



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ**



ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ

Διευθύντρια Αικατερίνη Βάσιου

Καθηγήτρια Ανατομίας, Τμήμα Ιατρικής,

Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Διδακτορική Διατριβή

«Ανατομική, απεικονιστική και εμβιομηχανική μελέτη του έσω επιγονατιδομηριαίου

συνδέσμου και εκτίμηση της ανακατασκευής του.»

υπό

τον Βασίλειο Ραούλη

Ιατρό Ορθοπαιδικό Χειρουργό

Υπεβλήθη για την εκπλήρωση μέρους των
απαιτήσεων για την απόκτηση του

Διδακτορικού Διπλώματος

Λάρισα, 2021

© 2018 ΡΑΟΥΛΗΣ ΒΑΣΙΛΗΣ

Η έγκριση της διδακτορικής διατριβής από το Τμήμα Ιατρικής της Σχολής Επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα (σύμφωνα με τις διατάξεις του άρθρου 202, παράγραφος 2 του Ν.5343/1932).

Εγκρίθηκε από τα Μέλη της Επταμελούς Εξεταστικής Επιτροπής:

**1^{ος} Εξεταστής
(Επιβλέπων)**

Α. Ζιμπή, Αναπλ. Καθηγήτη Ανατομίας ΤΙ ΠΘ

2^{ος} Εξεταστής

Δ. Αρβανίτη, Ομότ. Καθηγήτη Ανατομίας ΤΙ ΠΘ

3^{ος} Εξεταστής

Μ. Χαντέ, Καθηγήτη Ορθοπαιδικής ΤΙ ΠΘ

4^{ος} Εξεταστής

Σ. Βαρυτιμίδη, Καθηγήτη Ορθοπαιδικής ΤΙ ΠΘ

5^{ος} Εξεταστής

Α. Βάσιου, Καθηγήτρια Ανατομίας ΤΙ ΠΘ

6^{ος} Εξεταστής

**Α. Καραντάνα, Καθηγήτη Ακτινολογίας Ιατρικής Σχολής Παν.
Κρήτης**

7^{ος} Εξεταστής

**Α. Κερμανίδη, Αναπλ. Καθηγήτη Τμ. Μηχαν.
Μηχανικών ΠΘ**

*Στους γονείς μου
Ραούλη Αθανάσιο- Ραούλη Ευαγγελία*

Στους δασκάλους μου

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την αγαπημένη μου σύντροφο **Αλεξάνδρα Γραβάνη-Ραούλη**, που στάθηκε δίπλα μου στη δύσκολη αυτή πορεία μέχρι την ολοκλήρωση της διατριβής.

Θα ήθελα να εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου στον **κ. Αριστείδη Ζιμπή**, Αναπληρωτή Καθηγητή Ανατομίας, για την ανάθεση του θέματος της διδακτορικής διατριβής, το αμέριστο ενδιαφέρον που έδειξε, τις γόνιμες υποδείξεις του και τη συνεχή ενθάρρυνση μέχρι την ολοκλήρωση αυτής της προσπάθειας.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τον **κ. Χαντέ Μιχάλη**, Καθηγητή Ορθοπαιδικής για την συνεχή καθοδήγηση, τις γόνιμες υποδείξεις του και τη συνεχή ενθάρρυνση μέχρι την ολοκλήρωση αυτής της διδακτορικής διατριβής.

ΡΑΟΥΛΗΣ ΒΑΣΙΛΗΣ

ΣΥΝΤΟΜΟ ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ

Γεννήθηκα στην Λάρισα το 1979. Εισήχθηκα στην Ιατρική Σχολή του Philipps-Universität Marburg το 1999 και στη συνέχεια μετεγγράφηκα στην Ιατρική Σχολή Ιωαννίνων από όπου και αποφοίτησα το Μάρτιο του 2006.

Εκπλήρωσα την στρατιωτική μου θητεία το διάστημα Αύγουστος 2006 – Αύγουστος 2007 ως οπλίτης Ιατρός.

Ξεκίνησα την ειδίκευσή μου στη Χειρουργική το 2008 στο Γενικό Νοσοκομείο Λάρισας και συνέχισα στο Μποδοσάκειο Νοσοκομείο Πτολεμαΐδας την ειδικότητά μου στην Ορθοπαιδική και Τραυματιολογία (2009-2012).

Το 2013 έως το 2015 συνέχισα και τελείωσα την εκπαίδευσή μου στην Ορθοπαιδική Κλινική του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Λάρισας.

Από τον Ιούλιο του 2015 έως τον Μάρτιο του 2016 εργάστηκα ως Ειδικός Ορθοπαιδικός στην Ορθοπαιδική Κλινική του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Λάρισας (μετακίνηση από Κ.Υ. Αγιάς όπου υπηρετούσα εκτίοντας υπόλοιπο θητείας αγροτικού).

Τον Μάρτιο του 2016 μετά από αξιολόγηση βιογραφικού και προσωπική συνέντευξη η Ε.Α.Ε. (Ελληνική Αρθροσκοπική Εταιρεία) με επέλεξε ως τον Έλληνα fellow για την υποτροφία Γεώργιος Νούλης. Η υποτροφία αυτή είναι έμμισθη διάρκειας ενός έτους στην κλινική ATOS της Χαϊδελβέργης Γερμανίας διεθνές κέντρο χειρουργικής ισχίου , γόνατος , άκρου πόδους και αθλητικών κακώσεων.

Τον Απρίλιο του 2017 προσλήφθηκα ως Επικουρικός Επιμελητής Β' στην Ορθοπαιδική του Γενικού Νοσοκομείου Καρδίτσας με σύμβαση για 2 χρόνια.

Από τον Ιούλιο 2019 κατέχω μόνιμη Ορθοπαιδικού Επιμελητή Β' στο ΠΠΓΝΛ, θέση που κατέχω ως σήμερα.

Το κλινικό μου ενδιαφέρον εστιάζεται :

<< Στην Αρθροσκοπική Χειρουργική του Άνω και Κάτω Άκρου, στις Αθλητικές Κακώσεις και στην Τραυματιολογία >>

ΞΕΝΕΣ ΓΛΩΣΣΕΣ

ΓΕΡΜΑΝΙΚΑ ΑΡΙΣΤΑ (DSH Deutsches Sprach Diplom)

ΑΓΓΛΙΚΑ ΠΟΛΥ ΚΑΛΑ (LOWER CAMBRIDGE)

ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΟ ΕΡΓΟ

ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ (σε διεθνή περιοδικά pubmed) :24

Συγγραφή Κεφαλαίων σε Βιβλία Ανατομικής και Ορθοπαιδικής :7

**«Ανατομική, απεικονιστική και εμβιομηχανική μελέτη του έσω επιγονατιδομηριαίου
συνδέσμου και εκτίμηση της ανακατασκευής του.»**

Ραούλης Βασίλειος

Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Τμήμα Ιατρικής, 2021

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

- 1. Α. Ζιμπή, Αναπλ. Καθηγητή Ανατομίας ΤΙ ΠΘ (Επιβλέπων)**
- 2. Δ. Αρβανίτη, Ομότ. Καθηγητή Ανατομίας ΤΙ ΠΘ**
- 3. Μ. Χαντέ, Καθηγητή Ορθοπαιδικής ΤΙ ΠΘ**

Περίληψη

Ο στόχος αυτής της διδακτορικής διατριβής ήταν σύνδεση της παραδοσιακής Ανατομίας, της απεικονιστικής Ανατομίας, της Εμβιομηχανικής και της Αντιμετώπισης αθλητικών κακώσεων της Ορθοπαιδικής ώστε να μελετηθεί εις βάθος ο MPFL και οι διάφορες χειρουργικές τεχνικές ανακατασκευής του. Σε πρώτο στάδιο πραγματοποιήθηκε μία Ανατομική μελέτη πάνω σε 30 φρέσκα πτωματικά γόνατα με απώτερο σκοπό την περιγραφή και οριοθέτηση της έκφυσης και κατάφυσης του MPFL, διερεύνηση του σχήματος του και αξιολόγηση της σχέσης του με τις γύρω δομές με στόχο την βελτίωση της χειρουργικής τεχνικής για την ανακατασκευή του. Στη συνέχεια παρουσιάστηκε αναλυτικά βήμα προς βήμα μία χειρουργική τεχνική ανατομικής ανακατασκευής του MPFL, η οποία δεν χρησιμοποιεί υλικά για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα. Η καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα σύμφωνα με την τεχνική αυτή γίνεται με διοστικά ράμματα στην έξω πλευρική επιφάνεια της, με την βοήθεια δύο τυφλών παράλληλων σηράγγων στο άνω ήμισυ της. Το επόμενο βήμα ήταν η χαρτογράφηση της ιδανικής τοποθέτησης των σηράγγων της επιγονατίδας με τη χρήση προεγχειρητικής αξονικής τομογραφίας και να σύγκριση των αποτελεσμάτων μετά την ανακατασκευή του MPFL με μετεγχειρητικές αξονικές τομογραφίες μεταξύ α) μιας ανατομικής τεχνικής διπλής δέσμης για την ανακατασκευή του MPFL, χωρίς την χρήση εμφυτευμάτων στην επιγονατίδα, η οποία χρησιμοποιεί για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα δύο τυφλές παράλληλες σήραγγες και διοστικά ράμματα, και β) την τροποποίησή της τεχνικής αυτής με τη χρήση της συσκευής στόχευσης της κνήμης που χρησιμοποιείται κατά την ανακατασκευή του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Τέλος εμβιομηχανική ανατομική μελέτη πάνω σε φρέσκα πτωματικά γόνατα πραγματοποιήθηκαν με σκοπό την αξιολόγηση εμβιομηχανικά (τρόπος αποτυχίας,

μέγιστο φορτίο αστοχίας, ακαμψία) τριών ανατομικών τεχνικών διπλής δέσμης μεταξύ τους για καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα για την ανακατασκευή του MPFL. παρόμοιο μελέτη ακλούθησε με σκοπό την αξιολόγηση εμβιομηχανικά (τρόπος αποτυχίας, μέγιστο φορτίο αστοχίας, ακαμψία) δύο μη ανατομικών τεχνικών διπλής δέσμης για καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα για την ανακατασκευή του MPFL.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΕΛ. 15.

1.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΟΜΗΡΙΑΙΑΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΣΕΛ 15-32.

1.2 ΑΝΑΤΟΜΙΚΟΙ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΑΣΤΑΘΕΙΑΣ ΤΗΣ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑΣ ΣΕΛ. 32-43.

1.3 ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗΣ ΤΟΥ ΠΡΩΤΟΥ ΕΞΑΡΘΡΗΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΑΣΤΑΘΕΙΑΣ ΤΗΣ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑΣ ΣΕΛ. 44-48

1.4 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ. ΣΕΛ 48-53

1.5 ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΤΕΧΝΙΚΗ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΤΟΥ ΜΡFL ΣΕΛ. 53-57

1.6 ΣΚΟΠΟΣ ΣΕΛ. 57-58

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΣΕΛ. 59-70

Κ Ε Φ Α Λ Α Ι Ο 2 : Α Ν Α Τ Ο Μ Ι Κ Η Μ Ε Λ Ε Τ Η Τ Ο Υ Ε Σ Ω Ε Π Ι Γ Ο Ν Α Τ Ι Δ Ο Μ Η Ρ Ι Α Ι Ο Υ Σ Υ Ν Δ Ε Σ Μ Ο Υ (Μ Ρ F L) Π Α Ν Ω Σ Ε Φ Ρ Ε Σ Κ Α Κ Α Τ Ε Ψ Υ Γ Μ Ε Ν Α Γ Ο Ν Α Τ Α : Ο Δ Η Γ Α Σ Η Μ Ε Ι Α Γ Ι Α Τ Η Ν Χ Ε Ι Ρ Ο Υ Ρ Γ Ι Κ Η Α Ν Α Κ Α Τ Α Σ Κ Ε Υ Η Τ Ο Υ . Σ Ε Λ . 7 1

2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΕΛ. 71.

2.2 ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ ΣΕΛ. 72-74.

2.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΕΛ. 75-79.

2.4 ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΣΕΛ. 80-82.

2.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΣΕΛ. 83

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΣΕΛ 84-86

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΥ ΕΣΩ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΟΜΗΡΙΑΙΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΩΝΤΑΣ ΔΥΟ ΤΥΦΛΕΣ ΕΓΚΑΡΣΙΕΣ ΣΗΡΑΓΓΕΣ ΣΤΗΝ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑ, ΜΙΑ ΤΕΧΝΙΚΗ ΚΑΘΗΛΩΣΗΣ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑ ΧΩΡΙΣ ΥΛΙΚΑ: ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΤΕΧΝΙΚΗ ΣΕΛ.87.

3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΕΛ. 87-88.

3.2 ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΤΕΧΝΙΚΗ ΣΕΛ. 88-97.

3.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΕΛ.97-98.

3.4 ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΣΕΛ. 98-99.

3.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΣΕΛ. 99

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΣΕΛ 100-104

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ΜΙΑ ΠΤΩΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΗΣ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ ΤΗΣ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑΣ ΣΕ ΑΞΟΝΙΚΟ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟ: ΤΟ

ΜΕΓΕΘΟΣ ΤΗΣ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑΣ ΣΥΣΧΕΤΙΖΕΤΑΙ ΜΕ ΤΗΝ ΟΣΤΙΚΗ ΓΕΦΥΡΑ ΜΕΤΑΞΥ ΣΗΡΑΓΓΩΝ ΚΑΙ ΓΩΝΙΕΣ R ΕΙΣΑΓΟΝΤΑΙ ΓΙΑ ΑΣΦΑΛΗ ΔΙΑΤΡΗΣΗ ΣΗΡΑΓΓΑΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΥ ΜΡFL ΣΕΛ. 105.

- 4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΕΛ. 105-107.
 - 4.2 ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ ΣΕΛ. 107-112.
 - 4.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΕΛ. 112-115.
 - 4.4 ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΣΕΛ. 116-118.
 - 4.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΣΕΛ. 118
- ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΣΕΛ 119-123

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΡΙΩΝ ΑΝΑΤΟΜΙΚΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΚΑΘΗΛΩΣΗΣ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΥ ΜΡFL ΣΕΛ. 124.

- 5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΕΛ. 124-125.
 - 5.2 ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ ΣΕΛ. 126-131.
 - 2.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΕΛ. 131-135.
 - 5.4 ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΣΕΛ. 135-140.
 - 5.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΣΕΛ. 141
- ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΣΕΛ ΣΕΛ. 142-146

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΔΥΟ ΜΗ ΑΝΑΤΟΜΙΚΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΚΑΘΗΛΩΣΗΣ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΥ ΜΡFL ΣΕΛ.147.

- 6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΕΛ. 147-148.
 - 6.2 ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ ΣΕΛ. 148-153.
 - 6.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΕΛ. 154-155.
 - 6.4 ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΣΕΛ. 155-158.
 - 6.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΣΕΛ. 159
- ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΣΕΛ 160-163

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 ΣΥΝΟΨΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ ΣΕΛ. 164-170

Γενικό μέρος

Κεφάλαιο 1 : Εισαγωγή

1.1 Ανατομία της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης

Εισαγωγή

Η επιγονατιδομηριαία άρθρωση (PFJ) είναι περίπλοκη και συχνά παρεξηγημένη περιοχή του γόνατος. Η ανατομία της αποτελείται από μια ποικιλία σημαντικών δομών—όπως οι μύες, τα οστά, οι σύνδεσμοι, τένοντες, τα αιμοφόρα αγγεία, τα νεύρα και ο αρθρικός θύλακος του γόνατος— που συμβάλλουν στη λειτουργικότητα της άρθρωσης του γόνατος.

Η κατανόηση της φυσιολογικής ανατομίας και της λειτουργίας της PFJ συνεχίζει να εξελίσσεται με τη χρήση καινοτόμων μεθόδων παρασκευαστικής Ανατομίας, καινοτόμων τεχνολογιών για την εμβιομηχανική αξιολόγηση και με την βελτίωση των απεικονιστικών μεθόδων της άρθρωσης του γόνατος. Για να μπορέσει να διατηρηθεί η σωστή λειτουργία της PFJ, η άρθρωση θα πρέπει να είναι σταθερή και ικανή να αντέξει τις δυνάμεις που εφαρμόζονται σε αυτήν. Η σταθερότητα και ικανότητα αντοχής του φορτίου των δυνάμεων που ασκούνται στην PFJ εξασφαλίζονται από την ακεραιότητα και το σχήμα/γεωμετρία των οστικών και χόνδρινων δομών, την ισορροπία μεταξύ των δυναμικών και στατικών σταθεροποιητών της επιγονατίδας. Η διεξοδική κατανόηση της φυσιολογικής Ανατομίας και της εμβιομηχανικής της PFJ απαιτείται για τον προσδιορισμό της πηγής δυσλειτουργίας, η οποία στη συνέχεια επιτρέπει στον ιατρό να παρέχει εξατομικευμένη θεραπεία στον ασθενή του. Οι διαταραχές της PFJ περιλαμβάνουν ένα μεγάλο φάσμα ασθενειών,

συμπεριλαμβανομένου του πρόσθιου επιγονατιδικού πόνου, την αστάθεια της επιγονατίδας, και την αρθρίτιδα.

-Μύες της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης-Δυναμικοί σταθεροποιητές της επιγονατίδας

Ορθός μηριαίος μυς (Rectus femoris)

Ο ορθός μηριαίος μυς (RM) είναι ο πιο επιφανειακός μυς της ομάδας μυών που σχηματίζουν τον τετρακέφαλο τένοντα [1], και εκτείνεται πάνω από το πρόσθιο τμήμα του μηρού βαθιά μέχρι τον ημυμενώδη μυ (Sartorius muscle) [2]. Εκφύεται από την κάτω πρόσθια λαγόνια άκανθα και από μια τραχιά επιφάνεια πάνω από τη κοτύλη του ισχίου[2], ενώ καταφύεται στο άνω τριτημόριο της πρόσθιας επιφάνειας της επιγονατίδας αφού έχει ενωθεί με τον τένοντα του τετρακέφαλου περίπου 3-5 cm πλησίον του άνω πόλου της επιγονατίδας (Εικόνα 1) [1- 4].

Ο έξω πλατύς μυς (Vastus Lateralis)

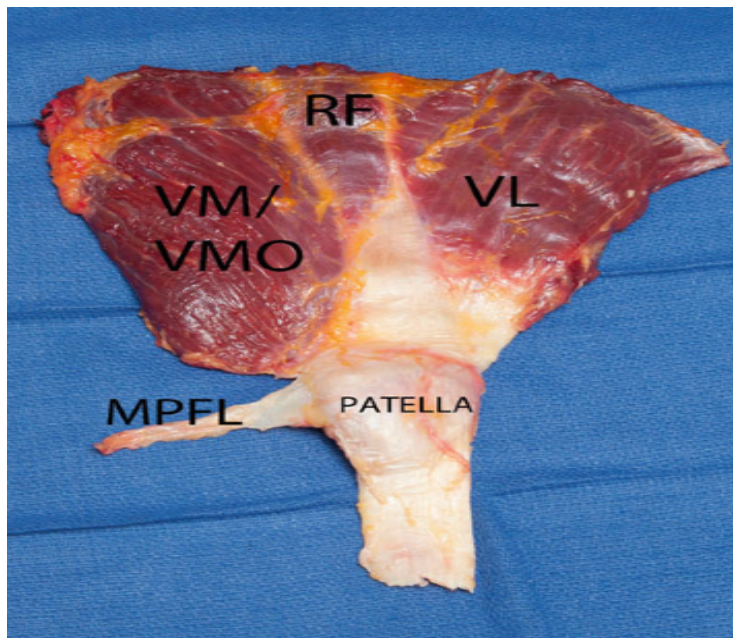
Ο έξω πλατύς μυς (VL) εκφύεται από την έξω επιφάνεια του μηριαίου οστού (την έξω επιφάνεια της πρόσθιας μεσοτροχαντήριας ακρολοφίας και σχηματίζει μια καμπύλη που καταλήγει στο ανώτερο μέρος του έξω χείλους της τραχείας γραμμής), ενώ ενώνεται κεντρικά με τον έσω πλατύ μυ (VM) και τέλος καταφύεται στον άνω πόλο της επιγονατίδας (Εικόνα 1) [4]. Μέσα στον VL υπάρχει μια ανατομικά ξεχωριστή ομάδα μυϊκών ινών που ονομάζεται έξω πλατύς λοξός μυς (Vastus lateralis obliquus-VLO) η οποία διαχωρίζεται από το κύριο τμήμα του μυ από ένα λεπτό στρώμα λίπους ή περιτονία [4]. Ιστορικά, λίγη προσοχή έχει δοθεί στο VLO λόγω της δυσκολίας στην αναγνώριση του[4]. Οι μυϊκές ίνες του VLO καταφύονται έξω και πλάγια στην επιγονατίδα σε σχέση με τον VL[4].

Ο έσω πλατύς μυς (Vastus Medialis)

Ο έσω πλατύς μυς (VM) εκφύεται από τη μεσοτροχαντήρια γραμμή, συνεχίζει προς τα πίσω κατά μήκος της κτενιαίας γραμμής του έσω χείλους της τραχείας γραμμής μέχρι την έσω υπερκονδύλια ακρολοφία. Στη συνέχεια οι ίνες του συγκλίνουν και καταφύονται στον άνω πόλο της επιγονατίδας μέσω του τετρακέφαλου τένοντα (Εικόνα 1) [4]. Ο VM περιέχει επίσης τον έσω πλατύ λοξό μυ (Vastus medialis oblique- VMO) ο οποίος έχει λοξό προσανατολισμό και διαχωρίζεται από τον υπόλοιπο VM από ένα λεπτό στρώμα λίπους ή περιτονία [1, 2, 4].

Ο μέσος πλατύς μυς (Vastus Intermedius)

Ο μέσος πλατύς μυς (VI) εκφύεται από τα ανώτερα δύο τρίτα της επιφάνειας του μηριαίου οστού και καταφύεται και αυτός μέσω του τετρακέφαλου στην επιγονατίδα.

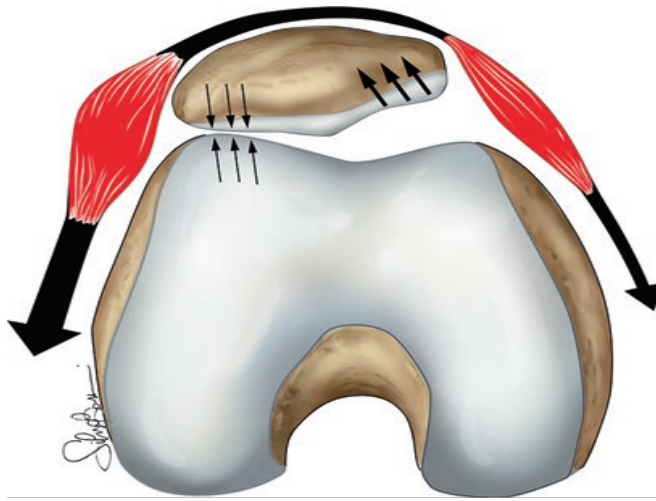


Εικόνα 1 : φωτογραφία ενός αριστερού γόνατος που απεικονίζει τον VM και VMO (αριστερά), τον RF (κέντρο) και τον VL (δεξιά) σχηματίζοντας τον τένοντα του τετρακέφαλου, ο οποίος στη συνέχεια καταφύεται στην επιγονατίδα. Τέλος διακρίνεται και η κατάφυση του MPFL στην επιγονατίδα.

Το σύμπλεγμα του τετρακέφαλου (Quadriceps complex)

Όπως αναφέρθηκε οι RM, VM, VL, VI οι οποίοι νευρώνονται από το μηριαίο νεύρο έχουν κοινή κατάφυση στην επιγονατίδα αφού σχηματίσουν τον τετρακέφαλο τένοντα (QT) (Εικόνα 1) . Ο τετρακέφαλος μυς με τον τένοντα του (σύμπλεγμα του τετρακέφαλου) αποτελεί τον κύριο δυναμικό σταθεροποιητή τη επιγονατίδας με δευτερεύον δυναμικό σταθεροποιητή να αποτελούν οι στροφείς μυς του ισχίου. Ο εκτατικός μηχανισμός του γόνατος είναι ένας σημαντικός παράγοντας δυναμικής σταθερότητας της PFJ.

Στην έσω μοίρα του γόνατος, μια υποπλασία του VMO και παραλλαγές κατάφυσης του στην επιγονατίδα μπορεί να οδηγήσουν σε μη σωστή επικέντρωση της επιγονατίδας στην αύλακα της τροχλίας όπως και σε αυξημένες δυνάμεις συμπίεσης του έξω διαμερίσματος της PFJ κατά την κάμψη του γόνατος (Εικόνα 2). Ο Insall [5] και ο Fox [6] ήταν οι πρώτοι τη δεκαετία του 1980 που αξιολόγησαν αυτούς τους παράγοντες και άνοιξαν τον δρόμο για πειραματικές μελέτες όπως αυτή του Farahmand [7]. Σύμφωνα με αυτή την μελέτη in vitro, ο VMO έχει μέσο προσανατολισμό που αποκλίνει $47^{\circ} \pm 5^{\circ}$ προς τα έσω σε σχέση με τον άξονα του μηρού και ο VLO έχει μέσο προσανατολισμό που αποκλίνει $35^{\circ} \pm 4^{\circ}$ προς τα έξω σε σχέση με τον άξονα του μηρού. Ο Goh [8] κατέγραψε μείωση της αστάθειας της επιγονατίδας κατά 30% όταν ο VMO ήταν χαλαρός στις 20° κάμψη του γόνατος και η επιγονατίδα είχε 4 mm πλευρική έξω μετατόπιση.



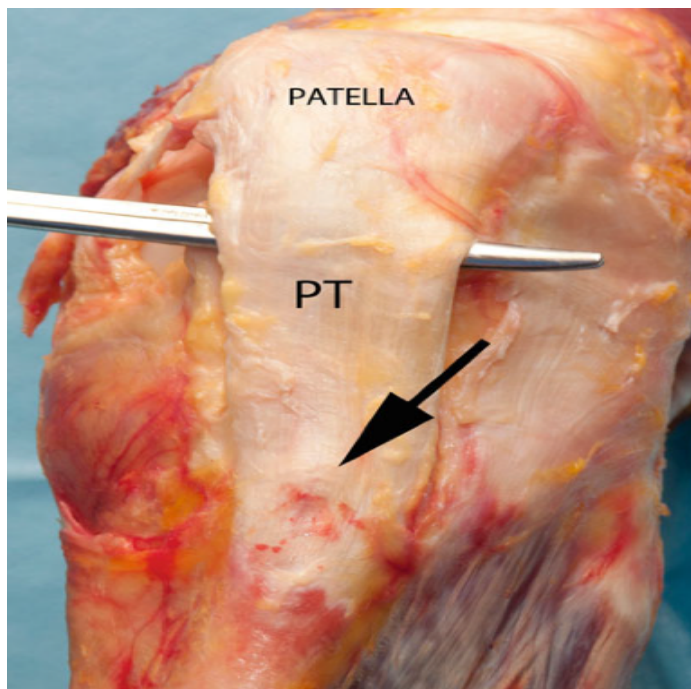
Εικόνα 2 : Η υποπλασία του VMO μπορεί να οδηγήσει σε μη σωστή επικέντρωση της επιγονατίδας στην αύλακα της τροχιλίας όπως και σε αυξημένες δυνάμεις συμπίεσης του έξω διαμερίσματος της PFJ κατά την κάμψη του γόνατος

Σε μια δυσπλασία VMO, οι συνέπειες είναι συνήθως μια αυξημένη επιγονατιδική κλίση (patellar tilt) ή αυξημένη τάση της επιγονατίδας για εξάρθρημα (Εικόνα 2).

Στον QT αναγνωρίζονται 3 στρώματα, το επιφανειακό στρώμα που αποτελείται από το τένοντα του RF, το ενδιάμεσο στρώμα που αποτελείται κυρίως από τους τένοντες των VL και VM με συνεισφορές από το πρόσθιο-έσω τμήμα του VI και το βαθύ στρώμα που αποτελείται από τον τένοντα του VI. Σε παιδιατρικούς πληθυσμούς (4 έως 16 ετών) το μέσο μήκος του QT έχει καταγραφεί $6,87 \pm 1,49$ cm σε παιδιατρικούς πληθυσμούς (4 έως 16 ετών) [9] ενώ σε ενήλικες το μέσο μήκος του QT είναι $88,3 \pm 8,4$ mm (εύρος, 78,3-99,7 mm) [10]. Το μέσο πάχος του QT $3,7 \pm 1,2$ mm σε παιδιατρικούς πληθυσμούς [9] και 4,94 mm (0,7-9,78 mm) σε ενήλικες [11].

Επιγονατιδικός τένοντας (Patellar tendon)

Ο επιγονατιδικός τένοντας (PT) εκφύεται από τον κάτω πόλο της επιγονατίδας και καταφύεται στο κνημιαίο κύρτωμα (TT). Ο PT έχει αναφερόμενο μήκος 3,5-5,5 cm και πλάτος 2.4-3.3 cm (Εικόνα 3) [2].



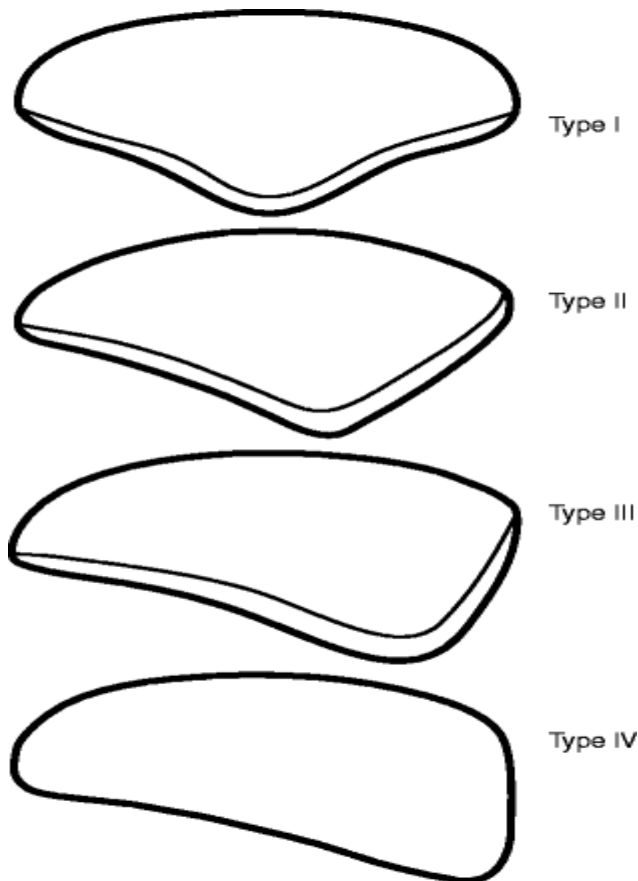
Εικόνα 3: Επιγονατιδικός τένοντας καταφύεται στο κνημιαίο κύρτωμα (βέλος)

Οστική Ανατομία της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης-Κύριοι παθητικοί σταθεροποιητές της επιγονατίδας

Επιγονατίδα (Patella)

Η επιγονατίδα είναι το μεγαλύτερο σησαμοειδές οστό στο σώμα. Ανευρίσκεται μέσα στην αύλακα της τροχιλίας του περιφερικού μηριαίου οστού και αποτελεί μέρος του εκτατικού μηχανισμού αφού σε αυτή καταφύεται ο τένοντας του τετρακέφαλου (στον άνω πόλο της επιγονατίδας) και εκφύεται ο επιγονατιδικός τένοντας (στον κάτω πόλο της επιγονατίδας). Το σχήμα της επιγονατίδας είναι τριγωνικό (προσομοιάζει με σχήμα

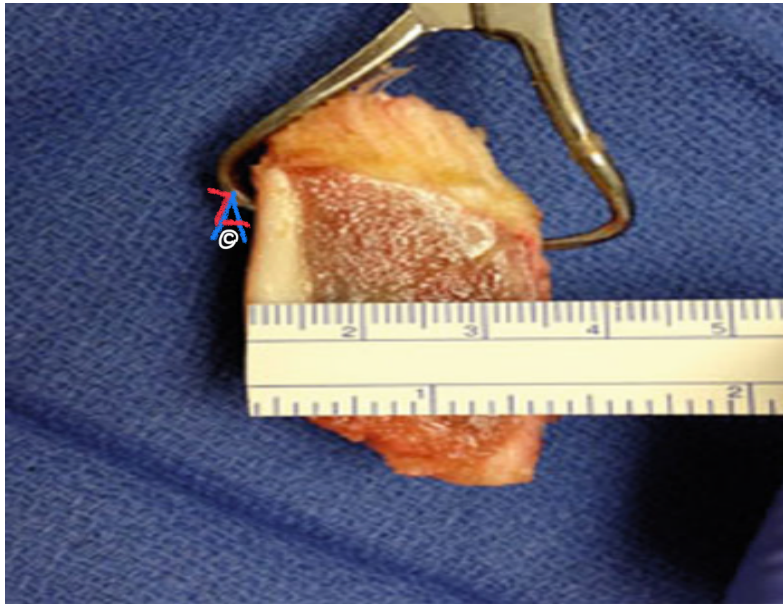
μεσαιωνικής ασπίδας) με την βάση να βρίσκεται εγγύς και την κορυφή περιφερικά [1,4]. Η επιγονατίδα είναι κυρτή στην πρόσθια επιφάνειά της και η οπίσθια/αρθρική επιφάνεια διαιρείται με μια διαμήκη διάμεση κορυφογραμμή σε δύο μέρη, την έσω και την έξω αρθρική επιφάνεια (medial and lateral facet). Το lateral facet είναι συνήθως μεγαλύτερο και κεκλιμένο για να ταιριάζει με τον έξω μηριαίο κόνδυλο, ενώ το medial facet είναι μικρότερο, αλλά εμφανίζει πιο απότομη κλίση (slope)[1,4] Η ταξινόμηση Wiberg ορίζει 4 διαφορετικούς τύπους με βάση την τοποθεσία της μέσης κορυφογραμμής (Εικόνα 4) [12,13]. Επίσης η επιγονατίδα εμφανίζει, έσω και έξω μοίρα όπου προσφύονται ο έσω και έξω καθεκτικός σύνδεσμος της επιγονατίδας.



Εικόνα 4 : Ταξινόμηση κατά Wiberg ορίζει 4 διαφορετικούς τύπους με βάση την τοποθεσία της μέσης κορυφογραμμής

Οι ανθρωπομετρικές διαστάσεις της επιγονατίδας είναι: μέσο μήκος 4,5 cm (εύρος, 2,8-5,3 cm), μέσο πλάτος 4,4 cm (εύρος, 3-5,5 cm) μέσο πλάτος και μέσο πάχος 2,3 cm

(εύρος, 1,9- 2,6 cm) [14-16]. Ο επιγονατιδικός αρθρικός χόνδρος είναι επίσης το παχύτερο στρώμα χόνδρου του ανθρωπίνου σώματος το οποίο φτάνει σε πάχος έως και 7 mm (Εικόνα 5) [16-17].



Εικόνα 5: Διχοτομημένη επιγονατίδα, απεικονίζεται το πάχος του στρώματος χόνδρου της

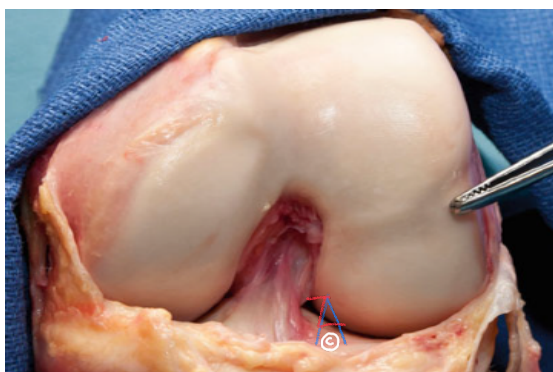
Κατά την κάμψη του γονάτου, η επιγονατίδα ολισθαίνει μέσα στην τροχιλία (trochlear groove), μία αύλακα μέσα στο μηριαίο οστό [12]. Η λειτουργία της στην περίπτωση αυτή είναι να αυξάνει τον μοχλοβραχίονα του τετρακέφαλου μυ, επιτρέποντας την μεταφορά της δύναμης του τετρακέφαλου στην κνήμη και κατά συνέπεια να δρα ως οστέινη ασπίδα προστασίας της κνήμης. Η ιδιότητα της να αυξάνει τον μοχλοβραχίονα του τετρακέφαλου είναι ιδιαίτερα σημαντική καθώς εάν συνέβαινε το αντίθετο, δηλαδή μείωση της ροπής του επιγονατιδικού τένοντα (PT) ως προς το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης, οι μύες θα παραλάμβαναν μεγαλύτερα φορτία προκειμένου να οδηγήσουν σε ίδια ενέργεια έκτασης του γονάτου.

Κατά την έκταση η επιγονατίδα λαμβάνει τον ρόλο της σταθεροποίησης της άρθρωσης. Αυτό επιτυγχάνεται με την αύξηση της ροπής που ασκούν οι μύες και μοχλεύοντας την γωνία άσκησης των μυϊκών δυνάμεων στην κνήμη.

Τροχιλία και μηριαίοι κόνδυλοι (Trochlea και Femoral Condyles)

Η τροχιλία αποτελεί την δεύτερη αρθρική επιφάνεια της PFJ , η οποία βρίσκεται στο περιφερικό πρόσθιο μέρος του μηριαίου οστού [1,12]. Η αύλακα της τροχιλίας βρίσκεται στην μέση της και την χωρίζει σε έσω και έξω αρθρική επιφάνεια της τροχιλίας (medial and lateral facet) [1]. Η έξω αρθρική επιφάνεια της τροχιλίας είναι μεγαλύτερη και έχει μεγαλύτερη ακτίνα από την έσω [1]. Η τροχιλία καλύπτεται από 2-3 mm αρθρικού χόνδρου [18], ενώ ο αρθρικός χόνδρος στην αύλακα της τροχιλίας εμφανίζεται παχύτερος σε σχέση με τον χόνδρο στην περιφέρεια της τροχιλίας.

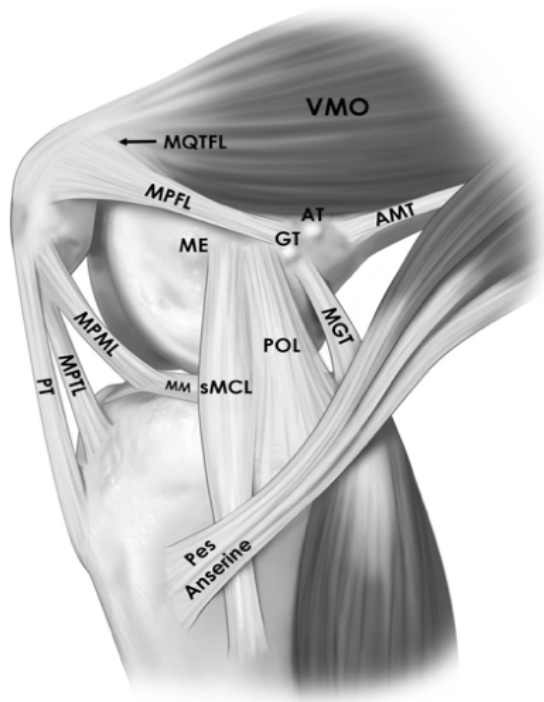
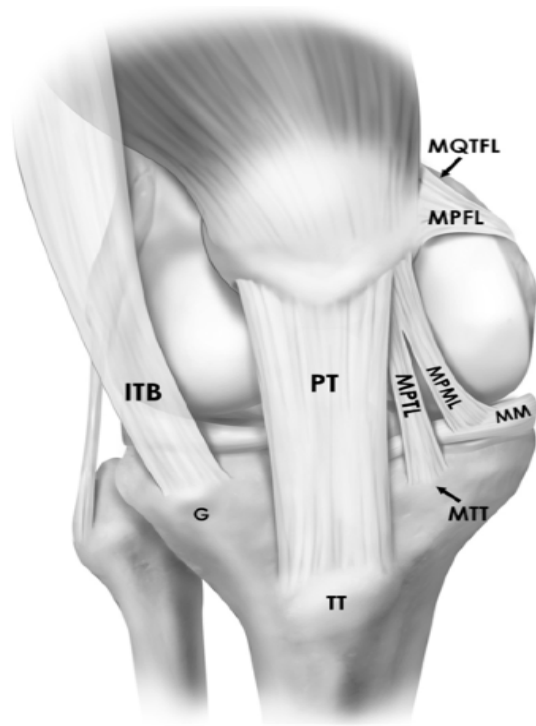
Οι μηριαίοι κόνδυλοι είναι ασύμμετροι μεταξύ τους, με τον έξω μηριαίο κόνδυλο να είναι ψηλότερος από τον έσω (Εικόνα 6). Ο έξω μηριαίος κόνδυλος σχηματίζει το έξω τοίχωμα της PFJ και αποτελεί πρωτογενή παράγοντα αντίστασης στην έξω παρεκτόπιση της επιγονατίδας μόλις αυτή μπει στην αύλακα της τροχιλίας [19].



Η δυσπλασία της τροχιλίας χαρακτηρίζεται από απώλεια της κανονικής κοιλότητας της αύλακας της τροχιλίας, δημιουργώντας μία επίπεδη ή ακόμα και κυρτή τροχιλία με εξαιρετικά ασύμμετρες αρθρικές επιφάνειες. Άλλος που εντοπίζεται στην PFJ όπως και αστάθεια της PFJ συχνά σχετίζονται με δυσπλασία της τροχιλίας [20-23]. Επιπλέον, οι Liebensteiner et al απέδειξαν ότι η μορφολογία της τροχιλίας σχετίζεται με την πρόσθια κλίση του αυχένα του μηριαίου οστού (AV). Το αυξημένο AV συσχετίζεται με μια πιο επίπεδη τροχιλία [21].

Έσω σύνδεσμοι της επιγονατίδας- Στατικοί σταθεροποιητές της επιγονατίδας

Οι έσω δομές των μαλακών μορίων του γόνατος είναι σημαντικές γιατί αποτρέπουν την έξω παρεκτόπιση της επιγονατίδας κυρίως κατά την πρώιμη κάμψη γόνατου (0-30 °) κάμψη γόνατου [24]. Οι στατικοί έσω σταθεροποιητές της επιγονατίδας χωρίζονται στους εγγύς και στους περιφερικούς σταθεροποιητές της επιγονατίδας. Στους εγγύς ανήκουν ο έσω επιγονατιδομηριαίος σύνδεσμος (MPFL) με τον έσω επιγονατιδοτετρακεφαλικός σύνδεσμος (MQTFL) ενώ στους περιφερικούς έσω σταθεροποιητές ανήκουν ο έσω επιγονατιδοκνημικός σύνδεσμος (MPTL) και ο έσω επιγονατιδομηνισκικός σύνδεσμος (MPML). Κάποιοι συγγραφείς δεν ξεχωρίζουν τον MPFL από τον MQTFL, ενώ άλλοι αναφέρονται σε αυτούς ως έσω επιγονατιδομηριαίο σύμπλεγμα (MPFC). Γνώση της ανατομίας αυτών των δομών είναι ύψιστης σημασίας κατά τη θεραπεία της αστάθειας της επιγονατίδας με ανακατασκευή του MPFL.



Εικόνα 7,8 : Σχηματική απεικόνιση των συνδέσμων της έσω μοίρας του γόνατος.

Ο έσω επιγονατιδομηριαίος σύνδεσμος (MPFL)

Ο MPFL, λειτουργεί ως στατικός σταθεροποιητής αντίστασης στην πλευρική έξω παρεκτόπιση της επιγονατίδας. Οι Desio et al. [25] επισήμαναν ότι ο MPFL συνεισφέρει το 60% της συνολικής δύναμης συγκράτησης της επιγονατίδας στην αύλακα της τροχιλίας κατά την έξω πλευρικής παρεκτόπιση της επιγονατίδας. Ο MPFL εκφύεται από τον έσω μηριαίο κόνδυλο και καταφύεται στο άνω ημιμόριο της επιγονατίδας, ενώ έχει βρεθεί να συνδέεται πολλές φορές και με τον τένοντα του τετρακέφαλου [3,26,27]. Οι διαστάσεις του MPFL περιγράφηκαν πρόσφατα σε μία ανασκόπηση από τον Huber, που περιελάμβανε 55 μελέτες. Σύμφωνα με την ανασκόπηση αυτή σύνδεσμος έχει σχήμα τριγωνικό όμοιο με πανί ιστιοφόρου, με πλάτος κατάφυσης στην επιγονατίδα $24,7 \pm 6.3$ mm και στην μηριαία έκφυση 11.5 ± 4.3 mm. Το μήκος του MPFL κυμάνθηκε στα 56.4 ± 10.6 mm, ενώ το πάχος του καταγράφηκε 1.3 ± 0.6 mm [28].

Η έκφυση του MPFL στον μηρό σύμφωνα με μία άλλη συστηματική ανασκόπηση, η οποία συμπεριέλαβε 17 δημοσιευμένες εργασίες πάνω σε 312 φρέσκα καταψυγμένα πτωματικά γόνατα, προσδιορίστηκε κοντά στο φύμα των προσαγωγών στο 29,6% των γόνατων, στον έσω επικόνδυλο του γόνατος 17,8% και μεταξύ αυτών των 2 δομών στο 44% των γονάτων [29]. Παρόμοια αποτελέσματα παρουσιάστηκαν από τους Tanaka et al. [30]. Η ασυμφωνία των μελετητών όσο αφορά την έκφυση του MPFL πηγάζει από δύο παράγοντες, την ιδιαιτερότητα του κάθε πτωματικού παρασκευάσματος, αλλά και από τις διαφορετικές μεθόδους (ανατομικές, απεικονιστικές) που χρησιμοποιήθηκαν. Αντίθετα το εγγύς 50% της επιγονατίδας εμπλέκεται σχεδόν πάντα στην κατάφυση του MPFL [31].

Οι Kang et al[32] παρουσίασαν ότι ο MPFL είναι στην πραγματικότητα μια δομή διπλής δέσμης που περιέχει μια κατώτερη ευθεία δέσμη καθώς και μια ανώτερη λοξή δέσμη. Η άνω δέσμη του MPFL με την λοξή πορεία της, λειτουργεί σαν στατικός σταθεροποιητής της επιγονατίδας αλλά και ως δυναμικός σταθεροποιητής σε συνεργασία VMO, και η κάτω δέσμη του MPFL με οριζόντια πορεία που δρα ως στατικός περιορισμός της μετατόπισης της επιγονατίδας προς τα έξω. Ωστόσο, η λειτουργική συμπεριφορά της κάθε δέσμης μένει να μελετηθεί εκτενώς.

Οι εμβιομηχανικές ιδιότητες του MPFL είναι σημαντικές, όσον αφορά την ανακατασκευή του και τον τύπο του μοσχεύματος που θα χρησιμοποιηθεί. Από αυτήν τη συστηματική αναθεώρηση, έχει καταστεί σαφές ότι το μέσο τελικό φορτίο αστοχίας κυμαίνεται από 72 N έως 208 N[28], με τα 208 N να αποτελούν την μέγιστη τιμή του φορτίου αστοχίας του αυτόχθονα MPFL που έχει καταγραφεί. Η μεταβλητότητα στις τιμές που παρουσιάστηκαν οφείλεται στις διαφορετικές πειραματικές συνθήκες υπό τις οποίες ελέγχθηκαν οι ιστοί. Τέλος η ακαμψία του MPFL προσδιορίστηκε στα 15.9- 23 N/mm [28].

Ο έσω επιγονατιδοτετρακεφαλικός σύνδεσμος (MQTFL)

Το MQTFL έχει μέσο μήκος κατάφυσης στην έσω μοίρα του τετρακέφαλου τένοντα 29,3 mm [33]. Όταν εξετάζεται το MPFL και το MQTFL ως μονάδα, το κέντρο του βρίσκεται στο εγγύς τριτημόριο της επιγονατίδας [28,33], ενώ η έκφυση του συμπίπτει με την έκφυση του MPFL.

Ο έσω επιγονατιδοκνημικός σύνδεσμος (MPTL)

Ο MPTL περιγράφηκε για πρώτη φορά από τον Terry το 1989, ο οποίος παρατήρησε μια συμπύκνωση του έσω καθεκτικού συνδέσμου η οποία εκτείνονταν από το έσω και κατώτερο ημιμόριο της επιγονατίδας προς την έσω και πρόσθια μοίρα της κνήμης 1,5 εκατοστά μακριά από την γραμμή της άρθρωσης του γόνατος [34]. Οι διαστάσεις του MPTL καλύπτουν ένα ευρύ φάσμα τιμών, 35–50 mm μήκος και 4–22 mm πλάτος σύμφωνα με διάφορους συγγραφείς, πράγμα που αναδεικνύει τις προκλήσεις της ταυτοποίησης και της σωστής παρασκευής αυτής της δομής [35-38]. Εμβιομηχανικά δεδομένα έδειξαν ότι το MPTL περιγράφεται ως η λεπτότερη δομή των στατικών σταθεροποιητών της επιγονατίδας, το μέσο φορτίο αστοχίας του MPTL ήταν υψηλότερο από το MPML (147 N έναντι 105 N) και το MPTL είχε παρόμοια μέση ακαμψία με τον MPML και τον MPFL [28].

Ενώ το MPFL, όπως συζητήθηκε προηγουμένως, συμβάλλει στο 50% - 60% της σταθερότητας της επιγονατίδας στην πλευρική παρεκτόπιση της, κατά την πρόιμη κάμψη του γόνατος, η λειτουργία των MPTL και MPML, δεν πρέπει να υποτιμηθεί [25,35,36]. Η συμβολή τους ως δευτερευόντων παθητικών σταθεροποιητών της επιγονατίδας αυξάνεται από 26% με το γόνατο σε έκταση στο 46% στις 90 ° κάμψης του [38].

Ο έσω επιγονατιδομηνισκικός σύνδεσμος (MPML)

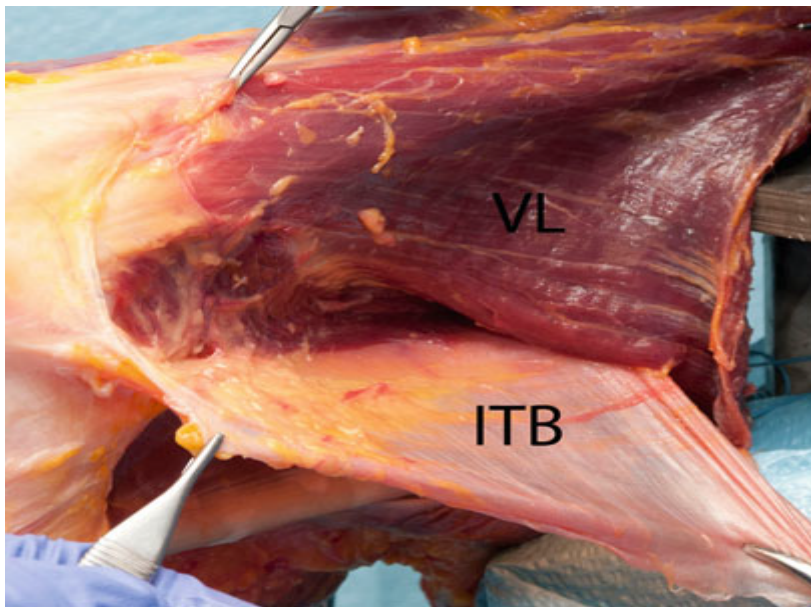
Ο MPML είναι ένας στρογγυλός σύνδεσμος που μοιάζει με χορδή επιφανειακή και προσκολλημένο στον έσω θύλακο. Ο MPML έχει στενή έκφυση 3–5 mm στον κάτω πόλο της επιγονατίδας, σε ένα σημείο που περιγράφεται ως 5,7 mm κοντά στο περιφερικότερο όριο της επιγονατίδας [35, 39, 40]. Έχει μια «στενή σχέση με το λιπώδες σώμα της άρθρωσης του γόνατος[39] και ευρεία κατάφυση στο πρόσθιο κέρασ του έσω μηνίσκου. Οι Hinckel et al.

[35] σημείωσαν ότι η κατάφυση του έχει παραλλαγές (ανάμεσα από πρόσθιο κέρασ και μεσότηας του έσω μηνίσκου). Ο MPML πιστεύεται έχει πιο οριζόντια προσανατολισμένες ίνες από το MPTL, και τοποθετείται πιο οπίσθια από τον MPTL [33, 37,41,42].

Άλλες δομές συνδετικού ιστού της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης

Λαγονοκνημιαία ταινία (Iliotibial band) – Λαγονοεπιγονατιδική ταινία (Iliopatellar band)

Η λαγονοκνημιαία ταινία, είναι μία εξέχουσα και περίπλοκη δομή στην έξω πλευρική μοίρα του γόνατος (Εικ.) και εκφύεται από τον τείνων την πλατεία περιτονία, το μέσο γλουτιαίο μυ (gluteus medius) και τον μέγα γλουτιαίο μυ (gluteus maximus) και στη συνέχεια προσκολλάται στη λευκή γραμμή του μηρού [43]. Στη συνέχεια προχωράει προς το γόνατο, όπου διαχωρίζει τα δύο τμήματα: το Iliotibial band (ITB) και το ilioapatellar band (IPB) [43]. Οι δομές ITB και IPB αποτελούνται από διάφορα ανατομικά στρώματα: το στρώμα της απονεύρωσης, το επιφανειακό στρώμα, το μεσαίο στρώμα, το βαθύ στρώμα και θυλακο-οστεοειδές στρώμα [43]. Το στρώμα της απονεύρωσης είναι το πιο επιφανειακό στρώμα και αποτελείται από τοξοειδείς ίνες και περιτονία που καλύπτει τον έξω πλατύ και τον δικέφαλο μυ ,περνάει πάνω από την επιγονατίδα και τον επιγονατιδικό τένοντα και συνδέεται με τον ημιμυενώδη τένοντα από την έσω πλευρά. Τα υπόλοιπα στρώματα καταφύονται στο φύμα του Gerdy.



Εικόνα 9 : Λαγονοκνημιαία ταινία ανασπασμένη (ITB) και έξω πλατύς μυς (VL)

Έσω καθεκτικός σύνδεσμος

Ο έσω καθεκτικός σύνδεσμος είναι μια προέκταση της απονεύρωσης του VM που συνδέεται με την επιπολής μοίρα του έσω πλάγιου συνδέσμου και το MPFL (Εικ. 1.15) [1] και είναι πολύ λεπτότερος από τον έξω καθεκτικό σύνδεσμο [42]. Αποτελείται από τρεις σύνδεσμους: τον MPFL, τον MPTL και τον MPML [42].

Έξω καθεκτικός σύνδεσμος

Ο έξω καθεκτικός σύνδεσμος αποτελεί μια επέκταση της απονεύρωσης του VL [1] παρουσιάζει δύο κύρια στρώματα: το επιφανειακό πλάγιο στρώμα και το βαθύ εγκάρσιο στρώμα [1, 42]. Το επιφανειακό πλάγιο στρώμα αποτελείται τον PT, VL και το ITB [42] και παρέχει ελάχιστη υποστήριξη όσο αφορά την σταθερότητα της επιγονατίδας [1]. Το βαθύ και εγκάρσιο στρώμα αποτελείται από τρεις κύριες δομές: τον έξω επιγονατιδομηριαίο σύνδεσμο (LPFL) και τον έξω επιγονατιδοκνημιαίο σύνδεσμο (LPTL) [1, 42]. Ο LPFL βρίσκεται τοπογραφικά στο ανώτερο όριο του βαθιού εγκάρσιου στρώματος και συνδέει την επιγονατίδα με τον έξω μηριαίο κόνδυλο, ενώ το LPTL βρίσκεται στο κατώτερο όριο του

βαθιού εγκάρσιου στρώματος και συνδέει την επιγονατίδα με την πρόσθια κνήμη. Οι δύο αυτοί σύνδεσμοι προσφέρουν στην σταθερότητα της επιγονατίδας και δεν την αφήνουν να παρεκτοπιστεί προς τα έσω,

Αγγεία της άρθρωσης του γόνατος

Οι αρτηρίες που χορηγούν κλάδους για την αιμάτωση της άρθρωσης του γόνατος συνεπώς και στην PFJ είναι η μηριαία αρτηρία, διαμέσου της ανωτάτης αρτηρίας του γόνατος και κυρίως η ιγνυακή αρτηρία μέσω των άνω και κάτω έσω αρτηρία του γόνατος όπως και η Άνω και κάτω έξω αρτηρία του γόνατος, οι οποίες αναστομώνονται γύρω από το γόνατο και την επιγονατίδα[2,43]:

- Άνω και κάτω έσω αρτηρία του γόνατος
- Άνω και κάτω έξω αρτηρία του γόνατος (οι τέσσερις αυτές αρτηρίες αναστομώνονται γύρω από το γόνατο και την επιγονατίδα, ενώ προσφέρουν αιμάτωση και στους μηνίσκους)
- Μέση αρτηρία του γόνατος (αιματώνει χιαστούς συνδέσμους και αρθρικό υμένα)
- Πρόσθια και οπίσθια κνημιαία αρτηρία

Υποεπιγονατιδικός κλάδος του σαφηνούς νεύρου (Infrapatellar Branch of Saphenous)

Ο υποεπιγονατιδικός κλάδος του σαφηνούς νεύρου είναι ένα αισθητικό νεύρο που νευρώνει το πρόσθιο γόνατο (Εικόνα 9) [44]. Το νεύρο ανευρίσκεται επιφανειακότερα του σαφηνούς νεύρου και η πορεία του είναι στο υποδόριο, κατευθυνόμενο από έσω πρόσθια να περνάει κάτω από την επιγονατίδα λοξά και να νευρώνει το δέρμα και την περιτονία του έσω πρόσθιου γόνατος [45]. Το νεύρο έχει δύο κλάδους τον ανώτερο και κατώτερο κλάδο, οι οποίοι είναι σαφώς διακριτοί μεταξύ τους αμέσως μετά από την απόσπαση τους από το σαφηνές νεύρο [44,45]. Ο υποεπιγονατιδικός κλάδος του σαφηνούς νεύρου έχει μεγάλη κλινική σημασία, γιατί ελλοχεύει κίνδυνος τραυματισμού του, έπειτα από χειρουργικές επεμβάσεις όπως συρραφή του έσω μηνίσκου ή λήψη μοσχεύματος των οπίσθιων μηριαίων τενόντων, προκαλώντας άλγος και παραισθησίες στην περιοχή κατανομής του νεύρου.



1.2 Ανατομικοί παράγοντες αστάθειας της επιγονατίδας

Εισαγωγή

Ο ακρογωνιαίος λίθος των περισσότερων παθολογιών της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης είναι η ανώμαλη επικέντρωση της επιγονατίδας στην τροχιλία (patella tracking) κατά την κίνηση του γόνατος[23]. Διακρίνονται δύο μεγάλες οντότητες: πόνος ή αστάθεια (π.χ. εξάρθρωση). Μπορεί να εμφανίζονται ξεχωριστά ή μπορεί να αλληλεπικαλύπτονται, κάτι που μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένη διάγνωση ή ιατρογενή υπερβολική θεραπεία (iatrogenic overtreatment) [46].

Το εξάρθρημα επιγονατίδας προκαλείται από δύο κύριους παράγοντες κινδύνου ή παράγοντες αστάθειας: α) προκύπτει είτε από τραυματικό γεγονός κατά την παιδική ηλικία ή την ενηλικίωση, β) μπορεί επίσης να υπάρχει γενετική προδιάθεση και συγγενείς ανωμαλίες οι οποίες ευθύνονται για ανωμαλίες στην ανατομία της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης, η οποίες πολύ σύντομα θα οδηγήσουν σε επαναλαμβανόμενα εξάρθρημα της επιγονατίδας. Από την άλλη πλευρά, ο πόνος της PFJ είναι πιο ύπουλος και μπορεί να συσχετίζεται με την ανατομία του γόνατος (όπως ανώμαλη επικέντρωση της επιγονατίδας στην τροχιλία) ή ως μετατραυματικό ή μετεγχειρητικό αποτέλεσμα και οφείλεται κυρίως στη φθορά του χόνδρου είτε της τροχιλίας είτε της επιγονατίδας. Για να μπορέσουμε να καταλήξουμε ποιο από τα παραπάνω στοιχεία συμβάλλει στον πόνο της PFJ, θα πρέπει να αξιολογηθεί το ιστορικό του ασθενή, η κλινική εξέταση, οι απεικονιστικές εικόνες του γόνατος και της PFJ, να

αξιολογηθεί ενδεχόμενη μυϊκή ασυμμετρία συμπεριλαμβανομένης και της στάσης του σώματος του ασθενή. Τέλος, κάθε παράγοντας που αρχικά οδήγησε σε εξάρθρωση επιγονατίδας ή χόνδρινες βλάβες μπορεί τελικά να οδηγήσει σε αρθρίτιδα της PFJ και σχηματισμό οστεοφύτων [18–20].

ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΑ

Η αξιολόγηση του επιγονατιδικού πόνου αποτελεί έως και το 10% όλων των επισκέψεων στα Ορθοπαιδικά ιατρεία και φτάνει έως και 30% στην ηλικιακή ομάδα 13 έως 19 ετών [47,48]. Οι επιγονατιδομηριαίες διαταραχές αποτελούν σχεδόν το 25% όλων των τραυματισμών στο γόνατο [47,48]. Εμφανίζονται πιο συχνά στις γυναίκες παρά στους άνδρες [49]. Η συχνότητα εμφάνισης πρωτοπαθούς εξάρθρωματος της επιγονατίδας είναι 5,8 περιπτώσεις ανά 100.000 πληθυσμό και έως 29 περιπτώσεις ανά 100.000 πληθυσμό σε ασθενείς ηλικίας 10 έως 17 ετών [50]. Χονδρικές βλάβες/αλλοιώσεις έχουν αναφερθεί σε πάνω από το 60% των ασθενών που υποβλήθηκαν σε αρθροσκόπηση στο γόνατο [52]. Η παθολογία της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης έχει σημαντικό αντίκτυπο σε χαμένο χρόνο-αποχή από τον αθλητισμό και την εργασία [52].

Η αστάθεια της επιγονατίδας αποτελεί ένα πρόβλημα που αντιμετωπίζουν κυρίως νέοι ασθενείς [53, 54]. Τα επαναλαμβανόμενα επεισόδια αστάθειας συχνά προκαλούν τραυματισμό σε δομές εντός της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης, συμπεριλαμβανομένων των μαλακών ιστών, των χόνδρων και των οστών, οδηγώντας σε εκφυλιστικές αλλαγές πρώιμης έναρξης και τέλος σε δυσλειτουργίες του γόνατος [55, 56].

Η αστάθεια της επιγονατίδας οφείλεται σε ανωμαλίες των παθητικών σταθεροποιητών της, της αρχιτεκτονικής χονδρών και οστών της PFJ και των δυναμικών σταθεροποιητών της επιγονατίδας ή συνδυασμό των παραπάνω. Όλοι αυτοί οι παράγοντες συμβάλλουν στην

σωστή επικέντρωση της επιγονατίδας μέσα στην αύλακα της τροχιλίας κατά την έκταση και κάμψη του γόνατο [57].Ανωμαλίες σε αυτούς τους παράγοντες εμφανίζονται συχνά σε συνδυασμό και μπορούν επίσης να επηρεάσουν ο ένας τον άλλον, διευρύνοντας έτσι το φάσμα της κλινικής παρουσίασης της αστάθειας της επιγονατίδας.

Η κατανόηση της φυσιολογικής ανατομίας και της λειτουργίας της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης αποτελεί απαραίτητο στοιχείο για την διάγνωση και στη συνέχεια θεραπεία της αστάθειας της επιγονατίδας. Ένα στοιχείο της Ανατομίας της PFJ που θα πρέπει ο Ορθοπαιδικός Χειρουργός να έχει υπόψη του είναι ο «νόμος της βλαισότητας», δηλαδή την επικράτηση των έξω δομών της PFJ έναντι των έσω δομών[58]. Ειδικότερα το έξω διαμέρισμα της PFJ είναι ευρύτερο από το έσω και ο έξω μηριαίος κόνδυλος μεγαλύτερος από τον έσω, επίσης το έξω ύψωμα της αύλακας της τροχιλίας βρίσκεται σε υψηλότερο σημείο από το αντίστοιχο έσω. Αντίστοιχα η έξω αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας είναι μεγαλύτερη από την έσω αρθρική επιφάνεια της. Τέλος ο έξω αρθρικός θύλακος του γόνατος είναι ισχυρότερος και ευρύτερος από τον έσω αρθρικό θύλακο.

Εμβιομηχανικά η επιγονατίδα λειτουργεί τόσο ως μοχλός όσο και ως τροχαλία. Σαν μοχλός, η επιγονατίδα μεγεθύνει τις δυνάμεις που ασκούνται από τον τετρακέφαλο στο γόνατο κατά τη διάρκεια της έκτασης του γόνατος και λειτουργεί σαν μια τροχαλία στην κάμψη του γόνατος καθώς η επιγονατίδα ανακατευθύνει τις δυνάμεις τετρακέφαλου έτσι ώστε η επιγονατίδα να επικεντρώνεται στην αύλακα της τροχιλίας. Λαμβάνοντας υπόψη αυτά τα ανατομικά χαρακτηριστικά, είναι εύκολο να καταλάβουμε την περιπλοκότητα και ευαίσθητη ισορροπία μεταξύ οστικών δομών, συνδέσμων που μπορούν εύκολα να τεθούν σε κίνδυνο αλλάζοντας τις δυνάμεις που ασκούνται στην επιγονατίδα, ειδικότερα όταν εφαρμόζονται δυνάμεις που ωθούν την επιγονατίδα προς τα έξω εξarthρώνοντας την.

Η αστάθεια της επιγονατίδας σχετίζεται με αδυναμία των δυναμικών σταθεροποιητών της (έσω πλατύς μυς/τετρακέφαλος μυς) ή την χαλαρότητα των στατικών σταθεροποιητών της όπως ο MPFL. Πρέπει επίσης να ληφθεί υπόψη η γενικευμένη χαλαρότητα ως παράγοντας κινδύνου, ειδικά σε μη τραυματική αστάθεια της επιγονατίδας. Οι άλλοι θεμελιώδεις παράγοντες κινδύνου είναι οστικές ανωμαλίες όπως η δυσπλασία της τροχιλίας, επιγονατιδική δυσπλασία, υψηλή επιγονατίδα (patella alta), περιστροφικές παραμορφώσεις και στεφανιαία κακή ευθυγράμμιση του κάτω άκρου.

Παράγοντες κινδύνου από τα μαλακά μέρια της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης

Υποπλασία του έσω πλατύ μυ (VM)

Ως ενεργός σταθεροποιητής της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης, ο έσω και ο έξω πλατύς μυς (VM, VL) Παίζουν σημαντικό ρόλο. Αυτοί οι δύο μύες που σχηματίζουν τον τετρακέφαλο τένοντα μαζί με τον μέσο πλατύ και τον ορθό μηριαίο μυ οφείλουν να λειτουργούν συνεργικά έτσι ώστε η επιγονατίδα να επικεντρώνεται στην αύλακα της τροχιλίας κατά την κάμψη του γόνατος [59].

Στην έσω μοίρα του γόνατος, μια υποπλασία του VMO και παραλλαγές κατάφυσης του στην επιγονατίδα μπορεί να οδηγήσουν σε μη σωστή επικέντρωση της επιγονατίδας στην αύλακα της τροχιλίας όπως και σε αυξημένες δυνάμεις συμπίεσης του έξω διαμερίσματος της PF κατά την κάμψη του γόνατος . Η υποπλασία του VMO και οι παραλλαγές κατάφυσης του παρεμβολές του στην επιγονατίδα μπορεί να οδηγήσουν σε αυξημένη κλίση της επιγονατίδας (patella tilt) και αστάθεια. Σε αυτόν τον τύπο δυσπλασίας, η απουσία των λοξών μυϊκών ινών του VMO αποδυναμώνουν την λειτουργία ως μοχλοβραχίονα της επιγονατίδας κατά την κάμψη έκταση του γόνατος.

Παθητικοί σταθεροποιητές της επιγονατίδας (Σύνδεσμοι)

Ο Warren και ο Marshall περιγράφουν τον έσω επιγονατιδομηριαίο σύνδεσμο (MPFL) ως μια εξωθλακική δομή που εκτείνεται από το άνω ήμισυ της επιγονατίδας προς τον έσω μηριαίο κόνδυλο και συγκεκριμένα μπροστά από την έκφυση του έσω πλάγιου συνδέσμου [60]. (Εικ. 12.2). Κλινικά, έως και το 94-100% των ασθενών υφίσταται ρήξη του MPFL στο πρώτο εξάρθημα της επιγονατίδας (16,28), το οποίο μπορεί να οδηγήσει στην ανεπάρκεια της λειτουργίας του ως παθητικού σταθεροποιητή της επιγονατίδας και σε αστάθεια.

Άλλοι παθητικοί σταθεροποιητές της επιγονατίδας είναι ο έσω επιγονατιδοκνημιαίος σύνδεσμος (MPTL) και έσω επιγονατιδομηνισκικός σύνδεσμος (MPML) όπως και ο έσω αρθρικός θύλακος. Μια μελέτη το 2018 από τους LaPrade et al. [61] επιβεβαίωσε ότι το MPFL είναι ο ισχυρότερος από τους παθητικούς σταθεροποιητές της επιγονατίδας όπως αναφέραμε και στο κεφάλαιο της Ανατομίας της PFJ. Ο MPTL έχει παρόμοιες εμβιομηχανικές ιδιότητες όπως αυτές του MPFL. Εκτεταμένη αναφορά για τον ρόλο του MPFL, MPTL και MPML έγινε στο κεφάλαιο της Ανατομίας της PFJ.

Χαλαρότητα όλων των αρθρώσεων

Η γενική υπερ-χαλάρωση των αρθρώσεων μπορεί επίσης να είναι αιτία της επιγονατιδικής αστάθειας, που σχετίζεται με ανεπάρκεια στον έλεγχο της έξω πλευρικής μετατόπισης της επιγονατίδας. Ο Nomura το 2006 [62], σε μια σειρά περιπτώσεων, έδειξε ότι μία υπερκινητική επιγονατίδα και γενικευμένη χαλαρότητα των αρθρώσεων αποτελεί σημαντικό προδιαθεσικό παράγοντα για εξάρθημα επιγονατίδας συγκρίνοντας ομάδα με καθ' έξιν εξάρθημα και χαλαρές αρθρώσεις επιγονατίδας με ομάδα ελέγχου.

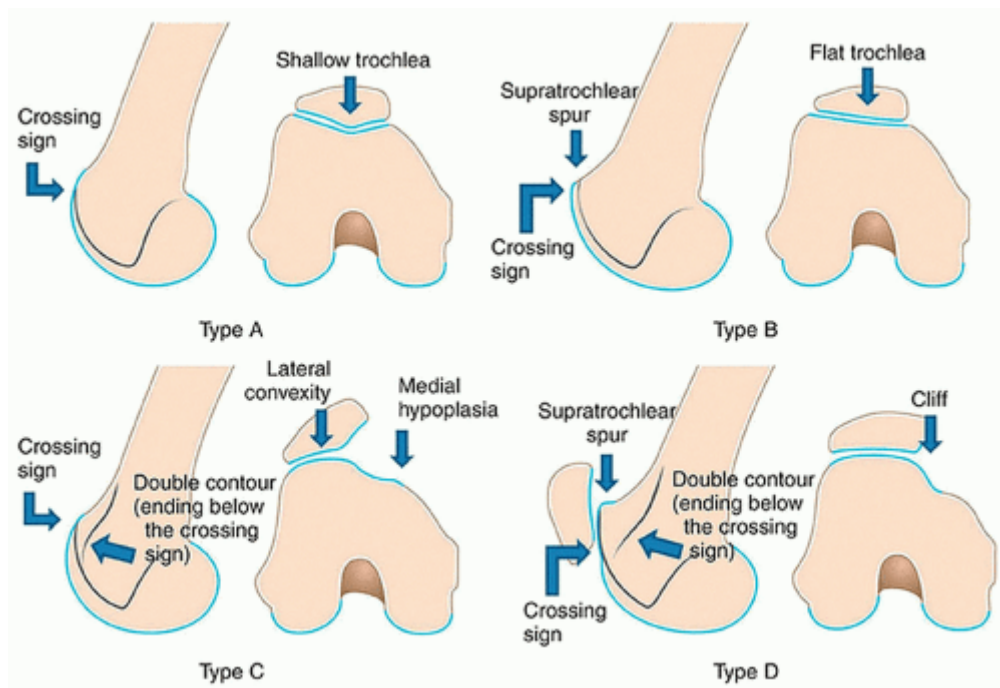
Οστικές ανωμαλίες της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης

Η δυσπλασία του μηριαίας τροχιλίας, μαζί με παραλλαγές/ανωμαλίες του ύψους της επιγονατίδας (patella height), αξονική και περιστροφική ανισορροπία του κάτω άκρου και ανισορροπίες μαλακών μορίων (παθητικών και ενεργητικών σταθεροποιητών) της επιγονατίδας, αντιπροσωπεύουν το κύριο προδιαθεσικό παράγοντα της έννοιας της επιγονατιδομηριαίας δυσπλασίας [23,63–66].

Δυσπλασία της τροχιλίας

Η δυσπλασία της τροχιλίας έχει συσχετιστεί με κλινική αστάθεια επιγονατίδας λόγω του γεγονότος ότι υπάρχει μία μη φυσιολογική επικέντρωση της επιγονατίδας στην αύλακα της τροχιλίας [23]. Σαν δυσπλασία της τροχιλίας ορίζεται ως μια ανωμαλία της φυσιολογικής αρχιτεκτονικής του σχήματος, του μήκους και του βάθους της αύλακας της τροχιλίας κυρίως στο εγγύς μέρος, όπου εμπλέκεται αρχικά με την επιγονατίδα σε πρόιμη κάμψη του γόνατος. Ουσιαστικά πρόκειται για μία «ρηχή» μηριαία τροχιλία που οφείλεται σε υποπλασία των μηριαίων κονδύλων. Περιγράφηκε για πρώτη φορά το 1802 από τον Richerand, ο οποίος έγραψε για ένα μη φυσιολογικό έξω κόνδυλο σε ασθενείς με υποτροπιάζων καθ' έξιν εξάρθρωμα της επιγονατίδας [67].

Μία από τις πιο έγκυρες μεθόδους αξιολόγησης της δυσπλασία της τροχιλίας και η πιο διαδεδομένη στην διεθνή βιβλιογραφία, είναι η ταξινόμηση τεσσάρων βαθμών της Σχολής της Λυών του Henry και David Dejour (Εικόνα 9) [23]. Αυτή η ταξινόμηση βασίζεται σε τρία σημάδια στην ακτινογραφία: “crossing sign,” “supratrochlear spur (STS),” and “double-contour sign.”



Εικόνα 9 : Ταξινόμηση τεσσάρων βαθμών της δυσπλασίας της τροχιλίας κατά Dejour

Με βάση την παρουσία αυτών των ακτινογραφικών χαρακτηριστικών, μπορούν να διακριθούν τέσσερις βαθμοί δυσπλασίας της τροχιλίας, ξεκινώντας από τον 1ο βαθμό όπου η αύλακα του μηριαίου απλά γίνεται λιγότερο βαθιά έως τον 4ο και βαρύτερο τύπο, όπου η αύλακα πλέον δεν υπάρχει και έχει αντικατασταθεί από ένα ύψωμα (ski jump, “bump”). :

- τύπος A, (ρηχή τροχιλία),
- τύπος B (επίπεδη ή κυρτή τροχιλία),
- τύπος C(κυρτότητα έξω κονδύλου και υποπλασία έσω κονδύλου) και
- τύπος D (μοτίβο ‘γκρεμού’).

Το 2012 επιβεβαιώθηκε επίσης ότι αυτή η ταξινόμηση μπορεί να αναπαραχθεί με τη χρήση μαγνητικής τομογραφίας [68] . Η κινηματική συμπεριφορά των τεσσάρων διαφορετικών βαθμών δυσπλασίας της τροχιλίας έχει δοκιμαστεί σε ένα πτωματικό μοντέλο, έχοντας εισάγει τρισδιάστατα παρασκευάσματα προσομοίωσης στην άρθρωση του γόνατος.

[69]. Αυξημένη κλίση της επιγονατίδας (patella tilt), αυξημένη έξω επιγονατιδομηριαία πίεση (lateral patellar tracking) και αυξημένη έσω περιστροφή της επιγονατίδας περιστροφή (internal patellar rotation) παρατηρήθηκαν στα δυσπλαστικά μοντέλα σε σύγκριση με τη φυσιολογική άρθρωση, ειδικά για δυσπλασία τύπου Β και D.

Η επιπέδωση και ακόμα χειρότερα η αναστροφή της κοιλότητας της αύλακας της τροχιλίας δεν επιτρέπει επιγονατίδα για να επικεντρώνεται και να ταιριάζει στη τροχιλία κατά τη διάρκεια του εύρους κίνησης. Όταν η τροχιλία είναι δυσπλαστική, η επιγονατίδα δεν μπορεί να επικεντρωθεί και ωθείται εκτός της τροχιλίας με κίνδυνο εξάρθρατος επιγονατίδας, ειδικά στους πρώτους βαθμούς κάμψης του γόνατος. Όταν το γόνατο αρχίζει να κάμπτεται, η αρχική επαφή της επιγονατίδας στην τροχιλία επικεντρώνεται στην έξω αρθρική επιφάνεια/κόνδυλο, η οποία αντιστέκεται στην έξω παρεκτόπιση της επιγονατίδας. Έτσι, στην πρόωρη κάμψη, υπάρχει ένας μηχανισμός για «σύλληψη» της επιγονατίδας, η οποία στη συνέχεια μετατοπίζεται στο κέντρο της αύλακας της τροχιλίας.

Σχετικά με την αιτιολογία της δυσπλασίας της τροχιλίας, δεν υπάρχει ακόμα συναίνεση ως προς το εάν είναι γενετικής προέλευσης, που προκαλείται από μη ισορροπημένες δυνάμεις που παράγουν λανθασμένη επικέντρωση της επιγονατίδας και αναδιαμόρφωση της τροχιλίας κατά τη βρεφική ηλικία και την ανάπτυξη ή εξαιτίας άλλων άγνωστων και ανεξερευνήτων παραγόντων [70,71].

Δυσπλασία της επιγονατίδας

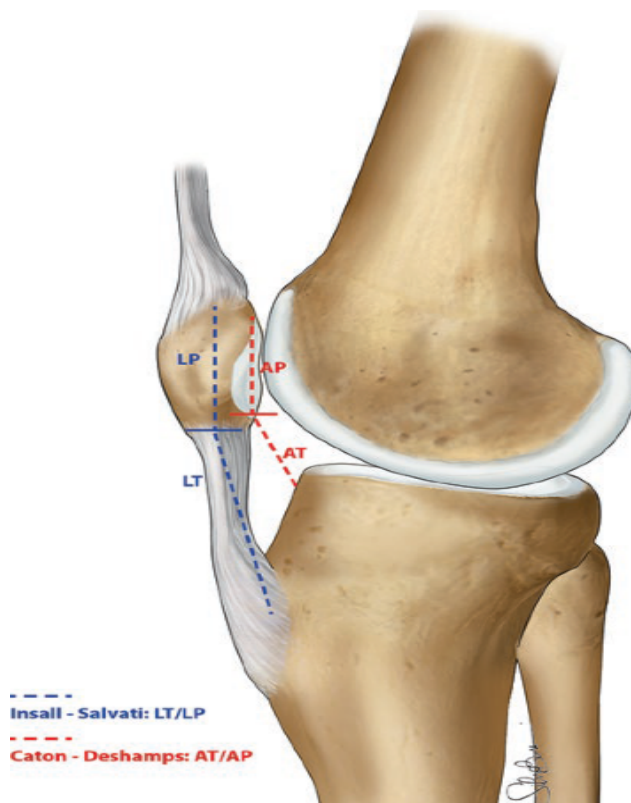
Έχει βρεθεί ότι το σχήμα της επιγονατίδας συσχετίζεται και να αλλάζει όταν συνυπάρχει δυσπλασία της τροχιλίας λόγω μειωμένων δυνάμεων που ασκούνται πάνω στην επιγονατίδα. Η περιφερική έσω επιγονατίδα στο δυσπλαστικό γόνατο δεν αρθρώνεται καλά με την τροχιλία, με συνέπεια την υποπλασία της [72,73]. Οι Fucentese et al., σε μία συγκριτική μελέτη με μαγνητική τομογραφία, σημείωσαν ότι η επιγονατιδική μορφολογία

μπορεί να μην είναι μόνο αποτέλεσμα της έλλειψης επαφής της έσω επιγονατίδας με την τροχλία στα δυσπλαστικά γόνατα τονίζοντας την ύπαρξη υποτροφικών και χαλαρών έσω παθητικών σταθεροποιητών (MPFL) και αυξημένη έξω κλίση της επιγονατίδας (lateral patellar tilt) [73]. Ο Wiberg [13] έχει ταξινομήσει ακτινολογικά το σχήμα της επιγονατίδας σε τέσσερις τύπους επιγονατιδικής υποπλασίας όπως αναφέραμε στο κεφάλαιο της Ανατομίας της PFJ.

Υψηλή επιγονατίδα (patella alta)

Η patella alta χαρακτηρίζεται από μια πιο εγγύς θέση της επιγονατίδας και αποτελεί έναν από τους πρωταρχικούς παράγοντες επιγονατιδομηριαίας αστάθειας [23,74,75]. Ο Dejour et al. ανέγνωσε patella alta στο 24% των ασθενών με αντικειμενική αστάθεια της επιγονατίδας [23]. Για την αξιολόγηση του επιγονατικού ύψους στη βιβλιογραφία περιγράφονται αρκετοί ακτινολογικοί μέθοδοι. Ο δείκτης Insall-Salvati (Εικόνα 10) είναι η αναλογία μεταξύ του επιγονατιδικού μήκους του τένοντα και το μήκος της επιγονατίδας και ορίζει ως επιγονατίδα alta, όταν η αναλογία των δύο αυτών μηκών είναι $> 1,2$ και χαμηλή επιγονατίδα (patella baja) όταν η αναλογία είναι $< 0,8$. Ο Caton-Deschamps δείκτης είναι ο λόγος μεταξύ της απόστασης από τον κάτω πόλο της επιγονατίδας και το άνω όριο της κνήμης με το μήκος της αρθρικής επιφάνειας της επιγονατίδας στις 30° κάμψης του γόνατος. Έτσι ορίζεται ως patella alta όταν η αναλογία είναι $> 1,3$ και patella baja όταν η αναλογία είναι $< 0,6$ [76]. Ένας παρόμοιος δείκτης αξιολόγησης του ύψους της επιγονατίδας έχει εισαχθεί επίσης σαν μέθοδος αξιολόγησης του ύψους της επιγονατίδας με βάση την μαγνητική τομογραφία [77]. Ο Insall [78] και ο Blackburne [79] έχουν υπογραμμίσει το ρόλο της patella alta ως παράγοντα κινδύνου για έξω επιγονατιδική αστάθεια. Όταν ο επιγονατιδικός τένοντας είναι μεγαλύτερος από το κανονικό, κατά τη διάρκεια της συστολής του τετρακέφαλου, η επιγονατίδα καθυστερεί να επικεντρωθεί στην αύλακα της τροχλίας

κατά την κάμψη του γόνατος. Έτσι στις πρώτες μοίρες κάμψης του γόνατος δεν υπάρχει η έξω αρθρική επιφάνεια της τροχιλίας/έξω κόνδυλος για να προσφέρει αντίσταση στην έξω μετατόπιση της επιγονατίδας. Είναι γεγονός ότι η Patella alta τροποποιεί τον μοχλοβραχίονα μεταξύ του τετρακέφαλου και επιγονατιδικού τένοντα, αυξάνοντας παράλληλα τις συμπιεστικές δυνάμεις στην επιγονατίδα που μπορεί να οδηγήσουν σε χόνδρινη βλάβη στο μέλλον [80,81]. Σε ασθενείς με patella alta, ο Dejour έχει συχνά παρατηρήσει ακαμψία του ορθού μηριαίου, υποθέτοντας ότι η patella alta μπορεί να σχετίζεται με δυσπλασία του ορθού μηριαίου[23].



Εικόνα 10 : Ο δείκτης Insall-Salvati και δείκτης Caton-Deschamps

Στροφική και αξονική παραμόρφωση του κάτω άκρου

Η στροφική και αξονική παραμόρφωση του κάτω άκρου μπορεί να παίζει σημαντικό ρόλο στην αστάθεια της επιγονατίδας. Μία αυξημένη πρόσθια κλίση του αυχένα του

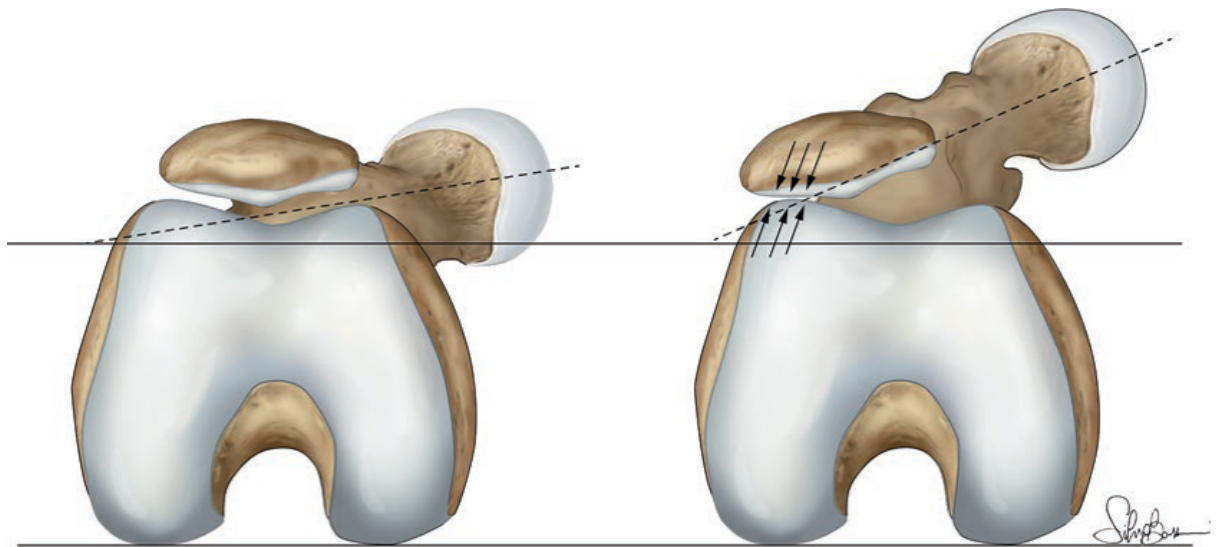
μηριαίου και μια αυξημένη στροφή της κνήμης μπορούν να καθορίσουν επιγονατιδολογικές διαταραχές και συμπτώματα από την PFJ [82]. Η κλίση του αυχένα του μηριαίου (femoral anteversion) ορίζεται ως η γωνία μεταξύ του άξονα του αυχένα του μηριαίου και του εγκάρσιου άξονα των μηριαίων κονδύλων. Η μέση τιμή αυτής της γωνίας μετρήθηκε στις 13 ° (φυσιολογικό ισχίο: ελαφρά πρόσθια κλίση (anteversion) 10° -15°. Ο Weber [82] παρουσίασε την συχνή εμφάνιση ενός συνδυασμού αυξημένης πρόσθιας κλίσης του αυχένα του μηριαίου με χονδρομαλακία και αστάθεια επιγονατίδας. Eckhoff [83] και Lee [84] παρουσίασαν ότι το αυξημένο μηριαίο anteversion έχει σαν συνέπεια την αυξημένη έξω κλίση της επιγονατίδας (lateral patella tilt) και αυξημένο κίνδυνο εξάρθρηματος της επιγονατίδας (Εικόνα 11).

Η συσχέτιση μεταξύ της περιφερικής στροφής του μηριαίου με την έξω στροφή της κνήμης αλλάζει την γωνία Q (Εικ. 12.6). Ο Brattstrom [85] περιέγραψε τη γωνία Q ως η γωνία που σχηματίζεται από τη γραμμή έλξης του τετρακέφαλου και του επιγονατιδικού τένοντα καθώς τέμνονται στο κέντρο της επιγονατίδας (Εικόνα 12). Η γωνία Q είναι μεγαλύτερη όταν το γόνατο είναι σε έκταση. Για να είναι η μέτρηση ακριβής, η επιγονατίδα θα πρέπει να εστιάζει στην τροχιλία. Στους άνδρες η γωνία Q είναι συνήθως περίπου 8-10 ° στις γυναίκες 3-15 °. Πρέπει να σημειωθεί ότι η σχέση μεταξύ της γωνίας Q και των κλινικών σημείων και συμπτωμάτων δεν ήταν πάντα συνεπής, λόγω του γεγονότος ότι αυτή η μέτρηση πραγματοποιείται στατικά.

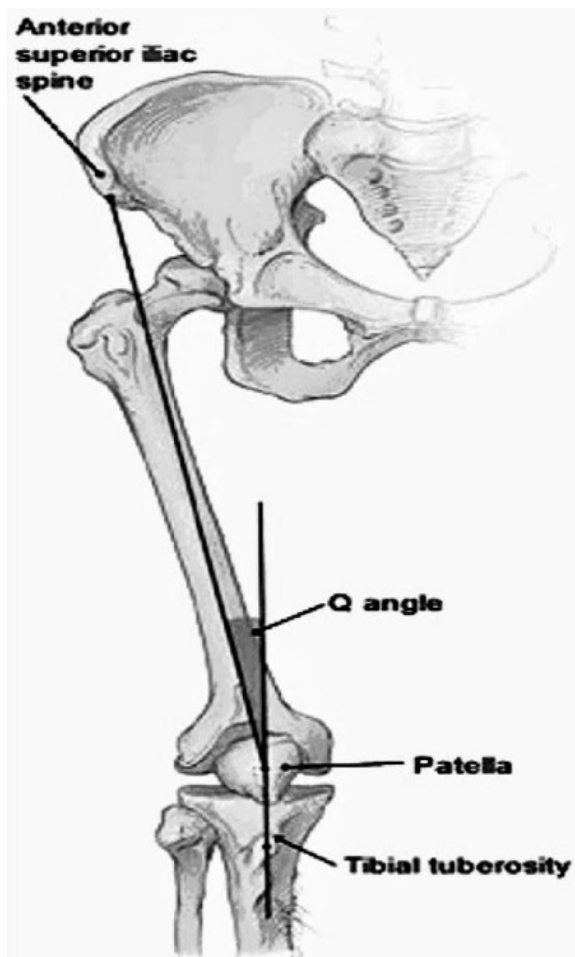
Η επικέντρωση της επιγονατίδας αξιολογείται πιο αξιόπιστα με τη μέτρηση του TT-TG που λαμβάνει υπόψη τη μηριαία στροφή, καθώς και στροφή κνημιαίου κυρτώματος (Εικ. 12.7). Η απόσταση TT-TG χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό του βαθμού έξω μετατόπισης του κνημιαίου κυρτώματος (TT) σε σχέση με το βαθύτερο μέρος της αύλακας της τροχιλίας (TG). Όταν η απόσταση TT-TG υπερβαίνει τα 20 mm σε αξονική τομογραφία

θεωρείται παθολογική και αποτελεί σημαντικό παράγοντα κινδύνου για αστάθεια επιγονατίδας [86].

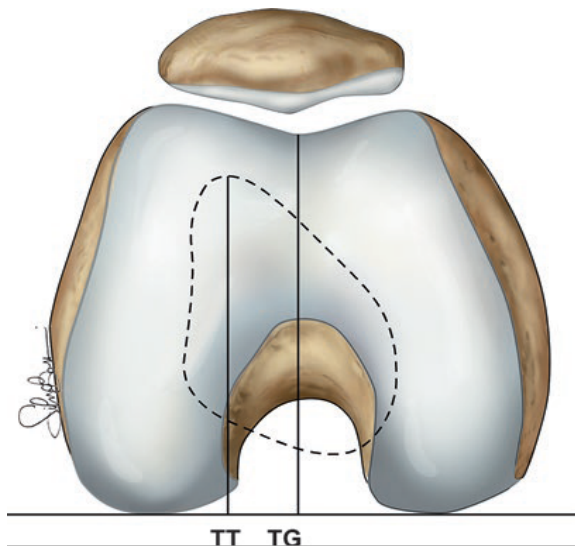
Η ευθυγράμμιση του κάτω άκρου σε στεφανιαίο επίπεδο μπορεί επίσης να επηρεάσει την σταθερότητα του γόνατος και της PFJ. Ένα βλαισό γόνατο αλλάζει τη γωνία Q και μπορεί να είναι υπεύθυνο για τη δυναμική αστάθεια της επιγονατίδας [58]. Ο Coscia [87] έχει παρατηρήσει επίσης ότι σε ένα βλαισό γόνατο, είναι δύσκολο να επιτευχθεί σταθερότητα της έκτασης του γόνατος λόγω υπερβολικής έξω στροφής.



Εικόνα 11: Το αυξημένο μηριαίο anteversion έχει σαν συνέπεια την αυξημένη έξω κλίση της επιγονατίδας (lateral patella tilt)



Εικόνα 12: Q angle



Εικόνα 13 : Η απόσταση της μηριαίας αύλακας σε σχέση με το κνημιαίο κύρτωμα (μέτρηση απόστασης TTTG, Tibial Tuberosity – Trochlear Groove)

1.3 Αλγόριθμοι αντιμετώπισης του πρώτου εξάρθρατος της επιγονατίδας και της αστάθειας της επιγονατίδας

Θεραπευτικός αλγόριθμος του Ιού εξάρθρατος της επιγονατίδας και της αστάθειας της επιγονατίδας

Οι περισσότεροι αλγόριθμοι αντιμετώπισης του πρώτου εξάρθρατος της επιγονατίδας και της αστάθειας της επιγονατίδας οι οποίοι έχουν παρουσιαστεί στην πρόσφατη διεθνή βιβλιογραφία βασίζονται στις αρχές που αντλήθηκαν από τα κριτήρια της Λυών [88] και την εξαιρετική δουλειά των Walch και Dejour[89]. Οι αλγόριθμοι αυτοί συμπεριέλαβαν συστηματικά την αντιμετώπιση της παθολογικής ανατομίας της PFJ, συμπεριλαμβανομένης της δυσπλασίας της τροχιλίας, της patella alta και της αυξημένης απόστασης TT-TG στην αντιμετώπιση του πρώτου εξάρθρατος της επιγονατίδας και κατά επέκταση στην αντιμετώπιση της αστάθειας της επιγονατίδας[90-92].

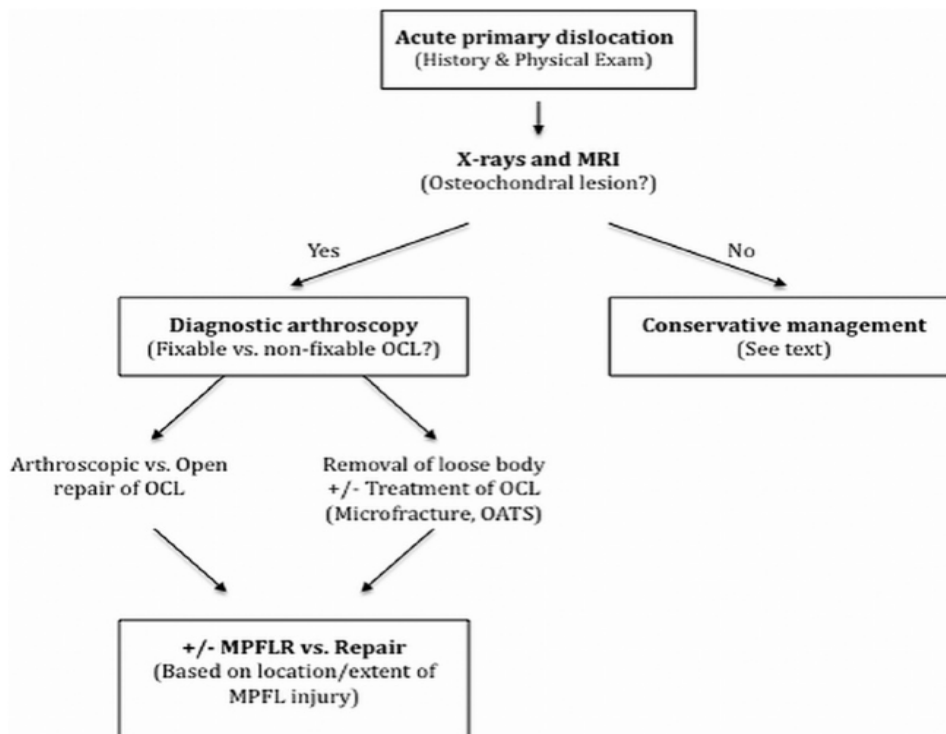
Θεραπευτικός αλγόριθμος του Ιού εξάρθρατος της επιγονατίδας

Η διάγνωση του εξάρθρατος της επιγονατίδας επιβεβαιώνεται από το ιστορικό σε συνδυασμό με την κλινική εξέταση και μετά την διενέργεια ακτινογραφιών προγραμματίζεται μαγνητική τομογραφία (MRI) για τον αποκλεισμό οστεοχόνδρινων θραυσμάτων ή ελεύθερων σωμάτων στην άρθρωση του γόνατος και για την αξιολόγηση τραυματισμού των έσω παθητικών σταθεροποιητών της επιγονατίδας (κυρίως του MPFL).

Συντηρητική αντιμετώπιση προτείνεται στους περισσότερους νέους ασθενείς με πρώτο εξάρθραμα επιγονατίδας με απουσία οστεοχόνδρινων καταγμάτων και ελεύθερων σωμάτων μέσα στο γόνατο. Τα πρωτόκολλα αποκατάστασης περιλαμβάνουν νάρθηκα έκτασης του γόνατος και βακτηρίες στήριξης με πλήρη φόρτιση του σκέλους με επικέντρωση

στη μείωση του ενδεχόμενου αίμαθρου του γόνατος και σταδιακή επαναφορά του πλήρους εύρους κίνησης του γόνατος σε πρώτη φάση. Στη συνέχεια το βάρος της αποθεραπείας δίνεται στην ενδυνάμωση του τετρακέφαλου και του έσω πλατύ μυ.

Στην περίπτωση οστεοχόνδριου κατάγματος ή ελεύθερου σώματος στην άρθρωση γόνατος, τότε προτείνεται η χειρουργική αποκατάσταση αφού αξιολογηθεί το μέγεθος του, το οποίο θα καθορίσει αν θα πραγματοποιηθεί ανοιχτή οστεοσύνθεση του κατάγματος με βιοαπορροφήσιμες καρφίδες/ακέφαλες βίδες ή αρθροσκοπική αφαίρεση των θραυσμάτων και διενέργεια μικροκαταγμάτων στην περιοχή της χόνδρινης βλάβης. Πολλοί συγγραφείς προτείνουν στην ανοιχτή οστεοσύνθεση του οστεοχόνδριου κατάγματος τον συνδυασμό με την ανοιχτή πτύχωση του έσω θυλάκου ενώ στην αρθροσκοπική αφαίρεση των θραυσμάτων το συνδυασμό με την αρθροσκοπική πτύχωση του έσω θυλάκου (Εικόνα 14). Η άμεση συρραφή του διαρρηγμένου MPFL έχει αποδειχθεί από την διεθνή βιβλιογραφία ότι προσφέρει φτωχά κλινικά αποτελέσματα.



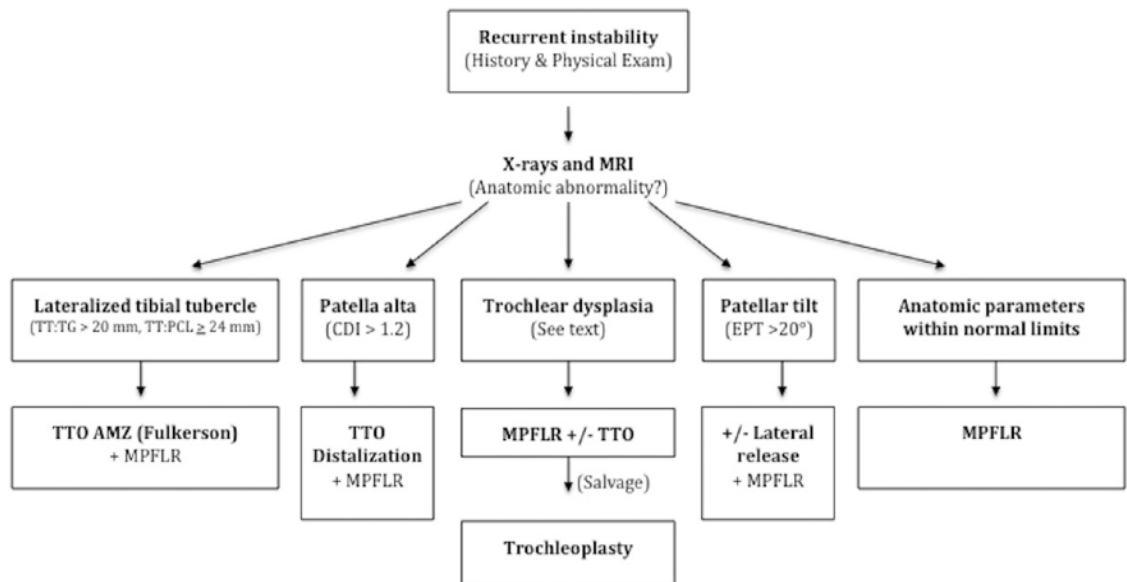
Εικόνα 14 : Θεραπευτικός αλγόριθμος του 1ου εξαρθρήματος της επιγονατίδας

Θεραπευτικός αλγόριθμος για αστάθεια επιγονατίδας

Ασθενείς που παρουσιάζουν αστάθεια επιγονατίδας υποβάλλονται σε ακτινογραφίες (αξονομετρικές, φας, προφίλ, Merchant view) και MRI για την αξιολόγηση της μορφολογίας των υποκείμενων οστικών δομών και των συναφών τραυματισμών των μαλακών μορίων. Έτσι αξιολογούνται η ύπαρξη δυσπλασίας της τροχιλίας, η απόσταση TT-TG, το ύψος της επιγονατίδας (patella alta/baja), συνοδές χόνδρινες βλάβες, η ακεραιότητα του MPFL και ευθυγράμμιση του σκέλους. Οι ασθενείς στη συνέχεια κατατάσσονται σε ομάδες (Εικόνα 15).

- Ασθενείς με καμία υποκείμενη οστική ανωμαλία/δυσπλασία που βιώνουν περισσότερα από δύο εξαρθήματα ή πάσχουν από αστάθεια επιγονατίδας αντιμετωπίζονται με ανακατασκευή του MPFL.
- Σε Ασθενείς με δυσπλασία τροχιλίας (Dejour τύπου B ή D) η τροχιλιοπλαστική που εμβαθύνει την αύλακα της τροχιλίας, χρησιμοποιείται ως χειρουργική αποκατάσταση της αστάθειας της επιγονατίδας. Συνδυαστικά, θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί ανακατασκευή του MPFL.
- Σε Ασθενείς με Dejour τύπου-C δυσπλασία μπορεί να είναι κατάλληλοι υποψήφιοι για ανύψωση του έξω κονδύλου με οστεοτομία της τροχιλίας. Συνδυαστικά και εδώ θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί ανακατασκευή του MPFL.
- Σε τύπου A δυσπλασία, η αρχική προσέγγιση είναι η αντιμετώπιση άλλων ανατομικών παραγόντων έτσι προτιμάται η ανακατασκευή του MPFL και η μετάθεση του κνημιαίου κυρτώματος (είτε προς τα έσω ή προς την περιφέρεια ανάλογα με το ύψος της επιγονατίδας [76]).
- Ασθενείς με αυξημένη απόσταση TT-TG (>20 mm) προκρίνονται για οστεοτομία κνημιαίου κυρτώματος σε συνδυασμό με ανακατασκευή του MPFL.
- Περιφερική μετάθεση του κνημιαίου κυρτώματος, μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με ανακατασκευή του MPFL σε ασθενείς με επαναλαμβανόμενη αστάθεια επιγονατίδας και patella alta.

Συνοψίζοντας παρατηρούμε ότι η ανακατασκευή του MPFL είτε μεμονωμένη είτε σε συνδυασμό με άλλες οστικές παρεμβάσεις αποτελεί μια σημαντική χειρουργική επέμβαση για την αντιμετώπιση της αστάθειας της επιγονατίδας. Ο Erickson et al. παρουσίασε την μεμονωμένη ανακατασκευή του MPFL ως μια αποτελεσματική θεραπεία για την αστάθεια της επιγονατίδας και παρέχοντας σημαντική βελτίωση στα κλινικά αποτελέσματα με χαμηλό ποσοστό υποτροπής (96% των ασθενών σε 1 έτος και 100% στα 2 χρόνια δεν εμφάνισαν αστάθεια ή εξάρθρημα) ανεξάρτητα από τις οστικές παθολογίες, συμπεριλαμβανομένης της απόστασης TT-TG και της δυσπλασία της τροχιλίας [93]. Σε μία άλλη πρόσφατη μελέτη ο Hiemstra τόνισε ότι η μεμονωμένη ανακατασκευή του MPFL αποτελεί μία αξιόπιστη χειρουργική τεχνική αντιμετώπισης της αστάθειας της επιγονατίδας με την θέση της τοποθέτησης της μηριαίας σήραγγας, τα συμπτώματα και στο άλλο σκέλος και την ηλικία να αποτελούν δυσμενείς προγνωστικούς παράγοντες για την επιτυχία του χειρουργείου [94]. Ένα άλλο σημαντικό αποτέλεσμα της αυτής της μελέτη ήταν ότι δεν υπήρχαν ανατομικοί προγνωστικοί παράγοντες κινδύνου για το αποτέλεσμα ποιότητας ζωής για τους ασθενείς 2 χρόνια μετά τη ανακατασκευή του MPFL. Σύμφωνα με τα παραπάνω η ανακατασκευή του MPFL καθίσταται ως πρώτη επιλογή χειρουργικής θεραπείας σε αστάθεια επιγονατίδας, έτσι δόθηκε το έναυσμα στην αναζήτηση της καλύτερη χειρουργικής τεχνικής για την ανακατασκευή του MPFL.



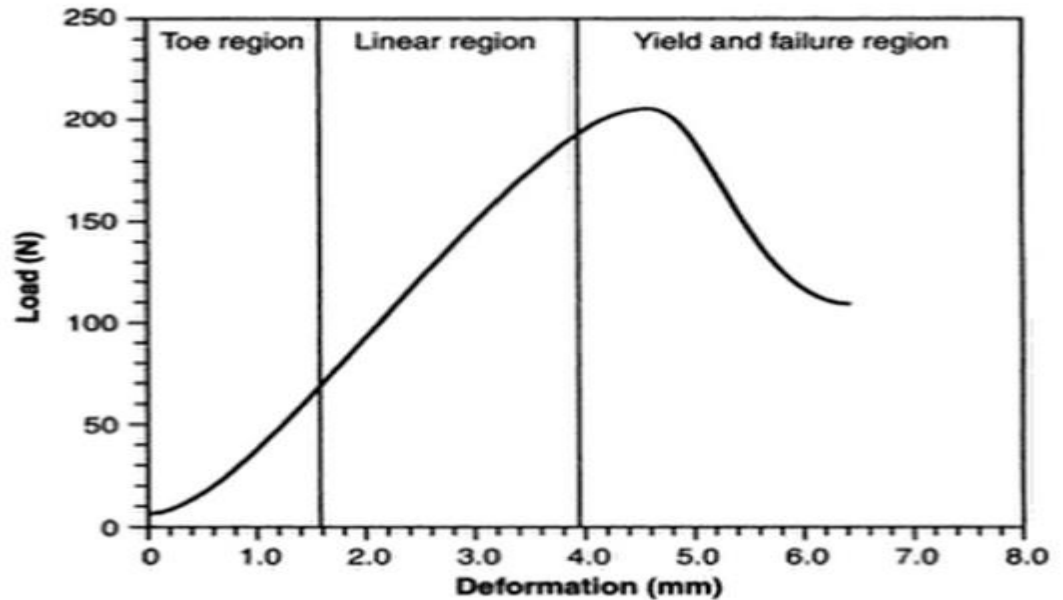
Εικόνα 15 : Θεραπευτικός αλγόριθμος αστάθειας της επιγονατίδας

1.4 Εμβιομηχανικές ιδιότητες βιολογικών υλικών

Οι βασικές εμβιομηχανικές ιδιότητες αναφέρονται στην σχέση μεταξύ των φορτίων που δρουν σε ένα βιολογικό υλικό/ιστό και τις αντίστοιχες μεταβολές μήκους του ιστού, έπειτα από την δράση των φορτίων αυτών. Τα φορτία που επιδρούν στους βιολογικούς ιστούς in vivo μπορούν να είναι εξωτερικά ή και εσωτερικά. Οι τάσεις και οι αντίστοιχες παραμορφώσεις μπορούν να είναι ορθές ή διατμητικές ανάλογα με τον τρόπο καταπόνησης του ιστού από τις δυνάμεις που υφίσταται. Θεωρώντας τον βιολογικό ιστό ως μία δομή, είναι σημαντικό να περιγράψουμε την δομική του συμπεριφορά μέσω της τυπικής καμπύλης της δύναμης που ασκεί ο ιστός συναρτήσει της μεταβολής του μήκους του. Η καμπύλη

διακρίνεται σε 3 χαρακτηριστικές περιοχές που οριοθετούνται βάσει της εμφανούς μεταβολής της κλίσης του διαγράμματος σε συγκεκριμένα σημεία (Εικόνα 16) [95].

Στην αρχή εμφανίζεται η περιοχή (toe) στη οποία παρατηρείται μη γραμμική σχέση μεταξύ της δύναμης και της μετατόπισης. Στην περιοχή αυτή οι ίνες του ιστού παρουσιάζουν κυματοειδή διάταξη. Στην συνέχεια ακολουθεί η γραμμική περιοχή, στην οποία οι ίνες έχουν ευθυγραμμιστεί και η σχέση δύναμης μετατόπισης τείνει στην γραμμικότητα. Οι περιοχές toe και linear αποτελούν την ελαστική περιοχή στην οποία ο ιστός παραμορφώνεται ελαστικά, γεγονός που σημαίνει ότι εάν αφαιρεθεί το αίτιο της παραμόρφωσης, ο ιστός δύναται να επανέλθει πλήρως στην αρχική του κατάσταση. Στην ουσία όταν τα σημεία που ορίζονται από το φορτίο που επιδρά στον ιστό και την αντίστοιχη μεταβολή μήκους του ιστού, εντοπίζονται εντός της ελαστικής περιοχής του διαγράμματος, τότε ο ιστός μεταβάλλεται εντός -επιτρεπτών ορίων. Η τελευταία περιοχή είναι εκείνη της πλαστικής διαρροής που συνοδεύεται από αστοχία (yield and failure region). Πρακτικά ο ιστός στην περιοχή αυτή παραμορφώνεται πλαστικά με αποτέλεσμα σε ενδεχόμενη αφαίρεση του αιτίου που προκάλεσε την παραμόρφωση αυτή, να μην έχει την ικανότητα να επανέλθει στην αρχική του κατάσταση και μορφή.



Εικόνα 16: Η χαρακτηριστική καμπύλη δείχνει την συμπεριφορά ενός συνδέσμου ως προς το φορτίο και την αντίστοιχη μεταβολή μήκους που υφίσταται

Ιξωδοελαστικότητα (Viscoelasticity)

Όταν αναλύουμε την συμπεριφορά ενός ελαστικού υλικού παρατηρούμε ότι στην ανάλυση μας δεν υπεισέρχεται η μεταβολή του χρόνου. Συνεπώς η συμπεριφορά των ελαστικών υλικών φαίνεται να είναι ανεξάρτητη ως προς το χρόνο. Αυτό συμβαίνει διότι η παραμόρφωση των υλικών αυτών είναι στιγμιαία καθώς τα υλικά αυτά υπόκεινται σε εξωτερικά φορτία.

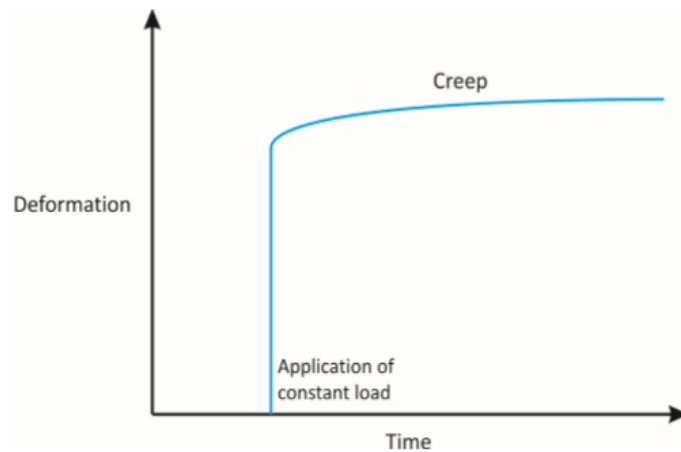
Ωστόσο τα ιξωδοελαστικά υλικά κατηγορία των οποίων αποτελούν και τα βιολογικά υλικά αποκρίνονται με διαφορετικό τρόπο όταν σε αυτά εφαρμόζεται εξωτερική φόρτιση [96]. Η συμπεριφορά τους εξαρτάται από τον ρυθμό της εξωτερικής φόρτισης και την διάρκεια των φορτίσεων. Η χρονοεξαρτώμενη συμπεριφορά των βιολογικών υλικών τα καθιστά ιξωδοελαστικά, γεγονός που τους προσδίδει ιδιότητες που συναντώνται τόσο σε ρευστά όσο και σε στερεά. Η σχέση που περιγράφει την σύνδεση ορθής τάσης – παραμόρφωσης είναι :

$$\sigma = \sigma(\varepsilon, \dot{\varepsilon}) \text{ (ιξωδοελαστικά υλικά)}$$

Επομένως η απόκριση ενός ιξωδοελαστικού υλικού σε μια εφαρμοζόμενη τάση δεν εξαρτάται μόνο από το μέτρο της τάσης αλλά και από το πόσο γρήγορα ή αργά η τάση αυτή εφαρμόζεται ή παύει να εφαρμόζεται στο υλικό.

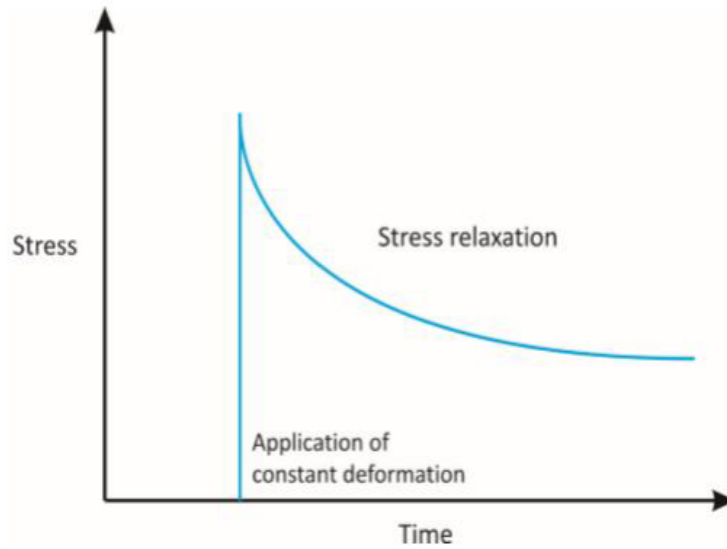
Χαρακτηριστικές ιδιότητες της ιξωδοελαστικότητας

Κάτω από την επίδραση σταθερού φορτίου ο σύνδεσμος ξεκινά να παραμορφώνεται σημαντικά έως ότου προσεγγίσει με ασυμπτωτικό τρόπο την τελική του παραμόρφωση (φαινόμενο creep) (Εικόνα 17) [97,98] .



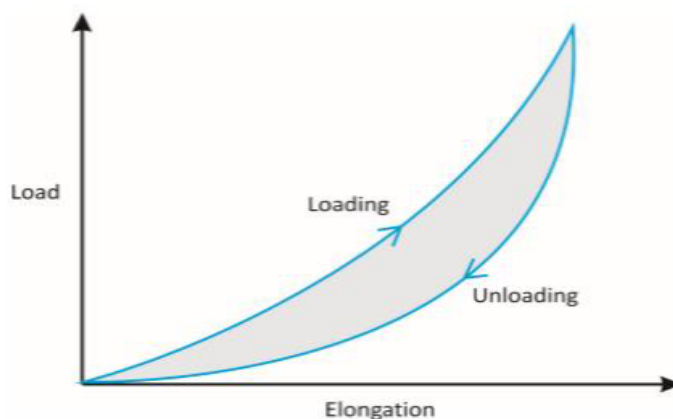
Εικόνα 17: Φαινόμενο Creep κάτω από την επίδραση σταθερού φορτίου σε ιξωδοελαστικά υλικά

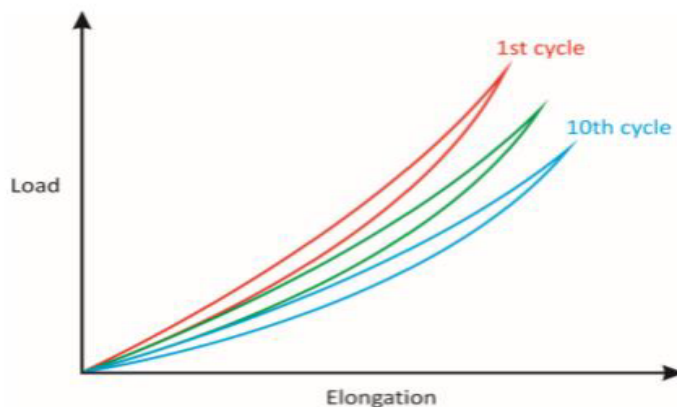
Μία άλλη ιδιότητα της ιξωδοελαστικότητας είναι και η χαλάρωση τάσης [97,98] (stress relaxation) (Εικόνα 18) . Κατά το φαινόμενο αυτό υπό την επίδραση σταθερής παραμόρφωσης η τάση που εφαρμόζεται σταδιακά στο υλικό ελαττώνεται.



Εικόνα 18: Εξέλιξη stress relaxation υπό την επίδραση σταθερής παραμόρφωσης

Τέλος όταν ένα ιξωδοελαστικό υλικό υποβάλλεται σε επαναλαμβανόμενους κύκλους φόρτισης και αποφόρτισης οι καμπύλες που κατασκευάζουμε από τα πειραματικά αυτά δεδομένα φανερώνουν την ιδιότητα υστέρησης του υλικού. Η καμπύλη αποφόρτισης βρίσκεται κάτω από εκείνη της φόρτισης και η περιοχή που εσωκλείεται μεταξύ των καμπυλών φόρτισης-αποφόρτισης ισοδυναμεί με την ενέργεια που χάνεται σε έναν ιξωδοελαστικό κύκλο φόρτισης. Σημαντική για την εκτέλεση μηχανικών δοκιμών σε συνδέσμους, αποτελεί η διαπίστωση ότι μετά το πέρας περίπου 10 κύκλων φόρτισης-αποφόρτισης του υλικού, οι δύο καμπύλες παύουν να διαφέρουν και το φαινόμενο υστέρησης ελαχιστοποιείται (Εικόνα 19-20) [99].





Εικόνα 20: Φαινόμενο υστέρησης – καμπύλες φόρτισης και αποφόρτισης του υλικού

Σημασία Ιξωδοελαστικότητας στους συνδέσμους

Οι σύνδεσμοι διαθέτουν ιξωδοελαστικές ιδιότητες λόγω της κυτταρικής του δομής και των ινιδίων κολλαγόνου που αποτελούν βασικό στοιχείο της ανατομίας τους. Τα ινίδια κολλαγόνου συγκεντρώνονται και σχηματίζουν ίνες κολλαγόνου [100]. Το κάθε ινίδιο κολλαγόνου μπορεί να θεωρηθεί ως μηχανικό ελατήριο και κατ' επέκταση κάθε ίνα ως μια συνάθροιση πολλών τέτοιων ελατηρίων. Αυτό σημαίνει ότι όπως και στα μηχανικά ελατήρια η ενέργεια που πρόκειται να δαπανηθεί προκειμένου να παραμορφωθεί σε εφελκυσμό η ίνα κολλαγόνου, αποθηκεύεται. Η ενέργεια αυτή ελευθερώνεται όταν η ίνα επιστρέψει στο αρχικό της μήκος δηλαδή στο μήκος που είχε πριν την επιβολή του εξωτερικού φορτίου.

Η παραμόρφωση που παραλαμβάνουν τα ιξωδοελαστικά υλικά έχει υψηλότερη τιμή σε μικρά ποσοστά επιμήκυνσης τους και χαμηλότερη όσο αυξάνονται τα ποσοστά επιμήκυνσης. Εξαιτίας αυτής της αρχής οι σύνδεσμοι σε μικρά ποσοστά επιμηκύνσεων είναι σε θέση να παραλάβουν μεγαλύτερο ποσό μηχανικής ενέργειας ενώ ταυτόχρονα μειώνεται η απόδοση τους στο φορτίο που τους ασκείται.

Η ιξωδοελαστική συμπεριφορά είναι σημαντική καθώς επιδρά καθοριστικά στα αποτελέσματα που μπορούμε να λάβουμε από την διενέργεια κάποιας δοκιμής υλικού (πχ τεστ εφελκυσμού). Προκειμένου να ελαχιστοποιηθούν οι επιδράσεις της ιξωδοελαστικότητας έχει θεσπιστεί κατά την πραγματοποίηση κάποιου quasi static testing (στατική δοκιμή) η διαδικασία να γίνεται με ρυθμό φορτίου ή παραμόρφωσης όσο το δυνατόν μικρότερο.

1.5 Ανατομική τεχνική ανακατασκευής του MPFL

Η τάση στην Ορθοπαιδική και κατά επέκταση στην αντιμετώπιση αθλητικών κακώσεων με ανακατασκευή συνδέσμων με τενόντιο μόσχευμα, είναι η ανατομική αποκατάσταση του συνδέσμου με στόχο την αναπαραγωγή της ισομετρικής προ του τραυματισμού λειτουργίας του συνδέσμου. Η ανατομική ανακατασκευή ενός συνδέσμου προϋποθέτει τη χρησιμοποίηση ενός μοσχεύματος του οποίου οι εμβιομηχανικές του

ιδιότητες, όπως και η μορφολογία του θα ομοιάζουν με τις δικές του. Επίσης η καθήλωση του μοσχεύματος οφείλει να γίνει στην ανατομική έκφυση και κατάφυση του ανεπαρκούς συνδέσμου της άρθρωσης.

Στην περίπτωση της ανακατασκευής του MPFL υπάρχει η ιδιαίτερη μορφολογία του σχήματος του συνδέσμου. Πρόκειται για ένα πολύ λεπτό σύνδεσμο (πάχος: 1.3 ± 0.6 mm) με ιδιαίτερο σχήμα (σχήμα τριγωνικό) με ευρεία κατάφυση στην επιγονατίδα η οποία ποικίλλει ανάλογα με το άτομο και έκφυση στον μηρό ανάμεσα από φύμα των προσαγωγών και τον έσω επικόνδυλο. Η επιλογή του μοσχεύματος μπορεί να γίνει ανάμεσα σε αυτομοσχεύματα, αλλομοσχεύματα και συνθετικά μοσχεύματα με τα αυτομοσχεύματα να χρησιμοποιούνται κατά κύριο λόγο από τους περισσότερους χειρουργούς μειώνοντας έτσι τις πιθανότητες λοίμωξης και αλλεργικής αντίδρασης του οργανισμού. Θεωρητικά ένα ιδανικό μόσχευμα θα όφειλε να έχει ίδιες αν όχι παρόμοιες εμβιομηχανικές ιδιότητες με τον υπό ανακατασκευή σύνδεσμο. Η πλειονότητα των τεχνικών ανακατασκευής που έχουν περιγραφεί στη διεθνή βιβλιογραφία χρησιμοποιούν τον αυτόλογο ισχνό ή τον ημιτενοντώδη τένοντα ως μόσχευμα επιλογής, ενώ άλλα μοσχεύματα επιλογής αποτελούν ο τετρακέφαλος, ο επιγονατιδικός τένοντας και η λαγονοκνημιαία ταινία. Το σωληνοειδές σχήμα του ισχνού και του ημιτενοντώδη τένοντα δεν προσομοιάζει στο σχήμα και την μορφολογία του MPFL. Αντίθετα η επιλογή της λαγονοκνημιαίας ταινίας ως αυτομόσχευμα θα ταίριαζε περισσότερο, ωστόσο αυτό θα προκαλούσε άλλου είδους προβλήματα όπως σοβαρή συνοσηρότητα από την θέση λήψης του μοσχεύματος του δότη [101,102]. Ο τένοντας του ισχνού μυός έχει παρουσιαστεί από πολλούς συγγραφείς να υπερτερεί έναντι του τένοντα του ημιτενοντώδη μυ ως αυτομόσχευμα για τις ανακατασκευές του MPFL. Αυτό συμβαίνει επειδή παρόλο που ο ισχνός είναι ασθενέστερος από τον ημιτενοντώδη τένοντα, εξακολουθεί να είναι ισχυρός και έχει ακαμψία πλησιέστερη σε αυτήν του εγγενούς MPFL από εκείνη του ημιτενοντώδη. Εμβιομηχανικά, ο ισχνός έχει μέγιστη αντοχή 925 ± 127 N ενώ η αντοχή

εφελκυσμού του φυσικού MPFL είναι 208 N [28,103]. Επιπλέον, ο ισχνός έχει μικρότερη διάμετρο, γεγονός που ευνοεί την δημιουργία μικρότερης διαμέτρου οστικών σηράγγων και επιπρόσθετα ο ημιτενοντώδης δεν θυσιάζεται.

Η ανακατασκευή του MPFL με διπλή δέσμη μοσχεύματος σε δύο διαφορετικά σημεία στην επιγονατίδα και σε ένα σημείο στο μηρό στο σημείο της έκφυσης του αυτόχθονα MPFL ή στο ισομετρικό σημείο του κατά την κάμψη /έκταση του γόνατος αποτελεί μία ανατομική ανακατασκευή του συνδέσμου. Σε αυτό συνηγορούν η ευρεία κατάφυση του MPFL στην επιγονατίδα, αλλά και οι πρόσφατες ανατομικές μελέτες που περιγράφουν τον σύνδεσμο να έχει δύο δέσμες με κάθε δέσμη να επιτελεί διαφορετικό ρόλο. Τα προηγούμενα χρόνια όλο το βάρος δόθηκε στην μηριαία έκφυση του συνδέσμου και κατά επέκταση στην μηριαία καθήλωση του μοσχεύματος κατά την διάρκεια της ανακατασκευής του. Έτσι μετά από αρκετές ανατομικές μελέτες η έκφυση του MPFL ορίστηκε να βρίσκεται ανάμεσα στο φύμα των προσαγωγών και του έσω επικόνδylου καλύπτοντας μία σχετικά ευρεία περιοχή η οποία δεν είναι ψηλαφητή, δημιουργώντας διεγχειρητικά προβλήματα στους χειρουργούς και οδηγώντας τους σε μεγαλύτερες χειρουργικές τομές. Την λύση έδωσε ο Schöttle και άλλες ακτινολογικές μελέτες που ακολούθησαν, ορίζοντας το σημείο της μηριαίας καθήλωσης του μοσχεύματος με την βοήθεια μίας αληθούς προφίλ ακτινογραφίας του γόνατος κατά την διάρκεια του χειρουργείου. Το ακτινολογικό σημείο Schöttle βρίσκεται 1 mm μπροστά από τη γραμμή επέκτασης του οπίσθιου φλοιού του μηριαίου οστού, 2,5 mm μακριά από την οπίσθια προέλευση του έσω επικόνδylου και κοντά στο επίπεδο του οπίσθιου σημείου της γραμμής Blumensaat σε προφίλ ακτινογραφία του γόνατος [104,105].

Ο Kernkamp παρουσίασε ότι η πιο ισομετρική τοποθεσία καθήλωσης του μοσχεύματος στο μηρό βρίσκονταν οπίσθια και εγγύς της ανατομικής έκφυσης του MPFL

[106]. Επίσης απέδειξε ότι το MPFL είναι μία δυναμική, ανισομετρική δομή που είναι σφιχτή σε έκταση και πρόμη κάμψη του γόνατος και σχεδόν ισομετρική πέρα από το 30° κάμψης του γόνατος. Μετακίνηση της μηριαίας καθήλωσης του μοσχεύματος εγγύς και προς τα πάνω της ανατομικής έκφυσης του συνδέσμου επηρεάζει σημαντικά το μήκος του συνδέσμου, ενώ όταν η καθήλωση του γίνεται περιφερικά και προς τα κάτω δεν επηρεάζει τόσο τις αλλαγές του μήκους του μοσχεύματος κατά τη κάμψη/έκταση του γόνατος. *Ομοίως η μετακίνηση της περιφερικής καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα περιφερικότερα του ήμισυ του μήκους της, θα οδηγούσε σε μεγαλύτερα μήκη του μοσχεύματος του σε κάμψη του γόνατος, το οποίο μεταφράζεται σε αυξημένες πιέσεις στην PFJ, κακώσεις χόνδρου, δυσκαμψία και τέλος αποτυχία της ανακατασκευής του MPFL.*

Είναι γεγονός ότι η ανακατασκευή του με διπλή δέσμη μπορεί να αντισταθεί σε υψηλότερες δυνάμεις που τείνουν να εξαρθρώσουν την επιγονατίδα κατά την διάρκεια της πρόμης κάμψης του γόνατος και μειώνουν την πιθανότητα μη φυσιολογικής στροφής της επιγονατίδας. Η επικράτηση των ανατομικών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος έναντι των μη ανατομικών πιστοποιείται και από τελευταίες δημοσιεύσεις όπου τα κλινικά σκορ των ασθενών με ανατομική καθήλωση του μοσχεύματος υπερτερούν [107,108]. Παρόλο την ανωτερότητα της διπλής δέσμης ανακατασκευής του MPFL, οι μη ανατομικές τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ειδικούς πληθυσμούς όπως τον παιδιατρικό πληθυσμό, σε ασθενείς με μικρές επιγονατίδες και σε περιπτώσεις επανεγχείρησης λόγω αποτυχίας της ανακατασκευής του MPFL (revision cases). Εμβιομηχανικά μόνο η χρησιμοποίηση του τετρακέφαλου ως μόσχευμα έχει μελετηθεί από τις μη ανατομικές τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα κατά την ανακατασκευή του MPFL [109].

Για την καθήλωση του μοσχεύματος στον μηρό στο σημείο έχει επικρατήσει η χρησιμοποίηση βιοαπορροφήσιμου κοχλίου έναντι άγκυρας οπλισμένης με μη απορροφήσιμα ράμματα ή με κουμπί (endobutton). Για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα χρησιμοποιούνται βιοαπορροφήσιμοι κοχλίες, άγκυρες και άλλες χειρουργικές τεχνικές χωρίς υλικά, χωρίς να έχει επικρατήσει η μία τεχνική έναντι της άλλης. Λίγες εμβιομηχανικές μελέτες έχουν γίνει στο παρελθόν για να αξιολογηθούν οι εμβιομηχανικές ιδιότητες των διάφορων μεθόδων επιγονατιδικής καθήλωσης του μοσχεύματος και ακόμα λιγότερες έγιναν πάνω σε φρέσκα πτωματικά γόνατα.

1.6 Σκοπός

Ο σκοπός αυτής της διδακτορικής διατριβής ήταν πολλαπλός, και χωρίζεται σε 5 επιμέρους τμήματα :

1. Ανατομική μελέτη πάνω σε 30 φρέσκα φρέσκα πτωματικά γόνατα με απώτερο σκοπό την περιγραφή και οριοθέτηση της έκφυσης και κατάφυσης του MPFL, διερεύνηση του σχήματος του και αξιολόγηση της σχέσης του με τις γύρω δομές με στόχο την βελτίωση της χειρουργικής τεχνικής για την ανακατασκευή του.
2. Αναλυτική περιγραφή μίας χειρουργικής τεχνικής ανατομικής ανακατασκευής του MPFL, η οποία δεν χρησιμοποιεί υλικά για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα. Η καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα γίνεται με διοστικά ράμματα στην έξω πλευρική επιφάνεια της, με την βοήθεια δύο τυφλών παράλληλων σηράγγων στο άνω ήμισυ της.
3. Ανατομική μελέτη πάνω σε 30 φρέσκα πτωματικά γόνατα με σκοπό την χαρτογράφηση της ιδανικής τοποθέτησης των σηράγγων της επιγονατίδας με τη χρήση προεγχειρητικής αξονικής τομογραφίας και να σύγκριση των αποτελεσμάτων μετά την ανακατασκευή του MPFL με μετεγχειρητικές αξονικές τομογραφίες μεταξύ
α) μιας ανατομικής τεχνικής διπλής δέσμης για την ανακατασκευή του MPFL, χωρίς την χρήση εμφυτευμάτων στην επιγονατίδα, η οποία χρησιμοποιεί για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα δύο τυφλές παράλληλες σήραγγες και διοστικά

ράμματα, και β) την τροποποίησή της τεχνικής αυτής με τη χρήση της συσκευής στόχευσης της κνήμης που χρησιμοποιείται κατά την ανακατασκευή του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (τεχνική που περιγράφηκε στο νούμερο 2).

4. Ανατομική μελέτη πάνω σε 24 φρέσκα πτωματικά γόνατα με σκοπό την αξιολόγηση εμβιομηχανικά (τρόπος αποτυχίας, μέγιστο φορτίο αστοχίας, ακαμψία) τριών ανατομικών τεχνικών διπλής δέσμης για καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα για την ανακατασκευή του MPFL: (i) καθήλωση με μεταλλικές άγκυρες (SA), (ii) με βιοαπορροφήσιμους κοχλίες (SF) και (iii) με διοστικά ράμματα με την βοήθεια δύο παράλληλων τυφλών διοστικών σηράγγων (SK).
5. Ανατομική μελέτη πάνω σε 16 φρέσκα πτωματικά γόνατα με σκοπό την αξιολόγηση εμβιομηχανικά (τρόπος αποτυχίας, μέγιστο φορτίο αστοχίας, ακαμψία) δύο μη ανατομικών τεχνικών διπλής δέσμης για καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα για την ανακατασκευή του MPFL: : (i) καθήλωση μοσχεύματος τετρακέφαλου (QT), (ii) καθήλωση με μονή σήραγγα με την βοήθεια endobutton (ST) και αυτομόσχευμα ισχνού.

Φιλοδοξία της διδακτορικής διατριβής αυτής αποτελεί η σύνδεση της παραδοσιακής Ανατομίας, της απεικονιστικής Ανατομίας, της Εμβιομηχανικής και της Αντιμετώπισης αθλητικών κακώσεων της Ορθοπαιδικής ώστε να μελετηθεί εις βάθος ο MPFL και οι διάφορες χειρουργικές τεχνικές ανακατασκευής του.

Αναμένεται ότι τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής θα προστεθούν σε εκείνα που προϋπάρχουν από τις μέχρι σήμερα μελέτες άλλων διεθνών ερευνητικών κέντρων, συμβάλλοντας έτσι στην δημιουργία στο μέλλον ενός αλγορίθμου επιλογής της κατάλληλης χειρουργικής τεχνικής για την ανακατασκευή του MPFL, αναλόγως το προφίλ του ασθενή.

Βιβλιογραφία

1. O'Brien M. Clinical anatomy of the patellofemoral joint. Int J Sports Med. 2001;2(1):1-8.

2. Tria AJ, Alicea JA. Embryology and anatomy of the patella. In: Scuderi GR, editor. *The patella*. New York, NY: Springer; 1995. p. 11–23.
3. Amis AA. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports Med Arthrosc*. 2007;15:48–56.
4. Waligora AC, Johanson NA, Hirsch BE. Clinical anatomy of the quadriceps femoris and extensor apparatus of the knee. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467: 3297–306.
5. Insall J. Current concepts review: patellar pain. *J Bone Joint Surg Am*. 1982;64:147–52.
6. Fox TA. Dysplasia of the quadriceps mechanism: hypoplasia of the vastus medialis muscle as related to the hypermobile patella syndrome. *Surg Clin North Am*. 1975;55:199–226.
7. Farahmand F, Senavongse W, Amis AA. Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. 1998;16:136–43.
8. Goh JC, Lee PY, Bose K. A cadaver study of the function of the oblique part of vastus medialis. *J Bone Joint Surg Br*. 1995;77:225–31.
9. Todd DC, Ghasem AD, Xerogeanes JW: Height, weight, and age predict quadriceps tendon length and thickness in skeletally immature patients. *Am J Sports Med* 43:945-952, 2015
10. Lippe J, Armstrong A, Fulkerson JP: Anatomic guidelines for harvesting a quadriceps free tendon autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 28:980-984, 2012
11. Potage D, Duparc F, D'Utruy A, et al: Mapping the quadriceps tendon: An anatomic and morphometric study to guide tendon harvesting. *Surg Radiol Anat* 37:1063-1067, 2015

12. Tecklenburg K, Dejour D, Hoser C, Fink C. Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14: 235–40.
13. Wiberg G. Roentgenographic and anatomic studies on the femoro-patellar joint. *Acta Orthop Scand.* 1941; 12:319–410.
14. Tria AJ Jr., Palumbo RC, Alicea JA: Conservative care for patellofemoral pain. *Orthop Clin North Am* 23:545-554, 1992
15. Reider B, Marshall JL, Koslin B, et al: The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am* 63:351-356, 1981
16. Zaffagnini S, Dejour D, Grassi A, et al: Patellofemoral anatomy and biomechanics: Current concepts. *Joints* 1:15-20, 2013
17. Grelsamer RP, Proctor CS, Bazos AN: Evaluation of patellar shape in the sagittal plane. A clinical analysis. *Am J Sports Med.* 22:61-66, 1994
18. Strauss EJ, Galos DK: The evaluation and management of cartilage lesions affecting the patellofemoral joint. *Curr Rev Musculoskelet Med* 6:141-149, 2013
19. White BJ, Sherman OH: Patellofemoral instability. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 67:22-29, 2009
20. Ferlic PW, Runer A, Dammerer D, et al: Patella height correlates with trochlear dysplasia: A computed tomography image analysis. *Arthroscopy* 34:1921-1928, 2018
21. Liebensteiner MC, Ressler J, Seitlinger G, et al: High femoral anteversion is related to femoral trochlea dysplasia. *Arthroscopy* 32:2295-2299, 2016
22. Dejour H, Walch G, Neyret P, Adeleine P. Dysplasia of the femoral trochlea. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1990;76:45–54.

23. Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C. Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. 1994;2:19–26.
24. Sanchis-Alfonso V: How to deal with chronic patellar instability: What does the literature tell us? *Sports Health* 8:86-90, 2016
25. Desio SM, Burks RT, Bachus KN. Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med*. 1998;26:59–65.
26. Amis AA, Oguz C, Bull AMJ, Senavongse W, Dejour D. The effect of trochleoplasty on patellar stability and kinematics: a biomechanical study in vitro. *J Bone Joint Surg Br*. 2008;90:864–9.
27. Amis AA, Senavongse W, Bull AMJ. Patellofemoral kinematics during knee flexion-extension: an in vitro study. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. 2006;24:2201–11.
28. Huber C, Zhang Q, Taylor WR, Amis AA, Smith C, Hosseini Nasab SH (2020) Properties and function of the medial patellofemoral ligament: a systematic review. *Am J Sports Med* 48(3):754–766
29. Placella G, Tei M, Sebastiani E, et al: Anatomy of the medial patello-femoral ligament: A systematic review of the last 20 years literature. *Musculoskelet Surg* 99:93-103, 2015
30. Tanaka MJ, Chahla J, Farr J 2nd, et al: Recognition of evolving medial patellofemoral anatomy provides insight for reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 27:2537-2550, 2019
31. Tanaka MJ: Variability in the patellar attachment of the medial patellofemoral ligament. *Arthroscopy* 32:1667-1670, 2016

32. Kang HJ, Wang F, Chen BC, Su YL, Zhang ZC, Yan CB. Functional bundles of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(11):1511-1516.
33. Kruckeberg BM, Chahla J, Moatshe G, et al: Quantitative and qualitative analysis of the medial patellar ligaments: An anatomic and radiographic study. *Am J Sports Med* 46:153-162, 2018
34. Terry GC. The anatomy of the extensor mechanism. *Clin Sports Med.* 1989;8(2):163–77.
35. Hinckel BB, et al. Medial patellofemoral ligament, medial patellotibial ligament, and medial patellomeniscal ligament: anatomic, histologic, radiographic, and biomechanical study. *Arthroscopy.* 2017;33(10):1862-73.
36. Hinckel BB, et al. Medial patellotibial ligament and medial patellomeniscal ligament: anatomy, imaging, biomechanics, and clinical review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018;26(3):685–96.
37. Kaleka CC, et al. Cadaveric study of the secondary medial patellar restraints: patellotibial and patellomeniscal ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(1):144–51.
38. Philippot R, et al. The role of the medial ligamentous structures on patellar tracking during knee flexion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(2):331–6.
39. Tuxoe JI, et al. The medial patellofemoral ligament: a dissection study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2002;10(3):138–40.
40. Conlan T, Garth WP Jr, Lemons JE. Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Jt Surg Am.* 1993;75(5):682–93.

41. Panagiotopoulos E, et al. Cadaveric study on static medial patellar stabilizers: the dynamizing role of the vastus medialis obliquus on medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(1):7–12.
42. Waryasz GR, McDermott AY. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dyn Med.* 2008;7: 9.
43. Terry GC, Hughston JC, Norwood LA. The anatomy of the iliopatellar band and iliotibial tract. *Am J Sports Med.* 1986;14(1):39–45.
44. Tifford CD, Spero L, Luke T, Plancher KD. The relationship of the infrapatellar branches of the saphenous nerve to arthroscopy portals and incisions for anterior cruciate ligament surgery. *Am J Sports Med.* 2000; 28(4):562–7.
45. Arthornthurasook A, Gaew-Im K. Study of the infrapatellar nerve. *Am J Sports Med.* 1988;16(1): 57–9.
46. Tavernier T, Dejour D. Knee imaging: what is the best modality. *J Radiol.* 2001;82(3 Pt 2):387–405, 407–388
47. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 2002;36:95–101.
48. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SM, van Middelkoop M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013;47: 193–206.
49. Boling M, Padua D, Marshall S, et al. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports* 2010;20: 725–30.
50. Fithian DC, Paxton WE, Stone ML, et al. Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. *Am J Sports Med* 2004;32:1114–21.
51. Widuchowski W, Widuchowski J, Trzaska T. Articular cartilage defects: study of 25,124 knee arthroscopies. *Knee* 2007;14(3):177–82.

52. Selfe J, Callaghan M, Ritchie E, et al. Targeted interventions for patellofemoral pain syndrome (TIPPS): classification of clinical subgroups. *BMJ Open* 2013; 3(9):e003795.
53. Blanke F, Watermann K, Haenle M, Feitenhansl A, Camathias C, Vogt S Isolated medial patellofemoral ligament reconstruction can be an effective procedure in patellofemoral instability with risk factors. *J Knee Surg*; 2019.
54. Schneider DK, Grawe B, Magnussen RA, Ceasar A, Parikh SN, Wall EJ, Colosimo AJ, Kaeding CC, Myer GD. Outcomes after isolated medial patellofemoral ligament reconstruction for the treatment of recurrent lateral patellar dislocations: a systematic review and meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2016;44:2993–3005.
55. Conchie H, Clark D, Metcalfe A, Eldridge J, Whitehouse M. Adolescent knee pain and patellar dislocations are associated with patellofemoral osteoarthritis in adulthood: a case control study. *Knee.* 2016;23:708–11.
56. Tompkins MA, Rohr SR, Agel J, Arendt EA. Anatomic patellar instability risk factors in primary lateral patellar dislocations do not predict injury patterns: an MRI-based study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* 2018;26:677–84.
57. Post WR, Fithian DC. Patellofemoral instability: a consensus statement from the AOSSM/PFF patellofemoral instability workshop. *Orthop J Sports Med.* 2018;6:2325967117750352.
58. Ficat P, Hungerford DS. Disorders of the patellofemoral joint. Baltimore: William & Wilkins; 1977.
59. Voight ML, Wieder DL. Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction. An electromyographic study. *Am J Sports Med.* 1991;19:131–7.
60. Warren LF, Marshall JL. The supporting structures and layers on the medial side of the knee an anatomic analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1979;61:56-62.

61. LaPrade MD, Kallenbach SL, Aman ZS, Moatshe G, Storaci HW, Turnbull TL, Arendt EA, Chahla J, LaPrade RF. Biomechanical evaluation of the medial stabilizers of the patella. *Am J Sports Med.* 2018;46:1575–82.
62. Nomura E, Inoue M, Kobayashi S. Generalized joint laxity and contralateral patellar hypermobility in unilateral recurrent patellar dislocators. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* 2006;22:861–5.
63. Erden T, Aksoy DO, Ceylan HH, Kapicioglu M, Bilsel K, Elmali N. Is femoral trochlear dysplasia related to global joint hypermobility? *J Orthop Sci Off J Jpn Orthop Assoc.* 2019;24(3):458–62.
64. Hawkins RJ, Bell RH, Anisette G. Acute patellar dislocations. The natural history. *Am J Sports Med.* 1986;14:117–20.
65. Parikh SN, Lykissas MG, Gkiatas I. Predicting risk of recurrent patellar dislocation. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2018;11(2):253–60.
66. Tanaka MJ. Editorial commentary: which came first, the patella or the trochlea? Morphological relationships in patients with patellar instability. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* 2018;34:1929–30.
67. Isermeyer H (1967) *Über die Pathologische Luxation der Patella.* *Arch Klin Chir*
68. Lippacher S, Dejour D, Elsharkawi M, Dornacher D, Ring C, Dreyhaupt J, Reichel H, Nelitz M. Observer agreement on the Dejour trochlear dysplasia classification: a comparison of true lateral radiographs and axial magnetic resonance images. *Am J Sports Med.* 2012;40:837–43.
69. Van Haver A, De Roo K, De Beule M, Labey L, De Baets P, Dejour D, Claessens T, Verdonk P. The effect of trochlear dysplasia on patellofemoral biomechanics: a cadaveric study with simulated trochlear deformities. *Am J Sports Med.* 2015;43:1354–61.

70. Glard Y, Jouve J-L, Garron E, Adalian P, Tardieu C, Bollini G. Anatomic study of femoral patellar groove in fetus. *J Pediatr Orthop*. 2005;25:305–8.
71. Nietosvaara Y, Aalto K, Kallio PE. Acute patellar dislocation in children: incidence and associated osteochondral fractures. *J Pediatr Orthop*. 1994;14:513–5.
72. Barnett AJ, Gardner ROE, Lankester BJA, Wakeley CJ, Eldridge JDJ. Magnetic resonance imaging of the patella: a comparison of the morphology of the patella in normal and dysplastic knees. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:761–5.
73. Fucentese SF, von Roll A, Koch PP, Epari DR, Fuchs B, Schottle PB. The patella morphology in trochlear dysplasia—a comparative MRI study. *Knee*. 2006;13:145–50.
74. Dejour D, Ferrua P, Ntangiopoulos PG, Radier C, Hulet C, Rémy F, Chouteau J, Chotel F, Boisrenoult P, Sebilo A, Guilbert S, Bertin D, Ehkirch F-P, Chassaing V, French Arthroscopy Society (SFA). The introduction of a new MRI index to evaluate sagittal patellofemoral engagement. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2013;99:S391–8.
75. Kannus PA. Long patellar tendon: radiographic sign of patellofemoral pain syndrome—a prospective study. *Radiology*. 1992;185:859–63.
76. Thévenin-Lemoine C, Ferrand M, Courvoisier A, Damsin J-P, Ducou le Pointe H, Vialle R. Is the Caton-Deschamps index a valuable ratio to investigate patellar height in children? *J Bone Joint Surg Am*. 2011;93:e35.
77. Biedert RM, Albrecht S. The patellotrochlear index: a new index for assessing patellar height. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. 2006;14:707–12.
78. Insall J, Goldberg V, Salvati E. Recurrent dislocation and the high-riding patella. *Clin Orthop*. 1972;88:67–9.
79. Blackburne JS, Peel TE. A new method of measuring patellar height. *J Bone Joint Surg Br*. 1977;59:241–2.

80. Singerman R, Davy DT, Goldberg VM. Effects of patella alta and patella infera on patellofemoral contact forces. *J Biomech.* 1994;27:1059–65.
81. Luyckx T, Didden K, Vandenneucker H, Labey L, Innocenti B, Bellemans J. Is there a biomechanical explanation for anterior knee pain in patients with patella alta? Influence of patellar height on patellofemoral contact force, contact area and contact pressure. *J Bone Joint Surg Br.* 2009;91:344–50.
82. Weber U. Malrotation of distal femur (author's transl). *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1977;115:707–15.
83. Eckhoff DG, Montgomery WK, Kilcoyne RF, Stamm ER. Femoral morphometry and anterior knee pain. *Clin Orthop.* 1994;302:64–8.
84. Lee TQ, Anzel SH, Bennett KA, Pang D, Kim WC. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clin Orthop.* 1994;302:69–74.
85. Brattstrom H. shape of the intercondylar groove normally and in recurrent dislocation of patella. A clinical and X-ray-anatomical investigation. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1964;68(Suppl 68):1–148.
86. Goutallier D, Bernageau J, Lecudonnec B. The measurement of the tibial tuberosity. Patella groove distanced technique and results (author's transl). *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1978;64:423–8.
87. Coscia PL, Fenoglio EFE, Cerlon CCC, Mautino FMF. Fisiopatologia delle lesioni degenerative del ginocchio nei vizi di torsione tibiale. *Minerva Ortop.* 1983;34:497–504.
88. Fithian DC, Neyret P, Servien E. Patellar instability: the Lyon experience. *Tech Knee Surg.* 2007;6(2):112-23.
89. Walch G, Dejour H. [Radiology in femoro-patellar pathology]. *Acta Orthop Belg.* 1989;55(3):371-80. French.

90. Weber A., Nathani A., Dines J.S. An algorithmic approach to the management of recurrent lateral patellar dislocation. *J Bone Joint Surg Am.* 2016;98:417–427
91. Duerr RA, Chauhan A, Frank DA, DeMeo PJ, Akhavan S. An Algorithm for Diagnosing and Treating Primary and Recurrent Patellar Instability. *JBJS Rev.* 2016 Sep 13;4(9):01874474-201609000-00003
92. Martin RK, Leland DP, Krych AJ, Dahm DL. Treatment of First-time Patellar Dislocations and Evaluation of Risk Factors for Recurrent Patellar Instability. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2019 Dec;27(4):130-135.
93. Erickson BJ, Nguyen J, Gasik K, Gruber S, Brady J, Shubin Stein BE (2019) Isolated medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability regardless of tibial tubercle-trochlear groove distance and patellar height: outcomes at 1 and 2 years. *Am J Sports Med* 47(6):1331–1337
94. Hiemstra LA, Kerslake SA, Lafave MR (2019) Influence of risky pathoanatomy and demographic factors on clinical outcomes after isolated medial patellofemoral ligament reconstruction: a regression analysis. *Am J Sports Med* 47(12):2904–2909
95. Robi, K., Jakob, N., Matevz, K. & Matjaz, V. The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes. *Curr. Issues Sport. Exerc. Med.* (2013) doi:10.5772/54234.
96. Models, E. et al. Mechanical Properties of Biological Tissues 9.1 9.3.
97. Criscenti, G. et al. Quasi-linear viscoelastic properties of the human medial patello-femoral ligament. *J. Biomech.* 48, 4297–4302 (2015).
98. Woo, S. L. Y., Debski, R. E., Withrow, J. D. & Jansushek, M. A. Biomechanics of knee ligaments. *Am. J. Sports Med.* 27, 533–543 (1999).
99. Mountney, J., Senavongse, W., Amis, A. A. & Thomas, N. P. Knee Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. doi:10.1302/0301-620X.

100. Cipriano, A. F. & Liu, H. Biomaterials and nano-scale features for ligament regeneration. *Nanomaterials in tissue engineering* (Woodhead Publishing Limited, 2013).
101. Lorbach O, Hauptert A, Efe T et al. Biomechanical evaluation of MPFL reconstructions: differences in dynamic contact pressure between gracilis and fascia lata graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2017;25:2502-10. doi:10.1007/s00167-016-4005-5
102. Ntagiopoulos PG, Sharma B, Bignozzi S et al. Are the tubular grafts in the femoral tunnel in an anatomical or isometric position in the reconstruction of 330 medial patellofemoral ligament?. *Int Orthop* 2013; 37:1933-41.
103. Cavaignac E, Pailhé R, Reina N, Murgier J, Laffosse JM, Chiron P et al (2016) Can the gracilis replace the anterior cruciate ligament in the knee? A biomechanical study. *Int Orthop* 40:1647–1653
104. Schöttle PB, Hensler D, Imhoff AB (2010) Anatomical doublebundle MPFL reconstruction with an aperture fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(2):147–151
105. Schöttle PB, Schmeling A, Romero J, Weiler A (2009) Anatomical reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a free gracilis autograft. *Arch Orthop Trauma Surg* 129(3):305–309
106. Kernkamp WA, Wang C, Li C, Hu H, van Arkel ERA, Nelissen RGHH, LaPrade RF, van de Velde SK, Tsai TY. The Medial Patellofemoral Ligament Is a Dynamic and Anisometric Structure: An In Vivo Study on Length Changes and Isometry. *Am J Sports Med.* 2019 Jun;47(7):1645-1653. doi: 10.1177/0363546519840278.
107. Wang CH, Ma LF, Zhou JW et al. Double-bundle anatomical versus single bundle isometric medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar dislocation. *Int Orthop* 2013;37:617-24. doi:10.1007/s00264-013-1788-6

108. Wang Q, Huang W, Cai D, Huang H. Biomechanical comparison of single and double-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction. *J Orthop Surg Res* 2017;12:29. doi:10.1186/s13018-017-0530-2

109. Herbort M, Hoser C, Domnick C et al. MPFL reconstruction using a quadriceps tendon graft. part 1: biomechanical properties of quadriceps tendon MPFL reconstruction in comparison to the intact MPFL. A human cadaveric study. *Knee* 2014;21:1169–74. doi: 10.1016/j.knee.2014.07.026

Ειδικό μέρος

Κεφάλαιο 2 : Ανατομική μελέτη του έσω επιγονατιδομηριαίου συνδέσμου (MPFL) πάνω σε φρέσκα κατεψυγμένα γόνατα: οδηγία σημεία για την χειρουργική ανακατασκευή του.

2.1 Εισαγωγή

Μέχρι τη δεκαετία του '90, λίγα ήταν γνωστά για τη λειτουργία του έσω επιγονατιδομηριαίου συνδέσμου (MPFL) και ορισμένοι συγγραφείς αμφισβητούσαν ακόμα και την ύπαρξή του [1]. Σήμερα ακόμα δεν υπάρχει αναφορά γι αυτόν σε οποιαδήποτε έκδοση του "Nomina Anatomica" ή του Terminologia Anatomica (TA) [2]. Το TA είναι ένα διεθνές περιοδικό για την ανθρώπινη ανατομική ορολογία. Αναπτύχθηκε από την Ομοσπονδιακή Επιτροπή Ανατομικής Ορολογίας (FCAT) και τη Διεθνή Ομοσπονδία Ενώσεων Ανατόμων (IFAA) και κυκλοφόρησε το 1998 και από τότε ανανεώνεται συνεχώς.

Αντικατέστησε το προηγούμενο πρότυπο, Nomina Anatomica. Το Terminologia Anatomica περιέχει ορολογία για περίπου 7500 μακροσκοπικές ανατομικές δομές.

Τα τελευταία χρόνια, πολλές μελέτες επιβεβαίωσαν όχι μόνο την παρουσία του σαν δομή του γόνατος αλλά και την λειτουργία του συμβάλλοντας στην σταθερότητα της επιγονατίδας [3-14]. Τοποθετείται στο δεύτερο στρώμα της κάψουλας του γόνατος, και κατευθύνεται από την εγγύς έσω πλάγια μοίρα της επιγονατίδας στην έξω επιφάνεια του έσω κονδύλου του μηρού [15]. Μέχρι σήμερα, υπάρχει έλλειψη συναίνεσης σχετικά με τα ακριβή ανατομικά του όρια, το μέγεθος και το σχήμα του.

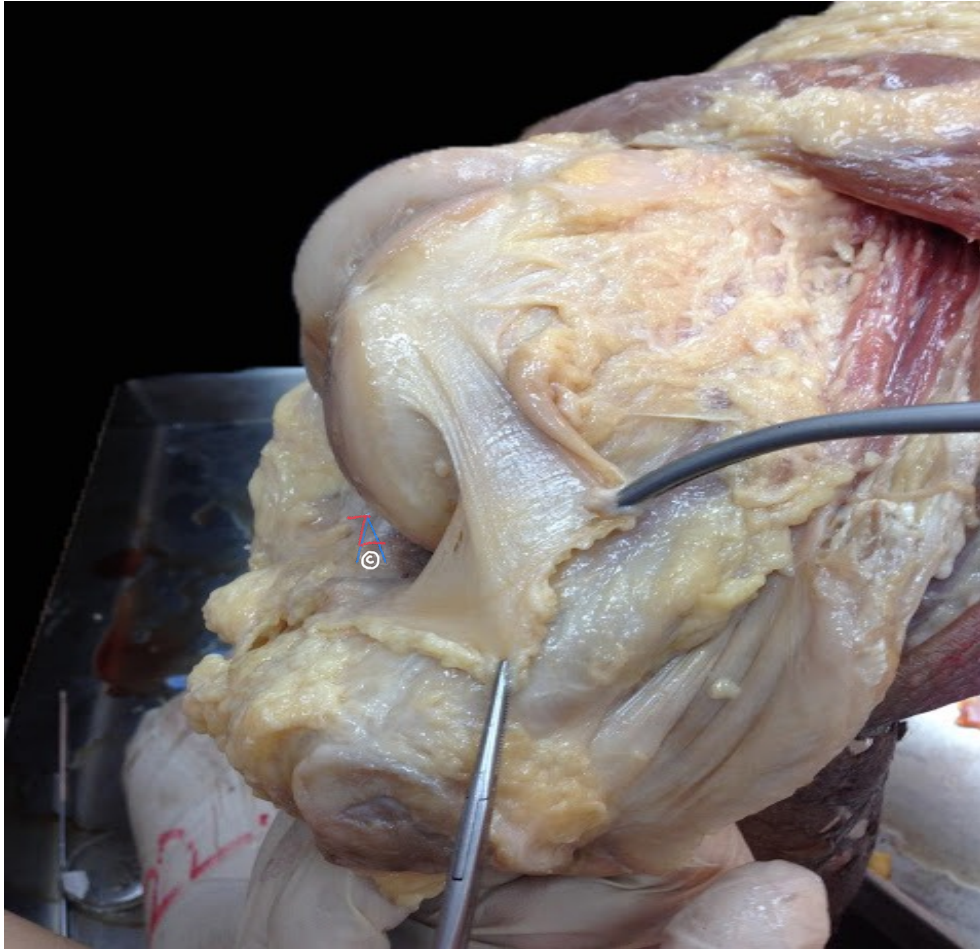
2.2 Υλικό και μέθοδος

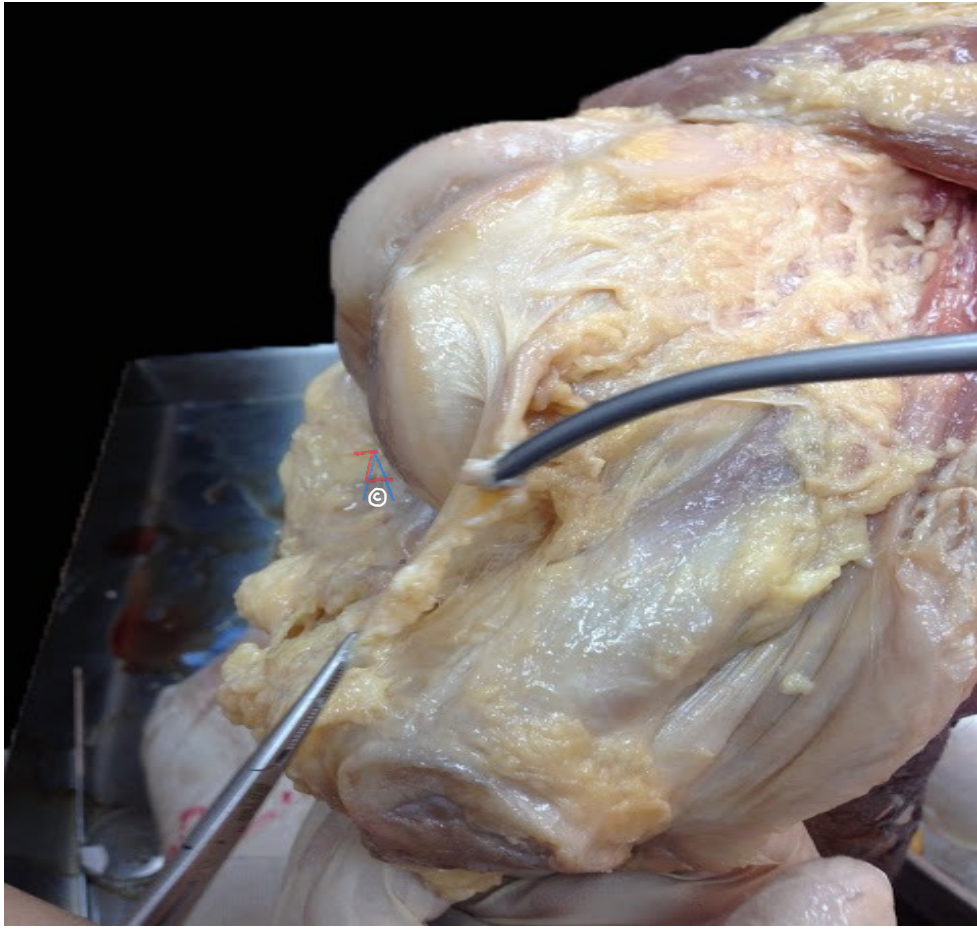
Συνολικά 30 φρέσκα-κατεψυγμένα πτωματικά γόνατα (19 άντρες, 11 γυναίκες; μέση ηλικία, $67,6 \pm 9,0$ έτη) χρησιμοποιήθηκαν για αυτή την εμβιομηχανική μελέτη τα οποία αποκτήθηκαν μέσω ενός προγράμματος δωρεών του εργαστήριου Ανατομίας και αποθηκεύτηκαν σε βαθιά κατάψυξη στους -21°C . Τα δείγματα αποψύχθηκαν 24 ώρες πριν την έναρξη της ανατομικής παρασκευής τους σε θερμοκρασία δωματίου (18°). Δεν υπήρχε ιατρικό ιστορικό τυχόν τραυματισμού οστών ή μαλακών μορίων, χειρουργικής επέμβασης ή οστεοπόρωση σε οποιοδήποτε από τα 30 φρέσκα κατεψυγμένα πτωματικά γόνατα..

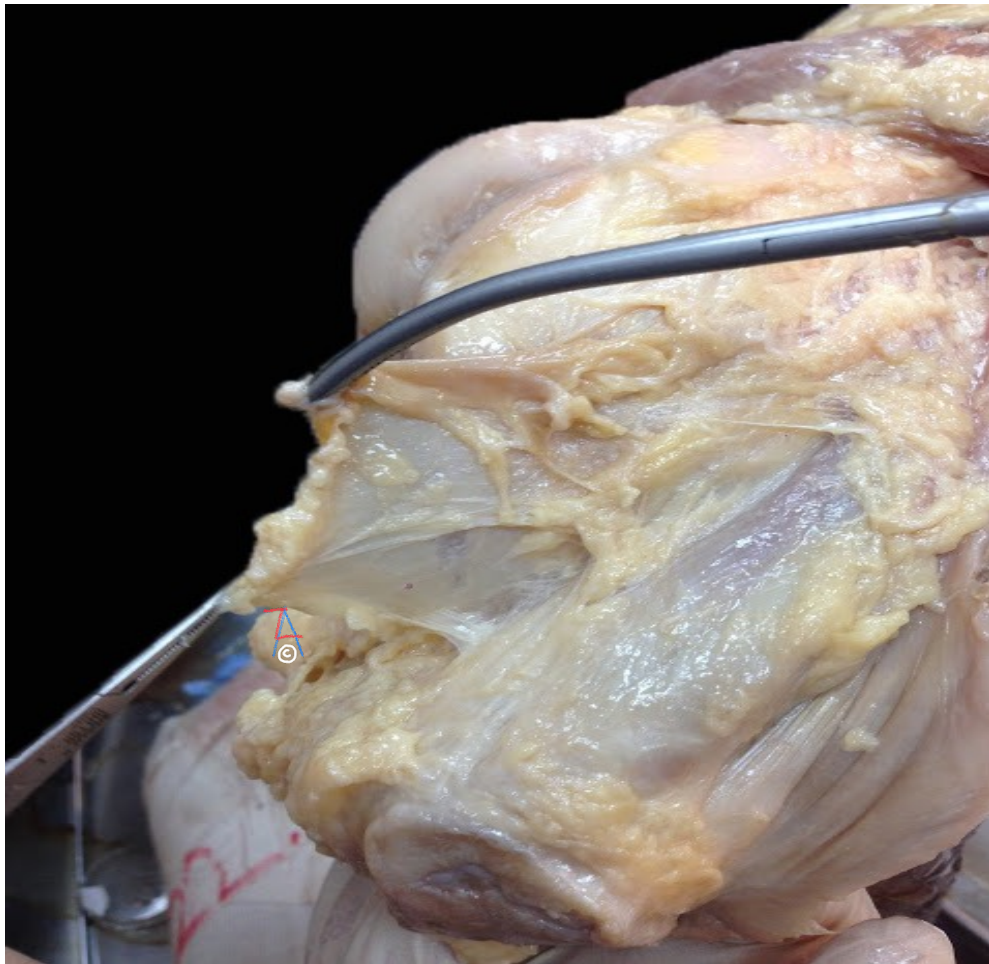
Τεχνική παρασκευής του MPFL

Για την χειρουργική Παρασκευή του MPFL επιλέχθηκε η προσέγγιση του από << από μέσα προς τα έξω>> , δηλαδή από την αρθρικό θύλακο προς την περιτονία. Αρχικά πραγματοποιήθηκε μέση τομή στην πρόσθια επιφάνεια του γόνατος και αφαίρεση του δέρματος από την υποδόρια περιτονία. Στη συνέχεια διενεργήθηκε έξω παραεπιγονατιδική τομή και η επιγονατίδα αναστράφηκε αποκαλύπτοντας κατά αυτό τον τρόπο τον αρθρικό θύλακο στην έσω μοίρα του γόνατος. Το τρίτο στρώμα-αρθρικός θύλακος αποσπάστηκε προσεχτικά με την βοήθεια χειρουργικών εργαλείων. Ακολουθώντας αυτή την προσέγγιση το

δεύτερο στρώμα της έσω μοίρας του γόνατος προσπελάστηκε ταχέως και με ασφάλεια. Οι ίνες του MPFL ταυτοποιήθηκαν με την άμεση όραση και με την βοήθεια της ψηλάφησης και κατά αυτόν τον τρόπο οριοθετήθηκε ολόκληρος ο MPFL. Τέλος γυρνώντας την επιγονατίδα στην φυσική της θέση έχοντας μαρκάρι από μέσα τα όρια του MPFL παρασκευάστηκε ο σύνδεσμος αφαιρώντας την υποδόρια περιτονία προσεχτικά. (Εικόνα 1,2,3)







Εικόνα 1,2,3 : Αποκόλληση του έσω αρθρικού υμένα του γόνατος

Οι μετρήσεις και τα γενικά χαρακτηριστικά του MPFL αξιολογήθηκαν:

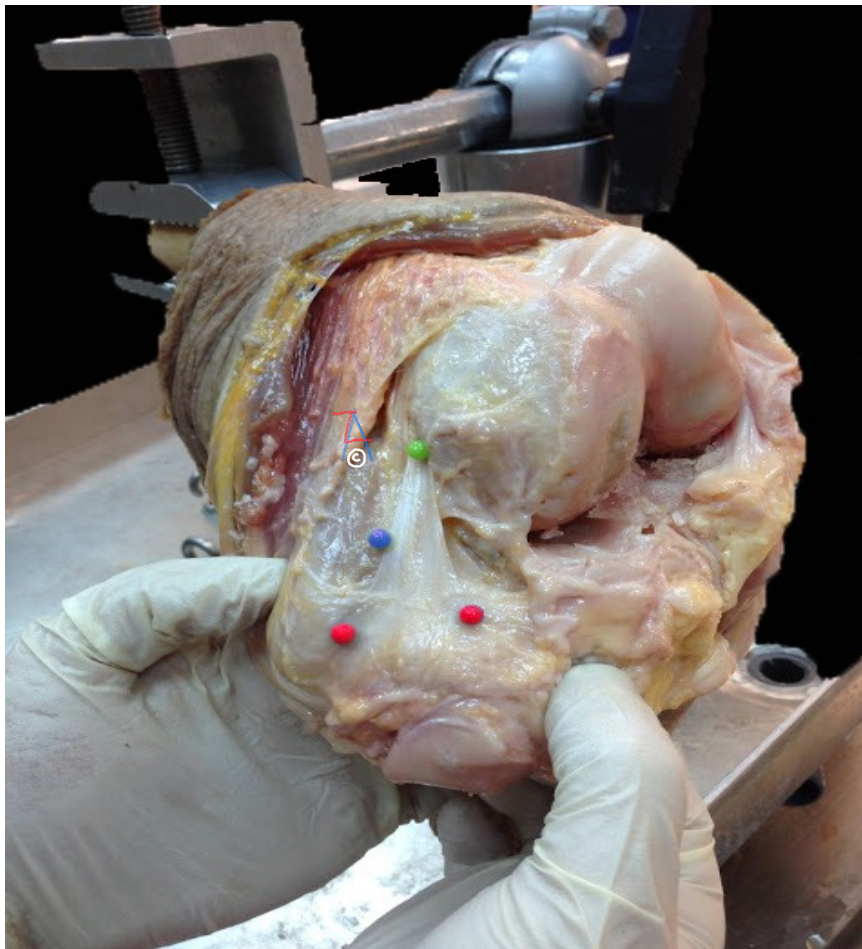
Το μέγιστο μήκος του, το πλάτος του στην μηριαία έκφυση, στην μεσότητα του και στην κατάφυση του στην επιγονατίδα. Επίσης καταγράφηκε η σχέση του με τον έσω πλατύ/ τετρακέφαλο τένοντα. Κάθε δείγμα μετρήθηκε από 3 διαφορετικούς ερευνητές χρησιμοποιώντας τον ίδιο παχύμετρο Vernier caliper (ακρίβειας 0,01 mm).

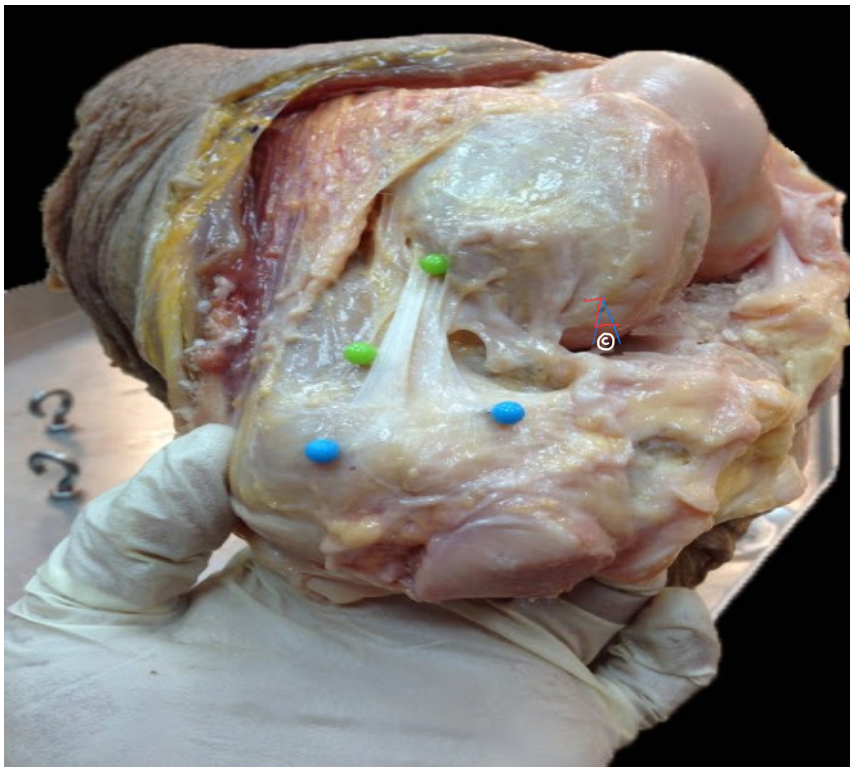
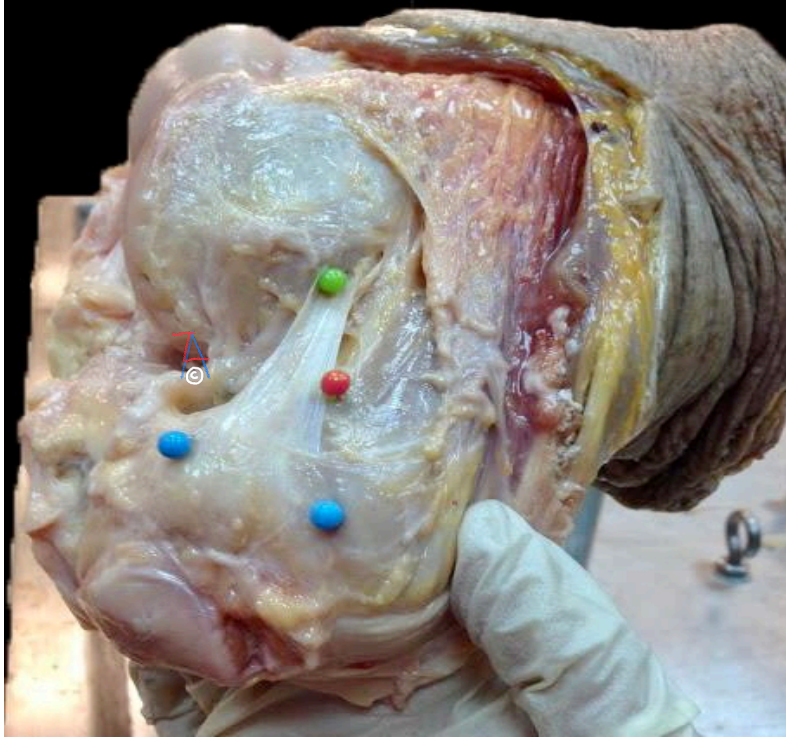
Ο σκοπός αυτής της ανατομικής μελέτης ήταν να περιγράψει και να οριοθετήσει την έκφυση και κατάφυση του έσω επιγονατιδομηριαίου συνδέσμου (MPFL), να ερευνήσει το

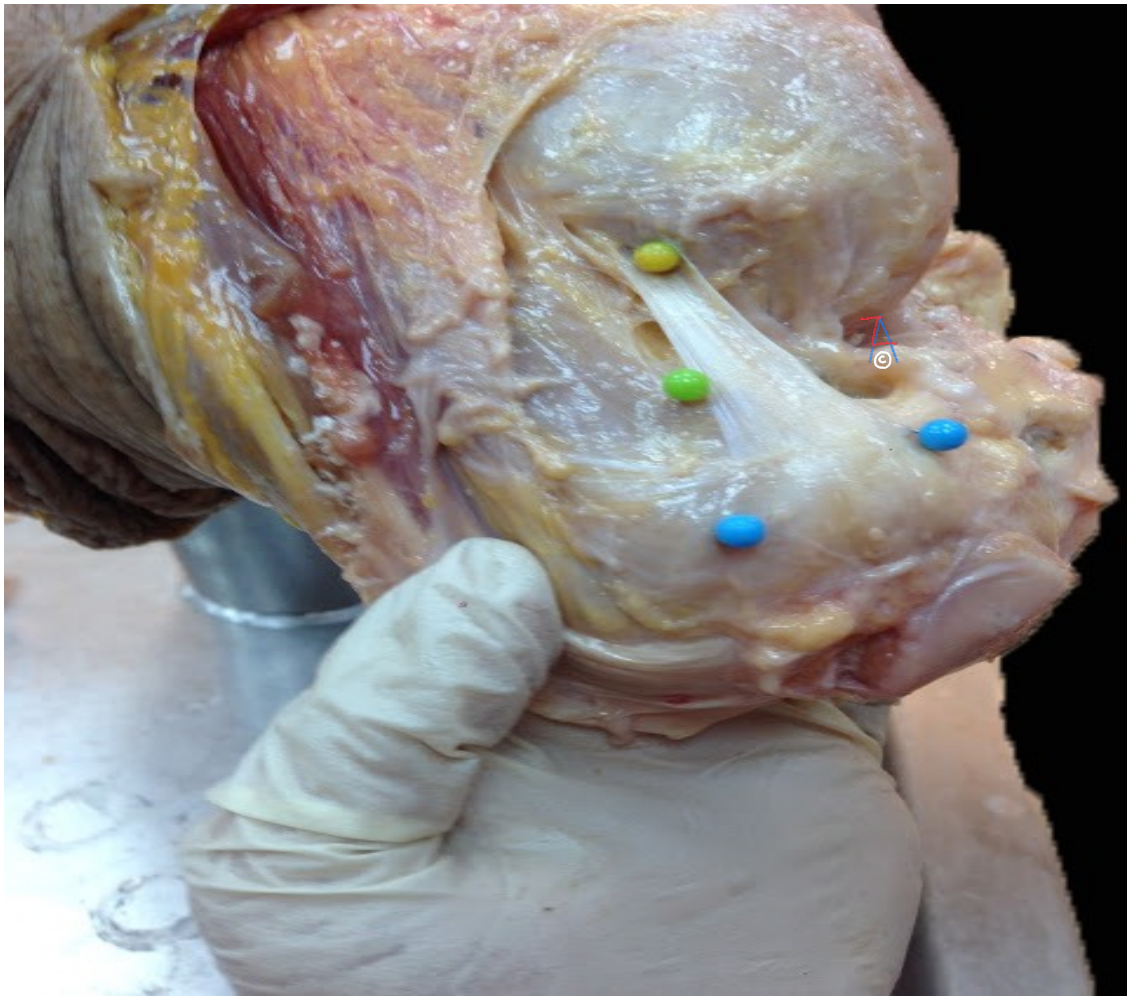
σχήμα του και να αξιολογήσει τη σχέση του με τις γύρω δομές με στόχο την βελτίωση της χειρουργικής τεχνικής για την ανακατασκευή του.

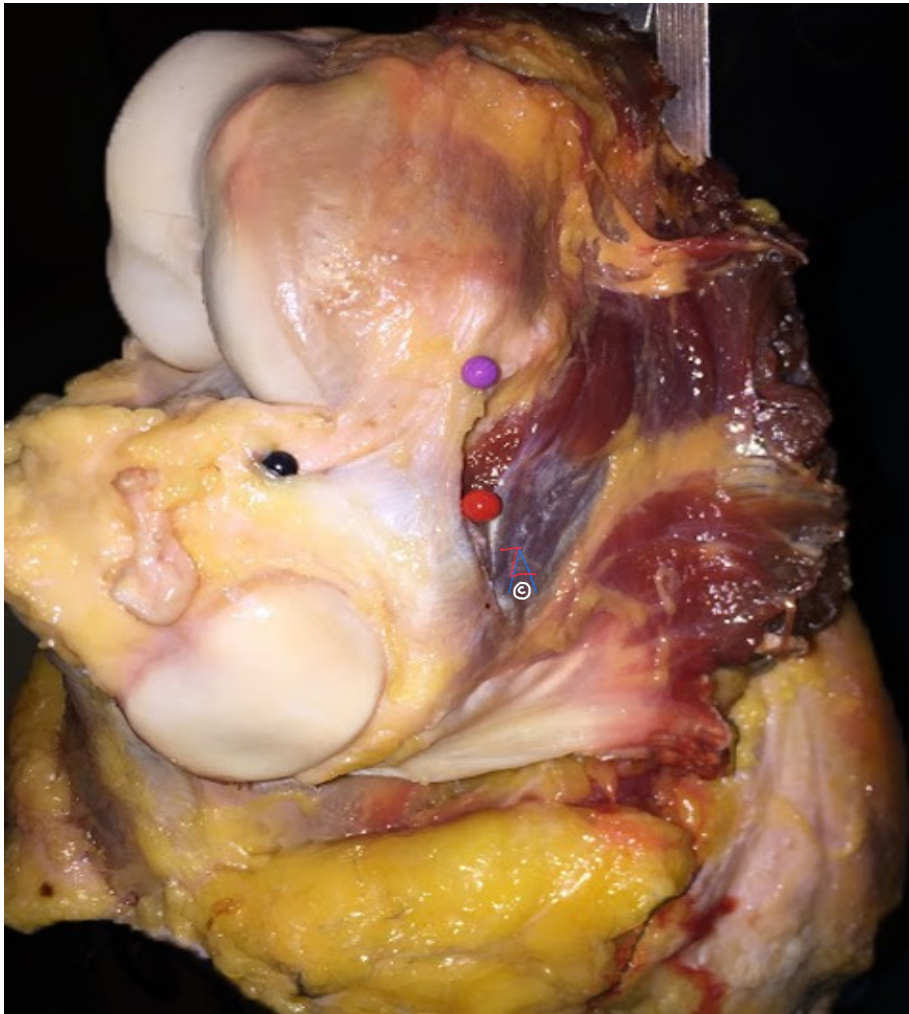
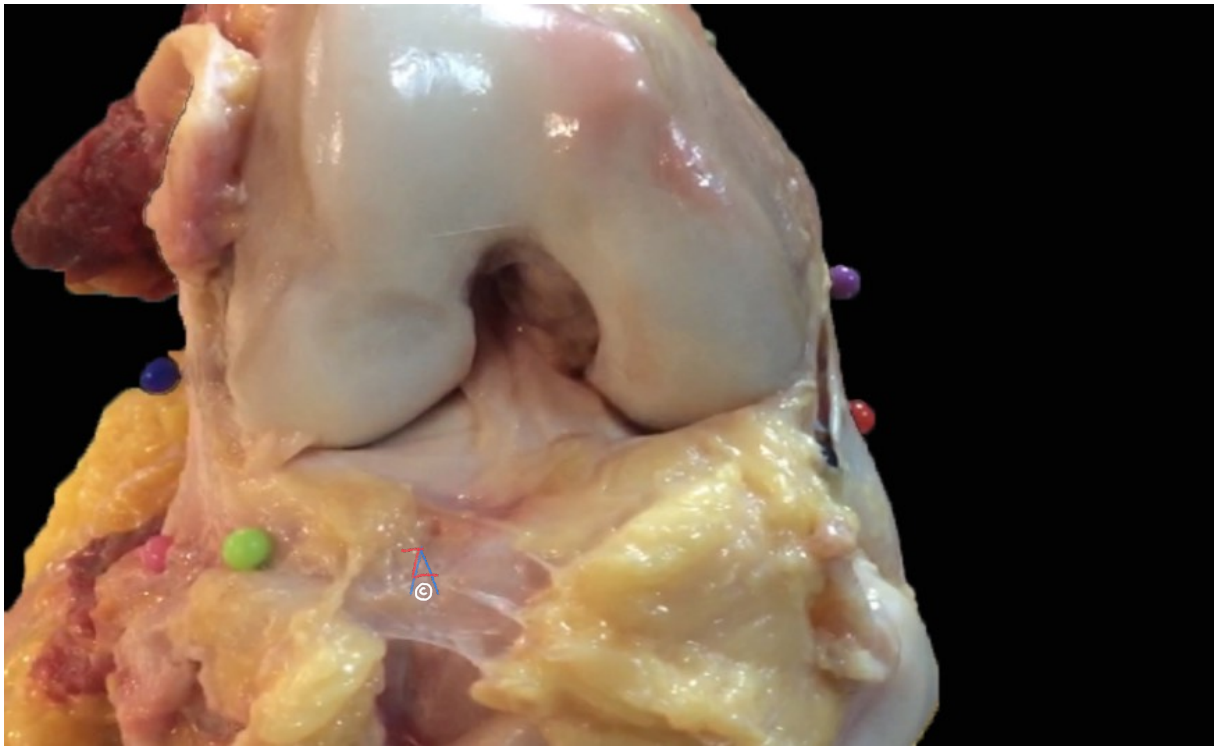
2.3 Αποτελέσματα

Το MPFL βρέθηκε σε όλα τα πτωματικά γόνατα που παρασκευάστηκαν. Υπήρχαν δύο γόνατα στα οποία ο σύνδεσμος ήταν πιο λεπτός από το συνηθισμένο αλλά παρόλο αυτά παρασκευάστηκε προσεχτικά, ως μία σαφώς καθορισμένη δομή. Ο MPFL εντοπίστηκε στο δεύτερο στρώμα της έσω μοίρας του γόνατος σαν πλήρης σύνδεσμος μη μπορώντας να ξεχωριστεί σε δύο δέσμες μακροσκοπικά. Το σχήμα του ήταν τριγωνικό όμοιο με πανί από ιστιοφόρο. (Εικόνα 4-10)









Εικόνες 4-10: Ο MPFL παρασκευασμένος

Η μηριαία έκφυση του MPFL δεν είναι τόσο καλά καθορισμένη όσο οι εκφύσεις άλλων συνδέσμων στο γόνατο, καθιστώντας την αμφιλεγόμενη. Στην παρούσα ανατομική μελέτη η μηριαία έκφυση του MPFL βρέθηκε στα $7 \pm 2,4$ mm εγγύς και $7,1 \pm 3,6$ mm πίσω από τον έσω μηριαίο επικόνδυλο. Επίσης σε σχέση με το φύμα των προσαγωγών, το MPFL βρέθηκε $9 \pm 2,1$ mm περιφερικά του και πρόσθια στα $1,2 \pm 2$ mm. Η επιγονατιδική κατάφυση του MPFL ήταν ευρύτερη από την μηριαία έκφυση, όπως αναμενόταν. Το εγγύς τριτημόριο της επιγονατίδας συμμετείχε πάντα στη κατάφυση του MPFL, στο 70% των περιπτώσεων το μέσο τριτημόριο της επιγονατίδας συμμετείχε στην κατάφυση του MPFL και τέλος στο 5% των γονάτων συμμετείχε το περιφερικό τριτημόριο. Σε 19 γόνατα βρέθηκε ο MPFL να καταφύεται και στον έσω πλατύ.

Το πλάτος του MPFL βρέθηκε να είναι $6,8 \pm 2,2$ mm στην έκφυση του στο μηρό, στη μεσότητα του στα 11 ± 3 mm και στην κατάφυση του στην επιγονατίδα στα $27 \pm 2,8$ mm. Το μήκος του MPFL (το μέγιστο μήκος που καταγράφηκε) από την έκφυση του στον μηρό έως την επιγονατίδα είχε μέσο όρο 6,4 mm.

2.4 Συζήτηση

Το πιο σημαντικό εύρημα της ανατομικής αυτής μελέτης είναι η επιβεβαίωση του σχήματος του MPFL και της έκφυσης κατάφυσης του σύμφωνα με τις τελευταίες δημοσιεύσεις και ανασκοπήσεις της διεθνούς βιβλιογραφίας [3-14]. Ο MPFL έχει σχήμα, που παραπέμπει σε πανί από ιστιοφόρο, με την κατάφυση του στην επιγονατίδα να είναι ευρύτερη από την έκφυση του στο μηρό. Επίσης βρέθηκε στο 2^ο στρώμα όπως περιέγραψαν οι Warren και Marshall [15]. Η ανατομική μελέτη αυτή είναι η πρώτη που χρησιμοποίησε αρκετά μεγάλο αριθμό παρασκευασμάτων (30 φρέσκα κατεψυγμένα γόνατα). Επίσης η

θεωρία του Kang δύο δεσμών, με διαφορετικές λειτουργίες η κάθε μία, δεν μπόρεσε να επιβεβαιωθεί μακροσκοπικά [16].

Η Παρασκευή του πραγματοποιήθηκε από το εσωτερικό της άρθρωσης επειδή κατά τη διάρκεια των πιλοτικών ανατομικών παρασκευών, διαπιστώσαμε ότι ήταν πιο εύκολο να απομονωθεί ο MPFL χωρίς να τραυματιστεί καθώς το τρίτο στρώμα είναι λιγότερο προσκολλημένο στο δεύτερο στρώμα από το πρώτο, και μόλις αποσπαστεί ο αρθρικός θύλακος ερχόμαστε σε άμεση επαφή με τον MPFL είτε δια της άμεσης όρασης είτε δια της αφής.

Η έκφυση του από τον μηρό συζητήθηκε πολύ στις πρώτες μελέτες μεταξύ της δεκαετίας του '90 και των μέσων της δεκαετίας του '00, και περιγράφηκε εν συντομία ως εισαγωγή στο φύμα των προσαγωγών ή στον έσω μηριαίο επικόνδυλο. Μεταγενέστερες μελέτες οδήγησαν στον προσδιορισμό της έκφυσης στην πλειονότητα των περιπτώσεων σε μια περιοχή ανάμεσα στον έσω επικόνδυλο και το φύμα των προσαγωγών, που ονομάστηκε σημείο του Nomura «Nomura's point» [8,17].

Ο Kang [16] περιέγραψε τον MPFL ως δύο ξεχωριστές δέσμες εντός ενός συνδέσμου με κοινή προέλευση/έκφυση. Οι συγγραφείς χρησιμοποίησαν τον όρο «Κατώτερη-ευθεία δέσμη» για να περιγράψει τις ίνες προσάρτησης στην έσω πλευρική μοίρα της επιγονατίδας και «ανώτερη λοξή δέσμη» για τις ίνες της δεύτερης δέσμης, οι οποίες συνδέονται στον τένοντα του τετρακέφαλου και την ανώτερη πλευρική έσω μοίρα της επιγονατίδας. Οι συγγραφείς ανέφεραν διαφορετικές λειτουργίες αυτών των ινών, στατικός σταθεροποιητής η κάτω δέσμη και δυναμικός-στατικός σταθεροποιητής της επιγονατίδας ή άνω δέσμη. Δεδομένης της ευρείας προσκόλλησης του συνδέσμου με τον εκτατικό μηχανισμό, ορισμένοι συγγραφείς έχουν στοχεύσει στον προσδιορισμό του μέσου σημείου της εισαγωγής του στην επιγονατίδα, ώστε να μπορέσει να χρησιμοποιηθεί ως σημείο καθοδήγησης κατά την

ανακατασκευή του συνδέσμου με μία δέσμη [8]. Το οποίο όμως δεν είναι ένα σταθερό κοινό σημείο για όλα τα γόνατα και δεν μπορεί να προσδιοριστεί προεγχειρητικά ή κατά την διάρκεια του χειρουργείου.

Σύμφωνα με την ανατομική αυτή μελέτη η μηριαία έκφυση εντοπίζεται σε μια ξεχωριστή τοποθεσία τόσο από το φύμα των προσαγωγών όσο και από τον έσω επικόνδυλο. Η έκφυση του MPFL εκτείνεται σε μια περιοχή μεταξύ των δύο αυτών επαρμάτων, είναι μία κοίλη περιοχή που σύμφωνα με οι μετρήσεις μας απέχει 9 mm από το φύμα των προσαγωγών σε μία περιφερικά-πρόσθια κατεύθυνση και βρίσκεται εγγύς-οπίσθια από τον έσω επικόνδυλο. Η επιγονατιδική κατάφυση ήταν στις περισσότερες περιπτώσεις στο άνω και μεσαίο τριτημόριο της επιγονατίδας όπως περιγράφεται στη βιβλιογραφία, και μπορεί να επεκτείνεται στο περιφερικό τριτημόριο της επιγονατίδας όπως και στον τετρακέφαλο [4-14].

Μέχρι σήμερα, δεν υπάρχει ακριβής συναίνεση του μεγέθους και σχήματος (μήκος ή πλάτος) του MPFL από όσα γνωρίζουμε, όπως υπάρχει π.χ. για τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο, ώστε αυτό να καθοδηγήσει την ενδεχόμενη ανακατασκευή του. Σε μια μελέτη, οι συγγραφείς [18] υπολόγισαν τη σχέση μεταξύ του μεγέθους της επιγονατίδας και του μεγέθους της MPFL, αλλά η μεγάλη μεταβλητότητα στα μεγέθη οδήγησε τους συγγραφείς να συμπεράνουν ότι τα δεδομένα δεν μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν ως οδηγός στην ανακατασκευή του συνδέσμου. Θα ήταν σημαντικό να βρεθεί μια σταθερή αναλογία που δείχνει το σωστό μέγεθος του MPFL εξατομικεύοντας την ανακατασκευή του. Σε αυτή τη μελέτη επιχειρήθηκε να συσχετιστεί το μέγεθος του συνδέσμου με το ύψος, το βάρος και τις μηριαίες διαστάσεις των πτωμάτων χρησιμοποιώντας τη συσχέτιση Pearson, αλλά δεν βρέθηκαν συσχετίσεις.

Υπήρξαν πολλές δυσκολίες στη μέτρηση του πάχους του συνδέσμου, συχνά λόγω φόβου ρήξης ή τραυματισμού του, επειδή είναι εξαιρετικά πολύ λεπτός σύνδεσμος. Αναμφίβολα, ωστόσο, το μέγεθος και το πάχος του ποικίλλει σημαντικά μεταξύ των ατόμων [5,19].

Η κλινική συνάφεια αυτής της μελέτης έγκειται στο ότι η Ανατομία του MPFL δεν μπορεί να αγνοηθεί όταν κάποιος θελήσει να τον ανακατασκευάσει. Η ευρεία κατάφυση του στην επιγονατίδα μας οδηγεί στην ανακατασκευή του με δύο δέσμες τενόντιου μοσχεύματος οι οποίες θα έχουν κοινή μηριαία καθήλωση και ξεχωριστές καθηλώσεις στο άνω ημιμόριο της επιγονατίδας. Η ανακατασκευή με μία δέσμη, δεν θα αναπαρήγαγε το ιδιαίτερο σχήμα του MPFL και θα οδηγούσε σε ενδεχόμενη στροφή της επιγονατίδας κατά την κάμψη του γόνατος αφού θα απουσίαζε το δεύτερο σημείο καθήλωσης. Τέλος η μηριαία καθήλωση θα πρέπει να γίνει περιφερικά και πρόσθια από το φύμα των προσαγωγών και εγγύς και οπίσθια του έσω επικόνδουλου, μία περιοχή που απαιτεί μεγάλη τομή για τον εντοπισμό της. Ο ακριβής προσδιορισμός αποφεύγοντας τις μεγάλες τομές μπορεί να γίνει με την βοήθεια ακτινοσκόπησης όπως έδειξε ο Schöttle [19-23] .

Περιορισμός αυτής της ανατομικής μελέτης αποτελεί σίγουρα η ηλικία των πτωματικών γονάτων, λαμβάνοντας υπόψη ότι το εξάρθημα επιγονατίδας και η αστάθεια της αφορά νέους πληθυσμούς. Πράγματι, οι ανατομικές μελέτες για νεαρά πτώματα είναι σπάνιες. Μόνο σε μία μελέτη του Feller [24] παρασκευάστηκε το γόνατο ενός 19χρονου. Παρόλο αυτά η ανατομική αυτή μελέτη είναι η πρώτη που χρησιμοποίησε έναν τόσο μεγάλο αριθμό φρέσκων πτωματικών παρασκευασμάτων (30 πτωματικά γόνατα) τα οποία δεν είχαν χειρουργηθεί στο παρελθόν ή υποστεί κάποιο μεγάλο τραυματισμό.

2.5 Συμπέρασμα

Δεδομένης της σημασίας αυτής της δομής στην σταθερότητα της επιγονατίδας, πρέπει να ανακατασκευαστεί όσο το δυνατόν πιο ανατομικά. Ο MPFL αποτελεί μια ξεχωριστή δομή-σύνδεσμο στο γόνατο με σχήμα όμοιο με πανί ιστιοπλοϊκού, με έκφυση ανάμεσα από τον έσω επικόνδυλο και το φύμα των προσαγωγών. Η κατάφυση του τοποθετείται στο εγγύς ημιμόριο της έσω μοίρας της επιγονατίδας, ενώ σε αρκετές περιπτώσεις καταφύεται και στον έσω πλατύ μυ.

Βιβλιογραφία

1. Reider B, Marshall JL, Koslin B, Ring B, Girgis FG (1981) The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg* 63(3):351–356
2. Aragao JA, Reis FP, De Vasconcelos DP, Feitosa VLC, Nunes MAP. Metric measurements and attachment levels of the medial patellofemoral ligament: an anatomical study in cadavers. *Clinics*. 2008;63(4):541-544.
3. Baldwin JL. The anatomy of the medial patellofemoral ligament. *Am J Sports Med*. 2009;37(12):2355-2361.
4. Bicos J, Fulkerson JP, Amis A. Current concepts review: the medial patellofemoral ligament. *Am J Sports Med*. 2007;35(3):484-492.
5. Criscenti G, De Maria C, Sebastiani E, et al. Material and structural tensile properties of the human medial patello-femoral ligament. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;54:141-148.

6. Desio SM, Burks RT, Bachus KN. Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med.* 1998; 26(1):59-65.
7. Hinckel BB, Gobbi RG, Demange MK, et al. Medial patellofemoral ligament, medial patellotibial ligament, and medial patellomeniscal ligament: anatomic, histologic, radiographic, and biomechanical study. *Arthroscopy.* 2017;33(10):1862-1873.
8. Nomura E, Inoue M, Osada N. Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(7):510-515.
9. LaPrade MD, Kallenbach SL, Aman ZS, et al. Biomechanical evaluation of the medial stabilizers of the patella. *Am J Sports Med.* 2018;46(7):1575-1582.
10. LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly TV, Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L. The anatomy of the medial part of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(9):2000-2010.
11. Mountney J, Senavongse W, Amis AA, Thomas NP. Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(1):36-40.
12. Philippot R, Boyer B, Testa R, Farizon F, Moyen B. Study of patellar kinematics after reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Clin Biomech.* 2012;27(1):22-26.
13. Philippot R, Chouteau J, Wegrzyn J, Testa R, Fessy MH, Moyen B. Medial patellofemoral ligament anatomy: implications for its surgical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17(5):475-479.

14. Viste A, Chatelet F, Desmarchelier R, Fessy M-H. Anatomical study of the medial patello-femoral ligament: landmarks for its surgical reconstruction. *Surg Radiol Anat.* 2014;36(8):733-739.
15. Warren LF, Marshall JL (1979) The supporting structures and layers on the medial side of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 61:56–62
16. Kang HJ, Wang F, Chen BC, Su YL, Zhang ZC, Yan CB. Functional bundles of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(11):1511-1516.
17. Nomura E, Horiuchi Y, Inoue M. Correlation of MR imaging findings and open exploration of medial patellofemoral ligament injuries in acute patellar dislocations. *Knee.* 2002;9:139-143.
18. Tuxøe J, Teir M, Winge S, Nielsen P (2002) The medial patellofemoral ligament: a dissection study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10(3):138–140
19. Placella G, Tei MM, Sebastiani E, et al. Shape and size of the medial patellofemoral ligament for the best surgical reconstruction: a human cadaveric study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014; 22(10):2327-2333
20. Schöttle P, Schmeling A, Romero J, Weiler A. Anatomical reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a free gracilis autograft. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2009;129(3):305-309.
21. Schöttle PB, Fucentese SF, Romero J. Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a semitendinosus autograft for patella instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(7):516-521.

22. Schöttle PB, Hensler D, Imhoff AB. Anatomical double-bundle MPFL reconstruction with an aperture fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(2):147-151.
23. Schöttle PB, Schmeling A, Rosenstiel N, Weiler A. Radiographic landmarks for femoral tunnel placement in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2007;35(5):801-804.
24. Feller MJ, Feagin JA, Garrett WE (1993) The medial patellofemoral ligament revisited: an anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1(3–4):184–186

Κεφάλαιο 3: Ανακατασκευή του έσω επιγονατιδομηριαίου συνδέσμου χρησιμοποιώντας δύο τυφλές εγκάρσιες σήραγγες στην επιγονατίδα, μία τεχνική καθήλωσης του μόσχευματος στην επιγονατίδα χωρίς υλικά: Χειρουργική τεχνική

3.1 Εισαγωγή

Η ανακατασκευή του έσω επιγονατιδομηριαίου συνδέσμου (MPFL) αποτελεί σήμερα την πρώτη επιλογή χειρουργικής θεραπείας μαλακών μορίων για ασθενείς μετά από περισσότερα από 1 ή 2 επεισόδια εξάρθρατος επιγονατίδας[1-3]. Μια μεμονωμένη ανακατασκευή του MPFL ή σε συνδυασμό με άλλες οστικές επεμβάσεις όπως η οστεοτομία του κνημιαίου κυρτώματος/η τροχλιοπλαστική αποτελούν θεραπευτικές επιλογές για την αντιμετώπιση της αστάθειας της επιγονατίδας, ανάλογα με την ανατομία του ασθενούς. Μια ποικιλία χειρουργικών τεχνικών για ανατομική ανακατασκευή του MPFL είναι διαθέσιμη στη διεθνή βιβλιογραφία. Ωστόσο, δεν υπάρχει συναίνεση ως προς ποια τεχνική αποδίδει τα καλύτερα κλινικά αποτελέσματα [4–15]. Μια τεχνική δύο δεματίων, με ελεύθερο τενόντιο μόσχευμα και δύο σημεία καθήλωσης στην επιγονατίδα (στο άνω ήμισυ της επιγονατίδας), αναπαράγει επαρκώς την ευρεία κατάφυση του αυτόχθονα MPFL στην επιγονατίδα (το σχήμα του MPFL προσομοιάζει με ιστίο καραβιού/πανί ιστιοφόρου) [11, 14, 15]. Σχετικά με την επιλογή του μόσχευματος, η πλειονότητα των χειρουργών χρησιμοποιούν τους τένοντες των οπισθίων μηριαίων (ισχνός και ημιτενοντώδης) ως μόσχευμα επιλογής [2, 5, 8–13, 16–19]. Οι διαφορές αυτών των χειρουργικών τεχνικών αφορούν την καθήλωση στην

επιγονατίδα, δεδομένου ότι η μηριαία καθήλωση με βιοαπορροφήσιμο κοχλία στο σημείο Schöttle επιτρέπει ισομετρική προσαρμογή του μοσχεύματος προσφέροντας ένα καλό κλινικό αποτέλεσμα [11–13]. Κάποιες από τις δημοφιλείς τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα περιλαμβάνουν τη χρήση εμφυτευμάτων, όπως άγκυρες οπλισμένες με ράμματα [4, 7, 9], και κοχλίες [11, 17]. Άλλοι συγγραφείς περιγράφουν ανατομική καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα χωρίς υλικά, κατά τις οποίες το μόσχευμα περνά μέσα από 2 οστικές σήραγγες στην επιγονατίδα αφήνοντας έτσι μία οστική γέφυρα ανάμεσα στο μόσχευμα [4–8]. Οστικές σήραγγες που διέρχονται διά του πλήρους πλάτους της επιγονατίδας διατρέχουν τον κίνδυνο πρόκλησης κατάγματος επιγονατίδας, καθώς ενεργούν ως stress risers [20–23].

Παρουσιάζουμε μια ανατομική τεχνική διπλής δέσμης για την ανακατασκευή του MPFL, χωρίς την χρήση εμφυτευμάτων στην επιγονατίδα, η οποία χρησιμοποιεί για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα δύο τυφλές παράλληλες σήραγγες και διοστικά ράμματα, ξεπερνώντας έτσι τα προβλήματα που δημιουργούν οι διαμπερείς σήραγγες μεγάλης διαμέτρου.

3.2 Χειρουργική τεχνική

Ο ασθενής τοποθετείται σε ύπτια θέση και ισχαιμος περιίδεση εφαρμόζεται στον άνω μηρό. Η αρθροσκόπηση του γόνατος προτείνεται πριν από την ανακατασκευή του MPFL σε υποψία ενδοαρθρικής παθολογίας (ελεύθερα σώματα, χόνδρινες βλάβες και οστεοχόνδρινα κατάγματα της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης). Μετά από χειρουργική παρασκευή, ο τένοντας του ισχνού μυ συλλέγεται μέσω κάθετης ή οριζόντιας τομής σε απόσταση 2 cm από το κνημιαίο κύρτωμα. Η υπερκείμενη περιτονία διατέμνεται και αναγνωρίζεται ο υποκείμενος τένοντας του ισχνού μυ ο οποίος θα χρησιμοποιηθεί σαν αυτομόσχευμα (Εικ. 1).

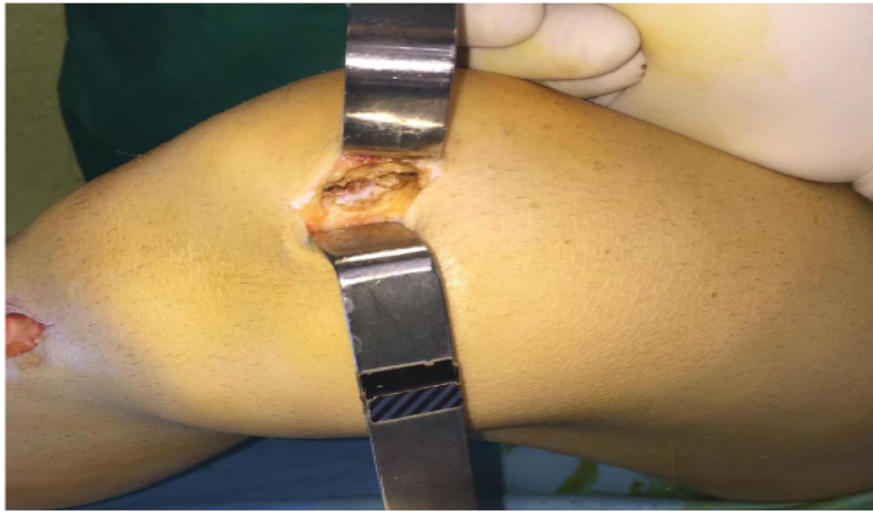


Εικόνα1: Σύλληψη του ισχυού τένοντα που θα χρησιμοποιηθεί ως αυτομόσχευμα

Οι συμφύσεις και οι μυϊκές προσκολλήσεις απελευθερώνονται και ο τένοντας συλλέγεται με τη βοήθεια ενός απογυμνωτή τένοντα. Μετά την προετοιμασία του μοσχεύματος (απομάκρυνση μυϊκών ινών) εξασφαλίζεται μήκος μοσχεύματος περίπου 20-21cm. Στη συνέχεια τοποθετείται, σύμφωνα με την τεχνική Krackow, ένα μη απορροφήσιμο ράμμα (Ethibond 2) κατά μήκος, ίσο με 2 cm σε κάθε ελεύθερο άκρο του μοσχεύματος.

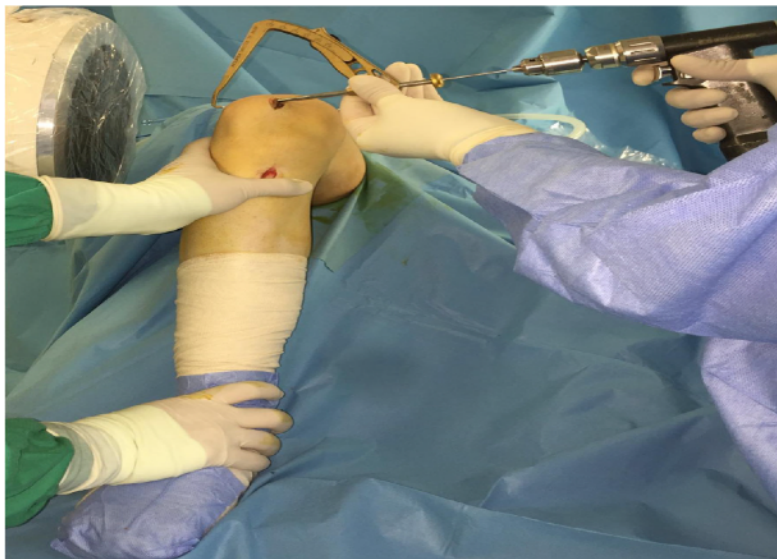
Παράλληλα, για τον περιορισμό του κινδύνου λοίμωξης, διάλυμα 100 ml αποστειρωμένου αλατούχου διαλύματος αναμιγνύεται με 500 mg σκόνης βανκομυκίνης σε αποστειρωμένο δοχείο και το παρασκευασμένο μόσχευμα βυθίζεται στο δοχείο και στη συνέχεια τυλίγεται σε γάζα που έχει εμποτιστεί με το διάλυμα. Το μόσχευμα διατηρείται στην γάζα μέχρι την καθήλωση του στον μηρό και την επιγονατίδα.

Με το γόνατο σε κάμψη στις 90°, διενεργείται μια επιμήκης τομή (2–3 εκατοστά) στην έσω μοίρα της επιγονατίδας. Γίνεται παρασκευή του υποδορίου λίπους και με την βοήθεια ηλεκτροκαυτηρίασης εκτίθεται το οστέινο πλάγιο έσω χείλος του οστού της επιγονατίδας με προσοχή, χωρίς να διακορευτεί ο αρθρικός θύλακος (Εικ. 2).



Εικόνα2: Αποκάλυψη του οστέινου έσω πλάγιου χείλους της επιγονατίδας

Επόμενο βήμα είναι η προώθηση ενός οδηγού με οπή (διαμέτρου 2,0 mm) από την μεσότητα της επιγονατίδας με κατεύθυνση από την έσω μοίρα προς την έξω μοίρα της επιγονατίδας και κάθετα προς τον επιμήκη άξονα της, με τη βοήθεια μιας συσκευής στόχευσης (συσκευή κνημιαίας στόχευσης κατά την ανακατασκευή του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου). Χρησιμοποιώντας την συγκεκριμένη συσκευή στόχευσης εξασφαλίζουμε την μη διακόρευση της αρθρικής επιφάνειας και του πρόσθιου φλοιού της επιγονατίδας με την πρώτη απόπειρα εισαγωγής του οδηγού (Εικ. 3).



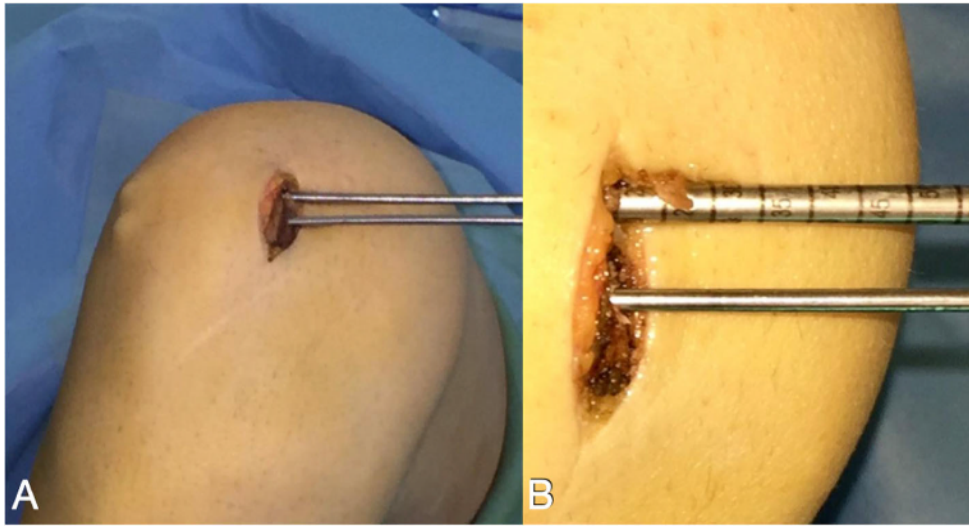
Εικόνα3: Δημιουργία της πρώτης οστικής σήραγγας με την βοήθεια της συσκευής στόχευσης.

Για τη σωστή τοποθέτηση της συσκευής στόχευσης στην έξω μοίρα της επιγονατίδας, μερικές φορές μια μικρή πλευρική τομή (1 cm) μπορεί να είναι απαραίτητη. Ο οδηγός εισάγεται με τρυπάνι εγκάρσια, κάθετα προς τον διαμήκη άξονα της επιγονατίδας και παράλληλα με το στεφανιαίο επίπεδο της επιγονατίδας (Εικ. 4).

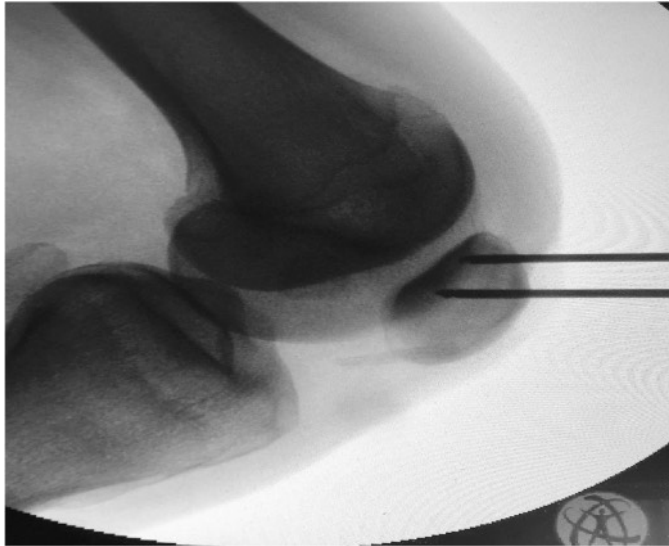


Εικόνα 4: Η κατεύθυνση του οδηγού είναι κάθετα προς τον διαμήκη άξονα της επιγονατίδας και παράλληλα με το στεφανιαίο επίπεδο της επιγονατίδας

Η σωστή τοποθέτηση του οδηγού επιβεβαιώνεται με ακτινοσκόπηση (Εικ. 6).. Ένας δεύτερος οδηγός τοποθετείται εγγύς του πρώτου οδηγού και παράλληλα προς αυτόν σε απόσταση όχι λιγότερη από 10mm. Στη συνέχεια διευρύνονται οι δυο οπές σε βάθος 2 cm διαμέτρου 4,5 mm με την βοήθεια φρέζας, για δημιουργία δύο 2 cm εγκάρσιων οστικές σήραγγες στην έξω μοίρα της επιγονατίδας(Εικ. 5 A,B).

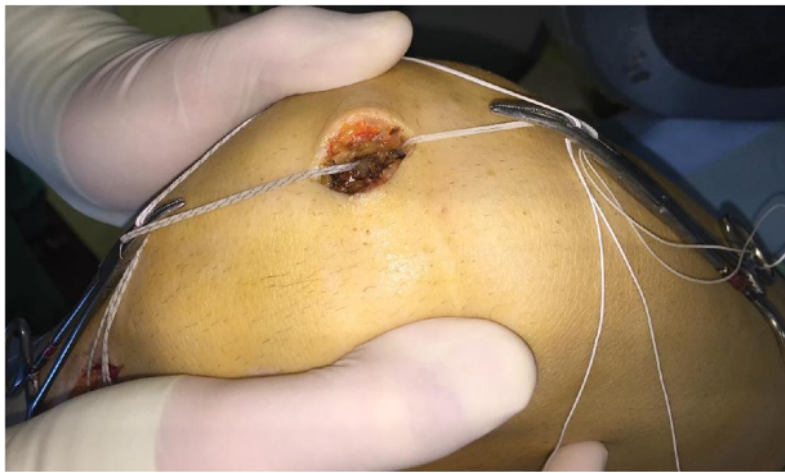


Εικόνα 5: Α. Μετά την τοποθέτηση των δύο οδηγών στην επιγονατίδα, Β. διεύρυνση οπής σε βάθος 2 cm και διαμέτρο 4,5 mm με την βοήθεια φρέζας



Εικόνα 6: Ακτινολογικός έλεγχος διεγχειρητικά για την αξιολόγηση της σωστής τοποθέτησης των οδηγών.

Τελειώνοντας την δημιουργία των οστικών σήραγγων στην επιγονατίδα, δύο ράμματα-βρόγχοι εισάγονται στις σήραγγες, με τον βρόγχο να βρίσκεται στην έσω πλευρά της επιγονατίδας (Εικ. 7). Τα ράμματα αυτά θα βοηθήσουν στην προώθηση των ελευθέρων άκρων του μοσχεύματος στις σήραγγες.



Εικόνα 7: Τοποθέτηση δύο ράμματων-βρόγχων ένα σε κάθε οστική σήραγγα, τα οποία θα υποδεχθούν αργότερα τα ελεύθερα άκρα του μοσχεύματος και θα βοηθήσουν στην πρόωθηση τους μέσα στις οστικές σήραγγες.

Λαμβάνοντας υπόψη το μικρό μέγεθος και το ιδιαίτερο σχήμα της επιγονατίδας (σχήμα τριγωνικό, δίκην ασπίδας), είναι πολύ σημαντικό να δημιουργηθούν δύο παράλληλες εγκάρσιες τυφλές σήραγγες στην επιγονατίδα με την πρώτη προσπάθεια, ώστε να μην καταλήξουμε με μία επιγονατίδα διακορευμένη σαν «Ελβετικό τυρί». Σε αυτό βοηθάει η χρήση της συσκευής στόχευσης και είναι ***μία σημαντική προσθήκη που τη διαφοροποιεί από άλλες χειρουργικές τεχνικές που έχουν περιγραφεί στη βιβλιογραφία.***

Στη συνέχεια, το γόνατο κάμπτεται στις 30°, και το φύμα των προσαγωγών εντοπίζεται με την ψηλάφηση και υπό ακτινοσκοπική καθοδήγηση, ένας οδηγός 2,4 mm ο οποίος φέρει οπή στην άκρη του εισάγεται στο σημείο Schöttle (Εικ. 8).



Εικόνα 8: Τοποθέτηση του οδηγού στην έξω επιφάνεια του έσω κονδύλου στο σημείο Schöttle υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο.

Διενεργείται τομή 2 εκατοστών στο δέρμα πάνω από τον οδηγό που έχει τοποθετηθεί και διαπεράσει τον μηρό πέρα ως πέρα. Με την βοήθεια αυλοφόρου κώνου διευρύνεται η οπή σε διάμετρο 6 mm και βάθους 30 mm (Εικ. 9).

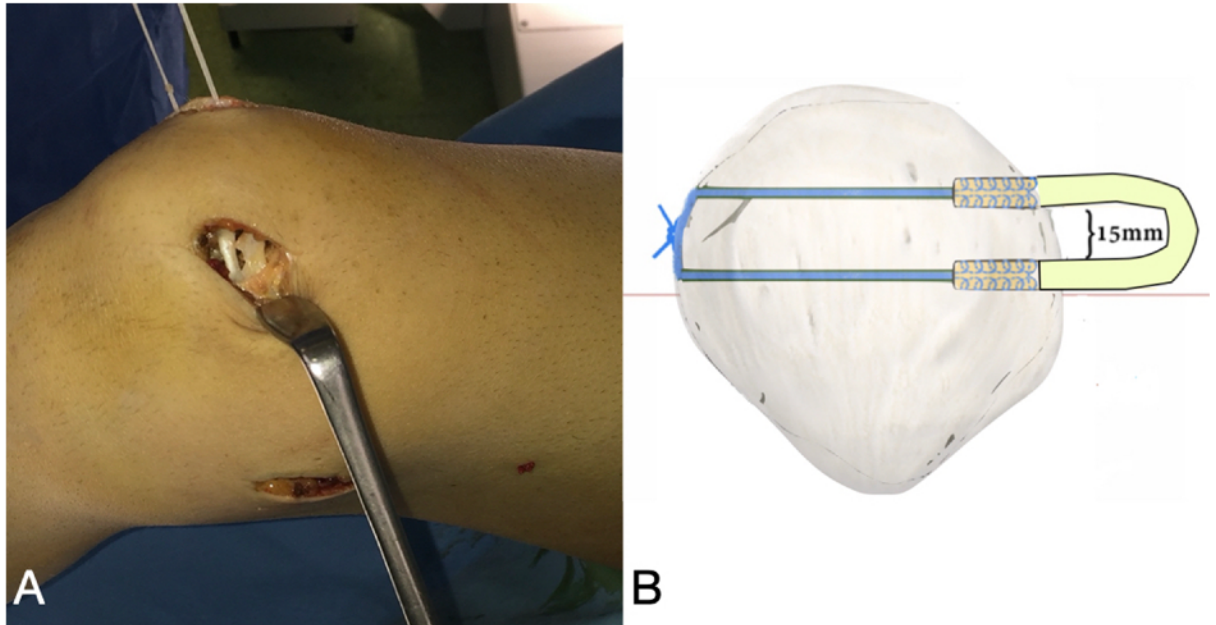


Εικόνα 9: Διεύρυνση με την βοήθεια αυλοφόρου κώνου της μηριαίας οπή σε διάμετρο 6 mm και βάθους 30 mm.

Ένα μη απορροφήσιμο ράμμα σε βρόγχο περνά μέσα από την οπή του οδηγού του μηρού και συμπαρασύρεται στην έξω μεριά του γόνατος έτσι ώστε ο βρόγχος του ράμματος να παραμένει στη έσω πλευρά του μηριαίας σήραγγας. Πριν την τοποθέτηση και καθήλωση του μοσχεύματος, διαχωρίζεται το δεύτερο από το τρίτο στρώμα της έσω μοίρας του γόνατος με την βοήθεια ψαλιδιού και χειρουργικής λαβίδας μέχρι τον μηριαίο οδηγό, ενώ λαμβάνεται μέριμνα ώστε να μην διακορευτεί ο αρθρικός θύλακος.

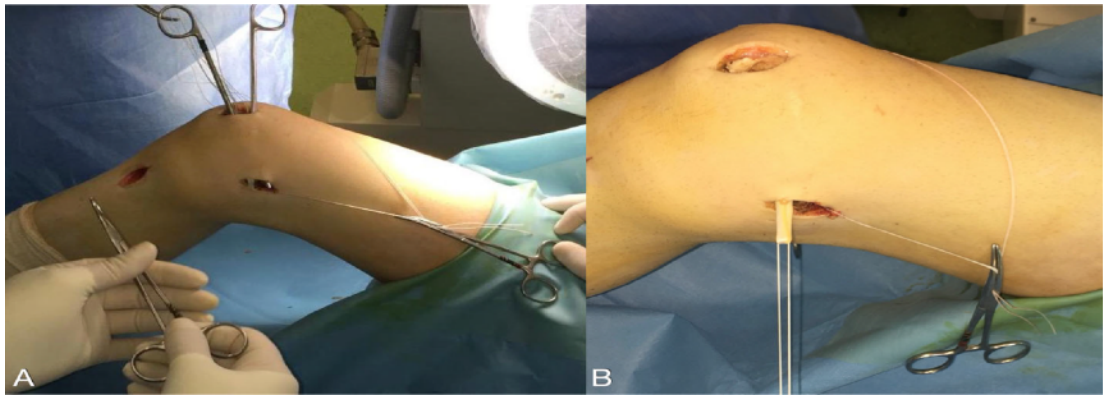
Το προηγουμένως παρασκευασμένο μόσχευμα φέρεται στο χειρουργικό τραπέζι και τα ράμματα των ελεύθερων άκρων του μοσχεύματος διέρχονται μέσα από τους βρόγχους των ραμμάτων των σηράγγων και στη συνέχεια έλκονται προς την έξω μοίρα της επιγονατίδας. Και τα δυο ελεύθερα άκρα του τενόντιου μοσχεύματος προωθούνται με ήπιες κινήσεις στις

σήραγγες τις επιγονατίδας, σε βάθος 2 cm. Σε αυτό το σημείο γίνεται η καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα με τάση με την βοήθεια κόμπου των ραμμάτων των ελεύθερων άκρων του μοσχεύματος. Προηγείται μικρή πλευρική τομή ανάμεσα στα δυο ράμματα που εξέρχονται στο δέρμα της έξω μοίρα της επιγονατίδας, στη συνέχεια όλα τα ράμματα ωθούνται να διέλθουν δια της τομής με την βοήθεια λαβίδας και ακολούθως δένεται και θάβεται ο κόμπος στο υποδόριο (Εικόνα 10).



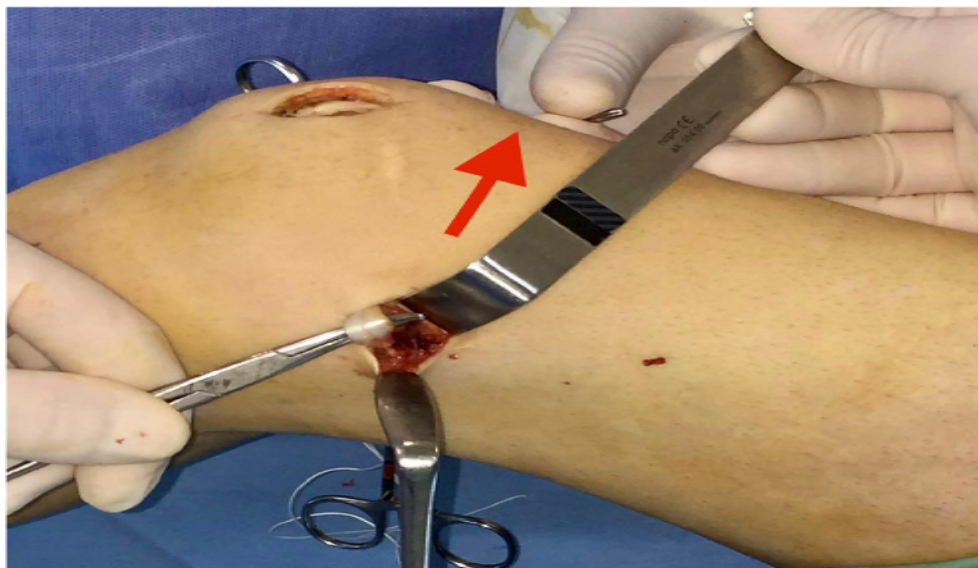
Εικόνα 10: Α. Προώθηση των ελευθέρων άκρων του μοσχεύματος με την βοήθεια των ραμμάτων στα άκρα του στις οστικές σήραγγες λίγο πριν την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα με κόμπο των δύο αυτών ραμμάτων, Β. Σχηματική απεικόνιση της καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα.

Για την καθήλωση του μοσχεύματος στον μηρό ένα μη απορροφήσιμο ράμμα Νο 2 περνάει μέσα από τον βρόγχο που σχηματίζει το μόσχευμα και οι άκρες του ράμματος αυτού με την βοήθεια λαβίδας προωθούνται διαμέσου του 2^{ου} και 3^{ου} στρώματος προς το μηριαίο τούνελ που δημιουργήθηκε προηγουμένως. Στη συνέχεια με την έλξη που ασκείται στο ράμμα, αυτό συμπαρασύρει και το μόσχευμα προς το μηριαίο τούνελ. Το ράμμα που έχει περάσει δια του μοσχεύματος προωθείται δια του μηριαίου τούνελ και στη συνέχεια εφαρμόζεται τάση σε αυτό ώστε να συμπαρασύρει τον βρόγχο του μοσχεύματος μέσα στη μηριαία σήραγγα για 2 cm ή περισσότερο (σχήμα 11).



Εικόνα 11: Α. Προώθηση των άκρων του ράμματος (που περνάει μέσα από τον βρόγχο του μοσχεύματος) με την βοήθεια λαβίδας διαμέσου του 2ου και 3ου στρώματος προς το μηριαίο τούνελ που δημιουργήθηκε προηγουμένως, Β. Το μόσχευμα έχει καθιλωθεί στην επιγονατίδα και έχει περάσει δια του 2ου και 3ου στρώματος της έσω πλευράς του γόνατος, λίγο πριν την μηριαία καθήλωση του.

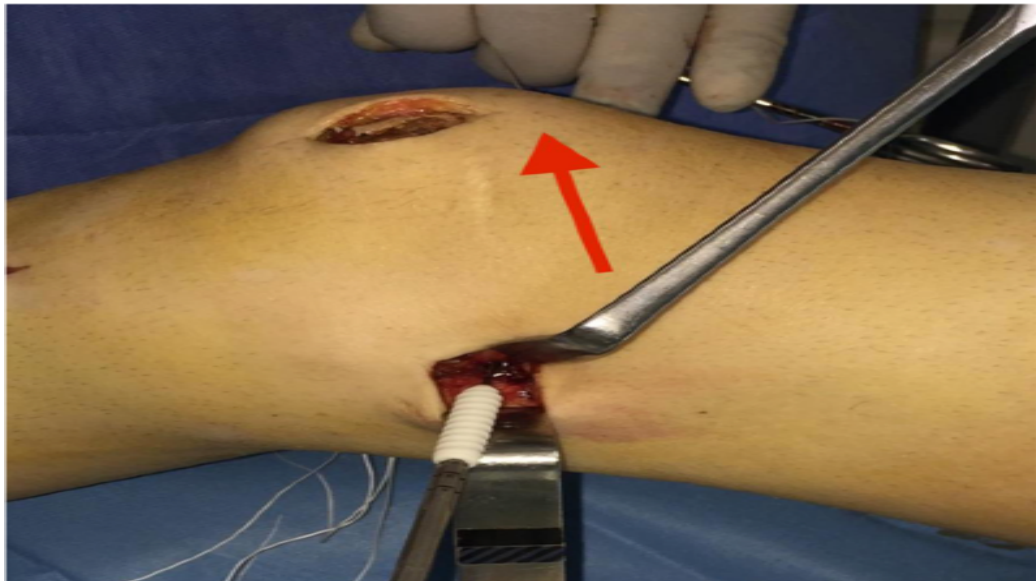
Κατά την ενέργεια αυτή ο χειρουργός χρησιμοποιεί μία λαβίδα που εφαρμόζει στο μόσχευμα ως υπομόχλιο ώστε να αμβλύνει την γωνία που σχηματίζει η εξωτερική επιφάνεια του μηριαίου οστού με το μηριαίο τούνελ (εικόνα 12).



Εικόνα 12: Προώθηση του μοσχεύματος στο μηριαίο τούνελ με την βοήθεια λαβίδας που εφαρμόζει στο μόσχευμα ως υπομόχλιο ώστε να αμβλυνθεί η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ της εξωτερικής επιφάνειας του μηριαίου οστού και του μηριαίου τούνελ.

Πριν την καθήλωση του μοσχεύματος στον μηρό, εφαρμόζοντας ήπια τάση στο ράμμα που κρατά το μόσχευμα εντός μηριαίου τούνελ, το γόνατο κάμπτεται και εκτείνεται σε

πλήρως εύρος κίνησης παθητικά 20 φορές για να πάρει την τάση το μόσχευμα. Τέλος, το μόσχευμα καθιλώνεται στο μηρό με την βοήθεια μίας βιοαπορροφήσιμης βίδας 7 mm διατηρώντας παράλληλα το γόνατο στις 20-30° κάμψη (Εικόνα 13).



Εικόνα 13: Καθήλωση του μοσχεύματος στο μηρό με την βοήθεια μίας βιοαπορροφήσιμης βίδας 7 mm διατηρώντας παράλληλα το γόνατο στις 20-30° κάμψη

Χρειάζεται αυξημένη προσοχή να μην καθλωθεί το μόσχευμα υπό μεγάλη τάση, συνήθως η τάση ρυθμίζεται έτσι ώστε πριν την καθήλωση του μοσχεύματος η επιγονατίδα να έχει την ευχέρεια να μετατοπιστεί πλευρικά προς τα έξω κατά 30% έως 40% της μέγιστης εγκάρσιας διαμέτρου της.

3.3 Αποκατάσταση

Μετεγχειρητικά, στο γόνατο εφαρμόζεται αρθρωτός κηδεμόνας με γωνιόμετρο, ενώ επιτρέπεται αμέσως η φόρτιση του σκέλους. Ο κηδεμόνας κλειδώνεται αρχικά σε έκταση για μία εβδομάδα και στη συνέχεια επιτρέπεται σταδιακά η κλιμακωτή κάμψη του γόνατος, έτσι

ώστε μετά από 4 εβδομάδες να έχει επιτευχθεί κάμψη γόνατος 90°. Ενθαρρύνονται οι ασκήσεις τετρακέφαλου(ισομετρικές και ισοκινητικές)από την πρώτη εβδομάδα. Στόχο αποτελεί το πλήρες εύρος κίνησης στις 6 εβδομάδες και το ελαφρύ τρέξιμο μετά από 8 εβδομάδες. Οι ασθενείς μπορούν να επιστρέψουν σε αθλήματα επαφής μετά από 9 μήνες από τη χειρουργική επέμβαση.

3.4 Συζήτηση

Η χρήση βιδών και αγκυρών για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα είναι λιγότερο χρονοβόρα και πιο εύκολη στη χρήση από τις τεχνικές που δεν χρησιμοποιούν υλικό, έχουν όμως κατηγορηθεί για πρόκληση μετεγχειρητικού άλγους και ερεθισμό στην πρόσθια έσω επιφάνεια κατά του γόνατος [20]. Από την άλλη πλευρά, οι τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα οι οποίες δεν χρησιμοποιούν υλικά έχουν το πλεονέκτημα ότι είναι λιγότερο δαπανηρές. Το κύριο μειονέκτημα τους είναι ότι οι πλήρεις οστικές σήραγγες που διαπερνούν την επιγονατίδα μπορεί να προκαλέσουν κατάγματα ή κατάρρευση της οστικής γέφυρας και κατά συνέπεια μετατροπής της τεχνικής διπλής δέσμης σε μονή δέσμη ή ακόμα και αποτυχία της ανακατασκευής του MPFL, καθώς ενεργούν σαν stress risers [20–23]. Η συγκεκριμένη τεχνική που περιγράφεται στη μελέτη αυτή έχει το πλεονέκτημα να αποφεύγει την παραβίαση του πρόσθιου φλοιού της επιγονατίδας. Επιπρόσθετα, ελαχιστοποιεί τις μεγάλου διαμέτρου οστικές σήραγγες, καθώς χρησιμοποιεί τυφλές εγκάρσιες σήραγγες οι οποίες συνεχίζουν με μικρές διαμέτρου σήραγγες από όπου περνούν τα ράμματα του μοσχεύματος. Με την εισαγωγή και τη χρήση της συσκευής στόχευσης για τη δημιουργία των σηράγγων επιγονατίδας, η ζημιά της ακεραιότητας της επιγονατίδας μειώνεται σημαντικά. Ωστόσο, δεδομένου ότι το τελικό κλινικό αποτέλεσμα χαρακτηρίζει τη χειρουργική μέθοδο, ο χειρουργός πρέπει να είναι προσεκτικός κατά τη διάρκεια του πρωτοκόλλου αποκατάστασης και σε στενή επικοινωνία με τον ασθενή. Ένα

κοινό πρόβλημα είναι η μετεγχειρητική δυσκαμψία, εάν ο ασθενής δεν είναι σε θέση να παρακολουθήσει το καθιερωμένο πρωτόκολλο αποκατάστασης. Μια άλλη χρήσιμη συμβουλή που πρέπει να έχει υπόψη του ο χειρουργός είναι να εξασφαλίσει μήκος μοσχεύματος τουλάχιστον 20 cm (διπλωμένο 10 cm), δεδομένου ότι το ανατομικό μήκος του αυτόχθονα MPFL έχει ένα μέσο μήκος 5,3 cm [10]. Το μέσο μήκος του ισχνού έχει περιγραφεί στα 27,7 cm [24]. Από το διπλωμένο μόσχευμα, 2 cm από τα ελεύθερα άκρα του ισχνού εισάγονται στις σήραγγες της επιγονατίδας και απομένουν περίπου 3 cm διπλωμένου μοσχεύματος για την εισαγωγή και καθήλωση στο μηρό και περίπου 5 cm για τον ανακατασκευασμένο MPFL. Κατά την εισαγωγή της μηριαίας βίδας για την καθήλωση του μοσχεύματος, καθώς ο στόχος δεν είναι η υπερβολική τάση του ανακατασκευασμένου MPFL, τα 3 cm τένοντα που είναι διαθέσιμα θεωρούνται επαρκή.

Το αυτόλογο μόσχευμα τένοντα ισχνού έχει αποδειχθεί κλινικά και εμβιομηχανικά ότι είναι κατάλληλο για ανακατασκευή MPFL [6, 12]. Μια διεγχειρητική επιπλοκή κατά τη λήψη του μοσχεύματος είναι ο τραυματισμός του κάτω επιγονατιδικού κλάδου του σαφηνούς νεύρου, ο οποίος συνήθως βρίσκεται στο υποδόριο λίπος στο σημείο της τομής. Η εμβάπτιση του μοσχεύματος σε διάλυμα βανκομυκίνης πριν από τη τελική τοποθέτηση έχει αποφέρει εξαιρετικά αποτελέσματα από την πλευρά της πρόληψης λοιμώξεων [25, 26]. Επιπλέον, ο χειρουργός θα πρέπει να αποφεύγει την εισαγωγή του μοσχεύματος στο περιφερικό ήμισυ της επιγονατίδας γιατί δημιουργεί αυξημένη τάση στο μόσχευμα κατά την κάμψη του γόνατος. Καλή προετοιμασία και παρασκευή μαλακών μορίων απαιτείται στις εισόδους των οστικών καναλιών ιδίως στην επιγονατίδα, ώστε αβίαστα να μπορέσει να εισαχθεί το μόσχευμα στις σήραγγες και να αποφευχθεί κατάρρευση της οστικής γέφυρας μεταξύ τους. Τέλος πολύ σημαντικό είναι να μην καθηλωθεί το μόσχευμα με υπερβολική τάση, το οποίο θα οδηγούσε σε αυξημένες δυνάμεις στην έσω αρθρική επιφάνεια της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης με αποτέλεσμα άλγος, δυσκαμψία στο γόνατο και τέλος ανάπτυξη αρθρίτιδας μακροπρόθεσμα.

3.5 Συμπέρασμα

Η τεχνική καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα κατά την ανακατασκευής του MPFL με δύο παράλληλα τυφλά οστικά κανάλια και διοστικά ράμματα αξιοποιώντας την συσκευή στόχευσης φαίνεται να ελαχιστοποιεί τις πιθανότητες διεγχειρητικών οστικών επιπλοκών.

Βιβλιογραφία

1. Erickson BJ, Nguyen J, Gasik K, Gruber S, Brady J, Shubin Stein BE. Isolated medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability regardless of tibial tubercle-trochlear groove distance and patellar height: outcomes at 1 and 2 years. *Am J Sports Med.* 2019;47(6):1331–7.
2. Hiemstra LA, Kerslake SA, Lafave MR. Influence of risky pathoanatomy and demographic factors on clinical outcomes after isolated medial patellofemoral ligament reconstruction: a regression analysis. *Am J Sports Med.* 2019;47(12):2904–9.
3. Mulliez A, Lambrecht D, Verbruggen D, Van Der Straeten C, Verdonk P, Victor J. Clinical outcome in MPFL reconstruction with and without tuberositas transposition. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25:2708–14.
4. Hapa O, Akşahin E, Özden R, et al. Aperture fixation instead of transverse tunnels at the patella for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(2):322–6.
5. Hinterwimmer S, Imhoff AB, Minzlaff P, Saier T, Rosenstiel N, Hawe W, et al. Anatomical two-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction with

hardware-free patellar graft fixation: technical note and preliminary results.

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2013;21(9):2147–54.

6. Kyung H-S, Kim H-J. Medial patellofemoral ligament reconstruction: a

comprehensive review. Knee Surg Relat Res. 2015;27(3):133–40.

7. Lenschow S, Schliemann B, Gestring J, Herbort M, Schulze M, Kusters C. Medial patellofemoral ligament reconstruction: fixation strength of 5 different techniques for graft fixation at the patella. Arthroscopy. 2013;29(4): 766–73.

8. Panni AS, Alam M, Cerciello S, Vasso M, Maffulli N. Medial patellofemoral

ligament reconstruction with a divergent patellar transverse 2- tunnel

technique. Am J Sports Med. 2011;39(12):2647–55.

9. Russ SD, Tompkins M, Nuckley D, Macalena J. Biomechanical comparison of

patellar fixation techniques in medial patellofemoral ligament

reconstruction. Am J Sports Med. 2015;43(1):195–9.

10. Siebold R, Borbon CAV. Arthroscopic extraarticular reconstruction of the

medial patellofemoral ligament with gracilis tendon autograft - surgical

technique. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2012;20:1245–51.

11. Schöttle PB, Hensler D, Imhoff AB. Anatomical double-bundle MPFL

reconstruction with an aperture fixation. Knee Surg Sports Traumatol

Arthrosc. 2010;18(2):147–51.

12. Schöttle PB, Schmeling A, Romero J, Weiler A. Anatomical reconstruction of

the medial patellofemoral ligament using a free gracilis autograft. Arch

Orthop Trauma Surg. 2009;129(3):305–9.

13. Schöttle PB, Fucentese SF, Romero J. Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a semitendinosus autograft for patella instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005; 13(7):516–21.
14. Wang C-H, Ma L-F, Zhou J-W, Ji G, Wang HY, Wang F, et al. Double-bundle anatomical versus single-bundle isometric medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar dislocation. *Int Orthop.* 2013;37(4):617–24.
15. Wang Q, Huang W, Cai D, Huang H. Biomechanical comparison of single and double-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction. *J Orthop Surg Res.* 2017;12(1):29.
16. Deie M, Ochi M, Sumen Y, Adachi N, Kobayashi K, Yasumoto M. A long-term follow-up study after medial patellofemoral ligament reconstruction using the transferred semitendinosus tendon for patellar dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(7):522–8.
17. Panagopoulos A, van Niekerk L, Triantafillopoulos IK. MPFL reconstruction for recurrent patellar dislocation: a new surgical technique and review of the literature. *Int J Sports Med.* 2008;29(5):359–65.
18. Russo F, Doan J, Chase DC, Farnsworth CL, Pennock AT. Medial patellofemoral ligament reconstruction: fixation technique biomechanics. *J Knee Surg.* 2016;29(4):303–9.
19. Saper MG, Meijer K, Winnier S, Popovich JJR, Andrews JR, Roth C. Biomechanical evaluation of classic solid and all-soft suture anchors for

- medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2017;45:1622–6.
20. Shah JN, Howard JS, Flanigan DC, Brophy RH, Carey JL, Lattermann C. A systematic review of complications and failures associated with medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Am J Sports Med.* 2012;40(8):1916–23.
21. Parikh SN, Wall EJ. Patellar fracture after medial patellofemoral ligamentsurgery: a report of five cases. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93(17):e97(1-8).
22. Parikh SN, Lykissas MG, Gkiatas I. Predicting risk of recurrent patellar dislocation. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2018;11(2):253–60.
23. Tompkins M, Arendt EA. Complications in patellofemoral surgery. *Sports Med Arthrosc.* 2012;20:187–93.
24. Janssen RPA, van der Velden MJF, van den Besselaar M, Reijman M. Prediction of length and diameter of hamstring tendon autografts for knee ligament surgery in Caucasians. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(4):1199–204.
25. Schuster P, Schlumberger M, Mayer P, et al. Lower incidence of postoperative septic arthritis following revision anterior cruciate ligament reconstruction with quadriceps tendon compared to hamstring tendons [published online ahead of print, 2020 Feb 4]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-05878-w>.

26. Banios K, Komnos GA, Raoulis V, Bareka M, Chalatsis G, Hantes ME. Soaking of autografts with vancomycin is highly effective on preventing postoperative septic arthritis in patients undergoing ACL reconstruction with hamstrings autografts [published online ahead of print, 2020 May 3]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-06040-2>.
27. Huang AB, Luo X, Song CH, Zhang JY, Yang YQ, Yu JK. Comprehensive assessment of patellar morphology using computed tomography-based three-dimensional computer models. *Knee.* 2015;22(6):475–80.
28. Iranpour F, Merican AM, Amis AA, Cobb JP. The width:thickness ratio of the patella: an aid in knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(5):1198–203.
29. Ab Rahman S, Ahmed Shokri A, Ahmad MR, Ismail AF, Termizi NS. Intraoperative patella dimension measurement in asian female patients and its relevance in patellar resurfacing in TKA. *Adv Orthop.* 2020;2020:4539792.
30. Ji G, Wang H, Su X, Wang J, Wang F. The modified semi-tunnel bone bridge technique achieved statistically better knee function than the suture anchor technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020;28(3):995–1001

Κεφάλαιο 4: Μια πτωματική μελέτη της ακτινολογικής ανατομίας της επιγονατίδας σε αξονικό τομογράφο: το

μέγεθος της επιγονατίδας συσχετίζεται με την οστική γέφυρα μεταξύ σηράγγων και γωνίες R εισάγονται για ασφαλή διάτρηση σήραγγας κατά την ανακατασκευή του MPFL

4.1 Εισαγωγή

Η ανατομία του έσω επιγονατιδομηριαίου συνδέσμου (MPFL) και οι εμβιομηχανικές ιδιότητες του έχουν μελετηθεί εκτενώς τα τελευταία είκοσι χρόνια με σκοπό τη βελτίωση της τεχνικής χειρουργικής ανακατασκευής του [10,12-15,17,20].

Οι Kang et al. εισήγαγαν την θεωρία των δύο λειτουργικών δεσμών του MPFL [10]. Η οριζόντια κατώτερη δέσμη είναι το κύριο στατικό σύστημα συγκράτησης της επιγονατίδας όσο αφορά τα μαλακά μόρια, ενώ η λοξή ανώτερη δέσμη χρησιμεύει ως δυναμικός παράγοντας διατήρησης της σταθερότητας της επιγονατίδας σε συνδυασμό με τον έσω πλατύ μυ [10].

Από εμβιομηχανική άποψη, η τεχνική διπλής δέσμης (double-bundle), προσομοιώνει καλύτερα την ευρεία κατάφυση του MPFL πάνω στην επιγονατίδα, δίνοντας του έτσι μεγαλύτερη ευχέρεια να αντιστέκεται στην μετατόπιση της επιγονατίδας προς τα έξω κατά την πρόωμη κάμψη του γόνατος [41]. Επιπλέον, η σταθεροποίηση του μοσχεύματος σε δύο σημεία στην επιγονατίδα, συμβάλλει σε μείωση της περιστροφής της επιγονατίδας, ενώ παράλληλα μεγαλύτερη σταθερότητα μπορεί να επιτευχθεί κατά την κάμψη και την έκταση του γόνατος [7]. Η τεχνική μονής δέσμης (single-bundle) μπορεί να συσχετίζεται με μεγαλύτερο κίνδυνο μετεγχειρητικής ανησυχίας, καθώς αυτή η τεχνική δεν μπορεί να αποκαταστήσει το επιγονατιδικό αποτύπωμα-κατάφυση του MPFL [11]. Η ανακατασκευή διπλής δέσμης MPFL παραμένει δημοφιλής λόγω των καλύτερων κλινικών αποτελεσμάτων και των χαμηλών ποσοστών αστοχίας και επιπλοκών σε σύγκριση με την ανακατασκευή single-bundle [32].

Κοινά σημεία των τεχνικών ανατομικής ανακατασκευής διπλής δέσμης του MPFL είναι πρώτον η χρήση του τένοντα του ισχνού μυ (gracilis) ή του ημιτενοντώδη μυ (semitendinosus) ως μόσχευμα επιλογής [2,3,6,16,19,23,27-35,38] και δεύτερον, η περιφερική καθήλωση του τένοντα στην επιγονατίδα στη μέση γραμμή της επιγονατίδας σε μετωπιαίο και οβελιαίο επίπεδο. Η απομάκρυνση της περιφερικής καθήλωσης του μοσχεύματος προς το κάτω ήμισυ της επιγονατίδας θα οδηγούσε σε μεγαλύτερες αλλαγές του μήκους της περιφερικής δέσμης του μοσχεύματος, οι οποίες θα έφταναν στις μέγιστες τιμές τους, στις μεγαλύτερες γωνίες κάμψης του γόνατος [12].

Οι διαφορές αυτών των χειρουργικών τεχνικών αφορούν τη καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα, καθώς η μηριαία καθήλωση με έναν βιοαπορροφήσιμο κοχλία στο σημείο Schöttle παρέχει ισομετρική τοποθέτηση του μοσχεύματος, με καλό κλινικό αποτέλεσμα [32-34]. Μερικές από τις δημοφιλείς τεχνικές περιλαμβάνουν τη χρήση εμφυτευμάτων, όπως άγκυρες οπλισμένες με μη απορροφήσιμα ράμματα [16,27,29-31] ή κοχλίες για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα [16,27,30,33]. Άλλοι συγγραφείς περιγράφουν τεχνικές ανατομικής καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα χωρίς υλικό, σύμφωνα με τις οποίες το μόσχευμα διέρχεται μέσω δύο πλήρως διοστικών σηράγγων [2,3,6,23], διοστικών ραμμάτων [42] ή συνδυασμό των παραπάνω [19,28,35,38]. Όλες αυτές οι τεχνικές προτείνουν και περιγράφουν μια οστική γέφυρα μεταξύ των σηράγγων τουλάχιστον 1 cm.

Λαμβάνοντας υπόψη το σχήμα και το μέγεθος της επιγονατίδας και τα τεχνικά ζητήματα που περιγράφονται παραπάνω, υποθέσαμε ότι ο διαθέσιμος χώρος εργασίας (μέγιστη οστική γέφυρα μεταξύ σηράγγων) δεν αντιστοιχεί πάντα σε 1 cm και, κατά συνέπεια, ενδέχεται να μην ισχύει για μικρές επιγονατίδες. Μια δευτερεύουσα υπόθεση ήταν ότι η χρήση μιας συσκευής στόχευσης (συσκευή στόχευσης κνήμης κατά την πλαστική

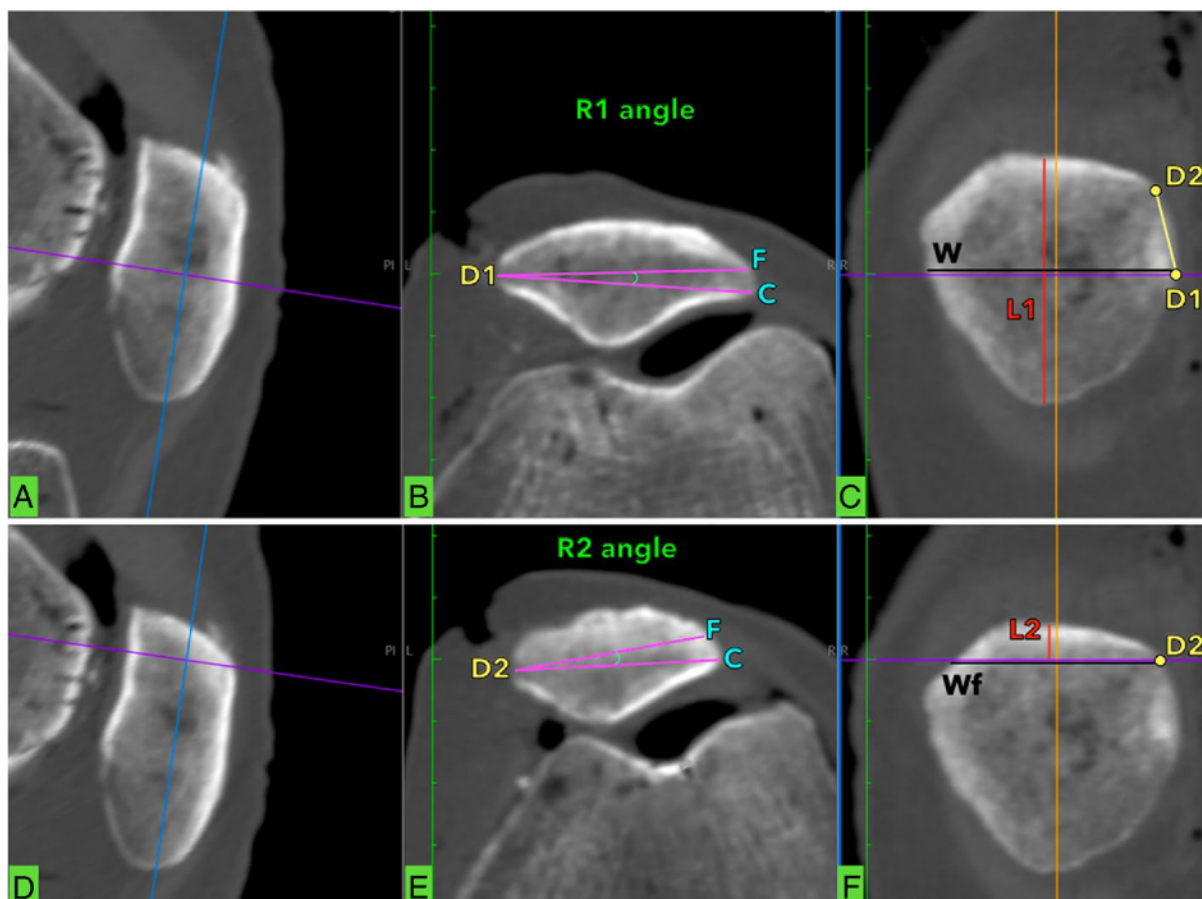
πρόσθιου χιαστού συνδέσμου) θα παρήγαγε μία υψηλής ακριβείας διάτρηση της επιγονατίδας για την δημιουργία οστικής σήραγγας. Η συσκευή στόχευσης θα μπορούσε να συμβάλει στην αποφυγή όχι μόνο του διεγχειρητικού κινδύνου της παραβίασης του πρόσθιου φλοιού και του αρθρικού χόνδρου της επιγονατίδας, αλλά και των πολλαπλών προσπαθειών διάτρησης για την δημιουργία της ιδανικής σήραγγας, σε σύγκριση με την ελεύθερη στόχευση των τούνελ (freehand). Ο σκοπός της μελέτης ήταν να χαρτογραφήσει την ιδανική τοποθέτηση των σηράγγων της επιγονατίδας με τη χρήση προεγχειρητικής αξονικής τομογραφίας και να συγκρίνει τα αποτελέσματα μετά την ανακατασκευή του MPFL με μετεγχειρητικές αξονικές τομογραφίες μεταξύ α) μιας ανατομικής τεχνικής διπλής δέσμης για την ανακατασκευή του MPFL, χωρίς την χρήση εμφυτευμάτων στην επιγονατίδα, η οποία χρησιμοποιεί για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα δύο τυφλές παράλληλες σήραγγες και διοστικά ράμματα, και β) την τροποποίησή της τεχνικής αυτής με τη χρήση της συσκευής στόχευσης της κνήμης που χρησιμοποιείται κατά την ανακατασκευή του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.

4.2 Υλικό και μέθοδοι

Μελετήθηκαν συνολικά 30 φρέσκα-κατεψυγμένα πτωματικά γόνατα (15 ζευγάρια) από 15 φρέσκα-κατεψυγμένα ανθρώπινα πτώματα. Αποτελούνταν από 10 θηλυκά και 5 αρσενικά δείγματα και η μέση ηλικία τους ήταν 64,2 έτη (εύρος 49-80, SD 9,7). Δεν υπήρχε ιατρικό ιστορικό τραυματισμού οστού ή μαλακού ιστού, χειρουργικής επέμβασης ή οστεοπόρωσης σε κανένα από τα δείγματα. Αξονική τομογραφία πραγματοποιήθηκε σε όλα τα δείγματα α) πριν από οποιαδήποτε παρέμβαση (για την ιδανική χαρτογράφηση σηράγγων) και β) μετά την ανακατασκευή του MPFL.

Τα δείγματα κατανεμήθηκαν τυχαία σε 2 ομάδες, έτσι ώστε τα γόνατα από το ίδιο πτώμα να χειρουργούνται με διαφορετική τεχνική. Η ομάδα Α αποτελείται από γόνατα που η

καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα έγινε με δύο τυφλές και παράλληλες οστικές σήραγγες οι οποίες δημιουργήθηκαν μετά από ελεύθερη στόχευση (freehand) από τον ίδιο χειρουργό. Η ομάδα Β αποτελείται από γόνατα που χειρουργήθηκαν με την ίδια τεχνική, με την προσθήκη της συσκευής στόχευσης για την διάτρηση σήραγγας (αντί για στόχευση ελεύθερου χεριού) από διαφορετικό χειρουργό. Οι χειρουργοί δεν γνώριζαν για την ύπαρξη του δεύτερου χειρουργού και συνεπώς της άλλης ομάδας .



Εικ. 1 Προεγχειρητικός προγραμματισμός

A. Μέση οβελιαία τομή της επιγονατίδας : Μπλε και μοβ άξονας τέμνονται στην κατεύθυνση της άπω σήραγγας.

B. Μέση εγκάρσια τομή της επιγονατίδας: F είναι το σημείο του πρόσθιου φλοιού και C είναι το σημείο της αρθρικής επιφάνειας στο έξω χείλος της επιγονατίδας. R1 ορίζεται ως η γωνία μεταξύ F-D1-C.

C Μέση στεφανιαία τομή της επιγονατίδας: L1 είναι το μέγιστο μήκος της επιγονατίδας. Το W ορίζεται ως πλάτος της επιγονατίδας (κάθετα προς και στο μεσαίο σημείο του L1). Το D1 είναι το σημείο εισόδου της άπω σήραγγας (όπου το W αγγίζει έσω χείλος της επιγονατίδας) και το D2 είναι το σημείο εισόδου της εγγύς σήραγγας.

D. Μέση οβελιαία τομή της επιγονατίδας: Μπλε και μοβ άξονας τέμνονται στην εγγύς σήραγγα.

E. Μέση εγκάρσια τομή της επιγονατίδας: R2 είναι η γωνία μεταξύ F-D2-C.

F. Μέση στεφανιαία τομή της επιγονατίδας: Wf είναι πλάτος επιγονατίδας στο σημείο που μια γραμμή παράλληλη προς το W φτάνει και αγγίζει τον πρόσθιο φλοιό του εγγύς πόλου επιγονατίδας. Το D2 είναι το εισόδου σήραγγας (όπου το Wf αγγίζει το έσω χείλος της επιγονατίδας). L2 είναι η απόσταση από τον άνω πόλο της επιγονατίδας από το Wf

Μέση στεφανιαία τομή επιγονατίδας, προεγχειρητικοί ορισμοί:

Το L1 ήταν το μέγιστο μήκος της επιγονατίδας. Λαμβάνοντας υπόψη το α) το σχήμα της επιγονατίδας, β) την κατάφυση του τένοντα του τετρακέφαλου και γ) την κατεύθυνση της εγγύς σήραγγας (παράλληλα προς την περιφερική σήραγγα), το L2 έπρεπε να αντιπροσωπεύει την ελάχιστη δυνατή απόσταση από τον άνω πόλο της επιγονατίδας για τοποθέτηση της εγγύς σήραγγας. Αυτό ορίστηκε ως η απόσταση μεταξύ του άνω πόλου και του κατώτερου ορίου του πρόσθιου φλοιού του άνω πόλου της επιγονατίδας (Εικ. 1F). Το D1 ορίστηκε ως το σημείο εισόδου της περιφερικής σήραγγας (στην έσω μοίρα της επιγονατίδας, στο μισό της απόστασης L1) (Εικ. 1C).

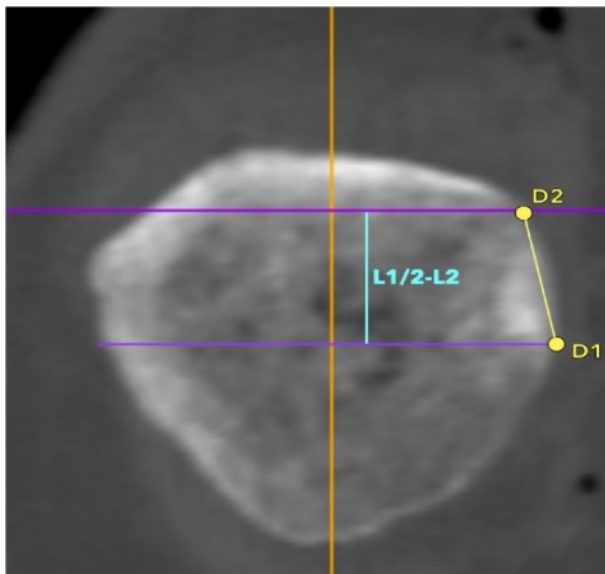
Το D2 ορίστηκε ως το σημείο εισόδου της εγγύς σήραγγας στην έσω μοίρα της επιγονατίδας. Σύμφωνα με το σχήμα, μια κάθετη γραμμή προς το L1 αγγίζει τον φλοιό του άνω πόλου της επιγονατίδας, το σημείο που τέμνει αυτή η εγκάρσια γραμμή την έσω μοίρα της επιγονατίδας ορίστηκε ως D2 (Εικ. 1F).

Η μέγιστη οστική γέφυρα μεταξύ σηράγγων υπολογίστηκε ως το ήμισυ του L1 μείον την απόσταση L2 ($L1 / 2 - L2$) (Εικ. 2).

Κατά συνέπεια, η απόσταση D1-D2 ήταν η μέγιστη δυνατή απόσταση μεταξύ των σημείων εισόδου των δύο σηράγγων στην έσω μοίρα της επιγονατίδας που μπορεί να αντληφθεί ο χειρουργός με την ψηλάφηση στο χειρουργείο σε πραγματικό χρόνο (Εικ. 1C).

Μέση οβελιαία τομή της επιγονατίδας προεγχειρητικοί ορισμοί:

Το F ήταν το σημείο του πρόσθιου φλοιού στο έξω πλευρικό χείλος της επιγονατίδας και το C ήταν το σημείο της αρθρικής επιφάνειας στο έξω χείλος της επιγονατίδας. Το R1 ορίστηκε ως η γωνία μεταξύ F-D1-C (Εικ. 1B) και R2 ως η γωνία μεταξύ F-D2-C (Σχ. 1E). Οι γωνίες R αντιπροσωπεύουν ασφαλείς γωνίες στο σημείο εισόδου κατά τη διάτρηση της σήραγγας κατά την ανακατασκευή του MPFL (χωρίς να παραβιαστεί ο πρόσθιος φλοιός ή ο αρθρικός χόνδρος).



Εικόνα 2: Προεγχειρητικός προγραμματισμός. Η οστική γέφυρα μεταξύ των σηράγγων υπολογίζεται ως το ήμισυ του L1 μείον την απόσταση L2 ($L1 / 2 - L2$). Κατά συνέπεια, η απόσταση D1-D2 είναι η μέγιστη δυνατή απόσταση μεταξύ των σημείων εισόδου των δύο σηράγγων στο έξω χείλος της επιγονατίδας που ο χειρουργός μπορεί να αντιληφθεί με την ψηλάφηση σε πραγματικό χειρουργικό χρόνο.

Χειρουργική Τεχνική

Η τεχνική με τις δύο παράλληλες σήραγγες στην επιγονατίδα επελέγη επειδή αποφεύγει τη διακόρευση του πρόσθιου φλοιού της επιγονατίδας, χρησιμοποιεί τυφλές εγκάρσιες σήραγγες (όχι δια-επιγονατιδικές σήραγγες) ελαχιστοποιώντας το μέγεθος της

σήραγγας και παρέχει καθήλωση του μοςχεύματος εντός οστού (tendon-to-bone tunnel-healing) [32].

Το αυτόλογο μόσχευμα τένοντα του ισχνού μυ συλλέχθηκε μέσω κατακόρυφης τομής τοποθετημένης 2 εκατοστά από το κνημιαίο κύρτωμα. Μετά την προετοιμασία του τενόντιου μοςχεύματος (περίπου 20-21 cm), τοποθετήθηκε ένα κλειδούμενο ράμμα Krackow έως περίπου 2 cm από κάθε ελεύθερο άκρο με No. 2 μη απορροφήσιμα ράμματα (Ethibond). Με το γόνατο λυγισμένο στους 90°, πραγματοποιήθηκε μια δεύτερη επιμήκης τομή (2–3 cm) στο έσω χείλος της επιγονατίδας και ακολούθησε παρασκευή μέχρι την οστέινη επιφάνεια της επιγονατίδας, αποφεύγοντας διακόρευση του θυλάκου. Ένας οδηγός πύρος διαμέτρου 2,0 mm με μια οπή εισήχθη εγκάρσια από το μεσαίο σημείο της μέσης ακμής της επιγονατίδας (με ψηλάφηση και πλευρική ακτινογραφία) στο πλευρικό περίγραμμα, α) freehand (Ομάδα Α) και β) με τη βοήθεια μιας συσκευής στόχευσης της κνήμης για την αποφυγή παραβίασης της αρθρικής επιφάνειας ή του πρόσθιου φλοιού (Ομάδα Β). Περιεγχειρητικά, μια προσθιο-οπίσθια ακτινογραφία δεν είναι χρήσιμη, επειδή η επιγονατίδα επισκιάζεται από το περιφερικό μηρό. Ο οδηγός εισήχθη με την βοήθεια τρυπανιού με εγκάρσιο τρόπο, κάθετα προς τον επιμήκη άξονα της επιγονατίδας και παράλληλα προς το στεφανιαίο επίπεδο της επιγονατίδας. Η κατάλληλη τοποθέτηση του οδηγού επιβεβαιώθηκε με ακτινοσκόπηση. Ένας δεύτερος οδηγός τοποθετήθηκε τουλάχιστον 10 mm κοντά και παράλληλα με τον πρώτο πύρο, χρησιμοποιώντας ένα χάρακα και οι δύο πύροι καθοδήγησης υπερ-διατηρηθήκαν με ένα σωληνοειδές τρυπάνι 4,5 mm βάθος 2 cm, για να δημιουργήσουν δύο 2- cm εγκάρσιες οστικές σήραγγες στη μεσαία πλευρά της επιγονατίδας. Η κατάλληλη τοποθέτηση του δεύτερου οδηγού πύρου επιβεβαιώθηκε επίσης με ακτινοσκόπηση. Δύο βρόγχοι ράμματος εισήχθησαν στις σήραγγες, με τον βρόγχο να βρίσκεται στην έσω πλευρά.

Μετεγχειρητικές μετρήσεις

Για τη σύγκριση της μετεγχειρητικής τοποθέτησης των σπυράγγων στις επιγονατίδες, με τον προεγχειρητικό σχεδιασμό, αξιολογήθηκαν οι ακόλουθες παράμετροι: 1) η οστική γέφυρα μεταξύ των δύο σπυράγγων των διοστικών ραμμάτων (BBS), 2) η οστική γέφυρα μεταξύ των δύο τυφλών και παράλληλων σπυράγγων που υποδέχθηκαν το μόσχευμα (BBT), 3) η παραλληλότητα των σπυράγγων και 4) η τυχόν παραβίαση της αρθρικής επιφάνειας ή του πρόσθιου φλοιού της επιγονατίδας.

Η απαραίτητη προϋπόθεση του μεγέθους του δείγματος (sample size) υπολογίστηκε $N = 15$ για κάθε ομάδα, η οποία αντιστοιχεί σε 0,8 ισχύ (power) [21]. Η δοκιμασία Student's t-test και ο συντελεστής συσχέτισης (r) χρησιμοποιήθηκαν για σύγκριση μεταξύ ομάδων. Το λογισμικό Excel για Mac χρησιμοποιήθηκε για τη στατιστική σύγκριση των πειραματικών αποτελεσμάτων. Το επίπεδο σημασίας ορίστηκε σε $p < 0,05$. Η συμφωνία μεταξύ παρατηρητών για μετρήσεις δοκιμάστηκε μεταξύ δύο εξίσου έμπειρων ορθοπεδικών χειρουργών. Πριν από την πραγματική μελέτη συμφωνίας, επιτεύχθηκε συναίνεση σχετικά με το πρωτόκολλο μέτρησης. Η προκατάληψη (bias) λόγω διαφοράς εξοπλισμού (π.χ. διαφορετικό μέγεθος οθόνης και ανάλυση) εξαλείφθηκε χρησιμοποιώντας τον ίδιο σταθμό εργασίας ακτινολόγου. Κάθε παρατηρητής δεν ήταν ενήμερος για τις μετρήσεις του άλλου παρατηρητή για την ανάλυση της συμφωνίας μεταξύ του διακομιστή. Για την ανάλυση της συμφωνίας των μετρήσεων μεταξύ του ίδιου παρατηρητή, ένας παρατηρητής τυφλώθηκε ως προς τις προηγούμενες μετρήσεις του και υπήρχε ένα διάστημα 8 εβδομάδων μεταξύ της πρώτης και της δεύτερης μέτρησης. Ο συντελεστής συσχέτισης Intraclass (ICC) χρησιμοποιήθηκε για τον προσδιορισμό της συμφωνίας των μετρήσεων.

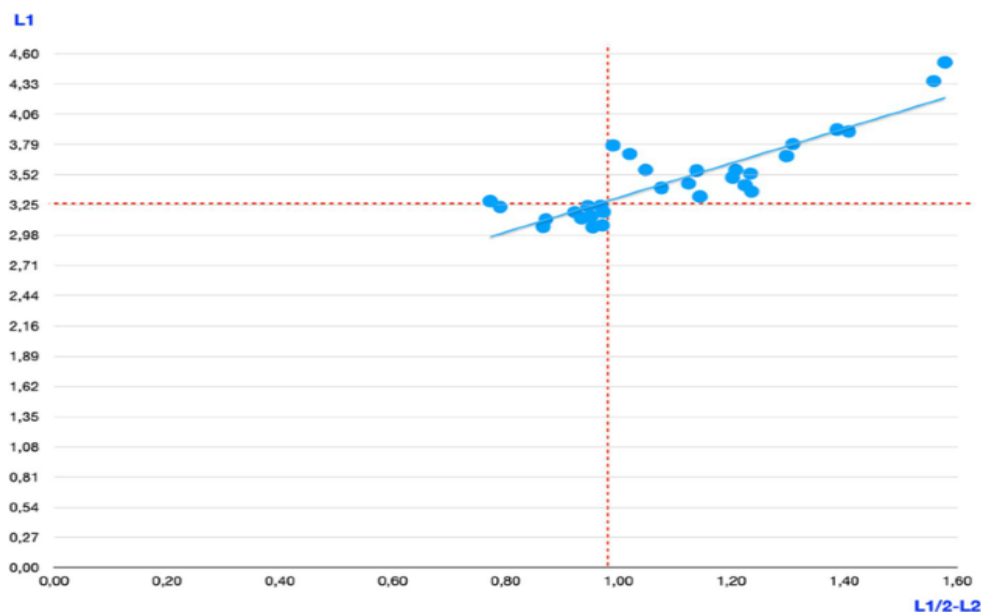
4.3 Αποτελέσματα

Προεγχειρητικά, το μέσο μήκος επιγονατίδας (L1) ήταν 3,45 cm (εύρος 3,05-4,52, SD 0,39). Η μέση τιμή L2 ήταν 0,62 cm (εύρος 0,49-0,89, SD 0,12). Η μέση μέγιστη δυνατή οστική γέφυρα μεταξύ σηράγγων (L1 / 2-L2) ήταν 1,1 cm (εύρος 0,77-1,58, SD 0,21) και η απόσταση D1-D2 ήταν 1,19 cm (εύρος 0,95-1,67, SD 0,24) [Πίνακας1].

	R1	R2	L 1 (cm)	L 2 (cm)	D 1 - D 2 (cm)	L1/2-L2 preop (cm)	L1/2-L2 postop (cm)
mean	6.048	6.64	3.44	0.623	1.19	1.09946	0.93
range	4.78-7.44	4.57-9.03	3.05-4.52	0.49-0.89	0.95-1.67	0.87-1.58	0.7-0.21
SD	0.92	1.03	0.39	0.12	0.24	0.2	0.14

Πίνακας 1. Μετρήσεις προ και μετά τις ανακατασκευές του MPFL

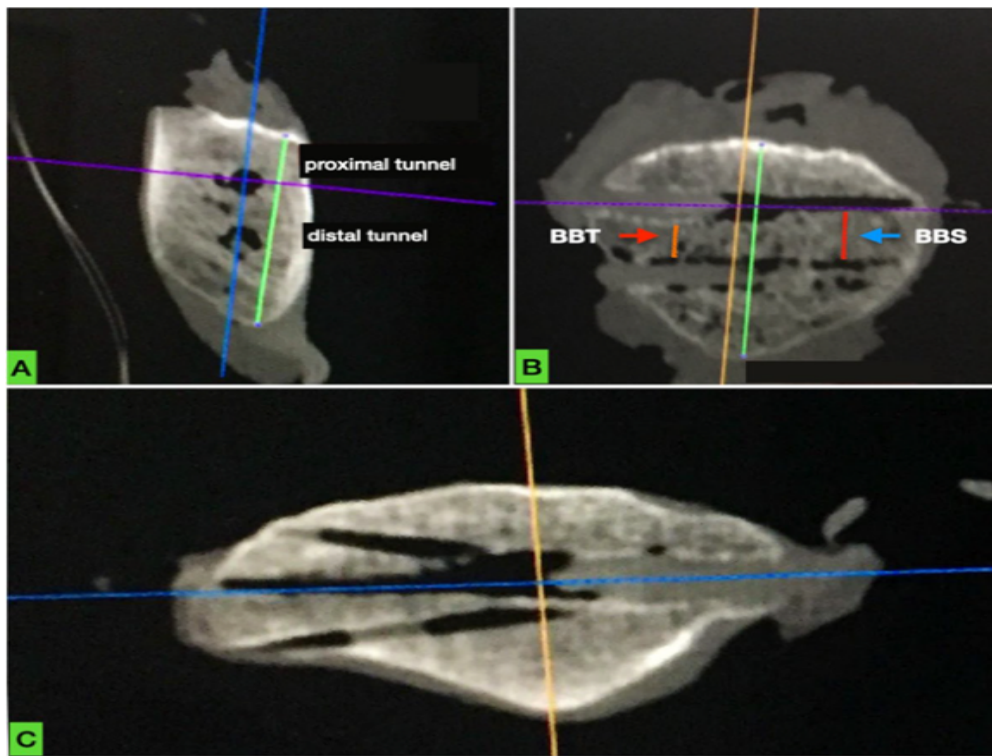
Το L1 / 2-L2 ήταν σημαντικά μικρότερο από το D1-D2 ($p = 0,035$). Ο συντελεστής συσχέτισης για L1 και D1-D2 ήταν $r = 0,78$ και για L1 και L1 / 2-L1 ήταν $r = 0,82$. Κατά συνέπεια, η οστική γέφυρα μεταξύ σηράγγων σε επιγονατίδες μικρότερης από 3,25 cm, ήταν μικρότερη από 1 cm (Εικ. 3).



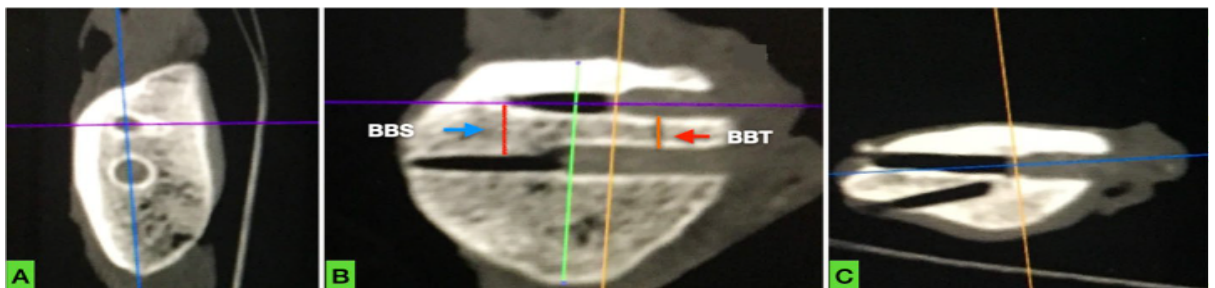
Εικόνα 2: Συσχετισμός μήκους επιγονατίδας με το μήκος της οστικής γέφυρας. Η οστική γέφυρα μεταξύ σήραγγων σε επιγονατίδες μικρότερης από 3,25 cm, ήταν μικρότερη από 1 cm.

Το R1 ήταν 6,05⁰ (εύρος 4,78-7,44, SD 0,92), το R2 ήταν 6,64⁰ (εύρος 4,57-9,03, SD 1,03) και η διαφορά τους ήταν στατιστικά σημαντική ($p = 0,03$). Μετεγχειρητικά, στην ομάδα A, σε 4 από τις 15 επιγονατίδες, έγιναν πολλές προσπάθειες κατά την διάτρηση της σήραγγας έτσι ώστε, να αποφευχθεί η διακόρευση του πρόσθιου φλοιού ή του χόνδρου (Εικ. 4-5). Στην ομάδα B, όλες οι σήραγγες πραγματοποιήθηκαν σωστά με την πρώτη προσπάθεια (σε γωνία μεταξύ των σημείων F και C στο έξω χείλος της επιγονατίδας). Το μέσο BBS ήταν σημαντικά μικρότερο μετεγχειρητικά (0,93 cm, εύρος 0,7-1,21, $p < 0,01$). Το μέσο BBT ήταν 0,47 cm (εύρος 0,3-0,75). Όλες οι σήραγγες και στις δύο ομάδες δημιουργήθηκαν κατά παράλληλο τρόπο.

Για τη συμφωνία intraobserver, το ICC ήταν 0,992 με 95% CI μεταξύ 0,990 και 0,994 και 0,990 για συμφωνία interobserver, με 95% CI μεταξύ 0,988 και 0,993 (εξαιρετική συμφωνία πέρα από την τύχη [5]).



Εικόνα 4 : Οβελιαία, μετωπική και αξονική τομή CT της επιγονατίδας Νούμερο 7, μετεγχειρητικά. Η τοποθέτηση σήραγγας στην a και b εικόνα φαίνεται επαρκής. Ωστόσο, στο c, αποκαλύπτονται πολλαπλές απόπειρες (με παραβίαση της αρθρικής επιφάνειας και του πρόσθιου φλοιού) από τον χειρουργό για την τοποθέτηση της εγγύς σήραγγας. Μπλε βέλος στην εικόνα b δείχνει την οστική γέφυρα (κόκκινη γραμμή) μεταξύ των διοστικών ραμμάτων (BBS). Κόκκινο βέλος στην εικόνα b δείχνει την οστική γέφυρα (πορτοκαλί γραμμή) μεταξύ των σηράγγων (BBT)



Εικόνα 5 : Οβελιαία, μετωπική και αξονική τομή CT της επιγονατίδας Νούμερο 10 μετεγχειρητικά. Η τοποθέτηση σήραγγας στην a και b φαίνεται επαρκής. Ωστόσο, στην c, αποκαλύπτονται δύο τουλάχιστον απόπειρες που επιχείρησε ο χειρουργός για την τοποθέτηση της εγγύς σήραγγας. Ο χειρουργός πιθανότατα δεν μπόρεσε να δημιουργήσει μια σωστή σήραγγα των προηγούμενων προσπαθειών διάτρησης. Μπλε βέλος στην b δείχνει τη μετεγχειρητική οστική γέφυρα (κόκκινη γραμμή) μεταξύ των διοστικών ραμμάτων (BBS). Κόκκινο βέλος στην b δείχνει τη μετεγχειρητική οστική γέφυρα (πορτοκαλί γραμμή) μεταξύ σηράγγων (BBT)

4.4 Συζήτηση

Αυτή η μελέτη υπογραμμίζει τη σημασία των γωνιών R1 και R2 που έως σήμερα δεν έχουν περιγραφεί, συσχετιστεί ή υπολογιστεί ποτέ στη δημοσιευμένη βιβλιογραφία και το μικρό εύρος τους έχει σημαντικές κλινικές επιπτώσεις. Η συσκευή στόχευσης φαίνεται να βοηθά στην ασφαλή διάτρηση των τυφλών εγκάρσιων και παράλληλων μεταξύ τους σηράγγων κατά την ανακατασκευή του MPFL. Τέλος, η μέγιστη οστική γέφυρα μεταξύ σηράγγων, προκειμένου να δημιουργηθεί μια ανατομική ανακατασκευή διπλή δέσμης του MPFL, φαίνεται να σχετίζεται άμεσα με το μήκος της επιγονατίδας (Εικ. 3) και θα μπορούσε να δημιουργήσει τεχνικές δυσκολίες σε μικρές επιγονατίδες.

Οι γωνίες R έχουν σχετικά μικρό εύρος, το οποίο μεταφράζεται σαν ένα στενό παράθυρο για ασφαλείς χειρισμούς κατά τη διάτρηση της σήραγγας, προκειμένου να αποφευχθεί η παραβίαση του πρόσθιου φλοιού ή της αρθρικής επιφάνειας. Αυτό έχει κλινικές εφαρμογές για οποιαδήποτε χειρουργική τεχνική που χρησιμοποιεί οστικές σήραγγες επιγονατίδας, όπως η ανάταξη και οστεοσύνθεση κατάγματος του περιφερικού πόλου της επιγονατίδας[1]. Βρήκαμε ότι η γωνία R1 ήταν σημαντικά μικρότερη από την R2. Ως αποτέλεσμα, ο χειρουργός θα πρέπει να εστιάσει την προσοχή του περισσότερο κατά τη διάτρηση της περιφερικής σήραγγας. Η παραβίαση του πρόσθιου φλοιού της επιγονατίδας έχει ενοχοποιηθεί για πλήρες κάταγμα επιγονατίδας μετά την ανακατασκευή του MPFL [24-26,36,40]. Σε αυτή τη μελέτη, χάρη στη συσκευή στόχευσης, δεν παρατηρήθηκαν παραβιάσεις ή πολλαπλές προσπάθειες διάτρησης κατά την τοποθέτηση 30 σηράγγων σε 15 επιγονατίδες της ομάδας B. Λαμβάνοντας υπόψη το μικρό μέγεθος και το ειδικό σχήμα της επιγονατίδας, είναι πολύ σημαντικό να δημιουργηθούν δύο παράλληλες εγκάρσιες τυφλές σήραγγες με την πρώτη προσπάθεια, ώστε να μην διακυβευθεί η οστική ακεραιότητα της επιγονατίδας. Επομένως, η συσκευή στόχευσης φαίνεται να δημιουργεί ασφαλέστερες

συνθήκες για διάτρηση σήραγγας κατά την ανακατασκευή του MPFL. Μια εναλλακτική αλλά χρονοβόρα επιλογή θα ήταν η εκτέλεση ακτινογραφίας (Merchant view) διεγχειρητικά κατά τη διάτρηση της σήραγγας, πράξη που οδηγεί σε αύξηση της έκθεσης σε ακτινοβολία και είναι χρονοβόρα.

Στη μελέτη μας, το μέσο μήκος επιγονατίδας (L1) ήταν 3,45 cm (κυμαινόμενο από 3,05-4,52 cm), το οποίο αντιστοιχεί σε μικρά μεγέθη επιγονατίδας σε σύγκριση με τις τιμές που έχουν δημοσιευτεί στη διεθνή βιβλιογραφία [8,9,18,37]. Προηγούμενες αναφορές σχετικά με τις τεχνικές ανακατασκευής MPFL διπλής δέσμης περιγράφουν την τοποθέτηση σηράγγων στο άνω μισό της επιγονατίδας και η απόσταση μεταξύ των σηράγγων είναι τουλάχιστον 1 cm [16,27,29-34]. Προεγχειρητικά, κατά τη χαρτογράφηση της ιδανικής τοποθέτησης σήραγγας επιγονατίδας με τη χρήση προεγχειρητικής αξονικής τομογραφίας, βρήκαμε 12 από τις 30 επιγονατίδες να έχουν μέγιστη οστική γέφυρα (L1 / 2-L2) μεταξύ σηράγγων κάτω από 1 cm και το μήκος τους (L1) ήταν μικρότερο από 3,25 εκ. Η προεγχειρητική μέση μέγιστη δυνατή γέφυρα οστών με ιδανική τοποθέτηση σήραγγας υπολογίστηκε σε 1,1 cm. Μετεγχειρητικά, το μέσο BBS ήταν 0,93 cm, σημαντικά μικρότερο από τον προεγχειρητικό σχεδιασμό, πιθανώς λόγω της χρήσης απόστασης D1-D2 για τοποθέτηση σήραγγας αντί για L1 / 2-L1 από τον χειρουργό. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, η περιεγχειρητική πρόσθιο-οπίσθια ακτινογραφία δεν βοηθάει, επειδή η επιγονατίδα επισκιάζεται από το περιφερικό μηρό. Το BBS κάτω από 1 cm θα μπορούσε να οδηγήσει σε μια ενδεχόμενη κατάρρευση της οστικής γέφυρας μεταξύ των διοστικών ραμμάτων και κατά συνέπεια σε αποτυχία της ανακατασκευής του MPFL [29]. Μια κατάρρευση οστικής γέφυρας μεταξύ των σηράγγων θα μπορούσε να μετατρέψει την τεχνική διπλής δέσμης σε μονή δέσμη και κατά συνέπεια σε μη ανατομική ανακατασκευή του MPFL. Δεν παρατηρήθηκε τέτοια επιπλοκή σε αυτήν τη μελέτη, αλλά δεν είμαστε σίγουροι για την ακεραιότητα και την επάρκειά της οστικής γέφυρας μετά την άσκηση δυνάμεων *in vivo*.

Συνοψίζοντας, η ανατομική ανακατασκευή του MPFL με διπλή δέσμη με δύο παράλληλες τυφλές οστικές σήραγγες και διοστικά ράμματα, θα πρέπει να χρησιμοποιείται προσεκτικά σε μικρές επιγονατίδες (καυκάσιοι με μικρές επιγονατίδες, παιδιατρικοί ή ασιατικοί πληθυσμοί). Άλλες λύσεις περιλαμβάνουν τεχνική καθήλωσης του μοσχεύματος με δύο άγκυρες οπλισμένες με ράμματα ή καθήλωση του μοσχεύματος με μη ανατομική τεχνική όπως καθήλωση του μοσχεύματος με μία μόνο σήραγγα [22] ή τη χρήση μοσχεύματος του τετρακέφαλου τένοντα [4].

Αυτή η μελέτη δεν είναι χωρίς περιορισμούς. Οι κλινικές επιπτώσεις και τα συμπεράσματα πρέπει να εξαχθούν προσεκτικά, καθώς πρόκειται για μια πτωματική μελέτη, με σχετικά μικρό μέγεθος δείγματος. Ένας άλλος σημαντικός περιορισμός είναι η μεγάλη ηλικία των πτωματικών παρασκευασμάτων που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη.

4.5 Συμπέρασμα

Όσο μικρότερη είναι η επιγονατίδα, τόσο μικρότερη είναι η μέγιστη οστική γέφυρα μεταξύ των σηράγγων, γεγονός που κάνει την ανατομική τεχνική ανακατασκευής του MPFL με διπλή δέσμη απαιτητική. Επιπλέον, οι γωνίες R δημιουργούν ένα στενό παράθυρο για να αποφευχθεί η διεγχειρητική διακόρευση είτε του πρόσθιου φλοιού είτε της αρθρικής επιφάνειας, καθιστώντας τη χρήση της συσκευής στόχευσης ένα εξαιρετικά χρήσιμο εργαλείο.

Βιβλιογραφία

1. Bulaïd Y, Fabre M, Parratte S, Argenson JN, Ollivier M (2020) Patella distal pole fracture treated using ipsilateral hamstring autograft augmentation and no additional hardware. *Arthrosc Tech* 10(1):e61–e65
2. Carmont MR, Maffulli N (2007) Medial patellofemoral ligament reconstruction: a new technique. *BMC Musculoskelet Disord* 8:22

3. Christiansen SE, Jacobsen BW, Lund B, Lind M (2008) Reconstruction of the medial patellofemoral ligament with gracilis tendon autograft in transverse patellar drill holes. *Arthroscopy* 24(1):82–87
4. Fink C, Veselko M, Herbort M, Hoser C (2014) Minimally invasive reconstruction of the medial patellofemoral ligament using quadriceps tendon. *Arthrosc Tech* 3:e325-329
5. Fleiss J (1986) *The design and analysis of clinical experiments*. Wiley
6. Gao G, Liu P, Xu Y (2020) Treatment of patellar dislocation with arthroscopic medial patellofemoral ligament reconstruction using gracilis tendon autograft and modified double-patellar tunnel technique: minimum 5-year patient-reported outcomes. *J Orthop Surg Res* 15(1):25
7. Han H, Xia Y, Yun X, Wu M (2011) Anatomical transverse patella double tunnel reconstruction of medial patellofemoral ligament with a hamstring tendon autograft for recurrent patellar dislocation. *Arch Orthop Trauma Surg* 131:343–351
8. Iranpour F, Merican AM, Amis AA, Cobb JP (2008) The width: thickness ratio of the patella: an aid in knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 466(5):1198–1203
9. Jain R, Kalia RB, Das L (2019) Anthropometric measurements of patella and its clinical implications. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 29(8):1765–1769
10. Kang HJ, Wang F, Chen BC, Su YL, Zhang ZC, Yan CB (2010) Functional bundles of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(11):1511–1516
11. Kang H, Zheng R, Dai Y, Lu J, Wang F (2019) Single- and doublebundle medial patellofemoral ligament reconstruction procedures result in similar recurrent dislocation rates

and improvements in knee function: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 27(3):827–836

12. Kernkamp WA, Wang C, Li C, Hu H, van Arkel ERA, Nelissen RGHH et al (2019) The medial patellofemoral ligament is a dynamic and anisometric structure: an in vivo study on length changes and isometry. *Am J Sports Med* 47(7):1645–1653

13. Kruckeberg BM, Chahla J, Moatshe G, Cinque ME, Muckenhirn KJ, Godin JA et al (2018) Quantitative and qualitative analysis of the medial patellar ligaments: an anatomic and radiographic study. *Am J Sports Med* 46(1):153–162

14. LaPrade MD, Kallenbach SL, Aman ZS, Moatshe G, Storaci HW, Turnbull TL et al (2018) Biomechanical evaluation of the medial stabilizers of the patella. *Am J Sports Med* 46(7):1575–1582

15. LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly TV, Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L (2007) The anatomy of the medial part of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 89(9):2000–2010

16. Mehta V, Mandala C, Akhter A (2017) Cyclic testing of 3 medial patellofemoral ligament reconstruction techniques. *Orthop J Sports Med* 5(6):2325967117712685. <https://doi.org/10.1177/2325967117712685>

17. Mountney J, Senavongse W, Amis AA, Thomas NP (2005) Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. *J Bone Joint Surg Br* 87(1):36–40

18. Murugan M, Ambika S, Nim VK (2017) Knee cap: a morphometric study. *Int J Anat Res* 25(1):3556–3559

19. Niu J, Qi Q, Fu K, Duan G, Liu C, Wang F (2017) Medial patellofemoral ligament reconstruction with semi-patellar tunnel fixation: surgical technique and mid-term follow-up. *Med Sci Monit* 23:5870–5875
20. Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M (2000) Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction. *Knee* 7(2):121–127
21. Olson SA, Marsh JL, Anderson DD, Latta Pe LL (2012) Designing a biomechanics investigation: choosing the right model. *J Orthop Trauma* 26(12):672–677
22. Ostermeier S, Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ, Bohnsack M (2007) Reconstruction of the medial patellofemoral ligament by tunnel transfer of the semitendinosus tendon. *Oper Orthop Traumatol* 19:489–501
23. Panni AS, Alam M, Cerciello S, Vasso M, Maffulli N (2011) Medial patellofemoral ligament reconstruction with a divergent patellar transverse 2-tunnel technique. *Am J Sports Med* 39(12):2647–2655
24. Parikh SN, Lykissas MG, Gkiatas I (2018) Predicting risk of recurrent patellar dislocation. *Curr Rev Musculoskelet Med* 11(2):253–260
25. Parikh SN, Nathan ST, Wall EJ, Eismann EA (2013) Complications of medial patellofemoral ligament reconstruction in young patients. *Am J Sports Med* 41(5):1030–1038
26. Parikh SN, Wall EJ (2011) Patellar fracture after medial patellofemoral ligament surgery: a report of five cases. *J Bone Joint Surg Am* 93(17):e.97 1–8
27. Placella G, Speziali A, Sebastiani E, Morello S, Teil MM, Cerulli G (2016) Biomechanical evaluation of medial patello-femoral ligament reconstruction: comparison between a double-bundle converging tunnels technique versus a single-bundle technique. *Musculoskelet Surg* 100:103–107

28. Raoulis VA, Zibis A, Chiotelli MD, Kermanidis AT, Banios K, Schuster P, Hantes ME (2021) Biomechanical evaluation of three patellar fixation techniques for MPFL reconstruction: Load to failure did not differ but interference screw stabilization was stiffer than suture anchor and suture-knot fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* <https://doi.org/10.1007/s00167-020-06389-4>
29. Raoulis V, Zibis A, Fylos A, Malahias MA, Banios K, Hantes M (2021) Reconstruction of the medial patellofemoral ligament using two blind transverse semi-patella tunnels and an implant-free technique for patellar fixation: a technical note. *J Orthop Surg Res* 16(1):25
30. Russ SD, Tompkins M, Nuckley D, Macalena J (2015) Biomechanical comparison of patellar fixation techniques in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 43(1):195–199
31. Saper MG, Meijer K, Winnier S, Popovich JJR, Andrews JR, Roth C (2017) Biomechanical evaluation of classic solid and all-soft suture anchors for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 45:1622–1626
32. Schöttle PB, Fucentese SF, Romero J (2005) Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a semitendinosus autograft for patella instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13(7):516–521
33. Schöttle PB, Hensler D, Imhoff AB (2010) Anatomical double bundle MPFL reconstruction with an aperture fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(2):147–151
34. Schöttle PB, Schmeling A, Romero J, Weiler A (2009) Anatomical reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a free gracilis autograft. *Arch Orthop Trauma Surg* 129(3):305–309

35. Shafizadeh S, Balke M (2014) Medial patellofemoral ligament reconstruction: a new technique for graft fixation at the patella without implants. *Arthrosc Tech* 3(1):e115-117
36. Shah JN, Howard JS, Flanigan DC, Brophy RH, Carey JL, Lattermann C (2012) A systematic review of complications and failures associated with medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Am J Sports Med* 40(8):1916–1923
37. Shang P, Zhang L, Hou Z, Bai X, Ye X, Xu Z et al (2014) Morphometric measurement of the patella on 3D model reconstructed from CT scan images for the southern Chinese population. *Chin Med J (Engl)* 127(1):96–101
38. Siebold R, Karidakis G, Fernandez F (2014) Clinical outcome after medial patellofemoral ligament reconstruction and autologous chondrocyte implantation following recurrent patella dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22(10):2477–2483
39. Stupay KL, Swart E, Shubin Stein BE (2015) Widespread implementation of medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar instability maintains functional outcomes at midterm to long-term follow-up while decreasing complication rates: a systematic review. *Arthroscopy* 31:1372–1380
40. Tompkins M, Arendt EA (2012) Complications in patellofemoral surgery. *Sports Med Arthrosc* 20:187–193
41. Wang Q, Huang W, Cai D, Huang H (2017) Biomechanical comparison of single- and double-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction. *J Orthop Surg Res* 12:29
42. Ye M, Zhang H, Liang Q (2020) Clinical outcomes after medial patellofemoral ligament reconstruction using transosseous sutures versus suture anchors: a prospective nonrandomized controlled trial. *Orthop J Sports Med* 8(5):2325967120917112

Κεφάλαιο 5: Εμβιομηχανική αξιολόγηση τριών ανατομικών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα κατά την ανακατασκευή του MPFL

5.1 Εισαγωγή

Η ανατομία και οι εμβιομηχανικές ιδιότητες του MPFL έχουν αποτελέσει αντικείμενο έρευνας τις τελευταίες δεκαετίες [1, 2, 4, 7, 15, 17, 18, 20, 23]. Η ανακατασκευή του MPFL αποτελεί μια χειρουργική θεραπεία σε ασθενείς με επαναλαμβανόμενα εξάρθρηματα

επιγονατίδας και αυτή τη στιγμή είναι η πρώτη θεραπευτική επιλογή για ασθενείς μετά από περισσότερα από 1 ή 2 επεισόδια εξάρθρωματος της επιγονατίδας[8, 9, 11, 22]. Μια ποικιλία χειρουργικών τεχνικών για την ανατομική ανακατασκευή του MPFL είναι διαθέσιμη στη διεθνή βιβλιογραφία. Ωστόσο, δεν υπάρχει σαφές συμπέρασμα ως προς ποια τεχνική, αποδίδει το καλύτερο κλινικό αποτέλεσμα [6, 10, 12, 14, 16, 19, 20, 25, 26, 30-32, 34-39]. Μια τεχνική δύο δεματίων, με ελεύθερα μοσχεύματα τένοντα αναπαράγει την ευρεία κατάφυση του MPFL (σχήμα ιστίου караβιού) στην επιγονατίδα [36, 40, 41]. Αν και υπάρχουν διαφορετικές απόψεις σχετικά με την επιλογή μοσχεύματος, η πλειονότητα των τεχνικών ανακατασκευής που έχουν περιγραφεί χρησιμοποιούν τον αυτόλογο ισχνό ή τον ημιτενοντώδη τένοντα ως μόσχευμα επιλογής [6, 11, 12, 25, 26, 30-32, 34-38]. Οι διαφορές αυτών των χειρουργικών τεχνικών αφορούν τη καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα, μια και η καθήλωση του μοσχεύματος στο μηρό με μια βιοαπορροφήσιμη βίδα στο σημείο Schöttle έχει αποδειχθεί ότι επιτρέπει ισομετρική κίνηση προσφέροντας ένα καλό κλινικό αποτέλεσμα [36-38]. Μερικές από τις δημοφιλείς τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα, είναι με άγκυρες οπλισμένες με ράμματα [10, 19, 30] και βιοαπορροφήσιμους κοχλίες [25, 36]. Επίσης έχει περιγραφεί και ανατομική στερέωση επιγονατίδας χωρίς υλικό, μέσω του οποίου το μόσχευμα διέρχεται μέσα από 2 παράλληλες η μη διοστικές σήραγγες της επιγονατίδας δημιουργώντας έτσι μια οστική γέφυρα ανάμεσα στα σκέλη του μοσχεύματος ή των διοστικών ραμμάτων [10, 12, 19, 26, 35].

Μικρός αριθμός από εμβιομηχανικές μελέτες έχει πραγματοποιηθεί για την αξιολόγηση των βιομηχανικών ιδιοτήτων αυτών των τεχνικών, αλλά πολύ λίγες από αυτές έχουν πραγματοποιηθεί πάνω σε φρέσκα κατεψυγμένα ανθρώπινα γόνατα [14, 30-32]. Ωστόσο, η καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα χωρίς την χρησιμοποίηση υλικών με την χρήση δύο παράλληλων τυφλών διοστικών σηράγγων δεν έχει μελετηθεί ποτέ εμβιομηχανικά [35].

Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να αξιολογήσει εμβιομηχανικά (τρόπος αποτυχίας, μέγιστο φορτίο αστοχίας, ακαμψία) τρεις ανατομικές τεχνικές διπλής δέσμης καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα για την ανακατασκευή του MPFL: (i) καθήλωση με μεταλλικές άγκυρες (SA), (ii) με βιοαπορροφήσιμους κοχλίες (SF) και (iii) με διοστικά ράμματα με την βοήθεια δύο παράλληλων τυφλών διοστικών σηράγγων (SK).

Κοινό σημείο των τεχνικών αυτών είναι τα δύο σημεία καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα (στο άνω μισό της επιγονατίδας) σε μία προσπάθεια να αναπαρασταθεί καλύτερα η ευρεία κατάφυση του MPFL. Η μηδενική υπόθεση ήταν ότι η σύγκριση μεταξύ αυτών των τριών διαφορετικών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα δεν θα είχε διαφορές όσο αφορά στο τελικό φορτίο αστοχίας και στην ακαμψία της ανακατασκευής. Επιπλέον υπόθεση ήταν, ότι όλες οι μέθοδοι καθήλωσης του μοσχεύματος θα παρείχαν επαρκή αντοχή για να χρησιμοποιηθούν στην κλινική πρακτική, για την ανακατασκευή του MPFL.

5.2 Υλικό και Μέθοδος

Η μελέτη αυτή αποτελεί διατμηματική συνεργασία μεταξύ του τμήματος Ιατρικής και του τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών του Πολυτεχνείου, που ανήκουν στο Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας. Συνολικά 24 φρέσκα-κατεψυγμένα πτωματικά γόνατα (12 ζευγάρια γόνατα, 7 άντρες, 5 γυναίκες; μέση ηλικία, $63,66 \pm 9,0$ έτη) χρησιμοποιήθηκαν για αυτή την εμβιομηχανική μελέτη τα οποία αποκτήθηκαν μέσω ενός προγράμματος δωρεών του εργαστηρίου Ανατομίας και αποθηκεύτηκαν σε βαθιά κατάψυξη στους -21°C . Τα δείγματα αποψύχθηκαν 24 ώρες πριν την έναρξη των εμβιομηχανικών δοκιμών σε θερμοκρασία δωματίου (18°). Δεν υπήρχε ιατρικό ιστορικό τυχόν τραυματισμού οστών ή μαλακών μορίων, χειρουργικής επέμβασης ή οστεοπόρωση σε οποιοδήποτε από τα 24 φρέσκα κατεψυγμένα

πτωματικά γόνατα. Τα δείγματα κατανεμήθηκαν σε 3 ομάδες (η καθεμία με 8 δείγματα), με βάση τη μέθοδο καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα κατά την ανακατασκευή του MPFL: ομάδα SA, ομάδα SF και ομάδα SK. Τα γόνατα κατανεμήθηκαν κατά τέτοιο τρόπο ώστε όταν το ένα γόνατο (πχ. Δεξί) ανατέθηκε σε μια ομάδα, το αντίθετο γόνατο από τον ίδιον άνθρωπο κατανεμήθηκε σε άλλη ομάδα.

Τα αυτομοσχεύματα του ισχνού τένοντα (*gracilis tendon*) χρησιμοποιήθηκαν σε κάθε τεχνική καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα, καθώς το μόσχευμα αυτό έχει αποδειχθεί κλινικά επαρκές για την ανακατασκευή του MPFL [16, 37]. Το ανατομικό μήκος του αυτόχθονα MPFL είναι κατά μέσο όρο 53 mm [35].

Τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα

Τοποθετήθηκε ένα ράμμα με την τεχνική Krackow έως περίπου 2 cm από κάθε ελεύθερο άκρο με ένα μη απορροφήσιμο ράμμα No. 2 (ράμμα Ethibond 2). Για την ομάδα SA συρράφηκαν τα ελεύθερα άκρα του μοσχεύματος μαζί για να σχηματίσουν έναν βρόχο.

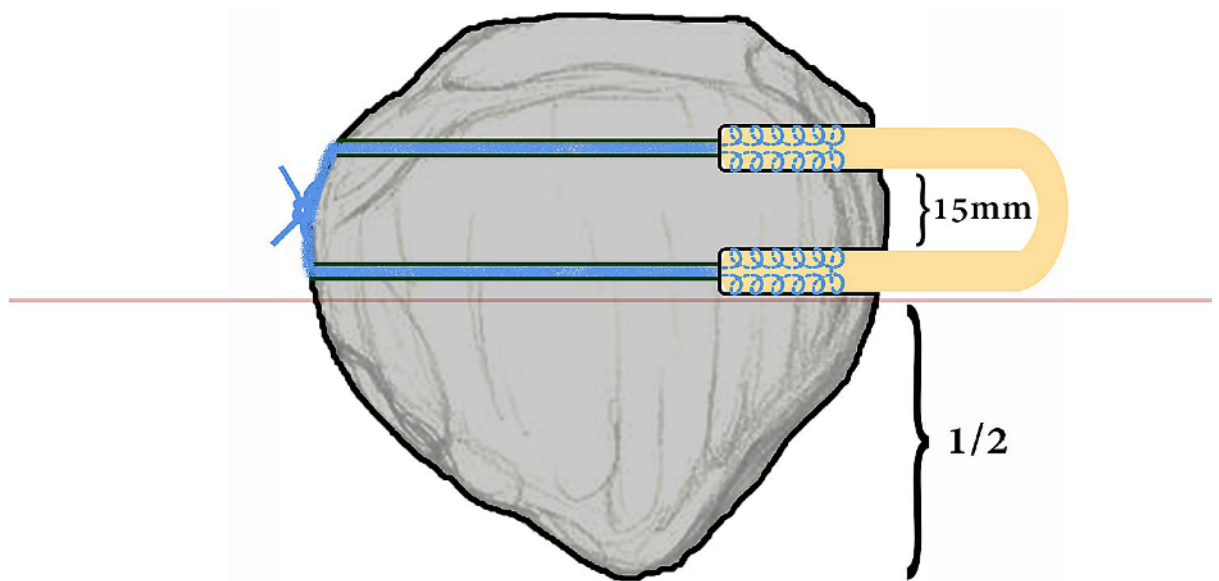
Μία επιμήκης τομή (2–3 cm) πραγματοποιήθηκε στην πρόσθια έσω μοίρα της επιγονατίδας και μετά από παρασκευή του υποδορίου λίπους της περιοχής αποκαλύφθηκε το έσω χείλος της επιγονατίδας, χωρίς να διακορευτεί το 3ο στρώμα (αρθρικός θύλακος) κατά Warren και ο Μάρσαλ [42]. Ο αυτόχθονας MPFL καταστράφηκε και αφαιρέθηκε κατά τη διάρκεια αυτής της διαδικασίας.

Στην ομάδα SK, δύο τυφλές εγκάρσιες διοστικές σήραγγες μήκους 2 cm με διάμετρο 4 mm δημιουργήθηκαν, για καθήλωση του μοσχεύματος στο άνω ήμισυ της επιγονατίδας με την βοήθεια διοστικών ραμμάτων όπως περιγράψαμε στο κεφάλαιο 2. (Σχήμα 1).

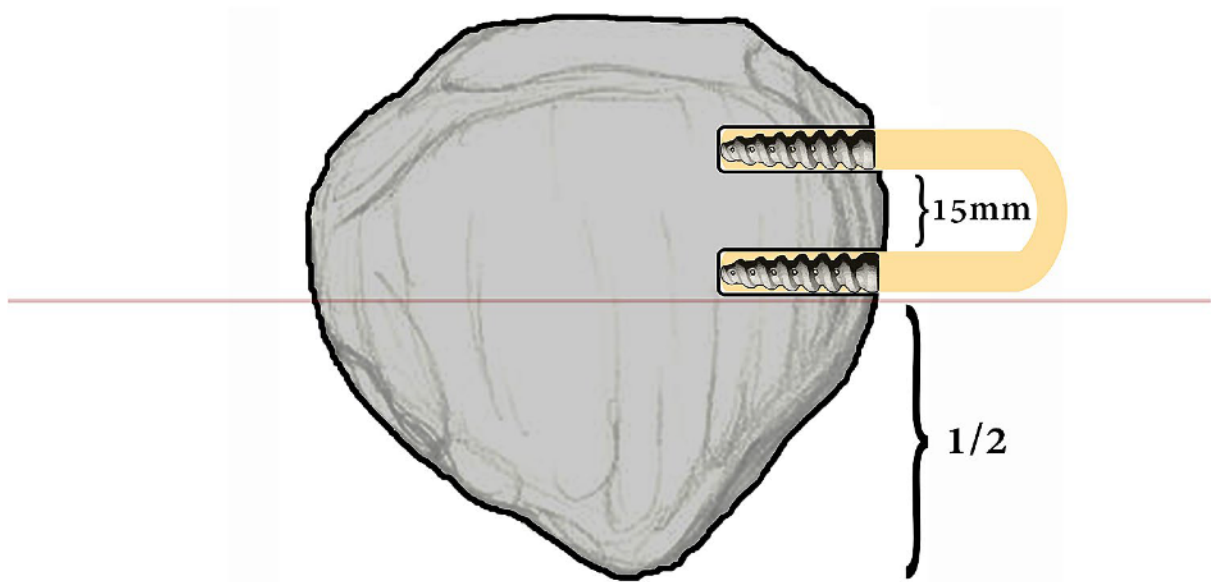
Στην ομάδα SF, 2 οδηγοί με μάτι τοποθετήθηκαν στο άνω ήμισυ της επιγονατίδας, οι οποίοι ήταν παράλληλοι μεταξύ τους. Τα διοστικά τούνελ διευρύνθηκαν με σωληνωτό τρυπάνι 4,5 mm σε βάθος 20 mm. Τα δύο ελεύθερα ραμμένα άκρα μοσχεύματος

τοποθετήθηκαν στις δύο οπές και καθηλώθηκαν στις επιγονατίδες το ένα μετά το άλλο, χρησιμοποιώντας βιοαπορροφήσιμους κοχλίες 6 mm (Stryker, Mahwah, NJ, USA). Η απόσταση μεταξύ των βιδών ήταν πάνω από 10mm (Σχήμα 2).

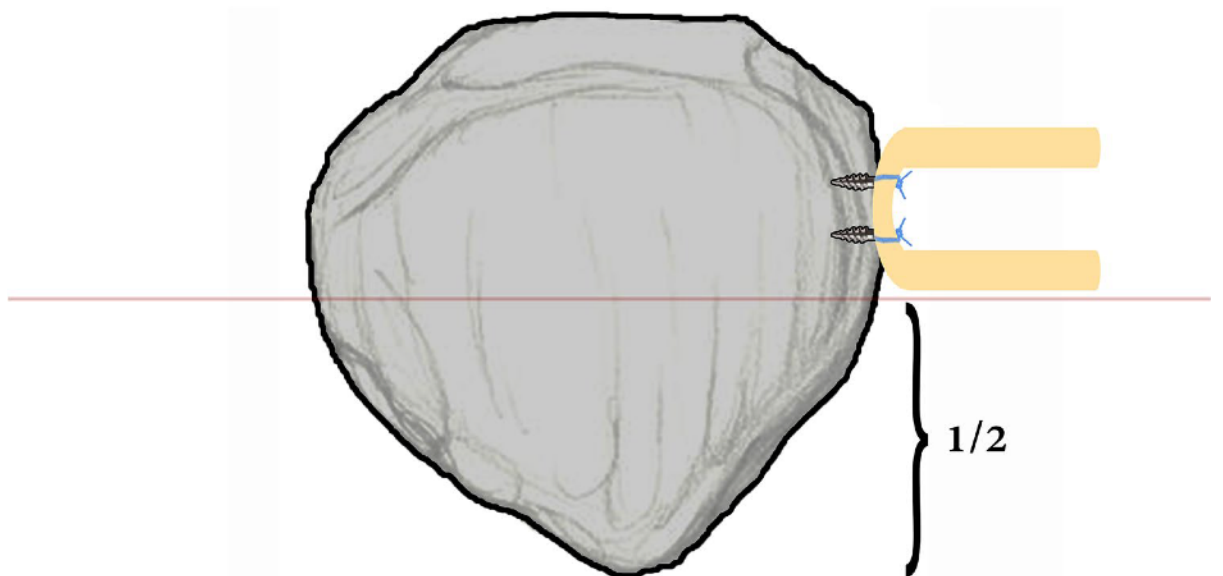
Στην ομάδα SA δύο μεταλλικές άγκυρες (διάμετρος 3mm) φορτωμένες με μη απορροφήσιμα ράμματα (Stryker, Mahwah, NJ, USA) (# 2 Force Fiber) τοποθετήθηκαν στο άνω ήμισυ της επιγονατίδας σε απόσταση άνω των 10 mm μεταξύ τους. Τέλος, τα ράμματα των άγκυρών δέθηκαν γύρω από το μόσχευμα, καθλώνοντας με αυτό τον τρόπο το μόσχευμα στο έσω χείλος της επιγονατίδας (Σχήμα 3).



Σχήμα 1 Τεχνική καθήλωσης του μοσχεύματος της επιγονατίδας για ανακατασκευή MPFL (χωρίς υλικό) με ράμματα και την βοήθεια δύο τυφλών παράλληλων σηράγγων (SK).



Σχήμα 2 Τεχνική καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα με βιοαπορροφήσιμους κοχλίες (SF)

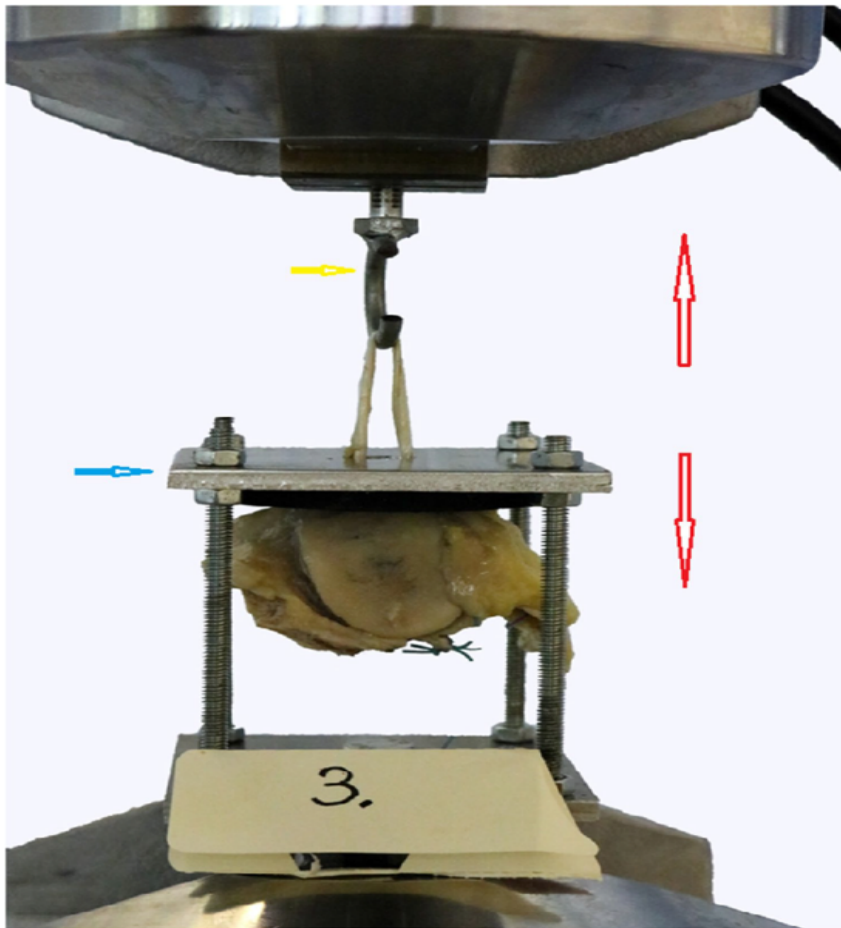


Σχήμα 3 Τεχνική καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα με μεταλλικές άγκυρες (SA)

Εμβιομηχανικός έλεγχος - Σταθεροποίηση επιγονατίδας στην μηχανή

Για τη εμβιομηχανική δοκιμή, η επιγονατίδα σταθεροποιήθηκε με μία αυτοσχέδια συσκευή που κατασκευάστηκε με την βοήθεια των Μηχανολόγων Μηχανικών του

Πανεπιστημίου Θεσσαλίας. Η συγκεκριμένη συσκευή είχε τα χαρακτηριστικά ότι δεν θα έβλαπτε την επιγονατίδα κατά την διάρκεια του πειράματος όπως επίσης και την ανακατασκευή του MPFL και δεν θα μπορούσε να κατηγορηθεί για οποιαδήποτε πιθανή συμβολή της σε πιθανό κάταγμα επιγονατίδας ή αποτυχία του ανακατασκευασμένου MPFL μετά από την άσκηση των δυνάμεων. Έτσι δύο χαλύβδινες πλάκες χρησιμοποιήθηκαν και βιδώθηκαν για την κατασκευή ενός πλαισίου στήριξης. Αυτό το πλαίσιο στήριξης και συγκεκριμένα η κάτω πλάκα, στερεώθηκε στην κατώτερη υδραυλική σφήνα. Στην άνω πλάκα δημιουργήσαμε μια οβάλ σχήματος οπή (μακρύς άξονας 2 cm και κοντός άξονας 1cm) και η κάτω επιφάνεια της άνω πλάκας καλύφθηκε από PTFE (Πολυτετραφθοροαιθυλένιο). Ο βρόχος του μοσχεύματος πέρασε μέσα από την οβάλ οπή και τοποθετήθηκε πάνω σε ένα άγκιστρο που ήταν καθλωμένο στην άνω υδραυλική σφήνα της μηχανής δοκιμής. Ο ρόλος του γάντζου/άγκιστρου ήταν λόγω της καμπυλότητας του να στερεώνει τον τένοντα χωρίς να τον τραυματίζει. Με την εφαρμογή εξωτερικής μετατόπισης, το διάκενο μεταξύ του σκελετού της ιδιοκατασκευής και του γάντζου αυξήθηκε και ως εκ τούτου η επιγονατίδα σφήνωσε στην κάτω επιφάνεια της άνω πλάκας. (Σχήμα 4)



Το Σχ. 4 Η επιγονατίδα μαζί με τον ανακατασκευασμένο MPFL τοποθετημένα στην ιδιοσυσκευή και στη μηχανή αντοχής υλικών. Κόκκινα βέλη, δείχνουν την άσκηση των δυνάμεων, η οποία είχε ως αποτέλεσμα την απομάκρυνση του γάντζου από την ιδιοσυσκευή και αναπόφευκτα, η επιγονατίδα σφήνωσε στην κάτω επιφάνεια της άνω πλάκας της ιδιοσυσκευής. Το μπλε βέλος δείχνει στην πάνω πλάκα της προσαρμοσμένης ιδιοσυσκευής όπου σταθεροποιήθηκε η επιγονατίδα. Το κίτρινο βέλος δείχνει στο άγκιστρο, το οποίο ήταν τοποθετημένο στην άνω υδραυλική σφήνα της μηχανής αντοχής υλικών.

Πριν από την εφαρμογή του εφελκυσμού, οι ανακατασκευές MPFL υποβλήθηκαν σε κυκλική φόρτωση για 10 κύκλους έως 30 N για τη μείωση του φαινομένου της υστέρησης ιστών και στη συνέχεια δοκιμάστηκαν υπό την επίδραση εφελκυστικού φορτίου με σταθερό ρυθμό παραμόρφωσης 15mm / min στην μηχανή εφελκυσμού. Το πείραμα διεξήχθη με χρήση μηχανής γενικών δοκιμών MTS 810 στο άνω μέρος της οποίας προσαρμόστηκε κατάλληλη δυναμοκυψέλη μέγιστου φορτίου 5kN για εξαγωγή πειραματικών αποτελεσμάτων μέγιστης δυνατής ακρίβειας.

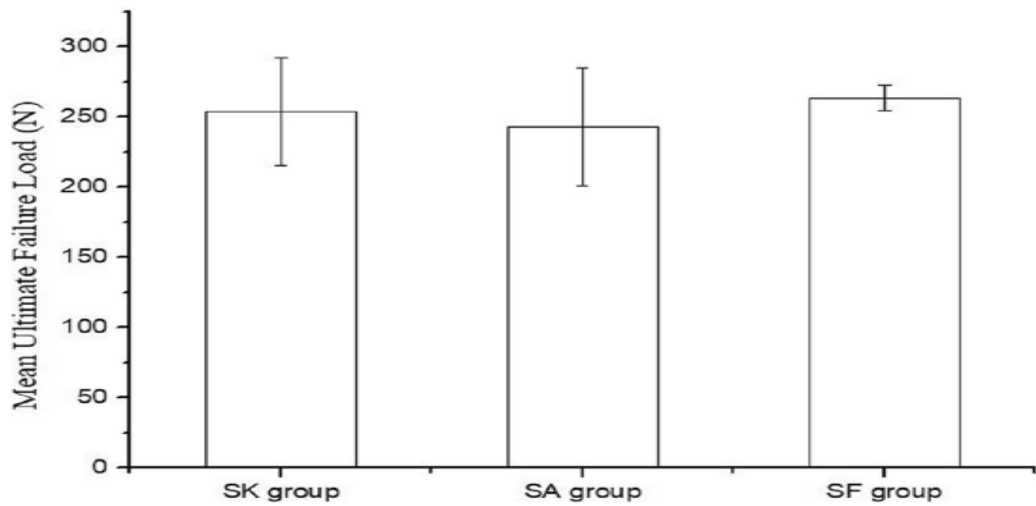
Ως απόλυτο φορτίο εφελκυσμού ορίστηκε το μέγιστο φορτίο που καταγράφηκε κατά την διεξαγωγή του εκάστοτε πειράματος. Ο υπολογισμός της ακαμψίας έγινε από τον υπολογισμό της κλίσης στο διάγραμμα φορτίο-μετατόπιση στην γραμμική-ελαστική περιοχή. Τέλος, καταγράφηκαν για κάθε δείγμα ο τρόπος αστοχίας, η τιμή του φορτίου αστοχίας σε N και της δυσκαμψίας σε N / mm. Για τον υπολογισμό της ακαμψίας χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Matlab R2016a. Για την εξομάλυνση των καμπυλών επιλέχθηκε το φίλτρο Savitzky-Golay [33]. Οι συντελεστές του φίλτρου εξάγονται με την μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων για δοσμένο πολυώνυμο.

Στατιστική ανάλυση

Η απαίτηση μεγέθους δείγματος υπολογίστηκε να είναι $N = 8$ για καθένα ομάδα, που αντιστοιχεί σε 0,9 ισχύ [24]. Λογισμικό SPSS χρησιμοποιήθηκε για τη στατιστική σύγκριση πειραματικών αποτελεσμάτων. Το επίπεδο σημασίας ορίστηκε σε $p < 0,05$.

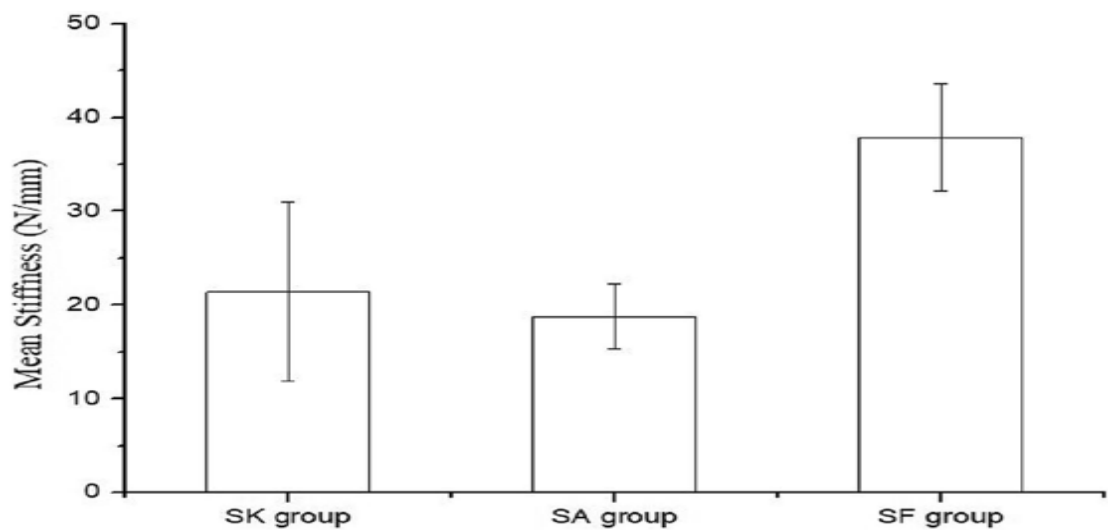
5.3 Αποτελέσματα

Δεν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά στο μέσο όρο του τελικού φορτίου αποτυχίας μεταξύ των ομάδων SA, SF και της ομάδας SK. Στην ομάδα SK το μέγιστο φορτίο αστοχίας που καταγράφηκε κατά μέσο όρο (\pm SD) ήταν $253,5 \pm 38,2$ N. Στην ομάδα SA το μέγιστο φορτίο αστοχίας που καταγράφηκε κατά μέσο όρο (\pm SD) ήταν $243 \pm 41,9$ N ενώ στην ομάδα SF ήταν $263,2 \pm 9,6$ N (Εικ. 5).



Εικ. 5 Τελικό φορτίο αστοχίας τριών διαφορετικών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος κατά την ανακατασκευή του MPFL. SK (ράβματα), SA (μεταλλικές άγκυρες), SF (βιοαπορροφήσιμοι κοχλίες)

Η ομάδα SF είχε μέση ακαμψία 37.850 ± 5.711 N / χιλ. Με βάση τις δοκιμές post hoc που πραγματοποιήθηκαν, η τιμή αυτή ήταν σημαντικά υψηλότερη από τη μέση τιμή ακαμψίας που επιτυγχάνεται και για τα δύο η ομάδα SK $21,4 \pm 9,5$ N / mm ($p < 0,05$) και η ομάδα SA $18,7 \pm 3,4$ N / mm ($p < 0,05$) (Εικ. 6).



Εικ. 6 Δυσκαμψία τριών διαφορετικών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος κατά την ανακατασκευή του MPFL. SK (ράβματα), SA (μεταλλικές άγκυρες), SF(βιοαπορροφήσιμοι κοχλίες)

Όσον αφορά τη δοκιμή κανονικότητας, για τις τρεις ομάδες, οι τιμές του επιπέδου σημασίας ήταν υψηλότερες από 0,05 και για τα δύο μέγιστο φορτίο και για δυσκαμψία. Αυτό

είναι ενδεικτικό του γεγονός ότι τα ληφθέντα αποτελέσματα δεν προσεγγίζουν τη φυσιολογική κατανομή σε οποιαδήποτε από τις εξεταζόμενες περιπτώσεις.

Στην ομάδα SF, όλες οι ανακατασκευές απέτυχαν λόγω ολίσθησης του μοσχεύματος έξω από τη σήραγγα.(Εικόνα 7,8)



Εικόνα 7,8 : ολίσθησης του μοσχεύματος έξω από τις σήραγγες της επιγονατίδας

Ο πιο κοινός λόγος για αποτυχία στην ομάδα SA ήταν ο εφελκυσμός των αγκυρών έξω από την επιγονατίδα και παρατηρήθηκε σε επτά από τις οχτώ ανακατασκευές. Σε μία ανακατασκευή της ομάδας αυτής, παρουσιάστηκε αστοχία στην σύνδεση μοσχεύματος - ράμματος.(Εικόνα 9,10)



Εικόνα 9 : εφελκυσμός των αγκυρών από την επιγονατίδα μετά την άσκηση των δυνάμεων



Εικόνα 10 : Αποτυχία στην περιοχή καθήλωσης του τένοντα-μοσχεύματος με τα ράμματα των μεταλλικών αγκυρών

Στην ομάδα «χωρίς εμφύτευμα» (SK), επτά από τις οκτώ ανακατασκευές απέτυχαν στη διεπαφή μοσχεύματος-ράμματος, ενώ σε μία περίπτωση καταγράφηκε κατάρρευση της οστικής γέφυρας μεταξύ των ραμμάτων και των δύο σηράγγων (Εικόνα 11,12). Δεν καταγράφηκε κάταγμα επιγονατίδας σε καμία από τις ομάδες κατά τη διάρκεια του πειράματος.



Εικόνα 11 : Αποτυχία στην περιοχή διεπαφής τένοντα-μοσχεύματος με τα ράμματα.



Εικόνα 12 : Κατάρρευση της οστικής γέφυρας μεταξύ των σηράγγων και των ραμμάτων.

5.4 Συζήτηση

Το κύριο εύρημα αυτής της εμβιομηχανικής μελέτης ήταν ότι δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των ανακατασκευών SA, SF και SK σχετικά με το απόλυτο φορτίο αποτυχίας. Το δευτερεύον εύρημα ήταν ότι, η σταθεροποίηση με βιοαπορροφήσιμες βίδες παρείχε σημαντικά αυξημένη ακαμψία από τη καθήλωση του μοσχεύματος με άγκυρες

όπως και από την καθήλωση του μοσχεύματος με διοστικά ράμματα με την βοήθεια 2 τυφλών παράλληλων διοστικών σηράγγων.

Υπάρχουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα για όλες τις τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα. Η χρήση βιδών και αγκυρών είναι λιγότερο χρονοβόρα και ευκολότερη στη χρήση από τις τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος χωρίς υλικό, αλλά έχει κατηγορηθεί για πρόκληση άλγους και ερεθισμού στην έσω επιφάνεια της επιγονατίδας [34]. Ωστόσο, οι τεχνικές καθήλωσης χωρίς εμφυτεύματα έχουν το πλεονέκτημα ότι είναι λιγότερο δαπανηρές. Εγκάρσιες οστικές σήραγγες που διαπερνούν όλο το πλάτος της επιγονατίδα αυξάνουν τον κίνδυνο πρόκλησης κατάγματος επιγονατίδας, καθώς ενεργούν σαν stress risers [27–29, 34, 39]. Για την εμβιομηχανική αυτή μελέτη στην ομάδα που θα εκπροσωπούσε την χωρίς υλικά καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα, επιλέχθηκε μια τεχνική η οποία δεν έχει μελετηθεί ποτέ πριν εμβιομηχανικά. Τα χαρακτηριστικά αυτής της τεχνικής είναι ότι αποφεύγει την παραβίαση του πρόσθιου φλοιού της επιγονατίδας όπως και της αρθρικής επιφάνειας, ελαχιστοποιώντας το μέγεθος των σηράγγων, χρησιμοποιώντας τυφλές εγκάρσιες σήραγγες (μήκους 2 cm, διαμέτρου 4,5 mm) οι οποίες συνεχίζουν με μικρότερες διοστικές σήραγγες ραμμάτων (διαμέτρου 2 mm).

Με βάση τα αποτελέσματα αυτής της εμβιομηχανικής μελέτης, αξίζει να σημειωθεί ότι η τεχνική καθήλωσης SK κρίνεται αξιόπιστη και ισάξια με τις άλλες δύο τεχνικές καθήλωσης (SF, SA) σε ότι αφορά το απόλυτο φορτίο στην αστοχία και θα μπορούσε να προσφέρει επιπλέον λύσεις στους χειρουργούς. Ωστόσο, αυτό απομένει να αποδειχθεί κλινικά.

Ο πιο συνηθισμένος τρόπος αποτυχίας στην ομάδα SA ήταν αποτυχία στην σύνδεση μοσχεύματος-ράμματος, της άγκυρας. Στην ομάδα SF, όλες οι ανακατασκευές απέτυχαν λόγω ολίσθησης του τένοντα-μοσχεύματος από τη σήραγγα έως ότου τα μοσχεύματα εξήλθαν

εξολοκλήρου από τη σήραγγα. Στη SK ομάδα, ο πιο κοινός τρόπος αποτυχίας ήταν στη σύνδεση μοσχεύματος – ράμματος, ενώ παρατηρήθηκε και μία αποτυχία με κατάρρευση της οστικής γέφυρας μεταξύ των διοστικών τούνελ, η οποία συνέβη σε μία μικρή επιγονατίδα (μήκος 3 cm) και ίσως το μήκος της οστικής γέφυρας μεταξύ των διοστικών ραμμάτων να ήταν μικρό (μικρότερο από 1cm).

Στη διεθνή βιβλιογραφία, υπάρχουν λίγες εμβιομηχανικές μελέτες που συγκρίνουν διαφορετικές τεχνικές καθήλωσης στην επιγονατίδα κατά την ανακατασκευή του MPFL, αλλά έχουν πραγματοποιηθεί ακόμα λιγότερες πάνω σε φρέσκα καταψυγμένα ανθρώπινα γόνατα [14, 30–32]. Όλες οι παραπάνω μελέτες, πραγματοποιήθηκαν με τη βοήθεια διαφορετικών εγκεκριμένων μηχανών μελέτης αντοχής υλικών, στα οποία τοποθετήθηκαν οι ανακατασκευές [10, 14, 19, 30–32]. Διαφορετικοί ήταν επίσης οι τρόποι καθήλωσης της επιγονατίδας πάνω σε αυτά τα συστήματα. Στην παρούσα μελέτη, Steinman-βελόνες και σφιγκτήρες αποκλείστηκαν ως μέθοδος καθήλωσης της επιγονατίδας στις μηχανές μελέτης αντοχής υλικών, δεδομένου ότι θα πρόσθεταν stress και πιθανώς να τραυμάτιζαν τις ανακατασκευές ή πιθανώς να προκαλούσαν ένα κάταγμα της επιγονατίδας. Η λύση του βιολογικού τσιμέντου απορρίφθηκε, δεδομένου ότι θα κάλυπτε τον κόμπο ραμμάτων στην έξω μοίρα της επιγονατίδας στην SK τεχνική, και ως εκ τούτου θα μπορούσε να αλλάξει τη εμβιομηχανικές ιδιότητες της ανακατασκευής. Επομένως, βασιστήκαμε στην κατασκευή μιας αυτοσχέδιας συσκευής καθήλωσης της επιγονατίδας, η οποία δεν θα υπέπιπτε στους παραπάνω περιορισμούς.

Ο τένοντας του ισχνού μύος (Gracilis) επιλέχθηκε έναντι του τένοντα του ημιτενοντώδη μυ (Semitendinosus) ως αυτομόσχευμα για τις ανακατασκευές του MPFL. Εμβιομηχανικά, ο gracilis έχει μέγιστη αντοχή 925 ± 127 N ενώ η αντοχή εφελκυσμού του φυσικού MPFL είναι 208 N [3, 13, 21]. Επιπλέον, ο gracilis έχει μικρότερη διάμετρο, γεγονός

που ευνοεί την δημιουργία μικρότερης διαμέτρου οστικών σηράγγων. Οι μηχανικές ιδιότητες του MPFL και το τελικό φορτίο έως την αποτυχία κυμαίνεται από 72 έως 208 N [13, 21], σύμφωνα με την διεθνή βιβλιογραφία. Η μεταβλητότητα των τιμών του φορτίου σε αστοχία εξηγούνται εν μέρει από τις διαφορετικές πειραματικές συνθήκες που ακολουθήθηκαν. Σε αυτό το σημείο είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι και οι τρεις τύποι ανακατασκευών που αξιολογήθηκαν στη μελέτη μας, ξεπέρασαν τη μέγιστη καταγεγραμμένη τιμή του εφελκυσμού του MPFL σε αστοχία, όπως αναφέρεται από άλλες μελέτες [13, 17]. Αυτό μπορεί να υποδηλώνει ότι και οι τρεις τεχνικές ανακατασκευής αποδεικνύονται επαρκείς για να αναδημιουργήσουν τον τελικό φορτίο σε αποτυχία του αυτόχθονα MPFL και έτσι, θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για την ανακατασκευή του MPFL.

Η καθήλωση του μοσχεύματος με βιοαπορροφήσιμους κοχλίες της βίδας βρέθηκε να είναι αποτελεσματικότερη από τις άλλες δύο τεχνικές καθήλωσης, όσον αφορά την ακαμψία της ανακατασκευής MPFL. Στην παρούσα μελέτη, η ακαμψία προσδιορίστηκε χρησιμοποιώντας τη μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων για δοσμένο πολυώνυμο για να ταιριάζει στα δεδομένα μετατόπισης δύναμης. Λίγες μελέτες έχουν εξετάσει την ακαμψία του φυσικού MPFL και ακόμη λιγότεροι εξήγησαν πώς υπολογίστηκε η ακαμψία [4, 5, 13, 17]. Ο Criscenti et al. [5] μέτρησε την ακαμψία με βάση την κλίση της γραμμικής περιοχής στο γράφημα μετατόπισης δύναμης. Η ακαμψία του αυτόχθονα MPFL καταγράφηκε $42,5 \pm 10,2 \text{ N / mm}$. Ωστόσο, δεν υπάρχει καμία εξήγηση για την ακριβή μέθοδο ανάλυσης που χρησιμοποιούσαν στο πιο γραμμικό μέρος της καμπύλης για να υπολογιστεί η κλίση. Από την άλλη πλευρά, οι LaPrade et al. [17] μέτρησαν μια μέση ακαμψία $23 \pm 6 \text{ N / mm}$ χρησιμοποιώντας γραμμικό μοντέλο παλινδρόμησης για να ταιριάζει στα δεδομένα της αναγκαστικής μετατόπισης της μονοαξονικής δοκιμής εφελκυσμού, παρόμοια με την μέθοδο μέτρησης ακαμψίας που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη. Οι Conlan et al. [4] ανέφεραν ότι η ακαμψία ολόκληρου του έσω συμπλέγματος μαλακών μορίων του γόνατος μειώθηκε από $22,5 \text{ N / mm}$

σε 10,5 N /mm μετά τη διατομή του MPFL. Οι τιμές της ακαμψίας της τεχνικής καθήλωσης με βιοαπορροφήσιμους κοχλίες αυτής της μελέτης υπερέβη κατά πολύ τις τιμές της ακαμψίας του φυσικού MPFL κατά τους LaPrade et al. [17] ενώ οι τιμές της ακαμψίας των άλλων δύο τεχνικών καθήλωσης κυμάνθηκαν στα ίδια επίπεδα.

Παρόμοια με την παρούσα μελέτη, οι Russ et al. [30] αξιολόγησαν δύο δημοφιλείς και ευρέως χρησιμοποιούμενες τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα κατά την ανακατασκευή του MPFL, την καθήλωση με βιοαπορροφήσιμους κοχλίες και την καθήλωση με άγκυρες οπλισμένες με ράμματα. Χρησιμοποίησαν φρέσκα κατεψυγμένα ανθρώπινα γόνατα, ενώ ο ημιτενοντώδης τένοντας επιλέχθηκε ως αυτομόσχευμα. Οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η καθήλωση του μοσχεύματος με βιοαπορροφήσιμους κοχλίες ήταν σημαντικά ισχυρότερη από τη καθήλωση με άγκυρες σε ότι αφορά το απόλυτο φορτίο αστοχίας και την ακαμψία. Οι Saper et al. [32] πραγματοποίησαν μια εμβιομηχανική μελέτη που συνέκρινε τη καθήλωση με της κλασικές άγκυρες έναντι μαλακών αγκυρών. Αυτή η πειραματική μελέτη σε ανθρώπινα πτωματικά γόνατα δεν εμφανίζει στατιστικά σημαντική διαφορά στις εμβιομηχανικές ιδιότητες μεταξύ αυτών των δύο τεχνικών καθήλωσης. Ωστόσο, στην προαναφερθείσα μελέτη, η μέθοδος καθήλωσης της επιγονατίδας στο μηχάνημα απεικονίζεται με σχήμα, χωρίς να διευκρινιστούν οι ακριβείς συνθήκες διεξαγωγής του συγκεκριμένου πειράματος.

Οι Lenschow et al. [19] διερεύνησαν τις εμβιομηχανικές ιδιότητες από 5 διαφορετικές τεχνικές καθήλωσης ενός ελεύθερου μοσχεύματος κατά την ανακατασκευή του MPFL. Τα μοντέλα αυτής της πειραματικής μελέτης ήταν χοίροι, ενώ καμπτήρες τένοντες από τα γόνατα των χοίρων χρησιμοποιήθηκαν ως αυτόλογα μοσχεύματα, που πιθανώς δεν αντιστοιχούν πλήρως στις συνθήκες ανακατασκευής του MPFL σε ανθρώπους. Μία από τις τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος, η οποία δεν χρησιμοποιεί εμφυτεύματα και μελετήθηκε σε

αυτό το πείραμα, είναι παρόμοια με την τεχνική καθήλωσης, χωρίς υλικά, της δικής μας μελέτης. Η κύρια διαφορά είναι ότι ο βρόγχος του μοσχεύματος καθλώνεται στην επιγονατίδα και όχι στα ελεύθερα άκρα αυτού. Οι ερευνητές στη συγκεκριμένη μελέτη, τοποθέτησαν τα δείγματα (επιγονατίδες με τον ανακατασκευασμένο MPFL) στη βάση του πλαισίου δοκιμής του μηχανήματος χρησιμοποιώντας Steinmann διαμέτρου 5 mm, το οποίο διαπέρασε την επιγονατίδα αυξάνοντας κατά αυτό τον τρόπο το stress της επιγονατίδας και τη ζημιά όσο αφορά την ακεραιότητα της, χωρίς να είναι σε θέση να γνωρίζουν αν το Steinmann διέσχιζε τις οστικές σήραγγες ή τα διοστικά ράμματα τραυματίζοντας έτσι την υποκείμενη ανακατασκευή του MPFL. Παρ' όλα αυτά, η τεχνική χωρίς εμφύτευμα είχε παρόμοια αποτελέσματα συγκρινόμενη με τις τεχνικές καθήλωσης που χρησιμοποιούσαν κοχλίες ή άγκυρες, ενώ παρείχε σημαντικά χαμηλότερη ακαμψία σε σύγκριση με τις άλλες τεχνικές. Καμία διαφορά δεν βρέθηκε μεταξύ των τεχνικών που χρησιμοποιούσαν άγκυρες και κοχλίες από την πλευρά του τελικού φορτίου αστοχίας ή της ακαμψίας.

Ο Hara et al. [10] μελέτησε τέσσερις τεχνικές καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα κατά την ανακατασκευή του MPFL. Για την διεκπεραίωση της μελέτης αυτής χρησιμοποιήθηκαν τεχνητές επιγονατίδες (sawbones) και τένοντες βοοειδών, αντί φρέσκων ανθρώπινων πτωματικών γονάτων. Η τεχνική καθήλωσης του μοσχεύματος χωρίς εμφυτεύματα που μελετάται σε αυτή την εργασία δεν μπορεί να συγκριθεί με την δική μας τεχνική χωρίς υλικά, διότι πρόκειται για μη ανατομική καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα, με χρησιμοποίηση ενός εγκάρσιου τυφλού τούνελ στην έσω μεριά της επιγονατίδας.

Περιορισμοί αυτής της μελέτης, όπως και σε κάθε άλλη πτωματική εμβιομηχανική μελέτη, μπορεί να αποδοθούν στο γεγονός ότι τα δείγματα δοκιμάστηκαν σε χρόνο μηδέν, χωρίς να ληφθεί υπόψη οποιαδήποτε επούλωση στη διεπαφή οστού-μοσχεύματος. Κατά

συνέπεια, τα συμπεράσματά μας αντιπροσωπεύουν εμβιομηχανικές ιδιότητες για ανακατασκευές στην άμεση μετεγχειρητική περίοδο και δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για μακροπρόθεσμα αποτελέσματα. Επιπλέον, η ηλικία των δωρητών των επιγονατίδων, αποτελεί έναν άλλο περιορισμό. Στην ομάδα αγκύρων, τα ελεύθερα άκρα του μοσχεύματος συρράφηκαν μαζί. Ωστόσο, πρέπει να σημειωθεί ότι καμία ανακατασκευή MPFL στην ομάδα SA δεν απέτυχε σε αυτό το σημείο. Επιπλέον, η παρούσα μελέτη δεν είχε ομάδα ελέγχου. Ένας τελικός περιορισμός είναι η γραμμική δύναμη εφελκυσμού που εφαρμόστηκε στις ανακατασκευές. Αξίζει όμως να σημειωθεί ότι με αυτόν τον τρόπο, μελετήθηκε το χειρότερο σενάριο, τα οποία δεν αντιστοιχεί σε συνθήκες *in vivo*. Ωστόσο, οι συνθήκες που δημιουργήθηκαν για την εκτέλεση αυτού του πειράματος, ήταν πολύ κοντά σε πραγματικές συνθήκες, αφού χρησιμοποιήθηκαν φρέσκα πτωματικά ανθρώπινα γόνατα. Αντίθετα, τσιμέντο, σφιγκτήρες ή οδηγοί Steinmann δεν χρησιμοποιήθηκαν για τη σταθεροποίηση της επιγονατίδας στο μηχάνημα.

5.5 Συμπέρασμα

Το φορτίο αστοχίας δεν ήταν σημαντικά διαφορετικό μεταξύ των τριών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα κατά την ανακατασκευή του MPFL. Ωστόσο, η καθήλωση του μοσχεύματος με βιοαπορροφήσιμους κοχλίες ήταν σημαντικά ισχυρότερη από την καθήλωση του μοσχεύματος με διοστικά ράμματα και μεταλλικές άγκυρες, σε όρους ακαμψίας της ανακατασκευής του MPFL.

1. Baldwin JL (2009) The anatomy of the medial patellofemoral ligament. *Am J Sports Med* 37(12):2355–2361

2. Bicos J, Fulkerson JP, Amis A (2007) Current concepts review: the medial patellofemoral ligament. *Am J Sports Med* 35(3):484–492
3. Cavaignac E, Pailhé R, Reina N, Murgier J, Laffosse JM, Chiron P et al (2016) Can the gracilis replace the anterior cruciate ligament in the knee? A biomechanical study. *Int Orthop* 40:1647–1653
4. Conlan T, Garth WP Jr, Lemons JE (1993) Evaluation of the medial soft tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 75(5):682–693
5. Criscenti G, De Maria C, Sebastiani E, Tei M, Placella G, Speziali A et al (2016) Material and structural tensile properties of the human medial patello-femoral ligament. *J Mech Behav Biomed Mater* 54:141–148
6. Deie M, Ochi M, Sumen Y, Adachi N, Kobayashi K, Yasumoto M (2005) A long-term follow-up study after medial patellofemoral ligament reconstruction using the transferred semitendinosus tendon for patellar dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13(7):522–528
7. Desio SM, Burks RT, Bachus KN (1998) Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med* 26(1):59–65
8. Duerr RA, Chauhan A, Frank DA, DeMeo PJ, Akhavan S (2016) An algorithm for diagnosing and treating primary and recurrent patellar instability. *JBJS Rev* 4(9):01874474–201609000–00003.
9. Erickson BJ, Nguyen J, Gasik K, Gruber S, Brady J, Shubin Stein BE (2019) Isolated medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability regardless of tibial tubercle-trochlear groove distance and patellar height: outcomes at 1 and 2 years. *Am J Sports Med* 47(6):1331–1337

10. Hapa O, Akşahin E, Özden R, Pepe M, Yanat AN, Doğramacı Y et al (2012) Aperture fixation instead of transverse tunnels at the patella for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20(2):322–326
11. Hiemstra LA, Kerslake SA, Lafave MR (2019) Influence of risky pathoanatomy and demographic factors on clinical outcomes after isolated medial patellofemoral ligament reconstruction: a regression analysis. *Am J Sports Med* 47(12):2904–2909
12. Hinterwimmer S, Imhoff AB, Minzlaff P, Saier T, Rosenstiel N, Hawe W et al (2013) Anatomical two-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction with hardware-free patellar graft fixation: technical note and preliminary results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21(9):2147–2154
13. Huber C, Zhang Q, Taylor WR, Amis AA, Smith C, Hosseini Nasab SH (2020) Properties and function of the medial patellofemoral ligament: a systematic review. *Am J Sports Med* 48(3):754–766
14. Joyner PW, Bruce J, Roth TS, Mills FB 4th, Winnier S, Hess R et al (2017) Biomechanical tensile strength analysis for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee* 24(5):965–976
15. Kruckeberg BM, Chahla J, Moatshe G, Cinque ME, Muckenhirn KJ, Godin JA et al (2018) Quantitative and qualitative analysis of the medial patellar ligaments: an anatomic and radiographic study. *Am J Sports Med* 46(1):153–162
16. Kyung H-S, Kim H-J (2015) Medial patellofemoral ligament reconstruction: a comprehensive review. *Knee Surg Relat Res* 27(3):133–140

17. LaPrade MD, Kallenbach SL, Aman ZS, Moatshe G, Storaci HW, Turnbull TL et al (2018) Biomechanical evaluation of the medial stabilizers of the patella. *Am J Sports Med* 46(7):1575–1582
18. LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly TV, Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L (2007) The anatomy of the medial part of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 89(9):2000–2010
19. Lenschow S, Schliemann B, Gestring J, Herbort M, Schulze M, Kusters C (2013) Medial patellofemoral ligament reconstruction: fixation strength of 5 different techniques for graft fixation at the patella. *Arthroscopy* 29(4):766–773
20. Mehta V, Mandala C, Akhter A (2017) Cyclic testing of 3 medial patellofemoral ligament reconstruction techniques. *Orthop J Sports Med* <https://doi.org/10.1177/2325967117712685>
21. Mountney J, Senavongse W, Amis AA, Thomas NP (2005) Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. *J Bone Joint Surg Br* 87(1):36–40
22. Mulliez A, Lambrecht D, Verbruggen D, Van Der Straeten C, Verdonk P, Victor J (2017) Clinical outcome in MPFL reconstruction with and without tuberositas transposition. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 25:2708–2714
23. Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M (2000) Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction. *Knee* 7(2):121–127
24. Olson SA, Marsh JL, Anderson DD, Latta Pe LL (2012) Designing a biomechanics investigation: choosing the right model. *J Orthop Trauma* 26(12):672–677

25. Panagopoulos A, van Niekerk L, Triantafillopoulos IK (2008) MPFL reconstruction for recurrent patellar dislocation: a new surgical technique and review of the literature. *Int J Sports Med* 29(5):359–365
26. Panni AS, Alam M, Cerciello S, Vasso M, Maffulli N (2011) Medial patellofemoral ligament reconstruction with a divergent patellar transverse 2- tunnel technique. *Am J Sports Med* 39(12):2647–2655
27. Parikh SN, Nathan ST, Wall EJ, Eismann EA (2013) Complications of medial patellofemoral ligament reconstruction in young patients. *Am J Sports Med* 41(5):1030–1038
28. Parikh SN, Wall EJ (2011) Patellar fracture after medial patellofemoral ligament surgery: a report of five cases. *J Bone Joint Surg Am* 93(17): e 97(1–8).
29. Parikh SN, Lykissas MG, Gkiatas I (2018) Predicting risk of recurrent patellar dislocation. *Curr Rev Musculoskelet Med* 11(2):253–260
30. Russ SD, Tompkins M, Nuckley D, Macalena J (2015) Biomechanical comparison of patellar fixation techniques in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 43(1):195–199
31. Russo F, Doan J, Chase DC, Farnsworth CL, Pennock AT (2016) Medial patellofemoral ligament reconstruction: fixation technique biomechanics. *J Knee Surg* 29(4):303–309
32. Saper MG, Meijer K, Winnier S, Popovich JJR, Andrews JR, Roth C (2017) Biomechanical evaluation of classic solid and all-soft suture anchors for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 45:1622–1626
33. Savitzky A, Golay MJE (1964) Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. *Anal Chem* 36(8):1627–1639

34. Shah JN, Howard JS, Flanigan DC, Brophy RH, Carey JL, Lattermann C (2012) A systematic review of complications and failures associated with medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Am J Sports Med* 40(8):1916–1923
35. Siebold R, Borbon CAV (2012) Arthroscopic extraarticular reconstruction of the medial patellofemoral ligament with gracilis tendon autograft - surgical technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20:1245–1251
36. Schöttle PB, Hensler D, Imhoff AB (2010) Anatomical doublebundle MPFL reconstruction with an aperture fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(2):147–151
37. Schöttle PB, Schmeling A, Romero J, Weiler A (2009) Anatomical reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a free gracilis autograft. *Arch Orthop Trauma Surg* 129(3):305–309
38. Schöttle PB, Fucentese SF, Romero J (2005) Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a semitendinosus autograft for patella instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13(7):516–521
39. Tompkins M, Arendt EA (2012) Complications in patellofemoral surgery. *Sports Med Arthrosc* 20:187–193
40. Wang C-H, Ma L-F, Zhou J-W, Ji G, Wang HY, Wang F et al (2013) Double-bundle anatomical versus single-bundle isometric medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar dislocation. *Int Orthop* 37(4):617–624
41. Wang Q, Huang W, Cai D, Huang H (2017) Biomechanical comparison of single- and double-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction. *J Orthop Surg Res* 12(1):29

42. Warren LF, Marshall JL (1979) The supporting structures and layers on the medial side of the knee. J Bone Joint Surg Am 61:56–62

Κεφάλαιο 6: Εμβιομηχανική αξιολόγηση δύο μη ανατομικών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα κατά την ανακατασκευή του MPFL

6.1 Εισαγωγή

Ο MPFL περιγράφηκε για πρώτη φορά από τους Warren και Marshall ως συμπίκνωση ινών της έσω μοίρας του γόνατος οι οποίες εκτείνονται μεταξύ έσω μηριαίου επικόνδουλου έως την έσω μοίρα της επιγονατίδας. [1] Έκτοτε, αρκετές ανατομικές και εμβιομηχανικές μελέτες έχουν δείξει ότι το MPFL είναι ο κύριος μαλακός ιστός συγκράτησης της επιγονατίδας κατά την έξω παρεκτόπιση αυτής. Η μηριαία έκφυση του τοποθετείται μέσα σε ένα τρίγωνο που σχηματίζεται από το φύμα των προσαγωγών, τον έσω μηριαίο επικόνδυλο και το φύμα των προσαγωγών. [8] Η λανθασμένη τοποθέτηση της μηριαίας καθήλωσης του μοσχεύματος κατά την ανακατασκευή του MPFL μπορεί να οδηγήσει σε σημαντικά αυξημένες πιέσεις επαφής στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση. [9] Η επιγονατιδική κατάφυση του MPFL βρέθηκε να βρίσκεται στα δύο τρίτα του έσω χείλους της επιγονατίδας. [10,11] Οι Steensen et al. σημείωσαν ότι η κατάφυση του MPFL στην επιγονατίδα στην κατακόρυφη διάσταση ήταν κατά μέσο όρο 38,8% του συνολικού ύψους της επιγονατίδας. [12] Η κατακόρυφη απόσταση της ευρείας κατάφυσης του MPFL στην επιγονατίδα από τον ανώ πόλο της επιγονατίδας έως το περιφερικό άκρο της υπολογίστηκε κατά μέσο όρο 23,1 mm. [13]

Η τεχνική ανακατασκευής του MPFL που χρησιμοποιεί μια στενή λωρίδα τετρακέφαλου τένοντα πάχους 3 mm με πλάτος 10 mm, έρχεται σε αντίθεση με την ευρεία εγγενή κατάφυση του MPFL [14] Επιπλέον, έχει περιγραφεί ότι ο MPFL αποτελείται από δύο λειτουργικές δέσμες, με τις κατώτερες ίνες να λειτουργούν ως στατικοί σταθεροποιητές, ενώ οι ανώτερες ίνες συνδέονται με τον έσω πλατύ μυ και χρησιμεύουν ως οι κύριοι δυναμικοί σταθεροποιητές [15]. Μια τεχνική διπλής δέσμης με ελεύθερα μοσχεύματα τενόντων αναπαράγει την ευρεία κατάφυση του φυσικού MPFL (εισαγωγή σε σχήμα ανεμιστήρα του MPFL) στην επιγονατίδα. [16-18] Λαμβάνοντας υπόψη το σωληνοειδές σχήμα των

αυτομοσχευμάτων (του ισχνού και του ημιτενοντώδη τένοντα), μία πραγματική «ανατομική» ανακατασκευή του MPFL θα έπρεπε να είναι μία ανακατασκευή διπλής δέσμης που θα χρησιμοποιούσε σαν αυτομόσχευμα την λαγονοκνημιαία ταινία, ωστόσο αυτό θα προκαλούσε άλλου είδους προβλήματα όπως σοβαρή συνοσηρότητα από την θέση λήψης του μοσχεύματος του δότη. [19,20] Έτσι, μια ανακατασκευή του MPFL η οποία χρησιμοποιεί μία δέσμη (στενή λωρίδα μοσχεύματος), συμπεριλαμβανομένης της τεχνικής που χρησιμοποιεί τον τένοντα του τετρακέφαλου σαν αυτομόσχευμα, αποτυγχάνει να μιμηθεί το φυσιολογικό σχήμα της ανατομίας του MPFL.

Εκτός από τις συνήθως χρησιμοποιούμενες ανατομικές τεχνικές διπλής δέσμης για την ανακατασκευή του MPFL, οι μη ανατομικές τεχνικές (μονή οστική σήραγγα, δυναμική ανακατασκευή του MPFL με μονή σήραγγα ή χρήση τετρακέφαλου τένοντα για την ανακατασκευή του MPFL) παρά τα μειονεκτήματά τους, μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε αρκετές περιπτώσεις. Τέτοιες περιπτώσεις μπορεί να βρίσκονται σε ανθρώπους με μικρές επιγονατίδες (παιδιατρικός πληθυσμός, γυναικείος πληθυσμός, Ασιατικής καταγωγής) ή σε περιπτώσεις αναθεώρησης της ανακατασκευής του MPFL [14,21]. Από όσα γνωρίζουμε, στην τρέχουσα βιβλιογραφία, έχει πραγματοποιηθεί μόνο μία εμβιομηχανική μελέτη για την αξιολόγηση των βιομηχανικών ιδιοτήτων της ανακατασκευής του MPFL με μόσχευμα τετρακέφαλου. Επιπλέον, η καθήλωση του αυτόλογου μοσχεύματος τένοντα του ισχνού με κουμπί (endobutton), με τη χρήση μιας μόνο διοστικής σήραγγας δεν έχει μελετηθεί ποτέ εμβιομηχανικά.

Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να αξιολογηθεί η εμβιομηχανική συμπεριφορά (το απόλυτο φορτίο αστοχίας και η ακαμψία) 2 μη ανατομικών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα για την ανακατασκευή του MPFL: (i) καθήλωση μοσχεύματος τετρακέφαλου (QT), (ii) καθήλωση με μονή σήραγγα με την βοήθεια

endobutton (ST) και αυτομόσχευμα ισχνού. Αυτές οι χειρουργικές τεχνικές χρησιμοποιούν ένα μόνο σημείο καθήλωσης στην επιγονατίδα (άνω μισό της επιγονατίδας) σε μια προσπάθεια αναδημιουργίας της φυσικής ανατομίας MPFL. Η μηδενική υπόθεση ήταν ότι η σύγκριση μεταξύ αυτών των δύο διαφορετικών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα δεν θα έδειχνε καμία διαφορά στο τελικό φορτίο αστοχίας και στην ακαμψία της ανακατασκευής του MPFL.

6.2 Υλικό και Μέθοδοι

Συνολικά χρησιμοποιήθηκαν 16 φρέσκα-κατεψυγμένα πτωματικά γόνατα (8 ζευγάρια, 5 αρσενικά, 3 θηλυκά, μέση ηλικία 66,22 έτη, SD 8,0 έτη) και αποθηκεύτηκαν στους -21°C . Τα δείγματα αποψύχθηκαν για 24 ώρες πριν από την εμβιομηχανική δοκιμή σε θερμοκρασία δωματίου (18°). Κατά τη διάρκεια της επιγονατιδικής καθήλωσης και του εμβιομηχανικού πειράματος, τα φρέσκα κατεψυγμένα πτωματικά γόνατα διατηρήθηκαν υγρά με επαναλαμβανόμενο εμποτισμό με διάλυμα φυσιολογικού ορού. Δεν υπήρχε ιατρικό ιστορικό οστεοπόρωσης, τραυματισμού οστού ή μαλακού ιστού ή χειρουργικής επέμβασης σε κανένα από τα 16 γόνατα. Τα δείγματα τυχαιοποιήθηκαν μέσω μιας γεννήτριας τυχαίων αριθμών σε δύο ομάδες (8 δείγματα η καθεμία). Κάθε ομάδα αντιστοιχούσε σε διαφορετική τεχνική σταθεροποίησης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα: ομάδα QT έναντι ομάδα ST. Τα γόνατα τυχαιοποιήθηκαν έτσι ώστε όταν ένα γόνατο κατατάσσονταν σε μια ομάδα, το αντίθετο γόνατο από το ίδιο πτώμα να τοποθετούνταν στην δεύτερη ομάδα.

Για την ομάδα ST, συλλέχθηκαν αυτομοσχεύματα τένοντα του ισχνού μέσω οριζόντιας τομής, σε απόσταση δύο εκατοστών από το κνημιαίο κύρτωμα, καθώς αυτό το μόσχευμα έχει αποδειχθεί κλινικά επαρκές για την ανακατασκευή του MPFL. [23,24] Το μήκος του αυτόχθονα MPFL έχει μετρηθεί και καταγραφεί στο παρελθόν έχοντας κατά μέσο

όρο τιμή 53 mm [25]. Το αυτομόσχευμα του ισχνού τένοντα παρασκευάστηκε χειρουργικά σε μήκος 20-21 cm και στη συνέχεια αναδιπλώθηκε και τοποθετήθηκε ένα μη απορροφήσιμο ράμμα (ράμμα Ethibond 2) σύμφωνα με την τεχνική Krackow, έως περίπου 2 cm μήκος στα ελεύθερα άκρα του μοσχεύματος.

Μια επιμήκης τομή (2–3 cm) πραγματοποιήθηκε στο έσω χείλος της επιγονατίδας, η έσω επιφάνεια της επιγονατίδας αποκαλύφθηκε έως την οστική επιφάνεια, μετά από χειρουργική παρασκευή του υποδορίου, χωρίς να διακορευτεί το 3ο στρώμα (αρθρικός θύλακος), έτσι όπως το έχουν περιγράψει οι Warren και Marshall [1]

Στη συνέχεια δημιουργήθηκε μία τυφλή σήραγγα στην επιγονατίδα μήκους 2 cm με διάμετρο 6 mm στο άνω ημιμόριο από την έσω μοίρα της επιγονατίδας για την υποδοχή του μοσχεύματος. Έτσι, με την βοήθεια μιας συσκευής στόχευσης (συσκευή στόχευσης κνήμης κατά την πλαστική προσθίου χιαστού συνδέσμου) για αποφυγή παραβίασης της αρθρικής επιφάνειας ή του πρόσθιου φλοιού, ένας οδηγός 2,0 mm ο οποίος στην άκρη του είχε μια οπή εισήχθη εγκάρσια στο μέσο του άνω ημιμορίου της επιγονατίδας με φορά από έσω προς τα έξω. Η κατεύθυνση του οδηγού ήταν οριζόντια, κάθετη προς τον επιμήκη άξονα της επιγονατίδας και παράλληλη προς το στεφανιαίο επίπεδο της επιγονατίδας. Πάνω στον οδηγό αυτό εφαρμόστηκε ένα αυλοφόρο σωληνοειδές τρυπάνι διαμέτρου 6 mm και διεύρυνε την οστική σήραγγα σε μήκος 2 cm, έτσι ώστε να δημιουργηθεί μία 2 cm εγκάρσια τυφλή οστική σήραγγα στην άνω έσω μοίρα της επιγονατίδας. Τελικά, τα ράμματα των ελεύθερων μοσχευμάτων πέρασαν από την οπή του οδηγού, ο οποίος προωθήθηκε και εξήλθε από την έξω πλευρά της επιγονατίδας συμπαρασύροντας μαζί του και τα ράμματα του μοσχεύματος. Και τα δύο άκρα του τενόντιου μοσχεύματος τραβήχτηκαν και εισήλθαν στη σήραγγα ενώ τα ράμματα του μοσχεύματος δέθηκαν μαζί με τάση πάνω από ένα endobutton, το οποίο εισήχθη

με μια μικρή πλευρική τομή (1,5 cm) στην έξω επιφάνεια της επιγονατίδας περίξ του σημείου εξόδου του οδηγού.

Για την ομάδα QT, πραγματοποιήθηκε μέση επιμήκης τομή 7-8 cm που κατέληγε στον άνω πόλο της επιγονατίδας. Αφού αποκαλύφθηκε ο τένοντας του τετρακέφαλου μυ από το μεσαίο τμήμα του, παρασκευάστηκε και συλλέχθηκε μια λωρίδα πλάτους 10 mm, πάχους 3 mm και μήκους 8 cm με νυστέρι, χωρίς να αποκολληθεί από την κατάφυση του στην επιγονατίδα. Στη συνέχεια, το μόσχευμα αναδιπλώθηκε προς τα έσω σχηματίζοντας γωνία 90 °και πέρασε κάτω από τον προεπιγονατιδικό ιστό όπου εκεί καθλώθηκε με δύο μη απορροφήσιμα ράμματα (ράμμα Ethibond 2). Έτσι έμεινε το ελεύθερο άκρο του τένοντα στο οποίο τοποθετήθηκε σύμφωνα με την τεχνική Krackow, ένα άλλο ίδιο ράμμα έως περίπου 2 cm μήκος που θα χρησίμευε για την καθήλωση του μοσχεύματος στον μηρό στο σημείο του Schöttle.

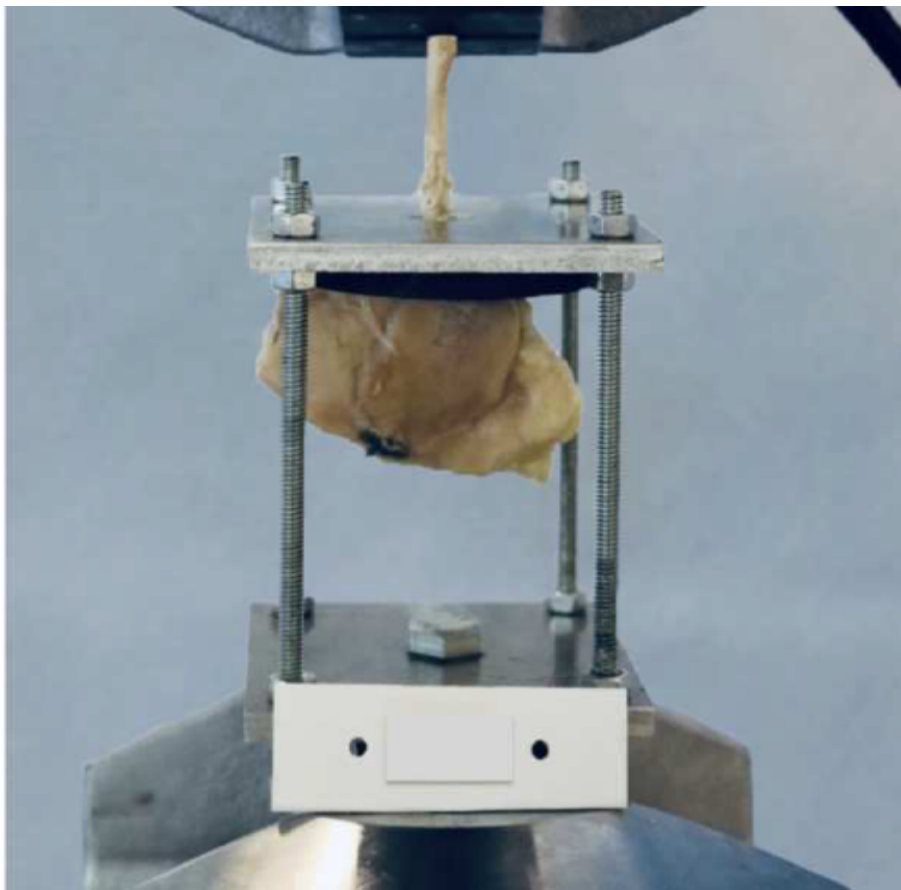
Εμβιομηχανική μελέτη – καθήλωση της επιγονατίδας

Η επιγονατίδα με το καθηλωμένο μόσχευμα στη συνέχεια αφαιρέθηκε προσεκτικά από κάθε πτωματικό φρέσκο-κατεψυγμένο γόνατο. Το πείραμα διεξήχθη με χρήση μηχανής γενικών δοκιμών MTS 810 στο άνω μέρος της οποίας προσαρμόστηκε κατάλληλη δυναμοκυψέλη μέγιστου φορτίου 5kN για εξαγωγή πειραματικών αποτελεσμάτων μέγιστης δυνατής ακρίβειας. Για τη εμβιομηχανική δοκιμή, η επιγονατίδα σταθεροποιήθηκε με την βοήθεια μίας αυτοσχέδιας ιδιοσυσκευής η οποία ήταν προσαρμοσμένη στη μηχανή δοκιμών MTS 810. Η συγκεκριμένη αυτοσχέδια συσκευή είχε τα χαρακτηριστικά ότι δεν θα έβλαπτε την επιγονατίδα κατά την διάρκεια του πειράματος όπως επίσης και την ανακατασκευή του MPFL και δεν θα μπορούσε να κατηγορηθεί για οποιαδήποτε πιθανή συμβολή της σε πιθανό κάταγμα επιγονατίδας ή αποτυχία του ανακατασκευασμένου MPFL μετά από την άσκηση των δυνάμεων. Οι οδηγοί Steinmann, ο μεθακρυλικός μεθυλεστέρας (βιολογικό τσιμέντο) ή

ειδικοί σφιγκτήρες με σιαγόνες αποκλείστηκαν, καθώς αυτές οι συσκευές δεν πληρούσαν τις προαναφερθείσες προδιαγραφές.

Έτσι δύο χαλύβδινες πλάκες χρησιμοποιήθηκαν και βιδώθηκαν για την κατασκευή ενός πλαισίου στήριξης. Αυτό το πλαίσιο στήριξης και συγκεκριμένα η κάτω πλάκα, στερεώθηκε στην κάτω αρπάγη της μηχανής εφελκυσμού. Στην άνω πλάκα δημιουργήσαμε μια οβάλ σχήματος οπή (μακρύς άξονας 2 cm και κοντός άξονας 1cm) και η κάτω επιφάνεια της άνω πλάκας καλύφθηκε από PTFE (Πολυτετραφθοροαιθυλένιο). Ο βρόγχος του μοσχεύματος πέρασε μέσα από την οβάλ οπή και καθηλώθηκε στην άνω αρπάγη της μηχανής εφελκυσμού. Οι πείροι Steinmann, μεθακρυλικός μεθυλεστέρας ή ειδικοί σφιγκτήρες με σιαγόνες αποκλείστηκαν, καθώς αυτές οι συσκευές δεν πληρούσαν τις προαναφερθείσες απαιτήσεις.

Με την εφαρμογή εξωτερικής μετατόπισης, το διάκενο μεταξύ της ιδιοσυσκευής και του γάντζου αυξήθηκε και ως εκ τούτου η επιγονατίδα και συγκεκριμένα το έσω χείλος της συμπίεστηκε στην κάτω επιφάνεια της άνω πλάκας. (Εικόνα 1).



Εικόνα 1. Επιγονατίδα και ανακατασκευασμένο MPFL τοποθετημένο στην προσαρμοσμένη ιδιοσυσκευή στη μηχανή δοκιμής υλικού MTS με διπλωμένο τένοντα gracilis (τεχνική μονής σήραγγας).

Τα δείγματα υποβλήθηκαν αρχικά σε κυκλική φόρτιση 10 κύκλων εύρους φόρτισης από 0 έως 30 N προκειμένου να μειωθεί το φαινόμενο υστέρησης των ιστών. Με την αύξηση των κύκλων φόρτισης, η περιοχή υστέρησης μεταξύ καμπύλης φόρτισης και αποφόρτισης μειώνεται και τελικώς σταθεροποιείται. Η εσωτερική δομή των ιστών (πχ η μεταβολή κολλαγόνου σε μοριακό επίπεδο, η διάταξη των ινών του υλικού) αλλάζουν με την κυκλική φόρτιση και το φαινόμενο αυτό χαρακτηρίζεται ως προφόρτιση. Η προφόρτιση είναι σημαντική καθώς μετατρέπει την συμπεριφορά του υλικού από ιξωδοελαστική σε ψευδοελαστική. Έπειτα τα δείγματα δοκιμάστηκαν υπό την επίδραση εφελκυστικού φορτίου με σταθερό ρυθμό παραμόρφωσης 15mm / min στην μηχανή εφελκυσμού με μια γραμμή έλξης παράλληλη με τις ίνες τετρακέφαλων και τα ράμματα της σήραγγας χρησιμοποιώντας μια μηχανή δοκιμής υλικών (MTS 810 Universal Testing Σύστημα).

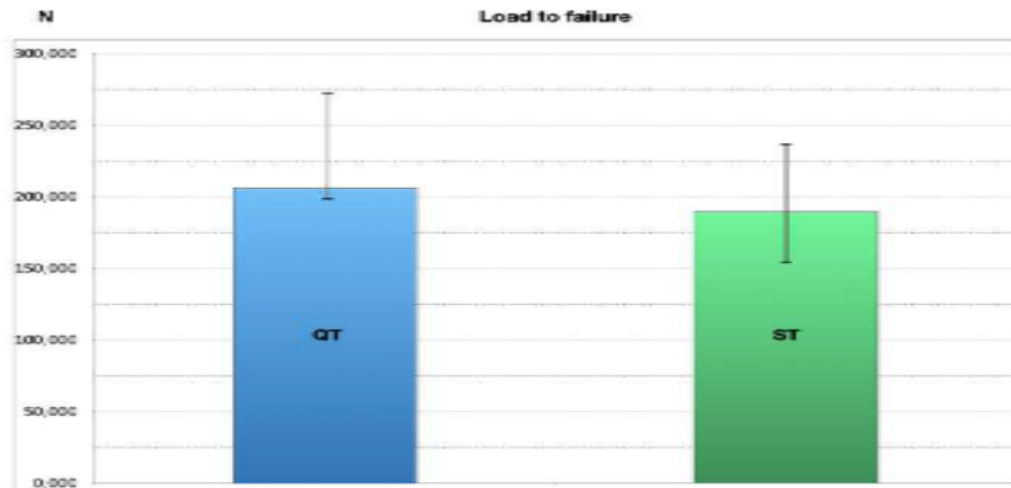
Το απόλυτο εφελκυστικό φορτίο θεωρήθηκε η μέγιστη δύναμη. Η ακαμψία ορίζεται ως η κλίση της γραμμικής περιοχής της καμπύλης μετατόπισης φορτίου και υπολογίστηκε με βάση την ελάχιστη τετραγωνική πολυωνυμική προσέγγιση. Για τον υπολογισμό της ακαμψίας χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Matlab R2016a. Για την εξομάλυνση των καμπυλών επιλέχθηκε το φίλτρο Savitzky-Golay53. Οι συντελεστές του φίλτρου εξάγονται με την μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων για δοσμένο πολώνυμο. Όπως αναφέρθηκε και προηγούμενα η πληροφορία για την ακαμψία παρέχεται μέσω της κλίσης της καμπύλης δύναμης-μετατόπισης. Για να υπολογισθεί αυτή η κλίση, απομονώθηκε η γραμμική περιοχή του διαγράμματος και παραγωγίστηκε αριθμητικά. Η διαδικασία επαναλήφθηκε με τον ίδιο τρόπο για όλα τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν και με τον τρόπο αυτό ελήφθησαν τιμές για την ακαμψία καθεμίας ανακατασκευής. Τέλος καταγράφηκαν για κάθε δείγμα ο τρόπος αστοχίας, η τιμή του φορτίου αστοχίας σε N και της ακαμψίας σε N / mm .

Στατιστική ανάλυση

Η απαίτηση μεγέθους δείγματος υπολογίστηκε να είναι $N = 8$ για κάθε ομάδα, η οποία αντιστοιχεί σε 0,9 ισχύ. Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία και η δοκιμασία t Student για ανεξάρτητα δείγματα στο Excel χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των πειραματικών αποτελεσμάτων. Το επίπεδο σημασίας ορίστηκε σε $p < 0,05$.

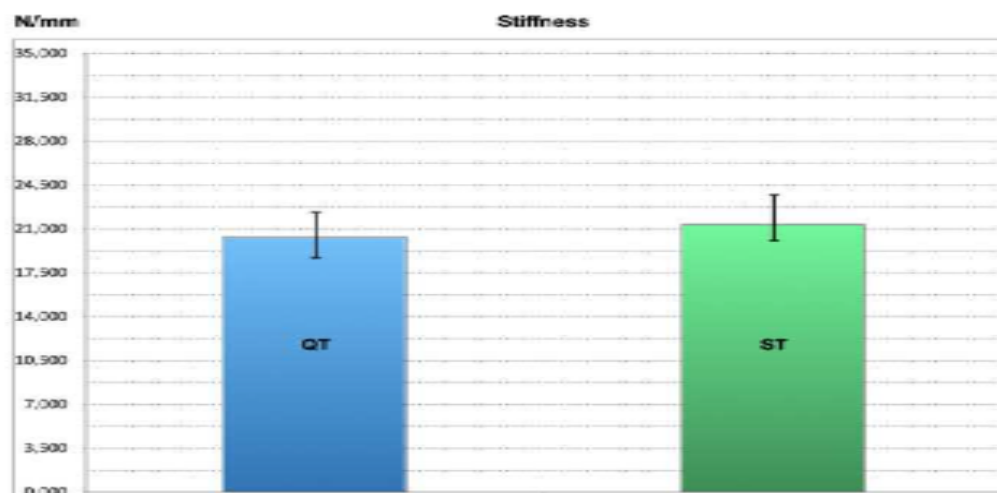
6.3 Αποτελέσματα

Δεν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά στο μέσο τελικό φορτίο αποτυχίας μεταξύ των δύο ομάδων ($p = 0,41$). Η ομάδα ST απέτυχε με μέσο τελικό φορτίο 190.113 N (SD 42.289 N) και η ομάδα QT απέτυχε στο 201.014 (SD 51.625N). (Εικόνα 2).



Εικόνα 2 Μέσο τελικό φορτίο αποτυχίας των διαφορετικών τεχνικών ανακατασκευής. QT (τετρακέφαλος τένοντας), ST (μονή σήραγγα)

Η ομάδα ST είχε μέση ακαμψία 21.711 N / mm (SD 3.457). Αυτό δεν ήταν στατιστικά σημαντικά υψηλότερο από τη μέση τιμή ακαμψίας που επιτεύχθηκε για την ομάδα QT 19,218N / mm (SD 8,263) ($p < 0,05$).



Εικόνα 3 Μέση ακαμψία των διαφορετικών τεχνικών ανοικοδόμησης. QT (τετρακέφαλος 390 τένοντα), ST (μονή σήραγγα).

Στην ομάδα QT όλες οι ανακατασκευές απέτυχαν λόγω αποκόλλησης του μοσχεύματος από την επιγονατίδα. Ο πιο κοινός λόγος αποτυχίας στην ομάδα ST συνέβη στη

σύνδεση μοσχεύματος-ράμματος. Δεν καταγράφηκε κάταγμα επιγονατίδας σε καμία ομάδα κατά τη διάρκεια της διαδικασίας.

6.4 Συζήτηση

Αυτή η πτωματική εμβιομηχανική μελέτη δείχνει ότι δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές εμβιομηχανικές διαφορές μεταξύ των QT και ST ανακατασκευών σχετικά με το τελικό φορτίο αποτυχίας. Σε αυτό το σημείο, είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι και οι δύο τύποι ανακατασκευών που αξιολογήθηκαν στη μελέτη μας ξεπέρασαν τη μέγιστη αναφερόμενη τιμή του τελικού φορτίου αποτυχίας του αυτόχθονα MPFL από άλλες μελέτες. [26] Αυτό μπορεί να υποδηλώνει ότι και οι δύο τεχνικές ανακατασκευής είναι αρκετές για να αναδημιουργήσουν τελικό φορτίο σε αστοχία του φυσικού MPFL και έτσι, θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για ανακατασκευή MPFL.

Οι LaPrade και άλλοι μέτρησαν μια μέση ακαμψία 23 ± 6 N / mm του φυσικού MPFL χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο γραμμικής παλινδρόμησης για να ταιριάζει στα δεδομένα της αναγκαστικής μετατόπισης της μονοαξονικής δοκιμής εφελκυσμού. [4] Οι Conlan et al. ανέφεραν ότι η ακαμψία ολόκληρης της έσω μοίρας του γόνατος (και τα 3 στρώματα κατά Warren and Marshall) μειώθηκε από 22,5 N / mm σε 10,5 N / mm μετά την κοπή του MPFL. [27] Οι τιμές της ακαμψίας της ομάδας QT και της ομάδας ST της μελέτης μας παρουσίασαν διακυμάνσεις στα ίδια επίπεδα των τιμών της ακαμψίας του φυσικού MPFL όπως αναφέρθηκε από τους LaPrade και Conlan. [4,27]

Η ανακατασκευή του MPFL με μονή σήραγγα έχει βρεθεί ότι είναι κλινικά κατώτερη από την ανατομική ανακατασκευή του MPFL με διπλή δέσμη. [17] Από εμβιομηχανική άποψη, σε μια προηγούμενη έρευνα, η ανακατασκευή του MPFL χρησιμοποιώντας μια ισομετρική τεχνική μονής σήραγγας δεν κατάφερε να αποκαταστήσει την φυσιολογική σχέση

επαφής επιγονατίδας τροχιλίας (patellar tracking) σε οποιαδήποτε γωνία κάμψης του γόνατος. [28] Οι Hara et al διαπίστωσαν ότι η «τεχνική ελλιμενισμού» (που είναι ισοδύναμη με μια τεχνική μονής σήραγγας), όπως μελετήθηκε σε sawbones με μοσχεύματα από βοοειδείς τένοντες, είχε τελικό φορτίο 106N και δυσκαμψία 14N / mm. Αυτές οι τιμές αντικατοπτρίζουν μηχανική αντοχή παρόμοια με εκείνη των τεχνικών που χρησιμοποιούν 2 εγκάρσιες σήραγγες. Στην παρούσα εμβιομηχανική μελέτη παρουσιάζουμε υψηλότερες τιμές. Πιο πρόσφατα, οι Kizher Shajahan et al. έδειξαν ότι η ανακατασκευή του MPFL με μονή σήραγγα αποτελεί μια πολύ πιο σκληρή κατασκευή από το φυσικό MPFL παρέχοντας υψηλότερη ακαμψία, με καλό προφίλ καταπόνησης. [30]

Η τεχνική QT έχει συγκρίσιμα κλινικά αποτελέσματα σε σχέση με την ανατομική τεχνική ανακατασκευής του MPFL με διπλή δέσμη και μόσχευμα τένοντα του ισχνού ή του ημιτενοντώδη μυ. [31] Εμβιομηχανικά συγκρίσιμα αποτελέσματα υπολογίστηκαν στο παρελθόν από άλλες μελέτες όσο αφορά το μέγιστο φορτίο αστοχίας της τεχνικής QT σε σχέση με το μέγιστο φορτίο αστοχίας του φυσικού MPFL[22]. Στην παρούσα εμβιομηχανική μελέτη αναφέρουμε σχεδόν πανομοιότυπες τιμές. Μια άλλη μελέτη διαπίστωσε επίσης ότι η τεχνική QT θα μπορούσε να αποκαταστήσει επαρκώς την κινηματική των αρθρώσεων του γόνατος όταν χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με μια ανατομική μηριαία σήραγγα [9]

Οι μη ανατομικές τεχνικές ανακατασκευής του MPFL ή οι παραλλαγές τους παρόλο που συγκρινόμενες εμβιομηχανικά και κλινικά με τις ανατομικές τεχνικές υστερούν, εξακολουθούν να αποτελούν βιώσιμες επιλογές για τον παιδιατρικό πληθυσμό, όπου η διάτρηση επιγονατίδας έχει εξαιρετικά υψηλό ποσοστό επιπλοκών λόγω του μικρού μεγέθους της [21]. Επίσης μπορεί να είναι ελκυστικές σε περιπτώσεις αποτυχημένης ανατομικής ανακατασκευής MPFL ως επιλογή αναθεώρησης ή όταν χρησιμοποιείται δυναμική ανακατασκευή MPFL.

Ωστόσο, ένα μόσχευμα καθήλωμένο στην επιγονατίδα με την βοήθεια μιας σήραγγας μπορεί να είναι η πηγή αρκετών επιγονατιδικών επιπλοκών, όπως κάταγμα, παραβίαση του πρόσθιου φλοιού ή της αρθρικής επιφάνειας της επιγονατίδας κατά την προσπάθεια διάτρησης της σήραγγας, ερεθισμός στην περιοχή καθήλωσης του μοσχεύματος λόγω των υλικών. Επιπλέον σε περίπτωση αποτυχίας της ανακατασκευής περιορίζονται αρκετά οι επιλογές τεχνικών για την αναθεώρηση της ανακατασκευής του MPFL [10]. Το καλό χειρουργικό αποτέλεσμα συνδέεται στενά με την εξοικείωση του χειρουργού με την τεχνική, και η τεχνική QT μπορεί να είναι αρκετά απαιτητική. Η τεχνική της μονής σήραγγας με endobutton μπορεί να είναι χρήσιμη για τους χειρουργούς που χρησιμοποιούν την τεχνική διπλής δέσμης, αλλά δεν είναι ακόμη εξοικειωμένοι με την τεχνική QT, σε περιπτώσεις ασθενών με μικρές επιγονατίδες ή σε χειρουργούς που χρησιμοποιούν τη δυναμική ανακατασκευή MPFL.

Υπάρχουν θεμελιώδεις διαφορές μεταξύ αυτών των δύο αυτών μη ανατομικών προσεγγίσεων για την ανακατασκευή του MPFL. Κατ' αρχήν για την τεχνική QT δεν απαιτείται η χρησιμοποίηση υλικού για την καθήλωση στην επιγονατίδα, καθιστώντας την μια λιγότερο δαπανηρή τεχνική. Επιπλέον, δεδομένου ότι διατηρείται η κατάφυση του τένοντα-μόσχευμα του τετρακέφαλου στην επιγονατίδα ο χειρουργικός χρόνος είναι ταχύτερος με την τεχνική QT. Οι τομές και η κοσμητική αισθητική μπορεί να είναι μια άλλη ανησυχία στην ανακατασκευή του MPFL. Στην τεχνική ST, η συνηθισμένη συγκομιδή τένοντα γίνεται μέσω μιας σχετικά μικρής τομής (1,5-3 cm) πάνω από το χήναιο πόδα, ακολουθούμενη από δύο επιπλέον τομές: μικρή τομή στην έσω μοίρα της επιγονατίδας και στο ύψος του έσω επικόνδυλο του μηριαίου οστού.

Οι πιο συνηθισμένες προσεγγίσεις για τη συγκομιδή μοσχεύματος στην QT είναι μια σχετικά μεγάλη μέση τομή 5-8 cm ή έσω παραεπιγονατιδικές τομές και μια επιπλέον μικρή

τομή στον έσω επικόνδυλο του μηριαίου οστού. Μια πιο ελάχιστα επεμβατική προσέγγιση έχει περιγραφεί (απαιτείται ειδική εργαλείο-σειρά για τη λήψη του μοσχεύματος), η οποία χρησιμοποιεί εγκάρσια τομή 2–3 cm κατά μήκος του ανώτερου πόλου της επιγονατίδας και προσφέρει ανώτερα αισθητικά αποτελέσματα από τις ανοιχτές τεχνικές. [22,32,33] Σε περιπτώσεις όπου απαιτείται, εκτός από την ανακατασκευή του MPFL και τροχλιοπλαστική, η ανακατασκευή QT έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί να πραγματοποιηθεί μέσω της ίδιας τομής. Τέλος, πρέπει να έχουμε κατά νου όταν επιλέγουμε οποιαδήποτε τεχνική ότι θα πρέπει να διασφαλίσουμε μήκος μοσχεύματος, έχοντας υπόψη ότι το ανατομικό μήκος του φυσικού MPFL έχει μέσο μήκος 53 mm. [25] Το μήκος του τετρακέφαλου τένοντα είναι κατά μέσο όρο 89 mm (εύρος 78-100 mm) από το μεσαίο όριο της κατάφυσης του στην επιγονατίδα. [34] Συνήθεις παγίδες της τεχνικής QT είναι ένας κοντός τένοντας ή ένας ακρωτηριασμένος πρόωρα κατά τη συγκομιδή τένοντας (ιδίως στην minimal invasive τεχνική) ή ένα μόσχευμα «ξεφλουδισμένο» στην κατάφυση στην επιγονατίδα κατά την παρασκευή. [14]

Ένας σημαντικός περιορισμός οποιασδήποτε πτωματικής εμβιομηχανικής μελέτης είναι ο έλεγχος των δειγμάτων στο “time zero”, χωρίς να λαμβάνεται υπόψη οποιαδήποτε επούλωση που λαμβάνει χώρα στη διεπαφή οστού-μοσχεύματος. Κατά συνέπεια, τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης αντιπροσωπεύουν εμβιομηχανικές ιδιότητες για ανακατασκευές στην άμεση μετεγχειρητική περίοδο και δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό της βέλτιστης μακροπρόθεσμης ανακατασκευής. Επιπλέον, η αυξημένη ηλικία των δοτών των δειγμάτων δημιουργεί προκατάληψη που σχετίζεται με την ηλικία για τα δεδομένα που παρουσιάζονται. Ένας άλλος περιορισμός είναι η απουσία μιας ομάδας ελέγχου, καθώς αυτή η μελέτη δεν εξέτασε το τελικό φορτίο αποτυχίας του εγγενούς MPFL. Ένας τελικός περιορισμός είναι η γραμμική άσκηση των δυνάμεων που εφαρμόζονται, η οποία αντιπροσωπεύει το χειρότερο σενάριο και δεν αντιστοιχεί απαραίτητα σε συνθήκες in vivo.

6.5 Συμπέρασμα

Αυτή η εμβιομηχανική μελέτη δεν έδειξε στατιστικά σημαντική διαφορά στην εμβιομηχανική απόδοση των αξιολογούμενων τεχνικών καθήλωσης της επιγονατίδας, όσον αφορά το μέγιστο φορτίο αποτυχίας και την ακαμψία. Με βάση τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης, αξίζει να σημειωθεί ότι και οι δύο τεχνικές ανακατασκευής του MPFL για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα είναι αξιόπιστες εμβιομηχανικά και πιστεύουμε ότι θα μπορούσαν να προσφέρουν πρόσθετες λύσεις σε χειρουργούς.

Βιβλιογραφία

- [1] Warren LF, Marshall JL. The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *J Bone Joint Surg Am* 1979;61:56-62.
- [2] Baldwin JL. The anatomy of the medial patellofemoral ligament. *Am J Sports Med* 2009;37:2355-61. doi:10.1177/0363546509339909
- [3] Kruckeberg BM, Chahla J, Moatshe G et al. Quantitative and Qualitative Analysis of the Medial Patellar Ligaments: An Anatomic and Radiographic Study. *Am J Sports Med* 2018;46:153-62. doi:10.1177/036354651772981813
- [4] LaPrade MD, Kallenbach SL, Aman ZS et al. Biomechanical Evaluation of the Medial Stabilizers of the Patella. *Am J Sports Med* 2018;46:1575-82. doi:10.1177/0363546518758654
- [5] LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly TV, Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L. The anatomy of the medial part of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89:2000- 10. doi:10.2106/ JBJS.F.01176

- [6] Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M. Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction. *Knee* 2000;7:121-7. doi:10.1016/s0968-0160(00)00038-7
- [7] Spang R, Egan J, Hanna P et al. Comparison of Patellofemoral Kinematics and Stability After Medial Patellofemoral Ligament and Medial Quadriceps Tendon- Femoral Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 2020;48:2252-9. doi:10.1177/0363546520930703
- [8] Aframian A, Smith TO, Tennent TD, Cobb JP, Hing CB. Origin and insertion of the medial patellofemoral ligament: a systematic review of anatomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2017;25:3755-72. doi:10.1007/s00167-016-4272-114
- [9] Stephen JM, Kittl C, Williams A et al. Effect of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction Method on Patellofemoral Contact Pressures and Kinematics. *Am J Sports Med* 2016;44:1186-94. doi:10.1177/0363546516631736.
- [10] Philippot R, Chouteau J, Wegrzyn J, Testa R, Fessy MH, Moyon B. Medial patellofemoral ligament anatomy: implications for its surgical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:475-9. doi: 10.1007/s00167-009-0722-3
- [11] Tuxøe JI, Teir M, Winge S, Nielsen PL. The medial patellofemoral ligament: a dissection study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2002;10:138-40. doi: 10.1007/s00167-001-0261
- [12] Steensen RN, Dopirak RM, McDonald WG 3rd. The anatomy and isometry of the medial patellofemoral ligament: implications for reconstruction. *Am J Sports Med* 2004;32:1509-13. doi: 10.1177/0363546503261505
- [13] Goyal D. Medial patellofemoral ligament reconstruction: the superficial quad technique. *Am J Sports Med* 2013;41:1022-9. doi:10.1177/0363546513477828

[14] Fink C, Steensen R, Gföller P, Lawton R. Quadriceps Tendon Autograft Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2018;11:209-20. doi:10.1007/s12178-018-9476-1

[15] Kang HJ, Wang F, Chen BC, Su YL, Zhang ZC, Yan CB. Functional bundles of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:1511-6. doi:10.1007/s00167-010-1090-8

15

[16] Schöttle PB, Hensler D, Imhoff AB. Anatomical double-bundle MPFL reconstruction with an aperture fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:147-51. doi:10.1007/s00167-009-0868-z

[17] Wang CH, Ma LF, Zhou JW et al. Double-bundle anatomical versus single bundle isometric medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar dislocation. *Int Orthop* 2013;37:617-24. doi:10.1007/s00264-013-1788-6

[18] Wang Q, Huang W, Cai D, Huang H. Biomechanical comparison of single and double-bundle medial patellofemoral ligament reconstruction. *J Orthop Surg Res* 2017;12:29. doi:10.1186/s13018-017-0530-2

[19] Lorbach O, Hauptert A, Efe T et al. Biomechanical evaluation of MPFL reconstructions: differences in dynamic contact pressure between gracilis and fascia lata graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2017;25:2502-10. doi:10.1007/s00167-016-4005-5

[20] Ntagiopoulos PG, Sharma B, Bignozzi S et al. Are the tubular grafts in the femoral tunnel in an anatomical or isometric position in the reconstruction of medial patellofemoral ligament?. *Int Orthop* 2013;37:1933-41. doi:10.1007/s00264-013-1938-x16

- [21] Parikh SN, Nathan ST, Wall EJ, Eismann EA. Complications of medial patellofemoral ligament reconstruction in young patients. *Am J Sports Med* 2013;41:1030-8. doi:10.1177/0363546513482085
- [22] Herbort M, Hoser C, Domnick C et al. MPFL reconstruction using a quadriceps tendon graft. part 1: biomechanical properties of quadriceps tendon MPFL reconstruction in comparison to the intact MPFL. A human cadaveric study. *Knee* 2014;21:1169–74. doi:10.1016/j.knee.2014.07.026
- [23] Schöttle P, Schmeling A, Romero J, Weiler A. Anatomical reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a free gracilis autograft. *Arch Orthop Trauma Surg* 2009;129:305-9. doi:10.1007/s00402-008-0712-9
- [24] Kyung HS, Kim HJ. Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: A Comprehensive Review. *Knee Surg Relat Res* 2015;27:133-40. doi:10.5792/ksrr.2015.27.3.133
- [25] Siebold R, Borbon CA. Arthroscopic extraarticular reconstruction of the medial patellofemoral ligament with gracilis tendon autograft - surgical technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:1245-51. doi:10.1007/s00167-012-1968-8
- [26] Olson SA, Marsh JL, Anderson DD, Latta Pe LL (2012) Designing a biomechanics investigation: choosing the right model. *J Orthop Trauma* 26(12):672–677
- [27] Huber C, Zhang Q, Taylor WR, Amis AA, Smith C, Hosseini Nasab SH. Properties and Function of the Medial Patellofemoral Ligament: A Systematic Review. *Am J Sports Med* 2020;48:754-66. doi:10.1177/036354651984130417
- [28] Conlan T, Garth WP Jr, Lemons JE. Evaluation 355 of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 1993;75:682-93. doi:10.2106/00004623-199305000-00007

- [29] Parker DA, Alexander JW, Conditt MA, Uzodinma ON, Bryan WJ. Comparison of isometric and anatomic reconstruction of the medial patellofemoral ligament: a cadaveric study. *Orthopedics* 2008;31:339-43. doi:10.3928/01477447-20080401-28
- [30] Hapa O, Akşahin E, Özden R et al. Aperture fixation instead of transverse tunnels at the patella for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:322-6. doi:10.1007/s00167-011-1582-1
- [31] KizherShajahan MB, Choh CTA, Yew KSA et al. Strain behavior of native and reconstructed medial patellofemoral ligaments during dynamic knee flexion – a cadaveric study. *J Exp Orthop* 2019;6:31. doi:10.1186/s40634-019-0195-3
- [32] Peter G, Hoser C, Runer A, Abermann E, Wierer G, Fink C. Medial patellofemoral ligament (MPFL) reconstruction using quadriceps tendon autograft provides good clinical, functional and patient-reported outcome measurements (PROM): a 2-year prospective study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2019;27(8):2426-32. doi:10.1007/s00167-018-5226-6
- [33] Fink C, Veselko M, Herbort M, Hoser C. Minimally invasive reconstruction of the medial patellofemoral ligament using quadriceps tendon. *Arthrosc Tech* 2014;3:e325–9. doi: 10.1016/j.eats.2014.01.01218
- [34] Fink C, Veselko M, Herbort M, Hoser 376 C. MPFL reconstruction using a quadriceps tendon graft: part 2: operative technique and short term clinical results. *Knee* 2014;21:1175–9. doi: 10.1016/j.knee.2014.05.006
- [35] Grob K, Manestar M, Filgueira L, Ackland T, Gilbey H, Kuster MS. New insight in the architecture of the quadriceps tendon. *J Exp Orthop* 2016;3:32. doi:10.1186/s40634-016-0068-y

Κεφάλαιο 7: Σύνοψη διδακτορικής διατριβής

Η διδακτορική διατριβή ξεκίνησε με μία ανατομική μελέτη του MPFL πάνω σε 30 φρέσκα πτωματικά γόνατα. Είναι ο μεγαλύτερος αριθμός φρέσκων πτωματικών γονάτων που έχει χρησιμοποιηθεί από μία μελέτη για την κατανόηση και περιγραφή της Ανατομίας του MPFL μέχρι σήμερα. Ο MPFL βρέθηκε σε όλα τα γόνατα έχοντας σχήμα τριγωνικό με ευρεία κατάφυση στο έσω άνω ήμισυ της επιγονατίδας και έκφυση ανάμεσα από το φύμα των προσαγωγών και τον έσω επικόνδυλο. Η κατανόηση της Ανατομίας του MPFL μπορεί να βοηθήσει σε μεγάλο βαθμό έναν χειρουργό να διαλέξει την κατάλληλη χειρουργική τεχνική ανακατασκευής του συνδέσμου.

Στη συνέχεια παρουσιάστηκε αναλυτικά βήμα προς βήμα μία ανατομική χειρουργική τεχνική ανακατασκευής του MPFL διπλής δέσμης. Μία χειρουργική τεχνική διπλής δέσμης, η οποία δεν χρησιμοποιεί υλικά για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα. Η

καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα γίνεται με την βοήθεια δύο παράλληλων τυφλών σηράγγων και διοστικών ραμμάτων, τα οποία δένονται μεταξύ τους στο έξω χείλος της επιγονατίδας. Η συγκεκριμένη τεχνική που περιγράφεται στη μελέτη αυτή έχει το πλεονέκτημα να αποφεύγει την παραβίαση του πρόσθιου φλοιού της επιγονατίδας. Επιπρόσθετα, ελαχιστοποιεί τις μεγάλου διαμέτρου οστικές σήραγγες, καθώς χρησιμοποιεί τυφλές εγκάρσιες σήραγγες οι οποίες συνεχίζουν με μικρές διαμέτρου σήραγγες από όπου περνούν τα ράμματα του μοσχεύματος. Πρόκειται για μία τροποποιημένη χειρουργική τεχνική με κύριο χαρακτηριστικό της, την χρησιμοποίηση της συσκευής στόχευσης (συσκευή στόχευσης κνημιαίου τούνελ κατά την ανακατασκευή του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου). Με την εισαγωγή και τη χρήση της συσκευής στόχευσης για τη δημιουργία των σηράγγων επιγονατίδας, η ζημιά της ακεραιότητας της επιγονατίδας μειώνεται σημαντικά.

Το επόμενο βήμα περιλάμβανε χαρτογράφηση της ιδανική τοποθέτησης των σηράγγων της επιγονατίδας με τη χρήση προεγχειρητικής αξονικής τομογραφίας και να συγκρίνει τα αποτελέσματα μετά την ανακατασκευή του MPFL με μετεγχειρητικές αξονικές τομογραφίες μεταξύ α) μιας ανατομικής τεχνικής διπλής δέσμης για την ανακατασκευή του MPFL, χωρίς την χρήση εμφυτευμάτων στην επιγονατίδα, η οποία χρησιμοποιεί για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα δύο τυφλές παράλληλες σήραγγες και διοστικά ράμματα, και β) την τροποποίησή της τεχνικής αυτής με τη χρήση της συσκευής στόχευσης της κνήμης που χρησιμοποιείται κατά την ανακατασκευή του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Έτσι παρουσιάστηκαν για πρώτη φορά στη διεθνή βιβλιογραφία οι γωνίες R. Υπογραμμίστηκε η σημασία των γωνιών R1 και R2 λόγω του μικρού εύρους τους, το οποίο έχει σημαντικές κλινικές επιπτώσεις. Η συσκευή στόχευσης φαίνεται να βοηθά στην ασφαλή διάτρηση των τυφλών εγκάρσιων και παράλληλων μεταξύ τους σηράγγων κατά την ανακατασκευή του MPFL. Τέλος, η μέγιστη οστική γέφυρα μεταξύ σηράγγων, προκειμένου να δημιουργηθεί μια ανατομική ανακατασκευή διπλή δέσμης του MPFL, φαίνεται να

σχετίζεται άμεσα με το μήκος της επιγονατίδας και θα μπορούσε να δημιουργήσει τεχνικές δυσκολίες σε μικρές επιγονατίδες. Έτσι σε μικρές επιγονατίδες ίσως θα μπορούσε να επιλεγεί μία άλλη τεχνική ανακατασκευής του συνδέσμου.

Τέλος διενεργήθηκαν δύο εμβιομηχανικές μελέτες που μελέτησαν τις εμβιομηχανικές ιδιότητες των τριών πιο διαδεδομένων ανατομικών χειρουργικών τεχνικών (διπλής δέσμης) καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα και δύο μη ανατομικών χειρουργικών τεχνικών (μονή δέσμη) καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα. Το φορτίο αστοχίας δεν ήταν σημαντικά διαφορετικό μεταξύ των τριών ανατομικών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα κατά την ανακατασκευή του MPFL. Επίσης το φορτίο αστοχίας και των τριών μεθόδων καθήλωσης του μοσχεύματος ξεπέρασε το μέγιστο φορτίο αστοχίας του MPFL που έχει καταγραφεί στη διεθνή βιβλιογραφία καθιστώντας και τις τρεις τεχνικές αξιόπιστες. Ωστόσο, η καθήλωση του μοσχεύματος με βιοαπορροφήσιμους κοχλίες ήταν σημαντικά ισχυρότερη από την καθήλωση του μοσχεύματος με διοστικά ράμματα και μεταλλικές άγκυρες, σε όρους ακαμψίας της ανακατασκευής του MPFL.

Η μελέτη των δύο μη ανατομικών τεχνικών καθήλωσης του μοσχεύματος στην επιγονατίδα δεν έδειξε στατιστικά σημαντική διαφορά στην εμβιομηχανική απόδοση των αξιολογούμενων τεχνικών καθήλωσης της επιγονατίδας, όσον αφορά το μέγιστο φορτίο αποτυχίας και την ακαμψία. Με βάση τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης, αξίζει να σημειωθεί ότι και οι δύο αυτές τεχνικές ανακατασκευής του MPFL για την καθήλωση του μοσχεύματος στην επιγονατίδα είναι αξιόπιστες εμβιομηχανικά και πιστεύουμε ότι θα μπορούσαν να προσφέρουν πρόσθετες λύσεις σε Ορθοπαιδικούς Χειρουργούς.

Τα αποτελέσματα της διατριβής έχουν παρουσιαστεί :

1. ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΣΕ ΦΡΕΣΚΑ ΚΑΤΕΨΥΓΜΕΝΑ ΓΟΝΑΤΑ ΤΟΥ ΕΣΩ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΟΜΗΡΙΑΙΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ (MPFL) : ΟΔΗΓΑ ΣΗΜΕΙΑ ΓΙΑ ΤΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΥ

Ραούλης Β.1, Ζιμπής Α.1, Χαντές Μ.2, Ρόγκας Π.1, Τουρλακόπουλος Κ.1,

Αρβανίτης Δ.1

74^ο Συνέδριο ΕΕΧΟΤ Αθήνα 2018

2. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΠΟΤΙΜΗΣΗ ΤΩΝ ΤΡΙΩΝ ΔΙΑΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΚΑΘΗΛΩΣΗΣ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΥ ΕΣΩ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΟΜΗΡΙΑΙΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ (MPFL)

Β. Ραούλης^{1,3}, Α. Ζιμπής¹, Μ. Χιωτέλλη², Α. Κερμανίδης², Κ. Μπανιός^{1,3}, Δ.

Αρβανίτης¹, Μ. Χαντές³

8^ο Συνέδριο Ελληνικής Αρθροσκοπικής Εταιρίας, Σπάρτη 2019

2^ο Βραβείο καλύτερης προφορικής ανακοίνωσης

3. ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΣΕ ΦΡΕΣΚΑ ΚΑΤΑΨΥΓΜΕΝΑ ΓΟΝΑΤΑ ΤΟΥ ΕΣΩ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΟΜΗΡΙΑΙΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ (MPFL): ΟΔΗΓΑ ΣΗΜΕΙΑ ΓΙΑ ΤΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΥ

B. Ραούλης¹, Α. Ζιμπής¹, Μ. Χαντές², Κ. Μπανιός¹, Κ. Αλεξίου², Δ. Αρβανίτης¹

8^ο Συνέδριο Ελληνικής Αρθροσκοπικής Εταιρείας, Σπάρτη 2019

4. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΠΟΤΙΜΗΣΗ ΤΩΝ ΤΡΙΩΝ ΔΙΑΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΚΑΘΗΛΩΣΗΣ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΑ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΟΥ ΕΣΩ ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΟΜΗΡΙΑΙΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ (MPFL)

B. Ραούλης^{1,3}, Α. Ζιμπής¹, Μ. Χιωτέλλη², Α. Κερμανίδης², Κ. Μπανιός^{1,3}, Δ. Αρβανίτης¹, Μ. Χαντές³

75^ο Συνέδριο ΕΕΧΟΤ Αθήνα 2019

5. πBiomechanical evaluation of three widespread patellar fixation techniques in medial patellofemoral ligament reconstruction

V. Raoulis, Greece

ESSKA Congress 2020 Milano 2020

6. Anatomical study on fresh frozen knees of the MPFL: guiding points for surgical reconstruction

V. Raoulis, Greece

ESSKA Congress Milano 2020

7. Biomechanical Evaluation Of Two Non-Anatomic Patellar Fixation Techniques In Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction

V. Raoulis, Greece

EFFORT Congress Vienna 2021

8. A Cadaveric Study Of The Radiological Anatomy Of The Patella: Implications To Avoid Complications During Tunnel Placement In MPFL Reconstruction Procedures

V. Raoulis, Greece

EFFORT Congress Vienna 2021

9. Πειραματική διερεύνηση της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς των επικρατέστερων τεχνικών ανακατασκευής του έσω επιγονατιδομηριαίου συνδέσμου MPFL.

Ετήσιος εθνικός διαγωνισμός διπλωματικής-μεταπτυχιακής εργασίας – Ελληνική Μεταλλουργική Εταιρεία 2021

1^η θέση στο διαγωνισμό

Δημοσιεύσεις σε διεθνή αναγνωρισμένα επιστημονικά περιοδικά (pubmed indexed) :

- 1. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament using two blind transverse semi-patella tunnels and an implant-free technique for patellar fixation: a technical note.**

Raoulis V, Zibis A, Fyllos A, Malahias MA, Banios K, Hantes M.

J Orthop Surg Res. 2021 Jan 7;16(1):25. doi: 10.1186/s13018-020-02161-z.

- 2. Biomechanical evaluation of three patellar fixation techniques for MPFL reconstruction: Load to failure did not differ but interference screw stabilization was stiffer than suture anchor and suture-knot fixation.**

Raoulis VA, Zibis A, Chiotelli MD, Kermanidis AT, Banios K, Schuster P, Hantes ME.

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2021 Jan 2. doi: 10.1007/s00167-020-06389-4

- 3. A computed tomography cadaveric study of the radiological anatomy of the patella: the size of the patella correlates with bone bridge between tunnels and R angles are introduced for safe tunnel drilling during MPFL reconstruction.**

Raoulis V, Tsifountoudis I, Fylos A, Hantes M, Malahias MA, Karantanas A, Zibis A.

J Exp Orthop. 2021 Apr 17;8(1):29. doi: 10.1186/s40634-021-00348-9.

- 4. Biomechanical evaluation of two non-anatomic patellar fixation techniques in medial patellofemoral ligament reconstruction**

Vasileios Raoulis Michael Hantes, Apostolos Fylos, Maria Dimitra Chiotelli, Alexis Kermanidis, Michael-Alexander Malahias, Aristeidis Zibis

The knee Journal ... accepted 2021

