



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

**Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΝΑΡΘΗΚΩΝ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟ
ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΕΜΦΑΣΗ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ
ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΡΗΞΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ**

*Δημήτριος Π. Γιώτης
Ορθοπαιδικός Χειρουργός*

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2014



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

**Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΝΑΡΘΗΚΩΝ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟ
ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΕΜΦΑΣΗ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ
ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΡΗΞΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ**

*Δημήτριος Π. Γιώτης
Ορθοπαιδικός Χειρουργός*

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 του κ. Γιώτη Δημήτριου: 2-7-2010

Ημερομηνία ορισμού Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: 693^α/21-9-2010

Μέλη Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:

Επιβλέπων

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

Μέλη

Γεωργούλης Αναστάσιος 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: 9-11-2010

«Η επίδραση των ναρθίκων του γόνατος στο ανθρώπινο κινηματικό μοντέλο βάρδισης με έμφαση σε ασθενείς μετά από ρήξη του προσθίου χιαστού συνδέσμου»

Ημερομηνία ανασυγκρότησης της Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: 708^α/8-3-2011

Επιβλέπων

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

Μέλη

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

Παπαδόπουλος Περικλής Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής της Σχολής Επιστημών Υγείας του Αριστοτελείου Πανεπιστημίου Θεσσαλονίκης

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

Η Γραμματέας της Σχολής

Ανδρέας Φωτόπουλος

Καθηγητής Πυρηνικής Ιατρικής



ΜΑΡΙΑ ΚΑΠΙΤΟΠΟΥΛΟΥ

Στους γονείς μου και τη σύζυγό μου Μαρία, χωρίς τη βοήθεια, κατανόηση και συμπαράσταση των οποίων θα ήταν αδύνατη η εκπόνηση της παρούσας διδακτορικής διατριβής, αλλά και στον υιό μου Παύλο

Πρόλογος

Η παρούσα διατριβή είναι προϊόν μακρόχρονης έρευνας που σκοπό έχει να διερευνήσει το εάν οι νάρθηκες του γόνατος μπορούν να επηρεάσουν τις εμβιομηχανικές ιδιότητες του γόνατος και ειδικότερα μετά από τραυματισμό του προσθίου χιαστού συνδέσμου, μιας δομής ιδιαίτερα σημαντικής για τη σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος, σε αθλητές αλλά και σε αθλούμενους. Η όλη μελέτη, αν και ως επί το πλείστον μελετά εμβιομηχανικές προσαρμογές, εντάσσεται στις Αθλητικές Κακώσεις (Sports Medicine), ενός κλάδου της Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας που πάντα με γοήτρευε τόσο για το κλινικό όσο και για το επεμβατικό κομμάτι του.

Θα ήθελα να εκφράσω τις θερμότερες ευχαριστίες μου πρωτίστως στον Καθηγητή Ορθοπαιδικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων κ. Αναστάσιο Γεωργούλη, για την καθοδήγηση και υποστήριξη που μου προσέφερε όλα αυτά τα χρόνια. Πέρα από την αμέριστη συνεισφορά του στην εκπόνηση της παρούσας μελέτης, χωρίς την οποία θα ήταν αδύνατη η πραγματοποίησή της, η συμβολή του υπήρξε καθοριστική, αν όχι καταλυτική, στη διαμόρφωση όχι μόνο της επιστημονικής μου ταυτότητας αλλά και της χειρουργικής μου προσωπικότητας. Ευχαριστώ επίσης θερμά, τον Αναπληρωτή Καθηγητή της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων κ. Γρηγόριο Μητσιώνη και τον Επίκουρο Καθηγητή της Ιατρικής Σχολής του Αριστοτελείου Πανεπιστημίου Θεσσαλονίκης κ. Περικλή Παπαδόπουλο για την εμπιστοσύνη και τη συμπαράστασή τους ως επιβλέπων και μέλος αντίστοιχα, της τριμελούς συμβουλευτικής επιτροπής κατά τη διάρκεια συγγραφής της διατριβής μου. Θα ήθελα να ευχαριστήσω ακόμη όλα τα μέλη του Αθλητιατρικού Κέντρου Ιωαννίνων και ιδιαίτερα τη συνεργάτιδά μου κ. Φραντζέσκα Ζαμπέλη για την επιστημονική και ηθική υποστήριξή της. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την Ελληνική Εταιρεία Χειρουργικής Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας (ΕΕΧΟΤ) για την υποστήριξή της στην πραγματοποίηση της παρούσας διατριβής.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ.....	ΣΕΛ. 1
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	ΣΕΛ. 3
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ.....	ΣΕΛ. 6
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	ΣΕΛ. 7
A. ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ.....	ΣΕΛ. 9
B. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ.....	ΣΕΛ. 14
1. Ιστορικά στοιχεία.....	ΣΕΛ. 14
2. Μορφολογία – Ανατομία προσθίου χιαστού συνδέσμου.....	ΣΕΛ. 14
3. Ανατομία των δεσμίδων του ΠΧΣ.....	ΣΕΛ. 16
4. Ιστολογία του ΠΧΣ.....	ΣΕΛ. 21
5. Εμβρυολογία του ΠΧΣ.....	ΣΕΛ. 22
6. Αγγείωση – Νεύρωση του ΠΧΣ.....	ΣΕΛ. 23
Γ. ΡΗΞΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ.....	ΣΕΛ. 24
1. Επιδημιολογικά στοιχεία.....	ΣΕΛ. 24
2. Αιτιολογικοί παράγοντες.....	ΣΕΛ. 25
3. Μηχανισμός ρήξης.....	ΣΕΛ. 26
4. Κλινική εικόνα.....	ΣΕΛ. 29
5. Διάγνωση.....	ΣΕΛ. 29
6. Επιπτώσεις της ρήξης ΠΧΣ.....	ΣΕΛ. 32
7. Θεραπευτική αντιμετώπιση της ρήξης ΠΧΣ.....	ΣΕΛ. 35
Δ. ΝΑΡΘΗΚΕΣ ΓΟΝΑΤΟΣ.....	ΣΕΛ. 43
Ε. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΠΧΣ.....	ΣΕΛ. 49
1. Εμβιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος.....	ΣΕΛ. 49
2. Εμβιομηχανική του ΠΧΣ.....	ΣΕΛ. 50

ΣΤ. ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ.....	ΣΕΛ. 52
1. Εισαγωγή-Ιστορικά στοιχεία.....	ΣΕΛ. 52
2. Κλινικές εφαρμογές της ανάλυσης βάδισης.....	ΣΕΛ. 53
3. Παράμετροι της ανάλυσης βάδισης.....	ΣΕΛ. 54
4. Κινηματική του γόνατος-Κύκλος βάδισης.....	ΣΕΛ. 58
5. Κινηματικά-Κινητικά πρότυπα βάδισης σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ.....	ΣΕΛ. 60
ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	ΣΕΛ. 63
1^η ΜΕΛΕΤΗ.....	ΣΕΛ. 65
A. Εισαγωγή.....	ΣΕΛ. 65
B. Υλικό – Μέθοδος.....	ΣΕΛ. 68
Γ. Αποτελέσματα.....	ΣΕΛ. 83
Δ. Συζήτηση.....	ΣΕΛ. 88
Ε. Συμπεράσματα.....	ΣΕΛ. 94
2^η ΜΕΛΕΤΗ.....	ΣΕΛ. 95
A. Εισαγωγή.....	ΣΕΛ. 95
B. Υλικό – Μέθοδος.....	ΣΕΛ. 97
Γ. Αποτελέσματα.....	ΣΕΛ. 107
Δ. Συζήτηση.....	ΣΕΛ. 113
Ε. Συμπεράσματα.....	ΣΕΛ. 117
3^η ΜΕΛΕΤΗ.....	ΣΕΛ. 118
A. Εισαγωγή.....	ΣΕΛ. 118
B. Υλικό – Μέθοδος.....	ΣΕΛ. 119
Γ. Αποτελέσματα.....	ΣΕΛ. 129
Δ. Συζήτηση.....	ΣΕΛ. 133
Ε. Συμπεράσματα.....	ΣΕΛ. 135

4^η ΜΕΛΕΤΗ.....	ΣΕΛ. 136
A. Εισαγωγή.....	ΣΕΛ. 136
B. Υλικό – Μέθοδος.....	ΣΕΛ. 137
Γ. Αποτελέσματα.....	ΣΕΛ. 140
Δ. Συζήτηση.....	ΣΕΛ. 145
Ε. Συμπεράσματα.....	ΣΕΛ. 146
ΣΥΝΟΨΗ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΩΝ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ.....	ΣΕΛ. 147
ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ.....	ΣΕΛ. 149
ΒΡΑΒΕΥΣΕΙΣ.....	ΣΕΛ. 150
ΠΕΡΙΛΗΨΕΙΣ.....	ΣΕΛ. 151
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	ΣΕΛ. 165

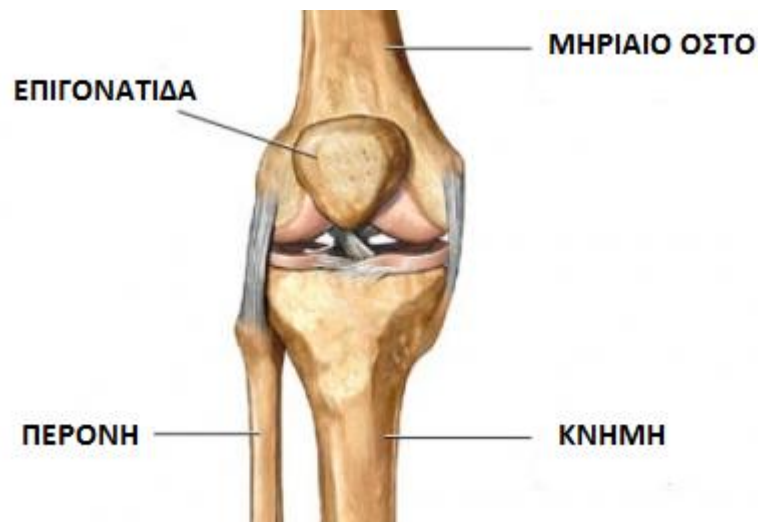
ΣΥΝΤΟΜΕΥΣΕΙΣ

ΠΧΣ	Πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος
ΟΧΣ	Οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος
ΡΠΧΣ	Ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου
BPTB	Bone-patellar tendon-bone (επιγονατιδικός τένοντας)
ST/G	Semitendinosus/gracilis (Ημιτενοντώδης/ισχνός)
AM	Anteromedial bundle (πρόσθια-έσω δεσμίδα)
PL	Posterolateral bundle (οπίσθια-έξω δεσμίδα)
OA	Οστεοαρθρίτιδα
ΠΠΧΣ	Συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ
ACL-D	Ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ
ACL-R	Χειρουργημένοι ασθενείς με Πλαστική ΠΧΣ
SD	Standard Deviation (Τυπική απόκλιση)

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Α. ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

Η άρθρωση του γόνατος είναι μια σύνθετη τροχογίγλυμη άρθρωση που περιλαμβάνει το περιφερικό άκρο του μηριαίου οστού, το κεντρικό άκρο της κνήμης και το οστό της επιγονατίδας [1, 2]. Αποτελείται από την κνημομηριαία και την επιγονατιδομηριαία άρθρωση, που περιβάλλονται από κοινό αρθρικό θύλακο. Η πρώτη έχει ως αρθρικές επιφάνειες τους μηριαίους και τους κνημιαίους κόνδylους, ανάμεσα στους οποίους παρεμβάλλονται οι διάρθριοι μηνίσκοι (έσω και έξω). Η δεύτερη έχει ως αρθρικές επιφάνειες τη μηριαία τροχιλία και την αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας. Οι φυσιολογικές κινήσεις του γόνατος περιλαμβάνουν κυρίως κάμψη, έκταση, έσω και έξω στροφή και επιτελούνται χάρη στην αρμονική συνέργεια των συνδεσμικών κυρίως στοιχείων της άρθρωσης (Εικόνα 1).

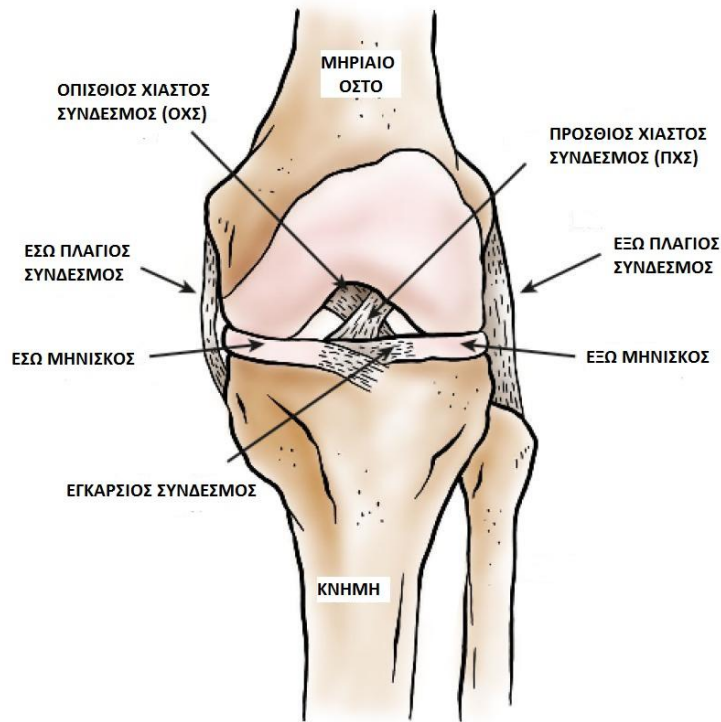


Εικόνα 1: Η άρθρωση του γόνατος (Αναπαραγωγή από: © 2009 Nucleus Medical Art, Inc.).

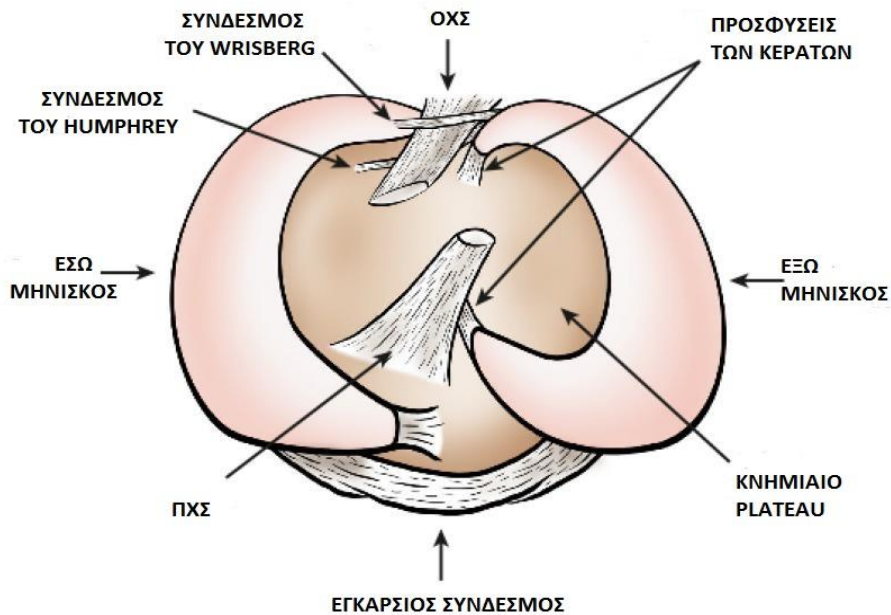
Όσον αφορά την οστική ανατομία, οι μηριαίοι κόνδυλοι είναι ανισομεγέθεις μεταξύ τους. Για την ακρίβεια, ο έξω κόνδυλος είναι μεγαλύτερος σε διαστάσεις σε σχέση με τον έσω, ενώ ο έσω φτάνει σε χαμηλότερο επίπεδο από ότι ο έξω. Οι κνημιαίοι

κόνδυλοι (έσω και έξω) χωρίζονται μεταξύ τους με το μεσογλήνιο έπαρμα. Ο έσω βρίσκεται χαμηλότερα από τον έξω, κατ' αντιστοιχία με τη διαμόρφωση των μηριαίων κονδύλων [1, 2]. Η επιγονατίδα, που αποτελεί το μεγαλύτερο σησαμοειδές οστό με διάμετρο 5 mm περίπου, συμβάλλει στην προστασία του γόνατος εμποδίζοντας τη μηχανική υπερέκτασή του, αλλά και στη λίπανση και διατροφή του αρθρικού χόνδρου.

Οι μηνίσκοι αποτελούν ανατομικό χαρακτηριστικό της άρθρωσης του γόνατος που μαζί με τους χιαστούς δεν απαντώνται σε άλλη άρθρωση του σώματος (με εξαίρεση την πηχεοκαρπική άρθρωση-σύμπλεγμα τρίγωνου χόνδρου). Πρόκειται για ινοχόνδρινους, μηνοειδείς, ημισεληνοειδείς-δισκοειδείς σχηματισμούς με σύσταση πλούσια σε κολλαγόνο και πρωτεογλυκάνες που αυξάνουν σε πάχος από το κέντρο προς την περιφέρειά τους. Συμβάλλουν στην εξομάλυνση της έλλειψης συμπληρωματικότητας ανάμεσα στους υπόκυρτους μηριαίους κονδύλους και στους σχεδόν επίπεδους κνημιαίους κονδύλους, αυξάνοντας την επιφάνεια επαφής αλλά και την επαλληλία μεταξύ τους. Με τον τρόπο αυτό αυξάνουν τη σταθερότητα του γόνατος, απορροφώντας τα φορτία στην αρθρική του επιφάνεια (50% του φορτίου στην έκταση και 85% στην κάμψη 90°) και διευκολύνοντας τις στρωφικές κινήσεις της κνήμης επί του μηρού κατά την κάμψη και έκταση. Επίσης βοηθούν στην ομοιογενή διάχυση του αρθρικού υγρού μέσα στην άρθρωση και στην καλύτερη διατροφή του αρθρικού χόνδρου. Μια βασική διαφορά μεταξύ τους είναι ότι ο έσω μηνίσκος συμφύεται με την εν τω βάθει μοίρα του έσω πλαγίου συνδέσμου και είναι λιγότερο κινητός από ότι ο έξω μηνίσκος, ο οποίος είναι ελεύθερος (δε συμφύεται με τον έξω πλάγιο σύνδεσμο) και επομένως πιο κινητός (Εικόνες 2 και 3) [3-6].



Εικόνα 2: Οι μηνίσκοι και οι κυριότεροι σύνδεσμοι του γόνατος (Αναπαραγωγή από: *The knee meniscus: Structure–function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration, Makris, et al, Biomaterials, 2011 [3]*).



Εικόνα 3: Η άνω επιφάνεια της κνήμης σε εγκάρσια διατομή (Αναπαραγωγή από: *The knee meniscus: Structure–function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration, Makris, et al, Biomaterials, 2011 [3]*).

Βέβαια η σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος, εξαρτάται κυρίως από τους δυναμικούς αλλά και τους στατικούς σταθεροποιητές της. Στους δυναμικούς περιλαμβάνονται οι διάρθριοι μύες του γόνατος, και πιο συγκεκριμένα στην πρόσθια επιφάνεια του γόνατος, ο τετρακέφαλος μυς, μέσω της κατάφυσής του στην επιγονατίδα, στην οπίσθια επιφάνεια ο γαστροκνήμιος μυς, στην έσω επιφάνεια ο ραπτικός, ο ημιτενοντώδης και ο ισχνός μυς και στην έξω επιφάνεια ο δικέφαλος μηριαίος με τον ιγνυακό μυ [4]. Στους στατικούς σταθεροποιητές περιλαμβάνονται ο αρθρικός θύλακος, ο πρόσθιος και ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος (ΠΧΣ και ΟΧΣ), ο έσω και ο έξω πλάγιος σύνδεσμος, ο επιγονατιδικός σύνδεσμος και δευτερευόντως, ο τοξοειδής ιγνυακός και ο λοξός ιγνυακός σύνδεσμος [2, 4].

Ο έσω πλάγιος σύνδεσμος είναι ισχυρός, πεπλατυσμένος, τριγωνικού σχήματος σύνδεσμος που εκφύεται από το έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα του έσω μηριαίου κονδύλου και καταφύεται με την επιπολής μοίρα του στον έσω μηριαίο κόνδυλο, ενώ με την εν τω βάθει μοίρα του στον έσω μηνίσκο [2, 4]. Προστατεύει το γόνατο κυρίως από δυνάμεις βλαισότητας. Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος είναι σχοινοειδής και εκφύεται από το έξω υπερκονδύλιο κύρτωμα του έξω μηριαίου κονδύλου. Καταφύεται στην κεφαλή της περόνης, χωρίς να προσφύεται στον έξω μηνίσκο και ανθίσταται σε δυνάμεις ραιβότητας [2] (Εικόνα 2).

Ο επιγονατιδικός σύνδεσμος αποτελεί συνέχεια του τένοντα του τετρακεφάλου και εκτείνεται μεταξύ κάτω πόλου της επιγονατίδας και του κνημιαίου κυρτώματος. Ενισχύεται στα πλάγια από τους καθεκτικούς συνδέσμους (έσω και έξω) της επιγονατίδας, οι οποίοι αποτελούν προσεκβολές του τένοντα του τετρακεφάλου [2]. Ο λοξός ιγνυακός σύνδεσμος που αποτελεί προσεκβολή του τένοντα του ημιμηνώδους, μαζί με τον τοξοειδή ιγνυακό σύνδεσμο (εκτείνεται από το οπίσθιο χείλος της κεφαλής

της περόνης ως τον τένοντα του ιγνυακού μυός) ενισχύουν το οπίσθιο τοίχωμα του αρθρικού θυλάκου.

Ο ΟΧΣ εκφύεται από τον οπίσθιο μεσογλήνιο βόθρο και αφού πορευτεί λοξά προς τα έσω, εμπρός και άνω, χιάζεται με τον ΠΧΣ και εν συνεχεία καταφύεται στη μεσοκονδύλια (πρόσθια-έξω) επιφάνεια του έσω μηριαίου κονδύλου. Αποτελείται από δύο δεσμίδες:

- Την οπίσθια-έσω δεσμίδα, η οποία τείνεται στην έκταση.
- Την πρόσθια-έξω δεσμίδα, η οποία τείνεται στην κάμψη.

Μπροστά από τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο βρίσκεται ο πρόσθιος μηνισκομηριαίος σύνδεσμος (σύνδεσμος του Humphrey), ενώ ο οπίσθιος μηνισκομηριαίος σύνδεσμος (σύνδεσμος του Wrisberg) εντοπίζεται όπισθεν του ΟΧΣ (Εικόνα 3) [7].

B. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ

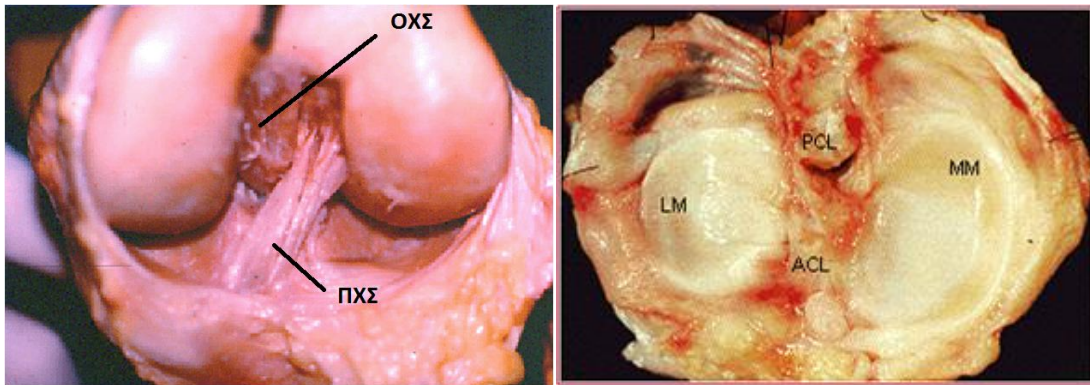
1. ΙΣΤΟΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

Η πρώτη γραπτή αναφορά του προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) χρονολογείται πριν από περίπου 5000 χρόνια σε αιγυπτιακό πάπυρο του 3000 π.Χ. περίπου. Ο Έλληνας ιατρός, Κλαύδιος Γαληνός εκ Περγάμου το 2^ο αιώνα π.Χ., είναι όμως αυτός που ονόμασε πρώτος το σύμπλεγμα των χιαστών συνδέσμων του γόνατος ως “ligamenta genu cruciate” [8]. Πολύ αργότερα και συγκεκριμένα το 16^ο αιώνα, ο Vesalius δημοσιεύει την πρώτη επίσημη ανατομική περιγραφική μελέτη του ΠΧΣ. Το 1938, οι Palmer et al. πρώτοι εισάγουν την έννοια των δύο δεσμίδων του ΠΧΣ, της πρόσθιας έσω (anteromedial bundle – AM) και της οπίσθιας έξω (posterolateral – PL) δεσμίδας [9].

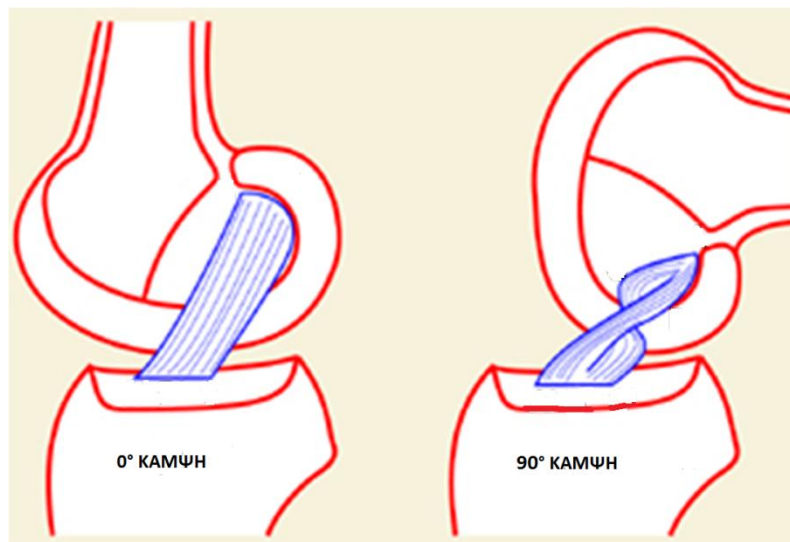
2. ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΑ – ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ

Ο ΠΧΣ είναι μία ταινία πυκνού συνδετικού ιστού μεταξύ του μηριαίου οστού και της κνήμης, μήκους περίπου 33-35 mm (εύρος 19-40 mm) και πάχους περίπου 10 mm (εύρος 7-12 mm), ανάλογα με την ηλικία, το φύλο και τη σωματική διάπλαση του ατόμου [10-12] (Εικόνα 4). Εκφύεται από την έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου, πίσω από τη μεσοκονδύλια εντομή. Εν συνεχεία, πορεύεται λοξά προς τα κάτω, εμπρός και έσω, και καταφύεται στον πρόσθιο κνημιαίο μεσογλήνιο βόθρο κατά μήκος του χείλους του έσω κνημιαίου κονδύλου και μεταξύ της πρόσφυσης του προσθίου κέρατος του έσω μηνίσκου προς τα εμπρός και της πρόσφυσης του έξω μηνίσκου προς τα πίσω. Η διάταξή του μεταξύ μηρού και κνήμης είναι τέτοια ώστε να σχηματίζει με τον κατακόρυφο ανατομικό άξονα της κνήμης γωνία $26^{\circ} \pm 6^{\circ}$ [8, 10, 13], παρουσιάζοντας επίσης μια ελαφρά έξω στροφή, οφειλόμενη ενδεχομένως στη σχετική θέση τόσο των μηριαίων όσο

και των κνημιαίων οστικών προσφύσεων του. Η έξω αυτή στροφή του ΠΧΣ, αυξάνεται με την κάμψη του γόνατος με αποτέλεσμα οι ίνες του να είναι σε περιέλιξη [14] (Εικόνα 5).



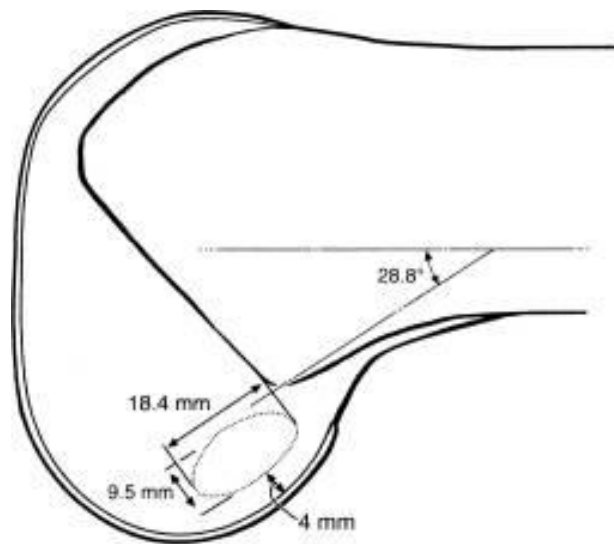
Εικόνα 4: Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος (ΠΧΣ/ACL) και ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος (ΟΧΣ/PCL) όπως απεικονίζονται σε ανατομικό παρασκεύασμα πτωματικού γόνατος.



Εικόνα 5: Οι ίνες του ΠΧΣ βρίσκονται σε περιέλιξη κατά την κάμψη του γόνατος.

Όσον αφορά τη μηριαία πρόσφυση του ΠΧΣ, αυτή έχει σχήμα ημισφαιρικό και βρίσκεται στην οπίσθια-έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου σχηματίζοντας με τον

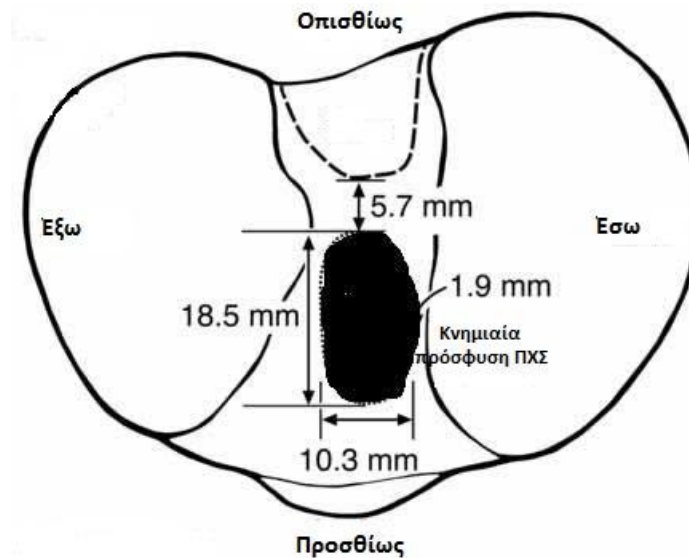
άξονα του μηριαίου γωνία 25-30° [8, 10, 15-16] (Εικόνα 6). Η βάση της μηριαίας πρόσφυσης-αποτυπώματος έχει ακτινωτή διάταξη που μοιάζει με βεντάλια. Στο πρόσθιο μέρος του μηριαίου αποτυπώματος διακρίνεται μία ανατομική περιοχή που αντιστοιχεί στην πρόσθια έσω δεσμίδα του ΠΧΣ, ενώ στο οπίσθιο-κάτω μέρος της μηριαίας πρόσφυσης αναδύεται άλλη ανατομική περιοχή που αντιστοιχεί στην οπίσθια έξω δεσμίδα του ΠΧΣ [8, 17]. Ο προσανατολισμός και η εντόπιση της μηριαίας κυρίως πρόσφυσης του ΠΧΣ ευθύνεται για τη διαφορά τάσης του ΠΧΣ και των δεσμίδων του, στην κάμψη ή την έκταση του γόνατος [8].



Εικόνα 6: Απεικόνιση της μηριαίας πρόσφυσης του ΠΧΣ όπου φαίνεται η ανατομική της θέση καθώς και οι διαστάσεις της (Αναπαραγωγή από: *The Function of the Human Anterior Cruciate Ligament and Analysis of Single- and Double- Bundle Graft Reconstructions*, Noyes F, *Sports Health*, 2009 [15]).

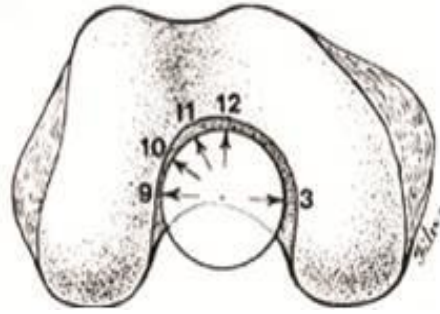
Σχετικά με το κνημιαίο αποτύπωμα, αυτό έχει σχήμα ωοειδές και βρίσκεται μπροστά από το μεσογλήνιο έπαρμα της κνήμης [8, 18] (Εικόνα 7). Είναι ευρύτερο, πιο αποπλατυσμένο και ενδεχομένως ισχυρότερο από το μηριαίο αποτύπωμα, πράγμα που

διευκολύνει τον ΠΧΣ να αποφεύγει την πρόσκρουση (impingement) με τη μεσοκονδύλια εντομή (notch) κατά την κάμψη του γόνατος [2, 8].



Εικόνα 7: Απεικόνιση της κνημιαίας πρόσφυσης του ΠΧΣ (Αναπαραγωγή από: *The Function of the Human Anterior Cruciate Ligament and Analysis of Single- and Double-Bundle Graft Reconstructions*, Noyes F, *Sports Health*, 2009 [15]).

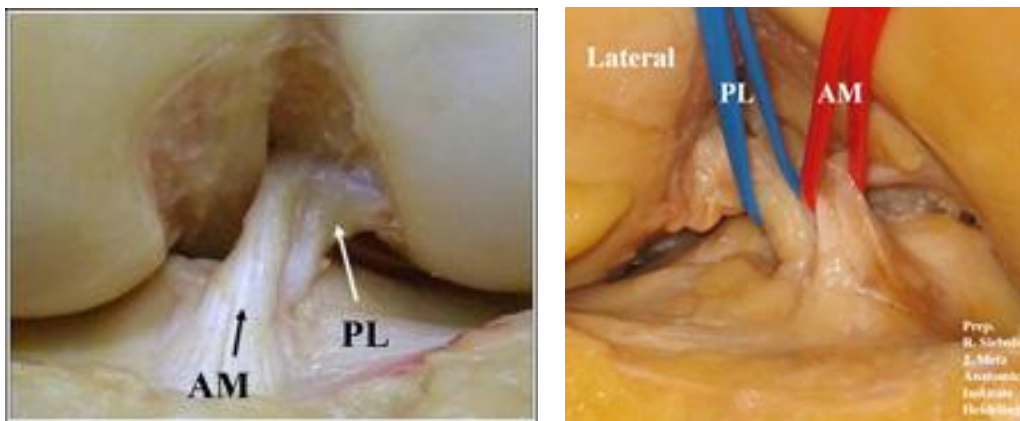
Αναφορικά με τη θέση και τον προσανατολισμό του ΠΧΣ στο μετωπιαίο επίπεδο, έχει προταθεί από το επιστημονικό συμβούλιο της ESSKA (European Society of Sports Traumatology Knee Surgery and Arthroscopy) η απεικόνιση του ΠΧΣ με βάση τους δείκτες ρολογιού πάνω στη μεσοκονδύλια εντομή [19] (Εικόνα 8). Σύμφωνα με αυτή την πρόταση αλλά και με μετέπειτα έρευνες [20-21], ο ΠΧΣ εντοπίζεται μεταξύ 10-11^{ης} ανατομικής ώρας στο δεξί γόνατο και μεταξύ 1-2^{ης} ανατομικής ώρας στο αριστερό γόνατο.



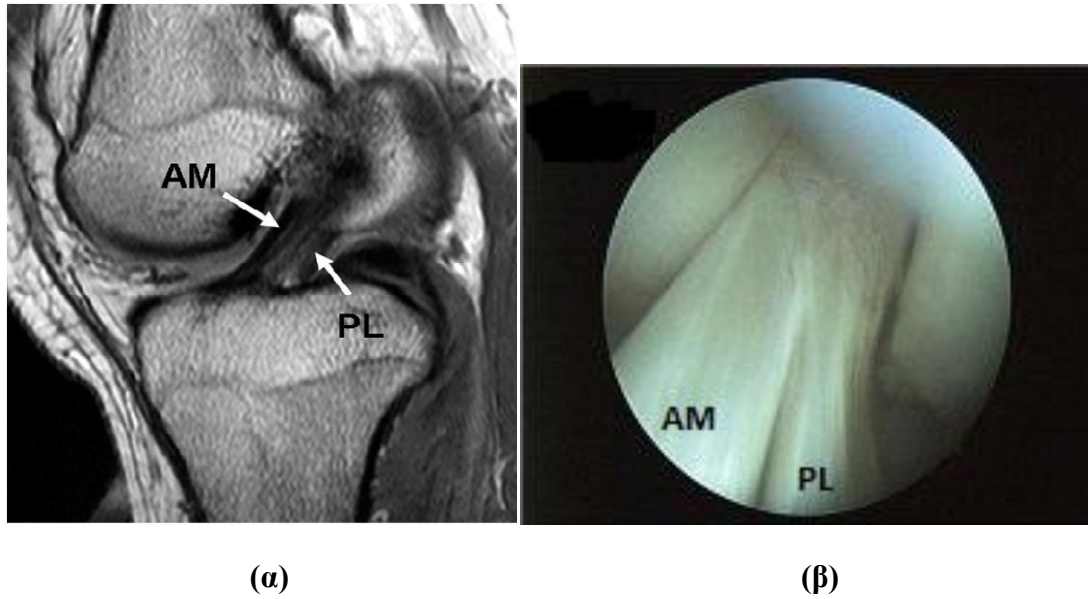
Εικόνα 8: Προσανατολισμός του ΠΧΣ στο μετωπιαίο επίπεδο σύμφωνα με τους δείκτες του ρολογιού για το δεξί γόνατο.

3. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΩΝ ΔΕΣΜΙΔΩΝ ΤΟΥ ΠΧΣ

Όπως ειπώθηκε και παραπάνω, ο φυσιολογικός ΠΧΣ αποτελείται από 2 δεσμίδες, την πρόσθια-έσω (anteromedial bundle [AM]) και την οπίσθια έξω δεσμίδα (posterolateral bundle [PL]), ενώ από ορισμένους ερευνητές αναγνωρίζεται η ύπαρξη μιας ενδιάμεσης δεσμίδας [13, 16, 22-24] (Εικόνες 9 και 10). Η ονομασία τους στηρίχθηκε στην κνημιαία κατάφυσή τους.



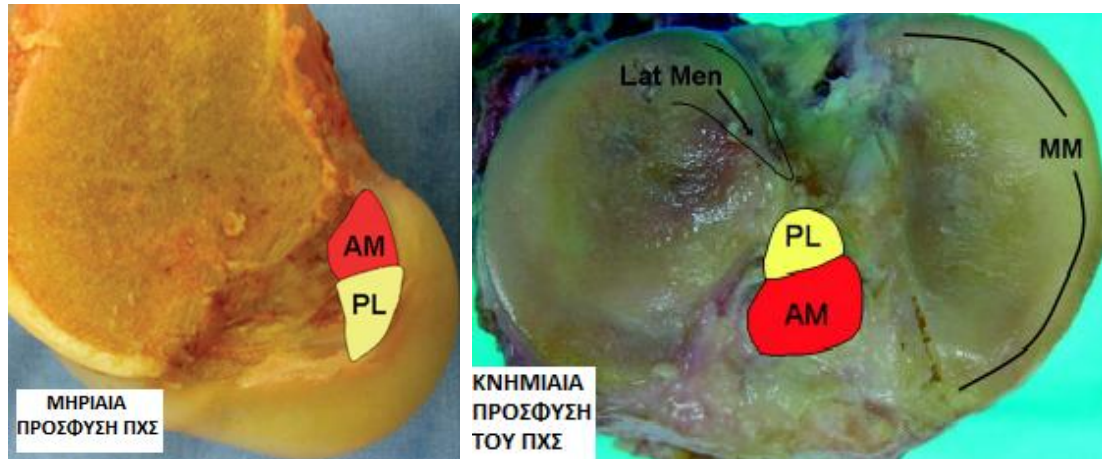
Εικόνα 9: Οι AM και PL δεσμίδες του ΠΧΣ σε ανατομικά παρασκευάσματα από πτωματικά γόνατα. (Αναπαραγωγή από: *Femoral insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament: morphometry and arthroscopic orientation models for double-bundle bone tunnel placement-a cadaver study.* Siebold R, et al, *Arthroscopy* 2008 [25]).



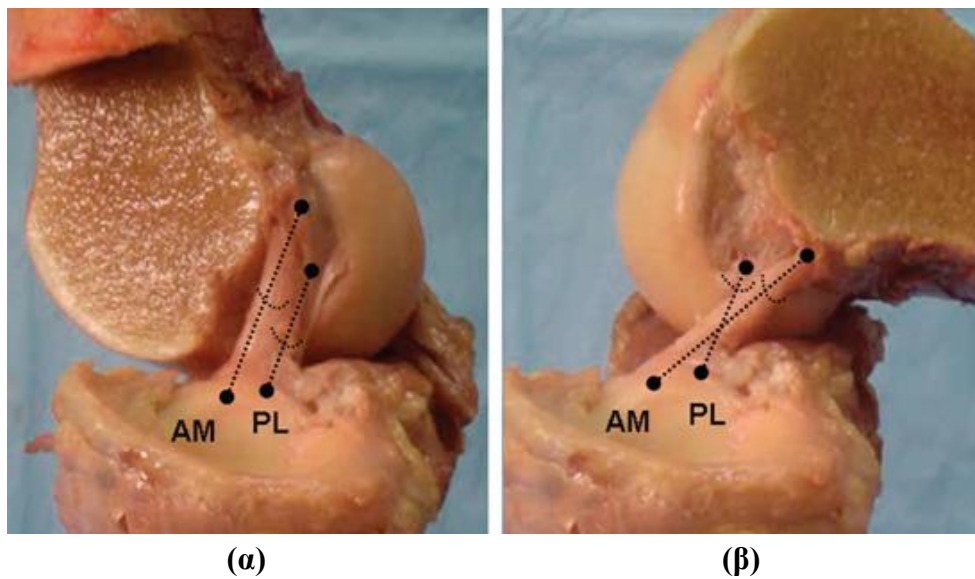
Εικόνα 10: Οι δεσμίδες AM και PL από ακέραιο ΠΧΣ όπως απεικονίζονται σε: (α) μαγνητική τομογραφία (MRI), (β) αρθροσκόπηση

Η AM δεσμίδα είναι πιο επιμήκης από την PL. Οι ίνες της ξεκινούν από το πρόσθιο-έσω τμήμα του έξω μηριαίου κονδύλου και καταλήγουν στο πρόσθιο έσω τμήμα του κνημιαίου αποτυπώματος του ΠΧΣ, ενώ οι ίνες της PL δεσμίδας ξεκινούν πιο εν τω βάθει σε σχέση με την AM δεσμίδα, από την οπίσθια έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου και προσφύονται στο οπίσθιο έξω τμήμα του κνημιαίου αποτυπώματος [26] (Εικόνα 11). Όσον αφορά τη θέση τους στο μετωπιαίο επίπεδο, η AM δεσμίδα θεωρείται ότι βρίσκεται στην 11^η ανατομική ώρα για το δεξί γόνατο και στην 1^η ανατομική ώρα για το αριστερό, ενώ η PL δεσμίδα μεταξύ 9^{ης} και 10^{ης} ανατομικής ώρας για το δεξί, και μεταξύ 2^{ης} και 3^{ης} ώρας για το αριστερό γόνατο [21, 27].

Αυτό που παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον είναι ότι οι δύο δεσμίδες παρουσιάζουν διαφορετική λειτουργικότητα. Όταν το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη, ο ΠΧΣ αποκτά μια σχετικά οριζόντια κατεύθυνση, με αποτέλεσμα η AM δεσμίδα να είναι σε τάση, ενώ η PL είναι χαλαρή. Αντίθετα σε έκταση, η PL δεσμίδα είναι σε τάση, ενώ η AM δεσμίδα χαλαρώνει [28] (Εικόνα 12).



Εικόνα 11: Οι οστικές προσφύσεις των 2 δεσμίδων του ΠΧΣ τόσο στο μηριαίο όσο και στο κνημιαίο αποτύπωμα.



Εικόνα 12: (α) Με το γόνατο σε έκταση, οι AM και PL δεσμίδες έχουν κάθετο προσανατολισμό και είναι παράλληλες μεταξύ τους. (β) Με το γόνατο σε κάμψη 90°, οι δύο δεσμίδες αποκτούν έναν σχετικά οριζόντιο προσανατολισμό με αποτέλεσμα να χιάζονται μεταξύ τους.

Λόγω της διαφορετικότητας των δύο δεσμίδων ως προς την πρόσφυση και τη φόρτίσή τους κατά την κίνηση του γόνατος, φαίνεται ότι εμφανίζουν και διαφορετική εμβιομηχανική λειτουργικότητα [29]. Έτσι λοιπόν η AM δεσμίδα θεωρείται πως

περιορίζει την προσθιοπίσθια μετατόπιση της κνήμης, ενδεχομένως λόγω του προσανατολισμού της στο μετωπιαίο επίπεδο, μειώνοντας τις πρόσθιες δυνάμεις που ασκούνται στο γόνατο [30, 31]. Εντούτοις δε φαίνεται ότι παίζει ιδιαίτερο ρόλο στην έσω ή έξω στροφή του γόνατος [28, 29, 32]. Αντίθετα η PL δεσμίδα φαίνεται να είναι περισσότερο σημαντική στη στροφική σταθερότητα του γόνατος, περιορίζοντας τις στροφικά ασκούμενες δυνάμεις στο γόνατο [32]. Ο συνδυασμός των ιδιοτήτων των δύο δεσμίδων του ΠΧΣ, δίνει στη δομή αυτή τη χαρακτηριστική κλινική σημασία του, που έγκειται κυρίως στον περιορισμό της πρόσθιας κνημιαίας ολίσθησης και δευτερευόντως στον περιορισμό της κνημιαίας στροφής (κυρίως της έσω) [33, 34].

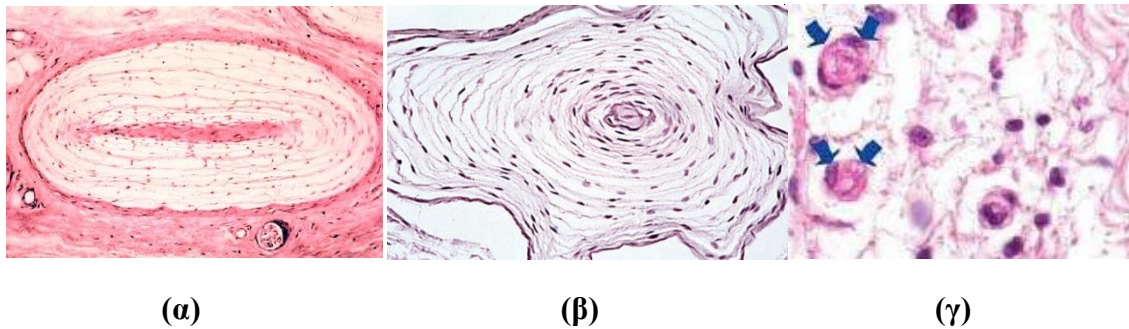
4. ΙΣΤΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΠΧΣ

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος αποτελείται από ίνες των οποίων το μήκος κυμαίνεται από 0,25 έως 0,75 χιλιοστά [8, 27]. Καθεμία από αυτές, αποτελείται από ινίδια κολλαγόνου (fascicles) κυρίως τύπου I και III, τα οποία διατάσσονται κάθετα ή ακτινωτά στον επιμήκη άξονα φόρτισης [27]. Επίσης υπάρχει μεγάλος αριθμός επιμηκυσμένων ινοβλαστών καθώς και ελαστικές ίνες στις οποίες οφείλονται οι ελαστικές ιδιότητες του ΠΧΣ. Παράλληλα, μια λεπτή στιβάδα θυλακικού υμένα διαχωρίζει και απομονώνει τον ΠΧΣ από τα περιβάλλοντα στοιχεία.

Στην επιφάνεια του ΠΧΣ και ιδιαίτερα στην πρόσφυσή του στο μηριαίο οστό, υπάρχουν μηχανοϋποδοχείς που παίζουν ρόλο στην ιδιοδεκτικότητα των περιαρθρικών μυών αλλά και στη διατήρηση του μυϊκού τόνου (Εικόνα 13). Οι μηχανοϋποδοχείς αυτοί είναι 3 τύπων [7, 8, 27]:

- α) Απολήξεις Ruffini που εντοπίζονται κοντά στο σημείο πρόσφυσης του ΠΧΣ στο μηρό.
- β) Υποδοχείς Vater-Pacini που βρίσκονται στο εγγύς και περιφερικό τμήμα του ΠΧΣ.

γ) Υποδοχείς Golgi που εμφανίζονται τόσο στην κνημιαία όσο και τη μηριαία πρόσφυση του ΠΧΣ.

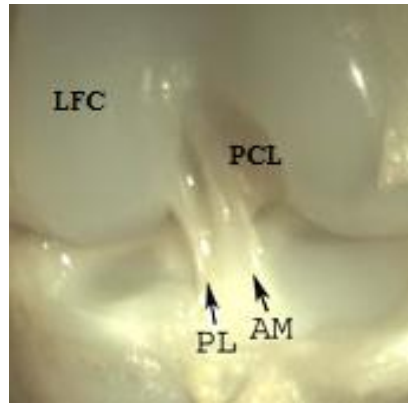


Εικόνα 13: Μηχανοϋποδοχείς ΠΧΣ: (α) Ruffini (β) Vater-Pacini (γ) Golgi

Και οι 3 τύποι μηχανοϋποδοχέων συλλέγουν ερεθίσματα που αφορούν την κίνηση του γόνατος, χάρη στα οποία το ΚΝΣ μπορεί να ελέγξει αλλά και να τροποποιήσει ακόμη και μια εξελισσόμενη κίνηση. Από τους μηχανοϋποδοχείς αυτούς ξεκινά το αντανακλαστικό του ΠΧΣ (ACL reflex), που περιλαμβάνει τον ΠΧΣ, τους οπίσθιους μηριαίους, το γαστροκνήμιο και τον τετρακέφαλο μηριαίο, και το οποίο συμβάλλει ουσιαστικά με τη λειτουργία του στη σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος [8, 27].

5. ΕΜΒΡΥΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΠΧΣ

Ο ΠΧΣ αρχίζει να εμφανίζεται την 7-8η εβδομάδα της ενδομήτριας ζωής ενώ ο πλήρης σχηματισμός του ολοκληρώνεται την 20η εμβρυική εβδομάδα [7-8]. Ο διαχωρισμός των δύο δεσμίδων του ΠΧΣ, είναι ορατός από την 24^η εβδομάδα (Εικόνα 14). Εντούτοις οι ίνες του εμφανίζουν διαφορετικό προσανατολισμό σε σχέση με αυτές του ενήλικα καθώς είναι περισσότερο παράλληλες σε σχέση με τον ανατομικό άξονα του ΠΧΣ [8]



Εικόνα 14: Οι δύο δεσμίδες του ΠΧΣ όπως απεικονίζονται στην 24^η εμβρυική εβδομάδα

6. ΑΓΓΕΙΩΣΗ – ΝΕΥΡΩΣΗ ΤΟΥ ΠΧΣ

Η αιμάτωση του ΠΧΣ γίνεται κυρίως από τη μέση αρτηρία του γόνατος. Ειδικότερα, η αγγείωσή του γίνεται διά της μηριαίας πρόσφυσής του, ενώ η κνημιαία πρόσφυση είναι ανάγγεια. Αυτό εξηγεί και την απουσία επουλωτικής ικανότητας του ΠΧΣ μετά από ρήξη [8, 35] (Εικόνα 15). Επιπρόσθετα ο ΠΧΣ νευρώνεται ως επί το πλείστον, από τον οπίσθιο κλάδο του οπίσθιου κνημιαίου νεύρου [8]. Διαθέτει όμως και ένα μεγάλο αριθμό σωματίων του Golgi, που δρουν ως τασεοϋποδοχείς που καθορίζουν την ιδιοδεκτικότητα του ΠΧΣ [8, 36].

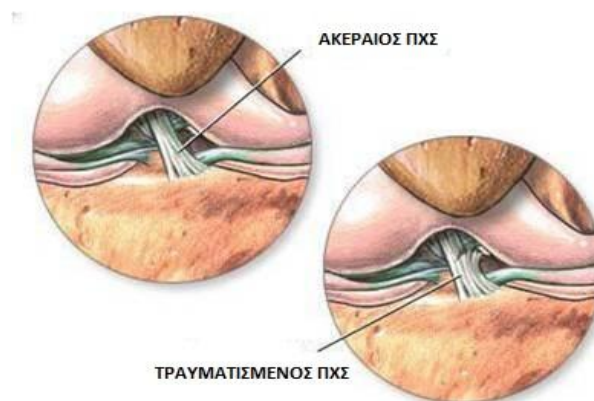


Εικόνα 15: Η αιμάτωση του ΠΧΣ. (Αναπαραγωγή από: *The Fetal Anterior Cruciate Ligament: An Anatomic and Histologic Study*, Ferretti et al, *Arthroscopy*, 2007[23])

Γ. ΡΗΞΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ

1. ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

Η κάκωση του ΠΧΣ θεωρείται ως μια από τις συχνότερες αθλητικές κακώσεις του γόνατος με συχνότητα 0,03-0,04% στο γενικό πληθυσμό [37, 38]. Αυτό σημαίνει πως στην Ελλάδα συμβαίνουν 4.000 με 4.500 ρήξεις ΠΧΣ το χρόνο, ενώ ειδικότερα για την περιοχή της Ηπείρου ο αριθμός αυτός κυμαίνεται περίπου μεταξύ 170 με 180 ρήξεις ανά έτος. Η συχνότητα ρήξης του ΠΧΣ έχει αυξηθεί σημαντικά τις τελευταίες δύο δεκαετίες γεγονός που ίσως σχετίζεται με τη συνεχώς αυξανόμενη ενασχόληση του πληθυσμού με τον αθλητισμό και αφορά κυρίως ηλικίες 15-44 ετών [34]. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον έχει το ότι αν και σε απόλυτους αριθμούς οι περισσότεροι ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ είναι άρρενες, εντούτοις η ρήξη ΠΧΣ εμφανίζεται σε γυναίκες 2-8 φορές συχνότερα από ότι σε άνδρες, σε αθλήματα όπου δεν υπάρχει διαφορά ως προς τη συμμετοχή ανδρών-γυναικών [37, 39, 40] (Εικόνα 16). Η ρήξη αφορά κυρίως την AM δεσμίδα, η οποία είναι πιο ευάλωτη σε κακώσεις, γι' αυτό και η PL δεσμίδα παραμένει συνήθως ακέραιη σε μερικές ρήξεις του ΠΧΣ.



Εικόνα 16: Φυσιολογικός ΠΧΣ και ΠΧΣ μετά από ρήξη.

Η κάκωση του ΠΧΣ μπορεί να συμβεί σε ομαδικά αθλήματα επαφής όπως το ποδόσφαιρο, η καλαθοσφαίριση, η πετοσφαίριση, η χειροσφαίριση, το χόκεϊ αλλά και σε ατομικά αθλήματα όπως η γυμναστική, το σκι, τα άλματα κ.α. [41]. Είναι γενικά πολύ πιο συχνή από τη ρήξη του οπισθίου χιαστού συνδέσμου με αναλογία 10/1. Αρκετά συχνά εμφανίζεται ως μεμονωμένη κάκωση αλλά συχνά συνυπάρχει κάκωση των πλαγίων συνδέσμων ή των μηνίσκων. Μάλιστα το ποσοστό αυτό μπορεί να φτάνει το 40-50% [42, 43].

2. ΑΙΤΙΟΛΟΓΙΚΟΙ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ

Οι παράγοντες κινδύνου που σχετίζονται με αυξημένη συχνότητα ρήξης ΠΧΣ μπορεί να ταξινομηθούν σε 4 κατηγορίες [8, 39, 44-54]:

1. Ανατομικοί

- **Αυξημένη γωνία Q** (Σχηματίζεται μεταξύ της γραμμής που περνά από την πρόσθια λαγόνια άκανθα και το κέντρο της επιγονατίδας και της γραμμής που περνά από το κέντρο της επιγονατίδας και το κνημιαίο κύρτωμα [δηλ. γωνία μεταξύ ανατομικού άξονα μηριαίου οστού και ανατομικού άξονα κνήμης]) (Εικόνα 17).
- **Στενή μεσοκονδύλια εντομή** (Σχετίζεται με παγίδευση και κάκωση του ΠΧΣ κατά τους τραυματισμούς του γόνατος).
- **Λεπτοφυής ΠΧΣ και αυξημένο βάρος σώματος** (Σχετίζονται με αυξημένη συχνότητα ρήξης ΠΧΣ).

2. Εμβιομηχανικοί

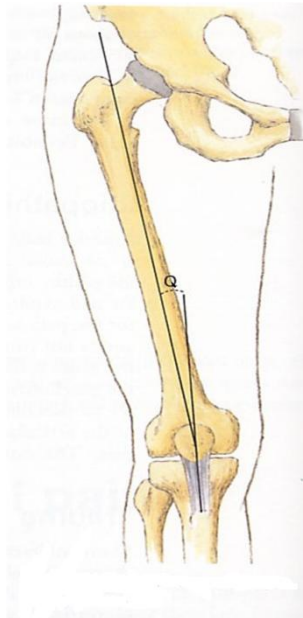
- **Αυξημένη βλαισότητα γόνατος**

3. Ορμονικοί

- Τα οιστρογόνα καθώς και τα αυξημένα επίπεδα οιστραδιόλης έχουν συσχετισθεί με συνδεσμική χαλάρωση σε πειραματόζωα.

4. Νευρομυϊκοί

- Μειωμένος χρόνος ενεργοποίησης του τετρακεφάλου και των οπίσθιων μηριαίων καθώς και
- μειωμένη μυϊκή αντοχή και μυϊκή κόπωση (**fatigue**) που προδιαθέτουν σε τραυματισμό λόγω καθυστερημένης νευρομυϊκής αντίδρασης.



Εικόνα 17: Η γωνία Q

3. ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΡΗΞΗΣ

Ανεξάρτητα από τους παραπάνω προδιαθεσικούς παράγοντες, η κάκωση του ΠΧΣ είναι αποτέλεσμα είτε τραυματισμών που περιλαμβάνουν άμεση πλήξη ή επαφή (contact injury) [44, 55], είτε τραυματισμών που δεν περιλαμβάνουν επαφή (non-contact injury) [44, 45, 51, 56]. Στη δεύτερη κατηγορία συμπεριλαμβάνεται η πλειονότητα των κακώσεων του ΠΧΣ (70% των ρήξεων ΠΧΣ).

Όσον αφορά τις κακώσεις επαφής ο βασικός μηχανισμός της ρήξης του ΠΧΣ περιλαμβάνει έσω στροφή της κνήμης και ταυτόχρονη εφαρμογή βλαισότητας στην άρθρωση του γόνατος. Συνοδεύεται, ως επί το πλείστον, από ρήξη του έσω πλαγίου συνδέσμου η οποία προηγείται χρονικά αυτής του ΠΧΣ (Εικόνα 18) [44, 55].



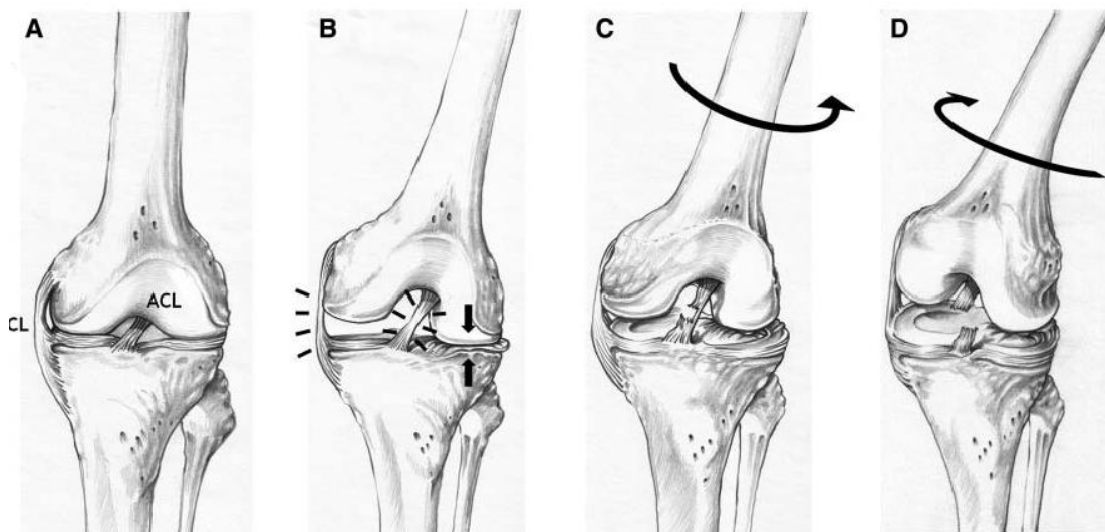
Εικόνα 18: Ρήξη ΠΧΣ μετά από εφαρμογή βίας με επαφή (contact injury).

Σχετικά με τις ρήξεις ΠΧΣ μη επαφής, έχουν προταθεί αρκετά μοντέλα πρόκλησης της κάκωσης. Σε άλματα ο πιο συχνός μηχανισμός ρήξης περιλαμβάνει απαγωγή του γόνατος μετά από προσγείωση με το γόνατο σε έκταση. Γενικότερα απότομες μεταβολές της διεύθυνσης του σώματος, που περιλαμβάνουν γρήγορη επιτάχυνση ή επιβράδυνση σε συνδυασμό με στροφή, αναφέρεται ως συνήθης μηχανισμός κάκωσης του γόνατος [39, 44-46, 55-56]. Άλλος μηχανισμός ρήξης περιλαμβάνει στροφή του σώματος με το γόνατο σε έκταση και τον άκρο πόδα καθηλωμένο στο έδαφος [39, 45-46, 55] (Εικόνες 19 και 20).

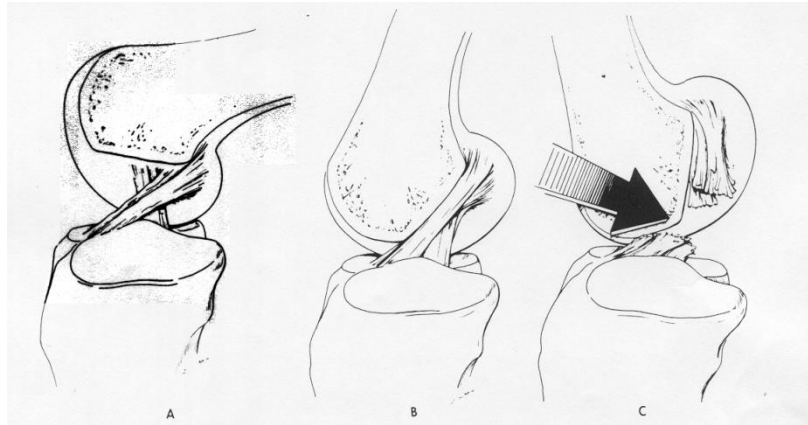


Εικόνα 19: Κάκωση του ΠΧΣ χωρίς μηχανισμό επαφής (non-contact injury)

Σπανιότερα είναι δυνατόν να συμβεί ρήξη του ΠΧΣ είτε λόγω υπερέκτασης του γόνατος (Εικόνα 21) είτε λόγω υπερκάμψης. Και στις δύο περιπτώσεις αναπτύσσονται βίαια προσθίως ασκούμενες δυνάμεις στον ΠΧΣ που οδηγούν σε ρήξη του [52-54].



Εικόνα 20: Μηχανισμός κάκωσης του ΠΧΣ (Αναπαραγωγή από *Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries Knee Joint Kinematics in 10 Injury Situations From Female Team Handball and Basketball*, Koga et al *Am J Sport Med*, 2010 [45]).



Εικόνα 21: Ρήξη ΠΧΣ λόγω υπερέκτασης του γόνατος.

4. ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ

Η οξεία ρήξη του ΠΧΣ χαρακτηρίζεται από [8]:

- Έντονο, διαξιφιστικό άλγος στο γόνατο
- Αίμαρθρο ή οίδημα με οξεία εμφάνιση
- Έντονη τοπική ευαισθησία
- Χαρακτηριστικός ξηρός ήχος (κρακ ή pop) τη στιγμή της κάκωσης
- Διακοπή της κατά τη στιγμή του τραυματισμού, αθλητικής δραστηριότητας
- Αίσθημα αστάθειας του γόνατος
- Περιορισμένο εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος
- Συνυπάρχον αποσπαστικό κάταγμα στους κνημιαίους κονδύλους

5. ΔΙΑΓΝΩΣΗ

Κλινικές δοκιμασίες

Lachman-Νούλης τεστ

Αν και είναι γνωστό ως Lachman τεστ, περιγράφηκε αρχικώς από τον Έλληνα ιατρό Γεώργιο Νούλη το 1875 [57]. Κατά τη δοκιμασία αυτή, ο εξεταστής

σταθεροποιώντας με το ένα χέρι το μηρό και με το άλλο την κνήμη, φέρνει το γόνατο σε κάμψη 30° και ασκεί έλξη στην κνήμη ώστε να προκαλέσει μετατόπισή της προς τα εμπρός ενώ παράλληλα ακινητοποιεί το μηρό [8, 58, 59]. Θεωρείται ως θετικό αν παρατηρείται επιπλέον μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με το μηρό συγκριτικά με το έτερο γόνατο.

Πρόσθια συρταροειδής δοκιμασία

Εξετάζεται με το ισχίο του ασθενούς σε κάμψη 45° και το γόνατο σε κάμψη περίπου 90°, ενώ τα πόδια είναι ακινητοποιημένα, με τον εξεταστή να κάθεται πάνω σε αυτά. Γίνεται προσπάθεια ώθησης της κνήμης προς τα εμπρός. Θεωρείται θετικό αν υπάρχει πρόσθια ολίσθηση της κνήμης χωρίς διακριτό τελικό σημείο, πράγμα που υποδηλώνει πιθανή ρήξη του ΠΧΣ [8] (Εικόνα 22).



Εικόνα 22: Η πρόσθια συρταροειδής δοκιμασία.

Pivot Shift τεστ

Κατά τη δοκιμασία αυτή το γόνατο αρχικά βρίσκεται σε έκταση. Κατόπιν εφαρμόζεται έσω στροφή και βλαισότητα στην κνήμη, ενώ ταυτόχρονα το γόνατο

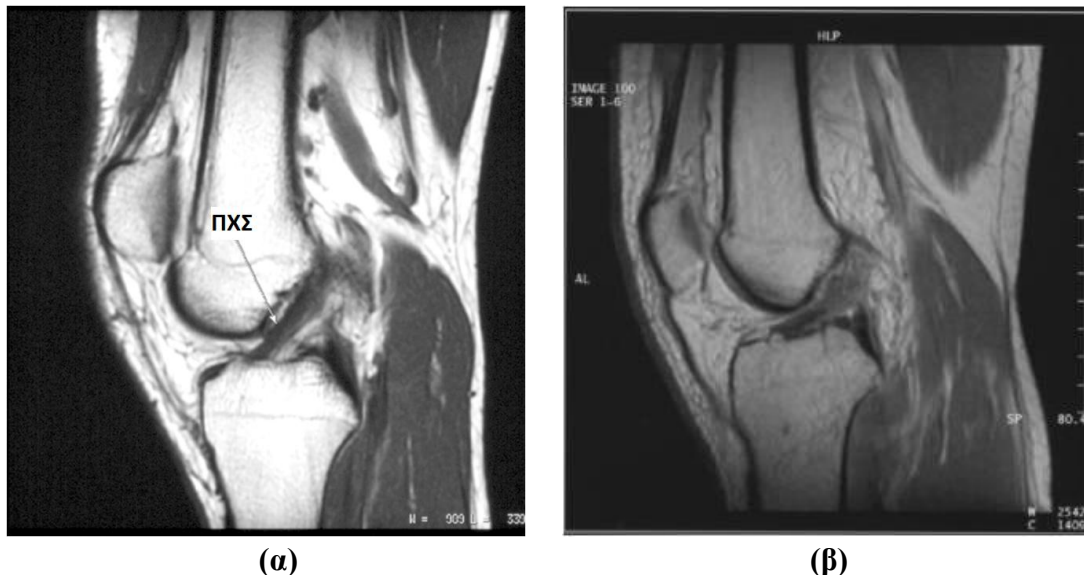
φέρεται σε κάμψη. Η δοκιμασία θεωρείται θετική όταν σε κάμψη 20-30°, το γόνατο αναπηδά, λόγω ανάταξης του προκλητού από την εφαρμοζόμενη βλαισότητα, υπεξαρθρήματος του έξω κνημιαίου κονδύλου. Η ανάταξη αυτή οφείλεται σε απότομη έλξη της κνήμης προς τα πίσω από τη δράση της λαγονοκνημιαίας ταινίας που δρα ως καμπτήρας του γόνατος [8].

Ακτινολογικός έλεγχος

Έχει ένδειξη για τον αποκλεισμό αποσπαστικού ή μη κατάγματος, που συνυπάρχει ή σχετίζεται με ρήξη ΠΧΣ (π.χ. κάταγμα Segond του έξω κνημιαίου κονδύλου) [8].

Μαγνητική τομογραφία (MRI)

Η MRI είναι η πιο αξιόπιστη εξέταση διάγνωσης του ΠΧΣ με ευαισθησία που φτάνει μέχρι και το 95% [8, 60] (Εικόνα 23).



Εικόνα 23: Απεικόνιση με MRI (α) φυσιολογικού ΠΧΣ, (β) τραυματισμένου (με ρήξη) ΠΧΣ

Αρθροσκόπηση

Σε περίπτωση αμφιβολιών για το αν υπάρχει ρήξη ΠΧΣ, αλλά και το εάν αυτή είναι πλήρης ή μερική, την τελική διάγνωση θα τη δώσει η αρθροσκόπηση του γόνατος [8] (Εικόνα 24).



(α)



(β)

Εικόνα 24: (α) Ακέραιος ΠΧΣ (β) ρήξη ΠΧΣ, όπως απεικονίζονται κατά την αρθροσκόπηση του γόνατος.

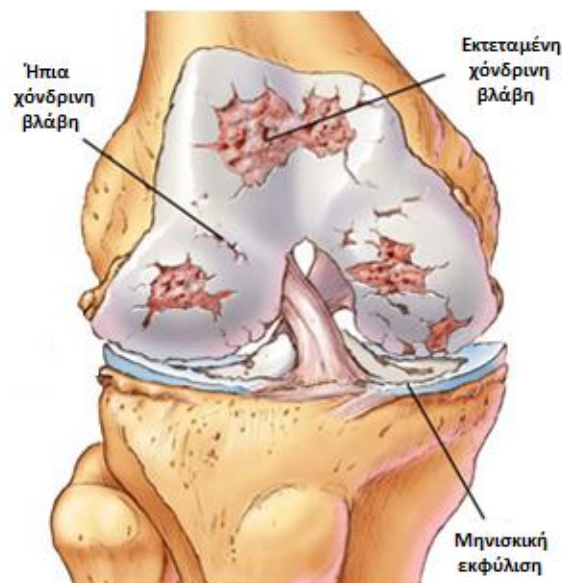
6. ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ ΤΗΣ ΡΗΞΗΣ ΠΧΣ

Μετατραυματική οστεοαρθρίτιδα

Όπως ειπώθηκε και παραπάνω, ο ΠΧΣ έχει σχεδόν μηδαμινή επουλωτική ή αναγεννητική ικανότητα μετά από ρήξη [61-62], κυρίως λόγω της απουσίας αγγείωσης στην κνημιαία πρόσφυση (η μηριαία αγγειούμενη πρόσφυση είναι αυτή που υφίσταται διατομή σε τραυματισμούς). Έτσι η απλή επανασυρραφή του δεν οδηγεί σε επούλωση.

Συνεπακόλουθα ο ασθενής με ρήξη ΠΧΣ εμφανίζει αστάθεια στο γόνατο, που χαρακτηρίζεται από συχνά επεισόδια υπεξαρθρήματος καθώς και από αυξημένη πρόσθια ολίσθηση της κνήμης επί του μηρού (γραμμική αστάθεια) αλλά και αυξημένη κνημιαία

στροφή (στροφική αστάθεια). Προοδευτικά ο ασθενής μπορεί να υιοθετήσει παθολογικά κινηματικά πρότυπα βάρδισης, που είναι δυνατόν να οδηγήσουν σε μη φυσιολογικές φορτίσεις του αρθρικού χόνδρου και των μηνίσκων [63]. Έτσι ο αρθρικός χόνδρος και οι μηνίσκοι δεν μπορούν πλέον να αντέξουν τα διαρκώς αυξανόμενα φορτία (σε σημεία που υπό φυσιολογικές συνθήκες τα φορτία αυτά ήταν πολύ μικρότερα), με αποτέλεσμα να εμφανίζονται ήπιες χόνδρινες και μηνισκικές βλάβες που με την πάροδο του χρόνου εξελίσσονται σε εκτεταμένη χόνδρινη και μηνισκική εκφύλιση (Εικόνα 25) και εν τέλει πρόωμη έναρξη μετατραυματικής οστεοαρθρίτιδας στο γόνατο [42-43, 64-68] (Εικόνα 26).



Εικόνα 25: Μηνισκικές και χόνδρινες βλάβες που σχετίζονται με πρόωμη έναρξη οστεοαρθρίτιδας.



Εικόνα 26: Μετατραυματική οστεοαρθρίτιδα αριστερού γόνατος σε άνδρα ηλικίας 43 ετών, 10 χρόνια μετά από ρήξη ΠΧΣ κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων. Στον ασθενή αυτόν ακολουθήθηκε συντηρητική θεραπεία λόγω άρνησής του για συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ ενώ ο ίδιος επέστρεψε στις προ-τραυματισμού αθλητικές δραστηριότητες 1 χρόνο μετά την κάκωση του ΠΧΣ, ακολουθώντας φυσικοθεραπευτικό πρόγραμμα δυναμικής αποκατάστασης.

Περιορισμός αθλητικών δραστηριοτήτων

Η ρήξη του ΠΧΣ σε αθλητές οδηγεί, πέρα από τα προαναφερθέντα, σε μυϊκή ατροφία τόσο του τετρακεφάλου όσο και των οπίσθιων μηριαίων ιδιαίτερα μάλιστα εάν αυτή η ρήξη αντιμετωπισθεί συντηρητικά χωρίς κάποιο μετατραυματικό πρωτόκολλο ενδυνάμωσής τους [69, 70].

Σύμφωνα με τους Noyes et al. [66], μετά από ρήξη ΠΧΣ που αντιμετωπίστηκε συντηρητικά, το ένα τρίτο των ασθενών επανέρχεται πλήρως χωρίς ιδιαίτερα ενοχλήματα, στις προ-τραυματισμού αθλητικές δραστηριότητες. Άλλο ένα τρίτο επανέρχεται στις καθημερινές δραστηριότητες χωρίς σημαντικά προβλήματα, αλλά δεν μπορεί να συμμετέχει σε αθλητικές δραστηριότητες λόγω έντονων ενοχλημάτων. Τέλος το υπόλοιπο ένα τρίτο δεν μπορεί να ανταποκριθεί στη συντηρητική θεραπεία και οδηγείται μοιραία στο χειρουργείο λόγω σοβαρών ενοχλημάτων που εμποδίζουν ακόμη και την πραγματοποίηση των καθημερινών ενασχολήσεών του.

Γενικότερα αναφέρεται ότι εάν η ρήξη του ΠΧΣ αφορά νέους αθλητές οι οποίοι επιθυμούν επάνοδό τους σε αθλητικές δραστηριότητες και μάλιστα υψηλού επιπέδου, τότε φαίνεται πως ο χρυσός κανόνας γι' αυτούς, θα ήταν η χειρουργική αποκατάσταση της κάκωσης του ΠΧΣ ακολουθούμενη από ένα επιταχυνόμενο πρόγραμμα αποκατάστασης. Αντίθετα μεγαλύτερης ηλικίας ασθενείς με περιορισμένες αθλητικές δραστηριότητες και μη βούληση επανόδου τους σε αυτές, θα μπορούσαν να επιλέξουν να αποφύγουν το χειρουργείο. Εντούτοις σε αυτή την περίπτωση παραμένει αυξημένος ο κίνδυνος μετατραυματικής οστεοαρθρίτιδας με αποτέλεσμα ακόμη και σε αυτούς τους ασθενείς να κερδίζει έδαφος η χειρουργική αποκατάσταση της ρήξης του ΠΧΣ [71].

7. ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΗ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΤΗΣ ΡΗΞΗΣ ΠΧΣ

Η αντιμετώπιση της κάκωσης του ΠΧΣ, όπως ειπώθηκε και παραπάνω, μπορεί να είναι είτε συντηρητική είτε χειρουργική. Το είδος της θεραπείας που θα εφαρμοστεί σε κάθε ασθενή εξαρτάται από ορισμένους παράγοντες όπως η ηλικία, το επίπεδο των καθημερινών και αθλητικών δραστηριοτήτων, το επάγγελμα, η παρουσία κακώσεων στα υπόλοιπα μαλακά στοιχεία του γόνατος, ο βαθμός αστάθειας του γόνατος, αλλά και η ύπαρξη εκφυλιστικών αλλοιώσεων στην άρθρωση [8].

Έτσι λοιπόν χειρουργική αντιμετώπιση συνιστάται σε νεαρής ηλικίας ασθενείς, σε άτομα μέσης ηλικίας που ασχολούνται με αθλητικές δραστηριότητες, αλλά και γενικότερα σε ασθενείς ανεξαρτήτου ηλικίας, οι οποίοι εμφανίζουν συχνά επεισόδια αστάθειας στο πάσχον γόνατο που δημιουργούν σοβαρά ενοχλήματα ακόμα και σε απλές καθημερινές ασχολίες. Αντίθετα συντηρητική αντιμετώπιση θα μπορούσε να ακολουθηθεί σε ασθενείς μέσης ηλικίας με περιορισμένες δραστηριότητες και καθιστική ζωή, χωρίς συχνά επεισόδια αστάθειας στο γόνατο, σε σχετικά ηλικιωμένους ασθενείς με

υπάρχουσες ήπιες εκφυλιστικές αλλοιώσεις στο γόνατο, ή σε παιδιά όπου οι επιφύσεις είναι ακόμη ανοιχτές [4, 7, 8].

Συντηρητική αντιμετώπιση

Κατά καιρούς έχουν εφαρμοστεί διάφορα πρωτόκολλα συντηρητικής αντιμετώπισης ρήξεως ΠΧΣ. Κοινή τους συνισταμένη είναι η αρχική ακινητοποίηση του πάσχοντος σκέλους με νάρθηκα εκτάσεως γόνατος, η χρήση βακτηριών μασχάλης για αποφόρτιση του γόνατος, αλλά και η άμεση έναρξη φυσικοθεραπευτικών ασκήσεων για αποκατάσταση πλήρους εύρους κίνησης της άρθρωσης του γόνατος [72, 73]. Πολύ σημαντική είναι επίσης η ενδυνάμωση των οπισθίων μηριαίων και του τετρακεφάλου με τη χρήση ασκήσεων κλειστής αλυσίδας. Στόχος είναι η επανάκτηση τουλάχιστον του 90% της αντίστοιχης δύναμης των μυών αυτών στο ετερόπλευρο υγιές γόνατο [8, 66].

Επιπλέον, οι ασθενείς προσαρμόζουν τις δραστηριότητές τους ώστε να αποφεύγουν τις αυξημένες στροφικές φορτίσεις στο γόνατο, που θα μπορούσαν να προκαλέσουν νέα επεισόδια αστάθειας και τραυματισμού, ενώ ενθαρρύνεται και η χρήση λειτουργικών και προφυλακτικών νερθίκων γόνατος. Οι νάρθηκες αυτοί έχει βρεθεί ότι περιορίζουν την πρόσθια ολίσθηση της κνήμης και την κνημιαία στροφή κάτω από χαμηλής έντασης δραστηριότητες μειώνοντας μηχανικά το εύρος κίνησης της άρθρωσης και βελτιώνοντας την ιδιοδεκτικότητα [74-77]. Παρόλ' αυτά οι ασθενείς που ακολουθούν συντηρητικό πρόγραμμα αποκατάστασης εμφανίζουν πτωχά αποτελέσματα όσον αφορά την επάνοδό τους σε αθλητικές δραστηριότητες, ενώ, όπως είπαμε, υπάρχει πάντα αυξημένος κίνδυνος εκφυλιστικών αλλοιώσεων στην άρθρωση του γόνατος [71, 78].

Χειρουργική αντιμετώπιση

Η συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ αποβλέπει στην αποκατάσταση της σταθερότητας της άρθρωσης του γόνατος, ώστε να μπορέσει ο ασθενής να επανέλθει στα προ του

τραυματισμού επίπεδα καθημερινών δραστηριοτήτων, αλλά και να αποφευχθούν περαιτέρω εκφυλιστικές βλάβες στον αρθρικό χόνδρο και στους μηνίσκους με την αποκατάσταση της φυσιολογικής κινηματικής του γόνατος [42, 43, 71]. Η όλη λογική της συνδεσμοπλαστικής αποσκοπεί στην αποκατάσταση των ιδιοτήτων του φυσιολογικού ΠΧΣ που αφορά τόσο τις προσφύσεις του στο μηριαίο οστό και την κνήμη (σταθερότητα και διεύθυνση), όσο και τη μηχανική του αντοχή του ως υλικό (ο ακέραιος ΠΧΣ εμφανίζει μέγιστη αντοχή η οποία φτάνει τα 2.200 Nt ενώ η σκληρότητά του τα 240 Nt/mm) [79].

Απόλυτη ενδείξη χειρουργικής αποκατάστασης ρήξεως ΠΧΣ αποτελούν ασθενείς [80, 81]:

- ✓ Νεαρής ηλικίας
- ✓ Με ενασχόληση με αθλητικές δραστηριότητες πάνω από 5 ώρες/εβδομάδα
- ✓ Αθλητές
- ✓ Με πάνω από 3 επεισόδια αστάθειας ανά έτος
- ✓ Μετά από αποτυχημένη συντηρητική θεραπεία

Στην ανακατασκευή του ΠΧΣ, ο ΠΧΣ αντικαθίσταται από τενόντιο ή συνδεσμικό μόσχευμα του οποίου οι ιδιότητες θα πρέπει να προσομοιάζουν αυτές του φυσιολογικού ΠΧΣ. Χρησιμοποιούνται 3 είδη μοσχευμάτων:

- ❖ Τα αυτομοσχεύματα που προέρχονται από τον ίδιο τον ασθενή
- ❖ Τα αλλομοσχεύματα (πτωματικά) που προέρχονται από άλλο δότη
- ❖ Τα συνθετικά μοσχεύματα

Αυτομοσχεύματα:

Υπάρχουν διάφορα αυτομοσχεύματα που χρησιμοποιούνται στη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ όπως [8]:

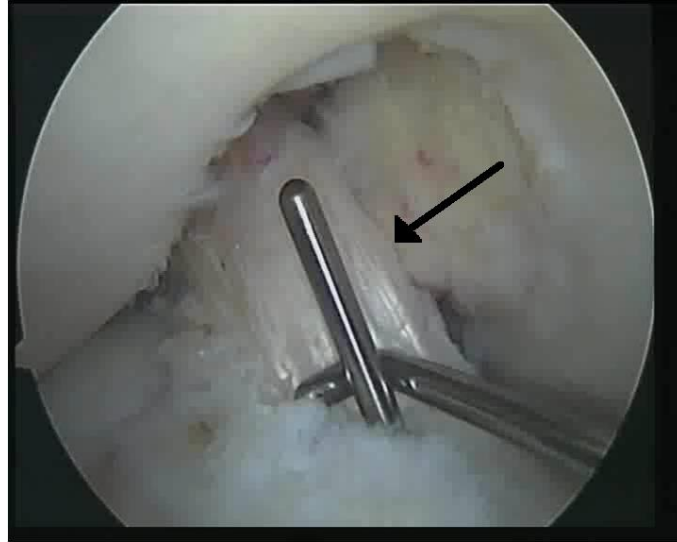
- Το έσω ή μέσο τριτημόριο του επιγονατιδικού τένοντα (BPTB)
- Οι τένοντες των οπισθίων μηριαίων (ημιτενοντώδους/ισχνού) ST/G
- Τμήμα του τένοντα του τετρακεφάλου
- Η λαγονοκνημιαία ταινία

Στην παρούσα διατριβή εξετάζονται τα δύο περισσότερο παγκοσμίως χρησιμοποιούμενα αυτομοσχεύματα που είναι το μόσχευμα του επιγονατιδικού τένοντα (BPTB) και το μόσχευμα των οπισθίων μηριαίων (HST-hamstrings), το οποίο είναι τετραπλό και περιλαμβάνει τους τένοντες του ημιτενοντώδους και του ισχνού (quadrupled semitendinosus/gracilis graft-ST/G graft). Οι ιδιότητες των τενόντων και των δύο αυτών τύπων μοσχεύματος προσομοιάζουν αυτές του φυσιολογικού ΠΧΣ. Για την ακρίβεια το BPTB μόσχευμα εμφανίζει μηχανική αντοχή που φτάνει τα 1.800 Nt περίπου και μέση ελαστικότητα που φτάνει τα 220 Nt/mm ενώ το ST/G μόσχευμα παρουσιάζει μηχανική αντοχή περίπου 2.400 Nt και μέση ελαστικότητα 250 Nt/mm [82].

Μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα (BPTB)

Περιλαμβάνει το έσω ή μέσο 1/3 του επιγονατιδικού τένοντα μαζί με 2 οστικά τεμάχια (1 από τον κάτω πόλο της επιγονατίδας και 1 από την κνήμη). Η καθήλωσή του είναι αρκετά ισχυρή και γίνεται με τη βοήθεια βιοαπορροφήσιμων ή μεταλλικών βιδών. Έχει συμπαγή ανατομία, ενσωματώνεται σχετικά γρήγορα [83] και χρησιμοποιείται σε αθλητές κυρίως λόγω της ανθεκτικότητας και της ικανότητάς του να αντέχει σε μεγάλες φορτίσεις, αλλά δεν εμφανίζει τη δομή του φυσιολογικού ΠΧΣ των δυο δεσμίδων. Επιπλέον μειονεκτεί σε σχέση με το μόσχευμα των οπισθίων μηριαίων όσον αφορά τη νοσηρότητα της δότριας περιοχής. Πιο συγκεκριμένα, συχνά εμφανίζεται επιγονατιδομηριαίος πόνος ή πόνος κατά το γονάτισμα (γι' αυτό δε συνιστάται σε ασθενείς που ασχολούνται με οικοδομικές δραστηριότητες), σε ασθενείς με συνδεσμοπλαστική BPTB, ενώ σπανιότερα εμφανίζεται υπαισθησία λόγω τρώσης του

υποεπιγονατιδικού κλάδου του σαφηνούς νεύρου, μείωση της ισχύος του τετρακεφάλου ή κάταγμα της επιγονατίδας [84] (Εικόνα 27).



Εικόνα 27: Συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα BPTB

Μόσχευμα οπισθίων μηριαίων (HST)

Αποτελείται από τους τένοντες του ημιτενοντώδους και του ισχνού μυός (Εικόνα 28). Χρησιμοποιείται σε ασθενείς που δεν πρόκειται να ασχοληθούν με υψηλής έντασης αθλητικές δραστηριότητες, σε άτομα που γονατίζουν πολλές φορές (οικοδόμοι) καθώς και σε γυναίκες (λόγω μικρότερης τομής). Πλεονεκτεί του μοσχεύματος BPTB στο ότι υπάρχει μικρότερη νοσηρότητα όσον αφορά τη δότρια περιοχή του μοσχεύματος, μια και έχει αποδειχθεί ότι οι τένοντες των οπισθίων μηριαίων αναγεννιούνται 1 με 2 χρόνια μετά τη λήψη τους ως μόσχευμα (φαινόμενο lizard-tail) [85]. Επίσης εμφανίζει μεγαλύτερη αντοχή σε φορτίσεις, ενώ η μορφολογία των δύο δεσμίδων προσομοιάζει αρκετά αυτή του φυσιολογικού ΠΧΣ [86, 87]. Μειονεκτεί όμως στο ότι η ενσωμάτωση του μοσχεύματος γίνεται μεταξύ οστού και τένοντα χωρίς την παρεμβολή οστικών τεμαχίων όπως στο BPTB μόσχευμα, με αποτέλεσμα να καθυστερεί.



Εικόνα 28: Συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα οπισθίων μηριαίων.

Παρά τις διαφορές μεταξύ των δύο παραπάνω τύπων αυτομοσχεύματος, πολλαπλές κλινικές, εμβιομηχανικές και ιστολογικές μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί την τελευταία εικοσαετία δε διαπιστώνουν υπεροχή του ενός ή του άλλου μοσχεύματος σε βάθος χρόνου [88-94].

Αλλομοσχεύματα:

Η χρήση τους τα τελευταία χρόνια έχει περιοριστεί σε επεμβάσεις αναθεώρησης συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ με αυτομοσχεύματα, ή σε επεμβάσεις πολλαπλών συνδεσμικών κακώσεων, κυρίως λόγω της καθυστερημένης επούλωσης (2,5-3,5 έτη) που παρουσιάζουν αλλά και του αυξημένου κινδύνου ανοσολογικών αντιδράσεων ή φλεγμονής [8]. Επίσης μειονεκτούν σε σχέση με τα αυτομοσχεύματα ως προς την πιθανότητα μετάδοσης μολυσματικών ασθενειών από το δότη, αλλά και ως προς το αυξημένο κόστος χρήσης τους. Πλεονεκτούν όμως ως προς το μικρότερο διεγχειρητικό χρόνο, και το καλύτερο αισθητικό αποτέλεσμα που προσφέρει η χρησιμοποίησή τους (απουσία ουλής από τη λήψη αυτομοσχεύματος).

Συνθετικά μοσχεύματα:

Αποτελούνται από πολυτετραφλουοροαιθυλένιο, πολυπροπυλένιο ή ίνες άνθρακα. Χρησιμοποιούνται γενικά πολύ πιο σπάνια λόγω της μικρότερης αντοχής τους σε σχέση με τα αυτομοσχεύματα [8].

ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ

ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΜΟΝΗΣ ΔΕΣΜΙΔΑΣ (Single-Bundle)

Στοχεύει στην αποκατάσταση κυρίως της λειτουργίας της πρόσθιας-έσω (AM) δεσμίδας του ΠΧΣ, που όπως ειπώθηκε, είναι υπεύθυνη για τη σταθεροποίηση του γόνατος ως προς τον προσθιοπίσθιο-οβελιαίο άξονα. Λόγω της ανεπάρκειας της επέμβασης να αποκαταστήσει την οπίσθια-έξω δεσμίδα (PL) του ΠΧΣ, που είναι υπεύθυνη για τη στροφική σταθερότητα του γόνατος [95, 96], αναπτύχθηκαν κατά καιρούς τροποποιήσεις βελτίωσης της τεχνικής ανακατασκευής [97], που περιελάμβαναν τοποθέτηση του μοσχεύματος στο μηριαίο οστό στη 10^η αντί της 11^{ης} ανατομικής ώρας [20, 98, 99], τοποθέτηση της κνημιαίας πρόσφυσης του σε ελαφρά έξω στροφή ώστε να προσομοιάζει τη φυσιολογική ανατομία του ΠΧΣ [100], αλλά και διατήρηση των υπολειπόμενων ινών του κομμένου φυσιολογικού ΠΧΣ και τοποθέτηση του μοσχεύματος κατά τέτοιο τρόπο ώστε οι ίνες του φυσιολογικού χιαστού να περιβάλουν το μόσχευμα σαν «παντελόνη» (λόγω διατήρησης των μηχανοϋποδοχέων τάσης που βελτιώνουν τη μετεγχειρητική ιδιοδεκτικότητα του μοσχεύματος) [101].

ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΔΙΠΛΗΣ ΔΕΣΜΙΔΑΣ (Double Bundle)

Η ύπαρξη του διακριτού ρόλου των δύο δεσμίδων του ΠΧΣ σε συνδυασμό με την αδυναμία αποκατάστασης της κνημιαίας στροφής, λόγω μη ανατομικής ανακατασκευής της PL δεσμίδας με τη χρήση μοσχεύματος μονής δεσμίδας, οδήγησαν στην ανάπτυξη της περισσότερο ανατομικής ανακατασκευής του ΠΧΣ με μόσχευμα διπλής δεσμίδας

προκειμένου να επιτευχθεί καλύτερη σταθερότητα στην άρθρωση του γόνατος [21-22, 25-26, 31]. Οι τεχνικές δυσκολίες της επέμβασης, οι μετεγχειρητικές επιπλοκές της και τα κλινικά αποτελέσματα από διάφορες έρευνες, έδειξαν ότι η τεχνική χρήσης μοσχεύματος διπλής δεσμίδας δεν υπερτερεί έναντι αυτής με τη χρήση μονής δεσμίδας [102-104].

Δ. ΝΑΡΘΗΚΕΣ ΓΟΝΑΤΟΣ

Οι νάρθηκες γόνατος χρησιμοποιήθηκαν ευρέως τις δεκαετίες του '80 και του '90 ως μέρος της θεραπευτικής αντιμετώπισης της ρήξης του ΠΧΣ τόσο πριν όσο και μετά από χειρουργική θεραπεία [80]. Παρά όμως τα αρχικά ενθαρρυντικά αποτελέσματα από τη χρήση τους, την τελευταία δεκαετία μια σειρά από κλινικές και εμβιομηχανικές μελέτες αμφισβήτησαν το ρόλο και την αξία τους στην προστασία του γόνατος, ιδιαίτερα μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, επισημαίνοντας ότι το όφελος από τη χρήση τους είναι μάλλον περιορισμένο κατά την εκτέλεση δυναμικών δραστηριοτήτων [74, 105-107]. Στον περιορισμό του ρόλου τους, συνετέλεσε και η απόδοση στη χρησιμοποίησή τους μετεγχειρητικών προβλημάτων όπως η μυϊκή ατροφία των οπισθίων μηριαίων ή η έως ένα βαθμό αρθροϊνωση του γόνατος [107].

Σύμφωνα με την Αμερικανική Ακαδημία Ορθοπαιδικής Χειρουργικής και Αθλητιατρικής οι νάρθηκες γόνατος διακρίνονται σε 4 κατηγορίες [108-111]:

- Η 1^η κατηγορία περιλαμβάνει τους επιγονατιδομηριαίους νάρθηκες (patellofemoral braces). Οι νάρθηκες αυτοί είναι κατασκευασμένοι από νεοπρένιο, εμφανίζουν μεγάλη ελαστικότητα και είναι σχεδιασμένοι κατά τέτοιο τρόπο ώστε να αποτρέπουν την έκκεντρη παρεκτόπιση της επιγονατίδας, μειώνοντας έτσι τον πρόσθιο επιγονατιδομηριαίο πόνο κατά τη διάρκεια στατικών ή δυναμικών δραστηριοτήτων (Εικόνα 29). Χρησιμοποιούνται κυρίως σε σύνδρομο πρόσθιου επιγονατιδομηριαίου πόνου, καθώς και σε άτομα με χαλαρή επιγονατίδα ή ιστορικό αστάθειάς της (υπεξάρθρημα ή εξάρθρημα) αποτρέποντας την προς τα έξω μετατόπισή της [112-113]. Θεωρούνται όμως ανεπαρκείς στην προστασία του γόνατος από τραυματισμούς.



Εικόνα 29: Επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας γόνατος

- Στη 2^η κατηγορία ανήκουν οι προφυλακτικοί νάρθηκες (prophylactic braces) οι οποίοι είναι κατασκευασμένοι από νεοπρένιο και ενισχύονται στα πλάγια από δύο μεταλλικές λωρίδες που επιτρέπουν την κίνηση του γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο αλλά την περιορίζουν σημαντικά στο μετωπιαίο (Εικόνα 30). Θεωρείται ότι μειώνουν τη σοβαρότητα των τραυματισμών του υγιούς γόνατος σε αθλήματα επαφής, προστατεύοντας κυρίως τους πλαγίους συνδέσμους από δυνάμεις ραιβότητας ή βλαισότητας ιδιαίτερα όταν το γόνατο είναι σε πλήρη ή σχεδόν πλήρη έκταση, και δευτερευόντως τον ΠΧΣ από διατμητικές ή στροφικές δυνάμεις [114-116]. Η χρήση τους μειονεκτεί στο ότι περιορίζει τις αθλητικές επιδόσεις, κυρίως αθλητών με ταχύτητα ή εκρηκτικότητα, με αποτέλεσμα να αποφεύγεται η χρήση τους σε αθλητές υψηλού επιπέδου.



Εικόνα 30: Προφυλακτικός νάρθηκας γόνατος

- Οι λειτουργικοί νάρθηκες (functional braces) αποτελούν την 3^η κατηγορία των νάρθηκων γόνατος (Εικόνα 31). Είναι φτιαγμένοι από συνδυασμό νεοπρενίου, πλαστικών και μεταλλικών στοιχείων ενώ παρέχουν πολυαξονική στήριξη μέσω μάντων-λωρίδων που ασφαλίζουν τόσο στην κνήμη όσο και στο μηρό επιτρέποντας περιορισμένη μόνο κίνηση της άρθρωσης του γόνατος στο οβελιαίο αλλά και το μετωπιαίο επίπεδο (απλοί νάρθηκες εκτάσεως). Θεωρείται ότι παρέχουν σταθερότητα σε ασταθή γόνατα, ιδιαίτερα μετά από ρήξη ΠΧΣ ή μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ (κυρίως στην αρχική και μέση φάση αποκατάστασης), καθώς και κατά τη διαδικασία επούλωσης μετά από ρήξη των πλαγίων συνδέσμων [106, 117-118].



Εικόνα 31: Λειτουργικός νάρθηκας γόνατος

- Τέλος στην 4^η κατηγορία υπάγονται οι νάρθηκες αποκατάστασης (rehabilitative braces) οι οποίοι είναι παρεμφερείς κατασκευαστικά με τους λειτουργικούς νάρθηκες με τη διαφορά ότι το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος ρυθμίζεται με ειδικό γωνιόμετρο αλλά και ότι αποτελούνται από περισσότερους ιμάντες-λωρίδες (straps) σε σχέση με τους λειτουργικούς νάρθηκες (Εικόνα 32). Οι νάρθηκες αυτοί επιτρέπουν κίνηση της άρθρωσης μέσα σε ένα συγκεκριμένο ελεγχόμενο εύρος κίνησης και χρησιμοποιούνται είτε σε ασθενείς που έχουν υποστεί ρήξη ΠΧΣ, είτε σε ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ για προστασία του μοσχεύματος από υπερβολική διάτασή του, λόγω πλήρους φόρτισης του σκέλους, στην αρχική όμως μόνο φάση αποκατάστασης (3^η-6^η μετεγχειρητική εβδομάδα) [110, 112]. Μειονέκτημά τους αποτελεί το σχετικά υψηλό κόστος αγοράς τους.



Εικόνα 32: Νάρθηκας αποκατάστασης που περιλαμβάνει γωνιόμετρο

Ο ακριβής μηχανισμός με τον οποίο οι νάρθηκες γόνατος επιδρούν πάνω στην εμβιομηχανική λειτουργία της άρθρωσης του γόνατος δεν έχει εξακριβωθεί πλήρως. Πολλοί ερευνητές θεωρούν πως οι νάρθηκες γόνατος επηρεάζουν την ιδιοδεκτικότητα, δηλαδή την αντίληψη της θέσης του σώματος, εν προκειμένω του σκέλους, στο χώρο, που επιτυγχάνεται μέσω μηχανοϋποδοχέων οι οποίοι βρίσκονται στους μυς, στο δέρμα, στην αρθρική κοιλότητα ή ακόμη και στον ίδιο τον ΠΧΣ. Ενδεχομένως η νάρθηκοποίηση βελτιώνει την ιδιοδεκτικότητα επιδρώντας στις αισθητικές νευρικές ίνες του κεντρικού νευρικού συστήματος, μετριάζοντας τοιουτοτρόπως την υπερβολική δράση των οπισθίων μηριαίων και του τετρακεφάλου [105, 127-129].

Από την άλλη μεριά, δεν μπορεί να αγνοηθεί μια σειρά ερευνών [77, 130] που θεωρούν ότι οι νάρθηκες γόνατος δρουν σαν μηχανικό εμπόδιο στην κίνηση του γόνατος προκαλώντας μηχανικό περιορισμό των εμβιομηχανικών κινηματικών παραμέτρων της άρθρωσης του γόνατος, όπως η πρόσθια κνημιαία ολίσθηση και η κνημιαία στροφή οι οποίες και αποτελούν το αντικείμενο μελέτης της συγκεκριμένης διδακτορικής διατριβής.

Ανεξάρτητα πάντως από τον τρόπο δράσης τους, οι νάρθηκες γόνατος φαίνεται πως βελτιώνουν τις κινηματικές παραμέτρους σε γόνατα με ρήξη ΠΧΣ ή μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, μειώνοντας την υπερβολική πρόσθια ολίσθηση της κνήμης επί του μηρού κάτω από στατικές ή χαμηλής έντασης δυνάμεις διάτμησης και στροφής, αλλά μάλλον αποτυγχάνουν να προστατέψουν το γόνατο από δυνάμεις υψηλής έντασης ή δυνάμεις που εφαρμόζονται στο γόνατο κατά απρόβλεπτο τρόπο [74-77, 108, 119-124].

Όσον αφορά την αποτελεσματικότητά τους ως προς τον περιορισμό της κνημιαίας στροφής, έχει βρεθεί ότι η χρήση, λειτουργικών κυρίως νάρθκων γόνατος, επιτυγχάνει μείωση του εύρους περιστροφής της κνήμης σε μικρής ή μέτριας έντασης δραστηριότητες μετά από ρήξη ΠΧΣ ή συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ [125, 126], αλλά κάτω από αυξημένης έντασης δραστηριότητες δε φαίνεται να επιτυγχάνονται παρόμοια αποτελέσματα [74, 75, 108].

E. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΠΧΣ

Εμβιομηχανική είναι η επιστήμη που ασχολείται με την εφαρμογή των αρχών της μηχανικής πάνω σε ζώντες οργανισμούς και δη στον άνθρωπο. Ως επί το πλείστον, μελετά το πως εφαρμόζονται οι δυνάμεις στο ανθρώπινο μυοσκελετικό σύστημα κατά την εκτέλεση των διάφορων κινήσεων όπως π.χ. κατά τη βάρδια.

Οι εμβιομηχανικές μελέτες χωρίζονται σε 4 βασικές κατηγορίες:

1. In-vivo (πραγματοποιούνται σε ζωντανούς οργανισμούς π.χ. οι κλινικές δοκιμές)
2. In-vitro (γίνονται σε μη ζωντανούς οργανισμούς αλλά σε συνθήκες που προσεγγίζουν τις πραγματικές)
3. In-situ (μεταξύ in vivo και in vitro)
4. Ex-vivo (σε ζώντες ιστούς αλλά σε τεχνητό περιβάλλον)

1. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

Η άρθρωση του γόνατος εμφανίζει 6 βαθμούς ελευθερίας, 3 μετατόπισης και 3 στροφής. Οι κινήσεις που πραγματοποιούνται είναι κυρίως κάμψη-έκταση, έξω-έσω στροφή και λιγότερο ραιβότητα-βλαισότητα και πρόσθια-οπίσθια μετατόπιση.

Κατά την κάμψη:

Το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης μετατοπίζεται προς τα πίσω ενώ το μηριαίο ολισθαίνει ελαφρώς προς τα πίσω σε σχέση με την κνήμη (roll back) [8]. Περισσότερο ολισθαίνει ο έσω μηριαίος κόνδυλος με αποτέλεσμα την πρόκληση έξω στροφής στην κνήμη (screw home mechanism). Η παρουσία του ΠΧΣ εξασφαλίζει την εναρμόνιση της κίνησης των 2 μηριαίων κονδύλων [131].

2. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΠΧΣ

Όπως ειπώθηκε και παραπάνω, κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάδισης ο ΠΧΣ εμφανίζει άλλοτε χαλάρωση και άλλοτε τάση. Όταν το γόνατο είναι σε έκταση, η οπίσθια-έξω (PL) δεσμίδα του είναι σε τάση ενώ η πρόσθια-έσω (AM) είναι χαλαρή. Το αντίθετο συμβαίνει κατά την κάμψη του γόνατος με την AM δεσμίδα να είναι σε τάση και την PL να βρίσκεται σε χάλαση. Ο ρόλος λοιπόν του ΠΧΣ συνοψίζεται στον έλεγχο, κατά κύριο λόγο, της πρόσθιας ολίσθησης της κνήμης επί του μηρού (κυρίως μέσω της AM δεσμίδας σε κάμψη και μέσω της PL δεσμίδας σε έκταση) αλλά και της κνημιαίας στροφής (κυρίως μέσω της PL δεσμίδας) [28].

Αναφορικά με την πρόσθια ολίσθηση, in-vitro έρευνες έδειξαν ότι όταν το γόνατο δέχεται πρόσθια φορτία, οι μεγαλύτερες δυνάμεις αναπτύσσονται στον ΠΧΣ μεταξύ 0° και 30° κάμψης ενώ οι μικρότερες μεταξύ 60° και 90° [30, 132]. Επίσης βρέθηκε ότι ο ΠΧΣ αντιστέκεται στο 70-75% των δυνάμεων που εφαρμόζονται κατά την πρόσθια συρταροειδή δοκιμασία και μάλιστα το ποσοστό αυτό φτάνει και το 85% όταν το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη 30° ή 90° [132]. Παράλληλα έρευνες σε πτωματικά παρασκευάσματα έδειξαν ότι μετά από ρήξη ΠΧΣ, η προσθιοπίσθια παρεκτόπιση της κνήμης φτάνει κατά μέσο όρο τα 6,5-7 mm [27, 79].

Σχετικά με τη στροφική δράση του ΠΧΣ έχει βρεθεί in vitro, ότι τόσο η AM όσο και η PL δεσμίδα συνεισφέρουν παρόμοια στη στροφική σταθερότητα του γόνατος σε μικρές γωνίες κάμψης 15-30°. Σε μεγαλύτερες όμως γωνίες κάμψης (>45°) αλλά και σε πλήρη έκταση του γόνατος, η PL δεσμίδα είναι αυτή που ελέγχει κυρίως τη στροφική σταθερότητα με το ρόλο της AM δεσμίδας να περιορίζεται σημαντικά [32]. Γενικότερα, φαίνεται ότι η αξονική στροφή του ΠΧΣ αυξάνει καθώς αυξάνεται και η γωνία κάμψης του γόνατος. Έτσι σε πλήρη έκταση του γόνατος, ο ΠΧΣ βρίσκεται σε έσω στροφή περίπου 10°. Σε κάμψη 30°, η έσω στροφή αυξάνεται στις περίπου 20°, ενώ στις 60° και

90° κάμψης του γόνατος, ο ΠΧΣ εμφανίζει 35° και 40° έσω στροφή, αντίστοιχα [133, 134].

Επιπρόσθετα, in-vivo έρευνες έδειξαν πως ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ εμφανίζουν διαφορετική στροφική κινηματική σε σύγκριση με υγιή άτομα. Πιο συγκεκριμένα τα άτομα με ρήξη ΠΧΣ παρουσιάζουν αυξημένη έσω στροφή του γόνατος κατά τη μετάβαση από τη φάση αιώρησης στην αρχική φάση στήριξης (πρόσκρουση πτέρνας) η οποία διατηρείται και κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης [135, 136]. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον όμως έχει το γεγονός ότι εμβιομηχανικές μελέτες που πραγματοποιήθηκαν σε συνθήκες εφαρμογής αυξημένων φορτίων στο γόνατο, ανέδειξαν πως η αυξημένη αυτή έσω στροφή, δεν αποκαθίσταται στις φυσιολογικές τιμές της μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα μονής δεσμίδας [95, 137].

ΣΤ. ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

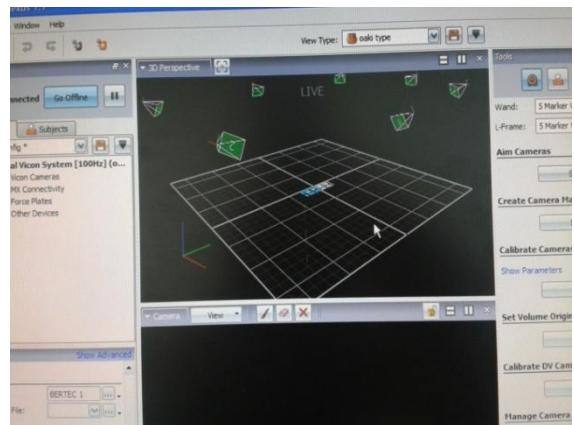
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ-ΙΣΤΟΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

Στα μέσα της δεκαετίας του `50, ο Καθηγητής Ορθοπαιδικής στο Πανεπιστήμιο του Σαν Φραντσίσκο των ΗΠΑ, Vern Inman, ίδρυσε το πρώτο εργαστήριο εμβιομηχανικής εφαρμόζοντας ουσιαστικά στην πράξη τις μέχρι τότε θεωρητικές γνώσεις πάνω στη βάδιση. Στο εργαστήριο αυτό έγινε η πρώτη in-vivo προσπάθεια ανάλυσης της ανθρώπινης κίνησης, με τη βοήθεια οστικών βελονών που τοποθετούνταν στην πύελο, το μηριαίο οστό και την κνήμη υγιών ατόμων, με σκοπό να μελετηθεί η κίνηση της πυέλου και των κάτω άκρων. Καθώς οι ασθενείς βάδιζαν οι κινήσεις τους καταγράφονταν με φωτογραφικές μηχανές στο οβελιαίο (από πλάγια), το μετωπιαίο (από μπροστά) αλλά και το εγκάρσιο (από πάνω) επίπεδο. Η ανάλυση των δεδομένων έδινε το εύρος στροφής των διάφορων κινήσεων [138, 139].

Στις αρχές της δεκαετίας του `70 οι φωτογραφικές μηχανές αντικαταστάθηκαν από κάμερες, ενώ στα τέλη της δεκαετίας του `80, εμφανίστηκαν τα οπτοηλεκτρονικά συστήματα ανάλυσης βάδισης όπου ανακλαστήρες ή φωτεινές πηγές τοποθετούνται πάνω σε συγκεκριμένα σημεία στο ανθρώπινο σώμα σύμφωνα με καθορισμένο μαθηματικό ή εμβιομηχανικό μοντέλο. Οι κινήσεις των ανακλαστήρων αυτών καταγράφονταν σε τριδιάστατο σύστημα αξόνων από τις κάμερες του οπτοηλεκτρονικού συστήματος. Η ανάλυση όμως των δεδομένων ήταν αρκετά χρονοβόρα, μια και απαιτούσε την εκτέλεση πολύπλοκων μαθηματικών υπολογισμών ενώ και το κόστος αγοράς, λειτουργίας αλλά και συντήρησης των συστημάτων αυτών ήταν υψηλό [140]. Εντούτοις, την τελευταία εικοσαετία, τα συστήματα αυτά εξελίχθηκαν σε τέτοιο βαθμό που ελαχιστοποιήθηκε τόσο το κόστος τους, όσο και ο χρόνος καταγραφής και επεξεργασίας των δεδομένων, καθιστώντας τα πολύ πιο εύχρηστα εργαλεία για την εμβιομηχανική ανάλυση κινήσεων και προτύπων βάδισης.

2. ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η ανάλυση βάδισης αναλύει δυναμικά τη βάδιση και υπολογίζει κινηματικές παραμέτρους (Εικόνα 33). Δίνει πληροφορίες ανάλογα με την προς μελέτη άρθρωση και το κινηματικό μοντέλο του εξεταζόμενου ατόμου. Με βάση αυτές τις πληροφορίες μπορεί να αξιολογηθεί η πορεία ασθενών μετά από χειρουργικές επεμβάσεις όπως η ολική αρθροπλαστική γόνατος ή ισχίου, η συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και οι τενοντομεταφορές σε εγκεφαλική παράλυση. Μπορεί επίσης να εκτιμηθεί η πορεία της νόσου και η ανταπόκριση στη φαρμακευτική αγωγή σε ασθενείς με ποικίλες νευρολογικές διαταραχές, όπως το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο, η νόσος του Parkinson ή η σκλήρυνση κατά πλάκας [141, 142]. Έτσι σε περιπτώσεις αναγνώρισης μη φυσιολογικών προτύπων βάδισης μπορεί ο κλινικός ιατρός να προχωρήσει είτε σε αλλαγή της θεραπευτικής αντιμετώπισης του ασθενούς, είτε σε επανασχεδιασμό νέας χειρουργικής επέμβασης, είτε σε εφαρμογή προγραμμάτων αποκατάστασης ανάλογα με την περίπτωση.



Εικόνα 33: Σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης βάδισης 8 καμερών.

3. ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΤΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Βάδιση είναι ο συνδυασμός των κινήσεων των άκρων κυρίως και λιγότερο του κορμού που εξασφαλίζει την επιθυμητή αλλαγή της θέσεως του σώματος στο χώρο με το μικρότερο δυνατό ενεργειακό κόστος. Η μελέτη της ανάλυσης βάδισης περιλαμβάνει την αξιολόγηση των κινητικών, των κινηματικών, των ηλεκτρομυογραφικών αλλά και των χωροχρονικών παραμέτρων.

Η κινητική (kinetics) αναφέρεται στις παραμέτρους που χαρακτηρίζουν τις δυνάμεις που προκαλούν την κίνηση, όπως οι δυνάμεις των τενόντων ή των συνδέσμων και η δύναμη αντίδρασης του εδάφους, αλλά και τις αντίστοιχες ροπές τους. Η κινηματική (kinematics) αντίθετα, αναφέρεται στις παραμέτρους εκείνες που χρησιμοποιούνται για την περιγραφή της κίνησης του σώματος χωρίς να υπάρχει αναφορά στις δυνάμεις ή τις ροπές που προκαλούν την κίνηση των αρθρώσεων, όπως είναι για παράδειγμα η ταχύτητα, η επιτάχυνση, η ευθύγραμμη μετατόπιση και η γωνιακή μετατόπιση. Η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα (EMG) είναι η ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών κατά την εκτέλεση των διάφορων κινήσεων.

Οι χωροχρονικές παράμετροι εκφράζουν φυσικά μεγέθη που σχετίζονται με τη μετατόπιση του σώματος αλλά και το χρόνο. Τέτοιες είναι η ταχύτητα βάδισης, ο ρυθμός βάδισης, αλλά και ο κύκλος βάδισης (gait cycle). Η ταχύτητα βάδισης ορίζεται ως το διάστημα που διανύει ο βαδιστής στη μονάδα του χρόνου. Ως ρυθμός βάδισης ορίζεται ο αριθμός των βημάτων που διανύει ο βαδιστής στη μονάδα του χρόνου. Κύκλος βάδισης είναι το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την πρώτη επαφή του άκρου ποδός με το έδαφος μέχρι την αμέσως επόμενη επαφή του ίδιου άκρου ποδός.

Για την ευκολότερη καταγραφή των παραπάνω παραμέτρων η βάδιση υποδιαιρείται σε δύο επιμέρους χρονικές φάσεις:

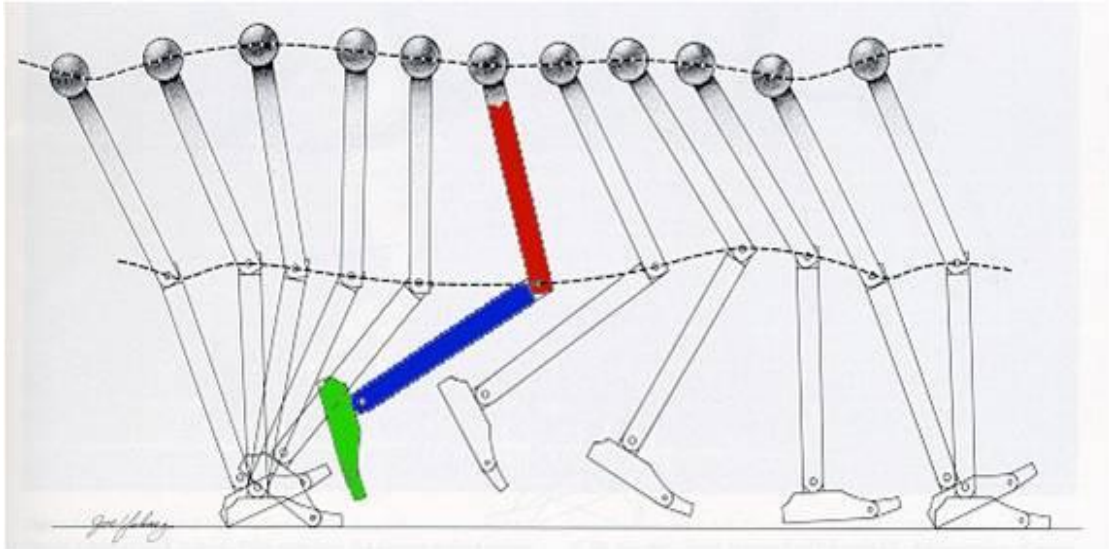
- τη *φάση στήριξης*, κατά την οποία το άκρο πόδι βρίσκεται συνέχεια σε επαφή με το έδαφος και
- τη *φάση αιώρησης*, όπου το άκρο πόδι βρίσκεται σε αιώρηση (δεν έρχεται σε επαφή με το έδαφος)

Με τη συνηθισμένη ταχύτητα βάδισης του ανθρώπου (περίπου 4-5 km/h) οι δύο αυτές φάσεις είναι δυνατόν να αλληλοκαλύπτονται με αποτέλεσμα να υπάρχουν χρονικές στιγμές όπου και οι δύο άκροι πόδες βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος. Στην περίπτωση αυτή μιλάμε για τη διποδική στήριξη (Εικόνα 34).



Εικόνα 34: Ο κύκλος βάδισης αποτελείται από δύο βήματα (ένα για κάθε σκέλος). Κάθε βήμα αποτελείται από δύο φάσεις, τη φάση στήριξης και τη φάση αιώρησης.

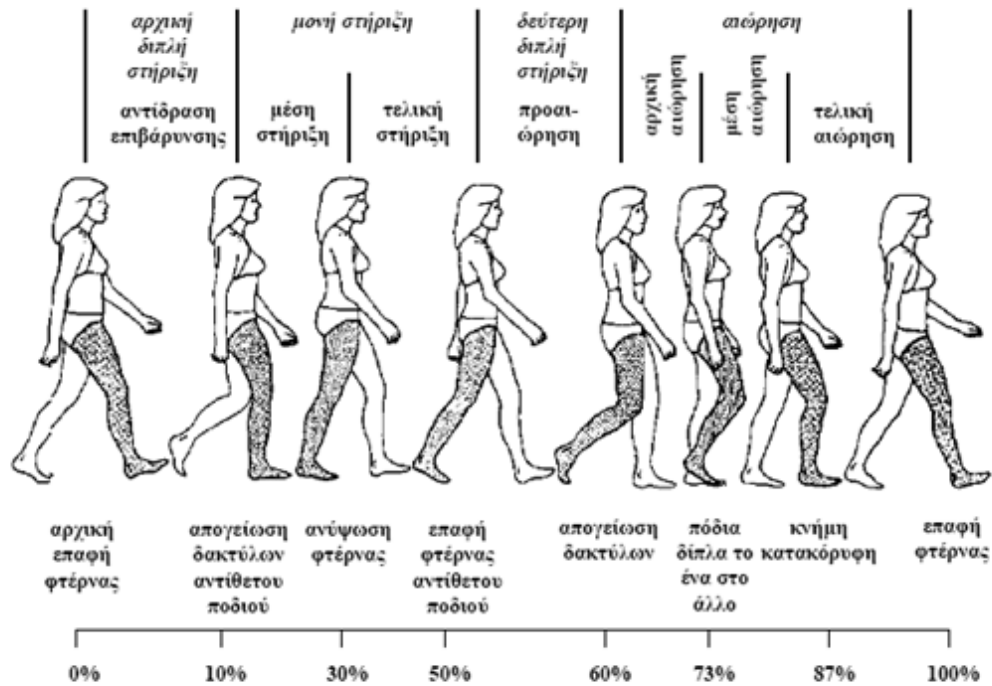
Ως 0% του κύκλου βάδισης ορίζεται η πρόσκρουση της πτέρνας στο έδαφος, ενώ ως 100% ορίζεται η αμέσως επόμενη πρόσκρουση στο έδαφος της πτέρνας του ίδιου άκρου ποδός. Σε φυσιολογικά άτομα η φάση στήριξης διαρκεί περίπου το 60% του κύκλου βάδισης ενώ η φάση αιώρησης το υπόλοιπο 40% αυτού. Διποδική στήριξη παρατηρείται δύο φορές κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης, μεταξύ 0-10% και μεταξύ 50-60% του κύκλου. Μονοποδική στήριξη παρατηρείται μεταξύ 20-50% και 60-100% του κύκλου. Φυσιολογικά, η φάση στήριξης του ενός σκέλους είναι ίση σε διάρκεια με τη φάση αιώρησης του έτερου σκέλους (Εικόνα 35).



Εικόνα 35: Οι διαδοχικές στιγμές κίνησης ενός σκέλους σε έναν κύκλο βάρδισης.

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον έχει το γεγονός ότι τόσο η φάση στήριξης όσο και η φάση αιώρησης υποδιαιρούνται σε επιμέρους φάσεις που είναι οι εξής (Εικόνα 36):

1. Έναρξη επαφής του ενός σκέλους με πρόσκρουση της πτέρνας (Heel strike-Initial contact) [0% του κύκλου βάρδισης].
2. Το πέλμα έρχεται σε πλήρη επαφή με το έδαφος, ενώ ξεκινά η άρση του μεγάλου δακτύλου του αντίθετου σκέλους (Opposite toe off) [0-10% του κύκλου].
3. Ακολουθεί μεσοστήριξη και εν συνεχεία άρση πτέρνας (Heel rise) [10-50% του κύκλου].
4. Τελική στήριξη και αρχική επαφή του άλλου σκέλους (Opposite initial contact) [50-60% του κύκλου].
5. Προαιώρηση και άρση δακτύλου (Toe off) [60-73% του κύκλου].
6. Φάση αρχικής αιώρησης - μεσαιώρησης (Feet adjacent) [73-87% του κύκλου].
7. Φάση τελικής αιώρησης (Tibia vertical) [87-100% του κύκλου].



Εικόνα 36: Αναλυτική απεικόνιση ενός κύκλου βάρδισης. (Αναπαραγωγή από: *Human Walking*, Rose J and Gamble JG, Williams & Wilkins, 1994, Baltimore USA [143]).

Τέλος, μικρότερης σημασίας παράμετροι που μπορεί να εκτιμήσει η ανάλυση βάρδισης αποτελούν:

Το *μήκος πλήρους βήματος*, που εκφράζει την απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών θέσεων του ίδιου άκρου ποδός.

Το *μήκος απλού βήματος*, που αποτελεί την απόσταση μεταξύ της θέσης του ενός άκρου ποδός και της αντίστοιχης του άλλου.

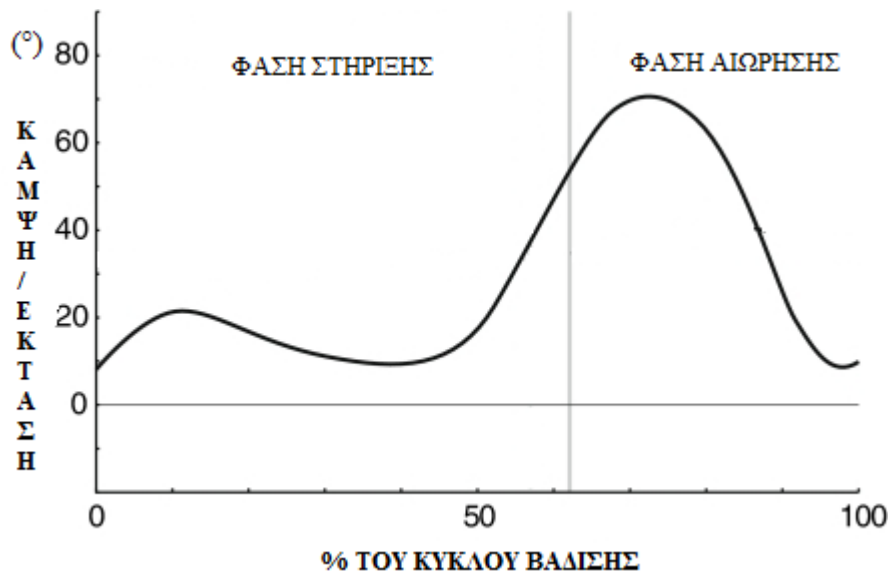
Το *πλάτος βήματος*, που είναι η απόσταση μεταξύ των δύο άκρων ποδών (Stride width).

4. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ-ΚΥΚΛΟΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Κάμψη-έκταση

Κατά την πρόσκρουση της πτέρνας στο έδαφος, το γόνατο βρίσκεται σε πλήρη έκταση. Ακολουθεί η αποδοχή του βάρους (loading response) όπου το σκέλος φορτίζεται πλήρως από το σωματικό βάρος. Η ροπή που παράγεται στο γόνατο από το βάρος του σώματος απορροφάται με το γόνατο σε κάμψη περίπου 10-20°, από την ελεγχόμενη έκκεντρη σύσπαση του τετρακεφάλου ώστε να απορροφηθεί η ενέργεια της πρόσκρουσης (shock absorption). Κατά τη μεσοστήριξη το γόνατο εκτείνεται, ενώ το άνυσμα της αντίδρασης του εδάφους περνά μπροστά από τον άξονα κάμψης-έκτασης του γόνατος, δημιουργώντας ροπή παθητικής έκτασης. Κατά τη φάση της τελικής στήριξης το γόνατο έρχεται αρχικά σε πλήρη σχεδόν έκταση και εν συνεχεία αρχίζει να κάμπτεται από τη συνεργική δράση του γαστροκνημίου, του υποκνημιδίου αλλά και των καμπτήρων μυών του ισχίου.

Στην αρχή της φάσης αιώρησης το γόνατο συνεχίζει να κάμπτεται. Η μέγιστη κάμψη εμφανίζεται στη μέση αιώρηση, πράγμα που οδηγεί σε βράχυνση του σκέλους διευκολύνοντας την ελεύθερη αιώρησή του. Στη συνέχεια το γόνατο αρχίζει να εκτείνεται υπό τον έλεγχο της έκκεντρης σύσπασης των οπισθίων μηριαίων φθάνοντας σε πλήρη έκταση για την επόμενη πρόσκρουση της πτέρνας στο έδαφος. Η καμπύλη κάμψης-έκτασης του γόνατος είναι δικόρυφη κατά τη διάρκεια ενός φυσιολογικού κύκλου βάδισης (Εικόνα 37). Η πρώτη κορυφή αντιστοιχεί στην αρχή της φάσης στήριξης, όπου το γόνατο κάμπτεται κατά 10-20°, ενώ η δεύτερη, που είναι υψηλότερη, αρχίζει στο τέλος της φάσης στήριξης και φθάνει στο μέγιστο ύψος της στη μέση αιώρηση του σκέλους.



Εικόνα 37: Καμπύλη κάμψης-έκτασης του γόνατος κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάδισης.

Προσαγωγή-απαγωγή

Η κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο είναι σχετικά μικρή κατά τη διάρκεια της βάδισης με αποτέλεσμα να μην είναι δυνατό να καταγραφούν με αξιόπιστο τρόπο οι κινηματικές παράμετροι προσαγωγής-απαγωγής της άρθρωσης του γόνατος κατά τη βάδιση, παρά μόνο αν τοποθετηθούν ανακλαστικές καταγραφές κίνησης κατευθείαν πάνω στα οστά και όχι στο δέρμα. Κι αυτό γιατί εξαιτίας της υποκείμενης κίνησης των οστών σε σχέση με το δέρμα, η πιθανότητα σφάλματος στην καταγραφή πολύ μικρών ευρών κίνησης ($1-3^\circ$) όπως στην προκείμενη περίπτωση προσαγωγής-απαγωγής, είναι ιδιαίτερα μεγάλη, εν αντιθέσει με τη μέτρηση κάμψης-έκτασης στο οβελιαίο επίπεδο όπου το εύρος κίνησης είναι πολύ μεγαλύτερο και η πιθανότητα σφάλματος εξαιρετικά μικρή [144].

Ο Reinschmidt [144] χρησιμοποιώντας ανακλαστικές που τοποθετούνταν κατευθείαν πάνω στα οστά, αναφέρει ότι δεν παρατήρησε κάποιο συγκεκριμένο μοντέλο

προσαγωγής-απαγωγής στην άρθρωση του γόνατος κατά τη διάρκεια της βάρδισης ενώ το εύρος κίνησης προσαγωγής-απαγωγής δεν ξεπερνούσε τις 5-7°.

Έσω-έξω στροφή

Ο ίδιος ερευνητής [144] διαπίστωσε, με τη χρήση οστικών ανακλαστήρων, ότι το εύρος έσω-έξω στροφής του γόνατος κατά τη βάρδιση κυμαίνεται περίπου μεταξύ 8-10°. Η κίνηση αυτή του γόνατος στο εγκάρσιο επίπεδο, και πιο συγκεκριμένα η έσω στροφή, ήταν αυξημένη από τη στιγμή της πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (heel strike) μέχρι περίπου το 25% της φάσης στήριξης.

5. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ-ΚΙΝΗΤΙΚΑ ΠΡΟΤΥΠΑ ΒΑΔΙΣΗΣ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕ ΡΗΞΗ ΠΧΣ

Έχει βρεθεί ότι σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ το κινηματικό μοντέλο βάρδισης τροποποιείται τόσο κατά τη διάρκεια ήπιας έντασης δραστηριοτήτων όπως η βάρδιση, όσο και κατά την εκτέλεση μέτριας ή υψηλής έντασης δραστηριοτήτων όπως το τρέξιμο ή το κατέβασμα σκάλας αντίστοιχα. Αυτό έχει αποδοθεί στην προσπάθεια του σώματος να προστατέψει ενδεχομένως την άρθρωση του γόνατος από επεισόδια αστάθειας [145-148].

ΟΒΕΛΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ

Πρότυπο βάρδισης με αποφυγή σύσπασης τετρακεφάλου (quadriceps avoidance gait)

Η σημαντικότερη προσαρμογή της κινηματικής-κινητικής βάρδισης των ασθενών με ρήξη ΠΧΣ είναι η βάρδιση με αποφυγή σύσπασης τετρακεφάλου [149]. Όπως ειπώθηκε προηγουμένως, κατά τη φυσιολογική βάρδιση και κατά την αρχική φάση στήριξης, ο τετρακέφαλος συσπάται για να εξουδετερώσει την καμπτική ροπή στο γόνατο. Στην πλειοψηφία όμως των ασθενών με ρήξη ΠΧΣ παρατηρείται ένα διαφορετικό μοντέλο

βάδισης ώστε να μη χρειάζεται σύσπαση του τετρακεφάλου η οποία ευθύνεται για την πρόσθια ολίσθηση της κνήμης επί του μηρού [150].

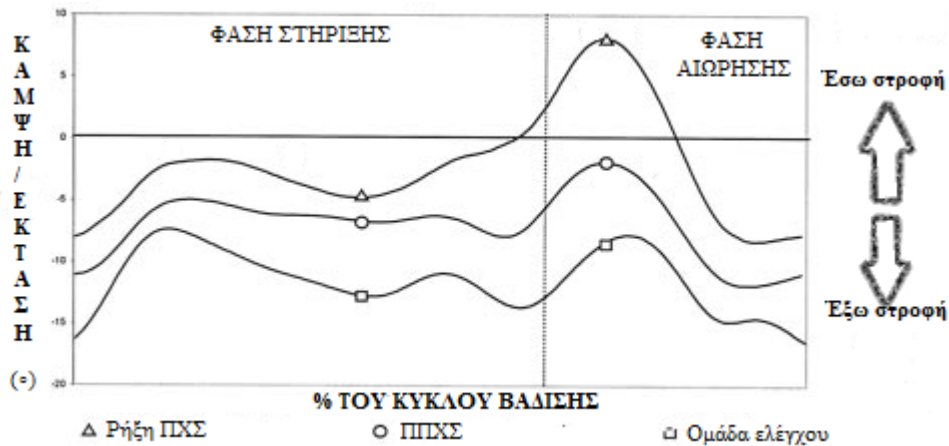
Αυτό φαίνεται να επιτυγχάνεται χάρη στην αύξηση της ροπής έκτασης του γόνατος (ή αλλιώς τη μείωση της ροπής κάμψης) τόσο κατά τη φάση μεσοστήριξης όσο και κατά τη φάση της τελικής στήριξης του σκέλους, με αποτέλεσμα να απαιτείται μικρότερη σύσπαση του τετρακεφάλου [147, 148]. Έτσι μειώνεται η πρόσθια ολίσθηση της κνήμης και το γόνατο αποκτά μεγαλύτερη σταθερότητα.

Πρότυπο βάδισης με ενίσχυση των οπισθίων μηριαίων

Αντίθετα με το ως άνω πρότυπο βάδισης, σε αρκετούς ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ αντί για μείωση παρατηρείται αύξηση της ροπής κάμψης του γόνατος, η οποία αποδίδεται από ορισμένους ερευνητές στην παρατεταμένη ενεργοποίηση των οπισθίων μηριαίων κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης του σκέλους. Πρόκειται πιθανώς για πρότυπο βάδισης με ενίσχυση της δράσης των οπισθίων μηριαίων, χωρίς όμως να επηρεάζεται η δράση του τετρακεφάλου. Με τον τρόπο αυτό η αυξημένη δράση των οπισθίων μηριαίων εξουδετερώνει τη δράση του τετρακεφάλου, μειώνοντας έτσι την πρόσθια ολίσθηση της κνήμης επί του μηρού και βελτιώνοντας τη σταθερότητα του γόνατος [151].

ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ-ΕΓΚΑΡΣΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ

Παρά την εκτενή μελέτη των κινηματικών προτύπων βάδισης σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ στο οβελιαίο επίπεδο (κάμψη-έκταση) λίγες έρευνες υπάρχουν στη διεθνή βιβλιογραφία που μελετούν τα κινηματικά πρότυπα βάδισης ασθενών με ρήξη ΠΧΣ στο μετωπιαίο και το εγκάρσιο επίπεδο. Σύμφωνα με αυτές [135, 152], εμφανίζεται αυξημένη έσω κνημιαία στροφή σε όλη τη διάρκεια του κύκλου βάδισης, σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ, η οποία μάλιστα είναι μεγαλύτερη κατά τη φάση αιώρησης (Εικόνα 38).



Εικόνα 38: Καμπύλες έσω-έξω στροφής της κνήμης κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάδισης, σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ, σε ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ (ΠΠΧΣ) καθώς και σε υγιείς αθλητές. (Αναπαραγωγή από: *Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate deficient and reconstructed knee during walking*, Georgoulis et al, *Am J Sports Med*, 2003, [152]).

Σκοπός της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι να διερευνηθεί πως οι νάρθηκες γόνατος επηρεάζουν τα κινηματικά μοντέλα βάδισης στον εγκάρσιο άξονα (έσω-έξω στροφή) όχι μόνο σε υγιή άτομα, αλλά και σε ασθενείς μετά από ρήξη ή συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1^η ΜΕΛΕΤΗ

A. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος προσφέρει σταθερότητα στην άρθρωση του γόνατος, αποτρέποντας την πρόσθια ολίσθηση της κνήμης επί του μηρού, περιορίζοντας την υπερβολική έσω στροφή της και προφυλάσσοντας το γόνατο από δυνάμεις βλαισότητας ή ραιβότητας [30, 74-77, 130]. Ωστόσο οι τραυματισμοί του ΠΧΣ αποτελούν συχνό φαινόμενο, κυρίως σε αθλητές αθλημάτων επαφής ή έντονης επιτάχυνσης (όπως ποδόσφαιρο, καλαθοσφαίριση, αντισφαίριση κ.α.), με αποτέλεσμα αστάθεια στο γόνατο και διαταραχή της φυσιολογικής κίνησης της άρθρωσης. Συνεπακόλουθα, μειώνεται η δύναμη των μυών του μηρού ενώ παράλληλα τροποποιείται το κινητικό πρότυπο και η κατανομή των δυνάμεων στα κάτω άκρα κατά τη διάρκεια λειτουργικών δραστηριοτήτων.

Προηγηθείσες in-vivo μελέτες έδειξαν ότι ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ εμφάνιζαν αυξημένη περιστροφή κνήμης σε δοκιμασίες χαμηλής έντασης όπως η βάδιση [152, 153]. Η χειρουργική αποκατάσταση της ρήξης ΠΧΣ έχει βρεθεί ότι επαναφέρει το εύρος περιστροφής της κνήμης στα φυσιολογικά επίπεδα σε δοκιμασίες χαμηλής ή μέτριας έντασης [152]. Ωστόσο οι Ristanis et al. βρήκαν ότι το εύρος περιστροφής της κνήμης παραμένει αυξημένο κατά τη διάρκεια δοκιμασιών υψηλής έντασης και δεν αποκαθίσταται μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ [95]. Το υπερβολικό αυτό εύρος περιστροφής της κνήμης θεωρείται ότι μπορεί να επιβαρύνει τους μαλακούς ιστούς προκαλώντας προοδευτικά οστεοαρθρίτιδα στην άρθρωση του γόνατος [66-67, 154-155]. Επομένως η υπερβολική κνημιαία στροφή αποτελεί ένα σημαντικό πρόβλημα που αφορά όχι μόνο τους ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ αλλά και άτομα που έχουν υποβληθεί σε επέμβαση αποκατάστασης ΠΧΣ.

Οι νάρθηκες γόνατος θεωρείται ότι παρέχουν προστασία κατά την εφαρμογή δυνάμεων στο γόνατο [108, 110]. Όπως είπαμε στο γενικό μέρος, σύμφωνα με την Αμερικανική Ακαδημία Ορθοπαιδικής Χειρουργικής και Αθλητιατρικής ταξινομούνται σε 4 κατηγορίες [108-111]:

- Επιγονατιδομηριαίοι νάρθηκες (μειώνουν τον πρόσθιο επιγονατιδομηριαίο πόνο) [112, 113].
- Προφυλακτικοί νάρθηκες (μειώνουν τη σοβαρότητα των τραυματισμών από διατμητικές ή στροφικές δυνάμεις) [114-116].
- Λειτουργικοί νάρθηκες (παρέχουν σταθερότητα μετά από ρήξη ή συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ) [106, 117-118].
- Νάρθηκες αποκατάστασης (επιτρέπουν κίνηση της άρθρωσης μέσα σε ένα συγκεκριμένο ελεγχόμενο εύρος) [110, 112]

Η αποτελεσματικότητά τους όμως ως μέσο πρόληψης ή μείωσης των τραυματισμών είναι ακόμη υπό αμφισβήτηση [74, 108]. Οι νάρθηκες γόνατος φαίνεται να προσφέρουν αποτελεσματική μείωση της πρόσθιας ολίσθησης της κνήμης επί του μηρού κάτω από χαμηλής ή μέτριας έντασης δυνάμεις διάτμησης αλλά μάλλον αποτυγχάνουν να προστατέψουν το γόνατο όταν οι δυνάμεις αυτές γίνονται μεγαλύτερες [74-77, 108, 119-124]. Ειδικότερα, όσον αφορά τις στροφικές δυνάμεις, οι Theoret et al. [126] χρησιμοποιώντας οπτοηλεκτρονικό σύστημα καθώς και ηλεκτρομυογράφο, βρήκαν μείωση του εύρους περιστροφής της κνήμης σε ασθενείς μετά από χρήση λειτουργικού νάρθηκα κατά τη διάρκεια μικρής ή μέτριας έντασης δραστηριοτήτων, όπως το τρέξιμο. Επιπρόσθετα, οι Knutzen et al. [125] με τη βοήθεια ενός ηλεκτρογωνιομέτρου ανακάλυψαν ότι η χρήση λειτουργικού νάρθηκα σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ μείωσε το εύρος περιστροφής της κνήμης σε δραστηριότητες μέτριας ή χαμηλής έντασης [125]. Παρόμοια αποτελέσματα ανέδειξε και η μελέτη των Wojtys et al. [124], που ερεύνησαν

την επίδραση 14 λειτουργικών ναρθήκων σε 6 πτωματικά μέλη (in-vitro). Βρέθηκε ότι οι περισσότεροι από τους νάρθηκες περιορίζαν την υπερβολική στροφή της κνήμης. Σε υψηλής έντασης όμως δραστηριότητες με εφαρμογή στροφικών δυνάμεων στο γόνατο η αποτελεσματικότητα των ναρθήκων θεωρείται αβέβαιη [74, 75, 108].

Σκοπός λοιπόν της μελέτης ήταν να διερευνηθεί εάν οι νάρθηκες γόνατος θα μπορούσαν να μειώσουν αποτελεσματικά την περιστροφή της κνήμης σε υψηλής έντασης δραστηριότητες όπου αναπτύσσονται αυξημένες στροφικές δυνάμεις καθώς και δυνάμεις πρόσθιας ολίσθησης. Εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να περιορίσουν την περιστροφή της κνήμης τότε πιθανόν μπορούν να χρησιμοποιηθούν αποτελεσματικά τόσο σε άτομα που έχουν υποβληθεί σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ όσο και σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ. Ωστόσο, πριν προχωρήσουμε στη διερεύνηση της αποτελεσματικότητας των ναρθήκων σε αυτούς τους ασθενείς, θα πρέπει να αναγνωριστεί το πώς επιδρά η χρήση των ναρθήκων γόνατος σε υγιή άτομα και ειδικότερα σε αθλητές και μάλιστα εάν περιορίζεται η περιστροφή της κνήμης κατά τη διάρκεια υψηλής έντασης δραστηριοτήτων.

Γι' αυτό πραγματοποιήθηκε μια in-vivo έρευνα με τη βοήθεια τρισδιάστατης κινηματικής ανάλυσης βάδισης με στόχο να μελετηθεί η επίδραση των ναρθήκων γόνατος στη στροφική ικανότητα της κνήμης κατά την εκτέλεση δύο δοκιμασιών: (1) κάθοδος σκάλας και ακολούθως απότομη στροφή 90° και (2) προσγείωση μετά από άλμα από πλατφόρμα και κατόπιν απότομη στροφή 90°. Επιλέχθηκαν οι δύο αυτές δοκιμασίες γιατί συνδυάζουν αυξημένα στροφικά και πρόσθια διατμητικά φορτία στην άρθρωση του γόνατος [156]. Υποθέσαμε ότι η χρήση των ναρθήκων του γόνατος θα προκαλούσε μείωση στο εύρος περιστροφής της κνήμης.

B. ΥΛΙΚΟ – ΜΕΘΟΔΟΣ

ΥΛΙΚΟ

Εξεταζόμενο δείγμα

Το εξεταζόμενο δείγμα απαρτίζονταν από 21 σωματικώς ενεργούς, υγιείς, άρρενες αθλητές, (μέσος όρος \pm τυπική απόκλιση) ηλικίας $28,2 \pm 1,4$ [22-34 έτη], μάζας $77,3 \pm 6,2$ [62-96 kgr], ύψους $1,78 \pm 0,3$ [1,66-1,91 m] χωρίς ιστορικό μυοσκελετικών ή νευρολογικών παθήσεων, οι οποίοι δεν είχαν προηγηθείσα εμπειρία χρησιμοποίησης νάρθηκα. Τα κριτήρια αποκλεισμού περιελάμβαναν ιστορικό μηνισκικών ή συνδεσμικών κακώσεων, χόνδρινων βλαβών, ρήξης προσθίου χιαστού συνδέσμου, συμπτωματικού πόνου προσθίου διαμερίσματος κνήμης ή οποιαδήποτε άλλη παθολογία στο γόνατο που απαιτούσε χειρουργική αποκατάσταση. Κλινική εκτίμηση πραγματοποιήθηκε σε όλους τους εξεταζομένους από τον ίδιο κλινικό εξεταστή με τη χρήση της κλίμακας δραστηριότητας του Tegner [157] η οποία αξιολογεί το επίπεδο δραστηριοτήτων (Εικόνα 39). Η τιμή του Tegner κυμαίνονταν από 7 μέχρι 9, που αξιολογείται ως ένα καλό έως πολύ καλό επίπεδο φυσικών και αθλητικών δραστηριοτήτων για όλους τους εξεταζομένους. Όλοι οι συμμετέχοντες έδωσαν την έγγραφη συναίνεση για τη συμμετοχή τους στην ερευνητική εργασία σύμφωνα με τις οριζόμενες αρχές Ηθικής και Δεοντολογίας της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

ΚΛΙΜΑΚΑ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ TEGNER (TEGNER SCORE)

10. Αγωνιστικός αθλητισμός
Ποδόσφαιρο, κορυφαίο επίπεδο

9. Αγωνιστικός αθλητισμός
Ποδόσφαιρο, κατώτερες κατηγορίες
Πάλη
Γυμναστική
Χόκεϊ επί πάγου

8. Αγωνιστικός αθλητισμός
Σκουός ή Μπάντμιτον
Αλτικά αγωνίσματα στίβου
Σκι κατάβασης

7. Αγωνιστικός αθλητισμός
Τένις
Δρομικά αγωνίσματα στίβου
Χάντμπολ
Μπάσκετ
Μότο-κρος

Σπορ αναψυχής
Ποδόσφαιρο
Χόκεϊ επί πάγου
Σκουός
Αλτικά αγωνίσματα στίβου
Τρέξιμο ανωμάλου δρόμου

6. Σπορ αναψυχής
Τένις ή μπάντμιτον
Χάντμπολ
Μπάσκετ
Σκι κατάβασης
Τροχάδην τουλάχιστον 5 φορές/εβδομάδα

5. Εργασία
Βαριά χειρωνακτική (πχ οικοδομική)

Αγωνιστικός αθλητισμός
Ποδηλασία
Σκι αντοχής (langlauf)
Τροχάδην σε ανώμαλο έδαφος δύο φορές/ εβδ.

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 χειρωνακτική (πχ νοσοκόμος)
Αγωνιστικός και ψυχαγωγικός αθλητισμός
Κολύμβηση
Βάδιση σε ανώμαλο έδαφος – δάσος

2. Εργασία
Πολύ ελαφρά χειρωνακτική
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 39: Το Tegner Score.

Νάρθηκες

Εξετάστηκαν 2 είδη νάρθηκων: Α) ο προφυλακτικός (Εικόνα 40) και Β) ο επιγονατιδομηριαίος (Εικόνα 41). Επιλέξαμε να μελετήσουμε την επίδραση των δύο αυτών τύπων νάρθηκων γιατί είναι πιο εύκολο για έναν αθλητή να χρησιμοποιήσει τους 2 αυτούς τύπους νάρθηκα κατά τη διάρκεια των αθλητικών δραστηριοτήτων σε σχέση με τους λειτουργικούς νάρθηκες και τους νάρθηκες αποκατάστασης που είναι βαρύτεροι και περιορίζουν σημαντικά τις αθλητικές επιδόσεις. Γι' αυτό και δε χρησιμοποιούνται σε δυναμικού τύπου φυσικές δραστηριότητες.



Εικόνα 40: Προφυλακτικός νάρθηκας

Εικόνα 41: Επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Εξοπλισμός-Μεθοδολογία ανάλυσης βάρδισης

Η μέτρηση των κινηματικών χαρακτηριστικών της βάρδισης και στις τρεις διαστάσεις, υπήρξε κατά την αρχική εφαρμογή των οπτοηλεκτρονικών συστημάτων, μια

δύσκολη διαδικασία λόγω των πολύπλοκων μαθηματικών εξισώσεων που απαιτούνται για τους υπολογισμούς. Με την εφαρμογή όμως των σύγχρονων τρισδιάστατων οπτοηλεκτρονικών συστημάτων, ο υπολογισμός των κινηματικών παραμέτρων της βάρδισης γίνεται αξιόπιστα σε πολύ σύντομο χρονικό διάστημα. Στην παρούσα διατριβή το οπτοηλεκτρονικό σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης βάρδισης (Vicon, Oxford, UK) που χρησιμοποιήθηκε περιελάμβανε 8 κάμερες εκπομπής υπέρυθρου φωτός με συχνότητα λήψης εικόνων 100 Hz (συγκριτικά με τα 12 Hz του ανθρώπινου οφθαλμού). Οι κάμερες έχουν τοποθετηθεί κυκλικά γύρω από το χώρο εξέτασης, και μάλιστα υπό απόλυτη συσκότιση, ώστε να μην ανιχνεύεται από τις κάμερες ηλιακή ακτινοβολία (υπέρυθρο φως) που θα επηρέαζε τη διαδικασία λήψης συλλογής δεδομένων (Εικόνα 42).

Για την ακριβή καταγραφή, όχι μόνο των κινηματικών (π.χ. ταχύτητα, γωνίες στροφής) αλλά και των κινητικών δεδομένων (π.χ. δύναμη, ροπή), χρησιμοποιήθηκαν 2 δυναμοδάπεδα (Bertec) τα οποία τοποθετήθηκαν το ένα δίπλα στο άλλο, στο κέντρο του χώρου συλλογής δεδομένων (Εικόνες 42 και 43). Εντούτοις, ο υπολογισμός κινητικών δεδομένων δεν αποτελεί αντικείμενο μελέτης της συγκεκριμένης διατριβής, με αποτέλεσμα η χρήση των δυναμοδαπέδων να περιορίζεται μόνο στην ακριβή καταγραφή της χρονικής στιγμής κατά την οποία το πέλμα των εξεταζομένων ερχόταν σε επαφή με το διάδρομο εξέτασης κατά τις δύο μελετώμενες δοκιμασίες.



Εικόνα 42: Το δκάμερο οπτοηλεκτρονικό σύστημα ανάλυσης βάρδισης με τις κάμερες τοποθετημένες κυκλοτερώς στην οροφή. Τα δυναμοδάπεδα είναι τοποθετημένα στο κέντρο του διαδρόμου.



Εικόνα 43

Ο διάδρομος εξέτασης έχει μήκος περίπου 8 μέτρα. Πάνω στο δέρμα των κάτω άκρων και της πύελου του εξεταζομένου τοποθετούνται αυτοκόλλητοι σφαιρικοί ανακλαστήρες φωτός (reflective markers), διαμέτρου 1,2 εκατοστών (Εικόνα 44). Οι

κάμερες εκπέμπουν υπέρυθρο φως και ανιχνεύουν τη θέση των ανακλαστήρων καταγράφοντας την ανάκλαση του υπέρυθρου φωτός (Εικόνα 45).

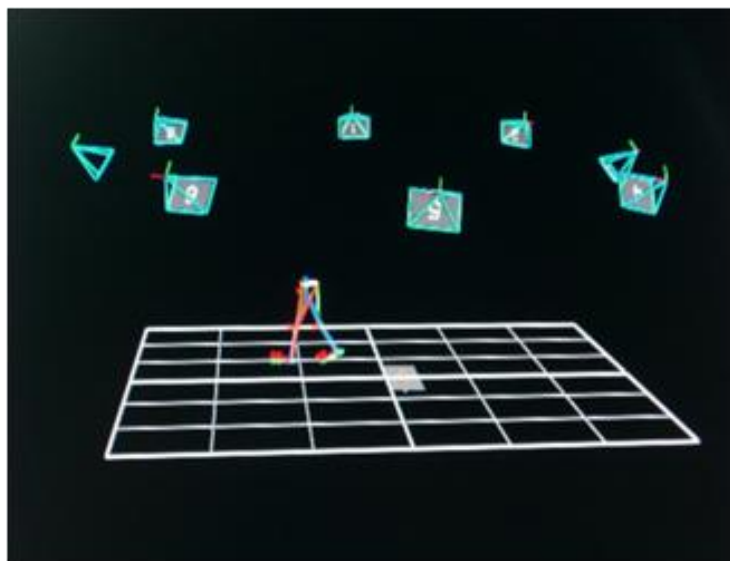


Εικόνα 44: Αυτοκόλλητοι ανακλαστήρες φωτός



Εικόνα 45: Κάμερα υπέρυθρης ακτινοβολίας

Εξαιτίας της κυκλικής διάταξης των καμερών κάθε ανακλαστήρας είναι ορατός από οποιοδήποτε σημείο του εξεταστικού πεδίου (Εικόνα 46). Έτσι ακόμη και όταν κάποιος ανακλαστήρας δεν είναι ορατός προς στιγμήν από μια ή δύο κάμερες, όπως συμβαίνει σε περιπτώσεις παρεμβολής του άνω άκρου, υπάρχει η δυνατότητα ανίχνευσης της θέσης του από τις υπόλοιπες έξι κάμερες.



Εικόνα 46: Η κυκλωτερής διάταξη των 8 καμερών. Στο κέντρο απεικονίζονται τα δυναμοδάπεδα.

Οι ανατομικές θέσεις τοποθέτησης των ανακλαστών στο σώμα του εξεταζομένου επιλέγονται με τη βοήθεια εμβιομηχανικού μοντέλου το οποίο είναι εγκατεστημένο στον ηλεκτρονικό υπολογιστή του συστήματος. Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε εμβιομηχανικό μοντέλο ανάλυσης κίνησης που χρησιμοποιεί 16 ανακλαστές τοποθετημένους στην πύελο και τα κάτω άκρα, σύμφωνα με το ανθρώπινο κινηματικό μοντέλο που έχει περιγραφεί από τον Davis [158]. Πιο συγκεκριμένα οι θέσεις των ανακλαστών, οι οποίες ανευρίσκονται ψηλαφητικά, ήταν οι εξής (Εικόνες 47 και 48):

Πύελος:

- ❖ Δεξιά και αριστερή πρόσθια λαγόνια ακρολοφία καθώς και δεξιά και αριστερή ιερή ακρολοφία.

Δεξί και αριστερό μηριαίο:

- ❖ Μεσότητα του μηρού υπολογιζόμενη από το μείζονα τροχαντήρα μέχρι την αρθρική σχισμή στο γόνατο.

Δεξί και αριστερό γόνατο:

- ❖ Πάνω στην αρθρική σχισμή στην έξω επιφάνεια του γόνατος.

Δεξιά και αριστερή κνήμη:

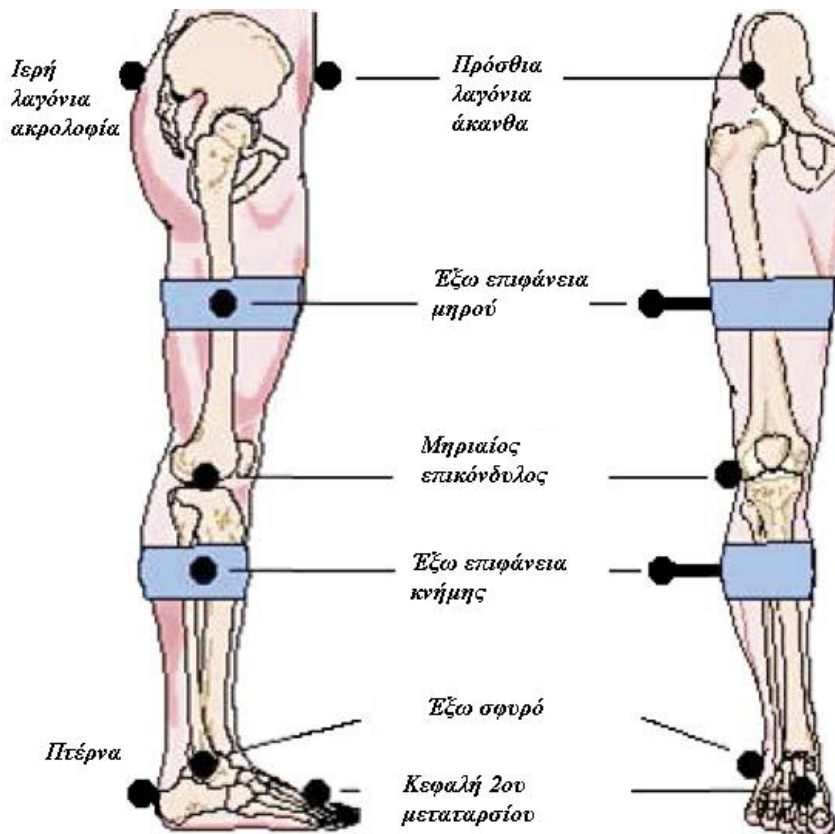
- ❖ Στο σημείο μέγιστης περιμέτρου της γαστροκνημίας (στην έξω επιφάνεια).

Άκρος πόδας:

- ❖ Στη δεξιά και αριστερή πτέρνα, στο δεξί και αριστερό έξω σφυρό και στην κεφαλή του 2ου μεταταρσίου (δεξιά και αριστερή).



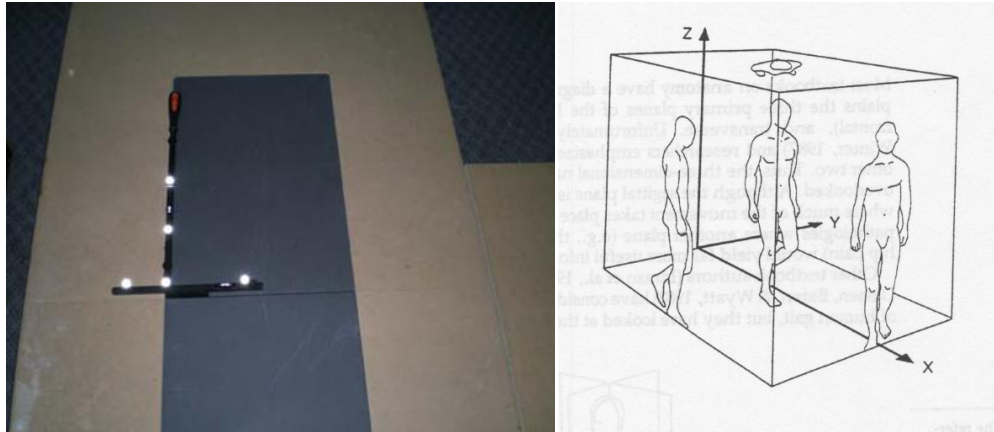
Εικόνα 47: Η τοποθέτηση των σημειακών ανακλαστήρων στην πύελο και τα κάτω άκρα.



Εικόνα 48: Το ανθρώπινο κινηματικό μοντέλο του Davis

Πριν την καταγραφή κάθε εξεταζομένου απαιτείται το σύστημα να βαθμονομηθεί (calibration). Κατά τη διαδικασία αυτή, με τη βοήθεια του λογισμικού καθορίζεται ο νοητός χώρος σε σχήμα κύβου (Εικόνα 49) όπου θα γίνεται η καταγραφή των κινήσεων.

Ο νοητός χώρος αντιστοιχεί σε συγκεκριμένες διαστάσεις του πραγματικού χώρου κίνησης όπου θα γίνεται η καταγραφή. Ορίζεται η θέση του σημείου (0,0,0) του συστήματος αξόνων x , y , z καθώς και οι διαστάσεις των αξόνων xyz (για παράδειγμα $x=3m$, $y=0,9m$ και $z=1,6m$).



Εικόνα 49: Βαθμονόμηση του οπτοηλεκτρονικού συστήματος με το ειδικό “calibration frame”.

Οι εξεταζόμενοι εκτελούσαν δύο διαφορετικές δοκιμασίες: Η 1^η δοκιμασία περιελάμβανε κάθοδο σκάλας και ακολούθως απότομη στροφή 90° και η 2^η, προσγείωση στο έδαφος από πλατφόρμα και κατόπιν απότομη στροφή 90°. Και οι δύο αυτές δοκιμασίες εξέθεταν το γόνατο σε συνδυασμένες δυνάμεις στροφής και ολίσθησης (που εμφανίζονται συχνά και σε αθλητικές δραστηριότητες) [159, 160] και πραγματοποιούνταν κάτω από 3 διαφορετικές συνθήκες: (A) Με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα (B) με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (C) χωρίς νάρθηκα.

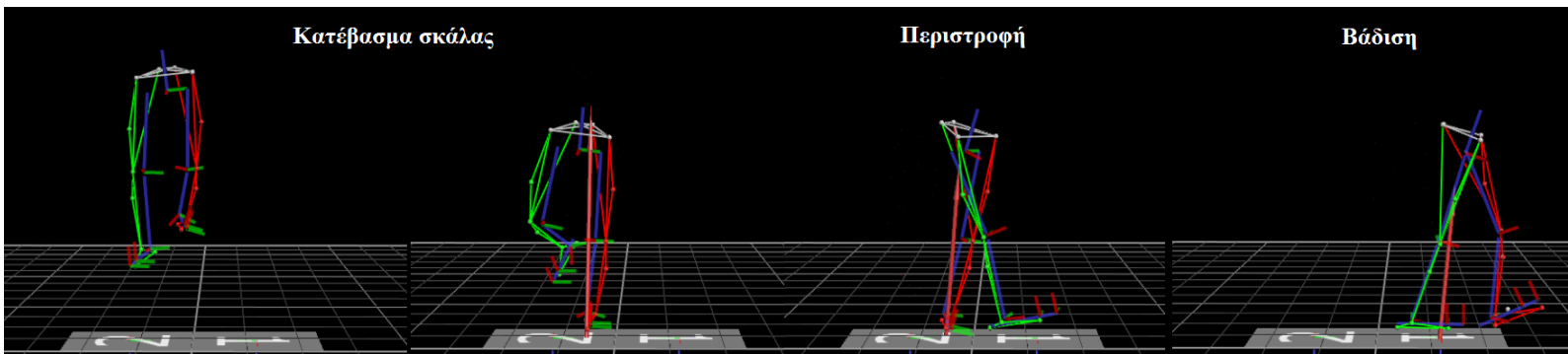
Κάθε συμμετέχων εκτελούσε 6 φορές την κάθε δοκιμασία για καθεμία συνθήκη και με τα δύο πόδια. Η σειρά εκτέλεσης των δοκιμασιών καθώς και η εναλλαγή της σειράς στη χρήση του νάρθηκα ήταν τυχαιοποιημένες. Για την αποφυγή τραυματισμού από την όλη διαδικασία κοντά στον εξεταζόμενο παρίστατο πάντα βοηθός που θα προσπαθούσε να αποτρέψει με παρατηρήσεις ή και επεμβατικά ενδεχόμενο τραυματισμό.

Σε όλους τους εξεταζομένους δόθηκε χρόνος προθέρμανσης και εξοικείωσης με τις δοκιμασίες, διάρκειας 10 λεπτών. Η σκάλα-κλιμακοστάσιο περιελάμβανε τρία διαδοχικά σκαλιά και κατασκευάστηκε (ύψος, μήκος, πλάτος) σύμφωνα με τις οδηγίες των Andriacchi et al. [153]. Το ύψος της πλατφόρμας που χρησιμοποιήθηκε στη 2^η δοκιμασία ήταν 40 εκατοστά σύμφωνα με τους James et al. [161]. Σύμφωνα με την υπόθεσή μας, η εξαρτημένη μεταβλητή που εξετάστηκε και στις δύο δοκιμασίες ήταν το μέγιστο εύρος της κνημιαίας στροφής.

Κατά τη διάρκεια της πρώτης δοκιμασίας κάθε εξεταζόμενος κατέβαινε τα σκαλοπάτια με το δικό του βηματισμό. Η φάση της καθόδου (descending period) σταματούσε τη χρονική στιγμή που το πέλμα έρχονταν σε επαφή με το έδαφος (για την ακρίβεια με το 1^ο δυναμοδάπεδο). Εν συνεχεία ο συμμετέχων εκτελούσε έξω στροφή ως προς το πόδι που ήταν σε επαφή με το έδαφος μέχρι το έτερο πόδι του να πατήσει στο έδαφος (2^ο δυναμοδάπεδο) κάθετα ως προς την αρχική κατεύθυνση και ακολούθως συνέχιζε περπατώντας για τουλάχιστον 4 διαδοχικά βήματα (walking period). Η φάση περιστροφής για το ένα πόδι αποτελούσε φάση αιώρησης για το άλλο. Ως περίοδος περιστροφής (pivoting period) οριζόταν το διάστημα από την επαφή των δακτύλων του ενός ποδιού με το έδαφος (δυναμοδάπεδο) μέχρι την επαφή της πτέρνας του έτερου ποδιού με το έδαφος (Εικόνες 50 και 51).



Εικόνα 50: Ο εξεταζόμενος εκτελεί τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή.

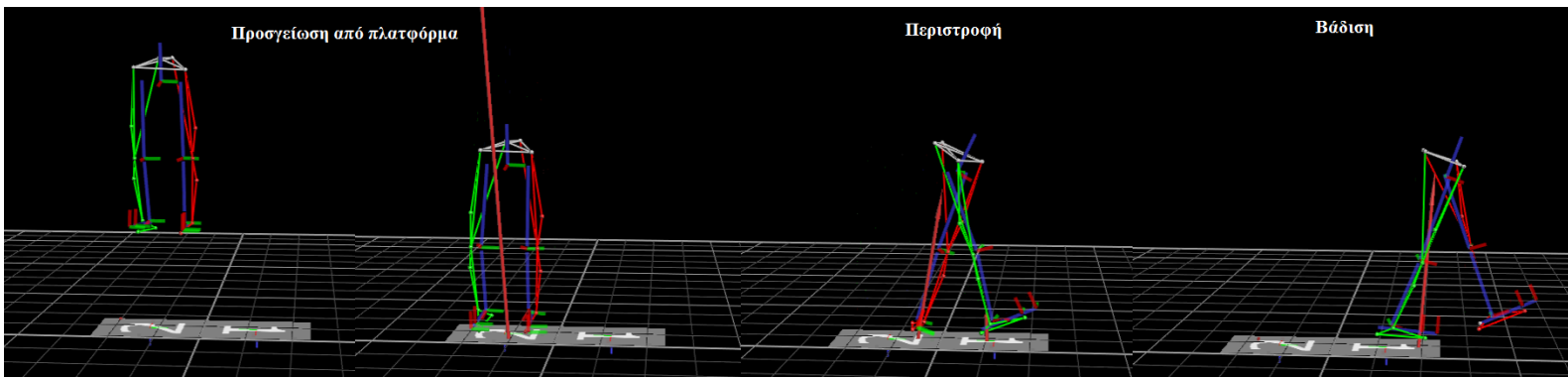


Εικόνα 51: Η δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή όπως αναπαράγεται ψηφιακά στον Η/Υ με βάση το εικονικό μοντέλο (stick figure).

Στη δεύτερη δοκιμασία ο εξεταζόμενος έχοντας τα χέρια του σταυρωμένα στο στήθος πηδούσε από πλατφόρμα και προσγειωνόταν στο 1^ο δυναμοδάπεδο με τα δύο πόδια (landing period). Εν συνεχεία, όπως και στην πρώτη δοκιμασία, εκτελούσε έξω στροφή ως προς το πόδι που ήταν σε επαφή με το έδαφος (δεξί ή αριστερό) μέχρι το έτερο πόδι του να πατήσει στο 2^ο δυναμοδάπεδο κάθετα ως προς την αρχική κατεύθυνση και ακολούθως συνέχιζε περπατώντας για τουλάχιστον 4 διαδοχικούς διασκελισμούς. Ως περίοδος περιστροφής οριοθετήθηκε το διάστημα από την επαφή των ποδιών με το έδαφος (δυναμοδάπεδο) με την προσγείωση, μέχρι τη 2η επαφή με το έδαφος του άκρου ποδός που κάνει την περιστροφή γύρω από τον κορμό [96, 162-163] (Εικόνες 52 και 53).



Εικόνα 52: Ο εξεταζόμενος εκτελεί τη δοκιμασία προσγείωση από πλατφόρμα και περιστροφή.



Εικόνα 53: Η δοκιμασία προσγείωση από πλατφόρμα και απότομη στροφή όπως αναπαράγεται ψηφιακά στον Η/Υ με βάση το εικονικό μοντέλο (stick figure).

Παράλληλα, για να ισχυροποιήσουμε το αξιόπιστο των μετρήσεών μας και να μειώσουμε τα σφάλματα μέτρησης που σχετίζονταν με την καταγραφή των θέσεων των ανακλαστήρων [164, 165], μια επιπλέον μέτρηση γινόταν για καθεμία από τις τρεις συνθήκες, με τον εξεταζόμενο σε ανατομική στάση (όρθια θέση με τα χέρια σταυρωμένα στο στήθος και τα πόδια παράλληλα μεταξύ τους σε απόσταση 15 εκατοστών). Αυτή η διαδικασία βαθμονόμησης και συγχρονισμού διόρθωνε σημαντικά πιθανά λάθη που σχετίζονταν με την παροδική απουσία απεικόνισης κάποιου από τους ανακλαστήρες κατά την καταγραφή των δεδομένων. Επίσης όριζε το σημείο μηδέν για όλες τις πιθανές κινήσεις σε όλα τα επίπεδα [95, 137].

Όσον αφορά την τοποθέτηση του σημειακού ανακλαστήρα στο γόνατο με το νάρθηκα, ένα μικρό άνοιγμα (1x1 εκ.) στην έξω επιφάνεια του επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα επέτρεπε την τοποθέτηση του ανακλαστήρα πάνω από τον έξω μηριαίο επικόνδυλο απευθείας πάνω στο δέρμα κατά την εκτέλεση δοκιμασιών με αυτό τον τύπο νάρθηκα (Εικόνα 54). Θεωρήσαμε ότι αυτό το πολύ μικρό άνοιγμα δε θα μετέβαλε τις λειτουργικές ιδιότητες του νάρθηκα. Με τη βοήθεια κολλώδους ταινίας διπλής όψευς σταθεροποιήσαμε τον ανακλαστήρα του γόνατος πάνω στο δέρμα.



(α) Πλάγια προβολή



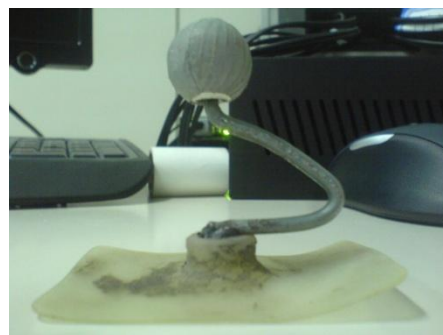
(β) Προσθιοπίσθια προβολή

Εικόνα 54: Τοποθέτηση ανακλαστήρα γόνατος στον επιγονατιδομηριαίο νάρθηκα.

Σχετικά με τον προφυλακτικό νάρθηκα, η μεταλλική λωρίδα που υπήρχε στην έξω πλευρά του νάρθηκα εμπόδιζε επίσης την τοποθέτηση του ανακλαστήρα στο γόνατο. Για να ξεπεράσουμε το πρόβλημα αυτό κατασκευάσαμε έναν νέο ανακλαστήρα όπου η απόσταση μεταξύ βάσης και κορυφής του ήταν 23 χιλιοστά (Εικόνα 55). Μέσα από ένα μικρό άνοιγμα (0,6x0,6 εκ.), ο ανακλαστήρας εγκαθίστατο πάνω από τον έξω μηριαίο επικόνδυλο. Τέλος μια ελαστική κατασκευή που συνδεόταν με τη βάση του ανακλαστήρα, τον σταθεροποιούσε απευθείας πάνω στο δέρμα (Εικόνα 56).



(α)



(β)

Εικόνα 55: Σημειικός ανακλαστήρας (reflective marker) του γόνατος για τον προφυλακτικό νάρθηκα (α) χωρίς (β) με ελαστική βάση.



(α) Πλάγια προβολή

(β) Προσθιοπίσθια προβολή

Εικόνα 56: Τοποθέτηση ανακλαστήρα γόνατος στον προφυλακτικό νάρθηκα.

Ανάλυση αποτελεσμάτων

Η λήψη των σωματομετρικών χαρακτηριστικών του κάθε εξεταζομένου (ύψος, βάρος, μήκος ποδιού, πλάτος γόνατος, απόσταση σφυρών και πλάτος μεταταρσίων) σε συνδυασμό με την τρισδιάστατη απεικόνιση των ανακλαστήρων στην ανατομική στάση παρείχαν πληροφορίες σχετικά με τα κέντρα των αρθρώσεων και καθόριζαν τους ανατομικούς άξονες περιστροφής τους [158]. Το μοντέλο για τον υπολογισμό των γωνιών, και συγκεκριμένα των περιστροφών, βασίστηκε στους Grood et al. [166].

Η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή της στροφής της κνήμης του εξεταζόμενου άκρου καταγράφονταν κατά την περίοδο αξιολόγησης (από την αρχική επαφή του πέλματος στο 1^ο δυναμοδάπεδο μέχρι το έτερο πέλημα να ακουμπήσει στο 2^ο δυναμοδάπεδο). Η διαφορά μεταξύ μέγιστης και ελάχιστης τιμής μας έδινε το εύρος περιστροφής της κνήμης το οποίο αποτελούσε την εξαρτημένη μεταβλητή. Η επιλογή του εύρους περιστροφής της κνήμης ως εξαρτημένη μεταβλητή, εξάλειψε πιθανά σφάλματα που αναφέρονται στη

βιβλιογραφία [167] όταν χρησιμοποιούνται απόλυτα μεγέθη (σφάλμα καθορισμού απόλυτων τιμών).

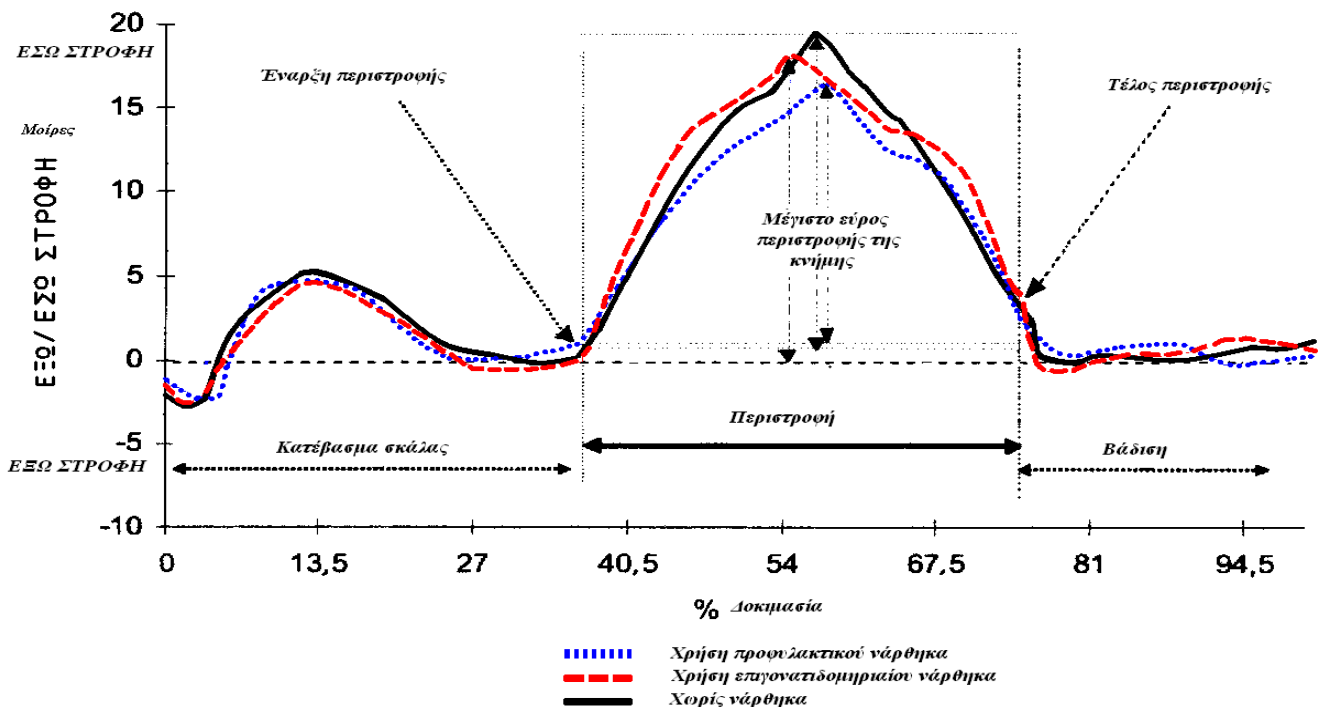
Στατιστική Ανάλυση

Χρησιμοποιώντας παραμετρικά t-test εξαρτημένων δειγμάτων (paired samples t-test) διαπιστώθηκε ότι δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ του κυρίαρχου και του μη κυρίαρχου ποδιού τόσο για τη δοκιμασία κάθοδος σκάλας, όσο και για τη δοκιμασία προσγείωση από πλατφόρμα, για το μέγιστο εύρος περιστροφής της κνήμης ($t=1,361$, $p=0,189$ και $t=0,854$, $p=0,403$ αντίστοιχα). Έτσι λάβαμε υπόψη μόνο το κυρίαρχο πόδι για τις περαιτέρω στατιστικές αναλύσεις.

Ακολούθως, χρησιμοποιήθηκε ως στατιστικό τεστ η Ανάλυση Διακύμανσης Επαναλαμβανόμενων Μετρήσεων με μια μεταβλητή (one way repeated measures ANOVA test) για να εξακριβωθεί εάν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των καταστάσεων (Α) χρήση προφυλακτικού νάρθηκα (Β) χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (Γ) χωρίς νάρθηκα. Post hoc tests με την προσαρμογή Bonferroni εφαρμόστηκαν προκειμένου να υπολογιστούν οι τιμές των p-values. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ορίστηκε στο 0,05. Όλες οι στατιστικές αναλύσεις έγιναν με τη βοήθεια του στατιστικού λογισμικού SPSS (Έκδοση 17) (SPSS, Chicago, IL).

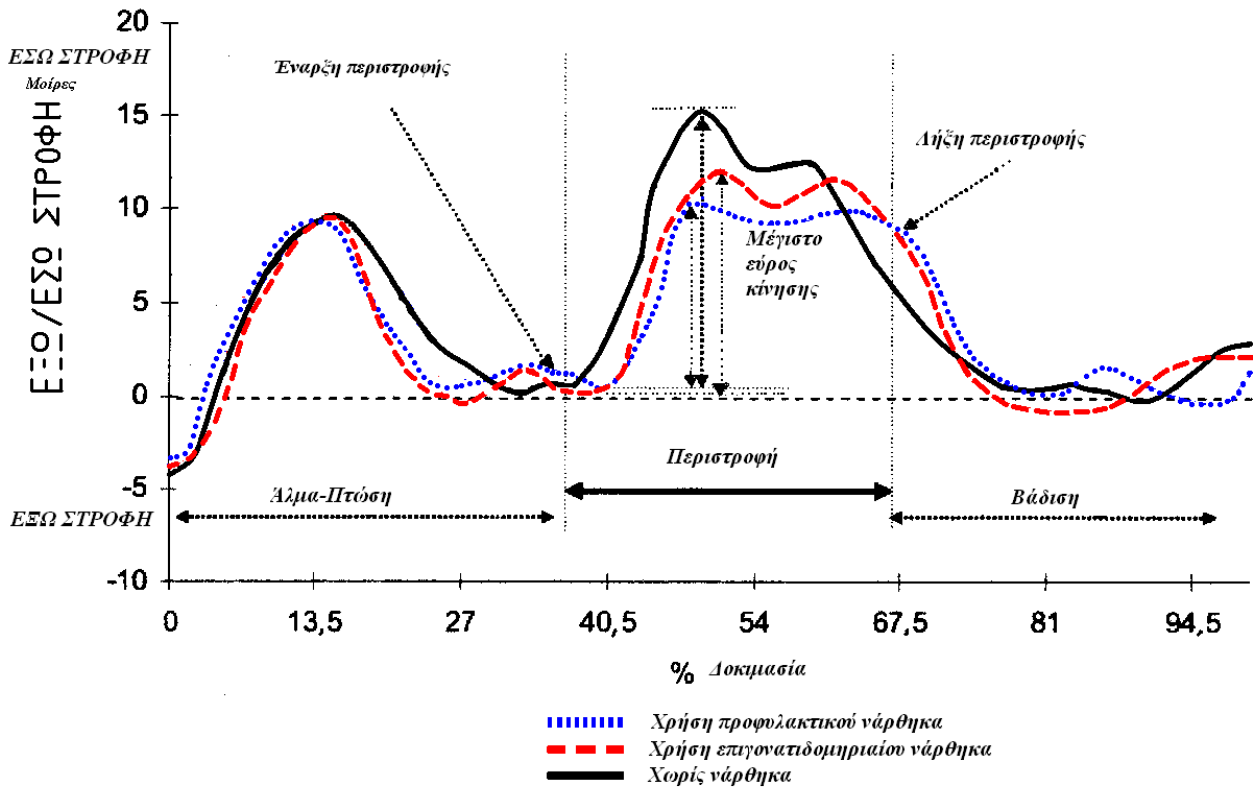
Γ. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Στα παρακάτω σχεδιαγράμματα (Εικόνες 57 και 58), απεικονίζονται καμπύλες έσω-έξω στροφής της κνήμης κατά τη φάση περιστροφής (pivoting period), από έναν αντιπροσωπευτικό εξεταζόμενο, όπου παρουσιάζονται οι τρεις εξεταζόμενες καταστάσεις και για τις δύο δοκιμασίες. Φαίνεται επίσης το υπολογιζόμενο εύρος κίνησης που χρησιμοποιήθηκε ως εξαρτημένη μεταβλητή στις διάφορες χρονικές στιγμές για όλες τις εξεταζόμενες καταστάσεις.



Εικόνα 57: Απεικονίζεται μια τυπική καμπύλη έσω/έξω στροφής της κνήμης κατά τη φάση περιστροφής ενός αντιπροσωπευτικού εξεταζομένου και για τις τρεις εξεταζόμενες καταστάσεις. Επίσης, ένα σκιαγράφημα (stick figure) που περιγράφει τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή, συνοδεύει το σχεδιάγραμμα. Η μαύρη συνεχόμενη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα, ενώ η κόκκινη και η μπλε

διακεκομμένη καμπύλη αντιπροσωπεύουν τις συνθήκες χρήση επιγονατιδομηριαίου και χρήση προφυλακτικού νάρθηκα αντίστοιχα. Υποδεικνύεται η διαφορά μεταξύ μέγιστης και ελάχιστης τιμής της στροφής της κνήμης κατά τη φάση περιστροφής. Αυτή η διαφορά αποτελεί την εξαρτημένη μεταβλητή. Διακρίνεται ο περιορισμός του εύρους κίνησης που προκαλείται από τη χρήση του προφυλακτικού νάρθηκα.



Εικόνα 58: Το σχεδιάγραμμα αυτό είναι παρόμοιο με το προηγούμενο, ωστόσο αφορά τη δοκιμασία άλμα-προσγείωση και περιστροφή. Το σκιαγράφημα που περιγράφει τη δοκιμασία συνοδεύει το σχεδιάγραμμα. Η μαύρη συνεχόμενη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα, ενώ η κόκκινη διακεκομμένη τη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου και η μπλε διακεκομμένη τη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα. Το εύρος της κνημιαίας στροφής κατά τη φάση περιστροφής (pivoting)

αποτελούσε την εξαρτημένη μεταβλητή. Συγκρίνοντας τις τρεις καταστάσεις διαπιστώθηκε ότι η χρήση νάρθηκων περιόρισε το εύρος περιστροφής της κνήμης.

Οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις για τις δύο μελετώμενες δοκιμασίες που αφορούν και τις 3 συνθήκες παρουσιάζονται στον πίνακα (Εικόνα 59). Όσον αφορά τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και ακολούθως περιστροφή, το εύρος περιστροφής της κνήμης διέφερε στατιστικά σημαντικά στις τρεις καταστάσεις ($F=8,210$, $p=0,003$). Συγκεκριμένα ήταν σημαντικά μικρότερο στη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα σε σύγκριση τόσο με τη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα ($p=0,019$) όσο και με τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα ($p=0,002$). Ωστόσο δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και χωρίς νάρθηκα ($p=0,369$) (Εικόνα 60).

Σχετικά με τη δοκιμασία άλμα-προσγείωση και ακολούθως περιστροφή, το εύρος περιστροφής της κνήμης διέφερε εξίσου στατιστικά σημαντικά στις τρεις καταστάσεις ($F=19,131$, $p=0,000$). Για την ακρίβεια ήταν σημαντικά μικρότερο στη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα σε σύγκριση τόσο με τη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα ($p=0,001$) όσο και με τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα ($p<0,01$). Επιπρόσθετα υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και χωρίς νάρθηκα. Για την ακρίβεια, ήταν μικρότερο στην πρώτη από τις δύο αυτές συνθήκες ($p=0,021$) (Εικόνα 61).

	Mean ± SD
<i>Κατέβασμα σκάλας με προφυλακτικό νάρθηκα</i>	14,11° ± 4,42 ^{α,β}
<i>Κατέβασμα σκάλας με επιγονατιδομηριαίο νάρθηκα</i>	16,14° ± 4,46
<i>Κατέβασμα σκάλας χωρίς νάρθηκα</i>	17,07° ± 3,29
<i>Προσγείωση με προφυλακτικό νάρθηκα</i>	8,89° ± 2,56 ^{γ,δ}
<i>Προσγείωση με επιγονατιδομηριαίο νάρθηκα</i>	12,15° ± 3,53 ^ε
<i>Προσγείωση χωρίς νάρθηκα</i>	14,03° ± 3,26

Εικόνα 59: Πίνακας όπου παρουσιάζονται οι μέσοι όροι (Mean) και οι τυπικές αποκλίσεις (SD) που αφορούν το μέγιστο εύρος έσω-έξω στροφής της κνήμης κατά τη φάση περιστροφής (pivoting period).

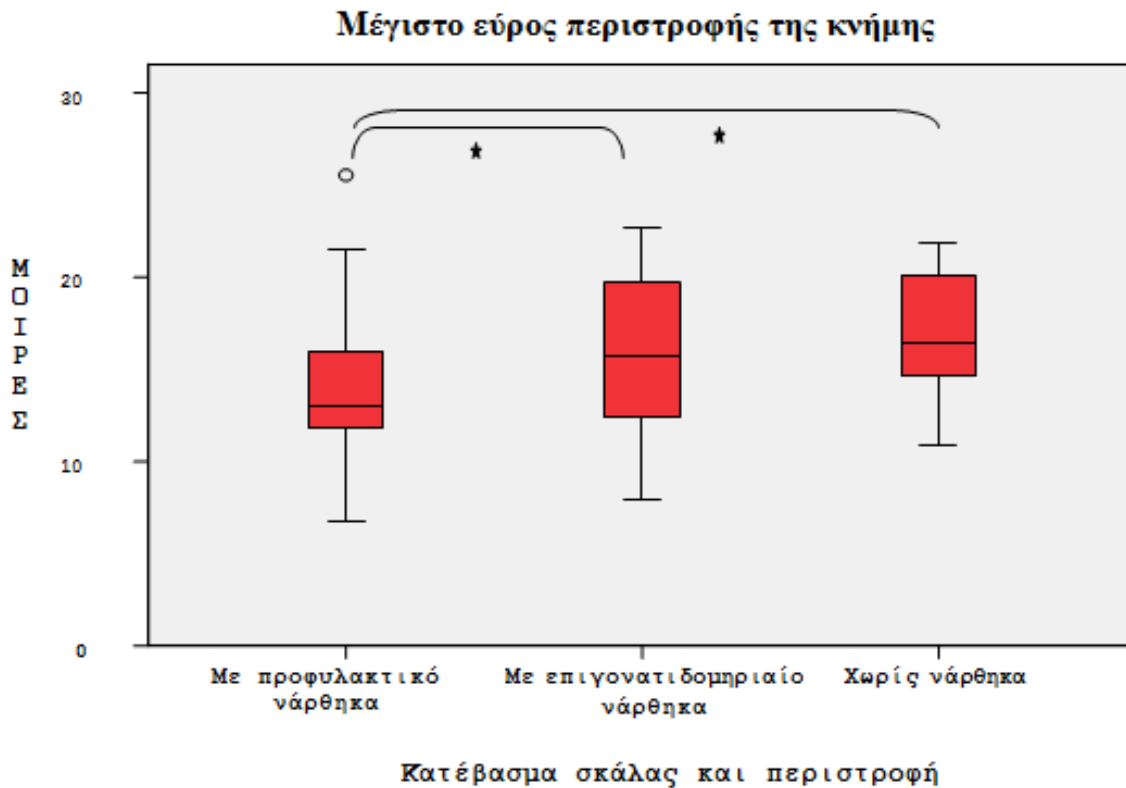
^α Στατιστικά σημαντική διαφορά με τη συνθήκη κατέβασμα σκάλας χωρίς νάρθηκα, $p=0,002$

^β Στατιστικά σημαντική διαφορά με τη συνθήκη κατέβασμα σκάλας με επιγονατιδομηριαίο νάρθηκα, $p=0,019$

^γ Στατιστικά σημαντική διαφορά με τη συνθήκη προσγείωση χωρίς νάρθηκα, $p<0,001$

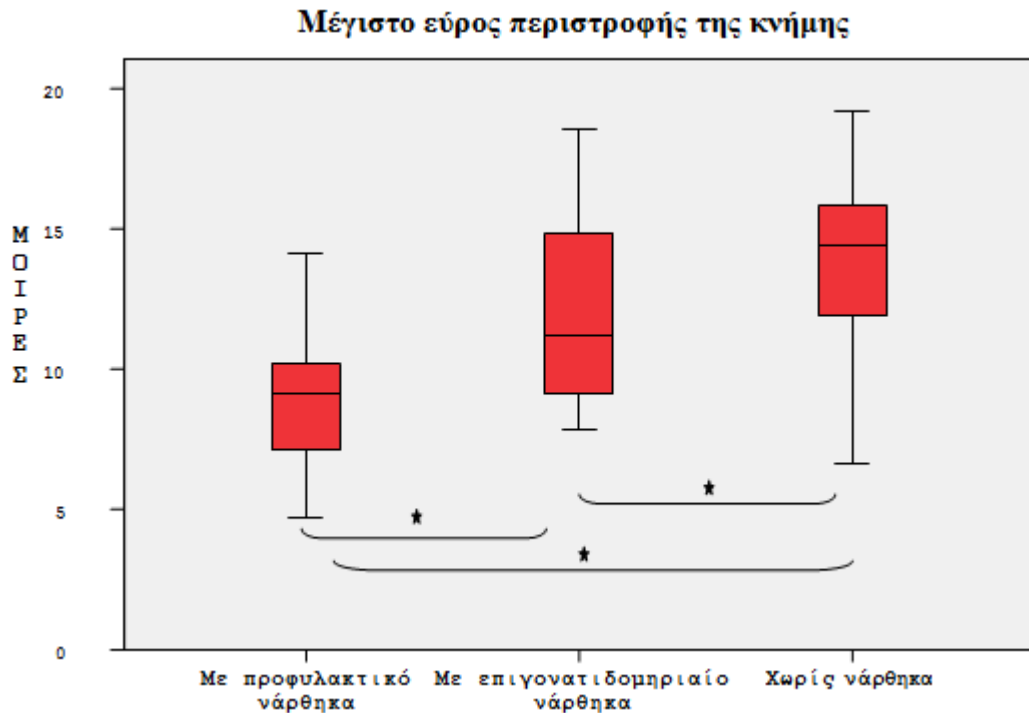
^δ Στατιστικά σημαντική διαφορά με τη συνθήκη προσγείωση με επιγονατιδομηριαίο νάρθηκα, $p=0,001$

^ε Στατιστικά σημαντική διαφορά με τη συνθήκη προσγείωση χωρίς νάρθηκα, $p=0,021$



Εικόνα 60: Θηκογράμματα (Box-plots) που δείχνουν τους μέσους όρους και τις τυπικές αποκλίσεις του εύρους έσω-έξω στροφής της κνήμης στη φάση περιστροφής κατά τη

δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή. Είναι εμφανές ότι το εύρος περιστροφής της κνήμης είναι χαμηλότερο στη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα σε σχέση με τις συνθήκες χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και χωρίς νάρθηκα. Διαφέρει όμως ελάχιστα μεταξύ των δύο τελευταίων συνθηκών. Με αστερίσκο (*) υποσημειώνονται στατιστικά σημαντικές διαφορές.



Άλμα-προσγείωση και περιστροφή

Εικόνα 61: Τα θηκογράμματα (box-plots) παρουσιάζουν τους μέσους όρους και τις τυπικές αποκλίσεις του εύρους έσω-έξω στρώσης της κνήμης στη φάση περιστροφής κατά τη δοκιμασία άλμα-πτώση και περιστροφή. Το εύρος περιστροφής της κνήμης είναι χαμηλότερο στη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα σε σχέση με τις συνθήκες χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και χωρίς νάρθηκα. Παράλληλα είναι σημαντικά μικρότερο στη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα σε σχέση με τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα. Στατιστικά σημαντικές διαφορές υποσημειώνονται με αστερίσκο (*).

Δ. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Το πιο σημαντικό εύρημα της 1^{ης} μελέτης ήταν ότι η ναρθηκοποίηση περιορίζει τη στροφή της κνήμης σε δοκιμασίες υψηλής έντασης. Όπως προείπαμε, η ικανότητα των ναρθήκων του γόνατος να μειώνουν την πρόσθια ολίσθηση ή την περιστροφή της κνήμης έχει επιβεβαιωθεί μόνο κάτω από στατικές ή χαμηλής έντασης δυνάμεις [74-77, 108, 119-124]. Σε υψηλής έντασης δυνάμεις η ικανότητα αυτή είναι υπό αμφισβήτηση. Στην παρούσα έρευνα εκτιμήσαμε την επίδραση των ναρθήκων του γόνατος στο κινηματικό μοντέλο των αθλητών και ειδικότερα στην περιστροφή της κνήμης κάτω από υψηλής έντασης δραστηριότητες όπως (1) άμεση στροφή 90° μετά από κατέβασμα σκάλας (2) άλμα-προσγείωση και ακολούθως στροφή 90°. Κατά τη διάρκεια των δύο αυτών δοκιμασιών αναπτύσσονται στροφικές δυνάμεις καθώς και δυνάμεις πρόσθιας ολίσθησης στην άρθρωση του γόνατος [159, 160]. Υποθέσαμε ότι η χρήση ναρθήκων θα μείωνε την περιστροφή της κνήμης.

Βρέθηκε ότι η χρήση του προφυλακτικού νάρθηκα περιορίζει το εύρος περιστροφής της κνήμης κατά περίπου 3° στη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και ακολούθως περιστροφή και κατά περίπου 5° κατά τη δοκιμασία περιστροφή μετά από πτώση από πλατφόρμα, σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα. Παράλληλα η χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα μειώνει το εύρος περιστροφής της κνήμης κατά περίπου 2° σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα, μόνο όμως κατά τη δοκιμασία προσγείωση και περιστροφή. Μια πιθανή εξήγηση του φαινομένου ήταν ότι στη δοκιμασία που περιελάμβανε άλμα-προσγείωση, οι δυνάμεις και οι ροπές που αναπτύσσονταν στο γόνατο ήταν μεγαλύτερες από αυτές που αναπτύσσονταν κατά τη δοκιμασία που περιελάμβανε κατέβασμα σκάλας λόγω πρόσθιας ορμής και γι' αυτό η δοκιμασία άλμα-προσγείωση εμφάνιζε μεγαλύτερη ευαισθησία και ειδικότητα στην ανίχνευση

μηχανισμών που εμπόδιζαν την εφαρμογή δυνάμεων στο γόνατο, από ότι η δοκιμασία κατέβασμα σκάλας.

Ειδικότερα, παρατηρήθηκε ότι η χρήση του νάρθηκα περιορίζε κυρίως την έσω στροφή του γόνατος κατά την φάση περιστροφής (pivoting period). Εφόσον οι τραυματισμοί του προσθίου χιαστού συνδέσμου συμβαίνουν σε καταστάσεις που περιλαμβάνουν άλματα και στροφικές κινήσεις, αυτές οι μεταβολές που προκαλούνται στην ανατομία της άρθρωσης από τη χρήση των νάρθηκων, είναι ιδιαίτερης σημασίας για την αποφυγή τραυματισμών.

Παράλληλα, συγκρίνοντας τα δύο είδη νάρθηκα διαπιστώθηκε ότι ο προφυλακτικός νάρθηκας περιορίζει το εύρος περιστροφής της κνήμης κατά περίπου 2° για τη δοκιμασία που περιελάμβανε κατέβασμα σκάλας, και κατά περίπου 3° για την δοκιμασία που περιελάμβανε άλμα-προσγείωση, περισσότερο σε σχέση με τον επιγονατιδομηριαίο νάρθηκα. Η διαπίστωση αυτή, σε συνδυασμό με το ότι η χρήση του επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα δε μείωνε σημαντικά το εύρος περιστροφής της κνήμης στη δοκιμασία άλμα-προσγείωση, σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα καθιστούσε την αποτελεσματικότητα του νάρθηκα αυτού αμφίβολη.

Εντούτοις, εφόσον η νάρθηκοποίηση σε υγιή άτομα μπορούσε να μειώσει την περιστροφή της κνήμης, θα μπορούσε να φανταστεί κανείς ανάλογη επίδραση των νάρθηκων (ιδιαίτερα του προφυλακτικού) σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ (ACL-Deficient ή ACL-D) καθώς και σε ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ (ΠΠΧΣ) (ACL-Reconstructed ή ACL-R), σε υψηλής έντασης δραστηριότητες.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι οι Ristanis et al. [137], βρήκαν ότι οι ACL-D ασθενείς αλλά και οι ACL-R ασθενείς με αυτομόσχευμα μονής δεσμίδας, παρουσίαζαν παραμένονσα υπερβολική περιστροφή της κνήμης κατά σχεδόν 4° σε σχέση με την υγιή ομάδα ελέγχου κατά την ίδια δοκιμασία με αυτή της μελέτης μας που περιελάμβανε

περιστροφή μετά από κατέβασμα σκάλας. Οι ίδιοι ερευνητές διαπίστωσαν επίσης ότι οι ACL-D και οι ACL-R ασθενείς εμφάνιζαν παραμένουσα υπερβολική περιστροφή κνήμης κατά περίπου 6° και 5° αντίστοιχα, σε σχέση με την υγιή ομάδα ελέγχου κατά την ίδια δοκιμασία με αυτήν της έρευνάς μας που περιελάμβανε άλμα-προσγείωση και περιστροφή [95]. Ωστόσο, οι in-vivo αυτές μελέτες, δεν εξέταζαν τι συμβαίνει σε ACL-R ασθενείς με αυτομόσχευμα διπλής δεσμίδας, μιας περισσότερο ανατομικής τεχνικής με μικρότερη στροφική αστάθεια από την τεχνική μονής δεσμίδας [168-170], αλλά με διάφορα άλλα μειονεκτήματα όπως ο αυξημένος χειρουργικός χρόνος [104]. Ενδεχομένως, η νάρθηκοποίηση του γόνατος, θα μπορούσε να βοηθήσει στον περιορισμό της παραμένουσας υπερβολικής στροφής της κνήμης σε ACL-R ασθενείς με χρήση μονής δεσμίδας. Στην παρούσα 1^η μελέτη μας, βρέθηκε ότι οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να περιορίσουν τη στροφή της κνήμης κατά 3° περίπου κατά τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή και κατά σχεδόν 5° κατά τη δοκιμασία άλμα-προσγείωση και περιστροφή, πράγμα πολύ σημαντικό, αφού πρακτικά η νάρθηκοποίηση θα μπορούσε ενδεχομένως να εξαλείψει το 75% της παραμένουσας υπερβολικής στροφής της κνήμης για τη 1^η δοκιμασία και το 80-100% για τη 2^η δοκιμασία στους ασθενείς αυτούς.

Πιθανή εξήγηση των αποτελεσμάτων

Τα αποτελέσματα της 1^{ης} μελέτης μας είναι δυνατόν να αποδοθούν στο ότι η νάρθηκοποίηση του γόνατος βελτιώνει τον νευρομυϊκό έλεγχο διαμέσου ιδιοδεκτικών μηχανισμών. Οι Perla et al. βρήκαν ότι η χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα βελτίωσε σημαντικά την ιδιοδεκτικότητα στην άρθρωση του γόνατος σε υγιείς αθλητές κατά 25% [127]. Ενδεχομένως ο επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας επηρεάζει κεντρομόλα νευρωνικά συστήματα στο κεντρικό νευρικό σύστημα που επιδρούν στη δράση των οπίσθιων μηριαίων και του τετρακεφάλου. Οι Branch et al. παρατήρησαν μείωση στην

ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα τόσο των οπίσθιων μηριαίων όσο και του τετρακεφάλου εξαιτίας της ναρθηκοποίησης, κατά τη στατική φάση του βαδίσματος [128]. Μειώσεις στη δραστηριότητα των οπίσθιων μηριαίων με τη χρήση νάρθηκα ανέφεραν και οι Ramsey et al. κατά την προσγείωση μετά από μονοποδικό άλμα [105]. Παράλληλα, οι Baltaci et al. [129] βρήκαν ότι οι προφυλακτικοί νάρθηκες μπορούν να βελτιώσουν την ιδιοδεκτικότητα σε υγιείς εξεταζόμενους κατά την εκτέλεση λειτουργικών δοκιμασιών που περιελάμβαναν οκλαδόν στάση του σώματος. Βελτίωση επίσης στη στατική ιδιοδεκτικότητα με τη χρήση ναρθήκων γόνατος, μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ αναφέρουν και οι Wu et al. [171]. Επιπρόσθετα, σε μια συστηματική ανασκόπηση των Najibi et al. τονίζεται ότι οι νάρθηκες γόνατος δρουν, κατά πάσα πιθανότητα, μέσω βελτίωσης της ιδιοδεκτικότητας [172].

Στον αντίποδα, μια άλλη πιθανή εξήγηση των αποτελεσμάτων μας θα μπορούσε να αποδοθεί στις μηχανικές ιδιότητες των ναρθήκων. Οι Cawley et al. διερεύνησαν εμβιομηχανικά την αποτελεσματικότητα οκτώ διαφορετικών εμπορικών ναρθήκων αποκατάστασης και βρήκαν πως οι περισσότεροι από αυτούς προκαλούσαν μείωση τόσο στην ολίσθηση όσο και στη στροφή της κνήμης σε μικρής έντασης δραστηριότητες [130]. Οι Beynon et al. υποστήριξαν ότι η χρήση λειτουργικών ναρθήκων προστάτευε τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο μειώνοντας τις πρόσθιες διατμητικές δυνάμεις στην κνήμη υπό φόρτιση ή μη, σε δραστηριότητες μέτριας έντασης [77].

Στην έρευνά μας, είναι ασαφές εάν η μείωση στην περιστροφή της κνήμης οφείλεται στο ότι οι νάρθηκες γόνατος δρουν απλά ως μηχανικός φραγμός, αποτρέποντας υπέρμετρες κινήσεις που διαταράσσουν την εμβιομηχανική του γόνατος ή εάν ενεργοποιούν νευρικούς υποδοχείς, τροποποιώντας την ιδιοδεκτικότητα των μυών, και πετυχαίνουν με τον τρόπο αυτό να μειώσουν την ένταση των ασκούμενων δυνάμεων στο γόνατο. Ανεξαρτήτως από το μηχανισμό δράσης, το σημαντικό είναι ότι οι

ναρθηκοποίηση μειώνει το εύρος περιστροφής της κνήμης σε δραστηριότητες υψηλής έντασης. Βέβαια, θα πρέπει να ληφθεί υπόψη ότι οι παρατηρούμενες εμβιομηχανικές μεταβολές μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με τον τύπο του νάρθηκα ως προς το βάρος, τα τεχνικά χαρακτηριστικά και την πίεση που ασκούν οι λωρίδες του.

Συσχέτιση με αθλητικές επιδόσεις

Θα πρέπει επίσης να αναλογιστούμε ότι η χρήση του νάρθηκα μπορεί να προστατεύει το γόνατο από στροφικές δυνάμεις ή δυνάμεις ολίσθησης αλλά όμως ενδεχομένως να περιορίζει συγκεκριμένες αθλητικές παραμέτρους, ιδιαίτερα σε άτομα που δεν είναι συνηθισμένα στο να χρησιμοποιούν προφυλακτικούς ή επιγονατιδομηριαίους νάρθηκες. Αυτός ο περιορισμός μπορεί να οδηγήσει συνεπακόλουθα σε μείωση των αθλητικών επιδόσεων [173]. Επομένως η λειτουργική χρήση των νάρθηκων του γόνατος μπορεί να αποτελεί μειονέκτημα για αθλητές υψηλών επιδόσεων.

Περιορισμοί της μελέτης

Τα αποτελέσματά μας θα πρέπει να ιδωθούν μέσα από το πρίσμα των γενικότερων περιορισμών της ανάλυσης βάδισης, παρόλο που η ανάλυση βάδισης είναι μια ευρέως αποδεκτή και αξιόπιστη σύγχρονη μέθοδος συλλογής και επεξεργασίας βιομετρικών αποτελεσμάτων [174, 175]. Ένα γνωστό μειονέκτημά της, σχετίζεται με την κίνηση των δερματικών ανακλαστήρων και την ικανότητά τους να αναπαριστούν τις κινήσεις των οστών. Οι επιφανειακοί λοιπόν ανακλαστήρες δεν αντιπροσωπεύουν ακριβώς την κίνηση των οστών, καθώς είναι τοποθετημένοι πάνω στο δέρμα και όχι απευθείας πάνω στα οστά [164, 165, 176]. Όπως κινείται το δέρμα, η θέση του ανακλαστήρα σε σχέση με το υποκείμενο οστό αλλάζει με αποτέλεσμα να έχουμε τη δημιουργία σφάλματος, το οποίο είναι δύσκολο να το αφαιρέσουμε με φίλτρο χαμηλής συχνότητας, καθώς η συχνότητά

του είναι ίδια με αυτή της κίνησης. Σύμφωνα με τους Carrozzo et al. [177] η κίνηση του ανακλαστήρα, σε σχέση με το υποκείμενο οστό, κυμαίνεται από λίγα έως 40 mm. Ειδικότερα κατά την εκτέλεση δοκιμασιών που περιλαμβάνουν περιστροφή, οι Webster et al. αναφέρουν τυπικό σφάλμα το οποίο όμως είναι μικρότερο από $2,4^\circ$ [178].

Ωστόσο, στην παρούσα μελέτη μειώσαμε στο ελάχιστο το σφάλμα μέτρησης βάζοντας τον ίδιο κλινικό εξεταστή να τοποθετήσει τους ανακλαστήρες πάνω στους εξεταζόμενους καθώς και να συλλέξει τα ανθρωπομετρικά δεδομένα. Επιπρόσθετα χρησιμοποιήσαμε στατική βαθμονόμηση (calibration) για να συγχρονίσουμε τις πραγματικές θέσεις των ανακλαστήρων επί του εξεταζόμενου με αυτές που αναγνώριζε το σύστημα με ακρίβεια, και να ορίσουμε την αρχή των αξόνων x, y, z στο τρισδιάστατο επίπεδο. Τέλος, εξετάσαμε τόσο το κυρίαρχο όσο και το μη κυρίαρχο πόδι προκειμένου να επιβεβαιώσουμε ότι δεν υπήρχαν μεταξύ τους διαφορές ως προς την εξαρτημένη μεταβλητή (εύρος περιστροφής).

Στην έρευνά μας εξετάστηκε η υπόθεση μόνο σε υγιείς αθλητές για να διαπιστωθεί εάν επιβεβαιώνεται ή όχι κάτω από φυσιολογικές συνθήκες χωρίς την επίδραση εξωγενών παραγόντων. Ωστόσο, περαιτέρω έρευνες θα πρέπει να γίνουν προκειμένου να εξεταστεί εάν τα αποτελέσματα αυτά μπορούν να γενικευθούν σε πληθυσμούς με ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) ή με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, να μελετηθεί δηλαδή το πώς ο προφυλακτικός ή ο επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας επηρεάζουν το εύρος περιστροφής της κνήμης και επομένως το κινηματικό μοντέλο γενικότερα, σε ασταθή ή χειρουργημένα γόνατα (2^η, 3^η και 4^η μελέτη της παρούσας διατριβής).

Ε. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Εν κατακλείδι, βρέθηκε ότι η ναρθηκοποίηση περιορίζει το εύρος περιστροφής της κνήμης σε δραστηριότητες όπου αναπτύσσονται αυξημένες στροφικές δυνάμεις ή δυνάμεις ολίσθησης. Ωστόσο οι επιγονατιδομηριαίοι νάρθηκες δεν είναι το ίδιο αποτελεσματικοί με τους προφυλακτικούς. Ενδεχομένως η μεγαλύτερη μηχανική σκληρότητα του προφυλακτικού νάρθηκα, εν συγκρίσει με αυτή του επιγονατιδομηριαίου, αποτελεί την κύρια αιτία για αυτό το γεγονός. Περαιτέρω όμως έρευνες θα πρέπει να γίνουν προκειμένου τα ευρήματα της παρούσας μελέτης να επεκταθούν σε άτομα με προβλήματα που αφορούν τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο (ACL-D και ACL-R ασθενείς) όπου η υπολειπόμενη αυξημένη στροφή της κνήμης αποτελεί σημαντικό λειτουργικό πρόβλημα.

2^η ΜΕΛΕΤΗ

A. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Όπως ειπώθηκε, η υπολειπόμενη υπερβολική περιστροφή της κνήμης σε ACL-D [152-153] και ACL-R ασθενείς [95] αποτελεί πιθανό προδιαθεσικό παράγοντα για την πρόωμη έναρξη οστεοαρθρίτιδας στο γόνατο λόγω εκφύλισης και τραυματισμού των μηνίσκων και του αρθρικού χόνδρου, εξαιτίας των επακόλουθων εμβιομηχανικών μεταβολών [64, 65, 154, 179]. Επομένως στόχος, τόσο της συντηρητικής όσο και της χειρουργικής θεραπείας της ρήξεως ΠΧΣ (ΡΠΧΣ), είναι η αποκατάσταση της φυσιολογικής εμβιομηχανικής λειτουργίας της άρθρωσης του γόνατος.

Επίσης είπαμε ότι οι νάρθηκες γόνατος φαίνεται να προσφέρουν αποτελεσματική μείωση της πρόσθιας ολίσθησης της κνήμης επί του μηρού κάτω από χαμηλής ή μέτριας έντασης δυνάμεις διάτμησης αλλά μάλλον αποτυγχάνουν να προστατέψουν το γόνατο όταν οι δυνάμεις αυτές γίνονται μεγαλύτερες [74-77, 108, 119-124]. Ωστόσο, η προηγούμενη μελέτη σε υγιείς αθλητές, έδειξε ότι οι νάρθηκοποίηση περιορίζει το υπερβολικό εύρος περιστροφής της κνήμης σε υψηλής έντασης δραστηριότητες [163]. Για να κατανοηθεί καλύτερα ο ρόλος της νάρθηκοποίησης στην αποκατάσταση των φυσιολογικών κινηματικών του γόνατος, οι παραπάνω εξεταζόμενες δοκιμασίες θα πρέπει να επεκταθούν σε ACL-D και ACL-R ασθενείς.

Σκοπός λοιπόν της 2^{ης} μελέτης ήταν να διερευνηθεί εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να αποκαταστήσουν τη φυσιολογική στροφή της κνήμης σε ACL-D ασθενείς κατά την εκτέλεση δυναμικών δραστηριοτήτων. Η υπόθεση που διατυπώθηκε ήταν ότι η χρήση νάρθηκα θα περιορίζει την περιστροφή της κνήμης στο πάσχον (με ρήξη ΠΧΣ) γόνατο. Επιπλέον υποθέσαμε ότι σημαντικές διαφορές, όσον αφορά πάντα την

περιστροφή της κνήμης, θα υπάρχουν μεταξύ του ναρθηκοποιημένου πάσχοντος γόνατος και του ετερόπλευρου υγιούς γόνατος.

B. ΥΛΙΚΟ – ΜΕΘΟΔΟΣ

ΥΛΙΚΟ

Εξεταζόμενο δείγμα

21 άρρενες (μέσης ηλικίας $25,9 \pm 2,1$ έτη, μέσης μάζας $74,7 \pm 5,2$ kgr, μέσου ύψους $1,80 \pm 0,08$ m) με ιστορικό ρήξης ΠΧΣ συμμετείχαν στην έρευνα. Όλοι οι συμμετέχοντες είχαν υποστεί μονόπλευρη ρήξη ΠΧΣ, η οποία είχε διαγνωσθεί τόσο κλινικά από ορθοπαιδικό χειρουργό όσο και απεικονιστικά με τη βοήθεια της μαγνητικής τομογραφίας (MRI). Το χρονικό διάστημα μεταξύ τραυματισμού και συλλογής των εμβιομηχανικών δεδομένων ήταν τουλάχιστον 6 μήνες (μέσος χρόνος $11 \pm 4,5$ μήνες, χρονικό εύρος: 6-22 μήνες). Στο μεσοδιάστημα όλοι οι συμμετέχοντες είχαν ακολουθήσει με επιτυχία ένα συντηρητικό πρόγραμμα αποκατάστασης που περιελάμβανε ασκήσεις ενδυνάμωσης του τετρακεφάλου και των οπισθίων μηριαίων, και είχαν επιστρέψει στις αθλητικές τους δραστηριότητες με χρήση προφυλακτικού νάρθηκα. Μηνισκικές ρήξεις εμφανίστηκαν σε 15 περιπτώσεις αλλά οι βλάβες ήταν μικρότερες από το 25%, όπως απεικονίζονταν στην MRI.

Τα κριτήρια αποκλεισμού περιελάμβαναν:

- χόνδρινες βλάβες διαφόρων βαθμών
- ρήξη έσω ή έξω μηνίσκου σε ποσοστό $>25\%$
- ρήξη οπισθίου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ)
- άλλες συνδεσμικές κακώσεις των πλαγίων συνδέσμων
- συμπτωματικό πόνο προσθίου διαμερίσματος κνήμης και
- αμφοτερόπλευρη ρήξη ΠΧΣ (ΡΠΧΣ).

Με τη θέσπιση τόσο αυστηρών κριτηρίων στην επιλογή των ασθενών προς εξέταση, διασφαλίστηκε ότι οποιαδήποτε αλλαγή εμφανιστεί στα κινηματικά στροφικά δεδομένα, θα οφείλεται καθαρά στη ρήξη ΠΧΣ και όχι σε κάποια άλλη συνοδό βλάβη.

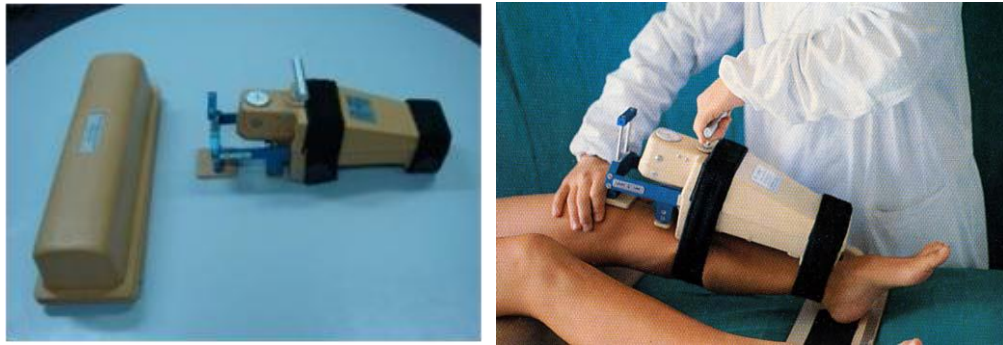
Κλινική αξιολόγηση

Πριν από οποιαδήποτε συλλογή δεδομένων, γινόταν πρώτα κλινική εκτίμηση των ασθενών από τον ίδιο πάντα κλινικό εξεταστή. Αυτή περιελάμβανε την καταγραφή κλιμάκων που χρησιμοποιούνται ευρέως για τον προσδιορισμό με αξιόπιστο τρόπο του επιπέδου λειτουργικής ικανότητας της άρθρωσης όπως το Tegner score (Εικόνα 39) και το Lysholm score (Εικόνα 62) που αξιολογούν υποκειμενικά το επίπεδο δραστηριοτήτων του ασθενούς [157]. Επιπλέον χρησιμοποιήθηκε και το κλινικό ερωτηματολόγιο IKDC (International Knee Documentation Committee) [180] (Εικόνα 63).

Παράλληλα, υπολογίστηκε ο βαθμός πρόσθιας κνημιαίας ολίσθησης για όλους τους ασθενείς χρησιμοποιώντας το KT-1000 αρθρόμετρο (MEDmetric Corp, San Diego, California) [181-182]. Η στατική αυτή μέτρηση, αν και δεν παρέχει πληροφορίες σχετικά με την κινηματική λειτουργία του γόνατος κάτω από δυναμικές συνθήκες φόρτισης, αποτελεί το μόνο κύριο αντικειμενικό κριτήριο αξιολόγησης της προσθιοπίσθιας σταθερότητάς του [30, 183]. Οι μετρήσεις με το αρθρόμετρο γινόταν με τη χρήση προσθιοπίσθιας εξωτερικής δύναμης 134 Nt του μηχανήματος, καθώς και εφαρμόζοντας τη δική μας προσθιοπίσθια μέγιστη δύναμη έλξης, αναπαριστώντας τη δοκιμασία Lachman-Noullis, μέχρι να ανασηκωθεί η πτέρνα του εξεταζόμενου άκρου από το έδαφος. Οι μετρήσεις συνεχιζόταν μέχρι να εμφανισθεί μια σταθερή ένδειξη στο μετρητή του αρθρομέτρου, η οποία μας έδινε σε χιλιοστά την προσθιοπίσθια μετατόπιση της κνήμης μετά από την πρόσθια έλξη στο εξεταζόμενο γόνατο. Η εκτίμηση γινόταν πάντα σε αντιπαράθεση και με το ετερόπλευρο γόνατο και υπολογιζόταν η διαφορά μεταξύ τους

στα 134 Nt του μηχανήματος και στη δική μας μέγιστη έλξη. Διαφορές πάνω από 3 mm μεταξύ των δυο γονάτων ήταν ενδεικτικές για πιθανή ρήξη ΠΧΣ (Εικόνα 64).

Όλοι οι εξεταζόμενοι έδωσαν την έγγραφη συναίνεση για τη συμμετοχή τους στην ερευνητική εργασία σύμφωνα με τις οριζόμενες αρχές Ηθικής και Δεοντολογίας της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.



(α)

(β)

Εικόνα 64: (α) Το αρθρόμετρο KT-1000. (β) Η μέτρηση της πρόσθιας ολίσθησης της κνήμης με το αρθρόμετρο KT-1000.

ΚΛΙΜΑΚΑ ΒΑΘΜΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ – 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 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 βάρδιση για περισσότερα από 2 χιλιόμετρα = 10
Αξιοσημείωτος κατά ή μετά τη βάρδιση 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 62: Το Lysholm score

ΦΟΡΜΑ ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΗΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΓΟΝΑΤΩΝ ΙΚDC 2000

Το πλήρες όνομά σας _____

Σημερινή ημερομηνία: _____ / _____ / _____
 ημέρα μήνας έτος

Ημερομηνία του τραυματισμού: _____ / _____ / _____
 ημέρα μήνας έτος

ΣΥΜΠΤΩΜΑΤΑ *:

* Βαθμολογήστε τα συμπτώματα στο πιο υψηλό επίπεδο δραστηριότητας στο οποίο πιστεύετε ότι θα μπορούσατε να λειτουργήσετε χωρίς σημαντικά κλινικά ευρήματα, ακόμα κι αν δεν εκτελείτε πραγματικά τις δραστηριότητες σε αυτό το επίπεδο.

1. Ποιο είναι το υψηλότερο επίπεδο δραστηριότητας που μπορείτε να εκτελέσετε χωρίς ιδιαίτερο πόνο στα γόνατα;
 - 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 τη μέτρια φυσική 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 πόνου στα γόνατα

2. Κατά τη διάρκεια των 4 προηγούμενων εβδομάδων, ή από τον τραυματισμό σας, πόσο συχνά είχατε πόνο;

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ποτέ										Συνεχώς

3. Εάν αισθανθήκατε πόνο, πόσο έντονος είναι αυτός;

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Κανένας πόνος										Χειρότερος νοητός πόνος

4. Κατά τη διάρκεια 4 των προηγούμενων εβδομάδων, ή από τον τραυματισμό σας, πόσο δύσκαμπο ή πρησμένο ήταν το γόνατό σας;

Καθόλου
 Αρκετά
 Μέτρια
 Πολύ
 Εξαιρετικά

5. Ποιο είναι το πιο υψηλό επίπεδο δραστηριότητας που μπορείτε να αποδώσετε χωρίς σημαντικό πρήξιμο 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 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	Ελάχιστα δύσκολο	Αρκετά δύσκολο	Εξαιρετικά δύσκολο	Ανέφικτο
α.	Ανεβείτε σκαλοπάτια	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
β.	Κατεβείτε σκαλοπάτια	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
γ.	Γονατίσετε	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
δ.	Καθίσετε οκλαδόν	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
ε.	Καθίσετε λυγίζοντας τα γόνατά σας	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
ζ.	Σηκωθείτε από μια καρέκλα	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
η.	Τρέξετε προς τα εμπρός	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
θ.	Πηδήξετε και προσγειωθείτε στο χειρουργημένο γόνατο	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
ι.	Σταματήσετε και να ξεκινήσετε γρήγορα	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

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

ΦΟΡΜΑ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΙΚΗΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΓΟΝΑΤΩΝ IKDC 2000

Γενικευμένη Χαλαρότητα: σφιχτός φυσιολογικός χαλαρός

Ευθυγράμμιση αξόνων: εμφανής ραιβότητα φυσιολογική εμφανής ραιβότητα

Θέση Επιγονατίδας: εμφανώς χαμηλή φυσιολογική εμφανώς υψηλή

Υπεξέρθημα/ Εξάρθημα: Επιγονατίδας κεντρικά υπεξαρθρώσιμη υπεξαρθρωμένη εξαρθρωμένη

Εύρος Κίνησης (Εκτ/καμ): Πλευρά αναφοράς: παθητική ___/___/___ ενεργητική ___/___/___
Υγιής πλευρά: παθητική ___/___/___ ενεργητική ___/___/___

ΕΠΤΑ ΟΜΑΔΕΣ
*Βαθμός Ομάδας

ΤΕΣΣΕΡΕΙΣ ΒΑΘΜΟΙ

	A	B	C	D
1. Οίδημα	<input type="checkbox"/> κανένα	<input type="checkbox"/> ήπιο	<input type="checkbox"/> μέτριο	<input type="checkbox"/> σοβαρό
2. Έλλειμμα Παθητικής Κίνησης				
Έλλειμμα Έκτασης	<input type="checkbox"/> <3°	<input type="checkbox"/> 3 με 5°	<input type="checkbox"/> 6 με 10°	<input type="checkbox"/> >10°
Έλλειμμα Κάμψης	<input type="checkbox"/> 0 με 5°	<input type="checkbox"/> 6 με 15°	<input type="checkbox"/> 16 με 25°	<input type="checkbox"/> >25°
3. Εξέταση Συνδέσμων (δια χειρός, με όργανα, ακτινογραφίες)				
ΔLachman (25° καμ) (134N)	<input type="checkbox"/> -1 με 2mm	<input type="checkbox"/> 3 με 5 mm (1 ⁺)	<input type="checkbox"/> 6 με 10 mm	<input type="checkbox"/> >10 mm (3 ⁺)
ΔLachman (25° καμ) μεγ. δια χειρός	<input type="checkbox"/> -1 με 2mm	<input type="checkbox"/> 3 με 5 mm	<input type="checkbox"/> 6 με 10 mm	<input type="checkbox"/> >10 mm
	<input type="checkbox"/> σφιχτό		<input type="checkbox"/> μαλακό	
ΔΣυνολική Προς/Οπισθ. ολίσθηση(25° καμ)	<input type="checkbox"/> 0 με 2mm	<input type="checkbox"/> 3 με 5 mm	<input type="checkbox"/> 6 με 10 mm	<input type="checkbox"/> >10 mm
ΔΣυνολική Προς/Οπισθ. ολίσθηση(70° καμ)	<input type="checkbox"/> 0 με 2mm	<input type="checkbox"/> 3 με 5 mm	<input type="checkbox"/> 6 με 10 mm	<input type="checkbox"/> >10 mm
ΔΟπίσθιο Συρτάρι (70° καμ)	<input type="checkbox"/> 0 με 2mm	<input type="checkbox"/> 3 με 5 mm	<input type="checkbox"/> 6 με 10 mm	<input type="checkbox"/> >10 mm
ΔΆνοιγμα Έσω (20° καμ/στροφή βλαισ.)	<input type="checkbox"/> 0 με 2mm	<input type="checkbox"/> 3 με 5 mm	<input type="checkbox"/> 6 με 10 mm	<input type="checkbox"/> >10 mm
ΔΆνοιγμα Έξω (20° καμ/στροφή ραιβ.)	<input type="checkbox"/> 0 με 2mm	<input type="checkbox"/> 3 με 5 mm	<input type="checkbox"/> 6 με 10 mm	<input type="checkbox"/> >10 mm
ΔΕξωτ. στροφή (30° κάμψη πρηνής)	<input type="checkbox"/> <5°	<input type="checkbox"/> 6 με 10°	<input type="checkbox"/> 11 με 19°	<input type="checkbox"/> >20°
ΔΕξωτ. στροφή (90° κάμψη πρηνής)	<input type="checkbox"/> <5°	<input type="checkbox"/> 6 με 10°	<input type="checkbox"/> 11 με 19°	<input type="checkbox"/> >20°
ΔPivot shift (20° καμ/στροφή βλαισ.)	<input type="checkbox"/> ίσο	<input type="checkbox"/> +ολίσθηση	<input type="checkbox"/> ++ clunk	<input type="checkbox"/> +++ gross
ΔΑντίστρ Pivot shift (20° καμ/στροφή βλαισ.)	<input type="checkbox"/> ίσο	<input type="checkbox"/> ολίσθηση	<input type="checkbox"/> gross	<input type="checkbox"/> αξιολογημένο
4. Ευρήματα Διαμερισμάτων			με κριγμό	
Κριγμός Πρόσθ. Διαμερίσματος	<input type="checkbox"/> κανένα	<input type="checkbox"/> μέτριος	<input type="checkbox"/> ήπιος πόνος	<input type="checkbox"/> > ήπιο πόνο
Κριγμός Οπίσθ. Διαμερίσματος	<input type="checkbox"/> κανένα	<input type="checkbox"/> μέτριος	<input type="checkbox"/> ήπιος πόνος	<input type="checkbox"/> > ήπιο πόνο
Κριγμός Έξω. Διαμερίσματος	<input type="checkbox"/> κανένα	<input type="checkbox"/> μέτριος	<input type="checkbox"/> ήπιος πόνος	<input type="checkbox"/> > ήπιο πόνο
5. Παθολογία Δότριας Περιοχής	<input type="checkbox"/> καμία	<input type="checkbox"/> ήπια	<input type="checkbox"/> μέτρια	<input type="checkbox"/> σοβαρή
6. Ακτινογραφικά Ευρήματα				
Έσω Μεσάρθριο Διάστημα	<input type="checkbox"/> κανένα	<input type="checkbox"/> ήπια	<input type="checkbox"/> μέτρια	<input type="checkbox"/> σοβαρά
Έξω Μεσάρθριο Διάστημα	<input type="checkbox"/> κανένα	<input type="checkbox"/> ήπια	<input type="checkbox"/> μέτρια	<input type="checkbox"/> σοβαρά
Επιγονατιδομηριαίο	<input type="checkbox"/> κανένα	<input type="checkbox"/> ήπια	<input type="checkbox"/> μέτρια	<input type="checkbox"/> σοβαρά
Πρόσθιο Μεσάρθριο Διάστημα (οβελιαίο)	<input type="checkbox"/> κανένα	<input type="checkbox"/> ήπια	<input type="checkbox"/> μέτρια	<input type="checkbox"/> σοβαρά
Οπίσθιο Μεσάρθριο Διάστημα (οβελιαίο)	<input type="checkbox"/> κανένα	<input type="checkbox"/> ήπια	<input type="checkbox"/> μέτρια	<input type="checkbox"/> σοβαρά
7. Λειτουργικές Δοκιμασίες				
Μονό άλμα (% αντίθετης πλευράς)	<input type="checkbox"/> ≥ 90%	<input type="checkbox"/> 89 με 76%	<input type="checkbox"/> 75 με 50%	<input type="checkbox"/> <50%

****Τελική Αξιολόγηση**

* Βαθμολογία Ομάδας: Ο χαμηλότερος βαθμός εντός κάθε ομάδας

Εικόνα 63: Η υποκειμενική και η αντικειμενική φόρμα αξιολόγησης του γόνατος, δύο από τις βασικότερες φόρμες του IKDC score. Επίσης υπάρχει η Δημογραφική Φόρμα, η Φόρμα αξιολόγησης της τρέχουσας υγείας, η Φόρμα ιστορικού γονάτων και η Φόρμα χειρουργικής τεκμηρίωσης.

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Μεθοδολογία ανάλυσης βιάδισης

Χρησιμοποιήθηκε 8-κάμερο οπτοηλεκτρονικό σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης βιάδισης (Vicon, Oxford, UK), το οποίο ανίχνευε τη θέση 16 σημειακών ανακλαστήρων, τοποθετημένων σε συγκεκριμένα σημεία πάνω στο σώμα του κάθε εξεταζομένου σύμφωνα με το κινηματικό μοντέλο των Davis et al. [158] (περιγράφεται στην 1^η μελέτη). Οι συμμετέχοντες εκτελούσαν δύο διαφορετικές δοκιμασίες που συνδύαζαν αυξημένα φορτία πρόσθιας ολίσθησης και στροφής [159, 160]: Η 1^η περιελάμβανε απότομη στροφή 90° μετά από κάθοδο σκάλας και η 2^η, άλμα από πλατφόρμα, προσγείωση και κατόπιν απότομη στροφή 90° (περιγράφεται στην 1^η μελέτη) και πραγματοποιούνταν κάτω από 3 διαφορετικές συνθήκες για το τραυματισμένο (με ρήξη ΠΧΣ) γόνατο: (Α) Με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα (Β) με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (Γ) χωρίς νάρθηκα, ενώ για το υγιές ετερόπλευρο γόνατο κάθε εξεταζομένου και οι δύο δοκιμασίες εκτελούνταν μόνο χωρίς τη χρήση νάρθηκα και αποτελούσε τη συνθήκη ελέγχου [184].

Κάθε εξεταζόμενος πραγματοποιούσε τουλάχιστον 5 φορές καθεμία από τις τρεις συνθήκες για το πάσχον γόνατο και τη μια συνθήκη για το άθικτο (υγιές) γόνατο. Η σειρά εκτέλεσης των δοκιμασιών ήταν πλήρως τυχαιοποιημένη ενώ κανένας από τους εξεταζομένους δεν ανέφερε πόνο ή δυσφορία κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών.

Στατιστική Ανάλυση

Δύο ξεχωριστές Αναλύσεις Διακύμανσης Επαναλαμβανόμενων Μετρήσεων (repeated measures analysis of variance [ANOVAs]) (μία για κάθε δοκιμασία) χρησιμοποιήθηκαν για να βρεθούν διαφορές μεταξύ των τριών διαφορετικών συνθηκών για το τραυματισμένο σκέλος και της μοναδικής εξεταζόμενης συνθήκης για το υγιές σκέλος.

Post hoc συγκρίσεις με την προσαρμογή Bonferroni χρησιμοποιήθηκαν για να παρέχουν τις τιμές των p-values, για όλες τις συγκρινόμενες ανά ζεύγη διαφορές. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ορίστηκε στο 0,05. Όλες οι στατιστικές αναλύσεις έγιναν με τη βοήθεια του στατιστικού λογισμικού SPSS (Έκδοση 18) (SPSS, Chicago, Illinois).

Γ. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Κλινικά ευρήματα

Κατά την κλινική αντικειμενική εξέταση όλοι οι ασθενείς εμφάνιζαν θετικά Lachman-Noulis καθώς και pivot shift τεστ στο γόνατο με τη ρήξη ΠΧΣ (ACL-D), πράγμα που επιβεβαίωνε την αστάθεια του τραυματισμένου γόνατος. Επιπρόσθετα, το μέσο Lysholm score ήταν 61 (εύρος: 51-75), το μέσο Tegner score ήταν 3,8 (εύρος: 3-6) ενώ το μέσο υποκειμενικό IKDC score ήταν 48,3 (εύρος: 37-53). Όσον αφορά την αντικειμενική κλίμακα του IKDC, 13 από τους ασθενείς αξιολογήθηκαν με βαθμό C, ενώ 8 με βαθμό D. Παράλληλα, το KT-1000 αρθρόμετρο ανέδειξε διαφορά στην πρόσθια κνημιαία ολίσθηση μεταξύ του τραυματισμένου και του ετερόπλευρου υγιούς γόνατος, πάνω από 3 mm σε όλους τους εξεταζομένους τόσο για το τεστ των 134 Nt όσο και για το μέγιστο χειροκίνητο τεστ (μέση διαφορά: 3,6 mm [εύρος: 3-6 mm] και 4,4 mm [εύρος: 3-8 mm] αντίστοιχα).

Κινηματικά ευρήματα

Οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις της περιστροφής της κνήμης, για τις 3 μελετώμενες συνθήκες του ACL-D γόνατος και τη μοναδική συνθήκη του ετερόπλευρου υγιούς γόνατος παριστάνονται στον πίνακα (Εικόνα 65). Οι εικόνες 66 και 67 απεικονίζουν τυπικές καμπύλες περιστροφής της κνήμης ενός αντιπροσωπευτικού ACL-D ασθενούς, κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών κατέβασμα σκάλας-περιστροφή και άλμα-προσγείωση και περιστροφή αντίστοιχα.

Οι αναλύσεις ANOVAs ανέδειξαν σημαντικές διαφορές στις δύο μελετώμενες δοκιμασίες ($p < 0,001$). Ειδικότερα, για τη δοκιμασία που περιελάμβανε κατέβασμα σκάλας και περιστροφή, οι post-hoc αναλύσεις έδειξαν ότι το εύρος περιστροφής της κνήμης ήταν σημαντικά μικρότερο στο υγιές γόνατο σε σχέση και με τις 3 συνθήκες που

αφορούσαν το ACL-D γόνατο ($p \leq 0,031$). Η χρήση του προφυλακτικού νάρθηκα στο ACL-D γόνατο είχε ως αποτέλεσμα μικρότερη κνημιαία στροφή σε σχέση τόσο με τη μη χρήση νάρθηκα ($p=0,001$), όσο και με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα ($p=0,033$) στο ACL-D γόνατο. Δε βρέθηκαν όμως σημαντικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και μη χρήση νάρθηκα, στο ACL-D γόνατο ($p=0,256$).

Αναφορικά με τη δοκιμασία που περιελάμβανε προσγείωση και περιστροφή, οι post-hoc αναλύσεις έδειξαν ότι και εδώ η κνημιαία στροφή στο υγιές γόνατο ήταν μικρότερη σε σχέση και με τις 3 συνθήκες στο ACL-D γόνατο ($p \leq 0,001$). Επίσης όσον αφορά το ACL-D γόνατο, η χρήση προφυλακτικού νάρθηκα είχε ως αποτέλεσμα μειωμένη κνημιαία στροφή σε σχέση με τις άλλες δύο μελετώμενες συνθήκες ($p \leq 0,001$) ενώ και η χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα μείωνε την κνημιαία στροφή σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα στο ACL-D γόνατο ($p=0,019$) (Εικόνες 68 και 69).

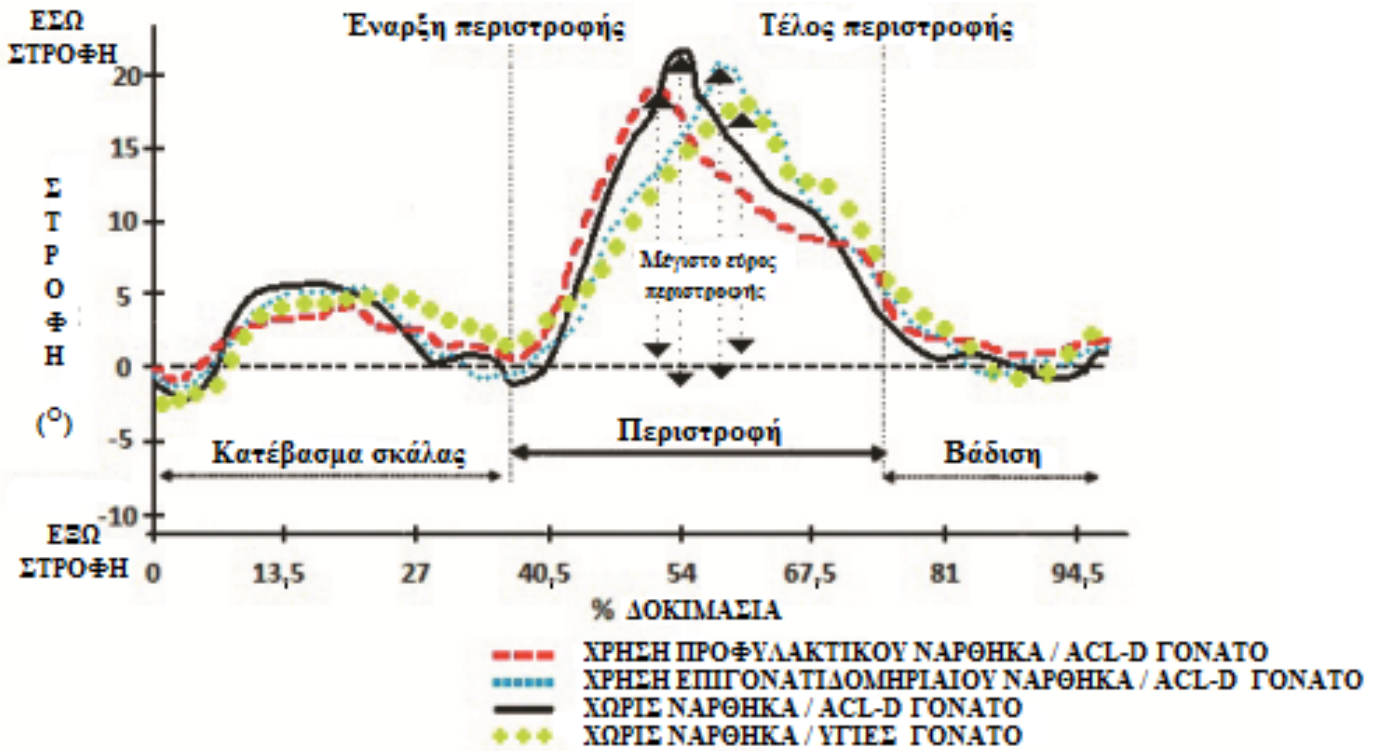
Κατέβασμα σκάλας-Περιστροφή	Mean \pm SD
Χωρίς νάρθηκα / Υγιές γόνατο	17,18° \pm 2,48 ^a
Χωρίς νάρθηκα / ACL-D γόνατο	22,52° \pm 3,35 ^b
Χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα / ACL-D γόνατο	20,95° \pm 2,92 ^b
Χρήση προφυλακτικού νάρθηκα / ACL-D γόνατο	19,08° \pm 2,75 ^a

Προσγείωση-Περιστροφή	Mean \pm SD
Χωρίς νάρθηκα / Υγιές γόνατο	14,61° \pm 1,99 ^a
Χωρίς νάρθηκα / ACL-D γόνατο	21,64° \pm 3,11 ^a
Χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα / ACL-D γόνατο	19,23° \pm 2,74 ^a
Χρήση προφυλακτικού νάρθηκα / ACL-D γόνατο	16,81° \pm 2,42 ^a

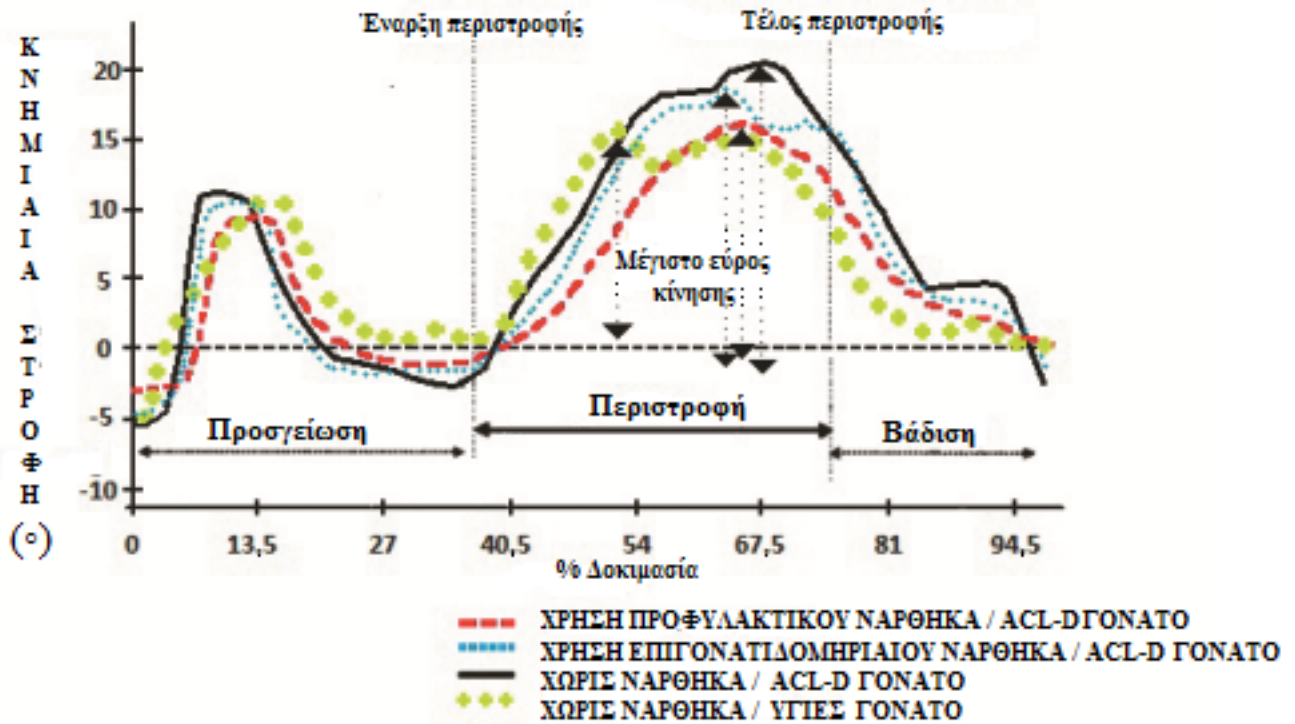
Εικόνα 65: Πίνακας όπου παρουσιάζονται οι μέσοι όροι (Mean) και οι τυπικές αποκλίσεις (SD) που αφορούν το μέγιστο εύρος κνημιαίας στροφής κατά τη φάση περιστροφής (pivoting period).

^a Στατιστικά σημαντική διαφορά με τις άλλες 3 συνθήκες ($p < 0,05$)

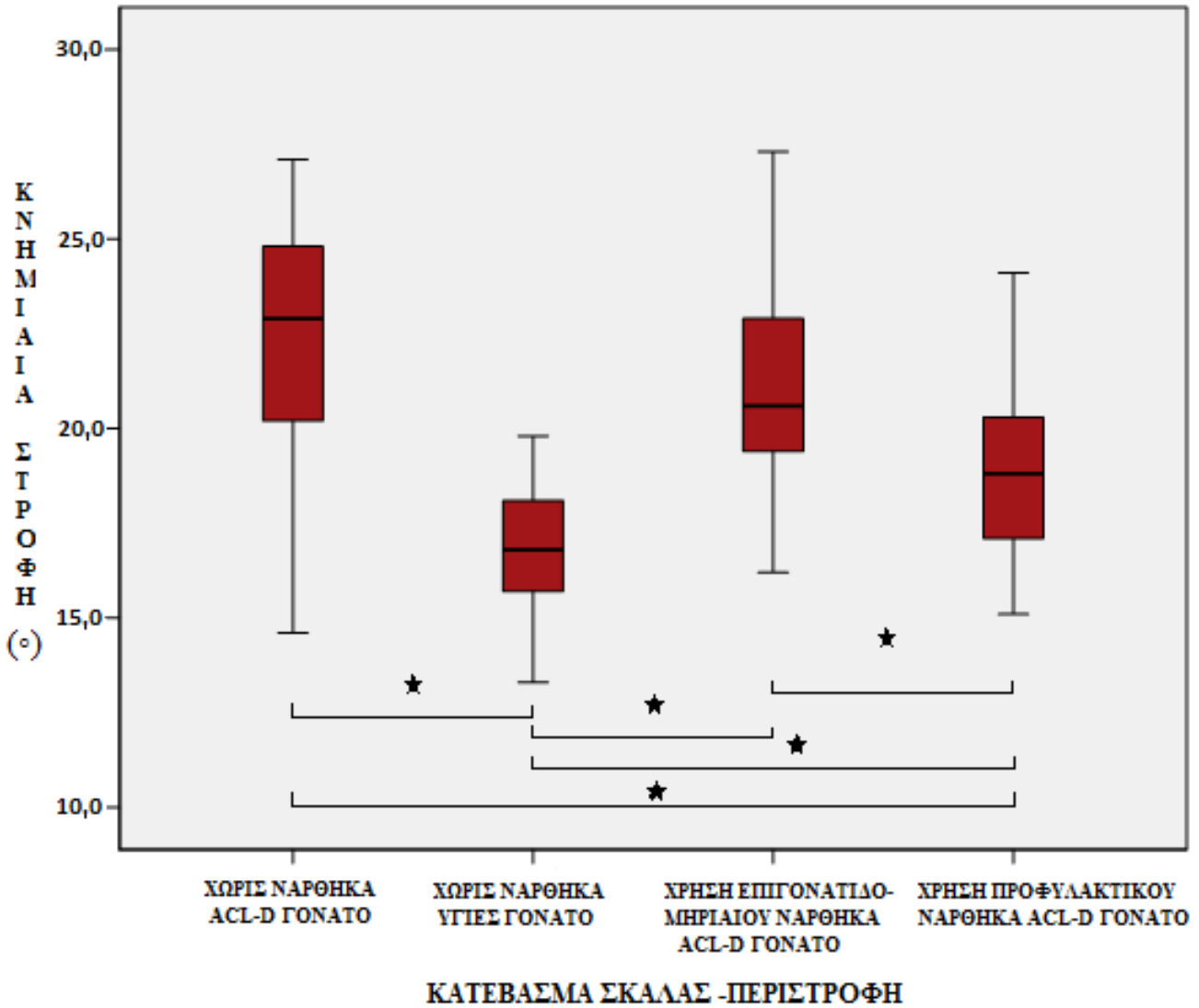
^b Στατιστικά σημαντική διαφορά με τις συνθήκες χωρίς νάρθηκα / υγιές γόνατο και χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα / ACL-D γόνατο ($p < 0,05$)



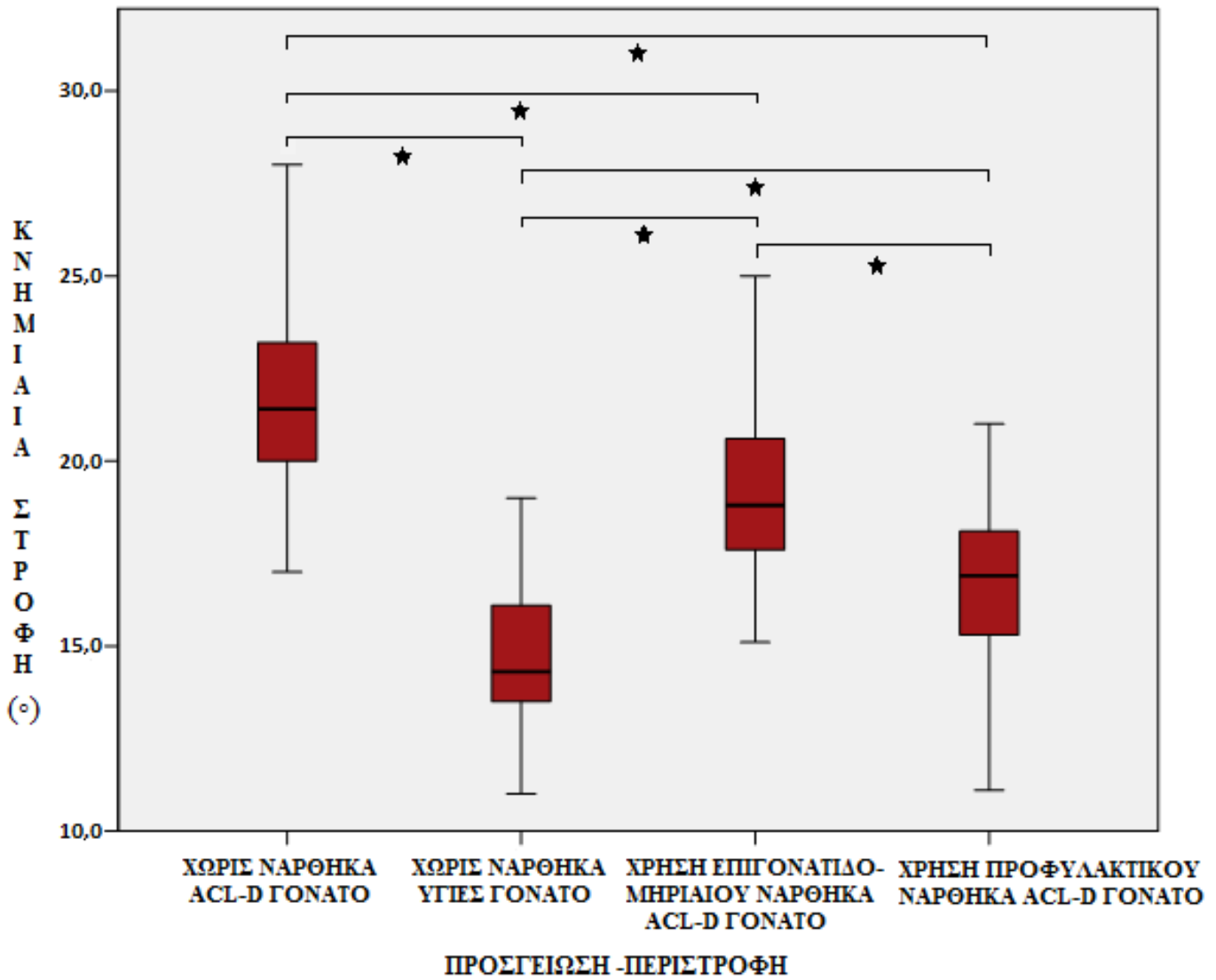
Εικόνα 66: Τυπικές καμπύλες κνημιαίας στροφής κατά τη διάρκεια της εξεταζόμενης περιόδου, από έναν αντιπροσωπευτικό ACL-D ασθενή, στη δοκιμασία κατέβαση σκάλας και απότομη στροφή. Η παχέως διακεκομμένη κόκκινη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα στο τραυματισμένο γόνατο, ενώ η λεπτή διακεκομμένη μπλε και η συνεχής μαύρη καμπύλη αναπαριστούν τις συνθήκες χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα στο τραυματισμένο γόνατο και χωρίς νάρθηκα στο τραυματισμένο γόνατο, αντίστοιχα. Τέλος η κροσσωτή διακεκομμένη πράσινη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα στο υγιές γόνατο. Η διαφορά μεταξύ μέγιστης και ελάχιστης τιμής στην κνημιαία στροφή κατά τη φάση περιστροφής υποσημειώνεται με βέλη και για τις 4 μελετώμενες συνθήκες.



Εικόνα 67: Το απεικονιζόμενο σχεδιάγραμμα είναι παρόμοιο με αυτό της εικόνας 63, ωστόσο αφορά τη δοκιμασία προσγείωση και περιστροφή. Σχετικά με το ACL-D γόνατο, η παχέως διακεκομμένη κόκκινη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα, η λεπτή διακεκομμένη μπλε, τη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και η συνεχής μαύρη καμπύλη, τη συνθήκη μη χρήση νάρθηκα. Η κροσσωτή διακεκομμένη πράσινη καμπύλη αναπαριστά τη συνθήκη μη χρήση νάρθηκα στο υγιές γόνατο. Το εύρος περιστροφής της κνήμης αποτελούσε την μελετώμενη εξαρτημένη μεταβλητή της μελέτης.



Εικόνα 68: Θηκογράμματα (Box-plots) που δείχνουν τους μέσους όρους και τις τυπικές αποκλίσεις του εύρους κνημιαίας στροφής στη φάση περιστροφής κατά τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή. Με αστερίσκο (*) υποσημειώνονται στατιστικά σημαντικές διαφορές.



Εικόνα 69: Τα θηκογράμματα (box-plots) παρουσιάζουν τους μέσους όρους και τις τυπικές αποκλίσεις του εύρους περιστροφής της κνήμης κατά τη δοκιμασία άλμα-προσγείωση και περιστροφή. Στατιστικά σημαντικές διαφορές υποσημειώνονται με αστερίσκο (*).

Δ. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Το βασικό εύρημα της 2^{ης} μελέτης ήταν ότι οι νάρθηκες γόνατος μειώνουν την υπερβολική κνημιαία στροφή η οποία εμφανίζεται μετά από ρήξη ΠΧΣ κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων υψηλής έντασης, αποτυγχάνοντας όμως να αποκαταστήσουν πλήρως τη φυσιολογική στροφική κινηματική του γόνατος.

Ειδικότερα, βρέθηκε ότι κατά τη δοκιμασία που περιελάμβανε κατέβασμα σκάλας και περιστροφή, η χρήση προφυλακτικού νάρθηκα περιορίζει το εύρος περιστροφής της κνήμης κατά σχεδόν 3,5° σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα, στο ACL-D γόνατο. Ωστόσο αποτύγχανε να αποκαταστήσει πλήρως την κνημιαία στροφή στα φυσιολογικά επίπεδα του ετερόπλευρου, χωρίς νάρθηκα, υγιούς γόνατος, υπολειπόμενη κατά περίπου 2°. Αντίθετα, δεν υπήρχαν διαφορές μεταξύ των συνθηκών χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και μη χρήση νάρθηκα στο ACL-D γόνατο, πράγμα που δείχνει πως ο επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας δεν μπορεί να περιορίσει την υπερβολική κνημιαία στροφή στο ACL-D γόνατο κατά την εκτέλεση της συγκεκριμένης δοκιμασίας.

Σχετικά με τη δοκιμασία που περιελάμβανε άλμα-προσγείωση και περιστροφή, βρέθηκε ότι ο προφυλακτικός νάρθηκας περιορίζει την περιστροφή της κνήμης κατά σχεδόν 5° σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα στο ACL-D γόνατο. Εντούτοις, εν συγκρίσει με το υγιές, χωρίς νάρθηκα γόνατο η κνημιαία στροφή υπολειπόταν κατά περίπου 2°. Παράλληλα και ο επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας περιορίζει το εύρος κνημιαίας στροφής κατά περίπου 2,5° σε σύγκριση με τη μη χρήση νάρθηκα στο ACL-D γόνατο. Όμως δεν μπορούμε να αγνοήσουμε το γεγονός ότι υπήρχαν ακόμη περίπου 4,5° υπολειπόμενης κνημιαίας στροφής σε σχέση με το υγιές, χωρίς νάρθηκα γόνατο. Τα αποτελέσματα επιβεβαίωσαν την υπόθεση που είχε διατυπωθεί στην εισαγωγή της 2^{ης} μελέτης. Οι διαφορές που παρατηρήθηκαν μεταξύ των δύο δοκιμασιών θα μπορούσαν να

αποδοθούν στα μεγαλύτερα φορτία που αναπτύσσονται στο γόνατο κατά την προσγείωση (2^η δοκιμασία) λόγω μεγαλύτερης πρόσθιας ορμής.

Άλλο σημαντικό εύρημα της μελέτης μας ήταν ότι ο προφυλακτικός νάρθηκας υπερτερούσε του επιγονατιδομηριαίου στον έλεγχο της υπερβολικής περιστροφής της κνήμης σε ACL-D ασθενείς, πράγμα που ενδεχομένως να οφείλεται στις μεταλλικές λωρίδες που υπάρχουν στο πλάι του.

Όπως ειπώθηκε και στην 1^η μελέτη, οι Ristanis et al. βρήκαν ότι οι ACL-D ασθενείς παρουσίαζαν σχεδόν 4,5° παραπάνω κνημιαία στροφή σε σχέση με την υγιή ομάδα έλεγχου, κατά τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή [137] και περίπου 6°, κατά τη δοκιμασία προσγείωση και περιστροφή [95]. Παρόμοιες διαφορές αναδείχθηκαν και στην έρευνά μας μεταξύ ACL-D γόνατος χωρίς τη χρήση νάρθηκα και ετερόπλευρου υγιούς (5,5° and 7° αντίστοιχα). Οι ίδιοι ερευνητές διαπίστωσαν επίσης ότι μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, παρέμεναν 4° και 5° αντίστοιχα υπερβολικής κνημιαίας στροφής σε σχέση με την υγιή ομάδα ελέγχου για τις δυο μελετώμενες δοκιμασίες [95, 137]. Αντίθετα στην έρευνά μας, βρέθηκε ότι η ναρθηκοποίηση μπορεί πρακτικά να εξαλείψει περισσότερο από το 60% της εμφανιζόμενης υπερβολικής περιστροφής της κνήμης στην 1^η δοκιμασία και σχεδόν το 70% στη 2^η δοκιμασία σε ACL-D ασθενείς, γεγονός που μπορεί να έχει ιδιαίτερη κλινική σημασία. Κι αυτό γιατί όπως ειπώθηκε παραπάνω, η υπερβολική στροφή της κνήμης είχε «κατηγορηθεί» ως σημαντικότερος παράγοντας μελλοντικής εμφάνισης οστεοαρθρίτιδας [66-68, 154-155]. Αξίζει ωστόσο περαιτέρω έρευνας το εάν η μερική αποκατάσταση της φυσιολογικής κνημιαίας στροφής από τη ναρθηκοποίηση, μπορεί να εμποδίσει ή να επιβραδύνει την εμφάνιση οστεοαρθρίτιδας σε ACL-D ασθενείς.

Κλινική εφαρμογή των αποτελεσμάτων της 2^{ης} μελέτης

Οι νάρθηκες γόνατος θα μπορούσαν να προσφέρουν επαρκή στροφική σταθερότητα σε ACL-D ασθενείς ή σε ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ όπου η χειρουργική αποκατάσταση έχει αποδειχθεί ανεπαρκής [95, 137]. Ωστόσο, η κνημιαία στροφή δεν αποτελεί μία μόνο λειτουργική παράμετρο που χαρακτηρίζει τη σταθερότητα του γόνατος. Υπάρχουν και άλλες μεταβλητές που την επηρεάζουν, όπως η πρόσθια κνημιαία ολίσθηση. Είναι μάταιο, και ίσως φαιδρό, να προτείνεται η υποκατάσταση της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ με τη νάρθηκοποίηση σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ. Ασθενείς που έχουν ένδειξη επιτυχούς χειρουργικής αποκατάστασης ρήξεως ΠΧΣ θα πρέπει να αντιμετωπίζονται ανάλογα. Ωστόσο οι νάρθηκες γόνατος θα μπορούσαν να παίξουν σημαντικό ρόλο σε ACL-D copers ασθενείς, δηλαδή ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ οι οποίοι έχουν επιστρέψει ικανοποιητικά στο προ τραυματισμού επίπεδο αθλητικών δραστηριοτήτων τους μετά από συντηρητική αντιμετώπιση της κάκωσης του ΠΧΣ. Σε αυτούς τους ασθενείς η βελτίωση της στροφικής σταθερότητας θα μπορούσε θεωρητικά να αποτρέψει ή να καθυστερήσει την εμφάνιση χόνδρινων βλαβών, και εν τέλει οστεοαρθρίτιδας, στο τραυματισμένο γόνατο.

Περιορισμοί της μελέτης

- ✚ Ένα από τα μειονεκτήματα της μελέτης μας αφορά την κίνηση των δερματικών ανακλαστήρων και την ικανότητά τους να αναπαριστούν τις κινήσεις των οστών (αναλύθηκε παραπάνω).
- ✚ Επιπρόσθετος περιορισμός της μελέτης μας αποτελεί το γεγονός ότι το υγιές ετερόπλευρο γόνατο των ACL-D ασθενών, θεωρήθηκε ως το γόνατο ελέγχου. Αυτός ο συμβιβασμός έγινε διότι συγκρίνοντας το εύρος περιστροφής της κνήμης υγιούς γόνατος από ACL-D ασθενείς, με το εύρος κνημιαίας στροφής σε γόνατα υγιών ατόμων και για τις δύο μελετώμενες δοκιμασίες δε βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές [163] (17,2 έναντι 17,1 για τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας-περιστροφή και 14,6 έναντι 14

για τη δοκιμασία προσγείωση-περιστροφή αντίστοιχα), πράγμα αναμενόμενο, μιας και δεν υπάρχουν δομικές διαφορές μεταξύ των συγκρινόμενων γονάτων, ούτε υπάρχει κάποια παθολογία. Έτσι, για να απλοποιήσουμε το σχεδιασμό της μελέτης και να αποφύγουμε πολύπλοκες στατιστικές αναλύσεις, το υγιές γόνατο των ACL-D ασθενών χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη ως γόνατο ελέγχου.

✚ Όλοι οι συμμετέχοντες στη μελέτη ήταν άνδρες, με συνέπεια να είναι αμφίβολο αν τα αποτελέσματα της μελέτης μας μπορούν να γενικευθούν και να περιλάβουν και γυναίκες με ρήξη ΠΧΣ, ή άτομα μεγαλύτερης ηλικίας. Εντούτοις με το να επιλέγουμε να μελετήσουμε ένα τόσο κλειστό δείγμα εξεταζομένων, αποκλείουμε εξωγενείς παράγοντες που έχει βρεθεί ότι επηρεάζουν τα κινηματικά δεδομένα της βάδισης (όπως ορμονικές αλλαγές του κύκλου της γυναίκας, γωνία Q-angle κ.α.) [185-187]. Με τον τρόπο αυτό αυξάνεται η ομοιογένεια του δείγματός μας και συνεπακόλουθα η στατιστική δύναμη των αποτελεσμάτων μας.

Ε. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Συνοψίζοντας, βρέθηκε ότι η ναρθηκοποίηση περιορίζει την υπερβολική κνημιαία στροφή σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ, κατά την εκτέλεση δοκιμασιών υψηλής έντασης. Ενδεχομένως, η χρησιμοποίηση των ναρθήκων γόνατος από τους ασθενείς αυτούς στις καθημερινές τους δραστηριότητες, όπου αναπτύσσονται χαμηλής, μέτριας ή υψηλής έντασης δυνάμεις, να έχει ευεργετικά αποτελέσματα. Βέβαια, ο επιγονατιδομηριαίος δεν αποκαθιστούσε στον ίδιο βαθμό την υπερβολική κνημιαία στροφή, με τον προφυλακτικό νάρθηκα. Τέλος σε όλες τις μελετώμενες συνθήκες το ACL-D γόνατο εμφάνιζε μεγαλύτερη κνημιαία στροφή από το υγιές γόνατο.

3^η ΜΕΛΕΤΗ

A. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Όπως είπαμε παραπάνω, σκοπός της συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ δεν είναι μόνο η αποκατάσταση της φυσιολογικής πρόσθιας κνημιαίας ολίσθησης, σε σχέση με το μηριαίο οστό, αλλά και ο περιορισμός της υπερβολικής κνημιαίας έσω στροφής. Ελέγχθη επίσης ότι έχει βρεθεί πως η συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ αποκαθιστά το υπερβολικό εύρος κνημιαίας στροφής μόνο σε χαμηλής έντασης δραστηριότητες, όπως το περπάτημα [152], αλλά όχι σε υψηλής έντασης αθλητικές δραστηριότητες [95, 137]. Στην προηγούμενη μελέτη μας, βρέθηκε ότι η ναρθηκοποίηση περιορίζει το υπερβολικό εύρος κνημιαίας στροφής στο τραυματισμένο γόνατο ACL-D ασθενών σε υψηλής έντασης δοκιμασίες χωρίς όμως να μπορεί να αποκαταστήσει το φυσιολογικό εύρος κνημιαίας στροφής του ετερόπλευρου, υγιούς (με άθικτο ΠΧΣ) γόνατος [184]. Παραμένει όμως άγνωστο, εάν η ναρθηκοποίηση έχει τη δυνητική ικανότητα να περιορίσει την παραμένουσα υπερβολική κνημιαία στροφή, που εμφανίζεται σε αθλητικές δραστηριότητες μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ.

Σκοπός λοιπόν της 3^{ης} μελέτης είναι να εξεταστεί εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να αποκαταστήσουν τη φυσιολογική στροφική κινηματική της άρθρωσης του γόνατος μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ (δηλαδή σε ACL-Reconstructed ή ACL-R [για συντομία], ασθενείς) κατά την εκτέλεση υψηλής έντασης αθλητικών δραστηριοτήτων. Υποθέσαμε ότι θα υπάρχει μείωση στην κνημιαία στροφή λόγω ναρθηκοποίησης.

B. ΥΛΙΚΟ – ΜΕΘΟΔΟΣ

ΥΛΙΚΟ

Εξεταζόμενο δείγμα

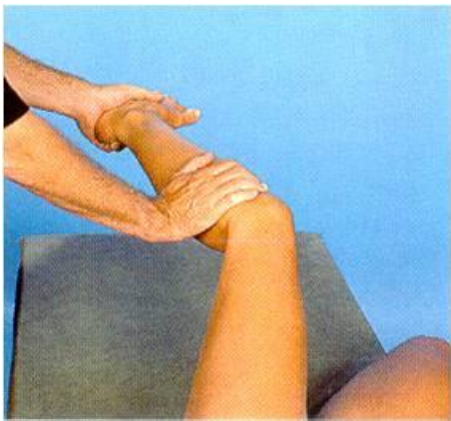
Από τον Οκτώβριο του 2008 έως το Δεκέμβριο του 2009, 131 ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ, υπεβλήθησαν αρθροσκοπικά σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ στην Ορθοπαιδική Κλινική του ΠΓΝ Ιωαννίνων από τον ίδιο ορθοπαιδικό χειρουργό. Στη μελέτη μας συμπεριελήφθησαν συμμετέχοντες με τα εξής χαρακτηριστικά:

- Ιστορικό πλήρους, μονόπλευρης ρήξης ΠΧΣ, η οποία είχε αποκατασταθεί με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα μονής δεσμίδας επιγονατιδικού τένοντα (bone-patellar tendon-bone/BPTB)
- Χωρίς ιστορικό τραυματισμού στο ετερόπλευρο γόνατο
- Προ τραυματισμού επίπεδο δραστηριοτήτων κατά Tegner (Tegner score): 7 ή μεγαλύτερο
- Επιθυμία για επιστροφή μετεγχειρητικά στις προ τραυματισμού αθλητικές δραστηριότητες
- Χωρίς ιστορικό ορθοπαιδικών ή νευρολογικών προβλημάτων που θα επηρέαζαν την εκτέλεση των ζητούμενων δοκιμασιών
- Άρρεν φύλο
- Τουλάχιστον 2 χρόνια μετεγχειρητικής παρακολούθησης (follow-up).

Αποκλείστηκαν από την έρευνά μας όσοι ασθενείς εμφάνιζαν:

- ✓ Πολυσυνδεσμικές κακώσεις (Κάκωση ΟΧΣ και/ή πλαγίων συνδέσμων παράλληλα με τη ρήξη ΠΧΣ)
- ✓ Συνύπαρξη σοβαρών χόνδρινων βλαβών (ταξινόμηση III, IV κατά Outerbridge)

- ✓ Μηνισκικές κακώσεις που απαιτούσαν μηνισκεκτομή ή μηνισκοσυρραφή
- ✓ Ιστορικό συνδεσμικής κάκωσης ή άλλης επέμβασης στο χειρουργημένο ή στο ετερόπλευρο γόνατο
- ✓ Ανάγκη αναθεώρησης της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ
- ✓ Συμπτωματικό πόνο προσθίου διαμερίσματος κνήμης
- ✓ Κλινική αστάθεια γόνατος μετά τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, στην τελευταία εξέταση του follow-up (θετικό pivot-shift και Lachman-Noullis τεστ (Εικόνα 70), και διαφορά στην πρόσθια κνημιαία ολίσθηση με το αρθρόμετρο KT-1000 μεταξύ ACL-R γόνατος και ετερόπλευρου υγιούς: >3 mm)



(α)



(β)

Εικόνα 70: (α) Το pivot shift τεστ. (β) Το Lachman-Noullis τεστ.

Με βάση τα παραπάνω κριτήρια, 20 άρρενες (μέσης ηλικίας $27,1 \pm 3,4$ έτη, μέσης μάζας $76,3 \pm 4,1$ kgr, μέσου ύψους $1,79 \pm 0,07$ m, που υπεβλήθησαν σε αρθροσκοπική συνδεσμοπλαστική ρήξεως ΠΧΣ με αυτομόσχευμα BPTB) εκπλήρωσαν τα κριτήρια συμμετοχής στη μελέτη και αποτέλεσαν το εξεταζόμενο δείγμα. Το πρωτόκολλο εξέτασης ήταν πανομοιότυπο με αυτό της προηγούμενης 2^{ης} μελέτης ενώ όλοι οι συμμετέχοντες έδωσαν την έγγραφη συναίνεση για τη συμμετοχή τους στην ερευνητική

εργασία σύμφωνα με τις οριζόμενες αρχές Ηθικής και Δεοντολογίας της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων. Το μέσο χρονικό διάστημα μεταξύ τραυματισμού και συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ ήταν 5 μήνες (εύρος: 2-12 μήνες), ενώ μεταξύ συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ και συλλογής δεδομένων ήταν 26 μήνες (εύρος: 25-28 μήνες). Μηνισκικές βλάβες διαπιστώθηκαν αρθροσκοπικά κατά τη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ σε 6 περιπτώσεις αλλά η βλάβη ήταν μικρότερη από το 25%.

Όλοι οι ασθενείς ακολούθησαν το ίδιο μετεγχειρητικό πρόγραμμα αποκατάστασης αρχίζοντας από τη δεύτερη μετεγχειρητική ημέρα με την πραγματοποίηση παθητικών ασκήσεων μέχρι το όριο του πόνου, έναρξη ήπιων ενεργητικών ασκήσεων καθώς και μερικής φόρτισης του σκέλους. Εξιτήριο των ασθενών από το Νοσοκομείο γινόταν την 3^η μετεγχειρητική ημέρα. Κάθε εξεταζόμενος χρησιμοποιούσε νάρθηκα αποκατάστασης (εκτάσεως γόνατος) και βακτηρίες μασχάλης για τις πρώτες 3 μετεγχειρητικές εβδομάδες. Πλήρης φόρτιση του σκέλους γινόταν την 3^η μετεγχειρητική εβδομάδα ενώ η επιστροφή τους σε αθλητικές δραστηριότητες επιτράπηκε στις 24 εβδομάδες (6 μήνες) μετά το χειρουργείο, εφόσον οι ασθενείς είχαν επανακτήσει πλήρως σταθερότητα στο χειρουργημένο γόνατο (όλα τα κλινικά τεστ αξιολόγησης αρνητικά) και λειτουργική μυϊκή δύναμη [73, 188], η αξιολόγηση της οποίας γινόταν με το ισοκινητικό δυναμόμετρο (Εικόνα 71). Κατά τη συλλογή των δεδομένων, κανένας από τους χειρουργημένους ασθενείς δεν εμφάνισε πόνο ή οίδημα στο γόνατο ενώ όλοι είχαν επιστρέψει πλήρως στις προ του τραυματισμού, καθημερινές και αθλητικές τους δραστηριότητες.



Εικόνα 71: Ισοκινητικό δυναμόμετρο για την αξιολόγηση της μυικής δύναμης των χειρουργημένων ασθενών.

Συνδεσμοπλαστική με αυτομόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα (BPTB)

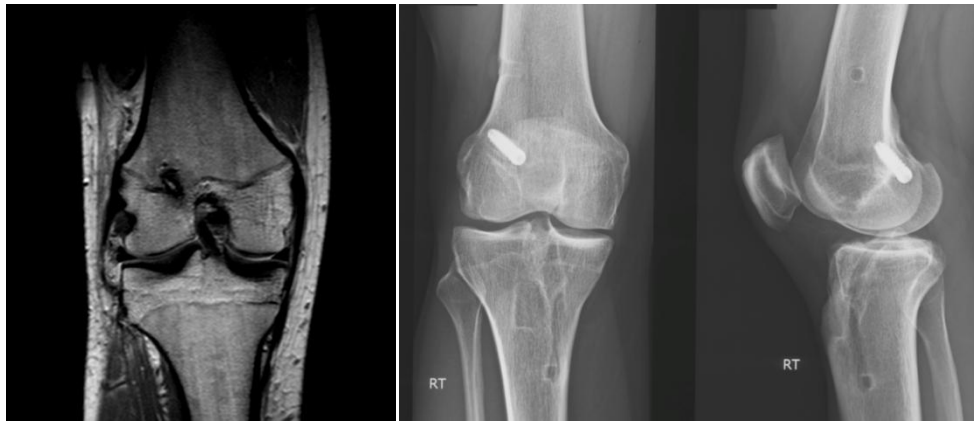
Η αποκάλυψη του επιγονατιδικού τένοντα γίνεται με κάθετη τομή μήκους 6-7 εκ. από το ύψος της αρθρικής επιφάνειας μέχρι το ύψος του κνημιαίου κυρτώματος. Εν συνεχεία, με ειδικό πριόνι αφαιρούμε το έσω 1/3 του επιγονατιδικού τένοντα μαζί με 2 οστικά τεμάχια, ένα τριγωνικό από την επιγονατίδα και ένα ορθογώνιο μήκους περίπου 2 εκ., από το κνημιαίο κύρτωμα [189] (Εικόνα 72). Ακολούθως το μόσχευμα διαμορφώνεται έτσι ώστε να μπορεί να τοποθετηθεί στις αντίστοιχες οστικές σήραγγες (τούνελ), στο μηριαίο οστό και την κνήμη. Πιο συγκεκριμένα τα οστικά τεμάχια διαμορφώνονται κατά τέτοιο τρόπο ώστε η διάμετρός τους να είναι λίγο μικρότερη από 10 mm. Κατόπιν, δημιουργούμε τα οστικά τούνελ αρχίζοντας πρώτα από το μηριαίο.

Κατ' αρχάς πρέπει να αναφερθεί ότι η θέση του μηριαίου τούνελ είναι πιο σημαντική από αυτή του κνημιαίου και αυτό γιατί το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης του γόνατος είναι πολύ πιο κοντά στο μηριαίο αποτύπωμα απ' ότι στο κνημιαίο. Έτσι τα περιθώρια λάθους είναι πολύ μικρότερα όταν δημιουργείται το μηριαίο κανάλι [190-192].

Διαμέσου λοιπόν, της έσω αρθροσκοπικής πύλης εισόδου (anteromedial portal) διαμορφώνεται το μηριαίο τούνελ με τη βοήθεια ειδικού εργαλείου (reamer), τρυπώντας τον οστικό φλοιό στην 10^η ανατομική ώρα για το δεξί γόνατο και στη 2^η ανατομική ώρα για το αριστερό, με το γόνατο πάντα σε κάμψη 120° [193-194] (Εικόνα 73). Αυτό έγινε, διότι έχει βρεθεί πως η ανατομική τοποθέτηση του μοσχεύματος στις θέσεις αυτές, αντί της 11^{ης} και της 1^{ης} ανατομικής ώρας αντίστοιχα, καθώς και η αυξημένη λοξότητα του μοσχεύματος, σχετίζονται με καλύτερη μετεγχειρητική αποκατάσταση των στροφικών κινηματικών της άρθρωσης του γόνατος [98, 99, 195] (Εικόνα 74). Το μήκος του τούνελ είναι 20 mm περίπου, όσο και το μήκος της ορθογώνιας κνημιαίας οστικής προεξοχής του μοσχεύματος που πρόκειται να τοποθετηθεί στο μηριαίο τούνελ. Για την ακρίβεια, η κνημιαία οστική προεξοχή του τένοντα-μοσχεύματος τοποθετείται στο μηριαίο τούνελ και η επιγονατιδική οστική προεξοχή στο κνημιαίο τούνελ.



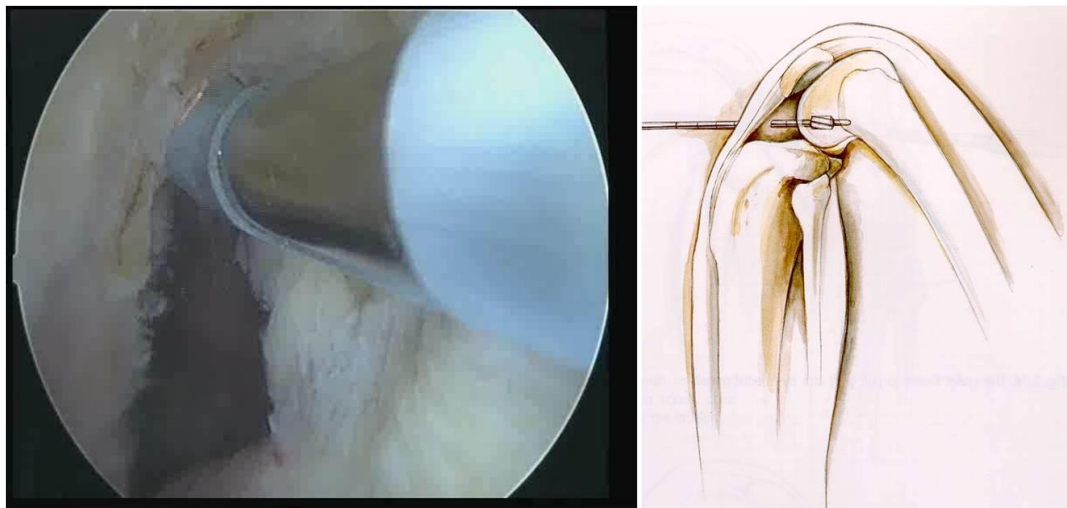
Εικόνα 72: Το μόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα. Στις 2 άκρες διακρίνονται τα οστικά τεμάχια.



(α)

(β)

Εικόνα 73: (α) MRI και (β) Α/Α ΔΕ γόνατος (F/P), όπου απεικονίζεται μετεγχειρητικά η θέση του μηριαίου τούνελ στη 10^η περίπου ανατομική ώρα.



(α)

(β)

Εικόνα 74: (α) Το μαρκάρισμα του αποτυπώματος στο μηριαίο τούνελ κατά τη 10^η ανατομική ώρα όπως φαίνεται κατά την αρθροσκόπηση. (β) Η κατασκευή του μηριαίου τούνελ με το γόνατο σε κάμψη 120°.

Όσον αφορά το κνημιαίο τούνελ, η διαμόρφωσή του γίνεται με το γόνατο του ασθενούς σε κάμψη 90°. Η "στόχευση" του κνημιαίου καναλιού, γίνεται σε θέση περίπου 5 mm προσθίως και έσω του ανατομικού κέντρου του φυσιολογικού κνημιαίου αποτυπώματος του ΠΧΣ, έτσι ώστε το οπίσθιο-έξω τμήμα της περιφέρειας του τούνελ να

βρίσκεται ακριβώς στο ανατομικό κνημιαίο αποτύπωμα του ΠΧΣ [99] (Εικόνα 75). Φέρνοντας το γόνατο σε υπερέκταση, ελέγχουμε αν η επιλογή του σημείου αυτού είναι σωστή, υπολογίζοντας αν το μόσχευμα θα προσκρούσει πάνω στη μεσοκονδύλια εντομή κατά την κίνηση αυτή.



(α)



(β)

Εικόνα 75: (α) Το μαρκάρισμα του κνημιαίου αποτυπώματος όπως φαίνεται κατά την αρθροσκόπηση. (β) Η κατασκευή του κνημιαίου τούνελ.

Το τελικό στάδιο είναι η διέλευση του μοσχεύματος μέσω του κνημιαίου τούνελ και η σταθεροποίησή του (οστικό κομμάτι της κνήμης) στο μηριαίο τούνελ με μία μεταλλική βίδα διαμέτρου 7 mm. Μετά τη σταθεροποίηση του μοσχεύματος στο μηριαίο, το μόσχευμα περιστρέφεται κατά τον επιμήκη άξονα κατά 90°, προσομοιάζοντας τη φυσιολογική στροφή του ΠΧΣ. Η καθήλωση του μοσχεύματος στο κνημιαίο τούνελ (οστικό κομμάτι της επιγονατίδας) γίνεται με μία βιοαπορροφήσιμη βίδα μεγέθους 9 mm, η οποία τοποθετείται με το γόνατο του ασθενούς σε κάμψη 25-30° [196]. Μετά την καθήλωση του μοσχεύματος, πραγματοποιείται μέγιστη κάμψη και έκταση της άρθρωσης του γόνατος ώστε να δούμε αν υπάρχει πρόσκρουση του μοσχεύματος πάνω στη μεσοκονδύλια εντομή, στον έξω μηριαίο κόνδυλο ή στον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο. Σε

κανένα περιστατικό της μελέτης δεν έγινε πλαστική της μεσοκονδύλιας εντομής (notchplasty).

Κλινική εξέταση

Πριν από τη συλλογή των κινηματικών δεδομένων, γινόταν πρώτα κλινική εκτίμηση όλων των ασθενών από τον ίδιο πάντα κλινικό εξεταστή. Επίσης γινόταν καταγραφή του Tegner και του Lysholm score [157], ενώ καταγράφονταν επίσης τόσο η υποκειμενική όσο και η αντικειμενική φόρμα του IKDC ερωτηματολογίου [180] για όλους τους συμμετέχοντες. Επιπλέον υπολογίστηκε η πρόσθια κνημιαία ολίσθηση του ACL-R γόνατος με τη βοήθεια του αρθρομέτρου KT-1000 (περιγράφεται στη 2^η μελέτη).

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Μεθοδολογία ανάλυσης βάρδισης

Με τη βοήθεια 8-κάμερου οπτοηλεκτρονικού συστήματος τρισδιάστατης ανάλυσης βάρδισης (Vicon, Oxford, UK), ανιχνεύεται η θέση 16 σημειακών ανακλαστήρων, τοποθετημένων σε συγκεκριμένα σημεία πάνω στο σώμα κάθε εξεταζομένου σύμφωνα με το κινηματικό μοντέλο των Davis et al. [158] (περιγράφεται στην 1^η μελέτη) (Εικόνα 76). Οι συμμετέχοντες εκτελούσαν δύο διαφορετικές δοκιμασίες που συνδύαζαν αυξημένα φορτία πρόσθιας ολίσθησης και στροφής [159-160]: Η 1^η περιελάμβανε κάθοδο σκάλας και απότομη στροφή 90° και η 2^η, άλμα από πλατφόρμα, προσγείωση και κατόπιν απότομη στροφή 90° (περιγράφεται στην 1^η μελέτη) και πραγματοποιούνταν κάτω από 3 διαφορετικές συνθήκες για το χειρουργημένο με αυτομόσχευμα BPTB γόνατο: (Α) Με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα, (Β) με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα, (Γ) χωρίς νάρθηκα, ενώ για το υγιές ετερόπλευρο γόνατο κάθε εξεταζομένου και οι δύο δοκιμασίες εκτελούνταν μόνο χωρίς τη χρήση

νάρθηκα και αποτελούσε τη συνθήκη ελέγχου [197]. Κάθε εξεταζόμενος πραγματοποιούσε τουλάχιστον 5 φορές καθεμία από τις τρεις συνθήκες για το ACL-R γόνατο και τη μια συνθήκη για το άθικτο (υγιές) γόνατο. Η σειρά εκτέλεσης των δοκιμασιών ήταν πλήρως τυχαιοποιημένη ενώ κανένας από τους εξεταζόμενους δεν ανέφερε πόνο ή δυσφορία κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών.

Στατιστική Ανάλυση

Περιγράφεται στη 2^η μελέτη.



(α)



(β)



(γ)



(δ)

Εικόνα 76: Οι δερματικοί ανακλαστήρες είναι τοποθετημένοι στον εξεταζόμενο σύμφωνα με το πρότυπο του Davis. (α) Με χρήση προφυλακτικού νάρθηκα στο ACL-R γόνατο / Προσθιοπίσθια απεικόνιση. (β) Με χρήση προφυλακτικού νάρθηκα στο ACL-R γόνατο / Πλάγια απεικόνιση. (γ) Με χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα στο ACL-R γόνατο / Προσθιοπίσθια απεικόνιση. (δ) Με χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα στο ACL-R γόνατο / Πλάγια απεικόνιση.

Γ. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Κλινικά ευρήματα

Τα αρνητικά Lachman-Noullis και pivot shift τεστ φάνεροναν πως η σταθερότητα του γόνατος μετεγχειρητικά είχε κλινικά αποκατασταθεί σε όλους τους εξεταζομένους. Παράλληλα, το μέσο Lysholm score ήταν 95 (εύρος: 84-100), το μέσο Tegner score ήταν 7,3 (εύρος: 7-9), ενώ το μέσο υποκειμενικό IKDC score ήταν 93,9 (εύρος: 84,7-100). Όσον αφορά την αντικειμενική κλίμακα του IKDC, 16 από τους ασθενείς αξιολογήθηκαν με βαθμό A, ενώ 4 με βαθμό B. Επιπλέον, το KT-1000 αρθρόμετρο ανέδειξε διαφορά στην πρόσθια κνημιαία ολίσθηση μεταξύ του ACL-R γόνατος και του ετερόπλευρου υγιούς, μικρότερη από 3 mm σε όλους τους εξεταζομένους τόσο για το τεστ των 134 Nt όσο και για το μέγιστο χειροκίνητο τεστ (μέση διαφορά: 1,01 mm [εύρος: 0-3 mm] και 1,38 mm [εύρος: 0-3 mm] αντίστοιχα). Με βάση τα αποτελέσματα αυτά, η συνδεσμοπλαστική εθεωρείτο κλινικά επιτυχής σε όλους τους εξεταζομένους.

Κινηματικά ευρήματα

Οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις της κνημιαίας στροφής, για τις 3 μελετώμενες συνθήκες του ACL-R γόνατος και τη μοναδική συνθήκη του ετερόπλευρου υγιούς γόνατος παριστάνονται στον πίνακα (Εικόνα 77). Οι εικόνες 78 και 79 απεικονίζουν τυπικές καμπύλες κνημιαίας στροφής ενός αντιπροσωπευτικού ACL-R ασθενούς, κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών κατέβασμα σκάλας-στροφή και άλμα-προσγείωση-στροφή αντίστοιχα.

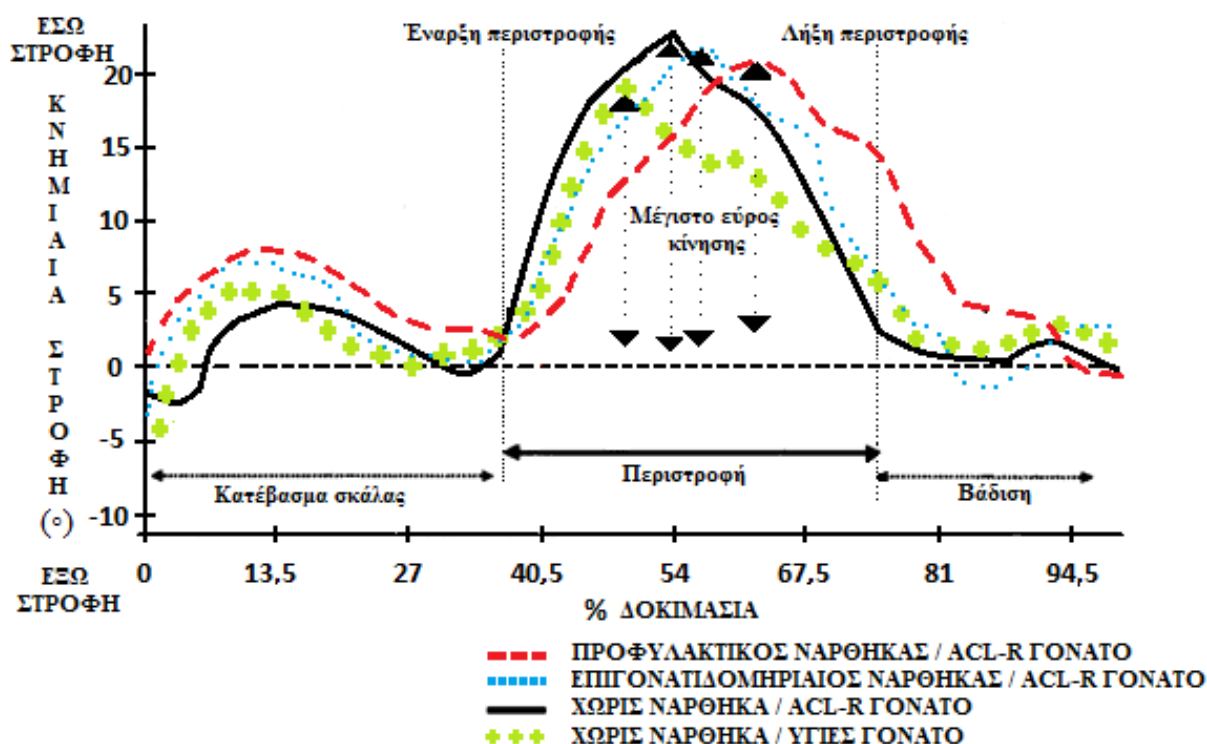
Κατέβασμα σκάλας-Στροφή	
Χωρίς νάρθηκα / Υγιές γόνατο	Mean ± SD 17,34° ± 2,52*
Χωρίς νάρθηκα / ACL-R γόνατο	21,36° ± 3,04*
Χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα / ACL-R γόνατο	20,26° ± 2,96#
Χρήση προφυλακτικού νάρθηκα / ACL-R γόνατο	19,24° ± 2,75#

Προσγείωση-Στροφή	
Χωρίς νάρθηκα / Υγιές γόνατο	15.25° ± 2.15*
Χωρίς νάρθηκα / ACL-R γόνατο	20.37° ± 2.80*
Χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα / ACL-R γόνατο	18.47° ± 2.44#
Χρήση προφυλακτικού νάρθηκα / ACL-R γόνατο	17.70° ± 2.50#

Εικόνα 77: Πίνακας όπου παρουσιάζονται οι μέσοι όροι (Mean) και οι τυπικές αποκλίσεις (SD) που αφορούν το μέγιστο εύρος κνημιαίας στροφής κατά τη φάση περιστροφής.

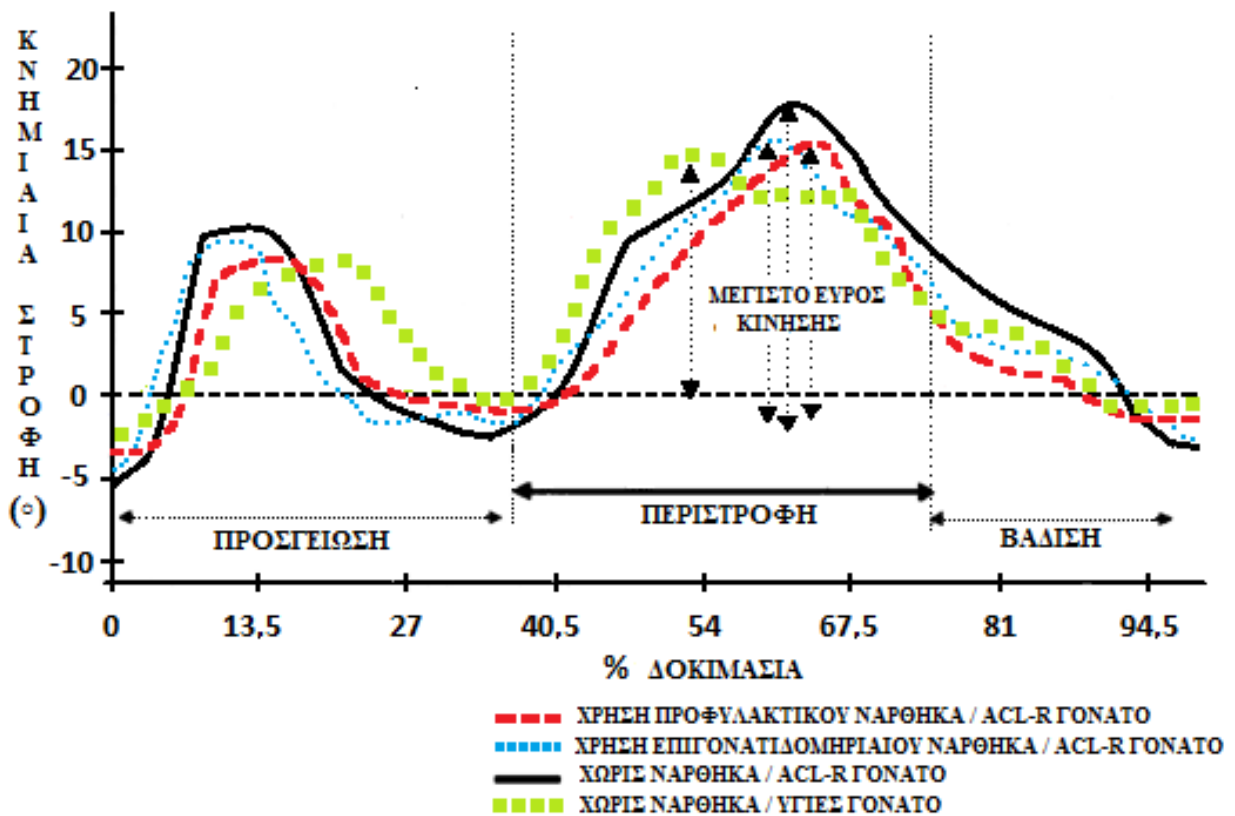
* Στατιστικά σημαντική διαφορά με τις άλλες 3 συνθήκες ($p < 0,05$)

Στατιστικά σημαντική διαφορά με τις συνθήκες χωρίς νάρθηκα / υγιές γόνατο και χωρίς νάρθηκα / ACL-R γόνατο ($p < 0,05$)



Εικόνα 78: Τυπικές καμπύλες κνημιαίας στροφής κατά τη διάρκεια της εξεταζόμενης περιόδου, από έναν αντιπροσωπευτικό ACL-R ασθενή, στη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας-στροφή. Η παχέως διακεκομμένη κόκκινη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα στο ACL-R γόνατο, ενώ η λεπτή διακεκομμένη μπλε και

η συνεχής μαύρη καμπύλη αναπαριστούν τις συνθήκες χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα στο ACL-R γόνατο και χωρίς νάρθηκα στο ACL-R γόνατο, αντίστοιχα. Τέλος η κροσσωτή διακεκομμένη πράσινη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα στο ετερόπλευρο υγιές γόνατο. Το μέγιστο εύρος κνημιαίας στροφής κατά τη φάση περιστροφής υποσημειώνεται με βέλη και για τις 4 μελετώμενες συνθήκες.



Εικόνα 79: Το σχεδιάγραμμα είναι παρόμοιο με αυτό της εικόνας 75, ωστόσο αφορά τη δοκιμασία προσγείωση και περιστροφή. Σχετικά με το ACL-R γόνατο, η παχέως διακεκομμένη κόκκινη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα, η λεπτή διακεκομμένη μπλε, τη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και η συνεχής μαύρη καμπύλη, τη συνθήκη μη χρήση νάρθηκα. Η διακεκομμένη πράσινη καμπύλη αναπαριστά τη συνθήκη μη χρήση νάρθηκα στο υγιές γόνατο.

Οι αναλύσεις ANOVAs ανέδειξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των εξεταζόμενων συνθηκών και για τις δύο μελετώμενες δοκιμασίες ($p < 0,001$). Ειδικότερα,

και στις δύο δοκιμασίες, οι post-hoc αναλύσεις έδειξαν ότι το εύρος κνημιαίας στροφής ήταν σημαντικά μικρότερο στο ετερόπλευρο υγιές γόνατο σε σχέση και με τις 3 συνθήκες που αφορούσαν το ACL-R γόνατο ($p \leq 0,014$). Επίσης, η χρήση τόσο του προφυλακτικού όσο και του επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα στο ACL-R γόνατο είχε ως αποτέλεσμα μικρότερη κνημιαία στροφή σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα στο ίδιο γόνατο ($p \leq 0,022$). Δε βρέθηκαν όμως σημαντικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και μη χρήση νάρθηκα, στο ACL-R γόνατο ($p \geq 0,110$).

Δ. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Το κύριο εύρημα της 3^{ης} μελέτης ήταν ότι οι νάρθηκες γόνατος περιορίζουν την υπερβολική κνημιαία στροφή, η οποία εμφανίζεται μετά από ρήξη ΠΧΣ και δεν αποκαθίσταται μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, κατά την εκτέλεση δυναμικών δραστηριοτήτων υψηλής έντασης. Ωστόσο δεν επιτυγχάνεται πλήρης αποκατάσταση της φυσιολογικής κνημιαίας στροφής στην άρθρωση του γόνατος. Πιο συγκεκριμένα, βρέθηκε ότι ο προφυλακτικός νάρθηκας περιορίζει την κνημιαία στροφή στο ACL-R γόνατο κατά περίπου 2-2,5° σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα, υπολειπόμενη όμως κατά περίπου το ίδιο, σε σχέση με το ετερόπλευρο υγιές, χωρίς νάρθηκα γόνατο. Παρομοίως, ο επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας περιορίζει την κνημιαία στροφή στο ACL-R γόνατο κατά περίπου 1-2° σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα, υπολειπόμενη όμως κατά σχεδόν 3° εν συγκρίσει με το ετερόπλευρο, υγιές, χωρίς νάρθηκα γόνατο, πράγμα που δεν μπορεί να αγνοηθεί. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώνουν την υπόθεσή μας, ότι η νάρθηκοποίηση περιορίζει μερικώς την υπερβολική περιστροφή της κνήμης κατά τη διάρκεια υψηλής έντασης δραστηριοτήτων σε ACL-R ασθενείς.

Αυτή η μείωση στην κνημιαία στροφή κατά 50% που προκαλείται από τη νάρθηκοποίηση, ενδεχομένως να είναι κλινικά σημαντική σε ασθενείς που υπεβλήθησαν σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, μιας και όπως αναλύθηκε παραπάνω (1^η και 2^η μελέτη), η υπερβολική κνημιαία στροφή σχετίζεται με μελλοντική εμφάνιση οστεοαρθρίτιδας. Αυτό όμως θα πρέπει να διερευνηθεί περαιτέρω.

Κλινική εφαρμογή των αποτελεσμάτων της 3^{ης} μελέτης

Θα πρέπει επίσης να τονίσουμε στο σημείο αυτό δύο πράγματα: Το πρώτο είναι ότι και εμείς βρήκαμε πως η υπερβολική κνημιαία στροφή δεν αποκαθίσταται στο ACL-R γόνατο ακόμη και δύο χρόνια μετά την επέμβαση, όπως έδειξαν και οι Ristanis et al. [95,

137], χρονικό διάστημα που θεωρείται πως το αυτομόσχευμα έχει ενσωματωθεί πλήρως στη νέα του θέση [198]. Επίσης, στη βιβλιογραφία η συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ έχει συσχετιστεί με τους λειτουργικούς νάρθηκες και τους νάρθηκες αποκατάστασης, που χρησιμοποιούνται κυρίως στην πρώιμη μετεγχειρητική περίοδο με αμφιλεγόμενα αποτελέσματα [108, 110, 112]. Στην έρευνά μας όμως αναδείξαμε μια νέα διάσταση της χρήσης νάρθκων, χρησιμοποιώντας επιγονατιδομηριαίους και προφυλακτικούς νάρθηκες όχι όμως στη μετεγχειρητική περίοδο για θεραπευτικούς σκοπούς, αλλά πολύ αργότερα (όταν το μόσχευμα έχει πλήρως ενσωματωθεί στο γόνατο), για πρόληψη περαιτέρω βλαβών στην άρθρωση του γόνατος.

Έτσι λοιπόν οι νάρθηκες γόνατος θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν από ασθενείς μετά από μία μη επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, οι οποίοι δε θα επιθυμούσαν αναθεώρηση της συνδεσμοπλαστικής, βελτιώνοντας τη στροφική σταθερότητα του γόνατος, και ενδεχομένως μειώνοντας τον κίνδυνο εμφάνισης οστεοαρθρίτιδας. Επίσης θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν ακόμη και μετά από επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, προσφέροντας επιπρόσθετη στροφική σταθερότητα κατά την εκτέλεση δυναμικών αθλητικών δραστηριοτήτων. Στην περίπτωση αυτή όμως θα πρέπει να συνεκτιμηθεί η αρνητική επίδραση της νάρθηκοποίησης στις αθλητικές επιδόσεις.

Περιορισμοί της μελέτης

Οι περιορισμοί που αναλύθηκαν στη 2^η μελέτη ισχύουν και εδώ.

Ε. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Υπενθυμίζοντας, βρήκαμε ότι:

- Η νάρθηκοποίηση περιορίζει την υπερβολική κνημιαία στροφή σε ACL-R ασθενείς (με αυτομόσχευμα BPTB), που εμφανίζεται σε δυναμικές περιστροφικές δοκιμασίες.
- Δεν επιτυγχάνεται όμως πλήρης αποκατάσταση των φυσιολογικών στροφικών παραμέτρων.
- Οι νάρθηκες γόνατος έχουν τη δυναμική να περιορίσουν τη στροφική αστάθεια που συνεχίζει να υπάρχει μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και ενδεχομένως να βοηθήσουν στην αντιμετώπιση συνεπακόλουθων προβλημάτων.

4^η ΜΕΛΕΤΗ

A. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Όπως είπαμε παραπάνω, έχει βρεθεί ότι κάτω από υψηλής έντασης δραστηριότητες η παθολογική κνημιαία στροφή μετά από ρήξη ΠΧΣ δεν αποκαθίσταται με συνδεσμοπλαστική, ανεξάρτητα από το εάν χρησιμοποιείται BPTB αυτομόσχευμα [137, 162] ή αυτομόσχευμα οπισθίων μηριαίων [96, 199]. Στην 3^η μελέτη της παρούσας διατριβής βρέθηκε ότι οι νάρθηκες γόνατος αποκαθιστούν μερικώς την υπερβολική αυτή κνημιαία στροφή σε ACL-R ασθενείς με αυτομόσχευμα BPTB [197].

Σκοπός της 4^{ης} μελέτης ήταν να διερευνηθεί εάν συμβαίνει το ίδιο σε ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα οπισθίων μηριαίων, μια και πέρα από τις μορφολογικές και μηχανικές διαφορές μεταξύ των δύο τύπων μόσχευματος, υπάρχουν διαφορές που αφορούν τη δότρια περιοχή και οι οποίες θα μπορούσαν να τροποποιήσουν την επίδραση του νάρθηκα στην περιστροφή της κνήμης.

B. ΥΛΙΚΟ – ΜΕΘΟΔΟΣ

ΥΛΙΚΟ

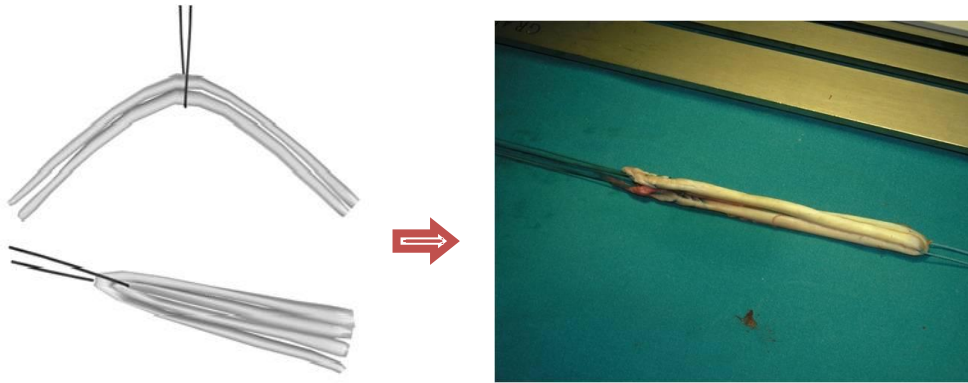
Εξεταζόμενο δείγμα

Τα κριτήρια επιλογής και αποκλεισμού της 4^{ης} μελέτης είναι ίδια με αυτά της 3^{ης} μελέτης με τη μόνη διαφορά ότι στη μελέτη αυτή συμπεριελήφθησαν ασθενείς που υπεβλήθησαν σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με τετραπλό αυτομόσχευμα οπισθίων μηριαίων. Με βάση αυτά, συμμετείχαν στη μελέτη αυτή 20 άνδρες (μέσης ηλικίας $25,8 \pm 2,9$ έτη, μέσης μάζας $79,2 \pm 2,6$ kgr, μέσου ύψους $1,78 \pm 0,07$ m) οι οποίοι αποτέλεσαν το εξεταζόμενο δείγμα. Το πρωτόκολλο εξέτασης ήταν πανομοιότυπο με αυτό της 3^{ης} μελέτης ενώ όλοι οι συμμετέχοντες έδωσαν την έγγραφη συναίνεση για τη συμμετοχή τους στην ερευνητική εργασία σύμφωνα με τις οριζόμενες αρχές Ηθικής και Δεοντολογίας της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων. Το μέσο χρονικό διάστημα μεταξύ τραυματισμού και συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ ήταν 4 μήνες (εύρος: 2-13 μήνες), ενώ μεταξύ συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ και συλλογής δεδομένων ήταν 27 μήνες (εύρος: 25-30 μήνες). Μηνισκικές βλάβες διαπιστώθηκαν κατά την αρθροσκόπηση σε 8 περιπτώσεις, αλλά η βλάβη ήταν μικρότερη από το 25%. Όλοι οι ασθενείς ακολούθησαν το ίδιο μετεγχειρητικό πρόγραμμα αποκατάστασης το οποίο περιγράφεται παραπάνω (3^η μελέτη) [200].

Συνδεσμοπλαστική με αυτομόσχευμα οπισθίων μηριαίων (ST/G-hamstrings)

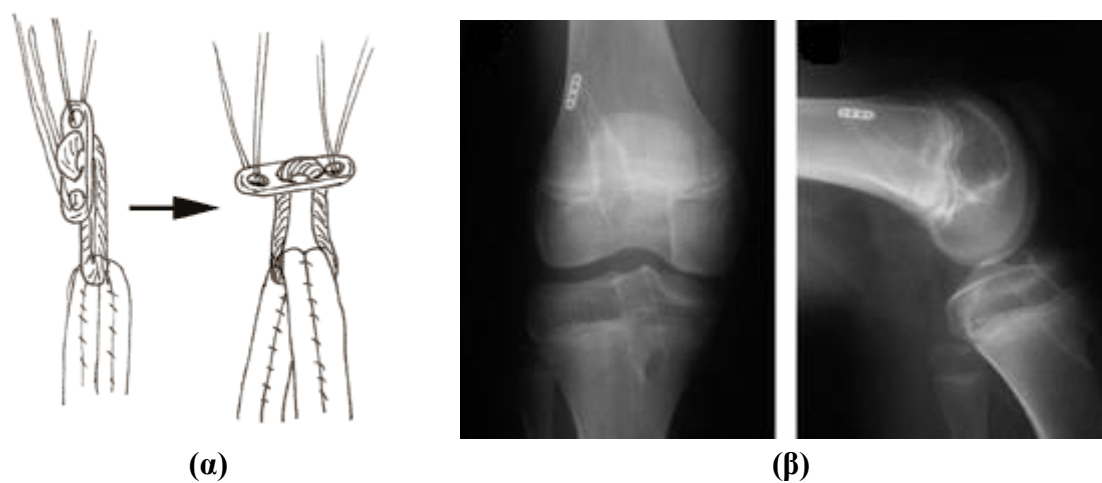
Για τη λήψη του μοσχεύματος ST/G, γίνεται τομή 2,5-3 εκ. στο δέρμα, 4-5 εκ. κάτω από την αρθρική επιφάνεια του γόνατος, στην περιοχή του χήνειου πόδα και 1 εκ. επί τα εντός του κνημιαίου κυρτώματος. Εν συνεχεία, αφού αναγνωριστεί ο ισχνός και ο ημιτενοντώδης μυς, ξεχωρίζονται και κόβονται οι τενόντιες καταφύσεις τους, με τη

βοήθεια ειδικού εργαλείου (stripper). Αφού παρθούν οι δυο τένοντες, καθαρίζονται από τα μυϊκά στοιχεία και τοποθετούνται κατά τέτοιο τρόπο ώστε να έχουν το ίδιο μήκος. Έπειτα διαμορφώνονται σε τετραπλό μόσχευμα με δυο δεσμίδες (Εικόνα 80).



Εικόνα 80: Η διαμόρφωση των τενόντων του ισχνού και ημιτενοντώδους σε τετραπλό μόσχευμα δυο δεσμίδων.

Η τεχνική κατασκευής των οστικών τούνελ στο μηριαίο οστό και την κνήμη είναι ακριβώς ίδια με αυτή που περιγράφεται στην 3^η μελέτη. Η σταθεροποίηση του μοσχεύματος στο μηριαίο οστό γίνεται με το Endobutton (Εικόνα 81), ενώ στην κνήμη με βιοαπορροφήσιμη βίδα διαμέτρου 9 mm, η οποία τοποθετείται με το γόνατο του ασθενούς σε κάμψη 25-30° [196]. Συνήθως, το μήκος του μοσχεύματος είναι περίπου 2-2,5 εκ. μέσα στο μηριαίο οστό, και γι' αυτό υπολογίζουμε ακόμη 5-10 χιλ. μεγαλύτερο βάθος στο τούνελ, ώστε να μπορέσει να περάσει και να περιστρέψει το Endobutton μήκους 15 χιλ. (Smith & Nephew Endoscopy, Andover, MA), έτσι ώστε να συγκρατήσει το μόσχευμα εξωφλοιϊκά. Μετά την καθήλωση μοσχεύματος, πραγματοποιείται μέγιστη κάμψη και έκταση της άρθρωσης του γόνατος για να δούμε αν υπάρχει πρόσκρουση του μοσχεύματος πάνω στη μεσοκονδύλια εντομή, στον έξω μηριαίο κόνδυλο ή στον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο. Σε κανένα περιστατικό της μελέτης δε χρειάστηκε να γίνει πλαστική της μεσοκονδύλιας εντομής (notchplasty).



Εικόνα 81: (α) Το Endobutton με το οποίο γίνεται η καθήλωση του μοσχεύματος οπισθίων μηριαίων στο μηριαίο οστό. (β) Το Endobutton όπως φαίνεται στη μετεγχειρητική ακτινογραφία γόνατος (F/P)

Κλινική εξέταση

Περιγράφεται στην 3^η μελέτη.

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Μεθοδολογία ανάλυσης βάρδισης

Περιγράφεται στην 3^η μελέτη.

Στατιστική Ανάλυση

Περιγράφεται στη 2^η μελέτη.

Γ. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Κλινικά ευρήματα

Τα αρνητικά Lachman-Noullis και pivot shift τεστ σε όλους τους εξεταζομένους, φανέρωναν πως η σταθερότητα του γόνατος μετεγχειρητικά, είχε κλινικά αποκατασταθεί. Το μέσο Lysholm score ήταν 96 (εύρος: 85-100), το μέσο Tegner score ήταν 7,4 (εύρος: 7-9) ενώ το μέσο υποκειμενικό IKDC score ήταν 93,4 (εύρος: 83,8-100). Όσον αφορά την αντικειμενική κλίμακα του IKDC, 17 από τους ασθενείς αξιολογήθηκαν με βαθμό A, ενώ 3 με βαθμό B. Παράλληλα, το KT-1000 αρθρόμετρο ανέδειξε διαφορά στην πρόσθια κνημιαία ολίσθηση μεταξύ του ACL-R γόνατος και του ετερόπλευρου υγιούς, μικρότερη από 3 mm σε όλους τους εξεταζομένους τόσο για το τεστ των 134 Nt όσο και για το μέγιστο χειροκίνητο τεστ (μέση διαφορά: 1,12 mm [εύρος: 0-3 mm] και 1,35 mm [εύρος: 0-3 mm] αντίστοιχα). Με βάση τα αποτελέσματα αυτά, η συνδεσμοπλαστική εθεωρείτο κλινικά επιτυχής σε όλους τους εξεταζομένους.

Κινηματικά ευρήματα

Οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις της κνημιαίας στροφής, για τις 3 μελετώμενες συνθήκες του ACL-R γόνατος και τη μοναδική συνθήκη του ετερόπλευρου υγιούς γόνατος παριστάνονται στον πίνακα (Εικόνα 82). Οι εικόνες 83 και 84 απεικονίζουν τυπικές καμπύλες κνημιαίας στροφής ενός αντιπροσωπευτικού ACL-R ασθενούς, κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών κατέβασμα σκάλας-στροφή και άλμα-προσγείωση-στροφή αντίστοιχα.

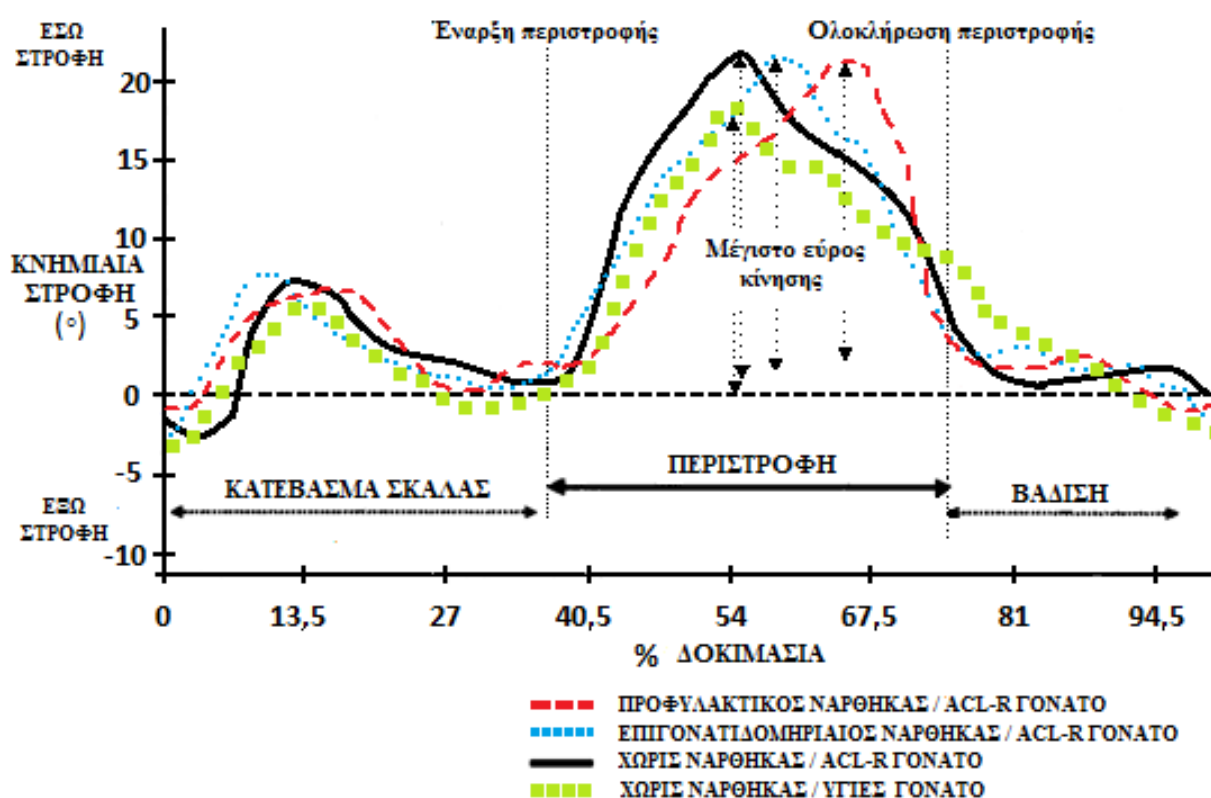
Κατέβασμα σκάλας-Στροφή	Mean ± SD
Χωρίς νάρθηκα / Υγιές γόνατο	16.54° ± 2.41*
Χωρίς νάρθηκα / ACL-R γόνατο	20.66° ± 3.02*
Χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα / ACL-R γόνατο	19.45° ± 2.78*
Χρήση προφυλακτικού νάρθηκα / ACL-R γόνατο	18.64° ± 2.74*

Προσγείωση-Στροφή	Mean ± SD
Χωρίς νάρθηκα / Υγιές γόνατο	15.56° ± 2.25*
Χωρίς νάρθηκα / ACL-R γόνατο	20.23° ± 2.77*
Χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα / ACL-R γόνατο	18.69° ± 2.85#
Χρήση προφυλακτικού νάρθηκα / ACL-R γόνατο	17.97° ± 2.56#

Εικόνα 82: Πίνακας όπου παρουσιάζονται οι μέσοι όροι (Mean) και οι τυπικές αποκλίσεις (SD) που αφορούν το μέγιστο εύρος κνημιαίας στροφής κατά τη φάση περιστροφής.

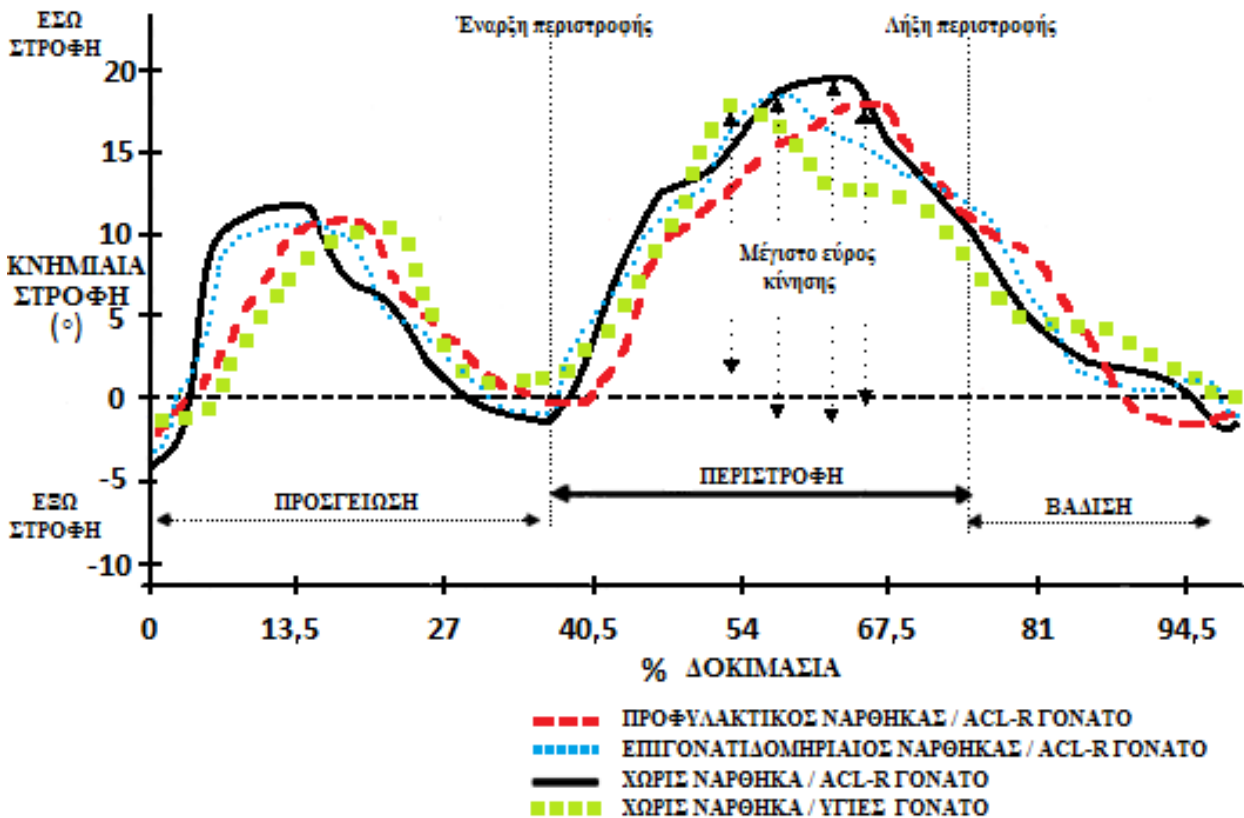
* Στατιστικά σημαντική διαφορά με τις άλλες 3 συνθήκες ($p < 0,05$)

Στατιστικά σημαντική διαφορά με τις συνθήκες χωρίς νάρθηκα / υγιές γόνατο και χωρίς νάρθηκα / ACL-R γόνατο ($p < 0,05$)



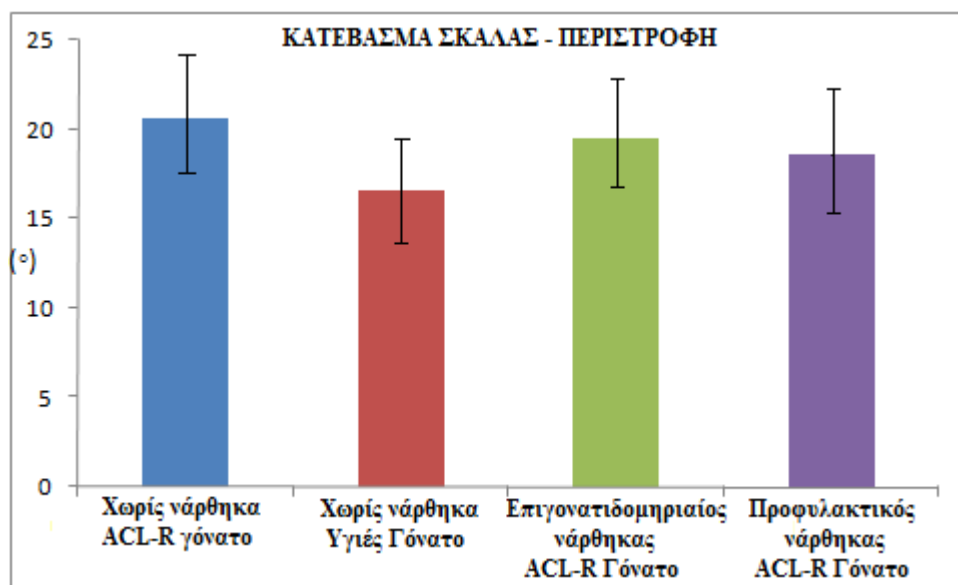
Εικόνα 83: Τυπικές καμπύλες κνημιαίας στροφής κατά τη διάρκεια της εξεταζόμενης περιόδου, από έναν αντιπροσωπευτικό ACL-R ασθενή, στη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας-στροφή. Η παχέως διακεκομμένη κόκκινη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη

χρήση προφυλακτικού νάρθηκα στο ACL-R γόνατο, ενώ η λεπτή διακεκομμένη μπλε και η συνεχής μαύρη καμπύλη αναπαριστούν τις συνθήκες χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα στο ACL-R γόνατο και χωρίς νάρθηκα στο ACL-R γόνατο, αντίστοιχα. Τέλος η παχέως διακεκομμένη πράσινη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα στο ετερόπλευρο υγιές γόνατο. Το μέγιστο εύρος κνημιαίας στροφής κατά τη φάση περιστροφής υποσημειώνεται με βέλη και για τις 4 μελετώμενες συνθήκες.

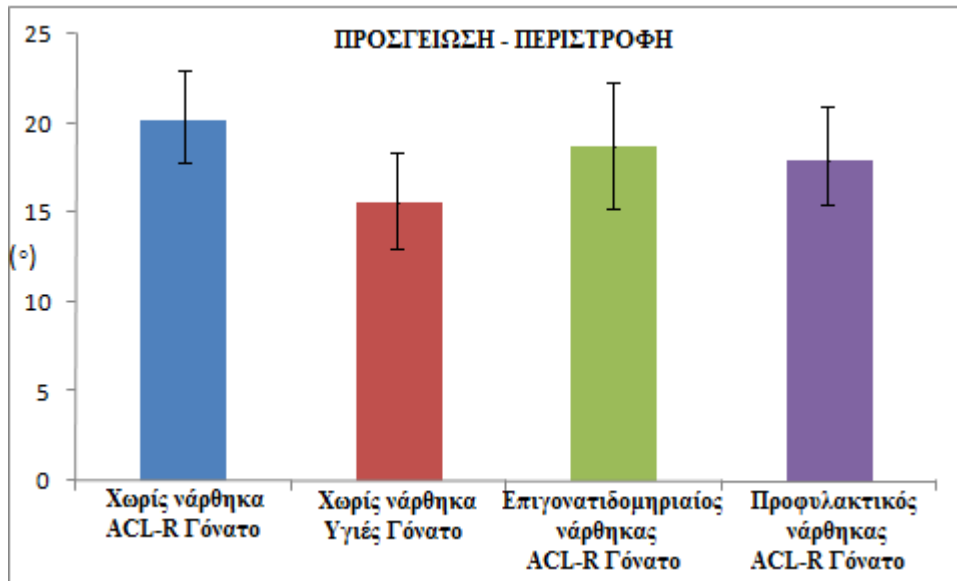


Εικόνα 84: Το σχεδιάγραμμα είναι παρόμοιο με αυτό της εικόνας 83, ωστόσο αναφέρεται στη δοκιμασία προσγείωση και περιστροφή. Σχετικά με το ACL-R γόνατο, η παχέως διακεκομμένη κόκκινη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα, η λεπτή διακεκομμένη μπλε, τη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και η συνεχής μαύρη καμπύλη, τη συνθήκη μη χρήση νάρθηκα. Η διακεκομμένη πράσινη καμπύλη αναπαριστά τη συνθήκη μη χρήση νάρθηκα στο υγιές ετερόπλευρο γόνατο.

Οι αναλύσεις ANOVAs ανέδειξαν σημαντικές διαφορές στις δύο μελετώμενες δοκιμασίες ($p < 0,001$). Ειδικότερα, και για τις δύο εξεταζόμενες δοκιμασίες, οι post-hoc αναλύσεις έδειξαν ότι το εύρος περιστροφής της κνήμης ήταν σημαντικά μικρότερο στο υγιές γόνατο σε σχέση και με τις 3 συνθήκες που αφορούσαν το ACL-R γόνατο ($p < 0,001$). Επίσης η χρήση τόσο του προφυλακτικού, όσο και του επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα στο ACL-R γόνατο, είχε ως αποτέλεσμα μικρότερη κνημιαία στροφή σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα ($p \leq 0,003$). Εντούτοις στη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή, υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των συνθηκών χρήση προφυλακτικού και χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα ($p = 0,031$) πράγμα που δε συνέβαινε στη δοκιμασία προσγείωση και περιστροφή ($p = 0,230$) (Εικόνες 85 και 86).



Εικόνα 85: Το γράφημα αναπαριστά τους μέσους όρους και τις τυπικές αποκλίσεις του μέγιστου εύρους περιστροφής της κνήμης για τις 4 μελετώμενες συνθήκες κατά τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή. Όλες οι διαφορές μεταξύ των συγκρινόμενων συνθηκών ανά ζεύγη είναι στατιστικά σημαντικές ($p \leq 0,031$).



Εικόνα 86: Το γράφημα δείχνει τους μέσους όρους και τις τυπικές αποκλίσεις του μέγιστου εύρους περιστροφής της κνήμης για τις 4 μελετώμενες συνθήκες κατά τη δοκιμασία άλμα-προσγείωση και περιστροφή. Όλες οι διαφορές μεταξύ των συγκρινόμενων συνθηκών ανά ζεύγη είναι στατιστικά σημαντικές ($p \leq 0,003$) με εξαίρεση τη σύγκριση μεταξύ των συνθηκών χρήση προφυλακτικού και χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα ($p=0,230$).

Δ. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Στην 4^η μελέτη λοιπόν, βρέθηκε in-vivo ότι οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να περιορίσουν το υπερβολικό εύρος κνημιαίας στροφής που παραμένει ακόμα και 2 χρόνια μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα οπισθίων μηριαίων, κατά την εκτέλεση υψηλής έντασης δραστηριοτήτων. Ωστόσο, πλήρης αποκατάσταση του φυσιολογικού εύρους κνημιαίας στροφής δεν επετεύχθη. Ειδικότερα, βρέθηκε ότι ο προφυλακτικός νάρθηκας περιόριζε την κνημιαία στροφή στο ACL-R γόνατο κατά περίπου 2,5° σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα, υστερώντας όμως κατά περίπου 2-2,5° σε σχέση με το ετερόπλευρο υγιές, χωρίς νάρθηκα γόνατο. Όσον αφορά τον επιγονατιδομηριαίο νάρθηκα, παρατηρήθηκε ότι η χρήση του περιόριζε την κνημιαία στροφή στο ACL-R γόνατο κατά περίπου 1-2° σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα, υπολειπόμενη κατά 3° τουλάχιστον, σε σχέση με το ετερόπλευρο χωρίς νάρθηκα υγιές γόνατο.

Τα αποτελέσματα αυτά είναι παρόμοια με αυτά της 3^{ης} μελέτης όπου χρησιμοποιήθηκε BPTB αυτομόσχευμα. Παρά λοιπόν τις διαφορές μεταξύ των δύο τύπων μοσχευμάτων ως προς τη δύναμη, τη μορφολογία, τη γραμμική ακαμψία και τη νοσηρότητα της δότριας περιοχής [87], φαίνεται ότι οι νάρθηκες γόνατος επιδρούν στην κνημιαία στροφή μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, με τον ίδιο τρόπο, είτε πρόκειται για ACL-R με αυτομόσχευμα BPTB είτε για ACL-R με αυτομόσχευμα ST/G.

Κλινική εφαρμογή των αποτελεσμάτων της 4^{ης} μελέτης

Αναλύεται στην 3^η μελέτη.

Περιορισμοί της μελέτης

Οι περιορισμοί που αναλύθηκαν στη 2^η μελέτη ισχύουν και εδώ.

Ε. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Συμπερασματικά, η ναρθηκοποίηση μπορεί να αποκαταστήσει μερικώς την υπερβολική κνημιαία στροφή που παραμένει σε ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα οπισθίων μηριαίων, κατά την εκτέλεση δυναμικών αθλητικών δραστηριοτήτων.

ΣΥΝΟΨΗ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΩΝ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

- Στην παρούσα διδακτορική διατριβή διαπιστώθηκε ότι οι νάρθηκες γόνατος περιορίζουν το υπερβολικό εύρος κνημιαίας στροφής κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων υψηλής έντασης, όπου αναπτύσσονται συνδυασμένες στροφικές δυνάμεις ή δυνάμεις ολίσθησης, αν και μέχρι τώρα ήταν γνωστό ότι αυτό ισχύει μόνο για δοκιμασίες χαμηλής ή μέτριας έντασης.
- Πιο συγκεκριμένα ο περιορισμός αυτός στην περιστροφή της κνήμης βρέθηκε ότι αφορά τόσο ασθενείς μετά από ρήξη (έως 70% περιορισμός) και όσο και μετά από συνδεσμοπλαστική του προσθίου χιαστού συνδέσμου (έως 50% περιορισμός), είτε με τη χρήση αυτομοσχεύματος επιγονατιδικού τένοντα είτε αυτομοσχεύματος οπισθίων μηριαίων.
- Ακόμη, διαπιστώθηκε ότι ο προφυλακτικός νάρθηκας είναι περισσότερο αποτελεσματικός από τον επιγονατιδομηριαίο τόσο στους ασθενείς με ρήξη όσο και στους ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, ενδεχομένως εξαιτίας της μεγαλύτερης μηχανικής σκληρότητάς του.
- Εντούτοις κανένας από τους δύο εξεταζόμενους νάρθηκες δεν κατάφερε να αποκαταστήσει πλήρως το φυσιολογικό εύρος κνημιαίας στροφής που εμφανίζεται υπερβολικά αυξημένο σε ασθενείς με ρήξη του ΠΧΣ, και το οποίο δεν αποκαθίσταται μετά από συνδεσμοπλαστική με αυτομόσχευμα μονής δεσμίδας.
- Ειδικότερα, όσον αφορά τους ασθενείς με ρήξη του ΠΧΣ, είναι λάθος η θεώρηση ότι η χρήση νάρθηκων γόνατος θα μπορούσε να υποκαταστήσει τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ στη θεραπευτική αντιμετώπιση της ρήξεως του ΠΧΣ. Ασθενείς με ένδειξη χειρουργικής αποκατάστασης θα πρέπει να αντιμετωπίζονται ανάλογα. Η νάρθηκοποίηση όμως θα μπορούσε να παίζει

σημαντικό ρόλο στους ACL-deficient copers – δηλαδή ασθενείς με ρήξη του ΠΧΣ οι οποίοι μετά από συντηρητική θεραπεία ενδυνάμωσης του τετρακεφάλου και των οπισθίων μηριαίων έχουν επιστρέψει στο προ του τραυματισμού επίπεδο αθλητικών δραστηριοτήτων – βελτιώνοντας τη στροφική σταθερότητα του γόνατος και μειώνοντας τοιούτοτρόπως τον κίνδυνο εμφάνισης χόνδρινων βλαβών και εν τέλει οστεοαρθρίτιδας.

- Αναφορικά με τους ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, τα αποτελέσματα τόσο της 3^{ης} όσο και της 4^{ης} μελέτης δίνουν μια νέα διάσταση στη χρήση των νάρθηκων. Μέχρι τώρα στους ασθενείς αυτούς χρησιμοποιούνταν λειτουργικοί ή νάρθηκες αποκατάστασης μόνο όμως στην αρχική μετεγχειρητική φάση. Με βάση τα αποτελέσματα της διδακτορικής διατριβής προτείνεται η χρήση των προφυλακτικών και των επιγονατιδομηριαίων νάρθηκων, όχι όμως στην άμεση μετεγχειρητική περίοδο για θεραπευτικούς σκοπούς, αλλά πολύ αργότερα, όταν το μόσχευμα έχει ενσωματωθεί πλήρως στο γόνατο, για πρόληψη περαιτέρω χόνδρινων και μηνισκικών βλαβών:
 - Είτε σε ασθενείς μετά από μη επιτυχημένη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, και οι οποίοι δεν επιθυμούν νέα επέμβαση.
 - Είτε ακόμη και μετά από επιτυχή συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ, για επιπλέον στροφική σταθερότητα σε υψηλής έντασης αθλητικές δραστηριότητες.
- Εν γένει θα μπορούσε να ειπωθεί ότι οι νάρθηκες γόνατος έχουν τη δυναμική να περιορίσουν τη στροφική αστάθεια που συνεχίζει να υπάρχει μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ και ενδεχομένως να βοηθήσουν στην αντιμετώπιση συνεπακόλουθων προβλημάτων.

ΕΡΓΑΣΙΕΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΔΗΜΟΣΙΕΥΘΕΙ ΑΠΟ ΤΗΝ ΠΑΡΟΥΣΑ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

- Giotis D, Zampeli F, Pappas E, Mitsionis G, Papadopoulos P, Georgoulis AD. “Effects of knee bracing on tibial rotation during high loading activities in anterior cruciate ligament reconstructed knees” **Arthroscopy. 2013 Oct;29(10):1644-52.**
- Giotis D, Zampeli F, Pappas E, Mitsionis G, Papadopoulos P, Georgoulis AD. “The effect of knee braces on tibial rotation in anterior cruciate ligament-deficient knees during high-demand athletic activities” **Clin J Sport Med. 2013 Jul;23(4):287-92.**
- Giotis D, Tsiaras V, Ristanis S, Zampeli F, Mitsionis G, Stergiou N, Georgoulis AD. “Knee braces can decrease tibial rotation during pivoting that occurs in high demanding activities” **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2011 Aug;19(8):1347-54**

ΕΡΓΑΣΙΕΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΒΡΑΒΕΥΘΕΙ ΑΠΟ ΤΗΝ ΠΑΡΟΥΣΑ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

- **Achilles Orthopaedic Sports Medicine Research Award (finalist - 2013):** “The Effect Of Knee Braces On Tibial Rotation In Anterior Cruciate Ligament - Deficient Knees During High Demand Athletic Activities” D. Giotis, F. Zampeli, E. Pappas, G. Mitsionis, P. Papadopoulos, A. Georgoulis. **9th BIENNIAL ISAKOS. TORONTO, CANADA, 12-16 MAY 2013**

- **2^ο Βραβείο καλύτερης προφορικής ανακοίνωσης (2013)** «Η επίδραση των ναρθήκων γόνατος στην περιστροφή της κνήμης μετά από συνδεσμοπλαστική προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων υψηλής έντασης» Γιώτης Δ., Ζαμπέλη Φ., Παππάς Ε., Μητσιώνης Γ., Παπαδόπουλος Π., Γεωργούλης Α.Δ.. **5ο ΕΤΗΣΙΟ ΣΥΝΕΔΡΙΟ ΕΛΛΗΝΙΚΗΣ ΑΡΘΡΟΣΚΟΠΙΚΗΣ ΕΤΑΙΡΕΙΑΣ. ΛΑΡΙΣΑ, 3-6 ΑΠΡΙΛΙΟΥ 2013**

ΠΕΡΙΛΗΨΕΙΣ

Γιώτης Δημήτριος – Διδακτορική Διατριβή

Τίτλος: Η επίδραση των νάρθηκων του γόνατος στο ανθρώπινο κινηματικό μοντέλο βιάδωσης με έμφαση σε ασθενείς μετά από ρήξη του προσθίου χιαστού συνδέσμου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ 1^{ης} ΜΕΛΕΤΗΣ

Εισαγωγή: Έχει βρεθεί ότι το εύρος περιστροφής της κνήμης αυξάνεται μετά από ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) και παραμένει υπερβολικά αυξημένο ακόμα και μετά από χειρουργική αποκατάσταση, κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων όπου εφαρμόζονται αυξημένα στρωφικά φορτία στο γόνατο. Οι νάρθηκες γόνατος έχει διαπιστωθεί ότι περιορίζουν την περιστροφή της κνήμης σε χαμηλής έντασης δραστηριότητες, χωρίς ωστόσο να έχει διερευνηθεί η επίδρασή τους σε υψηλής έντασης ασκήσεις.

Σκοπός: Σκοπός της παρούσας έρευνας ήταν να διερευνηθεί εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να μειώσουν αποτελεσματικά την περιστροφή της κνήμης κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων υψηλής έντασης.

Μεθοδολογία: Με τη βοήθεια ενός οπτοηλεκτρονικού συστήματος τρισδιάστατης κινηματικής ανάλυσης, μελετήθηκαν 21 σωματικώς ενεργοί, υγιείς, άρρενες αθλητές. Κάθε συμμετέχων εκτελούσε 2 υψηλής έντασης δοκιμασίες που συνδύαζαν αυξημένα φορτία, τόσο ολίσθησης όσο και στρωφής στο γόνατο. Οι δοκιμασίες ήταν: (1) κάθοδος σκάλας και ακολούθως στρωφή 90° και (2) πτώση από πλατφόρμα και κατόπιν στρωφή 90°, υπό 3 συνθήκες: (Α) Με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα, (Β) επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (Γ) χωρίς νάρθηκα.

Αποτελέσματα: Όσον αφορά την πρώτη δοκιμασία, το εύρος της περιστροφής της κνήμης ήταν σημαντικά χαμηλότερο με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα σε σχέση με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου. Σημαντικές διαφορές βρέθηκαν επίσης μεταξύ της χρήσης προφυλακτικού νάρθηκα και χωρίς νάρθηκα. Αναφορικά με τη δεύτερη δοκιμασία, η

στροφή του γόνατος ήταν σημαντικά χαμηλότερη με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα τόσο σε σχέση με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου όσο και χωρίς νάρθηκα.

Συμπεράσματα: Η νάρθηκοποίηση μείωσε το εύρος περιστροφής της κνήμης σε δραστηριότητες όπου αναπτύσσονται αυξημένες στρωφικές δυνάμεις καθώς και δυνάμεις ολίσθησης.

Κλινική συσχέτιση: Εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να μειώσουν την περιστροφή της κνήμης, τότε ενδεχομένως μπορεί να χρησιμοποιηθούν αποτελεσματικά για την αποφυγή τραυματισμών σε άτομα που έχουν υποβληθεί σε συνδεσμοπλαστική αποκατάσταση προσθίου χιαστού συνδέσμου καθώς και σε ασθενείς με ενεργή ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου παρέχοντας μεγαλύτερη ευστάθεια στην άρθρωση του γόνατος. Ωστόσο περαιτέρω έρευνες απαιτούνται για να διαφωτιστεί πλήρως η παραπάνω υπόθεση.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ 2^{ης} ΜΕΛΕΤΗΣ

Σκοπός: Σκοπός της παρούσας έρευνας ήταν να διερευνηθεί εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να μειώσουν αποτελεσματικά την υπερβολική περιστροφή της κνήμης σε ασθενείς με ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων υψηλής έντασης.

Υλικό-Μέθοδος: Με τη βοήθεια ενός οπτοηλεκτρονικού συστήματος τρισδιάστατης κινηματικής ανάλυσης, μελετήθηκαν 21 άτομα με ετερόπλευρη ρήξη ΠΧΣ. Κάθε συμμετέχων εκτελούσε 2 υψηλής έντασης δοκιμασίες που συνδύαζαν αυξημένα φορτία ολίσθησης και στροφής στο γόνατο, (1) κάθοδος σκάλας και ακολούθως στροφή 90° και (2) πτώση από πλατφόρμα και κατόπιν στροφή 90°, υπό 3 συνθήκες για το πάσχον σκέλος: (Α) με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα, (Β) επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (Γ) χωρίς νάρθηκα, ενώ για το υγιές σκέλος μόνο χωρίς νάρθηκα.

Αποτελέσματα: Όσον αφορά την πρώτη δοκιμασία, το εύρος περιστροφής της κνήμης ήταν σημαντικά χαμηλότερο στο υγιές σκέλος σε σχέση και με τις τρεις συνθήκες στο πάσχον σκέλος. Σχετικά με το πάσχον γόνατο, σημαντικές διαφορές βρέθηκαν μεταξύ της χρήσης προφυλακτικού νάρθηκα σε σχέση τόσο με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου όσο και χωρίς νάρθηκα ενώ δε βρέθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο τελευταίων συνθηκών. Αναφορικά με τη δεύτερη δοκιμασία, η στροφή του γόνατος ήταν πάλι σημαντικά χαμηλότερη στο υγιές σκέλος σε σχέση και με τις τρεις συνθήκες του πάσχοντος σκέλους. Μάλιστα στο τραυματισμένο γόνατο η χρήση προφυλακτικού νάρθηκα μείωσε σημαντικά τη στροφή σε σχέση με τις δύο άλλες μελετώμενες συνθήκες, ενώ και η χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα εμφάνιζε σημαντικό περιορισμό της στροφής σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα.

Συμπεράσματα: Η νάρθηκοποίηση μείωσε την υπερβολική περιστροφή της κνήμης σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ σε δραστηριότητες αυξημένων στροφικών δυνάμεων, χωρίς όμως

να μπορέσει να αποκαταστήσει πλήρως τα φυσιολογικά επίπεδά της. Εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να μειώσουν την περιστροφή της κνήμης, τότε ενδεχομένως μπορεί να χρησιμοποιηθούν αποτελεσματικά για την αποφυγή περαιτέρω προβλημάτων στην άρθρωση του γόνατος στους ασθενείς αυτούς.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ 3^{ης} ΜΕΛΕΤΗΣ

Σκοπός: Να διερευνηθεί εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να μειώσουν αποτελεσματικά την υπερβολική περιστροφή της κνήμης μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων υψηλής έντασης.

Υλικό-Μέθοδος: Με τη βοήθεια οπτοηλεκτρονικού συστήματος τρισδιάστατης κινηματικής ανάλυσης, μελετήθηκαν 20 άτομα με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα επιγονατιδικού τένοντα τουλάχιστον 2 χρόνια από την επέμβαση. Κάθε συμμετέχων εκτελούσε 2 υψηλής έντασης δοκιμασίες που συνδύαζαν αυξημένα φορτία ολίσθησης και στροφής στο γόνατο, (1) κάθοδος σκάλας και ακολούθως στροφή 90° και (2) πτώση από πλατφόρμα και κατόπιν στροφή 90°, υπό 3 συνθήκες για το χειρουργημένο σκέλος: (Α) με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα, (Β) επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (Γ) χωρίς νάρθηκα, ενώ για το υγιές σκέλος μόνο χωρίς νάρθηκα.

Αποτελέσματα: Όσον αφορά την πρώτη δοκιμασία, το εύρος περιστροφής της κνήμης ήταν σημαντικά χαμηλότερο στο υγιές σκέλος σε σχέση και με τις τρεις συνθήκες στο χειρουργημένο σκέλος. Σχετικά με το χειρουργημένο γόνατο, σημαντικές διαφορές βρέθηκαν μεταξύ των συνθηκών χρήση προφυλακτικού νάρθηκα – χωρίς νάρθηκα, αλλά και χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα – χωρίς νάρθηκα ενώ δε βρέθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών χρήση προφυλακτικού – χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα. Αναφορικά με τη δεύτερη δοκιμασία, η στροφή του γόνατος ήταν πάλι σημαντικά χαμηλότερη στο υγιές σκέλος σε σχέση και με τις τρεις συνθήκες του χειρουργημένου σκέλους. Για το χειρουργημένο γόνατο, τόσο ο προφυλακτικός όσο και ο επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας περιόριζαν το εύρος στροφής της κνήμης σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα.

Συμπεράσματα: Η νάρθηκοποίηση μείωσε την παραμένουσα υπερβολική περιστροφή της κνήμης σε ασθενείς με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ σε δραστηριότητες αυξημένων στροφικών δυνάμεων, χωρίς όμως να μπορέσει να αποκαταστήσει πλήρως τα φυσιολογικά επίπεδά της. Εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να μειώσουν την περιστροφή της κνήμης, τότε ενδεχομένως μπορεί να χρησιμοποιηθούν αποτελεσματικά για την αποφυγή περαιτέρω προβλημάτων στην άρθρωση του γόνατος στους ασθενείς αυτούς.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ 4^{ης} ΜΕΛΕΤΗΣ

Σκοπός: Να εξεταστεί αν η ναρθηκοποίηση του γόνατος μπορεί να περιορίσει την υπερβολική περιστροφή της κνήμης μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα οπισθίων μηριαίων σε δραστηριότητες υψηλής έντασης.

Υλικό-Μέθοδος: 20 άρρενες που είχαν υποβληθεί σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα ημιτενοντώδους/ισχνού εξετάστηκαν κινηματικά με τη χρήση οπτοηλεκτρονικού συστήματος τρισδιάστατης κινηματικής ανάλυσης. Κάθε εξεταζόμενος πραγματοποιούσε 2 υψηλής έντασης δοκιμασίες, (1) κάθοδος από σκάλα και ακολούθως στροφή 90° και (2) πτώση από πλατφόρμα και κατόπιν στροφή 90°, υπό 3 συνθήκες για το χειρουργημένο σκέλος: (Α) με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα, (Β) επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (Γ) χωρίς νάρθηκα, ενώ για το υγιές σκέλος μόνο χωρίς τη χρήση νάρθηκα.

Αποτελέσματα: Και στις δυο δοκιμασίες, το εύρος περιστροφής της κνήμης ήταν σημαντικά χαμηλότερο στο υγιές σκέλος σε σχέση και με τις τρεις συνθήκες στο χειρουργημένο σκέλος. Στο χειρουργημένο γόνατο η χρήση επιγονατιδομηριαίου ή προφυλακτικού νάρθηκα μείωσε την περιστροφή της κνήμης συγκριτικά με τη μη χρήση νάρθηκα. Η χρήση προφυλακτικού νάρθηκα είχε ως αποτέλεσμα μείωση της περιστροφής της κνήμης σε σχέση με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα για τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας – περιστροφή, όχι όμως και για τη δοκιμασία πτώση από πλατφόρμα – περιστροφή.

Συμπεράσματα: Οι νάρθηκες γόνατος περιόρισαν την παραμένουσα υπερβολική περιστροφή της κνήμης μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα οπισθίων μηριαίων κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων αυξημένης έντασης, χωρίς όμως να μπορούν να αποκαταστήσουν πλήρως τα φυσιολογικά επίπεδά της. Αυτή η μερική αποκατάσταση των φυσιολογικών κινηματικών παραμέτρων μπορεί ενδεχομένως να

αποτελέσει όφελος για την αποφυγή περαιτέρω προβλημάτων στην άρθρωση του γόνατος σε ασθενείς μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με αυτομόσχευμα οπισθίων μηριαίων.

Giotis Dimitrios, MD - PhD Thesis

Title: The effect of knee bracing on the human gait kinematic model with emphasis in anterior cruciate ligament injured patients.

ΠΕΡΙΛΗΨΕΙΣ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ ΓΛΩΣΣΑ

ABSTRACT-STUDY 1

Purpose: The purpose of this study was to investigate whether knee braces could effectively decrease tibial rotation during high demanding activities.

Methods: Using an in vivo three-dimensional kinematic analysis, we evaluated 21 physically active, healthy, male subjects. Each subject performed two high demanding tasks that were used extensively in the literature because they combine increased rotational and translational loads on the knee, (1) descending from a stair and subsequent pivoting, and (2) landing from a platform and subsequent pivoting under three conditions: (A) wearing a prophylactic brace (braced), (B) wearing a patellofemoral brace (sleeved), and (C) unbraced condition.

Results: In the first task, the range of motion of the tibial rotation during the pivoting phase was significant decreased in the braced condition as compared to the sleeved condition ($p=0.019$) and the non-braced condition ($p=0.002$). In the second task, the same variable was significant decreased in the braced condition as compared to the sleeved ($p=0.001$) and the unbraced condition ($p<0.001$). The sleeved condition also produced significantly decreased tibial rotation with respect to the unbraced condition ($p=0.021$).

Conclusions: Bracing decreased the range of motion of tibial rotation in activities where increased translational and rotational forces are applied.

Clinical Relevance: If knee braces can decrease tibial rotation then they can possibly be used effectively with ACL reconstructed and deficient patients to prevent such problems. However further investigation is required to elucidate this hypothesis.

ABSTRACT-STUDY 2

Purpose: To examine if bracing could considerably restrict tibial rotation in ACL-deficient patients during high loading activities.

Methods: 21 male subjects with a unilateral ACL rupture were assessed in vivo. Kinematic data were collected with an 8-camera optoelectronic system while each patient performed two tasks where increased rotational and translational loads were applied on the knee, (1) descending from a stair and subsequent pivoting, and (2) landing from a platform and subsequent pivoting, under three conditions for the deficient knee: (A) wearing a prophylactic brace (braced condition), (B) wearing a patellofemoral brace (sleeved condition) (C) without brace (unbraced condition); whether for the intact knee only without brace.

Results: In both tasks, tibial rotation was significantly lower in the intact knee compared to all three conditions of the ACL-deficient knee ($p \leq 0.031$). Bracing the ACL-deficient knee resulted in lower rotation than the unbraced ($p \leq 0.001$) and sleeved ($p \leq 0.033$) conditions. The sleeved condition resulted in lower tibial internal rotation in the drop landing and pivoting task ($p = 0.019$) but not in the stair descending and pivoting task ($p = 0.256$).

Conclusions: Bracing decreased the excessive tibial rotation in ACL-injured patients during high-stress activities, but failed to fully restore normative values level.

Clinical Relevance: If knee braces can enhance rotational knee stability in ACL-deficient patients then they could possibly play an important role in preventing further knee pathology in such patients.

ABSTRACT-STUDY 3

Purpose: To investigate if knee braces could restrict excessive tibial rotation in ACL-reconstructed patients with patellar tendon graft during high loading activities. **Methods:** Twenty male subjects having undergone unilateral ACL reconstruction with a BPTB autograft were assessed in vivo. An 8-camera optoelectronic system was used to collect kinematic data while each patient performed two demanding tasks; (1) immediate pivoting after descending from a stair, and (2) immediate pivoting after landing from a platform. Each task was performed under three conditions for the reconstructed knee: (A) wearing a prophylactic brace (braced condition), (B) wearing a patellofemoral brace (sleeved condition) (C) without brace (unbraced condition); whereas for the intact knee data was collected only under an unbraced condition. **Results:** For both tasks, the range of motion of tibial rotation was significantly lower in the intact knee compared to all three conditions of the ACL-reconstructed knee ($p \leq 0.014$). Placing a brace or a sleeve on the ACL-reconstructed knee resulted in lower rotation than the unbraced condition ($p \leq 0.022$) while no significant differences were found between the sleeved and the braced conditions ($p \geq 0.110$).

Conclusions: Bracing limited the excessive tibial rotation in ACL-reconstructed knees during pivoting that occurs under high demanding activities. However, full restoration to normative values was not achieved.

Clinical Relevance: Knee braces have the potential to decrease rotational knee instability that still remains after ACL reconstruction.

ABSTRACT STUDY 4

Purpose: To investigate if bracing could limit excessive tibial rotation in ACL-reconstructed patients with a hamstring autograft during high loading activities. **Methods:** Twenty male subjects having undergone unilateral ACL reconstruction with a semitendinosus/gracilis autograft were assessed in vivo. Kinematic data were collected with the use of an 8-camera optoelectronic system while each patient performed two stressful tasks, (1) descending from a stair and subsequent pivoting and (2) landing from a platform and subsequent pivoting; under three experimental conditions for the reconstructed knee: (A) wearing a prophylactic brace (braced condition), (B) wearing a patellofemoral brace (sleeved condition) (C) without brace (unbraced condition) and under one condition (unbraced) for the intact knee. **Results:** For both tasks, the range of motion of tibial rotation was significantly lower in the intact knee compared to all three conditions of the ACL-reconstructed knee ($p \leq 0.001$). Placing a brace or a sleeve on the ACL-reconstructed knee resulted in lower rotation than in the unbraced condition ($p \leq 0.003$). The braced condition resulted in lower rotation than the sleeved condition for the descending and pivoting task ($p = 0.031$) while no differences were found for the landing and pivoting task ($p = 0.230$). **Conclusions:** Knee bracing limited the excessive tibial rotation during pivoting under high loading activities in ACL-reconstructed knees with a hamstring graft. However, full restoration to tibial rotation values of the intact knee was not achieved. This partial restoration of normal kinematics may have a potential benefit in patients recovering from ACL reconstruction with a hamstrings autograft.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Callaghan. The Adult Knee: Lippincott Williams & Wilkins. 2003.
2. Gray H. Gray's Anatomy. Octopus Publishing Group. 2012.
3. Makris EA, Hadidi P, Athanasiou KA. The knee meniscus: structure-function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration. *Biomaterials*. 2011;32(30):7411-31.
4. Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, et al. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2001;9:62-71.
5. Radin EL, De Lamotte F, Maquet P. Role of the menisci in the distribution of stress in the knee. *Clin Orthop Relat Res*. 1984:290-4.
6. Shoemaker SC, Markolf KL. The role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee. Effects of partial versus total excision. *J Bone Joint Surg Am*. 1986;68:71-9.
7. Miller M, Thompson S, Hart J. Review of Orthopaedics. 6th Edition. Elsevier, Saunders. 2012
8. Chadwick Prodromos M, Charles Brown, Freddie H. Fu, et al. The Anterior Cruciate Ligament: Reconstruction and Basic Science: ELSEVIER, Saunders. 2008.
9. Palmer I. On the injuries to the ligaments of the knee joint. *Acta Chir Scand*. 1938;91:282.
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. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS: The anatomy and function of the anterior cruciate ligament as determined by clinical and morphological studies. *J Bone Joint Surg*. 1974;56A:223-5.

12. Wang JH, Kato Y, Ingham SJ, et al. Measurement of the end-to-end distances between the femoral and tibial insertion sites of the anterior cruciate ligament during knee flexion and with rotational torque. *Arthroscopy*. 2012;28(10):1524-32.
13. Arnoczky SP. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop*. 1983;172:19-25.
14. Van Dijk R. The behaviour of the cruciate ligaments of the human knee. Universitat Nijmegen, Niederlande. 1983.
15. Noyes FR. The function of the human anterior cruciate ligament and analysis of single- and double-bundle graft reconstructions. *Sports Health*. 2009;1:66-75.
16. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res*. 1975:216-31.
17. Sasaki N, Ishibashi Y, Tsuda E, et al. The femoral insertion of the anterior cruciate ligament: discrepancy between macroscopic and histological observations. *Arthroscopy*. 2012;28(8):1135-46.
18. Furman W, Marshall JL, Girgis FG. The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on postmortem studies. *J Bone Joint Surg Am*. 1976;58(2):179-85.
19. Amis AA, Beynon B, Blankevoort L, et al. Proceedings of the ESSKA Scientific Workshop on Reconstruction of the Anterior and Posterior Cruciate Ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1994;2:124-32.
20. Sommer C, Friederich NF, Muller W. Improperly placed anterior cruciate ligament grafts: Correlation between radiological parameters and clinical results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2000;8:207-13.

21. Muneta T, Sekiya I, Yagishita K, et al. Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with EndoButton: Operative technique and preliminary results. *Arthroscopy*. 1999;15:618-24.
22. Chhabra A, Starman JS, Ferretti M, et al. Anatomic, radio graphic, biomechanical and kinematic evaluation of the anterior cruciate ligament and its two functional bundles. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(Suppl 4):2-10.
23. Ferretti M, Levicoff EA, Macpherson TA, et al. The fatal anterior cruciate ligament: an anatomic and histological study. *Arthroscopy*. 2007; 23(3):278-83.
24. Norwood LA, Cross MJ. Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. *Am J Sports Med*. 1979;7:23-6.
25. Siebold R, Ellert T, Metz S, et al. Femoral insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament: morphometry and arthroscopic orientation models for double-bundle bone tunnel placement-a cadaver study. *Arthroscopy*. 2008;24(5):585-92.
26. Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2007;454:35-47.
27. Dienst M, Burks RT, Greis PE. Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am*. 2002;33:605-20.
28. Amis AA, Dawkins GPC. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacement and injuries. *J Bone Joint Surg Br*. 1991;73:260-7.
29. 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(8):1075-84.

30. 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.
31. Buoncrisiani AM, Tjoumakaris FP, Starman JS, et al. Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2006;22(9):1000-6.
32. 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.
33. Flemming BC, Beynnon BD, Renstrom PA, et al. The strain behaviour of the anterior cruciate ligament during bicycling. An in vivo study. *Am J Sports Med.* 1998;26:109-18.
34. Smith BA, Livesay GA, Woo SL. Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. Review. *Clin Sports Med.* 1993;12(4):637-70.
35. Toy BJ, Yeasting RA, Morse DE, et al. Arterial supply to the human anterior cruciate ligament. *J Athl Train.* 1995;30:149-52.
36. 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.
37. Mountcastle SB, Posner M, Kragh JF, Jr., et al. Gender differences in anterior cruciate ligament injury vary with activity: epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in a young, athletic population. *Am J Sports Med.* 2007;35:1635-42.
38. Spindler KP, Wright RW. Clinical practice. Anterior cruciate ligament tear. *N Engl J Med.* 2008;359:2135-42.

39. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg.* 2000;8:141-50.
40. Childs SG. Pathogenesis of anterior cruciate ligament injury. Review. *Orthop Nurs.* 2002; 21(4):35-40.
41. Daniel D, Fritschy D. Anterior cruciate ligament injuries, in DeLee JC, Drez D (Eds): *Orthopaedic Sports Medicine: Principles and Practice.* Philadelphia, WB Saunders Co, 1994, pp 1313-1314.
42. Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, et al. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med.* 2007;35:1756-69.
43. Irvine GB, Glasgow MM. The natural history of the meniscus in anterior cruciate insufficiency. Arthroscopic analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74:403-5.
44. Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010;18:520-7.
45. Koga H, Nakamae A, Shima Y, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med.* 2010;38:2218-25.
46. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, 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.
47. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35:1745-50.

48. Heitz NA, Eisenman PA, Beck CL, et al. Hormonal changes throughout the menstrual cycle and increased anterior cruciate ligament laxity in females. *J Athl Train.* 1999;34:144-9.
49. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med.* 2007;35:359-67.
50. Papoutsidakis A. Predisposing factors for anterior cruciate ligament injury. *British Journal of Sports Medicine.* 2011;45:e2.
51. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Jr., et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics* 2000;23:573-8.
52. Jarvinen M, Natri A, Laurila S, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament ruptures in skiing. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994;2:224-8.
53. 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;30:537-40.
54. Shimokochi Y, Shultz SJ. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train.* 2008;43:396-408.
55. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med.* 2004;32:1002-12.
56. Arendt E, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am J Sports Med.* 1995;23:694-701.
57. Soucacos PN, Papadopoulou M, Georgoulis A. The "Noulis" behind the Lachman test. *Arthroscopy.* 1998;14:75-6.

58. Kim SJ, Kim HK. Reliability of the anterior drawer test, the pivot shift test, and the Lachman test. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;237-42.
59. Katz JW, Fingerroth RJ. The diagnostic accuracy of ruptures of the anterior cruciate ligament comparing the Lachman test, the anterior drawer sign, and the pivot shift test in acute and chronic knee injuries. *Am J Sports Med.* 1986;14:88-91.
60. Guenoun D, Le Corroller T, Amous Z, et al. The contribution of MRI to the diagnosis of traumatic tears of the anterior cruciate ligament. *Diagn Interv Imaging.* 2012;93:331-41.
61. Ciccotti MG, Lombardo SJ, Nonweiler B, et al. Non-operative treatment of ruptures of the anterior cruciate ligament in middle-aged patients. Results after long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76:1315-21.
62. Kannus P, Jarvinen M. Conservatively treated tears of the anterior cruciate ligament. Long-term results. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69:1007-12.
63. Yao JQ, Seedhom BB. Mechanical conditioning of articular cartilage to prevalent stresses. *Br J Rheumatol.* 1993;32:956-65.
64. Meunier A, Odensten M, Good L. Long-term results after primary repair or non-surgical treatment of anterior cruciate ligament rupture: a randomized study with a 15-year follow-up. *Scand J Med Sci Sports.* 2007;17(3):230-7.
65. Nelson F, Billingham RC, Pidoux I, et al. Early posttraumatic osteoarthritis-like changes in human articular cartilage following rupture of the anterior cruciate ligament. *Osteoarthritis Cartilage.* 2006;14(2):114-9.
66. Noyes FR, Matthews DS, Mooar PA, et al. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part II: the results of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability. *J Bone Joint Surg Am.* 1983;65(2):163-74

67. Finsterbush A, Frankl U, Matan Y, et al. Secondary damage to the knee after isolated injury of the anterior cruciate ligament. *American Journal of Sports Medicine*. 1990;18(5):475-9.
68. McDaniel WJ, Dameron TJ. The untreated anterior cruciate ligament rupture. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1983;172:158-63.
69. Tsepis E, Vagenas G, Giakas G, et al. Hamstring weakness as an indicator of poor knee function in ACL-deficient patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2004;12(1):22-9.
70. Papadonikolakis A, Cooper L, Stergiou N, et al. Compensatory mechanisms in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology and Arthroscopy*. 2003;11(4):235-43.
71. Bach BRJ, Tradonsky S, Bojchuk J, et al. Arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft. Five- to nine-year follow-up evaluation. *American Journal of Sports Medicine*. 1998;26(1):20-9.
72. Chmielewski TL, Hurd WJ, Rudolph KS, et al. Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle co-contraction after complete unilateral anterior cruciate ligament rupture. *Phys Ther*. 2005;85(8):740-54.
73. Chmielewski TL, Mizner RL, Padamonsky W, et al. Knee. In: Kolt GS, Snyder-Mackler L, eds. *Physical Therapies in Sport and Exercise*. London, Harcourt: Churchill Livingstone; 2003:385-8.
74. Cawley PW, France EP, Paulos LE. The current state of functional knee bracing research. A review of the literature. *Am J Sports Med*. 1991;19:226-33.
75. Cook FF, Tibone JE, Redfern FC. A dynamic analysis of a functional brace for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med*. 1989;17:519-24.

76. Beynnon BD, Pope MH, Wertheimer CM, et al. The effect of functional knee-braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74:1298-1312.
77. Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, et al. The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and non weightbearing knee. *Am J Sports Med.* 1997;25:353-9.
78. Chmielewski TL., Rudolph KS., Snyder-Mackler L. Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12:267-74.
79. Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, et al. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med.* 1991;19:217-25.
80. Diekstatt P, Rauhut F. Considerations for the indications for anterior cruciate ligament reconstruction. Results of conservative versus operative treatment. *Unfallchirurg.* 1999;102(3):173-81.
81. Wentzensen A, Hochstein P. Management of the anterior cruciate ligament rupture: indications, choice of procedure, timing, concomitant and after-care. *Zentralbl Chir.* 1998;123(9):970-80.
82. Jones RS, Nawana NS, Percy MJ, et al. Mechanical properties of the human anterior cruciate ligament. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1995;10:339-44.
83. Fineberg MS, Zarins B, Sherman OH. Practical considerations in anterior cruciate ligament replacement surgery. *Arthroscopy* 2000;16:715-24.
84. Fu FH, Bennett CH, Ma CB, et al. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction; part II. Operative procedures and clinical correlations. *Am J Sports Med.* 2000;28:124-30.

85. Janssen RP, van der Velden MJ, Pasmans HL, et al. Regeneration of hamstring tendons after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(4):898-905.
86. Chen L, Cooley V, Rosenberg T. ACL reconstruction with hamstring tendon. *Orthop Clin North Am.* 2003;34:9-18.
87. Fu FH, Bennett CH, Lattermann C, et al. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction: part I, biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sports Med.* 1999;27:821-30.
88. Yunes M, Richmond JC, Engels EA, et al. Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction: a meta-analysis. *Arthroscopy.* 2001;17:248-57.
89. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, et al. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a meta-analysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am J Sports Med.* 2003;31:2-11.
90. Beynonn 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.
91. Feller JA, Webster KE. A randomized comparison of patellar tendon and hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2003;31:564-73.
92. Sherman OH, Banffy MB. Anterior cruciate ligament reconstruction. Which graft is best? Current concepts. *Arthroscopy.* 2004;20:974-80.

93. Corry IS, Webb JM, Clingeleffer AJ, et al. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament: a comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft. *Am J Sports Med.* 1999;27:444-54.
94. Ejerhed L, Kartus J, Sernert N, et al. Patellar tendon or semitendinosus tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction? A prospective randomized study with a two-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2003;31:19-25.
95. Ristanis S, Stergiou N, Patras K, et al. Excessive tibial rotation during high demanding activities is not restored by ACL reconstruction. *Arthroscopy.* 2005;21:1323-9.
96. 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.
97. Harner CD, Honkamp NJ, Ranawat AS. Anteromedial portal technique for creating the anterior cruciate ligament femoral tunnel. *Arthroscopy.* 2008;24:113-5.
98. 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.
99. 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;2:234-46.
100. Ferretti M, Ekdahl M, Shen W, et al. Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy.* 2007;23:1218-25.

101. Ntoulia A, Papadopoulou F, Ristanis S, et al. Revascularization process of the bone-patellar tendon-bone autograft evaluated by contrast-enhanced magnetic resonance imaging 6 and 12 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2011;39:1478-86.
102. Hussein M, van Eck CF, Cretnik A, et al. Prospective randomized clinical evaluation of conventional single-bundle, anatomic single-bundle, and anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: 281 cases with 3- to 5-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2012;40:512-20.
103. 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.
104. Harner CD, Poehling GG. Double bundle or double trouble? *Arthroscopy.* 2004;20:1015-25.
105. Ramsey DK, Wretenberg PF, Lamontagne M, et al. Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. *Clin Biomech.* 2003;18(1):28-34.
106. Risberg MA, Holm I, Steen H, et al. The effect of knee bracing after anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study with two years follow up. *Am J Sports Med.* 1999;27:76-83.
107. Kartus J, Stener S, Kohler K, et al. Is bracing after anterior cruciate ligament reconstruction necessary? A 2-year follow-up of 78 consecutive patients rehabilitated with or without a brace. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997;5:157-61.
108. France EP, Paulos LE. Knee bracing. *J Am Acad Orthop Surg.* 1994;2:281-7.

109. Chew KT, Lew HL, Date E, et al. Current evidence and clinical applications of therapeutic knee braces. *Am J Phys Med Rehabil.* 2007;86(8):678-86.
110. Wright RW, Fetzner GB. Bracing after ACL reconstruction. A systematic review. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;455:162-8.
111. Kramer JF, Dubowitz T, Fowler P, et al. Functional knee braces and dynamic performance: A review. *Clin J Sport Med.* 1997;7(1):32-9.
112. Paluska SA, McKeag MD. Knee braces: current evidence and clinical recommendations for their use. *Am Fam Physician.* 2000;61:411-8
113. Aroll B, Ellis-Pegler E, Edmonds A, et al. Patellofemoral pain syndrome: a critical review of the clinical trials on nonoperative therapy. *Am J Sports Med.* 1997;25:207-12
114. Teitz CC, Hermanson BK, Kronmal RA, et al. Evaluation of the use of braces to prevent injury to the knee in collegiate football players. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(1):2-9.
115. Sitler M, Ryan J, Hopkinson W, et al. The efficacy of a prophylactic knee brace to reduce knee injuries in football. A prospective, randomized study at West Point. *Am J Sports Med.* 1990;18(3): 310-5.
116. Rovere GD, Haupt HA, Yates CS. Prophylactic knee bracing in college football. *Am J Sports Med.* 1987;15(2):111-6.
117. Wojtys EM, Kothari SU, Huston LJ. Anterior cruciate ligament functional brace in sports. *Am J Sports Med.* 1996;24:539-46.
118. Beynon BD, Fleming BC, Churchill DL, et al. The effect of anterior cruciate ligament deficiency and functional bracing on translation of the tibia relative to the femur during nonweightbearing and weightbearing. *Am J Sports Med.* 2003;31:99-105.

119. DeVita P, Hunter PB, Skelly WA. Effects of a functional knee brace on the biomechanics of running. *Med Sci Sports Exercise*. 1992;24:797-806.
120. Vailas JC, Pink M. Biomechanical effects of functional knee bracing. Practical implications. *Sports Med*. 1993;15:210-8.
121. Colville MR, Lee CL, Ciullo JV. The Lenox Hill brace. An evaluation of effectiveness in treating knee instability. *Am J Sports Med*. 1986;14:257-61.
122. Coughlin L, Oliver J, Berretta G. Knee bracing and anterolateral rotatory instability. *Am J Sports Med*. 1987;15(2):161-3.
123. France EP, Paulos LE, Jayaraman G, et al. The biomechanics of lateral knee bracing. Part II: Impact response of the braced knee. *Am J Sports Med*. 1987;15(5):430-8.
124. Wojtys EM, Loubert PV, Samson SY, et al. Use of a knee-brace for control of tibial translation and rotation. A comparison, in cadavera of available models. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72:1323-9.
125. Knutzen KM, Bates BT, Hamill J. Electrogoniometry of post-surgical knee bracing in running. *Am J Phys Med*. 1983;62:172-81.
126. Theoret D, Lamontagne M. Study on three-dimensional kinematics and electromyography of ACL deficient knee participants wearing a functional knee brace during running. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006;11:555-63.
127. Perlau R, Frank C, Fick G. The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population. *Am J Sports Med*. 1995;23:251-5.
128. Branch TP. Dynamic EMG analysis of anterior cruciate deficient legs with and without bracing during cutting. *Am J Sports Med*. 1989;17:35-41.

129. Baltaci G, Aktas G, Camci E, et al. The effect of prophylactic knee bracing on performance: balance, proprioception, coordination, and muscular power. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011;19:1722-8.
130. Cawley PW, France EP, Paulos LE. Comparison of rehabilitative knee braces. A biomechanical investigation. *Am J Sports Med.* 1989;17:141-6.
131. Freeman MA, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *Journal of biomechanics.* 2005;38:197-208.
132. Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF. The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69:233-42.
133. Li G, DeFrate LE, Rubash HE, et al. In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *J Orthop Res.* 2005; 23:340-4.
134. Li G, DeFrate LE, Sun H, et al. In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion. *Am J Sports Med.* 2004; 32:1415-20.
135. Andriacchi TP, Dyrby CO. Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. *J Biomech.* 2005;38:293-8.
136. 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.
137. 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.
138. Rasch JP. The history of kinesiology. In: Rasch JP, ed. *Kinesiology and Applied Anatomy.* Williams and Wilkins. 1989:3-17.

139. Eberhart HD. Fundamental studies of human locomotion and other information relating to design of artificial limbs. Report to National Research Council Committee on Artificial Limbs. Berkeley, California, University of California. 1947.
140. Davis RB, DeLuca PA. Clinical Gait Analysis. Current Methods and Future Directions. In: Harris GF, Smith PA, eds. Human Motion Analysis. Current Applications and Future Directions. New York: IEEE Press Marketing. 1996.
141. Andriacchi TP. Functional analysis of pre and post-knee surgery: total knee arthroplasty and ACL reconstruction. *J Biomech Eng.* 1993;115:575-81.
142. DeLuca PA, Davis RB, Ounpuu S, et al. Alterations in surgical decision making individuals with cerebral palsy based on three dimensional gait analysis. *J Pediatr Orthop.* 1997;17:608-14.
143. Rose J, Gamble JG. Human Walking. Williams & Wilkins. Baltimore USA. 1994.
144. Reinschmidt C. Three-dimensional tibioacaneal and tibiofemoral kinematics during human locomotion – measured with external and bone markers. University of Calgary, Calgary, Canada. 1996.
145. Andriacchi TP. Dynamics of pathological motion: applied to the anterior cruciate deficient knee. *J Biomech.* 1990;23:99-105.
146. Andriacchi T, Birac D. Functional testing in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Clin Orthop.* 1993;(288):40-7.
147. Patel RR, Hurwitz DE, Andriacchi TP, et al. Mechanisms for the 'quadriceps avoidance gait' seen in ACL deficient patients. *Gait Posture.* 1997;5:147.
148. Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, et al. Functional gait adaptations in individuals with anterior cruciate ligament deficiency over time. *Clin Orthop.* 1998;348:166-75.

149. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, et al. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1990;72A:871-7.
150. Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, et al. Biomechanics of the knee extension exercise. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66A:725-34.
151. Beard DJ, Soundarapandian RS, O'Connor J, et al. Gait and electromyographic analysis of anterior cruciate ligament deficient individuals. *Gait Posture*. 1996;4:83-8.
152. Georgoulis AD, Papadonikolakis A, Papageorgiou CD, et al. Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate deficient and reconstructed knee during walking. *Am J Sports Med*. 2003;31:75-9.
153. Andriacchi TP, Andersson GB, Fernier RW, et al. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62:749-57.
154. Kanamori A, Zeminski J, Rudi TW, et al. The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: A biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy*. 2002;18:394-8.
155. Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, et al. Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med*. 1994;22(5):632-44.
156. Vergis A, Gillquist J. Sagittal plane translation of the knee during stair walking. Comparison of healthy and anterior cruciate ligament-deficient subjects. *Am J Sports Med*. 1998;26:841-6.
157. Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res*. 1985;(198):43-9.
158. Davis R, Ounpuu S, Tyburski D, et al. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Move Sci*. 1991;10:575-87.

159. Decker M, Torry M, Nooman T, et al. Landing adaptations after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34:1408-13.
160. McNair P, Marshall R. Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75:584-9.
161. James CR, Bates BT, Dufek JS. Classification and comparison of biomechanical response strategies for accommodating landing impact. *J Appl Biomech.* 2003;19:106-18.
162. Ristanis S, Giakas G, Papageorgiou CD, et al. The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting and descending stairs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11:360-5.
163. Giotis D, Tsiaras V, Ristanis S, et al. Knee braces can decrease tibial rotation during pivoting that occurs in high demanding activities. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011;19(8):1347-54.
164. Lucchetti L, Cappozzo A, Cappello A, et al. Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *J Biomech.* 1998;31:977-84.
165. Reinschmidt C, Bogert AVD, Nigg B, et al. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech.* 1997;30:729-32.
166. 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.
167. Stergiou N, Bates BT, James SL. Asynchrony between subtalar and knee joint function during running. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31:1645-55.

168. Bedi A, Musahl V, O'Loughlin P, et al. A comparison of the effect of central anatomical single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction on pivot-shift kinematics. *Am J Sports Med.* 2010;38:1788-94.
169. Kondo E, Merican AM, Yasuda K, et al. Biomechanical comparisons of knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction between 2 clinically available transtibial procedures: anatomic double bundle versus single bundle. *Am J Sports Med.* 2010;38:1349-58.
170. Tsai AG, Wijdicks CA, Walsh MP, et al. Comparative kinematic evaluation of all-inside single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. *Am J Sports Med.* 2010;38:263-72.
171. Wu GK, Ng GY, Mak AF. Effects of knee bracing on the sensorimotor function of subjects with anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2001;29:641-5.
172. Najibi S, Albright JP. The use of knee braces, part 1: Prophylactic knee braces in contact sports. *Am J Sports Med.* 2005;33:602-11.
173. Borsa PA, Lephart SM, Fu FH. Muscular and functional performance characteristics of individuals wearing prophylactic knee braces. *J Athl Train.* 1993;28(4):336-44.
174. Chambers HG, Sutherland DH. A practical guide to gait analysis. *J Am Acad Orthop Surg.* 2002;10:222-31.
175. Gage G. Gait analysis. An essential tool in cerebral palsy. *Clin Orthop.* 1993;288:126-34.
176. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, et al. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture* 2009;29:360-9.

177. Cappozzo A, Catani F, Leardini A, et al. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996;11:90-100.
178. 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;17:329-33.
179. Roos H, Adalberth T, Dahlberg L, et al. Osteoarthritis of the knee after injury to the anterior cruciate ligament or meniscus: the influence of time and age. *Osteoarthr Cartilage*. 1995;3:261-7.
180. 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.
181. Daniel DM, Malcom LL, Losse G, et al. Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*. 1985;67(5):720-6.
182. Jonsson H, Karrholm J, Elmqvist LG. Laxity after cruciate ligament injury in 94 knees. The KT-1000 arthrometer versus roentgen stereophotogrammetry. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1993;64:567-70.
183. Rudolph K, Axe M, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surgery Sports Traumatology and Arthroscopy*. 2000;8(5):262-9.
184. Giotis D, Zampeli F, Pappas E, et al. The effect of knee braces on tibial rotation in anterior cruciate ligament-deficient knees during high-demand athletic activities. *Clin J Sport Med*. 2013;23(4):287-92.
185. McClay Davis I, Ireland ML. ACL injuries-the gender bias. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33(8):A2-8.

186. Zazulak BT, Paterno M, Myer GD, et al. The effects of the menstrual cycle on anterior knee laxity: a systematic review. *Sports Med.* 2006;36(10):847-62.
187. 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.
188. D'Amato M, Bach BR Jr, Knee injuries. In: Brozman SB, Wilk KE, eds. *Clinical Orthopaedic Rehabilitation*. 2nd ed. Philadelphia: Mosby. 2003:279-81.
189. 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.
190. Hefzy MS, Grood ES, Noyes FR. Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part II: The anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1989;17(2):208-16.
191. Khalfayan EE, Sharkey PF, Alexander AH, et al. The relationship between tunnel placement and clinical results after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1996;24(3):335-41.
192. Zavras TD, Race A, Bull AM, et al. A comparative study of isometric points for anterior cruciate ligament graft attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001;9(1):28-33.
193. Georgoulis AD, Tokis A, Bernard M. The anteromedial portal for drilling of the femoral tunnel for ACL reconstruction. *Tech Orthop.* 2005;20:228-9.
194. 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;13:248-55.

195. Zampeli F, Pappas E, Giotis D, et al. Kinematic predictors of subjective outcome after anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo motion analysis study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20:785-92.
196. 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.
197. Giotis D, Zampeli F, Pappas E, et al. Effects of knee bracing on tibial rotation during high loading activities in anterior cruciate ligament-reconstructed knees. *Arthroscopy.* 2013;29:1644-52.
198. Ntoulia A, Papadopoulou F, Zampeli F, et al. Evaluation with contrast-enhanced magnetic resonance imaging of the anterior cruciate ligament graft during its healing process: a two-year prospective study. *Skeletal Radiol.* 2013;42(4):541-52.
199. Chouliaras V, Ristanis S, Moraiti C, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction with a quadrupled hamstrings tendon autograft does not restore tibial rotation to normative levels during landing from a jump and subsequent pivoting. *J Sports Med Phys Fitness.* 2009;49:64-70.
200. Moraiti CO, Stergiou N, Ristanis S, et al. The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on stride-to-stride variability. *Arthroscopy.* 2009;25(7):742-9.