αξιοπιστία (συσχέτιση) ανάμεσα στους εξεταστές (interobserver) όπως αξιολογήθηκε με τον συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης ICC, ήταν άριστη (0.92 [95% διάστημα εμπιστοσύνης CI $0.9-0.94$] και 0.9 [95% CI $0.89-0.91$] αντίστοιχα).





Εικόνα 72. Σύγκριση του δείκτη OXΣ ανάμεσα σε (A) υγιές γόνατο (ομάδα ελέγχου) με δείκτη OXΣ 9.3, (B) γόνατο με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με δείκτη OXΣ 6.3 και (C) γόνατο με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με δείκτη OXΣ 4.7.

ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΞΕΤΑΣΗ

Όλοι οι ασθενείς ανέκτησαν την αντικειμενική σταθερότητα της άρθρωσης όπως υποδείκνυαν οι αρνητικές δοκιμασίες Lachman και pivot shift. Η μέση τιμή για την της διαφοράς πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο όπως μετρήθηκε με το αρθρόμετρο KT-1000 για την ομάδα ασθενών ήταν 1.2χιλ (όλοι οι ασθενείς<3χιλ) για την εξέταση με μέγιστη δύναμη χειρός και 0.6χιλ (όλοι οι ασθενείς<3χιλ) για την εξέταση με δύναμη 134N. Συνεπώς όλοι οι ασθενείς είχαν κλινικά επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και συμπεριλήφθηκαν στην κινηματική ανάλυση της μελέτης.

ΚΛΙΜΑΚΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Οι ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ είχαν μέση τιμή για την βαθμολογία της κλίμακας Lysholm 96.3 ± 3.7 (εύρος 90-100), μέση τιμή για την βαθμολογία της κλίμακας αθλητικής δραστηριότητας Tegner 7.4 ± 0.9 (εύρος 7-9) και μέση τιμή για την βαθμολογία της υποκειμενικής κλίμακας αξιολόγησης IKDC 92.2 ± 6.9 (εύρος 77-

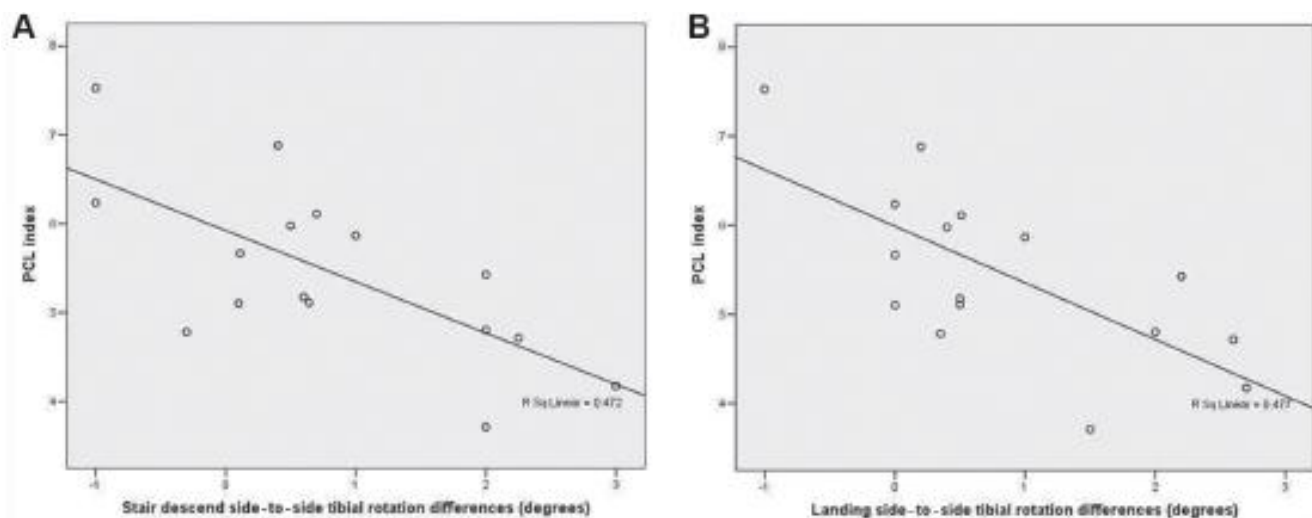
100). Η βαθμολογία της αντικειμενικής εξέτασης γόνατος με την φόρμα αξιολόγησης IKDC ήταν A για 11 και B για 5 ασθενείς.

ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ

Η ανάλυση με μοντέλα γραμμικής παλινδρόμησης ανέδειξε πως ο δείκτης OXΣ είναι προγνωστικός της χαμηλής διαφοράς SSD της κνημιαίας στροφής για την κατάβαση από σκάλα και στροφή και για την προσγείωση από άλμα και στροφή με “ενδιάμεσο” μέγεθος επίδρασης ($R^2 = 0.472$, $P = .003$ και $R^2 = 0.477$, $P = .003$, αντίστοιχα).

Αυτά τα αποτελέσματα υποδεικνύουν πως όταν ο δείκτης OXΣ έχει τιμή που πλησιάζει τις φυσιολογικές τιμές (δηλαδή μεγαλύτερες τιμές του, που πλησιάζουν αυτές τις ομάδας ελέγχου) ο ασθενής εμφανίζει χαμηλότερη διαφορά SSD κνημιαίας στροφής ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο, δηλαδή εμφανίζει πρότυπο στροφικής κίνησης παρόμοιο με αυτό του υγιούς γόνατος.

Ο δείκτης OXΣ δεν ήταν προγνωστικός της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης στις 134N ή μέγιστη δύναμη δια χειρός με μικρό μέγεθος επίδρασης ($R^2 = 0.13$, $P = .17$ και $R^2 = 0.009$, $P = .726$, για τις δύο δυναμικές δοκιμασίες αντίστοιχα) (Εικόνα 73).



Εικόνα 73. Ανάλυση παλινδρόμησης. Ο δείκτης OXΣ είναι προγνωστικός της χαμηλής SSD διαφοράς κνημιαίας στροφής κατά την (Α) πρώτη δοκιμασία με κατάβαση σκάλας και στροφή και (Β) δεύτερη δοκιμασία με πτώση από άλμα και στροφή ($R^2 = 0.472$, $P = .003$ και $R^2 = 0.477$, $P = .003$, αντίστοιχα).

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Τα βασικά ευρήματα της παρούσας μελέτης μετά από επιτυχημένη κλινικά ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ είναι: 1) ο δείκτης ΟΧΣ του γόνατος με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ διαφέρει σημαντικά σε σύγκριση με τον αντίστοιχο δείκτη για την ομάδα ελέγχου και συγκεκριμένα είναι μικρότερος, δηλαδή παθολογικός και 2) τιμές του δείκτη ΟΧΣ που τείνουν προς τις φυσιολογικές της ομάδας ελέγχου (δηλαδή μεγαλύτερη τιμή του δείκτη) για το γόνατο με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ είναι προγνωστική μικρότερης διαφοράς SSD για την κνημιαία στροφή ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών υψηλής έντασης. Ειδικότερα, τα αποτελέσματα έδειξαν πως όταν ο ασθενής μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ είχε δείκτη ΟΧΣ με τιμή που έτεινε προς τις φυσιολογικές τιμές σύμφωνα με την ομάδα ελέγχου, είχε και ένα βελτιωμένο πρότυπο στροφικής κίνησης του γόνατος όπως εξέφραζε η διαφορά SSDTRROM, δηλαδή προσέγγιζε αυτό του υγιούς γόνατός του. Αντιθέτως, ο δείκτης ΟΧΣ δεν ήταν προγνωστικός της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης με την μέτρηση με αρθρόμετρο (στις 134N ή μέγιστη δύναμη χειρός). Συνεπώς μόνο το πρώτο μέρος της μελέτης επιβεβαιώθηκε καθώς αποδείχθηκε πως όσο ο δείκτης ΟΧΣ προσεγγίζει τις τιμές της ομάδας ελέγχου, η κνημιαία στροφή ελέγχεται καλύτερα, ενώ το δεύτερο μέρος της υπόθεσης για την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση δεν επιβεβαιώθηκε.

Η ρήξη του ΠΧΣ προκαλεί παθολογικό κινηματικό πρότυπο για την άρθρωση του γόνατος η οποία οδηγεί σε παθολογική μετατόπιση και στροφική κίνηση της κνημομηριαίας άρθρωσης. Αυτό προκαλεί την αλλαγή στο σχήμα του ΟΧΣ και για αυτό το λόγο ο δείκτης ΟΧΣ έχει χρησιμοποιηθεί σαν έμμεσο σημείο ενδεικτικό ρήξης του ΠΧΣ. Ειδικότερα έχει διατυπωθεί η άποψη πως η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης ως προς το μηρό όταν συμβεί ρήξη του ΠΧΣ προκαλεί χαλάρωση του ΟΧΣ και αυτό καθιστά τον δείκτη ΟΧΣ ένα μέτρο ενδεικτικό της θέσης της κνήμης ως προς το μηριαίο οστό, υποβοηθώντας έτσι στην διάγνωση της ρήξης του ΠΧΣ^{224, 227, 232}. Επίσης υπάρχουν στη βιβλιογραφία ενδείξεις πως ο δείκτης ΟΧΣ διαφοροποιείται ανάμεσα σε ασθενείς με πλήρη και με μερική ρήξη του ΠΧΣ, υποδεικνύοντας έτσι πως μεταβάλλεται αντίστοιχα με την ακεραιότητα του ΠΧΣ η οποία επηρεάζει τη λειτουργικότητα και κινηματική της άρθρωσης του γόνατος²³². Η λογική της παρούσας μελέτης ήταν πως εφόσον η ανατομική συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ διορθώνει την ανατομική κνημομηριαία θέση, αυτό θα αντικατοπτρίζεται στο σχήμα

του ΟΧΣ στη μαγνητική τομογραφία. Πράγματι, τα αποτελέσματα έδειξαν πως μετά από ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με τεχνική μονής δέσμης, η διόρθωση της λειτουργικότητας του γόνατος αναφορικά με την κνημιαία στροφή αντικατοπτριζόταν στην απεικόνιση του ΟΧΣ. Αυτά τα ευρήματα ενισχύουν την άποψη περί “αλληλεπίδρασης” ανάμεσα στο πρότυπο τάσης του ΠΧΣ και του ΟΧΣ η οποία επηρεάζεται από τη θέση της κνήμης ως προς το μηρό ²²⁹. Η επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ αποκαθιστά αποτελεσματικά την θέση της κνήμης ως προς το μηρό και συνεπώς το πρότυπο τάσης και την αλληλεπίδραση ανάμεσα στους χιαστούς συνδέσμους. Έτσι η μελέτη αυτή προσφέρει άμεσες ενδείξεις του ότι η ανατομική αποκατάσταση της κνημομηριαίας σχέσης και θέσης έχει ως αποτέλεσμα καλύτερα λειτουργικά αποτελέσματα όπως εκφράζονται μέσω της κνημιαίας στροφής σε δυναμικές δοκιμασίες υψηλής έντασης.

Για κάθε απεικονιστικό εργαλείο που χρησιμοποιείται μετεγχειρητικά χρειάζεται να είναι προγνωστικό της λειτουργικότητας έτσι ώστε αυτό να παρέχει κλινικά σημαντικές πληροφορίες. Στην παρούσα μελέτη η λειτουργική αποκατάσταση του ΠΧΣ και η συσχέτιση αυτής με το σχήμα του ΟΧΣ και τον δείκτη ΟΧΣ ελέγχθηκε μέσω της διόρθωσης του κινηματικού προτύπου του γόνατος. Η διαφορά της κνημιαίας στροφής ανάμεσα στο χειρουργημένο και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο (SSDTRROM) έχει αποδειχθεί ένα σημαντικό μέτρο της λειτουργικότητας της άρθρωσης του γόνατος για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ²³⁴. Η κνημιαία στροφή είναι μία παράμετρος σημαντική για το γόνατο. Ακόμα και μικρές αποκλίσεις από το φυσιολογικό πρότυπο κνημιαίας στροφής του ασθενούς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ έχουν σχετισθεί με φτωχότερα λειτουργικά αποτελέσματα ^{175, 234} και έχουν θεωρηθεί παράγοντας που προκαλεί παθολογική φόρτιση του αρθρικού χόνδρου και οδηγεί με αυτό τον τρόπο στην έναρξη εκφυλιστικών αλλοιώσεων ^{179, 226}. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως η εμφάνιση του ΟΧΣ σχετίζεται με την διόρθωση της κνημιαίας στροφής με τρόπο που οι τιμές του δείκτη ΟΧΣ που τείνουν στις φυσιολογικές τιμές να είναι προγνωστικές βελτιωμένου προτύπου κνημιαίας στροφής που τείνει προς το φυσιολογικό. Αντιθέτως η διερεύνηση παρόμοιας συσχέτισης για την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση έδειξε πως ο δείκτης ΟΧΣ δεν είναι προγνωστικός αυτής. Αυτό το εύρημα μπορεί να οφείλεται στο γεγονός πως μόνο ασθενείς με κλινικά επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική συμπεριλήφθησαν στην μελέτη για τους οποίους η στατική σταθερότητα του γόνατος είχε αποκατασταθεί έτσι ώστε πολύ

μικρό εύρος τιμών πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης να εξετάζεται (η διαφορά πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης SSD ανάμεσα στα δύο γόνατα ήταν για όλους τους ασθενείς $<3\text{χιλ.}$). τα αποτελέσματα δείχνουν πως για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική και αποκατεστημένη πρόσθια σταθερότητα, ο δείκτης OXS δεν είναι προγνωστικός της πρόσθιας κνημιαίας ολίσθησης. Αν και όλοι οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ αναφορικά με την κλινική σταθερότητα, δεν είχαν όλοι ίδιο δείκτη OXS. Αυτό πιθανόν να σημαίνει πως η στατική σταθερότητα του γόνατος δεν υποδεικνύει πάντα την απόλυτα ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ούτε την απόλυτα αποκατεστημένη κνημιαία στροφή. Ο δείκτης OXS αντικατοπτρίζει την αποκατάσταση της ανατομίας του ΠΧΣ και την κνημιαία στροφή κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών. Εντούτοις, το γεγονός πως μόνο ασθενείς με κλινική σταθερότητα συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη είναι πιθανόν η αιτία που δεν αναδείχθηκε συσχέτιση ανάμεσα στον δείκτη OXS και την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση. Απ' τα παρόντα αποτελέσματα δεν είναι ξεκάθαρο αν υπάρχει συσχέτιση ανάμεσα στον δείκτη OXS και την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση σε ασθενείς με $\text{SSD} > 3\text{χιλ.}$

Η μέση τιμή του δείκτη OXS για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ήταν 5.46. Οι αντίστοιχες τιμές που ανέφεραν οι Nishimori και συν για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ που δεν εμφάνιζαν πρόσκρουση του μοσχεύματος ήταν 5.283 και 5.608 για τις ομάδες με τεχνική μονής και διπλής δέσμης αντίστοιχα ²³¹. Η μέση τιμή του δείκτη OXS στην παρούσα μελέτη προσεγγίζει αυτή που ανέφεραν οι Nishimori και συν. Η σύγκριση με την ομάδα ελέγχου όμως έδειξε πως η τιμή του δείκτη OXS για τους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ήταν ακόμα παθολογική και αυτό αντανakλά τη δυνατότητα περαιτέρω βελτίωσης της κινηματικής της κνημομηριαίας άρθρωσης σε ασθενείς με ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Η παθολογική θέση της κνήμης ως προς το μηρό έχει θεωρηθεί ο βασικός παθογενετικός μηχανισμός για την αλλαγή του σχήματος του OXS και τις παθολογικές τιμές του δείκτη OXS ^{224, 230, 232}. Οι Boeree και Ackroyd θεώρησαν πως η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με το μηρό είναι ο μηχανισμός που οδηγεί στην κύρτωση και γωνίωση του OXS που απεικονίζεται στην μαγνητική τομογραφία ²²⁴. Οι συγγραφείς πρότειναν πως με το γόνατο σε ελαφριά κάμψη κατά τη διάρκεια της εξέτασης μαγνητικής τομογραφίας το μηριαίο οστόν πέφτει ελαφριά προς τα πίσω σε σχέση με την κνήμη και με αυτό τον τρόπο αναδεικνύεται καλύτερα

η αλλοίωση του σχήματος του ΟΧΣ^{224, 233}. Παρόμοια με άλλες μελέτες που μέτρησαν τον δείκτη ΟΧΣ με το γόνατο σε πλήρη έκταση^{227, 231, 232} έτσι και στην παρούσα μελέτη αναδείχθηκαν διαφορές ανάμεσα στους ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και στην ομάδα ελέγχου. Αυτό οφείλεται στο γεγονός πως η πρόσθια κνημιαία μετατόπιση συμβαίνει σε μικρό βαθμό και στη θέση έκτασης ή ακόμα και στο γεγονός πως υπάρχει ακόμα ήπιου βαθμού έσω στροφή της κνήμης.

Μία σημαντική παράμετρος που θα πρέπει να εξετάζεται πριν προσδιορισθεί ο δείκτης ΟΧΣ είναι ο αποκλεισμός πρόσκρουσης του μοσχεύματος ΠΧΣ στον ΟΧΣ, αφού αυτό επηρεάζει τις τιμές του δείκτη ΟΧΣ. Οι Nishimori και συν εξέτασαν τους ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και απέδειξαν πως 12 μήνες μετά την επέμβαση ο δείκτης ΟΧΣ στην ομάδα των ασθενών με πρόσκρουση του ΠΧΣ επάνω στον ΟΧΣ ήταν παθολογικός, συγκεκριμένα μικρότερος, σε σχέση με τον δείκτη στην ομάδα των ασθενών που δεν εμφάνιζαν πρόσκρουση²³¹. Είναι σημαντικό να γνωρίζει κάποιος πριν χρησιμοποιήσει τον δείκτη ΟΧΣ σαν μέτρο εκτίμησης της επιτυχημένης συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ πως θα πρέπει να αποκλειστεί πως υπάρχει πρόσκρουση του μοσχεύματος ΠΧΣ πάνω στον ΟΧΣ. Στην παρούσα μελέτη αποκλείστηκε για όλους τους ασθενείς η πρόσκρουση του μοσχεύματος στον ΟΧΣ αρχικά διεγχειρητικά οπότε και μετά την καθήλωση του μοσχεύματος γινόταν έλεγχος σε πλήρη κύκλο κάμψης και έκτασης του γόνατος για πιθανή πρόσκρουση στην οροφή της μεσοκονδύλιας εντομής, τον έξω μηριαίο κόνδυλο και τον ΟΧΣ. Χρήσιμο στην αξιολόγηση της απουσίας πρόσκρουσης στον ΟΧΣ ήταν το σημείο με τον χαρακτηριστικό “τρίγωνο” χώρο που σχηματίζεται ανάμεσα στην μηριαία πρόσφυση του μοσχεύματος ΠΧΣ και τη μηριαία πρόσφυση του ΟΧΣ, σημείο που επιτυγχάνεται με την δημιουργία του οστικού αυλού στο μηριαίο οστόν χαμηλά στον έξω μηριαίο κόνδυλο. Ο έλεγχος για πρόσκρουση στον ΟΧΣ γινόταν ξανά μετεγχειρητικά στην μαγνητική τομογραφία σε ακολουθία με καταπίεση σήματος του λίπους στο εγκάρσιο επίπεδο όπως έχει προταθεί από τους Nishimori και συν²³¹. Τόσο ο διεγχειρητικός όσο και ο μετεγχειρητικός έλεγχος απέδειξαν πως δεν υπήρχε πρόσκρουση στον ΟΧΣ για κανέναν από τους ασθενείς της μελέτης.

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήσαμε αντικειμενικά και ακριβή μέτρα, τρισδιάστατη ανάλυση κίνησης και μαγνητική τομογραφία, για να εξετάσουμε την κινηματική του γόνατος και τον δείκτη ΟΧΣ. Άριστη αξιοπιστία (συσχέτιση) ανάμεσα στους εξεταστές (interobserver) και αξιοπιστία εξέτασης-επανεξέτασης

(intraobserver) βρέθηκε για τον δείκτη ΟΧΣ. Επιπλέον, η χρήση της ομάδας ελέγχου όπως έχει προταθεί και από άλλους συγγραφείς^{211, 212, 234} ενισχύει περισσότερο τα ευρήματα της μελέτης. Πιθανό σφάλμα εκλογής του δείγματος εξαλείφθηκε και με την επιλογή ασθενών που χειρουργήθηκαν από τον ίδιο χειρουργό.

Σχετικά με τους περιορισμούς της μελέτης, θα πρέπει να αναφερθεί πως αν και υπάρχουν κάποιοι περιορισμοί σχετικά με τη χρήση των ανακλαστήρων δέρματος στη μεθοδολογία της ανάλυσης κίνησης²⁰⁶, εντούτοις υπάρχουν συγκεκριμένες συνθήκες υπό τις οποίες η μεθοδολογία της εμβιομηχανικής ανάλυσης κίνησης είναι ευρέως αποδεκτή μέθοδος και θεωρείται καλά καθορισμένη και αξιόπιστη μέθοδος^{215, 222}. Το σφάλμα ανάμεσα στους χειριστές της μεθόδου ελαχιστοποιήθηκε με το να υπάρχει ένας εξεταστής ο οποίος τοποθετούσε τους ανακλαστήρες δέρματος και πραγματοποιούσε τις μετρήσεις των σωματομετρικών και ανθρωπομετρικών δεδομένων. Επιπρόσθετα, το απόλυτο σφάλμα του συστήματος για την τρισδιάστατη ανακατασκευή της απεικόνισης των ανακλαστήρων ήταν πολύ χαμηλό (μέγιστη τυπική απόκλιση 0.303χιλ, χώρος ρύθμισης σχεδόν 8κυβικά μέτρα). Μία στατική δοκιμασία ρύθμισης χρησιμοποιήθηκε για να διορθωθούν μικρές αποκλίσεις των ανακλαστήρων που ορίζουν το τοπικό σύστημα συντεταγμένων και για να ορίσουν τις 0° για κάθε τμηματική κίνηση σε όλα τα επίπεδα. Τέλος, επιλέχθηκε ομοιογενές δείγμα μελέτης αποτελούμενο από άρρενες ασθενείς με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα άκρα του, το οποίο δεν επιτρέπει την γενίκευση των αποτελεσμάτων της μελέτης σε πληθυσμό γυναικών ή σε ασθενείς με συνδεσμοπλαστική όπου χρησιμοποιήθηκε μόσχευμα οπισθίων μηριαίων ή αλλομόσχευμα. Ο σκοπός των αυστηρών κριτηρίων εισαγωγής στη μελέτη ήταν η δημιουργία μιας ομοιογενούς ομάδας πληθυσμού μελέτης σχετικά με τις περισσότερες μεταβλητές και χαρακτηριστικά τους έτσι ώστε αυτά να εξαλειφθούν ως πιθανοί συγχυτικοί παράγοντες κατά τη διερεύνηση της συσχέτισης ανάμεσα στην κνημιαία στροφή και τον δείκτη ΟΧΣ. Δεδομένης της έμφυτης μεταβλητότητας που υπάρχει στα κινηματικά δεδομένα των συμμετεχόντων, επιλέχθηκε να δημιουργηθεί μία ομοιογενής κατά τις περισσότερες μεταβλητές ομάδα ασθενών που θα επιτρέψει να ανιχνευθεί οποιαδήποτε σημαντική συσχέτιση ανάμεσα στις υπό εξέταση μεταβλητές και να εξαχθούν ασφαλή αποτελέσματα σχετικά με αυτή τη συσχέτιση, αν και δεν επιτρέπει την γενίκευση των συμπερασμάτων στον γενικότερο πληθυσμό των ασθενών με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Αντίθετα, μια μελέτη με περισσότερο

ανομοιογενή ομάδα πληθυσμού μελέτης θα επέτρεπε την γενίκευση των αποτελεσμάτων, όμως αυτό θα ελάττωνε την εσωτερική εγκυρότητα της μελέτης.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ο δείκτης OXΣ μετά από επιτυχημένη ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με την τεχνική μονής δέσμης με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα άκρα του είναι προγνωστικός της κνημιαίας στροφής κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών υψηλής έντασης. Παρόμοια συσχέτιση δεν ανευρέθηκε για την πρόσθια κνημιαία μετατόπιση στην παρούσα μελέτη. Τα αποτελέσματα δείχνουν πως ο δείκτης OXΣ σχετίζεται με την διόρθωση της κνημιαίας στροφής. Η μελέτη αυτή προσφέρει ενδείξεις σχετικά με την αλληλεπίδραση ανάμεσα στην αποκατάσταση της ανατομίας του φυσικού ΠΧΣ και την εμφάνιση του OXΣ και υποδεικνύει πως η αποτελεσματική αποκατάσταση της κνημομηριαίας σχέσης μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ συμβάλλει στο καλύτερο λειτουργικό αποτέλεσμα όπως αυτό ελέγχεται με την μέτρηση της κνημιαίας στροφής σε δυναμικές δοκιμασίες.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Σκοπός της παρούσας διδακτορικής διατριβής ήταν η αξιολόγηση της ανατομικής συνδεσμοπλαστικής πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) με μόσχευμα μονής δέσμης. Η βελτίωση της χειρουργικής τεχνικής είχε σκοπό να προσομοιάσει όσο το δυνατόν περισσότερο την ανατομία του φυσικού ΠΧΣ, όσον αφορά στις προσφύσεις του στο μηριαίο οστό και την κνήμη, στον προσανατολισμό και τη στροφή του μοσχεύματος, καθώς και στην λειτουργικότητα αυτού, δηλαδή την εξασφάλιση της σταθερότητας του γόνατος και της σωστής εμβιομηχανικής της άρθρωσης.

Τα βασικά στοιχεία της χειρουργικής τεχνικής που στοχεύουν στην επίτευξη αυτών των στόχων είναι τα εξής:

- ✓ Η δημιουργία του οστικού αυλού χαμηλά στον έξω μηριαίο κόνδυλο, αντίστοιχα με το κέντρο της πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ
- ✓ Η δημιουργία του οστικού αυλού περίπου 5χιλ πρόσθια-έσω σε σχέση με το κέντρο του φυσικού ΠΧΣ στην κνήμη, έτσι ώστε η θέση του μοσχεύματος που καταλαμβάνει το οπίσθιο-έξω τμήμα του οστικού αυλού λόγω της θέσης του οστικού τεμαχίου να αντιστοιχεί στο κέντρο της πρόσφυσης του φυσικού ΠΧΣ.
- ✓ Στροφή του μοσχεύματος κατά περίπου 90° πριν την σταθεροποίησή του στην κνήμη, προσομοιάζοντας της στροφή των ινών του φυσικού ΠΧΣ.

Τα αποτελέσματα των μελετών της διδακτορικής διατριβής έδειξαν πως η ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με μόσχευμα μονής δέσμης:

1. Επηρεάζει τον συνολικό προσανατολισμό του μοσχεύματος - “graft obliquity” στο μετωπιαίο και οβελιαίο επίπεδο. Ειδικότερα για το μετωπιαίο επίπεδο, ο προσανατολισμός του μοσχεύματος, σχετίζεται με την διόρθωση της κνημιαίας στροφής σε δυναμικές δοκιμασίες υψηλής φόρτισης, έτσι ώστε ένα πιο “λοξά” τοποθετημένο μόσχευμα ΠΧΣ στο μετωπιαίο επίπεδο έχει ως αποτέλεσμα βελτιωμένη κνημιαία στροφή.

2. Έχει ως αποτέλεσμα διορθωμένο πρότυπο κνημιαίας στροφικής κίνησης του γόνατος το οποίο σχετίζεται με βελτιωμένη λειτουργικότητας της άρθρωσης μετεγχειρητικά, με βάση τις κλίμακες υποκειμενικής αξιολόγησης του γόνατος IKDC subjective score και Lysholm score.
3. Διορθώνει την συνολική ανατομική του γόνατος, το οποίο αντανακλάται στο σχήμα και την εμφάνιση του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ). Ο δείκτης ΟΧΣ είναι ένα αξιόπιστο μέτρο της αλλαγής του σχήματος του ΟΧΣ μετεγχειρητικά, και μάλιστα οι τιμές του σχετίζονται με την διόρθωση της κνημιαίας στροφής, με τρόπο που οι βελτιωμένες τιμές δείκτη ΟΧΣ αντιστοιχούν σε βελτιωμένο πρότυπο στροφικής κίνησης του γόνατος σε δυναμικές δοκιμασίες υψηλής έντασης.

Σε σύγκριση με προηγούμενες έρευνες τα αποτελέσματα των μελετών της παρούσας διδακτορικής διατριβής επιβεβαιώνουν ορισμένα ευρήματα, προσθέτοντας ταυτόχρονα νέα δεδομένα και απατώντας σε σχετικά κενά της βιβλιογραφίας (literature gaps):

1. Η θέση δημιουργίας του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό επηρεάζει τον έλεγχο των στροφικών φορτίων με τρόπο ώστε πιο χαμηλά τοποθετημένος οστικός αυλός στον έξω μηριαίο κόνδυλο έχει ως αποτέλεσμα καλύτερη στροφική σταθερότητα. Στην παρούσα μελέτη επιβεβαιώθηκε το εν λόγω εύρημα προηγούμενων μελετών και αποδείχθηκε επιπλέον πως η θέση του οστικού αυλού στο μηριαίο οστό αλλά και στην κνήμη επηρεάζουν τον συνολικό προσανατολισμό του μοσχεύματος (graft obliquity) που σχετίζεται με καλύτερη κινηματική του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο (στροφική κίνηση). Ο ολικός προσανατολισμός του μοσχεύματος στο μετωπιαίο και το οβελιαίο επίπεδο δίνει μια περισσότερο ολοκληρωμένη εικόνα για την αποκατάσταση της ανατομικής του φυσικού ΠΧΣ σε σχέση με την μεμονωμένη εκτίμηση της θέσης του οστικού αυλού στον έξω μηριαίο κόνδυλο. Ο έλεγχος των στροφικών φορτίων ελέγχθηκε σε *in vivo* δοκιμασίες με τρισδιάστατη ανάλυση κίνησης με οπτοηλεκτρονικό σύστημα όπου προσδιορίστηκε η κνημιαία στροφή.

2. Ο έλεγχος έναντι στα στροφικά φορτία σχετίζεται με την λειτουργικότητα της άρθρωσης. Έχει αποδειχθεί πως η αδυναμία αποκατάστασης της στροφικής σταθερότητας με βάση την δοκιμασία pivot shift, σχετίζεται με μειωμένη λειτουργικότητα της άρθρωσης και μη ικανοποιητική έκβαση με βάση την κλίμακα IKDC subjective score, ενώ επηρεάζει αρνητικά τη συμμετοχή σε αθλητικές δραστηριότητες. Με την παρούσα μελέτη επιβεβαιώθηκαν τα ως άνω ευρήματα προηγούμενων μελετών ελέγχοντας όμως in vivo την κνημιαία στροφή σε αντίθεση με την δοκιμασία pivot shift που χρησιμοποίησαν οι ως τώρα μελέτες.

3. Ο δείκτης οπισθίου χιαστού συνδέσμου έχει χρησιμοποιηθεί σαν έμμεσο αντικειμενικό μέτρο για την διάγνωση ρήξης του ΠΧΣ. Στην παρούσα μελέτη αποδείχθηκε πως είναι αξιόπιστο μέτρο που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εκτιμηθεί με έμμεσο τρόπο η επιτυχία της ανατομικής συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ. Η αποκατάσταση της ανατομικής του φυσικού ΠΧΣ αντανακλάται στην εμφάνιση και το σχήμα του ΟΧΣ, η παραμόρφωση του οποίου ποσοτικοποιείται με τον δείκτη ΟΧΣ. Μάλιστα ο δείκτης ΟΧΣ σχετίζεται με την διόρθωση της στροφικής κίνησης του γόνατος, με τέτοιο τρόπο ώστε βελτιωμένος δείκτης ΟΧΣ (δηλαδή τιμές που αντιστοιχούν περισσότερο προς τις τιμές αναφοράς της ομάδας ελέγχου και εκπροσωπούν τη λιγότερη παραμόρφωση του ΟΧΣ) σχετίζονται με καλύτερη στροφική κίνηση του γόνατος σε in vivo δυναμικές δοκιμασίες.

ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ

Με βάση τις μελέτες και τα αποτελέσματα της παρούσας διδακτορικής διατριβής δημοσιεύθηκαν τα ακόλουθα επιστημονικά άρθρα:

1. Zampeli F, Ntoulia A, Giotis D, Tsiaras VA, Argyropoulou M, Pappas E, Georgoulis AD. Correlation between anterior cruciate ligament graft obliquity and tibial rotation during dynamic pivoting activities in patients with anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo examination. **Arthroscopy**. 2012 Feb;28(2):234-46. doi: 10.1016/j.arthro.2011.08.285. Epub 2011 Nov 10
2. Zampeli F, Pappas E, Giotis D, Hantes ME, Georgoulis AD. Kinematic predictors of subjective outcome after anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo motion analysis study. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**. 2012 Apr;20(4):785-92. doi: 10.1007/s00167-012-1902-0. Epub 2012 Jan 24
3. Zampeli F, Ntoulia A, Giotis D, Ristanis S, Mitsionis G, Pappas E, Georgoulis AD. The PCL index correlatesto the control of rotational kinematics that isachieved after anatomic ACL reconstruction. **Am J Sports Med**. 2014;42(3): 665-74. doi: 10.1177/0363546513512780. Epub 2013 Dec 11

ΒΡΑΒΕΙΑ

Οι εργασίες της παρούσας διδακτορικής διατριβής διακρίθηκαν και τιμήθηκαν με τα κάτωθι βραβεία:

- Έπαινος Ελληνικής Εταιρείας Χειρουργικής Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας (ΕΕΧΟΤ) για την 2^η καλύτερη εργασία κατά τη διάρκεια του 68^{ου} Ετησίου Συνεδρίου της ΕΕΧΟΤ, Αθήνα 2-6 Οκτωβρίου 2012 για την μελέτη «Ο δείκτης του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ) σαν αντικειμενικό μέτρο για την εκτίμηση της ανατομικής ανακατασκευής του προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) σε μαγνητική τομογραφία».

- Έπαινος Ελληνικής Αρθροσκοπικής Εταιρείας (ΕΑΕ) για την 3^η καλύτερη εργασία κατά τη διάρκεια του 5^{ου} Ετησίου Συνεδρίου της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης, Χειρουργικής Γόνατος και Αθλητικών κακώσεων, Λάρισα 3-6 Απριλίου 2013 για την μελέτη «Ο δείκτης του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ) σαν αντικειμενικό μέτρο για την εκτίμηση της ανατομικής ανακατασκευής του προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) σε μαγνητική τομογραφία».

ΠΕΡΙΛΗΨΕΙΣ

Ζαμπέλη Φραντζέσκα, MD - Διδακτορική Διατριβή

Τίτλος: Ανατομική ανακατασκευή του προσθίου χιαστού συνδέσμου του γόνατος.

Προοπτική κλινική και εμβιομηχανική μελέτη.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ 1ης ΜΕΛΕΤΗΣ

ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΑΝΑΜΕΣΑ ΣΤΟΝ ΠΡΟΣΑΝΑΤΟΛΙΣΜΟ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ (ΠΧΣ) ΚΑΙ ΤΗΝ ΚΝΗΜΙΑΙΑ ΣΤΡΟΦΗ ΚΑΤΑ ΤΗ ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΧΣ

ΣΚΟΠΟΣ: Σκοπός της μελέτης είναι να ερευνήσουμε την συσχέτιση ανάμεσα στον προσανατολισμό (λοξότητα) του μοσχεύματος στο μετωπιαίο και οβελιαίο επίπεδο και το εύρος κίνησης της κνημιαίας στροφής μετά από πλαστική ανακατασκευή του προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) του γόνατος με αυτόλογο μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα.

ΥΛΙΚΟ-ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ: 19 ασθενείς με πλαστική ΠΧΣ (μέσος όρος ηλικίας 29 έτη, εύρος 18-38, μ.ό 19.9 μήνες μετεγχειρητικά) και 19 υγιείς συμμετέχοντες (ομάδα ελέγχου, μ.ό. ηλικίας, 30.6 έτη, εύρος 24-37) εξετάσθηκαν με οπτοηλεκτρονικό σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης κατά τη διάρκεια δύο δοκιμασιών: (1) κατάβαση σκαλοπατιών και στροφή, και (2) προσγείωση από άλμα και στροφή. Ο προσανατολισμός του μοσχεύματος στο μετωπιαίο και το οβελιαίο επίπεδο προσδιορίστηκε με τη χρήση μαγνητικής τομογραφίας (MRI) όπου μετρήθηκε η γωνία του μοσχεύματος αντίστοιχα στα δύο επίπεδα. Οι εξαρτημένες μεταβλητές της μελέτης είναι το εύρος κίνησης της κνημιαίας στροφής κατά τη διάρκεια της στροφής και η διαφορά (Δ) του εύρους κίνησης κνημιαίας στροφής από το ετερόπλευρο υγιές γόνατο και οι ανεξάρτητες μεταβλητές η γωνία του μοσχεύματος στο μετωπιαίο και το οβελιαίο επίπεδο.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ: Το εύρος κίνησης της κνημιαίας στροφής έδειξε στατιστικά σημαντική αύξηση για το γόνατο με πλαστική ΠΧΣ σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου καθώς επίσης και σε σύγκριση με το ετερόπλευρο υγιές γόνατο ($p < 0.05$). Στατιστικά σημαντική θετική συσχέτιση παρατηρήθηκε ανάμεσα στο εύρος κίνησης

της κνημιαίας στροφής και τη γωνία του μοσχεύματος στο μετωπιαίο επίπεδο για τις δύο υπό εξέταση δοκιμασίες ($r=0.727$, $p=0.0006$ και $r=0.795$, $p=0.001$ για τις δοκιμασίες 1 και 2 αντίστοιχα) καθώς και ανάμεσα στη διαφορά Δ του εύρους κίνησης της κνημιαίας στροφής και την γωνία του μοσχεύματος στο μετωπιαίο επίπεδο ($r=0.789$, $p\leq 0.0001$ και $r=0.799$, $p\leq 0.0001$ για τις δοκιμασίες 1 και 2 αντίστοιχα). Αντίθετα, δεν παρατηρήθηκε σημαντική συσχέτιση ανάμεσα στις εξαρτημένες μεταβλητές και τη γωνία του μοσχεύματος στο οβελιαίο επίπεδο.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ: Οι ασθενείς με πλαστική ΠΧΣ με αυτόλογο μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα παρουσιάζουν αυξημένη κνημιαία στροφή σε σχέση με το ετερόπλευρο υγιές γόνατο καθώς και σε σχέση με ομάδα ελέγχου υγιών ατόμων κατά τη διάρκεια στροφικών δυναμικών δοκιμασιών. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν ότι η κνημιαία στροφή ήταν μειωμένη σε ασθενείς στους οποίους το μόσχευμα ΠΧΣ εμφάνιζε μικρότερη γωνία στο μετωπιαίο επίπεδο, δηλαδή ήταν τοποθετημένο με μεγαλύτερη λοξότητα. Αντίθετα δεν παρατηρήθηκε συσχέτιση ανάμεσα στην κνημιαία στροφή και τη γωνία του μοσχεύματος στο οβελιαίο επίπεδο. Παρόλο που τα αποτελέσματα αυτά δεν αποδεικνύουν σχέση αιτίας-αποτελέσματος ανάμεσα στις δύο μεταβλητές, υποδεικνύουν ότι η λοξή τοποθέτηση του μοσχεύματος στο μετωπιαίο επίπεδο συσχετίζεται με μικρότερη κνημιαία στροφή.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ 2ης ΜΕΛΕΤΗΣ

Η ΚΝΗΜΙΑΙΑ ΣΤΡΟΦΗ ΣΑΝ ΠΡΟΓΝΩΣΤΙΚΟΣ ΠΑΡΑΓΟΝΤΑΣ ΤΟΥ ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΟΥ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΟΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ

ΣΚΟΠΟΣ: Να εξετασθεί αν η κνημιαία στροφή του γόνατος κατά τη διάρκεια in vivo δυναμικών δοκιμασιών υψηλής φόρτισης είναι προγνωστική της λειτουργικότητας της άρθρωσης (με βάση τις κλίμακες αξιολόγησης IKDC και Lysholm), της αντικειμενικής σταθερότητας (βάσει των μετρήσεων με το αρθρόμετρο KT-1000), και του επιπέδου αθλητικής δραστηριότητας (με βάση την κλίμακα Tegner) σε ασθενείς μετά από ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ (ΠΠΧΣ).

ΥΛΙΚΟ-ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ: 31 ασθενείς με ανατομική ΠΠΧΣ με τεχνική μονής δέσμης εξετάσθηκαν προοπτικά με οπτοηλεκτρονικό σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης κατά τη διάρκεια δύο δοκιμασιών: (1) κατάβαση σκαλοπατιών και στροφή, και (2) προσγείωση από άλμα και στροφή. Η διαφορά (Δ) του εύρους κίνησης της κνημιαίας στροφής (TR) ανάμεσα στο γόνατο με ΠΠΧΣ και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο (Δ TR) υπολογίστηκε κατά τη διάρκεια της στροφικής φάσης για τις δύο δοκιμασίες. Η πρόσθια κνημιαία μετατόπιση μετρήθηκε με το KT-1000 αρθρόμετρο (μέγιστη δύναμη δια χειρός). Η λειτουργικότητα της άρθρωσης αξιολογήθηκε με βάση τις κλίμακες IKDC subjective score και Lysholm score, ενώ το επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας των ασθενών κατά τη διάρκεια της εξέτασης καταγράφηκε με την κλίμακα Tegner score. Με γραμμικά μοντέλα παλινδρόμησης διερευνήθηκε αν η διαφορά κνημιαίας στροφής Δ TR σε κάθε δοκιμασία είναι προγνωστική για τις παραμέτρους πρόσθια κνημιαία μετατόπιση, IKDC subjective score, Lysholm score, και επίπεδο δραστηριότητας κατά Tegner.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ: Η διαφορά (Δ) του εύρους της κνημιαίας στροφής (TR) ανάμεσα στο γόνατο με ΠΠΧΣ και το ετερόπλευρο υγιές γόνατο (Δ TR) είναι προγνωστική της βαθμολογίας IKDC subjective score για τις δύο δυναμικές δοκιμασίες ($R^2 = 0.46$, $p < 0.001$ και $R^2 = 0.40$, $p < 0.001$, αντίστοιχα), με

"ενδιάμεσο" μέγεθος επίδρασης και της βαθμολογίας κατά την κλίμακα Lysholm score ($R^2 = 0.13$, $p < 0.05$ και $R^2 = 0.09$, n.s.) με "μικρό" έως "κανένα" μέγεθος επίδρασης. Αντίθετα η ΔTR δεν είναι προγνωστικός της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης ούτε του επιπέδου αθλητικής δραστηριότητας κατά Tegner (n.s.).

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ: Η διόρθωση της κνημιαίας στροφής στα επίπεδα του υγιούς γόνατος είναι προγνωστική του λειτουργικού αποτελέσματος της άρθρωσης του γόνατος μετά από ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Η ικανότητα του αθλητή να ελέγχει την κνημιαία στροφή σε δυναμικές δοκιμασίες υψηλής φόρτισης μετά από την ανατομική ΠΠΧΣ είναι προγνωστική καλύτερου λειτουργικού αποτελέσματος της άρθρωσης.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ 3ης ΜΕΛΕΤΗΣ

Ο ΔΕΙΚΤΗΣ ΟΠΙΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΣΑΝ ΜΕΤΡΟ ΕΠΙΤΥΧΟΥΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ

ΣΚΟΠΟΣ: Να εξετασθεί αν ο δείκτης του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ), ο οποίος περιγράφει αντικειμενικά την παραμόρφωση του σχήματος του ΟΧΣ είναι προγνωστικός της κνημιαίας στροφής (TR) κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών και της πρόσθιας κνημιαίας μετατόπισης (ATT) μετά από ανατομική συνδεσμοπλαστική του προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΠΧΣ) του γόνατος με μόσχευμα μονής δέσμης.

ΥΛΙΚΟ-ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ: 16 ασθενείς με ΠΠΧΣ εξετάσθηκαν με οπτοηλεκτρονικό σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης κατά τη διάρκεια δύο δοκιμασιών: (1) κατάβαση σκαλοπατιών και στροφή, και (2) προσγείωση από άλμα και στροφή. Υπολογίστηκε η διαφορά (Δ) του εύρους κίνησης της κνημιαίας στροφής (TR) από το ετερόπλευρο υγιές γόνατο (Δ TR) κατά τη διάρκεια της στροφής για τις δύο δοκιμασίες. Η ATT μετρήθηκε με το KT-1000 αρθρόμετρο (134N και μέγιστη δύναμη δια χειρός). Ο δείκτης ΟΧΣ μετρήθηκε σε μαγνητική τομογραφία (MRI). Με γραμμικά μοντέλα παλινδρόμησης διερευνήθηκε αν ο δείκτης ΟΧΣ είναι προγνωστικός της Δ TR για τις δύο δοκιμασίες και της ATT.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ: Ο δείκτης ΟΧΣ είναι προγνωστικός της ελαττωμένης Δ TR για τις δύο δυναμικές δοκιμασίες ($R^2=0.472$, $p=0.003$ και $R^2=0.477$, $p=0.003$ αντίστοιχα), αλλά δεν είναι προγνωστικός της ATT για την 134 N και την μέγιστη δύναμη ($R^2=0.13$, $p=0.17$ και $R^2=0.009$, $p=0.726$ αντίστοιχα).

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ: Ο δείκτης ΟΧΣ μετά από επιτυχημένη ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΠΧΣ με την τεχνική μονής δέσμης με μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα με οστικά τεμάχια στα άκρα του είναι προγνωστικός της κνημιαίας στροφής κατά τη διάρκεια δυναμικών δοκιμασιών υψηλής έντασης. Η μελέτη αυτή προσφέρει ενδείξεις σχετικά με την αλληλεπίδραση ανάμεσα στην αποκατάσταση της ανατομίας

του φυσικού ΠΧΣ και την εμφάνιση του ΟΧΣ και υποδεικνύει πως η αποτελεσματική αποκατάσταση της κνημομηριαίας σχέσης μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ συμβάλλει στο καλύτερο λειτουργικό αποτέλεσμα όπως αυτό ελέγχεται με την μέτρηση της κνημιαίας στροφής σε δυναμικές δοκιμασίες.

ΠΕΡΙΛΗΨΕΙΣ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ ΓΛΩΣΣΑ

Zampeli Francesca, MD - PhD Thesis

Title: Anatomical anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective, clinical and biomechanical study.

ABSTRACT-STUDY 1

CORRELATION BETWEEN ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT (ACL) GRAFT OBLIQUITY AND TIBIAL ROTATION DURING DYNAMIC PIVOTING ACTIVITIES IN PATIENTS WITH ANATOMIC ACL RECONSTRUCTION: AN IN VIVO EXAMINATION.

PURPOSE: To investigate the effect of coronal- and sagittal-plane anterior cruciate ligament (ACL) graft obliquity on tibial rotation (TR) range of motion (ROM) during dynamic pivoting activities after ACL reconstruction with bone-patellar tendon-bone (BPTB) autograft.

METHODS: We evaluated 19 ACL-reconstructed patients (mean age, 29 years; age range, 18 to 38 years; mean time interval postoperatively, 19.9 months) and 19 matched control subjects (mean age, 30.6 years; age range, 24 to 37 years) using motion analysis during (1) descending a stairway and pivoting and (2) landing from a jump and pivoting. Magnetic resonance imaging was used to measure the coronal and sagittal ACL graft angle. The dependent variables were TR ROM during pivoting and the side-to-side difference (SSD) in TR ROM between the reconstructed knee and the contralateral intact knee.

RESULTS: TR ROM of the ACL-reconstructed knee was significantly increased compared with both the contralateral intact knee and the healthy control knee ($P < .05$). A significant positive correlation was observed between TR ROM and coronal ACL graft angle ($r = 0.727$, $P = .0006$ for descending and pivoting; $r = 0.795$, $P = .0001$ for landing and pivoting) as well as between SSD of TR ROM and coronal ACL graft angle ($r = 0.789$, $P < .0001$ for descending and pivoting; $r = 0.799$, $P < .0001$ for landing and pivoting).

.0001 for landing and pivoting). No correlation was found with the sagittal ACL graft angle.

CONCLUSIONS: After ACL reconstruction with a BPTB graft, patients' knees showed higher TR values than their uninjured knees and the knees of uninjured control volunteers during dynamic pivoting activities. The findings of this study show that TR was better restored in ACL-reconstructed patients with a more oblique graft in the coronal plane. A similar relation was not observed for graft orientation in the sagittal plane. Although these data do not imply a cause-and-effect relation between the 2 variables, they may indicate that a more oblique placement of a single BPTB ACL graft in the coronal plane is correlated with better control of TR.

ABSTRACT-STUDY 2

KINEMATIC PREDICTORS OF SUBJECTIVE OUTCOME AFTER ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION: AN IN VIVO MOTION ANALYSIS STUDY.

PURPOSE: The purpose of this study was to test whether rotational knee kinematics during dynamic pivoting activities are predictive of subjective functional outcome (IKDC, Lysholm), objective laxity scores (KT max), and activity levels (Tegner) in patients after anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR).

METHODS: Thirty-one patients with single-bundle ACLR were evaluated prospectively with 3D-motion analysis during (1) descending a stairway and pivoting and (2) landing from a jump and pivoting. The side-to-side difference of tibial rotation range of motion (SSDTR) between the ACLR and the contralateral intact knee was calculated for the pivoting phase of each task. Linear regression models were applied with SSDTR, for each task predictors of the subjective IKDC score, Lysholm score, anterior tibial translation, and Tegner activity level.

RESULTS: SSDTR for descending and landing were predictive of the IKDC subjective score ($R(2) = 0.46$, $p < 0.001$ and $R(2) = 0.40$, $p < 0.001$, respectively) with "medium" effect sizes and of the Lysholm score ($R(2) = 0.13$, $p < 0.05$ and $R(2) = 0.09$, n.s.) with "small" to "none" effect sizes. SSDTR was not predictive of anterior translation or Tegner activity level (n.s.).

CONCLUSIONS: Restoring rotational kinematics during dynamic pivoting activities after ACLR is predictive of functional outcome. The ability of the athlete after ACLR to control tibial rotation during pivoting activities may be predictive of functional outcome.

ABSTRACT-STUDY 3

THE POSTERIOR CRUCIATE LIGAMENT (PCL) INDEX IS CORRELATED WITH THE CONTROL OF ROTATIONAL KINEMATICS THAT IS ACHIEVED AFTER ANATOMIC ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION.

BACKGROUND: The posterior cruciate ligament (PCL) index quantifies the curvature of the PCL seen on magnetic resonance imaging (MRI) that is caused by a change in tibiofemoral alignment in the anterior cruciate ligament (ACL)–deficient knee. It has been proposed that the PCL index may be useful in assessing the success of ACL reconstruction (ACLR).

PURPOSE: The purpose of this study was to test if the PCL index is predictive of in vivo rotational kinematics and joint laxity measures in knees of patients after single-bundle ACLR. The hypothesis was that the PCL index is predictive of rotational knee kinematics and objective laxity scores.

METHODS: At a mean of 18.1 months postoperatively, the PCL index was defined on MRI in 16 patients prospectively followed up after anatomic single-bundle ACLR and in 16 matched controls. The patients were evaluated with 3-dimensional motion analysis during (1) descending and pivoting as well as (2) landing and pivoting tasks. The side-to-side difference in tibial rotation range of motion between the reconstructed knee and the contralateral intact knee was calculated. The side-to-side difference in anterior tibial translation was measured with a KT-1000 arthrometer. Linear regression models were used with the PCL index as a predictor of the side-to-side difference in tibial rotation for each task and the side-to-side difference in anterior tibial translation.

RESULTS: The PCL index of the reconstructed knees was significantly lower compared with that of the control knees ($P < .001$). The index was predictive of the side-to-side difference in tibial rotation during both tasks ($R^2 = 0.472$ and 0.477 , $P = .003$), with

a lower index being indicative of increased rotational laxity. It was not predictive of anterior tibial translation (at 134 N: $R^2 = 0.13$, $P = .17$; at maximum force: $R^2 = 0.009$, $P = .726$).

CONCLUSIONS: The PCL index after anatomic single-bundle ACLR using a bone–patellar tendon–bone graft is predictive of rotational kinematics during in vivo dynamic pivoting activities. The results show that the PCL index is correlated with the postoperative ability to control rotational kinematics of the knee joint.

Clinical Relevance: This study provides evidence regarding the interplay between restoration of the native ACL’s anatomy and the PCL’s appearance and suggests that the effective restoration of tibiofemoral alignment after ACLR that is reflected in the PCL index translates into better functional outcomes as measured by tibial rotation during pivoting activities.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Gray H. Gray's Anatomy: Octopus Publishing Group; 2012.
2. Moore KL. Κλινική ανατομία II. 3^η έκδοση. Εκδόσεις Πασχαλίδης. 1998.
3. Kapandji I. The physiology of the joints, vol 2, 5th edition. Churchill Livingstone, Edinburgh; 1987.
4. DeLee. Delle & Drez's Orthopaedic Sports Medicine. 3rd edition: Elsevier.
5. Canale ST, Beaty JH. Campbell's Operative Orthopaedics 12th edition. Elsevier.
6. Matsumoto H, Seedhom BB, Suda Y, et al. Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle. Clin Orthop Relat Res. 2000;371:178–82.
7. Petersen W, Tillmann B. Anatomy and function of the anterior cruciate ligament. Orthopaede. 2002;31:710–8.
8. van Eck CF, Lesniak BP, Schreiber VM, et al. Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction flowchart. Arthroscopy. 2010;26(2):258-68.
9. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. Clin Orthop. 1975;106:216–31.
10. Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. J Bone Joint Surg. 1985;67A:257–62.
11. Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, et al. Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. Arthroscopy. 1999;15:741–9.
12. Zantop T, Petersen W, Fu F. Anatomy of the anterior cruciate ligament. Operat Tech Orthop. 2005;15:20–8.

13. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, et al. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; Mar;14(3):204-13.
14. Heming JF, Rand J, Steiner ME. Anatomic limitations of transtibial drilling in ACL reconstruction. *Am J Sports Med.* 2007;35:1708-15.
15. Steiner ME, Murray MM, Rodeo SA. Strategies to improve anterior cruciate ligament healing and graft placement. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):176-89.
16. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament: fiber bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73:260–7.
17. Triantafyllidi E, Paschos NK, Goussia A, et al. The shape and the thickness of the anterior cruciate ligament along its length in relation to the posterior cruciate ligament: a cadaveric study. *Arthroscopy.* 2013;29:1963-73.
18. Mochizuki T, Muneta T, Nagase T, et al. Cadaveric knee observation study for describing anatomic femoral tunnel placement for two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2006;22:356-61.
19. Petersen W, Tillmann B. Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol (Berl).* 1999;200(3):325-34.
20. Arnoczky SP. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop.* 1983;172:19–25.
21. Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, et al. Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(10):982-92.

22. Prodromos CM, Brown C, Fu FH, Georgoulis AD, Gobbi A, Howell SM, Johnson D, Paulos LE, Shelbourne KD. The anterior cruciate ligament: reconstruction and basic science. Elsevier, Saunders; 2008.
23. Zantop T, Herbort M, Raschke MJ, et al. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med.* 2007;35(2):223–7.
24. Zantop T, Diermann N, Schumacher T, et al. Anatomical and nonanatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: Importance of femoral tunnel location on knee kinematics. *Am J Sports Med.* 2008;36:678-85.
25. Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;454:35-47.
26. Steckel H, Starman JS, Baums MH, et al. Anatomy of the anterior cruciate ligament double bundle structure: a macroscopic evaluation. *Scand J Med Sci Sports.* 2007;17(4):387-92.
27. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, et al. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res.* 2004;22:85–9.
28. Sonnery-Cottet B, Chambat P. Arthroscopic identification of the anterior cruciate ligament posterolateral bundle: The figure-of-four position. *Arthroscopy.* 2007;23(10):1128.e1-3.
29. Zantop T, Wellmann M, Fu FH, et al. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: anatomic and radiographic findings. *Am J Sports Med.* 2008;36(1):65-72.
30. Amis AA, Jakob RP. Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6(Suppl 1):S2–S12.

31. Bernard M, Hertel P. Intraoperative and postoperative insertion control of anterior cruciate ligament-plasty: a radiologic measuring method (quadrant method) [in German]. *Unfallchirurg*. 1996;99:332–40.
32. Tsukada H, Ishibashi Y, Tsuda E, et al. Anatomical analysis of the anterior cruciate ligament femoral and tibial footprints. *J Orthop Sci*. 2008;13(2):122–9.
33. Zavras TD, Amis AA. Method for visualizing and measuring the position of the femoral attachment of the ACL and ACL grafts in experimental work. *J Biomech*. 1998;31:387–90.
34. Stäubli HU, Rauschning W. Tibial attachment area of the anterior cruciate ligament in the extended knee position: anatomy and cryosections in vitro complemented by magnetic resonance arthrography in vivo. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1994;2:138–46.
35. Garofalo R, Moretti B, Kombot C, et al. Femoral tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction: rationale of the two incision technique. *J Orthop Surg Res*. 2007;2:10
36. Mott HW. Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res*. 1983;172:90–2.
37. Anderson AF, Dome DC, Gautam S. Correlation of anthropometric measurements, strength, anterior cruciate ligament size, and intercondylar notch characteristics to sex differences in anterior cruciate ligament tears. *Am J Sports Med*. 2001;29:58–63.
38. Ferretti M, Ekdahl M, Shen W, et al. Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy*. 2007;23(11):1218–25.

39. Merida-Velasco JA, Sanchez-Montesinos I, Espin-Ferra J, et al. Development of the human knee joint ligaments. *Anat Rec.* 1997;248:259–68.
40. Ratajczak W. Early development of the cruciate ligaments in staged human embryos in staged human embryos. *Folia Morphol.* 2000;59:285–90.
41. Ferretti M, Levicoff EA, Macpherson TA, et al. The fetal anterior cruciate ligament: an anatomic and histologic study. *Arthroscopy.* 2007;23:278-83.
42. Bicer EK, Lustig S, Servien E, et al. Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18:1075-84.
43. Scapinelli R. Vascular anatomy of the human cruciate ligaments and surrounding structures. *Clin Anat.* 2007;10:151–62.
44. Arnoczky SP. Blood supply to the anterior cruciate ligament and supporting structures. *Orthop Clin North Am.* 1985;16:15–28.
45. Marshall JL, Arnoczky SP, Rubin RM, et al. Microvasculature of the cruciate ligaments. *Phys Sports Med.* 1979;7:87–91.
46. Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, et al. Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66:1072–6.
47. Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, et al. Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69:243–7.
48. Georgoulis AD, Pappa L, Moebius U, et al. The presence of proprioceptive mechanoreceptors in the remnants of the ruptured ACL as a possible source of reinnervation of the ACL autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001;9:364-8.

49. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, et al. Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense. *Acta Orthop Scand*. 2002;73:330–4.
50. Amis AA, Bull AMJ, Lie DTT. Biomechanics of rotational instability and anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Operat Tech Orthop*. 2005;15:29–35.
51. Noyes FR. The function of the human anterior cruciate ligament and analysis of single- and double-bundle graft reconstructions. *Sports Health: A Multidiscip Approach*. 2009;1:66–75.
52. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, et al. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2002;30:660–6.
53. Sakane M, Fox RJ, Woo SL, et al. In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res*. 1997;15:285–93.
54. Beynnon BD, Johnson RJ, Abate JA, et al. Treatment of anterior cruciate ligament injuries, Part I. *Am J Sports Med*. 2005;33(10):1579-602.
55. Arendt A, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. *Am J Sports Med*. 1995;23:694-701.
56. Viola RW, Steadman JR, Mair SD. Anterior cruciate ligament injuries among male and female professional alpine skiers. *Am J Sports Med* 1999;27:792-5.
57. Gwinn DE, Wilckens JH, Mc Devit ER, at al. The relative incidence of anterior cruciate ligament injury in men and women at the United States Naval Academy. *Am J Sports Med* .2000;28:98-102.
58. Arendt EA, Agel J, Dick R. Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. *J Athl Train*. 1999;34:86-92.

59. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. *J Athl Train*. 1999;34:150-4.
60. Frobell RB, Lohmander LS, Roos HP. Acute rotational trauma to the knee: poor agreement between clinical assessment and magnetic resonance imaging findings. *Scand J Med Sci Sports*. 2007;17(2):109-14.
61. Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. 2000;23(6):573-8.
62. Cochrane JL, Lloyd DG, Buttfield A, et al. Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian Football. *J Sci Med Sport*. 2007;10(2):96-104.
63. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, et al. Understanding and preventing non-contact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II Meeting. *Am J Sports Med*. 2005;34(9):1512-23.
64. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, et al. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2003;11(5):307-11.
65. Dempsey AR, Lloyd DG, Elliott BC, et al. Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. *Am J Sports Med*. 2009;37(11):2194-200.
66. Caraffa A, Cerulli G, Proietti M, et al. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer: a prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1996;4(1):19-21.
67. Hame SL, Oakes DA, Markolf KL. Injury to the anterior cruciate ligament during alpine skiing: a biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle. *Am J Sports Med*. 2002;30(4):537-40.

68. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, et al. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res.* 1995;13(6):930-5.
69. Hewett TE, Myer GD, Kevin R, Ford KR. Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Curr Womens Health Rep.* 2001;1:218-24.
70. Hewett T, Myer G, Ford K, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. *Am J Sports Med.* 2005;33(4):492–501.
71. Hewett T, Ford K, Hoogenboom B, et al. Understanding and preventing ACL injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations-update 2010. *N Am J Sports Phys Ther.* 2010;5(4):234-51.
72. Hewett T, Stroupe A, Nance T, et al. Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med.* 1996;24(6):765-73.
73. Hewett TE, Riccobene JV, Lindenfeld TN, et al. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 1999;27:699-706.
74. Knapik JJ, Bauman CL, Jones BH, et al. Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *Am J Sports Med.* 1991;19:76-81.
75. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, et al. The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clin J Sport Med.* 2009;19(1):3–8.
76. Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, et al. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *Am J Sports Med.* 2009;37(10):1967-73.

77. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, et al. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *Am J Sports Med.* 2007;35(7):1123–30.
78. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, et al. The effects of core proprioception on knee injury. *Am J Sports Med.* 2007;35(3):368–73.
79. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, et al. Video analysis of anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2009;37(2):252–9.
80. Koga H, Nakamae A, Shima Y, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 2010;38(11):2218–25.
81. Krosshaug T, Nakamae A, Boden B, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med.* 2007;35:359–67.
82. Olsen O, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball. *Am J Sports Med.* 2004;32(4):1002–12.
83. Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23(6):573–8.
84. Ford K, Myer G, Hewett T. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(10):1745–50.
85. Kernozek T, Torry M, Van Hoof H, et al. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(6):1003–12.

86. McLean S, Lipfert S, Van Den Bogert A. Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(6):1008–16.
87. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, et al. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clin J Sport Med.* 2007;17(4):263–8.
88. Pappas E, Sheikhzadeh A, Hagins M, et al. The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: peak values. *J Sports Sci Med.* 2007;6(1):77–84.
89. Russell K, Palmieri R, Zinder S, et al. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *J Athl Train.* 2006;41(2):166–71.
90. Carson DW, Ford KR. Sex differences in knee abduction during landing. *Sports Health Multidiscip Approach.* 2011;3(4):373–82.
91. Hewett T, Ford K, Myer G. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med.* 2006;34(3):490–8.
92. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, et al. Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med.* 2008;42(6):394–412.
93. Chappell JD, Limpisvasti O. Effect of a neuromuscular training program on the kinetics and kinematics of jumping tasks. *Am J Sports Med.* 2008;36(6):1081–6.
94. Myer GD, Ford KR, Palumbo JP, et al. Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):51–60.

95. Herman DC, Onate JA, Weinhold PS, et al. The effects of feedback with and without strength training on lower extremity biomechanics. *Am J Sports Med.* 2009;37(7):1301–8.
96. Couillandre A, Duque Ribeiro MJ, Thoumie P, et al. Changes in balance and strength parameters induced by training on a motorised rotating platform: a study on healthy subjects. *Ann Readapt Med Phys.* 2008;51(2):59–73.
97. Wilderman DR, Ross SE, Padua DA. Thigh muscle activity, knee motion, and impact force during side-step pivoting in agility-trained female basketball players. *J Athl Train.* 2009;44(1):14–25.
98. Zebis MK, Bencke JP, Andersen LL, et al. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. *Clin J Sport Med.* 2008;18(4):329–37.
99. Zech A, Hubscher M, Vogt L, et al. Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review. *J Athl Train.* 2010;45(4):392–403.
100. Soligard T, Myklebust G, Steffen K, et al. Comprehensive warm-up programme to prevent injuries in young female footballers: cluster randomised controlled trial. *BMJ.* 2008;337:a2469.
101. Soucacos PN, Papadopoulou M, Georgoulis A. The “Noulis” behind the Lachman test. *Arthroscopy.* 1998;14(1):75–6.
102. Netter FH. *Atlas of human anatomy.* 5th edition. Philadelphia, PA.: Saunders/Elsevier; 2011.
103. Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;198:43–9.

104. Irrgang JJ, Anderson AF, Boland AL, et al. Development and validation of the International Knee Documentation Committee subjective knee form. *Am J Sports Med.* 2001;29:600-13.
105. Biau DJ, Katsahian S, Kartus J, et al. Patellar tendon versus hamstring tendon autografts for reconstructing the anterior cruciate ligament: a meta-analysis based on individual patient data. *Am J Sports Med.* 2009;37:2470-8.
106. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, et al. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am J Sports Med.* 2003;31(1):2-11.
107. Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, et al. Anterior cruciate ligament replacement: Comparison of bone patellar tendon-bone grafts with two-strand hamstring grafts. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84:1503-13.
108. Muneta T, Koga H, Mochizuki T, et al. A prospective randomized study of 4-strand semitendinosus tendon anterior cruciate ligament reconstruction comparing single-bundle and double-bundle techniques. *Arthroscopy.* 2007;23:618-28.
109. Kondo E, Yasuda K, Azuma H, et al. Prospective clinical comparisons of anatomic double bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedures in 328 consecutive patients. *Am J Sports Med.* 2008;36:1675-87.
110. Howell SM, Taylor MA. Failure of reconstruction of the anterior cruciate ligament due to impingement by the intercondylar roof. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75:1044-55.
111. Howell SM, Gittins ME, Gottlieb JE, et al. The relationship between the angle of the tibial tunnel in the coronal plane and loss of flexion and anterior

- laxity after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2001;29:567–74.
112. Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, et al. The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon: a cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J Bone Joint Surg.* 2002;84A:907–14.
 113. Pearle AD, Shannon FJ, Granchi C, et al. Comparison of 3-dimensional obliquity and anisometric characteristics of anterior cruciate ligament graft positions using surgical navigation. *Am J Sports Med.* 2008;36:1534-41.
 114. Rue JP, Ghodadra N, Bach BR Jr. Femoral tunnel placement in single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: A cadaveric study relating transtibial lateralized femoral tunnel position to the anteromedial and posterolateral bundle femoral origins of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2008;36:73-9.
 115. Brophy RH, Voos JE, Shannon FJ, et al. Changes in the length of virtual anterior cruciate ligament fibers during stability testing: A comparison of conventional single-bundle reconstruction and native anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2008;36:2196-2203.
 116. Mott HW. Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop.* 1983;172:90–2.
 117. Zaricznyj B. Reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee using a doubled tendon graft. *Clin Orthop.* 1987;220:162–75.
 118. Yagi M, Wong EK, Kanamori A et al. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2002;30(5):660–6.

119. Bellier G, Christel P, Colombet P et al. Double-stranded hamstring graft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2004;20(8):890–4.
120. Christel P, Franceschi JP, Sbihi A et al. Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: the French experience. *Oper Tech Orthop*. 2005;15(2):103–10.
121. Vidal AF, Brucker PU, Fu FH. Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using tibialis anterior tendon allografts. *Oper Tech Orthop*. 2005;15(2):140–5.
122. Fu FH, Zelle BA, Beasley LS. The double-bundle technique: the restoration of normal kinematics. *Proceedings of Arthroscopy Association of North America 2005 Specialty Day, Washington, DC, February 26, 2005*, pp 284–9
123. Fu FH, Starman JS, Ferretti M. Anatomic double bundle ACL reconstruction: the restoration of normal knee kinematics. In: *Symposia sports/arthroscopy: controversies in soft tissues ACL reconstruction: Allograft vs. autograft, double tunnel vs. single tunnel, cortical vs. aperture fixation. Symposium at the 73rd Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Chicago, IL, March 22–26, 2006*, pp 384–5.
124. Zelle BA, Brucker PU, Feng MT, et al. Anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Med*. 2006;36(2):99–108.
125. Zantop T, Wellmann M, Fu FH, et al. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2008;36(1):65–72.
126. Petersen W, Tretow H, Weimann A, et al. Biomechanical evaluation of two techniques for double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: One tibial tunnel versus two tibial tunnels. *Am J Sports Med*. 2007;35:228–34.

127. Yasuda K, Ichiyama H, Kondo E, et al. An in vivo biomechanical study on the tension versus-knee flexion angle curves of 2 grafts in anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: Effects of initial tension and internal tibial rotation. *Arthroscopy*. 2008;24:276-84.
128. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, et al. Clinical evaluation of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedure using hamstring tendon grafts: Comparisons among 3 different procedures. *Arthroscopy*. 2006;22:240-51.
129. Colombet P, Robinson J, Christel P, et al. Using navigation to measure rotation kinematics during ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;454:59–65.
- 130.** Järvelä T, Moisala AS, Sihvonen R, et al. Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring autografts and bioabsorbable interference screw fixation: Prospective, randomized, clinical study with 2-year results. *Am J Sports Med*. 2008;36:290-7.
131. Lam M-H, Fong DT-P, Yung PS-H, et al. Knee rotational stability during pivoting movement is restored after anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2011;39(5):1032–8.
132. Misonoo G, Kanamori A, Ida H, et al. Evaluation of tibial rotational stability of single-bundle vs. anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction during a high-demand activity - a quasi-randomized trial. *Knee*. 2012;19(2):87–93.
133. Giron F, Cuomo P, Edwards A, et al. Double-bundle “anatomic” anterior cruciate ligament reconstruction: A cadaveric study of tunnel positioning with a transtibial technique. *Arthroscopy*. 2007;23:7-13.
134. Bell K, Egan M, Fu F, et al. Assessment of femoral fracture risk: a finite element analysis of single versus double-bundle ACL reconstruction.

Proceedings of the 12th ESSKA 2000 Congress, Innsbruck, Austria, May 24–27, 2006, Oral Presentation #41

135. Zantop T, Haase A, Weimann A et al. Bridge stability: Impact of bridge width in double bundle ACL reconstructions on the structural properties of the graft/femur complex. Proceedings of the 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. Chicago, IL, March 19–26, 2006, Paper #1139
136. Johnson D. Pro single bundle ACL reconstruction. In: Symposia sports/arthroscopy: controversies in soft tissues ACL reconstruction: Allograft vs. autograft, double tunnel vs. single tunnel, cortical vs. aperture fixation. Symposium at the 73rd Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Chicago, IL, March 22–26. 2006:388–9.
137. Fu FH. Editorial: anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: the next evolution. *Oper Tech Orthop.* 2005;15(2):85.
138. Crawford C, Nyland J, Landes S, et al. Anatomic double bundle ACL reconstruction: a literature review *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15:946–64.
139. Pappas E, Zampeli F, Xergia SA, et al. Lessons learned from the last 20 years of ACL-related in vivo-biomechanics research of the knee joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21:755-66.
140. Markolf KL, Park S, Jackson SR, et al. Anteriorposterior and rotatory stability of single and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:107-18.
141. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, et al. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Single- versus double-bundle multistranded hamstring tendons. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86:515-20.

142. Hamada M, Shino K, Horibe S, et al. Single- versus bi-socket anterior cruciate ligament reconstruction using autogenous multiple-stranded hamstring tendons with EndoButton femoral fixation: A prospective study. *Arthroscopy*. 2001;17:801-7.
143. Harner CD, Honkamp NJ, Ranawat AS. Anteromedial portal technique for creating the anterior cruciate ligament femoral tunnel. *Arthroscopy*. 2008;24:113-5.
144. Georgoulis AD, Tokis A, Bernard M. The anteromedial portal for drilling of the femoral tunnel for ACL reconstruction. *Tech Orthop* 2005;20:228-9.
145. Georgoulis AD, Papadonikolakis A, Papageorgiou CD, et al. Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking. *Am J Sports Med*. 2003;31(1):75–9.
146. Whittle M. *Gait analysis-an introduction*. 2nd edition. Butterworth-Heinemann, Oxford; 2002.
147. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 3rd Edition. John Wiley & Sons; 2005.
148. New York University. *Lower limb orthotics*. New York: Prosthetics and orthotics, New York University Postgraduate medical school; 1986.
149. Rose GK. Clinical gait assessment: a personal view. *J Med Engin Tech*. 1983;7:273-9.
150. Perry J. *Gait analysis: Normal and pathological function*, SLACK incorporated; 1992.
151. Read HS, Hazlewood ME, Hillman SJ, et al. Edinburg visual gait score for use in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*. 2003;23:296-301.

152. Boyd R, Graham K. Objective measurement of clinical findings in the use of Botulinum toxin type A for the management of children with cerebralpalsy. *Europ J Neurol*. 1999;6(S4):S23-S35.
153. Robinson JL, Smidt GL. Quantitative gait evaluation in the clinic. *Phys Ther*. 1981;61:351-3.
154. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(11):2021-8.
155. Maletsky LP, Sun J, Morton NA. Accuracy of an optical active-marker system to track the relative motion of rigid bodies. *J Biomech*. 2007;40(3):682-5.
156. States RA, Pappas E. Precision and repeatability of the Optotrak 3020 motion measurement system. *J Med Eng Tech*. 2006;30(1):11-6.
157. Ramsey DK, Wretenberg PF, Benoit DL, et al. Methodological concerns using intra-cortical pins to measure tibiofemoral kinematics. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2003;11(5):344-9.
158. Torry M, Myers C, Pennington W, et al. Relationship of anterior knee laxity to knee translations during drop landings: a bi-plane fluoroscopy study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011;19(4): 653-62.
159. Fleming BC, Renstrom PA, Beynnon BD, et al. The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech*. 2001;34(2):163-70.
160. Heijne A, Fleming BC, Renstrom PA, et al. Strain on the anterior cruciate ligament during closed kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36(6):935-41.

161. Corazza S, Mundermann L, Chaudhari A, et al. A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: visual hull and simulated annealing approach. *Ann Biomed Eng.* 2006;34(6):1019–29.
162. Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, et al. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci.* 1991;10:575-87.
163. Andersen H, Dyhre-Poulsen P. The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997;5(3):145–9.
164. Fu FH, Zelle BA. Rotational instability of the knee: editorial comment. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;454:3–4.
165. Bulgheroni P, Bulgheroni MV, Andrini L, et al. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997;5(1):14–21.
166. Knoll Z, Kocsis L, Kiss RM. Gait patterns before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2004;12(1):7–14.
167. Gokeler A, Schmalz T, Knopf E, et al. The relationship between isokinetic quadriceps strength and laxity on gait analysis parameters in anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11(6):372–8.
168. Vairo G, Myers J, Sell T, et al. Neuromuscular and biomechanical landing performance subsequent to ipsilateral semitendinosus and gracilis autograft anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(1):2–14.

169. von Porat A, Henriksson M, Holmstrom E, et al. Knee kinematics and kinetics during gait, step and hop in males with a 16 years old ACL injury compared with matched controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(6):546–54.
170. Ristanis S, Giakas G, Papageorgiou CD, et al. The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting after descending stairs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11(6):360–5.
171. Ristanis S, Stergiou N, Patras K, et al. Excessive tibial rotation during highdemand activities is not restored by anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2005;21(11):1323–9.
172. Georgoulis AD, Ristanis S, Chouliaras V, et al. Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;454:89–94.
173. Chouliaras V, Ristanis S, Moraiti C, et al. Effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with quadrupled hamstrings and bone-patellar tendon bone autografts. *Am J Sports Med.* 2007;35(2):189–96.
174. Jonsson H, Riklund- Åhlström K, Lind J. Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis 63 patients followed 5–9 years after surgery. *Acta Orthop.* 2004;75(5):594–9.
175. Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, et al. Relationships between objective assessment of ligament stability and subjective assessment of symptoms and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2004;32(3):629–34.
176. Andriacchi TP, Mundermann A, Smith RL, et al. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng.* 2007;32(3):447–57.

177. Stergiou N, Ristanis S, Moraiti C, et al. Tibial rotation in anterior cruciate ligament (ACL)-deficient and ACLreconstructed knees: a theoretical proposition for the development of osteoarthritis. *Sports Med.* 2007;37(7):601–13.
178. Logan M, Dunstan E, Robinson J, et al. Tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament (ACL)-deficient weightbearing, living knee employing vertical access open “interventional” multiple resonance imaging. *Am J Sports Med.* 2004;32(3):720–6.
179. Andriacchi TP, Briant PL, Bevill SL, et al. Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;442:39–44.
180. Rudolph K, Axe M, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury. 2001;9(2):62–71.
181. Lee MC, Seong SC, Lee S, et al. Vertical femoral tunnel placement results in rotational knee laxity after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2007;23(7):771–8.
182. Loh J, Fukuda Y, Tsuda E, et al. Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between 11 o’clock and 10 o’clock femoral tunnel placement. *Arthroscopy.* 2003;19(3):297–304.
183. Scopp JM, Jasper LE, Belkoff SM, et al. The effect of oblique femoral tunnel placement on rotational constraint of the knee reconstructed using patellar tendon autografts. *Arthroscopy.* 2004;20(3):294–9.
184. Jepsen CF, Lundberg-Jensen AK, Faunoe P. Does the position of the femoral tunnel affect the laxity or clinical outcome of the anterior cruciate ligament–reconstructed knee? A clinical, prospective, randomized, double-blind study. *Arthroscopy.* 2007;23(12):1326–33.

185. Seon JK, Park SJ, Lee KB, et al. In vivo stability and clinical comparison of anterior cruciate ligament reconstruction using low or high femoral tunnel positions. *Am J Sports Med.* 2011;39(1):127–33.
186. Ristanis S, Stergiou N, Siarava E, et al. Effect of femoral tunnel placement for reconstruction of the anterior cruciate ligament on tibial rotation. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(9):2151–8.
187. Ristanis S, Stergiou N, Patras K, et al. Follow up evaluation 2 years after ACL reconstruction with bone – patellar tendon – bone graft shows that excessive tibial rotation persists. *Clin J Sport Med.* 2006;16:111-6.
188. Tashman S, Collon D, Anderson K, et al. Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2004;32:975–83.
189. Brandsson S, Karlsson J, Sward L, et al. Kinematics and laxity of the knee joint after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2002;30:361-7.
190. Scanlan SF, Blazek K, Chaudhari AMW, et al. Graft orientation influences the knee flexion moment during walking in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2009;37(11):2173-8.
191. Hemmerich A, van der Merwe W, Batterham M, et al. Knee Rotational Laxity in a Randomized Comparison of Single- Versus Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2011;39:48-56.
192. Pearle AD, Shannon FJ, Granchi C, et al. Comparison of 3-Dimensional obliquity and anisometric characteristics of anterior cruciate ligament graft positions using surgical navigation. *Am J Sports Med.* 2008;36:1534-41.

193. Ayerza MA, Muscolo DL, Costa-Paz M, et al. Comparison of sagittal obliquity of the reconstructed anterior cruciate ligament with native anterior cruciate ligament using magnetic resonance imaging. *Arthroscopy*. 2003;19:257-61.
194. Fujimoto E, Sumen Y, Deie M, et al. Anterior cruciate ligament graft impingement against the posterior cruciate ligament: diagnosis using MRI plus three-dimensional reconstruction software. *Magn Reson Imaging*. 2004; 22:1125-9.
195. Stanford FC, Kendoff D, Warren RF, et al. Native anterior cruciate ligament obliquity versus anterior cruciate ligament graft obliquity. *Am J Sports Med*. 2009;37:114-9.
196. Hantes ME, Zachos VC, Liantzis A, et al. Differences in graft orientation using the transtibial and anteromedial portal technique in anterior cruciate ligament reconstruction: a magnetic resonance imaging study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17:880-6.
197. Ahn JH, Lee SH, Yoo JC, et al. Measurement of the graft angles for the anterior cruciate ligament reconstruction with transtibial technique using postoperative magnetic resonance imaging in comparative study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007;15:1293-1300.
198. Ageberg E, Forssblad M, Herbertsson P, et al. Sex Differences in Patient-Reported Outcomes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Data From the Swedish Knee Ligament Register. *Am J Sports Med*. 2010;38:1334-42
199. Zazulak PT, Paterno M, Myer GD, et al. The effects of the menstrual cycle on anterior knee laxity: a systematic review. *Sports Med*. 2006;36:847-62.

200. Moebius U, Georgoulis A, Papageorgiou C, et al. Alterations of the extensor apparatus after anterior cruciate ligament reconstruction using the medial third of the patellar tendon. *Arthroscopy*. 2001;17:953-9.
201. Georgoulis AD, Papageorgiou CD, Makris CA, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction with the press-fit technique. 2-5 years followed-up of 42 patients. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1997;275:42-5.
202. Hoher J, Kanamori A, Zeminski J, et al. The position of the tibia during graft fixation affects knee kinematics and graft forces for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2001;29:771-6.
203. James CR, Bates BT, Dufek JS. Classification and comparison of biomechanical response strategies for accommodating landing impact. *J Appl Biomech*. 2003;19:106-18.
204. Andriacchi TP, Andersson GBJ, Fermier RW, et al. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62:749-57.
205. Lucchetti L, Cappozzo A, Cappello A, et al. Skin movement artifact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *J Biomech*. 1998;31:977-84.
206. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*. 1983;105:136-44.
207. Stergiou N, Bates BT, James SL. Asynchrony between subtalar and knee joint function during running. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;31:1645-55.
208. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. Ed 2. Philadelphia: Lawrence Erlbaum Associates. 1988

209. Jepsen CF, Lundberg-Jensen AK, Faunoe P. Does the position of the femoral tunnel affect the laxity or clinical outcome of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee? A clinical, prospective, randomized, double-blind study. *Arthroscopy*. 2007;23:1326-33.
210. Markolf KL, Jackson SR, McAllister DR. A comparison of 11 o'clock versus oblique femoral tunnels in the anterior cruciate ligament-reconstructed knee: knee kinematics during a simulated pivot test. *Am J Sports Med*. 2010;38:912-7.
211. Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, et al. Intraoperative Comparison of knee laxity between anterior cruciate ligament-reconstructed knee and contralateral stable knee using navigation system. *Arthroscopy*. 2010;26:1203-11.
212. Howell SM, Clark JA. Tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstructions and graft impingement. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;283:187-95.
213. Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM. Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 1995;11:275-88.
214. Chambers H, Sutherland D. A practical guide to gait analysis. *J Am Acad Orthop Surg*. 2002;10:221-31.
215. Bull AM, Earnshaw PH, Smith A, et al. Intraoperative measurement of knee kinematics in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br*. 2002;84:1075-81.
216. Hertel P, Behrend H, Cierpinski T, et al. ACL reconstruction using bone-patellar tendon-bone press-fit fixation: 10-year clinical results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005;13(4):248-55.

217. Lane CG, Warren R, Pearle AD. The Pivot Shift. *J Am Acad Orthop Surg.* 2008;16(12):679-88.
218. Myer GD, Paterno MV, Ford KR, et al. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: criteria-based progression through the return to sports phase. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36(6):385-402.
219. Pearle AD, Kendoff D, Musahl V, et al. The Pivot-Shift Phenomenon During Computer-Assisted Anterior Cruciate Ligament Reconstruction *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:115-8.
220. Risberg MA, Holm I Steen H, et al. Sensitivity to changes over time for the IKDC form, the Lysholm score, and the Cincinnati knee score. A prospective study of 120 ACL reconstructed patients with a 2-year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1999;7(3):152-9.
221. Webster KE, McClelland JA, Wittwer JE, et al. Three dimensional motion analysis of within and between day repeatability of tibial rotation during pivoting. *Knee.* 2010;17(5):329-33.
222. Zampeli F, Ntoulia A, Giotis D, et al. Correlation between anterior cruciate ligament graft obliquity and tibial rotation during dynamic pivoting activities in patients with anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: An in vivo examination. *Arthroscopy.* 2012;28:234-46.
223. Boeree NR, Ackroyd CE. Magnetic resonance imaging of anterior cruciate ligament rupture. A new diagnostic sign. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74:614-6.
224. Hamaki T, Sumen Y, Deie M, et al. The PCL changes in MRI of the deficient and reconstructed ACL knees. *J Kansai Arthrosc Knee.* 2000;11:8–11 [in Japanese].

225. Haughom B, Schairer W, Souza RB, et al. Abnormal tibiofemoral kinematics following ACL reconstruction are associated with early cartilage matrix degeneration measured by MRI T1rho. *Knee*. 2012;19:482-7.
226. Liu SH, Osti L, Dorey F, et al. Anterior cruciate ligament tear. A new diagnostic index on magnetic resonance imaging. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;302:147-50.
227. Mink JH, Levy T, Crues JV 3rd. Tears of the anterior cruciate ligament and menisci of the knee: MR imaging evaluation. *Radiology*. 1988;167:769-774
228. Muller W. The knee: form, function, and ligament reconstruction. New York: Springer, 1983.
229. Ng WH, Griffith JF, Hung EH, Paunipagar B, Law BK, Yung PS. Imaging of the anterior cruciate ligament. *World J Orthop*. 2011;2:75-84
230. Nishimori M, Sumen Y, Sakaridani K, Nakamura M. An evaluation of reconstructed ACL impingement on PCL using MRI. *Magn Reson Imaging*. 2007;25:722-726
231. Siwiński D, Ziemiański A. Value of posterior cruciate ligament index in the diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1998;118:116-118
232. Tung GA, Davis LM, Wiggins ME, Fadale PD. Tears of the anterior cruciate ligament: primary and secondary signs at MR imaging. *Radiology*. 1993;188:661-667
233. Zampeli F, Pappas E, Giotis D, Hantes ME, Georgoulis AD. Kinematic predictors of subjective outcome after anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo motion analysis study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012;20:785-792

ΑΝΑΚΟΙΝΩΣΕΙΣ ΣΕ ΕΛΛΗΝΙΚΑ ΚΑΙ ΔΙΕΘΝΗ ΣΥΝΕΔΡΙΑ ΑΠΟ ΤΙΣ ΕΡΓΑΣΙΕΣ ΤΗΣ ΠΑΡΟΥΣΑΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

- **F Zampeli**, A Ntoulia, E Pappas, S Ristanis, A Georgoulis. “*PCL Index as an objective MRI tool to evaluate anatomic ACL reconstruction*”. Research Day, 30th **AGA Congress**, Wiesbaden/Germany, **19-21 September, 2013 (podium presentation)**.
- **F Zampeli**, A Ntoulia, E Pappas, S Ristanis, A Georgoulis, “*PCL index as an objective MRI tool to evaluate anatomic ACL reconstruction during functional activities*”, 9th Biennial Congress of the International Society of Arthroscopy, Knee Surgery and Orthopaedic Sports Medicine (**ISAKOS**), **May 12-16, 2013, Toronto, Canada (poster presentation)**
- **Φ.Ζαμπέλη**, Α.Ντούλια, Δ.Γιώτης, Σ.Ριστάνης, Ε.Παππάς, Α.Δ.Γεωργούλης. “*Ο δείκτης του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ) σαν αντικειμενικό μέτρο για την εκτίμηση της ανατομικής ανακατασκευής του προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) σε μαγνητική τομογραφία*”. **5ο Ετήσιο Συνέδριο Ελληνικής Αρθροσκοπικής Εταιρείας**, Λάρισα, Απρίλιος 2013
[**F Zampeli**, A Ntoulia, D Giotis, S Ristanis, E Pappas, A Georgoulis, “*PCL index as an objective tool to evaluate anatomic ACL reconstruction in magnetic resonance imaging*”, 5th Congress of Greek Society of Arthroscopy, Knee Surgery and Sports Trauma, April 3-6, 2013, Larisa, Greece (**podium presentation**)]
- A. Ntoulia, **F. Zampeli**, E. Pappas, S. Ristanis, A. Georgoulis. “*PCL index as an objective MRI tool to evaluate anatomic ACL reconstruction during functional activities*”. ECR Book of Abstracts, Insights Imaging (2013) 4 (Suppl 1):S145 – S 384, B-0929 European Congress of Radiology (**ECR 2012**), Vienna, Austria **March 7-11, 2013 (podium presentation)**

- **Φ.Ζαμπέλη**, Α. Ντούλια, Ε. Παππάς, Δ. Γιώτης, Α.Δ. Γεωργούλης. “Ο δείκτης του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ) σαν αντικειμενικό μέτρο για την εκτίμηση της ανατομικής ανακατασκευής του προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) σε μαγνητική τομογραφία”. 68^ο Πανελλήνιο Συνέδριο Ελληνικής Εταιρείας Χειρουργικής Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας (**EEXOT**), **3-6 Οκτωβρίου 2012 Αθήνα.**

[**F Zampeli**, A Ntoulia, D Giotis, E Pappas, A Georgoulis, "*The posterior cruciate ligament index as an objective measure of the assessment for anatomic reconstruction of the anterior cruciate ligament*", 68th Greek Orthopedic Congress, October 3-6, 2012, Athens, Greece (**podium presentation**)]

- **Zampeli F.**, Giotis D., Tsiaras V., Pappas E., Georgoulis A. “*International knee documentation committee subjective score correlate with tibial rotation kinematics during dynamic pivoting activities after anterior cruciate ligament reconstruction. An in vivo motion analysis study*” 15th Congress of European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy (**ESSKA**), Geneva, Switzerland, **May 2-5, 2012. (podium presentation)**

- **Ζαμπέλη Φ.**, Ντούλια Α., Γιώτης Δ., Τσιάρας Β., Αργυροπούλου Μ., Παππάς Ε., Γεωργούλης Α.Δ. “Σχέση προσανατολισμού μοσχεύματος ΠΧΣ και κνημιαίας στροφής σε δυναμικές δοκιμασίες”. 67^ο Πανελλήνιο Συνέδριο Ελληνικής Εταιρείας Χειρουργικής Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας (**EEXOT**), **12-16 Οκτωβρίου 2011 Αθήνα. (podium presentation)**