



**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΥΓΕΙΑΣ  
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΔΥΟ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΜΕ ΜΟΝΟ ΚΑΙ  
ΔΙΠΛΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ  
ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΣΕ  
ΑΘΛΗΤΕΣ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΤΕΝΣΙΟΜΥΟΓΡΑΦΟΥ**

**ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**ΣΠΟΥΔΑΣΤΕΣ: ΓΚΑΝΙΑΣ ΣΤΕΦΑΝΟΣ Α.Μ. :2295**

**ΦΑΚΙΡΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ Α.Μ.:2267**

**ΕΙΣΗΓΗΤΗΣ: ΔΡ.ΚΟΥΤΣΟΓΙΑΝΝΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ**

**ΑΙΓΙΟ- 2022**

**COMPARING TWO TECHNIQUES WITH SINGLE AND  
DOUBLE GRAFTS FOR ATHLETES' ACL  
RECONSTRUCTION WITH THE USE OF  
TENSIOMYOGRAPHY**

## Ευχαριστίες

Με την διεκπεραίωση της ερευνητικής πτυχιακής μας εργασίας, θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε θερμά τους ανθρώπους που συνέβαλαν στην ολοκλήρωσή της. Αισθανόμαστε την ανάγκη να ευχαριστήσουμε τον κ. Πατσόπουλο για την σημαντική αρωγή που μου προσέφερε, επιτρέποντας μας τη χρήση του μηχανήματος TMG και την φιλοξενία του στο ιατρείο, αξιολογώντας τους ασθενείς του, συντελώντας κατά αυτόν τον τρόπο στην ολοκλήρωση του ερευνητικού τμήματος της πτυχιακής μας εργασίας και τον καθηγητή μας κ. Κουτσογιάννη για τη βοήθεια και τις πολύτιμες συμβουλές του.

## **Περίληψη**

Ο σκοπός της ερευνητικής αυτής εργασίας είναι η ανάδειξη του αποτελεσματικότερου χειρουργείου για την ανακατασκευή πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, με την χρήση της τενσιομυογραφίας. Στην αρχή γίνεται λεπτομερής περιγραφή της ανατομίας του γονάτου, με έμφαση στον πρόσθιο χιαστό και στην συνέχεια περιγράφεται το μηχάνημα TMG. Ακολουθεί, η μεθοδολογία που έλαβε χώρα κατά την διάρκεια της έρευνας καθώς και η στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων. Τέλος, επισυνάπτεται η συζήτηση και τα αποτελέσματα, με βασικό εύρημα την διάκριση του μονού μοσχεύματος ως καλύτερη χειρουργική μέθοδο.

## Κατάλογος Πινάκων

ΠΙΝΑΚΑΣ 1: ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ, ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ ΠΟΥ ΜΕΣΟΛΑΒΗΣΕ ΓΙΑ ΤΑ ΔΥΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΑ , ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΟ ΕΙΔΟΣ ΤΟΥ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ , ΓΙΑ ΤΟ ΣΥΝΟΛΙΚΟ ΔΕΙΓΜΑ.	60
ΠΙΝΑΚΑΣ 2 : ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ, ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ ΠΟΥ ΜΕΣΟΛΑΒΗΣΕ ΓΙΑ ΤΑ ΔΥΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΑ , ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΟ ΕΙΔΟΣ ΤΟΥ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ , ΓΙΑ ΤΟ ΙΣΟΡΡΟΠΗΜΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑ.	61
ΠΙΝΑΚΑΣ 3: ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ, ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΤΟΥ TMG ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΟ ΕΙΔΟΣ ΤΟΥ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ, ΣΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ ΜΕΛΟΣ, ΓΙΑ ΤΟ ΣΥΝΟΛΙΚΟ ΔΕΙΓΜΑ.	62
ΠΙΝΑΚΑΣ 4: ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ, ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΤΟΥ TMG ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΟ ΕΙΔΟΣ ΤΟΥ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ ΣΤΟ ΜΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ ΜΕΛΟΣ, ΓΙΑ ΤΟ ΣΥΝΟΛΙΚΟ ΔΕΙΓΜΑ.	65
ΠΙΝΑΚΑΣ 5: ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ, ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΤΟΥ TMG ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΟ ΕΙΔΟΣ ΤΟΥ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ ΣΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ ΜΕΛΟΣ, ΓΙΑ ΤΟ ΙΣΟΡΡΟΠΗΜΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑ.	68
ΠΙΝΑΚΑΣ 6: ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ, ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΤΟΥ TMG ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ ΚΑΙ ΤΟ ΜΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ ΜΕΛΟΣ, ΓΙΑ ΤΟ ΣΥΝΟΛΙΚΟ ΔΕΙΓΜΑ.	70
ΠΙΝΑΚΑΣ 7: ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ, T-TEST.	72

## Κατάλογος Εικόνων

<i>Εικόνα 1 Διάρθρωση Γόνατος</i>	9
<i>Εικόνα 2 Σύνδεσμοι Γόνατος</i>	12
<i>Εικόνα 3 Μηνίσκοι</i>	14
<i>Εικόνα 4 Αρθρικός Θύλακος</i>	15
<i>Εικόνα 5 Εκτείνοντες Του Γόνατος</i>	176
<i>Εικόνα 7 Νεύρωση Γόνατος</i>	17
<i>Εικόνα 8 Αγγείωση</i>	18
<i>Εικόνα 9 Πρόσθιος Χιαστός</i>	21

<i>Εικόνα 10 Παθοφυσιολογία ΠΧΣ</i>	23
<i>Εικόνα 11 Μηχανισμός Κάκωσης ΠΧΣ</i>	25
<i>Εικόνα 12 Αποκατάσταση Κάκωσης ΠΧΣ</i>	27
<i>Εικόνα 13 Χειρουργείο ΠΧΣ</i>	28
<i>Εικόνα 14 Μονό Μόσχευμα</i>	30
<i>Εικόνα 15 Παράμετροι</i>	35
<i>Εικόνα 16 Τύποι Συμμετριών</i>	40
<i>Εικόνα 17 Παράδειγμα Συμμετριών</i>	41
<i>Εικόνα 18 Η μέθοδος της Τενσιομυογραφίας</i>	42
<i>Εικόνα 19 Εφαρμογή TMG στον έξω πλατύ</i>	42
<i>Εικόνα 20 Εφαρμογή TMG στον ορθό μηριαίο</i>	43
<i>Εικόνα 21 Εφαρμογή TMG στον Δικέφαλο Μηριαίο</i>	43
<i>Εικόνα 22 Τοποθέτηση του αισθητήρα στον μυ και αποτελέσματα</i>	44
<i>Εικόνα 23 Τυπική αυξητική εξέλιξη των καμπυλών της μετατόπισης</i>	45
<i>Εικόνα 24 Εφαρμογή TMG στον ορθό μηριαίο</i>	46
<i>Εικόνα 25 Τύπος IKDC</i>	52

## Συντομογραφίες

- ΠΧΣ = Πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος
- TMG= *tensiomyography*
- Dm= ακτινική μετατόπιση
- Td= χρόνος καθυστέρησης ή λανθάνοντας χρόνος
- Tc= χρόνος συστολής
- Ts= χρόνος διατήρησης της συστολής
- Tr =χρόνος ημίσειας χαλάρωσης
- Vc= ταχύτητα συστολής
- ΔΜ= δικέφαλος μηριαίος
- ΗΤ ή ST= ημιτενοντώδης
- ΟΜ= ορθός μηριαίος
- ΕΣΠ= έσω πλατύς
- ΕΞΠ= έξω πλατύς
- GR= ισχνός

# Περιεχόμενα

<b>ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ</b>	<b>3</b>
<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ</b>	<b>4</b>
<b>1<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ : ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΓΟΝΑΤΟΣ</b>	<b>9</b>
1.1 ΓΕΝΙΚΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΡΘΡΩΣΗ	9
1.2 ΣΥΝΔΕΣΜΟΙ	10
1.3 ΜΗΝΙΣΚΟΙ	13
1.4 ΑΡΘΡΙΚΟΣ ΘΥΛΑΚΟΣ	155
1.5 ΜΥΪΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ	166
1.6 ΝΕΥΡΩΣΗ ΓΟΝΑΤΟΣ	17
1.7 ΑΓΓΕΙΩΣΗ	18
<b>2<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ : ΠΡΟΣΘΙΟΣ ΧΙΑΣΤΟΣ</b>	<b>20</b>
2.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΡΟΛΟΣ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ	20
2.2 Εμβιομηχανική του προσθίου χιαστού	22
2.3 Παθοφυσιολογία	23
2.4 ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΚΑΚΩΣΗΣ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ	24
2.5 ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΚΑΚΩΣΗΣ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ	26
2.6 ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΑ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ	28
2.6.1 ALL INSIDE - ΜΟΝΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ	29
2.6.2 ST-GR- Διπλο ΜΟΣΧΕΥΜΑ	31
<b>3<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ : ΤΜΓ</b>	<b>33</b>
3.1 ΤΙ ΕΙΝΑΙ Η ΤΕΝΣΙΟΜΥΟΓΡΑΦΙΑ	33
3.2 ΠΟΙΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΥΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΕΙ	34
3.3. ΠΩΣ ΓΙΝΕΤΑΙ Η ΜΕΤΡΗΣΗ	41
3.4. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ ΤΗΣ ΤΕΝΣΙΟΜΥΟΓΡΑΦΙΑΣ	453
<b>4<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ : ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ</b>	<b>47</b>
4.1 ΣΚΟΠΟΣ ΜΕΛΕΤΗΣ	47
4.2 ΕΙΣΑΓΩΓΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ	48
4.3 ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ	49
<b>5<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ: ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ</b>	<b>50</b>
5.1 ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ	50
5.2 ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΑ	50
5.3 ΕΙΔΟΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΚΑΙ ΥΛΙΚΟ	54
5.4 ΔΕΙΓΜΑ ΣΥΜΜΕΤΕΧΟΝΤΩΝ	54
5.5 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	55
5.5.1 ΔΗΜΟΓΡΑΦΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΟΥ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ	56
5.5.2 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ	61
5.5.2.1 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΥΓΚΡΙΣΕΩΝ ΣΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ ΜΕΛΟΣ	63
5.5.2.2 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΥΓΚΡΙΣΕΩΝ ΣΤΟ ΜΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ ΜΕΛΟΣ	66
5.5.2.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΥΓΚΡΙΣΕΩΝ ΣΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ ΜΕΛΟΣ ΣΕ ΙΣΟΡΡΟΠΗΜΕΝΑ ΔΕΙΓΜΑΤΑ ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΟΝ ΧΡΟΝΟ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ	69
5.5.2.4 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΩΝ ΜΕ ΜΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΑ ΜΕΛΗ ΣΤΟ ΣΥΝΟΛΙΚΟ ΔΕΙΓΜΑ	71
5.6 ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗΣ ΣΤΟ ΣΥΝΟΛΙΚΟ ΔΕΙΓΜΑ	76

<b>6<sup>ο</sup> ΚΕΦΑΛΑΙΟ : ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ</b>	<b>79</b>
6.1 ΣΥΖΗΤΗΣΗ	79
6.2 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ	81
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</b>	<b>82</b>



# **1<sup>ο</sup> Κεφάλαιο : Στοιχεία Ανατομίας Άρθρωσης Γόνατος**

## **1.1 Γενικά για την άρθρωση**

Η διάρθρωση του γόνατος (Εικόνα 1) είναι η μεγαλύτερη και η πιο επιφανειακή άρθρωση του ανθρώπου. Είναι κυρίως γίγγλυμη ή γωνιώδους τύπου διάρθρωση, επιτρέποντας την κάμψη και την έκταση, όμως οι κινήσεις της γωνιώδους διάρθρωσης συνδυάζονται με κινήσεις ολίσθησης και κύλισης και με στροφή γύρω από έναν κάθετο άξονα. Αν και η διάρθρωση του γόνατος είναι καλά κατασκευασμένη, η λειτουργία της συνήθως παρεμποδίζεται όταν αυτή βρίσκεται σε υπερβολική έκταση. Οι αρθρικές επιφάνειες της άρθρωσης του γόνατος αποτελούνται από τους μηριαίους κονδύλους και τις κνημιαίες γλάνες. Η μη καλή πρόσφυση αυτών των αρθρικών επιφανειών αντισταθμίζεται από τους σχετικά παχύς αρθρικούς χόνδρους και από τους μηνίσκους. Επιπρόσθετα της διάρθρωσης μεταξύ της κνήμης και του μηριαίου δηλαδή της κνημομηριαίας διάρθρωσης μέρος της διάρθρωσης του γόνατος σχηματίζεται και από τη διάρθρωση μεταξύ της επιγονατίδας και του μηριαίου οστού δηλαδή της επιγονατιδομηριαίας διάρθρωσης. Η σταθερότητα της διάρθρωσης του γόνατος εξαρτάται από τη δύναμη και τις λειτουργίες των περιβαλλόντων μυών και τενόντων τους και από τους συνδέσμους οι οποίοι συνδέουν το μηριαίο οστό με την κνήμη. Ο πιο σημαντικός μυς για τη σταθεροποίηση της διάρθρωσης του γόνατος είναι ο μεγάλος τετρακέφαλος μηριαίος, ιδιαίτερα οι κάτω ίνες του έσω και έξω πλατέως. [Moore, Dalley et.al. 2013(βιβλίο σελ.574)] [Platzer, Fritsch et.al. 2011 (βιβλίο σελ.206)]



Εικόνα 1 Διάρθρωση Γόνατος

## 1.2 Σύνδεσμοι

Η σταθερότητα του γόνατος ενισχύεται από ένα σύνολο συνδέσμων (Εικόνα 2) με σύνθετη διάταξη. Ο σχετικά χαλαρός αρθρικός θύλακος ενισχύεται από τους ακόλουθους συνδέσμους:

- **9 Εξωθυλακικούς Συνδέσμους:**
  - **Επιγονατιδικό Σύνδεσμο**

Αποτελεί συνέχεια του επιγονατιδικού τένοντα μέχρι το κνημιαίο κύρτωμα.

- **Έσω Πλάγιο Σύνδεσμο**

Εκτείνεται από το έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα του μηριαίου οστού μέχρι τον έσω κνημιαίο κόνδυλο της έσω επιφάνειας της κνήμης, είναι πεπλατυσμένος, τριγωνικού σχήματος σύνδεσμος και αποτελεί τον κυριότερο στατικό έσω σταθεροποιητικό παράγοντα του γόνατος.

- **Έξω Πλάγιο Σύνδεσμο**

Ο οποίος εκτείνεται από το έξω υπερκονδύλιο κύρτωμα μέχρι την κεφαλή της περόνης και αποτελεί τον σοβαρότερη σταθεροποιητική δομή του έξω διαμερίσματος του γόνατος, καθώς εναντιώνεται στις δυνάμεις που τείνουν να ραιβοποιήσουν το γόνατο.

- **Λοξό Ιγνυακό Σύνδεσμο**

Αποτελείται από μια λεπτή και πλατιά τενόντια δεσμίδα του καταφυτικού ημιωμενώδους μυός. Καταφύεται στο οπίσθιο τοίχωμα του αρθρικού θυλάκου τη μεσοκονδύλιο γραμμή και τον έξω μηριαίο κόνδυλο.

- **Τοξοειδή Ιγνυακό Σύνδεσμο**

Ο οποίος εκφύεται από την κορυφή της κεφαλής της περόνης, φέρεται προς τα πάνω αποσχίζεται από δύο δεσμίδες την έσω και την έξω. Η έξω δεσμίδα ονομάζεται βραχύς και συνάπτεται με τον ινώδη θύλακο , η έσω καταφύεται στον έξω κόνδυλο της κνήμης.

- **Έσω Επιμήκης Καθεκτικός Σύνδεσμος Επιγονατίδας**

Εκφύεται μεταξύ της επιγονατίδας, του μέσου πλατύ μυ, και του έσω πλάγιου συνδέσμου, καταφύεται οπίσθια στον χήνιο πόδα (ημιτενοντώδης, ραπτικός, ισχνός προσαγωγός) και πρόσθια στον έσω πλάγιο σύνδεσμο και σταθεροποιεί το πρόσθιο τμήμα του έσω διαμερίσματος του γόνατος.

- **Έξω Επιμήκης Καθεκτικός Σύνδεσμος Επιγονατίδας**

Ο οποίος εκφύεται από την επιγονατίδα και καταλήγει στην κνήμη.

- **Έσω Εγκάρσιος Καθεκτικός Σύνδεσμος**

Δέχεται ελκτική δύναμη από τον έσω και μέσο πλατύ μυ, και με τη σειρά του εφαρμόζει ελκτική δύναμη στην επιγονατίδα

- **Έξω Εγκάρσιος Καθεκτικός Σύνδεσμος**

Εκφύεται από τη λαγονοκνημιαία οδό και καταλήγει στην επιγονατίδα. Ο έξω καθεκτικός σύνδεσμος και ο έξω επιμήκης καθεκτικός σταθεροποιούν το πρόσθιο τμήμα του εξωτερικού διαμερίσματος του γόνατος. ( Jakob RP, Staubli HU (eds) (1992,) The Knee and the Cruciate Ligaments, . Springer Verlag, Berlin)

- **Και 4 ενδοθυλακικούς:**

Οι χιαστοί σύνδεσμοι είναι δύο ισχυρότεροι σύνδεσμοι, ο πρόσθιος και οπίσθιος . Χρησιμεύουν κυρίως στο να συγκρατούν τα οστά της κνήμης και το μηριαίο σε επαφή κατά τις στροφικές κινήσεις με το γόνατο σε κάμψη οπότε και χαλαρώνουν οι πλάγιοι σύνδεσμοι.

- **Οπίσθιος Χιαστός Σύνδεσμος**

Ο οποίος είναι πιο ισχυρός από τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο. Φέρεται από τον οπίσθιο μεσογλήνιο βόθρο προς την έξω επιφάνεια του έσω μηριαίου κονδύλου.

- **Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος**

Ο οποίος φέρεται από τον πρόσθιο μεσογλήνιο βόθρο στην έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου. (Platzer, Fritsch et.al. 2011 (βιβλίο σελ.208))

- **Εγκάρσιος Σύνδεσμος**

Συνδέει μεταξύ τους τον έσω και έξω μηνίσκο.

- **Οπίσθιος Μηνισκομηριαίος**

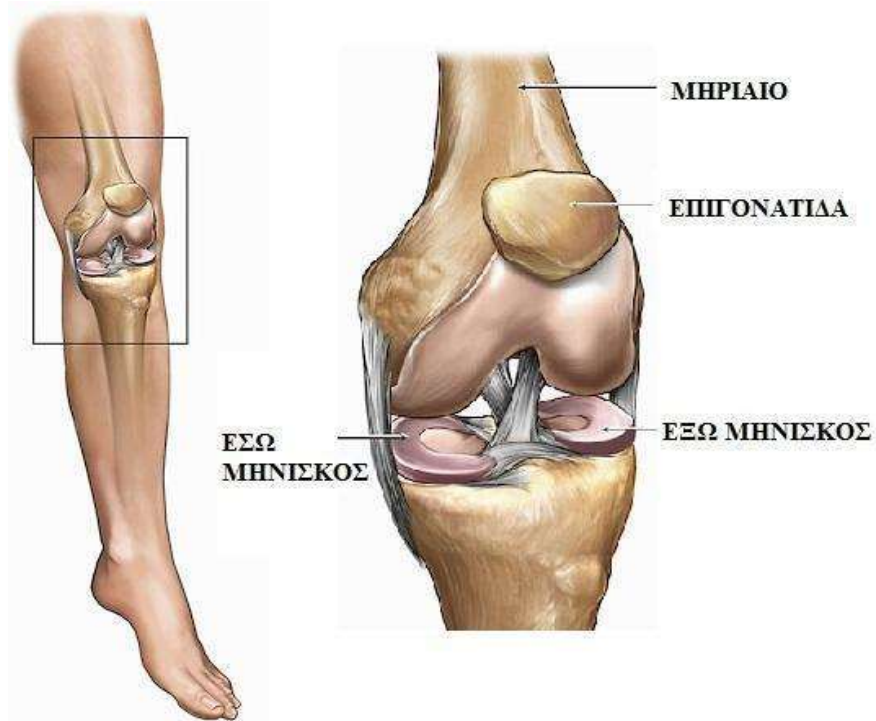


Εικόνα 2 Σύνδεσμοι Γόνατος

### 1.3 Μηνίσκοι

Οι μηνίσκοι (Εικόνα 3) είναι ημικυκλικές κατασκευές από ινώδη χόνδρο, τοποθετημένες πάνω στις αρθρικές επιφάνειες της άνω επίφυσης της κνήμης. Είναι παχύς στην περιφέρειά τους, αλλά λεπτύνουν προς τα έσω. Το περιφερικό 1/3 κάθε μηνίσκου είναι αγγειούμενο και έχει δυνατότητα επούλωσης σε περίπτωση ρήξης, ενώ τα εσωτερικά 2/3 τρέφονται με διάχυση από το αρθρικό υγρό. Αυξάνουν το βάθος των αρθρικών επιφανειών της κνήμης και ταυτόχρονα χρησιμεύουν για την απορρόφηση των κραδασμών (Hamilton & Luttgens, 2013). Συνδέονται προς τα εμπρός μεταξύ τους με τον εγκάρσιο σύνδεσμο του γόνατος, βελτιώνουν την προσαρμογή μεταξύ των μηριαίων και κνημιαίων κονδύλων στην διάρκεια των αρθρικών κινήσεων (Drake, Vogl & Mitchell, 2007).

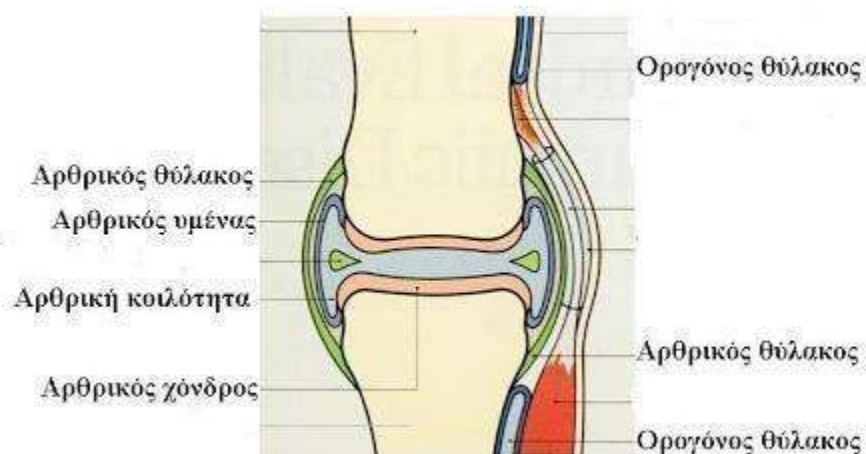
Ο έσω μηνίσκος έχει σχήμα παρόμοιο με το γράμμα C. Είναι πιο φαρδύς προς τα πίσω από όσο μπροστά. Προσφύεται περιφερικά στον αρθρικό θύλακα και στον κνημιαίο έσω πλάγιο σύνδεσμο στην έσω πλευρά του γόνατος και στον ημιωμενώδη στην οπίσθια πλευρά. Δεν μπορεί να κινηθεί ελεύθερα όπως ο έξω μηνίσκος. Ακόμα συνήθως τραυματίζεται συχνότερα από τον έξω, κυρίως λόγω των σημείων πρόσφυσης. Ο έξω μηνίσκος σχηματίζει έναν ατελή κύκλο που συμβαδίζει αρκετά με την σχεδόν στρογγυλή αρθρική επιφάνεια. Δεν προσφύεται στον αρθρικό θύλακα, γι' αυτό είναι και περισσότερο ευκίνητος από τον έσω. (Hamilton & Luttgens, 2003)



Εικόνα 3 Μηνίσκοι

## 1.4 Αρθρικός Θύλακος

Ο αρθρικός θύλακος του γόνατος (Εικόνα 4), είναι μία πολύπλοκη κατασκευή, που κατά περιοχές ενισχύεται από ισχυρές παχύνσεις και τένοντες, συμβάλλει στη σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος και καλύπτεται εσωτερικά από μία μεμβράνη, τον αρθρικό υμένα. Η πρόσφυση του στην κνήμη είναι σχετικά απλή κατά μήκος του χείλους της αρθρικής επιφάνειας. Μία πτυχή του θυλάκου, που αρχίζει από πίσω, περιβάλλει τους χιαστούς έτσι, ώστε, ενώ είναι ενδοαρθρικά στοιχεία, να βρίσκονται εξωθυλακικά και εξωμυενικά. Η πρόσφυση στο μηριαίο είναι περισσότερο πολύπλοκη. Συγκεκριμένα, μπροστά προσφύεται γύρω από την επιγονατιδική επιφάνεια του μηριαίου, ενώ προς τα επάνω σχηματίζεται «εν τω βάθει» προβολή, που είναι γνωστή ως υπερεπιγονατιδικός θύλακος και καλύπτεται μόνο από αρθρικό υμένα. Ο θύλακος συγκρατείται στη θέση του κατά τη διάρκεια των κινήσεων του γόνατος από ένα μικρό μυ, που προέρχεται από την «εν τω βάθει» μοίρα του έσω πλατέος και καλείται υπομηρίδιος (articularis genu muscle) (Λαμπίρης 2003).



Εικόνα 4 Αρθρικός Θύλακος

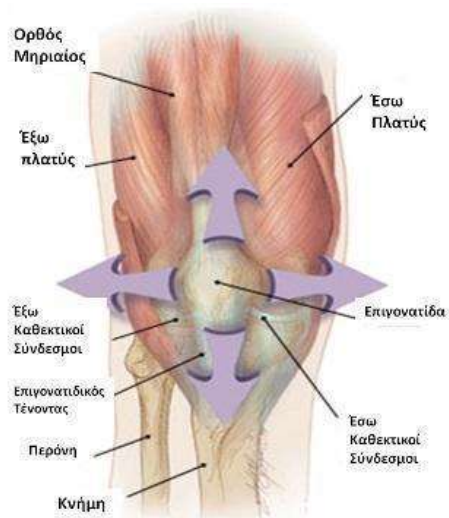
## 1.5 Μυϊκό Σύστημα Του Γόνατος

Οι μυς στην άρθρωση του γόνατος ανάλογα με την κύρια λειτουργία τους χωρίζονται σε καμπτήρες και εκτείνοντες.

Ο κύριος εκτείνοντας του γόνατος (Εικόνα 5,1) είναι ο τετρακέφαλος ο οποίος αποτελείται από : α) τον ορθό μηριαίο, β) τον έσω πλατύ, γ) τον έξω πλατύ, και δ) τον μέσο πλατύ. Ο τετρακέφαλος έχει διπλή λειτουργία στην άρθρωση του γόνατος : α) κάνει έκταση γόνατος, και β) σταθεροποιεί την επιγονατίδα κατά την κίνηση της έκτασης. Αυτή η λειτουργία γίνεται περισσότερο κατανοητή αν ληφθεί υπόψη η αρχιτεκτονική δομή του τετρακεφάλου. Δηλαδή, ο ορθός μηριαίος και ο μέσος πλατύς, βρίσκονται κεντρικά του μηριαίου οστού και έλκουν την επιγονατίδα κατά μήκος του επιμήκους άξονά της. Όμως επειδή ο μηρός έχει μια απόκλιση προς τα έξω σε σχέση με την κνήμη, αυτή η έλξη της επιγονατίδας έχει εξωτερική κατεύθυνση. Επίσης, ο έξω πλατύς και ο επιγονατιδικός τένοντας εφαρμόζουν και αυτοί εξωτερική ελκτική δύναμη στην επιγονατίδα. Επομένως, ο τετρακέφαλος κατά την ενεργητική σύσπασή του έλκει την επιγονατίδα προς τα πάνω και προς τα έξω και ταυτόχρονα εκτείνει το γόνατο. (Oatis C (ed) (2004))

Οι κύριοι καμπτήρες του γόνατος (Εικόνα 5,2) είναι οι οπίσθιοι μηριαίοι και αποτελούνται από τον δικέφαλο μηριαίο, τον ημιμυενώδη, και τον ημιτενοντώδη. Ωστόσο στην κάμψη του γόνατος συμμετέχουν ο ιγνυακός, ο ραπτικός, και ο ισχνός προσαγωγός. Εκτός από την κίνηση της κάμψης στο γόνατο, οι οπίσθιοι μηριαίοι συμμετέχουν σημαντικά στη σταθερότητα της άρθρωσης. Προβάλλουν αντίσταση κατά την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με το μηρό, και έτσι λειτουργούν ως επικουρικά στοιχεία του πρόσθιου χιαστού και σε περίπτωση ρήξης του συνδέσμου λειτουργούν σαν αντικαταστάτες του.(Oatis C (ed) (2004))





Εικόνα 5 Εκτείνοντες Του Γόνατος



Εικόνα 6 Καμπήρες Του Γόνατος

## 1.6 Νεύρωση Γόνατος

Η άρθρωση του γόνατος νευρώνεται από τελικούς κλάδους του κνημιαίου και του μηριαίου νεύρου (Εικόνα 6). Το μακρό περνιαίο νεύρο που αποτελεί το μικρότερο τελικό στάδιο του ισχιακού νεύρου διέρχεται στα πλάγια του ιγνυακού βόθρου, ανάμεσα στο έσω χείλος του δικέφαλου μηριαίου και την έξω κεφαλή του γαστροκνημίου. Η νεύρωση του δέρματος της περιοχής του γόνατος παρέχεται από το οπίσθιο δερματικό μηριαίο νεύρο από το έξω δερματικό νεύρο του γαστροκνημίου, το σαφηνές νεύρο, το θυροειδές νεύρο και δερματικούς κλάδους του μηριαίου νεύρου. (Λαμπίρης 2003) (Horner & Dellon, 1994).

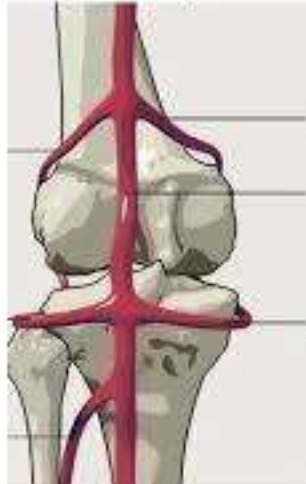


Εικόνα 7 Νεύρωση Γόνατος

## 1.7 Αγγείωση

Η άρθρωση του γόνατος τροφοδοτείται από κλάδους της μηριαίας και της ιγνυακής αρτηρίας. Η κατιούσα αρτηρία του γόνατος αποτελεί κλάδο της μηριαίας αρτηρίας και παρέχει αιμάτωση στον έσω πλατύ μυ και στο μεσομύιο

διάφραγμα. Η έσω και η έξω αρτηρία του γόνατος περιβάλλουν το περιφερικό άκρο των μηριαίων κονδύλων και τροφοδοτούν τους μηνίσκους, ενώ η μέση αρτηρία αιματώνει τους χιαστούς συνδέσμους. (Miller, 2000)



Εικόνα 8 Αγγείωση

## 2° Κεφάλαιο : Πρόσθιος Χιαστός

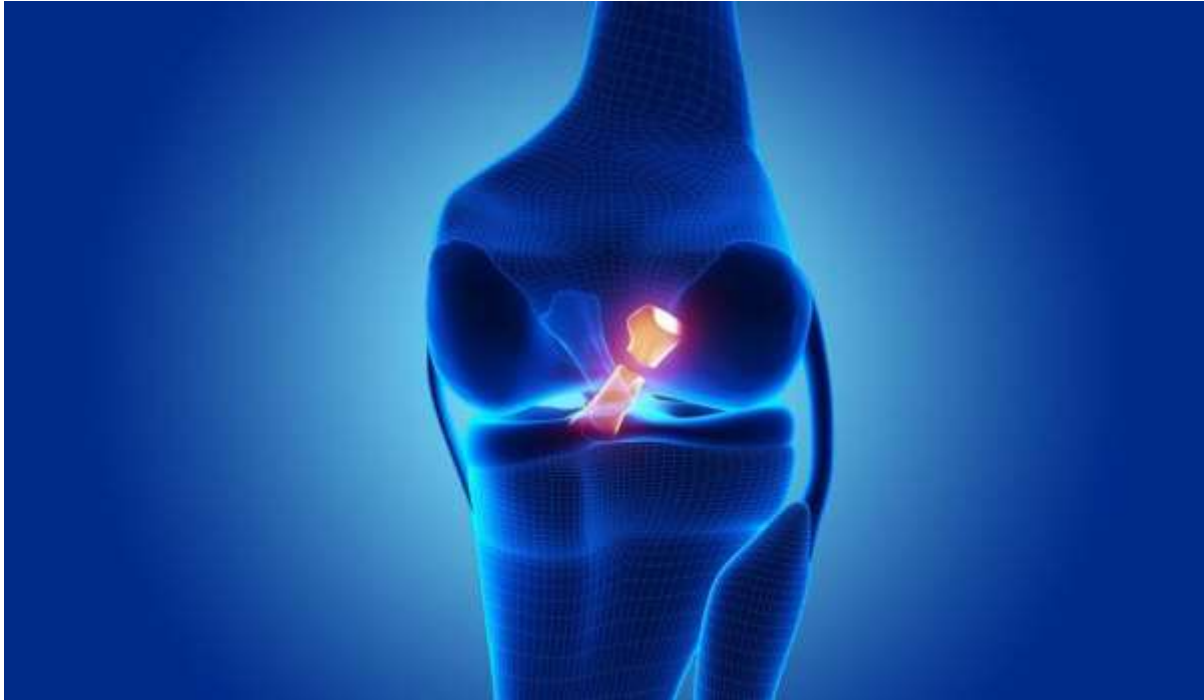
### 2.1 Ανατομία και Ρόλος Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου

Ο πρόσθιος χιαστός (Εικόνα 8) σύνδεσμος (ΠΧΣ) έχει σχοινοειδή μορφή. Αποτελείται από 2 δέσμες: την πρόσθια-έσω (anteromedial) που είναι σφιχτή στην κάμψη του γόνατος και την οπίσθια-έσω (posterolateral) που είναι σφιχτή στην έκταση του γόνατος και συνεισφέρει περισσότερο στη στροφική σταθερότητα.(Kweon, C et.al, 2013) Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος απορροφά τα 85% της δύναμης που προκαλεί την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με τον μηρό, εμποδίζοντας έτσι την μετατόπιση της, ενώ κατά δεύτερο λόγο έχει σταθεροποιητικές δράσεις στη στροφή της κνήμης και σε δυνάμεις ραιβότητας - βλαισότητας στο γόνατο. Η αντοχή του ανέρχεται στα 2200N.(Hassebrock, et.al, 2019).Αποτελεί πολυσύνθετη ενδοαρθρική, εξωαρθρική δομή. Το πάχος του είναι περίπου 10χιλ. εκφύεται από την μεσογλήνια επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου και καταφύεται μπροστά από τη μεσογλήνια άκανθα της κνήμης. Η διάταξη και αρχιτεκτονική των ινών του είναι τέτοια ώστε κατά τη διάρκεια της κίνησης του γόνατος άλλες ίνες να βρίσκονται σε τάση και άλλες να χαλαρώνουν. Το γεγονός

αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη σταθερότητα του γόνατος σε όλο το εύρος κίνησης του γόνατος. Ο Π.Χ.Σ. αποτελείται από δύο δέσμες : την πρόσθια ή έσω που τείνεται στην κάμψη και την οπίσθια ή έξω που τείνεται στην έκταση του γόνατος. Το συνολικό μήκος των ινών του κυμαίνεται από 1,85 έως 3,35 cm.(Duthon et.al, 2006)(Harner et.al, 1995)

Η παροχή αίματος στο σύνδεσμο είναι σε μεγάλο βαθμό προέλευσης μαλακού ιστού και οι σύνδεσμοι του συνδέσμου συμβάλλουν ελάχιστα στην αγγειακή παροχή του συνδέσμου. (Goldblatt, J. P.,2003).

Ο ΠΧΣ νευρώνεται από κλάδους του κνημιαίου νεύρου. Οι νευρικές ίνες διεισδύουν στην άρθρωση οπίσθια. Μικρότερες νευρικές ίνες και τελικά όργανα έχουν επίσης ταυτοποιηθεί στην ουσία του ίδιου του συνδέσμου.(Goldblatt, J. P.,2003). Ο Schutte διαπίστωσε ότι 3 μορφολογικοί τύποι μηχανικών υποδοχέων και ελεύθερων νευρικών απολήξεων υπήρχαν εντός της του ΠΧΣ. Δύο από τον αργό προσαρμοσμένο τύπο Ruffini, οι οποίοι διατηρούν την ταχύτητα και την επιτάχυνση και έναν ταχέως προσαρμοσμένο τύπο Pacinian, ο οποίος έχει να κάνει με την κίνηση. Τα ελεύθερα νευρικά άκρα που ευθύνονται για τον πόνο εντοπίστηκαν επίσης εντός του συνδέσμου, αν και σχετικά σε μικρό συνολικό αριθμό. Αυτό μπορεί να εξηγήσει γιατί ο μεμονωμένος τραυματισμός στο ACL συχνά οδηγεί σε μικρό αρχικό πόνο. (Schutte MJ,et.al., 1987)



Εικόνα 9 Πρόσθιος Χιαστός

## 2.2 Εμβιομηχανική του πρόσθιου χιαστού

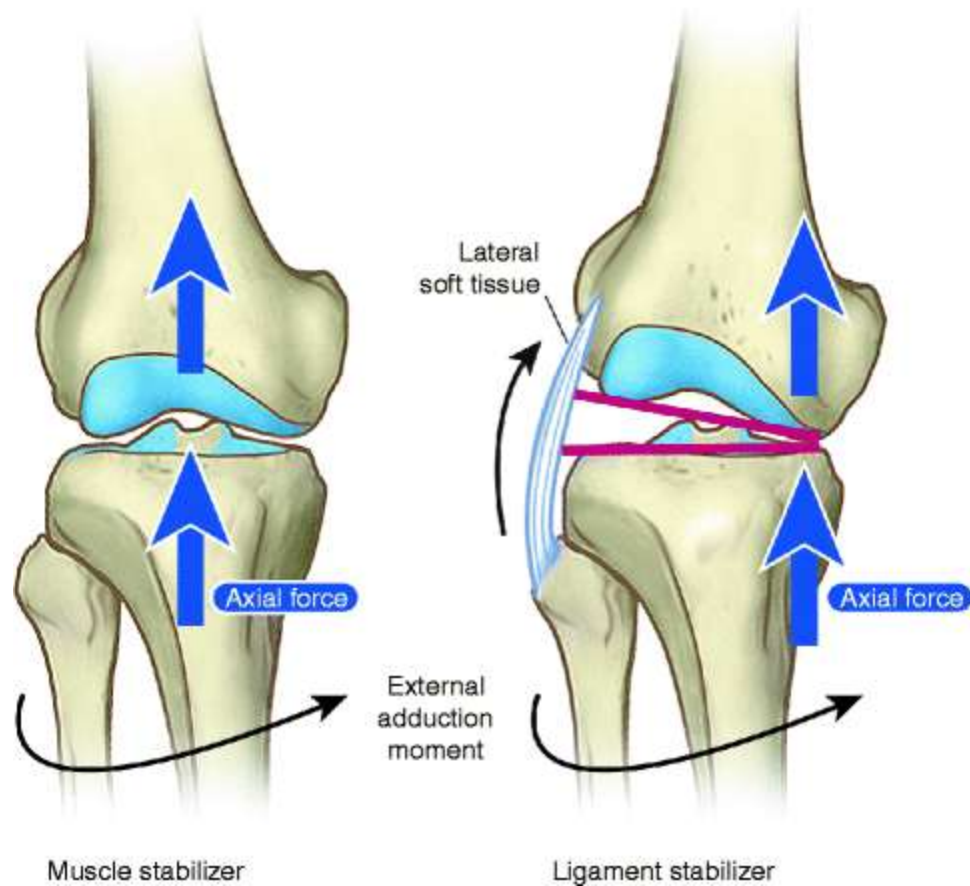
Βασική λειτουργία του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου είναι η αποτροπή της πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης σε σχέση με το μηρό κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων σε Ανοικτή Κινητική Αλυσίδα (Α.Κ.Α.). Ακόμη πιο σημαντική λειτουργία όμως είναι η αποτροπή της πρόσθιας μετατόπισης του μηρού σε σχέση με την κνήμη όταν αυτή είναι σταθεροποιημένη όπως συμβαίνει σε δραστηριότητες Κλειστής Κινητικής Αλυσίδας (Κ.Κ.Α.). Κατά την πλήρη έκταση ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος απορροφά το 75% των φορτίων της πρόσθιας μετατόπισης και το 85% των αντίστοιχων φορτίων μεταξύ 30<sup>ο</sup> και 90<sup>ο</sup> κάμψης. Επίσης ο πρόσθιος χιαστός προβάλλει αντίσταση κατά την έσω στροφή της κνήμης καθώς και κατά τη γωνίωση ραιβότητας/βλαισότητας παρουσία των πλάγιων συνδέσμων. Η απώλεια του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου οδηγεί σε ελάττωση του ζεύγους των δυνάμεων που ανθίστανται στις στροφικές κινήσεις και κατά συνέπεια σε αστάθεια του

γόνατος. Η εφελκυστική δύναμη που μπορεί να δεχτεί ο πρόσθιος χιαστός φτάνει τα 2200N αλλά οι τιμές αυτές μεταβάλλονται με την ηλικία και τα επαναλαμβανόμενα φορτία. Γενικότερα η αλληλεξάρτηση στη λειτουργία των διαφόρων στηρικτικών στοιχείων του γόνατος είναι τέτοια ώστε ακόμα και η μεμονωμένη ρήξη ενός συνδέσμου είναι πρακτικά αδύνατο να μην έχει αντίκτυπο στα υπόλοιπα και κατά συνέπεια στη σταθερότητα του γόνατος. ( Smith BA et.al, 1993)

### **2.3 Παθοφυσιολογία**

Οι παράγοντες που μπορούν να οδηγήσουν σε κάκωση του ΠΧΣ χωρίζονται σε 4 κατηγορίες: α) περιβαλλοντικοί, όπως οι σκληρές επιφάνειες άθλησης και οι κλιματολογικές συνθήκες, β) ανατομικοί, όπως η χαλαρότητα του γόνατος και η στενή μεσοκονδύλια εντομή, γ) ορμονικοί στις γυναίκες και δ) εμβιομηχανικοί παράγοντες στους οποίους κατατάσσονται τα λανθασμένα εμβιομηχανικά πρότυπα κίνησης, όπως η μειωμένη σταθεροποίηση και ισορροπία του κορμού και η αυξημένη ενεργοποίηση του τετρακέφαλου κατά την προσγείωση.(Beynnon BD et.al,2005,part 1)

Επίσης, τραυματισμός του πρόσθιου χιαστού μπορεί να προκύψει και εξαιτίας νευρομυϊκών ελλειμμάτων, τα οποία χωρίζονται σε 3 κατηγορίες: α) μειωμένη μυϊκή επιστράτευση κατά τις απότομες αλλαγές ταχύτητας και κατεύθυνσης , β) κυριαρχία του τετρακεφάλου σε σχέση με το δικέφαλο μηριαίο και γ) κυριαρχία του ενός ποδιού σε σχέση με το άλλο. Τέλος, στην κάκωση του συνδέσμου συμβάλουν τα υψηλά επίπεδα υγρασίας και η χαμηλή βροχόπτωση πριν τον αγώνα, ειδικά σε αθλητές ποδοσφαίρου, και ο υψηλός δείκτης μάζας σώματος στις γυναίκες.(Beynnon BD et.al,2005, part 2)



Εικόνα 10 Παθοφυσιολογία ΠΧΣ

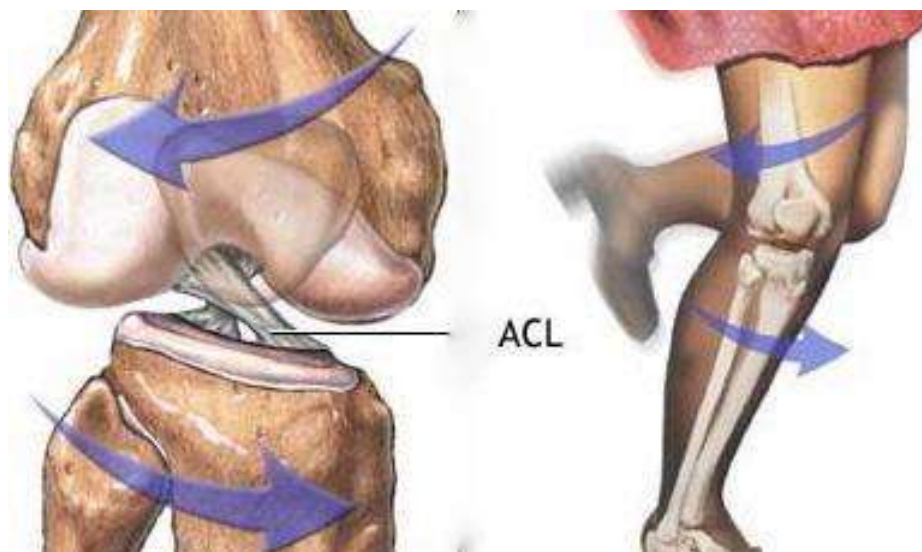
## 2.4 Μηχανισμός Κάκωσης Πρόσθιου Χιαστού

Η κάκωση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου συχνά αποτελεί το αποτέλεσμα αθλητικών δραστηριοτήτων που επιβάλλουν σημαντικές φορτίσεις στο γόνατο, όπως είναι τα άλματα και τα κοψίματα. Φαίνεται ότι οι γυναίκες τείνουν να παρουσιάζουν μεγαλύτερη συχνότητα κακώσεων του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου από ότι οι άντρες. Οι ρήξεις του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου παρατηρούνται στη μεσότητα του συνδέσμου στο 75% των περιπτώσεων, στο μηριαίο άκρο στο 20% και στο κνημιαίο άκρο στο 5%. Αναφορικά με το μηχανισμό κάκωσης, ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος μπορεί να τραυματιστεί με πολλούς και διαφορετικούς τρόπους. Ένας συχνός μηχανισμός κάκωσης είναι μια κίνηση συστροφής χωρίς σωματική



επαφή με άλλον αθλητή , όπου το πόδι είναι σταθερό και προσκολλημένο στο έδαφος και ο αθλητής προσπαθεί να αλλάξει κατεύθυνση, οπότε παράγεται σημαντική επιβράδυνση, φόρτιση βλαισότητας και έξω στροφής στο γόνατο. Η υπερέκταση γόνατος σε συνδυασμό με έσω στροφή μπορεί να προκαλέσει ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.(Prentice et.al, 2007).Το 80% των περιπτώσεων συμβαίνουν σε δραστηριότητες όπως προσγείωση από άλμα, επιβράδυνση ή αλλαγή κατεύθυνσης με στροφή στο γόνατο (pivoting).(Renstrom P et.al, 2008)

Με τη ρήξη του ΠΧΣ, τα πρώτα μετατραυματικά προβλήματα που προκύπτουν είναι: έντονος πόνος στην ιγνυακή κοιλότητα, αίμαρθρο, περιορισμός της κίνησης της άρθρωσης και λειτουργική αστάθεια. Η ρήξη ΠΧΣ, εκτός από μηχανική αστάθεια, προκαλεί επίσης: α) έλλειμμα σε ιδιοδεκτικότητα και ισορροπία, β) μείωση μυϊκής ισχύος και γ) εμβιομηχανικές αλλαγές στο γόνατο και γενικότερα στο κάτω άκρο. Η ρήξη ΠΧΣ μπορεί να συνοδεύεται από ρήξη μηνίσκου, σε ποσοστό που αγγίζει το 50%, χόνδρινες βλάβες, οστικό οίδημα, αποσπαστικό κάταγμα ή άλλες συνδεσμικές κακώσεις. Η πορεία της νόσου που εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως ο μηχανισμός κάκωσης, συνοδές κακώσεις και ο τρόπος ζωής του ασθενούς, ευθύνεται και για την πληθώρα των προτεινόμενων τρόπων αντιμετώπισης της κάκωσης.(Duthon VB et.al, 2006)(Harner CD et.al, 1995)



Εικόνα 11 Μηχανισμός Κάκωσης ΠΧΣ

## 2.5 Αντιμετώπιση Κάκωσης Πρόσθιου Χιαστού

Για την επιλογή της κατάλληλης θεραπείας που θα θέλει να ακολουθήσει ο ασθενής εμπλέκονται διάφοροι παράγοντες όπως, ο βαθμός της αστάθειας της άρθρωσης του γόνατος, αν υπάρχουν συνοδές κακώσεις, το επίπεδο της άθλησης, όπως και η ηλικία. Υπάρχουν δύο προσεγγίσεις : Α. Η μη χειρουργική- συντηρητική και Β. Η χειρουργική.

### Α. Η Μη Χειρουργική- Συντηρητική

Η συντηρητική θεραπεία του γόνατου με ανεπάρκεια του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου έχει θέση σε ηλικιωμένα άτομα με καθιστική ζωή, αλλά αντιθέτως, σε ενεργά και δραστήρια άτομα, νεαρά ή μεγαλύτερης ηλικίας, τα γόνατα με ανεπάρκεια ΠΧΣ εμφανίζουν σε μεγάλο ποσοστό αστάθεια, συχνά οδηγούν σε ρίξεις μηνίσκων, σε κακώσεις του αρθρικού χόνδρου και επερχόμενες εκφυλιστικές βλάβες στο γόνατο. Μία επαρκής λειτουργία του γόνατου μπορεί να επιτευχθεί για

μικρό διάστημα μετά την κάκωση, μετά από ασκήσεις ενδυνάμωσης των οπίσθιων μηριαίων, αλλά δεν αποτελεί σταθερό παράγοντα και η λειτουργία είναι χαμηλότερη από το επίπεδο πριν την κάκωση. Υπάρχουν επιλεγμένες περιπτώσεις ασθενών με ρήξη ΠΧΣ, στους οποίους μπορεί να αποφευχθεί η χειρουργική αντιμετώπιση και η θεραπεία να γίνει συντηρητικά. Πιο συγκεκριμένα, ασθενείς που έχουν υποστεί μερική ρήξη του ΠΧΣ και δεν εμφανίζουν συμπτώματα αστάθειας, ασθενείς που ακολουθούν καθιστικό τρόπο ζωής, ασθενείς χωρίς αστάθεια που συμμετέχουν σε αθλήματα χαμηλών απαιτήσεων και τέλος σε άτομα μεγάλης ηλικίας που δεν είναι πολύ ενεργητικά καθώς και σε παιδιά στα οποία οι συζευκτικοί χόνδροι είναι ακόμα ανοιχτοί. Για να επιτύχει η συντηρητική θεραπεία σημαντικό ρόλο θα παίζει η φυσικοθεραπεία. Ένα εντατικό πρόγραμμα αποκατάστασης ίσως μπορέσει να φέρει το γόνατο στην προ τραυματισμού κατάσταση και να εκπαιδεύσει τον ασθενή στην πρόληψη της αστάθειας. (Cynthia R. Labella et al, 2014)

## **B. Χειρουργική**

Ασθενείς οι οποίοι δεν είναι διατεθειμένοι να μειώσουν το επίπεδο των δραστηριοτήτων τους, βρίσκονται σε κίνδυνο πρόκλησης περαιτέρω βλάβης καθώς επίσης και εκείνοι οι οποίοι επιθυμούν να επιστρέψουν στις αθλητικές τους δραστηριότητες, συνιστάται να υποβληθούν σε χειρουργική αποκατάσταση. Επομένως, η χειρουργική θεραπεία δεν είναι αναγκαία μόνον για την καλύτερη λειτουργική αποκατάσταση του γόνατος και την επιστροφή στον αθλητισμό, αλλά ενδείκνυται και για την αποφυγή περαιτέρω αλλοιώσεων στην άρθρωση. Η ρήξη του ΠΧΣ θεωρείται από πολλούς ως η αρχή του τέλους του γόνατος, διότι μετά τη ρήξη, ο έσω πλάγιος σύνδεσμος αναλαμβάνει αυτός, ως δεύτερη γραμμή άμυνας, την παρεμπόδιση της πρόσθιας παρεκτόπισης της κνήμης στην καθημερινή λειτουργία του γόνατος. Στη συνεχή αυτή προσπάθεια του μετά από κάποιο χρονικό διάστημα χαλαρώνει. Η χαλάρωση και η ανεπάρκεια του έσω πλάγιου συνδέσμου,

μαζί με την προϋπάρχουσα ανεπάρκεια του ΠΧΣ, δημιουργεί στροφική αστάθεια, η οποία οδηγεί σε ρήξεις των μηνίσκων, φθορά του αρθρικού χόνδρου και τελικά οστεοαρθρίτιδα. Η χειρουργική αποκατάσταση του ΠΧΣ επιχειρείται με την υποκατάσταση του με μοσχεύματα. Τα μοσχεύματα μπορεί να είναι αυτομοσχεύματα, δηλαδή μοσχεύματα από τον ίδιο τον πάσχοντα, πτωματικά μοσχεύματα μετά από κατάλληλη επεξεργασία και συντήρηση και συνθετικά μοσχεύματα. (Donald Shelbourne et al 2006)



Εικόνα 12 Αποκατάσταση Κάκωσης ΠΧΣ

## 2.6 Χειρουργία Πρόσθιου Χιαστού

Ο τραυματισμός πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ACL) είναι ένα κοινό πρόβλημα, ειδικά σε αθλητές. Η ρήξη του ACL επηρεάζει τη σταθερότητα του γόνατος, με αποτέλεσμα τα συμπτώματα στην καθημερινή ζωή και τις αθλητικές δραστηριότητες να αυξάνουν τον κίνδυνο τραυματισμών του μηνίσκου και τον πρώιμο εκφυλισμό του τραυματισμένου γόνατος. Για αυτούς τους λόγους η ανασυγκρότηση ACL είναι σήμερα μια κοινή χειρουργική διαδικασία (Εικόνα 12). Φαίνονται τα αποτελέσματα της χειρουργικής θεραπείας να είναι καλύτερη από τη μη χειρουργική θεραπεία και έχει περιγραφεί ένας μεγάλος αριθμός ενδο- και εξω-αρθρικών διαδικασιών. Ο στόχος της ανασυγκρότησης ACL είναι να

αποκαταστήσει τη φυσιολογική σταθερότητα του πρόσθιου γόνατος. Η επιτυχία της ανοικοδόμησης εξαρτάται από 3 βασικούς παράγοντες: βιολογικούς, μηχανικούς και αποκαταστατικούς. Το χειρουργικό αποτέλεσμα εξαρτάται από την ικανότητα του μοσχεύματος να αναπαράγει τη συγκρατητική δράση του ACL και να αποκαθιστά την κανονική κινηματική του γόνατος. ( Cerulli, G., et.al 2011)



Εικόνα 13 Χειρουργείο ΠΧΣ

### **2.6.1 ALL INSIDE - Μονό Μόσχευμα**

Ο ιδρυτής της All-inside τεχνικής είναι ο ορθοπαιδικός James Lubowitz, MD. Αυτή η τεχνική ανακατασκευής ΠΧΣ βασίζεται στην δημιουργία μοσχεύματος μόνο από έναν τένοντα και συγκεκριμένα του Ημιτενοντώδη (ST). Στην τεχνική αυτή δημιουργείται απευθείας τετραπλής μπάντας αυτομόσχευμα από τον Ημιτενοντώδη (ST). Με την τεχνική αυτή δεν προκαλείται βλάβη στο πρόσθιο μέρος της κνήμης οπότε δεν έχει βλάβες στους αισθητικούς κλάδους του σαφηνούς νεύρου στην πρόσθια περιοχή. Δηλαδή, δεν υπάρχουν παραισθησίες - μουδιασμένη κνήμη- αλλά ούτε και βλάβες στον χήναιο πόδα, στο οποίο καταφύεται ένα δίκτυο

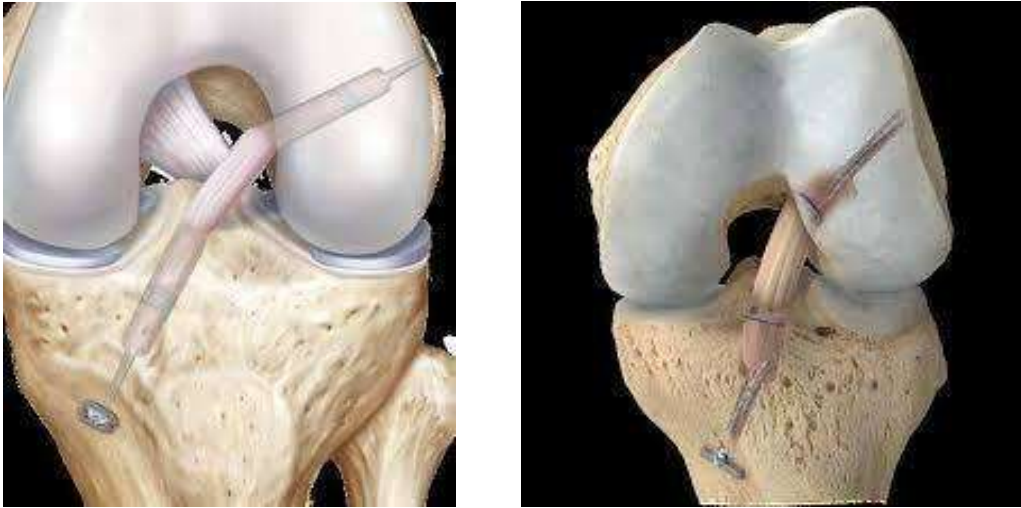
τένοντων. Επιπλέον, επειδή με την τεχνική αυτή χρησιμοποιείται μόνο ένας τένοντας αφαιρούμε και λιγότερο οστό από το γόνατο με αποτέλεσμα ο χρόνος ανάρρωσης να μειώνεται και τα γόνατα να είναι πιο σταθερά από παλαιότερα. Επιπρόσθετα, η τεχνική αυτή διατηρεί το κνημιαίο και μηριαίο οστό σταθερά, επιφέροντας λιγότερη βλάβη στον τένοντα του ισχνού με την αποφυγή χρήσης του. Ο Lubowitz έχει αποδείξει πως η τεχνική του, επίσης, μειώνει το μυϊκό έλλειμμα στους καμπτήρες που εμφανίζεται όταν χρησιμοποιείται ST GR μόσχευμα. (Lubowitz et al.,2011)(Lubowitz,2012) (Kouloumentas P. et al., 2019)

Αυτή η τεχνική έχει περιγράψει ως αρθροσκοπική διαδικασία «χωρίς τομές», με διάτρηση ελλιπών «τυφλών» κνημιαίων και μηριαίων σηράγγων πάνω από ίχνη ACL, διατηρώντας τον εξωτερικό φλοιό για τη στερέωση (Εικόνα 13,14). Έγιναν αλλαγές σε αυτήν την τεχνική με μια νέα γενιά ανασυρόμενων τρυπανιών, νέα συστήματα φλοιώδους στερέωσης με δυνατότητα αυξημένης σταθερότητας στα γόνατα και ακριβή ανατομική τοποθέτηση της μηριαίας σήραγγας από έξω προς τα μέσα, χωρίς να απαιτούνται μεγάλες τομές. Ο στόχος της ολοκληρωμένης μεθόδου είναι η ελαχιστοποίηση του χειρουργικού τραύματος. Αυτό επηρέασε επίσης τα κλινικά αποτελέσματα μειώνοντας τον πόνο και τη νοσηρότητα, επιταχύνοντας την ανάρρωση και επιστροφή στις δραστηριότητες, επιδρώντας θετικά στη συνολική σταθερότητα και λειτουργία του γόνατος. Όλα αυτά τα πιθανά θεωρητικά πλεονεκτήματα πρέπει να επικυρωθούν σε κλινικές δοκιμές. Η μείωση του μετεγχειρητικού πόνου βελτιώνει την ποιότητα ζωής των ασθενών, επιτρέπει την έγκαιρη κινητοποίηση και αποκατάσταση μετά από ανασυγκρότηση ACL και ελαχιστοποιεί τη διάρκεια νοσηλείας.(Benea, H., et.al., 2014)

Η έρευνα του Cerulli και των συνεργατών του, έδειξε ότι η συγκεκριμένη τεχνική είναι αυτή που είναι λιγότερο επεμβατική (χρησιμοποιώντας μόνο

μόσχευμα ημιτενοντώδη ή ο ισχνού) με λιγότερη οστική απώλεια, με υψηλότερη ολοκλήρωση τένοντα-οστών και διατήρηση της βιομηχανικής του γόνατος.

Ως τεχνική συγκράτησης από τον χειρουργό σε όλους του ασθενείς, χρησιμοποιείται κουμπί τιτανίου με αυτοκλειδούμενη λούπα στον μηρό και στην κνήμη.



Εικόνα 14 Μονό Μόσχευμα

### 2.6.2 ST-GR- Διπλό Μόσχευμα

Η STGR είναι μία τεχνική ανακατασκευής ΠΧΣ, η οποία χρησιμοποιεί αυτομοσχεύματα από δύο τένοντες, τον ισχνό (GR) και τον ημιτενοντώδη (ST). Στην τεχνική αυτή με το αυτομόσχευμα του ημιτενοντώδη δημιουργείται διπλή μπάντα όπως και με του ισχνού προκειμένου να δημιουργηθεί το τελικό τετραπλής μπάντας μόσχευμα. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιείται με αυξανόμενη συχνότητα λόγω καλών κλινικών αποτελεσμάτων, χαμηλή νοσηρότητα του “τένοντα- δότη” και βελτιωμένες μεθόδους συγκράτησης. (Nathan Jagadeesh, et.al 2020)

Η μελέτη των Boyle et.al. δείχνει ότι η ανακατασκευή του ΠΧΣ, με χρήση της τεχνικής STGR, παρέχει καλή έως εξαιρετική μακροπρόθεσμη λειτουργική

έκβαση για την πλειονότητα των ασθενών. Ακόμα, άλλες έρευνες αποδεικνύουν πως η STGR τεχνική είναι λιγότερη αποτελεσματική σε επαγγελματίες αθλήτριες σε σχέση με την BPTB. (Denti m. et al 2006).

Ως τεχνική συγκράτησης από τον χειρουργό χρησιμοποιείται κουμπί τιτανίου με αυτοκλειδούμενη λούπα και βίδα απορροφήσιμη στην κνήμη σε όλους τους ασθενείς με διπλό μόσχευμα.



## 3<sup>ο</sup> Κεφάλαιο : TMG

### 3.1 Τι είναι η Τενσιομυογραφία

Η Τενσιομυογραφία είναι μια επικυρωμένη μέθοδος για την ακριβή μέτρηση των χαρακτηριστικών συστολής μεμονωμένων μυών. Οι πληροφορίες που παρέχει, βοηθούν στον προσδιορισμό του κινδύνου τραυματισμού και δείχνουν αλλαγή στην απόδοση με την πάροδο του χρόνου.

**Τι είναι:** Η Τενσιομυογραφία (TMG) είναι μια μη επεμβατική μέθοδος και δεν απαιτεί σωματική προσπάθεια, που αναπτύχθηκε για την αξιολόγηση των μηχανικών ιδιοτήτων των σκελετικών μυών.



(Rey et al., 2012). Εκτιμά, δηλαδή, το μορφολογικό δυναμικό των μυών για τον προσδιορισμό της ακούσιας μηχανικής απόκρισης, μέσω ενός ηλεκτρικού ερεθίσματος υπό ισομετρικές συνθήκες. (Lohr C et al., 2018).

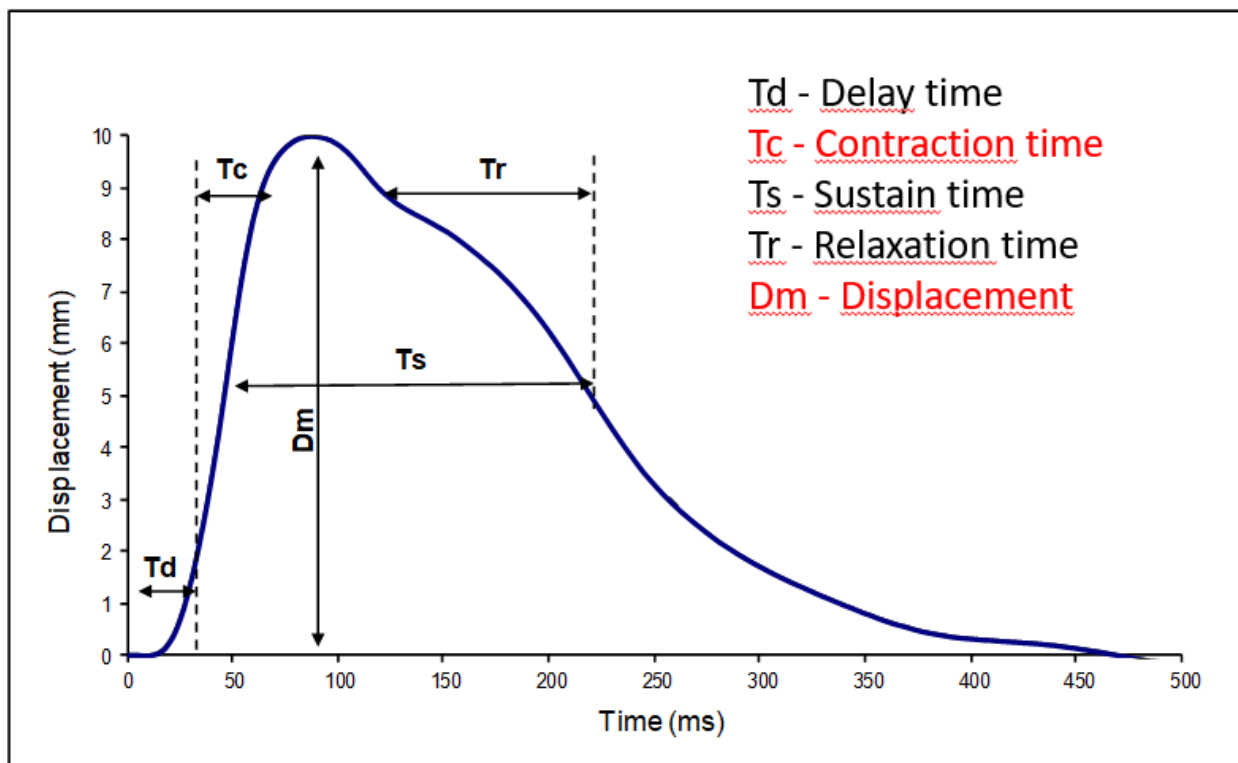
Αυτή η μέθοδος παρέχει πληροφορίες σχετικά με την δυσκαμψία των μυών, την ταχύτητα συστολής, τους κυρίαρχους τύπους μυϊκών ινών, τη μυϊκή κόπωση, την ισορροπία μεταξύ αγωνιστικών και ανταγωνιστικών μυών και την συμμετρία μεταξύ αριστερής και δεξιάς πλευράς του σώματος. (Rey et al., 2012).

Η μέθοδος αυτή περιλαμβάνει έναν ηλεκτρικό διεγέρτη και μια μονάδα απόκτησης δεδομένων, έναν αισθητήρα (ανιχνευτή), ηλεκτρόδια, ένα τρίποδο με χέρι χειρισμού και ένα λογισμικό εγκατεστημένο σε φορητό υπολογιστή. (Park S 2020)

Η μέθοδος βασίζεται στη μέτρηση της ακτινικής μετατόπισης της γαστέρας των μυών, η οποία προκαλείται από έναν ηλεκτρικό διεγέρτη. Η μετατόπιση μετριέται με έναν ηλεκτρικό αισθητήρα ο οποίος συνδέεται με έναν υπολογιστή (Kim et al., 2015). Τα αποτελέσματα των μετρήσεων παρουσιάζονται ως καμπύλες χρόνου / μετατόπισης (μετατόπιση της γαστέρας των μυών έναντι του χρόνου). Η μετατόπιση της γαστέρας του μυός είναι ανάλογη της μυϊκής δύναμης. (Dias et al., 2010).

### **3.2 Ποιες παραμέτρους καταγράφει**

Κατά τη διάρκεια της μέτρησης, μπορούν να ληφθούν διάφοροι παράμετροι που αντιστοιχούν στην απόκριση των μυών όπως, το μέγεθος της ακτινικής μετατόπισης ( $Dm$ ), ο χρόνος καθυστέρησης ή λανθάνοντας χρόνος ( $Td$ ), ο χρόνος συστολής ( $Tc$ ), ο χρόνος διατήρησης της συστολής ( $Ts$ ) και ο χρόνος ημίσειας χαλάρωσης ( $Tr$ ). (Rodríguez-Matoso et al., 2012).



Εικόνα 15 Παράμετροι

### Μέγιστη Μετατόπιση (Dm)

Η τιμή αυτή μας δίνει πληροφορίες για την ακτινική παραμόρφωση της μυϊκής γαστέρας που εκφράζεται σε χιλιοστά (mm). Αντιπροσωπεύει και αξιολογεί τη μυϊκή δυσκαμψία (muscle stiffness), η οποία ποικίλλει μεταξύ των ατόμων ανάλογα με τα μορφολογικά χαρακτηριστικά και τον τρόπο με τον οποίο αυτές οι δομές έχουν προπονηθεί. Οι χαμηλές τιμές υποδηλώνουν αύξηση της μυϊκής δυσκαμψίας (Rodríguez-Matoso et al., 2010, Alentorn – Geli) , υψηλό μυϊκό τόνο (Rusu et al., 2013) , χαμηλή ενεργοποίηση μ. ιών και οι μύες υφίστανται λιγότερο τραυματισμό (Paula Simola 2016b). Αντίθετα, οι υψηλές τιμές, υποδηλώνουν έλλειψη μυϊκού τόνου ή υψηλή κόπωση (Rodríguez-Matoso et al., 2010), μεγάλο εύρος (Rusu et al., 2013).

## Χρόνος συστολής (Tc)

Αντιπροσωπεύει το χρόνο που διανύει από το 10% έως το 90% της μέγιστης παραμόρφωσης (Dm). Μετριέται σε χιλιοστά του δευτερολέπτου (ms). Η χρησιμότητα των τιμών Tc είναι πολύ υψηλή στον αθλητισμό και επιτρέπει, μεταξύ άλλων, τη διάκριση των προφίλ των παικτών, την έμμεση εκτίμηση του κυρίαρχου τύπου ινών σε μια μυϊκή δομή ή τα επίπεδα ενεργοποίησης και κόπωσης κατά τη διάρκεια μιας προπόνησης (Rodríguez-Matoso et al., 2012, García-Manso JM et. al 2011). Οι χαμηλές τιμές δηλώνουν την κυριαρχία των μυϊκών ινών τύπου II, δηλαδή των ινών ταχείας συστολής, άρα και υψηλή ικανότητα παραγωγής μυϊκής δύναμης. (Valenzuela 2018, Rusu et al., 2013 ).

Ακόμα, Οι Dahmane et al. (2005) και οι Simunič et al. (2011) στις μελέτες τους έδειξαν ότι ο δείκτης Tc αναφέρεται επίσης στην ταχύτητα της συστολής των μυών. Οι συγγραφείς πιστεύουν ότι αυτός ο δείκτης συνδέεται με την ποιότητα της αθλητικής απόδοσης. Τα μειωμένα επίπεδα Tc δείχνουν μεγαλύτερη ταχύτητα συστολής των μυών (Pakosz et al., 2016).

Τέλος, ύστερα από έρευνα που έγινε σε ποδοσφαιριστές με χειρουργείο ΠΧΣ έδειξε ότι, μετά από χειρουργείο ιδανικές είναι οι χαμηλές τιμές του Tc καθώς έτσι παρουσιάζεται αντοχή στην κόπωση.

Από την άλλη, οι υψηλές τιμές υποδηλώνουν την κυριαρχία ινών τύπου I, δηλαδή ινών βραδείας συστολής. Ο Macgregor, αναφέρει πως μεγαλύτερη τιμή του Tc σημαίνει μια πιο αργή παραγωγή δύναμης, η οποία θα μπορούσε να είναι μια αντίδραση των μυϊκών ινών, αλλά θα μπορούσε επίσης να εξαρτηθεί από τη μειωμένη δυσκαμψία των τενόντων (Macgregor et al., 2018).

Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως, οι δύο πρώτες παράμετροι (το Dm και το Tc) είναι οι πιο σημαντικές και αξιόπιστες στην αξιολόγηση των μυών χρησιμοποιώντας TMG και παρέχουν τον μεγαλύτερο αριθμό ακριβών πληροφοριών. (Pakosz et al., 2016).

### **Λανθάνοντας Χρόνος (Td)**

Αντιπροσωπεύει τον χρόνο που χρειάστηκε για να φτάσει το 10% της συνολικής κίνησης, μετά την ηλεκτρική διέγερση. Ωστόσο, εξαρτάται από τον κυρίαρχο τύπο μυϊκών ινών, τον βαθμό κόπωσης και το επίπεδο ενεργοποίησης. (García-Manso JM et. al 2011). Μετριέται σε χιλιοστά του δευτερολέπτου. (Macgregor et al., 2018)

Οι χαμηλές τιμές αυτής της παραμέτρου υποδεικνύουν την κυριαρχία των γρήγορων μυϊκών ινών ενώ, οι υψηλές τιμές υποδεικνύουν την κυριαρχία των μυϊκών ινών βραδείας συστολής. Οι υψηλές τιμές επίσης, μπορεί να υποδεικνύουν τη διαδικασία κόπωσης (Pakosz et al., 2016).

### **Χρόνος διατήρησης της συστολής (Ts)**

Αντιπροσωπεύει τη θεωρητική διάρκεια της συστολής. Υπολογίζεται προσδιορίζοντας το χρονικό διάστημα μεταξύ της στιγμής όταν η παραμόρφωση φτάνει στο 50% της μέγιστης τιμής της, έως ότου η παραμόρφωση επιστρέψει στο 50% της μέγιστης παραμόρφωσης, κατά την διάρκεια της χαλάρωσης. Εκφράζεται σε χιλιοστά του δευτερολέπτου. (García-Manso JM et. al 2011)

### **Ο χρόνος ημίσειας χαλάρωσης (Tr)**

Ο χρόνος ημίσειας χαλάρωσης (Tr) είναι ο χρόνος που μεσολαβεί μεταξύ 90% έως 50% του Dm στην κατηφορική καμπύλη. Μετριέται σε χιλιοστά του

δευτερολέπτου (Macgregor et al., 2018). Το Tr παρέχει πληροφορίες σχετικά με τα επίπεδα κόπωσης. Οι υψηλές τιμές υποδεικνύουν την ύπαρξη κόπωσης (Rodríguez-Matoso et al., 2010 Alentorn – Geli et al., 2015), ενώ μετά από έρευνα του Alvarez-diaz 2014 έδειξε ότι ύστερα από χειρουργείο ιδανική συνθήκη για έναν αθλητή είναι οι χαμηλές τιμές Tr, γιατί έχουμε καλύτερη αντοχή στην κόπωση.

### **Η ταχύτητα συστολής (Vc)**

Ο χρόνος συστολής εξαρτάται εν μέρει από το Dm, δηλαδή όσο μεγαλύτερο είναι το Dm τόσο μεγαλύτερο θα είναι το Tc, αν η διεγερσιμότητα των μυών είναι η ίδια. Επομένως, είναι σημαντικό να μετρηθεί η πραγματική ταχύτητα της σύσπασης των μυών. (Macgregor et al., 2018). Πολλές έρευνες έχουν προτείνει την χρήση του Vc για την μελέτη των μηχανικών χαρακτηριστικών των μυών (Gasparini et al. 2012; Paula Simola et al. 2015; Loturco et al. 2016; Macgregor et al. 2016; Paula Simola et al. 2016a; Wiewelhove et al. 2017) καθώς παρέχει καλύτερες πληροφορίες για την μυϊκή κόπωση που προκαλείται κατά την διάρκεια της προπόνησης (Lohr 2018).

Προτού συνεχίσουμε, είναι σημαντικό να αναφερθεί πως υπάρχει έλλειψη όσον αφορά την αξιοπιστία της παραμέτρου αυτής και οι απόψεις δίστανται. Πιο συγκεκριμένα, υπάρχουν δύο πιο διαδεδομένοι τύποι που καθορίζουν την ταχύτητα συστολής. Ο πρώτος ορίζει την ταχύτητα συστολής (Vc) ως ο ρυθμός του Dm μεταξύ 10 και 90% σε σχέση με το Tc (Wiewelhove 2017, Paula Simola 2016 b, Lohr 2018). Από την άλλη μεριά, οι Lotruco et al. 2016 χρησιμοποιούν τον δεύτερο τύπο, ο οποίος υπολογίζει το Vc διαιρώντας το Dm με το άθροισμα των Tc και Td. Απαιτείται περαιτέρω μελέτη για να καθοριστεί το καταλληλότερο πρότυπο για την αξιολόγηση της ταχύτητας συστολής σε σχέση με τους αντικειμενικούς λειτουργικούς δείκτες της ταχύτητας των μυών (Macgregor et al., 2018).

Στην συγκεκριμένη έρευνα, χρησιμοποιήσαμε τον δεύτερο τύπο της ταχύτητας συστολής που προαναφέρθηκε, καθώς βασιστήκαμε στον συλλογισμό των Lotruco et al.2016. Εκτενέστερα, γνωρίζουμε πως στο TMG, το Dm αντιπροσωπεύει τη μέγιστη μετατόπιση της κοιλιάς των ακτινικών μυών (μετρούμενη σε χιλιοστά) που παράγεται από μια ισομετρική ακούσια συστολή, η οποία συμβαίνει μετά από ένα προ-προγραμματισμένο ηλεκτρικό ερέθισμα. Επίσης, το TMG μπορεί να παρέχει ορισμένες τιμές που σχετίζονται με το χρόνο και άμεσα με τη μέγιστη μετατόπιση των μυών. Ακόμα, γνωρίζουμε πως το Td δηλώνει το χρόνο από την έναρξη έως το 10% του Dm, ενώ το Tc λαμβάνεται καθορίζοντας το χρονικό διάστημα από 10% έως 90% του Dm (Garcia-Manso et al., 2011). Παρά την αδυναμία τους να εξετάσουν τη σχέση μεταξύ «χώρου και χρόνου» (η οποία είναι απαραίτητη για τον υπολογισμό της ταχύτητας) (Plamondon, 1995), και τα δύο αυτά μέτρα αναφέρονται συνήθως ως η ταχύτητα συστολής των μυών (Dahmane et al., 2005, Simunic et al.2017). Θεωρητικά, αυτή η προσέγγιση μπορεί να οδηγήσει σε εσφαλμένη ερμηνεία των μηχανικών προσαρμογών που συμβαίνουν χρονικά στη λειτουργικότητα των μυών ως απόκριση σε μια δεδομένη περίοδο προπόνησης. Από την άλλη πλευρά, όταν συνδυάζουμε όλα αυτά τα βαθμιαία μέτρα στην ίδια εξίσωση (δηλαδή,  $Vc = Dm / (Td + Tc)$ ), μπορούμε ταυτόχρονα να συσχετίσουμε την απόσταση και το χρόνο, που (θεωρητικά) αντικατοπτρίζουν καλύτερα την ταχύτητα συστολής των μυών.

## **Οι παράμετροι του TMG ως μέσο συμμετρίας**

Το TMG επιτρέπει ένα μέτρο συμμετρίας που συγκρίνει τις επιφανειακές συστολικές ιδιότητες των μυών μεταξύ της δεξιάς και της αριστερής πλευράς

(πλευρική συμμετρία – Lateral Symmetry) και μεταξύ των μυών που περιβάλλουν μια άρθρωση (λειτουργική συμμετρία – Functional Symmetry). Για να προσδιοριστεί μια μέτρηση με βάση τις παραμέτρους TMG, αναπτύχθηκε ένας αλγόριθμος ( ΕΙΚΟΝΑ 17 ) που υλοποιήθηκε στο λογισμικό TMG-BCM tensiomyography®.

$$Ls = 0,1 \cdot \frac{\min(Tdr \cdot Tdl)}{\max(Tdr \cdot Tdl)} + 0,6 \cdot \frac{\min(Tcr \cdot Tcl)}{\max(Tcr \cdot Tcl)} + 0,1 \cdot \frac{\min(Tsr \cdot Tsl)}{\max(Tsr \cdot Tsl)} + 0,2 \cdot \frac{\min(Dmr \cdot Dml)}{\max(Dmr \cdot Dml)}$$

$$Fs = 0,1 \cdot \frac{\min(\text{average}(Tdr1, Tdr2), \text{average}(Tdr3, Tdr4))}{\max(\text{average}(Tdr1, Tdr2), \text{average}(Tdr3, Tdr4))} + 0,8 \cdot \frac{\min(\text{average}(Tcr1, Tcr2), \text{average}(Tcr3, Tcr4))}{\max(\text{average}(Tcr1, Tcr2), \text{average}(Tcr3, Tcr4))} + 0,1 \cdot \frac{\min(\text{average}(Tsr1, Tsr2), \text{average}(Tsr3, Tsr4))}{\max(\text{average}(Tsr1, Tsr2), \text{average}(Tsr3, Tsr4))}$$

Εικόνα 16 Τύποι Συμμετριών

Υπάρχουν αρκετοί αθλητικοί κλάδοι όπου η μυϊκή συμμετρία των αθλητών έχει αναλυθεί με αυτήν την τεχνική. Μάλιστα, πολλές έρευνες προτείνουν οι τιμές των συμμετριών να ξεπερνούν συγκεκριμένα ποσοστά ξεχωριστά για κάθε άθλημα. Όμως, δεν φαίνεται να υπάρχει σαφές κριτήριο για τον προσδιορισμό της ασυμμετρίας του αθλητή χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο TMG-BCM tensiomyography®. Έχει προταθεί ως επαρκές > 80% στην πλευρική συμμετρία και > 65% στη λειτουργική συμμετρία. Επομένως, απαιτείται περισσότερη έρευνα για να προσδιοριστεί το ποσοστό συμμετρίας των αθλητών χρησιμοποιώντας αυτόν τον αλγόριθμο και να διερευνηθούν τη σχέση τους με άλλα τεστ συμμετρίας και την προβλεπόμενη ικανότητα τους στην απόδοση και αθλητικά τραύματα. (García-García et al. 2019)



### Lateral Symmetry (LS)

Muscle	Side	Tc [ms]	Ts [ms]	Tr [ms]	Dm [mm]	Td [ms]	Sym [%]
m.BF	L	85.41	140.61	32.41	26.72	32.62	92
m.BF	R	83.16	121.85	30.34	22.45	28.23	
m.RF	L	19.02	30.74	9.79	9.76	19.81	97
m.RF	R	19.03	27.40	7.79	9.91	21.22	
m.ST	L	50.77	153.89	29.03	21.64	29.95	66
m.ST	R	29.14	163.44	19.30	15.43	24.57	
m.VL	L	18.51	26.81	7.62	10.45	22.42	92
m.VL	R	17.04	28.04	8.91	9.52	20.28	
m.VM	L	16.49	259.00	46.88	8.29	20.23	86
m.VM	R	18.13	188.00	20.89	6.40	18.84	

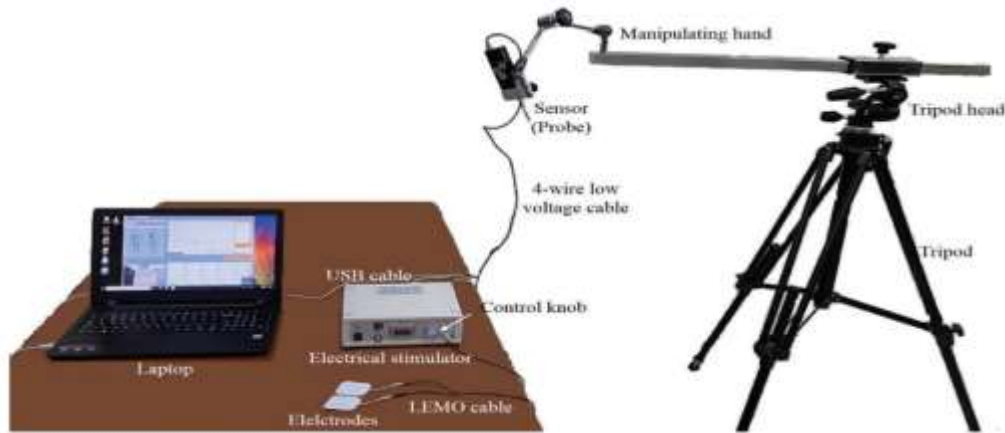
### Functional Symmetry (FS)

		Sym [%]			Sym [%]
Elbow: (BB/TB)	L	--	Knee: (VL&VM&RF/BF)	L	30
	R	--		R	31
Achilles Tendon: (GL/GM)	L	--	Ankle: (TA/GL&GM)	L	--
	R	--		R	--
Lig.Patellae: (VM/VL)	L	81	Leg: (VL&VM/GL&GM)	L	--
	R	85		R	--

Εικόνα 17 Παράδειγμα Συμμετριών

### 3.3. Πως γίνεται η μέτρηση

Το TMG μετρά τις συσταλτικές ιδιότητες των μυών. Η μέθοδος αυτή περιλαμβάνει έναν ηλεκτρικό διεγέρτη και μια μονάδα απόκτησης δεδομένων, έναν αισθητήρα (ανιχνευτή), ηλεκτρόδια, ένα τρίποδο με χέρι χειρισμού και ένα λογισμικό εγκατεστημένο σε φορητό υπολογιστή. (Dahmane et al., 2001)



Εικόνα 18 Η μέθοδος της Τενσιομυογραφίας

Ένας ειδικός αισθητήρας τοποθετείται στον μυ για μέτρηση. Ο αισθητήρας περιέχει ένα άκρο που έχει σχεδιαστεί για την καταγραφή μυϊκής συστολής. Οι δημιουργοί αυτού του εργαλείου πρότειναν αρχικά πιέσεις του άκρου του αισθητήρα ( $113 \text{ mm}^2$ ) περίπου  $0,2 \text{ N / mm}$  (κυμαίνεται μεταξύ  $0,1$  και  $0,5 \text{ N / mm}$ ), συνιστώντας την κατάλληλη βαθμονόμηση και τη χρήση των αναφορών οπτικά στον αισθητήρα για να καθορίσει την πίεση πριν από την διέγερση. Αυτός ο αισθητήρας πρέπει να τοποθετείται κάθετα στην μυϊκή γαστέρα και να προσανατολίζεται προς την πιθανή μετατόπιση της. Με αυτόν τον τρόπο εξασφαλίζουμε τον εντοπισμό ελάχιστων μεταβολών στο πάχος ενός μυός όταν εκτελεί μια ακούσια συστολή και προσαρμόζεται στην ένταση του ηλεκτρικού ερεθίσματος που το προκαλεί. Η συστολή του μυός υπό ισομετρικές συνθήκες οδηγεί σε μετατόπιση της κοιλιάς των μυών (Rusu et al., 2013).



Η σύσπαση ανταποκρίνεται σε ένα διπολικό ηλεκτρικό ρεύμα, διάρκειας ενός χιλιοστού (0,5 έως 2,0 ms) και σταθερή ή αυξανόμενη ένταση (10 έως 110 mA), σύμφωνα με το χρησιμοποιούμενο πρωτόκολλο. Η σημασία της διάρκειας διέγερσης είναι απαραίτητη για την τυποποίηση της μυϊκής παραμόρφωσης. Αυτή η πτυχή επιβεβαιώθηκε κατά την αξιολόγηση των δικεφάλων βραχιόνιων με διεγέρσεις 95 W διαφορετικής διάρκειας (0,1-100 ms). Παρατήρησαν πως, καθώς αυξάνεται ο χρόνος διέγερσης, η παραμόρφωση αυξήθηκε σημαντικά ( $\approx 2,5$  mm έως  $\approx 11,5$  mm) (Rodríguez-Matoso et al., 2012).



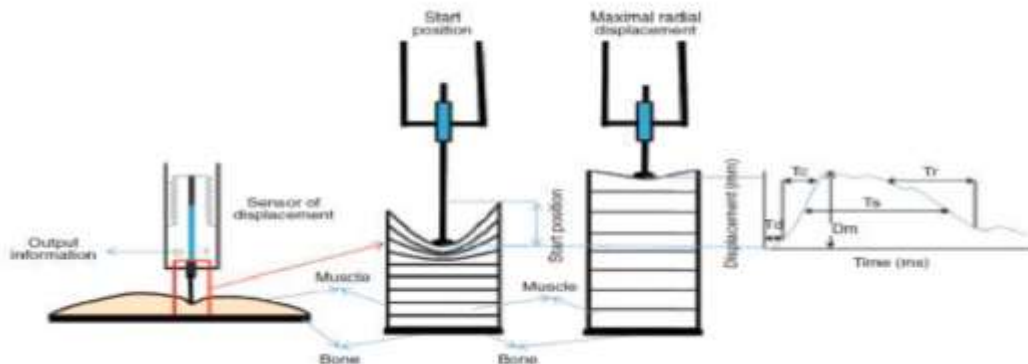
Εικόνα 20 Εφαρμογή TMG στον ορθό μηριαίο



Εικόνα 21 Εφαρμογή TMG στον Δικέφαλο Μηριαίο

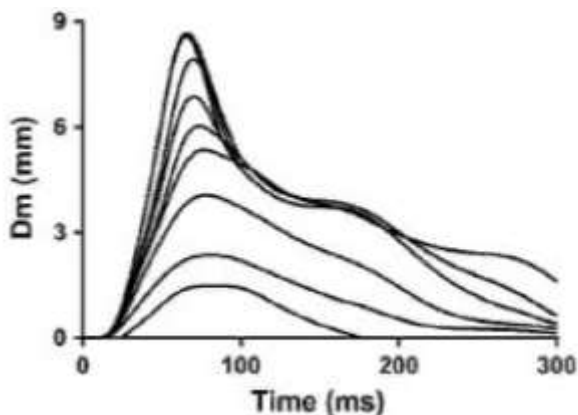
Το ηλεκτρικό ερέθισμα φθάνει στο μυ μέσω δύο ηλεκτροδίων που βρίσκονται στα εγγύς και απομακρυσμένα άκρα του αξιολογούμενου μυός, προσπαθώντας να διασφαλίσουν ότι το ερέθισμα δεν επηρεάζει τους τένοντες του εκτιμώμενου μυός. Δεν υπάρχει απόλυτη συναίνεση για τον διαχωρισμό των ηλεκτροδίων, καθώς ορισμένοι συγγραφείς προτείνουν να τα διαχωρίσουν μεταξύ 3-5 cm, που φαίνεται περίπλοκη στους μυς των οποίων το μήκος των ινών είναι μικρό.

Ο αισθητήρας TMG συνδέεται με ένα λογισμικό που εκτελεί υπολογιστή και καταγράφει τη μετατόπιση του άκρου του αισθητήρα κατά τη διάρκεια της δοκιμής και εμφανίζει τα αποτελέσματα σε πραγματικό χρόνο (Rusu et al., 2013).



Εικόνα 22 Τοποθέτηση του αισθητήρα στον μυ και αποτελέσματα

Σημαντικό είναι να αναφερθεί, επίσης, πως πρέπει να ακολουθείτε τυπική αυξητική εξέλιξη των καμπυλών της μετατόπισης, ώστε να εξασφαλίζεται η ακριβής τοποθέτηση αισθητήρων και ηλεκτροδίων, για να αποφεύγεται η ανίχνευση της συν-ενεργοποίησης βαθύτερων ή γειτονικών μυών, οι οποίες θα μπορούσαν να ερμηνευθούν λανθασμένα ως περαιτέρω αυξήσεις της κορυφαίας ακτινικής μετατόπισης ( $D_m$ ). Ένα αρχικό πλάτος 20-30 mA, με αυξανόμενες αυξήσεις 10 mA (μέχρι το μέγιστο των 110 mA), έχει υιοθετηθεί ευρύτερα. Αυξήσεις των 10 mA μπορεί να οδηγήσουν σε ένα παρατηρούμενο επίπεδο, πριν επιτευχθεί υπερ-μέγιστη διέγερση. (Macgregor et al., 2018).



### 3.4. Αξιοπιστία της Τενσιομυογραφίας

Το TMG παρουσιάζεται ως μη επεμβατικό εργαλείο υψηλής ακρίβειας ( $\leq 4 \mu\text{m}$ ) που επιτρέπει την αξιολόγηση της απόκρισης των επιφανειακών μυών. Η μυϊκή απόκριση σε ένα εξωτερικό ερέθισμα, σε αυτή την περίπτωση ένα ηλεκτρικό ερέθισμα, παρουσιάζει μια υψηλή συσχέτιση με τη συμπεριφορά που θα βρίσκαμε σε ένα μοντέλο απόκρισης που περιλαμβάνει τις φυσιολογικές διεργασίες που εμπλέκονται στη συστολή των μυών (Rodríguez-Matoso et al., 2012).

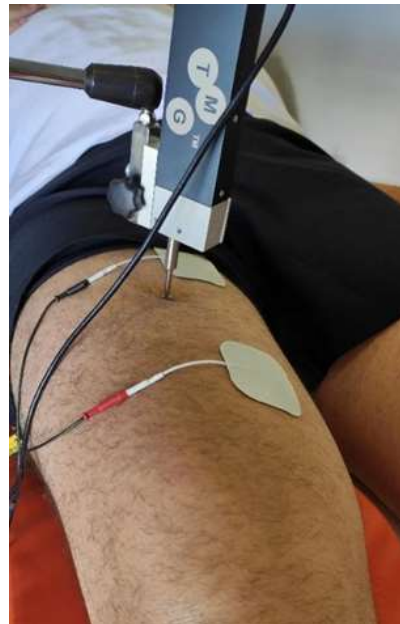
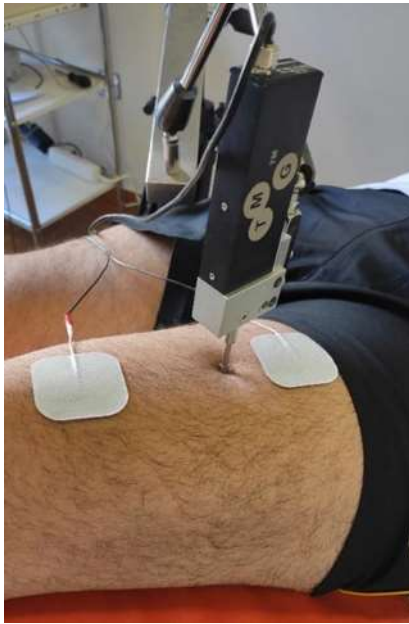
Οι Martín-Rodríguez et al., 2017 εκτέλεσαν μια ολοκληρωμένη βιβλιογραφική αναζήτηση στις βάσεις δεδομένων Pubmed, Scopus, Science Direct και Cochrane μέχρι τον Ιούλιο του 2017 χρησιμοποιώντας τις λέξεις-κλειδιά "reliability" OR "reproducibility" OR "measurements error" AND "tensiomyography".

Στο πλαίσιο αυτής της συστηματικής ανασκόπησης περιλήφθηκαν οκτώ μελέτες. Στόχος αυτής της συστηματικής ανασκόπησης ήταν η αναφορά του σφάλματος αξιοπιστίας και μέτρησης όλων των παραμέτρων TMG. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τρεις από τις παραμέτρους TMG ( $D_m$ ,  $T_d$  και  $T_c$ ) είναι εξαιρετικά αξιόπιστες, ενώ το  $\frac{1}{2} T_r$  δείχνει ανεπαρκή αξιοπιστία.

Ακόμα η Simola et al., 2015 απέδειξε πως Το TMG είναι μια έγκυρη και αξιόπιστη μέθοδος για την αξιολόγηση των μυϊκών μηχανικών ιδιοτήτων, ιδιαίτερα

κάτω από τις μέγιστες συνθήκες, καθώς πραγματοποίησε μια έρευνα χρησιμοποιώντας τη μέγιστη εκούσια ισομετρική συστολή, εξετάζοντας 20 άντρες (ηλικία:  $26.5 \pm 6.7$  χρονών; μάζα σώματος:  $78.5 \pm 6.8$  kg; ύψος:  $181.0 \pm 5.5$  cm).

Επιπλέον, ο Tous-Fajardo και οι συνεργάτες του το 2010 σε έλεγχο που έκαναν για την αξιοπιστία του TMG στον έσω πλατύ, βρέθηκε για όλες τις παραμέτρους μια καλή έως εξαιρετική αξιοπιστία, εκτός από την Tr, η οποία έδειξε ανεπαρκή αξιοπιστία.



Εικόνα 24 Εφαρμογή TMG στον ορθό μηριαίο



## 4<sup>ο</sup> Κεφάλαιο : Μεθοδολογία

Σε ένα χειρουργείο πρόσθιου χιαστού, οι χειρουργοί πιο συγκεκριμένα, φτάνοντας στην μυοτενόντια περιοχή, δηλαδή, την δότρια περιοχή, τρέχοντας με το stripper πάνω από τον τένοντα, προκαλούν ρήξη στους μύες με σκοπό να αποκολλήσουν τον τένοντα και να πάρουν το μόσχευμα. Άρα, προκαλείται θλάση είτε σε έναν τένοντα είτε σε δύο τένοντες, ανάλογα ποιο χειρουργείο εκτελείται.

*Υπόθεση: Στην τεχνική με τον μονό μόσχευμα όλη η περιοχή των οπίσθιων μηριαίων θα είναι καλύτερη λειτουργικά μετά το χειρουργείο σε σχέση με το αν χρησιμοποιούσαμε δύο μοσχεύματα αντί για ένα.*

### 4.1 Σκοπός Μελέτης

Ο σκοπός της παρούσας μελέτης είναι η σύγκριση των δύο τεχνικών ανακατασκευής ΠΧΣ , με μονό και διπλό μόσχευμα, προκειμένου να αναδείξουμε ποια τεχνική είναι η πιο αποτελεσματική. Η συγκεκριμένη μελέτη πραγματοποιήθηκε βασισμένη στο γεγονός ότι δεν υπάρχει άλλη έρευνα που να συσχετίζει τις δύο τεχνικές, απομονώνοντας κάθε μυ ξεχωριστά, στηριζόμενοι στην αξιοπιστία και την αποτελεσματικότητα της τενσιομυογραφίας (TMG).

Στόχοι της έρευνας είναι :

1. Σύγκριση των πλευρικών συμμετριών μεταξύ των δύο χειρουργείων για τον Ορθό μηριαίο, Έξω πλατύ , Έσω πλατύ, Δικέφαλο μηριαίο και Ημιτενοντώδη.
2. Σύγκριση των λειτουργικών συμμετριών μεταξύ των δύο χειρουργείων για τον Ορθό μηριαίο, Έξω πλατύ , Έσω πλατύ, Δικέφαλο μηριαίο και Ημιτενοντώδη.

3. Σύγκριση των ταχυτήτων μεταξύ των δύο χειρουργικών τεχνικών για τον Ορθό μηριαίο, Έξω πλατύ , Έσω πλατύ, Δικέφαλο μηριαίο και Ημιτενοντώδη.
4. Αναζήτηση διαφορών που σχετίζονται με το φύλο, το βάρος, το ύψος , την ηλικία, το άθλημα - θέση και το χειρουργημένο πόδι.

## 4.2 Εισαγωγικά στοιχεία

Με την ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας, οι τεχνολογικοί εξοπλισμοί που χρησιμοποιούνται στον χώρο της φυσικοθεραπείας συνεχώς ανανεώνονται και ανακαλύπτονται νέοι. Είναι επομένως λογικό να διερωτάται κανείς, για το ποια συσκευή κρίνεται η πλέον κατάλληλη για την αξιολόγηση και γενικότερα την αποκατάσταση μιας παθολογικής κατάστασης, καθώς και την παρακολούθηση της εξέλιξής της. Βασισόμενη σε αυτή την νέα πραγματικότητα, ο ερευνητής οφείλει να διερευνήσει την αποτελεσματικότητα αυτών των νέων τεχνολογιών.

Ο επαγγελματίας υγείας, ο πτυχιούχος φυσικοθεραπευτής καλείται να αποφασίσει και να χρησιμοποιήσει τα κατάλληλα μέσα και τις μεθόδους για την αποκατάσταση και την αποθεραπεία από τραυματισμούς. Για να είναι σίγουρος για το ποια μέθοδος είναι η καλύτερη θα πρέπει να βασιστεί στα αποτελέσματα των ερευνών.

Σύμφωνα με τον τρίτο κλινικό οδηγό της Μπαρτσελόνα “Tensiomyography is used for follow-up the functional recovery of muscle and to help decide return to play”, που σημαίνει πως μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε το TMG στον τραυματισμένο μυ από τον οποίο προήλθε το μόσχευμα και να δούμε πως αυτό συμπεριφέρεται αμέσως μετά την επέμβαση.



### 4.3 Σκοπός της έρευνας

Η εκπόνηση της παρούσας πτυχιακής εργασίας έγινε για να διερευνήσουμε την αποτελεσματικότητα της χρήσης της τενσιομογραφίας ως εργαλείο αξιολόγησης, καθώς επίσης και για να διερευνήσουμε την αρτιότητα και την γνώση των φυσικοθεραπευτών σχετικά με αυτές τις συσκευές και τεχνικές.

Ανατρέχοντας στις δημοσιευμένες ερευνητικές μελέτες, παρατηρείται ότι ο αριθμός τους είναι ελλιπής και γι' αυτό η συσκευή TMG χρήζει περαιτέρω διερεύνησης, όσον αφορά τις παραμέτρους μέτρησης και την αξιοποίησή τους.

## **5<sup>ο</sup> Κεφάλαιο: Στατιστική Ανάλυση**

### **5.1 Υλικό και μέθοδος**

Κατά το χρονικό διάστημα από τον Ιούνιο μέχρι Σεπτέμβριο του 2020, διανεμήθηκαν ερωτηματολόγια σε 39 συμμετέχοντες. Τα ερωτηματολόγια μοιράστηκαν στην πόλη της Αθήνας, και συγκεκριμένα σε ασθενείς του Χειρουργού Ορθοπαιδικού Ηρακλή Πατσόπουλου. Η εν λόγω μελέτη, είναι μια τυχαιοποιημένη - ελεγχόμενη ερευνητική μελέτη σύγκρισης- καταγραφής, η οποία πραγματοποιήθηκε στο χώρο του Χειρουργού Ορθοπαιδικού Ηρακλή Πατσόπουλου, Βλαδίμηρου Μπένση 1, Αθήνα.

### **5.2 Ερωτηματολόγια**

#### **IKDC International Knee Documentation Committee**

Έχουν ερευνηθεί αρκετές μέθοδοι βαθμολόγησης της IKDC Υποκειμενικής Φόρμας Αξιολόγησης Γόνατος. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το άθροισμα των βαθμών κάθε ερωτήματος ήταν εξίσου καλό με άλλες πιο σύνθετες μεθόδους βαθμολόγησης.

Οι απαντήσεις σε κάθε ερώτημα βαθμολογούνται χρησιμοποιώντας μια κατηγορική μέθοδο έτσι ώστε ο βαθμός 1 να δίνεται σε απαντήσεις που αντιπροσωπεύουν το χαμηλότερο δυνατό επίπεδο λειτουργικότητας ή το πλέον υψηλό επίπεδο συμπτωμάτων. Για παράδειγμα, το ερώτημα 1, που σχετίζεται με το υψηλότερο επίπεδο δραστηριότητας χωρίς σημαντικό πόνο βαθμολογείται με 1 για την απάντηση “Ανίκανος/-η να εκτελέσει κάποια από τις παραπάνω δραστηριότητες λόγω του γόνατος” και με 5 για την απάντηση “Πολύ έντονες δραστηριότητες όπως άλματα ή στροφικές κινήσεις όπως στο μπάσκετ ή το ποδόσφαιρο”. Για το ερώτημα

2, το οποίο σχετίζεται με τη συχνότητα του πόνου κατά τις προηγούμενες 4 εβδομάδες, η απάντηση “Διαρκώς” βαθμολογείται με 1 και “Ποτέ” βαθμολογείται με 11.

Η IKDC Υποκειμενική Φόρμα Αξιολόγησης Γόνατος βαθμολογείται αθροίζοντας τους βαθμούς των ατομικών ερωτημάτων και έπειτα μετατρέπεται ο συνολικός βαθμός σε μια κλίμακα εύρους από 0 έως 100. Σημείωση: Η απάντηση στο ερώτημα 10 “Λειτουργικότητα Πριν τον Τραυματισμό στο Γόνατο” δεν περιλαμβάνεται στο συνολικό βαθμό. Τα βήματα για τη βαθμολόγηση της IKDC Υποκειμενικής Φόρμας Αξιολόγησης Γόνατος είναι τα ακόλουθα:

1. Βαθμολογήστε την κάθε απάντηση του ατόμου που συμπλήρωσε το ερωτηματολόγιο, έτσι ώστε ο χαμηλότερος βαθμός να αντιπροσωπεύει το χαμηλότερο δυνατό επίπεδο λειτουργικότητας ή το πλέον υψηλό επίπεδο συμπτωμάτων.

2. Υπολογίστε τον ανεπεξέργαστο βαθμό αθροίζοντας τις απαντήσεις σε όλα τα ερωτήματα με εξαίρεση την απάντηση στο ερώτημα 10 “Λειτουργικότητα Πριν τον Τραυματισμό στο Γόνατο”.

3. Μετατρέψτε τον ανεπεξέργαστο βαθμό σε κλίμακα από το 0 έως το 100 με τον ακόλουθο τρόπο:

$$\text{Βαθμός IKDC} = \left[ \frac{\text{Ανεπεξέργαστος Βαθμός} - \text{Χαμηλότερος Δυνατός Βαθμός}}{\text{Εύρος Βαθμών}} \right] \times 100$$

Εικόνα 25 Τύπος IKDC

Όπου ο χαμηλότερος δυνατός βαθμός είναι 18 και το εύρος των πιθανών βαθμών είναι 87. Έτσι, εάν το άθροισμα των βαθμών για τα 18 ερωτήματα είναι 60, ο βαθμός του IKDC υπολογίζεται με τον ακόλουθο τρόπο:

$$\text{Βαθμός IKDC} = \left[ \frac{60 - 18}{87} \right] \times 100$$

$$\text{Βαθμός IKDC} = 48.3$$

Ο βαθμός που προκύπτει μετά τη μετατροπή μεταφράζεται ως μέτρο της λειτουργικότητας ούτως ώστε οι υψηλότερες βαθμολογίες να αντιπροσωπεύουν υψηλότερα επίπεδα λειτουργικότητας και χαμηλότερα επίπεδα συμπτωμάτων. Ο βαθμός 100 μεταφράζεται ως κανένας περιορισμός κατά τις καθημερινές δραστηριότητες ή αθλητικές δραστηριότητες και απουσία συμπτωμάτων.

Ο βαθμός της IKDC Υποκειμενικής Φόρμας Αξιολόγησης Γόνατος μπορεί να υπολογιστεί ακόμα και σε περίπτωση που δεν έχουν απαντηθεί όλα τα ερωτήματα, αρκεί να έχει απαντηθεί τουλάχιστον το 90% των ερωτημάτων (δηλαδή, να έχουν δοθεί απαντήσεις για τουλάχιστον 16 ερωτήματα). Για να υπολογιστεί ο ανεπεξέργαστος βαθμός της IKDC όταν δεν έχουν απαντηθεί όλα τα ερωτήματα, αντικαταστήστε με το μέσο όρο της βαθμολογίας για τα ερωτήματα που απαντήθηκαν εκείνων που δεν έχουν απαντηθεί. Αφού υπολογιστεί ο

ανεπεξέργαστος βαθμός της IKDC, μετατρέπεται στον βαθμό της IKDC Υποκειμενικής Φόρμας Αξιολόγησης Γόνατος όπως περιεγράφηκε παραπάνω.

### **Tegner Activity Score**

Η κλίμακα Tegner Activity Scale πρόκειται για μία κλίμακα 11 επιπέδων, που κάθε επίπεδο αντιστοιχεί σε συγκεκριμένες αθλητικές και εργασιακές δραστηριότητες. Ο ασθενής καλείται να σημειώσει τον αριθμό του επιπέδου (10-0), που τον αντιπροσωπεύει πριν και μετά τον τραυματισμό ή/και πόνο στο γόνατο. Τα κορυφαία επίπεδα 10 έως 8 αναφέρονται σε επαγγελματικά, ανταγωνιστικά αθλήματα. Το επίπεδο 7 συνδυάζει επαγγελματικά και ερασιτεχνικά αθλήματα, ενώ το 6 αντιπροσωπεύει αθλήματα μόνο ερασιτεχνικού επιπέδου. Τα επίπεδα 5 έως 1 εστιάζουν σε επαγγέλματα ποικίλης σωματικής επιβάρυνσης σε συνδυασμό με απλά αθλήματα. Το τελευταίο επίπεδο 0, συμπληρώνεται από όσους ασθενείς έχουν αναρρωτική άδεια ή βρίσκονται σε σύνταξη, λόγω προβλημάτων στο ένα ή και τα δύο γόνατα. Η TAS βρέθηκε να έχει επαρκή αξιοπιστία, εγκυρότητα και ανταπόκριση σε ασθενείς με κακώσεις μηνίσκου και σε περιπτώσεις τραυματισμού ή/και αποκατάστασης του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Επίσης, είναι έγκυρη και αξιόπιστη έπειτα από ολική αρθροπλαστική γόνατος και σε ασθενείς με εξάρθρωση της επιγονατίδας.

### **KOOS (Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score)**

Το ερωτηματολόγιο KOOS χρησιμοποιείται ευρέως σε κλινικές μελέτες με μεγάλη βάση δεδομένων και συμμετεχόντων. Το πλεονέκτημά του, ως εργαλείο της έρευνας, έγκειται στο ότι συμπεριλαμβάνει δύο διαφορετικές υποκλίμακες φυσικής λειτουργίας, που σχετίζονται με την καθημερινή ζωή, τον αθλητισμό και την αναψυχή. Αυτό ενισχύει την εγκυρότητα του, αφού καλύπτει ένα ευρύ φάσμα σημερινών και αναμενόμενων επιπέδων φυσικής δραστηριότητας των ασθενών. Οι

επιμέρους υποκλίμακες είναι ο πόνος (Pain), άλλα συμπτώματα (Symptoms), η λειτουργία στην καθημερινή ζωή (ADL), η λειτουργία στον αθλητισμό και στην αναψυχή (Sport / Rec) και η ποιότητα ζωής, που σχετίζεται με το γόνατο (QoL). Για τις ερωτήσεις του ερωτηματολογίου παρέχονται τυποποιημένες απαντήσεις, που δίνουν ένα συγκεκριμένο σκορ η κάθε μία (0-4) . Για κάθε υποκλίμακα υπολογίζεται ένα σκορ με μέγιστο δυνατό αποτέλεσμα το 100 (κανένα σύμπτωμα) και μικρότερο δυνατό το 0 (ακραία συμπτώματα).

*Από τα 39 ερωτηματολόγια που διανεμήθηκαν στους ασθενείς, απαντήθηκαν τα 26. Με μέσο όρο KOOS: 91,71 % , IKDC: 87%, TEGNER: 86,75%.*

### **5.3 Είδος μελέτης και υλικό**

Οι μετρήσεις τελικά πραγματοποιήθηκαν κατά το χρονικό διάστημα Οκτώβριο του 2020 με Μάρτιο του 2021 σε 39 ασθενείς με τη χρήση της συσκευής TMG S1. Επιπλέον, τα εργαλεία αξιολόγησης που χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια των μετρήσεων αποτελούνται από το μηχάνημα του τενσιομυογράφου, το οποίο καταγράφει πέντε διαφορετικές παραμέτρους που προαναφέραμε καθώς και από τη συμπλήρωση των τριών ερωτηματολογίων. Τα ερωτηματολόγια είναι τα εξής Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), International Knee Documentation Committee (IKDC), Tegner Lysholm Knee Scoring Scale και μοιράστηκαν πριν από την διεξαγωγή κάθε μέτρησης.

### **5.4 Δείγμα συμμετεχόντων**

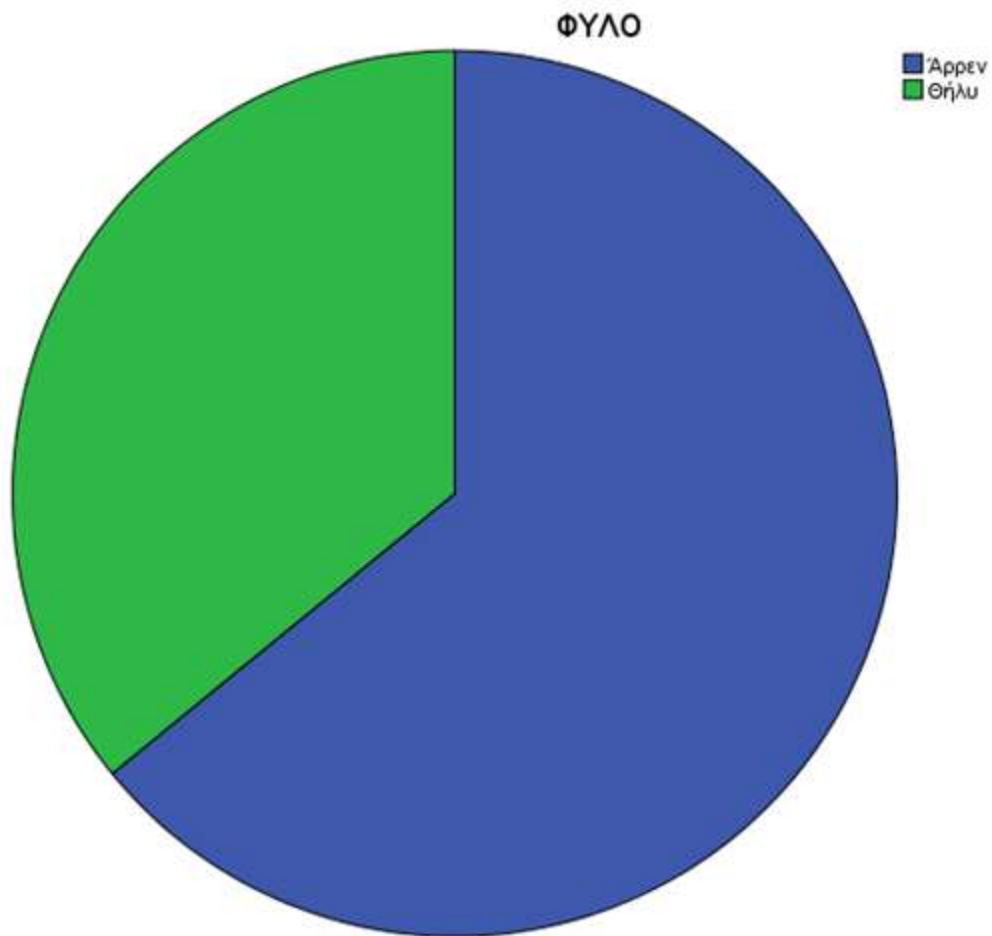
Στην παρούσα έρευνα, συμμετείχαν ασθενείς που είχαν υποβληθεί σε χειρουργείο Πρόσθιου Χιαστού , ηλικίας από 15 έως 56 ετών, εκ των οποίων γυναίκες και άντρες. Από τον κάθε ασθενή λήφθηκε το ιατρικό ιστορικό του, που περιλάμβανε ενδεικτικά προηγούμενους τραυματισμούς όπως και το είδος και τη

θέση του αθλήματος με το οποίο ασχολείται. Όλοι οι αθλητές είχαν υποβληθεί σε χειρουργείο πρόσθιου χιαστού από τον ίδιο χειρουργό, χρησιμοποιώντας την ίδια κατεύθυνση προσανατολισμού στα τούνελ και τις ίδιες τεχνικές συγκράτησης. Συγκεκριμένα, στην *All-inside* ως τεχνική συγκράτησης χρησιμοποιείται κουμπί τιτανίου με αυτοκλειδούμενη λούπα στον μηρό και στην κνήμη, ενώ στην *ST-GR* χρησιμοποιείται κουμπί τιτανίου με αυτοκλειδούμενη λούπα και βίδα απορροφήσιμη στην κνήμη. Επιπλέον κριτήριο επιλογής ήταν ότι όλοι οι ασθενείς είχαν πλήρες εύρος κίνησης. Να τονιστεί, επίσης, πως κανένας από τους ασθενείς δεν χρησιμοποίησε νάρθηκα ή κηδεμόνα μετά το χειρουργείο.

## **5.5 Αποτελέσματα**

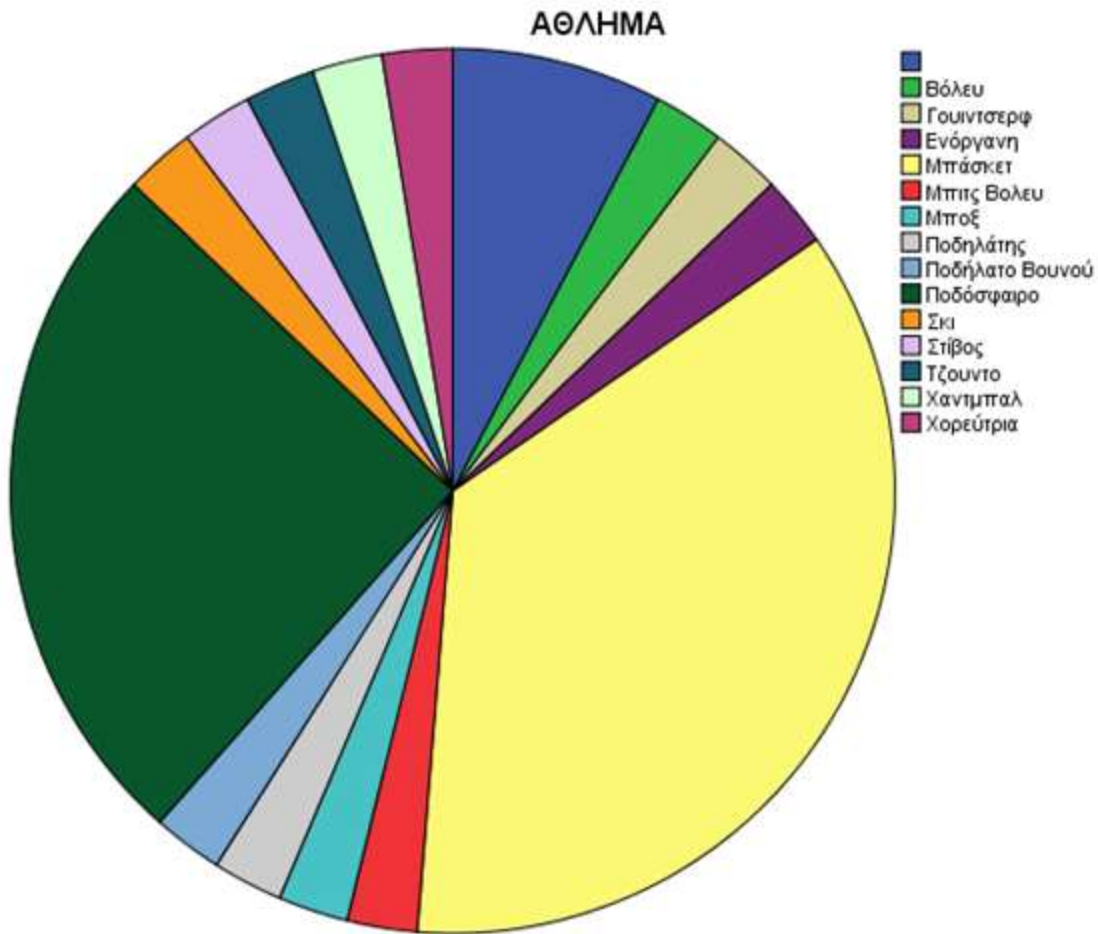
Τα αποτελέσματα των μετρήσεων περάστηκαν στο SPSS.25 προκειμένου να γίνει στατιστική ανάλυση των δεδομένων της μελέτης . Έγινε έλεγχος τους είδους της κατανομής του δείγματος και έλαβαν χώρα τα στατιστικά τεστ σύγκρισης, t-test, ANOVA. Η ανάλυση βασίστηκε σε μη παραμετρικές συγκρίσεις (Mann-Whitney U test), σε τεστ σύγκρισης κατηγορικών μεταβλητών (X square Test), και όπου οι συνθήκες το επέτρεπαν t-test ανεξάρτητων δειγμάτων. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας διατηρήθηκε για όλες τις συγκρίσεις στο επίπεδο  $p < 0,05$ .

### 5.5.1 Δημογραφικά χαρακτηριστικά του Δείγματος



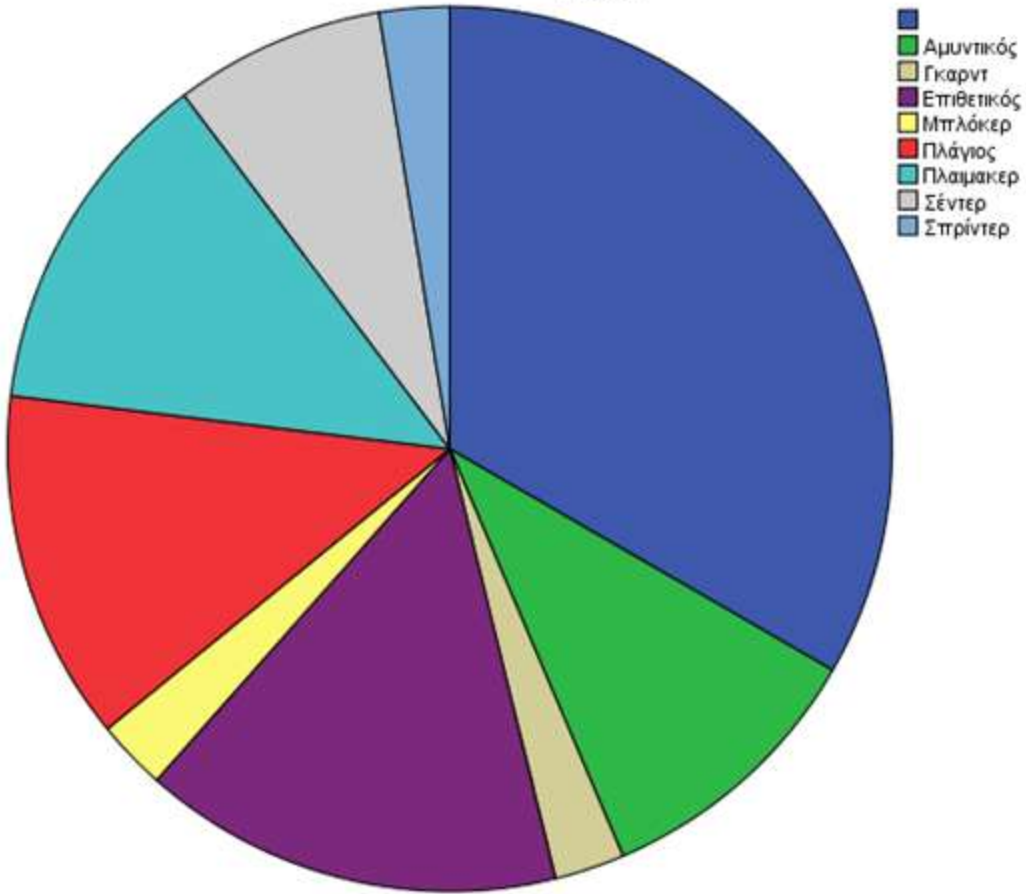
Από το συνολικό δείγμα οι περισσότεροι είναι άντρες (25 και οι γυναίκες είναι 14).

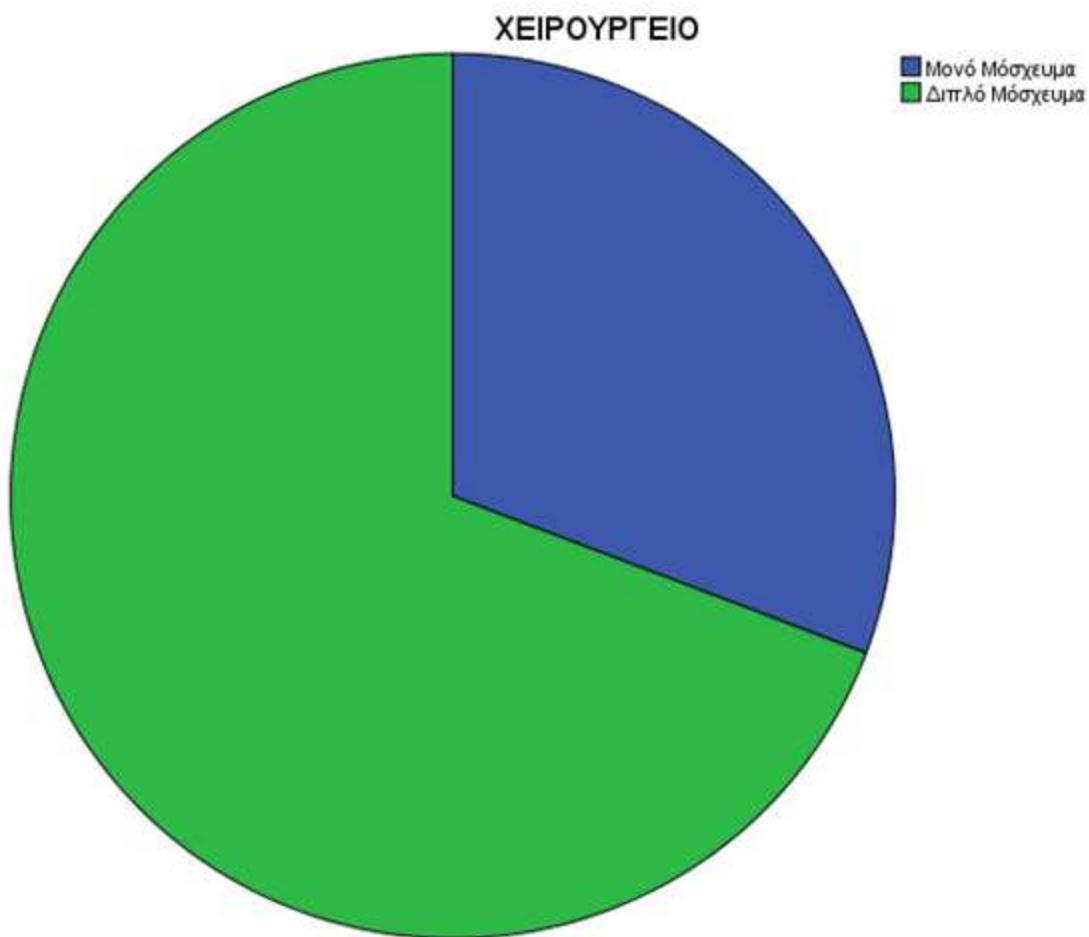




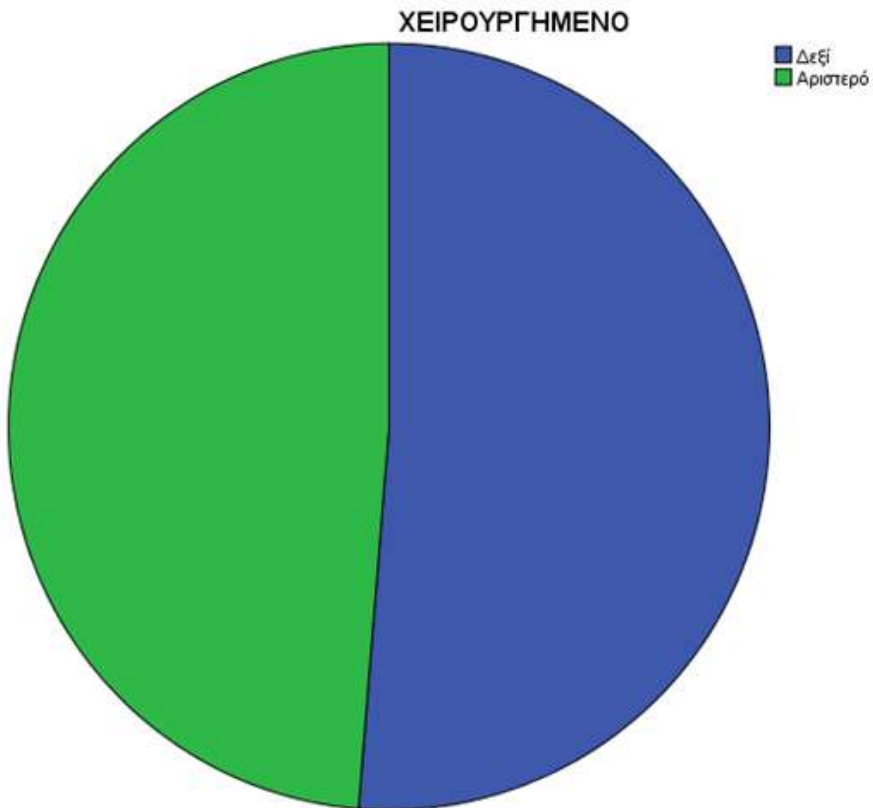
Όπως φαίνεται και στην παραπάνω πίτα οι περισσότεροι είναι αθλητές μπάσκετ (14), μετά ακολουθεί το άθλημα του ποδοσφαίρου (10) και οι υπόλοιποι έχουν ασχοληθεί με αθλήματα όπως η ενόργανη, το τζούντο, ο στίβος κλπ.

ΘΕΣΗ





Οι ασθενείς στην πλειοψηφία τους έχουν χειρουργηθεί με διπλό μόσχευμα (27) και ακολουθούν αυτοί με μονό που είναι (12).



Στην πλειοψηφία των ασθενών το χειρουργημένο πόδι είναι το δεξί (20).

**ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ / ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ**

	ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ		Σύνολο
	Μονό Μόσχευμα	Διπλό Μόσχευμα	
<b>ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ</b> Δεξί	6	14	20
Αριστερό	6	13	19

Σύνολο	12	27	39
--------	----	----	----

### 5.5.2 Μεθοδολογία μετρήσεων

Οι μύες που μετρήθηκαν είναι ο Ορθός Μηριαίος, ο Έσω πλατύς, ο Έξω πλατύς, ο Δικέφαλος Μηριαίος και ο Ημιτενοντώδης. Οι ασθενείς συμμετείχαν εθελοντικά στην έρευνα ύστερα από συνεννόηση με τον γιατρό τους και μετρήθηκαν από μία φορά ο καθένας. Η θέσεις που χρησιμοποιήθηκε για την μέτρηση του εκάστοτε μυ έγινε με βάση τα πρωτόκολλα που προτάθηκαν από Maeda et al. 2017.

Τα δείγματα χωρίζονται σε 2 γκρουπ: το πρώτο είναι αυτοί που έχουν χειρουργηθεί με ST-GR (διπλό) και είναι 27, το δεύτερο με ALL-INSIDE (μονό) και είναι 12. Είναι σημαντικό να αναφερθεί, πως το χρονικό διάστημα που μεσολάβησε μεταξύ χειρουργείου και μέτρησης κυμαίνεται από 1 μήνα μέχρι 44 μήνες. Γι' αυτό θεωρούμε αναγκαίο να ομαδοποιήσουμε το δείγμα με βάση τον χρόνο που έχει περάσει από το χειρουργείο με τον μέσο όρο αυτού να είναι ένας χρόνος, καθώς η τεχνική all inside αποτελεί μία καινούργια τεχνική αποκατάστασης ΠΧΣ σε σύγκριση με την τεχνική ST-GR που είναι και η πιο διαδεδομένη. Έτσι ώστε να επαληθεύσουμε ότι το αποτέλεσμα μας είναι βάσιμο.

### A. Συνολικό δείγμα

**Πίνακας 1:** Πίνακας αποτελεσμάτων, σύγκρισης του χρόνου που μεσολάβησε για τα δύο χειρουργεία, ως προς το είδος του χειρουργείου, για το συνολικό δείγμα.

Υπόθεση	Τεστ	P=0.05	Συμπέρασμα
Χρόνος από το	Independent-Samples	0.001	<b>Απορρίπτεται</b>

χειρουργείου / είδος χειρουργείου	Mann-Whitney U Test		
-----------------------------------	---------------------	--	--

Με την παραπάνω συσχέτιση διαπιστώνεται ότι οι δύο υποομάδες διαφέρουν σημαντικά ως προς τον χρόνο που έχει μεσολαβήσει μετά το χειρουργείο και της αξιολόγησης τους (ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι).

## **Β. Ισορροπημένες υποομάδες με βάση το χρόνο**

Για το λόγο αυτό δημιουργήθηκε με κριτήριο την ομογενοποίηση των υποομάδων ένα δείγμα με χρόνους οι οποίοι δεν αποκλίνουν σημαντικά (ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ).

**Πίνακας 2 :** Πίνακας αποτελεσμάτων, σύγκρισης του χρόνου που μεσολάβησε για τα δύο χειρουργεία , ως προς το είδος του χειρουργείου , για το ισορροπημένο δείγμα.

Υπόθεση	Τεστ	P=0.05	Συμπέρασμα
ΧΡΟΝΟΣ ΑΠΟ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ / ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0.291	Επαληθεύει

Μετά την παραπάνω επιπλέον ομαδοποίηση τα αποτελέσματα που ακολουθούν τελικά αναφέρονται σε συγκρίσεις των παραμέτρων και στο συνολικό και στο ισορροπημένο δείγμα με βάση τον χρόνο από την ημερομηνία του χειρουργείου. Η ανάλυση βασίστηκε σε μη παραμετρικές συγκρίσεις (Mann-Whitney U test), σε τεστ σύγκρισης κατηγορικών μεταβλητών (X square Test), και όπου οι συνθήκες το επέτρεπαν t-test ανεξάρτητων δειγμάτων. Το επίπεδο

στατιστικής σημαντικότητας διατηρήθηκε για όλες τις συγκρίσεις στο επίπεδο  $p < 0,05$ .

Ακόμα, πρέπει να αναφερθεί ότι πέρα από το χειρουργημένο πόδι μετρήθηκε και το υγιές ακριβώς με τον ίδιο τρόπο. Με αυτόν τον τρόπο, αποκτήσαμε μια βάση δεδομένων για κάθε παράμετρο η οποία δεν σχετίζεται με τη θέση και το άθλημα του ασθενή όπως αυτή που μας δίνει το TMG.

Στην συνέχεια, αφού τελειώσαμε τις μετρήσεις, περάσαμε τις τιμές που πήραμε από το TMG (Dm,Tc,Td,Tr) και Vc ,το οποίο υπολογίζουμε, και τα καταχωρούμε στο πρόγραμμα SPSS.25.

#### 5.5.2.1 Αποτελέσματα συγκρίσεων στο χειρουργημένο μέλος

**Πίνακας 3:** Πίνακας αποτελεσμάτων, σύγκρισης των παραμέτρων του TMG ως προς το είδος του χειρουργείου, στο χειρουργημένο μέλος, για το συνολικό δείγμα.

No.	Υπόθεση	Τεστ	P=0.05	Συμπέρασμα
1	LS OM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,676	Επαληθεύει
2	LS ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,174	Επαληθεύει
3	LS ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,447	Επαληθεύει
4	LS ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,060	Επαληθεύει

5	LS HT / ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,107	Επαληθεύει
6	FS ΕΠΙΓ.ΜΗΡΑΙΟΣ ΔΕ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,429	Επαληθεύει
7	FS ΕΠΙΓ.ΜΗΡΑΙΟΣ ΑΡ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,243	Επαληθεύει
8	ΓΟΝΑΤΟ ΔΕ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,233	Επαληθεύει
9	ΓΟΝΑΤΟ ΑΡ / ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,813	Επαληθεύει
10	Vc OM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,429	Επαληθεύει
11	Vc ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,026	<b>Απορρίπτεται</b>
12	Vc ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,045	<b>Απορρίπτεται</b>
13	Vc ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,001	<b>Απορρίπτεται</b>
14	Vc ΗΤ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,013	<b>Απορρίπτεται</b>
15	Dm OM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,620	Επαληθεύει
16	Dm ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,017	<b>Απορρίπτεται</b>
17	Dm ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,091	Επαληθεύει
18	Dm ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,005	<b>Απορρίπτεται</b>



19	Dm HT/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,003	<b>Απορρίπτεται</b>
----	---------------------------	---	-------	---------------------

20	Tc OM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,730	Επαληθεύει
21	Tc ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,940	Επαληθεύει
22	Tc ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,558	Επαληθεύει
23	Tc ΔΜ / ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,104	Επαληθεύει
24	Tc HT/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,000	<b>Απορρίπτεται</b>
25	Td OM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,940	Επαληθεύει
26	Td ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,708	Επαληθεύει
27	Td ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,210	Επαληθεύει
28	Td ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,964	Επαληθεύει
29	Td HT/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,080	Επαληθεύει
30	Tr OM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,558	Επαληθεύει
31	Tr ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,343	Επαληθεύει
32	Tr ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,065	Επαληθεύει

33	Tr ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,599	Επαληθεύει
34	Tr ΗΤ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,199	Επαληθεύει

Με βάση τα παραπάνω αποτελέσματα διαπιστώνονται στατιστικά σημαντικές διαφορές για τις παραμέτρους: *VcΕΞΠ*, *VcΕΣΠ*, *VcΔΜ*, *VcΗΤ*, *DmΕΞΠ*, *DmΔΜ*, *DmΗΤ* και *TcΗΤ*.

#### 5.5.2.2 Αποτελέσματα συγκρίσεων στο μη χειρουργημένο μέλος

**Πίνακας 4:** Πίνακας αποτελεσμάτων, σύγκρισης των παραμέτρων του TMG ως προς το είδος του χειρουργείου στο μη χειρουργημένο μέλος, για το συνολικό δείγμα.

No.	Υπόθεση	Τεστ	P=0.05	Συμπέρασμα
1	LS ΟΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,676	Επαληθεύει
2	LS ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,174	Επαληθεύει
3	LS ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,447	Επαληθεύει
4	LS ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,060	Επαληθεύει
5	LS ΗΤ / ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,107	Επαληθεύει
6	FS ΕΠΠΓ.ΜΗΡΑΙΟΣ ΔΕ/ ΕΙΔΟΣ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,429	Επαληθεύει

	ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ			
7	FS ΕΠΠ.ΜΗΡΑΙΟΣ ΑΡ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,243	Επαληθεύει
8	ΓΟΝΑΤΟ ΔΕ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,233	Επαληθεύει
9	ΓΟΝΑΤΟ ΑΡ / ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,813	Επαληθεύει
10	Vc ΟΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,429	Επαληθεύει
11	Vc ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,071	Επαληθεύει
12	Vc ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,150	Επαληθεύει
13	Vc ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,002	<b>Απορρίπτεται</b>
14	Vc ΗΤ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,221	Επαληθεύει
15	Dm ΟΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,620	Επαληθεύει
16	Dm ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,111	Επαληθεύει
17	Dm ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,518	Επαληθεύει
18	Dm ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,000	<b>Απορρίπτεται</b>
19	Dm ΗΤ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,031	<b>Απορρίπτεται</b>

20	Tc OM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,558	Επαληθεύει
21	Tc ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,822	Επαληθεύει
22	Tc ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,620	Επαληθεύει
23	Tc ΔΜ / ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,005	<b>Απορρίπτεται</b>
24	Tc ΗΤ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,080	Επαληθεύει
25	Td OM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,298	Επαληθεύει
26	Td ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,210	Επαληθεύει
27	Td ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,499	Επαληθεύει
28	Td ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,443	Επαληθεύει
29	Td ΗΤ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,663	Επαληθεύει
30	Tr OM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,258	Επαληθεύει
31	Tr ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	1,000	Επαληθεύει
32	Tr ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,210	Επαληθεύει
33	Tr ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,159	Επαληθεύει
34	Tr ΗΤ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,685	Επαληθεύει

Με βάση τα παραπάνω αποτελέσματα διαπιστώνονται στατιστικά σημαντικές διαφορές για τις παραμέτρους: **VcΔΜ**, **DmΔΜ**, **DmHT**, (που παρατηρήθηκαν και στην προηγούμενη σύγκριση) και **TcΔΜ**.

### 5.5.2.3 Αποτελέσματα συγκρίσεων στο χειρουργημένο μέλος σε ισορροπημένα δείγματα ως προς τον χρόνο μετά το χειρουργείο

**Πίνακας 5:** Πίνακας αποτελεσμάτων, σύγκρισης των παραμέτρων του TMG ως προς το είδος του χειρουργείου στο χειρουργημένο μέλος, για το ισορροπημένο δείγμα.

No.	Υπόθεση	Τεστ	P=0.05	Συμπέρασμα
1	LS OM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,487	Επαληθεύει
2	LS ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,347	Επαληθεύει
3	LS ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,880	Επαληθεύει
4	LS ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,151	Επαληθεύει
5	LS HT / ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,365	Επαληθεύει
6	FS ΕΠΙΓ.ΜΗΡΑΙΟΣ ΔΕ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,242	Επαληθεύει
7	FS ΕΠΙΓ.ΜΗΡΑΙΟΣ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,190	Επαληθεύει

	ΑΡ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ			
8	ΓΟΝΑΤΟ ΔΕ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,671	Επαληθεύει
9	ΓΟΝΑΤΟ ΑΡ / ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,013	<b>Απορρίπτεται</b>
10	Vc ΟΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,590	Επαληθεύει
11	Vc ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,033	<b>Απορρίπτεται</b>
12	Vc ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,101	Επαληθεύει
13	Vc ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,012	<b>Απορρίπτεται</b>
14	Vc ΗΤ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,052	Επαληθεύει
15	Dm ΟΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,799	Επαληθεύει
16	Dm ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,052	Επαληθεύει
17	Dm ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,219	Επαληθεύει
18	Dm ΔΜ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,039	<b>Απορρίπτεται</b>
19	Dm ΗΤ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,014	<b>Απορρίπτεται</b>

20	TcOM/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,630	Επαληθεύει
----	--------------------------	---	-------	------------

21	Tc ΕΞΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,347	Επαληθεύει
22	Tc ΕΣΠ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,319	Επαληθεύει
23	Tc ΔΜ / ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,410	Επαληθεύει
24	Tc ΗΤ/ ΕΙΔΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,008	<b>Απορρίπτεται</b>

Με βάση τα παραπάνω αποτελέσματα διαπιστώνονται στατιστικά σημαντικές διαφορές για τις παραμέτρους: **Functional Symmetry ΓΟΝΑΡ, VcΕΞΠ, VcΔΜ, DmΔΜ, DmΗΤ και TcΗΤ.**

#### 5.5.2.4 Σύγκριση χειρουργημένων με μη χειρουργημένα μέλη στο συνολικό δείγμα

**Πίνακας 6:** Πίνακας αποτελεσμάτων, σύγκρισης των παραμέτρων του TMG ως προς το χειρουργημένο και το μη χειρουργημένο μέλος, για το συνολικό δείγμα.

No.	Υπόθεση	Τεστ	P=0.05	Συμπέρασμα
1	Vc OM/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,610	Επαληθεύει
2	Vc ΕΞΠ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,923	Επαληθεύει
3	Vc	Independent-Samples	0,780	Επαληθεύει

	ΕΣΠ/ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Mann-Whitney U Test		
4	Vc ΔΜ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,239	Επαληθεύει
5	Vc ΗΤ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,265	Επαληθεύει
6	Dm ΟΜ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,768	Επαληθεύει
7	Dm ΕΞΠ/ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,996	Επαληθεύει
8	Dm ΕΣΠ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,704	Επαληθεύει
9	Dm ΔΜ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,090	Επαληθεύει
10	Dm ΗΤ/ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,180	Επαληθεύει
11	TcΟΜ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,469	Επαληθεύει
12	Tc ΕΞΠ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,667	Επαληθεύει
13	Tc ΕΣΠ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,335	Επαληθεύει
14	Tc ΔΜ /ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,289	Επαληθεύει
15	Tc ΗΤ/ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,628	Επαληθεύει
16	Td ΟΜ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,415	Επαληθεύει
17	Td ΕΞΠ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,803	Επαληθεύει
18	Td ΕΣΠ/ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,822	Επαληθεύει
19	Td ΔΜ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,385	Επαληθεύει



20	Td HT/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,376	Επαληθεύει
21	Tr OM/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,727	Επαληθεύει
22	Tr ΕΞΠ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,261	Επαληθεύει
23	Tr ΕΣΠ/ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,869	Επαληθεύει
24	Tr ΔΜ/ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,675	Επαληθεύει
25	Tr HT/ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΜΕΝΟ	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	0,469	Επαληθεύει

Με βάση τα παραπάνω αποτελέσματα δεν διαπιστώνονται στατιστικά σημαντικές διαφορές και μετά την εφαρμογή του t-test.

**Πίνακας 7:** Πίνακας αποτελεσμάτων, t-test.

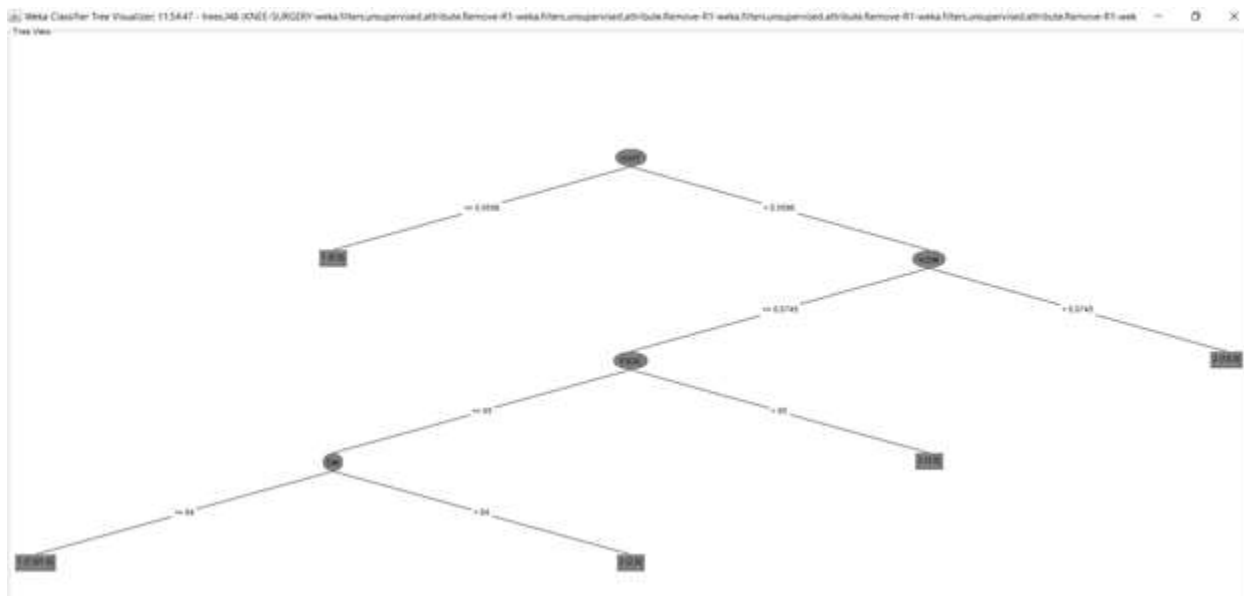
	Χειρουργημένο	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	T-test Sig (2 taled)
VcOM	Χειρουργημένο	38	,135595	,0566252	,0091858	,524
	Μη χειρουργημένο	39	,126800	,0637267	,0102044	,524

VcΞΠ	Χειρουργημένο	39	,119481	,0569125	,0091133	,909
	Μη χειρουργημένο	38	,121037	,0616473	,0100005	,909
VcΣΠ	Χειρουργημένο	39	,119056	,0647442	,0103674	,705
	Μη χειρουργημένο	39	,124859	,0699027	,0111934	,705
VcΔΜ	Χειρουργημένο	39	,088082	,0927553	,0148527	,181
	Μη χειρουργημένο	38	,064800	,0527988	,0085651	,180
VcHT	Χειρουργημένο	39	,107033	,0650964	,0104238	,349
	Μη χειρουργημένο	39	,093508	,0616478	,0098716	,349
DmOM	Χειρουργημένο	39	7,221282	4,8958469	,7839629	,171
	Μη χειρουργημένο	39	5,860769	3,7190190	,5955196	,171
TcOM	Χειρουργημένο	39	35,091795	14,8338246	2,3753129	,632
	Μη χειρουργημένο	39	36,721282	15,1321570	2,4230844	,632
TdOM	Χειρουργημένο	39	26,805641	11,9181420	1,9084301	,387

	Μη χειρουργημένο	39	32,265385	37,3063310	5,9737939	,389
TdEΞΠ	Χειρουργημένο	39	25,728718	5,8027880	,9291897	,256
	Μη χειρουργημένο	39	24,314872	5,0922164	,8154072	,256
TdESP	Χειρουργημένο	39	27,439231	8,9687772	1,4361537	,555
	Μη χειρουργημένο	39	26,411538	6,0621659	,9707234	,555
TdΔΜ	Χειρουργημένο	39	25,234359	5,8656452	,9392549	,367
	Μη χειρουργημένο	39	28,959487	24,9744691	3,9991156	,370
TdHT	Χειρουργημένο	39	25,596667	8,1671687	1,3077936	,854
	Μη χειρουργημένο	39	25,974359	9,8482902	1,5769885	,854
TrOM	Χειρουργημένο	39	55,424615	29,8278165	4,7762732	,246
	Μη χειρουργημένο	39	64,357436	37,2169278	5,9594779	,246

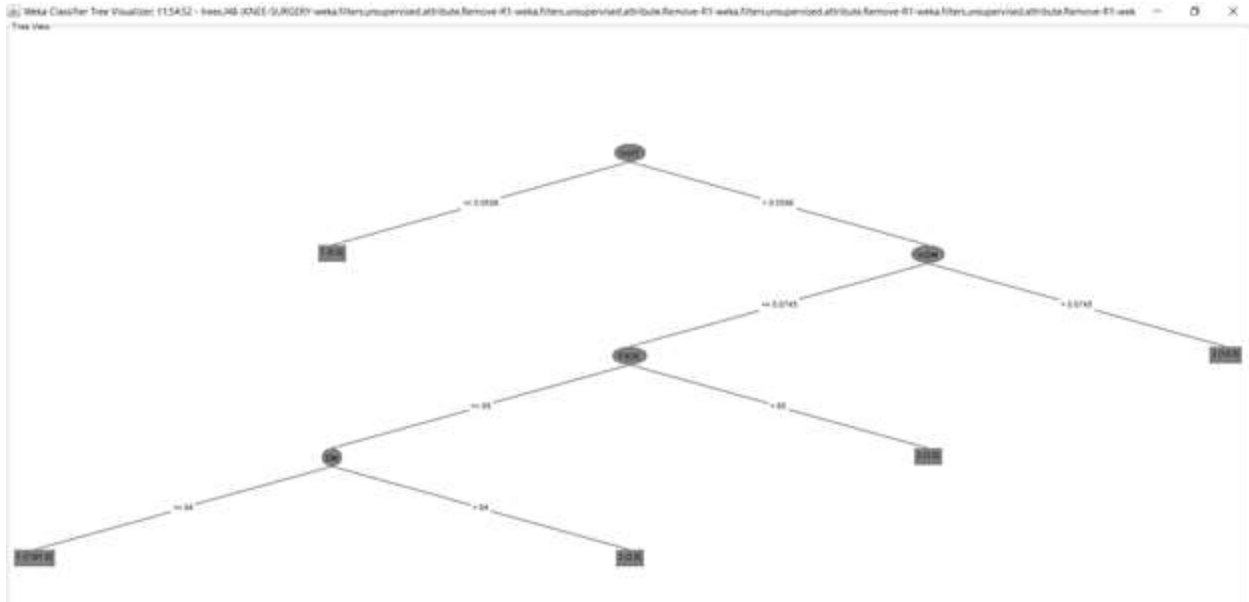
## 5.6 Ανάλυση κατηγοριοποίησης στο συνολικό δείγμα

Σύμφωνα με την βιβλιογραφία υπάρχουν πολύ λίγες πληροφορίες για την συσχέτιση με τις αποκλίσεις των παραμέτρων της TMG και την χειρουργική επέμβαση, ενώ ανάλογα με την επίδραση του είδους της αποκατάστασης και την επιθυμητή βελτίωση απαιτείται πιο εκτεταμένη σειρά μελετών. Για τον λόγο αυτό στην συνέχεια χρησιμοποιήθηκαν αλγόριθμοι κατηγοριοποίησης με στόχο την συσχέτιση του κάθε είδους χειρουργείου με τις παραμέτρους εκείνες οι οποίες και επηρεάστηκαν στο χειρουργημένο μέλος. Με τη χρήση του ευρετικού αλγορίθμου κατηγοριοποίησης J48 παράγεται το παρακάτω δέντρο:



Με αποτελεσματικότητα 68,5 %

Η οποία με επαναλαμβανόμενες βελτιώσεις προσέγγισης ολοκληρώνεται σε αποτελεσματικότητα 97,2 % και τελική μορφή δένδρου-ίδια με την προηγούμενη:



Από την παραπάνω ανάλυση διαπιστώνεται ότι τα δύο είδη χειρουργικών παρεμβάσεων επιδρούν σημαντικά σε συνδυασμό παραμέτρων της TMG. Πιο σημαντική παράμετρος διαχωρισμού είναι η  $VcHT$  και ακολουθεί σε σημαντικότητα η  $VcDM$  και στη συνέχεια Πολύ λιγότερο οι Functional Symmetry  $\Delta E$  και  $\Delta M$ . Πιο ειδικά μπορούμε να παράγουμε τους παρακάτω κανόνες:

1. Εάν  $VcHT < 0,059$ , τότε έχει επιλεγεί επέμβαση με μονό μόσχευμα
2. Εάν  $VcHT > 0,059$ ,  $VcDM < 0,074$ ,  $FS\Delta E < 85$ ,  $\Delta M < 84$ , τότε έχει επιλεγεί επέμβαση με μονό μόσχευμα και
3. Εάν  $VcHT > 0,059$ ,  $VcDM > 0,074$ , τότε έχει επιλεγεί επέμβαση με διπλό μόσχευμα
4. Εάν  $VcHT > 0,059$ ,  $VcDM < 0,074$ ,  $FS\Delta E < 85$ ,  $\Delta M > 84$ , τότε έχει επιλεγεί επέμβαση με διπλό μόσχευμα
5. Εάν  $VcHT > 0,059$ ,  $VcDM < 0,074$ ,  $FSDE > 85$ , τότε έχει επιλεγεί επέμβαση με διπλό μόσχευμα

Με βάση την ανάλυση που προηγήθηκε διαπιστώνεται ότι το είδος της επέμβασης που επιλέχθηκε κάθε φορά έχει στατιστικά σημαντική επίδραση σε συγκεκριμένες παραμέτρους της TMG. Μπορεί έτσι να εκτιμηθεί και η αποτελεσματικότητα της επέμβασης, γενικά λαμβάνοντας υπόψη τα δεδομένα της διεθνούς βιβλιογραφίας όπως παρουσιάστηκαν στο γενικό μέρος και θα αναλυθούν στο επόμενο κεφάλαιο.

Σύμφωνα με τον *πίνακα 1*, όπου συγκρίνεται ο χρόνος που έχει μεσολαβήσει μετά το χειρουργείο ως προς το είδος του χειρουργείου για το συνολικό δείγμα, διαπιστώνεται ότι οι δύο υποομάδες διαφέρουν σημαντικά. Ως δεύτερη σύγκριση, συσχετίστηκαν οι διαφορές στις παραμέτρους που μας παρέχεται από το μηχάνημα TMG με βάση το είδος του χειρουργείου για όλο το δείγμα. Με βάση τον *πίνακα 3* διαπιστώνονται στατιστικά σημαντικές διαφορές για τις παραμέτρους: VcEΞΠ, VcEΣΠ, VcΔΜ, VcHT, DmEΞΠ, DmΔΜ, DmHT και TcHT. Στην συνέχεια, όπως φαίνεται στον *πίνακα 4*, συγκρίθηκαν οι παράμετροι του TMG ως προς το είδος του χειρουργείου για το μη χειρουργημένο πόδι και βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές για τις παραμέτρους: VcΔΜ, DmΔΜ, DmHT, (που παρατηρήθηκαν και στην προηγούμενη σύγκριση) και TcΔΜ. Ακόμα, πραγματοποιήθηκε σύγκριση στο χειρουργημένο μέλος στο ισορροπημένο δείγμα ως προς τον χρόνο μετά το χειρουργείο (*πίνακας 5*) στατιστικά σημαντικές διαφορές για τις παραμέτρους: Functional Symmetry GONAP, VcEΞΠ, VcΔΜ, DmΔΜ, DmHT και TcHT. Τέλος, έγινε σύγκριση χειρουργημένων με μη χειρουργημένα μέλη στο συνολικό δείγμα και δεν παρουσιάστηκε καμία στατιστική διαφορά και μετά την εφαρμογή t-test.

## 6<sup>ο</sup> Κεφάλαιο : Αποτελέσματα

### 6.1 Συζήτηση

Λαμβάνοντας υπόψιν το συνολικό δείγμα για το χειρουργημένο πόδι και τον πίνακα 3, παρατηρείται ότι  $\underline{Dm\ EΞΠ}$  για το μονό χειρουργείο είναι 4,48 ενώ για το διπλό 6,37, το  $\underline{Dm\ ΔΜ}$  για το μονό χειρουργείο είναι 2,61 ενώ για το διπλό 6,24 ,το  $\underline{Dm\ ΗΤ}$  για το μονό είναι 4,5 ενώ για το διπλό είναι 6,37. Από ήδη υπάρχουσα αρθρογραφία γνωρίζουμε ότι, οι χαμηλές τιμές υποδηλώνουν αύξηση της μυϊκής δυσκαμψίας (Rodríguez-Matoso et al., 2010, Alentorn – Geli) , υψηλό μυϊκό τόνο (Rusu 2013) , χαμηλή ενεργοποίηση μ. ινών και πως οι μύες υφίστανται λιγότερο τραυματισμό (Paula Simola 2016b). Αντίθετα, οι υψηλές τιμές, υποδηλώνουν έλλειψη μυϊκού τόνου ή υψηλή κόπωση (Rodríguez-Matoso et al., 2010), μεγάλο εύρος (Rusu 2013). Ακόμα, οι Alentorn – Geli το 2015 απέδειξαν με την χρήση του TMG πως η μείωση στην τιμή του  $Dm$  στον  $\Delta M$  είναι σημαντικός παράγοντας κινδύνου για ρήξη ΠΧΣ. Άρα, ιδανικά μετά από ένα χειρουργείο ΠΧΣ οι τιμές του  $\underline{Dm}$  πρέπει να είναι χαμηλές. Όσον αφορά την παράμετρο  $\underline{Tc\ ΗΤ}$  οι χαμηλές τιμές δηλώνουν την κυριαρχία των μυϊκών ινών τύπου II, δηλαδή των ινών ταχείας συστολής, άρα και υψηλή ικανότητα παραγωγής μυϊκής δύναμης. (Valenzuela 2018, Rusu 2013 ). Τα μειωμένα επίπεδα  $\underline{Tc}$  δείχνουν μεγαλύτερη ταχύτητα συστολής των μυών (Pakosz et al., 2016) και αντοχή στην κόπωση.(Rey E. et.al, 2012). Από την άλλη, οι υψηλές τιμές υποδηλώνουν την κυριαρχία ινών τύπου I, δηλαδή ινών βραδείας συστολής και την πιο αργή παραγωγή δύναμης. Η τιμή  $\underline{Tc\ ΗΤ}$  για το μονό μόσχευμα είναι 22,8 και για το διπλό 40,5. Άρα, ιδανικά μετά από ένα χειρουργείο ΠΧΣ οι τιμές του  $Tc$  πρέπει να είναι χαμηλές. Τέλος, μεγάλη διαφορά διακρίθηκε στις τιμές του  $Vc\ EΞΠ$  με το μόνο μόσχευμα να έχει 0,09 και το διπλό 0,13 ,  $Vc\ EΣΠ$

μόνο μόσχευμα 0,09, διπλό 0,13 ,  $Vc \Delta M$  με το μόνο μόσχευμα να έχει 0,06 και το διπλό 0,12 ,  $Vc HT$  με το μόνο μόσχευμα να έχει 0,06 και το διπλό 0,12, δηλαδή η ταχύτητα του μονού μοσχεύματος να είναι πάντα μικρότερη. Στηριζόμενοι στον συλλογισμό που προαναφέρθηκε για την ταχύτητα (Lotruco et al.2016 κεφάλαιο 3.2) ο τύπος της είναι  $Dm/(Tc+Td)$ . Εάν απομονώσουμε κάθε παράμετρο ξεχωριστά και σύμφωνα με την αρθρογραφία βλέπουμε πως το  $Dm$  και το  $Tc$ , όπως είπαμε και παραπάνω, πρέπει να είναι χαμηλό. Όσον αφορά το  $Td$  η αρθρογραφία αναφέρει ότι οι χαμηλές τιμές αυτής της παραμέτρου υποδεικνύουν την κυριαρχία των γρήγορων μυϊκών ινών ,ενώ οι υψηλές τιμές υποδεικνύουν την κυριαρχία των μυϊκών ινών βραδείας συστολής. Οι υψηλές τιμές επίσης, μπορεί να υποδεικνύουν τη διαδικασία κόπωσης (Pakosz et al., 2016). Όμως για τον τύπο μυϊκών ινών πρέπει να αναφερθεί πως δεν είναι ομοιογενής σε όλη τη δομή του μυός. Αυτό θα επηρεάσει αναμφίβολα την απόκριση των μυών ανάλογα με το πού βρίσκεται ο αισθητήρας. Για αυτόν το λόγο το θεωρούμε σταθερή παράμετρο καθώς ο μέσος ορός του σε κάθε μυ ξεχωριστά δεν έχει και σημαντικές αποκλίσεις στο δείγμα μας. Εν κατακλείδι, μετά από χειρουργείο ΠΧΣ η ταχύτητα συστολής ( $Vc$ ) πρέπει να έχει χαμηλές τιμές.

Αναλύοντας το συνολικό δείγμα για το μη χειρουργημένο πόδι και τον πίνακα 4 ,παρατηρούμε ξανά χαμηλότερες μέσες τιμές  $Dm HT$ ,  $Dm \Delta M$ ,  $Tc \Delta M$ ,  $Vc \Delta M$  για το μονό μόσχευμα σε σχέση με το διπλό. ( $Dm HT$  Μονό= 3,9,  $Dm HT$  Διπλό=6,7.  $Dm \Delta M$  Μονό=1,2 και  $Dm \Delta M$  Διπλό=5,1.  $Tc \Delta M$  Μονό= 20,2,  $Tc \Delta M$  Διπλό= 35,2.  $Vc \Delta M$  Μονό= 0,03 και  $Vc \Delta M$  Διπλό= 0,08.)

Αναλύοντας το ισορροπημένο δείγμα και τον πίνακα 5 παρατηρούμε χαμηλότερες μέσες τιμές  $Dm HT$ ,  $Dm \Delta M$ ,  $Tc HT$ ,  $Vc EΞΠ$ ,  $Vc \Delta M$  για το μονό



μόσχευμα σε σχέση με το διπλό για το χειρουργημένο πόδι, ενώ το F.S (ΓονΑΡ) έχει μεγαλύτερη τιμή στο μόνο σε σχέση με το διπλό. ( $Dm_{HT} \text{ Μονό} = 3,62$ ,  $Dm_{HT} \text{ Διπλό} = 8,62$ .  $Dm_{\Delta M} \text{ Μονό} = 2,61$  και  $Dm_{\Delta M} \text{ Διπλό} = 5,89$ .  $Tc_{HT} \text{ Μονό} = 22,83$  και  $Tc_{HT} \text{ Διπλό} = 40,17$ .  $Vc_{ΕΞΠ} \text{ Μονό} = 0,09$  και  $Vc_{ΕΞΠ} \text{ Διπλό} = 0,13$ .  $Vc_{\Delta M} \text{ Μονό} = 0,04$  και  $Vc_{\Delta M} \text{ Διπλό} = 0,13$ .  $F.S \text{ (ΓονΑΡ)} \text{ Μονό} = 68$  και  $F.S \text{ (ΓονΑΡ)} \text{ Διπλό} = 52,9$ .)

## 6.2 Συμπέρασμα

Ο τραυματισμός του ΠΧΣ στον τομέα του αθλητισμού και όχι μόνο είναι αρκετά συχνός, επομένως είναι αναπόφευκτο οι επιστήμονες να επιζητούν το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Ανάμεσα από τα δύο χειρουργεία ανακατασκευής του που προαναφέρθηκαν, αυτό με το μονό μόσχευμα φαίνεται να είναι αποτελεσματικότερο, καθώς οι τιμές που παρουσιάζει, σύμφωνα με το μηχάνημα TMG είναι χαμηλότερες. Συνεπώς, αυτό σημαίνει πώς θα έχει χαμηλότερη τιμή στο  $Dm$  του Έξω Πλατύ, Δικέφαλου Μηριαίου και Ημιτενοντώδη, με αποτέλεσμα μεγαλύτερη παραγωγή δύναμης - ισχύς και χαμηλότερη τιμή στο  $Tc$  του Ημιτενοντώδη με περισσότερη αντοχή στην κόπωση με την κυριαρχία μυϊκών ινών ταχείας συστολής. Ακόμα, η ταχύτητα συστολής ( $Vc$ ) του Έσω πλατύ, Έξω Πλατύ, Δικέφαλου Μηριαίου και Ημιτενοντώδη θα παρουσιάζεται μικρότερη. Άρα με το μονό μόσχευμα, οι μύες μετά το χειρουργείο παρουσιάζουν μεγαλύτερη παραγωγή δύναμης - ισχύς και περισσότερη αντοχή στην κόπωση σε σχέση με αυτών του διπλού μοσχεύματος.

## Βιβλιογραφία

1. Η.Ε. Λαμπίρης, 2003. *Ορθοπαιδική και τραυματιολογία. Π. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Πασχαλίδης.*
2. Gächter A. (1992) *The Various Faces of Anterior Cruciate Ligament Tears During Arthroscopic Examination. In: Jakob R.P., Stäubli HU. (eds) The Knee and the Cruciate Ligaments. Springer, Berlin, Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-84463-8\\_16](https://doi.org/10.1007/978-3-642-84463-8_16)*
3. Miller AND, Gomez. *Anatomy In: Miller MD. (2000). Review of Orthopedics, 3rd ed Philadelphia: Wb Saunders; 519-583*
4. Moore L. Keith, Dalley F. Arthur, Agur M.R. Anne, 2013. *Κλινική Ανατομία. Μετάφραση-Επιμέλεια από τα Αγγλικά από Λεωνίδα Δ. Αρβανίτης, Π. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Πασχαλίδης.*
5. Nancy Hamilton, Wendi Weimar , Kathryn Luttgens, 2013. *Κινησιολογία η Επιστιμονική Βάση Της Ανθρώπινης Κίνησης. Μετάφραση-Επιμέλεια από τα Αγγλικά από Κατσαουλάκης Δ. Κωνσταντίνος, Γιόφτσος Γεώργιος, Εκδοσεις Παρισιανού Α.Ε*
6. Oatis C (ed) (2004) *Kinesiology: Mechanics and Pathomechanics of Human Motion, . Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia*
7. Prentice, W., Αθανασόπουλος, Σ., Κατσαουλάκης, Κ. 2007. *Τεχνικές αποκατάστασης αθλητικών κακώσεων. Αθήνα: Παρισιάνου.*

8. *Werner Platzer, Helga Fritsch, Wolfgang Kühnel, Werner Kahle, Michael Frotscher, 2011. Εγχειρίδιο Περιγραφικής Ανατομικής. Μετάφραση-Επιμέλεια από τα Αγγλικά από Λεωνίδα Δ. Αρβανίτη, Π. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Πασχαλίδης.*

## **Αρθρογραφία**

1. *Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ballester J, Cugat R. Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2015 Sep;23(9):2508-13. doi: 10.1007/s00167-014-3018-1. Epub 2014 May 8. PMID: 24807228.*

2. *Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R. Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2015 Nov;23(11):3407-13. doi: 10.1007/s00167-014-3165-4. Epub 2014 Jul 22. PMID: 25047791.*

3. *Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R. Comparison of tensiomyographic neuromuscular characteristics between muscles of the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2016 Jul;24(7):2259-63. doi: 10.1007/s00167-014-3298-5. Epub 2014 Sep 19. PMID: 25236679.*

4. Benea, H., d' Astorg, H., Klouche, S., Bauer, T., Tomoiaia, G., & Hardy, P. (2014). Pain evaluation after all-inside anterior cruciate ligament reconstruction and short term functional results of a prospective randomized study. *The Knee*, 21(1), 102–106. doi:10.1016/j.knee.2013.09.006
5. Beynnon BD, Johnson RJ, Abate JA, Fleming BC, CE N (2005) Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part I. *Am J Sports Med* 33 (10):1579-1602
6. Beynnon BD, Johnson RJ, Abate JA, Fleming BC, Nichols CE (2005) Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part 2. *Am J Sports Med* 33 (11):1751-1767.
7. Boyle, C., Pagoti, R., Eng, K. H., McMahon, S. E., & Nicholas, R. (2018). Revision ACL reconstruction with autograft: long-term functional outcomes and influencing factors. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. doi:10.1007/s00590-018-2277-9
8. Cerulli, G., Zamorra, G., Vercillo, F. et al. ACL reconstruction with “the original all-inside technique”. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19, 829–831 (2011). <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1371-2>
9. Cynthia R. Labella, William Hennrikus, Timothy E. Hewett: Anterior Cruciate Ligament Injuries: Diagnosis, Treatment and Prevention. *Pediatrics* 2014;133:e1437; originally published online April 28, 2014; DOI: 10.1542/peds.2014-0623
10. Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B, Valencic V. Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *J Biomech*. 2005 Dec;38(12):2451-9. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.020. PMID: 16214493.

11. Dahmane, R., Valenčič, V., Knez, N. & Eržen, I. 2001, *Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. Medical & Biological Engineering & Computing*, 39(1):51-55.
12. Denti M, Vetere DL, Bandi M, Volpi P. *Comparative evaluation of knee stability following reconstruction of the anterior cruciate ligament with the bone-patellar tendon-bone and the double semitendinosus-gracilis methods: 1- and 2-year prospective study. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006 Jul;14(7):637-40. doi: 10.1007/s00167-005-0007-4. Epub 2006 Jan 10. PMID: 16402221.
13. Denti, M., Vetere, D. L., Bandi, M., & Volpi, P. (2006). *Comparative evaluation of* Rey, E., Lago-Peñas, C. & Lago-Ballesteros, J. 2012, *Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. J Electromyogr Kinesiol*, 22(6):866-872.
14. Dias, P., Fort, J., Marinho, D., Santos, A. & Marques, M. 2014, *Tensiomyography in Physical Rehabilitation of High Level Athletes. The Open Sports Sciences Journal*, 3(1):47-48
15. Dr Nuthan Jagadeesh, Dr Vishwanath M Shivalingappa, Dr Tushar Dhawan, Dr Arjun Mandri, A. (2020). *Correlation of measurements of hamstring graft used in ACL reconstruction with preoperative anthropometric measures among Indian males- A prospective study*, 200-205. <https://doi.org/10.1016/j.jajs.2020.09.008>
16. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Menetrey J (2006) *Anatomy of the anterior cruciate ligament. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14 (3):204-213. Epub 2005 Oct 2019.

17. *García-García O, Cuba-Dorado A, Álvarez-Yates T, Carballo-López J, Iglesias-Caamaño M. Clinical utility of tensiomyography for muscle function analysis in athletes. Open Access J Sports Med. 2019 Apr 12;10:49-69. doi: 10.2147/OAJSM.S161485. PMID: 31114403; PMCID: PMC6489635.*
18. *García-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, de Saa Y, Sarmiento S, Quiroga M. Assessment of muscle fatigue after an ultra-endurance triathlon using tensiomyography (TMG). J Sports Sci. 2011 Mar;29(6):619-25. doi: 10.1080/02640414.2010.548822. PMID: 21391085.*
19. *García-Manso, J., Rodríguez-Matoso, D., Sarmiento, S., de Saa, Y., Vaamonde, D., Rodríguez-Ruiz, D. & Da Silva-Grigoletto, ME. 2012, Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii. J Electromyogr Kinesiol., 22(4):612-9.*
20. *García-Manso, J., Rodríguez-Ruiz, D., Rodríguez-Matoso, D., de Saa, Y., Sarmiento, S. & Quiroga, M. 2011, Assessment of muscle fatigue after an ultra-endurance triathlon using tensiomyography (TMG). Journal of Sports Sciences, 29(6):619-625.*
21. *Gasparini M, Sabovic M, Gregoric ID, Simunic B, Pisot R. Increased fatigability of the gastrocnemius medialis muscle in individuals with intermittent claudication. Eur J Vasc Endovasc Surg. 2012 Aug;44(2):170-6. doi: 10.1016/j.ejvs.2012.04.024. Epub 2012 May 31. PMID: 22658608.*
22. *Goldblatt, J. P., & Richmond, J. C. (2003). Anatomy and biomechanics of the knee. Operative Techniques in Sports Medicine, 11(3), 172–186.*

23. Harner CD, Livesay GA, Kashiwaguchi S, Fujie H, Choi NY, Woo SL (1995) Comparative study of the size and shape of human anterior and posterior cruciate ligaments. *J Orthop Res* 13 (3):429-434
24. Hassebrock, J. D., Hartigan, D. E., Makovicka, J. L., & Chhabra, A. (2019). *Anatomy and Biomechanics of the Cruciate Ligaments and Their Surgical Implications. The Multiple Ligament Injured Knee*, 25–34. doi:10.1007/978-3-030-05396-3\_2
25. Horner G, Dellon AL. Innervation of the human knee joint and implications for surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1994 Apr(301):221-226.
26. K. Donald Shelbourne, Christine Klotz: What I have learned about the ACL: utilizing a progressive rehabilitation scheme to achieve total knee symmetry after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sci*. 2006 May; 11(3): 318– 325.
27. Kim, C., Chai, J., Kim, B., Kim, C. & Bae, S. 2015, A Novel Method for the Assessment of Muscle Injuries. *The Korean Journal of Sports Medicine*, 33(2):59.
28. Kouloumentas P, Kavroudakis E, Charalampidis E, Kavroudakis D, Triantafyllopoulos GK. Superior knee flexor strength at 2 years with all-inside short-graft anterior cruciate ligament reconstruction vs a conventional hamstring technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2019 Nov;27(11):3592-3598. doi: 10.1007/s00167-019-05456-9. Epub 2019 Mar 19. PMID: 30888448.
29. Kweon, C., Lederman, E. S., & Chhabra, A. (2013). *Anatomy and Biomechanics of the Cruciate Ligaments and Their Surgical Implications. The Multiple Ligament Injured Knee*, 17–27. doi:10.1007/978-0-387-49289-6\_2

30. Lohr C, Braumann KM, Reer R, Schroeder J, Schmidt T. Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers. *Eur J Appl Physiol*. 2018 Jul;118(7):1349-1359. doi: 10.1007/s00421-018-3867-2. Epub 2018 Apr 20. PMID: 29679246.
31. Loturco I, Pereira LA, Kobal R, Kitamura K, Ramírez-Campillo R, Zanetti V, Abad CC, Nakamura FY. Muscle Contraction Velocity: A Suitable Approach to Analyze the Functional Adaptations in Elite Soccer Players. *J Sports Sci Med*. 2016 Aug 5;15(3):483-491. PMID: 27803627; PMCID: PMC4974861.
32. Lubowitz JH (2012) All-inside anterior cruciate ligament graft link: graft preparation technique. *Arthrosc Tech* 1(2):165–168
33. Lubowitz JH, Ahmad CS, Anderson K. All-inside anterior cruciate ligament graft-link technique: second-generation, no-incision anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2011 May;27(5):717-27. doi: 10.1016/j.arthro.2011.02.008. Erratum in: *Arthroscopy*. 2011 Oct;27(10):1452. Amhad, Christopher H [corrected to Ahmad, Christopher S]. PMID: 21663726.
34. Macgregor, L., Hunter, A., Orizio, C., Fairweather, M. & Ditroilo, M. 2018, Assessment of Skeletal Muscle Contractile Properties by Radial Displacement: The Case for Tensiomyography. *Sports Medicine*, 48(7):1607-1620.
35. Maeda N, Urabe Y, Tsutsumi S, Fujishita H, Numano S, Takeuchi T, Hirata K, Mikami Y, Kimura H. Symmetry tensiomyographic neuromuscular response after chronic anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018 Feb;26(2):411-417. doi: 10.1007/s00167-017-4460-7. Epub 2017 Mar 2. PMID: 28255658.



36. Pakosz, P., Jakubowska-Lukanova, A. & Gnoiński, M. 2016, *TMG AS A PREVENTION METHOD OF ATHLETES MUSCLES, LIGAMENTS AND JOINTS INJURIES*. *Polish Journal of Sports Medicine*, 32(3):189-200.
37. Park S. *Theory and usage of tensiomyography and the analysis method for the patient with low back pain*. *J Exerc Rehabil*. 2020 Aug 25;16(4):325-331. doi: 10.12965/jer.2040420.210. PMID: 32913837; PMCID: PMC7463063.
38. Paula Simola, R., Raeder, C., Wiewelhove, T., Kellmann, M., Meyer, T., Pfeiffer, M. & Ferrauti, A. 2016, *Muscle mechanical properties of strength and endurance athletes and changes after one week of intensive training*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 30:73-80.
39. Paula Simola, R.Á., Harms, N., Raeder, C., Kellmann, M., Meyer, T., Pfeiffer, M. & Ferrauti, A. 2015, *Assessment of neuromuscular function after different strength training protocols using tensiomyography*. *J Strength Cond Res.*, 29(5):1339-48.
40. Pereira, L. A., Ramirez-Campillo, R., Martín-Rodríguez, S., Kobal, R., Abad, C. C. C., Arruda, A. F. S., ... Loturco, I. (2019). *Is Tensiomyography-Derived Velocity of Contraction a Sensitive Marker to Detect Acute Performance Changes in Elite Team-Sport Athletes?* *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1–25. doi:10.1123/ijsp.2018-0959
41. Plamondon R. (1995) *A kinematic theory of rapid human movements. Part I. Movement representation and generation*. *Biological Cybernetics* 72, 295-307.
42. Plaweski S, Lanternier H. *Is quadruple semitendinosus tendon strands autograft a better choice than hamstring autograft for anterior cruciate ligament reconstruction? A comparative study with a mean follow-up of 3 years*. *Eur J Orthop*

*Surg Traumatol. 2020 Dec;30(8):1473-1479. doi: 10.1007/s00590-020-02729-9. Epub 2020 Jul 2. PMID: 32617686.*

43. *Prentice, W., Αθανασόπουλος, Σ., Κατσουλάκης, Κ. 2007. Τεχνικές αποκατάστασης αθλητικών κακώσεων. Αθήνα: Παρισιάνου, σελ. 593-594.*

44. *Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynon B, Fukubayashi T, Garrett W, Georgoulis T, Hewett TE, Johnson R, Krosshaug T, Mandelbaum B, Micheli L, Myklebust G, Roos E, Roos H, Schamasch P, Shultz S, Werner S, Wojtys E, Engebretsen L (2008) Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. Br J Sports Med 42 (6):394-412.*

45. *Rey, E., Lago-Peñas, C., Lago-Ballesteros, J. & Casáis, L. 2012, The Effect of Recovery Strategies on Contractile Properties Using Tensiomyography and Perceived Muscle Soreness in Professional Soccer Players. Journal of Strength and Conditioning Research, 26(11):3081-3088.*

46. *Rodríguez Ruiz, D., Escudero, ME., Rodríguez-Matoso, D., Sarmiento, S., Losa, J., de Saá Guerra, Y., Perdomo, G., & García Manso, J. 2012, The tensiomyography used for evaluating high level beach volleyball players. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, 18(2):95-99.*

47. *Rodríguez-Matoso, D., García-Manso, J., Sarmiento, S., de Saa, Y., Vaamonde, D., Rodríguez-Ruiz, D. & Silva-Grigoletto, M. 2012. Evaluación de la respuesta muscular como herramienta de control en el campo de la actividad física, la salud y el deporte.*

48. *Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Sarmiento, S., Vaamonde, D., Da Silva-Grigoletto, M. & García-Manso, J. 2010. Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. [online]*

49. Rodríguez-Ruiz, D., Palomino, A., Gutierrez, S., García, D. & Rodríguez-Matoso, D. 2014, *Tensiomyography used for analysis on mechanical characteristics of knee muscles in subjects diagnosed with stage 1 Parkinson's disease [abstract]. Movement Disorders*, 29 Suppl 1:771.
50. Rusu, L.D., Cosma, G.G., Cernaianu, S.M. et al. *Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. J NeuroEngineering Rehabil* 10, 67 (2013). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-67>
51. Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, et al: *Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg Am* 69:243-247, 1987
52. Simunič, B., Degens, H., Rittweger, J., Narici, M., Mekjavić, IB. & Pišot, R. 2011, *Noninvasive estimation of myosin heavy chain composition in human skeletal muscle. Med Sci Sports Exerc.*, 4(9):1619-25.
53. Smith BA, Livesay GA, Woo SL (1993) *Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. Clin Sports Med* 12 (4):637-670.
54. Valenzuela PL, Montalvo Z, Sánchez-Martínez G, Torrontegi E, De La Calle-Herrero J, Domínguez-Castells R, Maffiuletti NA, De La Villa P. *Relationship between skeletal muscle contractile properties and power production capacity in female Olympic rugby players. Eur J Sport Sci.* 2018 Jun;18(5):677-684. doi: 10.1080/17461391.2018.1438521. Epub 2018 Feb 24. PMID: 29478383.
55. Wiewelhove T, Raeder C, de Paula Simola RA, Schneider C, Döweling A, Ferrauti A. *Tensiomyographic Markers Are Not Sensitive for Monitoring Muscle Fatigue in Elite Youth Athletes: A Pilot Study. Front Physiol.* 2017 Jun 16;8:406. doi: 10.3389/fphys.2017.00406. PMID: 28670284; PMCID: PMC5473413.