



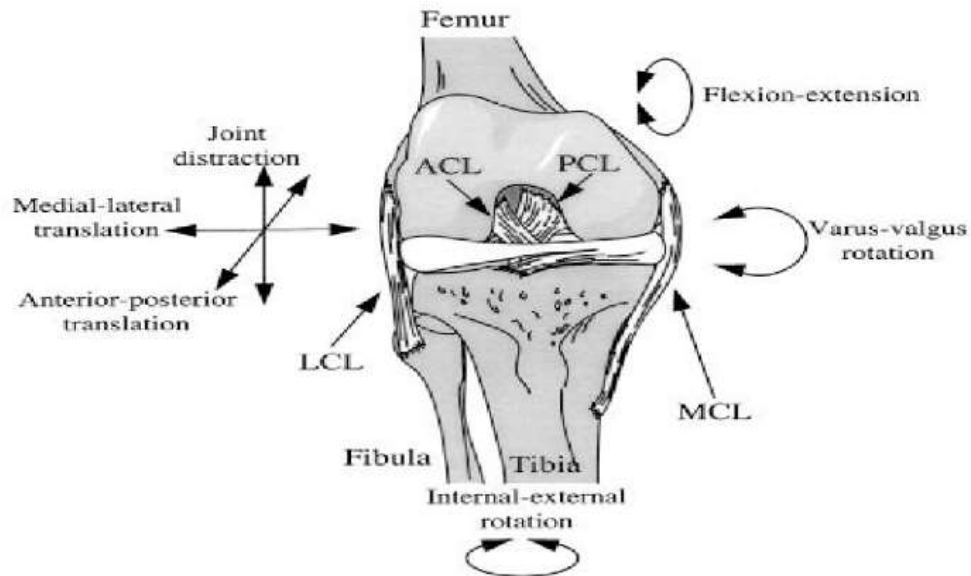
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ  
ΠΑΤΡΩΝ  
UNIVERSITY OF PATRAS

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΥΓΕΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

# ΟΙ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΠΑΡΕΚΚΛΙΣΕΙΣ ΩΣ ΑΙΤΙΟ ΠΡΟΚΛΗΣΗΣ ΣΥΝΔΕΣΜΙΚΩΝ ΚΑΚΩΣΕΩΝ ΣΤΟ ΓΟΝΑΤΟ. ΜΙΑ ΝΕΟΤΕΡΗ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΚΑΙ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΗ ΘΕΩΡΗΣΗ



ΠΡΟΠΤΥΧΙΑΚΟΣ ΦΟΙΤΗΤΗΣ: ΑΝΔΡΙΟΠΟΥΛΟΣ Α. ΗΡΑΚΛΗΣ

ΑΡΙΘΜΟΣ ΜΗΤΡΩΟΥ: 61602428

ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΔΡ. ΤΣΕΠΗΣ Μ. ΗΛΙΑΣ

ΑΙΓΙΟ- 2022

**BIOMECHANICAL DEVIATIONS AS A CAUSE  
OF LIGAMENT INJURIES IN THE KNEE. A  
CURRENT ANATOMICAL AND FUNCTIONAL  
REVIEW**

*«Αφιερώνω την προσπάθειά μου αυτή στους γονείς μου Ανδρέα και Σταματίνα, και στις αδελφούλες μου Δέσποινα και Βαλεντίνη».*

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η παρούσα πτυχιακή εργασία πραγματοποιήθηκε στο πλαίσιο της ολοκλήρωσης των σπουδών μου στο Τμήμα της Φυσικοθεραπείας, του κλάδου των Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοιας του Πανεπιστημιακού Ιδρύματος της Πάτρας. Σε αυτό το σημείο αισθάνομαι την επιθυμία να εκφράσω τις ειλικρινείς και θερμές ευχαριστίες μου σε όσους και όσες συνέβαλαν στην υλοποίηση αυτής της προσπάθειας.

Πρώτα από όλα, στον εισηγητή μου κ. Ηλία Τσέπη για την τιμή που μου έκανε, και την εμπιστοσύνη που έδειξε στο πρόσωπό μου κατά την ανάθεση και την εκπόνηση της συγκεκριμένης πτυχιακής εργασίας. Η συνεχής καθοδήγηση, η αμέριστη υποστήριξη, και οι ουσιώδεις συμβουλές μου έδειξαν τον δρόμο της επιστημονικής μελέτης και της ορθής κριτικής σκέψης.

Στην συνέχεια, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους καθηγητές και τις καθηγήτριες του Τμήματός μου για την πολυετή στήριξη, και την βοήθεια που μου παρείχαν σε όλη τη διάρκεια της φοίτησής μου.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου, η οποία είναι το στήριγμά μου σε κάθε προσπάθεια και σε κάθε αγώνα που αντιμετωπίζω, και που με την καθημερινή αδιάκοπη συμπαράσταση, την υπομονή και την θετική σκέψη που μου παρείχε, συνέβαλλε στην εκπλήρωση του στόχου μου.

## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Οι συνδεσμικές κακώσεις του γόνατος παρουσιάζουν μια υψηλή επιδημιολογική εμφάνιση στον χώρο του αθλητισμού, και έχουν απασχολήσει για δεκαετίες τους επαγγελματίες υγείας στην προσέγγιση τόσο της χειρουργικής αντιμετώπισης, όσο και της μετέπειτα στρατηγικής για την αποκατάσταση. Αφορμή για την επιλογή του συγκεκριμένου θέματος, ήταν μια αντίστοιχη κάκωση που υπέστη ένας πολύ καλός μου φίλος κατά την διάρκεια ενός αθλητικού αγώνα ποδοσφαίρου. Η σύνταξη της εργασίας πραγματοποιήθηκε με την ελπίδα, οι νεότεροι αθλητές/τριες και οι επαγγελματίες υγείας να αποκτήσουν μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα για την πρόληψη και την αποδοτικότερη αντιμετώπιση αυτών των περιστατικών.

Στο Γενικό Μέρος της εργασίας, παρουσιάζονται οι σημαντικότερες δομικές και λειτουργικές χαρακτηριστικές ιδιότητες της άρθρωσης του γόνατος. Συγκεκριμένα, περιγράφονται η ανατομία και η κινησιολογία της εξεταζόμενης δομής, στοιχεία αναπόσπαστα για την βασική κατανόηση των εννοιών που θα χρησιμοποιηθούν μετέπειτα στο Ειδικό Μέρος. Στην συνέχεια, θα παρουσιαστούν ορισμένες πληροφορίες που παρέχονται από την πρόσφατη βιβλιογραφία, σχετικά με τις θεωρίες γύρω από την γενική εικόνα και την παθομηχανική των συνδεσμικών κακώσεων του γόνατος. Συμπληρωματικά, θα γίνει αναφορά σε κάποια βασικά επιδημιολογικά χαρακτηριστικά αυτών, καθώς και στην αξιολόγηση των συνδεσμικών κακώσεων του γόνατος με την χρήση ορισμένων κλινικών δοκιμασιών που εφαρμόζονται ευρέως από τους επαγγελματίες υγείας.

Στο Ειδικό Μέρος καταγράφεται το κύριο σώμα, και στην ουσία το απόσταγμα της μελέτης που υλοποιήθηκε. Ειδικότερα, παρουσιάζεται η στρατηγική της αναζήτησης της πληροφορίας που αντλήθηκε στην «Μεθοδολογία Αναζήτησης», και αναφέρονται σχηματικά τα «Αποτελέσματα» που ανευρέθηκαν από τις πρόσφατες μελέτες. Ύστερα ακολουθεί το κομμάτι της «Συζήτησης», στο οποίο διεξάγεται η σύγκριση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν από τις έρευνες, τα σημεία συμφωνίας και κοινής αποδοχής, καθώς και τα θέματα διαμάχης και των αντικρουόμενων απόψεων μεταξύ των επιστημόνων. Τέλος, καταγράφονται τα συμπεράσματα που προκύπτουν και τα σημεία που χρήζουν περισσότερης προσοχής για την επιστημονική κοινότητα στο μέλλον.

Στο τέλος της εργασίας, αριθμούνται τα άρθρα και οι πηγές της βιβλιογραφίας που χρησιμοποιήθηκαν. Επιπλέον, επισυνάπτονται μερικά από τα πιο σημαντικά διαγράμματα και τις σχηματικές αναπαραστάσεις των μελετών, ως παραρτήματα στις τελευταίες σελίδες.

*«Ουκ ένι ιατρικήν ειδέναι, όστις μη οίδεν ό τι εστίν άνθρωπος»*

Ιπποκράτης (460-377π.Χ.), Πατέρας της Ιατρικής.

*«Άνθρωπος: ο αναθρών ά όπωπε»*

Πλάτων (427-347π.Χ.), Φιλόσοφος.

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η άρθρωση του γόνατος αποτελεί μια από τις πιο περίπλοκες, και συνάμα πιο τραυματιζόμενες αρθρώσεις του ανθρώπινου σώματος, με τις συνδεσμικές κακώσεις αυτής να συνιστούν ένα πολυσυζητημένο αντικείμενο μελέτης της χειρουργικής και της αποκατάστασης. Η δομική της υπόσταση και η λειτουργία της ως μέρος της εκτέλεσης μιας πληθώρας κινήσεων και δραστηριοτήτων, καθιστά την άρθρωση αυτή πολύ σημαντική για την διατήρηση της ισορροπίας και την απόσβεση των φορτίων που διέρχονται από και προς το κάτω άκρο. Παράλληλα, η διατάραξη των μηχανικών χαρακτηριστικών της κινητικής και της κινηματικής της άρθρωσης, οδηγούν σε μη φυσιολογικά πρότυπα εκτέλεσης των κινήσεων. Φαίνεται πως οι δυνάμεις, οι ροπές, οι γωνίες στρέψης, η ταχύτητα της κίνησης και το μήκος των οστικών μετατοπίσεων και κυλίσεων, συμμετέχουν σημαντικά στον καθορισμό του βαθμού της φόρτισης της άρθρωσης. Έτσι, η μελέτη της εμβιομηχανικής και της λειτουργικής ανατομίας έχουν καθιερωθεί ως μείζονες παράγοντες για την κατανόηση των μηχανισμών που οδηγούν στην αυξημένη τάση, και τελικά στην ρήξη των συνδεσμικών δομών του γόνατος. Πλήθος εργαστηριακών μελετών που περιλαμβάνουν την χρήση μηχανικών προσομοιωτών, απεικονιστικών μεθόδων και υπολογιστικών μοντέλων προσπαθούν να αιτιολογήσουν τις φορτίσεις των συνδεσμικών δομών. Ταυτόχρονα, η εφαρμογή δοκιμασιών στατικής και δυναμικής φύσης με την επιστράτευση ατόμων για εξέταση, διεξάγουν συμπεράσματα που άλλοτε συμφωνούν, και άλλοτε αμφιβάλλουν για τα συμπεράσματα των εργαστηριακών μελετών, με την απαγωγή του γόνατος να αποτελεί το επίκεντρο της διαμάχης. Σε κάθε περίπτωση, φαίνεται πως η κατάλληλη μυϊκή ενεργοποίηση και το πρότυπο εκτέλεσης της δοκιμασίας, συμβάλλουν σημαντικά στην αποδοτικότερη και ασφαλέστερη εκτέλεση της άσκησης. Με βάση το πόρισμα αυτό, η στρατηγική της πρόληψης και ο σχεδιασμός του προγράμματος αποκατάστασης, ειδικά στο στάδιο πριν την επιστροφή στις δραστηριότητες, συστήνεται να στοχεύει στην ορθή αξιολόγηση και στην κατάλληλη εφαρμογή ασκήσεων με γνώμονα την σωστή φόρτιση της άρθρωσης του γόνατος.

Λέξεις-Κλειδιά: Εμβιομηχανική, σύνδεσμος, γόνατο, κινητική, κινηματική, κακώσεις, πρόληψη, ΠΧΣ, ΟΧΣ, ΕσΠΣ, ΕξΠΣ.

## ABSTRACT

The knee joint is one of the most complex, and at the same time most injured joints of the human body, with its ligament injuries being a much-discussed subject of surgery and rehabilitation. Its structural nature and its function as part of the execution of a variety of movements and activities, makes this joint very important for maintaining balance and damping the loads passing through and down. At the same time, the disturbance of the mechanical characteristics of the kinetics and the kinematics of the joint, lead to abnormal patterns of execution of the movements. It seems that the forces, the moments, the angles of rotation, the speed of movement and the length of the bone displacements and rolling, play an important role in determining the degree of the joint. Thus, the study of biomechanical and functional anatomy have been established as major factors in understanding the mechanisms that lead to increased tension, and ultimately to the rupture of the ligament structures of the knee. Numerous laboratory studies involving the use of mechanical simulators, imaging methods, and computational models attempt to justify the loads on ligament structures. At the same time, the application of tests of a static and dynamic nature by recruiting individuals for examination, draw conclusions that sometimes agree, and sometimes doubt the conclusions of laboratory studies, with the abduction of the knee being the focus of controversy. In each case, it seems that the proper muscle activation and the pattern of the task executed, contribute significantly to the more efficient and safer execution of the exercise. Based on this finding, the prevention strategy and the planning of the rehabilitation program, especially in the stage before the return to the activities, it is recommended to aim at the correct evaluation and the appropriate implementation of exercises with a view to the correct loading of the knee joint.

Key-words: Biomechanics, ligament, knee, kinetics, kinematics, injuries, prevention, ACL, PCL, MCL, LCL.



# ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

## ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

<b>1. Ανατομικά στοιχεία</b> .....	4
1.1. Δομή των οστών .....	4-
1.1.1. Μηριαίοι κόνδυλοι .....	4-
1.1.2. Κνημιαίο πλατώ .....	4-
1.1.3. Επιγονατίδα .....	4-
1.2. Δομή της άρθρωσης .....	5
1.2.1. Μηροκνημιαία άρθρωση .....	5
1.2.2. Επιγονατιδομηριαία άρθρωση .....	6-
1.3. Δομή του θύλακα .....	6-
1.3.1. Πρόσθιος θύλακας .....	6-
1.3.2. Οπίσθιος θύλακας .....	6-
1.3.3. Ορογόνοι θύλακες και λιπώδη σώματα .....	6-
1.4. Δομή των συνδέσμων .....	7
1.4.1. Πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος .....	7-
1.4.2. Οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος .....	8
1.4.3. Έσω πλάγιος σύνδεσμος .....	8-
1.4.4. Έξω πλάγιος σύνδεσμος .....	8-
1.5. Μηνίσκοι .....	8-
1.5.1. Έσω μηνίσκος .....	9
1.5.2. Έξω μηνίσκος .....	9-
1.6. Μύες της άρθρωσης του γόνατος .....	9-
1.7. Κινησιολογία της άρθρωσης του γόνατος .....	9-
1.8. Αξονικές παρεκκλίσεις γόνατος .....	10
1.8.1. Βλαιογονία – Ραιβογονία .....	10
1.8.2. Ανάκρτο γόνατο .....	10
<b>2. Συνδεσμικές κακώσεις του γόνατος</b> .....	11
2.1. Κάκωση του προσθίου χιαστού συνδέσμου .....	11
2.1.1. Επιδημιολογικά στοιχεία .....	11
2.1.2. Μηχανισμοί κάκωσης .....	12
2.1.3. Αντιμετώπιση .....	13
2.2. Κάκωση του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου .....	13
2.2.1. Επιδημιολογικά στοιχεία .....	14
2.2.2. Μηχανισμοί κάκωσης .....	14
2.2.3. Αντιμετώπιση .....	15
2.3. Κάκωση του έσω πλαγίου συνδέσμου .....	15
2.3.1. Επιδημιολογικά στοιχεία .....	15
2.3.2. Μηχανισμοί κάκωσης .....	16
2.3.3. Αντιμετώπιση .....	16
2.4. Κάκωση του έξω πλαγίου συνδέσμου .....	16
2.4.1. Επιδημιολογικά στοιχεία .....	17
2.4.2. Μηχανισμοί κάκωσης .....	17
2.4.3. Αντιμετώπιση .....	17

## ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

<b>3. Μεθοδολογία αναζήτησης</b> .....	18
3.1. Σκοπός .....	18
3.2. Στρατηγική αναζήτησης .....	18
3.3. Χρήση λέξεων-κλειδιών .....	18
3.4. Κριτήρια επιλογής .....	18
3.5. Κριτήρια απόρριψης .....	19
3.6. Σχεδιασμός επεξεργασίας .....	19
3.7. Περιορισμοί .....	19
<b>4. Αποτελέσματα αναζήτησης</b> .....	21
4.1. Πίνακες των εργαστηριακών ερευνών .....	21
4.2. Πίνακες των λειτουργικών δοκιμασιών .....	25
<b>5. Συζήτηση</b> .....	30
5.1. Αξιολόγηση των εργαστηριακών μελετών .....	30
5.2. Αξιολόγηση των λειτουργικών δοκιμασιών .....	34
<b>6. Συμπέρασμα</b> .....	39
6.1. Γενικά συμπεράσματα .....	39
6.2. Κλινικά συμπεράσματα .....	40
<b>7. Πηγές αναζήτησης</b> .....	41
7.1. Αρθρογραφία .....	41
7.2. Βιβλιογραφία .....	45
<b>Παράρτημα Ι</b> .....	46
<b>Παράρτημα ΙΙ</b> .....	47
<b>Παράρτημα ΙΙΙ</b> .....	48
<b>Παράρτημα ΙV</b> .....	49

## ΜΕΤΑΦΡΑΣΕΙΣ & ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

ACL	Anterior Cruciate Ligament	ΠΧΣ	Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος
ADL	Adductor Longus	ΜΠ	Μακρός Προσαγωγός μυς
ALL	Anterolateral Ligament		
ALRI	Anterolateral Rotatory Instability	ΠρΠλΣΑ	Προσθιο-Πλάγια Στροφική αστάθεια
ALS	Anterolateral structure	ΠρΠλδ	Προσθιο-Πλάγιο διαμέρισμα
AMfL	Anterior Meniscomfemoral Ligament	ΠρΜΜΣ	Πρόσθιος Μηνισκομηριαίος Σύνδεσμος
AMRI	Anteromedial Rotatory Instability	ΠρΕσΣΑ	Πρόσθια-Εσωτερική Στροφική Αστάθεια
ATS	Anterior Tibial Shear	ΠρΔΔΚ	Πρόσθια Διατμητική Δύναμη της Κνήμης
BF	Biceps Femoris	ΔΜ	Δικέφαλος Μηριαίος μυς
CKC	Closed Kinetic Chain	ΚΚΑ	Κλειστή Κινητική Αλυσίδα
-	Compression force	-	Συμπιεστική δύναμη
DVJ	Drop Vertical Jump	ΠΚΑ	Πτώση ύστερα από Κάθετο Άλμα
EDL	Extensor Digitorum Longus	ΜΕΔ	Μακρός Εκτείνων τα Δάκτυλα
ETR	External Tibial Rotation	ΕξΣτΚ	Έξω Στροφή της Κνήμης
FCL	Fibula Collateral Ligament	ΦΠΣ	Φαμπελοπερονιαίος σύνδεσμος
-	Frontal plane	-	Μετωπιαίο επίπεδο
Ga	Gastrocnemius	Γα	Γαστροκνήμιος μυς
Gra	Gracilis	ΠΠ	Ισχνός Προσαγωγός μυς
H	Hamstrings	ΟπΜ	Οπίσθιοι Μηριαίοι μύες
Il	Iliacus	Λ	Λαγόνιος μυς
ITB	Iliotibial Band	ΛΤ	Λαγονοκνημιαία Ταινία
ITR	Internal Tibial Rotation	ΕσΣτΚ	Έσω Στροφή της Κνήμης
KAA	Knee Abduction Angle	ΓΑ	Γωνία Απαγωγής του Γόνατος
KAM	Knee Abduction Moment	ΡΑΓ	Ροπή Απαγωγής του Γόνατος
-	Lateral force	-	Περιφερική δύναμη
LCL	Lateral Collateral Ligament	ΕξΠΣ	Έξω Πλάγιος Σύνδεσμος
LG	Lateral head of Gastrocnemius	ΕξΚΓ	Έξω Κεφαλή του Γαστροκνημίου μυός
MCL	Medial Collateral Ligament	ΕσΠΣ	Έσω Πλάγιος Σύνδεσμος
MG	Medial head of Gastrocnemius	ΕσΚΓ	Έσω Κεφαλή του Γαστροκνημίου μυός
OKC	Open Kinetic Chain	ΑΚΑ	Ανοιχτή Κινητική Αλυσίδα
PCL	Posterior Cruciate Ligament	ΟΧΣ	Οπίσθιος Χιαστός Σύνδεσμος
PFL	Popliteofibular ligament	ΠΠΣ	Ιγνυοπερονιαίος σύνδεσμος
PKVA	Peak Knee Valgus Angle	maxΜΚΒ	Μέγιστη Κλίση της Βλαιτότητας του γόνατος
PL	Peroneus Longus	ΜΠ	Μακρός Περονιαίος μυς
PLC	Posterolateral Corner	ΟπΠλΣΑ	Οπισθιο-Πλάγιο διαμέρισμα
PLL	Posterolateral Ligament		
PLRI	Posterolateral Rotatory Instability	ΟπΠλΣΑ	Οπισθιο-Πλάγια Στροφική Αστάθεια

PMfL	Posterior Menisconfemoral Ligament	ΟπΜΜΣ	Οπίσθιος Μηνισκομηριαίος Σύνδεσμος
POL	Posterior Oblique Ligament	ΟπΛΣ	Οπίσθιος Λοξός Σύνδεσμος
PT	Popliteus Tendon	ΤΙ	Τένοντας του Ιγνυακού μυός
Q	Quadriceps	ΤΜ	Τετρακέφαλος Μηριαίος μυς
QT	Quadriceps Tendon	ΤΤΜ	Τένοντας του Τετρακέφαλου Μηριαίου μυός
RF	Rectus Femoris	ΟρθΜ	Ορθός Μηριαίος μυς
-	Sagittal plane	-	Οβελιαίο επίπεδο
-	Shear force	-	Διατμητική δύναμη
SM	Semimembranosus	ΥΥ	Υμιμνωδής μυς
So	Soleus	ΥΚΝ	Υποκνημίδιος μυς
ST	Semitendinosus muscle	ΥΤ	Υμιτενοντώδης μυς
TA	Tibialis Anterior	ΠρΚ	Πρόσθιος Κνημιαίος
-	Transverse plane	-	Εγκάρσιο επίπεδο
VL	Vastus Laterallis	ΕξΠ	Έξω Πλατύς μυς
VM	Vastus Medialis	ΕσΠ	Έσω Πλατύς μυς
ΔACL	Variation of strain of ACL	ΔΠΧΣ	Μεταβολή της τάσης του ΠΧΣ
ΔMCL	Variation of strain of MCL	ΔΕσΠΣ	Μεταβολή της τάσης του ΕσΠΣ

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

ΑΡΙΘΜΟΣ	ΘΕΜΑ	ΣΕΛΙΔΑ
1.6	Μύες της άρθρωσης του γόνατος	9
4.1	Πίνακες των εργαστηριακών ερευνών	21
4.2	Πίνακες των λειτουργικών δοκιμασιών	25
III	Συγκρίσεις μεγεθών κατά την προσγείωση από άλμα	48
IV	Δοκιμασία εκτέλεσης των πλάγιων αναπηδήσεων	49

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

ΑΡΙΘΜΟΣ	ΘΕΜΑ	ΣΕΛΙΔΑ
1.1	Οστά της διάρθρωσης του γόνατος	4
1.1.3	Πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια δεξιάς επιγονατίδας	5
1.3	Δομή αρθρικού θύλακα	6
1.4	Οπίσθια όψη των εν τω βάθει δομών δεξιού γόνατος	7
1.8.2.	Βλαιογονία – Ραιβογονία	10
2.1	Δοκιμασία «οπίσθιου συρταριού»	11
2.1α & β	Ρήξη ΠΧΣ σε αθλητές	12
2.1.2	Μηχανισμός ρήξης ΠΧΣ κατά την προσγείωση ύστερα από άλμα	12
2.2	Δοκιμασία «οπίσθιου συρταριού»	14
2.2.2	Ρήξη οπίσθιου χιαστού	15
2.4.2	Ρήξη έξω πλαγίου συνδέσμου	17
I	Αναπαράσταση μηχανισμού της κάκωσης του ΠΧΣ (αριστερά).	46
II	Αναπαράσταση από μηχανικούς προσομοιωτές προσγείωσης	47

# ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ

ΑΡΙΘΜΟΣ	ΘΕΜΑ	ΣΕΛΙΔΑ
1	Βήματα για την επεξεργασία της επιλεγμένης αρθρογραφίας	19

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η μελέτη της ανθρώπινης κίνησης συνιστά ένα μεγάλο κεφάλαιο των θετικών επιστημών, που βρίσκει τις ρίζες της στην αρχαία Ελλάδα, στην εποχή του Αριστοτέλη (384π.Χ.-322π.Χ.) και του Ιπποκράτη (460π.Χ.-377π.Χ.). Στην αρχαία Αθήνα, η εκπαίδευση των αρρένων στις δεξιότητες της άθλησης ξεκινούσε από το 6<sup>ο</sup> έτος της ηλικίας τους, και περιελάμβανε την κατάλληλη και σωστά προσανατολισμένη εκγύμναση των σωμάτων τους, και την διαπαιδαγώγηση αυτών στην ευγενή άμιλλα. Η μεγαλύτερη αποτίμηση της προσπάθειας, της αποτελεσματικής προπόνησης, της σωστής τεχνικής και των μεθόδων σωστής διαχείρισης των σωματικών ιδιοτήτων των ατόμων, συνέβαινε κατά την διεξαγωγή των Ολυμπιακών Αγώνων.

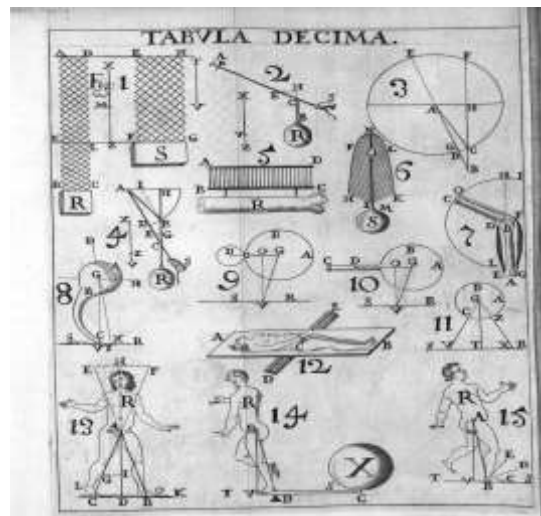
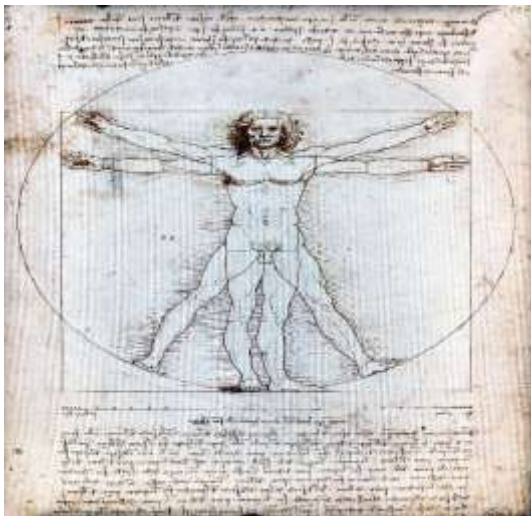


Αργότερα ο Κλαύδιος Γαληνός (129μ.Χ.-199μ.Χ.), ένας από τους σπουδαιότερους ιατρούς και θεραπευτές του ύστατου ελληνορωμαϊκού κόσμου, επέκτεινε τις γνώσεις των εμπειρογνώμων στην κινησιολογία, με την μελέτη δυο ανθρώπινων σκελετών που βρέθηκαν στην Αλεξάνδρεια, καθώς και με τον τεμαχισμό εκατοντάδων γουρουνιών και πιθήκων. Οι λεπτομερείς περιγραφές στις ανατομικές δομές, και η χρήση όρων όπως «διάρθρωση», «συνάρθρωση», «αγωνιστής», και «ανταγωνιστής», είναι γνωστές μέχρι σήμερα.





Στην εποχή της Αναγέννησης ο Λεονάρντο ντα Βίντσι (1452μ.Χ.-1519μ.Χ.) γνωστός για τα σχέδια και τις σημειώσεις του με θέματα την ανατομία, την χαρτογραφία, την ζωγραφική και την παλαιοντολογία, έρχεται να συνεισφέρει στην βαθιά κατανόηση της λειτουργίας του ανθρώπινου σώματος. Με βάση τις θεωρήσεις του κατάφερε να αποδείξει πως το ανθρώπινο σώμα έχει συμμετρία, και μπορεί να παρουσιάσει μηχανικές προσαρμογές στον χώρο, συμπληρώνοντας τις μέχρι τότε θεωρίες της αρχιτεκτονικής που εισήγαγε ο Βιτρούβιος (80π.Χ.-15π.Χ.). Μαζί με τον Τζοβάνι Αλφόνσο Μπορέλι (1608μ.Χ.-1679μ.Χ.) κατάφεραν να εκφράσουν με μαθηματικό τρόπο τα γεγονότα που σχετίζονται με την ανθρώπινη κίνηση, και κατέγραψαν τις μυϊκές μηχανικές δραστηριότητες, τους μηχανισμούς ισορροπίας που έχουν άμεση σχέση με το κέντρο βάρους του σώματος, τους μοχλούς των ροπών στρέψης και τον τρόπο που λειτουργούν μέσω της μυϊκής δύναμης και της γωνίας εφαρμογής τους.



Η κινησιολογία είναι η μελέτη της ανθρώπινης κίνησης μέσα από την κινητικότητα των αρθρώσεων, τις δράσεις των μυών που τις περιβάλλουν, και τις μεταξύ τους αλληλεπιδράσεις. Στην πραγματικότητα, πρόκειται για την έρευνα του τρόπου που το σώμα συμπεριφέρεται σε σχέση με το περιβάλλον. Ως ευρύτερη επιστημονική περιοχή, εμπεριέχει την εμβιομηχανική, η οποία κατά βάση μελετά τις μηχανικές αλληλεπιδράσεις του ανθρώπινου σώματος με το εξωτερικό περιβάλλον, όπως αυτές εκφράζονται μέσω των δυνάμεων και των ροπών, συμβάλλοντας στην παραγωγή της στάσης και της κίνησης.

Η άρθρωση του γόνατος χαρακτηρίζεται από μια σύνθετη κινητικότητα που υποστηρίζει μεγάλα φορτία, ελεγχόμενη από πολύ μεγάλες μυϊκές ομάδες οι οποίες σταθεροποιούν την άρθρωση, και τη βοηθούν να κινεί το υπερκείμενο βάρος του σώματος επί ενός σταθερού άκρου στο έδαφος. Ταυτόχρονα, απαιτείται μια λεπτή ισορροπία μεταξύ της σταθερότητας που είναι απαραίτητη για τη στήριξη του βάρους, και της κινητικότητας που είναι απαραίτητη για τη δίποδη βάδιση. Η σταθερότητα του γόνατος βασίζεται κυρίως στους περιορισμούς που τίθενται από τα μαλακά μέρη, κι ύστερα από την οστική διαμόρφωσή του.

Οι μηχανικές -και μάλιστα- οι επαναλαμβανόμενες φορτίσεις που υφίστανται το γόνατο, πιθανόν να συμβάλλουν στην κάκωση των συνδεσμικών δομών του. Οι αθλητικές κακώσεις τόσο στους επαγγελματίες όσο και στους ερασιτέχνες, αποτελούν αδιαμφισβήτητα ένα πεδίο συνεχούς έρευνας, με στόχο τον προσδιορισμό και περιορισμό των προδιαθεσικών παραγόντων κινδύνου που τις προκαλούν. Περίπου το 70% των τραυματισμών συμβαίνει χωρίς σωματική επαφή, και συχνά περιλαμβάνει ένα συνδυασμό στροφών στο γόνατο που συμβαίνει κατά την προσγείωση από άλμα, ή κατά την επιβράδυνση, ή κατά την αλλαγή κατεύθυνσης στο τρέξιμο (Bates και συν.,2019 & Hewet και συν.,2016)

Η ρήξη του προσθίου χιαστού συνδέσμου αποτελεί τον πιο συχνό τραυματισμό του γόνατος (Bates & Hewett,2016). Τα μεγαλύτερα επιδημιολογικά στοιχεία τραυματισμού έχουν σημειωθεί κατά την εκτέλεση αθλητικών δραστηριοτήτων, ιδιαίτερα στο ποδόσφαιρο, το σκι, το χάντμπολ, και το μπάσκετ, όπου η άρθρωση του γόνατος υπόκειται σε υψηλά στροφικά φορτία. Η ρήξη του προσθίου χιαστού συνδέσμου συχνά οδηγεί σε αστάθεια γόνατος, νευρομυικά ελλείμματα και μυϊκές αδυναμίες (Bates & Hewett,2016).

Παρόλα αυτά, σε πολλές περιπτώσεις δεν παρατηρείται μια μεμονωμένη κάκωση, αλλά ένας συνδυασμός συνδεσμικών κακώσεων (Ng et al.,2020). Για παράδειγμα, φάνηκε πως η ρήξη του ΠΧΣ μπορεί να εμφανιστεί με ταυτόχρονη ρήξη του ΕσΠΣ σε ποσοστό 20%-40% των περιπτώσεων. Ο ΟΧΣ είναι πυκνότερος, ισχυρότερος και συμμετέχει περισσότερο στον έλεγχο της οπίσθιας μετατόπισης της κνήμης (Winkler et al.,2021), με αποτέλεσμα τα ποσοστά ρήξης του να είναι σημαντικά μικρότερα από αυτά του ΠΧΣ, αν και σε συνδυασμό η συχνότητα εμφάνισης αγγίζει το 20%-40% των περιπτώσεων (Steffensmeir et al.,2020).

Αναδυόμενες έρευνες υποστηρίζουν την καταλληλότητα της συντηρητικής αντιμετώπισης έναντι της χειρουργικής, σε ασθενείς χαμηλού κινδύνου ρήξης προσθίου χιαστού συνδέσμου (Τσαρμπού και συν.,2014 & Enrico et al.,2017). Οι Winkler et al.,2021 χαρακτηριστικά έγραψαν «Σεβόμαστε το παρελθόν, και αγκαλιάζουμε το μέλλον». Μάλιστα, φαίνεται ότι η αποκατάσταση με ασκήσεις πολλαπλών κατευθύνσεων κατά την βάδιση αποκτά κεντρικό ρόλο στην αντιμετώπισή τους (Avedesiane et al.2020), ενώ μια παράλληλη εφαρμογή νευροδυναμικών ασκήσεων (Thomas et al.,2013), δείχνει να έχει ενδιαφέρουσες θετικές επιπτώσεις στους ασθενείς.

Τα όρια των μέγιστων πιθανών φορτίσεων, της αντοχής και της ανθεκτικότητας των δομών σε διαφορετικών ειδών δυνάμεις, το φύλλο, η ηλικία, το είδος της δραστηριότητας, το σωματικό βάρος, η διατροφή, οι καταχρήσεις και η ψυχολογία του ατόμου αποτελούν σημαντικούς συντελεστές στην αξιολόγηση των ασθενών (Bates et al,2016 & Bates et al.,2020 & Shaw et al.,2015).

Η θεμελιώδης γνώση της κινησιολογίας αποτελεί τον ακρογωνιαίο λίθο για την κατανόηση της αποκατάστασης, μέσω του οποίου θα καταγραφούν οι λειτουργικές ανεπάρκειες οι οποίες προέρχονται από τραυματισμό, κακή στάση, ακινητοποίηση, καθώς επίσης και μετά από χειρουργικές επεμβάσεις. Ο φυσικοθεραπευτής πρέπει να είναι σε θέση να αξιολογήσει τις λειτουργικές ανεπάρκειες των ασθενών, προκειμένου να σχεδιάσει μια προοδευτική, ασφαλή, εξειδικευμένη και εξατομικευμένη αποκατάσταση των κινητικών δυσλειτουργιών (Wojtys et al.,2016). Οι Dean & LaPrade (2019), σημειώνουν πως το 80%-90% των ασθενών με κάκωση προσθίου χιαστού συνδέσμου θα επιστρέψουν στις προηγούμενες αθλητικές τους δραστηριότητες, ενώ από αυτούς, ένα 15% ενέχει τον κίνδυνο επανατραυματισμού.

Κατανοώντας τους πιθανούς τρόπους που μπορεί να διαταραχθεί η φυσιολογική δομή και λειτουργία του γόνατος, μπορούμε μέσα από ειδικές εξετάσεις να προβλέψουμε μια πιθανή κάκωση (Hermon et al.,2012 & Lopes et al.,2018). Έτσι, η έγκαιρη ενημέρωση των ασθενών για τα σημεία προσοχής μπορεί να επιφέρει μείωση των περιπτώσεων τραυματισμού. Έχει επανειλημμένα αναφερθεί πως η καλύτερη αντιμετώπιση είναι η πρόληψη.

# ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

## 1. ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

### 1.1. Δομή των οστών

Τα οστά της άρθρωσης του γόνατος είναι το κάτω άκρο μηριαίου, η κνήμη και η επιγονατίδα.



Εικ. 1.1 - Οστά της διάρθρωσης του γόνατος  
(Keith Moore, Arthur Dalley, Anne Agur : Κλινική Ανατομία)

#### 1.1.1. Μηριαίοι κόνδυλοι

Αποτελούν ογκώματα που βρίσκονται στο κάτω άκρο του μηριαίου οστού, έναντι αντίστοιχων ογκωμάτων της κνήμης (κνημιαίοι κόνδυλοι). Ο έσω κόνδυλος είναι στενότερος ενώ ο έξω πλατύτερος και προέχει περισσότερο προς τα εμπρός. Στην άνω και πλάγια επιφάνεια των κονδύλων προσφύονται εκατέρωθεν οι πλάγιοι σύνδεσμοι, ενώ στην πρόσθια κάτω επιφάνειά τους ενώνονται στη μηριαία τροχίλια η οποία εφάπτεται στην οπίσθια επιφάνεια της επιγονατίδας. Προς τα πίσω διαχωρίζονται στη μεσοκονδύλια εντομή όπου προσφύονται οι χιαστοί σύνδεσμοι.

#### 1.1.2. Κνημιαίο πλατώ

Είναι το πεπλατισμένο άκρο της κνήμης. Έχει δύο αρθρικές επιφάνειες (την έσω/μέση και την έξω/πλευρική επιφάνεια), οι οποίες φιλοξενούν τους μηνίσκους μέσω των οποίων γίνεται η επαφή με το μηριαίο οστό. Οι δύο χιαστοί σύνδεσμοι συνδέονται με το μέσο του κνημιαίου πλατώ.

#### 1.1.3. Επιγονατίδα

Η επιγονατίδα είναι ένα τριγωνικό οστό με τη βάση προς τα πάνω και την κορυφή κάτω η οποία καλύπτεται με αρθρικό χόνδρο. Αποτελεί μέρος της άρθρωσης του γόνατος και είναι προσδεμένη στους μύες του μηρού μέσω του τένοντα του τετρακεφάλου και καθηλωμένη στο οστό της κνήμης διαμέσου του επιγονατιδικού τένοντα. Ο ρόλος της είναι πολύ σημαντικός στην έκταση του γόνατος, επειδή, παίζοντας το ρόλο της τροχαλίας, αυξάνει τον

μοχλοβραχίονα του τετρακεφάλου και κατά συνέπεια την δύναμη που αυτός ασκεί. Επίσης συμβάλλει στην κατανομή των φορτίων που ασκούνται στο μηριαίο οστό μεγάλωνοντας την επιφάνεια επαφής του επιγονατιδικού τένοντα με αυτό. Η επιγονατίδα μπορεί να μετατοπισθεί κατά την κάμψη σε εύρος 7 εκ. περίπου σε μετωπιαίο επίπεδο.



**Εικ. 1.1.3** – Πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια δεξιάς επιγονατίδας  
(Donald A. Neumann : Κινησιολογία του Μυοσκελετικού Συστήματος)

## 1.2. Δομή της άρθρωσης

Το γόνατο, λόγω της ανατομικής του κατασκευής, είναι η πιο ευάλωτη σε τραυματισμό άρθρωση του σώματος. Ταυτοχρόνως, επειδή οι στηρικτικές απαιτήσεις είναι πολύ μεγάλες από την άρθρωση αυτή, η ακεραιότητα των ανατομικών στοιχείων που την υποστηρίζουν έχει μεγάλη σημασία. Επομένως η έγκαιρη διάγνωση μιας συνδεσμικής κάκωσης του γόνατος και η κατάλληλη θεραπεία έχει ζωτική σημασία για το μέλλον της αρθρώσεως.

Το σύστημα των συνδέσμων αυτών είναι πολύπλοκο και ισχυρό, έτσι ώστε να παρέχει προστασία στην άρθρωση σχεδόν προς όλες τις διευθύνσεις.

Οι κακώσεις των συνδέσμων στο γόνατο είναι συχνές και, ευτυχώς, συνήθως ελαφρές. Σε βαρύτερες κακώσεις, όπου μπορεί να προσβάλλονται περισσότερα στοιχεία, απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή στην εκτίμηση και την άμεση αντιμετώπιση, ώστε να προληφθεί η μόνιμη λειτουργική αναπηρία του ατόμου.

Η άρθρωση του γόνατος είναι ίσως η πολυπλοκότερη άρθρωση στο σώμα μας. Λόγω της ανατομικής κατασκευής της και της εντελώς επιφανειακής της θέσης, είναι επιρρεπής σε φθορές αλλά και τραυματισμούς. Περιλαμβάνει δύο επιμέρους αρθρώσεις, την μηροκνημιαία και την επιγονατιδομηριαία άρθρωση που περιβάλλονται από ένα κοινό ιστό, τον αρθρικό θύλακα. Η σταθερότητα της άρθρωσης εξασφαλίζεται σε στατικό επίπεδο από τους συνδέσμους και τα οστά, ενώ σε δυναμικό επίπεδο από τους ισχυρούς μύες που περιβάλλουν την άρθρωση. Η μη έγκαιρη διάγνωση και αντιμετώπιση των παθήσεων ή κακώσεων της άρθρωσης, μπορεί να οδηγήσει ακόμα και σε μόνιμες λειτουργικές αναπηρίες του ατόμου.

### 1.2.1. Μηροκνημιαία άρθρωση

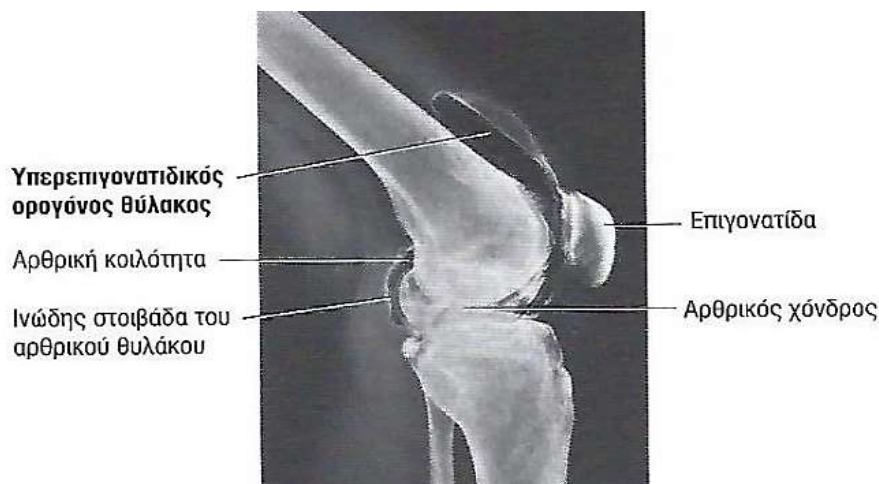
Η άρθρωση αποτελείται από τις διαρθρώσεις μεταξύ των μεγάλων κυρτών μηριαίων και των σχεδόν επίπεδων κνημιαίων κόνδυλων. Επειδή οι μηριαίοι κόνδυλοι έχουν μεγάλη επιφάνεια, το εύρος της κίνησης είναι επίσης μεγάλο σε οβελιαίο επίπεδο και έτσι, είναι εύκολο να πραγματοποιηθούν δραστηριότητες που απαιτούν βαθύ κάθισμα και τρέξιμο. Η σταθερότητα της άρθρωσης εξαρτάται από φυσικούς παράγοντες όπως, η ισχύς των μυών και η αντοχή των συνδέσμων και του θύλακα, ενώ επιβαρύνεται με την αύξηση του σωματικού βάρους.

### 1.2.2. Επιγονατιδομηριαία άρθρωση

Η άρθρωση περιλαμβάνει την έσω αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας και της μηριαίας τροχίλιας. Η σταθερότητα της άρθρωσης επιτυγχάνεται από το ταίριασμα των αρθρικών επιφανειών που έρχονται σε επαφή, τη μεγάλη δύναμη του τετρακέφαλου και την στήριξη των παρακείμενων μαλακών μορίων.

### 1.3. Δομή του θύλακα

Ο αρθρικός θύλακας της διάρθρωσης του γόνατος εκτείνεται σε όλες τις πλευρές της κνημομηριαίας άρθρωσης. Αποτελείται από μια εξωτερική ινώδη στοιβάδα (ινώδης θύλακας) και από ένα εσωτερικό αρθρικό υμένα που περιβάλλει όλες τις εσωτερικές επιφάνειες της αρθρικής κοιλότητας που δεν καλύπτονται με αρθρικό χόνδρο. Περιέχει αρθρικό υγρό που λιπαίνει και τρέφει τους χόνδρους και τα περιαρθρικά στοιχεία.



**Εικ. 1.3** - Δομή αρθρικού θύλακα  
(Keith Moore, Arthur Dalley, Anne Agur : Κλινική Ανατομία)

#### 1.3.1. Πρόσθιος θύλακας

Πρόκειται για μια εξωτερική ινώδη στοιβάδα που προσφύεται προς τα πάνω στο μηριαίο οστό πάνω από το αρθρικό όριο των κονδύλων ενώ προς τα κάτω, καλύπτει τους κονδύλους και τον μεσοκονδυλιαίο βόθρο και προσφύεται στην άνω αρθρική επιφάνεια της κνήμης. Μέσω τρήματος επιτρέπει τη διέλευση του τένοντα του ιγνυακού μυός που καταφύεται στην κνήμη.

#### 1.3.2. Οπίσθιος θύλακας

Ο αρθρικός υμένας καταφύεται στην περιφέρεια του αρθρικού χόνδρου που καλύπτει τους μηριαίους και κνημιαίους κονδύλους στην εσωτερική επιφάνεια της επιγονατίδας και στα χείλη των μηνίσκων και μέσω του μεσοκονδύλιου χώρου καλύπτει τους χιαστούς και το υποεπιγονατιδικό λιπώδες σώμα.

#### 1.3.3. Ορογόνοι θύλακες και λιπώδη σώματα

Υπάρχουν 12 - 14 ορογόνοι θύλακες που βρίσκονται σε σημεία που υπάρχει τριβή μεταξύ των ιστών (τενόντων, συνδέσμων, μυών οστών). Σημαντικότεροι ορογόνοι θύλακες είναι :

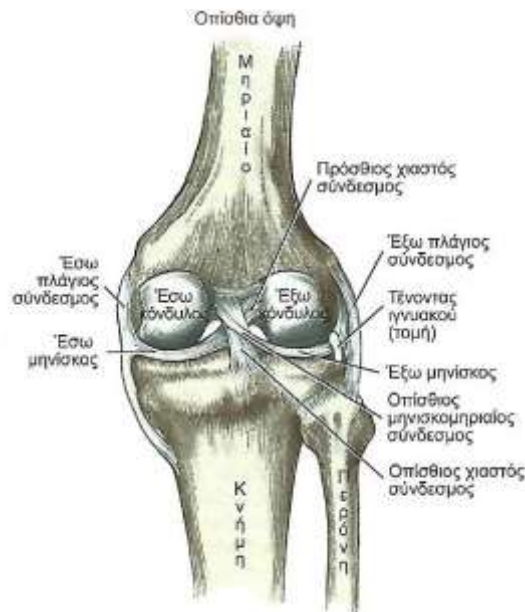
- ο προεπιγονατιδικός, είναι υποδόριος και καλύπτει την πρόσθια επιφάνεια της επιγονατίδας,
- ο υπερεπιγονατιδικός, έχει μεγάλο μέγεθος και βρίσκεται επάνω από την επιγονατίδα, μεταξύ του τετρακέφαλου και του μηριαίου οστού και
- ο υποεπιγονατιδικός, είναι υποδόριος και βρίσκεται κάτω από το δέρμα και μπροστά από τον επιγονατιδικό σύνδεσμο.

Δραστηριότητες που ασκούν μεγάλες και επαναλαμβανόμενες δυνάμεις στους ιστούς, μπορούν να προκαλέσουν φλεγμονή των θυλάκων (ορογονοθυλακίτιδα) και κάκωση των μαλακών μορίων.

Τα λιπώδη σώματα έχουν κι αυτά ως σκοπό την λίπανση και την μείωση των τριβών στα κινούμενα μέρη. Τα μεγαλύτερα λιπώδη σώματα σχετίζονται με τον υπερεπιγονατιδικό και τον υποεπιγονατιδικό ορογόνο θύλακα.

## 1.4. Δομή των συνδέσμων

Οι χιαστοί σύνδεσμοι αποτελούν μια απίστευτα πολυσύνθετη κατασκευή τόσο από αρχιτεκτονικής άποψης όσο και από λειτουργικής. Βρίσκονται τοποθετημένοι ενδαρθρικά αλλά έξω από τον αρθρικό υμένα. Όλες οι ίνες των χιαστών δεν έχουν το ίδιο μήκος και την ίδια κατεύθυνση. Έτσι, κατά την διάρκεια των κινήσεων του γόνατος, δεν διατείνονται όλες στον ίδιο χρόνο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα μερικές μοίρες τους να παραμένουν σε τάση σε όλες τις θέσεις, και να παρέχουν σταθερότητα ανεξάρτητα της θέσης του γόνατος. Οι δυο χιαστοί σύνδεσμοι είναι ιδανικά τοποθετημένοι στο κέντρο του γόνατος, ώστε να αντιστέκονται σε καταπονήσεις κατά τον πρόσθιο-οπίσθιο άξονα αυτού.



**Εικ. 1.4** - Οπίσθια όψη των εν τω βάθει δομών δεξιού γόνατος  
(Donald A. Neumann : Κινησιολογία του Μυοσκελετικού Συστήματος)

### 1.4.1. Πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος δεν επιτρέπει την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με το μηριαίο οστό, και κατά την υποστήριξη βάρους βοηθά στο να «κλειδώσει» το γόνατο στη θέση πλήρους έκτασης, ενώ εμποδίζει την υπερέκταση. Ελέγχει και εμποδίζει την υπερβολική έσω στροφή της κνήμης, ενώ επικουρικά περιορίζει την απαγωγή/προσαγωγή της

κνήμης σε περίπτωση τραυματισμού των πλάγιων συνδέσμων. Συνεργάζεται με τους μυς του μηρού, ιδιαίτερα τους οπίσθιους μηριαίους, για την σταθεροποίηση της άρθρωσης του γόνατος.

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος έχει τη μέγιστη τάση κατά την έκταση, ενώ χαλαρώνει κατά την κάμψη. Αναλυτικότερα, καταγράφηκε πως κατά την εφαρμογή πρόσθιας συρταρωτής κίνησης της κνήμης σε σχέση με το μηριαίο, ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος εμφανίζει 30 και 90 μοίρες κάμψης το 85% της τάσης του. Επιπλέον, περιορίζει και ελέγχει την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης με τον μηχανισμό του «κλειδώματος» του γόνατος στις τελευταίες μοίρες της έκτασης, και συνεχίζει να την ελέγχει και κατά την προσπάθεια υπερέκτασης. Επίσης, παρέχει βοηθητικό έλεγχο και προστασία κατά την απαγωγή και προσαγωγή της κνήμης, σε σχέση με το μηριαίο.

#### **1.4.2. Οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος**

Εκείνο που σήμερα έχει αναγνωριστεί, είναι η σπουδαιότητα του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου στη σταθερότητα του γόνατος. Ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος λόγω της ανατομικής του φοράς ενεργεί σαν κέντρο περιστροφής της άρθρωσης. Έτσι, οι αστάθειες του γόνατος ανάλογα με την ακεραιότητα ή μη του συνδέσμου αυτού, χωρίζονται σε στροφικές, που σημαίνει πως ο οπίσθιος χιαστός είναι ακέραιος, και σε γραμμικές, που σημαίνει πως συνυπάρχει και ρήξη του οπίσθιου χιαστού. Συνεπώς, στις δοκιμασίες προσαγωγής ή απαγωγής του γόνατος η άρθρωση ανοίγει σαν βιβλίο ακόμη και στη θέση έκτασης. Είναι ισχυρότερος από τον πρόσθιο.

#### **1.4.3. Έσω πλάγιος σύνδεσμος**

Ο έσω πλάγιος (κνημιαίος), αποτελεί μια πλατιά ταινία που εκτείνεται από το έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα του μηριαίου οστού στο έσω κνημιαίο κόνδυλο και στο άνω εξωτερικό μέρος της κνήμης. Απαρτίζεται από το πάνω μέσο τμήμα, το μεσοθυλακώδες και το οπίσθιο πλάγιο τμήμα και προστατεύει από δυνάμεις βλαισότητας (απαγωγής). Είναι πιο αδύναμος από τον έξω πλάγιο σύνδεσμο και γι αυτό τραυματίζεται συχνότερα στα αθλήματα.

#### **1.4.4. Έξω πλάγιος σύνδεσμος**

Ο έξω πλάγιος (περνιαίος) είναι ισχυρός, εκτείνεται από το έξω υπερκονδύλιο κύρτωμα του μηριαίου οστού στην έξω επιφάνεια της κεφαλής της περόνης. Προς τα έξω συνυφαίνεται με τον τένοντα του δικεφάλου μηριαίου μυός. Είναι σχετικά κοντός λεπτός και στρογγυλός σαν χορδή και προστατεύει από δυνάμεις ραιβότητας (προσαγωγής). Τόσο ο έξω όσο και ο έσω πλάγιος σύνδεσμος, έχουν ως δευτερεύοντα σκοπό μια τάση σταθεροποίησης όταν το γόνατο είναι πλήρως ή σχεδόν πλήρως τεντωμένο.

### **1.5. Μηνίσκοι**

Οι μηνίσκοι εδράζονται στην αρθρική επιφάνεια της κνήμης, αποτελούνται από συνδετικό ιστό (75% κολλαγόνο), έχουν σχήμα ημισεληνοειδές - σφηνοειδές και είναι παχύτεροι στα έξω χείλη τους και λεπτότεροι στα έσω. Παρεμβάλλονται μεταξύ μηριαίων και κνημιαίων κονδύλων και έχουν ως σκοπό την αύξηση της επιφάνειας επαφής, την αποτελεσματικότερη λίπανση μέσω της ομοιόμορφης κατανομής του αρθρικού υγρού, την απορρόφηση των κραδασμών και την καλύτερη κατανομή των δυνάμεων που ασκούνται, συμβάλλοντας έτσι στη σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος. Οι μηνίσκοι αγγειώνονται από κλάδους της μηριαίας, της ιγνυακής, της πρόσθιας και της περισπώμενης κνημιαίας αρτηρίας, μέσω του περιαρθρικού αγγειακού δικτύου του γόνατος. Δέχονται καλύτερη αιμάτωση στην περιφέρειά τους, γι αυτό, τραυματισμοί της περιφέρειας των μηνίσκων έχουν καλύτερη πρόγνωση από τραυματισμούς της μέσης ή εσωτερικής ζώνης τους.

### 1.5.1. Έσω μηνίσκος

Είναι λιγότερο κινητός από τον έξω μηνίσκο εξαιτίας των δυνατών προσφύσεων του, τόσο με την κάτω επιφάνεια του πλάγιου κνημιαίου συνδέσμου όσο και την πρόσθια και οπίσθια μεσοκονδύλια περιοχή της κνήμης. Το σχήμα του μοιάζει με το αγγλικό γράμμα C. Υφίσταται συχνότερα ρήξη σε σχέση με τον έξω.

### 1.5.2. Έξω μηνίσκος

Είναι περισσότερο κινητός από τον έσω (γι αυτό και τραυματίζεται σπανιότερα) και έχει κυκλικό σχήμα. Έχει πρόσφυση στον ιγνυακό τένοντα, στον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο και στον έσω μηριαίο κόνδυλο μέσω του οπίσθιου μηνισκομηριαίου συνδέσμου.

## 1.6. Μύες της άρθρωσης του γόνατος

Πίνακας 1.6 – Μύες της άρθρωσης του γόνατος

Ενέργεια	Μυς	Νευρωση	Ρίζα
Κάμψη γόνατος	1. Δικέφαλος μηριαίος	Ισχιακό	05, I1, I2
	2. Ημιμεμβρανώδης	Ισχιακό	05, I1, I2
	3. Ημιτενοντώδης	Ισχιακό	05, I1, I2
	4. Ισχνός προσαγωγός	Θυροειδές	02, 03
	5. Ραπτικό	Μηριαίο	02, 03
	6. Ιγνυακός	Κνημιαίο	04, 05, I1
	7. Γαστροκνήμιος	Κνημιαίο	I1, I2
	8. Τείνων την πλατεία περιτονία (στις 45° έως 145° κάμψης)	Άνω γλουτιαίο	04, 05
	9. Πελματικός	Κνημιαίο	I1, I2
Έκταση γόνατος	1. Ορός μηριαίος	Μηριαίο	02–04
	2. Έσω πλατύς	Μηριαίο	02–04
	3. Μέσος πλατύς	Μηριαίο	02–04
	4. Έξω πλατύς	Μηριαίο	02–04
	5. Τείνων την πλατεία περιτονία (στις 0° έως 30° κάμψης)	Άνω γλουτιαίο	04, 05
Έξω στροφή με το άκρο σε κάμψη (από θέση μη φόρτισης)	1. Ιγνυακός	Κνημιαίο	04, 05
	2. Ημιμεμβρανώδης	Ισχιακό	05, I1, I2
	3. Ημιτενοντώδης	Ισχιακό	05, I1, I2
	4. Ραπτικός	Μηριαίο	02, 03
	5. Ισχνός προσαγωγός	Θυροειδές	02, 03
Έξω στροφή με το πόδι λυγισμένο (θέση μη φόρτισης)	1. Δικέφαλος μηριαίος	Ισχιακό	05, I1, I2

## 1.7. Κινησιολογία της άρθρωσης του γόνατος

Στο γόνατο εκτελούνται κινήσεις κάμψης – έκτασης και στροφικές. Η κάμψη – έκταση του γόνατος είναι μια σύνθετη κίνηση ολίσθησης και κύλισης των μηριαίων κονδύλων επί των κνημιαίων. Κατά την κάμψη το κυρτό μηριαίο κινείται επί της ακίνητης κοίλης κνήμης εκτελώντας κύλιση και ολίσθηση ενώ χαλαρώνουν οι πλάγιοι σύνδεσμοι και ο πρόσθιος χιαστός. Κατά την έκταση του γόνατος το μηριαίο κυλά προς τα εμπρός και ταυτόχρονα ολισθαίνει προς τα πίσω ενώ διατείνονται οι πλάγιοι σύνδεσμοι και οι χιαστοί.



## 1.8. Αξονικές αποκλίσεις γόνατος

Η ευθυγράμμιση της κνήμης με το μηριαίο μεταβάλλεται κατά την ανάπτυξη του ατόμου. Μετά την ηλικία των 9 περίπου χρόνων, όταν το άτομο στέκεται με τα πόδια του σε προσαγωγή, στα σκέλη του τα σφυρά και τα γόνατα πρέπει να εφάπτονται. Όταν το γόνατο είναι σε πλήρη έκταση, ο άξονας κατά μήκος της κνήμης πρέπει να συμπίπτει με τον άξονα του μηριαίου ή να αποκλίνει ελάχιστα. Στην άρθρωση του γόνατος αντίστοιχα, δεν εμφανίζεται ή εμφανίζεται ελάχιστη γωνίωση του σκέλους.

### 1.8.1. Βλαιογονία - Ραιβογονία

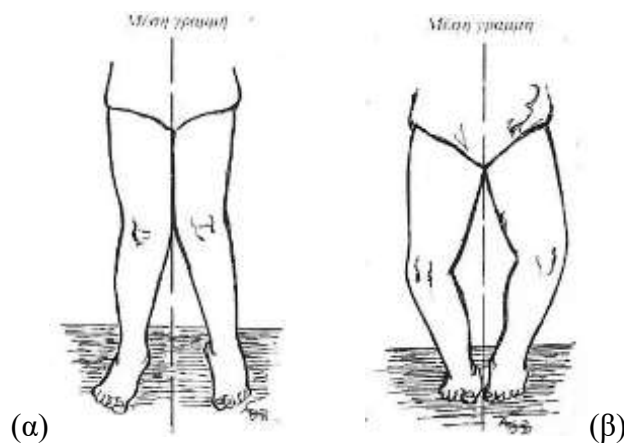
Αν η γωνία μεταξύ κνήμης και μηρού αυξηθεί, τα σφυρά θα απομακρυνθούν και το άτομο παρουσιάζει παραμόρφωση γονάτων προς τα έσω που ονομάζεται βλαιογονία. Η ακριβώς αντίθετη παραμόρφωση, δηλαδή τα σφυρά να συγκλίνουν και τα γόνατα να αποκλίνουν ονομάζεται ραιβογονία (εικ. 1.8.2α &β).

Στα παιδιά κατά την ανάπτυξη των κάτω άκρων εμφανίζεται αρχικά ραιβογονία η οποία είναι φυσιολογική μέχρι την ηλικία των 2 ετών και στην συνέχεια αναπτύσσεται βλαιογονία η οποία θεωρείται φυσιολογικό στάδιο της ανάπτυξης σε παιδιά ηλικίας 4-6 ετών. Στη συνέχεια διορθώνεται από μόνη της μέχρι την ηλικία των 9 ετών.

Παράγοντες που ευθύνονται για τις παραμορφώσεις αυτές είναι οι τραυματισμοί των χόνδρων στη μηροκνημική άρθρωση, κατάγματα των κονδύλων, η μεγάλη αύξηση του βάρους, παθήσεις όπως ο ραχιτισμός, η νόσος του Paget και συγγενής ανωμαλίες. Μεγάλου βαθμού βλαιοσού – ραιβού γόνατος αντιμετωπίζονται κυρίως χειρουργικά.

### 1.8.2. Ανάκυρτο γόνατο

Φυσιολογικά, ο μηρός και η κνήμη από πλάγια όψη βρίσκονται σε ευθεία όταν το γόνατο είναι σε έκταση. Αν μπορεί να υπερεκταθεί πέρα των  $10^\circ$ , το γόνατο ονομάζεται ανάκυρτο. Κύριοι παράγοντες είναι οι χρόνια προσπάθεια υπερέκτασης του γόνατος που υπερδιατείνουν τις οπίσθιες δομές του, όπως στις περιπτώσεις χορευτριών μπαλέτου που ορθοστατούν στις μύτες των δακτύλων. Παθήσεις που προκαλούν σπαστικότητα στον τετρακέφαλο ή παράλυση των καμπτήρων του γόνατος μπορεί επίσης να ευθύνονται για την πάθηση. Η χρήση νάρθηκα είναι συνήθως η ενδεδειγμένη λύση για βελτίωση.



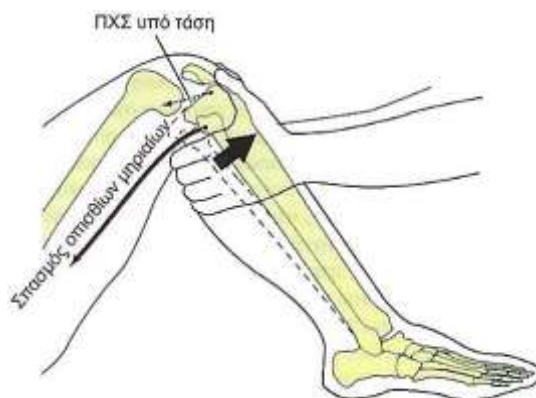
**Εικ. 1.8.2.** – (α) Βλαιογονία – (β) Ραιβογονία  
(Γ. Χαρτοφυλακίδη – Γαροφαλιδη : Θέματα ορθοπεδικής και τραυματολογίας)

## 2. ΣΥΝΔΕΣΜΙΚΕΣ ΚΑΚΩΣΕΙΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

### 2.1. Κάκωση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ)

Είναι ο σύνδεσμος που υφίσταται συχνότερα κάκωση. Παρόλο που μπορεί να συμβεί μεμονωμένη ρήξη, συχνά τραυματίζονται ταυτόχρονα και άλλα ανατομικά στοιχεία. Ο μηχανισμός της κάκωσης είναι συχνά η έξω στροφή της κνήμης με την ποδοκνημική κολλημένη στο έδαφος, φόρτιση του γόνατος με το βάρος του σώματος και βίαιη έσω στροφή του μηρού (Εικ. 2.1α & β). Στις περισσότερες περιπτώσεις ο ασθενής αναφέρει σημαντική κάκωση, συχνά με την αίσθηση πως κάτι σκίστηκε εντός του γόνατος, κάνοντας και χαρακτηριστικό ήχο. Αυτό ακολουθείται πάντα από άμεσο σχηματισμό αιμάθρου.

Η αρχική εκτίμηση μπορεί να είναι αναξιόπιστη εξαιτίας του πόνου και του μυϊκού σπασμού, αλλά αργότερα μπορεί να καταδειχθεί παθολογική κίνηση της κνήμης σε σχέση με το μηριαίο οστό, χρησιμοποιώντας της κλινικές δοκιμασίες του «πρόσθιου συρταριού» και της δοκιμασίας Lachman. Μερικοί ασθενείς παρουσιάζονται καθυστερημένα, με ιστορικό προηγούμενης κάκωσης, παραπονούμενοι για αίσθημα αστάθειας και ενδαρθρικής συλλογής υγρού. Αξίζει να σημειωθεί πως ακόμα και μια μεμονωμένη ρήξη ΠΧΣ, μπορεί να οδηγήσει σε δευτεροπαθή ρήξη μηνίσκου, εξαιτίας της αστάθειας του γόνατος.



**Εικ. 2.1** – Δοκιμασία «πρόσθιου συρταριού»  
(Donald A. Neumann : Κινησιολογία του Μυοσκελετικού Συστήματος)

#### 2.1.1. Επιδημιολογικά στοιχεία

Η συχνότητα εμφάνισης του τραυματισμού πιθανόν να οφείλεται στη μεγάλη συμμετοχή των ατόμων σε αθλήματα ιδιαίτερων απαιτήσεων. Η καλαθοσφαίριση, το ποδόσφαιρο, η πετοσφαίριση, η χειροσφαίριση, η γυμναστική, η χιονοδρομία, οι πολεμικές τέχνες είναι αθλήματα με μεγάλο κίνδυνο πρόκλησης τραυματισμών του ΠΧΣ.

Υπάρχουν επίσης έρευνες που καταγράφουν μεγαλύτερο ποσοστό εμφάνισης τραυματισμών του ΠΧΣ στις γυναίκες σε σχέση με τους άνδρες και στα άτομα με στενή μεσοκονδύλια εντομή. Οι κακώσεις του κατά μεγάλη πλειοψηφία εμφανίζονται περίπου στη μεσότητά του (>70%), ενώ στο μηριαίο άκρο το 20%, με το κνημιαίο άκρο να εμφανίζεται μόλις στο 5% των περιπτώσεων.

Το συνθετικό γήπεδο ενοχοποιείται για την αύξηση των τραυματισμών του ΠΧΣ.

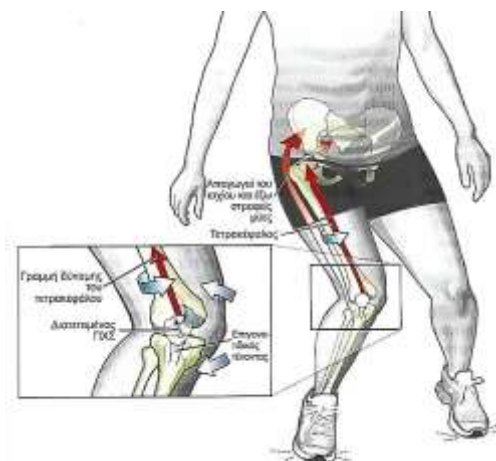


**Εικ. 2.1α & β** – Ρήξη ΠΧΣ σε αθλητές  
(<https://dimitris-iliadis.gr>)

### 2.1.2. Μηχανισμοί κάκωσης

Οι ρήξεις του προσθίου χιαστού συνήθως συνοδεύονται και από ρήξεις των πλάγιων συνδέσμων και οφείλονται σε τέσσερις συνήθως μηχανισμούς :

- Έξω στροφή της κνήμης και βλαιοποίηση του γόνατος, που βρίσκεται σε ελαφρά κάμψη.
- Έσω στροφή της κνήμης και ραιβοποίηση του γόνατος, που βρίσκεται σε ελαφρά κάμψη.
- Βίαη σύσπαση του τετρακεφάλου, ενώ το γόνατο βρίσκεται σε ελαφρά κάμψη.
- Υπερέκταση του γόνατος και έσω στροφή της κνήμης.



**Εικ. 2.1.2** - Μηχανισμός ρήξης ΠΧΣ κατά την προσγείωση ύστερα από άλμα  
(Donald A. Neumann : Κινησιολογία του Μυοσκελετικού Συστήματος)

Μάλιστα, σε έντονες αθλητικές δραστηριότητες οι οποίες έχουν και σωματική επαφή μπορούν να προκαλέσουν όχι μόνο ρήξη του ΠΧΣ, αλλά και του έσω πλάγιου συνδέσμου και ρήξη του έσω μηνίσκου. Η συνθήκη αυτή των τραυματισμών ονομάζεται «ατυχής τριάδα - Ο' Donoghue».

Παρότι η διαβάθμιση της κάκωσης δεν μπορεί με σαφήνεια να καθοριστεί σε κάθε περίπτωση, οι εκτιμήσεις του βαθμού κάκωσης του ΠΧΣ είναι οι εξής:

- 1ου Βαθμού: Μικρορήξεις του συνδέσμου με μικρή τοπική αιμορραγία, αλλά χωρίς αυξημένη αστάθεια, με την τελική αίσθηση πως υπάρχει σταθερότητα στην άρθρωση.
- 2ου Βαθμού: Ρήξη περισσότερων ινών του συνδέσμου, με πόνο ο οποίος αυξάνεται κατά την δοκιμασία της πρόσθιας συρταρωτής κίνησης.
- 3ου Βαθμού ή ολική ρήξη: Ρήξη του προσθίου χιαστού συνδέσμου, με σημαντική αστάθεια, η οποία εύκολα διαπιστώνεται από τον κλινικό με την πρόσθια συρταρωτή δοκιμασία. Επίσης, μπορεί να διαπιστωθεί στροφική αστάθεια (ήπια δοκιμασία pivot shift). Συνοδά συμπτώματα είναι ο πόνος, το αίμαρθρο και το οίδημα.

### 2.1.3. Αντιμετώπιση

Εξαρτάται από την ταχεία διάγνωση, που μπορεί να απαιτήσει εξέταση υπό νάρκωση ή αρθροσκόπηση. Αν έχουν τραυματιστεί περισσότερα στοιχεία, το καθένα θα πρέπει να αντιμετωπιστεί ανάλογα. Μεμονωμένες κακώσεις του ΠΧΣ, ιδίως εάν πρόκειται για μερική ρήξη αυτού, μπορούν να αντιμετωπιστούν συντηρητικά, όμως αποτελούν μόνο το 15% των περιπτώσεων. Στους περισσότερους ασθενείς με μερική ρήξη, αρκεί η εφαρμογή εντατικού προγράμματος φυσικοθεραπείας για ενίσχυση των οπίσθιων μηριαίων μυών.

Η εγχείρηση ενδείκνυται στους ασθενείς με συμπτώματα αστάθειας κατά την διάρκεια κανονικών δραστηριοτήτων, αλλά και σε αθλητές με ήπια κάκωση ΠΧΣ εφόσον αθλούνται εντατικά σε υψηλών απαιτήσεων αθλήματα. Συχνά ρήξης ΠΧΣ που δε χειρουργούνται οδηγούν σε πρόσθια και στροφική αστάθεια και σε δεύτερο στάδιο κάκωση των μηνίσκων.

Οι συνήθεις επεμβάσεις αποκατάστασης χρησιμοποιούν είτε τμήμα του επιγονατιδικού συνδέσμου είτε συνθετικά εμφυτεύματα. Τα αρχικά αποτελέσματα γενικά είναι πολύ καλά, αλλά ενδέχεται μακροπρόθεσμα να υπάρξει αποτυχία και παραμένει κάποια αβεβαιότητα προς τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα.

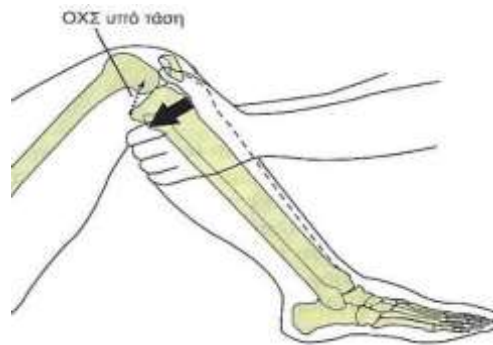
Συνοδά αποσπαστικά κατάγματα συνήθως συμβαίνουν σε παιδιά, αλλά ενίοτε και σε ενήλικες. Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος αποσπά την οστική του πρόσφυση στη μεσοκονδύλιο περιοχή της κνήμης. Αν το κάταγμα είναι ελαφρώς μόνο παρεκτοπισμένο, συνίσταται παραμονή για 6 έως 8 εβδομάδες σε γύψο με το γόνατο σε έκταση (η θέση αυτή ευνοεί την ανάταξη του τμήματος). Αν είναι πολύ παρεκτοπισμένο, το τεμάχιο μπορεί να επικάθεται επί του έσω μηνίσκου, παρεμποδίζοντας την κλειστή ανάταξη. Τότε απαιτείται ανοιχτή ανάταξη και οστεοσύνθεση, με προσοχή να μην προκληθεί κάκωση στο συζευκτικό χόνδρο της κνήμης.

## 2.2. Κάκωση του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου (ΟΧΣ)

Ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος προσφύεται από τον οπίσθιο μεσοκονδύλιο βόθρο της κνήμης στην έξω πλευρά του έσω μηριαίου κονδύλου (Εικ. 1.4). Περιορίζει την οπίσθια μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με το μηριαίο και είναι πιο δυνατός από τον πρόσθιο. Καθώς το μηριαίο οστό ολισθαίνει επάνω και εμπρός στην κνήμη, ο σύνδεσμος είναι υπό τάση εμποδίζοντας την περαιτέρω μετατόπιση. Ένα τμήμα του ΟΧΣ είναι συνεχώς υπό τάση σε όλο το εύρος κίνησης του γόνατος, ενώ θεωρείται πως ελέγχει και την υπερβολική έσω στροφή της κνήμης και προστατεύει από την υπερβολική υπερέκταση το γόνατο.

Μια συχνή πρακτική για την εκτίμηση της ακεραιότητας του ΟΧΣ είναι η δοκιμασία «οπίσθιο συρτάρι» δηλαδή το σπρώξιμο του τμήματος της κνήμης που είναι κοντά στο γόνατο προς τα πίσω, όταν το γόνατο είναι σε κάμψη 90° και το ισχίο σε 45° (Εικ. 2.2). Οι δραστηριότητες κατά τις οποίες έχει καταγραφεί μεγάλη τάση στον ΟΧΣ είναι η ισομετρική

σύσπαση των οπίσθιων μηριαίων (κάμψη του γόνατος μεγαλύτερη από 60 μοίρες κάμψης). Όσον αφορά το βαθύ κάθισμα, η τάση του ΟΧΣ αυξάνεται όσο αυξάνεται η γωνία κάμψης του ισχίου. Επίσης, η ιδιαίτερα έντονη ενεργοποίηση του γαστροκνημίου προκαλεί μεγάλη τάση στον ΟΧΣ, μιας και έλκει την κνήμη οπίσθια.



**Εικ. 2.2** – Δοκιμασία «οπίσθιου συρταριού»  
(Donald A. Neumann : Κινησιολογία του Μυοσκελετικού Συστήματος)

Η διαβάθμιση των κακώσεων του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου είναι:

- 1<sup>ο</sup> Βαθμού: Μικρορήξεις του συνδέσμου με μικρή τοπική αιμορραγία, αλλά χωρίς αυξημένη αστάθεια με την τελική αίσθηση πως υπάρχει σταθερότητα στην άρθρωση.
- 2<sup>ο</sup> Βαθμού: Ρήξη περισσότερων ινών του συνδέσμου, με πόνο ο οποίος αυξάνεται κατά την δοκιμασία της οπίσθιας συρταρωτής κίνησης.
- 3<sup>ο</sup> Βαθμού (ολική ρήξη): Ρήξη του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου, με σημαντική αστάθεια η οποία εύκολα διαπιστώνεται από τον κλινικό με την οπίσθια συρταρωτή δοκιμασία. Επίσης, μπορεί να διαπιστωθεί και αστάθεια στις στροφικές κινήσεις.

### 2.2.1. Επιδημιολογικά στοιχεία

Οι έρευνες που έχουν ασχοληθεί με τους τραυματισμούς του ΟΧΣ είναι πολύ λιγότερες από εκείνες του ΠΧΣ. Τα ποσοστά τραυματισμού του ποικίλλουν από 3% έως 10%, επί των συνολικών τραυματισμών στο γόνατο.

Οι αθλητικοί τραυματισμοί και οι τραυματισμοί με οχήματα είναι οι κυριότερες αιτίες τραυματισμού του ΟΧΣ. Οι αθλητικοί τραυματισμοί προκαλούν μεμονωμένους τραυματισμούς στον ΟΧΣ, ενώ οι τραυματισμοί με οχήματα προκαλούν πολλαπλούς συνδεσμικούς τραυματισμούς στο γόνατο. Η πλειοψηφία των ρήξεων (70%) του ΟΧΣ γίνεται στην κνήμη, ενώ το 15% στο μηριαίο, και το υπόλοιπο 15% στη μεσότητα του συνδέσμου. Σε ένα γόνατο με κάκωση του ΟΧΣ συνδέσμου υπάρχει αυξημένη πιθανότητα συνοδούς βλάβης στον χόνδρο και στους μηνίσκους, συνήθως στην έσω πλευρά.

### 2.2.2. Μηχανισμοί κάκωσης

Η κάκωση του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου λαμβάνει χώρα όταν συμβεί :

- Βίαιη προς τα πίσω μετατόπιση της κνήμης, με το γόνατο σε κάμψη 90°, λόγω πρόσκρουσης του άνω άκρου της κνήμης σε σταθερό εμπόδιο ή πτώση με λυγισμένο γόνατο από μεγάλο ύψος πάνω σε αντικείμενο.

- Υπερέκταση του γόνατος, στην οποία όμως έχει προηγηθεί η ρήξη του πρόσθιου χιαστού καθώς επίσης και της οπίσθιας μοίρας του αρθρικού θύλακα.
- Βίαιη στροφική προς τα πίσω παρεκτόπιση της κνήμης, με το γόνατο σε κάμψη. Στην περίπτωση αυτού του τραυματισμού, συνοδεύεται από ρήξεις των πλαγίων συνδέσμων.



**Εικ. 2.2.2** – Ρήξη οπίσθιου χιαστού  
(Ronald McRAE, ANDREW KINNINMONTH: Ορθοπαιδική και Τραύμα)

### 2.2.3. Αντιμετώπιση

Σε οξείες περιπτώσεις μεμονωμένων κακώσεων ΟΧΣ, συνιστάται συντηρητική αντιμετώπιση με συστηματική ενδυνάμωση του τετρακέφαλου. Η χειρουργική αντιμετώπιση για σταθεροποίηση, ενδείκνυται στις περιπτώσεις που απέτυχε η συντηρητική πρακτική ή σε παρουσία αποσπαστικού κατάγματος ή βλάβης παρακείμενων μορίων. Σημειώνεται ότι μια παρατεταμένη αστάθεια μπορεί να οδηγήσει σε βαριά εξελισσόμενη οστεοαρθρίτιδα, κάτι που μειώνεται δραστικά με την χειρουργική αποκατάσταση.

## 2.3.Κάκωση του έσω πλαγίου συνδέσμου (ΕσΠΣ)

Η διαβάθμιση των κακώσεων του ΕσΠΣ εξαρτάται από το βαθμό χαλάρωσης της άρθρωσης :

- 1<sup>ο</sup> Βαθμού: Μικρορήξεις ινών του συνδέσμου με εμφάνιση ήπιου πόνου, χωρίς χαλάρωση της άρθρωσης.
- 2<sup>ο</sup> Βαθμού: Ατελής ρήξη με ελαφρά αστάθεια κατά τη φόρτιση σε βλαισότητα στις 30<sup>ο</sup> κάμψη, ελάχιστη αστάθεια στην πλήρη έκταση και σταθερό τελικό σημείο.
- 3<sup>ο</sup> Βαθμού : Ολική ρήξη συνδέσμου, με σημαντική αστάθεια κατά τη φόρτιση σε βλαισότητα σε πλήρη έκταση, χωρίς διαπίστωση τελικού σημείου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα ο πόνος να είναι λιγότερος από την ρήξη 2<sup>ο</sup> βαθμού. Εάν παρατηρηθεί σημαντικού βαθμού αστάθεια κατά τη φόρτιση σε βλαισότητα σε πλήρη έκταση, μπορεί να συνυπάρχει ρήξη χιαστών και κάκωση έσω μοίρας του αρθρικού θύλακα.

### 2.3.1. Επιδημιολογικά στοιχεία

Περίπου 90% όλων των συνδεσμικών κακώσεων του γόνατος, αφορούν τους ΕσΠΣ και ΠΧΣ ή και τους δύο ταυτόχρονα. Περίπου το 65% των ρήξεων εμφανίζεται στο κεντρικό σημείο πρόσφυσης στο μηριαίο. Στους μεσήλικες, ρήξη της άνω πρόσφυσης του ΕσΠΣ που δεν αντιμετωπίζεται εξαρχής, μπορεί να οδηγήσει σε χρόνια πόνο και ευαισθησία (νόσος Pellegrini – Stieda)

### 2.3.2. Μηχανισμοί κάκωσης

Μεμονωμένες κακώσεις ΕσΠΣ εμφανίζονται σχεδόν πάντα ύστερα από άμεση επαφή, όπως στα αθλήματα ποδοσφαίρου, ράγκμπι κ.α. Η κάκωση προϋποθέτει την άσκηση άμεσης δύναμης στην εξωτερική πλευρά του γόνατος – συνήθως με το πέλμα σταθερά στο έδαφος, που επιφέρει βλαισότητα η οποί ξεπερνά τις αντοχές του συνδέσμου. Αν τη στιγμή της κάκωσης ακουστεί και χαρακτηριστικός ήχος κρότου, τότε η ταυτόχρονη ρήξη ΠΧΣ θεωρείται βέβαιη.

Σπανιότερα, μπορεί να συμβεί κάκωση του ΕσΠΣ χωρίς επαφή, κατά τη στροφική κίνηση που επιφέρει βλαισότητα στο γόνατο, όταν το πέλμα βρίσκεται σταθερά στο έδαφος όπως π.χ. σε αθλήματα καλαθοσφαίρισης, ποδοσφαίρου και πολεμικών τεχνών. Και εδώ πολύ συχνά συνυπάρχει ρήξη ΠΧΣ ή και κάκωση μηνίσκου.

### 2.3.3. Αντιμετώπιση

Η έκβαση της ίασης εξαρτάται από το εάν έχουν τραυματιστεί και άλλες δομές του γόνατος και κυρίως ο ΠΧΣ. Σε περίπτωση τραυματισμού μόνο του ΕσΠΣ, η επούλωση μπορεί να γίνει από μόνη της, ακόμα και εάν πρόκειται για πλήρη ρήξη όπου τα κομμένα άκρα του δεν συμπλησιάζουν.

Οι κακώσεις που εμφανίζονται στο μέσο του συνδέσμου ή είναι κοντά στην πρόσφυση με το μηριαίο, προκαλούν μεγαλύτερη δυσκαμψία και το εύρος της κίνησης μειώνεται άμεσα, ενώ για τις πρώτες εβδομάδες θα πρέπει να παρακολουθείται στενά η αποκατάσταση του εύρους κίνησης. Αντίθετα οι κακώσεις κοντά στην κνήμη επουλώνονται με μια σχετική χαλάρωση του συνδέσμου κάτι που βοηθά στην αποκατάσταση του εύρους κίνησης.

Παλαιότερα η χειρουργική αντιμετώπιση ήταν σχεδόν μονόδρομος. Η σύγχρονη μέθοδος που ακολουθείται είναι η συντηρητική, με μικρούς χρόνους ακινητοποίησης και ασκήσεις κινητοποίησης και ενδυνάμωσης. Στις περιπτώσεις όπου συνυπάρχει ρήξη ΠΧΣ, πρώτα αντιμετωπίζεται συντηρητικά η κάκωση του ΕσΠΣ και αργότερα χειρουργικά η ρήξη του πρόσθιου χιαστού.

Σε 1<sup>ο</sup> βαθμού κάκωση (συνδεσμικές μικρορρήξεις) συνηθίζεται η χρήση λειτουργικού νάρθηκα. Σε 2<sup>ο</sup> βαθμού κάκωση (ατελής ρήξη) συνιστάται η χρήση λειτουργικού νάρθηκα αρχικά ή νάρθηκα ακινητοποίησης, εάν έτσι μπορεί να νοιώσει πιο άνετα ο ασθενής. Σ 3<sup>ο</sup> βαθμού κάκωση (πλήρης ρήξη), μπορεί να χρησιμοποιηθεί λειτουργικός νάρθηκας ή αναλόγως της θεραπευτικής προσέγγισης, πλήρη ακινητοποίηση του γόνατος σε 30<sup>ο</sup> κάμψη για διάστημα έως 3 εβδομάδες.

Χειρουργική αντιμετώπιση απαιτείται σε αποσπαστικά κατάγματα κνημιαίων κονδύλων, συνυπάρχουσα ρήξη ΠΧΣ ή παγίδευσης κομματιού του συνδέσμου εντός της άρθρωσης. Η χειρουργική πρακτική περιλαμβάνει την εξαρχής ανακατασκευή του συνδέσμου ή τη συρραφή του.

## 2.4. Κάκωση του έξω πλαγίου συνδέσμου (ΕξΠΣ)

Οι κακώσεις του ΕξΠΣ διαβαθμίζονται παρόμοια με αυτές του ΕσΠΣ :

- 1<sup>ο</sup> Βαθμού : Μικρορήξεις του συνδέσμου με οίδημα εξωαρθρικά, πόνος και μικρή ή καθόλου αστάθεια σε ραιβότητα.
- 2<sup>ο</sup> Βαθμού: Ατελής ρήξη συνδέσμου, χαρακτηρίζεται από αυξημένη αστάθεια σε ραιβότητα με διατήρηση τελικού σημείου.

- 3<sup>ο</sup> Βαθμού : Ολική ρήξη. Συνυπάρχει συχνά ρήξη ΟΧΣ (σπανιότερα και ΠΧΣ) και κάκωση του έξω οπίσθιου αρθρικού θύλακα. Εμφανίζεται μεγάλη αστάθεια κατά τη φόρτιση σε ραιβότητα.

Στο 75% των περιπτώσεων, τα διαστρέμματα του ΕξΠΣ προκαλούν ρήξη προς την κεφαλή της περόνης, με ή άνευ αποσπαστικό κατάγμα αυτής. Σε ποσοστό 20% η ρήξη εντοπίζεται στη μηριαία πρόσφυση και σε 5% στο μέσο του συνδέσμου. Συνηθισμένη είναι και η βλάβη του περονιαίου νεύρου στο ύψος της κεφαλής της περόνης.

#### 2.4.1. Επιδημιολογικά στοιχεία

Η μεμονωμένη κάκωση του ΕξΠΣ αποτελεί σπάνιο συμβάν, δεδομένου ότι η έξω μοίρα του γόνατος, προστατεύεται πολύ καλά και από άλλα στοιχεία της άρθρωσης.

#### 2.4.2. Μηχανισμοί κάκωσης

Προϋπόθεση για την κάκωση είναι η άσκηση εξωτερικής δύναμης στην έσω επιφάνεια του γόνατος. Συχνά η κάκωση συμβαίνει σε ποδοσφαιριστές, όταν επιχειρείται από τον αντίπαλο «τάκλιν», ψηλά στην έσω άνω επιφάνεια της κνήμης και σε αγώνες πολεμικών τεχνών.



**Εικ. 2.4.2** – Ρήξη έξω πλαγίου συνδέσμου  
(Ronald McRAE, ANDREW KINNINMONTH: Ορθοπεδική και Τραύμα)

#### 2.4.3. Αντιμετώπιση

Η Θεραπευτική προσέγγιση κακώσεων ΕξΠΣ ομοιάζει με αυτές των ΕσΠΣ. Η 1<sup>ο</sup> βαθμού κάκωση (μικρορήξεις) αντιμετωπίζεται με φυσικοθεραπεία, απλή επίδεση ή με χρήση λειτουργικού νάρθηκα. Σε 2<sup>ο</sup> βαθμού κάκωση (ατελής ρήξη) συνιστάται σε αρχικό στάδιο η χρήση λειτουργικού νάρθηκα ή νάρθηκας ακινητοποίησης εάν αυτό εξυπηρετεί καλύτερα τον ασθενή. Η 3<sup>ο</sup> βαθμού κάκωση (πλήρης ρήξη), μπορεί να αντιμετωπισθεί αρχικά συντηρητικά με χρήση νάρθηκα ακινητοποίησης από 4 – 6 εβδομάδες και περιορισμό της κίνησης από 0° – 90°. Εάν απαιτηθεί χειρουργική αντιμετώπιση, τότε τοποθετείται μετεγχειρητικά στον ασθενή νάρθηκας, με μερική φόρτιση για διάστημα 4 – 6 εβδομάδων.

Σαφή ένδειξη για χειρουργική αποκατάσταση αποτελεί, η ρήξη και άλλων συνδεσμικών στοιχείων και η ύπαρξη παρεκτοπισμένου αποσπαστικού κατάγματος. Σε κάθε περίπτωση, η εντατική φυσιοθεραπεία είναι απαραίτητη για τη διατήρηση της επαρκούς μυϊκής ισχύος και της δυναμικής σταθερότητας της άρθρωσης.



## ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

### 3. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ

#### 3.1. Σκοπός

Η έρευνα αυτή πραγματοποιήθηκε με γνώμονα την κατανόηση των βαθύτερων εννοιών της κινήσιολογίας, της εμβιομηχανικής και της παθοκινήσιολογίας της άρθρωσης του γόνατος, που οδηγούν σε συνδεσμικές κακώσεις. Η πρόληψη των συνδεσμικών κακώσεων του γόνατος με βάση την αξιολόγηση των παραγόντων που επηρεάζουν την κίνηση και την σταθερότητα της άρθρωσης, αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι αυτής της μελέτης.

#### 3.2 Στρατηγική αναζήτησης

Για την αναζήτηση της κατάλληλης αρθρογραφίας χρησιμοποιήθηκε η μηχανή αναζήτησης PubMed, και η βιβλιογραφική βάση δεδομένων MEDLINE, θέτοντας ως χρονικό περιορισμό την επιλογή άρθρων που δημοσιεύτηκαν από το 2016 έως σήμερα. Συμπεριλήφθηκαν μόνο άρθρα με ελεύθερη πρόσβαση στον αναγνώστη σε πλήρη μορφή, που είχαν συνταχθεί στην Ελληνική ή στην Αγγλική γλώσσα, ενώ δεν αξιοποιήθηκαν οι περιλήψεις, οι πηγές και τα αρχεία από βιβλία.

#### 3.3 Χρήση λέξεων-κλειδιών

Οι λέξεις κλειδιά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν: «σύνδεσμοι», «γόνατο», «εμβιομηχανική», «κακώσεις», «πρόβλεψη», «παράγοντες», «κίνδυνος». Οι φράσεις στην αναζήτηση που περιείχαν «και» ήταν: «γόνατο και κακώσεις», «συνδεσμικές κακώσεις γόνατος και πρόβλεψη», «παράγοντες κινδύνου και κακώσεις γόνατος», «εμβιομηχανική των συνδέσμων του γόνατος». Οι λέξεις αυτές χρησιμοποιήθηκαν με ανάλογο τρόπο στην αγγλική γλώσσα: «ligaments», «knee», «biomechanics», «injuries», «prediction», «factors», «risk», κι αντίστοιχα στις φράσεις χρησιμοποιήθηκε το «and».

#### 3.4 Κριτήρια επιλογής

Βασικό κριτήριο για την επιλογή της κατάλληλης αρθρογραφίας και της μετέπειτα επεξεργασίας της, ήταν η σχέση των παραγόντων που επηρεάζουν την δομή και την λειτουργία του γόνατος με την πιθανότητα πρόκλησης μιας μελλοντικής συνδεσμικής κάκωσης, λόγω διατάραξης της μηχανικής τους συμπεριφοράς σε φυσιολογικά άτομα. Χρησιμοποιήθηκαν άρθρα που εντάσσονται στην κατηγορία των ελεγχόμενων εργαστηριακών μελετών, των συγχρονικών περιγραφικών μελετών, των περιγραφικών μελετών προοπτικής παρατήρησης, ανασκοπήσεις, συστηματικές ανασκοπήσεις και μετα-αναλύσεις. Τα άρθρα αυτά επιλέχτηκαν χωρίς να τεθούν περιορισμοί ως προς το επίπεδο δραστηριότητας/άθλησης, και χωρίς να λαμβάνεται υπόψη το φύλο. Οι μελέτες περιείχαν ως υλικό για έρευνα πτωματικά δείγματα γονάτων, ή άτομα προς εξέταση σε λειτουργικές δοκιμασίες.

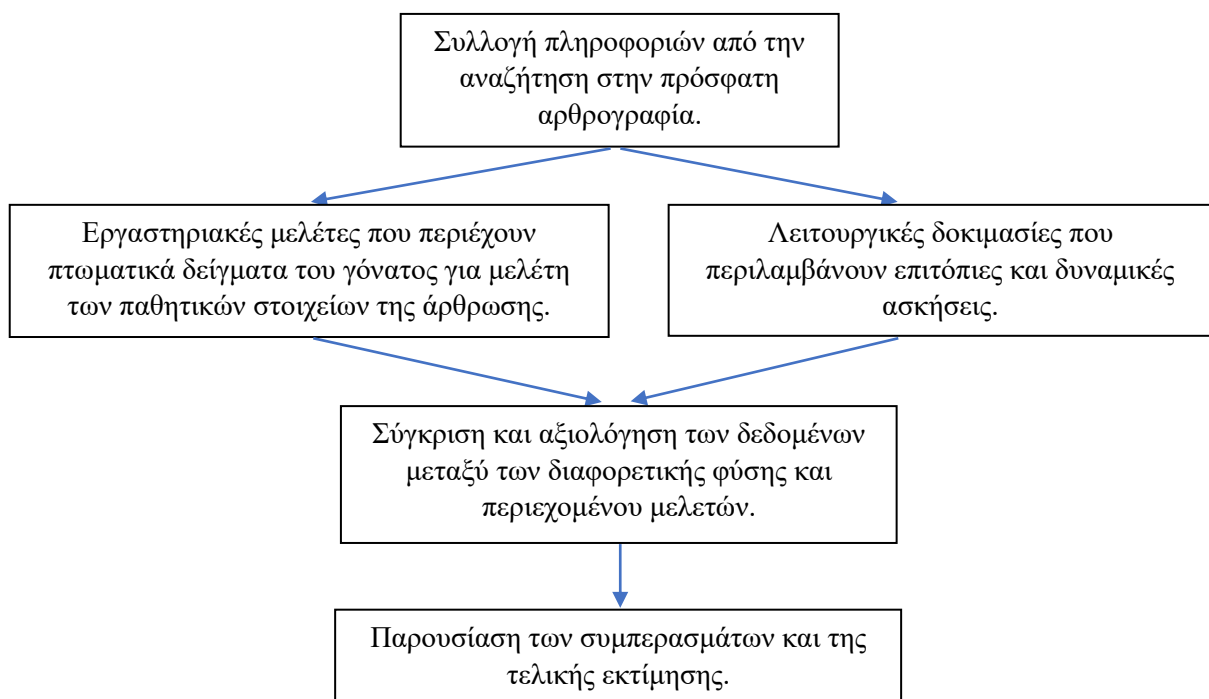
#### 3.5 Κριτήρια απόρριψης

Απορρίφθηκαν μελέτες που ερευνούσαν την μηχανική συμπεριφορά των συνδέσμων πριν και μετά την ανακατασκευή τους, που εξατομίκευαν το περιεχόμενό τους σε συγκεκριμένα αθλήματα (όπως ποδόσφαιρο, καλαθοσφαίριση, σκι), ή μελετούσαν την εμβιομηχανική του

γόνατος σε συγκεκριμένες παθολογικές καταστάσεις (όπως στην οστεοαρθρίτιδα, σε ρευματολογικές και σε νευρολογικές παθήσεις). Επίσης, απορρίφθηκαν τα άρθρα που μελετούσαν πτωματικά δείγματα ζώων.

### 3.6 Σχεδιασμός επεξεργασίας

Μετά την συλλογή των άρθρων, πραγματοποιήθηκε ένας σαφής διαχωρισμός αυτών σε εργαστηριακές μελέτες και σε μελέτες που περιλαμβάνουν λειτουργικές δοκιμασίες, με σκοπό την καλύτερη επεξεργασία και διαχείριση των πληροφοριών που θα παρήγαγαν. Ο διαχωρισμός αυτός υλοποιήθηκε, έχοντας ως δεδομένο την διαφορετική προσέγγιση στην κατανόηση της συμπεριφοράς των παθητικών και των δυναμικών στοιχείων της άρθρωσης του γόνατος, αλλά και στον διαφορετικό τρόπο εκτέλεσης των δοκιμασιών και των μετρήσεων σε αυτές τις έρευνες. Στο διάγραμμα 1 περιγράφεται ο τρόπος διαχείρισης και αξιολόγησης της πληροφορίας που συλλέχτηκε.



**Διάγραμμα 1:** Βήματα για την επεξεργασία της επιλεγμένης αρθρογραφίας

### 3.7 Περιορισμοί

Παρά την εκτενή αναζήτηση για την εύρεση πηγών, δεν βρέθηκε αρκετό υλικό ώστε να αναπτυχθεί η παθομηχανική συμπεριφορά όλων των συνδεσμικών δομών του γόνατος, και στην πρόληψη αυτής μέσω της τροποποίησης της μηχανικής τους συμπεριφοράς. Μια πρώτη εκτίμηση για το πρόβλημα αυτό είναι η αυξημένη επιδημιολογική εμφάνιση της κάκωσης του ΠΧΣ και του ΕσΠΣ σε σχέση με τους υπόλοιπους συνδέσμους, γεγονός που στρέφει την έρευνα περισσότερο προς την μελέτη αυτού. Στη συνέχεια, δεν χρησιμοποιήθηκαν εργαλεία και μέθοδοι για την αξιολόγηση της εγκυρότητας και της αξιοπιστίας της παρούσας μελέτης. Επιπλέον, λόγω της γενικής επιδημιολογικής κατάστασης, δόθηκε η δυνατότητα για την διαζώσης επίσκεψη μόνο στις βιβλιοθήκες του Γενικού Νοσοκομείου Αττικής ΚΑΤ, του

τιμήματος της Ιατρικής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, και του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου για την συλλογή πληροφοριών. Επίσης, πραγματοποιήθηκε επίσκεψη των διαδικτυακών βιβλιοθηκών του Ιδρύματος Σταύρος Νιάρχος, του Ιδρύματος Ευγενίδου, και του Εθνικού Ιδρύματος Ερευνών. Παρόλα αυτά, οι περισσότερες μελέτες που συλλέχτηκαν με αυτόν τον τρόπο, δεν πληρούσαν τα κριτήρια που τέθηκαν.

## 4 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ

### 4.1 Πίνακες των εργαστηριακών ερευνών

Στοιχεία	Είδος	Σκοπός	Δείγμα ή/και Άρθρα	Εργαλεία ή/και Μέσα αναζήτησης	Μέθοδος	Αποτελέσματα
Ueno και συν.,2020.	Ελεγχόμενη εργαστηριακή μελέτη.	Προσδιορισμός της επίπτωσης των εσωτερικών φορτίσεων του γόνατος στην τάση του ΠΧΣ στην φάση προσγείωσης.	30 π.δ. (16 αρσενικά: 8αριστερά/8δεξιά, 14 θηλυκά: 8αριστερά/6δεξιά), ηλικία=40,4±8,8έτη, μάζα=80,7±22,5kg, ύψος=177,9±49,5cm.	Μηχανικός προσομοιωτής προσγείωσης, λογιστική παλίνδρομη ανάλυση.	Ενσωμάτωση τιμών 30 ΠΧΣ ρήξεων από 1083 δοκιμές→Εφαρμογή εξωτερικών ροπών στα δείγματα→Μέτρηση από 6-αξονικό κύτταρο φόρτισης.	Εφαρμογή εξωτερικής ΡΑΓ+ΠΟΚ→↑Εσωτερικής ροπής προσαγωγής+↑Περιφερικής δύναμης στην κνήμη→↑ΠΧΣ→Ρήξη→↓Οπίσθιας δύναμης της κνήμης.
Chaware και συν.,2021.	Συγχρονική περιγραφική μελέτη.	Προσδιορισμός της σχέσης ΠπΣ με ΠεξΠΣ+Συμβολή στην σταθερότητα του γόνατος.	34 π.δ. (18 αρσενικά, 16 θηλυκά), ηλικία=82,8έτη (εύρος=70-91).	Ψηφιακός διαβήτης, Epi Info 7 software, t-test.	Μέτρηση μήκους+πυκνότητας του ΠεξΠΣ στο σημείο πρόσδεσης με τον μηνίσκο (ακέραια-ελλειμματικά γόνατα).	Ύπαρξη του ΠεξΠΣ+Μέγεθος πυκνότητάς του→Διαφορές μεταξύ των δειγμάτων.
Lee και συν.,2020.	Συστηματική ανασκόπηση.	Προσδιορισμός της συμβολής του ΠπΣ στην σταθερότητα του γόνατος.	12 άρθρα.	Medline, Embase, Cochrane.	Διαδοχική αφαίρεση των δομών των ΠΧΣ→ΛΚΤ→ΠπΣ, με ταυτόχρονη εφαρμογή ΠΟΚ+ΕσΣΚ.	5→Ελάχιστη ή μηδενική ↑ των ΠΟΚ+ΕσΣΚ μετά από αφαίρεση του ΠπΣ σε γόνατα με ελλείμματα του ΠΧΣ.  5→↑ Χαλαρότητας των ΕσΣΚ+Pivot shift μετά από αφαίρεση του ΠπΣ σε γόνατα με ελλείμματα του ΠΧΣ.  2→↑↑ των ΠΟΚ+ΕσΣΚ με αφαίρεση του ΠπΣ και με χρήση των anterior-drawer+pivot-shift δοκιμασιών.
Schilaty και συν.,2019.	Ελεγχόμενη εργαστηριακή μελέτη.	Ανίχνευση μεταβολών της φόρτισης του ΕσΠΣ μετά από ρήξη του ΠΧΣ στις 25° κάμψης του γόνατος.	42 π.δ. (19 αρσενικά, 20 θηλυκά), ηλικία=41,4έτη, μάζα=86,2kg.	Μηχανικός προσομοιωτής προσγείωσης, πολύ-αξονικές+μονο-αξονικές εστίες φόρτισης, αισθητήρες ανίχνευσης μεταβολής τάσης, DVRTs, Lab VIES+MATLAB software, Butterworth filter, JMP 13, Kruskal-Wallis test, Wilcoxon rank.	Κινηματικές+κινητικές τιμές από 42 άτομα in vivo μελετών→Καθορισμός επιπέδου κινδύνου→Εφαρμογή τυχαιοποιημένων+διαφόρων φορτίσεων.  In vivo τιμές→44 υγιή άτομα, ηλικία=23,3±4,1έτη, μάζα=72,6±13,9kg, ύψος=172±10cm.	ΡΑΓ→↑ΠΧΣ+↑ΕσΠΣ, με τάσηΠΧΣ>τάσηΕσΠΣ→Ρήξη ΠΧΣ χωρίς ιδιαίτερες μεταβολές του ΕσΠΣ στις 25° κάμψης του γόνατος→Περιορισμένη εμφάνιση ρήξης ΠΧΣ+ΕσΠΣ.

Bates και συν.,2019.	Προοπτική αναλυτική μελέτη.	Εκτίμηση της σχέσης του επιπέδου κινδύνου σε μια προσγείωση, με την μεταβολή των τάσεων του ΠΧΣ+ΕσΠΣ.	46 π.δ., διαχωρίστηκαν→Πολύ υψηλού κινδύνου ομάδα: 15 άνδρες και 4 γυναίκες (ηλικία=39,1±8,9έτη, μάζα=93,6±22,5kg, ύψος=175,9±8,6cm), και μεσαίου κινδύνου ομάδα: 20 αρσενικά και 14 θηλυκά (ηλικία=41,5±8,1έτη, μάζα=86,9±24,1kg, ύψος=174,3±11,1cm).	Μηχανικός προσομοιωτής, 6-αξονική και πολύ-αξονική εστία φόρτισης, αισθητήρες ανίχνευσης μεταβολής τάσης, DVRTs, LabVIEW, MATLAB software, Butterwort filter, Kruskal-Wallis test, Wilcoxon rank.	Εφαρμογή εξωτερικών φορτίσεων ΡΑΓ, ΕσΣΚ, ΠΟΚ πριν την διανομή της ώθησης κατά την προσομοίωση της προσγείωσης.  Όμοια διαδικασία με την εργασία των Bates και συν.,2017.  Λόγος Ο.Μ./Τ.Μ.→1:1 και μέγεθος=450N.	Υψηλά πρότυπα κινδύνου της προσγείωσης→↑maxΤάσηΠΧΣ+↑ΔΠΧΣ, περισσότερο από το επίπεδο αναφοράς και το επίπεδο μεσαίου βαθμού κινδύνου.  Η τάση του ΠΧΣ κατά την ρήξη στην χαμηλού κινδύνου προσομοίωση>>τάση του ΠΧΣ που ολοκλήρωσαν τις προσομοιώσεις υψηλότερου κινδύνου.  Για κάθε επίπεδο κινδύνου όλων των προσομοιώσεων→ΤάσηΠΧΣ>ΤάσηΕσΠΣ.
Bates και συν.,2017.	Ελεγχόμενη εργαστηριακή μελέτη.	Προσδιορισμός της μεταβολής της τάσης του ΠΧΣ και του ΕσΠΣ με μεμονωμένη εφαρμογή ροπής απαγωγής, με μεμονωμένη ροπή ΕσΣΚ, και σε συνδυασμό.	17 π.δ. (13 αρσενικά, 4 θηλυκά), ηλικία=47±8έτη και μάζα=86±22kg (ΠΧΣ ομάδα, N=9), ηλικία:48,8±8έτη και μάζα:87±20kg (ομάδα ΕσΠΣ, N=8), χωρίς προηγούμενες παθολογίες εκτός από μικρού βαθμού οστεοαρθρίτιδα.	6DOF μηχανικός προσομοιωτής, αισθητήρας ανίχνευσης μεταβολής τάσης, DVRTs, post hoc analysis, 10-camera system, coordinate measuring machine, Bonferroni post hoc analysis, JMP Pro, ANOVA model.	Εφαρμογή προσομοιωμένων φορτίσεων από in vivo δοκιμασίες ατόμων (κάθετη πτώση ύστερα από άλμα+πλάγιες αναπηδήσεις)x10επαναλήψεις, 4° στροφικές παρεκκλίσεις εκατέρωθεν της χαλαρής συνδεσμικής θέσης σε μετωπιαίο, οβελιαίο, εγκάρσιο επίπεδο, αξιολόγηση φύλου, συνδεσμικής ακεραιότητας, δοκιμασίας και στροφής.	Γυναικείο δείγμα+κάθετη πτώση ύστερα από άλμα→ΡΑΓ, ή ΡΑΓ+ΕσΣΚ→↑↑ΠΧΣ+↑ΕσΠΣ, σε σχέση με άλλες προσομοιώσεις.  Καμία διαφορά στην μέση maxΤάση του ΠΧΣ μεταξύ των στροφικών προσομοιώσεων.  maxΤάσηΠΧΣ>maxΤάσηΕσΠΣ για όλες τις στροφικές προσομοιώσεις στην κάθετη πτώση ύστερα από άλμα.  Απαιτείται μεγαλύτερη γωνία από 4° στροφικής κίνησης για να αυξηθεί η φόρτιση στα ενδοαρθρικά στοιχεία.
Nacacchia και συν.,2019.	Ελεγχόμενη εργαστηριακή μελέτη.	Προσδιορισμός της επίπτωσης των ΡΑΓ, ΠΟΚ, ΕσΣΚ στις εσωτερικές φορτίσεις της κνημομηριαίας άρθρωσης, και στην τάση του ΠΧΣ.	4 π.δ. (2 αρσενικά, 2 θηλυκά), ηλικία=44±4έτη.	Μηχανικός προσομοιωτής, αισθητήρας ανίχνευσης μεταβολής τάσης, DVRTs, 6-αξονική και πολύ-αξονική εστία φόρτισης, Optotrak camera system, CT+MRI scan, 3D Slicer, Nelder-Mead Downhill Simplex method, Pearson-product correlation.	Όμοια διαδικασία με την εργασία των Bates και συν.,2017. In vivo τιμές→44 υγιή άτομα, ηλικία=23,3±4,1έτη, μάζα=72.6±13.9kg, ύψος=172±10cm) που εκτέλεσαν κάθετη πτώση μετά από άλμα. Προσομοιωμένη δύναμη Τ.Μ.→450N. Προσομοιωμένη δύναμη Ο.Π.→225N.	↑ σχέση τάσης ΠΧΣ-Πρόσθια συνιστώσα τη εραπτομενικής κνημομηριαίας δύναμης στο περιφερικό διαμέρισμα κατά την προσγείωση.  ↑↑ σχέσης με ↑ΡΑΓ+↑ΕσΣΚ λόγω ↓οπίσθιας κλίσης της κνήμης+↑δυνάμεων επαφής στην περιφέρεια.

Bates και συν.,2019.	Ελεγχόμενη εργαστηριακή μελέτη.	Προσδιορισμός της σχέσης των ΡΑΓ, ΠΟΚ, ΕοΣΚ με την τάση του ΠΧΣ στις γωνίες κάμψης του γόνατος κατά την προσγείωση μετά από άλμα.	19 π.δ. (15 αρσενικά, 4 θηλυκά), ηλικία=39,1±8,99έτη, μάζα=93,6±22,5kg, ύψος=175,9±8,6cm.	Μηχανικός προσομοιωτή, αισθητήρας ανίχνευσης μεταβολής τάσης, DVRTs, 6-αξονική και πολύ-αξονική εστία φόρτισης, Butterwort filter, LabVIEW, MATLAB software Kruskal-Wallis test, Wilcoxon each pair post hoc test.	<p>In vivo τιμές→ηλικία=23,3±4,1έτη, μάζα=72,6±13,9kg, ύψος=172±10cm.</p> <p>Όμοια διαδικασία με την εργασία των Bates και συν.,2019.</p>	<p>ΡΑΓ, ΠΟΚ, ΕοΣΚ→↑Τάση του ΠΧΣ.</p> <p>Κάθε ένας από τους παράγοντες στα υψηλά επίπεδα κινδύνου συνέβαλε στην ↑ της τάσης του ΠΧΣ.</p> <p>Εφαρμογή εξωτερικού φορτίου+Υψηλό επίπεδο κινδύνου→Κίνδυνος ρήξης ΠΧΣ+ΕοΠΣ στην προσγείωση μετά από άλμα.</p> <p>ΡΑΓ→↑τάσης ΠΧΣ + ↑τάσης ΕοΠΣ σε κάθε επίπεδο κινδύνου.</p>
Bates και συν.,2016.	Ελεγχόμενη εργαστηριακή μελέτη.	Προσδιορισμός των κινηματικών διαφορών με βάση το φύλο + Διαφορές στη φόρτιση του ΠΧΣ.	12 π.δ. (9 αρσενικά, 3 θηλυκά), ηλικία=47.9±7έτη, μάζα=84.8±19.4kg.	6DOF μηχανικός προσομοιωτής, αισθητήρες ανίχνευσης μεταβολών τάσης, DVRTs, 10-camera motion analysis system, MATLAB, Visual3D biomechanical model, coordinate measuring machine, Bonferroni correction, Kolmogorov-Smirnov test, SPSS, Kruskal-Wallis test, Wilcoxon each pair post hoc test.	<p>Όμοια διαδικασία με την εργασία των Bates και συν.,2017.</p> <p>Προσομοίωση κάθετης πτώσης ύστερα από άλμα, και πλάγιων αναπηδήσεων x10επαναλήψεις για το κάθε φύλο ξεχωριστά.</p> <p>In vivo τιμές→12 υγιή άτομα: άνδρες με ηλικία=24έτη, ύψος=175cm, μάζα=67,5kg και γυναίκες με ηλικία=25έτη, ύψος=170cm, μάζα=63,2kg.</p>	<p>Θηλυκά→↓maxΠεριφερικής δύναμης στην κάθετη πτώση μετά από άλμα, και ↓maxΠεριφερικής δύναμη+↓maxΠρόσθιας δύναμης+↓Εξωτερικής ροπής στις πλάγιες αναπηδήσεις.</p> <p>MaxΤάση ΠΧΣ→6,27% γυναίκες, 6,61% άνδρες στην κάθετη πτώση ύστερα από άλμα.</p> <p>MaxΤάση ΠΧΣ→4,33% γυναίκες, 7,57% άνδρες σε πλάγιες αναπηδήσεις.</p> <p>Γυναίκες→Υψηλότερες φορτίσεις του ΠΧΣ.</p>
Bates και συν.,2018.	Ελεγχόμενη εργαστηριακή μελέτη.	Προσδιορισμός της επίπτωσης της ΕοΣΚ-ΕξΣΚστην κινηματική του γόνατος, και στην μεταβολή των συνδεσμικών τάσεων.	11 π.δ. ηλικία=46,1(7,7)έτη, ύψος=169(12)cm, μάζα=87.8(20.7)kg, Δ.Μ.Σ.=30.5(5.6)	6DOF μηχανικός προσομοιωτής, 10-camera motion, Visual3D biomechanical model, MATLAB,6-αξονική εστία φόρτισης, 6DOF ρομποτικός μοχλοβραχιόνιας, coordinate measuring machine, DVRTs, ANOVA, Bonferroni post-hoc analysis, JMP Pro.	<p>Όμοια διαδικασία με την εργασία των Bates και συν.,2017.</p> <p>Προσομοίωση 4 δοκιμασιών με την χρήση τιμών από in vivo καταγραφές, και επανάληψη αυτών με την χρήση 4<sup>ο</sup> στροφικές αντισταθμίσεις.</p> <p>In vivo τιμές→ Άνδρες: ηλικία=24έτη, ύψος=175cm, μάζα=67,5kg και γυναίκες: ηλικία=25έτη, ύψος=170cm, μάζα=63,2kg.</p>	<p>Στροφικές αντισταθμίσεις→Συμβάλλουν στις μεταβολές των <math>F^{οπισθια,max}</math> στις γυναίκες, <math>F^{οπισθια,max}</math>, ροπής ΕοΣΚ, ροπής κάμψης στις πλάγιες αναπηδήσεις.</p> <p>Στροφικές αντισταθμίσεις→Καμία συμμετοχή στην μεταβολή των maxΤάση του ΠΧΣ και maxΤάση στου ΕοΠΣ.</p> <p>Στροφικές αντισταθμίσεις στο εγκάρσιο επίπεδο→Μεταβολή της κινητικής σε γόνατα με ελλείμματα του ΠΧΣ και σε ανακατασκευασμένα, αλλά όχι επιρροή στην τάση του ΠΧΣ.</p>

Ball και συν.,2020.	Ελεγχόμενη εργαστηριακή μελέτη.	Προσδιορισμός της συμβολής του ΠΧΣ+ΕσΠΣ στην ΠεσΣΑ.	12 π.δ. (6 αρσενικά, 6 θηλυκά), ηλικία:38±7έτη(ακραίες τιμές 22-48 έτη).	Μηχανικός προσομοιωτής Staubli TX90, 6DOF δυνάμεις και ροπές από εστία φόρτισης, KT1000, G×Power (v3.1.9.2), SPSS, Friedman's two way analysis, Wilcoxon signed-rank test.	Εξέταση χαλαρότητας στις 0° με 90° κάμψη: ±90N εμπρόσθια-οπίσθια, ±8Nm ροπή βλαισότητας/ραιβότητας, ±5Nm ροπή έσω/έξω στροφής.  Η κνημιαία μετατόπιση μετρήθηκε στα ακέραια γόνατα.  ΠΧΣ, επΕσΠΣ, ετβΕσΠΣ, ΛΙΣ, ΟεσΑΘ→ Διαδοχική αφαίρεση και επιτόπια μέτρηση→Επιανεφαρμογή της δοκιμασίας→Αξιολόγηση των τελικά μειωμένων παθητικών αντιστάσεων της εκάστοτε ακέραιας συνδεσμικής δομής.	Αντίσταση στην ΠΟΚ για κάμψη 0° έως 90° →ΠΧΣ=63%-77%+επΕσΠΣ=4%-7%. ΟΟΚ→ΛΙΣ+ΟεσΑΘ=10% στην έκταση.  Αντίσταση στην ροπή βλαισότητας για κάμψη 0° έως 90° →επΕσΠΣ=40%-54%, ετβΕσΠΣ=12%, ΛΙΣ+ΟεσΑΘ=16% στην έκταση.  Αντίσταση στην ροπή έξω στροφής για κάμψη 0° έως 90° →επΕσΠΣ=13%-22%, ετβΕσΠΣ=23%-13%, ΠΧΣ=6%-9%.
Bates και συν.,2019.	Περιγραφική εργαστηριακή μελέτη.	Προσδιορισμός της τιμής τάσης των ΠΧΣ+ΕσΠΣ, και της μεταβολής αυτών πριν και μετά την αρχική επαφή.	40 π.δ. (20 αρσενικά, 20 θηλυκά), ηλικία=41,5±8,3έτη, μάζα=85,8±25,2kg, ύψος=173,4±10,4cm.	Μηχανικός προσομοιωτής προσγείωσης, αισθητήρες ανίχνευσης μεταβολής της τάσης, Kruskal-Wallis test, Wilcoxon each-pair test.	Εφαρμογή εξωτερικών φορτίων διαφόρων μεγεθών και όμοιων προτύπων κινδύνου τραυματισμού χρησιμοποιώντας τιμές από μια in vivo έρευνα+ενίσχυση με μια δύναμη ώθησης, που αντιπροσωπεύει την αρχική επαφή.	τάσηΠΧΣ+τάσηΕσΠΣ→Σταθερές μετά την αρχική επαφή, ανεξάρτητα του επιπέδου κινδύνου.  Μεταβολή επιπέδου κινδύνου πριν την αρχική επαφή→Μεταβολή μηχανικής συνδεσμικής απάντησης.  Μέση τιμή τάσης: ΠΧΣ=4% και ΕσΠΣ=1% στις δοκιμασίες.  ΔΠΧΣ=0,1% σε 3,9% πριν την αρχική επαφή, 2,9% σε 5,7% μετά την αρχική επαφή. ΔΕσΠΣ→0% σε 3% πριν την αρχική επαφή, 0,9% σε 1,3% μετά την αρχική επαφή.  Πριν την αρχική επαφή→↑ των τάσεων και των μεταβολών των τάσεων, παρά μετά την αρχική επαφή→Κίνδυνος ρήξης πριν την αρχική επαφή>>Κίνδυνος ρήξης μετά την αρχική επαφή.

## 4.2 Πίνακες των λειτουργικών δοκιμασιών

Στοιχεία	Είδος	Σκοπός	Δείγμα ή/και Άρθρα	Εργαλεία ή/και Μέσα αναζήτησης	Μέθοδος	Αποτελέσματα
Markström και συν.,2019.	Επίσημο άρθρο.	Αξιολόγηση της ικανότητας των αθλητών υψηλού επιπέδου να παρουσιάζουν μεγάλη ευρωστία στις δυναμικές κινήσεις του γόνατος + να εκτελούν διαφορετικά πρότυπα κίνησης σε σχέση με τους μη-αθλητές.	39 γυναίκες (19 αθλήτριες, 20 μη αθλήτριες), ηλικία=17-34έτη).  Αθλήτριες: ηλικία=21±2,8έτη, ύψος=169±5cm, μάζα=64,2±8,1kg, Tegner activity:8-9, IPAQ: μ.δ.σ.β.→4038(5505), υ.δ.μ.β.→2400(4320).  Μη αθλήτριες (ομάδα ελέγχου): ηλικία=23,5±3,5έτη, ύψος=169±6cm, μάζα=63±5,8kg, συχνότητα φυσικής δραστηριότητας ή προπονήσεις για ↑δυναμικής σταθερότητας <4μέρες/εβδομάδα, , Tegner activity:4 μέσος όρος, IPAQ: μ.δ.σ.β.→2484(6576), υ.δ.μ.β.→1440(2880).	Σύστημα καταγραφής κίνησης με 8 κάμερες, γωνίες κλίσης (εντός των 10° στροφικής κίνησης) του ελικοειδούς άξονα περιστροφής, t test, Tegner κλίμακα δραστηριότητας, IPAQ, KT1000, ισοκινητικό δυναμόμετρο, Qualisys Track Manager, Visual3D, Butterworth digital filter, MANOVA, Bonferroni post-hoc test, SPSS, R.	Εκτέλεση τοποποιημένων πλάγιων αναπλήσεων + 3D ανάλυση ροπών+γωνιών σε κορμό, ισχίο, γόνατο.	Αθλήτριες→↓Χαλαρότητα, βελτιωμένα πρότυπα αναπλήσεων+↑δύναμη+γωνία κάμψης ισχίου (9%-29% του συνόλου της δοκιμασίας)+↑ροπές προσαγωγής ισχίου (59%-99% -/-)+↑ροπές έσω στροφής ισχίου (83%-89% -/-)+↑ροπές κάμψης γόνατος (79%-93% -/-)+↑σταθερότητα γόνατος>από τις μη αθλήτριες.  Γωνίες κλίσης των αθλητριών=Γωνίες κλίσης μη αθλητριών.  Δυναμική σταθερότητα γόνατος+↓κλίσεις γωνιών του ελικοειδούς άξονα→↓κινδύνου συνδεσμικής ρήξης στο γόνατο.
Santos και συν.,2019.	Συστηματική ανασκόπηση και συγχρονική περιγραφική μελέτη.	Προσδιορισμός του κατάλληλου προπονητικού σχεδίου με βάση την βέλτιστη διαχείριση των μεταβολών της κατεύθυνσης, και πρόληψη των συνδεσμικών φορτίσεων στο γόνατο.	22 άρθρα	Medline, SportDISCUS, Google Scholar.	Κριτήρια επιλογής αρθρογραφίας→Προηγούμενη μηχανική ανάλυση των δοκιμασιών πολλαπλών κατευθύνσεων, τουλάχιστον 4 εβδομάδες εφαρμογή του προπονητικού σχεδίου, αξιολόγηση των εμβιομηχανικών χαρακτηριστικών τους στην συνδεσμική φόρτιση του γόνατος.	Ασκήσεις ισορροπίας + ασκήσεις μεταβολών κατεύθυνσης→↓τάσης ΠΧΣ (μικρή έως μέτρια επιρροή).  1 μελέτη→Δυναμική σταθεροποίηση του κορμού→↓τάσης ΠΧΣ (απαιτεί περισσότερη έρευνα).  Προληπτική πλειομετρική προπόνηση με διαταραχές, «F-MARC11+soccer», Oslo νευρομυϊκή προθέρμανση, προπόνηση με την χρήση αντιστάσεων→Ακατάλληλα για ↓τάσης ΠΧΣ.  Περαιτέρω έρευνα για Core-Pac+Συνδυασμό προπονητικών προγραμμάτων.



Cleather και Czsasvhe,2019.	Έρευνα.	Ανάλυση της κίνησης και των δυνάμεων κατά την μονοποδική και διποδική προσγείωση, σε άνδρες και σε γυναίκες.	51 υγιή άτομα, χωρίς προηγούμενο τραυματισμό τους περασμένους 6 μήνες, με προτίμηση της χρήσης της δεξιάς πλευράς.	Vicon motion capture system, force plate technology, FreeBody, Butterworth filter, MANOVA, Bonferroni adjusted post hoc, t test, SPSS.	Διαχωρισμός σε 2 ομάδες→Ομάδα προσγείωσης με κεντρική κλίση + Ομάδα προσγείωσης με περιφερική κλίση.	Κινηματική γόνατος + Δυνάμεις αντίδρασης από το έδαφος→Καμία διαφορά μεταξύ των 2 ομάδων→Τα πρότυπα προσγείωσης δεν σχετίστηκαν με το φύλο.  Ανδρες→↑γλουτιαίων+↑Ο.Μ. ανεξάρτητα του προτύπου προσγείωσης.  Γυναίκες→↑ μόνο Τ.Μ. σε όλα τα πρότυπα προσγείωσης.
Heebner και συν.,2017.	Περιγραφική εργαστηριακή μελέτη.	Αξιολόγηση της μηχανικής συμπεριφοράς του κάτω άκρου σε 5 γνωστές δοκιμασίες προσγείωσης.	65 συμμετέχοντες, ηλικία=27,5±5έτη, ύψος=176,5±5,7cm, μάζα=83,1±9,1kg.	Friedman test, motion capture system, force platforms, Nexus Software, Plug-In Gait, Woltring filter, MATLAB, Shapiro-Wilk test, ANOVA, Bonferroni adjusted post hoc, t test, Wilcoxon rank test, SPSS.	Κινηματική και κινητική ανάλυση σε διποδική και σε μονοποδική προσγείωση ύστερα από πτώση, διπλή-μονή legged stop jump, μονή προσγείωση σε πρόσθιο άλμα.	Max κάθετη Φεδάφους+max γωνία κάμψης σε όλες τις δοκιμασίες.  Μονοποδική προσγείωση→↑ κάθετης Φεδάφους+↑max γωνία κάμψης γόνατος (εκτός από το πρόσθιο άλμα με μονοποδική προσγείωση→2 <sup>η</sup> μεγαλύτερη max κάθετη Φεδάφους+↓max γωνία κάμψης γόνατος.  Μονοποδική προσγείωση→Μεγαλύτερη κάθετη+οπίσθια συνιστώσα της Φεδάφους μεταξύ όλων των δοκιμασιών.  Max ροπή βλαισότητας→Μεγαλύτερη στην διποδική προσγείωση, παρόμοια σε όλες τις άλλες δοκιμασίες.
Khanna και συν.,2019.		Περιγραφή της ανατομίας και της συμμετοχής της capsule-osseous layer της λαγονοκνημιαίας ταινίας (περιφερικών εν τω βάθει προσδέσεων της) σε φυσιολογικά γόνατα, και σε γόνατα με κάκωση του ΠΧΣ.	1 <sup>η</sup> Ομάδα: 1:20 consecutive ασθενείς (no pivot-shift injury). 2 <sup>η</sup> Ομάδα: 2:20 consecutive ασθενείς (pivot-shift bone-marrow-edema pattern injury).			Για πρόβλεψη της pivot-shift ΠΧΣ κάκωσης:  Τιμή πρόγνωσης PPV του CITB: 74% θετικό-80% αρνητικό.  Τιμή πρόγνωσης PPV της εγγύς μηριαίας πρόσδεσης της ITB: 93% θετικό-84%αρνητικό.  Τιμή πρόγνωσης PPV της επικονδύλιας μηριαίας πρόσδεσης της ITB: 93% θετικό-84%αρνητικό.

Steffensmeier και συν.,2020.	Cross-sectional study.	Αξιολόγηση του παράγοντα της διάρκειας της εφηβικής ανάπτυξης, και του κινδύνου κάκωσης του ΠΧΣ.	21 μαθητές (ηλικία:20-33έτη), φυσική δραστηριότητα $\geq 1000\text{METxmin/week}$ , (έχει κι άλλα σε πινακάκι)	Ερωτηματολόγιο (ηλικία, ύψος, πλευρά που είναι δεξιότεχνος), ανθρωπομετρικές μετρήσεις, Helen Hayes marker system, Pearson product-moment correlation, 6-camera, 3-dimensional quantitative motion analysis system, force plate (Kistler Instrument), Cortex 6.0 software, MacGait 1.0 plug-in, plyometric box-31cm, SAS ,4		Το μεγάλο ύψος σε μικρές ηλικίες φάνηκε να έχει σχέση με πιο επικίνδυνα πρότυπα προσγείωσης → Άνδρες με πιο αργή ή με μεγαλύτερη διάρκεια εφηβείας κινδυνεύουν περισσότερο για κάκωση του ΠΧΣ.
Oslo,2020.	Περιγραφική εργαστηριακή μελέτη.	Αξιολόγηση των μηχανικών και νευρομυϊκών απαντήσεων σε single leg drop landing διαταραχές πριν και μετά την παθητική φόρτιση του γόνατος.	21 συμμετέχοντες: 7 άνδρες, 14 γυναίκες (ηλικία:21,3±2,1έτη, ύψος:1,69±0,09m, μάζα 69,3±13kg).	6-motion capture system, Oqus 100 camera, Coband wrapping tape, surface electromyography (EMG), Qualisys Tracking Manager (QTM) software, USB 2533 12bit A/D board (...), Biodex system 3 dynamometer (...), Butterworth filter, Motion-Monitor System software (...), SPSS v 22.0 (...), ANOVA, Tukey post-hoc comparisons, Mauchly's test of Sphericity, Greenhouse-Geisser test		Παραλλαγές των ασκήσεων ΚΔΒΣ, ΚΜΒΣ, ΠΒ, Fitter, Stairmaster, Σ.Ο.→Τ.Μ.>Ο.Μ.→Μικρός λόγος Ο.Μ./Τ.Μ. →Αύξηση της τάσης του ΠΧΣ. Ασκήσεις με στήριξη στο ένα πόδι (30°-90° κάμψης) και squat machine (με προϋποθέσεις)→Μεγάλος λόγος Ο.Π./Τ.Μ.→Μείωση της τάσης του ΠΧΣ.
Dedinsky και συν.,2017.	Συστηματική ανασκόπηση.	Αξιολόγηση των ασκήσεων ΚΚΑ και της επιρροής τους στον λόγο Ο.Μ./Τ.Μ. σε γυναίκες αθλήτριες.	8 άρθρα.	PROSPERO, PubMed, SportDISCUS, CINAHL, Scopus, Web of Science, PEDro.		Παραλλαγές των ασκήσεων ΚΔΒΣ, ΚΜΒΣ, ΠΒ, Fitter, Stairmaster, Σ.Ο.→Τ.Μ.>Ο.Μ.→Μικρός λόγος Ο.Μ./Τ.Μ. →Αύξηση της τάσης του ΠΧΣ. Ασκήσεις με στήριξη στο ένα πόδι (30°-90° κάμψης) και squat machine (με προϋποθέσεις)→Μεγάλος λόγος Ο.Π./Τ.Μ.→Μείωση της τάσης του ΠΧΣ.

Cronstrom, Creaby και Ageberg,2020.	Συστηματική ανασκόπηση και μετα-ανάλυση.	Καθορισμός των παραγόντων που επηρεάζουν την απαγωγή σε δραστηριότητες μεταφοράς βάρους, και προσδιορισμός των ασκήσεων που την ελαττώνουν.	9 άρθρα.	MEDLINE, PubMed, CINAHL, EMBASE, Scopus.		Καμία σημαντική συσχέτιση μεταξύ των κινητικών και των κινηματικών της απαγωγής του γόνατος με ενδεχόμενη ρήξη του ΠΧΣ, σε ασκήσεις κάθετης πτώσης μετά από άλμα και σε καθίσματα στην φάση της προσγείωσης.
Alzahrani και συν.,2021.	Συστηματική ανασκόπηση.	Προσδιορισμός της ενεργοποίησης των μυών του ισχίου και της δυναμικής βλαισότητας του γόνατος.	7 άρθρα.	MEDLINE, PubMed, CINAHL, SPORTDiscus.		Χρήση 2D ανάλυσης σε υγιείς ενήλικες. Δύναμη των απαγωγών του ισχίου + Κάθετη προσγείωση ύστερα από άλμα→2 μελέτες αρνητική συσχέτιση, 2 μελέτες θετική συσχέτιση, 3 μελέτες δεν βρήκαν συσχέτιση.  Κάθετη προσγείωση ύστερα από άλμα→σχετίστηκε με ↓ έκταση ισχίου σε 2 μελέτες, ↓ έξω στροφή του ισχίου σε 2 μελέτες.  Γενικά, η σχέση των απαγωγών, των εκτεινόντων και έσω στροφών του ισχίου →Αμφιλεγόμενη σχέση με την κάθετη πτώση ύστερα από άλμα.
Franco, Mate και Mula,2020.	Συστηματική ανασκόπηση.	Αξιολόγηση των κινηματικών και κινητικών μεταβλητών κατά τις δοκιμασίες προσγείωσης, και η συμβολή τους σε μη επαφής κάκωση του ΠΧΣ.	13 άρθρα (8689 συμμετοχές, στις οποίες βρέθηκαν 333 μη επαφής τραυματισμένα γόνατα).	MEDLINE, LILACS, IBECs, CINAHL, SportDISCUS, SCIELO IME.		Δεν φάνηκε πως οι κινητικές και οι κινηματικές μεταβλητές κατά την εκτέλεση δοκιμασιών προσγείωσης, να διαθέτουν κάποια σημαντική συσχέτιση με τις κακώσεις μη επαφής του γόνατος→Δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως αξιόπιστοι δείκτες για την πρόληψη μιας πιθανής κάκωσης.  Μεγάλη ετερογένεια, και μεγάλος κίνδυνος μεροληψίας στην παρούσα έρευνα.
Larwa και συν.,2021.	Συστηματική ανασκόπηση.	Προσδιορισμός κάκωσης ΠΧΣ με βιντεοσκοπική μέθοδο και με συλλογή αριθμού αθλητών/τριων με προηγούμενο ιστορικό.	9 μελέτες με βιντεοσκοπική μέθοδο + 9 με συλλογή ατόμων με προηγούμενο ιστορικό ΠΧΣ κάκωσης.	Web of Science, CINAHL, PubMed, Cochrane.		Γωνία κίνησης ισχίου + κινητικότητα γόνατος + σταθερότητα κορμού + κινητικότητα της αστραγαλοπερνηκής→Πιθανοί παράγοντες κινδύνου για ΠΧΣ κάκωση.  Προσγείωση στην πτέρνα + ↓ δύναμη απαγωγής του ισχίου + ↓ έλεγχος της κινητικότητας του κορμού + ↑ βλαισότητα στο γόνατο→↑ κινδύνου ΠΧΣ κάκωσης σε νεαρούς αθλητές.

Sahabuddin και συν.,2021.	Συστηματική ανασκόπηση.	Σύγκριση 2 των χαρακτηριστικών παραμέτρων των ασκήσεων δυναμικής βλαισότητας γόνατος (top-down, bottom up κινητικών αλυσίδων), και η επιρροή τους στην ↓ της.	10 μελέτες=423 άτομα (άνδρες=22,7%, γυναίκες=77,3%), ενήλικες=249, έφηβοι=123, πριν την εφηβεία=51.	SAGE, Science Direct, SCOPUS, PubMed.	7 μελέτες→Πρόγραμμα προπόνησης (2-10 εβδομάδων) για ↓ δυναμικής βλαισότητας του γόνατος→Στρέψη της προσοχής στους μύες που εκφύονται/προσφύονται στο γόνατο (Ο.Μ., γαστροκνήμιος)→Πολύ αποτελεσματικό.  3 μελέτες→/(8-12 εβδομάδες)-/-→/-στους μύες του κορμού και της ράχης→Δεν ήταν το ίδιο αποτελεσματικό.
Oberhofer και συν.,2017.	Συστηματική ανασκόπηση.	Εκτίμηση της σχέσης των μυοτενόντιων δυνάμεων του γόνατος με την κάκωση του ΠΧΣ.	26 μελέτες (16 in vitro, 10 in vivo).	PubMed, Embase, Cochrane.	Δεν φάνηκε κάποια σχέση του λόγου Ο.Μ./Τ.Μ. με την ↑ κινδύνου ΠΧΣ κάκωσης πριν ή κατά την προσγείωση.  4 in vivo μελέτες→↓maxΤάσης ΠΧΣ όταν ↑ συμμετοχής Τ.Μ. 1 in vitro+1 in situ μελέτη→↓τάσης ΠΧΣ όταν ↑ συμμετοχής Ο.Μ. Υπήρξε μεγάλη ετερογένεια→Μετα-ανάλυση αδύνατη. ↑ σκληρότητας Τ.Μ.→Προστασία μαλακών ιστών γόνατο. ↑ κάμψη ισχίου→↑ επιμήκυνσης των Ο.Μ.→↓τάσης ΠΧΣ.

## 5 ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Πρόσφατες συστηματικές μελέτες και μετα-αναλύσεις βρήκαν, πως οι γυναίκες φέρουν υψηλότερο κίνδυνο για συνδεσμική κάκωση στο γόνατο σε σχέση με τους άνδρες, ειδικά στην περίπτωση συμμετοχής τους σε αθλητικούς αγώνες ερασιτεχνικού επιπέδου. Τέτοια περιστατικά συνήθως διατηρούν τα άτομα μακριά από τον χώρο του αθλητισμού, δημιουργώντας μεγάλες οικονομικές επιβαρύνσεις στα άτομα και τα ασφαλιστικά τους ταμεία. Όπως κοινώς υποστηρίζεται, φαίνεται πως η εκτέλεση μη φυσιολογικών προτύπων κίνησης κατά την διάρκεια των αθλητικών δραστηριοτήτων, που περιλαμβάνουν την τοποθέτηση και την κίνηση των αρθρώσεων του κορμού, του ισχίου, της ποδοκνημικής, καθώς και η γωνίες στρέψης του γόνατος, μπορούν να οδηγήσουν σε μια πιθανή συνδεσμική κάκωση (Larwa και συν., 2021).

Σε μια προσπάθεια για την ανάπτυξη μέτρων πρόληψης των αθλητικών κακώσεων, καθιερώθηκε μεταξύ κάποιων Αμερικάνικων αθλητικών κυβερνητικών σωματείων κολεγιακού, πανεπιστημιακού και λυκειακού επιπέδου οι συμμετέχοντες/ουσες να λαμβάνουν μέρος έως 4 φορές την εβδομάδα στις αθλητικές διοργανώσεις. Σκοπός αυτής της απόφασης ήταν η παροχή του κατάλληλου χρόνου για την ανάπαυση των αθλητών/τριών, και η αποφυγή πιθανών ανεπιθύμητων περιστατικών λόγω της ενδεχόμενης κόπωσης. Σε πρόσφατες μελέτες αποδείχθηκε πως η κόπωση των γυναικών κατά την διάρκεια εκτέλεσης αθλητικών δραστηριοτήτων, μπορεί να συνεισφέρει σημαντικά στην αύξηση της δυναμικής βλαισογωνίας στο γόνατο, προκαλώντας υψηλές φορτίσεις στις υποκείμενες δομές (Pfeifer και συν., 2018).

### 5.1 Αξιολόγηση των εργαστηριακών μελετών

Πρόσφατες εργαστηριακές μελέτες που περιλαμβάνουν μηχανικές προσομοιώσεις προσγειώσης, έχουν αναφέρει στα κλινικά τους συμπεράσματα πως ένας συνδυασμός εξωτερικών φορτίσεων (ροπή απαγωγής του γόνατος, πρόσθια διατμητική δύναμη της κνήμης, έσω στροφή της κνήμης), με την πρόσθεση μιας αξονικής κρουστικής δύναμης (κρουστική συνάρτηση) μπορούν να οδηγήσουν σε συνδεσμική ρήξη στο γόνατο. Αυτή η παρατήρηση ενισχύεται από τις διαγνωστικές απεικονίσεις των οστικών οιδημάτων στο κνημιαίο διαμέρισμα, ιδιαίτερα στο περιφερικό-έξω τμήμα (70% των περιπτώσεων) σε συνδεσμικές κακώσεις μη-επαφής. Παρόλα αυτά, δεν έχει διευκρινιστεί επακριβώς εάν τα οστικά οιδήματα προκύπτουν μετά την ρήξη του ΠΧΣ και την μεταφορά των φορτίων στον αρθρικό θύλακα λόγω της προκύπτουσας μηχανικής αστάθειας της άρθρωσης, ή αν η αδυναμία του ΠΧΣ να διατηρήσει την ισορροπία των στροφικών φορτίων οδηγεί σε αστάθεια στο γόνατο, στον σχηματισμό οστικών οιδημάτων, κι επομένως στην ολική ρήξη του ΠΧΣ.

Στην εργαστηριακή έρευνα των Bates και συν., βρέθηκε μια υψηλή συσχέτιση μεταξύ της γεωμετρίας του άνω πέρατος της κνήμης με την αύξηση των συνδεσμικών φορτίων που δέχεται το γόνατο. Συγκεκριμένα, φάνηκε πως η αυξημένη κλίση του οπίσθιου διαμερίσματος της κνήμης σε σχέση με το μηριαίο οστό, ειδικά του οπίσθιου-έξω κνημιαίου διαμερίσματος, μπορούσε να επηρεάσει την μηχανική συμπεριφορά της άρθρωσης στο μετωπιαίο και στο οβελιαίο επίπεδο. Για το οπίσθιο-έσω κνημιαίο διαμέρισμα σημειώθηκε, πως η αυξημένη κλίση του είχε μια σπουδαία επιρροή στην αύξηση της τιμής των ροπών του οβελιαίου επιπέδου. Η ροπή της κάμψης του γόνατος ήταν μεγαλύτερη στα πτωματικά δείγματα που διέθεταν περισσότερη οπίσθια κλίση της κνήμης (Bates και συν., 2018 και 2019).

Καθώς η βιβλιογραφία υποστηρίζει, πως τα υπερβολικά μεγέθη των ροπών στο οβελιαίο επίπεδο από μόνα τους, είναι αμφίβολο αν μπορούν να προκαλέσουν συνδεσμική κάκωση του ΠΧΣ, οι αθλητές που προσγειώνονται με μεγάλη έκταση στο γόνατο είναι γεγονός πως παρουσιάζουν υψηλό κίνδυνο. Η κλίση του εσωτερικού και του εξωτερικού διαμερίσματος φαίνεται να κατηγορούνται στην πρόσφατη θεωρία, για την συμβολή τους στον κίνδυνο ανάπτυξης επικίνδυνων μηχανικών προσαρμογών στο εγκάρσιο και το μετωπιαίο επίπεδο. Στο εγκάρσιο επίπεδο, φαίνεται πως ένα οπίσθια μετατοπισμένο έξω κνημιαίο διαμέρισμα με μια μειωμένη έσω κλίση, σε συνδυασμό με μια συμπιεστική δύναμη, μπορεί να οδηγήσει σε μεγάλη πρόσθια κνημιαία μετατόπιση και μια έσω στροφή της κνήμης έναντι του σταθερού μηριαίου οστού. Όσον αφορά το μετωπιαίο επίπεδο, είναι συχνά αμφισβητήσιμο, πως η αυξημένη οπίσθια κλίση του εξωτερικού διαμερίσματος της κνήμης σε σχέση με το εσωτερικό διαμέρισμα, απομακρύνει τις αρθρικές επιφάνειες στην περιφέρεια, σχηματίζοντας μια γωνία βλαισότητας. Παρόλα αυτά, στην προκείμενη έρευνα βρέθηκε πως μια μεγάλη οπίσθια κλίση του εξωτερικού διαμερίσματος της κνήμης, συνδεόταν με την ανάπτυξη μιας εσωτερικής ροπής προσαγωγής στο γόνατο, ως αποτέλεσμα της βλαισότητας που αποκτούσαν τα εξεταζόμενα γόνατα (Bates και συν., 2017).

Στην έρευνα των Bates και συν. δεν παρουσιάστηκε κάποια σημαντική στατιστική παρατήρηση σχετικά με την επιρροή που είχαν οι εσωτερικές ροπές στο γόνατο με την τάση του ΠΧΣ, ούτε στην προσομοίωση των πλάγιων αναπηδήσεων, ούτε στις κάθετες πτώσεις ύστερα από άλμα. Ο ΕσΠΣ δεν φάνηκε να παρουσιάζει σημαντική συμμετοχή στις στροφικές αντισταθμίσεις που εφαρμόζονταν στο γόνατο, συμπεραίνοντας πως ίσως να μην συμμετέχει στην ρύθμιση των εγκάρσιων μεταβλητών. Η πρόκληση μιας έξω στροφής στην κνήμη προκάλεσε αύξηση της οπίσθιας διατμητικής δύναμης και των περιφερικών δυνάμεων που εφαρμόζονται στο κεντρικό διαμέρισμα της κνήμης. Επίσης, η πρόκληση μιας έσω στροφής στην κνήμη, προκάλεσε αύξηση της πρόσθιας διατμητικής δύναμης και των εσωτερικών δυνάμεων στο γόνατο, αυξάνοντας την τάση του ΠΧΣ. Παρόλα αυτά, η εφαρμογή τους στις 4° γωνίας έσω/έξω στροφής και από την θέση πλήρους έκτασης προς την θέση πλήρους κάμψης, όσο αυξανόταν η γωνία τόσο αυξανόντουσαν οι εξωτερικές ροπές στην έκταση, και συνεπώς η τάση του ΠΧΣ. 4° έσω αντιστάθμισης προκάλεσαν αύξηση της τάσης του ΠΧΣ κατά 1,1%, ενώ η 4° έξω αντιστάθμισης προκάλεσαν αύξηση κατά 1,9% σε όλες τις δοκιμασίες προσομοίωσης. Παρά ταύτα, οι 4° εγκάρσιας στροφής της κνήμης δεν ήταν αρκετές για να προκαλέσουν ρήξη του ΠΧΣ, κι επομένως οι ερευνητές αντιλήφθηκαν πως ίσως να απαιτείται μεγαλύτερη τιμή της γωνίας αυτής. Παρόλα αυτά, καταγράφηκε πως το 44% του φορτίου μεταφέρθηκε και αποσβέστηκε στον αρθρικό θύλακα. Στην περίπτωση της μακροχρόνιας εφαρμογής της, ενδέχεται να οδηγούσε σε ΠρΕσΣΑ και τελικά σε οστεοαρθρίτιδα (Bates και συν., 2019).

Το μυοτενόντιο σύνολο γύρω από την άρθρωση του γόνατος πρωταγωνιστεί στην απορρόφηση των φορτίων σε δυναμικές συνθήκες. Στην συστηματική έρευνα εργαστηριακής φύσης των Oberhofer και συν., δεν βρέθηκε κάποια υψηλή συσχέτιση μεταξύ της τάσης του ΠΧΣ και του δείκτη ΟπΜ/ΤΜ, που υπό ιδανικές τιμές (άνω του 0,6) υποστηρίζεται από πολλές μελέτες πως μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την πρόβλεψη μιας πιθανής συνδεσμικής κάκωσης. Φαίνεται πως η φόρτιση του ΠΧΣ δεν μπορεί να εξηγηθεί μόνο από τις μυϊκές και τενόντιες φορτίσεις κατά την εκτέλεση μιας δοκιμασίας προσγείωσης, αλλά το αποτέλεσμα μπορεί να απορρέει από ένα σύμπλεγμα αλληλεπίδρασης μεταξύ των εξωτερικών δυνάμεων, της κινηματικής και της ανατομίας της άρθρωσης, σε συνδυασμό με την διάρκεια και το μέγιστο μέγεθος της μυϊκής δραστηριότητας (Oberhofer και συν., 2017).

Έχει καταγραφεί πως μια ΟπΠΛΣΑ οδηγεί στην μεταφορά του άξονα περιστροφής προς το εσωτερικό διαμέρισμα του γόνατος, με αποτέλεσμα το περιφερικό διαμέρισμα και η

κεφαλή της κνήμης, δίχως αντιστάθμιση να μετατοπίζονται οπίσθια. Στην έρευνα των Ball και συν. όπου εφαρμόστηκε δύναμη μέτρου 90N για την οπίσθια μετατόπιση της κνήμης, δεν φάνηκε να αντισταθμίζεται σημαντικά από τον ΠΧΣ, την επΕσΠΣ και την ετβΕσΠΣ. Μόνο ο ΟεσΑΘ και ο ΛΙ, που ήταν τοποθετημένοι σε θέση διάταξης στην έκταση του γόνατος, παρείχαν αντίσταση σε ποσοστό 12% επί της συνολικής στις 0° κάμψης, και μόνο 4% στις 30° κάμψης. Όπως φάνηκε, η συμμετοχή αυτών των δομών στην οπίσθια μετατόπιση της κνήμης ήταν αμελητέα (Ball και συν., 2020). Σαφώς, για να κατανοήσουμε τον μηχανισμό της διαχείρισης της οπίσθιας μετατόπισης, πρέπει να λάβουμε υπόψη μας την υψηλή μυϊκή ενεργοποίηση του ΤΜ, του ραπτικού και του τείνοντος την πλατεία περιτονία μυ. Οι αντιροποιστικές δυνάμεις που εφαρμόζουν στην κνήμη είναι τέτοιες, που σπάνια θα μπορούσε να παρατηρηθεί μια υπερβολική οπίσθια μετατόπιση της κνήμης. Το πόρισμα αυτό υποστηρίζεται από τα επιδημιολογικά δεδομένα που δείχνουν πως, ο ΟΧΣ μπορεί να υποστεί ρήξη όταν η οπίσθια διατμητική δύναμη είναι τέτοια που δεν μπορεί να εξουδετερωθεί από την ροπή που ασκεί ο ΤΜ στην κνήμη. Τέτοιες περιπτώσεις παρατηρούνται σε περιστατικά τραύματος υψηλής ενέργειας (τροχαία ατυχήματα), ή σε αθλητικές δραστηριότητες (όπως το εξάρθρημα του γόνατος).

Γενικά, η πρόσθια-έσω στροφική αστάθεια φαίνεται να οφείλεται στην αδυναμία του ΠΧΣ να αντισταθεί στην υπερβολική τάση της κνήμης να μετατοπιστεί πρόσθια, και στην φτωγή συμμετοχή της επΕσΠΣ να αντιροπίσει την μεγάλη βλαισή απόκλιση του γόνατος από την ουδέτερη θέση. Όπως έχει αναφερθεί στην βιβλιογραφία, η υπερβολική ΕξΣΚ με μια ροπή βλαισότητας στο γόνατο και κάμψη αυτού στις 90°, μπορεί να αποτελέσει ένα πιθανό μηχανισμό συνδεσμικής κάκωσης. Μάλιστα, έχει παλαιότερα παρουσιαστεί μια αμοιβαία σχέση μεταξύ της επΕσΠΣ και της ετβΕσΠΣ κατά την κίνηση της κάμψης του γόνατος, για τον περιορισμό της ΕξΣΚ. Ο έλεγχος της ΕξΣΚ από την ετβΕσΠΣ είναι αμφιλεγόμενη, δεδομένου του μικρού της μεγέθους αλλά και του προσανατολισμού της. Οι ίνες της είναι προσθιοπλάγια τοποθετημένες, κι έτσι μια ενδεχόμενη ροπή έξω στροφής μπορεί να της αυξήσει την τάση. Ταυτόχρονα, πρόκειται για μια θυλακική κατασκευή που επικαλύπτεται από μια πιο δυνατή αξονικά ευθυγραμμισμένη κατασκευή, την επιφανειακή στοιβάδα του ΕσΠΣ, ενώ περιφερικότερα καλύπτεται από την ΛΚΤ.

Οι Ball και συν. σημείωσαν πως το μέτρο της ροπής που απαιτήθηκε για τα ξεπεραστεί το κατώφλι της αντίστασης και να προκληθεί η ΕξΣΚ μειώθηκε σημαντικά στα γόνατα όπου διαδοχικά γινόταν αφαίρεση των συνδεσμικών δομών του ΠΧΣ και του ΕσΠΣ, σε σχέση με την τιμή εκείνη, όταν το γόνατο ήταν ακέραιο. Σε απάντηση ύστερα από εφαρμογή ροπής μέτρου 5Nm για την πρόκληση της ΕξΣΚ, ο ΠΧΣ προσέφερε μόλις το 6%-9% της συνολικής αντίστασης στο εύρος 0° έως 90° κάμψης. Αντίστοιχα, το ποσοστό συμμετοχής στην αντίσταση της επΕσΠΣ και της ετβΕσΠΣ, ήταν 13%-21% και 23%-13% αντίστοιχα. Συγκεκριμένα, φάνηκε πως ο μεγαλύτερος αντιστάτης στις 90° κάμψης του γόνατος ήταν η επΕσΠΣ, ενώ όταν το γόνατο έφτασε στην πλήρη έκταση, ο μεγαλύτερος αντιστάτης πλέον ήταν η ετβΕσΠΣ. Επίσης, ο ΛΙ και ΟεσΑΘ προσέφεραν αντίσταση στην ΕξΣΚ, σε ποσοστό 10% της συνολικής αντίστασης όταν το γόνατο βρισκόταν στις 0° κάμψης, και 0% όταν το γόνατο κινήθηκε μεταξύ των 60°-90° κάμψης (Ball και συν., 2020). Οι Shapiro και συν. σημείωσαν πως πιθανά ελλείμματα στην λειτουργία του ΕσΠΣ, μπορούν να οδηγήσουν σε αύξηση της τάσης του ΠΧΣ κατά την ΕξΣΚ, καθώς μελετούσαν ακέραια γόνατα (ροπή έξω στροφής με μέτρο 10Nm, προκάλεσαν αντισταθμιστική απάντηση κατά 55N από τον ΠΧΣ), και γόνατα με ελλείμματα του ΕσΠΣ (ίδια ροπή, προκάλεσε αντισταθμιστική απάντηση κατά 138N από τον ΠΧΣ).

Πολλοί χειρουργοί αντιλαμβάνονται την ανάγκη για μείωση της ροπής βλαισότητας κατά την διάγνωση μιας ΠρΕσΣΑ, ωστόσο παραβλέπουν την σημασία της διατήρησης του άκρου

στην κατάλληλη ανατομική θέση, ώστε να μειωθούν τα φορτία που δέχονται οι στοιβάδες του ΕσΠΣ. Η επΕσΠΣ λειτουργεί ως πρωταρχικός αντιστάτης της ροπής βλαισότητας στην κάμψη του γόνατος, και η τάση του αυξάνεται μεταξύ των 0°-30° κάμψης, εκεί όπου ο ΛΙ και ΟεσΑΘ αποφορτίζονται απότομα καθώς το γόνατο κάμπτεται. Ο ΠΧΣ και η ετβΕσΠΣ συμβάλλουν δευτερογενώς, όταν το γόνατο κάμπτεται μεταξύ 0°-60°, με αντίσταση που αναπαριστά το 10% της συνολικής. Πράγματι, οι Ball και συν. παρατήρησαν πως ο ΠΧΣ ασκούσε αντίσταση ποσοστού περίπου 10% της συνολικής μεταξύ 0°-90° κάμψης του γόνατος, κι η επΕσΠΣ προσέφερε το 51%-55% της συνολικής αντίστασης στις 0°-30° κάμψης, που μειώθηκε στο 40% στις 90° κάμψης. Ταυτόχρονα, η ετβΕσΠΣ φάνηκε να μειώνει το ποσοστό συμμετοχής της από 12% σε 5% μεταξύ 0°-90° κάμψης, ενώ η συμμετοχή του ΛΙ και του ΟεσΑΘ ελαττώθηκε από 16% στις 0° κάμψης σε 0% στις 60°-90° κάμψης. Όσον αφορά την ροπή ραιβότητας, υπολογίστηκε πως ο ΠΧΣ προσέφερε το 4% της συνολικής αντίστασης, ενώ παράλληλα καμία άλλη συνδεσμική δομή δεν φάνηκε να επηρεάζεται και να συμμετέχει στον περιορισμό της (Ball και συν., 2020).

Οι Ren και συν. μέσα από την χρήση της μαγνητικής τομογραφίας και της υπολογιστικής αναπαράστασης του γόνατος, παρατήρησαν πως η επίδραση μιας πρόσθιας διατμητικής δύναμης στην κνήμη με μέτρο 134N, προκάλεσε την μετατόπιση της κνήμης πρόσθια κατά 4,89mm σε γόνατα με ακέραιο ΕσΠΣ. Σε γόνατα με ανεπάρκεια της επΕσΠΣ η κνήμη μετατοπίστηκε κατά 5,17mm, με ανεπάρκεια της εντΕσΠΣ κατά 5,04mm, και με ολική ανεπάρκεια του ΕσΠΣ κατά 5,17mm. Το συμπέρασμα που προέκυψε ήταν πως, ο ΕσΠΣ συμμετείχε στον περιορισμό της πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης σε σχέση με το μηριαίο οστό, παρόλο που ο ΠΧΣ ήταν ο κύριος αντιστάτης και βρισκόταν σε συνεχή τάση, με την επΕσΠΣ να παρουσιάζει μεγαλύτερο ποσοστό συμμετοχής από την ετβΕσΠΣ. Η εφαρμογή μιας οπίσθιας διατμητικής δύναμης με μέτρο 134N στην κνήμη, παρουσίασε μικρή συμμετοχή του ΕσΠΣ, με την μεγαλύτερη συνδεσμική δομή που περιόριζε την κίνηση να είναι εκείνη του ΟΧΣ. Η εφαρμογή μιας ροπής απαγωγής της κνήμης με μέτρο 10Nm παρουσίασε μια μεγάλη μεταβολή της τάσης του ΕσΠΣ. Από τις 4,06° στα ακέραια γόνατα, σε 6,08° λόγω ανεπάρκειας της επΕσΠΣ, σε 4,86° λόγω ανεπάρκειας της εντΕσΠΣ, και σε 6,22° σε ολική ανεπάρκεια του ΕσΠΣ. Και πάλι η επΕσΠΣ παρουσίασε μεγαλύτερη συμμετοχή στον περιορισμό της κίνησης από την εντΕσΠΣ, ενώ παράλληλα φάνηκε η υψηλότερες τάσεις να εμφανίζονται στο σημείο πρόσδεσής τους με το πρόσθιο τμήμα του μηριαίου κονδύλου. Αυτό υποστηρίζεται κι από τις ανατομικές μελέτες που υπογραμμίζουν πως οι συχνότερες ρήξεις του ΕσΠΣ συμβαίνουν στα σημεία πρόσδεσής του με το μηριαίο οστό (Schilaty και συν., 2019)

Σε προσομοιωμένες δοκιμασίες πτώσης έχει αποδειχθεί πως η δύναμη αντίδρασης του εδάφους, σε συνδυασμό με μια έσω στροφή της κνήμης μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση των τάσεων που δέχεται ο ΠΧΣ. Μάλιστα, έχει φανεί πως η ροπή απαγωγής του γόνατος προκαλεί μεγαλύτερη αύξηση της μέγιστης τάσης και μέγιστης μεταβολής της τάσης του ΠΧΣ, σε σύγκριση με τον ΕσΠΣ. Ταυτόχρονα, η έσω στροφή παρουσιάζει μεν μεγαλύτερες τιμές των μεταβλητών αυτών στον ΠΧΣ από ότι στον ΕσΠΣ, ωστόσο η φορτίσεις που δημιουργούνται και στις δυο συνδεσμικές δομές δεν μπορούν να ξεπεράσουν εκείνες που προκαλούνται από την απαγωγή του γόνατος.

Η μερική ή ολική ανεπάρκεια του ΠΧΣ ή του ΕσΠΣ (κυρίως της επΕσΠΣ), ή ο συνδυασμός των δυο οδηγεί σε ΠρΕσΣΑ. Μια κάκωση του έξω διαμερίσματος της κνήμης, μπορεί να οδηγήσει σε ΠρΠΛΣΑ. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η μεμονωμένη ανακατασκευή του ΠΧΣ πιθανόν να μην μπορεί να επιτρέψει στο άτομο να επανέλθει στην προ-τραυματισμού υγιή κατάσταση, εφόσον η χαλαρότητα στο γόνατο δεν οφείλεται αποκλειστικά στην ανεπάρκεια μιας μόνο συνδεσμικής δομής. Οι κακώσεις του ΕσΠΣ δημιουργούν μια αύξηση



στην έξω στροφή της κνήμης ανεξάρτητα από την ακεραιότητα του ΠΧΣ και του ΟπΛΣ (Ball και συν., 2020).

Ωστόσο, η μεταβολή της τάσης του ΠΧΣ είναι σαφώς πολύ μεγαλύτερη από εκείνη του ΕσΠΣ στην φάση πριν την αρχική επαφή με το έδαφος. Εξαιτίας αυτού του γεγονότος, έχει διαπιστωθεί πως οι κακώσεις του ΠΧΣ με την συνοδεία ρήξης (μερικής ή ολικής) του ΕσΠΣ συνιστά το 1/3 με 1/4 των περιπτώσεων συνδεσμικής κάκωσης στο γόνατο. Ο έλεγχος των παρεκκλίσεων στο μετωπιαίο επίπεδο πριν την αρχική επαφή στο στάδιο της αιώρησης του άκρου, θεωρείται πως μπορεί να προσφέρει μια ασφαλή εκτίμηση της επικινδυνότητας του ατόμου κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών.

## 5.2 Αξιολόγηση των λειτουργικών δοκιμασιών

Οι κλινικές παρατηρήσεις αναφέρουν πως ένα φορτίο που εφαρμόζεται περιφερικά, μπορεί να αποτελέσει παράγοντα κινδύνου για συνδεσμικές ρήξεις στο γόνατο. Για παράδειγμα, κατά την ακτινολογική εξέταση σε ασθενείς με προηγούμενο ιστορικό κάκωσης του ΠΧΣ είναι πολύ σύνηθες να παρατηρηθούν οστικά οιδήματα στο περιφερικό διαμέρισμα του κνημιαίου διαμερίσματος, δίνοντας την εντύπωση πως κατά την διάρκεια της κάκωσης το σημείο αυτό δέχεται εξαιρετικά υψηλά φορτία. Πρέπει να σημειωθεί πως η εφαρμογή φορτίων στην περιφέρεια του γόνατος μπορεί να αυξηθεί με την τοποθέτησή του σε μεγαλύτερες γωνίες βλαισότητας, κάτι που στην βιβλιογραφία έχει συσχετιστεί αρκετά με έναν υψηλό κίνδυνο για συνδεσμική κάκωση στο γόνατο.

Στην συστηματική μελέτη των Dedinsky και συν., οι οποίοι μελέτησαν ασκήσεις που προάγουν την κατάλληλη μυϊκή δραστηριότητα στην άρθρωση του γόνατος, παρατήρησαν πως οι ασκήσεις ΚΚΑ στο γόνατο με την συμμετοχή των μεγάλων γειτονικών αρθρώσεων του κορμού και του ισχίου, προσέφεραν ευεργετικά αποτελέσματα. Με βάση την κινητική ανάλυση, όσο μεγαλύτερος είναι ο μοχλοβραχίονας της δύναμης αντίδρασης από το έδαφος ως προς την άρθρωση του ισχίου, τόσο μικρότερος είναι ο αντίστοιχος μοχλοβραχίονας ως προς την άρθρωση του γόνατος. Με αυτόν τον τρόπο, ενισχύεται η συμμετοχή των ΟπΜ να λειτουργήσουν ως εκτεινόντες μύες στο ισχίο, περισσότερο από εκτεινόντες μύες στο γόνατο, παρέχοντας μεγαλύτερη σταθερότητα στο τελευταίο. Οι ασκήσεις που περιέχουν μια προοδευτική κάμψη του ισχίου φαίνεται να πυροδοτούν μια αύξηση στην μυϊκή δραστηριότητα των ΟπΜ, ενώ οι ασκήσεις που περιλαμβάνουν βαθιά καθίσματα παρουσιάζουν μια αυξημένη ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα του ΤΜ, και φαίνεται να είναι περισσότερο επικίνδυνες (Dedinsky και συν., 2017).

Οι Youdas και συν. σε μια αντίστοιχη μελέτη που πραγματοποίησαν σε ένα τυχαίο δείγμα ατόμων που συγκέντρωσαν, σημείωσαν θετικά αποτελέσματα στην μείωση των φορτίσεων της άρθρωσης του γόνατος, δίνοντας ως οδηγία στους συμμετέχοντες/ουσες που εκτελούσαν κάθισμα στο ένα σκέλος να φέρουν τον κορμό τους πρόσθια. Όσον αφορά τις πλάγιες αναπηδήσεις, οι ερευνητές υπογράμμισαν πως οι μεγαλύτερες μετατοπίσεις από το σημείο αρχικής επαφής του κάτω άκρου με το έδαφος, συνδέονταν με λιγότερες φορτίσεις στο γόνατο. Συγκεκριμένα, τα άτομα που εκτελούσαν αναπήδηση με μετατόπιση του σκέλους κατά 20,3cm και με μέσο όρο κάμψης του γόνατος 68,5°, παρήγαγαν τιμή του λόγου ΟπΜ/ΤΜ 0,611. Αντίθετα, τα άτομα που εκτελούσαν αναπήδηση με μετατόπιση του άκρου κατά 10cm και με μέσο όρο κάμψης του γόνατος 30°, παρήγαγαν τιμή του λόγου ΟπΜ/ΤΜ μεταξύ 0,23 και 0,39, κι επομένως μεγαλύτερη φόρτιση στην άρθρωση του γόνατος.

Στην έρευνα του Oslo, πραγματοποιήθηκε ηλεκτρομυογραφία των ΟπΜ και του ΤΜ κατά την διάρκεια της προσγείωσης, όπου και φάνηκαν μεγάλες διαφορές μεταξύ της

συμμετοχής της κάθε μυϊκής ομάδας. Την μεγαλύτερη ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα παρουσίασε συνολικά ο ορθός μηριαίος, ενώ την μικρότερη ο έσω πλατύς. Παρόλα αυτά, η μέση τιμή της μέγιστης ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας ήταν η πιο αυξημένη για τον έξω πλατύ, και η μικρότερη για τον έσω. Αυτό ήταν αναμενόμενο, καθώς ο έξω πλατύ έχει αναφερθεί πως ενεργοποιείται σε σχετικά υψηλά επίπεδα δραστηριοτήτων. Η συμβολή του έξω πλατύ και του ορθού μηριαίου ήταν μεγαλύτερη από του έσω πλατύ, γεγονός που υποδεικνύει την ανικανότητα του έσω πλατύ να παρέχει πρωταρχική σταθερότητα στο γόνατο, πιθανώς λόγω της αρχιτεκτονικής κατασκευής του. Όσον αφορά το στάδιο της προσγείωσης, η βιβλιογραφία αναφέρει πως απαιτείται η έκκεντρη σύσπαση των εκτεινόντων, για να ελέγξουν την κάμψη του γόνατος. Στο ηλεκτρομυογράφημα βρέθηκε προοδευτική αύξηση της ενεργοποίησης των εκτεινόντων όσο το γόνατο προσέγγιζε την μέγιστη κάμψη. Ο ημιμεμβρανώδης έδειξε υψηλή ενεργοποίηση σε όλες τις συνθήκες, υποδηλώνοντας, πως είναι πιο ενεργός για τον έλεγχο του άκρου σε σύγκριση με τον δικέφαλο μηριαίο (Oslo, 2020).

Όπως παρατήρησαν οι Sinsurin και συν. κατά την εκτέλεση μια ηλεκτρομυογραφικής μελέτης, η μυϊκή δραστηριότητα γύρω από την άρθρωση του γόνατος ήταν διαφορετική ανάλογα με την δοκιμασία αναπήδησης που εξεταζόταν, λόγω της διαφορετικής διεύθυνσης των δυνάμεων και των ροπών που ασκούσαν από την κάθε μυϊκή ομάδα ξεχωριστά. Συγκεκριμένα, φάνηκε υψηλότερη ενεργοποίηση του ορθού μηριαίου και του ημιτενοντώδη μυ πριν την αρχική επαφή του άκρου με το έδαφος, ενώ αντίθετα η συμμετοχή του έξω πλατύ και του ορθού μηριαίου ήταν η πιο σημαντική μετά την αρχική επαφή. Όπως υποστηρίζει η θεωρία, το προπαρασκευαστικό σύστημα της μυϊκής απάντησης σε ένα ερέθισμα, ελέγχεται από το κεντρικό νευρικό σύστημα και ένα σύνολο ιδιοδεκτικών μηχανισμών. Στην προκείμενη περίπτωση, το σύστημα αυτό είναι ρυθμισμένο να αποτρέψει την υπερβολική βλαισογονία του γόνατος, την αποτυχία του οποίου θα καλεστεί να αντιμετωπίσει η αντιδραστική μυϊκή απάντηση μετά την αρχική επαφή. Στην έρευνα αυτή, η μυϊκή δραστηριότητα του ημιτενοντώδη μυ φάνηκε να είναι μέγιστη 100ms πριν την αρχική επαφή.

Οι Palmieri-Smith βρήκαν μια υψηλή συσχέτιση της μέγιστης βλαισογωνίας του γόνατος με την υψηλή μυϊκή ενεργοποίηση του έξω πλατύ και των περιφερικών ΟπΜ, ενώ δεν φάνηκε να επηρεάζεται αυτή η συνθήκη από την προ-ενεργοποίηση του έσω πλατύ και των εγγύτερων ΟπΜ. Από την άλλη μεριά, οι Chappel και συν. παρατήρησαν μια υψηλή ενεργοποίηση των καμπτήρων μυών του γόνατος πριν από μια αναπάντεχη προσγείωση. Αυτή η απάντηση θεωρήθηκε ως μια προ-ενεργοποιητική εντολή στην αντίστοιχη μυϊκή ομάδα, η οποία λειτούργησε ως προ-παρασκευαστικός μηχανισμός για την άμεση απάντηση στην ενδεχόμενη πρόσκρουση του άκρου στο έδαφος. Αυτό ίσως να εξηγεί τον υψηλό κίνδυνο που διατρέχουν τα άτομα που εκτελούν αναπηδήσεις, όταν αυτές χαρακτηρίζονται από μειωμένη ενεργοποίηση του ημιτενοντώδη μυ. Οι υψηλές μυϊκές συσπάσεις του ορθού μηριαίου, που παρατηρούνται κατά τις αναπηδήσεις προσθιο-πλάγιας κατεύθυνσης, φάνηκε να αυξάνουν την πρόσθια διατμητική δύναμη στην κνήμη, κι επομένως την φόρτιση του ΠΧΣ. Όσον αφορά τις μετρήσεις μετά τα πρώτα 300ms της αρχικής επαφής, δεν φάνηκαν σημαντικές διαφορές στις μυϊκές συσπάσεις μεταξύ του ημιτενοντώδη, του δικέφαλου μηριαίου και του έσω πλατύ μυ ως προς το οβελιαίο και το διαγώνιο επίπεδο. Αυτή η ομοιόμορφη μυϊκή σύσπαση θεωρήθηκε ως ο μηχανισμός που διατήρησε την σταθερότητα στην άρθρωση του γόνατος, κατά την διάρκεια εκτέλεσης των πλάγιων αναπηδήσεων, καθώς οι ΟπΜ συμμετείχαν στον περιορισμό της στροφικής κίνησης της κνήμης. Σε ότι αφορά την κάμψη του γόνατος κατά την αρχική επαφή με το έδαφος, οι ερευνητές σύστησαν την αύξηση του εύρους κίνησής της για την βέλτιστη και αποδοτικότερη απόσβεση της κάθετης δύναμης αντίδρασης του εδάφους (Sinsurin και συν., 2016).

Η συστηματική μελέτη των Larwa και συν. έδειξε πως η προσγείωση χωρίς την χρήση όλων των αρθρώσεων του κορμού και των κάτω άκρων, η ανεπαρκής σταθερότητα του κορμού, η μυϊκή αδυναμία των απαγωγών του ισχίου, η αυξημένη βλαισογωνία στο γόνατο, και το πρότυπο της προσγείωσης μπορούν να διαδραματίσουν σπουδαίο ρόλο στην πρόληψη μιας πιθανής συνδεσμικής κάκωσης στο γόνατο. Όπως σημείωσαν οι Hashemi και συν., η περιορισμένη κάμψη του ισχίου κατά την προσγείωση ίσως να αποβεί μοιραία για την ακεραιότητα του ΠΧΣ, καθώς αυξάνεται η πρόσθια διατμητική δύναμη στην κνήμη. Το φαινόμενο αυτό προκύπτει λόγω του φτωχού χαμηλού μηχανικού πλεονεκτήματος που διαθέτουν οι ΟπΜ στις τελικές μοίρες έκτασης του γόνατος, έναντι της ισχυρότερης ενεργοποίησης του ΤΜ (Larwa και συν., 2021).

Η ελλειπής κινητικότητα και συμμετοχή της άρθρωσης του ισχίου σε αυτές τις δοκιμασίες, πιθανόν λόγω ακατάλληλης ενεργοποίησης των απαγωγών του ισχίου, δημιουργεί μια προσαγωγή στο ισχίο και μια έσω στροφή στην κνήμη. Αυτός ο μηχανισμός προκαλεί μια δυναμική βλαισότητα στο γόνατο, αναπαράγοντας μεγάλη τιμή της πρόσθιας διατμητικής δύναμης στην κνήμη, γνωστή για τον κίνδυνο της φόρτισης του ΠΧΣ. Ειδικά στις γυναίκες, έχει σημειωθεί μια καθυστερημένη ενεργοποίηση του έσω πλατύ μυ, και μειωμένη κάμψη στο ισχίο σε δοκιμασίες αλμάτων με προσγείωση στο ένα σκέλος. Η διαφορά αυτή ενδέχεται να οφείλεται στα διαφορετικά κινητικά πρότυπα που αφομοιώνουν και χρησιμοποιούν τα δυο φύλα, που προκύπτει από την διαφορετική ερμηνεία της κίνησης. Επίσης, έχει καταμετρηθεί πως οι τραυματισμένοι αθλητές παρουσιάζουν μεγαλύτερους χρόνους διατήρησης της πελματιαίας κάμψης ύστερα από την προσγείωση σε σχέση με τους υγιείς, οι οποίοι έφεραν την ποδοκνημική τους γρηγορότερα σε θέση ραχιαίας κάμψης (Larwa και συν., 2021).

Πολλές μελέτες σε τραυματισμένους αθλητές/τριες που υποβλήθηκαν σε ηλεκτρομυογραφική καταγραφή, παρατήρησαν πως διέθεταν μειωμένη κινητικότητα του ισχίου, μεγαλύτερη κάμψη του ισχίου στις τελικές μοίρες της φόρτισης, και μικρές μεταβολές στην απαγωγή, σε σχέση με τους υγιείς αθλητές/τριες. Η μειωμένη δύναμη των απαγωγών του ισχίου συνδέθηκε με μεγαλύτερη τάση του ισχίου να φέρεται σε θέση προσαγωγής, που έχει ως αποτέλεσμα τον σχηματισμό βλαισογωνίας στο γόνατο σε δυναμικές δοκιμασίες, αυξάνοντας το μέγεθος των διατμητικών δυνάμεων στην κνήμη. Στις γυναίκες που εκτελούσαν δοκιμασίες προσγείωσης στο ένα σκέλος σημειώθηκαν μεγαλύτερες γωνίες κάμψης του ισχίου, και διατήρησης αυτών για περισσότερο χρονικό διάστημα, καθώς και μειωμένη ενεργοποίηση του έσω πλατύ μυ, από όσο στους τραυματισμένους άνδρες αθλητές και στα μη τραυματισμένα άτομα. Γενικά, τα άτομα που προσγειώνονταν με μεγάλες μοίρες κάμψης στο ισχίο, ανεξάρτητα από την κλίση στο γόνατο, θεωρήθηκε πως πιθανότατα θα οδηγούσε σε μεγαλύτερες φορτίσεις στο γόνατο.

Οι Alzahrani και συν. δεν βρήκαν κάποια ισχυρή συσχέτιση μεταξύ της κινητικότητας του ισχίου, και της επίπτωσής της στην μείωση της δυναμικής βλαισότητας στο γόνατο, κατά την διάρκεια μελέτης ατόμων που εκτελούσαν επιτόπιες και δυναμικές αναπηδήσεις. Σημείωσαν, ωστόσο, πως υπήρχε ένας σχετικός δείκτης σφάλματος για την διεξαγωγή αυτού του συμπεράσματος, μιας και τα άτομα που εξετάστηκαν ήταν μόνο γυναικείου φύλου, και ο τρόπος εξέτασης ήταν διαφορετικός στην κάθε έρευνα. Επίσης, η συλλογή των μελετών ήταν περιορισμένη σε αριθμό (Alzahrani και συν., 2021).

Μια προηγούμενη έρευνα που μελέτησε 1000 γυναίκες αθλήτριες μεταξύ των ηλικιών 14 έως 18 ετών, βρήκε πως ένα προληπτικό πρόγραμμα νευρομυϊκής εξάσκησης μείωσε το πιθανό ρίσκο για μελλοντική ρήξη του ΠΧΣ κατά 74%. Το πιθανό όφελος για αυτές τις νεαρές αθλήτριες ήταν η μείωση της βλαισογωνίας του γόνατος λόγω της κόπωσης, και της αποφυγής της υιοθέτησης ενός λανθασμένου προτύπου κίνησης. Επίσης, φάνηκε πως η

συμμετοχή της ποδοκνημικής άρθρωσης επιδρά σημαντικά στην μείωση των φορτίων στο γόνατο. Η μείωση της πελματιαίας κάμψης της ποδοκνημικής φαίνεται να επιφορτίζει τις συνδεσμικές δομές του γόνατος, όταν πραγματοποιείται η προσγείωση του κάτω άκρου στο έδαφος. Αυτό βασίζεται στην ανικανότητα του γραστροκνήμιου μυός να αποσβέσει τις δυνάμεις επαφής με το έδαφος, και ως εκ τούτου οι φορτίσεις να μεταφέρονται στις ανώτερες δομές, μεταξύ αυτών και του γόνατος.

Τέλος, φαίνεται πως και ο κορμός απαρτίζει ένα σημαντικό μέρος στην διαχείριση των φορτίσεων του κάτω άκρου, και ειδικά στις γυναίκες. Η διαφορά με τους άνδρες φαίνεται να οφείλεται στα διαφορετικά πρότυπα μυϊκής ενεργοποίησης των κάτω άκρων μεταξύ των δυο φύλων, και/ή της διαφορετικής αισθητηριακής κωδικοποίησης της εισερχόμενης πληροφορίας από την περιφέρεια προς τον εγκέφαλο. Όλες οι έρευνες υποστήριξαν πως οι γυναίκες απαιτούν περισσότερο χρόνο για να σταθεροποιήσουν τον κορμό τους, ενώ διατηρούν το κέντρο βάρους τους περισσότερο οπίσθια από την βάση στήριξής τους, και παρουσιάζουν υψηλότερες πλάγιες κάμψεις του κορμού στις αθλητικές δραστηριότητες (Larwa και συν., 2021).

Σε μια εργαστηριακή μελέτη των Heebner και συν. που πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας ως δείγμα 65 στρατιώτες των Αμερικάνικων Αεροπορικών Ειδικών Επιχειρήσεων, αξιολογήθηκαν δοκιμασίες που περιλαμβάνουν διαφορετικά πρότυπα προσγείωσης. Από παλαιότερες μελέτες έχει μετρηθεί πως κατά την εκτέλεση μιας δοκιμασίας προσγείωσης, οι τιμές της κάθετης και της οπίσθιας δύναμης αντίδρασης του εδάφους μπορούν να ξεπεράσουν έως και το 150% του σωματικού βάρους του ατόμου. Με την προσθήκη ακόμα των αλλαγών κατεύθυνσης, ή/και των απότομων μεταβολών της ταχύτητας της κίνησης, οι φορτίσεις θα αναμενόταν να είναι υψηλότερες. Παρατήρησαν πως η προσγείωση στο ένα σκέλος παρουσίασε μεγαλύτερη μέγιστη κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης από το έδαφος και πρόσθιας διατμητικής δύναμης στην κνήμη, από ότι η προσγείωση και στα δυο σκέλη. Επίσης, σημειώθηκαν πολύ μικρές γωνίες κάμψης του ισχίου και του γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο, που οδήγησαν σε μεγαλύτερη ανάγκη για πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής στην προσγείωση στο ένα σκέλος. Συγκεκριμένα, κατά την διάρκεια προσγείωσης στα δυο σκέλη παρουσιάστηκαν 17° για το ισχίο και 10° για το γόνατο περισσότερη κάμψη, ενώ στην προσγείωση στο ένα σκέλος 17,5° και 5,4° αντίστοιχα.

Η μειωμένη κίνηση σε αυτές τις αρθρώσεις επιτρέπει την αύξηση της δύναμης αντίδρασης από το έδαφος, εξαιτίας της μειωμένης ενεργειακής απορρόφησης που υφίσταται η άρθρωση. Αποτέλεσμα αυτής της συνθήκης, είναι οι ενδο-αρθρικές δομές να επωμίζονται την μεγαλύτερη ευθύνη για την απορρόφηση και την απόσβεση της ολοένα και αυξανόμενης φόρτισης. Σε μια παρόμοια μελέτη, οι Sell και συν. έδωσαν ως οδηγία κατά την εκτέλεση των αντίστοιχων δοκιμασιών, οι στρατιώτες να φέρουν και τον εξοπλισμό τους. Παρατήρησαν πως οι εξεταζόμενοι που έφεραν εξοπλισμό, παρουσίασαν μεγαλύτερες γωνίες κάμψης του γόνατος. Συνεπώς, τόσο οι επιτόπιες όσο και οι δυναμικές αναπηδήσεις με προσγείωση στα δυο σκέλη, παρουσίασαν μεγάλη κινητικότητα της άρθρωσης του γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο (Heebner και συν., 2017).

Από την συστηματική μελέτη των Dos'Santos και συν., συστήνεται οι πλάγιες αναπηδήσεις να πραγματοποιούνται μεταξύ 30° και 60° κάμψης του γόνατος, με τις ιδανικές μοίρες στις 45°±5° για να επιτευχθούν τα μέγιστα θετικά αποτελέσματα της άσκησης, στην μείωση των φορτίων του γόνατος. Οι περισσότερες μελέτες που ερευνήθηκαν πραγματοποιούσαν ένα πρόγραμμα παρέμβασης μεταξύ 6 και 12 εβδομάδων σε νεαρούς/ες αθλητές/τριες. Στις ασκήσεις ισορροπίας που εφάρμοσαν οι Oliveira και συν. παρατήρησαν μείωση της ΡΑΓ έως και 33%, με τον κορμό να παίζει ίσως τον σπουδαιότερο ρόλο στην διαχείριση του κέντρου βάρους του σώματος, σκοπός του οποίου ήταν να διατηρείται εντός

της βάσης στήριξης. Οι Cochrane και συν. παρατήρησαν επίσης μείωση της ΕοΣΚ σε κάθε δοκιμασία που επέλεξαν να εξετάσουν (Dos'Santos και συν., 2019).

Οι Romero-Franco και συν. σε μια συστηματική ανασκόπηση που διεξήγαγαν έγραψαν, πως οι κινητικές και οι κινηματικές μεταβλητές που χαρακτηρίζουν την άρθρωση του γόνατος κατά την βιομηχανική της ανάλυση καθώς εκτελούνται οι δοκιμασίες προσγείωσης, δεν μπορούν να χαρακτηριστούν ως ισχυροί προγνωστικοί δείκτες για μια πιθανή οξεία συνδεσμική κάκωση του γόνατος στους αθλητές/τριες. Σε αυτήν, 10 έρευνες υποστήριξαν πως το μόνο ασφαλές συμπέρασμα κατά την αξιολόγηση των ατόμων που εκτελούσαν διαφορετικές δοκιμασίες προσγείωσης, είναι η αξιολόγηση κι εκτίμηση της δυναμικής διαχείρισης του κέντρου μάζας του σώματος, και οι επακόλουθες ασυμμετρίες των κάτω άκρων λόγω των διαφορετικών φορτίσεων που δέχονται.

Για το μετωπιαίο επίπεδο, οι περισσότερες μελέτες εστίαζαν στις μεταβλητές των γωνιών βλαισότητας στην αρχική επαφή με το έδαφος, και των γωνιών βλαισότητας κατά την προσγείωση συνολικά (=Βλαισή απόκλιση του γόνατος στην αρχική επαφή-Μέγιστη γωνία βλαισότητας). Λόγω της μεγάλης διακύμανσης των τιμών που παρουσιάζονταν στις μελέτες, υπήρξε διαμάχη σε ό,τι αφορά το μέγεθος των τιμών που μπορούν να λάβουν αυτές οι μεταβλητές, ώστε να οδηγήσουν σε μια συνδεσμική κάκωση. Παρόλα αυτά, οι μελέτες που βρήκαν υψηλή συσχέτιση μεταξύ των μεταβλητών αυτών, αναφέρονταν περισσότερο σε θέματα της αθλητιατρικής, αντίθετα με τις υπόλοιπες έρευνες που προβληματίζονταν γύρω από άλλα θέματα.

Για το οβελιαίο επίπεδο, η γωνία της κάμψης κατά την προσγείωση και η μέγιστη γωνία κάμψης στο γόνατο, αποτέλεσαν σήμα κατά τεθέν κατά την αξιολόγηση των ατόμων. Όπως φάνηκε, δεν υπήρξε υψηλή συσχέτιση μεταξύ των δυο μεταβλητών και την πρόβλεψη μιας πιθανής συνδεσμικής κάκωσης, με δείκτη αξιοπιστίας από χαμηλό έως μέτριο βαθμό. Χαρακτηριστικά υπογράμμισαν πως, η εμβιομηχανική ανάλυση του οβελιαίου επιπέδου δεν μπορεί να εξηγήσει ή να προβλέψει μια μελλοντική συνδεσμική κάκωση μη-επαφής στο γόνατο.

Παρόλα αυτά, οι Norcross και συν. αν και συμβάδισαν με αυτήν την λογική, σημείωσαν πως οι κινηματική του μετωπιαίου επιπέδου μπορεί να οδηγήσει στην επίτευξη μιας υψηλής ενεργειακής απόσβεσης στην φάση της αρχικής επαφής με το έδαφος. Η ροπή απαγωγής του γόνατος παρουσίασε μεγάλη ετερογένεια για την τιμή που μπορεί να λάβει ώστε να οδηγήσει σε συνδεσμική ρήξη. Πολλές έρευνες έχουν παρατηρήσει αλλαγές στις κινητικές μεταβλητές μεταξύ γονάτων με ακέραιο και ανακατασκευασμένο ΠΧΣ, μεταξύ αυτών και την κάθετης δύναμης αντίδρασης από το έδαφος. Παρότι αυτές οι παράμετροι θα μπορούσαν να φανούν χρήσιμοι στο στάδιο της αποκατάστασης, η προγνωστική τους αξία φάνηκε να είναι περιορισμένη, και θα πρέπει να επανεξεταστεί σε μελλοντικές έρευνες. Οι Lopes και συν. αναφέρουν πως είναι άγνωστο αν η εστίαση αποκλειστικά στην τροποποίηση των προτύπων προσγείωσης, μπορεί να ενθαρρύνει από μόνη της την απόσβεση των φορτίων που μεταφέρονται στο γόνατο λόγω της υψηλής τιμής της κάθετης δύναμης αντίδρασης από το έδαφος. Σαφώς, ενισχύεται η άποψη πως υπάρχουν κι άλλου παράγοντες που πρέπει να ληφθούν στην αξιολόγηση του κλινικού (Lopes και συν., 2019).

## 6 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

### 6.1 Γενικά συμπεράσματα

Η άρθρωση του γόνατος συνιστά μια από τις πιο περίπλοκες ανατομικές δομές που παρουσιάζονται στο ανθρώπινο σώμα, εξαιτίας της πολυπλοκότητας που εμφανίζει λόγω των μηχανικών της ιδιοτήτων. Έχει αξιοποιηθεί μια πληθώρα μεθόδων για την μελέτη και την κατανόηση της λειτουργίας της, συμπεριλαμβανομένων της απεικόνισης, των υπολογιστικών μοντέλων (2D και 3D ανάλυση) και των μηχανικών προσομοιωτών για διάφορες δοκιμασίες προσγείωσης.

Πιστεύεται πως η πλειοψηφία των νευρομυϊκών και των βιομηχανικών παραγόντων κινδύνου, εντάσσονται στην κατηγορία των «τροποποιήσιμων» παραγόντων. Η ικανότητα του νευρικού και του μυοσκελετικού συστήματος να σταθεροποιεί τον κορμό σε στατικές και σε δυναμικές συνθήκες, η αυξημένη βλαιογωνία του γόνατος, της ροπής απαγωγής της κνήμης και η γωνία προσγείωσης του κάτω άκρου μπορούν να ρυθμιστούν μέσα από ένα κατάλληλα οργανωμένο κι εξατομικευμένο πρόγραμμα προπόνησης. Χρειάζεται περισσότερη έρευνα για τον καθορισμό και τους τρόπους ρύθμισης των «τροποποιήσιμων» (καιρικές συνθήκες, έδαφος, εξοπλισμός) και των «μη-τροποποιήσιμων» παραγόντων (ανατομική γεωμετρία και μορφολογικά χαρακτηριστικά), έτσι ώστε βελτιωθούν τα προγράμματα πρόληψης των συνδεσμικών κακώσεων στο γόνατο.

Ασκήσεις που παράγουν χαμηλές τιμές του λόγου ΟπΜ/ΤΜ συστήνεται να αποφεύγονται κατά την εφαρμογή ενός προγράμματος αποκατάστασης στο οξύ και στο υποξύ στάδιο μετά από μια συνδεσμική κάκωση στο γόνατο, καθώς κι όταν στόχος της θεραπείας είναι η ενδυνάμωση και η βελτίωση της μυϊκής ενεργοποίησης των ΟπΜ. Ασκήσεις ΚΚΑ των κάτω άκρων που περιλαμβάνουν την κάμψη των γονάτων στο εύρος κίνησης μεταξύ 42°-72° φαίνεται να προσφέρουν θετικά αποτελέσματα στους στόχους της θεραπείας, αφού προάγουν την ιδανική συν-ενεργοποίηση των ΟπΜ και του ΤΜ, κι επομένως το γόνατο δέχεται την ελάχιστη δυνατή φόρτιση. Σε κάθε περίπτωση, ο κλινικός επιθυμεί να επιτύχει υψηλό μοχλοβραχίονα στην άρθρωση του ισχίου, και μικρό μοχλοβραχίονα στην άρθρωση του γόνατος.

Φαίνεται να υπάρχει ένας υψηλός κίνδυνος κάκωσης σε αθλητικές δραστηριότητες που περιέχουν δυναμικές πλάγιες αναπηδήσεις, ενώ ο κίνδυνος αυτός περιορίζεται αρκετά σε ασκήσεις αναπήδησης με πρόσθια ή διαγώνια κατεύθυνση. Οι αθλητές/τριες θα πρέπει να προποούνται στην διαχείριση αυτών των συνθηκών, ώστε να αποφευχθούν μελλοντικοί τραυματισμοί, μέσα από ένα πρόγραμμα που να εστιάζει στην διαχείριση της κάμψης του γόνατος σε πολλαπλές διευθύνσεις. Επιπλέον, η νευρομυϊκή προπόνηση για την κατάλληλη μυϊκή απάντηση στις διαφορετικές διευθύνσεις των σύνθετων κινήσεων, θα πρέπει να εστιάζει στην ενδυνάμωση του έσω πλατύ και του ημιτενοντώδη μυ.

Η αναγνώριση των πιθανών μηχανισμών των συνδεσμικών κακώσεων στο γόνατο, μπορεί να επιτρέψει πέραν της καλύτερης πρόβλεψης ενός μελλοντικού περιστατικού, την έγκαιρη χειρουργική επέμβαση. Με αυτόν τον τρόπο επιτρέπεται η ποιοτικότερη και η αποδοτικότερη διαχείριση του προβλήματος από τους ειδικούς της αποκατάστασης, με την μεγαλύτερη επιτυχία να σημειώνεται με την άμεση κινητοποίηση των ασθενών.

Ελπίζουμε οι μελλοντικές έρευνες να στοχεύσουν και να επιτύχουν την διεύρυνση της γνώσης μας γύρω από το κομμάτι των συνδεσμικών κακώσεων του γόνατος, με την ανάπτυξη μεγαλύτερης κλίμακας στοιχείων σχετικά με τις μεταβλητές που οδηγούν σε αυτές. Επίσης, οι επόμενες μελέτες θα πρέπει να στοχεύουν στην ανάπτυξη ενός ολοκληρωμένου κι

εξατομικευμένου προγράμματος πρόληψης των συνδεσμικών κακώσεων του γόνατος. Επιπλέον, συστήνεται να ερευνηθεί η συμμετοχή της κίνησης της κεφαλής και των άνω άκρων, στην διαχείριση των φορτίσεων στο γόνατο κατά την εκτέλεση δυναμικών ασκήσεων, όπως οι προσγειώσεις ύστερα από κάθετα άλματα και αναπηδήσεις.

## 6.2 Κλινικά συμπεράσματα

Σε ότι αφορά τις συνδεσμικές ρήξεις, λόγω εκτέλεσης δραστηριοτήτων και δοκιμασιών που περιπλέκουν κινήσεις σε πολλαπλά επίπεδα, η εκπαίδευση στα ασφαλή πρότυπα κίνησης μπορεί να προσφέρει ευεργετικά αποτελέσματα στα άτομα. Οι αντίστοιχες παρεμβάσεις μπορούν να περιέχουν ασκήσεις με εναλλαγές στην κατεύθυνση της κίνησης, της ταχύτητας και της τοποθέτησης του σώματος και των άκρων στον χώρο, πλειομετρικές ασκήσεις, διατάξεις, ασκήσεις στατικής και δυναμικής ισορροπίας, σε συνδυασμό με ασκήσεις αντιστάσεων. Σε κάθε περίπτωση, δεν θα πρέπει να δίνεται έμφαση μόνο στην συμμετοχή της άρθρωσης του γόνατος στην άσκηση, αλλά και εκείνης του κορμού, της πύελου, του ισχίου και της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Τροποποιώντας την μηχανική συμπεριφορά των αρθρώσεων των ατόμων στις εναλλαγές της κατεύθυνσης των κινήσεων, και ρυθμίζοντας τις εμβιομηχανικές και νευρομυϊκές παρεκκλίσεις που συνοδεύονται από καταστροφικές συνέπειες για το γόνατο, μπορεί να επιτευχθεί μια ελπιδοφόρα πρόγνωση των συνδεσμικών αυτών κακώσεων. Η εκπαίδευση της ισορροπίας σε δυναμικές συνθήκες ενδεχομένως να συνεισφέρει στην αποδοτικότερη απόσβεση των φορτίων στο γόνατο, κατά την διάρκεια της εκτέλεσης ψαλιδωτών αλμάτων, πιθανόν λόγω της ιδανικής συμμετοχής κι εναλλαγής της ενεργοποίησης των αγωνιστών/ανταγωνιστών μυϊκών ομάδων. Η ρύθμιση της συμπεριφοράς του ατόμου στην εναλλαγή της κατεύθυνσης εξυπηρετεί στην μείωση της πλάγιας κάμψης του κορμού, του πρηνισμού της υπαστραγγαλικής άρθρωσης (μείωση της διάρκειας και της επιφάνειας επαφής του έξω χείλους του άκρου πόδα με το έδαφος), αύξηση του εύρους κάμψης του γόνατος, και συνεισφέροντας στην πρόωρη επιβράδυνση του άκρου (φρενάρισμα) πριν την αρχική επαφή με το έδαφος.

Η μέγιστη τιμή της τάσης του ΠΧΣ και η μέγιστη δύναμη που δέχεται κατά την εκτέλεση μιας δοκιμασίας προσγείωσης, φαίνεται να μειώνονται από την παθητική αντίσταση στην διάταση, που προβάλλουν οι ΟπΜ και ο ΤΜ. Από την παρατήρηση αυτή, υποστηρίζεται πως η κάμψη του ισχίου μπορεί να επιφέρει ευεργετικά αποτελέσματα στις δοκιμασίες προσγείωσης.

Η αξιολόγηση μονομερώς των κινητικών και των κινηματικών μεταβλητών που χαρακτηρίζουν την άρθρωση του γόνατος, κατά την εκτέλεση διαφορετικών λειτουργικών δραστηριοτήτων, και η κατηγοριοποίησή τους ανάλογα τις τιμές τους σε επικίνδυνες ή ακίνδυνες, ενδεχομένως να οδηγήσει σε κλινικά σφάλματα. Φαίνεται πως υπάρχει μια διακύμανση στις τιμές των μεταβλητών της απαγωγής, της έσω στροφής και της κάμψης του γόνατος, και πώς αυτές οδηγούν εν τέλει σε συνδεσμική ρήξη. Με βάση αυτήν την διαπίστωση, η αξιολόγηση των ατόμων με βάση τον κίνδυνο που διατρέχουν, θα πρέπει να συνεπάγεται την εκτίμηση και άλλων χαρακτηριστικών ιδιοτήτων των ατόμων, όπως το φύλο, η ηλικία, το επίπεδο και η συχνότητα τη άθλησης, τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά, οι υποκείμενες παθολογίες, και το επίπεδο δεξιοτεχνίας τους στο συγκεκριμένο άθλημα.

## 7 ΠΗΓΕΣ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ

### 7.1 Αρθρογραφία

1. Alessandro Navacchia, Nathaniel A. Bates, Nathan D. Schilaty, Aaron J. Krych, and Timothy E. Hewett (2019). *Knee abduction and internal rotation moments increase ACL force during landing through the posterior slope of the tibia*. Journal of Orthopaedics, 37(8), pp.1730-1742. Doi:10.1002/jor.24313.
2. Alexander Chien, Jennifer S. Weaver, Erica Kinne, and Imran Omar (2020). *Magnetic resonance imaging of the knee*. Polish Journal of Radiology, 85, pp.509-531. Doi:10.5114/pjr.2020.99415.
3. Ali Mohammed Alzahrani, Msaad Alzhrani, Saeed Nasser Alshahrani, Wael Alghamdi, Mazen Alqahtani and Hosam Alzahrani. *Is hip muscle strength associated with dynamic knee valgus in a healthy adult population? A systematic review*. International Journal of Environmental Research and Public Health, 18(7669). Doi:10.3390/ijerph18147669.
4. Andrew A. Amis (2017). *Anterolateral knee biomechanics*. Knee Surgery Sports Traumatology, Arthroscopy, 25, pp.1015-1023. Doi:10.1007/s00167-017-4494-x.
5. Andrew M. Steffensmeier, Sarah M. Lamont, Garyn Metoyer, Zachary DiPaolo, and Andrew W. Froehle (2020). *Relationship between age at adult height and knee mechanics during a drop vertical jump in men*. The Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 8(8). Doi:10.1177/2325967120944912.
6. Anna Cronstrom, Mark W. Creaby, and Eva Ageberg (2020). *Do knee abduction kinematics and kinetics predict future anterior cruciate ligament injury risk? A systematic review and meta-analysis of prospective studies*. BMC Musculoskeletal Disorders, 21(563). Doi:10.1186/s12891-020-03552-3.
7. Craig E. Pfeifer, Paul F. Beattie, Ryan S. Sacko, and Amy Hand (2018). *Risk factors associated with non-contact anterior cruciate ligament injury: A systematic review*. The International Journal of Sports Physical Therapy, 13(4), pp.575. Doi:10.26603/ijsp20180575.
8. Daniel K. Cleather and Maik B. Czasche (2019). *Knee forces during landing in men and women*. Journal of Human Kinetics, 68, pp.177-192. Doi:10.2478/hukin-2019-0065.
9. Dong Ren, Yueju Liu, Xianchao Zhang, Zhaohui Song, Jian Lu, and Pengcheng Wang (2017). *The evaluation of the role of medial collateral ligament maintain knee stability by a finite element analysis*. Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 12(64). Doi:10.1186/s13018-017-0566-3.
10. Elan J. Golan, Robert Tisherman, Kevin Byrne, Theresa Diermeier, Ravi Vaswani, and Volker Mushaji (2019). *Anterior cruciate ligament injury and the anterolateral complex of the knee - Importance in rotatory knee instability*. Current Reviews in Musculoskeletal Medicine 12, pp.472-478. Doi:10.1007/s12178-019-09587-x.
11. Enrico Vaianti, Giacomo Scita, Francesco Ceccarelli, and Francesco Pogliacomi (2017). *Understanding the human knee and its relationship to total knee replacement*. Acta Biomedica, 88(2), pp.6-16. Doi:10.23750/abm.v88i2 -S.6507.



12. Farhah Nadhirah Aiman Sababuddin, Nazatul Izzati Jamaludin, Nurul Hidayah Amir and Shazlin Shahaudin. *The effects of hip- and ankle-focused exercise intervention on dynamic knee valgus: A systematic review*. PeerJ, 9(11731). Doi:10.7717/peerj.11731.
13. Ji Hyun Ahn, Nilay A. Patel, Charles C. Lin, and Thay Q. Lee (2019). The anterolateral ligament of the knee joint: *A review of the anatomy, biomechanics, and anterolateral ligament surgery*. Knee Surgery and Related Research, 31(12). Doi:10.1186/s43019-019-0012-4.
14. Jonas L. Markstrom, Helena Grip, Lina Schelin, and Charlotte K. Hager (2019). *Dynamic knee control and movement strategies in athletes and non-athletes in side hops: Implications for knee injury*. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 29, pp.1181-1189. Doi:10.1111/sms.13432.
15. Jonathan D. Hughes, Thomas Rauer, Christopher M. Gibbs, and Volker Mushahl (2019). *Diagnosis and treatment of rotatory knee instability*. Journal of Experimental Orthopaedics, 6(48). Doi:10.1186/s40634-019-0217-1.
16. Joseph Larwa, Conrad Stoy, Ross S. Chafetz, Michael Boniello and Corinna Franklin. *Stiff Landings, core stability, and dynamic knee valgus: A systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes*, 18(3826). Doi:10.3390/ijerph18073826.
17. Jimmy Wui Guan Ng, Yulanda Myint, and Fazal M. Ali (2020). *Management of multiligament knee injuries*. Effort Open Reviews - Sports and Arthroscopy, 5. Doi:10.1302/2058-5241.5.190012.
18. Jin Kyu Lee, Young Jin Seo, Soo-Young Jeong and Jae-Hyuk Yang (2020). *Biomechanical function of the anterolateral ligament of the knee: A systematic review*. Knee Surgery and Related Research, 32(6). Doi:10.1186/s43019-019-0021-3.
19. Katja Oberhofer, S. H. Hosseini Nasab, Pascal Schutz, Barbara Postolka, Jess G. Snedeker, William R. Taylor, and Renate List (2017). *The influence of muscle-tendon forces on ACL loading during jump landing: A systematic review*. Muscles, Ligaments and Tendons Journal, 7(1), pp.125-135.
20. Komsak Sinsurin, Roongtiwa Vachalathiti, Wattana Jalayondeja, and Weerawat Limroongreungrat (2016). *Knee muscular control during jump landing in multidirections*. Asian Journal of Sports Medicine, 7(2). Doi:10.5812/asjms.31248.
21. Kyle Andrews, Alex Lu, Lucas Mckean, and Nabil Ebraheim (2017). *Review: Medial collateral ligament injuries*. Journal of Orthopaedics, 14, pp.550-554. Doi:10.1016/j.jor.2017.07.017.
22. Michael W. Olson (2020). *Static loading of the knee joint results in modified single leg landing biomechanics*. PLOS ONE, 15(2). Doi:10.1371/journal.pone.0219648.
23. Michele N. J. Keizer, Juha M. Hijmans, Alli Gokeler, Anne Benjaminse, and Egbert Otten (2020). *Healthy subjects with lax knees use less knee flexion rather than muscle control to limit anterior tibia translation during landing*. Journal of Experimental Orthopaedics, 7(32). Doi:10.1186/s40634-020-00246-6.
24. Monica Khanna, Chimnay Gupte, Alexander Dodds, Andy Williams, and Miny Walker (2019). *Magnetic resonance imaging appearances of the capsule-osseous layer of the iliotibial band and femoral attachments of the iliotibial band in the normal*

*and pivot-shift ACL injured knee*. Skeletal Radiology, 48, pp.729-740.  
Doi:10.1007/s00256-018-3128-9.

25. Natalia Romero-Franco, Maria del Carmen Ortego-Mate, and Jesus Molina-Mula (2020). *Knee kinematics during landing: Is it really a predictor of acute noncontact knee injuries in athletes? A systematic review and meta-analysis*. The Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 8(12). Doi:10.1177/2325967120966952.
26. Nathaniel A. Bates, Rebecca J. Nesbitt, Jason T. Shearn, Gregory D. Myer, and Timothy E. Hewett (2017). *Knee abduction affects greater magnitude of change in ACL and MCL strains than matched internal tibial rotation in vitro*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 475, pp.2385-2396. Doi:10.1007/s11999-017-5367-9.
27. Nathaniel A. Bates, Rebecca J. Nesbitt, Jason T. Shearn, Gregory D. Myer, and Timothy E. Hewett (2016). *Posterior tibial slope angle correlates with peak sagittal and frontal plane knee joint loading during robotic simulations of athletic tasks*. American Journal of Sports Medicine, 44(7), pp.1762-1770.  
Doi:10.1177/0363546516639303.
28. Nathaniel A. Bates, Rebecca J. Nesbitt, Jason T. Shearn, Gregory D. Myer, and Timothy E. Hewett (2016). *Sex-based differences in knee ligament biomechanics during robotically simulated athletic tasks*. Journal of Biomechanics, 49(9), pp.1429-1436. Doi:10.1016/j.jbiomech.2016.03.001.
29. Nathaniel A. Bates, Rebecca J. Nesbitt, Jason T. Shearn, Gregory D. Myer, and Timothy E. Hewett (2018). *The influence of internal and external tibial rotation offsets on knee joint and ligament biomechanics during simulated athletic tasks*. Clinical Biomechanics, 52, pp.109-116. Doi:10.1016/j.clinbiomech.2018.01.019.
30. Nathaniel A. Bates, Nathan D. Schilaty, Aaron J. Krych, and Timothy E. Hewett (2019). *Influence of relative injury risk profiles on anterior cruciate ligament and medial collateral ligament strain during simulated landing leading to a noncontact injury event*. Clinical Biomechanics, 69, pp.44-51.  
Doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.06.018.
31. Nathaniel A. Bates, Nathan D. Schilaty, Aaron J. Krych, and Timothy E. Hewett (2019). *Variation in ACL and MCL strain before initial contact is dependent on injury risk level during simulated landings*. The Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 7(11). Doi:10.1177/2325967119884906.
32. Nathaniel A. Bates, Nathan D. Schilaty, Christopher V. Nagelli, Aaron J. Krych, and Timothy E. Hewett (2019). *Multiplanar loading of the knee its influence on anterior cruciate ligament and medial collateral ligament strain during simulated landings and noncontact tears*. American Journal of Sports Medicine, 47(8), pp.1844-1853.  
Doi:10.1177/0363546519850165.
33. Nathan D. Schilaty, Nathaniel A. Bates, Aaron J. Krych, and Timothy E. Hewett (2019). *Frontal plane loading characteristics of medial collateral ligament strain concurrent to anterior cruciate ligament failure*. American Journal of Sports Medicine, 47(9), pp.2143-2150. Doi:10.1177/0363546519854286.
34. Ng JW, Ahmad AR, and Solayar GN (2020). *Functional outcomes following posterior cruciate ligament and posterolateral corner reconstructions*. A 3-year experience in

Seremban, Malaysia. Malaysian Orthopaedic Journal, 14(2).  
Doi:10.5704/MOJ.2007.017.

35. Nicholas R. Heebner, Deirder M. Rafferty, Meleesa F. Wohleber, Andrew J. Simonson, Mita Lovalekar, Andrew Reinert, and Timothy C. Sell (2017). *Landing kinematics and kinetics at the knee during different landing tasks*. Journal of Athletic Training, 52(12), pp.1101-1108. Doi:10.4085/1062-6050-52.11.25.
36. Philipp W. Winkler, Balint Zsidal, Nyaluma N. Wagala, Jonathan D. Hughes, Alexandra Horvath, Eric Hamrin Senorski, Kristian Samuelsson, and Volker Musahl (2021). *Evolving evidence in the treatment of primary and recurrent posterior cruciate ligament injuries, part 1: Anatomy, biomechanics and diagnostics*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 29, pp.672-681. Doi:10.1007/s00167-020-06357-y.
37. Philipp W. Winkler, Balint Zsidal, Nyaluma N. Wagala, Jonathan D. Hughes, Alexandra Horvath, Eric Hamrin Senorski, Kristian Samuelsson, and Volker Musahl (2021). *Evolving evidence in the treatment of primary and recurrent posterior cruciate ligament injuries, part 2: Surgical techniques, outcomes and rehabilitation*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 29, pp.682-693. Doi:10.1007/s00167-020-06337-2.
38. Prashant Chaware, John A. Santoshi, Aditi Chaurasia, Madhuri Parija, Urvashi Singh, and Bertha A. Rathinam (2021). *Correlation between the thickness of anterolateral ligament and lateral collateral ligament of the knee*. Cureus, 13(1).  
Doi:10.7759/cureus.12668.
39. Przemyslaw A. Pekala, Mateusz A. Rosa, Dominik P. Lazarz, Jakub R. Pekala, Adam Baginski, Alberto Gobbi and Mitchell R. Mann (2021). *Clinical anatomy of the anterior menisocofemoral ligament of Humphrey*. The Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 9(2). Doi:10.1177/2325967120973192.
40. Przemyslaw A. Pekala, Dominik P. Lazarz, Mateusz A. Rosa, Jakub R. Pekala, Adam Babinski, Alberto Gobbi and Wadium Wojciechowski (2021). *Clinical anatomy of the posterior menisocofemoral ligament of Wrisberb*. The Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 9(2). Doi:10.1177/2325967120973195.
41. Rachel Dedinsky, Lindsey Baker, Samuel Imbus, Melissa Bowman and Leigh Murray (2017). *Exercises that facilitate optimal hamstring and quadriceps co-activation to help decrease ACL injury risk in healthy females: A systematic review of the literature*. The International Journal of Sports Physical Therapy, 12(1).
42. Robert S. Dean and Robert F. LaPrade (2020). *ACL and Posterolateral Corner Injuries*. Current Reviews in Musculoskeletal Medicine, 13, pp.123-132.  
Doi:10.1007/s12178-019-09581-3.
43. Ryo Ueno, Alessandro Navacchia, Nathaniel A. Bates, Nathan D. Schilaty, Aaron J. Krych, and Timothy E. Hewett (2020). *Analysis of internal knee forces allows for the prediction of rupture events in a clinical relevant model of anterior cruciate ligament injuries*. The Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 8(1).  
Doi:10.1177/2325967119893758.
44. S. Ball, J. M. Stephen, H. El-Daou, A. Williams, and Andrew A. Amis (2020). *The medial ligaments and the ACL restrain anteromedial laxity of the knee*. Knee Surgery,

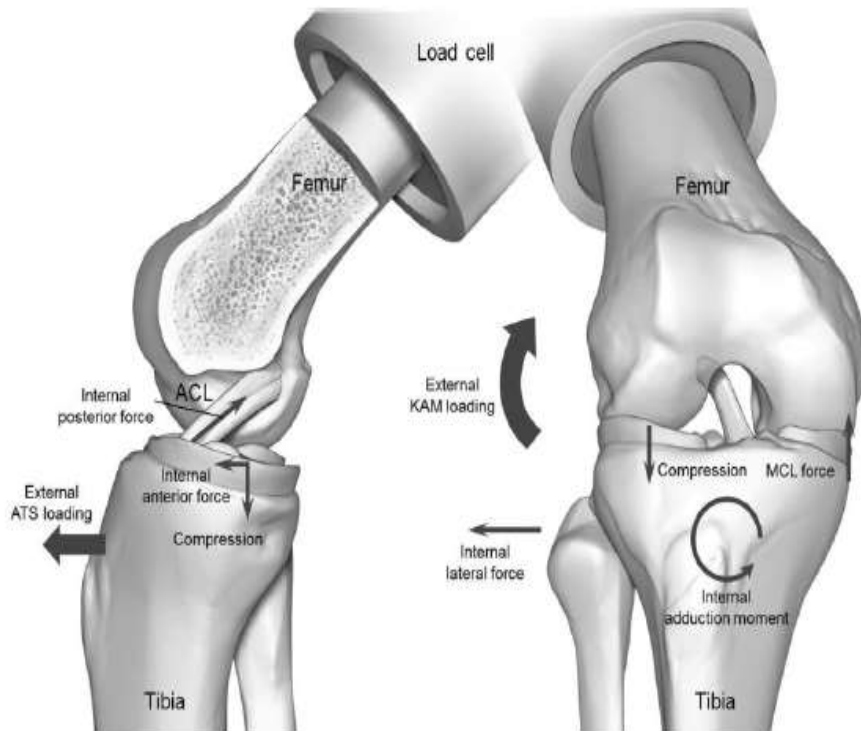
Sports Traumatology, Arthroscopy, 28, pp.3700-3708. Doi:10.1007/s00167-020-06084-4.

45. Thiago Jambo Alves Lopes, Milena Simic, Gregory D. Myer, Kevin R. Ford, Timothy E. Hewett, and Evangelos Pappas (2018). *The effects of injury prevention programs on the biomechanics of landing tasks: A systematic review with meta-analysis*. American Journal of Sports Medicine, 46(6), pp.1492-1499. Doi:10.1177/0363546517716930.
46. Thomas Dos'Santos, Cristopher Thomas, Paul Comfort, and Paul A. Jones (2019). *The effect of training interventions on change of direction biomechanics associated with increased anterior cruciate ligament loading: A scoping review*. Sports Medicine, 49, pp.1837-1859. Doi:10.1007/s40279-019-01171-0.
47. Umile Giuseppe Longo, Marco Viganò, Vincenzo Candela, Laura de Girolamo, Eleonora Cella, Gabriele Thiebat, Giuseppe Salvatore, Massimo Ciccozzi, and Vincenzo Denaro (2021). *Epidemiology of posterior cruciate ligament reconstructions in Italy: A 15-Year Study*. Journal of Clinical Medicine, 10,(499). Doi:10.3390/jcm10030499.

## 7.2 Βιβλιογραφία

1. Barbara J. Hoogenboom, Michael L. Voight and William E. Prentcie. *Φυσικοθεραπευτικές παρεμβάσεις στο μυοσκελετικό σύστημα*. Ιατρικές εκδόσεις Κωνσταντάρας, κεφάλαιο 24 σελίδες 727-788.
2. Brent S. Brotzman and Robert C. Manske. *Ορθοπαιδική αποκατάσταση στην κλινική πράξη - Με βιβλιογραφική τεκμηρίωση*. Δεύτερη Ελληνική έκδοση (Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης: Γ. Γεωργούδης, Γ. Κούτρας, Ε. Μπίλλη, Ν. Στριμπάκος, Π. Τρίγκας, Η. Τσέπης, και Κ. Φουσέκης). Ιατρικές εκδόσεις Κωνσταντάρας, κεφάλαιο 4, σελίδες 211-245, 251-260, 283-293 και 295-296.
3. Carol A. Oatis. *Κινησιολογία - Η μηχανική και η παθομηχανική της ανθρώπινης κίνησης* (Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης: Ιωάννης Θ. Σταθόπουλος). Εκδόσεις GOTSIS. Τρίτη έκδοση. Μέρος I, κεφάλαια 1-7, σελίδες 1-142.
4. Carol A. Oatis. *Κινησιολογία - Η μηχανική και η παθομηχανική της ανθρώπινης κίνησης*. Εκδόσεις GOTSIS. Δεύτερη έκδοση, τόμος 3, ενότητα 7, κεφάλαια 41-43, σελίδες 814-891.
5. Donald A. Neumann. *Κινησιολογία του μυοσκελετικού συστήματος - Θεμέλια της αποκατάστασης* (Μετάφραση-Επιμέλεια Ηλίας Τσέπης). Εκδόσεις ELSEVIER. Τρίτη έκδοση, μέρος I (σελίδες 1-139) και μέρος IV (619-680).
6. K. Buckup. *Κλινικές δοκιμασίες του μυοσκελετικού συστήματος. Εξέταση-Σημεία-Αξιολόγηση* (Επιμέλεια Ελληνικής Έκδοσης: Ανδρέας Φ. Μαυρογένης). Ιατρικές εκδόσεις Κωνσταντάρας, κεφάλαιο 6, σελίδες 198-262.
7. Mark D. Miller and Stephen R. Thompson. *Review Ορθοπαιδικής Miller*. Δεύτερη Ελληνική Έκδοση. Ιατρικές εκδόσεις Κωνσταντάρας. κεφάλαιο 1 (σελίδες 140-144 και 151-156 ), κεφάλαιο 2 ( σελίδες 217-222 και 256), κεφάλαιο 3 (σελίδες 363-393), και κεφάλαιο 10 (σελίδες 825-829).

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι

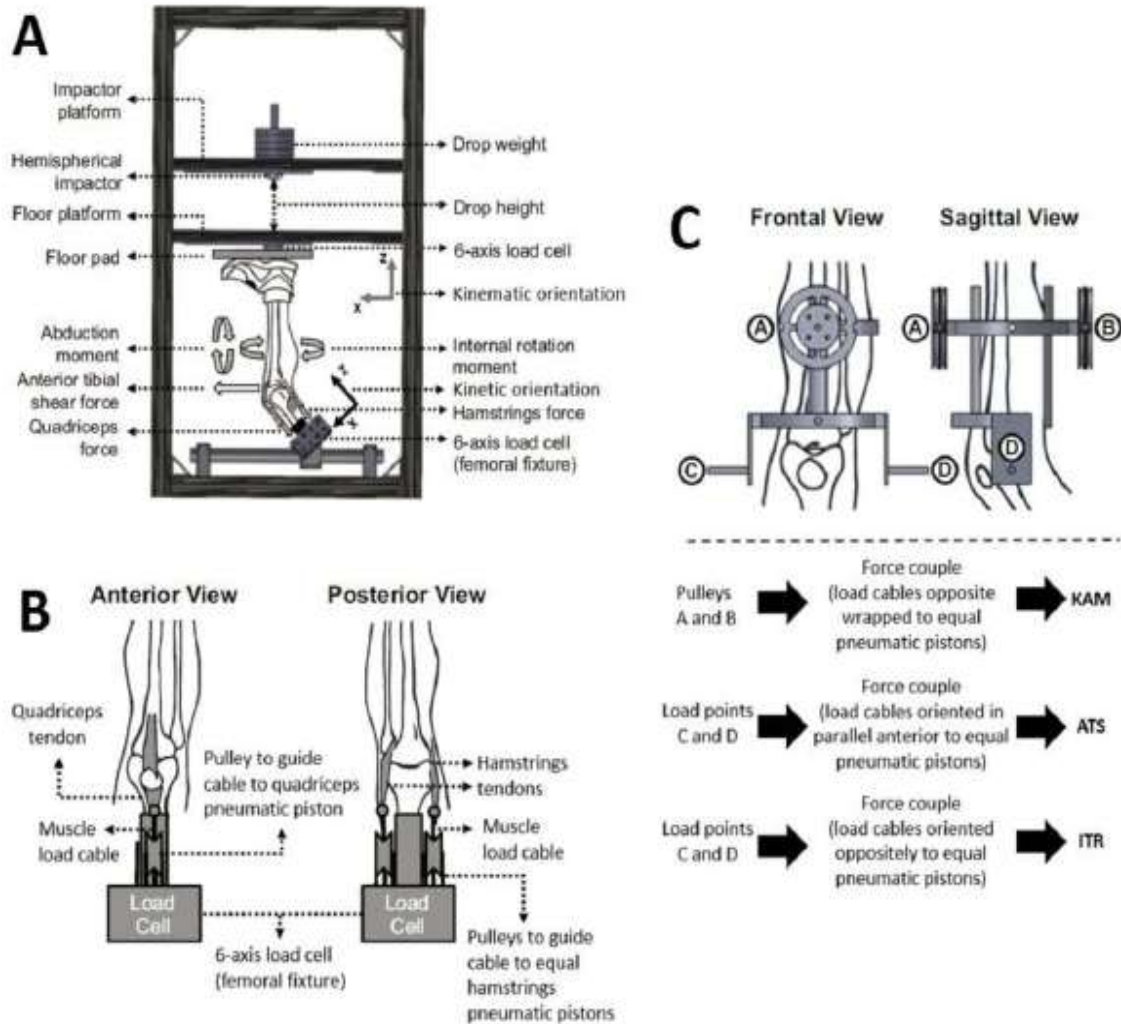


**Εικ. Ι** - Σχηματική αναπαράσταση του μηχανισμού της κάκωσης του ΠΧΣ (αριστερά).

(Ueno και συν., 2020 - The Orthopaedic Journal of Sports Medicine)

Η εφαρμογή της πρόσθιας διατμητικής δύναμης στην κνήμη και της συμπιεστικής δύναμης στο οπίσθιο κνημιαίο διαμέρισμα (εξωτερικές φορτίσεις), οδηγούν στην δημιουργία μιας εσωτερικής πρόσθιας διατμητικής δύναμης, που αυξάνει την τάση του ΠΧΣ. Αντίστοιχα, η εφαρμογή μιας ροπής απαγωγής του γόνατος (εξωτερική φόρτιση), συνεισφέρει στην αύξηση της εσωτερικής έξω-πλάγιας δύναμης στην κνήμη, η οποία μπορεί να αποκολλήσει τα σημεία πρόσδεσης του ΠΧΣ με το μηριαίο οστό. Η ροπή απαγωγής του γόνατος εξυπηρετεί στην ανάπτυξη μιας συμπιεστικής δύναμης στο περιφερικό διαμέρισμα της κνήμης, και αύξηση της τάσης του ΕσΠΣ, που δημιουργεί μια εσωτερική ροπή προσαγωγής στο γόνατο.

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ

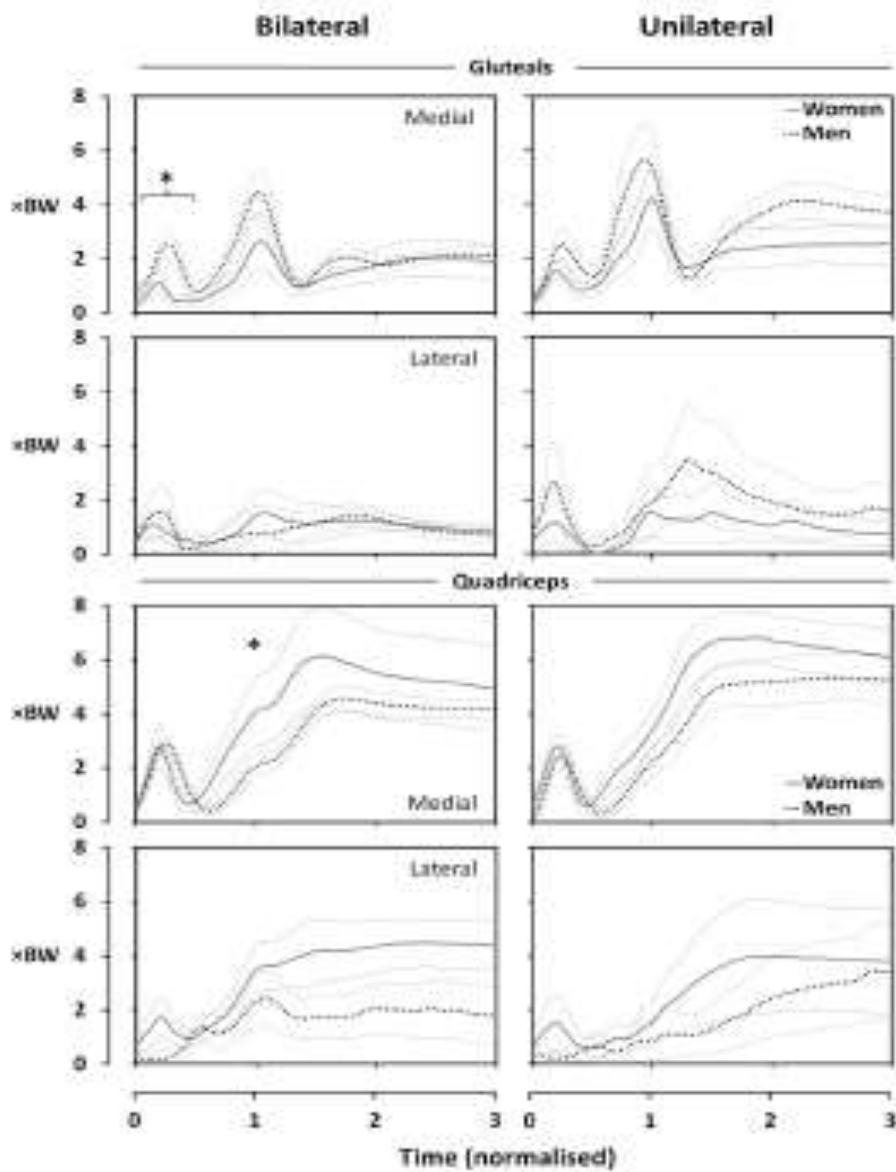


**Εικ. ΙΙ** - Σχηματική αναπαράσταση από τις εργαστηριακές μελέτες που χρησιμοποιούν μηχανικούς προσομοιωτές προσγείωσης.

(Bates και συν.,2020 - Clinical Biomechanics)

(A) Σύστημα παραγωγής φορτίσεων για την πρόκληση ρήξεων του ΠΧΣ. (B) Σύστημα τροχαλιών για την κατανομή των φορτίσεων, μέσω των τάσεων που ασκούν οι τένοντες του ΤΜ και των ΟπΜ στο γόνατο. (C) Εξωτερική άποψη της κατασκευής που είναι συνδεδεμένη με την κνήμη, και μεταφέρει τις εξωτερικές φορτίσεις της ΡΑΓ, της ΠρΔΔΚ, και της ΕσΣΚ στο κάθε πτωματικό δείγμα.

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙΙ

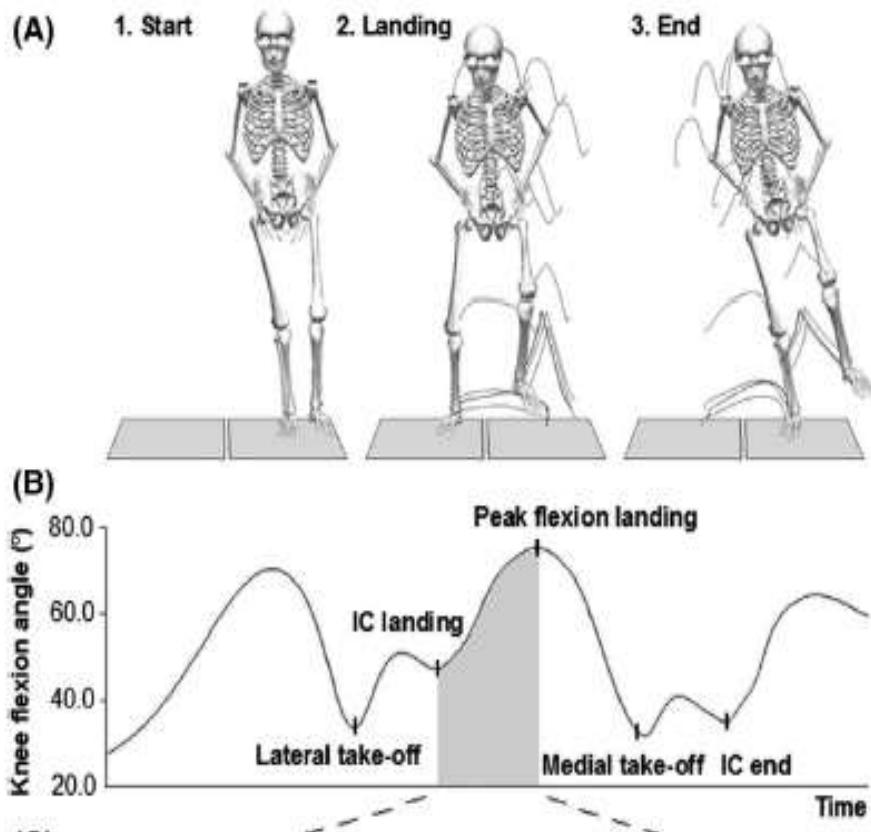


**Πίνακας ΙΙΙ** – Συγκρίσεις μεγεθών κατά την προσγείωση από άλμα.

(Cleather και Czasche, 2019 - Journal of Human Kinetics)

Σύγκριση της γωνίας της κάμψης του γόνατος, της δύναμης αντίδρασης από το έδαφος, και της φόρτισης της κνημομηριαίας άρθρωσης στα άτομα που εξετάστηκαν, ενώ εκτελούσαν προσγείωση στο ένα ή/και στα δυο σκέλη ύστερα από άλμα.

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ IV



**Πίνακας IV** – Σχηματική αναπαράσταση της δοκιμασίας εκτέλεσης των πλάγιων αναπηδήσεων.  
(Markstrom και συν.,2019 - Scandinavian Journal of Medicine & Science In Sports)

(A) Παρουσίαση των σημείων τοποθέτησης του δεξιού κάτω άκρου, καθώς πραγματοποιείται αναπήδηση πρώτα προς τα έξω, κι αμέσως μετά προς τα μέσα με το ίδιο άκρο. (B) Γραφική παράσταση της γωνίας κάμψης του άκρου σε συνάρτηση με τον χρόνο. Η φάση προσγείωσης παρουσιάζεται με γκρι χρώμα.