



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ**

**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**«Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΚΟΠΩΣΗΣ ΣΤΗΝ ΑΡΘΡΟΜΕΤΡΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΟΥ  
ΓΟΝΑΤΟΣ»**

**Δημήτριος Σταυρόπουλος (1700187)**

**Οδυσσέας Σκυβαλάκης (1700240)**

**Επιβλέπων Καθηγητής: Χ.Κ. Γιαννακόπουλος**

**ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 2021**

© Copyright

Δημήτριος Σταυρόπουλος, Οδυσσέας Σκυβαλάκης  
Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού  
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών  
Εθνικής Αντιστάσεως 41, 172 37, Δάφνη, Αθήνα

### Περίληψη

**ΕΙΣΑΓΩΓΗ:** Βιβλιογραφικά, Ο Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος (ΠΧΣ) φαίνεται να χαλαρώνει μετά την άσκηση. Ο σκοπός της παρούσας έρευνας είναι η διερεύνηση της επίδρασης της κόπωσης στην χαλαρότητα του Προσθίου Χιαστού Συνδέσμου.

**ΜΕΘΟΔΟΣ:** 23 εθελοντές αθλητές αναψυχής, 13 ήταν άνδρες και 10 γυναίκες, ηλικίας 20-29 ετών χωρίς ιστορικό κάκωσης των γονάτων υποβλήθηκαν σε μέγιστη παρεκτόπιση της κνήμης με το αρθρόμετρο KT-1000 πριν και μετά το πρωτόκολλο κόπωσης Gerkin στο δαπεδοεργόμετρο Technogym. Για την ανάλυση των δεδομένων χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα SPSS, V.26 και το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ορίστηκε ως  $p < 0.05$ .

**ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ:** Για το μεικτό δείγμα 23 ανδρών και γυναικών βρέθηκε στατιστικά σημαντική χαλάρωση του ΠΧΣ με τη χρήση του αρθρόμετρου KT-1000 ύστερα από το πρωτόκολλο κόπωσης Gerkin. Αναλυτικά, για το δεξί πόδι η μέση τιμή διαφοράς χαλάρωσης ήταν:  $-2.63 \pm 1.09 \text{mm}$ , [95% διάστημα εμπιστοσύνης (CI),  $-2.15$  έως  $-3.10$ ;  $p = .000$ ] και για το αριστερό πόδι η μέση τιμή διαφοράς χαλάρωσης ήταν  $-2.56 \pm 1.13 \text{mm}$  [95% διάστημα εμπιστοσύνης (CI),  $-2.07$  έως  $-3.05$ ;  $p = .000$ ]. Για τους άνδρες ( $n = 13$ ) το δεξί πόδι πριν και μετά αντίστοιχα ήταν:  $5.23 \pm 0.92 \text{mm}$  και  $7.8 \pm 1.54 \text{mm}$ . Ακολούθως, το αριστερό πόδι πριν και μετά αντίστοιχα ήταν:  $5.15 \pm 0.94 \text{mm}$  και  $7.69 \pm 1.56$ . Για τις γυναίκες ( $n = 10$ ), το δεξί πόδι πριν και μετά αντίστοιχα ήταν:  $6.45 \pm 0.95 \text{mm}$  και  $9.15 \pm 1.52 \text{mm}$ . Το αριστερό πόδι πριν και μετά αντίστοιχα ήταν:  $6.35 \pm 0.81 \text{mm}$  και  $8.95 \pm 1.32 \text{mm}$ .

**ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ:** Μέσα από την έρευνα μας συμπεραίνουμε ότι αφενός η κόπωση επιδρά στην χαλαρότητα του ΠΧΣ σύμφωνα με το πρωτόκολλο Gerkin και αφετέρου όλοι οι δοκιμαζόμενοι εμφάνισαν μεγαλύτερες τιμές χαλάρωσης του ΠΧΣ μετά την κόπωση σε σχέση με τις αρχικές τιμές ηρεμίας. Επομένως ο ΠΧΣ έφτασε στα όρια της επιμήκυνσής του λόγω της ιξωδοελαστικής του συμπεριφοράς. Τα συμπεράσματα δεν μπορούν να γενικευθούν για το γενικό πληθυσμό και περιορίζονται στις παραμέτρους της εργασίας αυτής.

**ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ:** Πρόσθια παρεκτόπιση της κνήμης, χαλαρότητα πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, κόπωση, αρθρομετρική αξιολόγηση γόνατος, KT-1000.

## ABSTRACT

**INTRODUCTION:** Bibliographically, exercise affects Anterior Cruciate Ligament (ACL) laxity. The purpose of this study is to investigate the effect of fatigue on Anterior Cruciate Ligament laxity.

**METHOD:** 23 recreational athletes volunteers, 13 men and 10 women aged 20-29 years old with no history of knee injury underwent maximal displacement of the tibia with the KT-1000 arthrometer before and after the Gerkin fatigue protocol on the Technogym treadmill. SPSS, V.26 was used for data analysis and the level of statistical significance was set as  $p < 0.05$ .

**RESULTS:** For the mixed sample of 23 men and women, a statistically significant knee anterior laxity of the ACL was found using the KT-1000 arthrometer after the fatigue protocol named Gerkin. Specifically, the mean difference value laxity for the right knee was:  $-2.63 \pm 1.09$ mm, [95% Confidence Interval (CI), -2.15 to -3.10;  $p = .000$ ] and for the left knee the mean difference value laxity was  $-2.56 \pm 1.13$ mm [95% CI, -2.07 to -3.05;  $p = .000$ ]. For men ( $n = 13$ ) the right knee from baseline and immediate post exercise values were respectively:  $5.23 \pm 0.92$ mm and  $7.8 \pm 1.54$ mm. Next, the left knee from baseline and immediate post exercise values were respectively:  $5.15 \pm 0.94$ mm and  $7.69 \pm 1.56$ . For women ( $n = 10$ ), the right knee from baseline and immediate post exercise values were respectively:  $6.45 \pm 0.95$ mm and  $9.15 \pm 1.52$ mm. The left knee from baseline and immediate post exercise values were respectively:  $6.35 \pm 0.81$ mm and  $8.95 \pm 1.32$ mm.

**CONCLUSIONS:** Through our research we conclude that on the one hand fatigue affects anterior knee ACL laxity using the Gerkin protocol and on the other hand all subjects showed higher values of ACL laxity after fatigue compared to the baseline values. Therefore, the ACL reached its elongation limits due to its viscoelastic behaviour. The conclusions can not be generalized to the general population and are limited to the parameters of this work.

**KEYWORDS:** Anterior tibial translation, fatigue, ACL laxity, knee arthrometric evaluation, KT-1000.

## Κατάλογος εικόνων

<b>Εικόνα 1</b> Ανατομία γόνατος. <b>A)</b> Αρθρώσεις ανάμεσα στον μηρό και στην κνήμη. <b>B)</b> Μηνίσκοι. Vaianti, E., Scita, G., Ceccarelli, F., & Pogliacomì, F. (2017). .....	2
<b>Εικόνα 2</b> Τα οστά του γόνατος. Fox, A. J., Wanivenhaus, F., & Rodeo, S. A. (2012) .....	3
<b>Εικόνα 3</b> Η άρθρωση του γόνατος. Hamill, J., & Knutzen, K. (2013).. .....	4
<b>Εικόνα 4</b> Μυολογία του γόνατος. Mark, Vella. (2010).. .....	8
<b>Εικόνα 5</b> Άρθρωση του γόνατος. DeSaix, P., Betts, G. J., Johnson, E., Johnson, J. E., Oksana, K., Kruse, D. H., ... & Young, K. A. (2013).. .....	9
<b>Εικόνα 6</b> Ανατομικές δομές μιας διάρθρωσης .....	10
<b>Εικόνα 7</b> Απεικόνιση του φυσιολογικού προσθίου χιαστού συνδέσμου στο ΔΕ γόνατο (αριστερά) και ρήξης του συνδέσμου (δεξιά).. .....	14
<b>Εικόνα 8</b> Αριστερά ( <b>α</b> ), φαίνονται η πρόσθια-έσω δεσμίδα (AMB) και η οπίσθια-έξω (PLB) να είναι σχεδόν παράλληλες στην έκταση. Δεξιά ( <b>β</b> ), κατά την κάμψη Η πρόσθια-έσω δεσμίδα (AMB) σφίγγει και περιστρέφεται γύρω από τον υπόλοιπο σύνδεσμο κατά την κάμψη του γόνατος 110° ενώ η οπίσθια έξω (PLB) χαλαρώνει .....	17
<b>Εικόνα 9</b> Πρόσθια όψη μεσοκονδύλιου βόθρου αριστερού γόνατος όπου φαίνεται ο ΠΧΣ .....	18
<b>Εικόνα 10</b> Τοποθέτηση αρθρόμετρου KT-1000 επί της κνήμης .....	32
<b>Εικόνα 11</b> Απεικόνιση ορθής τοποθέτησης των κάτω άκρων με τη χρήση μιας βάσης ανύψωσης 11 εκατοστών η οποία τοποθετείται οπίσθια στο τέλος του μηρού έχοντας παράλληλα μια βάση τοποθέτησης της πτέρνας σε ελαφριά έξω στροφή 10-15° .....	33

**Κατάλογος Σχημάτων**

<b>Σχήμα 1</b> Χαλαρότητα του γόνατος πριν και μετά την κόπωση. ....	43
<b>Σχήμα 2</b> Χαλαρότητα του γόνατος πριν και μετά την κόπωση και ΔΜΣ.....	43

## Κατάλογος Πινάκων

<b>Πίνακας 1</b> Μυολογία γόνατος.....	7
<b>Πίνακας 2</b> Περιγραφικά δεδομένα των δοκιμαζόμενων συμπεριλαμβάνοντας ύψος, σωματική μάζα, ηλικία και Δείκτη Μάζα Σώματος (ΔΜΣ). .....	34
<b>Πίνακας 3</b> Το πρωτόκολλο Gerkin που χρησιμοποιήθηκε στην έρευνα αυτή. ....	37
<b>Πίνακας 4</b> Ανάλυση T-test για ανεξάρτητα δείγματα με βάση το φύλο για το στάδιο τερματισμού στο δαπεδοεργόμετρο κατά πρωτόκολλο Gerkin.....	42
<b>Πίνακας 5</b> Απεικόνιση μέσης τιμής χαλαρότητας ΠΧΣ πριν και μετά την κόπωση με βάση το φύλο. ....	44
<b>Πίνακας 6</b> Δοκιμασία ανεξάρτητων δειγμάτων T-test με βάση το φύλο.....	46
<b>Πίνακας 7</b> Περιγραφική στατιστική.....	48
<b>Πίνακας 8</b> Στατιστική .....	51
<b>Πίνακας 9</b> Απεικόνιση δείγματος με βάση το φύλο. ....	51
<b>Πίνακας 10</b> Διαφορές ζευγαριών στη χαλαρότητα πριν και μετά την κόπωση.....	53
<b>Πίνακας 11</b> Ανάλυση μεταβλητότητας ANOVA. ....	54
<b>Πίνακας 12</b> Αναφορά του αριθμού των υποψηφίων που συμπεριλήφθηκαν στην παρούσα έρευνα.....	56
<b>Πίνακας 13</b> Μετρήσεις συσχέτισης σε σχέση με το φύλο.....	56
<b>Πίνακας 14</b> Συνολικός πίνακας.....	59
<b>Πίνακας 15</b> Πρόβλεψη μέγιστης πρόσληψης οξυγόνου στο πρωτόκολλο Gerkin (2016). .....	64

## Κατάλογος Συμβόλων και Συντομογραφιών

### Ξενόγλωσση ορολογία-συντομογραφία:

- **ACL**-Anterior cruciate ligament
- **AMB**-Anteromedial bundle-πρόσθια-έσω δεσμίδα
- **BMI**-Body Mass Index- Δείκτης Μάζας Σώματος
- **FATC**-Femur-Anterior cruciate ligament-Tibia Complex- σύμπλεγμα μηρού-ΠΧΣ-κνήμης
- **PCL**- Posterior cruciate ligament- Οπίσθιος Χιαστός Σύνδεσμος (ΟΧΣ)
- **PLB**- Posterolateral bundle-οπίσθια-έξω δεσμίδα

### Ελληνική ορολογία-συντομογραφία:

- **ΑΚΑ**- Ανοικτής κινητικής αλυσίδας
- **ΔΜΣ**-Δείκτης Μάζας Σώματος
- **ΗΜΓ**- Ηλεκτρομυογράφημα
- **ΠΧΣ**-Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος



## Πίνακας περιεχομένων

Περίληψη .....	i
Κατάλογος εικόνων.....	iii
Κατάλογος Σχημάτων .....	iv
Κατάλογος Πινάκων .....	v
Πίνακας περιεχομένων.....	vii
<b>I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....</b>	<b>1</b>
1.1. Ορισμός του προβλήματος.....	1
1.2. Σημασία της έρευνας .....	1
1.3. Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις .....	1
1.4. Οριοθετήσεις και περιορισμοί της έρευνας .....	1
<b>II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ.....</b>	<b>2</b>
2.1 Ανατομία γόνατος.....	2
2.1.1 Οστά του γόνατος .....	3
2.1.2 Αρθρικές επιφάνειες του γόνατος.....	4
2.1.3 Συνδεσμολογία του γόνατος .....	5
2.1.4 Μυολογία του γόνατος.....	6
2.1.5 Αρθρικός χόνδρος.....	9
2.1.6 Αρθρικός θύλακος.....	10
2.2.1 Βιομηχανική γόνατος.....	11
2.2.2 Η γωνία $q$ .....	12
2.3.1 Εισαγωγή στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο .....	13
2.3.2 Ανατομία του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.....	15
2.3.3 Διαστάσεις πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.....	18
2.3.5 Παράγοντες κινδύνου του γυναικείου φύλου .....	22
2.3.6 Σχέση κόπωσης και χαλαρότητας Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου .....	23
2.3.7 Σχέση εμμήνου ρύσεως και χαλαρότητας Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου.....	25
2.4.2 Δοκιμασία Lachman-Νούλης test .....	27
2.4.3 Δοκιμασία Anterior drawer test (Πρόσθιο συρταροειδές σημείο) .....	28
2.4.4 Δοκιμασία Pivot shift test .....	29
2.4.5 Αξιοπιστία οργάνου μέτρησης του αρθρόμετρου KT-1000 .....	30
<b>III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....</b>	<b>34</b>
3.1 Δείγμα .....	34

3.2 Σχεδιασμός.....	35
3.3 Όργανα μέτρησης.....	38
<b>IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ</b> .....	39
4.1 Χαλαρότητα ΠΧΣ – αποτελέσματα μεικτό δείγμα.....	39
4.2 Χαλαρότητα ΠΧΣ – αποτελέσματα με βάση το φύλο.....	40
<b>V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ</b> .....	60
<b>VI. ΑΝΑΚΕΦΑΛΑΙΩΣΗ, ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ, ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ</b> .....	65
6.1 Ανακεφαλαίωση.....	65
6.2 Συμπεράσματα .....	66
6.3 Προτάσεις. ....	67
<b>VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</b> .....	68
<b>VIII. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ</b> .....	78
8.1. Έγκριση Μελέτης Επιτροπής Βοηθητικής ΣΕΦΑΑ .....	78
8.2. Έντυπο Συναίνεσης Συμμετέχοντα.....	79

## **I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ**

### **1.1. Ορισμός του προβλήματος**

Ο σκοπός της παρούσας έρευνας είναι η διερεύνηση της επίδρασης της μυϊκής κόπωσης στην χαλαρότητα του γόνατος και συγκεκριμένα κατά στην αρθρομετρική αξιολόγηση της χαλαρότητας του Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου πριν και μετά την κόπωση.

### **1.2. Σημασία της έρευνας**

Η σημασία της έρευνας ήταν κατά πόσο η κόπωση συμβάλει στην χαλαρότητα του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.

### **1.3. Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις**

Οι ερευνητικές υποθέσεις της μελέτης ήταν οι εξής:

1. Η κόπωση δεν επηρεάζει την αρθρομετρική χαλαρότητα του συνδέσμου
2. Δεν υπάρχει συσχέτιση αρθρομετρική χαλαρότητας πριν και μετά την άσκηση.
3. Δεν υπάρχουν διαφορές ανάμεσα στους άνδρες και στις γυναίκες.

### **1.4. Οριοθετήσεις και περιορισμοί της έρευνας**

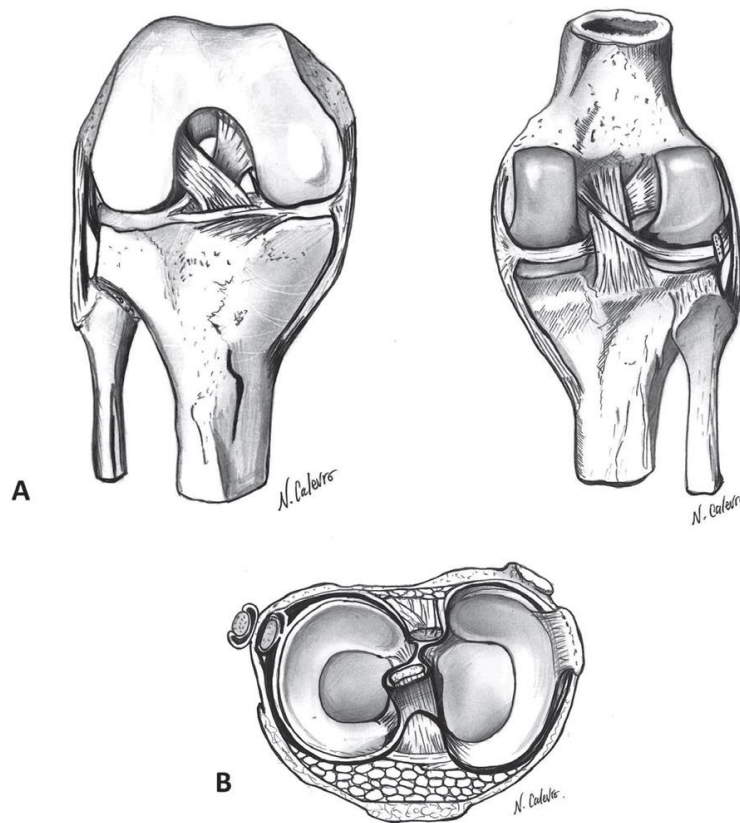
Οι συμμετέχοντες ήταν νέοι αθλητές-τριες αναψυχής ηλικίας 18 έως 29 ετών. Η επιλογή τους έγινε με την ενασχόληση τους με την φυσική δραστηριότητα και τον αθλητισμό και χωρίς ιστορικό κάκωσης των γονάτων ή χρόνιου μυοσκελετικού άλγους ή οποιουδήποτε προβλήματος υγείας. Δεν χρησιμοποιήθηκε κάποια κλίμακα δείκτη αντίληψης υποκειμενικής κόπωσης, αλλά παρήχθη προφορική επικοινωνία και ενθάρρυνση από τους ερευνητές για την εξασφάλισης της μέγιστης προσπάθειας από τους δοκιμαζόμενους.

Επίσης δεν μετρήθηκαν η μέγιστη πρόσληψη οξυγόνου (VO<sub>2</sub>max), η γενική χαλαρότητα των δοκιμαζόμενων και η φάση του εμμηνορυσιακού κύκλου για τις γυναίκες.

## II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

### 2.1 Ανατομία γόνατος

Το γόνατο είναι μια από τις πιο περίπλοκες αρθρώσεις και η μεγαλύτερη άρθρωση του ανθρώπινου σώματος. Το γόνατο απαρτίζεται από οστά, συνδέσμους, μύες και τον αρθρικό χόνδρο και τον αρθρικό θύλακα. Η οστική αρχιτεκτονική του μηρού, της κνήμης και της επιγονατίδας συμβάλλουν στην σταθερότητα του γονάτου με στατικούς και δυναμικούς περιορισμούς των συνδέσμων. Η αρχιτεκτονική των οστών υπαγορεύει σε κάποιο βαθμό και την επιτρεπόμενη κίνηση της άρθρωσης. (LaPrade et al., 2015)

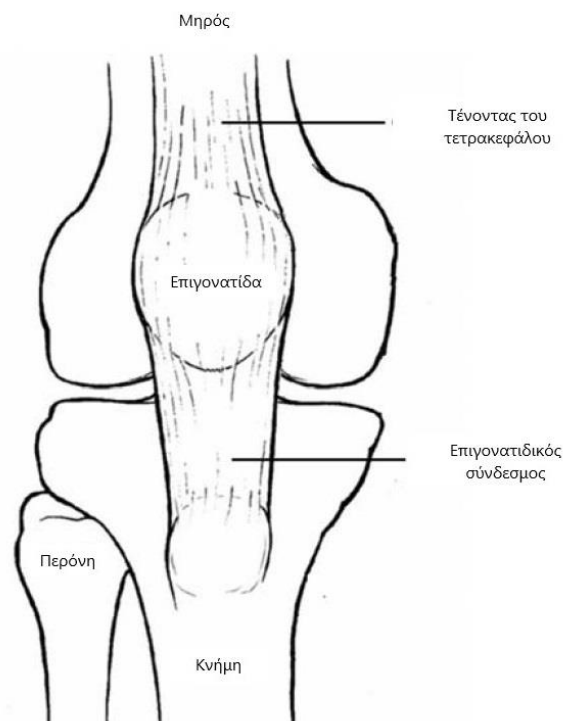


**Εικόνα 1** Ανατομία γόνατος. **A)** Αρθρώσεις ανάμεσα στον μηρό και στην κνήμη. **B)** Μηνίσκοι. Vaienti, E., Scita, G., Ceccarelli, F., & Pogliacomì, F. (2017). Understanding the human knee and its relationship to total knee replacement. Acta Bio Medica: Atenei Parmensis,

### 2.1.1 Οστά του γόνατος

Τα οστά του γόνατος είναι 3:

- Το μηριαίο οστό που ανήκει στα μακρά οστά, είναι το μεγαλύτερο σε μήκος οστό και το πιο ισχυρό. Στο κατώτερο μέρος του μηριαίου οστού παρατηρούνται δύο μηριαίοι κόνδυλοι.
- Την επιγονατίδα που είναι το μεγαλύτερο σησαμοειδή οστό στον άνθρωπο. Η επιγονατίδα έχει σχήμα τριγωνικό και βρίσκεται μέσα στον τένοντα του τετρακέφαλου μυός. Λειτουργεί σαν υπομόχλιο και μεταφέρει την δύναμη του τετρακέφαλου με τον επιγονατιδικό τένοντα στο κνημιαίο κύρτωμα. ( Fox et al., 2012). Επιπλέον χωρίς την επιγονατίδα δεν μπορεί ο άνθρωπος να κάνει έκταση του γόνατος με αποτέλεσμα να μην μπορεί να περπατήσει.
- Την κνήμη που ανήκει στα μακρά οστά. Η κνήμη έχει σχήμα τριγωνικό και βρίσκεται στην έσω επιφάνεια του διαμερίσματος της κνήμης και είναι μεγαλύτερη σε διάμετρο από την περόνη. Στην άνω επίφυση της κνήμης βρίσκονται οι κνημιαίοι κόνδυλοι ( έσω και έξω).



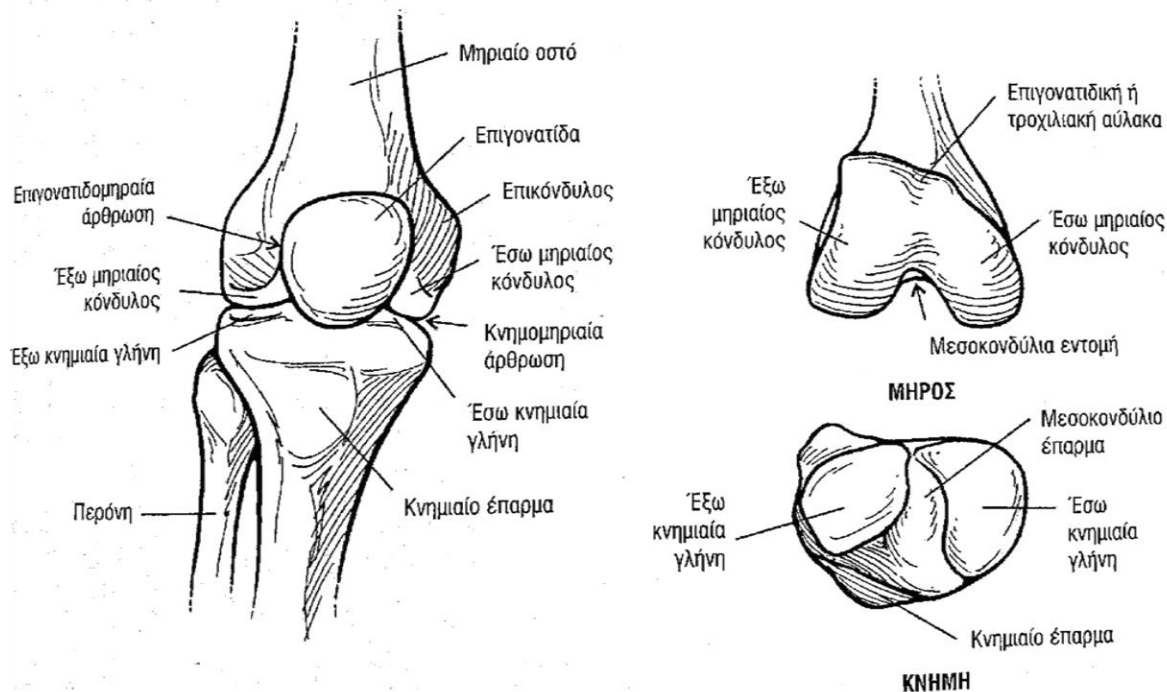
**Εικόνα 2** Τα οστά του γόνατος. Fox, A. J., Wanivenhaus, F., & Rodeo, S. A. (2012). The basic science of the patella: structure, composition, and function. *The journal of knee surgery*, 25(02), 127-142.

### 2.1.2 Αρθρικές επιφάνειες του γόνατος

Οι αρθρικές επιφάνειες του γόνατος είναι :

Η κνημομηριαία άρθρωση που αποτελείται από δύο κονδυλοειδής αρθρώσεις, οι οποίες είναι ο έσω κνημιαίος κόνδυλος και ο έξω κνημιαίος κόνδυλος. Ο έσω κνημιαίος κόνδυλος έχει σχήμα κοίλος και είναι πιο πλατύς από τον έξω κνημιαίο κόνδυλο που είναι κυρτός και μικρότερος σε μέγεθος. (LaPrade et al., 2015). Επιπλέον και ο έσω και ο έξω βοηθούν στις στροφικές κινήσεις και αποτρέπουν τις στροφικές κινήσεις ειδικά όταν το γόνατο βρίσκεται σε έκταση.

Η επιγονατιδομηριαία άρθρωση αναφέρεται συνήθως ως τον μηχανισμό που βοηθάει στην έκταση του γόνατος. Επίσης είναι η συνέχεια του τένοντα του τετρακεφάλου που συνδέει την επιγονατίδα με το κνημιαίο κύρτωμα. (Flandry et al., 2011)



**Εικόνα 3** Η άρθρωση του γόνατος. Hamill, J., & Knutzen, K. (2013). Βασική Βιομηχανική της Ανθρώπινης κίνησης. Μετάφραση από τα Αγγλικά από Μπουντόλος, ΚΔ, Nicosia Cyprus: Broken Hill Publishers LTD, 300, σελ 243.

### 2.1.3 Συνδεσμολογία του γόνατος

- Οι χιαστοί σύνδεσμοι αποτελούνται από τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο και τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο και κύρια λειτουργία τους είναι να αποτρέπουν την προσθιοπίσθια κίνηση του μηρού επί της κνήμης. Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως οι χιαστοί σύνδεσμοι βρίσκονται ανάμεσα στους δύο μηριαίους κονδύλους και διασταυρώνονται μεταξύ τους. Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος χιαστός εμποδίζει την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης επί του μηρού ενώ ο οπίσθιος χιαστός εμποδίζει την οπίσθια μετατόπιση της κνήμης επί του μηρού. (Flandry et al., 2011)
- Ο έσω κνημιαίος πλάγιος σύνδεσμος που προσφύεται στον μηνίσκο και στον θύλακο του γόνατος και καταφύεται στον έσω κόνδυλο της κνήμης και είναι πιο πλατύς. Ο έξω περνιαίος πλάγιος σύνδεσμος εκφύεται πάνω από τον ιγνυακό τένοντα και καταφύεται στην έξω επιφάνεια της περόνης. Επιπλέον ο έξω και ο έσω πλάγιος σύνδεσμος περιορίζουν τις στροφικές κινήσεις του γόνατος και ελέγχουν την πλάγια σταθερότητα.
- Ο λοξός ιγνυακός σύνδεσμος είναι μια ισχυρή ταινία και εκφύεται στον έσω κόνδυλο της οπίσθιας πλευράς της κνήμης και καταφύεται στην οπίσθια επιφάνεια του ινώδους θύλακα.
- Ο τοξοειδής ιγνυακός σύνδεσμος εκφύεται στην οπίσθια επιφάνεια της κεφαλής της περόνης και καταφύεται στον οπίσθια πλευρά του έξω υπερκονδύλιου κυρτώματος.
- Οι μηνίσκοι (έσω και έξω) που είναι ινοχόνδρινες δομές σε σχήμα ημισελήνου, είναι σημαντικοί για την απορρόφηση των κραδασμών. Ο έξω μηνίσκος είναι πιο κινητός ενώ ο έσω μηνίσκος είναι περισσότερο σταθερός και δέχεται μεγαλύτερες δυνάμεις, γεγονός που το κάνει να είναι πιο επιρρεπείς σε τραυματισμούς. Επιπλέον οι μηνίσκοι βοηθάνε στην σταθεροποίηση του γόνατος και στην κατανομή των φορτίων (Robertson et al., 2003).

## 2.1.4 Μυολογία του γόνατος

Πρόσθιοι ή εκτεινόντες	Αρθρώσεις από τις οποίες διέρχονται	Έκφυση	Κατάφυση	Ενέργεια	Νεύρωση
<b>A. Τετρακέφαλος</b>					
<b>1. Ορθός μηριαίος</b>	Ισχίο και γόνατο.	Πρόσθια κάτω λαγόνια άκανθα	Επιγονατίδα και επιγονατιδικός σύνδεσμος έως το κνημιαίο κύρτωμα.	Κάμψη ισχίου και έκταση του γόνατος.	Μηριαίο νεύρο
<b>2. Έξω πλατύς</b>	Γόνατο	Έξω επιφάνεια του μηριαίου οστού	Βάση και έσω χείλος της επιγονατίδας	Έκταση του γόνατος	Μηριαίο νεύρο
<b>3. Έσω πλατύς</b>	Γόνατο	Πρόσθια επιφάνεια του μηριαίου οστού	Βάση και έσω χείλος της επιγονατίδας	Έκταση του γόνατος	Μηριαίο νεύρο
<b>4. Μέσος πλατύς</b>	Γόνατο	Έσω επιφάνεια του μηριαίου οστού	Βάση και έσω χείλος της επιγονατίδας	Έκταση του γόνατος	Μηριαίο νεύρο
<b>B. Ραπτικός μυς</b>		Πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα	Άνω μούρα της έσω επιφάνειας της κνήμης	Κάμψη του γόνατος	Μηριαίο νεύρο
<b>Γ. Τείνων την πλατεία περιτονία</b>	Ισχίο	Πρόσθια και άνω λαγόνια άκανθα	Λαγοκνημιαία ταινία	Απαγωγή ισχίου και κάμψη ισχίου που βοηθά στην έσω στροφή.	Άνω γλουτιαίο νεύρο.
<b>Οπίσθιοι ή καμπτήρες.</b>	Αρθρώσεις από τις οποίες διέρχονται	Έκφυση	Κατάφυση	Λειτουργία	Νεύρωση
<b>1. Δικέφαλος μηριαίος</b>	Ισχίο και γόνατο	Βραχεία κεφαλή από	Κεφαλή της περόνη και	Έξω στροφή του	Ισχιακό νεύρο

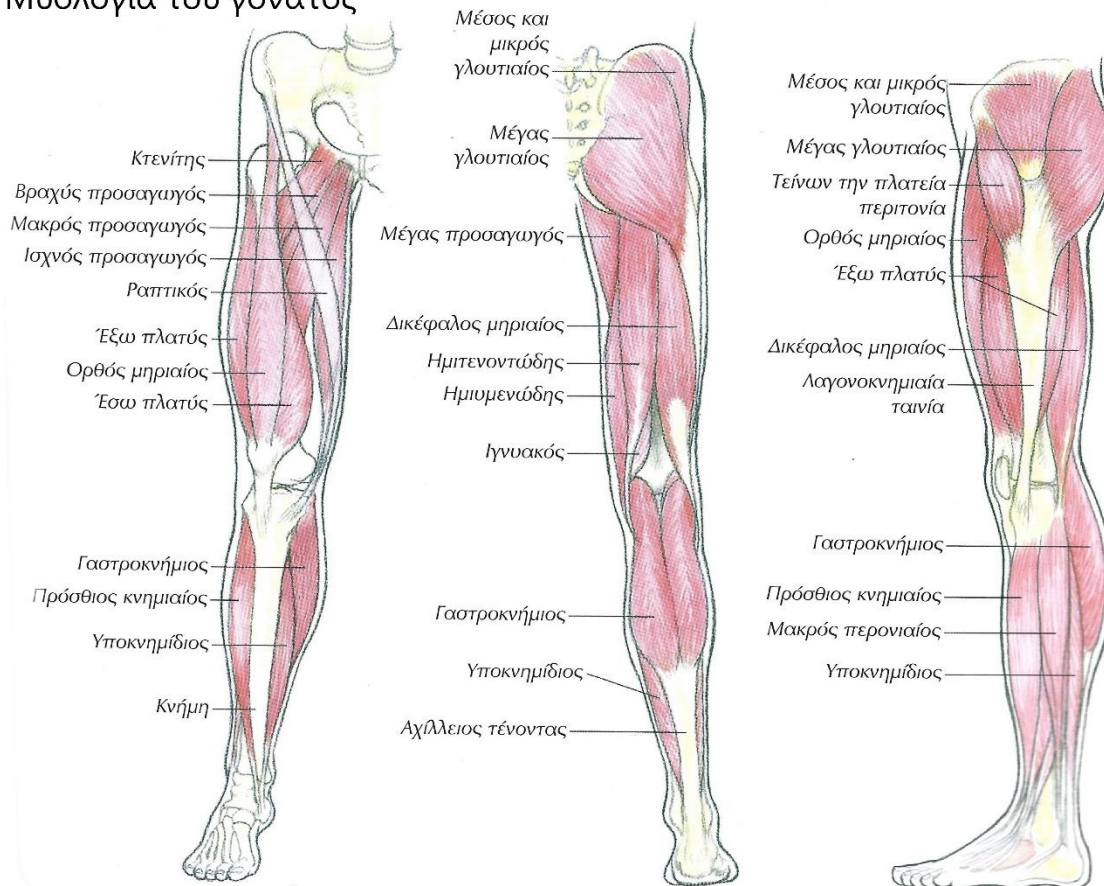


		την οπίσθια επιφάνεια του μηριαίου οστού στο κάτω τμήμα της τραχείας γραμμής και στο έξω υπερκονδύλιο ο κύρτωμα.	στον έξω κνημιαίο κόνδυλο.	ισχίου και του γόνατος	
<b>2. Ημιτενοντώδεις μύς</b>	Ισχίο και γόνατο	Ισχιακό κύρτωμα	Έσω κνημιαίο κόνδυλο	Έσω στροφή του γόνατος	Ισχιακό νεύρο
<b>3. Ημιμενώδης μύς</b>	Ισχίο και γόνατο	Ισχιακό κύρτωμα	Έσω κνημιαίο κόνδυλο	Έσω στροφή του γόνατος	Ισχιακό νεύρο
<b>4. Ισχνός προσαγωγός</b>	Γόνατο	Ηβικό φύμα και ισχιακό κύρτωμα	Έσω άνω τμήμα της κνήμης	Προσαγωγή ή ισχίου.	Θυροειδές νεύρο
<b>5. Ιγνυακός μύς</b>		Έξω μηριαίο κόνδυλο	Οπίσθια επιφάνεια της κνήμης	Κάμψη του γόνατος και έσω στροφή	Κνημιαίο νεύρο

**Πίνακας 1** Μυολογία γόνατος

**Πηγές:** Moore et al., 2016, *Dufour, M. 2001–2015, Mark Vella., 2010.*

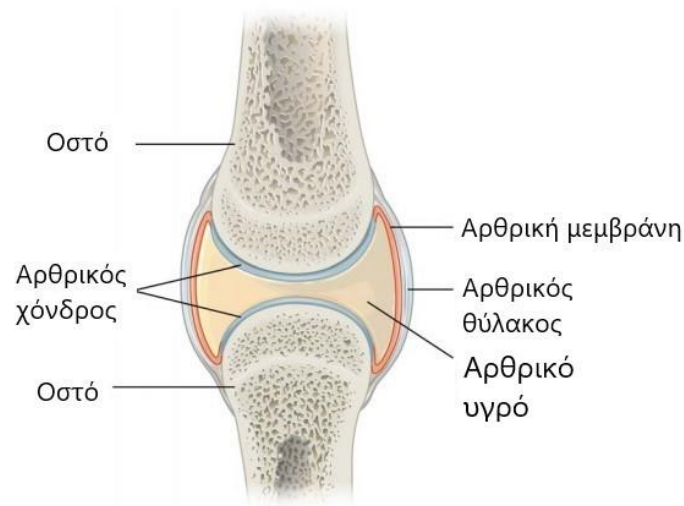
## Μυολογία του γόνατος



**Εικόνα 4** Μυολογία του γόνατος. Mark, Vella. (2010). Προπόνηση για καλή φυσική κατάσταση και ενδυνάμωση. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ Πασχαλίδης, σελ. 39.

### 2.1.5 Αρθρικός χόνδρος

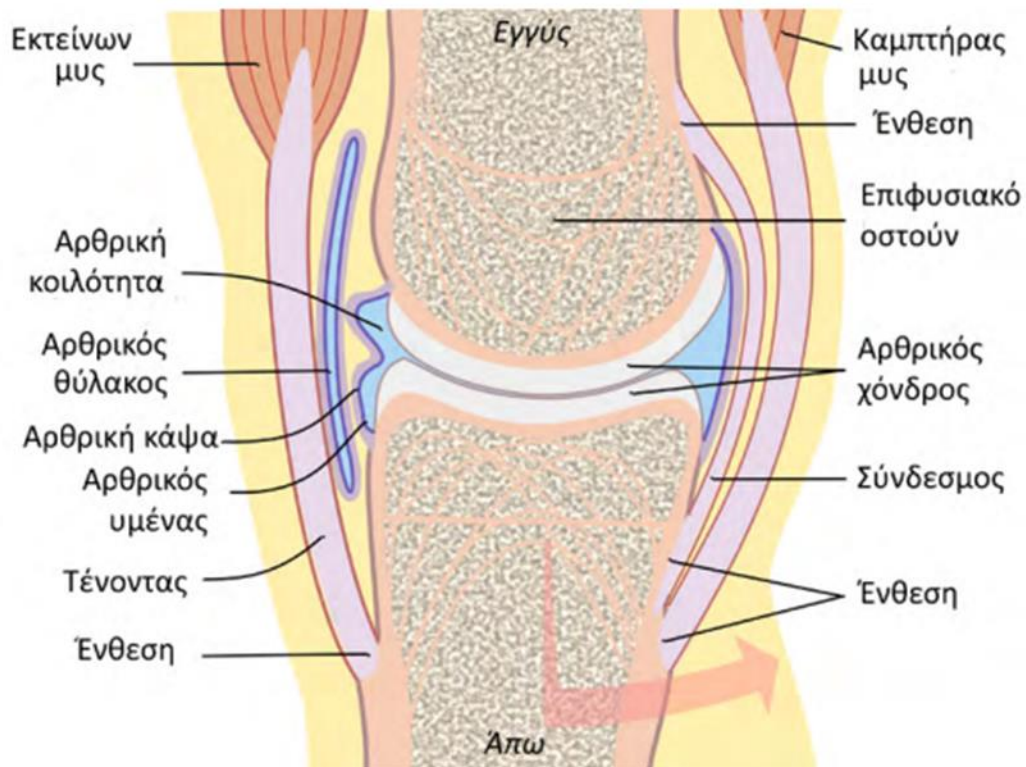
Ο αρθρικός χόνδρος είναι ένας λευκός λείος ιστός που βρίσκεται ανάμεσα σε δύο ή περισσότερες αρθρώσεις. Επίσης ο αρθρικός χόνδρος αποτελείται από τα κύτταρα και μεσοκυττάρια ουσία. Πιο αναλυτικά τα κύτταρα του αρθρικού χόνδρου ονομάζονται χονδροκύτταρα και παράγουν την μεσοκυττάρια ουσία που είναι πλούσια σε νερό. (Buckwalte et al., 1997). Κύρια λειτουργία του αρθρικού χόνδρου είναι να απορροφά τους κραδασμούς μειώνει τις τριβές. Στην άρθρωση του γόνατος καλύπτει το περιφερειακό άκρο του μηρού, το κεντρικό της κνήμης και την οπίσθια επιφάνεια της επιγονατίδας. Επιπλέον ο χόνδρος επιτρέπει στην άρθρωση να κινείται με πολύ χαμηλό συντελεστή τριβής όταν το ένα οστό μετακινείται πάνω στο άλλο. Επίσης είναι σημαντικό να αναφερθεί πως ο χόνδρος δεν αιματώνεται και για αυτό η αναγεννητική του ικανότητα είναι σχεδόν ανύπαρκτη. Τέλος η καταστροφή του αρθρικού χόνδρου οδηγεί σε επώδυνη αρθρίτιδα.



**Εικόνα 5** Άρθρωση του γόνατος. DeSaix, P., Betts, G. J., Johnson, E., Johnson, J. E., Oksana, K., Kruse, D. H., ... & Young, K. A. (2013). Anatomy & Physiology (OpenStax) σελ. 363.

### 2.1.6 Αρθρικός θύλακος

Ο αρθρικός θύλακος του γόνατος είναι ένας ινώδης σάκος από συνδετικό ιστό και περικλείει όλα τα οστά που αρθρώνονται για τον σχηματισμό της άρθρωσης του γόνατος. Επίσης αποτελείται από τον ινώδη θύλακα και τον αρθρικό υμένα που παράγει το αρθρικό υγρό. Εκφύεται στο κάτω άκρο του μηριαίου οστού και καταφύεται στο άνω μέρος της κνήμης. Τέλος ο αρθρικός θύλακος δίνει ελευθερία κίνησης επιτρέποντας την κάμψη και την έκταση του γόνατος και αλλά χωρίς όμως να προσδίδει σταθερότητα στο γόνατο.



**Εικόνα 6** Ανατομικές δομές μιας διάρθρωσης. (OpenStax College – Anatomy & Physiology, Connections Web site: <http://cnx.org/content/col11496/1.6/>, Jun 19, 2013. CC BY 3.0).

### 2.2.1 Βιομηχανική γόνατος

Η άρθρωση του γόνατος έχει 6 βαθμούς ελευθερίας, οι οποίοι χωρίζονται σε κάμψη-έκταση στο οβελιαίο επίπεδο, απαγωγή-προσαγωγή στο μετωπιαίο επίπεδο και έξω-έσω στροφή στο εγκάρσιο επίπεδο. Η κάμψη και έκταση είναι η κύριες κινήσεις του γόνατος. Η φυσιολογική τιμή κάμψης του γόνατος είναι από 0 έως 140 μοίρες αλλά μπορεί να επεκταθεί και σε 20 μοίρες έκτασης και 160 μοίρες κάμψης. Σε ένα φυσιολογικό γόνατο η βλαισότητα ή η ραιβότητα εμφανίζεται όταν το γόνατο είναι σε 30 μοίρες περίπου κάμψη (Vaienti et al., 2017) . Η προσαγωγή-απαγωγή του γόνατος πραγματοποιείται σε κάμψη 90 μοιρών και έχει εύρος κίνησης 4 με 9 μοίρες και σε έκταση 2 με 5 μοίρες. Επιπροσθέτως οι στροφικές κινήσεις του γόνατος πραγματοποιούνται όταν το γόνατο είναι σε κάμψη 90 μοιρών και έχει εύρος κίνησης στην έσω στροφή περίπου 30 μοίρες και στην έξω στροφή περίπου 15 μοίρες.

Ο έξω μηριαίος κόνδυλος περιστρέφεται περισσότερο από τον έσω μηριαίο κόνδυλο στις πρώτες 15 με 20 μοίρες κάμψης, εξαιτίας της μεγαλύτερης ακτίνας καμπυλότητας. Από τις 20 μοίρες και πάνω η ολίσθηση και στους κονδύλους κυριαρχεί. Η επαφή της επιγονατίδας με την τροχηλία ξεκινάει μεταξύ 10 με 20 μοίρες κάμψη του γόνατος. Με την αύξηση της κάμψης του γόνατος, η περιοχή επαφής αυξάνεται και κινείται προοδευτικά. Στις περίπου 90 μοίρες κάμψης, η αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας έρχεται σε επαφή με το κάτω μέρος της τροχαλίας. Μετά τις 120 μοίρες η επιγονατίδα έρχεται σε επαφή με τον μηριαία κόνδυλο.

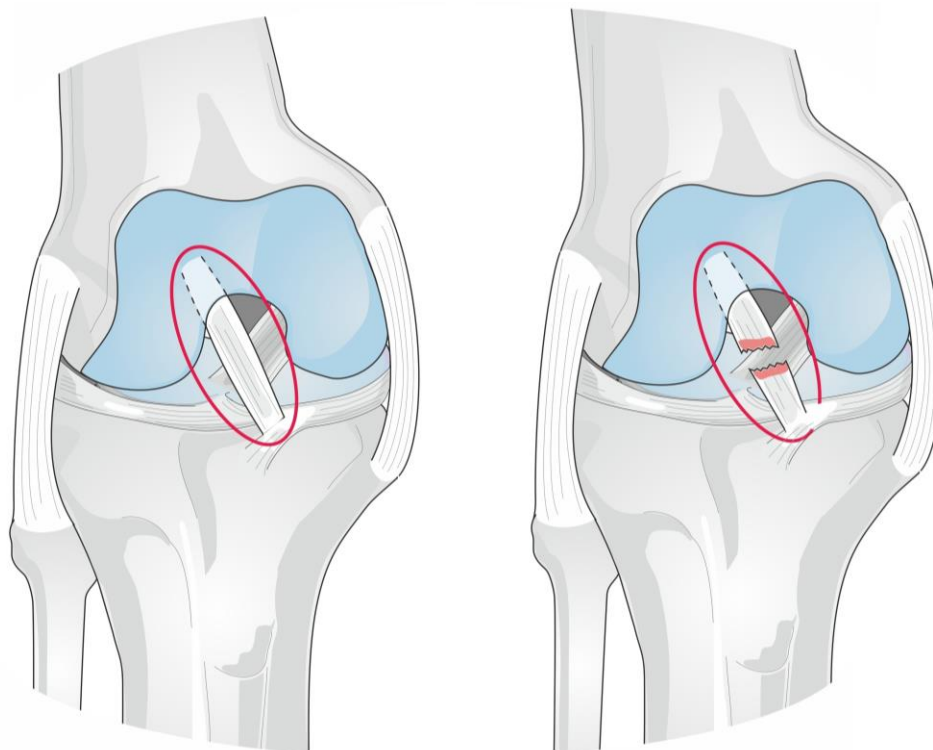
### 2.2.2 Η γωνία $q$

Η γωνία  $q$  σχηματίζεται μεταξύ της γραμμής που συνδέει την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα με το κέντρο της επιγονατίδας και της κατακόρυφης γραμμής που ορίζεται από το κνημιαίο κύρτωμα και διέρχεται στο κέντρο της επιγονατίδας και προεκτείνεται. Στις γυναίκες η γωνία  $q$  είναι υψηλότερη από ότι στους άνδρες λόγω ότι η πυελική τους βάση είναι ευρύτερη. Η φυσιολογική γωνία βλαισότητας είναι  $13,5 \pm 4,5$  μοίρες για τους ανθρώπους ηλικίας 18 έως 35 ετών (Horton et al., 1989). Όταν η γωνία αυξάνεται έχουμε ραιβότητα στα γόνατα ενώ όταν η γωνία μειώνεται από την φυσιολογική τιμή έχουμε βλαισότητα. Τέλος έχει υπολογιστεί ότι οι μέγιστες δυνάμεις ενεργοποιούνται στο γόνατο κατά τη διάρκεια του περπατήματος που δέχεται φορτίσεις από τρεις έως επτά φορές το σωματικό βάρος του κάθε ανθρώπου (Vaienti et al., 2017).

### 2.3.1 Εισαγωγή στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος (ΠΧΣ) στην άρθρωση του γόνατος αποτελεί σημαντική δομή. Συμβάλει στην σταθερότητα της άρθρωσης και απορροφά μέρος από των τάσεων και δυνάμεων που δέχεται το γόνατο ανάλογα με το εύρος κίνησής του κατά τη διάρκεια καθημερινών και αθλητικών δραστηριοτήτων. Ακολούθως, η συνδεσμική κάκωση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) στην άρθρωση του γόνατος παρουσιάζει σημαντική εμφάνιση μεγάλης συχνότητας στον αθλητικό χώρο, κυρίως σε αθλήματα που περιλαμβάνουν απότομες στροφές, αιφνίδιες αλλαγές κατεύθυνσης, ανώμαλες προσγειώσεις από άλματα και άμεσες πλήξεις (σύγκρουση με συναθλητή).

Ο τραυματισμός του συνδέσμου αυτού ενδέχεται να προκαλέσει παθολογικό πρότυπο κίνησης του ατόμου προκαλώντας πόνο ανάλογα με το βαθμό κάκωσης. Πολύ συχνά συνοδεύεται από εκφυλισμό των υπόλοιπων μαλακών μορίων του γόνατος κυρίως στους μηνίσκους και στον αρθρικό χόνδρο και μπορεί να προκαλέσει και οστεοαρθρίτιδα αργότερα (Meunier et al., 2007). Η κακή αιμάτωση και η μη επούλωση του ΠΧΣ προκαλεί και έντονη ενασχόληση των ερευνητών καθώς και των χειρουργών με τα αυτομοσχεύματα ή αλλομοσχεύματα με απώτερο σκοπό την βέλτιστη αναπαραγωγή των φυσιολογικών λειτουργιών του πρωτογενούς ΠΧΣ. Σύμφωνα με τους Barrack και συν. (1989) ο ΠΧΣ παίζει κατευθυντήριο ρόλο στην ιδιοδεκτική λειτουργία, καθώς έχει αποδειχθεί η ύπαρξη ποικιλίας μηχανοποδοχέων και ελεύθερων νευρικών απολήξεων Έτσι, κρίνεται αναγκαία η γνώση βασικών ανατομικών στοιχείων του ΠΧΣ έτσι ώστε να κατανοήσουμε αργότερα τις βιομηχανικές ιδιότητες του.



**Εικόνα 7** Απεικόνιση του φυσιολογικού προσθίου χιαστού συνδέσμου στο ΔΕ γόνατο (αριστερά) και ρήξης του συνδέσμου (δεξιά).



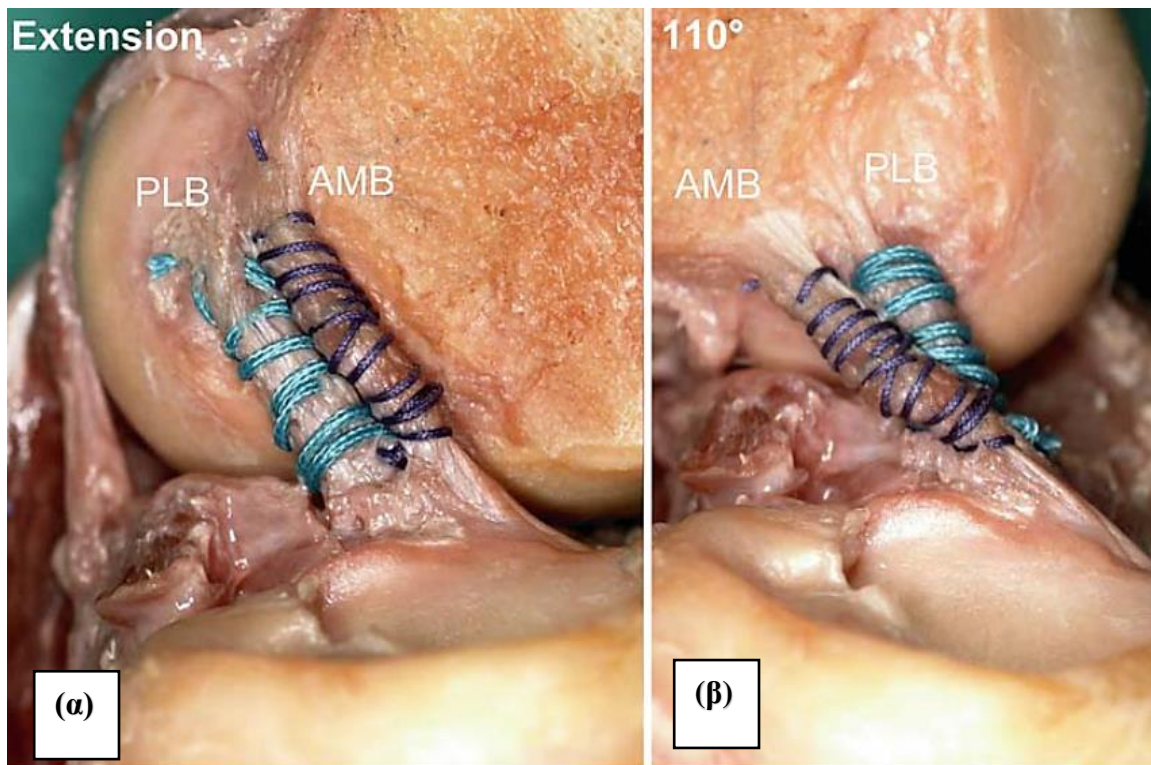
### 2.3.2 Ανατομία του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου

Ο ΠΧΣ εκφύεται από στην κνήμη στο πρόσθιο μεσοκονδύλιο βόθρο, πίσω από το πρόσθιο άκρο του έσω μηνίσκου και φερόμενος προς τα άνω, έξω και πίσω, χιάζεται με τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο και καταφύεται στην οπίσθια μοίρα της μεσοκονδυλίου επιφάνειας του έξω μηριαίου κονδύλου (Dufour 2006 σελ.123). Αποτελείται από μη παράλληλες ίνες κολλαγόνου διαμορφωμένες σε δεσμίδες και περικλείεται από τον αρθρικό υμένα (Danylchuk et al., 1978, Yasuda et al., 2011). Τα  $\frac{3}{4}$  του ξηρού βάρους του ΠΧΣ αποτελείται κυρίως από κολλαγόνο τύπου I (90%), τύπου III (10%) και το υπόλοιπο  $\frac{1}{4}$  αποτελείται από ινοβλάστες και από άλλα δομικά στοιχεία όπως ελαστίνη (5%) και πρωτεογλυκάνες (1%). Το νερό αποτελεί το 60% του καθαρού βάρους υπό φυσιολογικές συνθήκες (Markatos et al., 2013).

Ο ΠΧΣ στην βιβλιογραφία διαχωρίζεται σε ανατομικές δεσμίδες και φαίνεται να επικρατεί περισσότερο η έννοια των δύο δεσμίδων παρά η έννοια των τριών δεσμίδων που αποτελείται από μια επιπλέον ενδιάμεση δεσμίδα (intermediate band) (Duthon et al., 2006, Girgis et al., 1974). Έτσι, η χρήση της απλοποιημένης έννοιας των 2 δεσμίδων έχει γίνει ευρέως αποδεκτή για την καλύτερη κατανόηση της λειτουργίας του ΠΧΣ (Zantop et al. 2005,2007). Ακολούθως, αυτές οι δύο ανατομικές δεσμίδες είναι η πρόσθια-έσω (anteromedial bundle-AMB) και η οπίσθια-έξω (posterolateral bundle-PLB). Βιβλιογραφικά, αυτή η αναδίπλωση των δεσμίδων επιτρέπει στους συνδέσμους αυτούς να κρατούν πάντοτε κάποιες ίνες σε τάση σε οποιαδήποτε θέση της άρθρωσης. Αυτή η ταξινόμηση των δεσμίδων βασίζεται στις εκφυτικές τοποθεσίες των ινών στην κνήμη και στις φορτίσεις που δέχεται το γόνατο σύμφωνα με το εύρος κίνησής του (Markatos et al., 2012). Σύμφωνα με τους Duthon και συν. (2006) όταν το γόνατο βρίσκεται σε πλήρη έκταση οι δεσμίδες του ΠΧΣ φαίνονται να είναι παράλληλες στον οβελιαίο άξονα, ενώ κατά την κάμψη, παρατηρείται μια ελαφρά πλευρική περιστροφή ολόκληρου του συνδέσμου γύρω από τον διαμήκη άξονα του, και η πρόσθια-έσω δεσμίδα (AMB) αρχίζει να περιστρέφεται γύρω από τον υπόλοιπο σύνδεσμο (**Εικόνα 8**). Αυτή η κίνηση της δεσμίδας πάνω στην άλλη οφείλεται στο προσανατολισμό του μηριαίου και του κνημιαίου κονδύλου λόγω της κάμψης του γόνατος και σε καμία περίπτωση οι δεσμίδες αυτές δεν λειτουργούν ισομετρικά κατά την κάμψη ή έκταση. Έτσι οι δεσμίδες αυτές συμβάλλουν

στην σταθεροποίηση της άρθρωσης του γόνατος στα στροφικά φορτία και στα φορτία που προκύπτουν από τη πρόσθια μετατόπισης της κνήμης επί του μηρού (Zantop et al., 2007). Επιπροσθέτως σύμφωνα με τους προαναφερόμενους συγγραφείς (Duthon et al., 2006), στην έκταση του γόνατος υπάρχει σημαντική διαφορά στο μήκος της πρόσθια-έσω δεσμίδας-AMB που ανέρχεται στα 34mm και της οπίσθια-έξω-PLB που ανέρχεται στα 22.5mm.

Σύμφωνα με τους Arnoczky (1983) και Zantop (2005), η οπίσθια-έξω δεσμίδα (PLB) στην πλήρη έκταση του γόνατος φαίνεται να είναι σε μεγαλύτερη τάση από την πρόσθια-έσω δεσμίδα (AMB) που είναι ελαφρώς πιο χαλαρή. Αντιθέτως, στην κάμψη λόγω της κατάφυσης του ΠΧΣ στον μηριαίο κόνδυλο ο οποίος έρχεται σε πιο οριζόντιο προσανατολισμό, προκαλεί την πρόσθια-έσω δεσμίδα (AMB) να είναι σε μεγαλύτερη τάση σε σχέση με την οπίσθια-έξω δεσμίδα (PLB) που είναι πιο χαλαρή. Σε μια παλαιότερη έρευνα οι Amis και ο Dawkins (1991) έδειξαν ότι πέραν των 90° κάμψης του γόνατος η πρόσθια-έσω δεσμίδα AMB συνεχίζει να επιμηκύνεται καθώς η οπίσθια-έξω δεσμίδα (PLB) συρρικνώνεται καθώς πλησιάζει την πλήρη έκταση. Με άλλα λόγια κάποιο μέρος του ΠΧΣ θα είναι πάντα σε τάση. Εν συντομία, η οπίσθια-έξω δεσμίδα (PLB) έχει σταθεροποιητική επίδραση πρωτίστως στις στροφικές δυνάμεις σε γωνίες κάμψης μικρότερης των 30° και κατά δεύτερο λόγο στις δυνάμεις που προκαλούν πρόσθια μετατόπιση της κνήμης. Ενώ, η πρόσθια-έσω δεσμίδα (AMB) είναι σε τάση σε μεγαλύτερες γωνίες κάμψης συμβάλλοντας έτσι στην σταθεροποίηση κυρίως της προσθοπίσθιας ολίσθησης της κνήμης και δευτερευόντως στις στροφή της κνήμης.

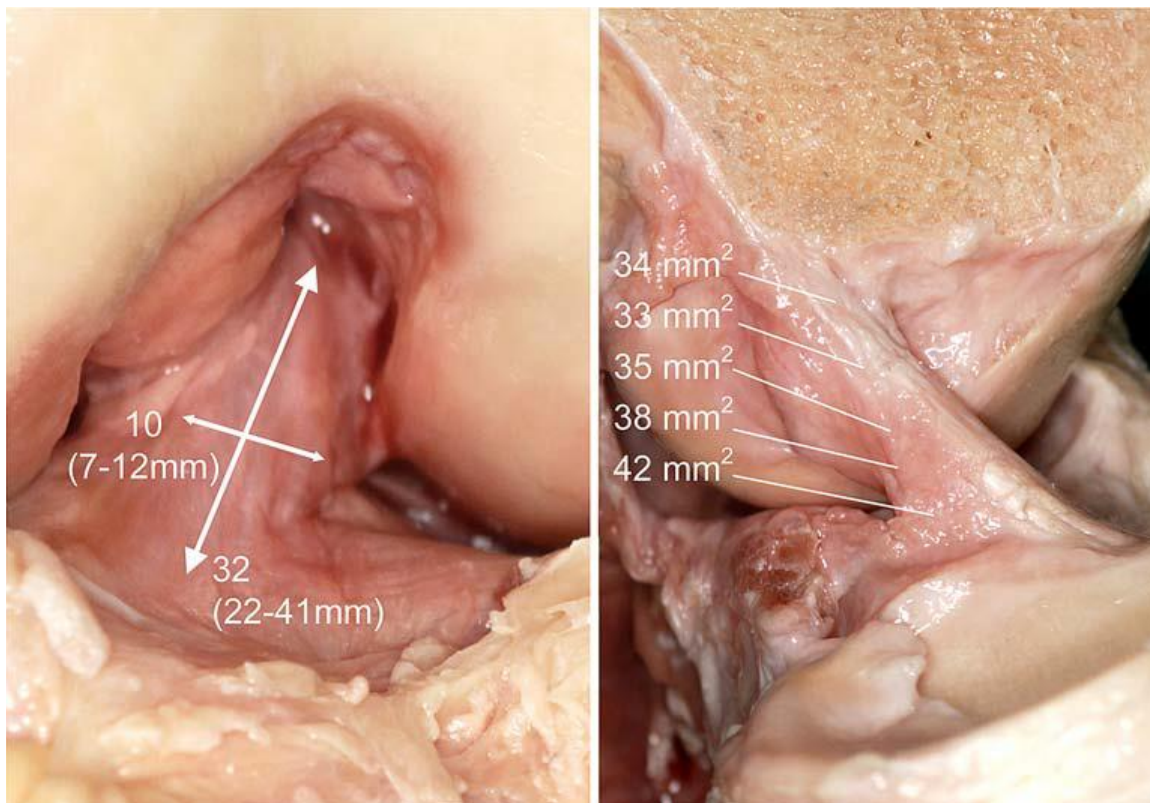


**Εικόνα 8** Αριστερά **(α)**, φαίνονται η πρόσθια-έσω δεσμίδα (AMB) και η οπίσθια-έξω (PLB) να είναι σχεδόν παράλληλες στην έκταση. Δεξιά **(β)**, κατά την κάμψη Η πρόσθια-έσω δεσμίδα (AMB) σφίγγει και περιστρέφεται γύρω από τον υπόλοιπο σύνδεσμο κατά την κάμψη του γόνατος 110° ενώ η οπίσθια έξω (PLB) χαλαρώνει

**Πηγή:** Duthon et al., 2006.

### 2.3.3 Διαστάσεις προσθίου χιαστού συνδέσμου

Στην ανασκόπηση των Marieswaran και συν. (2018) Ο ΠΧΣ έχει μήκος 25-35mm, πάχος 10mm και πλάτος 4 έως 10 mm και φαίνεται να έχει μεγαλύτερη εγκάρσια διατομή στην κατάφυση του στην κνήμη και να είναι λεπτός στην μεσότητά του. Παρομοίως φαίνεται και στην παλαιότερη ανασκόπηση των Duthon και συν. (2006) όπου περιγράφει το μήκος του να έχει εύρος 22 έως 41mm (μέση τιμή 32 mm) ενώ το πλάτος του να κυμαίνεται από 7 έως 12 mm (μέση τιμή 10 mm) και το εμβαδό της εγκάρσιας διατομής της κύριας μάζας του ΠΧΣ (midsubstance) φαίνεται να αυξάνεται από τον μηρό προς στην κνήμη (Εικόνα 9).



**Εικόνα 9** Πρόσθια όψη μεσοκονδύλιου βόθρου αριστερού γόνατος όπου φαίνεται ο ΠΧΣ. Η μέση τιμή του μήκους του ΠΧΣ ανέρχεται σε 32 mm και η μέση τιμή στο πάχος σε 10 mm. Στην δεξιά εικόνα απεικονίζεται η προοδευτική αύξηση του εμβαδού του ΠΧΣ.

**Πηγή:** Duthon et al., 2006.

### 2.3.4 Βιομηχανική πρόσθιου χιαστού συνδέσμου

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος (ΠΧΣ) είναι ισχυρός σταθεροποιός ενδοθυλακικός σύνδεσμος του γόνατος που παρέχει κατά πρώτο λόγο αντίσταση άνω των 86% στην πρόσθια μετατόπιση της κνήμης (Caplan & Kader 2014, Markatos et al., 2013) και κατά δεύτερο λόγο παίζει σταθεροποιητικό ρόλο στη στροφή της κνήμης και σε δυνάμεις ραιβότητας-βλαισότητας στο γόνατο. Σε μία μελέτη 11 ατόμων, η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με τον μηρό εντοπίστηκε να είναι 4 φορές μεγαλύτερη στα γόνατα που παρουσιάζουν χρόνια αστάθεια ΠΧΣ σε σχέση με το ετερόπλευρό φυσιολογικό τους γόνατο. Ακολούθως, η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης ήταν έως και 2.9 φορές μεγαλύτερη στα άτομα που το ένα τους γόνατο είχε χρόνια αστάθεια ΠΧΣ σε σχέση με άτομα της ομάδας ελέγχου της συγκεκριμένης μελέτης που δεν παρουσίαζαν αστάθεια στα γόνατα (Beynnon et al., 2002). Ο ΠΧΣ λειτουργεί και ως σταθεροποιητής στις έσω στροφές, κυρίως όταν η άρθρωση του γόνατος είναι σχεδόν σε πλήρη έκταση και μικρότερη των 30° (Domnick et al., 2016). Επιπροσθέτως λειτουργεί και ως σταθεροποιητής στις έξω στροφές, στην ραιβογονία και στην βλαισογονία του γόνατος.

Σε πτωματική μελέτη γονάτων συμπεριλαμβάνοντας το σύμπλεγμα μηρού-ΠΧΣ-κνήμης (FATC) των woo και συν. (1991) έδειξε πώς η μέγιστη τάση που αντέχει ο ΠΧΣ πριν προκληθεί η ρήξη του είναι 2160±157N και η σκληρότητα-δυσκαμψία (stiffness) του είναι 242±28 N/mm, δεδομένα που προκύπτουν από 27 ζεύγη άθικτων γονάτων πτωμάτων ηλικίας 22-35 ετών. Στην ίδια μελέτη παρατηρήθηκε μία αναλογική πτώση της αντοχής του τελικού φορτίου ΠΧΣ με την αύξηση της ηλικίας. Πιο συγκεκριμένα στην ηλικιακή ομάδα των 40-50 ετών καταγράφηκε πτώση στα 1503±83 N με σκληρότητα-δυσκαμψία (stiffness) 220±24N/mm και στην ηλικιακή ομάδα 60-97 ετών στα 658±129N με σκληρότητα 180±25N/mm.

Πολύ συχνά θίγεται και το ερώτημα ποιοι μύες συμβάλλουν καλύτερα στην αποτελεσματικότερη αποκατάσταση του ΠΧΣ και υπό ποιες γωνίες προκαλούν λιγότερες φορτίσεις. Η μυϊκή ενδυνάμωση των οπίσθιων μηριαίων συχνά συστήνεται ως μηχανισμός προστασίας για τον ΠΧΣ. Όμως, φαίνεται πως στην σχεδόν πλήρη έκταση του γόνατος συνεισφέρει μόνο στην απόσβεση των συμπίεστικών δυνάμεων του εδάφους αλλά δεν

συνεισφέρει προστατευτικό ρόλο στις προσθοπίσθιες δυνάμεις στην κνήμη. (Pandy & Shelburne 1997, Boden et al., 2010). Από την άλλη, σε γωνία κάμψης  $90^\circ$  οι οπίσθιοι μηριαίοι συμβάλλουν ενεργά στην παρεμπόδιση της κνήμης προς τα εμπρός λόγω των διατμητικών δυνάμεων των μυών που ασκούνται σε αυτήν (Domnick et al., 2016). Πολλές έρευνες αναφέρουν ότι στις γωνίες κάμψης του γόνατος  $15$  και  $30^\circ$  η ισομετρική σύσπαση του τετρακέφαλου μηριαίου φορτίζει έντονα τον ΠΧΣ αλλά στις γωνίες των  $60$  και  $90^\circ$  οι φορτίσεις μειώνονται (Takeda et al. 1994). Ο τετρακέφαλος μηριαίος φαίνεται να είναι η κινητήρια πρόσθια δύναμη που ασκείται στο γόνατο (Beynnon & Fleming 1998). Η μετα-ανάλυση των Kim και συν. (2016) έδειξε πως σε ρήξεις ΠΧΣ είναι δεδομένη η μείωση δύναμης των τετρακέφαλων μηριαίων και των οπίσθιων μηριαίων και αναλογικά οι τετρακέφαλοι μηριαίοι είχαν 3 φορές μικρότερη δύναμη από τους οπίσθιους μηριαίους.

Παλαιότερες μελέτες επίσης υποστηρίζουν πως παθητική κάμψη και έκταση όπως συνεχόμενη παθητική κάμψη των  $10^\circ$  έως την πλήρη κάμψη θεωρούνται ασφαλείς στην αποκατάσταση ύστερα από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Ενώ όταν πρόκειται για ενεργητική κάμψη και έκταση το εύρος κίνησης ορίζεται ανάμεσα στις  $50-100^\circ$  και ακολούθως όσον αφορά την ισομετρική σύσπαση του τετρακέφαλου μηριαίου εισηγήθηκαν να εκτελείται άνω των  $70^\circ$  αλλά δεν υπάρχει πρόβλημα να συσπασθεί με τους οπίσθιους μηριαίους ταυτόχρονα σε οποιαδήποτε γωνία εκτός αυτής της πλήρης έκτασης (Yasuda et al., 1987, Takeda et al., 1994). Έτσι προκύπτουν και οι κλινικές αξιολογήσεις του ΠΧΣ σε εύρος κίνησης των  $15-30^\circ$  κοντά στην πλήρη έκταση λόγω της συχνής καταγραφής πρόσθιας ολίσθησης της κνήμης έναντι του μηρού. Άρα παρατηρείται μια φόρτιση του ΠΧΣ στην σχεδόν πλήρη έκταση  $15-30^\circ$  με σταδιακή μείωση μέχρι τις  $90-100^\circ$  στις περισσότερες μελέτες.

Λίγες έρευνες έχουν εστιάσει στην λειτουργία του ΠΧΣ σε γωνίες κάμψης μεγαλύτερες των  $120^\circ$ . Στην *in vitro* μελέτη των Li και συν. (2004) μελέτησαν τις μυϊκές φορτίσεις *in situ* δυνάμεις που ασκούνται στον ΠΧΣ και στον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο. Δεκαοκτώ φρέσκα κατεψυγμένα δείγματα ανθρώπινου γόνατος δοκιμάστηκαν σε ένα ρομποτικό σύστημα δοκιμών από πλήρη έκταση έως  $150^\circ$  κάμψης σε απόκριση στους τετρακέφαλους μηριαίους (400 N), οπίσθιους μηριαίους (200 N) και συνδυαστικά των τετρακέφαλων και των οπίσθιων μηριαίων (400N/200N). Οι *in situ* δυνάμεις στον ACL και τον PCL

μετρήθηκαν χρησιμοποιώντας την αρχή της υπέρθεσης. Εμείς όμως θα παρουσιάσουμε όμως αποκλειστικά μόνο τις τιμές που παρατήρησαν οι ερευνητές της συγκεκριμένης μελέτης στον ΠΧΣ που αποτελεί και αντικείμενο της παρούσας εργασίας. Εντοπίστηκε ακολούθως μεγαλύτερη τάση στον ΠΧΣ στις 30° κάμψης με τιμές  $71,7 \pm 27,9\text{N}$  από τους τετρακέφαλους μηριαίους  $52,3 \pm 24,4\text{N}$  σε συνδυασμό τετρακέφαλων και οπίσθιων μηριαίων και  $32,3 \pm 20,9\text{N}$  στους οπίσθιους μηριαίους. Στις 150° κάμψης όμως παρατηρήθηκαν πολύ μικρότερες τιμές και πιο συγκεκριμένα 30N περίπου από τους τετρακέφαλους και 20N μεμονωμένα από τους οπίσθιους μηριαίους, αλλά και συνδυαστικά. Έτσι η μελέτη αυτή δείχνει να υπάρχουν λιγότερες φορτίσεις στον ΠΧΣ στις μεγαλύτερες γωνίες κάμψης του γόνατος.

### 2.3.5 Παράγοντες κινδύνου του γυναικείου φύλου

Οι πιο συνηθισμένες καταγραφές ρήξεων ΠΧΣ συναντάται σε τραυματισμούς που δεν εμπλέκουν σύγκρουση και παρατηρείται έντονα σε γυναίκες αθλήτριες σε αθλήματα υψηλού ρίσκου όπως καλαθοσφαίριση, ποδοσφαίριση και πετοσφαίριση οι οποίες διατρέχουν διπλάσιο έως και οχταπλάσιο ποσοστό κινδύνου τραυματισμού ΠΧΣ σε σχέση με τους άνδρες στα αντίστοιχα αθλήματα (Boden et al. 2010). Σε αυτό συμβάλλουν η δυναμική βλαισογονία (Renstrom et al., 2008), η γενική χαλαρότητα των αρθρώσεων (Uhorchak et al., 2003), η ανατομικά ευρύτερη πύελος και μεγαλύτερη γωνία- $q$  (Horton & Hall 1989), το ορμονικό προφίλ των γυναικών (Griffin et al., 2000) και ίσως ο μικρότερος μηριαίος μεσοκονδύλιος βόθρος (intercondylar notch) που ίσως εσωκλείει και μικρότερο σε μέγεθος ΠΧΣ. Όμως το θέμα αυτό εγείρει πολλές διαφωνίες στο συγκεκριμένο περιοδικό: «The female ACL: Why is it more prone to injury? (2016)». Επιπροσθέτως μεγάλη σημασία παίζει και ο νευρομυϊκός συντονισμός, η μελέτη των Huston και Wojtys (1996), έδειξε οι αθλήτριες συγκριτικά με τους άνδρες αθλητές, χρειάστηκαν πολύ περισσότερο χρόνο για να δημιουργήσουν τη μέγιστη ροπή των οπίσθιων μηριαίων κατά τη διάρκεια ισοκινητικών δοκιμών.



### 2.3.6 Σχέση κόπωσης και χαλαρότητας Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου

Αρχικά τι εννοούμε με τον όρο κόπωση; Η κόπωση μπορεί να οριστεί ως η μείωση της ικανότητας ενός μυός να παράγει δύναμη ή ισχύ μέσω της άσκησης (Enoka & Duchateau, 2008, Barber-Westin et al., 2017 Bourne et al., 2019). Ακολούθως, όταν ένα έργο περιλαμβάνει την διατήρηση μιας μέγιστης συστολής, η κόπωση ποσοτικοποιείται με τη μείωση της απόδοσης. Ωστόσο, όταν το έργο περιλαμβάνει υπομέγιστες συστολές όπως συμβαίνει στις περισσότερες αθλητικές δραστηριότητες, η έναρξη της κόπωσης μπορεί να μην περιορίσει την ικανότητα εκτέλεσης του έργου αυτού (Bourne et al., 2019). Ένας άλλος ορισμός της κόπωσης είναι μείωση των προ-αγωνιστικών/αρχικών φυσιολογικών ψυχολογικών και λειτουργιών του αθλητή ή ενός ασκούμενου που παρατηρείται με την μείωση της απόδοσης (Allen et al., 2008, Benjaminse et al., 2019). Ακολούθως θα παραθέσουμε έρευνες που έχουν συσχετίσει την κόπωση με την χαλαρότητα του ΠΧΣ, ωστόσο, οφείλουμε να είμαστε προσεκτικοί στην ερμηνεία των αποτελεσμάτων αυτών καθώς η κόπωση αποτελεί μέχρι και σήμερα ένα πρόβλημα ακριβής προσδιόρισης και ποσοτικοποίησης μέσα από τις διάφορες έρευνες.

Έχουν βρεθεί στατιστικά σημαντικές αυξήσεις στη πρόσθιο-οπίσθια χαλάρωση του ΠΧΣ με τη χρήση του οργάνου μέτρησης Stryker σε 20 μοίρες κάμψης του γόνατος υπό πίεση 133N. Τα ποσοστά αυτά χαλάρωσης ανήλθαν σε 18% έως 20% σε παίκτες μπάσκετ κολεγίου μετά από 90 λεπτά άσκησης και σε δρομείς αναψυχής (όχι υψηλού επιπέδου) μετά από έναν αγώνα 10 χιλιομέτρων, ενώ δεν βρέθηκαν σημαντικές αυξήσεις σε αθλητές Powerlifting (στην άσκηση των καθισμάτων επί 1,6 φορές τη σωματική τους μάζα) και σε ανθρώπους με καθιστική ζωή (Steiner et al., 1986). Στην έρευνα των Wojtys και συν. (1996) βρέθηκε μέση πρόσθιο-οπίσθια χαλάρωση ΠΧΣ 32,5% και συμπέραναν ότι η ισοκινητική άσκηση στο σημείο της κόπωσης (50%) των τετρακέφαλων και των οπίσθιων μηριαίων μυών συσχετίζεται με την αύξηση στην χαλαρότητα του ΠΧΣ και στην μείωση του χρόνου αντίδρασης, αλλά δεν αλλάζει η σειρά επιστράτευσης-ενεργοποίησης των μυών κατά την προσπάθεια. Μετά από 20 λεπτά τρέξιμο με ταχύτητα 7 χλμ/ώρα, η πρόσθια χαλάρωση στα 133 N αυξήθηκε κατά ένα τρίτο (Nawata et al., 1999).

Σε μια νεότερη μελέτη παρατηρήθηκαν μεγαλύτερες αλλαγές στην χαλαρότητα του γόνατος κατά τη διάρκεια μιας παρατεταμένης διαλλειματικής άσκησης οι οποίες

σχετίζονται με βιομηχανικά υψηλότερο ρίσκο προσγείωσης. Στη συνέχεια, μεγαλύτερο ρίσκο διαθέτουν τα άτομα που έχουν ήδη μια αρχική χαλάρωση στο γόνατο και παρατηρήθηκε πιο έντονα σε γυναίκες συγκριτικά με άνδρες, οι οποίες εμφανίζουν πιο συχνά το φαινόμενο της δυναμικής βλαιογονίας . Ως εκ τούτου, αυτές οι αυξήσεις πιστεύεται ότι οφείλονται κυρίως σε ιξωδοελαστικές ιδιότητες των δομών που απαρτίζουν τις αρθρώσεις παρά στη μυϊκή κόπωση (Shultz 2015). Στην πρόσφατη μετα-ανάλυση και συστηματική ανασκόπηση των Benjaminse και συν. (2019) υποστηρίζεται πως η προπόνηση για την καταπολέμηση της κόπωσης ή η ειδική προπόνηση σε συνθήκες κόπωσης είναι μια υποτιμημένη πτυχή των προγραμμάτων πρόληψης δεδομένου ότι η παρουσία κόπωσης σε συνδυασμό με τον προπονητικό όγκο και την αερόβια φυσική κατάσταση του ασκούμενου μπορεί να διαδραματίσουν κρίσιμο ρόλο στην εμφάνιση τραυματισμού ΠΧΣ. Λαμβάνοντας υπόψη τον μικρό αριθμό μεταβλητών που εξετάζονται σε διάφορες έρευνες μετά την κόπωση, τίθεται το ερώτημα εάν τα παρόντα πρωτόκολλα κόπωσης είναι τόσο απλοποιημένα και εξειδικευμένα εργαστηριακά σε βαθμό που δεν ανταποκρίνονται με τις πραγματικές συνθήκες που θα υποβληθεί ένας αθλητής ή ασκούμενος.

### 2.3.7 Σχέση εμμηνου ρύσεως και χαλαρότητας Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου

Είναι γνωστό πως οι γυναίκες αθλήτριες διατρέχουν 4 έως 6 φορές αυξημένο κίνδυνο τραυματισμού ΠΧΣ συγκριτικά με τους άνδρες και ίσως το ορμονικό προφίλ των γυναικών να συμβάλλει στην χαλαρότητα του ΠΧΣ (Zazulak et al., 2012). Επιπροσθέτως στην συστηματική αυτή ανασκόπηση των Zazulak και συν. (2012) 6 από τις 9 δεν βρήκαν κάποια συσχέτιση του καταμήνιου κύκλου με την χαλαρότητα του ΠΧΣ και οι υπόλοιπες 3 που βρήκαν σημαντική συσχέτιση ταυτίστηκαν με την ωοθυλακική φάση, δηλαδή τις πρώτες 14 μέρες του καταμήνιου κύκλου. Σύμφωνα με τους Deie και συν. (2002), η πρόσθια μετατόπιση στα 89 N με το αρθρόμετρο KT-2000 διέφερε μεταξύ του ωοθυλακικής και της ωορρηκτικής φάσης και μεταξύ της ωοθυλακικής και της ωχρινικής φάσης, οπότε οι ερευνητές καταλήγουν ότι η συγκέντρωση των ορμονών επηρεάζει ίσως την χαλαρότητα του ΠΧΣ. Επιπλέον η σκληρότητα του τένοντα φαίνεται να είναι χαμηλότερη στις γυναίκες σε σχέση με τους άνδρες σε μια ισομετρική κίνηση, λόγω οιστρογόνων (Hansen & Kjaer, 2016). Υπάρχουν διαφορές του φύλου στις βιομηχανικές ιδιότητες των τενόντων και των συνδέσμων Σε μία πρόσφατη ανασκόπηση και μετα-ανάλυση των Somerson και συν. (2019) δεκαεννέα μελέτες που εξετάζουν την χαλάρωση στο γόνατο με 573 άτομα έδειξαν μέση αύξηση της χαλαρότητας (και τυπική απόκλιση)  $0,40 \pm 0,29$ mm στη φάση της ωορρηξίας σε σύγκριση με την ωοθυλακική φάση και μέση αύξηση της χαλαρότητας  $0,21 \pm 0,21$ mm στη ωχρινή φάση σε σύγκριση με την ωοθυλακική φάση, αλλά δεν σχετίστηκε η ρήξη του ΠΧΣ με τις περιόδους αυξημένης χαλαρότητας στο γόνατο. Στην μελέτη των Shultz και συν. (2004) στις γυναίκες μόνο η χαλαρότητα του γόνατος λόγω των σεξουαλικών ορμονών ανήλθε σε 8% και διαπιστώνουν πως όντως συμβαίνουν αλλαγές κατά τη διάρκεια του εμμηνορυσιακού κύκλου, αλλά η μεταβλητότητα μεταξύ των γυναικών είναι μεγάλη, γεγονός που τη καθιστά ερευνητικά δύσκολη να γενικευτεί.

#### **2.4.1 Κλινικά τεστ**

Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως υπάρχουν πολλά κλινικά τεστ που να αξιολογούν τον τραυματισμό του γόνατος. Στην παρούσα εργασία θα ασχοληθούμε με πέντε κλινικά τεστ, τα οποία είναι το Lachman test, το Anterior drawer test, το Pivot shift test και το όργανο μέτρησης KT-1000.

#### **2.4.2 Δοκιμασία Lachman-Νούλης test**

Το Lachman test πραγματοποιείται με την άρθρωση του γόνατος σε 10 έως 20 μοίρες κάμψης και τον δοκιμαζόμενο σε ύπτια θέση. Το τεστ είναι θετικό μόλις παρατηρηθεί ότι η κνήμη υποχωρεί προς τα εμπρός (πρόσθια μετατόπισης της κνήμης σε σχέση με το υγιές) . (Katz et al., 1986). Επιπλέον η σοβαρότητα του τραυματισμού χωρίζεται σε 3 βαθμούς. Αναλυτικότερα ο πρώτος βαθμός είναι όταν η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης είναι από 1 έως 5 mm , ενώ από 6 έως 10 mm είναι ο δεύτερος βαθμός. Ο τρίτος βαθμός είναι όταν η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης είναι πάνω από 10 mm. (Bronstein et al., 2017). Η κάμψη έχει αποδειχθεί ότι είναι το πιο αξιόπιστο τεστ για την διάγνωση του τραυματισμού του πρόσθιου χιαστού στην οξεία φάση (Tanaka et al., 2017).

### **2.4.3 Δοκιμασία Anterior drawer test (Πρόσθιο συρταροειδές σημείο)**

Σε αυτό το τεστ το γόνατο κάμπτεται μεταξύ 60 και 90 μοίρες. Η αύξηση της της μετατόπισης της κνήμης προς τα εμπρός με το πόδι σε ουδέτερη θέση δείχνει μια θετική δοκιμή πρόσθιας ολίσθησης της κνήμης. Η σοβαρότητα βαθμολογείται σε κλίμακα από 1 έως 3, ανάλογα με το ποσό της μετατόπισης. Βαθμός 1 (5mm), βαθμός 2 (5 έως 10 mm) και ο 3ος βαθμός ( μεγαλύτερη από 1 cm). Στη συνέχεια εκτελείται με το πόδι σε 15 ° έξω στροφής. Εάν το μεσαίο κνημιαίο κύρτωμα υποχωρήσει προς τα εμπρός σε σύγκριση με το πλευρικό κνημιαίο οροπέδιο, θα υποδηλώνει τέντωμα των μεσαίων ιστών. Μετέπειτα το πόδι τοποθετείται 30 ° έσω στροφής. Υπερβολική προώθηση της κίνησης του πλευρικού κνημιαίου οροπεδίου, ως πρόσθιο συρτάρι εκτελείται σε αυτήν τη θέση, θα σήμαινε χαλάρωση του αυτές τις δομές. (Jerald et al., 1986).

#### **2.4.4 Δοκιμασία Pivot shift test**

Ο έλεγχος του τεστ γίνεται με το γόνατο του ασθενή στις 90 μοίρες κάμψη. Στην αρχή ο εξεταστής κάνει έσω στροφή στην κνήμη και βλαισότητα στο γόνατο καθώς αρχίζει να εκτείνει στις 25 με 30 μοίρες. Ο έλεγχος για το ένα υπάρχει ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου είναι μόλις εμφανιστεί μια προστριβή μεταξύ μηριαίου και κνήμης (Ayeni et al., 2012, Tanaka et al., 2012).

#### 2.4.5 Αξιοπιστία οργάνου μέτρησης του αρθρόμετρου KT-1000

Αποτελεί κλινική, αλλά και ερευνητική η ανάγκη για ποσοτικοποίηση της μετατόπισης της μηροκνημιαίας άρθρωσης ως αποτέλεσμα εφαρμογής δυνάμεων διαφορετικών κατευθύνσεων. Πολλοί επαγγελματίες στον χώρο της υγείας αναζητούν έναν περαιτέρω αντικειμενικό τρόπο αξιολόγησης της άρθρωσης του γόνατος, εκτός της κλινικής που απαιτεί υποκειμενική εμπειρία. Έχουν γίνει αρκετές έρευνες για να ελέγξουν την εγκυρότητα και την αξιοπιστία του αρθρόμετρου KT-1000 (MEDmetric Cooperation, San Diego, CA, USA).

Η διαδικασία μέτρησης περιλαμβάνει τον δοκιμαζόμενο σε ύπτια κατάκλιση και ύστερα την τοποθέτηση KT-1000 επί της κνήμης όπου και προσδένεται και ακολούθως τοποθετεί ο εξεταστής την ειδική πλάκα στο κνημιαίο κύρτωμα του ποδιού, ενώ αυτό βρίσκεται σε κάμψη 30° με τη χρήση μιας βάσης ανύψωσης 11 εκατοστών η οποία τοποθετείται οπίσθια στο τέλος του μηρού έχοντας παράλληλα μια βάση τοποθέτησης της πτέρνας σε ελαφριά έξω στροφή 10-15° (Arneja & Leith 2009, Collette et al., 2012) (**Εικόνα 11**). Το πόδι είναι πολύ σημαντικό να βρίσκεται σε πλήρη μυϊκή χαλάρωση. Στη συνέχεια, μετρίεται η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης επί του μηρού σε χιλιοστά (mm) με τη βοήθεια του εξεταστή τραβώντας από την λαβή του οργάνου. Η αξιολόγηση προκύπτει αφαιρώντας την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης σε χιλιοστά από εκείνην του υγιές γόνατος. Οι δυνάμεις που ασκούνται για την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης είναι 67, 89 και 133-134 Newtons, ισοδυναμώντας σε 6,8 , 9 και 13,5 kg αντίστοιχα. Βιβλιογραφικά, στα 89 N εάν η διαφορά που προκύπτει στις μετρήσεις στα δύο γόνατα είναι 3 mm και άνω τότε φαίνεται να υπάρχει κάποιου βαθμού ρήξη του ΠΧΣ του πάσχοντος γόνατος (Anderson et al. 1992, Jonnson et al., 1993, Goodwillie et al., 2017).

Πολλοί ερευνητές χρησιμοποιούν το όργανο μέτρησης KT-1000 ως διαγνωστικό μέσο για τη χαλαρότητα του γόνατος και τα ευρήματά τους είναι αποδεκτά από την επιστημονική κοινότητα. Για παράδειγμα, οι Goodwillie και συν. (2017) στην μελέτη σειράς σε δείγμα που είχε υποβληθεί σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ συμπέραναν πως χαλαρότητα του γόνατος μετρούμενη με το όργανο KT-1000 μεγαλύτερη των 5 mm δεν συμβάλλει απαραίτητα σε χειρότερα κλινικά σκορ ή σε μελλοντικές επιπρόσθετες χειρουργικές επεμβάσεις. Οι Struwer και συν. 2012 έδειξαν πως το 20% των ασθενών εμφάνισαν οστεοαρθρίτιδα η



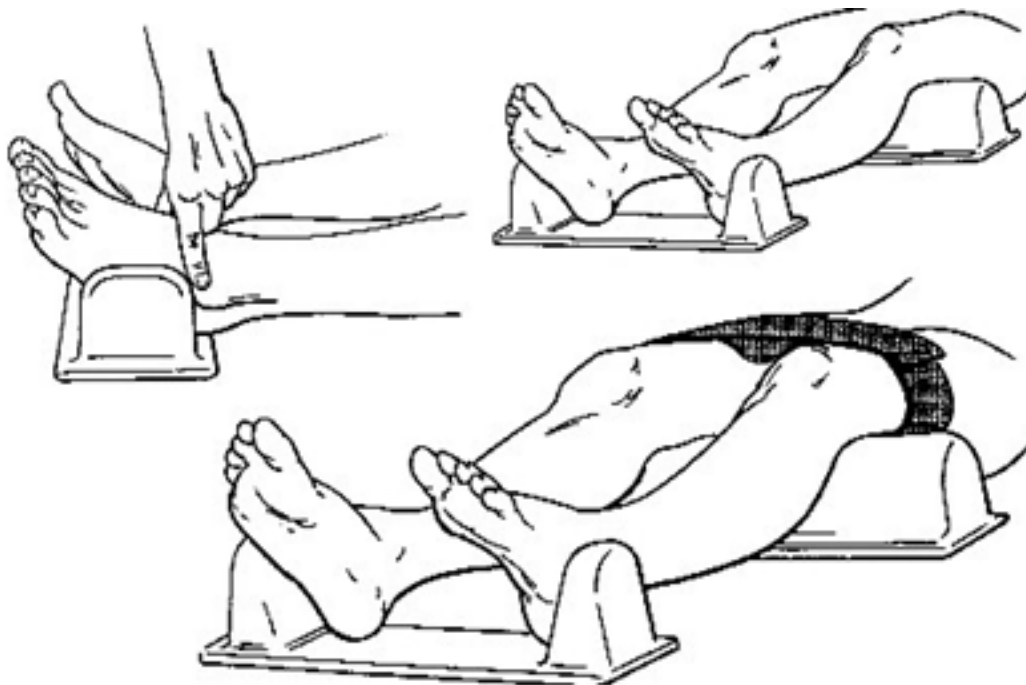
οποία συσχετίστηκε σημαντικά με αυξημένη πρόσθια χαλάρωση του γόνατος κατά τη μακροχρόνια παρακολούθηση με το όργανο μέτρησης KT-1000.

Οι Highgenboten και συν. (1992) στην προσπάθειά τους να ελέγξουν την αξιοπιστία του οργάνου μέτρησης KT-1000 σε 68 ασθενείς που είχαν διαγνωσθεί με ρήξη ΠΧΣ, έδειξαν σημαντική αύξηση χαλαρότητας όταν οι ασθενείς ήταν σε αναισθητη κατάσταση (δηλαδή δεν υπήρχε μυϊκή ενεργοποίηση των οπίσθιων μηριαίων για να εμποδίζουν ενεργητικά την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης) και μια ανάλογη σχέση αύξησης της δύναμης που ασκείται μέσω του KT-1000 με αύξηση στην πρόσθια μετατόπιση της κνήμης. Πιο συγκεκριμένα, η τιμή της μετατόπισης ήταν άνω των 2 mm υπό δύναμη έλξης 133 Newtons με τη χρήση του KT-1000. Σημαντικό είναι να βεβαιώνεται ο εξεταστής πως ο εξεταζόμενος είναι χαλαρός και δεν ενεργοποιεί τους οπίσθιους μηριαίους γεγονός που θα προκαλέσει λανθασμένη ένδειξη στο όργανο μέτρησης. Φαίνεται λοιπόν πως το KT-1000 έχει κάποιες αποκλίσεις αναλόγως με την εμπειρία των εξεταστών λόγω ότι ο χειρισμός του είναι χειροκίνητος σε αντίθεση με το αρθρόμετρο GNRB που είναι αυτοματοποιημένος και φαίνεται να μην υπόκειται στην εμπειρία του εξεταστή (Robert et al., 2009, Tanaka et al. 2017). Από την άλλη, η μελέτη των Holt & Fairclough (1995) υποστηρίζει πως το KT-1000 έχει σημαντικό ενσωματωμένο σφάλμα (significant in-built error) το οποίο δεν ήταν σταθερό. Μια άλλη μελέτη των Huber και συν. (1997) έδειξε μέτρια αξιοπιστία του οργάνου σε ρήξη οπίσθιου χιαστού συνδέσμου. Το αρθρόμετρο Rolimeter είναι τόσο αξιόπιστο όσο το KT-1000. Προσφέρει μια έγκυρη μέθοδο για τη μέτρηση της προσθιοπίσθιας κίνησης της κνήμης στο γόνατο. Μεγαλύτερη ακρίβεια επιτεύχθηκε στις 20 ° κάμψης για το αρθρομέτρο KT-1000 και στις 80° κάμψης για το Rolimeter (Schuster et al., 2004)

Συμπερασματικά, το όργανο μέτρησης έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως στη βιβλιογραφία κυρίως για την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης και ρήξη ΠΧΣ, όμως φαίνεται να έχει περισσότερη ακρίβεια όταν χρησιμοποιείται από έμπειρο εξεταστή, οπότε συστήνεται περισσότερο ως βοηθητικό διαγνωστικό μέσο.



**Εικόνα 10** Τοποθέτηση αρθρόμετρου KT-1000 επί της κνήμης.



**Εικόνα 11** Απεικόνιση ορθής τοποθέτησης των κάτω άκρων με τη χρήση μιας βάσης ανύψωσης 11 εκατοστών η οποία τοποθετείται οπίσθια στο τέλος του μηρού έχοντας παράλληλα μια βάση τοποθέτησης της πτέρνας σε ελαφριά έξω στροφή 10-15°.

**Πηγή:**Reference, Maintenance & User's Guide-  
[http://www.drstorm.dk/Instruks\\_for\\_laeger/knae/KTMANUAL.DOC](http://www.drstorm.dk/Instruks_for_laeger/knae/KTMANUAL.DOC)

### III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

#### 3.1 Δείγμα

Το δείγμα περιλαμβάνει 1 ομάδα 23 εθελοντών αθλητών αναψυχής, εκ των οποίων οι 13 ήταν άνδρες και 10 γυναίκες, ηλικίας 20-29 ετών χωρίς ιστορικό κάκωσης των γονάτων ή χρόνιου μυοσκελετικού άλγους ή οποιουδήποτε προβλήματος υγείας που γνωρίζουν και αναφέρουν οι ίδιοι. Οι άνδρες (n=13) αποτελούν το 56.5% του δείγματος και οι γυναίκες (n=10) το 43,5% (Πίνακας 2).

Μεικτό δείγμα (N=23)				
	Ύψος (cm)	Σωματική μάζα (kg)	Ηλικία (έτη)	Δείκτης Μάζας Σώματος (ΔΜΣ)
Μέσος όρος	172,39	74,15	22,6	24,81
Τυπική απόκλιση	8,12	13,49	2	3,21
Μέγιστο	187	95	29	31,1
Ελάχιστο	158	54	20	19,43

**Πίνακας 2** Περιγραφικά δεδομένα των δοκιμαζόμενων συμπεριλαμβάνοντας ύψος, σωματική μάζα, ηλικία και Δείκτη Μάζα Σώματος (ΔΜΣ).

### 3.2 Σχεδιασμός

Οι δοκιμαζόμενοι ενημερώθηκαν για την διαδικασία της έρευνας και υπέγραψαν γραπτή συγκατάθεση ότι συμφωνούν να λάβουν μέρος. Καταγράφηκαν το ύψος, το βάρος, και ο δείκτης μάζας σώματος (BMI). Όλοι οι δοκιμαζόμενοι αφού κάθισαν σε θέση ηρεμίας για 5 λεπτά όπου μετρήθηκε η καρδιακή συχνότητα ηρεμίας, υποβλήθηκαν προ και μετά της παρέμβασης σε αμφοτερόπλευρη αρθρομετρική μελέτη του γόνατος σε ύπτια κατάκλιση με την συσκευή KT-1000 με την οποία μετράται με ακρίβεια η πρόσθια παρεκτόπιση της κνήμης υπό μέγιστο φορτίο (manual maximum anterior translation). Με την συσκευή αυτή οι ασθενείς υποβλήθηκαν στη δοκιμασία Lachman- Noulis σε κάμψη 30° του κάτω άκρου με τη χρήση μιας βάσης ανύψωσης 11 εκατοστών η οποία τοποθετείται οπίσθια στο τέλος του μηρού έχοντας παράλληλα μια βάση τοποθέτησης της πτέρνας σε ελαφριά έξω στροφή 10-15° (**Εικόνα 11**) και αυτομάτως καταγράφηκε η μέγιστη πρόσθια μετατόπιση της κνήμης. Διαφορά άνω των 5mm μεταξύ των γονάτων είναι ενδεικτική ρήξης του ΠΧΣ. Ακολούθως όλοι οι συμμετέχοντες υποβλήθηκαν σε δοκιμασία κόπωσης σε διάδρομο με συνεχή καταγραφή των ζωτικών σημείων τους.

Οι εξεταζόμενοι δεν θα πρέπει να έχουν ασκηθεί σε βαθμό κόπωσης τουλάχιστον 72 ώρες από την συμμετοχή τους ή να έχουν πάρει φάρμακα ή τρόφιμα που επηρεάζουν την καρδιακή λειτουργία. Η διαδικασία κόπωσης πραγματοποιήθηκε με την χρήση επαγγελματικού διαδρόμου Tecnhogym Ιταλίας όπου θα πραγματοποιηθεί διαδικασία αερόβιας κόπωσης σύμφωνα με το πρωτόκολλο Gerkin. Αυτή η δοκιμασία χρησιμοποιείται από τη Διεθνή Ένωση Πυροσβεστών στις Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής για την αξιολόγηση του επιπέδου φυσικής κατάστασης. Το πρωτόκολλο ξεκινά με περίοδο προθέρμανσης 3 λεπτών με ταχύτητα 3,5 mph. Μετά την προθέρμανση, η ταχύτητα του διαδρόμου αυξάνεται 4,5 mph. Η ταχύτητα (0,5 mph) και η κλίση (2%) στη συνέχεια αυξάνονται εναλλάξ κάθε 60 δευτερόλεπτα έως ότου ο δοκιμαζόμενος φτάνει στην εξάντληση όπως φαίνεται πιο αναλυτικά στον **Πίνακα 3**. Άμεσα μετά το πέρας της δοκιμασίας κόπωσης έγινε εκ νέου καταγραφή της πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης με τον ίδιο τρόπο όπως προηγουμένως, και στα δύο γόνατα.

Σε κάθε εξεταζόμενο τοποθετήθηκαν : α) στο θώρακα η συσκευή Polar β) στο ΔΕ βραχίονα η περιχειρίδα του ηλεκτρονικού πιεσομέτρου και γ) στον ΔΕ αντίχειρα το οξύμετρο για

την καταγραφή των ζωτικών σημείων για λόγους ασφάλειας. Καταγράφηκαν σε κάθε στάδιο η καρδιακή συχνότητα και η αρτηριακή πίεση. Για την δυσφορία δεν χρησιμοποιήθηκε κάποια κλίμακα δείκτη αντίληψης υποκειμενικής κόπωσης, αλλά παρήχθη προφορική επικοινωνία και ενθάρρυνση από τους ερευνητές για την εξασφάλιση της μέγιστης προσπάθειας από τους δοκιμαζόμενους. Η άσκηση τερματίζεται εάν αναφερθεί οποιαδήποτε δυσφορία ή εάν η καρδιακή συχνότητα υπερβεί την μέγιστη επιτρεπόμενη για την ηλικία του δοκιμαζόμενου (220-ηλικία) για πάμω από 15 δευτερόλεπτα. Η διάρκεια της κόπωσης ήταν έως 15 λεπτά, ενώ οι εξεταζόμενοι ήταν παρόντες στον χώρο εξέτασης για χρόνο περίπου 30 λεπτών. Η έρευνα πραγματοποιήθηκε σε ειδικό χώρο στο νοσοκομείο Metropolitan General μετά από έγκριση και της επιστημονικής επιτροπής του νοσοκομείου. Η διάθεση του χώρου και των υλικών ήταν δωρεάν.

Στάδιο	Χρόνος (λεπτά)	Ταχύτητα (Mph)	Ταχύτητα (Km/h)	Κλίση (%)	METS
<b>0 (προθέρμανση)</b>	3	3.5	5.6327	0	3.7
<b>1</b>	1	4.5	7.24205	0	4.4
<b>2</b>	1	4.5	7.24205	2	5.7
<b>3</b>	1	5	8.04672	2	6.2
<b>4</b>	1	5	8.04672	4	7.6
<b>5</b>	1	5.5	8.85139	4	8.2
<b>6</b>	1	5.5	8.85139	6	9.8
<b>7</b>	1	6	9.65606	6	10.6
<b>8</b>	1	6	9.65606	8	12.2
<b>9</b>	1	6.5	10.4607	8	13.1
<b>10</b>	1	6.5	10.4607	10	14.9
<b>11</b>	1	7	11.2654	10	16.0
<b>12</b>	1	7	11.2654	12	17.9
<b>13</b>	1	7.5	12.0701	12	19.2
<b>14</b>	1	7.5	12.0701	14	21.2
<b>Αποκατάσταση</b>	3	3.5	5.6327	0	3.7

**Πίνακας 3** Το πρωτόκολλο Gerkin που χρησιμοποιήθηκε στην έρευνα αυτή.

**Πηγές:** Mier & Gibson (2004), Tierney et al (2010).

### 3.3 Όργανα μέτρησης

1. Δαπιδοεργόμετρο Tecnhogym Ιταλίας.
2. Αρθρόμετρο KT-1000 (MEDmetric Corp, San Diego, CA, USA)
3. Καρδιοσυχνόμετρο Polar Φινλανδίας.



## IV. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

### 4.1 Χαλαρότητα ΠΧΣ – αποτελέσματα μεικτό δείγμα

Οι δοκιμαζόμενοι (n=23) τερμάτισαν στο δαπεδοεργόμετρο λόγω κόπωσης κατά μέσο όρο στο στάδιο  $8,5 \pm 1,6$  σύμφωνα με το πρωτόκολλο Gerkin, όπου κάθε στάδιο διαρκεί ένα λεπτό και η προθέρμανση/αποθεραπεία 3 λεπτά όπως φαίνεται αναλυτικότερα στο πρωτόκολλο Gerkin στον **Πίνακα 3**. Οπότε κατά μέσο όρο οι δοκιμαζόμενοι (n=23) ασκήθηκαν καθαρά  $8,5 \pm 1,6$  λεπτά χωρίς τη προθέρμανση και την αποθεραπεία. Το ελάχιστο και το μέγιστο στάδιο που επιτεύχθηκαν ήταν 6 και 13 αντίστοιχα (**Πίνακας 4**).

Για το μεικτό δείγμα n=23 ανδρών και γυναικών βρέθηκε στατιστικά σημαντική χαλάρωση του ΠΧΣ με τη χρήση του αρθρόμετρου KT-1000 ύστερα από το πρωτόκολλο κόπωσης Gerkin. Αναλυτικά, για το δεξί πόδι η μέση τιμή διαφοράς χαλάρωσης ήταν  $-2.63 \pm 1.09$  mm, [95% διάστημα εμπιστοσύνης (CI),  $-2.15$  έως  $-3.10$ ;  $p=.000$ ] και για το αριστερό πόδι η μέση τιμή διαφοράς χαλάρωσης ήταν  $-2.56 \pm 1.13$  mm [95% διάστημα εμπιστοσύνης (CI),  $-2.07$  έως  $-3.05$ ;  $p=.000$ ] σύμφωνα με τη ανάλυση t-test κατά ζεύγη (**Πίνακας 10**).

Υπολογίσαμε τη μέση ποσοστιαία αύξηση της διαφοράς της χαλαρότητας του ΠΧΣ σύμφωνα με την εξής σχέση: [(μέση τιμή χαλάρωσης σε mm μετά την παρέμβαση- μέση τιμή χαλάρωσης σε mm πριν την παρέμβαση) / την μέση τιμή χαλάρωσης σε mm πριν την παρέμβαση]. Η μέση ποσοστιαία αύξηση της διαφοράς μετά την παρέμβαση της άσκησης του δεξιού και αριστερού ποδιού ανέρχονται στο 45.6% και 45.1% αντίστοιχα.

Αναλυτικότερα, οι μέσες τιμές χαλάρωσης του ΠΧΣ πριν και μετά την κόπωση για το δεξί πόδι πριν και μετά αντίστοιχα είναι οι εξής:  $5.76 \pm 1.10$ mm και  $8.39 \pm 1.65$ mm. Ακολούθως για το αριστερό πόδι πριν και μετά αντίστοιχα ήταν:  $5.67 \pm 1.06$ mm και  $8.23 \pm 1.56$ mm (**Πίνακας 14**).

## 4.2 Χαλαρότητα ΠΧΣ – αποτελέσματα με βάση το φύλο

Εξετάζοντας τις τιμές μετρήσεων χαλαρότητας του ΠΧΣ στο δεξί και αριστερό πόδι ανδρών (n=13) και γυναικών (n=10) ξεχωριστά, βρέθηκαν οι ακόλουθες μετρήσεις (**Πίνακας 14**): Η μέση τιμή χαλαρότητας του ΠΧΣ για το δεξί πόδι πριν την άσκηση στους άνδρες ήταν  $5.23 \pm 0.92 \text{mm}$  και για τις γυναίκες  $6.45 \pm 0.95 \text{mm}$ , ενώ για το αριστερό πόδι πριν την άσκηση ήταν  $5.15 \pm 0.94 \text{mm}$  στους άνδρες και  $6.35 \pm 0.81 \text{mm}$  στις γυναίκες. Στη συνέχεια, Η μέση τιμή χαλαρότητας του ΠΧΣ για το δεξί πόδι μετά την άσκηση στους άνδρες ήταν  $7.8 \pm 1.54 \text{mm}$  και για τις γυναίκες  $9.15 \pm 1.52 \text{mm}$ , ενώ για το αριστερό πόδι μετά την άσκηση ήταν  $7.69 \pm 1.56 \text{mm}$  στους άνδρες και  $8.95 \pm 1.32 \text{mm}$  στις γυναίκες.

Υπολογίσαμε πάλι με τον ίδιο τρόπο τη μέση ποσοστιαία αύξηση της διαφοράς της χαλαρότητας του ΠΧΣ σύμφωνα με τη σχέση: [(μέση τιμή χαλάρωσης σε mm μετά την παρέμβαση- μέση τιμή χαλάρωσης σε mm πριν την παρέμβαση)/την μέση τιμή χαλάρωσης σε mm πριν την παρέμβαση]. Σύμφωνα με την παραπάνω σχέση βρήκαμε 49% μέση αύξηση στο δεξί και αριστερό πόδι των ανδρών με μέση τιμή διαφοράς (τελικής μέτρησης – αρχικής μέτρησης σε mm) 2.57mm για το δεξί πόδι και 2.54mm για το αριστερό. Στις γυναίκες βρήκαμε 42% μέση ποσοστιαία αύξηση σε mm στο δεξί πόδι των γυναικών με μέση τιμή διαφοράς 2.7mm και στο αριστερό βρήκαμε 41% μέση ποσοστιαία αύξηση με μέση τιμή διαφοράς 2.6mm.

Έλεγχος της ομοιογένειας της διασποράς μεταξύ των συγκρινόμενων δειγμάτων (Levene's test) για τις τιμές χαλαρότητας του ΠΧΣ για το δεξί και αριστερό πόδι πριν και μετά την άσκηση, έδειξε ότι οι *F*-τιμές του Levene test δεν είναι στατιστικώς σημαντικές ( $P < 0.05$ ), και άρα ότι τα δείγματα είναι ομοιογενή (**Πίνακας 6**). Αυτό σημαίνει ότι πιθανές διαφορές που παρουσιάζουν οι υποψήφιοι στο Δείκτη Μάζα Σώματος (BMI), στο ύψος, στη σωματική τους μάζα και στην ηλικία τους δεν συσχετίζονται και επομένως δεν επηρεάζουν, τις μετρήσεις χαλαρότητας του ΠΧΣ των ποδιών πριν και μετά την άσκηση.

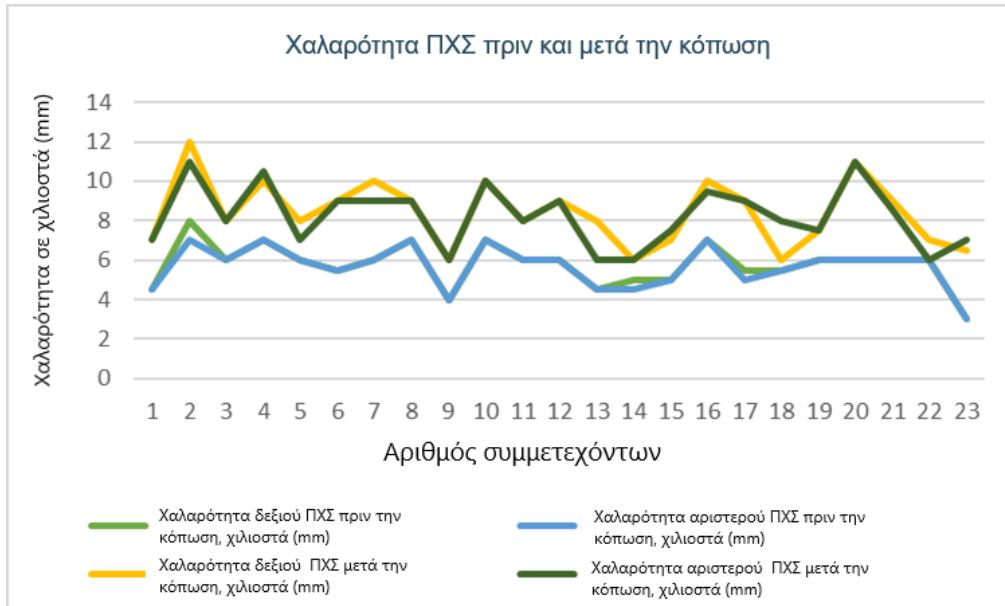
Έπειτα από ανάλυση T-test για ανεξάρτητα δείγματα (independent samples t-test) με βάση το φύλο (**Πίνακας 6**), βρέθηκε στατιστικώς σημαντική διαφορά ( $p < 0.05$ ) για την τιμή χαλαρότητας του ΠΧΣ στο δεξί πόδι πριν την άσκηση μεταξύ ανδρών και γυναικών με μέση τιμή διαφοράς  $-1.21 \pm 0.39 \text{mm}$  και 95% CI από  $-0.39$  έως  $-2.04$ . Ακολούθως, βρέθηκε

στατιστικώς σημαντική διαφορά ( $p < 0.05$ ) για την τιμή χαλαρότητας του ΠΧΣ στο αριστερό πόδι πριν την άσκηση μεταξύ ανδρών και γυναικών με μέση τιμή διαφοράς  $-1.19 \pm 0.37$  mm και 95% CI από  $-0.41$  έως  $-1.97$ . Αντιθέτως, βρέθηκε οριακά σημαντική διαφορά ( $p = 0.051$ ) για την τιμή χαλαρότητας του ΠΧΣ στο δεξί πόδι μετά την άσκηση μεταξύ ανδρών και γυναικών με μέση τιμή διαφοράς  $-1.34 \pm 0.64$  mm και 95% CI από  $0.004$  έως  $-2.68$ . Παρομοίως βρέθηκε οριακά σημαντική διαφορά ( $p = 0.054$ ) για την τιμή χαλαρότητας του ΠΧΣ στο αριστερό πόδι μετά την άσκηση μεταξύ ανδρών και γυναικών με μέση τιμή διαφοράς  $-1.25 \pm 0.61$  mm και 95% CI από  $0.02$  έως  $-2.53$ .

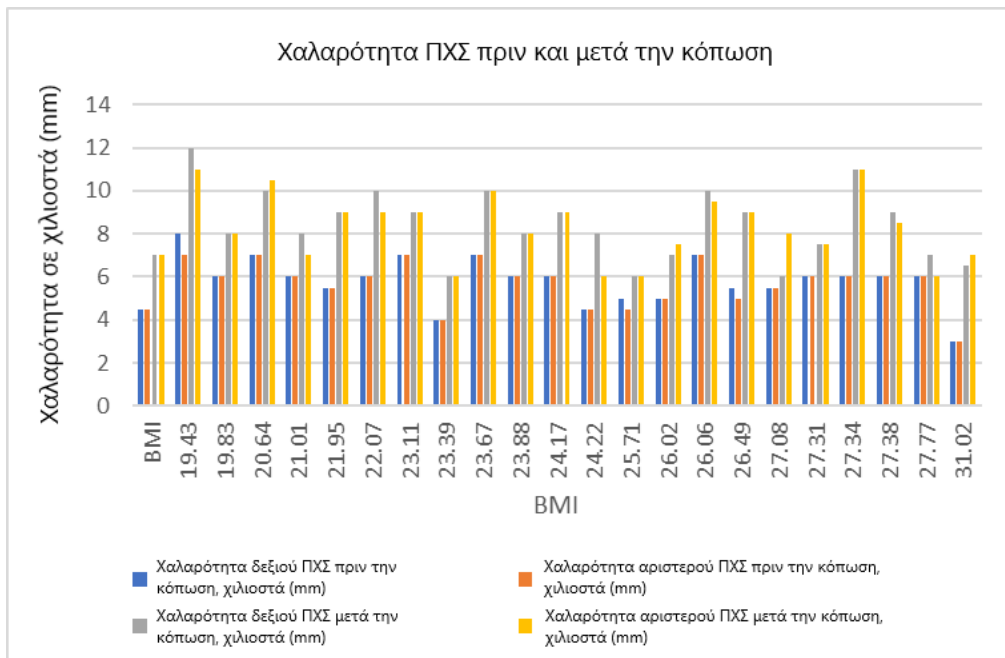
Το πρωτόκολλο κόπωσης Gerkin ήταν αρκετά σύντομο και φάνηκε πως οι γυναίκες είχαν σημαντικά χαμηλότερη φυσική κατάσταση από τους άνδρες. Για την σύγκριση των δύο φύλων βρέθηκε σύμφωνα με την ανάλυση T-test για ανεξάρτητα δείγματα (**Πίνακας 4**) στατιστικώς σημαντική διαφορά ( $p < 0.05$ ) ως προς το στάδιο τερματισμού στο πρωτόκολλο Gerkin στο δαπεδοεργόμετρο. Αναλυτικότερα, οι άνδρες τερμάτισαν στο στάδιο  $9.30 \pm 1.43$  και οι γυναίκες στο στάδιο  $7.5 \pm 1.36$ . Αυτό υποδεικνύει ότι οι γυναίκες αν και έφτασαν στο υποκειμενικό τους σημείο κόπωσης είχαν πρακτικά λιγότερα λεπτά άσκησης στο δαπεδοεργόμετρο με μέση τιμή στα  $7.5 \pm 1.36$  λεπτά χωρίς προθέρμανση και αποθεραπεία. Ενώ οι άνδρες έφτασαν στα  $9.30 \pm 1.43$  λεπτά

<b>Ανάλυση T-test για ανεξάρτητα δείγματα (Independent samples t-test)</b>						
	Μέση τιμή (Mean)	Τυπική απόκλιση (Std. Deviation)	Εύρος (Range)	Μέγιστο (Maximum)	Ελάχιστο (Minimum)	Στατιστική Σημαντικότητα Sig. (2-tailed)
<b>Άνδρες</b>	9.307692308	1.434981393	6	13	7	0.008054
<b>Γυναίκες</b>	7.5	1.360147051	4	10	6	

**Πίνακας 4** Ανάλυση T-test για ανεξάρτητα δείγματα με βάση το φύλο για το στάδιο τερματισμού στο δαπεδοεργόμετρο κατά πρωτόκολλο Gerkin.



**Σχήμα 1** Χαλαρότητα του γόνατος πριν και μετά την κόπωση.



**Σχήμα 2** Χαλαρότητα του γόνατος πριν και μετά την κόπωση και ΔΜΣ.

	Φύλο- Gender	Αριθμός- N	Μέση τιμή. Mean	Τυπική απόκλιση Std. Deviation	Τυπικό λάθος Std. Error Mean
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά πριν την κόπωση Laxity right before	Άρρεν- Male	13	5.231	.9268	.2571
	Θήλυ- Female	10	6.450	.9560	.3023
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά πριν την κόπωση Laxity left before	Άρρεν- Male	13	5.154	.9439	.2618
	Θήλυ- Female	10	6.350	.8182	.2587
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά μετά την κόπωση Laxity right after	Άρρεν- Male	13	7.808	1.5484	.4294
	Θήλυ- Female	10	9.150	1.5284	.4833
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά μετά την κόπωση laxity left after	Άρρεν- Male	13	7.692	1.5618	.4332
	Θήλυ- Female	10	8.950	1.3218	.4180

**Πίνακας 5** Απεικόνιση μέσης τιμής χαλαρότητας ΠΧΣ πριν και μετά την κόπωση με βάση το φύλο.

**Δοκιμασία Ανεξαρτήτων Δειγμάτων**  
**Independent Samples Test**

		Levene's Test for Equality of Variances		Ανάλυση T-test για ανεξάρτητα δείγματα t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Στατιστική Σημαντικότητα Sig. (2-tailed)	Μέση διαφορά Mean Difference	Τυπικό λάθος διαφοράς Std. Error Difference	95% διάστημα εμπιστοσύνης της διαφοράς 95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά πριν την κόπωση Laxity right before	Equal variances assumed	.022	.883	- 3.086	21	.006	-1.2192	.3951	-2.0410	-.3975
	Equal variances not assumed			- 3.073	19.194	.006	-1.2192	.3968	-2.0492	-.3893
Χαλαρότητα ΠΧΣ	Equal variances assumed	.272	.608	- 3.187	21	.004	-1.1962	.3753	-1.9766	-.4157

Αριστερά πριν την κόπωση Laxity left before	Equal variances not assumed			- 3.250	20.638	.004	-1.1962	.3681	-1.9624	-.4299
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά μετά την κόπωση Laxity right after	Equal variances assumed	.011	.918	- 2.072	21	.051	-1.3423	.6477	-2.6893	.0047
	Equal variances not assumed			- 2.076	19.639	.051	-1.3423	.6466	-2.6926	.0080
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά μετά την κόπωση laxity left after	Equal variances assumed	.483	.495	- 2.043	21	.054	-1.2577	.6157	-2.5381	.0227
	Equal variances not assumed			- 2.089	20.756	.049	-1.2577	.6020	-2.5104	-.0050

**Πίνακας 6** Δοκιμασία ανεξάρτητων δειγμάτων T-test με βάση το φύλο.



**Περιγραφική Στατιστική**

	Αριθμός-N	Ελάχιστη τιμή Minimum	Μέγιστη τιμή Maximum	Μέση τιμή Mean	Τυπική απόκλιση Std. Deviation	Ασυμμετρία ή λοξότητα Skewness		Κύρτωση Kurtosis	
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Τυπικό λάθος Std. Error	Statistic	Τυπικό λάθος Std. Error
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά πριν την κόπωση Laxity right before	23	3.0	8.0	5.761	1.1065	-.459	.481	.849	.935
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά πριν την κόπωση Laxity left before	23	3.0	7.0	5.674	1.0618	-.720	.481	.333	.935
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά μετά την κόπωση Laxity right after	23	6.0	12.0	8.391	1.6511	.284	.481	-.513	.935
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά	23	6.0	11.0	8.239	1.5658	.154	.481	-.829	.935

μετά την κόπωση laxity left after									
Δείκτης Μάζας Σώματος	23	19.43	31.10	24.8109	3.21253	.184	.481	-.431	.935
Βάρος	23	54.0	95.0	74.157	13.4952	.108	.481	-1.259	.935
Ύψος	23	158	187	172.39	8.123	.076	.481	-.748	.935
Πραγματική σχετική συχνότητα Valid N (listwise)	23								

**Πίνακας 7** Περιγραφική στατιστική



Στατιστική						
		Φύλο- Gender	Χαλαρότητα α ΠΧΣ Δεξιά Laxity right	Χαλαρότητα α ΠΧΣ Αριστερά Laxity left	Χαλαρότητα α ΠΧΣ Δεξιά μετά την κόπωση Laxity right after	Χαλαρότητα α ΠΧΣ Αριστερά μετά την κόπωση Laxity left after
N	Valid	23	23	23	23	23
	Missing	0	0	0	0	0
Μέση τιμή Mean			5.761	5.674	8.391	8.239
Τυπικό λάθος Std. Error of Mean			.2307	.2214	.3443	.3265
Median Ενδιάμεση τιμή			6.000	6.000	8.000	8.000
Τυπική απόκλιση Std. Deviation			1.1065	1.0618	1.6511	1.5658
Διακύμανση Variance			1.224	1.127	2.726	2.452
Ασυμμετρία ή λοξότητα Skewness			-.459	-.720	.284	.154
Τυπικό λάθος Ασυμμετρία ς ή λοξότητας Std. Error of Skewness			.481	.481	.481	.481
Κύρτωση Kurtosis			.849	.333	-.513	-.829
Τυπικό λάθος			.935	.935	.935	.935

κύρτωσης Std. Error of Kurtosis					
Ελάχιστο Minimum		3.0	3.0	6.0	6.0
Μέγιστο Maximum		8.0	7.0	12.0	11.0
Άθροισμα Sum		132.5	130.5	193.0	189.5

**Πίνακας 8** Στατιστική

<b>Φύλο-Gender</b>					
		Συχνότητα Frequency	Ποσοστό Percent	Ποσοστό εγκυρότητας Valid Percent	Αθροιστικό ποσοστό Cumulative Percent
Πραγματική σχετική συχνότητα Valid	Άρρεν- Male	13	56.5	56.5	56.5
	Θήλυ- Female	10	43.5	43.5	100.0
	Σύνολο- Total	23	100.0	100.0	

**Πίνακας 9** Απεικόνιση δείγματος με βάση το φύλο.

Δοκιμασία κατά ζεύγη-Paired Samples Test									
		Διαφορές ζευγαριών-Paired Differences					t	d f	Στατιστική ή Σημαντικότητα Sig. (2-tailed)
		Μέση τιμή . Mean	τυπική απόκλιση Std. Deviation	Τυπικό λάθος Std. Error Mean	95% διάστημα αξιοπιστίας της διαφοράς 95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Ζευγάρι 1 Pair 1	Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά πριν την κόπωση - Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά μετά την κόπωση . Laxity right before-laxity	- 2.63 04	1.099 8	.229 3	- 3.10 60	- 2.15 49	- 11.4 71	2 2	.000

	right after								
Ζευγ άρι 2 Pair 2	Χαλαρό τητα ΠΧΣ Αριστερ ά πριν την κόπωση - Χαλαρό τητα ΠΧΣ Αριστερ ά μετά την κόπωση Laxity left before – laxity left after	- 2.56 52	1.131 2	.235 9	- 3.05 44	- 2.07 60	- 10.8 75	2 2	.000

**Πίνακας 10** Διαφορές ζευγαριών στη χαλαρότητα πριν και μετά την κόπωση δοκιμασία t-test κατά ζεύγη.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΟΤΗΤΑΣ ANOVA Table <sup>a</sup>							
			Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά πριν την κόπωση Laxity right before * gender	Μεταξύ των ομάδων Between Groups	(Σε συνδυασμό) (Combined)	8.402	1	8.402	9.521	.006
	Μέσα στην ομάδα Within Groups		18.533	21	.883		
	Total		26.935	22			
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά πριν την κόπωση Laxity left before * gender	Μεταξύ των ομάδων Between Groups	(Σε συνδυασμό) (Combined)	8.087	1	8.087	10.159	.004
	Μέσα στην ομάδα Within Groups		16.717	21	.796		
	Σύνολο Total		24.804	22			
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά μετά την κόπωση Laxity right after * gender	Μεταξύ των ομάδων Between Groups	(Σε συνδυασμό) (Combined)	10.184	1	10.184	4.295	.051
	Μέσα στην ομάδα Within Groups		49.794	21	2.371		
	Σύνολο Total		59.978	22			
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά μετά την κόπωση laxity left after * gender	Μεταξύ των ομάδων Between Groups	(Σε συνδυασμό) (Combined)	8.941	1	8.941	4.173	.054
	Μέσα στην ομάδα Within Groups		44.994	21	2.143		
	Σύνολο Total		53.935	22			

**Πίνακας 11** Ανάλυση μεταβλητότητας ANOVA.



<b>Σύνολο έγκυρων-ελλιπών στοιχείων-Case Processing Summary</b>						
	Cases					
	Included		Excluded		Total	
	Αριθμός -N	Ποσοστό -Percent	Αριθμός -N	Ποσοστό -Percent	Αριθμός -N	Ποσοστό -Percent
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά πριν την κόπωση Laxity right before * gender	23	100.0%	0	0.0%	23	100.0%
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά πριν την κόπωση Laxity left before * gender	23	100.0%	0	0.0%	23	100.0%
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά μετά την κόπωση Laxity right after * gender	23	100.0%	0	0.0%	23	100.0%
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά μετά την κόπωση laxity left	23	100.0%	0	0.0%	23	100.0%

after*						
gender						

**Πίνακας 12** Αναφορά του αριθμού των υποψηφίων που συμπεριλήφθηκαν στην παρούσα έρευνα.

<b>ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ</b>		
<b>Measures of Association</b>		
	Eta	Eta Squared
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά πριν την κόπωση Laxity right before * gender	.559	.312
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά πριν την κόπωση Laxity left before * gender	.571	.326
Χαλαρότητα ΠΧΣ Δεξιά μετά την κόπωση Laxity right after * gender	.412	.170
Χαλαρότητα ΠΧΣ Αριστερά μετά την κόπωση laxity left after* gender	.407	.166

**Πίνακας 13** Μετρήσεις συσχέτισης σε σχέση με το φύλο.

<b>Αναφορά-Report</b>					
Φύλο- Gender		Χαλαρότητα α ΠΧΣ Δεξιά πριν την κόπωση Laxity right before	Χαλαρότητα α ΠΧΣ Αριστερά πριν την κόπωση Laxity left before	Χαλαρότητα α ΠΧΣ Δεξιά μετά την κόπωση Laxity right after	Χαλαρότητα α ΠΧΣ Αριστερά μετά την κόπωση laxity left after
Άνδρας male	Μέση τιμή Mean	5.231	5.154	7.808	7.692
	Αριθμός N	13	13	13	13
	Τυπική απόκλιση Std. Deviation	.9268	.9439	1.5484	1.5618
	Ελάχιστο Minimum	3.0	3.0	6.0	6.0
	Μέγιστο Maximum	6.0	6.0	11.0	11.0
	Εύρος Range	3.0	3.0	5.0	5.0
	Διακύμανση η Variance	.859	.891	2.397	2.439
	Κύρτωση Kurtosis	1.514	.632	-.383	-.169
	Ασυμμετρία ή λοξότητα Skewness	-1.366	-1.052	.486	.605
	Ενδιάμεση τιμή Median	5.500	5.500	8.000	7.500
Γυναίκα female	Mean	6.450	6.350	9.150	8.950
	Αριθμός N	10	10	10	10
	Τυπική απόκλιση	.9560	.8182	1.5284	1.3218

	Std. Deviation				
	Ελάχιστο Minimum	4.5	4.5	7.0	7.0
	Μέγιστο Maximum	8.0	7.0	12.0	11.0
	Εύρος Range	3.5	2.5	5.0	4.0
	Διακύμανση Variance	.914	.669	2.336	1.747
	Κύρτωση Kurtosis	1.086	1.829	-.326	-1.104
	Ασυμμετρία ή λοξότητα Skewness	-.539	-1.301	.316	.089
	Ενδιάμεση τιμή Median	6.500	6.500	9.500	9.000
Σύνολο Total	Μέση τιμή Mean	5.761	5.674	8.391	8.239
	Αριθμός N	23	23	23	23
	Τυπική απόκλιση Std. Deviation	1.1065	1.0618	1.6511	1.5658
	Ελάχιστο Minimum	3.0	3.0	6.0	6.0
	Μέγιστο Maximum	8.0	7.0	12.0	11.0
	Εύρος Range	5.0	4.0	6.0	5.0
	Διακύμανση Variance	1.224	1.127	2.726	2.452
	Κύρτωση Kurtosis	.849	.333	-.513	-.829

	Ασυμμετρία ή λοξότητα Skewness	-.459	-.720	.284	.154
	Ενδιάμεση τιμή Median	6.000	6.000	8.000	8.000

**Πίνακας 14** Συνολικός πίνακας

## V. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Όπως βρήκαμε και στα αποτελέσματα το δείγμα μας συγκεντρωτικά άνδρες και γυναίκες μαζί ( $n=23$ ) έχει στατιστικώς σημαντική διαφορά ως προς τις τιμές της χαλαρότητας του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου και στα δύο πόδια πριν και μετά την άσκηση με τη χρήση του αρθρόμετρου KT-1000 με μέγιστο φορτίο παρεκτόπισης και η σχέση αυτή απεικονίζεται στο **Σχήμα 1**. Ωστόσο, όταν έχουμε σύγκριση των δύο φύλων (13 άνδρες και 10 γυναίκες) παρατηρούμε στατιστικώς σημαντική διαφορά ως προς τις τιμές χαλαρότητας του ΠΧΣ και στα δύο πόδια πριν την άσκηση ενώ μετά από αυτή βρέθηκε οριακά σημαντική διαφορά.

Ξεκινώντας, σύμφωνα με τα δεδομένα που λάβαμε πριν την άσκηση βρήκαμε σημαντική διαφορά μεταξύ των ανδρών και γυναικών, γεγονός που μπορεί να δικαιολογηθεί καθώς οι γυναίκες έχουν μια πιο αυξημένη γενική χαλαρότητα των αρθρώσεων σε σχέση με τους άνδρες λόγω ορμονικού προφίλ (Hansen & Kjaer, 2016). Παράμετρος όμως που δεν αξιολογήσαμε σύμφωνα με τους περιορισμούς της έρευνας αυτής για να επιβεβαιώσουμε τα αποτελέσματα αυτά.

Στην συνέχεια, η οριακά σημαντική διαφορά μετά την άσκηση μεταξύ των δύο φύλων του ίδιου δείγματος μπορεί να εξηγηθεί στο ότι ο ΠΧΣ έφτασε στα όρια της επιμήκυνσης του καθώς διακρίνεται για την ιξωδοελαστική συμπεριφορά του. Έτσι αναγκάζεται προσαρμοστεί στα φορτία που δημιουργούνται μέσω της άσκησης και να χαλαρώσει-επιμηκυνθεί όπως παρατηρήθηκε στην έρευνα αυτή. Σημαντικό είναι επίσης να αναφέρουμε πως οι μηχανικές ιδιότητες του ΠΧΣ που αφορούν την καμπύλη τάσης προς την επιμήκυνση του μπορούν να διαφέρουν ανάλογα με το μέγεθος του δείγματος της κάθε έρευνας, την θερμοκρασία κατά την διάρκεια των μετρήσεων (Reyes et al., 2014) και της ηλικίας του δείγματος (Noyes & Grood 1976).

Με βάση τα αποτελέσματα μας, βρήκαμε τις γυναίκες να έχουν σημαντικά λιγότερο χρόνο άσκησης στο συγκεκριμένο πρωτόκολλο σε σχέση με τους άνδρες. Ερμηνεύουμε έτσι πως οι γυναίκες ίσως είχαν χαμηλότερη φυσική κατάσταση από τους άντρες. Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως το κατώτατο όριο διεκπεραίωσης της δοκιμασίας Gerkin για τους πυροσβέστες των ΗΠΑ είναι το στάδιο 10 που κατά μέσο όρο δεν το φτάνει το δείγμα μας.

Σύμφωνα με τους Mier και Gibson (2004) η πρόβλεψη της VO<sub>2</sub>max (μέγιστης πρόσληψης οξυγόνου) υπερεκτιμάται κατά ένα ποσοστό μεγαλύτερο του >25% και έτσι δεν συστήνεται ο Πίνακας 15 για την πρόβλεψη της VO<sub>2</sub>max. Επιπροσθέτως η φυσική κατάσταση είναι ένας παράγοντας που δεν ελέγχθηκε με κάποιο ερωτηματολόγιο ή με μια δοκιμαστική σωματική αξιολόγηση για την ταξινόμηση σε επίπεδα φυσικής κατάστασης των δοκιμαζομένων, ωστόσο ο έλεγχος της ομοιογένειας της διασποράς μεταξύ των συγκρινόμενων δειγμάτων (Levene's test) στη παρούσα έρευνα έδειξε το δείγμα μας να είναι ομοιογενές.

Στην δική μας έρευνα επιλέξαμε να τρέξουν οι δοκιμαζόμενοι σε διάδρομο επειδή είναι πιο εύκολο να ελεγχθεί πειραματικά και έχει αποδειχθεί ότι προκαλεί καταπόνηση στον ΠΧΣ που ισοδυναμεί με 89% της δοκιμής Lachman των 80 λιβρών που ισούται περίπου με 32 κιλά (Henning et al., 1985). Το τρέξιμο σε κατηφόρα με ταχύτητα 5 mph ή 5,6 km/h είναι μία από τις πιο τεκμηριωμένες λειτουργικές ασκήσεις που προκαλεί μεγάλη επιμήκυνση του ΠΧΣ που ανέρχεται στο 125% της δοκιμής Lachman των 80 λιβρών (Henning et al., 1985), αλλά αυτό είναι δύσκολο να εφαρμοστεί σε εργαστηριακό περιβάλλον. Επιπροσθέτως, παλαιότερες μελέτες έδειξαν ότι ίσως 10 με 20 λεπτά άσκησης αρκούν για να κορυφωθεί η αύξηση της χαλάρωσης των συνδέσμων (Kirkley et al., 2001, Stoller et al., 1983). Επομένως θέλαμε να βρούμε κατά πόσο το συγκεκριμένο πρωτόκολλο κόπωσης μικρής διάρκειας μπορεί να συνεισφέρει στην χαλαρότητα-επιμήκυνση του ΠΧΣ εφόσον στην συγκεκριμένη βιβλιογραφία τα πρωτόκολλα άσκησης κυμαίνονται περίπου από 15 λεπτά έως και 90 λεπτά.

Τα ευρήματά μας δεν ταυτίζονται ως προς την μέση ποσοστιαία αύξηση στις τιμές χαλαρότητας του γόνατος μέσω της άσκησης με αυτά που εντοπίσαμε στην συγκεκριμένη βιβλιογραφία, καθώς εντοπίσαμε πολύ μεγαλύτερα ποσοστά. Πιο συγκεκριμένα βρήκαμε μεγαλύτερη συνολική μέση ποσοστιαία αύξηση, γεγονός που προκύπτει από το μέγιστο φορτίο παρεκτόπισης με τη χρήση του KT-1000, αλλά προτείνεται να γίνει περισσότερη διερεύνηση. Στην δική μας έρευνα η μέση τιμή διαφοράς χαλάρωσης ήταν  $-2.63 \pm 1,09$  mm που ανέρχεται σε μέση ποσοστιαία αύξηση 46,4% για το δεξί πόδι και  $-2.56 \pm 1,13$  mm που ανέρχεται στο 45,6% για το αριστερό πόδι σε μεικτό δείγμα (n=23). Ενώ σε μία άλλη έρευνα, τα ποσοστά χαλάρωσης του ΠΧΣ ανήλθαν σε 18% έως 20% σε παίκτες

μπάσκετ/καλαθοσφαίρισης κολεγίου μετά από 90 λεπτά άσκησης και σε δρομείς αναψυχής (όχι υψηλού επιπέδου) μετά από έναν αγώνα 10 χιλιομέτρων, ενώ δεν βρέθηκαν σημαντικές αυξήσεις σε αθλητές Powerlifting (στην άσκηση των καθισμάτων επί 1,6 φορές τη σωματική τους μάζα) και σε ανθρώπους με καθιστική ζωή (Steiner et al., 1986). Σε άλλη έρευνα, η πρόσθια χαλάρωση στα 133 N αυξήθηκε κατά ένα τρίτο, δηλαδή 33,3% μετά από 30 λεπτά τρέξιμο με ταχύτητα 7 χλμ./ώρα (Nawata et al., 1999). Στη συνέχεια, Οι Kirkley και συν. (2001) μέτρησαν τη προσθοπίσθια χαλαρότητα του ΠΧΣ πριν και μετά από 15 λεπτά τρέξιμο σε άτομα χωρίς τραυματισμούς στα γόνατα, σε άτομα με μερική ρήξη ΠΧΣ και σε άτομα με ανακατασκευασμένο ΠΧΣ και βρήκαν αλλαγές 5%, 4% και 34% αντίστοιχα. Οι Wojtys και συν. (1996) κατέγραψαν μέση πρόσθιο-οπίσθια χαλάρωση ΠΧΣ 32,5% και συμπέραναν ότι η ισοκινητική άσκηση στο σημείο της κόπωσης (50%) των τετρακέφαλων και των οπίσθιων μηριαίων μυών συσχετίζεται με την αύξηση στην χαλαρότητα του ΠΧΣ. Εμείς δεν χρησιμοποιήσαμε κάποιο όργανο μέτρησης ηλεκτρομυογραφήματος (ΗΜΓ) για να καταγράψουμε την πτώση της μυϊκής δραστηριότητας για να τον συμπεριλάβουμε ως έναν παράγοντα στην χαλαρότητα του ΠΧΣ ύστερα από μια προπονητική παρέμβαση κόπωσης, αλλά είναι ένα λογικό και αποδεκτό επιχείρημα. Σε μια νεότερη έρευνα των Nicholetts και συν. (2013) καταγράφηκαν 19% και 9% χαλάρωση του ΠΧΣ στο γκρουπ υψηλής και χαμηλής φόρτισης στην άσκηση ανοιχτής κινητικής αλυσίδας (ΑΚΑ) έκτασης του γόνατος με τη χρήση του αρθρόμετρου KT-2000.

Όμως, συγκρίνοντας τα αποτελέσματά μας αριθμητικά, δηλαδή την μέση τιμή χαλάρωσης του ΠΧΣ πριν και μετά την άσκηση με τη χρήση του KT-1000 με την δύναμη των 133N βρίσκουμε παρόμοιες τιμές χαλάρωσης με κάποιες από τις προ-αναφέρουσες βιβλιογραφίες. Ξεκινώντας με την έρευνα των Nawata και συν (1999) επειδή οι ερευνητές στην έρευνά τους χρησιμοποίησαν μόνο 10 άνδρες στο δείγμα τους στο πρώτο τους γκρουπ των 30 λεπτά τρέξιμο με ταχύτητα 7 χλμ./ώρα (ήπια άσκηση) και άλλους 10 άνδρες στο άλλο γκρουπ που συμμετείχαν σε τρίαθλο (έντονη άσκηση), θα χρησιμοποιήσουμε για σύγκριση από τη δική μας έρευνα τους 13 άνδρες δοκιμαζόμενούς μας. Η μέση τιμή χαλαρότητας του ΠΧΣ για το δεξί πόδι πριν και μετά την άσκηση στους άνδρες στην έρευνά μας ήταν  $5.23 \pm 0.92 \text{ mm}$  και έφτασε στα  $7.8 \pm 1.54 \text{ mm}$  και για το αριστερό πόδι ήταν  $5.15 \pm 0.94 \text{ mm}$  και έφτασε στα  $7.69 \pm 1.56 \text{ mm}$  ενώ στην έρευνα των προαναφερόμενων



ερευνητών η μέση τιμή χαλαρότητας τους επίσης στα 133N με τη χρήση KT-2000 από  $6.3 \pm 2.1\text{mm}$  έφτασε στα  $8.4 \pm 1.8\text{mm}$  για το γκρουπ του τρεξίματος (ήπια άσκηση) και για το γκρουπ του τριάθλου (έντονη άσκηση) ήταν  $6.8 \pm 1.4\text{mm}$  και έφτασε στα  $8.3 \pm 2.0\text{mm}$ . Παρόμοιες τιμές βρήκαν οι Sumen και συν. (1999): από  $7.8 \pm 3.2\text{mm}$  έφτασε στα  $8.8 \pm 2.7\text{mm}$  μετά από ένα πρωτόκολλο άσκησης διάρκειας μίας ώρας αλλά και οι Nicholettos και συν. (2013)  $8.2 \pm 2.3\text{mm}$  στην (AKA) άσκηση έκτασης του γόνατος με τη χρήση του αρθρόμετρου KT-2000.

Εν κατακλείδι, η αύξηση της χαλάρωσης της άρθρωσης του γόνατος μετά από άσκηση έχει αναφερθεί από αρκετούς ερευνητές (Stoller et al., 1983, Skinner et al., 1986, Wojtys et al., 1986, Steiner et al., 1986, Sumen et al., 1999, Nawata et al., 1999, Kirkley et al., 2001, Nicholettos et al., 2013). Αυτό το φαινόμενο θεωρείται ότι προκαλείται από μειωμένο μυϊκό τόνο λόγω κόπωσης, ή από την ιξωδοελαστική συμπεριφορά των συνδέσμων και άλλες δομές που περιβάλλουν την άρθρωση του γόνατος (Shultz et al., 2015), ή με αύξηση της θερμοκρασίας (Woo et al. 1987).

Στάδιο	Συνολικός χρόνος ολοκλήρωσης	Ταχύτητα (mph)	% Κλίση	Πρόβλεψη VO2 max ml/kg/min
	1:00	3.0	0	13.3
0 (προθέρμανση)	2:00	3.0	0	13.3
	3:00	3.0	0	13.3
1	3:30	4.5	0	15.3
	4:00	4.5	0	17.4
2	4:30	4.5	2	19.4
	5:00	4.5	2	21.5
3	5:30	5.0	2	23.6
	6:00	5.0	2	27.6
4	6:30	5.0	4	28.7
	7:00	5.0	4	29.8
5	7:30	5.5	4	31.2
	8:00	5.5	4	32.7
6	8:30	5.5	6	33.9
	9:00	5.5	6	35.1
7	9:30	6.0	6	36.6
	10:00	6.0	6	38.2
	10:30	6.0	8	39.5
8	10:40	6.0	8	40.0
	11:00	6.0	8	40.9
9	11:30	6.5	8	42.6
	12:00	6.5	8	44.3
10	12:30	6.5	10	45.7
	13:00	6.5	10	47.2
11	13:30	7.0	10	49.0
	14:00	7.0	10	50.8
12	14:30	7.0	12	52.3
	15:00	7.0	12	53.9
13	15:30	7.5	12	55.8
	16:00	7.5	12	57.8
14	16:30	7.5	14	59.5
	17:00	7.5	14	61.2
15	17:30	8.0	14	63.2
	18:00	8.0	14	65.3
16	18:30	8.0	16	67.1
	19:00	8.0	16	68.9
17	19:30	8.5	16	71.1
	20:00	8.5	16	73.3

**Πίνακας 15** Πρόβλεψη μέγιστης πρόσληψης οξυγόνου στο πρωτόκολλο Gerkin (2016).

**Πηγή:** <https://employee.hr.lacounty.gov/wp-content/uploads/2018/06/Clinical-TESTING-PROCEDURES1.pdf>

## VI. ΑΝΑΚΕΦΑΛΑΙΩΣΗ, ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ, ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ

### 6.1 Ανακεφαλαίωση

Εξετάστηκε η επίδραση της κόπωσης στην χαλαρότητα του ΠΧΣ υπό μέγιστη παρεκτόπιση με το όργανο μέτρησης KT-1000, ύστερα από πρωτόκολλο τρεξίματος κατά Gerkin στο δαπεδοεργόμετρο. Επίσης για να συγκριθεί η επίδραση της ανεξάρτητης μεταβλητής, δηλαδή της κόπωσης με την χαλαρότητα του Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου μεταξύ του ίδιου δείγματος χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος των κατά ζεύγη δειγμάτων (paired t-test). Επιπλέον, για να φανούν οι διαφορές των δύο φύλων χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος για ανεξάρτητα δείγματα (independed t-test) και η ανάλυση διακύμανσης μονής κατεύθυνσης ANOVA (one way ANOVA). Τέλος στην έρευνα αυτή βρέθηκε ότι υπάρχει θετική συσχέτιση μεταξύ κόπωσης και χαλαρότητας ΠΧΣ όταν εξετάζεται το δείγμα ως μεικτό (n=23), ενώ αν γίνει σύγκριση μεταξύ των δύο φύλων πάλι του ίδιου συνολικά δείγματος υπάρχει σημαντική διαφορά πριν την κόπωση, πιθανόν λόγω της γενικής χαλαρότητας των αρθρώσεων των γυναικών μια παράμετρος που δεν ελέγχθηκε στη παρούσα έρευνα. Ενώ μετά την κόπωση η διαφορά είναι οριακά σημαντική δηλώνοντας πως ο ΠΧΣ έφτασε την μέγιστη επιμύκηνσή του λόγω της ιξωδοελαστικής του συμπεριφοράς.

## 6.2 Συμπεράσματα

Μέσα από την έρευνα μας συμπεραίνουμε ότι αφενός η κόπωση επιδράει στην χαλαρότητα του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου σύμφωνα με το πρωτόκολλο Gerkin και αφετέρου ότι όλοι οι δοκιμαζόμενοι εμφάνισαν μεγαλύτερες τιμές χαλάρωσης του ΠΧΣ σε σχέση με τις αρχικές τιμές ηρεμίας μετά την κόπωση. Ο ΠΧΣ επομένως έφτασε στα όρια της επιμήκυνσης του. Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι στην έρευνα μας δεν αξιολογήσαμε την γενική χαλαρότητα των δοκιμαζομένων για να συγκρίνουμε τις διαφορές των δύο φύλων. Επομένως τα συμπεράσματα περιορίζονται στις παραμέτρους της εργασίας αυτής και εμπλέκονται άλλοι παράγοντες στην ερμηνεία του αποτελέσματος όπως ο μειωμένος μυϊκός τόνος λόγω της κόπωσης, οι ιξωδοελαστικές ιδιότητες των συνδέσμων και η αύξηση της θερμοκρασίας του σώματος άρα και των ελαστικών ιδιοτήτων των λοιπών μαλακών μορίων που απαρτίζουν την άρθρωση του γόνατος.

### 6.3 Προτάσεις.

Είναι σημαντικό να επισημανθεί πως θα χρειαστεί περαιτέρω διερεύνηση η ακριβή ποσοτικοποίηση του χρονικού σημείου έναρξης χαλάρωσης του ΠΧΣ μέσω διαφόρων μορφών άσκησης. Επιπλέον για να εξακριβωθεί η διαφορά των τιμών χαλαρότητας του ΠΧΣ και στα δύο πόδια ανάμεσα στα δύο φύλα, θα πρέπει να διερευνηθεί με αρκετά μεγαλύτερο δείγμα από το δικό μας. Επίσης θα ήταν ενδιαφέρον να διερευνηθούν οι διαφορές της χαλαρότητας του ΠΧΣ ανάμεσα σε αθλητές υψηλού και χαμηλού επιπέδου ή σε ανθρώπους με καθιστική ζωή. Τέλος θα ήταν σπουδαίο να διερευνηθούν η επίδραση του εμμηνορυσιακού κύκλου και της εγκυμοσύνης στην χαλαρότητα του ΠΧΣ σε διάφορες μορφές και εντάσεις ασκήσεων.

## VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Allen, D. G., Lamb, G. D., & Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological reviews*, 88(1), 287–332. <https://doi.org/10.1152/physrev.00015.2007>
2. Amis, A. A., & Dawkins, G. P. (1991). Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 73(2), 260–267. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.73B2.2005151>
3. Anderson, A. F., Snyder, R. B., Federspiel, C. F., & Lipscomb, A. B. (1992). Instrumented evaluation of knee laxity: a comparison of five arthrometers. *The American journal of sports medicine*, 20(2), 135–140. <https://doi.org/10.1177/036354659202000207>
4. Arneja, S., & Leith, J. (2009). Review article: Validity of the KT-1000 knee ligament arthrometer. *Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong)*, 17(1), 77–79. <https://doi.org/10.1177/230949900901700117>
5. Arnoczky S. P. (1983). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clinical orthopaedics and related research*, (172), 19–25.
6. Ayeni, O. R., Chahal, M., Tran, M. N., & Sprague, S. (2012). Pivot shift as an outcome measure for ACL reconstruction: a systematic review. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 20(4), 767–777. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1860-y>
7. Barber-Westin, S. D., & Noyes, F. R. (2017). Effect of Fatigue Protocols on Lower Limb Neuromuscular Function and Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Training: A Systematic Review. *The American journal of sports medicine*, 45(14), 3388–3396. <https://doi.org/10.1177/0363546517693846>
8. Barrack, R. L., Skinner, H. B., & Buckley, S. L. (1989). Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *The American journal of sports medicine*, 17(1), 1–6. <https://doi.org/10.1177/036354658901700101>
9. Benjaminse, A., Webster, K. E., Kimp, A., Meijer, M., & Gokeler, A. (2019). Revised Approach to the Role of Fatigue in Anterior Cruciate Ligament Injury

- Prevention: A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 49(4), 565–586. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01052-6>
10. Beynnon, B. D., & Fleming, B. C. (1998). Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. *Journal of biomechanics*, 31(6), 519–525. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)00044-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00044-x)
  11. Beynnon, B. D., Fleming, B. C., Labovitch, R., & Parsons, B. (2002). Chronic anterior cruciate ligament deficiency is associated with increased anterior translation of the tibia during the transition from non-weightbearing to weightbearing. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 20(2), 332–337. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(01\)00115-2](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(01)00115-2)
  12. Boden, B. P., Sheehan, F. T., Torg, J. S., & Hewett, T. E. (2010). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18(9), 520–527. <https://doi.org/10.5435/00124635-201009000-00003>
  13. Bourne, M. N., Webster, K. E., & Hewett, T. E. (2019). Is Fatigue a Risk Factor for Anterior Cruciate Ligament Rupture?. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 49(11), 1629–1635. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01134-5>
  14. Bronstein, R. D., & Schaffer, J. C. (2017). Physical Examination of Knee Ligament Injuries. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 25(4), 280–287. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-15-00463>
  15. Buckwalte, J. A., & Mankin, H. J. (1997). Instructional course lectures, The American Academy of Orthopaedic Surgeons-articular Cartilage. Part I: Tissue design and chondrocyte-matrix interactions. *Jbjs*, 79(4), 600-11.
  16. Caplan, N., & Kader, D. F. (2014). Ligamentous Restraints to Anterior-Posterior Drawer in the Human Knee: A Biomechanical Study. In *Classic Papers in Orthopaedics* (pp. 141-143). Springer, London.
  17. Collette, M., Courville, J., Forton, M., & Gagnière, B. (2012). Objective evaluation of anterior knee laxity; comparison of the KT-1000 and GNRB® arthrometers.

- Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 20(11), 2233–2238. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1869-2>
18. Danylchuk, K. D., Finlay, J. B., & Kreck, J. P. (1978). Microstructural organization of human and bovine cruciate ligaments. *Clinical orthopaedics and related research*, (131), 294–298.
  19. Deie, M., Sakamaki, Y., Sumen, Y., Urabe, Y., & Ikuta, Y. (2002). Anterior knee laxity in young women varies with their menstrual cycle. *International orthopaedics*, 26(3), 154–156. <https://doi.org/10.1007/s00264-001-0326-0>
  20. DeSaix, P., Betts, G. J., Johnson, E., Johnson, J. E., Oksana, K., Kruse, D. H., ... & Young, K. A. (2013). *Anatomy & Physiology* (OpenStax).
  21. Domnick, C., Raschke, M. J., & Herbort, M. (2016). Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques. *World journal of orthopedics*, 7(2), 82–93. <https://doi.org/10.5312/wjo.v7.i2.82>
  22. Dufour, M. (2001–2015). *Ανατομία του Μυοσκελετικού Συστήματος* (Κάτω μέλος (άκρο) Τόμος. 1). Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ Πασχαλίδης. <https://doi.org/10.1016/B978-2-294-74502-7.00003-7>
  23. Dufour, M. (2006). *Ανατομία του μυοσκελετικού συστήματος* (Τόμ. 1 Κάτω μέλος άκρο). Αθήνα: ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΚΔΟΣΕΙΣ Π.Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ.
  24. Duthon, V. B., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J. H., Fritschy, D., & Ménétrey, J. (2006). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 14(3), 204–213. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0679-9>
  25. Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of physiology*, 586(1), 11–23. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.139477>
  26. Flandry, F., & Hommel, G. (2011). Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports medicine and arthroscopy review*, 19(2), 82–92. <https://doi.org/10.1097/JSA.0b013e318210c0aa>
  27. Fox, A. J., Wanivenhaus, F., & Rodeo, S. A. (2012). The basic science of the patella: structure, composition, and function. *The journal of knee surgery*, 25(2), 127–141. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1313741>



28. Girgis, F. G., Marshall, J. L., & Monajem, A. (1975). The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clinical orthopaedics and related research*, (106), 216–231. <https://doi.org/10.1097/00003086-197501000-00033>
29. Goodwillie, A. D., Shah, S. S., McHugh, M. P., & Nicholas, S. J. (2017). The Effect of Postoperative KT-1000 Arthrometer Score on Long-Term Outcome After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American journal of sports medicine*, 45(7), 1522–1528. <https://doi.org/10.1177/0363546517690525>
30. Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., Garrick, J. G., Hewett, T. E., Huston, L., Ireland, M. L., Johnson, R. J., Kibler, W. B., Lephart, S., Lewis, J. L., Lindenfeld, T. N., Mandelbaum, B. R., Marchak, P., Teitz, C. C., & Wojtys, E. M. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141–150. <https://doi.org/10.5435/00124635-200005000-00001>
31. Hamill, J., & Knutzen, K. (2013). Βασική Βιο-μηχανική της Ανθρώπινης κίνησης. Μετάφραση από τα Αγγλικά από Μπουντόλος, ΚΔ, Nicosia Cyprus: Broken Hill Publishers LTD, 300, σελ 243.
32. Hansen, M., & Kjaer, M. (2016). Sex Hormones and Tendon. *Advances in experimental medicine and biology*, 920, 139–149. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-33943-6\\_13](https://doi.org/10.1007/978-3-319-33943-6_13)
33. Henning, C. E., Lynch, M. A., & Glick, K. R., Jr (1985). An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament. *The American journal of sports medicine*, 13(1), 22–26. <https://doi.org/10.1177/036354658501300104>
34. Highgenboten, C. L., Jackson, A. W., Jansson, K. A., & Meske, N. B. (1992). KT-1000 arthrometer: conscious and unconscious test results using 15, 20, and 30 pounds of force. *The American journal of sports medicine*, 20(4), 450–454. <https://doi.org/10.1177/036354659202000415>
35. Holt, M. D., & Fairclough, J. A. (1995). The KT-1000 arthrometer: is it accurate?. *The Knee*, 1(2), 59.

36. Horton, M. G., & Hall, T. L. (1989). Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Physical therapy*, 69(11), 897–901. <https://doi.org/10.1093/ptj/69.11.897>
37. Huber, F. E., Irrgang, J. J., Harner, C., & Lephart, S. (1997). Intratester and intertester reliability of the KT-1000 arthrometer in the assessment of posterior laxity of the knee. *The American journal of sports medicine*, 25(4), 479–485. <https://doi.org/10.1177/036354659702500410>
38. Huston, L. J., & Wojtys, E. M. (1996). Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *The American journal of sports medicine*, 24(4), 427–436. <https://doi.org/10.1177/036354659602400405>
39. Jonsson, H., Kärrholm, J., & Elmqvist, L. G. (1993). Laxity after cruciate ligament injury in 94 knees. The KT-1000 arthrometer versus roentgen stereophotogrammetry. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 64(5), 567–570. <https://doi.org/10.3109/17453679308993694>
40. Katz, J. W., & Fingerhuth, R. J. (1986). The diagnostic accuracy of ruptures of the anterior cruciate ligament comparing the Lachman test, the anterior drawer sign, and the pivot shift test in acute and chronic knee injuries. *The American journal of sports medicine*, 14(1), 88–91. <https://doi.org/10.1177/036354658601400115>
41. Kim, H. J., Lee, J. H., Ahn, S. E., Park, M. J., & Lee, D. H. (2016). Influence of Anterior Cruciate Ligament Tear on Thigh Muscle Strength and Hamstring-to-Quadriceps Ratio: A Meta-Analysis. *PloS one*, 11(1), e0146234. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0146234>
42. Kirkley, A., Mohtadi, N., & Ogilvie, R. (2001). The effect of exercise on anterior-posterior translation of the normal knee and knees with deficient or reconstructed anterior cruciate ligaments. *The American journal of sports medicine*, 29(3), 311–314.
43. LaPrade, M. D., Kennedy, M. I., Wijdicks, C. A., & LaPrade, R. F. (2015). Anatomy and biomechanics of the medial side of the knee and their surgical implications. *Sports medicine and arthroscopy review*, 23(2), 63–70. <https://doi.org/10.1097/JSA.0000000000000054>

44. Li, G., Zayontz, S., Most, E., DeFrate, L. E., Suggs, J. F., & Rubash, H. E. (2004). In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 22(2), 293–297. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(03\)00179-7](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(03)00179-7)
45. Marieswaran, M., Jain, I., Garg, B., Sharma, V., & Kalyanasundaram, D. (2018). A Review on Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament and Materials for Reconstruction. *Applied bionics and biomechanics*, 2018, 4657824. <https://doi.org/10.1155/2018/4657824>
46. Mark, Vella. (2010). Προπόνηση για καλή φυσική κατάσταση και ενδυνάμωση. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ Πασχαλίδης, 38-39.
47. Markatos, K., Kasetas, M. K., Lallios, S. N., Korres, D. S., & Efstathopoulos, N. (2013). The anatomy of the ACL and its importance in ACL reconstruction. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopedie traumatologie*, 23(7), 747–752. <https://doi.org/10.1007/s00590-012-1079-8>
48. Meunier, A., Odensten, M. and Good, L. (2007), Long-term results after primary repair or non-surgical treatment of anterior cruciate ligament rupture: a randomized study with a 15-year follow-up. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17: 230-237. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00547.x>
49. Mier, C. M., & Gibson, A. L. (2004). Evaluation of a treadmill test for predicting the aerobic capacity of firefighters. *Occupational medicine (Oxford, England)*, 54(6), 373–378. <https://doi.org/10.1093/occmed/kqh008>
50. Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. R. (2016). Κεφάλαιο 5 Κάτω άκρο. *Κλινική Ανατομία* (σελ. 499). Broken Hill, 499.
51. Nancy Hamilton, Wendi Weimar, Kathryn Luttgens. (2003). Κινησιολογία (Δωδέκατη εκδ.). (Γ. Γιώφτσος, Επιμ.) Μεταμόρφωση: ΠΑΡΙΣΙΑΝΟΥ Α.Ε.
52. Nawata, K., Teshima, R., Morio, Y., Hagino, H., Enokida, M., & Yamamoto, K. (1999). Anterior-posterior knee laxity increased by exercise. Quantitative evaluation of physiologic changes. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 70(3), 261–264. <https://doi.org/10.3109/17453679908997803>

53. Nicholettos, A., Barcellona, M. G., & Morrissey, M. C. (2013). The immediate effects of open kinetic chain knee extensor exercise at different loads on knee anterior laxity in the uninjured. *The Knee*, 20(6), 500–504. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2012.10.014>
54. Noyes, F., & Grood, E. (1976). The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus. *J Bone Joint Surg Am*, 58, 1074-1082.
55. Pandy, M. G., & Shelburne, K. B. (1997). Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *Journal of biomechanics*, 30(10), 1015–1024. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(97\)00070-5](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(97)00070-5)
56. Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., Georgoulis, T., Hewett, T. E., 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. *British journal of sports medicine*, 42(6), 394–412. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.048934>
57. Reyes, A. M., Jahr, H., van Schie, H. T., Weinans, H., & Zadpoor, A. A. (2014). Prediction of the elastic strain limit of tendons. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 30, 324–338. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.11.020>
58. Robert, H., Nouveau, S., Gageot, S., & Gagnière, B. (2009). A new knee arthrometer, the GNRB: experience in ACL complete and partial tears. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*, 95(3), 171–176. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2009.03.009>
59. Robertson, D. D., Debski, R. E., Almusa, E., Armfield, D. R., Stone, D. A., & Walker, P. S. (2003). Knee joint biomechanics: relevance to imaging. *Seminars in musculoskeletal radiology*, 7(1), 43–58. <https://doi.org/10.1055/s-2003-41084>
60. Schuster, A. J., McNicholas, M. J., Wachtl, S. W., McGurty, D. W., & Jakob, R. P. (2004). A new mechanical testing device for measuring anteroposterior knee laxity. *The American journal of sports medicine*, 32(7), 1731–1735. <https://doi.org/10.1177/0363546504267050>
61. Shultz, S. J., Kirk, S. E., Johnson, M. L., Sander, T. C., & Perrin, D. H. (2004). Relationship between sex hormones and anterior knee laxity across the menstrual

- cycle. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(7), 1165–1174. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000132270.43579.1a>
62. Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Cone, J. R., Henson, R. A., Montgomery, M. M., Pye, M. L., & Tritsch, A. J. (2015). Changes in fatigue, multiplanar knee laxity, and landing biomechanics during intermittent exercise. *Journal of athletic training*, 50(5), 486–497. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.5.08>
63. Skinner, H. B., Wyatt, M. P., Stone, M. L., Hodgdon, J. A., & Barrack, R. L. (1986). Exercise-related knee joint laxity. *The American journal of sports medicine*, 14(1), 30–34. <https://doi.org/10.1177/036354658601400106>
64. Somerson, J. S., Isby, I. J., Hagen, M. S., Kweon, C. Y., & Gee, A. O. (2019). The Menstrual Cycle May Affect Anterior Knee Laxity and the Rate of Anterior Cruciate Ligament Rupture: A Systematic Review and Meta-Analysis. *JBJS reviews*, 7(9), e2. <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.18.00198>
65. Steiner, M. E., Grana, W. A., Chillag, K., & Schelberg-Karnes, E. (1986). The effect of exercise on anterior-posterior knee laxity. *The American journal of sports medicine*, 14(1), 24–29. <https://doi.org/10.1177/036354658601400105>
66. Stoller, D. W., Markolf, K. L., Zager, S. A., & Shoemaker, S. C. (1983). The effects of exercise, ice, and ultrasonography on torsional laxity of the knee. *Clinical orthopaedics and related research*, (174), 172–180.
67. Struwer, J., Frangen, T. M., Ishaque, B., Bliemel, C., Efe, T., Ruchholtz, S., & Ziring, E. (2012). Knee function and prevalence of osteoarthritis after isolated anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone graft: long-term follow-up. *International orthopaedics*, 36(1), 171–177. <https://doi.org/10.1007/s00264-011-1345-0>
68. Sumen, Y., Ochi, M., Adachi, N., Urabe, Y., & Ikuta, Y. (1999). Anterior laxity and MR signals of the knee after exercise. A comparison of 9 normal knees and 6 anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 70(3), 256–260. <https://doi.org/10.3109/17453679908997802>
69. Takeda, Y., Xerogeanes, J. W., Livesay, G. A., Fu, F. H., & Woo, S. L. (1994). Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy*

- Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 10(2), 140–147. [https://doi.org/10.1016/s0749-8063\(05\)80081-7](https://doi.org/10.1016/s0749-8063(05)80081-7)
70. Tanaka, K., Ogawa, M., Inagaki, Y., Tanaka, Y., Nishikawa, H., & Hattori, K. (2017). Human knee joint sound during the Lachman test: Comparison between healthy and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 22(3), 488–494. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2016.12.023>
71. Tanaka, M., Vyas, D., Moloney, G., Bedi, A., Pearle, A. D., & Musahl, V. (2012). What does it take to have a high-grade pivot shift?. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 20(4), 737–742. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1866-5>
72. The female ACL: Why is it more prone to injury?. (2016). *Journal of orthopaedics*, 13(2), A1–A4. [https://doi.org/10.1016/S0972-978X\(16\)00023-4](https://doi.org/10.1016/S0972-978X(16)00023-4)
73. Tierney, M. T., Lenar, D., Stanforth, P. R., Craig, J. N., & Farrar, R. P. (2010). Prediction of aerobic capacity in firefighters using submaximal treadmill and stairmill protocols. *Journal of strength and conditioning research*, 24(3), 757–764. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c7c282>
74. Uhorchak, J. M., Scoville, C. R., Williams, G. N., Arciero, R. A., St Pierre, P., & Taylor, D. C. (2003). Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *The American journal of sports medicine*, 31(6), 831–842. <https://doi.org/10.1177/03635465030310061801>
75. Vaienti, E., Scita, G., Ceccarelli, F., & Pogliacomi, F. (2017). Understanding the human knee and its relationship to total knee replacement. *Acta bio-medica : Atenei Parmensis*, 88(2S), 6–16. <https://doi.org/10.23750/abm.v88i2-S.6507>
76. Wojtys, E. M., Wylie, B. B., & Huston, L. J. (1996). The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. *The American journal of sports medicine*, 24(5), 615–621. <https://doi.org/10.1177/036354659602400509>
77. Woo, S. L., Hollis, J. M., Adams, D. J., Lyon, R. M., & Takai, S. (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects

- of specimen age and orientation. *The American journal of sports medicine*, 19(3), 217–225. <https://doi.org/10.1177/036354659101900303>
78. Woo, S. L., Lee, T. Q., Gomez, M. A., Sato, S., and Field, F. P. (February 1, 1987). "Temperature Dependent Behavior of the Canine Medial Collateral Ligament." *ASME. J Biomech Eng.* February 1987; 109(1): 68–71. <https://doi.org/10.1115/1.3138645>
79. Yasuda, K., & Sasaki, T. (1987). Muscle exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. Biomechanics of the simultaneous isometric contraction method of the quadriceps and the hamstrings. *Clinical orthopaedics and related research*, (220), 266–274.
80. Yasuda, K., van Eck, C. F., Hoshino, Y., Fu, F. H., & Tashman, S. (2011). Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, part 1: Basic science. *The American journal of sports medicine*, 39(8), 1789–1799. <https://doi.org/10.1177/0363546511402659>
81. Zantop, T., Herbort, M., Raschke, M. J., Fu, F. H., & Petersen, W. (2007). The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *The American journal of sports medicine*, 35(2), 223–227. <https://doi.org/10.1177/0363546506294571>
82. Zantop, T., Petersen, W., & Fu, F. H. (2005). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Operative techniques in orthopaedics*, 15(1), 20–28. <https://doi.org/10.1053/j.oto.2004.11.011>
83. Zazulak, B. T., Paterno, M., Myer, G. D., Romani, W. A., & Hewett, T. E. (2006). The effects of the menstrual cycle on anterior knee laxity: a systematic review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(10), 847–862. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636100-00004>

## VIII. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

### 8.1. Έγκριση Μελέτης Επιτροπής Βοηθητικής ΣΕΦΑΑ

ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ  
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

#### ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ

Δάφνη, Τετάρτη, 13 Ιανουαρίου 2021

Αριθμός πρωτοκόλλου έγκρισης: 1247/13-01-2021

Αγαπητέ κύριε Σκυβαλάκη,

Η εσωτερική Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, στη συνεδρίασή της στις 13-01-2021 εξέτασε την αίτησή σας από 04-01-2021, με τίτλο “Η επίδραση της κόπωσης στην αρθρομετρική αξιολόγηση του γόνατος,” και αποφάσισε ότι η μελέτη εγκρίνεται με τις εξής προϋποθέσεις: (1) να διορθωθεί το έντυπο ενημέρωσης-συγκατάθεσης, σύμφωνα με το πρότυπο που είναι αναρτημένο στην ιστοσελίδα της Σχολής, (2) να περιγραφεί αναλυτικά το πρωτόκολλο άσκησης στο έντυπο ενημέρωσης-συγκατάθεσης και να τονιστεί το δικαίωμα διακοπής χωρίς να δώσουν εξηγήσεις οι συμμετέχοντες/σες. Να επαναυποβληθούν διορθωμένα η αίτηση και το έντυπο ενημέρωσης-συγκατάθεσης στην Επιτροπή

Ο συντονιστής της Επιτροπής

\*

Γρηγόρης Μπογδάνης,  
Καθηγητής ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ

\*Η υπογραφή έχει τεθεί επί του πρωτοτύπου που τηρείται στη Γραμματεία της Επιτροπής



## 8.2. Έντυπο Συναίνεσης Συμμετέχοντα



### ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

#### Έντυπο Συγκατάθεσης Κατόπιν Ενημέρωσης

Καλείστε να συμμετέχετε σε μια ερευνητική μελέτη που διεξάγεται από τους προπτυχιακούς φοιτητές της ΣΕΦΑΑ-ΕΚΠΑ Ο. Σκυβαλάκη και Δ. Σταυρόπουλο στο πλαίσιο πτυχιακής εργασίας του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών με τίτλο: **Η επίδραση της κόπωσης στην χαλαρότητα του Γόνατος**. Η συμμετοχή σας στην έρευνα είναι εθελοντική και θα πρέπει να είστε τουλάχιστον 18 χρονών για να συμμετάσχετε στην έρευνα. Μπορείτε να αφιερώσετε όσο χρόνο χρειάζεστε για να διαβάσετε το Έντυπο Συγκατάθεσης Κατόπιν Ενημέρωσης και μπορείτε να το συζητήσετε με την οικογένεια ή τους φίλους σας. Αντίγραφο αυτού του εντύπου θα σας δοθεί. Η ανάγνωση και υπογραφή του Εντύπου Συγκατάθεσης είναι αναγκαία προϋπόθεση συμμετοχής στην παρούσα έρευνα.

Την ευθύνη εκτέλεσης και περάτωσης της έρευνας έχουν οι κ.κ. Ο. Σκυβαλάκης (6989502881 - [odyskyn@yahoo.com](mailto:odyskyn@yahoo.com)) και Δ. Σταυρόπουλος (6979162282 - [stavropoulosdimitristkd@gmail.com](mailto:stavropoulosdimitristkd@gmail.com)). Η έρευνα γίνεται με την επίβλεψη του Χ. Γιαννακόπουλου, Επ. Καθηγητή ΣΕΦΑΑ-ΕΚΠΑ (6972099911, [C.Yiannakopoulos@phed.uoa.gr](mailto:C.Yiannakopoulos@phed.uoa.gr))

Η ερευνητική πρόταση έχει εγκριθεί με την υπ' αριθμό 1247/13-01-2021 απόφαση της Επιτροπής Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της ΣΕΦΑΑ-ΕΚΠΑ.

<b>ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ</b>
Σκοπός της παρούσας έρευνας είναι η διερεύνηση της επίδρασης της μυϊκής κόπωσης στην χαλαρότητα του γόνατος και συγκεκριμένα κατά στην αρθρομετρική αξιολόγηση της χαλαρότητας του Προσθίου Χιαστού Συνδέσμου πριν και μετά την κόπωση.
<b>ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ</b>
Οι εξεταζόμενοι δεν θα πρέπει να έχουν ασκηθεί σε βαθμό κόπωσης τουλάχιστον 72 ώρες από την συμμετοχή τους ή να έχουν πάρει φάρμακα ή τρόφιμα που επηρεάζουν την καρδιακή λειτουργία. Η διαδικασία κόπωσης θα πραγματοποιηθεί με την χρήση επαγγελματικού διαδρόμου όπου θα πραγματοποιηθεί διαδικασία αερόβιας κόπωσης σύμφωνα με το πρωτόκολλο Gerkin. Οι εξεταζόμενοι θα υποβληθούν αρχικά σε καταγραφή του ύψους, βάρους και δείκτη μάζας σώματος (BMI). Αρχικά, προ της κόπωσης, όλοι οι συμμετέχοντες θα υποβληθούν σε αμφοτερόπλευρη αρθρομετρική μελέτη του γόνατος με την συσκευή KT-1000, με την οποία μετράται με ακρίβεια η πρόσθια παρεκτόπιση της κνήμης υπό μέγιστο φορτίο (manual maximum anterior translation). Με την συσκευή αυτή οι ασθενείς υποβάλλονται στη δοκιμασία Lachman- Noulis σε κάμψη του γόνατος 30 μοιρών και αυτομάτως καταγράφεται η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης. Διαφορά άνω των 5mm μεταξύ των γονάτων είναι ενδεικτική ρήξης του ΠΧΣ. Ακολούθως όλοι οι συμμετέχοντες θα υποβληθούν σε δοκιμασία κόπωσης σε διάδρομο με συνεχή καταγραφή των ζωτικών σημείων

τους με το πρωτόκολλο κόπωσης κατά Gerkin. Άμεσα μετά το πέρας της δοκιμασίας κόπωσης θα γίνει εν νέου καταγραφή της πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης με τον ίδιο τρόπο όπως προηγουμένως, και στα δύο γόνατα. Σε κάθε εξεταζόμενο θα τοποθετηθούν: α) στο θώρακα η συσκευή polar β) στο ΔΕ βραχίονα η περιχειρίδα του ηλεκτρονικού πιεσομέτρου και γ) στον ΔΕ αντίχειρα το οξύμετρο. Θα καταγράφονται σε κάθε στάδιο η καρδιακή συχνότητα και η αρτηριακή πίεση ενώ η δυσφορία θα εκτιμηθεί με την χρήση της κλίμακας Borg. Η άσκηση θα διακοπεί εάν αναφερθεί οποιαδήποτε δυσφορία ή εάν η καρδιακή συχνότητα υπερβεί την μέγιστη επιτρεπόμενη για την ηλικία και το φύλο του δοκιμαζόμενου. Πρόληψη και αντιμετώπιση κάθε ενδεχόμενου συμβάματος θα γίνει από τους ερευνητές. Θα γίνει καταγραφή και βιντεοσκόπηση μόνο κατόπιν ρητής ενημέρωσης και συγκατάθεσης. Η διάρκεια της κόπωσης θα είναι έως 15 λεπτά, ενώ οι εξεταζόμενοι θα είναι παρόντες στον χώρο εξέτασης για χρόνο περίπου 30 λεπτών. Η έρευνα θα πραγματοποιηθεί σε ειδικό χώρο στο νοσοκομείο Metropolitan General μετά από έγκριση και της επιστημονικής επιτροπής του νοσοκομείου. Η διάθεση του χώρου και των υλικών θα είναι δωρεάν.

Το πρωτόκολλο Gerkin που θα χρησιμοποιηθεί έχει ως εξής:

#### ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΟΠΩΣΗΣ GERKIN

Στάδιο	Διάρκεια	Ταχύτητα (M/h-/Km/h)	Κλίση (%)	METS
0	3 λεπτά	3.5/5.6327	0	3.7
1	1 λεπτό	4.5/7.24205	0	4.4
2	1 λεπτό	4.5/ 7.24205	2	5.7
3	1 λεπτό	5/ 8.04672	2	6.2
4	1 λεπτό	5/ 8.04672	4	7.6
5	1 λεπτό	5.5/8.85139	4	8.2
6	1 λεπτό	5.5/ 8.85139	6	9.8
7	1 λεπτό	6/ 9.65606	6	10.6
8	1 λεπτό	6/ 9.65606	8	12.2
9	1 λεπτό	6.5/ 10.4607	8	13.1
10	1 λεπτό	6.5/ 10.4607	10	14.9
11	1 λεπτό	7/11.2654	10	16.0
12	1 λεπτό	7/ 11.2654	12	17.9
13	1 λεπτό	7.5/ 12.0701	12	19.2
14	1 λεπτό	7.5/ 12.0701	14	21.2

<b>ΕΝΔΕΧΟΜΕΝΟΙ ΚΙΝΔΥΝΟΙ</b>
<p>Δεν υπάρχουν προβλέψιμοι κίνδυνοι που να προκύπτουν από τη συμμετοχή σας στην παρούσα έρευνα. Εάν αισθανθείτε δυσφορία κατά την συμμετοχή σας στην μελέτη καλείστε να ενημερώσετε άμεσα τους ερευνητές και η άσκηση θα διακοπεί. Αν και ιδιαίτερος μη πιθανό, υπάρχει η πιθανότητα εμφάνισης διαφόρων προβλημάτων όπως ταχυκαρδία, αίσθημα παλμών, αύξηση ή μείωση της αρτηριακής πίεσης και του κορεσμού του αίματος σε οξυγόνο, απώλεια αισθήσεων, καρδιακή ανακοπή, ισχαιμία μυοκαρδίου, αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο, επιληψία, μυοσκελετικές κακώσεις ακόμα και αιφνίδιος θάνατος.</p>
<b>ΕΝΔΕΧΟΜΕΝΑ ΟΦΕΛΗ ΓΙΑ ΤΟΥΣ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥΣ ΚΑΙ ΤΗΝ ΚΟΙΝΩΝΙΑ</b>
<p>Η γνώση της συνεισφοράς των μυϊκών ομάδων των κάτω άκρων στη σταθερότητα του γόνατος καθώς και η μελέτη της επίδρασης της μυϊκής κόπωσης στην σταθερότητα του γόνατος έχει σημαντική προγνωστική και προληπτική αξία στην αποφυγή, στο μέτρο του δυνατού, των κακώσεων του προσθίου χιαστού συνδέσμου του γόνατος.</p> <p>Δεν θα υπάρξει άλλο άμεσο ή έμμεσο όφελος για τους άμεσα ή μακροπρόθεσμα ούτε καμία οικονομική απολαβή. Σε περίπτωση που προκύψουν κατά τη διάρκεια της έρευνας ευρήματα που σας αφορούν και πιθανώς έχουν σημασία για την υγεία σας θα έχετε την δυνατότητα να ενημερωθείτε, εάν το θελήσετε.</p>
<b>ΑΠΟΖΗΜΙΩΣΗ ΓΙΑ ΤΗ ΣΥΜΜΕΤΟΧΗ ΣΤΗΝ ΕΡΕΥΝΑ</b>
<p>Η έρευνα πραγματοποιείται για καθαρά ερευνητικούς και εκπαιδευτικούς σκοπούς και δεν λαμβάνει χρηματοδότηση από κανένα φορέα. Δεν υπάρχει ούτε θα υπάρξει άμεσο ή έμμεσο οικονομικό όφελος από τη συμμετοχή σας στην παρούσα έρευνα πέραν της ηθικής ικανοποίησης από τη συμμετοχή τους στο συγκεκριμένο επιστημονικό έργο. Η συμμετοχή σας είναι απολύτως εθελοντική και με την ενημέρωσή σας αναγνωρίζετε ότι δεν έχετε ούτε θα έχετε άμεσο ή έμμεσο οικονομικό ή άλλο όφελος βραχυπρόθεσμα ή μακροπρόθεσμα.</p>
<b>ΕΝΔΕΧΟΜΕΝΗ ΣΥΓΚΡΟΥΣΗ ΣΥΜΦΕΡΟΝΤΩΝ</b>
<p>Κατά τη δήλωση των ερευνητών δεν υπάρχει σύγκρουση συμφερόντων από τη διεξαγωγή της παρούσας έρευνας.</p>
<b>ΕΜΠΙΣΤΕΥΤΙΚΟΤΗΤΑ</b>
<p>Δεν θα συλλεχθεί ή αποκτηθεί οποιαδήποτε πληροφορία οι οποία θα μπορούσε να σας ταυτοποιήσει. Οι πληροφορίες που θα συλλεχθούν θα ανωνυμοποιηθούν/ψευδοανωνυμοποιηθούν/κωδικοποιηθούν με τέτοιο τρόπο ώστε να μην είναι δυνατόν να αποκαλυφθεί η ταυτότητά σας σε τρίτους. Θα υπάρξει πλήρης ανωνυμία/εχεμύθεια/εμπιστευτικότητα σχετικά με τα προσωπικά σας δεδομένα με την κωδικού αριθμού. Όλες οι πληροφορίες θα παραμείνουν απόρρητες και θα αποκαλυφθούν μόνο με την άδειά σας. Τα δεδομένα θα φυλάσσονται σε ασφαλή χώρο με ευθύνη του ερευνητή. Σε περίπτωση</p>

φωτογράφισης ή βιντεοσκόπησης έχετε το δικαίωμα να αρνηθείτε οποιαδήποτε στιγμή. Η ταυτότητά σας δεν θα αποκαλυφθεί σε πιθανές δημοσιεύσεις, παρουσιάσεις ή επιστημονικές αναφορές που θα προκύψουν από τη συγκεκριμένη μελέτη. Σε περίπτωση που τα αποτελέσματα της έρευνας δημοσιευτούν ή παρουσιαστούν σε συνέδρια ή χρησιμοποιηθούν για διδακτικούς λόγους δεν θα συμπεριληφθούν πληροφορίες που θα αποκαλύπτουν την ταυτότητά σας εκτός εάν σας ζητηθεί σε αυτή την περίπτωση έγγραφη συγκατάθεση. Σε περίπτωση που φωτογραφίες σας, βίντεο ή ακουστικές ηχογραφήσεις χρησιμοποιηθούν για εκπαιδευτικούς σκοπούς η ταυτότητά σας θα συγκαλύπτεται πλήρως.

Προκειμένου να διασφαλιστεί κατά το δυνατόν η τήρηση της εμπιστευτικότητας εκ μέρους όλων καλούμε να δεσμευτείτε α) ότι δεν θα αποκαλύψετε πληροφορίες που ήρθαν σε γνώση σας στο πλαίσιο της συγκεκριμένης έρευνας β) ακόμη κι αν κοινοποιήσετε ή χρησιμοποιήσετε πληροφορίες που ήρθαν σε γνώση σας στο πλαίσιο της συγκεκριμένης έρευνας δεν θα αναφέρετε ούτε το όνομα ούτε άλλα στοιχεία της ταυτότητας των υπόλοιπων εξεταζομένων που συμμετείχαν στην έρευνα και γ) δεν θα αναφέρετε ότι λάβατε αυτές τις πληροφορίες κατά τη συμμετοχή σας στην εν λόγω έρευνα. Όλοι οι συμμετέχοντες έχουν δυνατότητα ενημέρωσης, είτε ο καθένας για τον εαυτό του ή για τα γενικά αποτελέσματα, αν επιθυμούν.

Σύμφωνα με το άρθρο 5 στοιχ.Ε του Κανονισμού 2016/679 (GDPR), τα δεδομένα προσωπικού χαρακτήρα μπορούν να αποθηκεύονται για διάστημα μεγαλύτερο αυτού κατά το οποίο διεξάγεται η ερευνητική διαδικασία, εφόσον εφαρμόζονται τα κατάλληλα τεχνικά και οργανωτικά μέτρα που απαιτεί ο Κανονισμός 2016/679 (GDPR) για τη διασφάλιση των δικαιωμάτων και ελευθεριών του υποκειμένου (ή των υποκειμένων) των δεδομένων που έχουν συλλεχθεί στο πλαίσιο της έρευνας. Τα δεδομένα της παρούσας έρευνας θα διατηρηθούν για τρία χρόνια μετά το πέρας αυτής. Επιπρόσθετα, όσον αφορά στην ανάγκη περαιτέρω (δευτερογενούς) επεξεργασίας των προσωπικών δεδομένων, σύμφωνα με το άρθρο 5 στοιχ. Β του Κανονισμού 2016/679 (GDPR), για λόγους ερευνητικούς, η δευτερογενής επεξεργασία των προσωπικών δεδομένων θεωρείται συμβατή με τους αρχικούς σκοπούς της επεξεργασίας χωρίς να γίνεται λόγος περί της ανάγκης λήψης τεχνικών και οργανωτικών μέτρων. Κατά συνέπεια, τα προσωπικά δεδομένα της παρούσας έρευνας δύνανται να χρησιμοποιηθούν και από άλλες έρευνες που θα εγκριθούν αρμοδίως χωρίς να χρειαστεί να δοθεί εκ νέου η συγκατάθεση των συμμετεχόντων.

#### **ΣΥΜΜΕΤΟΧΗ ΚΑΙ ΑΠΟΧΩΡΗΣΗ**

Μπορείτε να επιλέξετε να συμμετάσχετε ή όχι στην παρούσα έρευνα. Αν επιλέξετε να συμμετάσχετε εθελοντικά μπορείτε να αποχωρήσετε οποιαδήποτε στιγμή χωρίς καμία συνέπεια. Μπορείτε επίσης να αρνηθείτε να απαντήσετε σε οποιεσδήποτε ερωτήσεις δεν επιθυμείτε και να παραμείνετε στην έρευνα. Σε αυτή την περίπτωση μπορείτε να ζητήσετε να διαγραφούν τα δεδομένα και οι πληροφορίες που έχουν συλλεχθεί. Ο ερευνητής μπορεί να σας ζητήσει να αποσυρθείτε από την έρευνα αν ανακύψουν περιστάσεις που το απαιτούν. Η διάρκεια συμμετοχής στην έρευνα θα είναι περίπου 30 λεπτά.

#### **ΤΑΥΤΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΕΡΕΥΝΗΤΩΝ**

Αν έχετε οποιεσδήποτε ερωτήσεις ή επιθυμείτε οποιαδήποτε πληροφορία σχετικά με την έρευνα, μη διστάσετε να επικοινωνήσετε με τον ερευνητή Ο. Σκυβαλάκη ή Δ. Σταυρόπουλο.

## Συγκατάθεση/Συναίνεση Συμμετέχοντα στην Έρευνα

Δηλώνω ότι: α) διάβασα και κατανόησα το περιεχόμενο έρευνας με τίτλο: **Η επίδραση της κόπωσης στην χαλαρότητα του γόνατος σε αερόβια προσπάθεια καταπόνησης** που διεξάγεται από επιστημονικό προσωπικό του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, β) μου δόθηκε το δικαίωμα να κάνω διευκρινιστικές ερωτήσεις, γ) μου δόθηκε το δικαίωμα να αποφασίσω αν θα συμμετάσχω ή όχι, δ) η συμμετοχή μου είναι εντελώς εθελοντική, ε) έχω δικαίωμα να διατηρήσω την ανωνυμία μου και στ) έχω δικαίωμα να διακόψω τη συμμετοχή μου όποτε θελήσω, χωρίς να έχω την υποχρέωση να εξηγήσω τους λόγους για τους οποίους θα το κάνω.

Έχω διαβάσει τις παρεχόμενες πληροφορίες ή μου τις έχουν διαβάσει. Είχα την ευκαιρία να κάνω ερωτήσεις σχετικά με το περιεχόμενο της ενημέρωσης και όλες οι ερωτήσεις μου απαντήθηκαν ικανοποιητικά. Θα μου δοθεί αντίγραφο του εντύπου συγκατάθεσης και ο ερευνητής θα φυλάξει ένα άλλο αντίγραφο στο αρχείο του.

Συμφωνώ οικειοθελώς να συμμετάσχω σε αυτή την μελέτη/έρευνα.

Αυτή η μελέτη μπορεί να περιλαμβάνει βιντεοσκόπηση/φωτογράφιση/ηχογράφιση και δηλώνω ρητά ότι συμφωνώ να πραγματοποιηθεί βιντεοσκόπηση/φωτογράφιση/ηχογράφιση.

<b>Όνοματεπώνυμο Εξεταζόμενου/Εθελοντή</b>	<b>Ημερομηνία</b>	<b>Υπογραφή</b>

## Δήλωση του ερευνητή που λαμβάνει τη συγκατάθεσή του συμμετέχοντα

Έχω ενημερώσει με ακρίβεια τον εθελοντή συμμετέχοντα σχετικά με το πρωτόκολλο της μελέτης και είμαι βέβαιος ότι έχει πλήρως κατανοήσει το ερευνητικό πρωτόκολλο, τα οφέλη της μελέτης καθώς και τους πιθανούς κινδύνους. Επιβεβαιώνω ότι δόθηκε στον συμμετέχοντα η ευκαιρία να υποβάλει ερωτήσεις σχετικά με τη μελέτη και ότι όλες οι ερωτήσεις που τέθηκαν έχουν απαντηθεί σωστά και με τον καλύτερο δυνατό τρόπο. Επιβεβαιώνω ότι ο συμμετέχων δεν έχει εξαναγκαστεί να δώσει τη συγκατάθεσή του και ότι η συγκατάθεση δόθηκε ελεύθερα και οικειοθελώς. Ένα αντίγραφο του εντύπου συγκατάθεσης έχει δοθεί στον συμμετέχοντα.

--	--	--

<b>Όνοματεπώνυμο Ερευνητή</b>	<b>Ημερομηνία</b>	<b>Υπογραφή</b>
-------------------------------	-------------------	-----------------