

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΝΑΡΘΗΚΩΝ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ
ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΒΑΔΙΣΗΣ ΤΩΝ ΑΘΛΗΤΩΝ

του

Δημητρίου Π. Γιώτη

Επιβλέπων Καθηγητής

Ιωάννης Γιάκας

Μεταπτυχιακή Διατριβή που υποβάλλεται στο καθηγητικό σώμα για τη μερική εκπλήρωση των υποχρεώσεων απόκτησης του μεταπτυχιακού τίτλου του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Άσκηση και Υγεία» του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας.

2010

Copyright

Το παρόν σύγγραμμα αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του συγγραφέα καθώς και του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας. Απαγορεύεται η χρησιμοποίηση ή η δημοσίευση μέρους ή όλου του συγγράμματος χωρίς την έγγραφη άδεια του συγγραφέα. Στην περίπτωση αυτή οι παραβάτες θα τιμωρούνται σύμφωνα με το άρθρο 8 του νόμου 2557/1997 περί κλοπής πνευματικής περιουσίας.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τα μέλη του Αθλητιατρικού Κέντρου Ιωαννίνων και ιδιαίτερα τον Καθηγητή της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ιωαννίνων, κ. Αναστάσιο Γεωργούλη για την προσφορά των εγκαταστάσεων όπου διεξήχθη η παρούσα μελέτη, καθώς και όλου του απαραίτητου υλικοτεχνικού εξοπλισμού χωρίς τον οποίο θα ήταν αδύνατη η πραγματοποίησή της.

Επίσης εκφράζω τις θερμές μου ευχαριστίες στον Επίκουρο Καθηγητή του ΤΕΦΑΑ Τρικάλων και επιβλέποντα Καθηγητή της παρούσης διατριβής κ. Ιωάννη Γιάκα, για την αμέριστη συμπαράσταση και βοήθεια που προσέφερε για τη συγγραφή της.

Περιεχόμενα

Σελίδες

Περίληψη.....	5
Abstract.....	7
Λίστα με πίνακες.....	8
- Πίνακας 1	
Λίστα με σχεδιαγράμματα	
- Σχεδιάγραμμα 1.....	9
- Σχεδιάγραμμα 2.....	10
- Σχεδιάγραμμα 3.....	11
- Σχεδιάγραμμα 4.....	12
Λίστα με εικόνες	
- Εικόνα 1.....	13
- Εικόνα 2.....	13
- Εικόνα 3.....	14
- Εικόνα 4.....	14
Εισαγωγή.....	15
Ανασκόπηση βιβλιογραφίας.....	17
Μεθοδολογία	
- Εξεταζόμενοι.....	18
- Νάρθηκες.....	19
- Εξοπλισμός.....	19
- Ανάλυση αποτελεσμάτων.....	22
- Στατιστική ανάλυση.....	22
Αποτελέσματα.....	23

Συζήτηση.....	24
Συμπεράσματα.....	28
Βιβλιογραφία.....	29
Παραρτήματα	
- Παράρτημα Α Κλίμακα δραστηριότητας του Tegner.....	34
- Παράρτημα Β Υπόδειγμα συναίνεσης δοκιμαζόμενου σε ερευνητική εργασία..	35
- Παράρτημα Γ Βιβλίο Συναντήσεων.....	37

Περίληψη

Εισαγωγή: Έχει βρεθεί ότι το εύρος περιστροφής της κνήμης αυξάνεται μετά από ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) και παραμένει υπερβολικά αυξημένο ακόμα και μετά από χειρουργική αποκατάσταση, κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων όπου εφαρμόζονται αυξημένα στροφικά φορτία στο γόνατο. Οι νάρθηκες γόνατος, έχει διαπιστωθεί ότι περιορίζουν την περιστροφή της κνήμης σε χαμηλής έντασης δραστηριότητες, χωρίς ωστόσο να έχει διερευνηθεί η επίδρασή τους σε υψηλής έντασης ασκήσεις. **Σκοπός:** Σκοπός της παρούσας έρευνας ήταν να διερευνηθεί εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να μειώσουν αποτελεσματικά την περιστροφή της κνήμης κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων υψηλής έντασης. **Μεθοδολογία:** Με τη βοήθεια ενός οπτοηλεκτρονικού συστήματος τρισδιάστατης κινηματικής ανάλυσης, μελετήθηκαν 21 σωματικώς ενεργοί, υγιείς, άρρενες αθλητές. Κάθε συμμετέχων εκτελούσε 2 υψηλής έντασης δοκιμασίες που συνδύαζαν αυξημένα φορτία, τόσο ολίσθησης όσο και στροφής στο γόνατο. Οι δοκιμασίες ήταν: (1) κάθοδος σκάλας και ακολούθως στροφή 90 μοιρών και (2) πτώση από πλατφόρμα και κατόπιν στροφή 90 μοιρών, υπό 3 συνθήκες: (Α) Με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα, (Β) επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (Γ) χωρίς νάρθηκα. **Αποτελέσματα:** Όσον αφορά την πρώτη δοκιμασία, το εύρος της περιστροφής της κνήμης ήταν σημαντικά χαμηλότερο με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα σε σχέση με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου. Σημαντικές διαφορές βρέθηκαν επίσης μεταξύ της χρήσης προφυλακτικού νάρθηκα και χωρίς νάρθηκα. Αναφορικά με τη δεύτερη δοκιμασία, η στροφή του γόνατος ήταν σημαντικά χαμηλότερη με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα τόσο σε σχέση με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου όσο και χωρίς νάρθηκα. **Συμπεράσματα:** Η νάρθηκοποίηση μείωσε το εύρος περιστροφής της κνήμης σε δραστηριότητες όπου αναπτύσσονται αυξημένες στροφικές δυνάμεις καθώς και δυνάμεις ολίσθησης. **Κλινική συσχέτιση:** Εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να μειώσουν την περιστροφή της κνήμης, τότε ενδεχομένως μπορεί να χρησιμοποιηθούν αποτελεσματικά για

την αποφυγή τραυματισμών σε άτομα που έχουν υποβληθεί σε συνδεσμοπλαστική αποκατάσταση προσθίου χιαστού συνδέσμου καθώς και σε ασθενείς με ενεργή ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου παρέχοντας μεγαλύτερη ευστάθεια στην άρθρωση του γόνατος. Ωστόσο περαιτέρω έρευνες απαιτούνται για να διαφωτιστεί πλήρως η παραπάνω υπόθεση.

Λέξεις κλειδιά: Περιστροφή κνήμης, προφυλακτικός νάρθηκας, επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας, εμβιομηχανική.

ABSTRACT

Introduction: Tibial rotation is increased after ACL rupture and remains excessive even after ACL reconstruction during activities that apply increased rotational loads at the knee. Knee braces decrease the tibial rotation under low demanding activities but their efficacy has not been explored under high demanding activities. **Hypothesis/Purpose:** The purpose of this study was to investigate whether knee braces could effectively decrease tibial rotation during high demanding activities. **Methods:** Using a three-dimensional kinematic analysis, we evaluated in vivo 21 physically active, healthy, male subjects. Each subject performed 2 high demanding activities that were used extensively in the literature because they combine increased rotational and translational loads at the knee, (1) descending from a stair and subsequent pivoting, and (2) landing from a platform and subsequent pivoting under three conditions: (A) wearing a prophylactic brace (braced) (B) wearing a patellofemoral brace (sleeved) (C) unbraced condition. **Results:** Concerning the first task, the mean range of motion of the tibial rotation during the pivoting phase was significantly decreased in the braced condition compared to the sleeved condition. Significant differences were also found between the braced and the non-braced condition. Regarding the second task, the same variable was significantly decreased in the braced condition compared to the sleeved and the unbraced condition. **Conclusions:** Bracing decreased the range of motion of the tibial rotation in activities where increased translational and rotational forces are applied. **Clinical Relevance:** If knee braces can decrease tibial rotation then they can possibly be used effectively with ACL reconstructed and deficient patients to prevent such problems. However further investigation is required to elucidate this hypothesis.

Key words: Tibial rotation, pivoting, patellofemoral brace, prophylactic brace, biomechanics

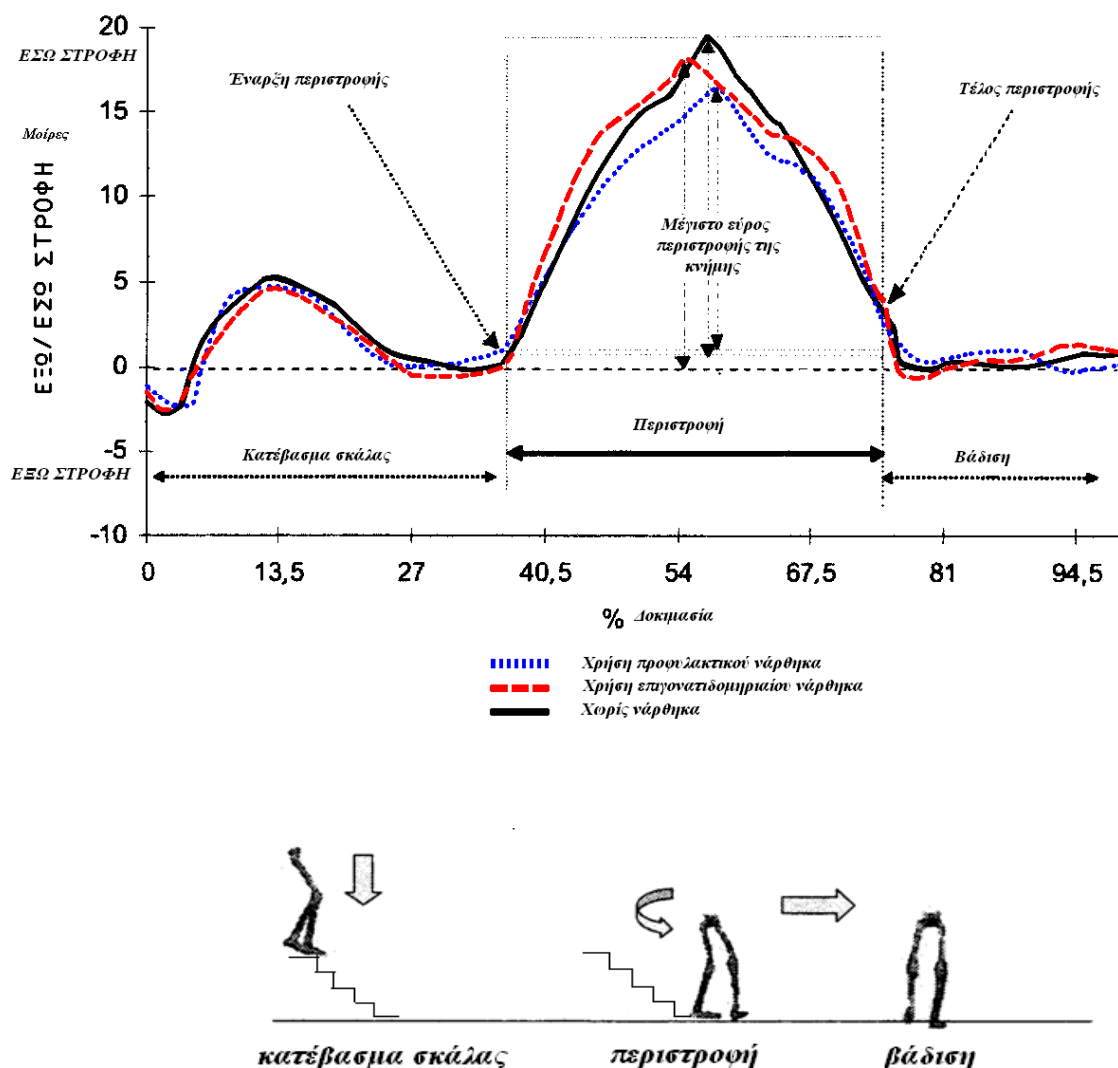
Λίστα με πίνακες

Πίνακας 1 Μέσοι όροι (Mean) και τυπικές αποκλίσεις (SD) που αφορούν το μέγιστο εύρος έσω-έξω στροφής της κνήμης κατά τη φάση περιστροφής (pivoting period)

	Mean \pm SD
Κατέβασμα σκάλας με προφυλακτικό νάρθηκα	14,11 \pm 4,42
Κατέβασμα σκάλας με επιγονατιδομηριαίο νάρθηκα	16,14 \pm 4,46
Κατέβασμα σκάλας χωρίς νάρθηκα	17,07 \pm 3,29
Άλμα και πτώση με προφυλακτικό νάρθηκα	8,89 \pm 2,56
Άλμα και πτώση με επιγονατιδομηριαίο νάρθηκα	12,15 \pm 3,53
Άλμα και πτώση χωρίς νάρθηκα	14,03 \pm 3,26

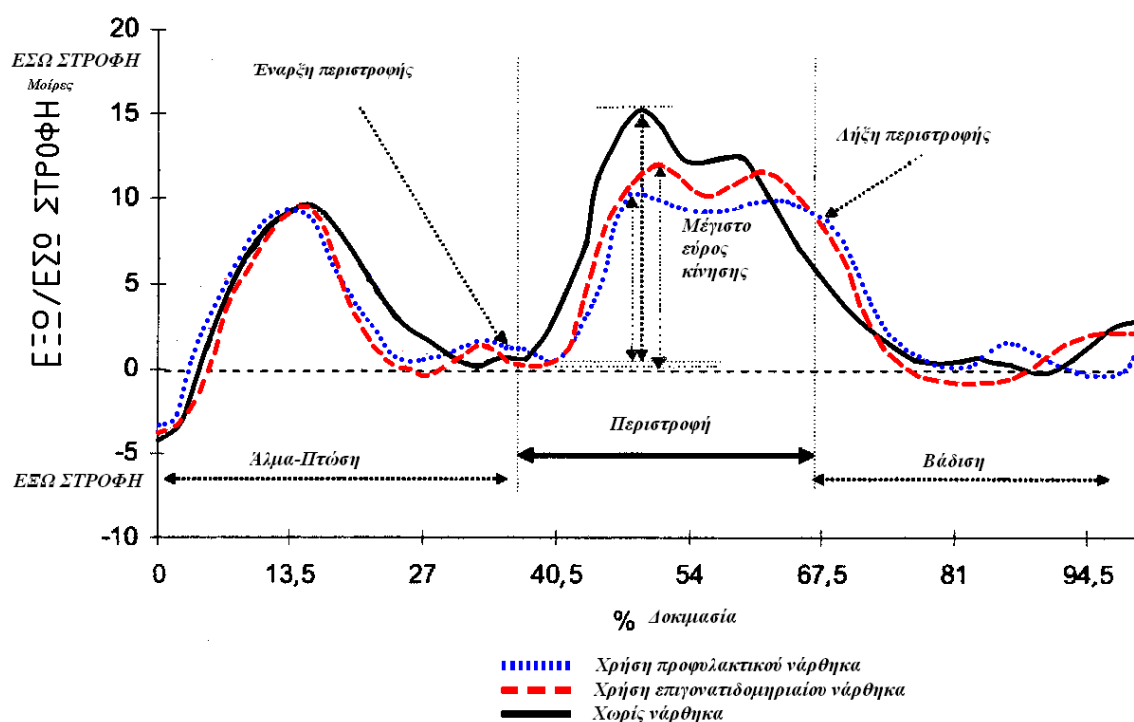
Λίστα με σχεδιαγράμματα

Σχεδιάγραμμα 1



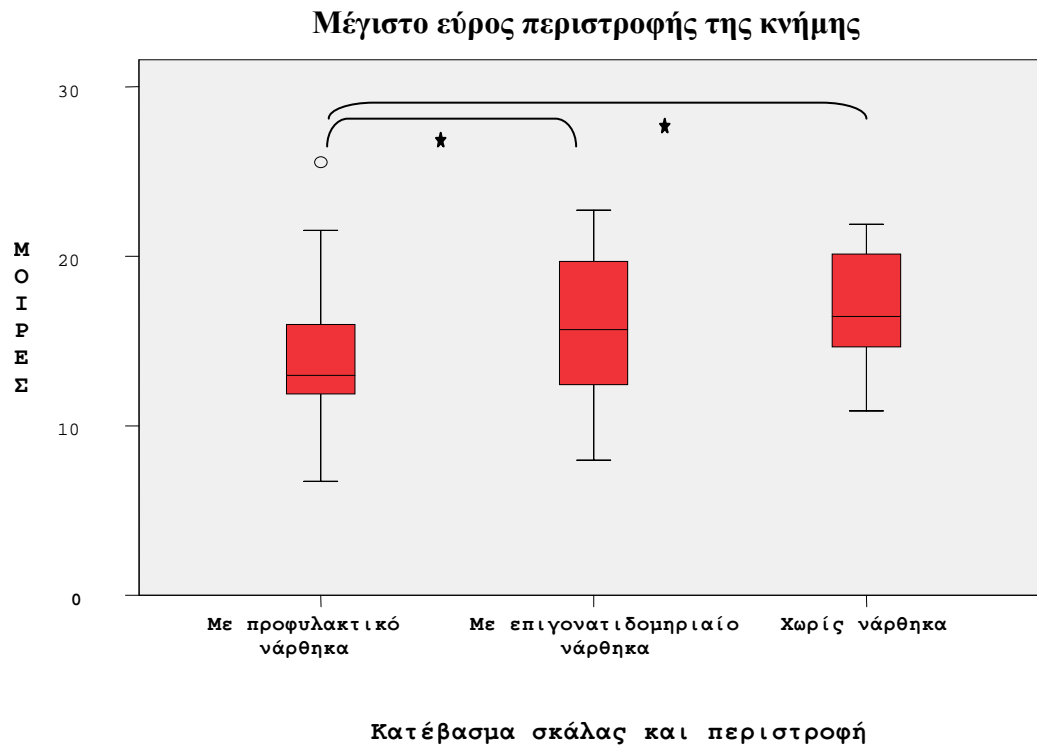
Σχεδιάγραμμα 1 Απεικονίζεται μια τυπική καμπύλη έσω/έξω στροφής της κνήμης κατά τη φάση περιστροφής ενός αντιπροσωπευτικού εξεταζόμενου και για τις τρεις εξεταζόμενες καταστάσεις. Επίσης ένα σκιαγράφημα που περιγράφει τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή συνοδεύει το σχεδιάγραμμα. Η μαύρη συνεχόμενη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα, ενώ η κόκκινη και η μπλε διακεκομμένες καμπύλες αντιπροσωπεύουν τις συνθήκες χρήση επιγονατιδομηριαίου και χρήση προφυλακτικού νάρθηκα αντίστοιχα. Υποδεικνύεται η διαφορά μεταξύ μέγιστης και ελάχιστης τιμής της στροφής της κνήμης κατά τη φάση περιστροφής. Αυτή η διαφορά αποτελεί την εξαρτημένη μεταβλητή. Διακρίνεται ο περιορισμός του εύρους κίνησης που προκαλείται από τη χρήση του προφυλακτικού νάρθηκα.

Σχεδιάγραμμα 2



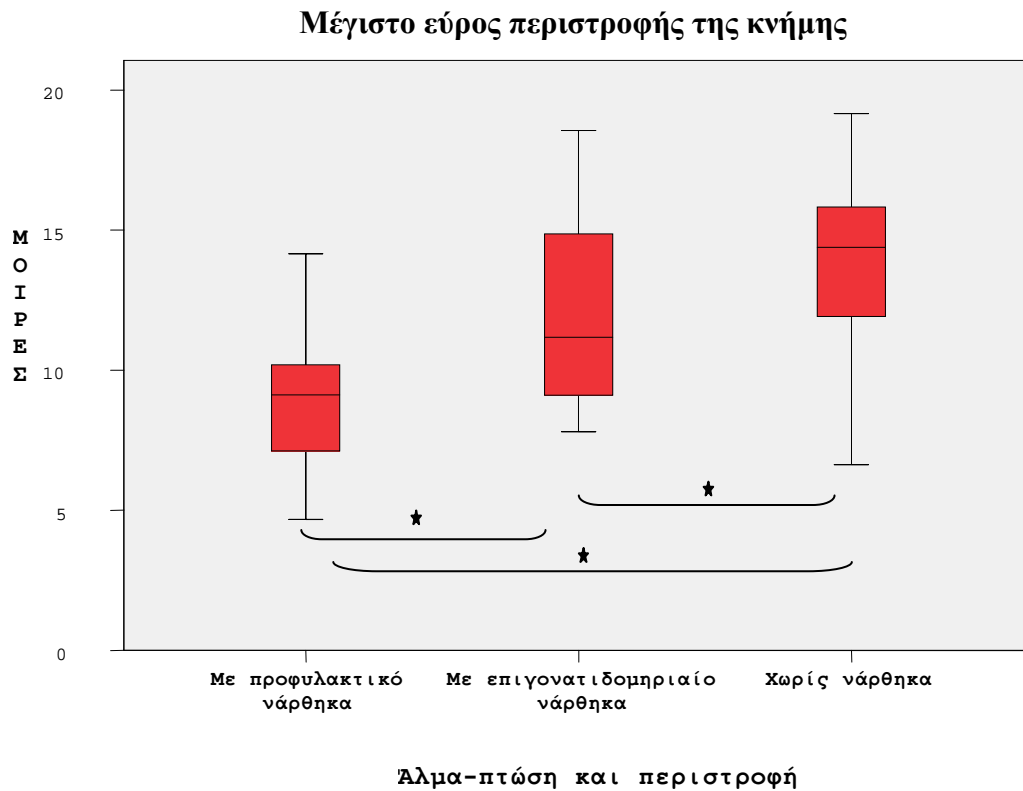
Σχεδιάγραμμα 2 Το σχεδιάγραμμα αυτό είναι παρόμοιο με το προηγούμενο, ωστόσο αφορά τη δοκιμασία άλμα – πτώση και περιστροφή. Το σκιαγράφημα που περιγράφει τη δοκιμασία συνοδεύει το σχεδιάγραμμα. Η μαύρη συνεχόμενη καμπύλη αντιπροσωπεύει τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα, ενώ η κόκκινη διακεκομμένη τη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου και η μπλε διακεκομμένη τη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα. Το εύρος κίνησης στροφής της κνήμης κατά τη φάση περιστροφής (pivoting) αποτελούσε την εξαρτημένη μεταβλητή. Συγκρίνοντας τις τρεις καταστάσεις διαπιστώθηκε ότι η χρήση νάρθηκων περιορίσε το εύρος περιστροφής της κνήμης.

Σχεδιάγραμμα 3



Σχεδιάγραμμα 3 Θηκογράμματα (Box-plots) που δείχνουν τους μέσους όρους και τις τυπικές αποκλίσεις του εύρους έσω-έξω στροφής της κνήμης στη φάση περιστροφής κατά τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και περιστροφή. Είναι εμφανές ότι το εύρος περιστροφής της κνήμης είναι χαμηλότερο στη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα σε σχέση με τις συνθήκες χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και χωρίς νάρθηκα. Διαφέρει όμως ελάχιστα μεταξύ των δύο τελευταίων συνθηκών. Με αστερίσκο (*) υποσημειώνονται στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Σχεδιάγραμμα 4



Σχεδιάγραμμα 4 Τα θηκογράμματα (box-plots) παρουσιάζουν τους μέσους όρους και τις τυπικές αποκλίσεις του εύρους έσω-έξω στροφής της κνήμης στη φάση περιστροφής κατά τη δοκιμασία άλμα-πτώση και περιστροφή. Το εύρος περιστροφής της κνήμης είναι χαμηλότερο στη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα σε σχέση με τις συνθήκες χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και χωρίς νάρθηκα. Παράλληλα είναι σημαντικά μικρότερο στη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα σε σχέση με τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα. Στατιστικά σημαντικές διαφορές υποσημειώνονται με αστερίσκο (*).

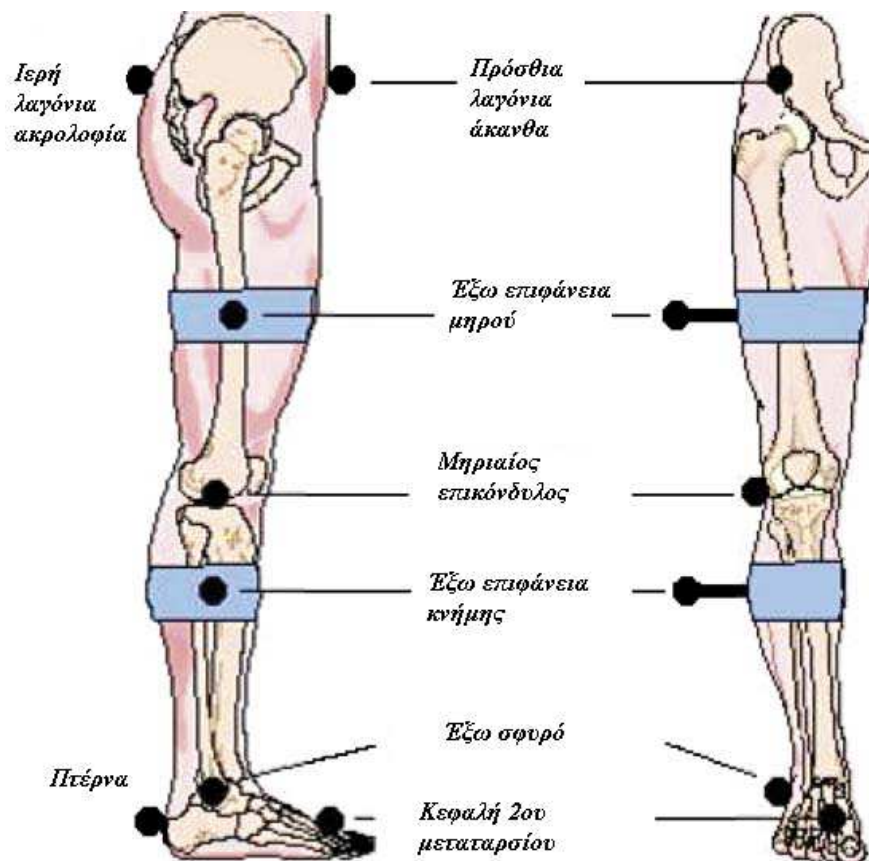
Λίστα με εικόνες

Εικόνα 1



(α) Προφυλακτικός (β) Επιγονατιδομηριαίος (γ) Λειτουργικός (δ) Αποκατάστασης

Εικόνα 2



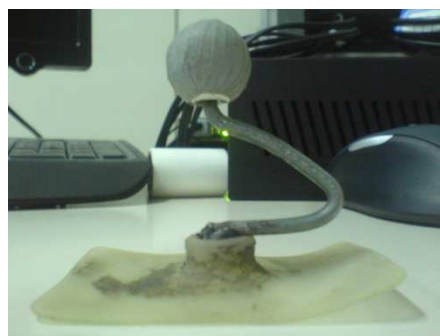
Το ανθρώπινο κινηματικό μοντέλο του Davis et al

Εικόνα 3

Ανακλαστήρας γόνατος για τον προφυλακτικό νάρθηκα (α) χωρίς (β) με ελαστική βάση



(α)



(β)

Εικόνα 4

Τοποθέτηση ανακλαστήρα γόνατος (μηριαίου επικονδύλου) στον προφυλακτικό νάρθηκα



(α) Πλάγια προβολή



(β) Προσθιοπίσθια προβολή

Εισαγωγή

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος (ΠΧΣ) παρέχει σταθερότητα στο γόνατο, αποτρέποντας την πρόσθια ολίσθηση της κνήμης επί του μηρού, περιορίζοντας την υπερβολική έσω στροφή της κνήμης και προφυλάσσοντας από δυνάμεις βλαισότητας ή ραιβότητας. [1,3,6,7,8,10] Ωστόσο οι τραυματισμοί του ΠΧΣ (απλή κάκωση, μερική ή πλήρης ρήξη) αποτελούν συχνό φαινόμενο σε αθλητές αθλημάτων επαφής ή έντονης επιτάχυνσης (όπως ποδόσφαιρο, καλαθοσφαίριση, αντισφαίριση κ.α.). Προκαλείται τοιουτοτρόπως αστάθεια στο γόνατο και διαταραχή της φυσιολογικής κίνησης της άρθρωσης με επακόλουθα τη μείωση της δύναμης των μυών του μηρού, της αντίληψης της θέσης και της κίνησης του μέλους και της ικανότητας διατήρησης της ισορροπίας. Επίσης τροποποιείται το κινητικό πρότυπο και η κατανομή των δυνάμεων στα κάτω άκρα κατά τη διάρκεια λειτουργικών δραστηριοτήτων.

Προηγηθείσες In-vivo μελέτες έδειξαν ότι ασθενείς με ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου εμφάνιζαν αυξημένη περιστροφή κνήμης σε δοκιμασίες χαμηλής έντασης όπως η βάδιση. [29,44] Η χειρουργική αποκατάσταση της ρήξης ΠΧΣ επανέφερε το εύρος περιστροφής της κνήμης στα φυσιολογικά επίπεδα κατά τη βάδιση [44]. Ωστόσο ο Ristanis et al (2005) βρήκαν ότι το εύρος περιστροφής της κνήμης παραμένει αυξημένο κατά τη διάρκεια δοκιμασιών υψηλής έντασης και μάλιστα δεν αποκαθίσταται μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ [34]. Το υπερβολικό αυτό εύρος περιστροφής της κνήμης θεωρείται ότι μπορεί να επιβαρύνει τους μαλακούς ιστούς, προκαλώντας προοδευτικά οστεοαρθρίτιδα στην άρθρωση του γόνατος [13]. Επομένως η υπερβολική περιστροφή της κνήμης αποτελεί ένα σημαντικό πρόβλημα που αφορά όχι μόνο τους ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ αλλά και άτομα που έχουν υποβληθεί σε επέμβαση αποκατάστασης ΠΧΣ.

Οι νάρθηκες γόνατος θεωρείται ότι παρέχουν προστασία κατά την εφαρμογή δυνάμεων στο γόνατο. Σύμφωνα με την Αμερικανική Ακαδημία Ορθοπαιδικής Χειρουργικής και Αθλητιατρικής ταξινομούνται σε 4 κατηγορίες [9,16,17,18]: α) Επιγονατιδομηριαίοι νάρθη-

κες που αποτελούνται από νεοπρένιο και είναι σχεδιασμένοι να μειώνουν τον πόνο στο πρόσθιο διαμέρισμα της κνήμης εμποδίζοντας την πλάγια μετατόπιση της επιγονατίδας [11,12]. β) Προφυλακτικοί νάρθηκες που είναι σχεδιασμένοι να εμποδίζουν ή να μειώνουν τη σοβαρότητα των τραυματισμών προστατεύοντας κυρίως τον έσω πλάγιο σύνδεσμο κατά την εφαρμογή βλαισών δυνάμεων στο γόνατο και δευτερευόντως τον ΠΧΣ κατά την εφαρμογή στροφικών φορτίσεων [19,20,21]. γ) Λειτουργικοί νάρθηκες που είναι κατασκευασμένοι να παρέχουν σταθερότητα σε γόνατα που έχουν υποστεί ρήξη του ΠΧΣ ή που έχουν υποβληθεί σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Θεωρείται ότι περιορίζουν το υπερβολικό εύρος κίνησης της άρθρωσης (ολίσθηση και στροφή) [14,15,22]. δ) Νάρθηκες αποκατάστασης που είναι σχεδιασμένοι να επιτρέπουν κίνηση της άρθρωσης μέσα σε ένα συγκεκριμένο ελεγχόμενο εύρος και χρησιμοποιούνται είτε σε ασθενείς που έχουν υποστεί ρήξη ΠΧΣ, είτε στην αρχική φάση αποκατάστασης μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Η αποτελεσματικότητα όμως των νάρθκων ως μέσο πρόληψης ή μείωσης των τραυματισμών είναι ακόμη υπό αμφισβήτηση [1,9].

Οι νάρθηκες γόνατος φαίνεται να προσφέρουν αποτελεσματική μείωση της πρόσθιας ολίσθησης της κνήμης επί του μηρού κάτω από χαμηλής ή μέτριας έντασης δυνάμεις διάτμησης αλλά μάλλον αποτυγχάνουν να προστατέψουν το γόνατο σε καταστάσεις όπου αναπτύσσονται δυνάμεις υψηλής έντασης [1-6,9,23-26]. Σε αυτές τις συνθήκες η αποτελεσματικότητά τους θεωρείται αβέβαιη [1,3,9].

Σκοπός της παρούσης μελέτης ήταν να διερευνήσουμε εάν οι νάρθηκες γόνατος θα μπορούσαν να μειώσουν αποτελεσματικά την περιστροφή της κνήμης σε υψηλής έντασης δραστηριότητες. Γι' αυτό πραγματοποιήσαμε μια In-vivo τρισδιάστατη κινηματική ανάλυση με σκοπό να ανακαλύψουμε την επίδραση των νάρθκων του γόνατος στην στροφική ικανότητα της κνήμης κατά την εκτέλεση δύο δοκιμασιών: (1) κάθοδος σκάλας και ακολούθως στροφή 90 μοιρών και (2) πτώση από πλατφόρμα και κατόπιν στροφή 90 μοιρών.

Επιλέξαμε αυτές τις δύο δοκιμασίες γιατί συνδυάζουν αυξημένα στροφικά και διατμητικά φορτία στην άρθρωση του γόνατος. Υποθέσαμε ότι η χρήση των νάρθηκων του γόνατος θα προκαλούσε μείωση στο εύρος περιστροφής της κνήμης.

Ανασκόπηση της βιβλιογραφίας

Έχει διαπιστωθεί ότι οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να μειώσουν αποτελεσματικά την πρόσθια ολίσθηση ή την περιστροφή της κνήμης σε χαμηλής έντασης δυνάμεις αλλά αποτυγχάνουν να δράσουν το ίδιο αποτελεσματικά όταν οι δυνάμεις αυτές γίνονται μεγαλύτερες. Όμως με εξαίρεση τον Theoret et al (2006) [38] ο οποίος χρησιμοποιώντας ένα οπτοηλεκτρονικό σύστημα καθώς και ηλεκτρομυογράφο βρήκε μείωση του εύρους περιστροφής της κνήμης σε ασθενείς μετά από χρήση λειτουργικού νάρθηκα κατά τη διάρκεια μικρής ή μέτριας έντασης δραστηριοτήτων όπως το τρέξιμο, δεν υπάρχει άλλη έρευνα στη διεθνή βιβλιογραφία που να χρησιμοποιεί την τρισδιάστατη κινηματική ανάλυση για τη μελέτη περιστροφής της κνήμης υπό την επίδραση νάρθηκων γόνατος. Η μέθοδος αυτή και ειδικότερα η δυναμική τρισδιάστατη κινηματική ανάλυση αποτελεί την πλέον σύγχρονη και αξιόπιστη μέθοδο συλλογής βιομετρικών δεδομένων που εφαρμόζεται σε πολλά ερευνητικά κέντρα του κόσμου. Πολύ σημαντική είναι και η έρευνα του Knutzen et al (1983), οι οποίοι με τη βοήθεια ενός ηλεκτρογωνιομέτρου ανακάλυψαν ότι η χρήση λειτουργικού νάρθηκα σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ μείωσε το εύρος περιστροφής της κνήμης σε δραστηριότητες μέτριας ή χαμηλής έντασης [41]. Όμως σήμερα η χρήση ηλεκτρογωνιομέτρου, αποτελεί μέθοδο αρκετά παρωχημένη και με μικρή αξιοπιστία. Παρόμοια αποτελέσματα ανέδειξε και η μελέτη του Wojtys (1990) αλλά In vitro, που ερεύνησε την επίδραση 14 λειτουργικών νάρθηκων σε 6 πτωματικά μέλη [25]. Βρέθηκε ότι οι περισσότεροι από τους νάρθηκες περιόριζαν την υπερβολική στροφή της κνήμης. Με βάση τα προαναφερθέντα, εάν οι νάρθηκες γόνατος μπορούν να περιορίσουν την περιστροφή

της κνήμης τότε πιθανόν μπορούν να χρησιμοποιηθούν αποτελεσματικά τόσο σε άτομα που έχουν υποβληθεί σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ όσο και σε ασθενείς με ρήξη ΠΧΣ. Ωστόσο πριν προχωρήσουμε στη διερεύνηση της αποτελεσματικότητας των νάρθκων σε αυτούς τους ασθενείς, θα πρέπει να αναγνωριστεί το πώς επιδρά η χρήση των νάρθκων γόνατος σε υγιή άτομα και ειδικότερα σε αθλητές και μάλιστα εάν περιορίζεται η περιστροφή της κνήμης κατά τη διάρκεια υψηλής έντασης δραστηριοτήτων, όπου αναπτύσσονται αυξημένες στροφικές δυνάμεις καθώς και δυνάμεις ολίσθησης.

Μεθοδολογία

Εξεταζόμενοι

Το εξεταζόμενο δείγμα απαρτιζόταν από 21 σωματικώς ενεργούς, υγιείς, άρρενες αθλητές, (μέσος όρος \pm τυπική απόκλιση) ηλικίας $28,2 \pm 1,4$ [22-34 έτη], μάζας $77,3 \pm 6,2$ [62-96 kg], ύψους $1,78 \pm 0,3$ [1,66-1,91 m] χωρίς ιστορικό μυοσκελετικών ή νευρολογικών παθήσεων, οι οποίοι δεν είχαν προηγηθείσα εμπειρία χρησιμοποίησης νάρθηκα. Τα κριτήρια αποκλεισμού περιελάμβαναν ιστορικό μηνισκικών ή συνδεσμικών κακώσεων, χόνδρινων βλαβών, ρήξης προσθίου χιαστού συνδέσμου, συμπτωματικού πόνου προσθίου διαμερίσματος κνήμης ή οποιαδήποτε άλλη παθολογία στο γόνατο που απαιτούσε χειρουργική αποκατάσταση. Κλινική εκτίμηση πραγματοποιήθηκε σε όλους τους εξεταζόμενους από τον ίδιο κλινικό εξεταστή με τη χρήση της κλίμακας δραστηριότητας του Tegner (Παράρτημα Α). Η τιμή του Tegner κυμαίνονταν από 7 μέχρι 9. Όλοι οι συμμετέχοντες έδωσαν την έγγραφη συναίνεση για τη συμμετοχή τους στην ερευνητική εργασία σύμφωνα με τις οριζόμενες αρχές από την επιτροπή Βιοηθικής και Δεοντολογίας του ΤΕΦΑΑ του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας.

Νάρθηκες

Εξετάσαμε 2 είδη νάρθηκων: Α) τον προφυλακτικό και Β) τον επιγονατιδομηριαίο (της εταιρείας Oppo). Επιλέξαμε να μελετήσουμε την επίδραση των δύο αυτών τύπων νάρθηκων γιατί είναι πιο εύκολο για έναν αθλητή να χρησιμοποιήσει τους 2 αυτούς τύπους νάρθηκων κατά τη διάρκεια των αθλητικών δραστηριοτήτων σε σχέση με τους λειτουργικούς νάρθηκες και τους νάρθηκες αποκατάστασης που είναι βαρύτεροι και περιορίζουν σημαντικά τις αθλητικές επιδόσεις. Γι' αυτό και δεν χρησιμοποιούνται σε δυναμικού τύπου φυσικές δραστηριότητες (Εικόνα 1).

Εξοπλισμός

Με τη βοήθεια ενός οπτοηλεκτρονικού συστήματος τρισδιάστατης ανάλυσης βάδισης 8 καμερών (Vicon, Oxford, UK) με συχνότητα λήψης εικόνων 100 Hz και 2 δυναμοδαπέδων (Bertec) έγινε καταγραφή των κινήσεων 16 σημειακών ανακλαστήρων που τοποθετούνταν σε συγκεκριμένα σημεία των κάτω άκρων και της λεκάνης σύμφωνα με το ανθρώπινο κινηματικό μοντέλο που έχει περιγραφεί από τον Davis et al. (1991) [27]. Πιο συγκεκριμένα οι θέσεις των ανακλαστήρων ήταν οι εξής (Εικόνα 2):

- Α) Δεξιά και αριστερή πρόσθια λαγόνια ακρολοφία
- Β) Δεξιά και αριστερή ιερή ακρολοφία
- Γ) Δεξιά και αριστερή έξω επιφάνεια μηρού
- Δ) Δεξιός και αριστερός μηριαίος επικόνδυλος
- Ε) Δεξιά και αριστερή έξω επιφάνεια κνήμης
- ΣΤ) Δεξιά και αριστερή πτέρνα
- Ζ) Δεξιό και αριστερό έξω σφυρό
- Η) Δεξιά και αριστερή κεφαλή 2^{ου} μεταταρσίου

Οι εξεταζόμενοι εκτελούσαν δύο διαφορετικές δοκιμασίες: (1) Κάθοδος σκάλας και ακολούθως στροφή 90 μοιρών και (2) πτώση από πλατφόρμα και κατόπιν στροφή 90 μοιρών. Οι δοκιμασίες αυτές εξέθεταν το γόνατο σε συνδυασμένες δυνάμεις στροφής και ολίσθησης [45,46]. Και οι δύο δοκιμασίες υψηλής έντασης πραγματοποιούνταν κάτω από 3 διαφορετικές συνθήκες: (Α) Με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα (Β) με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (C) χωρίς νάρθηκα. Η εναλλαγή της σειράς στη χρήση του νάρθηκα έγινε με τυχαίο τρόπο. Για την αποφυγή τραυματισμού από την όλη διαδικασία κοντά στον εξεταζόμενο παρίστατο πάντα βοηθός που θα προσπαθούσε να αποτρέψει με παρατηρήσεις ή και επεμβατικά ενδεχόμενο τραυματισμό. Το ύψος της πλατφόρμας που χρησιμοποιήθηκε στη 2^η δοκιμασία ήταν 40 εκατοστά σύμφωνα με τον James et al. (2003) [28]. Η σκάλα κατασκευάστηκε σύμφωνα με τον Andriacchi et al. (1980) [29]. Σε όλους τους εξεταζόμενους δόθηκε χρόνος προθέρμανσης και εξοικείωσης με τις δοκιμασίες, διάρκειας 10 λεπτών.

Κατά τη διάρκεια της πρώτης δοκιμασίας κάθε εξεταζόμενος κατέβαινε τα σκαλοπάτια με το δικό του ρυθμό. Η φάση της καθόδου σταματούσε τη χρονική στιγμή που το πέλμα έρχονταν σε επαφή με το έδαφος (για την ακρίβεια με το 1^ο δυναμοδάπεδο). Εν συνεχεία ο συμμετέχων εκτελούσε έξω στροφή ως προς το πόδι που ήταν σε επαφή με το έδαφος μέχρι το έτερο πόδι του να πατήσει στο έδαφος (2^ο δυναμοδάπεδο) κάθετα ως προς την αρχική κατεύθυνση και ακολούθως συνέχιζε περπατώντας. Η φάση περιστροφής για το ένα πόδι αποτελούσε φάση αιώρησης για το άλλο. Στη δεύτερη δοκιμασία ο εξεταζόμενος έχοντας τα χέρια του σταυρωμένα στο στήθος πηδούσε από πλατφόρμα και προσγειωνόταν στο 1^ο δυναμοδάπεδο με τα δύο πόδια. Εν συνεχεία όπως και στην πρώτη δοκιμασία, εκτελούσε έξω στροφή ως προς το πόδι που ήταν σε επαφή με το έδαφος (δεξί ή αριστερό) μέχρι το έτερο πόδι του να πατήσει στο 2^ο δυναμοδάπεδο κάθετα ως προς την αρχική κατεύθυνση και ακολούθως συνέχιζε περπατώντας. Ως περίοδος περιστροφής οριζόταν το διάστημα από την

επαφή των δακτύλων του ενός ποδιού με το έδαφος (δυναμοδάπεδο) μέχρι την επαφή της πτέρνας του έτερου ποδιού με το έδαφος (δυναμοδάπεδο) [32,33]. Κάθε συμμετέχων εκτελούσε 6 φορές την κάθε δοκιμασία για καθεμία συνθήκη και με τα δύο πόδια. Η σειρά εκτέλεσης των δοκιμασιών ήταν τυχαιοποιημένη.

Παράλληλα, για να ισχυροποιήσουμε το αξιόπιστο των μετρήσεών μας και να μειώσουμε τα σφάλματα μέτρησης που σχετίζονταν με την καταγραφή των θέσεων των ανακλαστήρων [30,31], μια επιπλέον μέτρηση γινόταν για καθεμία από τις τρεις συνθήκες, με τον εξεταζόμενο σε ανατομική στάση (όρθια θέση με τα χέρια σταυρωμένα στο στήθος και τα πόδια παράλληλα μεταξύ τους σε απόσταση 15 εκατοστών). Αυτή η διαδικασία βαθμονόμησης και συγχρονισμού διόρθωνε σημαντικά πιθανά λάθη που σχετίζονταν με την παροδική απουσία απεικόνισης κάποιου από τους ανακλαστήρες κατά την καταγραφή των δεδομένων. Επίσης όριζε το σημείο μηδέν για όλες τις πιθανές κινήσεις σε όλα τα επίπεδα [34,35].

Όσον αφορά την τοποθέτηση του ανακλαστήρα στο γόνατο με τον νάρθηκα, ένα μικρό άνοιγμα (1 εκ. x 1 εκ.) στην έξω επιφάνεια του επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα επέτρεπε την τοποθέτηση του ανακλαστήρα στον έξω μηριαίο επικόνδυλο απευθείας πάνω στο δέρμα κατά την εκτέλεση δοκιμασιών με αυτό τον τύπο νάρθηκα. Θεωρήσαμε ότι αυτό το πολύ μικρό άνοιγμα δε θα μετέβαλλε τις λειτουργικές ιδιότητες του νάρθηκα. Με τη βοήθεια κολλώδους ταινίας διπλής όψεως σταθεροποιήσαμε τον ανακλαστήρα του γόνατος πάνω στο δέρμα. Σχετικά με τον προφυλακτικό νάρθηκα, η μεταλλική λωρίδα που υπήρχε στην έξω πλευρά του νάρθηκα εμποδίζει επίσης την τοποθέτηση του ανακλαστήρα στο γόνατο. Για να ξεπεράσουμε το πρόβλημα αυτό κατασκευάσαμε έναν νέο ανακλαστήρα όπου η απόσταση μεταξύ βάσης και κορυφής του ήταν 23 χιλιοστά (Εικόνα 3). Μέσα από ένα μικρό άνοιγμα (0,8 εκ. x 0,8 εκ.), ο ανακλαστήρας εγκαθίστατο στον έξω μηριαίο επικόνδυλο. Τέλος μια

ελαστική κατασκευή που συνδεόταν με τη βάση του ανακλαστήρα, τον σταθεροποιούσε απευθείας πάνω στο δέρμα (Εικόνα 4).

Ανάλυση αποτελεσμάτων

Η λήψη των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών του κάθε εξεταζόμενου (ύψος, βάρος, μήκος ποδιού, πλάτος γόνατος, απόσταση σφυρών και πλάτος μεταταρσίων) σε συνδυασμό με την τρισδιάστατη απεικόνιση των ανακλαστήρων στην ανατομική στάση παρείχαν πληροφορίες σχετικά με τα κέντρα των αρθρώσεων και καθόριζαν τους ανατομικούς άξονες περιστροφής τους [27]. Το μοντέλο για τον υπολογισμό των γωνιών και συγκεκριμένα των περιστροφών βασίστηκε στον Grood και τους συνεργάτες του (1983) [36].

Η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή της στροφής της κνήμης του εξεταζόμενου άκρου καταγράφονταν κατά την περίοδο αξιολόγησης (από την αρχική επαφή του πέλματος στο 1^ο δυναμοδάπεδο μέχρι το έτερο πέλμα να ακουμπήσει στο 2^ο δυναμοδάπεδο). Η διαφορά μεταξύ μέγιστης και ελάχιστης τιμής μας έδινε το εύρος περιστροφής της κνήμης το οποίο αποτελούσε την εξαρτημένη μεταβλητή. Η επιλογή του εύρους περιστροφής της κνήμης ως εξαρτημένη μεταβλητή, εξάλειψε πιθανά σφάλματα που αναφέρονται στη βιβλιογραφία [37] όταν χρησιμοποιούνται απόλυτα μεγέθη (π.χ. μέγιστη ή ελάχιστη τιμή).

Στατιστική Ανάλυση

Χρησιμοποιώντας ζευγαρωτά t-tests (Paired samples t-tests) διαπιστώθηκε ότι δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ του κυρίαρχου και του μη κυρίαρχου ποδιού τόσο για τη δοκιμασία κάθοδος σκάλας, όσο και για τη δοκιμασία πτώση από πλατφόρμα, για το μέγιστο εύρος περιστροφής της κνήμης ($t=1,361$, $p=0,189$ και $t=0,854$, $p=0,403$ αντίστοιχα). Έτσι λάβαμε υπόψη μόνο το κυρίαρχο πόδι για τις περαιτέρω στατιστικές αναλύσεις. Ακολούθως, χρησιμοποιήθηκε one way repeated measures ANOVA test για να εξακριβωθεί

εάν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των καταστάσεων (Α) χρήση προφυλακτικού νάρθηκα (Β) χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (Γ) χωρίς νάρθηκα. Post hoc tests με τη προσαρμογή Bonferroni εφαρμόστηκαν προκειμένου να υπολογιστούν οι τιμές των p-values. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο 0,05. Όλες οι στατιστικές αναλύσεις έγιναν με τη βοήθεια του στατιστικού λογισμικού SPSS (Έκδοση 17) (SPSS, Chicago, IL).

Αποτελέσματα

Στα σχεδιαγράμματα 1 και 2, απεικονίζονται καμπύλες έσω – έξω στροφής της κνήμης κατά τη φάση περιστροφής (pivoting period) από ένα αντιπροσωπευτικό δείγμα, όπου παρουσιάζονται οι τρεις εξεταζόμενες καταστάσεις και για τις δύο δοκιμασίες. Φαίνεται επίσης το υπολογιζόμενο εύρος κίνησης που χρησιμοποιήθηκε ως εξαρτημένη μεταβλητή στις διάφορες χρονικές στιγμές για όλες τις εξεταζόμενες καταστάσεις.

Οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις για τις δύο μελετώμενες δοκιμασίες που αφορούν και τις 3 συνθήκες παρουσιάζονται στον πίνακα 1. Όσον αφορά τη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και ακολούθως περιστροφή, το εύρος περιστροφής της κνήμης διέφερε στατιστικά σημαντικά στις τρεις καταστάσεις ($F=8,210$, $p=0,003$). Συγκεκριμένα ήταν σημαντικά μικρότερο με τη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα σε σύγκριση τόσο με τη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα ($p=0,019$) όσο και με τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα ($p=0,002$). Ωστόσο δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και χωρίς νάρθηκα ($p=0,369$) (Σχεδιάγραμμα 3).

Σχετικά με τη δοκιμασία άλμα-πτώση και ακολούθως περιστροφή, το εύρος περιστροφής της κνήμης διέφερε εξίσου στατιστικά σημαντικά στις τρεις καταστάσεις ($F=19,131$, $p=0,000$). Για την ακρίβεια ήταν σημαντικά μικρότερο στη συνθήκη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα σε σύγκριση τόσο με τη συνθήκη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα ($p=0,001$)

όσο και με τη συνθήκη χωρίς νάρθηκα ($p < 0,01$). Επιπρόσθετα υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα και χωρίς νάρθηκα. Ειδικότερα, ήταν μικρότερο στην πρώτη από τις δύο αυτές συνθήκες ($p = 0,021$) (Σχεδιάγραμμα 4).

Συζήτηση

Η ικανότητα των νάρθηκων του γόνατος να μειώνουν την πρόσθια ολίσθηση ή την περιστροφή της κνήμης έχει επιβεβαιωθεί μόνο κάτω από στατικές ή χαμηλής έντασης δυνάμεις [1-6,9,23-26], όμως σε υψηλής έντασης δυνάμεις η ικανότητα αυτή είναι υπό αμφισβήτηση. Στην παρούσα έρευνα εκτιμήσαμε την επίδραση των νάρθηκων του γόνατος στο κινηματικό μοντέλο των αθλητών και ειδικότερα στην περιστροφή της κνήμης κάτω από υψηλής έντασης δραστηριότητες όπως (1) άμεση στροφή 90 μοιρών μετά από άλμα και προσγείωση (2) κατέβασμα σκάλας και ακολούθως στροφή 90 μοιρών. Κατά τη διάρκεια των δύο αυτών δοκιμασιών αναπτύσσονται στροφικές δυνάμεις καθώς και δυνάμεις πρόσθιας ολίσθησης στην άρθρωση του γόνατος. Υποθέσαμε ότι η χρήση νάρθηκων θα μείωνε την περιστροφή της κνήμης.

Βρέθηκε ότι η χρήση του προφυλακτικού νάρθηκα περιορίζει το εύρος κίνησης περιστροφής της κνήμης κατά περίπου 3 μοίρες στη δοκιμασία κατέβασμα σκάλας και ακολούθως περιστροφή και κατά περίπου 5 μοίρες κατά τη δοκιμασία περιστροφή μετά από πτώση από πλατφόρμα, σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα. Επιπλέον η χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα μειώνει το εύρος περιστροφής της κνήμης κατά περίπου 2 μοίρες σε σχέση με τη μη χρήση νάρθηκα, μόνο κατά τη δοκιμασία προσγείωση και περιστροφή. Κατά την ετέρα δοκιμασία δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Μια πιθανή εξήγηση του φαινομένου ήταν ότι στη δοκιμασία που περιελάμβανε άλμα-προσγείωση, οι δυνάμεις και οι ροπές που αναπτύσσονταν στο γόνατο ήταν μεγαλύτερες από

αυτές που αναπτύσσονταν κατά τη δοκιμασία που περιελάμβανε κατέβασμα σκάλας και γι' αυτό η δοκιμασία άλμα – προσγείωση εμφάνιζε μεγαλύτερη ευαισθησία και ειδικότητα στην ανίχνευση μηχανισμών που εμποδίζουν την εφαρμογή δυνάμεων στο γόνατο, από ότι η δοκιμασία κατέβασμα σκάλας.

Πιο συγκεκριμένα, παρατηρήθηκε ότι η χρήση του νάρθηκα περιόριζε κυρίως την έσω στροφή του γόνατος κατά την φάση περιστροφής (pivoting period). Εμποδίζοντας την έσω στροφή, ο νάρθηκας προσέφερε στο γόνατο τέτοια ανατομική θέση ώστε η άρθρωση να μπορεί να αντέξει μεγαλύτερα φορτία έξω στροφής. Εφόσον οι τραυματισμοί του προσθίου χιαστού συνδέσμου συμβαίνουν σε καταστάσεις που περιλαμβάνουν άλματα και στροφικές κινήσεις, αυτές οι μεταβολές που προκαλούνται στην ανατομία της άρθρωσης από τη χρήση των νερθικών, είναι ιδιαίτερης σημασίας για την αποφυγή τραυματισμών.

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

Πολλοί ερευνητές θεωρούν ότι η νερθηκοποίηση του γόνατος μπορεί να βελτιώσει το νευρομυϊκό έλεγχο διαμέσου ιδιοδεκτικών μηχανισμών. Ο Perlau et al (1995) βρήκε ότι η χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα βελτίωσε σημαντικά την ιδιοδεκτικότητα στην άρθρωση του γόνατος σε υγιείς αθλητές κατά 25% [40]. Η απομάκρυνση του νάρθηκα αφαιρούσε τη βελτίωση αυτή στην ιδιοδεκτικότητα. Ενδεχομένως ο επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας δρα ως ένας ιδιοδεκτικός μηχανισμός που επηρεάζει κεντρομόλα νευρωνικά

συστήματα στο κεντρικό νευρικό σύστημα που επιδρούν στην δράση των οπίσθιων μηριαίων και των τετρακεφάλων. Ο Branch et al (1989) παρατήρησε μειώσεις στην ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα τόσο των οπίσθιων μηριαίων όσο και των τετρακεφάλων εξαιτίας της ναρθηκοποίησης, κατά τη στατική φάση του βαδίσματος [39]. Μειώσεις στη δραστηριότητα των οπίσθιων μηριαίων με τη χρήση νάρθηκα ανέφερε και ο Ramsey et al, (2003) κατά την προσγείωση μετά από μονοποδικό άλμα [47]. Στον αντίποδα, άλλοι ερευνητές μελέτησαν τις μηχανικές ιδιότητες των ναρθήκων. Ο Cawley και οι συνεργάτες του (1989) διερεύνησαν εμβιομηχανικά την αποτελεσματικότητα οκτώ διαφορετικών εμπορικών ναρθήκων αποκατάστασης και βρήκαν πως οι περισσότεροι από αυτούς προκαλούσαν μείωση τόσο στην ολίσθηση όσο και στη στροφή της κνήμης σε μικρής έντασης δραστηριότητες [8]. Ο Beynnon et al (1997) υποστήριξε ότι η χρήση λειτουργικών ναρθήκων προστάτευε τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο μειώνοντας τις δυνάμεις που ασκούνται στο γόνατο σε δραστηριότητες μέτριας έντασης [7]. Με βάση τις παραπάνω μελέτες, είναι άγνωστο ακόμα το εάν οι νάρθηκες γόνατος δρουν απλά ως μηχανικός φραγμός, αποτρέποντας υπέρμετρες κινήσεις που διαταράσσουν την εμβιομηχανική του γόνατος ή εάν ενεργοποιούν νευρικούς υποδοχείς, τροποποιώντας την ιδιοδεκτικότητα των μυών, και πετυχαίνουν με τον τρόπο αυτό να μειώσουν την ένταση των ασκούμενων δυνάμεων στο γόνατο. Χρησιμοποιώντας τρισδιάστατη κινηματική ανάλυση στην έρευνά μας, εξετάσαμε τις μηχανικές ιδιότητες των ναρθήκων. Τα αποτελέσματά μας επιβεβαίωσαν ότι τα μηχανικά χαρακτηριστικά των ναρθήκων ήταν υπεύθυνα για τις παρατηρούμενες εμβιομηχανικές μεταβολές. Μελλοντικές έρευνες όμως θα πρέπει να γίνουν προκειμένου να διερευνηθεί περαιτέρω η παραπάνω υπόθεση. Βέβαια θα πρέπει να ληφθεί υπόψη ότι οι αλλαγές αυτές μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με τον τύπο του νάρθηκα ως προς το βάρος, τα τεχνικά χαρακτηριστικά και την πίεση που ασκούσαν οι λωρίδες.

Θα πρέπει επίσης να αναλογιστούμε ότι η χρήση του νάρθηκα μπορεί να προστατεύει το γόνατο από στροφικές δυνάμεις ή δυνάμεις ολίσθησης αλλά όμως ενδεχομένως να περιορίζει συγκεκριμένες αθλητικές παραμέτρους ιδιαίτερα σε άτομα που δεν είναι συνηθισμένα στο να χρησιμοποιούν προφυλακτικούς ή επιγονατιδομηριαίους νάρθηκες. Αυτός ο περιορισμός μπορεί να οδηγήσει συνεπακόλουθα σε μείωση των αθλητικών επιδόσεων [42]. Επομένως η λειτουργική χρήση των νάρθηκων του γόνατος μπορεί να αποτελεί μειονέκτημα για αθλητές υψηλών επιδόσεων.

Τα αποτελέσματά μας θα πρέπει να ιδωθούν μέσα από το πρίσμα των γενικότερων περιορισμών της ανάλυσης βάδισης, παρόλο που η ανάλυση βάδισης είναι μια ευρέως αποδεκτή και αξιόπιστη σύγχρονη μέθοδος συλλογής και επεξεργασίας βιομετρικών αποτελεσμάτων [43]. Συγκεκριμένα ένα γνωστό μειονέκτημά της, σχετίζεται με την κίνηση των δερματικών ανακλαστήρων [31] και την ικανότητά τους να αναπαριστούν τις κινήσεις των οστών. Ωστόσο, στην παρούσα μελέτη μειώσαμε στο ελάχιστο το σφάλμα μέτρησης, βάζοντας τον ίδιο κλινικό εξεταστή να τοποθετήσει τους ανακλαστήρες πάνω στους εξεταζόμενους καθώς και να συλλέξει τα ανθρωπομετρικά δεδομένα. Επιπρόσθετα χρησιμοποιήσαμε στατική βαθμονόμηση (calibration) για να συγχρονίσουμε τις πραγματικές θέσεις των ανακλαστήρων επί του εξεταζόμενου με αυτές που αναγνώριζε το σύστημα με ακρίβεια, και να ορίσουμε την αρχή των αξόνων (0°) στο τρισδιάστατο επίπεδο. Τέλος, εξετάσαμε τόσο το κυρίαρχο όσο και το μη κυρίαρχο πόδι προκειμένου επιβεβαιώσουμε ότι δεν υπήρχαν μεταξύ τους διαφορές ως προς την εξαρτημένη μεταβλητή (εύρος περιστροφής).

Στην έρευνά μας εξετάστηκε η υπόθεση μόνο σε υγιείς αθλητές για να διαπιστωθεί εάν επιβεβαιώνεται ή όχι κάτω από φυσιολογικές συνθήκες χωρίς την επίδραση εξωγενών παραγόντων. Ωστόσο, περαιτέρω έρευνες θα πρέπει να γίνουν προκειμένου να εξεταστεί εάν τα αποτελέσματα αυτά μπορούν να γενικευθούν σε πληθυσμούς με ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) ή με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, να μελετηθεί δηλαδή το πώς ο

προφυλακτικός ή ο επιγονατιδομηριαίος νάρθηκας επηρεάζουν το εύρος περιστροφής της κνήμης και επομένως το κινηματικό μοντέλο γενικότερα, σε ασταθή ή χειρουργημένα γόνατα. Εάν εμφανιστούν περιορισμοί στην περιστροφή της κνήμης σε αυτές τις καταστάσεις, τότε θα μπορούσε να ειπωθεί ότι τα μηχανικά χαρακτηριστικά των νάρθηκων παίζουν σημαντικό ρόλο στην προστασία του γόνατος κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων υψηλής έντασης.

Συμπεράσματα

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

Βιβλιογραφία

1. Cawley PW, France EP, Paulos LE. (1991) The current state of functional knee bracing research. A review of the literature. *Am J Sports Med* 19, 226-33
2. DeVita P, Hunter PB, Skelly WA. (1992) Effects of a functional knee brace on the biomechanics of running. *Med Sci Sports Exercise* 24, 797-806
3. Cook FF, Tibone JE, Redfern FC. (1989) A dynamic analysis of a functional brace for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med* 17, 519-524
4. Vailas JC, Pink M. (1993) Biomechanical effects of functional knee bracing. Practical implications. *Sports Med* 15, 210-8
5. Colville MR, Lee CL, Ciullo JV. (1986) The Lenox Hill brace. An evaluation of effectiveness in treating knee instability. *Am J Sports Med* 14, 257-261
6. Beynnon BD, Pope MH, Wertheimer CM, Johnson RJ, Fleming BC, Nichols CE, Howe JG. (1992) The effect of functional knee-braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *J Bone Joint Surg Am* 74, 1298-1312
7. Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, Pleura GD, Renstrom PA, Nichols CE, Pope MH. (1997) The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and non weightbearing knee. *Am J Sports Med* 25, 353-359
8. Cawley PW, France EP, Paulos LE. (1989) Comparison of rehabilitative knee braces. A biomechanical investigation. *Am J Sports Med* 17, 141-146
9. France EP, Paulos LE. Knee bracing (1994) *J Am Acad Orthop Surg*. 2, 281-287
10. Sakane M, Fox RJ, Woo SL et al. (1997) In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 15, 285-293
11. Paluska SA, McKeag MD. (2000) Knee braces: current evidence and clinical recommendations for their use. *Am Fam Physician*. 61, 411-18

12. Aroll B, Ellis-Pegler E, Edmonds A, Sutcliffe G. (1997) Patellofemoral pain syndrome: a critical review of the clinical trials on nonoperative therapy. *Am J Sports Med.* 25, 207-212
13. Kanamori A, Zeminski J, Rudi TW, Li G, Fu FH, Woo SL. (2002) The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: A biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy* 18, 394-398
14. Wojtys EM, Kothari SU, Huston LJ (1996) Anterior cruciate ligament functional brace in sports. *Am J Sports Med* 24:539-46
15. Beynnon BD, Fleming BC, Churchill DL, Brown D (2003) The effect of anterior cruciate ligament deficiency and functional bracing on translation of the tibia relative to the femur during nonweightbearing and weightbearing. *Am J Sports Med* 31, 99-105
16. Chew KT, Lew HL, Date E, Fredericson M. (2007) Current evidence and clinical applications of therapeutic knee braces. *Am J Phys Med Rehabil.* 86(8), 678-686
17. Wright RW, Fetzner GB. (2007) Bracing after ACL reconstruction. A systematic review. *Clin Orthop Relat Res.* 455, 162-8
18. Kramer JF, Dubowitz T, Fowler P, Schachter C, Birmingham T. (1997) Functional knee braces and dynamic performance: A review. *Clin J Sport Med.* 7(1). 32-9.
19. Teitz CC, Hermanson BK, Kronmal RA, Diehr PH. (1987) Evaluation of the use of braces to prevent injury to the knee in collegiate football players. *J Bone Joint Surg Am.* 69(1), 2-9.
20. Sitler M, Ryan J, Hopkinson W, Wheeler J, Santomier J, Kolb R, Polley D. (1990) The efficacy of a prophylactic knee brace to reduce knee injuries in football. A prospective, randomized study at West Point. *Am J Sports Med.* 18(3), 310-5.
21. Rovere GD, Haupt HA, Yates CS. (1987) Prophylactic knee bracing in college football. *Am J Sports Med.* 15(2), 111-6.

22. Risberg MA, Holm I, Steen H, Eriksson J, Ekeland A. (1999) The effect of knee bracing after anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study with two years follow up. *Am J Sports Med.* 27, 76-83
23. Coughlin L, Oliver J, Berretta G. (1987) Knee bracing and anterolateral rotatory instability. *Am J Sports Med.* 15(2), 161-3
24. France EP, Paulos LE, Jayaraman G, Rosenberg TD. (1987) The biomechanics of lateral knee bracing. Part II: Impact response of the braced knee. *Am J Sports Med.* 15(5), 430-8
25. Wojtys EM, Loubert PV, Samson SY, Viviano DM. (1990) Use of a knee-brace for control of tibial translation and rotation. A comparison, in cadavera, of available models. *J Bone Joint Surg Am* 72, 1323-1329
26. Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, Peura GD, Renstrom PA, Nichols CE, Pope MH. (1997) The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee. *Am J Sports Med.* 25(3), 353-9.
27. Davis R, Ounpuu S, Tyburski D et al. (1991) A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Move Sci.* 10, 575-587
28. James CR, Bates BT, Dufek JS. (2003) Classification and comparison of biomechanical response strategies for accommodating landing impact. *J Appl Biomech.* 19, 106-118
29. Andriacchi TP, Andersson GB, Fernier RW, et al. (1980) A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am.* 62, 749-757
30. Lucchetti L, Cappozzo A, Cappello A, Crose UD. (1998) Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *J Biomech* 31, 977-984
31. Reinschmidt C, Bogert AVD, Nigg B, Lundberg A, Murphy N. (1997) Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech* 30, 729-732

32. Georgoulis AD, Ristanis S, Chouliaras V, Moraiti C, Stergiou N. (2007) Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. *Clin Orthop Relat Res.* 454, 89-94
33. Ristanis S, Giakas G, Papageorgiou CD, Moraiti T, Stergiou N, Georgoulis AD. (2003) The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting and descending stairs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 11, 360-365
34. Ristanis S, Stergiou N, Patras K, Vasiliadis HS, Giakas G, Georgoulis AD. (2005) Excessive tibial rotation during high demanding activities is not restored by ACL reconstruction. *Arthroscopy* 21, 1323-1329
35. Ristanis S, Stergiou N, Patras K, Tsepi E, Moraiti C, Georgoulis AD. (2006) Follow up evaluation 2 years after ACL reconstruction with bone – patellar tendon – bone graft shows that excessive tibial rotation persists *Clin J Sport Med* 16, 111-116
36. Grood ES, Suntay WJ. (1983) A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 105, 136-144
37. Stergiou N, Bates BT, James SL. (1999) Asynchrony between subtalar and knee joint function during running. *Med Sci Sports Exerc.* 31, 1645-1655
38. Theoret D, Lamontagne (2006) M. Study on three-dimensional kinematics and electromyography of ACL deficient knee participants wearing a functional knee brace during running. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 11, 555-563
39. Branch TP (1989) Dynamic EMG analysis of anterior cruciate deficient legs with and without bracing during cutting. *Am J Sports Med* 17, 35–41
40. Perlau R, Frank C, Fick G. (1995) The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population. *Am J Sports Med.* 23, 251-255
41. Knutzen KM, Bates BT, Hamill, J. (1983) Electrogoniometry of Post-Surgical Knee Bracing in Running. *Am. J. Phys. Med.* 62, 172-181

42. Borsa PA, Lephart SM, Fu FH. (1993) Muscular and Functional Performance Characteristics of Individuals Wearing Prophylactic Knee Braces. *J Athl Train.* 28(4), 336-344
43. Chambers HG, Sutherland DH. (2002) A practical guide to gait analysis. *J Am Acad Orthop Surg.* 10, 222–231
44. Georgoulis AD, Papadonikolakis A, Papageorgiou CD, Mitsou A, Stergiou N. (2003) Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate deficient and reconstructed knee during walking. *Am J Sports Med.* 31, 75-79
45. Decker M, Torry M, Nooman T, Riviere A, Sterett W. (2002) Landing adaptations after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 34, 1408-1413
46. McNair P, Marshall R. (1994) Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. *Arch Phys Med Rehabil* 75, 584-589
47. Ramsey DK, Wretenberg PF, Lamontagne M, Németh G. (2003) Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. *Clin Biomech* 18(1), 28-34.

Παραρτήματα

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α

ΚΛΙΜΑΚΑ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ TEGNER

10. Αγωνιστικός αθλητισμός
Ποδόσφαιρο, κορυφαίο επίπεδο

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

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

7. Αγωνιστικός αθλητισμός
Τέννις
Δρομικά αγωνίσματα στίβου
Χάντμπωλ
Μπάσκετ
Μότο-κρος

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

6. Σπορ αναψυχής
Τέννις ή μπάντμιτον
Χάντμπωλ
Μπάσκετ
Σκι κατάβασης
Τροχάδην τουλάχιστον 5 φορές/εβδομάδα

5. Εργασία
Βαριά χειρονακτική (πχ οικοδομική)

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

4. Εργασία
Μέτριας επιβάρυνσης (οδηγός φορτηγού, βαριά οικιακή εργασία)

Σπορ αναψυχής
Ποδηλασία
Σκι αντοχής (langlauf)
Τροχάδην σε ομαλό έδαφος τουλάχιστον δύο φορές την εβδομάδα

3. Εργασία
Ελαφρά χειρονακτική (πχ νοσοκόμος)

Αγωνιστικός και ψυχαγωγικός αθλητισμός
Κολύμβηση
Βάδιση σε ανώμαλο έδαφος – δάσος

2. Εργασία
Πολύ ελαφρά χειρονακτική
Βάδιση σε ανώμαλο έδαφος δυνατή αλλά αδύνατη σε δάσος

1. Εργασία
Καθιστική
Βάδιση σε επίπεδο έδαφος

0. Αναρρωτική άδεια από εργασία ή αναπηρική σύνταξη λόγω προβλημάτων στο γόνατο

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β

Υπόδειγμα συναίνεσης δοκιμαζόμενου σε ερευνητική εργασία

1. Σκοπός της ερευνητικής εργασίας

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι η διερεύνηση του ρόλου των νάρθηκων του γόνατος στην προστασία του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) από τραυματισμό, μέσω περιορισμού της υπερβολικής στρωφής της κνήμης σε αθλητές κατά την εκτέλεση υψηλής έντασης ασκήσεων. Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος (ΠΧΣ) παρέχει σταθερότητα στο γόνατο, αποτρέποντας την πρόσθια ολίσθηση της κνήμης επί του μηρού και περιορίζοντας την υπερβολική περιστροφή της κνήμης. Ωστόσο οι τραυματισμοί του ΠΧΣ είναι συχνοί σε αθλητές αθλημάτων επαφής ή επιτάχυνσης με αποτέλεσμα να προκαλείται αστάθεια στο γόνατο και διαταραχή της φυσιολογικής κίνησης της άρθρωσης. Οι νάρθηκες γόνατος θεωρείται ότι παρέχουν προστασία κατά την εφαρμογή δυνάμεων στο γόνατο. Η αποτελεσματικότητά τους όμως ως μέσο πρόληψης ή μείωσης των τραυματισμών είναι ακόμη υπό αμφισβήτηση. Συγκεκριμένα έχει βρεθεί ότι παρέχουν αποτελεσματική προστασία σε δυνάμεις χαμηλής έντασης όχι όμως και σε δυνάμεις υψηλής έντασης.

2. Διαδικασία μετρήσεων

Θα χρειαστεί να έρθεις στο εργαστήριο μία φορά. Αφού τοποθετηθούν στο σώμα σου 16 ανακλαστήρες, οι οποίοι θα σχηματίζουν το ανθρώπινο κινηματικό μοντέλο σου, θα εκτελέσεις 2 διαφορετικές δοκιμασίες: (1) Θα κατέβεις μια σκάλα αποτελούμενη από 4 σκαλοπάτια και ακολούθως θα στρίψεις συνεχίζοντας το περπάτημα κατά 90 μοίρες. (2) Θα πηδήξεις από πλατφόρμα 40 εκατοστών και κατόπιν θα στρίψεις κατά 90 μοίρες συνεχίζοντας το περπάτημα. Και στις 2 δοκιμασίες θα γίνει καταγραφή του εύρους της κίνησης κατά την περιστροφή της κνήμης σε 3 συνθήκες: (Α) Με τη χρήση προφυλακτικού νάρθηκα (Β) με τη χρήση επιγονατιδομηριαίου νάρθηκα (C) χωρίς νάρθηκα.

3. Κίνδυνοι και ενοχλήσεις

Κατά την διάρκεια εκτέλεσης των δοκιμασιών υπάρχει ένας πολύ μικρός κίνδυνος τραυματισμού κατά το κατέβασμα της σκάλας. Γι' αυτό κατά την εκτέλεση της δοκιμασίας θα παρίσταται κοντά στον εξεταζόμενο, βοηθός που θα προσπαθεί να αποτρέψει με παρατηρήσεις ή και επεμβατικά ενδεχόμενο τραυματισμό. Υπάρχει πρόβλεψη πρώτων βοηθειών και εκπαιδευμένο προσωπικό για κάθε περίπτωση.

4. Προσδοκούμενες ωφέλειες

Τα ευρήματα από την εργασία θα σου δώσουν τη δυνατότητα να καταλάβεις αν η χρήση των νάρθηκων γόνατος θα μειώσει την περιστροφή της κνήμης σου και επομένως την πιθανότητα τραυματισμού κατά τη διάρκεια των αθλητικών δραστηριοτήτων μιας και οι 2 εξεταζόμενες δοκιμασίες προσομοιάζουν αθλητικές ασκήσεις υψηλής έντασης.

5. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων

Η συμμετοχή σου στην έρευνα συνεπάγεται ότι συμφωνείς με τη δημοσίευση των δεδομένων και των αποτελεσμάτων της, με την προϋπόθεση ότι οι πληροφορίες θα είναι ανώνυμες και δε θα αποκαλυφθούν τα ονόματα των συμμετεχόντων. Τα δεδομένα που θα συγκεντρωθούν θα κωδικοποιηθούν με αριθμό, ώστε το όνομα σου δε θα φαίνεται πουθενά.

6. Πληροφορίες

Μη διστάσεις να κάνεις ερωτήσεις γύρω από το σκοπό, τον τρόπο πραγματοποίησης της εργασίας ή τον υπολογισμό της λειτουργικής σου ικανότητας. Αν έχεις κάποιες αμφιβολίες ή ερωτήσεις, ζήτησέ μας να σου δώσουμε πρόσθετες εξηγήσεις.

7. Ελευθερία συναίνεσης

Η άδειά σου να συμμετάσχεις στην εργασία είναι εθελοντική. Είσαι ελεύθερος να μη συναινέσεις ή να διακόψεις τη συμμετοχή σου όποτε επιθυμείς.

Διάβασα το έντυπο αυτό και κατανοώ τις διαδικασίες που θα εκτελέσω. Συναινώ να συμμετέχω στην εργασία.

Ημερομηνία: __/__/__

Ονοματεπώνυμο και
υπογραφή συμμετέχοντος

Υπογραφή ερευνητή

Ονοματεπώνυμο και
υπογραφή παρατηρητή

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ: Βιβλίο Συναντήσεων

Ονοματεπώνυμο φοιτητή: Δημήτριος Π. Γιώτης

Συνάντηση 1^η

Ημερομηνία: 25/05/2010 Ώρα: 17:30 Υπογραφή Επιβλέποντος:

Σκοπός: Παρουσίαση εργασίας – Διόρθωση διατριβής Υπογραφή φοιτητή:

Επόμενοι Στόχοι: Κατάθεση Μεταπτυχιακής Διατριβής

Συνάντηση 2^η

Ημερομηνία: 10/06/2010 Ώρα: 10:00 Υπογραφή Επιβλέποντος:

Σκοπός: Κατάθεση Μεταπτυχιακής Διατριβής Υπογραφή φοιτητή:

Επόμενοι Στόχοι: Παρουσίαση Μεταπτυχιακής Διατριβής