

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗ ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ
ΤΗΣ ΣΤΡΟΦΙΚΗΣ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ
ΜΕΤΑ ΣΥΝΔΕΣΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ
ΜΕ ΤΗΝ ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΗΣ ΔΙΠΛΗΣ ΔΕΣΜΙΔΑΣ

του

Τσαρούχα Αλεξάνδρου

Επιβλέπων Καθηγητής

Γιάκας Ιωάννης

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.

Ιούνιος 2009

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Τρισδιάστατη κινηματική ανάλυση της στροφικής σταθερότητας του γόνατος μετά συνδεσμοπλαστική Προσθίου Χιαστού με την τεχνική της διπλής δεσμίδας.

Εισαγωγή: Η αποκατάσταση της στροφικής σταθερότητας του γόνατος μετά από συνδεσμοπλαστική Προσθίου Χιαστού Συνδέσμου (ΠΧΣ) με την τεχνική της διπλής δεσμίδας έχει μελετηθεί *in vitro*. Ωστόσο, τα μέχρι σήμερα *in vivo* δεδομένα για τη συνδεσμοπλαστική με διπλή δεσμίδα είναι περιορισμένα.

Υπόθεση: Η ανατομική αποκατάσταση των λειτουργικών δεσμίδων του ΠΧΣ οδηγεί σε σημαντική μείωση της στροφικής αστάθειας του γόνατος σε σύγκριση με τη συμβατική μέθοδο. Η έλλειψη εμπιστοσύνης στο πάσχον σκέλος των ασθενών έχει ως αποτέλεσμα τη μειωμένη στροφική ροπή σε σύγκριση με το υγιές.

Υλικό-Μέθοδος: Με τη βοήθεια ενός οπτό-ηλεκτρονικού συστήματος με 8 κάμερες και ενός δυναμοδαπέδου μελετήσαμε 10 ασθενείς που υποβλήθηκαν σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με διπλή δεσμίδα και μόσχευμα ισchioκνημιαίων, 12 ασθενείς με συνδεσμοπλαστική με απλή δεσμίδα, 10 ασθενείς με ανεπάρκεια του ΠΧΣ και 12 φυσιολογικούς ενήλικες ως ομάδα ελέγχου. Όλοι οι εξετασθέντες ήταν άνδρες, χωρίς διαφορές στην ηλικία ή στο δείκτη μάζας σώματος. Η συλλογή κινηματικών και κινητικών δεδομένων έγινε καθώς οι ασθενείς εκτελούσαν μια κίνηση στροφής στο κάθε πόδι. Οι παράγοντες που εξετάστηκαν ήταν το μέγιστο εύρος της έσω-έξω γωνιακής παρεκτόπισης και η μέγιστη στροφική ροπή του γόνατος.

Αποτελέσματα: Δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές στη γωνία στροφικής μετατόπισης μεταξύ των ομάδων της απλής και διπλής δεσμίδας, ούτε μεταξύ

πάσχοντος και υγιούς σκέλους σε κάθε ομάδα. Η στροφική παρεκτόπιση του γόνατος στις ομάδες της απλής και διπλής δεσμίδας ήταν μικρότερη σε σχέση με την ομάδα ελέγχου. Η στροφική ροπή καταγράφηκε μειωμένη στο πάσχον σκέλος όλων των ομάδων ασθενών. Ωστόσο, η στροφική ροπή δε βρέθηκε να επηρεάζει σημαντικά τη γωνία της στροφικής παρεκτόπισης.

Συμπεράσματα: Η τεχνική της διπλής δεσμίδας δεν περιορίζει περισσότερο την στροφική αστάθεια σε σχέση με την απλή δεσμίδα. Η πάσχουσα πλευρά ασθενών με ανεπάρκεια ή συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ εκτίθεται σε μικρότερες τιμές στροφικής ροπής συγκριτικά με την υγιή. Η ανωτερότητα της τεχνικής της διπλής δεσμίδας στην αποκατάσταση της σταθερότητας στο οβελιαίο επίπεδο δεν επιβεβαιώνεται κατά την εξέταση λειτουργικών δοκιμασιών.

Λέξεις κλειδιά: διπλή δεσμίδα, κινηματική ανάλυση, συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ

ABSTRACT

Three-dimensional kinematic analysis of knee rotational stability following double-bundle ACL reconstruction.

Background: The effectiveness of the double-bundle anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction technique in restoring knee rotational stability has been investigated *in vitro*. However, published data regarding the dynamic behavior of the double-bundle ACL reconstructed knee under combined loading *in vivo* are still limited.

Hypotheses: Anatomic restoration of the ACL functional bundles results in significant reduction in transverse plane instability, compared to the conventional single-bundle technique. Patient guarding of the injured side would result in lower rotational moment compared to the intact side.

Materials-Methods: Using an 8-camera optoelectronic system and a force plate, we examined 10 patients with double-bundle ACL reconstruction, 12 patients with single-bundle reconstruction, 10 ACL deficient subjects and 10 healthy control individuals. The four groups did not differ in terms of age, body mass index, duration of follow-up and number of meniscectomies performed. Kinematic and kinetic data were collected from these subjects while performing a pivoting maneuver on each side. Maximum range of motion for internal-external knee rotation and maximum knee rotational moment were examined.

Results: There was no significant difference in rotational displacement either between the four groups or between sides. The mean knee rotation for the single- and the double-bundle groups were lower than the control group. Rotational moment values

were substantially reduced in the affected side of the reconstructed and the ACL deficient groups. However, rotational moment was not found to affect significantly the degree of angular displacement.

Conclusion: Double-bundle reconstruction does not reduce knee rotation further compared to the single-bundle technique. The injured side of ACL deficient or reconstructed individuals is exposed to substantially lower rotational moment compared to the intact side. The superiority of the double-bundle technique in restoring rotational instability should be questioned during functional activity testing.

Key words: double bundle, kinematics, ACL reconstruction.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	3
ABSTRACT	5
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	7
ΛΙΣΤΑ ΠΙΝΑΚΩΝ	9
ΛΙΣΤΑ ΕΙΚΟΝΩΝ	10
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	11
ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ	14
I. Ιστορικά στοιχεία.	15
II. Ανατομία του ΠΧΣ.	16
III. Φυσιολογία - Εμβιομηχανική του ΠΧΣ.	18
IV. Ρήξη – ανεπάρκεια του ΠΧΣ. Φυσική ιστορία της νόσου.	20
V. Χειρουργικές τεχνικές συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ.	22
VI. Εμβιομηχανική της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ με απλή και διπλή δεσμίδα.	24
i. <i>In vitro</i> μελέτες	24
ii. <i>In vivo</i> μελέτες	25
iii. Κλινικές μελέτες	27
ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	28
I. Δείγμα μελέτης.	28
II. Χειρουργικές τεχνικές.	30
III. Πρωτόκολλο εξέτασης.	32
IV. Εξοπλισμός-Συλλογή δεδομένων.	33
V. Στατιστική ανάλυση.	35
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	36
I. Κλινική εξέταση	36

	8
II. Κινηματική και κινητική αξιολόγηση	36
ΣΥΖΗΤΗΣΗ	38
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ	43
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	44
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	53
Παράρτημα 1: Έντυπο συναίνεσης εξεταζόμενου.	54
Παράρτημα 2: Κλίμακα Lyscholm.	55
Παράρτημα 3: Κλίμακα Tegner	56

ΛΙΣΤΑ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1	30
Προφίλ των συμμετεχόντων (μέσες τιμές \pm τυπικές αποκλίσεις)	
Πίνακας 2	38
Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις της γωνίας στροφής και της στροφικής ροπής.	

ΛΙΣΤΑ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1	17
Αποψη των δύο δεσμίδων του ΠΧΣ, της πρόσθιο-εσωτερικής (ΑΜ) και της οπίσθιο-εξωτερικής (ΡΛ).	
Εικόνα 2	18
Σχηματική απεικόνιση των θέσεων έκφυσης των δεσμίδων του ΠΧΣ ή των πιθανών θέσεων διάνοιξης του μηριαίου τούνελ.	
Εικόνα 3	23
Σχηματική απεικόνιση της ενδαρθρικής διαμόρφωσης του μοσχεύματος με τις τεχνικές: (Α) της διπλής και (Β) της απλής δεσμίδας	
Εικόνα 4	33
Αρχική θέση (α) και επαφή του αιρούμενου σκέλους με το έδαφος (β) κατά τη διάρκεια της εξεταζόμενης κίνησης.	
Εικόνα 5	34
Τοποθέτηση των 24 δερματικών ανακλαστήρων.	
Εικόνα 6	37
Τυπική μέτρηση της γωνίας και της ροπής στρέψης στον οβελιαίο άξονα σε έναν ασθενή με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με διπλή δεσμίδα.	

Εισαγωγή

Η χειρουργική αποκατάσταση της ανεπάρκειας του Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου (ΠΧΣ) έχει συγκεντρώσει σημαντικό ενδιαφέρον τα τελευταία χρόνια, κυρίως χάρη στην αυξημένη επίπτωση της ρήξης του συνδέσμου κατά τη διάρκεια της συμμετοχής σε αθλητικές δραστηριότητες (Metzl, 2002). Περίπου 75.000 με 100.000 παρόμοιες επεμβάσεις πραγματοποιούνται κάθε χρόνο μόνο στις Η.Π.Α (Griffin et al., 2000). Μία μεγάλη ποικιλία χειρουργικών επιλογών είναι σήμερα διαθέσιμη σχετικά με το είδος του μοσχεύματος, την τοποθέτηση των οστικών τούνελ, τα συστήματα σκόπευσης και τις μεθόδους καθήλωσης του μοσχεύματος. Η αποκατάσταση της σταθερότητας του γόνατος, η επιστροφή στα προηγούμενα λειτουργικά επίπεδα και η πρόληψη της προοδευτικής εκφύλισης του αρθρικού χόνδρου θεωρούνται τα βασικά κριτήρια ενός επιτυχημένου αποτελέσματος. Ωστόσο μέχρι και σήμερα, παρά την αδιαμφισβήτητη πρόοδο που έχει σημειωθεί, δεν υπάρχει ομοφωνία σχετικά με το ποια είναι η καλύτερη τεχνική συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ.

Ο ΠΧΣ διακρίνεται σε δύο λειτουργικές δεσμίδες: την πρόσθιο-εσωτερική (antero-medial, AM) και την οπίσθιο-εξωτερική (postero-lateral, PL) με διαφορετικά εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά μεταξύ τους. Η συμβατική μέθοδος συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ με απλή δεσμίδα, η οποία επικεντρώνεται κυρίως στην αποκατάσταση της πρόσθιο-εσωτερικής δεσμίδας του συνδέσμου, θεωρείται εδώ και χρόνια η χρυσή λύση στην αποκατάσταση του ΠΧΣ, αφού παρέχει ικανοποιητικά συνολικά αποτελέσματα (Lewis, Parameswaran, Rue, & Bach, 2008). Ωστόσο, ένα αυξημένο ποσοστό υπολειπόμενης στροφικής αστάθειας του γόνατος έχει καταγραφεί τόσο κατά τη διάρκεια εμβιομηχανικών μελετών (Tashman, Collon, Anderson, Kolowich, & Anderst, 2004) όσο και κατά την εκτέλεση κλινικών δοκιμασιών που

εξέτασαν με στατικές δοκιμασίες τη χαλαρότητα του γόνατος (Anderson, Snyder, & Lipscomb, 2001; Eriksson et al., 2001).

Η τεχνική της διπλής δεσμίδας για τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ προτάθηκε σε μία προσπάθεια να αναπαραχθεί η πολύπλοκη γεωμετρία και οι μηχανικές ιδιότητες του συνδέσμου (Mott, 1983). Θεωρείται ότι η αποκατάσταση τόσο της πρόσθιο-εσωτερικής όσο και της οπίσθιο-εξωτερικής δεσμίδας του συνδέσμου συμβάλλει στον καλύτερο έλεγχο της αστάθειας στο προσθοπίσθιο αλλά και στο οβελιαίο επίπεδο (Yagi et al., 2002). Η αποτελεσματικότητα της τεχνικής αυτής στη διόρθωση της στροφικής αστάθειας του γόνατος μελετήθηκε αρχικά στο παρελθόν από *in vitro* μελέτες σε πτωματικά δείγματα, με τη χρήση ρομποτικών εξομοιωτών (Mae et al., 2001). Στη συνέχεια, *in vivo* μελέτες εξέτασαν στατικές κλινικές δοκιμασίες με τη χρήση τρισδιάστατων ηλεκτρομαγνητικών υποδοχέων (Yagi, Kuroda, Nagamune, Yoshiya, & Kurosaka, 2007), ανοικτών μαγνητικών πεδίων (Okazaki et al., 2007) ή ηλεκτρονικών συστημάτων χειρουργικής καθοδήγησης (Ferretti, Monaco, Labianca, Conteduca, & De Carli, 2008; Robinson, Carrat, Granchi, & Colombet, 2007). Αντίθετα, η μελέτη της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς του γόνατος κάτω από συνθήκες δυναμικής φόρτισης έχει μέχρι σήμερα πραγματοποιηθεί μόνο για τις περιπτώσεις της ανεπάρκειας του χιαστού και της συνδεσμοπλαστικής με απλή δεσμίδα (Ristanis et al., 2003; Ristanis et al., 2005). Αντίστοιχες μελέτες, οι οποίες να εξετάζουν την κινηματική συμπεριφορά του γόνατος μετά συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ με την τεχνική της διπλής δεσμίδας, δεν έχουν ως τώρα παρουσιαστεί στη διεθνή βιβλιογραφία.

Κατά τη διάρκεια της φυσικής δραστηριότητας η ενεργοποίηση των μυών, η περιοριστική επίδραση των παθητικών αρθρικών ή περί-αρθρικών δομών και ένας συνδυασμός βαρυντικών δυνάμεων και δυνάμεων αδράνειας ασκούν αθροιστική

επίδραση στη κίνηση της άρθρωσης του γόνατος (Markolf, Bargar, Shoemaker, & Amstutz, 1981). Οι *in vitro* πτωματικές μελέτες ή οι *in vivo* μελέτες που εξετάζουν στατικές κλινικές δοκιμασίες δεν είναι σε θέση να αξιολογήσουν την επίδραση των ποικίλων αυτών παραγόντων στην κινηματική του γόνατος. Το αποτέλεσμα, μάλιστα, των στατικών κλινικών δοκιμασιών έχει βρεθεί ότι εμφανίζει φτωχή συσχέτιση με τους λειτουργικούς δείκτες, όπως οι κλίμακες Lyscholm και Tegner, σε ένα σημαντικό αριθμό σχετικών κλινικών ερευνών (Muneta et al., 2007; Siebold et al., 2008; Snyder-Mackler, Fitzgerald, Bartolozzi, & Ciccotti, 1997). Επιπρόσθετα, η αρχική τοποθέτηση του μοσχεύματος ακολουθείται από μία παρατεταμένη βιολογική διαδικασία ενσωμάτωσής του (Lane, McFadden, Bowden, & Amiel, 1993). Οι ιστολογικές και μηχανικές ιδιότητες του μοσχεύματος μπορεί να μεταβληθούν σημαντικά κατά τη διάρκεια του πρώτου μετεγχειρητικού έτους. Ως αποτέλεσμα, τα δεδομένα από πτωματικές ή διεγχειρητικές *in vivo* μελέτες που επικεντρώνονται στο "σημείο μηδέν" της συνδεσμοπλαστικής μπορεί να απέχουν σημαντικά από την μακροπρόθεσμη λειτουργική συμπεριφορά του συνδέσμου.

Ένας σημαντικός αριθμός μελετών έχει μέχρι σήμερα ανακοινωθεί, οι οποίες εξετάζουν τη στροφική παρεκτόπιση της κνήμης σε ασθενείς με ανεπάρκεια ή με συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ. Παρότι αυτό είναι το τελικό αποτέλεσμα της τυπικής κινηματικής ανάλυσης, υπάρχουν περιορισμένα στοιχεία σχετικά με την πραγματική αιτία της στροφικής παρεκτόπισης: τη στροφική ροπή του γόνατος. Σύμφωνα με τους Νευτώνειους νόμους της κίνησης, κάθε «προσπάθεια» που εφαρμόζεται για να περιστραφεί η άρθρωση του γόνατος παράγει και το ανάλογο αποτέλεσμα, τη γωνιακή παρεκτόπιση του γόνατος. Μπορεί να υποθεθεί ότι άτομα που πάσχουν από ανεπάρκεια του ΠΧΣ ή που έχουν υποβληθεί σε συνδεσμοπλαστική του αποφεύγουν κινήσεις που οδηγούν σε υψηλές στροφικές επιβαρύνσεις του γόνατος, έτσι ώστε να

προστατευτούν από περαιτέρω βλάβη ή υποτροπή. Επομένως, κατά την εξέταση τέτοιων δραστηριοτήτων υψηλής φόρτισης, οι ασθενείς αυτοί πιθανόν να επιλέγουν μια τακτική που να περιορίζει τη φόρτιση του πάσχοντος γόνατος.

Σκοπός της μελέτης

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι να εξετάσει τις διαφορές στη στροφική σταθερότητα του γόνατος μετά συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ μεταξύ των τεχνικών της απλής και της διπλής δεσμίδας, υπό δυναμικές συνθήκες. Για το σκοπό αυτό, επιλέχθηκε μία κίνηση στροφής στο ένα πόδι, η οποία είναι μια συνηθισμένη κίνηση, ώστε να ασκηθεί μια υψηλή στροφική επιβάρυνση στην άρθρωση του γόνατος.

Ερευνητικές υποθέσεις

Η βασική μας υπόθεση ήταν ότι η τεχνική της διπλής δεσμίδας θα παρείχε μικρότερες τιμές στροφικής (γωνιακής) παρεκτόπισης σε σύγκριση με τη συμβατική τεχνική συνδεσμοπλαστικής. Υποθέσαμε επίσης ότι η πάσχουσα πλευρά θα δεχόταν μικρότερες τιμές στροφικής ροπής συγκριτικά με την υγιή, λόγω της δράσης ενός ακούσιου προστατευτικού μηχανισμού.

Ανασκόπηση της βιβλιογραφίας

Η έρευνα σχετικά με τη λειτουργία και την αποκατάσταση της ρήξης του ΠΧΣ είναι διαρκής και συνεχίζεται στις μέρες μας με ιδιαίτερη ένταση τόσο στον τομέα της βασικής έρευνας όσο και στο κλινικό επίπεδο. Είναι ενδεικτικό του ενδιαφέροντος και της σημασίας που αποδίδεται στο συγκεκριμένο θέμα ότι μια αναζήτηση στη διεθνή βιβλιογραφία το 2009 μέσω της ηλεκτρονικής βιβλιοθήκης Pub Med, με βάση τις λέξεις κλειδιά “anterior cruciate ligament”, απέδωσε συνολικά 9072 αποτελέσματα.

I. Ιστορικά στοιχεία.

Παρότι οι πρώτες περιγραφές του ΠΧΣ προέρχονται από Αιγυπτιακούς παπύρους που χρονολογούνται από το 3000π.Χ. περίπου και η πρώτη περιγραφή κάκωσης του συνδέσμου έχει καταγραφεί ήδη από τον Ιπποκράτη (460-370π.Χ.), η σημερινή ονομασία του συνδέσμου αποδίδεται στον Κλαύδιο Γαληνό από την Πέργαμο (129-199μ.Χ.). Η αρχή της χειρουργικής αποκατάστασης του ΠΧΣ χρονολογείται το 1898, όταν πρώτος ο Battle συνέραψε έναν ρηχθέντα ΠΧΣ. Η αποκατάσταση του συνδέσμου με αυτόλογο τενόντιο μόσχευμα αναπτύχθηκε αρχικά από τον Nicoletti το 1913 σε πτωματικά δείγματα και πραγματοποιήθηκε για πρώτη φορά σε άνθρωπο από τον Ρώσο χειρουργό Grekow το 1914. Το 1981 ο Dandy (1981) ανακοίνωσε την πρώτη περίπτωση αρθροσκοπικής συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ, που σηματοδότησε τη μετάβαση από την ανοικτή χειρουργική μέθοδο αποκατάστασης στη λιγότερο επεμβατική αρθροσκοπική τεχνική.

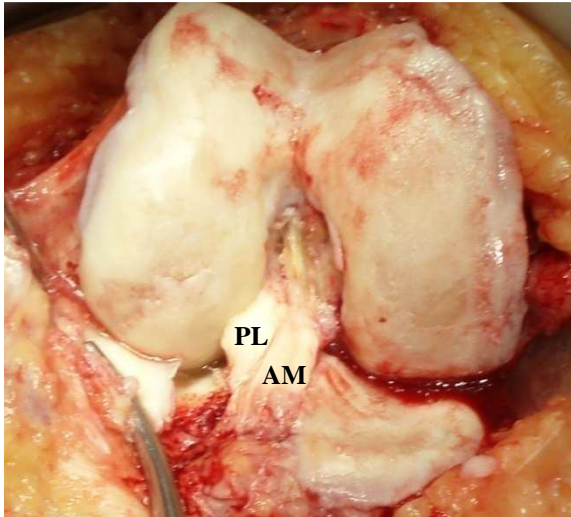
Η πρώτη ανατομική περιγραφή της δομής των δύο δεσμίδων του ΠΧΣ έγινε ήδη στα τέλη της δεκαετίας του 1930 από τον Palmer. Ωστόσο, οι αρχικές αναφορές της συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ με την τεχνική της διπλής δεσμίδας καταγράφηκαν στη δεκαετία του 1980. Ο Mott (1983) υπήρξε ο πρώτος που περιέγραψε την τεχνική της αποκατάστασης του συνδέσμου με τη διάνοιξη δύο ξεχωριστών κνημιαίων και μηριαίων τούνελ. Λίγο αργότερα, ο Zaricznj (1987) περιέγραψε μια αντίστοιχη τεχνική με τη διάνοιξη όμως ενός μηριαίου και δύο κνημιαίων τούνελ. Έκτοτε, η εφαρμογή της συγκεκριμένης τεχνικής έχει γενικευτεί, ενώ συνεχίζεται η αξιολόγησή της με πλήθος εμβιομηχανικών και κλινικών μελετών

II. Ανατομία του ΠΧΣ.

Ο Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος αποτελείται από πυκνό συνδετικό ιστό που περιλαμβάνει κυρίως ίνες κολλαγόνου τύπου I και λιγότερο τύπου III. Περιβάλλεται από τη θυλακική μεμβράνη, πράγμα που τοποθετεί τον σύνδεσμο εξ' ορισμού σε μία ενδοαρθρική μεν αλλά έξω-θυλακική θέση (Dienst, Burks, & Greis, 2002). Ο σύνδεσμος εκφύεται από μία ελλειπτικού σχήματος περιοχή στην έσω επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου, ακολουθεί λοξή πορεία προς τα κάτω, έσω και εμπρός και καταφύεται μεταξύ του έσω και έξω κνημιαίου επάρματος.

Η διάμετρος του ΠΧΣ κυμαίνεται από 7 έως 12χιλ (Amis & Dawkins, 1991; Kennedy, Weinberg, & Wilson, 1974). Ωστόσο, η επιφάνεια της κνημιαίας και μηριαίας πρόσφυσης του ΠΧΣ (113-136χιλ²) είναι περίπου 3 με 3.5 φορές ευρύτερη από την επιφάνεια διατομής του συνδέσμου στη μεσότητά του (36-44 χιλ²) (Harner et al., 1999). Η συγκεκριμένη διαμόρφωση του σχήματος του ΠΧΣ, με τη μορφή άγκυρας, θεωρείται ότι εξυπηρετεί την ελαχιστοποίηση των πιέσεων στην επιφάνεια πρόσφυσης του συνδέσμου. Το όριο θραύσης του συνδέσμου έχει υπολογιστεί στα 2.160N, η ακαμψία του στα 242N/χιλ ενώ η ελαστικότητά του πριν τη ρήξη στο 20% περίπου (Noyes, Butler, Grood, Zernicke, & Hefzy, 1984; Woo, Hollis, Adams, Lyon, & Takai, 1991). Οι δυνάμεις που αναπτύσσονται στο εσωτερικό του ΠΧΣ κυμαίνονται από 100N κατά την παθητική έκταση του γόνατος και 400N στη βάδιση μέχρι και 1700N σε κινήσεις επιτάχυνσης – επιβράδυνσης ή αλλαγής κατεύθυνσης (Butler, Grood, Noyes, & Sodd, 1985). Γενικά, ο ΠΧΣ υπόκειται σε δυνάμεις που υπερβαίνουν το όριο της ρήξης του μόνο μετά από κινήσεις που ξεπερνούν τα φυσιολογικά πρότυπα φόρτισης του γόνατος.

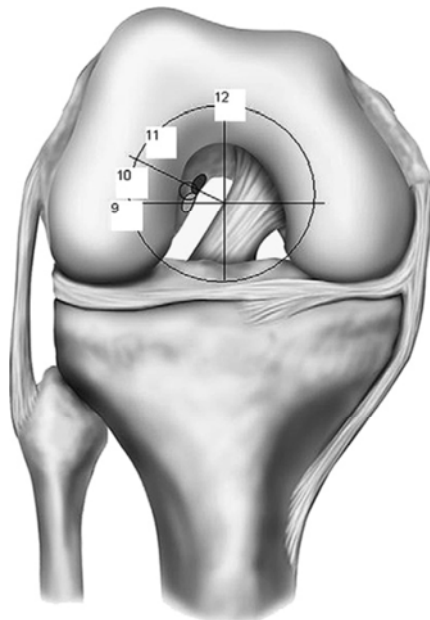
Έχει διαπιστωθεί ότι ο ΠΧΣ αποτελείται από δύο διακριτές και λειτουργικά ανεξάρτητες δεσμίδες, την πρόσθιο-εσωτερική (antero-medial, AM) και την οπίσθιο-εξωτερική (postero-lateral, PL) δεσμίδα (Εικόνα 1).



Εικόνα 1: Άποψη των δύο δεσμίδων του ΠΧΣ, της πρόσθιο-εσωτερικής (AM) και της οπίσθιο-εξωτερικής (PL). (Από το υλικό της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Γ.Ν. Νάουσας)

Η ονομασία της κάθε δεσμίδας επιλέχθηκε με βάση τη θέση που καταλαμβάνουν στο συνολικό ίχνος της κατάφυσης του συνδέσμου στην κνήμη. Στο μηριαίο, η AM δεσμίδα εκφύεται κεντρικότερα και πιο πίσω από την PL δεσμίδα. Το ακριβές σημείο της έκφυσης των δύο δεσμίδων από το μηριαίο δεν έχει επακριβώς διευκρινιστεί. Στην πλειοψηφία των μελετών η έκφυση της AM δεσμίδας τοποθετείται στην ώρα 11 (για το δεξί πόδι) και της PL στην ώρα 10 (Εικόνα 2). Άλλες μελέτες, ωστόσο, προσδιορίζουν το σημείο έκφυσης της PL πιο κοντά στην ώρα 9 (Petersen & Zantop, 2007). Συνολικά, στις δύο δεσμίδες αντιστοιχεί ίσο περίπου ποσοστό της κνημιαίας και της μηριαίας πρόσφυσης του συνδέσμου. Η ύπαρξη των δύο δεσμίδων του ΠΧΣ έχει καταγραφεί σε εμβρυολογικές και πτωματικές μελέτες (Girgis, Marshall, & Monajem, 1975; Steckel, Starman et al., 2007). Ωστόσο, τα αποτελέσματα αυτά δεν έχουν επιβεβαιωθεί από όλους τους ερευνητές. Οι Odensten και Gillquist (1985) εξέτασαν ιστολογικά τον ΠΧΣ και δεν διαπίστωσαν αποδείξεις της παρουσίας των δύο δεσμίδων. Παρόμοια, σε μία πτωματική μελέτη, ο Ito και οι συνεργάτες του

(2005) ανέφεραν τη μακροσκοπική παρουσία των δύο δεσμίδων μόνο στο 55% των εξετασθέντων δειγμάτων. Επιπρόσθετα, άλλες μελέτες έχουν καταγράψει την ύπαρξη της πιο αμφιλεγόμενης και λιγότερο κατανοητής ενδιάμεσης δεσμίδας (Amis & Dawkins, 1991). Αν και δεν υπάρχει συμφωνία σχετικά με την ανατομική διάκριση του ΠΧΣ, η γενικότερη τάση συγκλίνει στο ότι ο ΠΧΣ αποτελείται από δύο διακριτές λειτουργικές δεσμίδες οι οποίες παρουσιάζουν διαφορετική τάση των ινών τους στις διάφορες γωνίες κάμψης του γόνατος. Παρά το γεγονός ότι η διάκριση του ΠΧΣ σε δύο ανεξάρτητες δεσμίδες μοιάζει ως υπεραπλούστευση, η περιγραφή αυτή έχει γίνει πλέον ευρέως γνωστή στη βάση της κατανόησης της φυσιολογίας του συνδέσμου.



Εικόνα 2: Σχηματική απεικόνιση των θέσεων έκφυσης των δεσμίδων του ΠΧΣ ή των πιθανών θέσεων διάνοιξης του μηριαίου τούνελ. Η θέση αυτή περιγράφεται με βάση τη θέση των δεικτών του ρολογιού για το δεξί και το αριστερό γόνατο (Από Busam ML και συν, Clinics in Sports Med 2007).

III. Φυσιολογία - Εμβιομηχανική του ΠΧΣ.

Λόγω της ανατομικής του θέσης και του προσανατολισμού του ο ΠΧΣ αποτελεί τον κύριο παράγοντα που περιορίζει την πρόσθια ολίσθηση της κνήμης ενώ εμποδίζει

δευτερογενώς και την έσω στροφή του γόνατος (Dienst et al., 2002; Fleming et al., 2001). Το γεγονός ότι οι ίνες του ΠΧΣ εμφανίζονται ήδη από την 8^η εβδομάδα της εμβρυικής ανάπτυξης (Petersen & Tillmann, 2002) υποδηλώνει τη σημασία του σταθεροποιητικού ρόλου του συνδέσμου στην άρθρωση του γόνατος. Επιπρόσθετα στον μηχανικό του ρόλο, ο ΠΧΣ συμβάλλει και στην ιδιοδεκτικότητα του γόνατος, όπως αποδεικνύεται από την παρουσία μηχανό-υποδοχέων πάνω σε αυτόν (Ingersoll, Grindstaff, Pietrosimone, & Hart, 2008).

Έχει αποδειχθεί από εμβιομηχανικές μελέτες ότι οι ίνες των δύο δεσμίδων του ΠΧΣ δεν μεταβάλλουν το μήκος τους ισομετρικά σε όλο το εύρος της κάμψης-έκτασης του γόνατος (Kurosawa, Yamakoshi, Yasuda, & Sasaki, 1991). Στην κάμψη η AM δεσμίδα βρίσκεται σε τάση και η PL χαλαρώνει ενώ το αντίστροφο συμβαίνει όσο το γόνατο πλησιάζει σε θέση έκτασης (Furia, Lintner, Saiz, Kohl, & Noble, 1997). Πτωματικές μελέτες έχουν αποδείξει ότι και οι δύο δεσμίδες εμφανίζουν τη μεγαλύτερή τους βράχυνση στις 30° κάμψης του γόνατος. Από τη θέση αυτή, αυξάνοντας την κάμψη η AM δεσμίδα επιμηκύνεται ενώ το μήκος της PL πρακτικά παραμένει σταθερό (Kurosawa και συν, 1991).

Όταν η άρθρωση του γόνατος υποβάλλεται σε προσθιοπίσθιες ή συνδυασμένες στροφικές επιβαρύνσεις οι δύο δεσμίδες του ΠΧΣ συμπεριφέρονται διαφορετικά. Ο Sakane και οι συνεργάτες του (1997) μελέτησαν σε πτωματικά δείγματα με τη βοήθεια ρομποτικών εξομοιωτών το μέγεθος των *in situ* δυνάμεων που αναπτύσσονται στις δύο δεσμίδες του ΠΧΣ ως αντίδραση στην πρόσθια επιβάρυνση του γόνατος και σε διαφορετικές γωνίες κάμψης. Οι υψηλότερες δυνάμεις για την PL δεσμίδα παρατηρήθηκαν μεταξύ 0 και 45° κάμψης με το μέγιστο των δυνάμεων να καταγράφεται στις 15°. Μεταξύ 0 και 15° κάμψης του γόνατος οι δυνάμεις που αναπτύχθηκαν στην PL δεσμίδα ήταν σημαντικά υψηλότερες σε σύγκριση με την AM

δεσμίδα. Αντίθετα, οι *in situ* δυνάμεις στην AM δεσμίδα ήταν σχετικά σταθερές σε όλο το εύρος της κάμψης-έκτασης του γόνατος. Η κατανομή των ίδιων δυνάμεων μελετήθηκε από τους Gabriel, Wong, Woo, Yagi, και Debski (2004) σε σχέση και με συνδυασμένες στροφικές επιβαρύνσεις. Εφαρμόζοντας μια επιβάρυνση 10Nm ροπής βλαισότητας και 5Nm έσω στροφής, κατέγραψαν υψηλότερες τιμές δύναμης στην PL στις 15° και σχετικά χαμηλότερες στις 30° κάμψης. Συμπέραναν ότι ο ρόλος της PL δεσμίδας είναι ιδιαίτερα σημαντικός κατά τη διάρκεια συνδυασμένων φορτίων και κυρίως όταν η άρθρωση βρίσκεται κοντά σε θέση έκτασης. Σε μια παρόμοια πτωματική μελέτη (Zantop, Herbort, Raschke, Fu, & Petersen, 2007), διαπιστώθηκε ότι η μεμονωμένη διατομή της PL δεσμίδας έχει ως αποτέλεσμα σημαντική αύξηση της συνδυασμένης στροφής της κνήμης στις 0 και 30° κάμψης σε σχέση τόσο με τον ακέραιο σύνδεσμο όσο και με τη διατομή της AM δεσμίδας.

Συνολικά, οι μελέτες πάνω στη μεταβολή του μήκους και των δυνάμεων που ασκούνται στις δύο δεσμίδες του ΠΧΣ ανάλογα με τη γωνία κάμψης του γόνατος κατέδειξαν τη σημασία και των δύο δεσμίδων στη σταθερότητα της άρθρωσης. Εναντία σε προσθιοπίσθιες επιβαρύνσεις, η AM δεσμίδα σταθεροποιεί το γόνατο όταν αυτό βρίσκεται σε θέση κάμψης ενώ η PL δεσμίδα δρα σταθεροποιητικά σε έκταση. Και οι δύο δεσμίδες συμβάλλουν σημαντικά στη σταθερότητα του γόνατος όταν αυτό υποβάλλεται σε συνδυασμένες στροφικές επιβαρύνσεις.

IV. Ρήξη – ανεπάρκεια του ΠΧΣ. Φυσική ιστορία της νόσου.

Ο μηχανισμός της ρήξης του ΠΧΣ περιλαμβάνει κακώσεις με ή χωρίς σωματική επαφή. Τυπικά, οι κακώσεις χωρίς σωματική επαφή επέρχονται μετά από μια απότομη κίνηση επιβράδυνσης με αλλαγή κατεύθυνσης. Ένας ακουστός ή αισθητός "ήχος" συνοδεύει την κάκωση, η οποία συνήθως καταλήγει σε πτώση στο έδαφος. Η

συνέχιση της προηγούμενης δραστηριότητας ή συχνά, ακόμη και η βάδιση είναι αδύνατες. Αίμαρθρο του γόνατος αναπτύσσεται σε διάστημα λίγων ωρών.

Η κλινική εξέταση του γόνατος σε μια κάκωση του ΠΧΣ είναι ευκολότερη πριν από την ανάπτυξη του αιμάρθρου ή μετά από την αποδρομή της οξείας φάσης των συμπτωμάτων. Οι κύριες κλινικές δοκιμασίες που εξετάζουν την ακεραιότητα του ΠΧΣ είναι οι εξής:

- i. Η *πρόσθια συρταροειδής* δοκιμασία. Πραγματοποιείται με το γόνατο σε κάμψη 90°. Βασίζεται στην εφαρμογή μιας πρόσθιας έλξης στην κνήμη με τον άκρο πόδα σταθεροποιημένο και αξιολογείται συγκριτικά με το άλλο σκέλος.
- ii. Η δοκιμασία *Lachman*. Εκτελείται με παρόμοιο τρόπο αλλά με το γόνατο σε κάμψη 15 με 20°. Αξιολογείται αντίστοιχα.
- iii. Η δοκιμασία *pivot shift*. Βασίζεται σε ένα φαινόμενο σχετικού υπεξαρθρήματος και ανάταξης της κνήμης στο γόνατο με ανεπάρκεια του ΠΧΣ μετά την εφαρμογή μιας δύναμης αξονικής συμπίεσης και βλαισότητας στην κνήμη (Bach, Warren, & Wickiewicz, 1988). Είναι η κατεξοχήν δοκιμασία που αναδεικνύει τη στροφική αστάθεια που συνοδεύει την ανεπάρκεια του ΠΧΣ.

Οι ίδιες κλινικές δοκιμασίες χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση μετεγχειρητικά του αποτελέσματος της συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ. Στην κλινική εκτίμηση περιπτώσεων με υποπτευόμενη ρήξη του ΠΧΣ συμβάλλει και η χρήση της μαγνητικής τομογραφίας, με αναφερόμενη ακρίβεια που ποικίλλει από 70% έως και 100% (Klass, Toms, Greenwood, & Hopgood, 2007).

Την τελευταία δεκαετία οι προοπτικές για τη θεραπεία της ρήξης του ΠΧΣ αλλά και οι ενδείξεις της χειρουργικής της αποκατάστασης έχουν μεταβληθεί σημαντικά. Αντιπαράθεση εξακολουθεί να υπάρχει σχετικά με τη φυσική εξέλιξη της νόσου (Daniel και συν, 1994). Ωστόσο, έχει σήμερα επαρκώς τεκμηριωθεί ότι ένα άτομο με

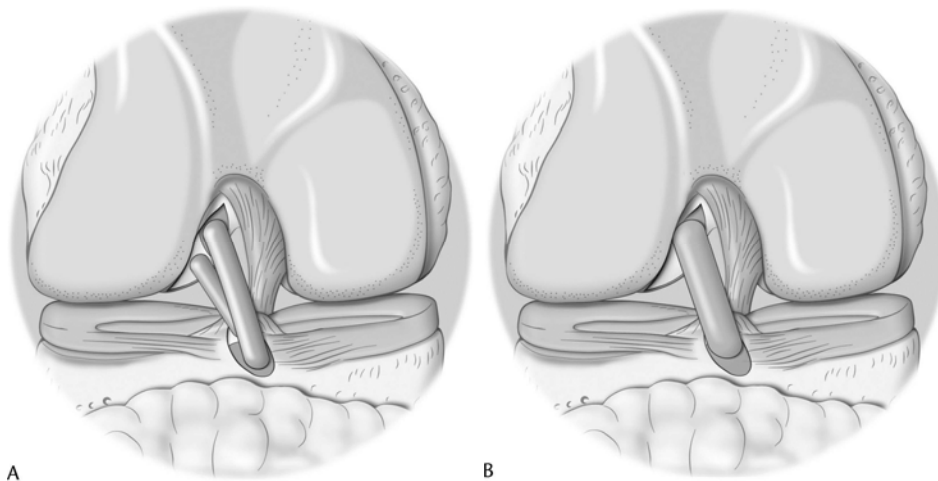
χρόνια ανεπάρκεια του ΠΧΣ που επιστρέφει σε αθλητικές δραστηριότητες και έχει υποτροπιάζοντα επεισόδια αστάθειας, θα υποστεί πιθανότατα, εάν δεν αντιμετωπιστεί επεμβατικά, δευτερογενείς ρήξεις μηνίσκου ή και οστεοχόνδρινες βλάβες. Οι βλάβες αυτές τελικά θα τον οδηγήσουν στην ανάπτυξη οστεοαρθρίτιδας του γόνατος (Mizuta και συν, 1995). Παρόλα αυτά, οι ενδείξεις της χειρουργικής αποκατάστασης του ΠΧΣ δεν είναι απόλυτες. Γενικά, οι ενδείξεις αυτές σήμερα βασίζονται για τις οξείες ρήξεις στις λειτουργικές απαιτήσεις του τρόπου ζωής του ασθενούς, ενώ για τη χρόνια ανεπάρκεια του συνδέσμου στα υποτροπιάζοντα επεισόδια αστάθειας.

V. Χειρουργικές τεχνικές συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ.

Οι επιλογές για τη χειρουργική αποκατάσταση του ΠΧΣ έχουν εξελιχθεί σημαντικά και έχουν πολλαπλασιαστεί τα τελευταία χρόνια. Σε σχέση με τις αρθροσκοπικές τεχνικές που επεκράτησαν τα τελευταία χρόνια, διαφορετικές επιλογές έχουν προταθεί για το είδος του μοσχεύματος, την τεχνική και τα υλικά καθήλωσής του, τον τρόπο διάνοιξης των οστικών τούνελ κ.α. Η εφαρμογή μιας συγκεκριμένης τεχνικής βασίζεται στα συγκεκριμένα πλεονεκτήματά της και στις απαιτήσεις του κάθε ασθενούς και προϋποθέτει προφανώς την εξοικείωση του χειρουργού με αυτές (Kurosaka, Yoshiya, & Andrish, 1987). Η αναλυτική παρουσίαση των τεχνικών αυτών εκφεύγει από τους σκοπούς της παρούσας μελέτης. Αναφορικά με το χρησιμοποιούμενο μόσχευμα, η παραδοσιακή τεχνική συνδεσμοπλαστικής (απλής δεσμίδας) προβλέπει τη διαμόρφωση ενός ενιαίου μοσχεύματος που διεκβάλλεται μέσα από αντίστοιχα ένα μηριαίο και ένα κνημιαίο οστικό τούνελ, τα οποία διανοίγονται εντός του ίχνους του αρχικού συνδέσμου (Εικόνα 2). Ο ιδανικός προσανατολισμός του μοσχεύματος σε σχέση τόσο με το

προσθοπίσθιο άξονα αλλά και στο οβελιαίο επίπεδο αποτελεί ακόμη και σήμερα πεδίο έρευνας και αντιπαράθεσης.

Η τεχνική της διπλής δεσμίδας αποτελεί μια μετεξέλιξη της συμβατικής τεχνικής με σκοπό την ανατομική ανακατασκευή του συνδέσμου και την επίτευξη καλύτερης εμβιομηχανικής συμπεριφοράς. Συνολικά, δύο μηριαία και δύο κνημιαία οστικά τούνελ διανοίγονται για τη διέλευση των δύο ξεχωριστών δεσμίδων. Και άλλες διαμορφώσεις έχουν κατά καιρούς προταθεί, όπως η διάνοιξη ενός κνημιαίου και δύο μηριαίων τούνελ (Ahn & Lee, 2007) ή και αντίστροφα (Pederzini, Adriani, Botticella, & Tosi, 2000). Η τεχνική, ωστόσο, των τεσσάρων διακριτών τούνελ έχει αποδειχθεί εμβιομηχανικά καλύτερη (Petersen και συν, 2007). Τα ανατομικά σημεία πρόσφυσης των δεσμίδων του αρχικού συνδέσμου χρησιμοποιούνται ως οδηγός για την τοποθέτηση και των δεσμίδων του μοσχεύματος (Εικόνα 3). Μια αναλυτικότερη περιγραφή των τεχνικών που εφαρμόστηκαν στους χειρουργηθέντες ασθενείς της μελέτης θα ακολουθήσει στην ενότητα της Μεθοδολογίας της μελέτης.



Εικόνα 3: Σχηματική απεικόνιση της ενδαρθρικής διαμόρφωσης του μοσχεύματος με τις τεχνικές: (A) της διπλής και (B) της απλής δεσμίδας (Από Yagi και συν, CORR Ιανουάριος 2007).

VI. Εμβιομηχανική της συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ με απλή και διπλή δεσμίδα.

Τα ερωτήματα σχετικά με την ικανότητα της συμβατικής συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ με απλή δεσμίδα να αποκαταστήσει την κινηματική του φυσιολογικού γόνατος ή σχετικά με την πιθανή ανωτερότητα της τεχνικής της διπλής δεσμίδας έχουν μελετηθεί εκτενώς, χωρίς ωστόσο να απαντηθούν με σαφήνεια. Τα αποτελέσματα *in vitro* και *in vivo* εμβιομηχανικών μελετών παρουσιάζονται αντικρουόμενα. Πρόσφατα, συγκριτικές μελέτες με βραχυπρόθεσμα κλινικά αποτελέσματα για την τεχνική της διπλής δεσμίδας προστέθηκαν στη σχετική βιβλιογραφία, χωρίς όμως και αυτές να καταλήγουν σε συμφωνία σχετικά με την καλύτερη τεχνική συνδεσμοπλαστικής (Meredick, Vance, Appleby, & Lubowitz, 2008).

i. *In vitro* εμβιομηχανικές μελέτες.

Η εισαγωγή νεώτερων τεχνικών εμβιομηχανικής έρευνας έδωσε την ευκαιρία καλύτερης μελέτης και κατανόησης της κινηματικής του γόνατος μετά συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ. Η χρήση ρομποτικών εξομοιωτών επέτρεψε την εμβιομηχανική μελέτη σε πτωματικά δείγματα με πολλαπλούς βαθμούς ελευθερίας. Τα συστήματα αυτά έδωσαν επιπλέον τη δυνατότητα του προσδιορισμού των *in situ* δυνάμεων που αναπτύσσονται στον αέριο αλλά και στον ανακατασκευασμένο σύνδεσμο. Σε μία τέτοια μελέτη, ο Woo και οι συνεργάτες του (2002) διαπίστωσαν ότι οι συμβατικές συνδεσμοπλαστικές με μόσχευμα επιγονατιδικού ή και ισχιοκνημιαίων τενόντων ήταν αποτελεσματικές στην αποκατάσταση της προσθοπίσθιας σταθερότητας της κνήμης. Αντίθετα, απέναντι σε συνδυασμένες στροφικές επιβαρύνσεις τα δύο μοσχεύματα δεν ήταν το ίδιο αποτελεσματικά ενώ και οι *in situ* δυνάμεις που καταγράφηκαν ήταν σαφώς μικρότερες σε σχέση με το φυσιολογικό σύνδεσμο. Αντίστοιχα, ο Yagi και οι συνεργάτες του (2002) διαπίστωσαν σε συνδεσμοπλαστική με απλή δεσμίδα ισχιοκνημιαίων τενόντων ότι οι

in situ δυνάμεις μετά από στροφικές επιβαρύνσεις ανέρχονταν στο $66\% \pm 40\%$ του ακεραίου συνδέσμου ενώ στη διπλή δεσμίδα στο $91\% \pm 35\%$. Τα ευρήματα αυτά τους οδήγησαν στο συμπέρασμα ότι η ανατομική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ παράγει καλύτερα εμβιομηχανικά αποτελέσματα, ιδιαίτερα υπό στροφικά φορτία.

Ωστόσο, αντίθετα αποτελέσματα έχουν υποστηριχθεί από άλλους ερευνητές. Σε μια πρόσφατη μελέτη σε πτωματικά δείγματα, (Markolf, Park, Jackson, & McAllister, 2008) εξετάστηκε η κινηματική του γόνατος και οι δυνάμεις που αναπτύσσονται μετά από συμβατική συνδεσμοπλαστική καθώς και μετά από διαφορετικά πρωτόκολλα συνδεσμοπλαστικής με διπλή δεσμίδα. Διαπιστώθηκε ότι η τεχνική της απλής δεσμίδας επαρκεί για να αποκαταστήσει την κινηματική του γόνατος κατά τα διάρκεια μιας προσομοιωμένης δοκιμασίας pivot shift. Αντίθετα, διαπιστώθηκε ότι σε ορισμένες περιπτώσεις η τεχνική της διπλής δεσμίδας παράγαγε υψηλότερες δυνάμεις στο μόσχευμα σε σχέση με τον ακέραιο σύνδεσμο. Το εύρημα αυτό υποδηλώνει μια υπερδιόρθωση σε σχέση με τα φυσιολογικά επίπεδα που σύμφωνα με τους συγγραφείς μπορεί να έχει και κλινικές συνέπειες.

ii. In vivo εμβιομηχανικές μελέτες.

Το αυξημένο ενδιαφέρον σχετικά με τις τεχνικές συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ οδήγησε στην ανάγκη επιβεβαίωσης των ευρημάτων των *in vitro* μελετών και σε *in vivo* συνθήκες. Η πλειοψηφία των σχετικών μελετών βασίστηκε στην αξιολόγηση κλινικών δοκιμασιών, όπως η συρταροειδής και το pivot shift τεστ, με τη χρήση ηλεκτρονικών κυρίως συστημάτων που επιτρέπουν την ποσοτικοποίηση των αποτελεσμάτων. Με τη βοήθεια τρισδιάστατων ηλεκτρομαγνητικών υποδοχέων, ο Yagi και οι συνεργάτες του (2007) κατέγραψαν βελτιωμένα αποτελέσματα στον έλεγχο της σύνθετης αστάθειας του γόνατος σε ασθενείς στους οποίους εφαρμόστηκε η τεχνική της διπλής δεσμίδας. Σε μια διεγχειρητική μελέτη με τη βοήθεια

ηλεκτρονικού συστήματος καθοδήγησης (Robinson et al., 2007) διαπιστώθηκε ότι η προσθήκη της PL δεσμίδας στην αρχικά τοποθετημένη AM συμβάλλει σημαντικά στον καλύτερο έλεγχο τόσο της προσθοπίσθιας αστάθειας σε θέσεις κοντά στην έκταση όσο και της στροφικής αστάθειας κατά τη δοκιμασία *pinot shift*. Ωστόσο, χρησιμοποιώντας ένα αντίστοιχο σύστημα ανάλυσης, ο Ferretti και οι συνεργάτες του (2008) δεν επιβεβαίωσαν τα προηγούμενα αποτελέσματα, καθώς δεν κατέγραψαν σημαντικές διαφορές ούτε στην έσω-έξω στροφή ούτε στην προσθοπίσθια μετατόπιση της κνήμης μετά τη προσθήκη της PL δεσμίδας.

Οι μελέτες με τη χρήση συστημάτων τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης χρησιμοποιήθηκαν για να προσδιορίσουν *in vivo* τα κινηματικά δεδομένα του γόνατος μετά συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ υπό ρεαλιστικότερες συνθήκες δυναμικής φόρτισης. Στις αρχές της δεκαετίας, μελέτες με τη χρήση ενός οπτό-ηλεκτρονικού συστήματος ανάλυσης βάδισης (Georgoulis, Papadonikolakis, Papageorgiou, Mitsou, & Stergiou, 2003, Ristanis και συν, 2003, Ristanis και συν, 2005) απέδειξαν ότι η συμβατική συνδεσμοπλαστική με απλή δεσμίδα δεν αποκαθιστά πλήρως την στροφική σταθερότητα του γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων όπως κατά την απότομη αλλαγή κατεύθυνσης μετά την κάθοδο σκάλας ή μετά από άλμα. Πρόσφατα, μια τρισδιάστατη ράδιο-στερεομετρική συσκευή χρησιμοποιήθηκε για να μελετηθεί *in vivo* η κινηματική του γόνατος μετά συμβατική συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε κατηφορικό έδαφος. Καταγράφηκαν μη φυσιολογικές τιμές για την έξω στροφή και την απαγωγή του γόνατος, χωρίς όμως στατιστικά σημαντικές διαφορές (Tashman και συν, 2004; Tashman, Kolowich, Collon, Anderson, & Anderst, 2007). Ωστόσο, όπως αναφέρθηκε, οι σχετικές μελέτες που έχουν παρουσιαστεί μέχρι σήμερα εξετάζουν μόνο τις περιπτώσεις της ανεπάρκειας του ΠΧΣ και της συμβατικής

συνδεσμοπλαστικής με απλή δεσμίδα. Μέχρι στιγμής δεν έχουν ανακοινωθεί ανάλογες μελέτες που να εξετάζουν κινηματικά και κινητικά τη συμπεριφορά του γόνατος μετά συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με την τεχνική της διπλής δεσμίδας.

iii. Κλινικές μελέτες.

Οι κλινικές μελέτες που έχουν ανακοινωθεί εξετάζουν τόσο το ερώτημα της σταθερότητας όσο και αυτό της λειτουργικότητας μετά συνδεσμοπλαστική με τις δύο τεχνικές. Τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν είναι κυρίως βραχυπρόθεσμα καθώς η περίοδος παρακολούθησης για τη συνδεσμοπλαστική με διπλή δεσμίδα δεν υπερβαίνει κατά μέσο όρο τα δύο έτη. Στην πλειοψηφία των μελετών καταγράφηκε η ανωτερότητα της τεχνικής της διπλής δεσμίδας στην αποκατάσταση της σταθερότητας της άρθρωσης, με βάση τις κλινικές δοκιμασίες (Muneta και συν, 2007, Siebold, Dehler, & Ellert, 2008, Yasuda, Kondo, Ichiyama, Tanabe, & Tohyama, 2006). Οι ίδιες ωστόσο μελέτες απέτυχαν να αναδείξουν σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο τεχνικών στις περισσότερες κλίμακες λειτουργικότητας ή στην υποκειμενική αντίληψη των ασθενών σχετικά με την επιτυχία της επέμβασης. Άλλοι ερευνητές δεν διαπίστωσαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο τεχνικών σε κανέναν από τους εξεταζόμενους παράγοντες (Asagumo, Kimura, Kobayashi, Taki, & Takagishi, 2007). Σε μία συστηματική μετά-ανάλυση 9 τυχαιοποιημένων κλινικών μελετών, οι Meredick και συν (2008) κατέγραψαν μια διαφορά της τάξης των 0.52χιλ στην προσθιοπίσθια μετατόπιση της κνήμης μεταξύ της απλής και της διπλής δεσμίδας, την οποία όμως θεώρησαν κλινικά μη σημαντική. Επίσης, δεν διαπίστωσαν καμία διαφορά μεταξύ των δύο τεχνικών στις πιθανότητες να έχουν μία φυσιολογική ή σχεδόν φυσιολογική δοκιμασία pivot shift. Κατέληξαν συνεπώς στο συμπέρασμα ότι δεν υπάρχουν ουσιαστικές διαφορές στα κλινικά αποτελέσματα μεταξύ των δύο τεχνικών.

Η ανάλυση της σχετικής βιβλιογραφίας καταδεικνύει με σαφήνεια την αντιπαράθεση που εξακολουθεί να υπάρχει σχετικά με το ποια είναι η καλύτερη τεχνική συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ. Με αυτό το δεδομένο, γίνεται εμφανής η χρησιμότητα και η στόχευση μιας μελέτης που εξετάζει συγκριτικά τα κινητικά και κινηματικά χαρακτηριστικά του γόνατος μετά συνδεσμοπλαστική με τις δύο αυτές τεχνικές και μάλιστα *in vivo*, υπό δυναμικές συνθήκες φόρτισης και με τη χρήση εξειδικευμένου τεχνολογικά εξοπλισμού.

Μεθοδολογία

I. Δείγμα μελέτης.

Σαράντα τέσσερις (44) άνδρες εθελοντές συμμετείχαν στη μελέτη. Οι συμμετέχοντες κατανεμήθηκαν σε τέσσερις ομάδες. Η ομάδα της διπλής δεσμίδας συγκροτήθηκε από 10 ασθενείς που υπεβλήθησαν σε συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ με μόσχευμα ισχιοκνημιαίων τενόντων και με την τεχνική της διπλής δεσμίδας. Την ομάδα της απλής δεσμίδας αποτέλεσαν 12 ασθενείς που σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με τετραπλό μόσχευμα ισχιοκνημιαίων με τη συμβατική τεχνική της μονής δεσμίδας. Όλες οι επεμβάσεις συνδεσμοπλαστικής πραγματοποιήθηκαν μεταξύ του Ιουλίου 2005 και του Μαΐου 2007. Οι ασθενείς των δύο αυτών ομάδων είχαν όλοι ολοκληρώσει το πρόγραμμα της αποθεραπείας τους και είχαν επιστρέψει στο προηγούμενο επίπεδο δραστηριότητάς τους (ερασιτεχνική ή επαγγελματική άθληση). Μία τρίτη ομάδα απετέλεσαν 12 ασθενείς με χρόνια ανεπάρκεια του ΠΧΣ (> 1 έτος). Η ρήξη του ΠΧΣ είχε επιβεβαιωθεί με μαγνητική τομογραφία γόνατος. Τέλος, η ομάδα ελέγχου συγκροτήθηκε από 10 υγιείς εθελοντές χωρίς ιστορικό κάκωσης στα γόνατά τους και χωρίς οποιοδήποτε λειτουργικό ή νευρολογικό έλλειμμα. Τα βασικά

δημογραφικά χαρακτηριστικά των συμμετεχόντων στη μελέτη παρουσιάζονται στον Πίνακα 1.

Κριτήρια αποκλεισμού. Για τις δύο ομάδες συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ, κριτήριο αποκλεισμού από τη μελέτη ορίστηκε η συνύπαρξη άλλης συνδεσμικής ή οστικής βλάβης στο ίδιο γόνατο. Ακόμη, ασθενείς με ιστορικό πόνου ή κάκωσης στο ετερόπλευρο γόνατο αποκλείστηκαν από τη μελέτη. Η διενέργεια ταυτόχρονα μερικής μηνισκεκτομής στο ίδιο γόνατο δε θεωρήθηκε αιτία αποκλεισμού, με την προϋπόθεση ότι ο όγκος του τμήματος του μηνίσκου που αφαιρέθηκε δεν ξεπερνούσε το ένα τρίτο του συνολικού όγκου. Ορθοπαιδικές, νευρολογικές, καρδιολογικές ή άλλες παθήσεις που περιορίζουν την ικανότητα εκτέλεσης της εξεταζόμενης κίνησης αποτέλεσαν κριτήρια αποκλεισμού για όλες τις ομάδες συμμετεχόντων.

Όλοι οι συμμετέχοντες υπέγραψαν το έντυπο συναίνεσης εξεταζόμενου (βλ. Παράρτημα 1) για να συμμετάσχουν στη μελέτη. Ο σχεδιασμός της μελέτης εγκρίθηκε από την Επιτροπή Βιοηθικής και Δεοντολογίας του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας και από την Επιστημονική Επιτροπή του Γενικού Νοσοκομείου Νάουσας. Το σύνολο της μελέτης πραγματοποιήθηκε στις εγκαταστάσεις του φυσικοθεραπευτηρίου του ΚΑΠΗ του Δήμου Νάουσας.

Δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές ($p > 0.05$) μεταξύ των τεσσάρων ομάδων όσον αφορά την ηλικία, το βάρος, το δείκτη μάζας σώματος, τη διάρκεια της μετεγχειρητικής παρακολούθησης και τον αριθμό των μερικών μηνισκεκτομών που πραγματοποιήθηκαν (Πίνακας 1). Το ελάχιστο διάστημα μεταξύ της επέμβασης συνδεσμοπλαστικής και της κινηματικής εξέτασης ήταν 11 μήνες.

Πίνακας 1: Προφίλ των συμμετεχόντων (μέσες τιμές ± τυπικές αποκλίσεις)

	Ομάδα ελέγχου (N=12)	Ανεπάρκεια ΠΧΣ (N=10)	Απλή δεσμίδα (N=12)	Διπλή δεσμίδα (N=10)
Ηλικία (έτη)	28 ± 6.7	26.7 ± 7.5	26 ± 8.3	29 ± 7.1
Βάρος (κιλά)	69.8 ± 20	78.5 ± 7.5	83.5 ± 12.7	82.1 ± 10
Δείκτης μάζας σώματος	23.6 ± 4.9	25.6 ± 2.3	26.1 ± 3.8	25.4 ± 2.4
Παρακολούθηση (μήνες)	-	-	15 ± 12.8	12.2 ± 6.3
Μηνισκεκτομές	-	-	6	4

II. Χειρουργικές τεχνικές.

Όλες οι επεμβάσεις συνδεσμοπλαστικής του ΠΧΣ πραγματοποιήθηκαν υπό την άμεση επίβλεψη του ιδίου χειρουργού. Οι τένοντες του ισχνού και του ημιτενοντώδους μυός ελήφθησαν μέσω μιας λοξής τομής πάνω από τον χήναιο πόδα για να χρησιμοποιηθούν ως μόσχευμα. Αρχικά, πραγματοποιήθηκε διαγνωστική αρθροσκόπηση του γόνατος μέσω των τυπικών (πρόσθιο-εσωτερική και πρόσθιο-εξωτερική) αρθροσκοπικών οπών. Τυχόν συνυπάρχουσες μηνισκικές ή χόνδρινες βλάβες αντιμετωπίστηκαν πριν από τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ.

Τεχνική της διπλής δεσμίδας. Δημιουργήθηκαν δύο μηριαία και δύο κνημιαία τούνελ. Ο τένοντας του ημιτενοντώδους διπλώθηκε για να σχηματίσει την AM δεσμίδα του μοσχεύματος ενώ αντίστοιχα ο ισχνός χρησιμοποιήθηκε για την κατασκευή της PL δεσμίδας. Το μηριαίο τούνελ για την PL δεσμίδα διανοίχθηκε πρώτο μέσω μιας επικουρικής έσω αρθροσκοπικής πόρτας, η οποία δημιουργήθηκε έσω και κάτω από την πρόσθιο-εσωτερική πόρτα. Το μηριαίο τούνελ της AM δεσμίδας διανοίχθηκε μέσω της πρόσθιο-εσωτερικής πόρτας. Τόσο τα μηριαία όσο και τα κνημιαία τούνελ δημιουργήθηκαν στα σημεία πρόσφυσης των δεσμίδων του αρχικού συνδέσμου. Για τα κνημιαία τούνελ, η κλίση του ειδικού οδηγού ορίστηκε στις 55° για την PL δεσμίδα και στις 45° για την AM. Το κάθε μόσχευμα καθλώθηκε με ένα EndoButton (Smith & Nephew Endoscopy, Andover, Massachusetts) στο

μηριαίο και με μια βίο-απορροφήσιμη βίδα και ένα staple στο κνημιαίο. Τα μοσχεύματα σταθεροποιήθηκαν στην κνήμη, υπό μέγιστη τάση που ασκήθηκε με το χέρι, στις 45° κάμψης του γόνατος για την PL και στις 10° για την AM δεσμίδα. Σε όσες περιπτώσεις διαπιστώθηκε προστριβή του μοσχεύματος στα τοιχώματα της μεσοκονδυλίου εντομής πραγματοποιήθηκε σε αυτή περιορισμένη πλαστική.

Τεχνική της απλής δεσμίδας. Οι δύο τένοντες διπλώθηκαν και συρράφτηκαν μαζί ώστε να σχηματίσουν ένα τετραπλό μόσχευμα. Το μοναδικό μηριαίο τούνελ δημιουργήθηκε μέσω της πρόσθιο-εσωτερικής πόρτας με το γόνατο σε 110° κάμψης ώστε να διευκολυνθεί η διάνοιξή του (Harner, Honkamp, & Ranawat, 2008). Όσον αφορά τον προσανατολισμό του μηριαίου τούνελ προτιμήθηκε η θέση στην "ώρα 10" (για το δεξί γόνατο). Η συγκεκριμένη θέση έχει θεωρηθεί ότι παρέχει έναν πιο οριζόντιο προσανατολισμό του μοσχεύματος, ο οποίος συνδέεται με καλύτερο έλεγχο της στροφικής αστάθειας υπό συνδυασμένες επιβαρύνσεις (Loh και συν, 2003, Yamamoto και συν, 2004). Το κνημιαίο τούνελ διανοίχθηκε στο κέντρο του ίχνους του συνδέσμου με τον οδηγό ρυθμισμένο σε κλίση 45°. Η ίδια τεχνική καθήλωσης του μοσχεύματος χρησιμοποιήθηκε όπως και στην τεχνική της διπλής δεσμίδας. Το μόσχευμα καθηλώθηκε με το χέρι στις 10° κάμψης του γόνατος.

Το ίδιο πρωτόκολλο αποκατάστασης εφαρμόστηκε και στις δύο ομάδες χειρουργημένων ασθενών. Πλήρης φόρτιση του γόνατος επιτράπη από τη δεύτερη μετεγχειρητική ημέρα. Η πλήρης έκταση του γόνατος και κάμψη έως και 90° επιτυγχανόταν μέχρι τη δεύτερη μετεγχειρητική εβδομάδα. Κάμψη 130° έπρεπε να επιτευχθεί μέχρι και την τρίτη εβδομάδα. Παθητικές και ενεργητικές ασκήσεις αύξησης του εύρους κίνησης ξεκινούσαν από την πρώτη εβδομάδα μαζί με ισομετρικές ασκήσεις ενδυνάμωσης των τετρακεφάλων. Ελαφρύ τρέξιμο επιτρεπόταν μετά το τρίτο μήνα μετεγχειρητικά, ενώ η πλήρης επιστροφή στην άθληση

πραγματοποιούνταν μετά τον έκτο μετεγχειρητικό μήνα, μετά από κλινικό και λειτουργικό έλεγχο.

III. Πρωτόκολλο εξέτασης.

Πριν από τη συλλογή των κινηματικών και κινητικών δεδομένων, όλοι οι συμμετέχοντες υποβλήθηκαν σε συστηματική κλινική εξέταση. Καταγράφηκαν τα αποτελέσματα των κλινικών δοκιμασιών όπως το πρόσθιο συρταροειδές, το Lachman-Νούλης, και το pivot shift τεστ αλλά και η επίδοση στις κλίμακες Lyscholm και Tegner (βλ. Παράρτημα 2 και 3). Το πρωτόκολλο της εξέτασης ήταν το ίδιο για όλους τους εξεταζόμενους και διεκπεραιώθηκε από τον ίδιο εξεταστή. Οι συμμετέχοντες καλούνταν να εκτελέσουν μια κίνηση στροφής στο κάθε πόδι με τυχαία σειρά (Εικόνα 4). Στη θέση εκκίνησης και τα δύο πόδια ευθυγραμμίζονταν με σημάδια στο πάτωμα ώστε να εξασφαλιστεί η ίδια αρχική θέση για όλους. Για να επιτευχθεί η μέγιστη στροφική φόρτιση του γόνατος, οι εξεταζόμενοι καθοδηγούνταν να κρατούν το πέλμα του ποδιού στο οποίο στηρίζονταν στη ίδια θέση μέχρι τη στιγμή που το άλλο πόδι θα ακουμπούσε το έδαφος. Η προσεκτική εξέταση του βίντεο και των κινηματικών δεδομένων του άκρου πόδα στο σκέλος στήριξης κατά την ανάλυση σε πραγματικό χρόνο μα επέτρεπε τον αποκλεισμό εκείνων των προσπαθειών που δεν πληρούσαν το συγκεκριμένο κριτήριο. Για να εξασφαλιστεί η μεγαλύτερη δυνατή ομοιογένεια στην εκτελούμενη κίνηση, οι συμμετέχοντες ενθαρρύνονταν να αλλάζουν κατεύθυνση κατά το δυνατόν με τη μεγαλύτερη ένταση και ταχύτητα. Για το ίδιο λόγο, το σημείο της επαφής του αιωρούμενου σκέλους με το έδαφος υποδεικνυόταν επίσης με σημάδια πάνω στο πάτωμα του χώρου εξέτασης. Μετά την ολοκλήρωση της κίνησης στροφής, οι εξεταζόμενοι συνέχιζαν να βαδίζουν για δύο τουλάχιστον διασκελισμούς. Τουλάχιστον πέντε επιτυχημένες επαναλήψεις

της υπό εξέταση κίνησης καταγράφηκαν για κάθε πλευρά. Η περίοδος της αξιολόγησης ξεκινούσε από την αρχική κίνηση του αιωρούμενου σκέλους, περιελάμβανε τη στροφή του σκέλους στήριξης και ολοκληρωνόταν με την επαφή με το έδαφος του ετερόπλευρου σκέλους.



Εικόνα 4: Αρχική θέση (α) και επαφή του αιρούμενου σκέλους με το έδαφος (β) κατά τη διάρκεια της εξεταζόμενης κίνησης.

IV. Εξοπλισμός-Συλλογή δεδομένων.

Η κίνηση των κάτω άκρων των συμμετεχόντων καταγράφηκε με τη βοήθεια ενός οπτό-ηλεκτρονικού συστήματος τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης (Vicon MX, Oxford Metrics Ltd, Oxford, United Kingdom). Το σύστημα χρησιμοποιεί οκτώ υψηλής ανάλυσης (4Μpxls) ψηφιακές κάμερες με συχνότητα καταγραφής 100Hz. Συνολικά 24 δερματικοί ανακλαστήρες υπέρυθρου φωτός τοποθετήθηκαν στη πύελο και τα κάτω άκρα καθενός από τους συμμετέχοντες (Εικόνα 5), σύμφωνα με το μοντέλο που περιγράφηκε από τους Schwartz και Rozumalski (2005). Σύμφωνα με αυτό το μοντέλο, τα κέντρα των αρθρώσεων και οι άξονες περιστροφής

υπολογίζονται σε δύο στάδια: στατικό και δυναμικό. Στο στατικό στάδιο, χρησιμοποιείται το τυπικό μοντέλο του Davies (1991) για να προσδιοριστεί η αρχική θέση των κέντρων των αρθρώσεων και των αξόνων περιστροφής. Οι εξεταζόμενοι καλούνται στη συνέχεια να περιστρέψουν με τη σειρά τις αρθρώσεις των κάτω άκρων (ισχίου και γόνατος) και οι καινούριες θέσεις (αρθρώσεων και αξόνων) καθορίζονται με μεγαλύτερη ακρίβεια χάρη σε μία μαθηματική διαδικασία βελτιστοποίησης των υπολογισμών.



Εικόνα 5: Τοποθέτηση των 24 δερματικών ανακλαστήρων. Το μοντέλο περιλαμβάνει τις γνωστές θέσεις των 16 ανακλαστήρων του Davies στους οποίους προστίθενται 4 ακόμη ζεύγη τοποθετημένα πάνω σε νάρθηκες και δεμένα σταθερά στους μηρούς και τις κνήμες.

Η υπό εξέταση δραστηριότητα πραγματοποιήθηκε πάνω σε ένα δυναμοδάπεδο (τύπος 4060-10, Bertec Corp, Worthington, Ohio) το οποίο βρισκόταν εμβυθισμένο στο κέντρο του χώρου που κάλυπτε το σύστημα κινηματικής ανάλυσης. Μόνο το πόδι

που δεχόταν τη στροφική επιβάρυνση βρισκόταν επάνω στο δυναμοδάπεδο κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης της κίνησης. Τα δεδομένα από τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους συλλέγονταν από το δυναμοδάπεδο με μία συχνότητα 1000Hz και συγχρονίζονταν με το σύστημα Vicon. Τα κινηματικά δεδομένα εξομαλύνθηκαν με τη χρήση φίλτρου Butterworth. Τα κινηματικά και ανθρωπομετρικά δεδομένα μαζί με τα δεδομένα από τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους συνδυάστηκαν για να υπολογιστεί η φόρτιση της άρθρωσης του γόνατος. Οι τιμές της στροφικής ροπής που καταγράφηκαν συσχετίστηκαν με τη μάζα σώματος.

V. Στατιστική ανάλυση

Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του στατιστικού πακέτου SPSS-15 (SPSS Inc, Chicago). Οι δύο υπό εξέταση παράγοντες ήταν το μέγιστο εύρος κίνησης για τη έσω-έξω γωνιακή παρεκτόπιση του γόνατος και η μέγιστη στροφική ροπή του γόνατος κατά τη διάρκεια της περιόδου αξιολόγησης. Αρχικά πραγματοποιήθηκε ένα ζευγαρωτό *t-test* για να εξεταστούν διαφορές μεταξύ της αριστερής και της δεξιάς πλευράς της ομάδας ελέγχου. Από τη στιγμή που δεν διαπιστώθηκαν σημαντικές διαφορές αποφασίστηκε να χρησιμοποιηθεί η αριστερή πλευρά για τη σύγκριση με τις υπόλοιπες εξεταζόμενες ομάδες. Η δοκιμασία συσχέτισης Pearson χρησιμοποιήθηκε για να διερευνηθεί η πιθανή συσχέτιση μεταξύ της γωνίας στροφής του γόνατος και της αντίστοιχης ροπής. Οι διαφορές μεταξύ πάσχουσας και υγιούς πλευράς για τις δύο αυτές μεταβλητές στις ομάδες της απλής και της διπλής δεσμίδας και της ανεπάρκειας του ΠΧΣ εξετάστηκαν με τη βοήθεια ανάλυσης διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων. Η ανάλυση διακύμανσης μιας κατεύθυνσης χρησιμοποιήθηκε για να διερευνηθούν οι διαφορές στην πάσχουσα

πλευρά των ομάδων όσον αφορά τους δύο υπό εξέταση παράγοντες. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0.05$.

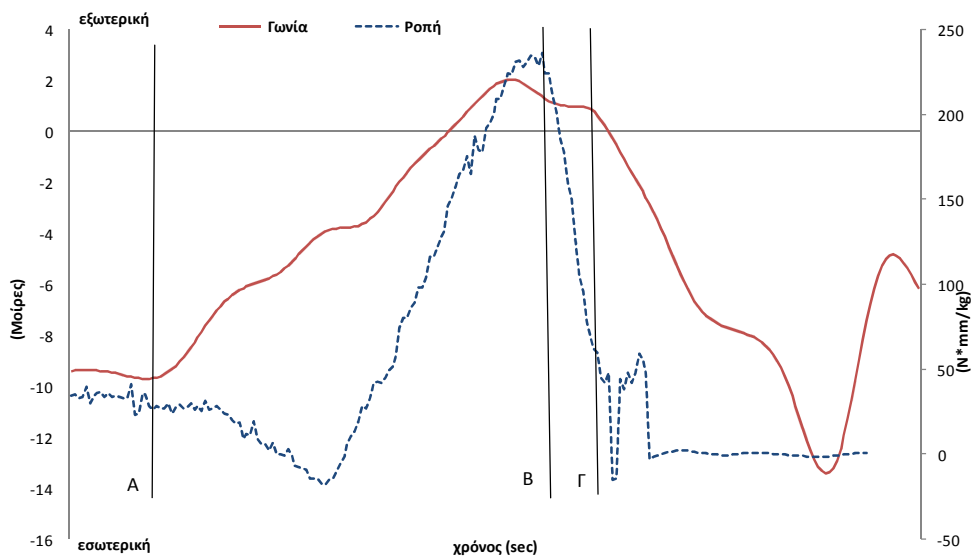
Αποτελέσματα

I. Κλινική εξέταση

Η κλινική εξέταση πραγματοποιήθηκε από τον ίδιο χειρουργό. Η πρόσθια συρταροειδής δοκιμασία, η δοκιμασία Lachman και η δοκιμασία pivot shift ήταν αρνητικές σε όλους τους ασθενείς που υποβλήθηκαν σε συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ. Δεν υπήρχε έλλειμμα έκτασης σε κανέναν από τους χειρουργημένους ασθενείς. Αντίθετα, το πρόσθιο συρταροειδές σημείο, το σημείο Lachman και η δοκιμασία pivot-shift ήταν θετικά (ελάχιστο +2) σε όλους τους ασθενείς με ανεπάρκεια του ΠΧΣ. Το Lyscholm σκορ των ομάδων της απλής (96.3 ± 4.9) και της διπλής δεσμίδας (94.3 ± 5.2) ήταν συγκρίσιμα με την ομάδα ελέγχου (96 ± 2.2 , ελάχιστο $p=0.8$). Όπως αναμενόταν, το Lyscholm σκορ της ομάδας με ανεπάρκεια του ΠΧΣ (83.2 ± 12.9) ήταν σημαντικά χαμηλότερο ($p=0.01$) σε σύγκριση και με τις δύο ομάδες των χειρουργημένων ασθενών. Η μέση τιμή της κλίμακας Tegner για την ομάδα της ανεπάρκειας του ΠΧΣ ήταν 5.8 και ήταν σημαντικά χαμηλότερη ($p < 0.01$) σε σχέση με τις ομάδες της απλής (7.4) και της διπλής δεσμίδας (7.6).

II. Κινηματική και κινητική αξιολόγηση

Κινηματικά και κινητικά δεδομένα συλλέχθηκαν συνολικά από 440 προσπάθειες (44 συμμετέχοντες X 5 προσπάθειες X 2 πλευρές). Η εικόνα 2 παρουσιάζει μια τυπική μέτρηση της γωνίας στροφής και της στροφικής ροπής σε έναν μεμονωμένο εξετασθέντα.



Εικόνα 6: Τυπική μέτρηση της γωνίας και της ροπής στρέψης στον οβελιαίο άξονα σε έναν ασθενή με συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με διπλή δεσμίδα. Το Α σηματοδοτεί την έναρξη της κίνησης, το Β την επαφή του ετερόπλευρου σκέλους με το έδαφος και το Γ την απώλεια επαφής με το έδαφος του σκέλους στήριξης.

Οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις των μεταβλητών που εξετάστηκαν παρουσιάζονται στον πίνακα 2. Δεν υπήρξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των τεσσάρων ομάδων σε σχέση με το εύρος της έσω-έξω στροφής του γόνατος. Η μεγαλύτερη στροφική παρεκτόπιση καταγράφηκε στην ομάδα με ανεπάρκεια του ΠΧΣ. Το μέσο εύρος της στροφής στην ομάδα της διπλής δεσμίδας ήταν μικρότερο σε σχέση με αυτή της απλής δεσμίδας κατά 1° περίπου. Η ομάδα ελέγχου κατέγραψε υψηλότερες τιμές στροφικής παρεκτόπισης σε σχέση και με τις δύο ομάδες συνδεσμοπλαστικής. Οι διαφορές μεταξύ πάσχοντος και υγιούς σκέλους επίσης δεν ήταν σημαντικές. Γενικά, οι τιμές της στροφικής παρεκτόπισης στην πάσχουσα πλευρά ήταν χαμηλότερες από ότι στη υγιή και αυτό κυρίως οφείλεται στις στροφικές ροπές που εφαρμόστηκαν στην κάθε πλευρά.

Πίνακας 2: Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις της γωνίας στροφής και της στροφικής ροπής.

Μεταβλητές	Ομάδα ελέγχου (N=12)	Ανεπάρκεια ΠΧΣ (N=10)	Απλή δεσμίδα (N=12)	Διπλή δεσμίδα N=10)
Εύρος γωνίας (μοίρες)				
Υγιές	13.9 ± 4.1	15.7 ± 3.1	13.5 ± 3.7	13.2 ± 4.8
Πάσχον	-	15.1 ± 3.1	13.4 ± 4.7	12.4 ± 3.3
Ροπή (N*mm/Kg)				
Υγιές	209 ± 67	260 ± 80	229 ± 67	252 ± 89
Πάσχον	-	235 ± 81	221 ± 70	218 ± 80

Οι μέγιστες τιμές της στροφικής ροπής καταγράφηκαν πριν από το τέλος τη φάσης αιώρησης. Η σύγκριση μεταξύ πάσχουσας και υγιούς πλευράς αλλά και μεταξύ των τεσσάρων ομάδων ανέδειξε υπαρκτές αλλά όχι και στατιστικά σημαντικές διαφορές. Η στροφική ροπή που εφαρμοζόταν στην πάσχουσα πλευρά ήταν σταθερά χαμηλότερη σε σχέση με την υγιή σε όλες τις ομάδες. Για τις ομάδες της διπλής δεσμίδας, της απλής δεσμίδας και της ανεπάρκειας του ΠΧΣ η μείωση στην μέγιστη ροπή που εφαρμόστηκε στην πάσχουσα πλευρά ήταν 13.5%, 3.5% και 10% αντίστοιχα. Η δοκιμασία συσχέτισης (Pearson correlation test) δεν έδειξε σημαντική συσχέτιση μεταξύ της γωνίας και της ροπής του γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο ($r=0.13$).

Συζήτηση

Στην παρούσα μελέτη εξετάστηκαν τα κινηματικά και κινητικά δεδομένα μετά συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ με την τεχνική της απλής και της διπλής δεσμίδας. Συγκεκριμένα, το εύρος της στροφικής παρεκτόπισης του γόνατος και η μέγιστη στροφική ροπή υπολογίστηκαν με τη βοήθεια ενός οπτό-ηλεκτρονικού συστήματος ανάλυσης κίνησης. Η κινηματική ανάλυση έχει χρησιμοποιηθεί επανειλημμένα στο παρελθόν για να διερευνηθεί η δυναμική συμπεριφορά του γόνατος μετά

συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ, καθώς εμφανίζει συγκριτικά πλεονεκτήματα σε σχέση με άλλες μεθόδους.

Η ανάλυση που παρουσιάζεται επικεντρώνεται σε μία μεμονωμένη δραστηριότητα. Οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να εκτελέσουν μία κίνηση στροφής στο κάθε πόδι. Κατά τη διάρκεια της κίνησης αυτής το γόνατο περιστρέφεται στον οβελιαίο άξονα ενώ παραμένει σε έκταση ή σχεδόν σε έκταση. Πρόσφατες εμβιομηχανικές μελέτες υποστήριξαν ότι σε αυτή τη θέση η PL δεσμίδα εμφανίζει μεγαλύτερη τάση από την AM (Amis & Dawkins, 1991, Sakane και συν, 1997) και ότι αυτή είναι κυρίως υπεύθυνη για τη στροφική σταθερότητα του γόνατος (Gabriel και συν, 2004). Από τη στιγμή που η βασική ιδέα της τεχνικής της διπλής δεσμίδας σχετίζεται με την προσθήκη της PL δεσμίδας στην AM που αποκαθίσταται συμβατικά, η συγκεκριμένη κίνηση μπορεί θεωρητικά να μας επιτρέψει να εκτιμήσουμε τη συνεισφορά της PL δεσμίδας στον περιορισμό της υπολειπόμενης στροφικής αστάθειας. Ωστόσο, είναι γεγονός ότι η συμπεριφορά του γόνατος υπό δυναμικές συνθήκες μπορεί να μεταβάλλεται ανάλογα με τη δραστηριότητα. Περαιτέρω κινηματική έρευνα θα μπορούσε να αξιολογήσει τη μηχανική της άρθρωσης του γόνατος υπό μεταβαλλόμενες συνθήκες φόρτισης.

Για τη συμβατική μέθοδο ανακατασκευής του ΠΧΣ επιλέχθηκε ένας πιο οριζόντιος προσανατολισμός του μοσχεύματος. Η παραδοσιακή θέση στην "ώρα 11" (για το δεξί γόνατο) του μηριαίου τούνελ θεωρήθηκε ότι τοποθετεί το μόσχευμα πολύ κοντά στον κάθετο άξονα, περιορίζοντας έτσι τη δυνατότητά του να αντιστέκεται στις στροφικές επιβαρύνσεις (Woo και συν, 2002). Έχει βρεθεί ότι η τοποθέτηση στην "ώρα 10" είναι συγκριτικά πιο αποτελεσματική απέναντι σε δυνάμεις στροφής (Loh και συν, 2003). Ο Yamamoto και οι συνεργάτες του (2004) συνέκριναν σε πτωματικά δείγματα τεχνικές συνδεσμοπλαστικής με διπλή δεσμίδα και με πιο πλάγια

τοποθετημένη απλή δεσμίδα. Διαπίστωσαν ότι η πιο πλάγια διάνοιξη του μηριαίου τούνελ μπορεί να ανταποκριθεί σε προσθιοπίσθιες και στροφικές επιβαρύνσεις με την ίδια επιτυχία σε σχέση με την ανατομική αποκατάσταση όταν το γόνατο βρίσκεται κοντά σε έκταση αλλά με μικρότερη αποτελεσματικότητα σε μεγαλύτερες γωνίες κάμψης. Φαίνεται ότι περαιτέρω έρευνα θα πρέπει μελλοντικά να διερευνήσει εάν αυτή η μεμονωμένη τροποποίηση της συμβατικής τεχνικής μπορεί να αντισταθμίσει το δυνητικά αυξημένο κόστος, χειρουργικό χρόνο και κίνδυνο επιπλοκών της τεχνικής της διπλής δεσμίδας (Siebold, 2007, Zantop, Haase, Fu, & Petersen, 2008).

Τα αποτελέσματά μας κατέδειξαν ότι η γωνία στροφής του γόνατος στις δύο ομάδες συνδεσμοπλαστικής ήταν μικρότερη στην πάσχουσα πλευρά σε σύγκριση με την υγιή αλλά και με την ομάδα ελέγχου. Παρόμοια αποτελέσματα έχουν παρουσιαστεί στη βιβλιογραφία. Σε μία εμβιομηχανική μελέτη σε πτωματικά δείγματα, ο Markolf και οι συνεργάτες του (2008) βρήκαν αυξημένες δυνάμεις τάσης του μοσχεύματος μετά συνδεσμοπλαστική με διπλή δεσμίδα σε σύγκριση με τον φυσιολογικό σύνδεσμο. Απέδωσαν το εύρημά τους αυτό σε μία πιθανή υπερδιόρθωση που οφείλεται στην τάση με την οποία καθλώνεται το μόσχευμα. Σύμφωνα με τους συγγραφείς το φαινόμενο αυτό μπορεί να επιτυγχάνει τη διόρθωση της στροφικής αστάθειας αλλά μπορεί δυνητικά να έχει άγνωστες κλινικές επιπτώσεις. Παρόμοια, οι (Steckel, Murtha και συν, 2007) διαπίστωσαν μια υπερδιόρθωση στην έσω-έξω χαλαρότητα του γόνατος στις 15°, 60°, 75° και 90° κάμψης για την τεχνική της διπλής δεσμίδας και επίσης στις 60° για την απλή δεσμίδα.

Οι τιμές της γωνιακής παρεκτόπισης που υπολογίστηκαν για την ομάδα της ανεπάρκειας του ΠΧΣ ήταν οι υψηλότερες μεταξύ των τεσσάρων ομάδων, ωστόσο δεν ξεπέρασαν τα επίπεδα στατιστικής σημαντικότητας, ούτε καν σε σχέση με την υγιή πλευρά. Το συγκεκριμένο εύρημα δε βρίσκεται σε συμφωνία με προηγούμενες

εμβιομηχανικές μελέτες. Μια πιθανή εξήγηση μπορεί να αναζητηθεί στις μειωμένες τιμές στροφικής ροπής στην πάσχουσα πλευρά (235 N*mm/Kg) σε σύγκριση με την υγιή (260 N*mm/Kg).

Στη δυναμική μελέτη που παρουσιάζεται οι τιμές της έσω-έξω στροφικής ροπής που αναπτύσσονται μετά από συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με την τεχνική της διπλής δεσμίδας καταγράφονται ποσοτικά για πρώτη φορά. Τα αποτελέσματα καταδεικνύουν μία μείωση στις τιμές της ροπής στην πάσχουσα πλευρά σε σχέση με την υγιή, η οποία ωστόσο δεν ήταν στατιστικά σημαντική. Με δεδομένο το γεγονός ότι όλοι οι συμμετέχοντες που είχαν υποβληθεί σε συνδεσμοπλαστική είχαν ολοκληρώσει το πρόγραμμα αποκατάστασης και ότι ενθαρρύνονταν να στρέφουν με μέγιστη, κατά το δυνατόν, ένταση, το εύρημα αυτό υποδεικνύει ένα έλλειμμα εμπιστοσύνης των ασθενών αυτών στο χειρουργημένο τους γόνατο. Αυτός ο ακούσιος μηχανισμός προστασίας μπορεί δυνητικά να επηρεάσει τόσο τη συχνότητα όσο και την ένταση της φόρτισης του γόνατος. Το γεγονός αυτό θα έπρεπε να λαμβάνεται υπόψη στη μελέτη της λειτουργικότητας του γόνατος μετά τη συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ. Ωστόσο, οι ασθενείς εκτέλεσαν την εξεταζόμενη κίνηση όπως τους ζητήθηκε πράγμα που υποδεικνύει ότι πιθανόν χρησιμοποίησαν διαφορετικές τακτικές για να αντισταθμίσουν τη μείωση της στροφικής ροπής του γόνατος. Καθώς η ροπή στις αρθρώσεις υπολογίζεται συνδυάζονται τα δεδομένα από τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους με τα κινηματικά δεδομένα, η ποσοτική επίδραση της ροπής στη γωνία στροφής της άρθρωσης μέσω μη συμπαγών ανατομικών δομών παραμένει αδιευκρίνιστη και πρέπει να διερευνηθεί περαιτέρω.

Σε κάθε περίπτωση, πρέπει να σημειωθεί ότι οι τιμές της ροπής στρέψης που καταγράφηκαν στη μελέτη (από τους πίνακες 1 και 2, για ένα άτομο 80 κιλών η στροφική ροπή ήταν >16Nm) ήταν σαφώς υψηλότερες από αυτές που

χρησιμοποιήθηκαν σε προηγούμενες εμβιομηχανικές μελέτες, δηλαδή από τη ροπή που εφαρμόζεται από ρομποτικούς εξομοιωτές ή που αναπτύσσεται από τη μέγιστη δύναμη των χεριών των εξεταστών.

Η παρούσα μελέτη υπόκειται σε ορισμένους περιορισμούς. Πρώτον, η κινηματική ανάλυση έχει συνδεθεί με ορισμένα μειονεκτήματα και η αποτελεσματικότητά της έχει αμφισβητηθεί (Reinschmidt, van den Bogert, Nigg, Lundberg, & Murphy, 1997). Είναι γεγονός ότι το κλασσικό και ευρέως χρησιμοποιούμενο μοντέλο του Davies δεν είναι αρκετά αξιόπιστο για τον υπολογισμό των γωνιών στροφής του γόνατος. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκε ένα πιο λειτουργικό κινηματικό μοντέλο το οποίο χρησιμοποιεί περισσότερους δερματικούς ανακλαστήρες και διορθώνει την υπολογιζόμενη θέση των κέντρων των αρθρώσεων και των αξόνων περιστροφής με βάση ένα μαθηματικό μοντέλο. Κατά συνέπεια, τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται αποδίδουν πιστότερα την πραγματική κίνηση των αρθρώσεων σε σχέση με το συμβατικό μοντέλο. Επιπρόσθετα, οι οπτό-ηλεκτρονικές κάμερες που χρησιμοποιήθηκαν είχαν πολύ υψηλή ανάλυση, πράγμα που επέτρεψε τη χρησιμοποίηση μικρότερων ανακλαστήρων ώστε να αυξηθεί η ακρίβεια της τρισδιάστατης αναπαράστασης. Ένας δεύτερος περιορισμός της μελέτης αφορά τον αριθμό των συμμετεχόντων σε αυτή. Ένας μεγαλύτερος αριθμός συμμετεχόντων θα μπορούσε να ισχυροποιήσει στατιστικά την ανάλυση της μελέτης. Τέλος, η μελέτη συνέκρινε δύο ομάδες ασθενών που υπεβλήθησαν σε συνδεσμοπλαστική ΠΧΣ με ένα συγκεκριμένο τύπο μοσχεύματος και με την ίδια τεχνική καθήλωσής του. Κατά συνέπεια, τα συμπεράσματα της μελέτης δεν μπορούν να γενικευτούν για όλους τους τύπους συνδεσμοπλαστικής ΠΧΣ.

Συμπεράσματα - Προτάσεις

Η αρχική υπόθεση της μελέτης δεν επιβεβαιώθηκε. Η κινηματική ανάλυση δεν έδειξε σημαντικές διαφορές στη γωνία στροφής της κνήμης στο οβελιαίο επίπεδο μεταξύ των δύο τεχνικών συνδεσμοπλαστικής, της απλής και της διπλής δεσμίδας. Αξιοσημείωτο εύρημα της μελέτης υπήρξε το γεγονός ότι η στροφική παρεκτόπιση στις δύο ομάδες συνδεσμοπλαστικής ήταν μικρότερη από την ομάδα ελέγχου. Οι πιθανές κλινικές προεκτάσεις αυτού του ευρήματος θα πρέπει να διερευνηθούν περαιτέρω. Αντίθετα, τα αποτελέσματά μας επιβεβαίωσαν μερικώς τη δεύτερή μας υπόθεση. Οι στροφική ροπή στην πάσχουσα πλευρά ατόμων με ανεπάρκεια ή μετά από συνδεσμοπλαστική του ΠΧΣ κατέγραψε μία μείωση σε σύγκριση με την υγιή πλευρά. Οι ροπές που αναπτύσσονται στην άρθρωση του γόνατος θα πρέπει να αναγνωριστούν ως μια επιπρόσθετη παράμετρος κατά τη διενέργεια δυναμικών δοκιμασιών ευστάθειας και πιθανόν και ως μια σημαντική πηγή λαθών μέτρησης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Ahn, J. H., & Lee, S. H. (2007). Anterior cruciate ligament double-bundle reconstruction with hamstring tendon autografts. *Arthroscopy*, 23(1), 109 e101-104.
- Amis, A. A., & Dawkins, G. P. (1991). Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br*, 73(2), 260-267.
- Anderson, A. F., Snyder, R. B., & Lipscomb, A. B., Jr. (2001). Anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study of three surgical methods. *Am J Sports Med*, 29(3), 272-279.
- Asagumo, H., Kimura, M., Kobayashi, Y., Taki, M., & Takagishi, K. (2007). Anatomic reconstruction of the anterior cruciate ligament using double-bundle hamstring tendons: surgical techniques, clinical outcomes, and complications. *Arthroscopy*, 23(6), 602-609.
- Bach, B. R., Jr., Warren, R. F., & Wickiewicz, T. L. (1988). The pivot shift phenomenon: results and description of a modified clinical test for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med*, 16(6), 571-576.
- Butler, D. L., Grood, E. S., Noyes, F. R., & Sodd, A. N. (1985). On the interpretation of our anterior cruciate ligament data. *Clin Orthop Relat Res*(196), 26-34.
- Dandy, D. (1981). Arthroscopic surgery of the knee (pp. 17-26). London: Churchill Livingstone.
- Daniel, D. M., Stone, M. L., Dobson, B. E., Fithian, D. C., Rossman, D. J., & Kaufman, K. R. (1994). Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med*, 22(5), 632-644.

- Davies R, O. S., Tyburski D, Gage J. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*(10), 575-587.
- Dienst, M., Burks, R. T., & Greis, P. E. (2002). Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am*, 33(4), 605-620, v.
- Eriksson, K., Anderberg, P., Hamberg, P., Lofgren, A. C., Bredenberg, M., Westman, I., et al. (2001). A comparison of quadruple semitendinosus and patellar tendon grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br*, 83(3), 348-354.
- Ferretti, A., Monaco, E., Labianca, L., Conteduca, F., & De Carli, A. (2008). Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a computer-assisted orthopaedic surgery study. *Am J Sports Med*, 36(4), 760-766.
- Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Beynon, B. D., Engstrom, B., Peura, G. D., Badger, G. J., et al. (2001). The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech*, 34(2), 163-170.
- Furia, J. P., Lintner, D. M., Saiz, P., Kohl, H. W., & Noble, P. (1997). Isometry measurements in the knee with the anterior cruciate ligament intact, sectioned, and reconstructed. *Am J Sports Med*, 25(3), 346-352.
- Gabriel, M. T., Wong, E. K., Woo, S. L., Yagi, M., & Debski, R. E. (2004). Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res*, 22(1), 85-89.
- Georgoulis, A. D., Papadonikolakis, A., Papageorgiou, C. D., Mitsou, A., & Stergiou, N. (2003). Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking. *Am J Sports Med*, 31(1), 75-79.

- Girgis, F. G., Marshall, J. L., & Monajem, A. (1975). The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res*(106), 216-231.
- Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., et al. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg*, 8(3), 141-150.
- Harner, C. D., Baek, G. H., Vogrin, T. M., Carlin, G. J., Kashiwaguchi, S., & Woo, S. L. (1999). Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy*, 15(7), 741-749.
- Harner, C. D., Honkamp, N. J., & Ranawat, A. S. (2008). Anteromedial portal technique for creating the anterior cruciate ligament femoral tunnel. *Arthroscopy*, 24(1), 113-115.
- Ingersoll, C. D., Grindstaff, T. L., Pietrosimone, B. G., & Hart, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med*, 27(3), 383-404, vii.
- Ito M, M. K., Tanaka S, Takahei T, Nakamura, N. (2005). *Clinical and anatomical study about double bundles in the anterior cruciate ligament*. Paper presented at the Proceedings of the 5th Biennial ISAKOS Congress,, Hollywood, Florida,.
- Kennedy, J. C., Weinberg, H. W., & Wilson, A. S. (1974). The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. As determined by clinical and morphological studies. *J Bone Joint Surg Am*, 56(2), 223-235.
- Klass, D., Toms, A. P., Greenwood, R., & Hopgood, P. (2007). MR imaging of acute anterior cruciate ligament injuries. *Knee*, 14(5), 339-347.

- Kurosaka, M., Yoshiya, S., & Andrish, J. T. (1987). A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, *15*(3), 225-229.
- Kurosawa, H., Yamakoshi, K., Yasuda, K., & Sasaki, T. (1991). Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion. *Clin Orthop Relat Res*(265), 233-240.
- Lewis, P. B., Parameswaran, A. D., Rue, J. P., & Bach, B. R., Jr. (2008). Systematic review of single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction outcomes: a baseline assessment for consideration of double-bundle techniques. *Am J Sports Med*, *36*(10), 2028-2036.
- Loh, J. C., Fukuda, Y., Tsuda, E., Steadman, R. J., Fu, F. H., & Woo, S. L. (2003). Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. 2002 Richard O'Connor Award paper. *Arthroscopy*, *19*(3), 297-304.
- Mae, T., Shino, K., Miyama, T., Shinjo, H., Ochi, T., Yoshikawa, H., et al. (2001). Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique: Biomechanical analysis using a robotic simulator. *Arthroscopy*, *17*(7), 708-716.
- Markolf, K. L., Park, S., Jackson, S. R., & McAllister, D. R. (2008). Simulated pivot-shift testing with single and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*, *90*(8), 1681-1689.
- Meredick, R. B., Vance, K. J., Appleby, D., & Lubowitz, J. H. (2008). Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *Am J Sports Med*, *36*(7), 1414-1421.

- Metzl, J. D. (2002). Expectations of pediatric sport participation among pediatricians, patients, and parents. *Pediatr Clin North Am*, 49(3), 497-504, v.
- Mizuta, H., Kubota, K., Shiraishi, M., Otsuka, Y., Nagamoto, N., & Takagi, K. (1995). The conservative treatment of complete tears of the anterior cruciate ligament in skeletally immature patients. *J Bone Joint Surg Br*, 77(6), 890-894.
- Mott, H. W. (1983). Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res*(172), 90-92.
- Muneta, T., Koga, H., Mochizuki, T., Ju, Y. J., Hara, K., Nimura, A., et al. (2007). A prospective randomized study of 4-strand semitendinosus tendon anterior cruciate ligament reconstruction comparing single-bundle and double-bundle techniques. *Arthroscopy*, 23(6), 618-628.
- Noyes, F. R., Butler, D. L., Grood, E. S., Zernicke, R. F., & Hefzy, M. S. (1984). Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*, 66(3), 344-352.
- Odensten, M., & Gillquist, J. (1985). Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*, 67(2), 257-262.
- Okazaki, K., Miura, H., Matsuda, S., Yasunaga, T., Nakashima, H., Konishi, K., et al. (2007). Assessment of anterolateral rotatory instability in the anterior cruciate ligament-deficient knee using an open magnetic resonance imaging system. *Am J Sports Med*, 35(7), 1091-1097.
- Pederzini, L., Adriani, E., Botticella, C., & Tosi, M. (2000). Technical note: double tibial tunnel using quadriceps tendon in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 16(5), E9.

- Petersen, W., & Tillmann, B. (2002). [Anatomy and function of the anterior cruciate ligament]. *Orthopade*, 31(8), 710-718.
- Petersen, W., Tretow, H., Weimann, A., Herbort, M., Fu, F. H., Raschke, M., et al. (2007). Biomechanical evaluation of two techniques for double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: one tibial tunnel versus two tibial tunnels. *Am J Sports Med*, 35(2), 228-234.
- Petersen, W., & Zantop, T. (2007). Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res*, 454, 35-47.
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., & Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech*, 30(7), 729-732.
- Ristanis, S., Giakas, G., Papageorgiou, C. D., Moraiti, T., Stergiou, N., & Georgoulis, A. D. (2003). The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting after descending stairs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 11(6), 360-365.
- Ristanis, S., Stergiou, N., Patras, K., Vasiliadis, H. S., Giakas, G., & Georgoulis, A. D. (2005). Excessive tibial rotation during high-demand activities is not restored by anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 21(11), 1323-1329.
- Robinson, J., Carrat, L., Granchi, C., & Colombet, P. (2007). Influence of anterior cruciate ligament bundles on knee kinematics: clinical assessment using computer-assisted navigation. *Am J Sports Med*, 35(12), 2006-2013.
- Sakane, M., Fox, R. J., Woo, S. L., Livesay, G. A., Li, G., & Fu, F. H. (1997). In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res*, 15(2), 285-293.

- Schwartz, M. H., & Rozumalski, A. (2005). A new method for estimating joint parameters from motion data. *J Biomech*, *38*(1), 107-116.
- Siebold, R. (2007). Observations on bone tunnel enlargement after double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, *23*(3), 291-298.
- Siebold, R., Dehler, C., & Ellert, T. (2008). Prospective randomized comparison of double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, *24*(2), 137-145.
- Steckel, H., Murtha, P. E., Costic, R. S., Moody, J. E., Jaramaz, B., & Fu, F. H. (2007). Computer evaluation of kinematics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Clin Orthop Relat Res*, *463*, 37-42.
- Steckel, H., Starman, J. S., Baums, M. H., Klinger, H. M., Schultz, W., & Fu, F. H. (2007). Anatomy of the anterior cruciate ligament double bundle structure: a macroscopic evaluation. *Scand J Med Sci Sports*, *17*(4), 387-392.
- Tashman, S., Collon, D., Anderson, K., Kolowich, P., & Anderst, W. (2004). Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, *32*(4), 975-983.
- Tashman, S., Kolowich, P., Collon, D., Anderson, K., & Anderst, W. (2007). Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clin Orthop Relat Res*, *454*, 66-73.
- Woo, S. L., Hollis, J. M., Adams, D. J., Lyon, R. M., & Takai, S. (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med*, *19*(3), 217-225.
- Woo, S. L., Kanamori, A., Zeminski, J., Yagi, M., Papageorgiou, C., & Fu, F. H. (2002). The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament

- with hamstrings and patellar tendon . A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J Bone Joint Surg Am*, 84-A(6), 907-914.
- Yagi, M., Kuroda, R., Nagamune, K., Yoshiya, S., & Kurosaka, M. (2007). Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability. *Clin Orthop Relat Res*, 454, 100-107.
- Yagi, M., Wong, E. K., Kanamori, A., Debski, R. E., Fu, F. H., & Woo, S. L. (2002). Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 30(5), 660-666.
- Yamamoto, Y., Hsu, W. H., Woo, S. L., Van Scyoc, A. H., Takakura, Y., & Debski, R. E. (2004). Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sports Med*, 32(8), 1825-1832.
- Yasuda, K., Kondo, E., Ichiyama, H., Tanabe, Y., & Tohyama, H. (2006). Clinical evaluation of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedure using hamstring tendon grafts: comparisons among 3 different procedures. *Arthroscopy*, 22(3), 240-251.
- Zantop, T., Haase, A. K., Fu, F. H., & Petersen, W. (2008). Potential risk of cartilage damage in double bundle ACL reconstruction: impact of knee flexion angle and portal location on the femoral PL bundle tunnel. *Arch Orthop Trauma Surg*, 128(5), 509-513.
- Zantop, T., Herbort, M., Raschke, M. J., Fu, F. H., & Petersen, W. (2007). The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med*, 35(2), 223-227.

Zaricznyj, B. (1987). Reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee using a doubled tendon graft. *Clin Orthop Relat Res*(220), 162-175.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Παράρτημα 1

Έντυπο συναίνεσης δοκιμαζόμενου

1. Σκοπός της ερευνητικής εργασίας

Σκοπός αυτής της εργασίας είναι να μελετήσουμε, με τη βοήθεια ενός οπτο-ηλεκτρονικού συστήματος ανάλυσης κίνησης, την κινητική συμπεριφορά και το βαθμό της συνολικής και, συγκεκριμένα, της στροφικής σταθερότητας του γόνατος μετά συνδεσμοπλαστική προσθίου χιαστού συνδέσμου με διαφορετικές τεχνικές, καθώς και μετά από συρραφή μηνίσκου ή απλή μηνισκεκτομή. Τα δεδομένα που θα συλλεχθούν, από τις διάφορες ομάδες εξεταζομένων, θα συγκριθούν μεταξύ τους αλλά και με αυτά φυσιολογικών ατόμων (χωρίς ιστορικό βλάβης του γόνατος ή χειρουργικής επέμβασης).

2. Διαδικασία μετρήσεων

Θα χρειαστεί να έρθετε στον χώρο των μετρήσεων μία μόνο φορά. Αρχικά, θα απαντήσετε σε ένα ερωτηματολόγιο και θα εξετασθείτε κλινικά από τον παρευρισκόμενο ιατρό-μελετητή. Στη συνέχεια θα τοποθετηθούν στο σώμα σας (πυελος και κάτω άκρα), με αυτοκόλλητα, ειδικοί αισθητήρες υπέρυθρου φωτός και θα εκτελέσετε απλές κινήσεις βάρδισης με σταθερή ταχύτητα, αλλαγής κατεύθυνσης από στάση, αλλαγής κατεύθυνσης μετά κάθοδο από σκάλα, αλλαγής κατεύθυνσης πριν την άνοδο σε σκάλα καθώς και αναπήδησης στο ένα πόδι. Μέρος των κινήσεων αυτών στη συνέχεια θα επαναληφθεί μετά την εκτέλεση ενός προγράμματος μυϊκής κόπωσης των προσθίων και οπισθίων μηριαίων μυών.

3. Κίνδυνοι και ενοχλήσεις

Οι εξεταζόμενες κινήσεις είναι κινήσεις χαμηλής φόρτισης που πραγματοποιούνται επανειλημμένα κατά τις καθημερινές δραστηριότητες. Η προβλεπόμενη επιβάρυνση του χειρουργημένου και του υγιούς γόνατος θα είναι μικρή.

4. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων

Η συμμετοχή σας στην έρευνα συνεπάγεται ότι συμφωνείτε 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 σας δε θα φαίνεται πουθενά.

5. Πληροφορίες

Μη διστάσετε να κάνετε ερωτήσεις γύρω από το σκοπό, τον τρόπο πραγματοποίησης της εργασίας ή τους τυχόν κινδύνους σχετικά με την εφαρμογή του προγράμματος άσκησης. Αν έχετε κάποιες αμφιβολίες ή ερωτήσεις, ζητήστε μας να σας δώσουμε πρόσθετες εξηγήσεις.

6. Ελευθερία συναίνεσης

Η άδειά σας να συμμετάσχετε στην εργασία είναι εθελοντική. Είστε ελεύθερος να μην συναινέσετε ή να διακόψετε τη συμμετοχή σας όποτε επιθυμείτε.

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

Ημερομηνία: ___/___/___

Όνοματεπώνυμο και υπογραφή
συμμετέχοντος

Υπογραφή ερευνητή

Όνοματεπώνυμο και
υπογραφή παρατηρητή

Παράρτημα 2**ΚΛΙΜΑΚΑ LYSHOLM**

Χωλότητα κατά τη βάδιση	
Χωρίς χωλότητα	5
Ελαφρά ή παροδική	3
Σοβαρή ή μόνιμη	0
Υποστήριξη κατά τη βάδιση	
Χωρίς υποστήριξη	5
Μπαστούνι ή βακτηρία	2
Αδυναμία βάδισης	0
Εμπλοκή γόνατος	
Χωρίς αίσθημα εμπλοκής	15
Με αίσθημα εμπλοκής αλλά όχι εμπλοκή	10
Περιοδική ή συχνή εμπλοκή	6
Εμπλοκή κατά την εξέταση	0
Αστάθεια σε βάδισμα-τρέξιμο-πήδημα	
Χωρίς αστάθεια	25
Σπανίως, σε αθλητικές δραστηριότητες	20
Συχνά, σε αθλητικές δραστηριότητες	15
Μερικές φορές, σε καθημερινές δραστηριότητες	10
Συχνά, σε καθημερινές δραστηριότητες	5
Σε κάθε βήμα	0
Πόνος	
Χωρίς πόνο	25
Ελαφρός, σε αθλητικές δραστηριότητες	20
Έντονος, σε αθλητικές δραστηριότητες	15
Έντονος, μετά από βάδισμα > 2 km	10
Έντονος, μετά από βάδισμα < 2 km	5
Συνεχής	0
Ύδραρθρος	
Χωρίς ύδραρθρο	10
Μετά από έντονη δραστηριότητα	5
Μετά από συνήθη δραστηριότητα	2
Συνεχής	0
Δυνατότητα ανεβάσματος σκάλας	
Χωρίς πρόβλημα	10
Με μικρή δυσκολία	6
Ένα προς ένα τα σκαλοπάτια	2
Αδυναμία	0
Δυνατότητα για βαθύ κάθισμα	
Χωρίς πρόβλημα	5
Με μικρή δυσκολία	4
> από 90°	2
Αδυναμία	0

Παράρτημα 3**ΚΛΙΜΑΚΑ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ TEGNER**

10	Συναγωνιστική άθληση (ποδόσφαιρο επαγγελματικό)
9	Συναγωνιστική άθληση (ποδόσφαιρο ερασιτεχνικό, πάλη, άρση βαρών)
8	Συναγωνιστική άθληση (στίβος, σκι)
7	Συναγωνιστική άθληση (μπάσκετμπωλ, βόλεμπωλ, χάντμπωλ, τένις, στίβος) Ψυχαγωγική άθληση (ποδόσφαιρο, στίβος)
6	Ψυχαγωγική άθληση (μπάσκετμπωλ, χάντμπωλ, τένις, jogging>5φ/εβδ.)
5	Εργασία (βαριά χειρονακτική) Συναγωνιστική άθληση (ποδηλασία) Ψυχαγωγική άθληση (jogging σε ανώμαλο έδαφος>2φ/εβδ.)
4	Εργασία (μέσης βαρύτητας χειρονακτική εργασία) Ψυχαγωγική άθληση (ποδηλασία, jogging σε ομαλό έδαφος>2φ/εβδ.)
3	Εργασία (ελαφρά χειρονακτική) Συναγωνιστική άθληση (κολύμπι) Ψυχαγωγική άθληση (κολύμπι, βάδιση σε ανώμαλη και δασώδη περιοχή)
2	Εργασία (ελαφρά) Ψυχαγωγική άθληση (κολύμπι, βάδιση σε ανώμαλο έδαφος)
1	Εργασία (καθιστική) Ψυχαγωγική άθληση (βάδιση σε ομαλό έδαφος)
0	Ανικανότητα ή συνταξιοδότηση συνεπεία προβλημάτων από τις αρθρώσεις