

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ
ΚΛΙΝΙΚΗ ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΗΣ - ΤΡΑΥΜΑΤΟΛΟΓΙΑΣ
Διευθυντής: Καθηγητής Εμμ. Κ. Δρετάκης

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΠΑΥΛΟΥ Γ. ΚΑΤΩΝΗ

Ορθοπαιδικού Χειρουργού

ΧΙΑΣΤΟΙ ΣΥΝΔΕΣΜΟΙ, ΙΣΤΟΛΟΓΙΚΗ ΚΑΙ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ
ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΑΝΤΟΧΗΣ ΚΑΙ ΣΥΜΒΟΛΗΣ ΑΥΤΩΝ
ΚΑΙ ΤΩΝ ΥΠΟΚΑΤΑΣΤΑΤΩΝ ΤΟΥΣ ΣΤΗΝ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ ΤΗΣ
ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

ΗΡΑΚΛΕΙΟ 1996

*Στους Γονείς μου
Στην Ειρήνη*

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΕΜΒΡΥΟΓΕΝΕΣΗ

2 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ	7 3
2 Η δομή της άρθρωσης του γόνατος	
2.1.1. Η βασική άρθρωση	
2.1.2. Το μυϊκό σύμπλεγμα του γόνατος	
2.1.3. Πλάγιοι σύνδεσμοι	
2.1.4. Μηγίσκοι	
2.2 Ανατομία χιαστών συνδέσμων	
2.2.1. Εισαγωγή	
2.2.2. Χειρουργική ανατομική των χιαστών συνδέσμων	
2.2.3. Αιμάτωση και νεύρωση	
3 ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ	4 7
3 Αξονες κίνησης του γόνατος	
3.2 Κινήσεις του γόνατος και όριό τους	
3.2.1. Κάμψη και έκταση	
3.2.2. Αξονική στροφή του γόνατος	
3.3 Οι κινήσεις των μηριαίων κόνδυλων επί των κνημιαίων κατά την διάρκεια κάμψης και έκτασης	
4 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΩΝ ΧΙΑΣΤΩΝ ΣΥΝΔΕΣΜΩΝ	8 23
4 Εισαγωγή	
4.2 Λειτουργική ανατομική των χιαστών	
4.3 Μικροανατομία ινών και πρότυπα τάσης των χιαστών	
4.4 Μηχανικές ιδιότητες των χιαστών	
4.5 Παθοφυσιολογία λειτουργικών αστεθειών	
4.5.1. Μεμονωμένες βλάβες χιαστών συνδέσμων	
4.5.2. Στροφική αστάθεια	
4.5.3. Σύνθετες αστάθειες	
5 ΜΗΧΑΝΟΥΠΟΔΟΧΕΙΣ ΚΑΙ ΧΙΑΣΤΟΙ ΣΥΝΔΕΣΜΟΙ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ	24 27
5 Παθητική και λειτουργική σταθερότητα του γόνατος	
5.2 Νευροαισθητική θεωρία	
5.3 Μορφολογία	

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΙΣΤΟΛΟΓΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ	2 3
Εισαγωγή	
2 Υλικό μέθοδος	
3 Αποτελέσματα	
7 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ	32 3
7 Εισαγωγή	
7.2 Υλικό μέθοδος	
7.2.1. Παρασκευάσματα (αποθήκευση και προετοιμασία)	
7.2.2. Εφαρμογή πειραμάτων	
7.3 Αποτελέσματα	
8 ΣΥΖΗΤΗΣΗ	37 44
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	45
0 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	4 55
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	5 57
2 SUMMARY	58 5

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Παρά το γεγονός ότι η άρθρωση του γόνατος αντιπροσωπεύει εξέλιξη 300 εκατομμυρίων χρόνων, οι συνθήκες λειτουργίας της δεν έχουν γίνει απόλυτα γνωστές. Εδώ και μερικές δεκαετίες έγιναν αρκετές προσπάθειες για να διευκρινιστούν οι μηχανισμοί λειτουργίας της άρθρωσης, με περιορισμένη αρχικά επιτυχία. Από το 1985 τέθηκε το θέμα εφαρμογής των κανόνων εμβιομηχανικής, που δεν είχε σαν συνέπεια την πλήρη λύση και ακριβή κατανόηση της κινηματικής του γόνατος.

Αυτό οδήγησε τον Wolfgang Baumann, να διατυπώσει την άποψη ότι: “γνωρίζουμε πάρα πολλά για την κίνηση, την βάρδια και το τρέξιμο, αλλά σε τελική ανάλυση δεν γνωρίζουμε τίποτα. Οι εσωτερικές αρχές τους συνεχίζουν να παραμένουν ένα αίνιγμα”.

Συγχρόνως οι χειρουργικές επεμβάσεις αντικατάστασης των χιαστών συνδέσμων δεν έδωσαν τα αναμενόμενα αποτελέσματα πιθανά λόγω του ότι οι σύνδεσμοι εκτός από σταθεροποιητές του γόνατος λειτουργούν και σαν αισθητήρες.

Η ιδέα αυτή αποτέλεσε σταθμό στην εξέλιξη της έρευνας, όπου εντάσσεται και η παρούσα μελέτη, η πρώτη που έγινε στον Ελληνικό χώρο και από τις πρώτες που έχουν γίνει διεθνώς πάνω στα θέματα 1) των μηχανοποδοχέων του γόνατος και 2) της αντοχής των χιαστών και των υποκαταστάτων τους.

Τρεις σχετικές δημοσιεύσεις έχουν προηγηθεί πριν η διατριβή πάρει την σημερινή της μορφή. Δύο στα έγκυρα περιοδικά Acta Orthopaedica Scandinavica και Clinical Orthopaedics and Related Research και μια στο Proceedings of Medical Physics and Biomedical Engineering.

Αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον Επίκουρο Καθηγητή κ.Κωνσταντίνο Στεργιόπουλο, χωρίς την συμπαράσταση και το ενδιαφέρον του οποίου, δεν θα είχε γίνει εφικτή η εκπόνηση της διατριβής αυτής.

Ακόμη θέλω να ευχαριστήσω:

- τον Καθηγητή μου κ. Εμμανουήλ Δρετάκη για το συνεχές ενδιαφέρον και την παρακίνησή του,

- τον Αναπλ. Καθηγητή κ.Ι. Μιχελogiάννη για το ενδιαφέρον του,

- τον Αναπλ. Καθηγητή του Πανεπιστημίου Αθηνών κ.Ε.Αγαπητό για την συμβολή του στα ιστολογικά παρασκευάσματα,

- τους Καθηγητές του ΤΕΙ Ηρακλείου, κ.κ. Κώστα Σαβάκη και Δημήτρη Χρηστάκη για την βοήθειά τους στο εμβιομηχανικό μέρος της μελέτης,

- τα μέλη της επταμελούς εξεταστικής επιτροπής:

Καθηγητή κ. Α. Κρανίδη, Καθηγητή κ. Δ. Τσιφτσή, Αναπλ. Καθηγητή κ. Α. Κατσαμούρη, Επίκ. Καθηγητή κ. Ι. Μπιζάκη και Λέκτορα κ. Κ. Μπαλαλή.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΕΜΒΡΥΟΓΕΝΕΣΗ

Τα βασικά χαρακτηριστικά του ανθρώπινου γόνατος εμφανίστηκαν σχεδόν πριν από 300 εκατομμύρια χρόνια (Heele 1964).

Το γόνατο του Ερύωπος, του κοινού δηλαδή προγόνου όλων των ζώωντων ερπετών, πτηνών και θηλαστικών, είχε δικονδύλιο άρθρωση του μηρού με μία σχετικά επίπεδη κνήμη και μία υποτυπώδη (στοιχειώδη) μηρο-περονιαία άρθρωση (Drachman 1966, Dye 1987, Gray 1959). Στην εξέλιξη του γόνατος υπήρξαν 4 μεγάλες οστεολογικές περιόδους:

1η) Περίοδος Δεινόσαυρων, πριν από 180.000.000 χρόνια.

2η) Μεσοζωική περίοδος, στην οποία η κεφαλή της περόνης υποχωρεί πέραν της άρθρωσης.

3η) Ανάπτυξη επιγονατίδας, 70.000.000 χρόνια πριν την πρώτη περίοδο της Γενοζωικής περιόδου.

4η) Απώτερη Γενοζωική περίοδος, όπου η εξέλιξη του γόνατος σε Βλαισή Ευθυγράμμιση, επιτρέπει την δίποδη βάδιση (Gardner 1968, Hosea 1991).

Ειδικότερα, η κατά γόνυ άρθρωση δημιουργείται στις 4 περίπου εβδομάδες, με το μήκος του εμβρύου να φθάνει τα 5mm. Στις 6 εβδομάδες, στις περιοχές που θα δημιουργηθούν τα γόνατα, τα μέλη γυρίζουν προς τα μπρος (πρόσθια), ενώ μετά από μία εβδομάδα λόγω της ταχύτατης διαφοροποίησης με την σύγχρονη στροφή προς τα έσω, τα άκρα μοιάζουν απόλυτα με εκείνα του ενήλικα (Ellison & Berg 1985). Την ίδια εβδομάδα (7η) η συσσώρευση μεσεγχυματικού ιστού, δημιουργεί τους χιαστούς συνδέσμους και τους μηνίσκους (Anderson 1961), ενώ την 8η εβδομάδα η κατά γόνυ άρθρωση του εμβρύου, μήκους πλέον 30 mm, έχει σχήμα παρόμοιο μ'αυτήν του ενήλικα (Gardner & O'Rehilly 1968).

2. ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

2 Η δομή της άρθρωσης του γόνατος

2 Η βασική άρθρωση

Το κάτω άκρο του μηριαίου, το πάνω της κνήμης και η επιγονατίδα είναι τα οστά που συντάσσονται για να σχηματιστεί η άρθρωση του γόνατος. Το κάτω άκρο του μηριαίου αποτελείται από τους δύο μηριαίους κόνδylους, έσω και έξω, που συνενώνονται μπροστά με την μηριαία τροχιλία, ενώ πίσω χωρίζονται με την βαθιά μεσοκονδύλια εντομή.

Η κάτω επιφάνειά τους, είναι συνέχεια με την μηριαία τροχιλία και σκεπάζεται από τον αρθρικό χόνδρο, φέρεται δε προς τα πίσω και πάνω σχηματίζοντας τόξο που η ακτίνα του μικραίνει βαθμιαία από εμπρός προς τα πίσω.

Η πρόσθια επιφάνεια των κονδύλων είναι επίπεδη και ωοειδούς σχήματος, ενώ η οπίσθια είναι σφαιρική (Muller 1983). Θα πρέπει συγχρόνως να τονιστεί ότι η περιφερική επιφάνεια του έσω μηριαίου κονδύλου είναι στενότερη, μακρύτερη και πλέον καμπυλοειδής της αντίστοιχης του έξω. Το ιδιαίτερο αυτό χαρακτηριστικό δημιουργεί την “βιδωτή κίνηση” στην οποία περί το τέλος της έκτασης η κνήμη στρέφεται προς τα έξω σε σχέση με το μηριαίο (Last 1984).

Το πάνω άκρο της κνήμης αποτελείται από δύο ογκώματα, τον έσω και έξω κνημιαίο κόνδυλο. Η πάνω επιφάνεια των κνημιαίων κονδύλων που καλύπτεται από αρθρικό χόνδρο, αποτελεί τις κνημιαίες γλάνες: την έσω κοίλου σχήματος και βαθύτερη, και την έξω στρογγυλή και ελαφρά κυρτή.

Τέλος, η επιγονατίδα αποτελεί το μεγαλύτερο σησαμοειδές οστό που η πίσω επιφάνειά της καλύπτεται στα τρία άνω τεταρτημόρια από αρθρικό χόνδρο, και υποδιαιρείται με μία κάθετο οδηγό ακρολοφία που αντιβαίνει στον αυχένα της τροχιλίας, στην έξω και έσω μοίρα. Στην βάση της επιγονατίδας καταφύεται ο τένοντας του τετρακεφάλου μυ και προς τα

πίσω ο ινώδης θύλακος της άρθρωσης, ενώ από την κορυφή της εκκύεται ο επιγονατιδικός σύνδεσμος.

2 2 Το μυϊκό σύμπλεγμα του γόνατος

Εναν από τους σημαντικότερους στηρικτικούς μηχανισμούς της κατά γόνυ άρθρωσης αποτελούν οι ομάδες των μυών που το περιβάλλουν. Στην έσω επιφάνεια, ο ημιμεμβρανώδης μυς εισέρχεται στην οπίσθια επιφάνεια του γόνατος από την έσω πλευρά του έσω μηριαίου κονδύλου, με μία προέκταση να περνά κάτω του έσω πλάγιου συνδέσμου και μία δεύτερη που αποτελεί τον λοξό ιγνυακό σύνδεσμο του Winstow.

Στην ίδια επιφάνεια, οι τένοντες 3 μυών: του ραππικού, του ημιτενοντώδους και του ισχνού, σχηματίζουν τον “χήναιο πόδα” που εισέρχεται στο ανώτερο τμήμα της υποδόριας επιφάνειας της κνήμης κάτωθεν του έσω πλάγιου. Η κύρια λειτουργία τους είναι η κάμψη του γόνατος, με τον ισχνό και τον ημιτενοντώδη να δρούν και ως έσω στροφεείς της κνήμης (Muller 1983).

Στην έξω επιφάνεια, βασικότερος μυς είναι ο δικέφαλος με βασική δράση την κάμψη αλλά και έξω στροφή της κνήμης, με τον τένοντά του να περνά εξωτερικά του έξω πλάγιου συνδέσμου και να καταφύεται στην κεφαλή της περόνης. Σημαντική στην έξω επιφάνεια, η διπλή και αντίθετη δράση του τένοντος της πλατείας περιτονίας που καταφύεται στο φύμα του Gerdy, και ο οποίος αφ'ενός μεν αποτελεί παράγοντα του εκτατικού μηχανισμού του γόνατος σταθεροποιώντας το στην έκταση, αφ'ετέρου δε δρα σαν καμπτήρας όταν το γόνατο είναι σε κάμψη μεγαλύτερη των 30 μοιρών (Last 1984).

Ο ιγνυακός μυς λειτουργεί υποβοηθώντας την δράση του δικέφαλου σαν καμπτήρα, ενώ η ομάδα των μυών του τετρακεφάλου ενεργώντας μέσω της επιγονατίδας, εκτείνει την άρθρωση από την θέση της κάμψης, χωρίς σ'αυτήν την κίνηση να προστίθεται ροπή στρέψης (Welsh 1980).

2 3 Πλάγιοι σύνδεσμοι

Ο έσω πλάγιος αποτελείται από 2 μοίρες. Η πρόσθια (επιπολής), είναι μία πλατιά ισχυρή ταινία που φέρεται από το έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα του έσω μηριαίου κονδύλου μέχρι και 7 cm κάτωθεν της αρθρικής σχισμής στην έσω επιφάνεια της κνήμης πίσω από τον χήναιο πόδα. Η οπίσθια (εν'τω βάθει), ξεκινά επίσης από το έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα και καταφύεται στο υπογλήνιο χείλος της κνήμης. Η λειτουργία του συνίσταται στην σταθεροποίηση του γόνατος σε δυνάμεις βλαισότητας σε έκταση και κάμψη ως και σε δυνάμεις έξω στροφής (Abbott 1944, Warren 1974)

Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος, μία στρογγυλή χορδή μήκους 5-7 cm, εκφύεται από το έξω υπερκονδύλιο κύρτωμα και καταφύεται στην έξω επιφάνεια της κεφαλής της περόνης, καλυπτόμενος κατά το μεγαλύτερο τμήμα του από τον τένοντα του δικέφαλου μηριαίου μυ, με τον οποίο για λίγο συνδέονται (Σάββας 1958-1961).

Υπάρχει διχογνωμία στην διεθνή βιβλιογραφία όσον αφορά τον λειτουργικό ρόλο του έξω πλάγιου συνδέσμου, με τους Kaplan 1961 & Nicholaw 1973 να υποστηρίζουν ότι αποτελεί έναν σημαντικό έξω σταθεροποιητή, ενώ άλλοι συγγραφείς ισχυρίζονται ότι δεν επιτελεί ουσιαστική σταθεροποιητική λειτουργία (Hertel 1980, James 1978).

2 4 Μηνίσκοι

Είναι δύο ινοχόνδρινοι μηνοειδείς δίσκοι, ο έσω και ο έξω, που καλύπτουν τα περιφερικά δύο τρίτα περίπου της σύστοιχου κνημιαίας γλήνης, πάνω στην οποία διολισθαίνουν όταν κινείται το γόνατο. Ο έσω μηνίσκος, μεγαλύτερος σχήματος λατινικού C, πλατύτερος προς τα πίσω, προσφύεται μέσω πολύ ισχυρών ομάδων ινών που εμπλέκονται ακτινωτά, το μεν πρόσθιο κέρασ στον πρόσθιο μεσογλήνιο βόθρο μπροστά από την έκφυση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, το δε οπίσθιο κέρασ στον οπίσθιο μεσογλήνιο βόθρο μεταξύ των προσφύσεων του έξω μηνίσκου (μπροστά) και του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (πίσω).

Παράλληλα, το οπίσθιο τρίτο του έσω μηνίσκου έχει ισχυρές ινώδεις προσφύσεις με τον οπίσθιο λοξό σύνδεσμο (Hughston 1976) και τον ημιμεμβρανώδη τένοντα (Wagner 1980), πού είναι υπεύθυνες για την σχετικά χαμηλή του κινητικότητα με επακόλουθο την τάση για βλάβες.

Ο έξω μηνίσκος, έχει πιο κυκλικό σχήμα από το έσω, με το ίδιο πλάτος σε όλο το μήκος του, προσφύεται δε με το οπίσθιο κέρασ αμέσως μπροστά του μεσογλήνιου επάρματος και με το οπίσθιο κέρασ μεταξύ των δύο γληνιαίων φυμάτων του επάρματος. Υπάρχουν συνδέσεις, όπως αυτή του οπισθίου κέρατος και του έσω μηριαίου κόνδυλου μέσω ινών, που περνούν μπροστά και πίσω από την πρόσφυση του οπίσθιου χιαστού, δημιουργώντας τον πρόσθιο μηνισκομηριαίο (Humphry) και τον οπίσθιο μηνισκομηριαίο (Wrisberg) σύνδεσμο αντίστοιχα (Last 1984).

Ο σύνδεσμος του Barkow, συνδέει το οπίσθιο κέρασ του έξω μηνίσκου με το πρόσθιο του έσω, ενώ ο εγκάρσιος σύνδεσμος του Winslow είναι αυτός πού ενώνει τα πρόσθια κέρατα των μηνίσκων. Θεωρείται ότι στην βασική λειτουργία των συνδέσμων αυτών, συνδυάζονται οι κινήσεις των μηνίσκων, ενώ συγχρόνως αποφεύγεται ο διαχωρισμός τους στις στροφικές κινήσεις (Galeazzi 1927). Και οι δύο μηνίσκοι είναι ουσιαστικοί σταθεροποιητές της άρθρωσης του γόνατος, φέροντες το 45% του σωματικού βάρους (Jacobsen 1981).

Κινούνται προς τα πίσω κατά την διάρκεια της κάμψης και προς τα μπρος κατά την έκταση (Brantigan 1941, Jacobsen 1981), ενώ ταυτόχρονα κατανέμουν το αρθρικό υγρό ομοιόμορφα, απορροφώντας κορυφαία φορτία (Hertel 1980, muller 1975).

2 2 Ανατομία χιαστών συνδέσμων

2 2 Εισαγωγή

Ο ακριβής καθορισμός των βασικών στοιχείων που περιλαμβάνονται στην δυναμική και κινηματική της άρθρωσης του γόνατος, κρίνεται απαραίτητος για την κατανόηση αφ'ενός μεν της λειτουργικότητας των χιαστών συνδέσμων και της άρθρωσης γενικά, αφ'ετέρου δε των φυσιολογικών και παθολογικών κινήσεων ως και παρεκτοπίσεων του γόνατος (Apley 1980, Feagin 1988, Hughston 1983, Kennedy 1978).

Ο πρόσθιος και οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος συνιστούν τον κεντρικό άξονα της κατά γόνυ άρθρωσης. Ο πρώτος απ' αυτούς ελέγχει την φυσιολογική πρόσθια κίνηση, όπου απώλεια της περιοριστικής του δράσης, συνεπάγεται πρόσθιο υπεξάρθρημα της κνήμης σε σχέση με το μηρό (Butler 1980, Noyes & Groob 1988, Noyes 1980).

Ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος, ο μηνισκομηριαίος σύνδεσμος και ο ιγνυακός σύνδεσμος μαζί με τις προσφύσεις τους, ελέγχουν την φυσιολογική οπίσθια κίνηση της άρθρωσης, όπου η απώλεια της περιοριστικής δράσης αυτών των στοιχείων, επιτρέπει την ανώμαλη προς τα πίσω κίνηση της κνήμης σε σχέση με τον μηρό (Fukubayashi 1982, Collehon 1987). Ο κεντρικός άξονας της κατά γόνυ άρθρωσης ευρίσκεται εντός της μεσοκονδυλίου αύλακος του κάτω άκρου του μηριαίου, που οριοθετείται προς τα κάτω από την πρόσθια και οπίσθια μεσοκονδύλιο περιοχή της κνήμης και την μεσοκονδύλιο ακρολοφία της. Ο κεντρικός άξονας, περιλαμβανομένων και των μηνισκομηριαίων συνδέσμων, δρα σε συνεργασία με τους μηνίσκους και την τρισδιάστατη γεωμετρική προβολή των αρθρικών επιφανειών, για την διασφάλιση του φυσιολογικού εύρους της κινητικότητας της κατά γόνυ άρθρωσης.

2 2 2 Χειρουργική ανατομική των χιαστών συνδέσμων

Προέχουσες δομές του κεντρικού άξονα είναι ο πρόσθιος και ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος που υπαγορεύουν και οι δύο την μορφή των μηριαίων κονδύλων και τους κανόνες κίνησης της κατά γόνυ άρθρωσης.

Ο πρόσθιος χιαστός, με μήκος περίπου 32 mm και πλάτος 11 mm, καλύπτεται από πτυχή του θυλάκου σε όλο το μήκος του (Arnoczky 1987), εκφύεται από μία ελλειπτική περιοχή μήκους 15-20 mm της οπίσθιας έσω επιφάνειας του έξω μηριαίου κονδύλου, και με πορεία προς τα μπρός, κάτω και έσω καταφύεται μπροστά και έξω της πρόσθιας κνημιαίας άκανθας, με την κνημιαία πρόσφυση να'ναι ευρύτερη (μήκους 30 mm) και ισχυρότερη της κνημιαίας. Έχουν αναγνωριστεί 2 λειτουργικές υποδιαίρεσεις του συνδέσμου με τις μακρύτερες πρόσθιες-έσω ίνες μπροστά και τις κοντύτερες οπίσθιες-έξω ίνες πίσω, οι οποίες στην ,κατά προσέγγιση, πορεία των 3 cm διαπλέκονται με τέτοιο τρόπο, που καταλήγουν στην τριγωνικής μορφής κνημιαία κατάφυση (Strobel & Stedfeld 1990, Furman 1976, Girgis 1975).

Ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος, εκφύεται από την έσω επιφάνεια του έσω μηριαίου κονδύλου (Girgis 1975, Hughston 1976). Η πορεία του είναι αντίθετη του πρόσθιου, την οποία διασταυρώνει με γωνία 90 μοιρών καθώς περνά στην οπίσθια μεσοκονδύλιο περιοχή και στην οπίσθια επιφάνεια της κνήμης, στέλνοντας ομάδα ινών στο οπίσθιο κέρασ του έξω κνημίσκου, με το εύρος της κνημιαίας κατάφυσης να εξαρτάται από το εύρος της μεσοκονδύλιας εντομής και κατά μέσον όρο είναι 13 mm (Girgis 1975).

Ο σύνδεσμος μήκους 38 mm και πλάτους 13 mm, με διπλάσιο όγκο από τον πρόσθιο χιαστό, αποτελείται από ένα μακρύ και παχύ σύστημα προσθιο-έξω ινών και ένα κοντύτερο σύστημα οπισθιο-έσω ινών, που δημιουργούν την ισχυρότερη συνδεσμική δομή του γόνατος, καταστώντας τον την βάση για την ταξινόμηση των ασταθειών (Hughston 1969, Hughston 1976).

2 2 3 Αιμάτωση και νεύρωση

Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος λαμβάνει την κύρια ποσότητα αίματος από μικρή αρτηρία, που είναι κλάδος της μέσης αρτηρίας του γόνατος (Jakob & Staubli 1992). Επίσης στην αιμάτωση του πρόσθιου χιαστού συμβάλλουν αρτηρίες από το λιπώδες σώμα, που αντίστοιχα αιματώνεται από τους έξω και έσω κάτω αρτηρίες του γόνατος (Scarinelli 1968), ενώ στα σημεία πρόσφυσής του, μικρά αγγεία εισβάλλουν εντός του πρόσθιου χιαστού, εκπορευόμενα από το υποπεριοστικό αγγειακό δίκτυο.

Τα εν'λόγω αγγεία αιματώνουν μόνο τα σημεία πρόσφυσης, χωρίς να μπορούν να θρέψουν τον σύνδεσμο στο σύνολό του (Arnoczky 1985, Jakob & Staubli 1992).

Οι αγγειακοί κλάδοι διαπερνούν την υμενική μεμβράνη του συνδέσμου και σχηματίζουν ένα πλούσιο δίκτυο προσυνδεσμικών αγγείων καθ'όλο το μήκος του, απ'όπου εκφύονται αρτηρίδια, που διαπερνούν τον σύνδεσμο σχηματίζοντας ένα σημαντικό δίκτυο (Arnoczky 1983). Οσον αφορά τον οπίσθιο χιαστό, αυτός αιματώνεται καλύτερα, δεδομένου ότι λαμβάνει 4 κλάδους από την μέση γονατιδική αρτηρία, που κατανέμονται σε ολόκληρο το μήκος του (Jakob & Staubli 1992).

Η νεύρωση της άρθρωσης του γόνατος λαμβάνει χώρα κύρια από τον οπίσθιο αρθρικό κλάδο του οπίσθιου κνημιαίου νεύρου, κλάδοι του οποίου νευρούν και τους δύο χιαστούς, όπου διαπερνώντας τους σχηματίζουν το ενδοσυνδεσμικό νευρικό δίκτυο (Kennedy 1974, Zimny 1986).

3. ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

3 Αξονες κίνησης του γόνατος

Όσον αφορά τους άξονες κίνησης του γόνατος, ο πρώτος βαθμός ελευθερίας σχετίζεται με τον εγκάρσιο άξονα γύρω από τον οποίο συμβαίνουν κινήσεις κάμψης και έκτασης σε οβελιαίο επίπεδο. Επειδή ο αυχέννας του μηριαίου προεξέχει της διάφυσης, ο άξονας του μηριαίου δεν συμπίπτει προς εκείνον του κάτω άκρου, αλλά σχηματίζει σε σχέση προς αυτόν αμβλεία γωνία 170-175 μοιρών, ανοιχτή προς τα έξω, γεγονός στο οποίο οφείλεται η φυσιολογική βλαισότητα του γόνατος.

Εξάλλου τα κέντρα των τριών αρθρώσεων του κάτω άκρου, δηλαδή της κατ'ισχίον, του γόνατος και της ποδοκνημικής, ευρίσκονται επί μίας ευθείας γραμμής, η οποία και αποτελεί τον μηχανικό άξονα του κάτω άκρου. Επειδή τα ισχία βρίσκονται σε μεγαλύτερη μεταξύ τους απόσταση συγκριτικά προς τις ποδοκνημικές, ο μηχανικός άξονας των κάτω άκρων βαίνει πλαγίως προς τα έξω και κάτω και σχηματίζει γωνία 3 μοιρών προς την κάθετο.

Ο άξονας κάμψης και έκτασης του γόνατος είναι οριζόντιος και συνεπώς δεν συμπίπτει προς τον άξονα που διχοτομεί την γωνία βλαισότητας. Η γωνία μεταξύ εγκάρσιου και μηριαίου άξονα ανέρχεται σε 81 μοίρες, ενώ εκείνη μεταξύ εγκάρσιου άξονα και άξονα του κάτω άκρου σε 93 μοίρες. Έτσι, επί πλήρους κάμψης, ο άξονας του κάτω άκρου δεν έρχεται να ακουμπήσει αμέσως πίσω από τον μηριαίο άξονα, αλλά οπισθοίτερα και ελαφρώς προς τα μέσα, έτσι ώστε οι πτέρνες να κινούνται προς τα έξω, προς την κατεύθυνση του επιπέδου συμμετρίας του σώματος (Karandji 1985).

Ο δεύτερος βαθμός ελευθερίας της άρθρωσης του γόνατος αναφέρεται στην στροφή γύρω από τον επιμήκη άξονα του άκρου, με το γόνατο σε κάμψη.

Η ανατομική κατασκευή του γόνατος, καθιστά αδύνατη την αξονική στροφή, όταν αυτό ευρίσκεται σε πλήρη έκταση, επειδή ο άξονας του κάτω άκρου συμπίπτει με τον μηχανικό άξονα με αποτέλεσμα η αξονική στροφή να μην συμβαίνει στο γόνατο αλλά στο ισχίο, που στην συγκεκριμένη στιγμή δρα συμπληρωματικά προς το γόνατο (Karandji 1985).

3 2 Κινήσεις του γόνατος και όριό τους

3 2 Κάμψη και έκταση

Η κάμψη και η έκταση αποτελούν τις κύριες κινήσεις του γόνατος με το όριό τους να μετράται από την θέση αναφοράς, μία θέση μέγιστου μήκους για το κάτω άκρο που καθορίζεται με το ακόλουθο κριτήριο: ο άξονας της κνήμης να ευθυγραμμίζεται προς αυτόν του μηριαίου έτσι ώστε παρατηρούμενα από τα πλάγια να αποτελούν το ένα προέκταση του άλλου.

Σαν έκταση του γόνατος, ορίζεται η κίνηση κατά την οποία, η οπίσθια επιφάνεια της κνήμης απομακρύνεται της οπίσθιας επιφάνειας του μηρού και θα πρέπει εδώ να τονιστεί ότι δεν υπάρχει απόλυτη έκταση, καθ'όσον στην θέση αναφοράς το κάτω άκρο εκτείνεται τα μέγιστα, πλην ίσως μίας παθητικής έκτασης, 5-10 μοιρών που ονομάζεται "υπερέκταση".

Ενεργός έκταση σπάνια ξεπερνά την θέση αναφοράς και μόνο κατ'ελάχιστα, γεγονός που εξαρτάται αποκλειστικά από την θέση της κατ'ισχίον άρθρωσης. Σχετική έκταση είναι η κίνηση που φέρνει το γόνατο σε πλήρη έκταση, ξεκινώντας από οποιαδήποτε θέση κάμψης, κίνηση που συμβαίνει φυσιολογικά κατά την διάρκεια της βάρδισης.

Αντίθετα, κάμψη είναι η κίνηση κατά την οποία η οπίσθια όψη της κνήμης πλησιάζει αυτήν του μηρού, δυνατόν δε αυτή νά'ναι απόλυτη (από θέση αναφοράς) ή σχετική (από κάθε θέση μερικής κάμψης). Η ενεργός κάμψη αποκτά ένα όριο 140 μοιρών, εάν το ισχίο είναι ήδη σε κάμψη και μόνο 120 μοιρών, εάν η κατ'ισχίο άρθρωση βρίσκεται σε έκταση, λόγω του ότι σ'αυτή την θέση, οι οπίσθιοι μηριαίοι χάνουν μέρος της δραστηκότητάς τους. Η παθητική κάμψη φθάνει μέχρι τις 160 μοίρες επιτρέποντας στην πτέρνα να εφάπτεται των γλουτών (Karandji 1985).

3 2 2 Αξονική στροφή του γόνατος

Η ενεργητική στροφή της κνήμης γύρω από τον επιμήκη της άξονα είναι εφικτή μόνο σε κάμψη του γόνατος, εμποδίζοντας έτσι την στροφή στο ισχίο. Η έσω στροφή έχει ένα όριο 30 μοιρών, ενώ η έξω φθάνει το όριο των 40 μοιρών. Η παθητική αξονική στροφή μπορεί να μετρηθεί, όταν το άτομο ευρίσκεται σε πρηνή θέση με το γόνατο σε κάμψη και όπως αναμένεται έχει μεγαλύτερο όριο από αυτό της ενεργητικής στροφής.

Τέλος, υπάρχει και η αυτόματη περί τον άξονα περιστροφή, αναπόφευκτη και ακούσια, που λαμβάνει χώρα κατά τις κινήσεις κάμψης και έκτασης του γόνατος. Ειδικότερα η εν λόγω κίνηση πραγματοποιείται κατά το τέλος της έκτασης, όπου η κνήμη στρέφεται προς τα έξω, ενώ κατά την κάμψη στρίβει προς τα έσω (screw home mechanism) με τις δύο στροφικές κινήσεις να ελέγχονται όχι μόνο από τις αρθρικές επιφάνειες, αλλά και από το συνδεσμικό σύστημα (Menschik 1974, Slocum 1968).

3 3 Οι κινήσεις των μηριαίων κόνδυλων επί των κνημιαίων κατά την διάρκεια κάμψης και έκτασης

Η κυλινδρική κατασκευή των μηριαίων κονδύλων προϋποθέτει ότι αυτοί κυλούν πάνω στους κνημιαίους, αλλά αυτό είναι λανθασμένο. Στην πραγματικότητα, λαμβάνει χώρα και ταυτόχρονη ολίσθηση των κονδύλων, μηριαίων και κνημιαίων μεταξύ τους κατά τις κινήσεις κάμψης-έκτασης, όπως αποδείχτηκε από τα πειράματα των αδελφών Weber (Menschik 1977, Frankel 1971, Goodfellow 1978).

Αργότερα, ο Strasser απέδειξε ότι ο ρυθμός κύλισης-ολίσθησης ποικίλλει στις διάφορες μοίρες κάμψης και έτσι κατά την πλήρη έκταση καθώς οι μηριαίοι κόνδυλοι αρχίζουν να κυλιούνται επί των κνημιαίων, δεν υπάρχει ολίσθηση. Αυτή αυξάνει προοδευτικά και καθίσταται μεγαλύτερη κατά το τέλος της κάμψης όταν πλέον οι κόνδυλοι ολισθαίνουν, χωρίς να κυλίνονται (Karandji 1985).

Θα πρέπει να σημειωθεί ότι η αμιγής κύλιση ποικίλλει ανάμεσα στους δύο μηριαίους κονδύλους. Έτσι, ο έσω μηριαίος εκτελεί αμιγή

κύλιση κατά την διάρκεια των πρώτων 10-15 μοιρών κάμψης, ενώ η αμιγής κύλιση του έξω φθάνει μέχρι τις 20 μοίρες κάμψης. Αυτό εξηγεί μερικώς γιατί η απόσταση την οποία καλύπτει ο έξω μηριαίος κόνδυλος επί του αντιστοίχου κνημιαίου είναι μεγαλύτερη απ'αυτή του έσω.

4. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΩΝ ΧΙΑΣΤΩΝ ΣΥΝΔΕΣΜΩΝ

4 Εισαγωγή

Οι χιαστοί σύνδεσμοι αποτελούν τον πυρήνα της κινηματικής του γόνατος (We.Muller 1977). Συγχρόνως, είναι οι κύριοι περιοριστικοί παράγοντες της προσθιοπίσθιας μετατόπισης της κνήμης (Butler 1980). Η στιγμιαία εμβιομηχανική ικανότητα εξαρτάται αφ'ενός μεν από την γωνία κάμψης του γόνατος, αφ'ετέρου δε από το πόσες ίνες είναι σε τάση την δεδομένη στιγμή (Jakob and Staubli 1992).

Η πολύ στενή λειτουργική σχέση χιαστών και πλάγιων συνδέσμων ως και η σχέση μεταξύ χιαστών και σχήματος κονδύλων, καθιστούν το σχήμα των αρθρικών επιφανειών και την θέση των συνδέσμων κύριους παράγοντες της φυσιολογικής κίνησης του γόνατος.

4 2 Λειτουργική ανατομική χιαστών

Ο πρόσθιος και ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος, παριστούν τα κεντρικά παθητικά οδηγά στοιχεία του γόνατος (κεντρικός άξονας) και είναι θεμελιώδης ο ρόλος τους στην διατήρηση της φυσιολογικής κύλισης-ολίσθησης του μηρού επί της κνήμης (Hertel 1975). Βλάβες του πρόσθιου χιαστού καταλήγουν σε πειραματικά επιβεβαιωμένη διάσπαση αυτής της λειτουργίας με επακόλουθη βλάβη της άρθρωσης, ειδικά των οπισθίων κεράτων των μηνίσκων και του αρθρικού χόνδρου με συνοδές ακτινολογικές αλλαγές (Anderson 1987, Bach 1988, Baugher 1984, Czerniecki 1988, Noyes 1983, Noyes 1985).

Η λειτουργική αναπαράσταση των χιαστών συνδέσμων σε οβελιαίο επίπεδο, είναι δυνατόν να παραλληλιστεί με την σύνδεση τεσσάρων διασταυρούμενων ράβδων (Kummer-Yamamoto 1988, Montgomery 1988). Οι χιαστοί σύνδεσμοι αλληλοτέμνονται στο σημείο διασταύρωσης P των τεσσάρων ράβδων, το οποίο και αναπαριστά το "στιγμιαίο κέντρο" στροφής του γόνατος (Frankel 1971, Gerber 1983), σημείο που εντοπίζεται επί του εγκάρσιου άξονα κάμψης.

Θα πρέπει όμως να σημειωθεί, ότι το προαναφερόμενο μοντέλο έχει δεχτεί κριτική, διότι ουσιαστικά είναι απλοποιημένο λαμβάνοντας υπ' όψη μόνο τους χιαστούς, χωρίς να απεικονίζει την σύνθετη εμβιομηχανική του γόνατος (Blankevoort 1986, Crowninshield 1976). Αυτό οδήγησε ήδη από το 1974, τον Menschik να περιγράψει την καμπύλη του "Burmester", η οποία λαμβάνει υπ' όψη την κινηματική των χιαστών, αλλά και των πλάγιων συνδέσμων, επεξηγώντας το πως οι πορείες των συνδέσμων είναι αλληλένδετες.

Η καμπύλη "Burmester" αδρά αναπαριστά μία καμπύλη δίκην "8" αποτελούμενη από τα $2/3$ κανονικού κύκλου, που καλείται "pivot cubic" (μηριαίο) και "vertex cubic" (κνήμη). Μ' αυτόν τον τρόπο, ένας σύνδεσμος, που έχει την έκφυσή του από το "pivot cubic" του γόνατος, θα θεωρείται ισομετρικός, δηλαδή θα διατηρεί σταθερό μήκος και τάση καθ' όλη την διάρκεια κίνησης του γόνατος, εφόσον διέρχεται από το στιγμιαίο κέντρο στροφής και απολήγει στο αντίστοιχο σημείο του "vertex cubic".

Οι χιαστοί και πλάγιοι, ο ιγνιακός τένοντας και οι προσθιο-έξω μηροκνημιαίοι σύνδεσμοι, βασικά ακολουθούν το ως άνω μοντέλο (Menschik 1974, 1975, 1988, Muller 1977). Στην πραγματικότητα, το σύνολο των ινών ενός συνδέσμου του γόνατος, δεν ακολουθεί τα ισομετρικά σημεία της καμπύλης Burmester και μόνο ένας περιορισμένος αριθμός ινών μπορεί άμεσα να συνδέει τα ισομετρικά σημεία επί της καμπύλης, και αυτές είναι οι ίνες που πρώτες επιστρατεύονται, όταν ο σύνδεσμος διατείνεται. Οι υπόλοιπες μη ισομετρικές ίνες, είναι στρατηγικά διατεταγμένες, ώστε να επιστρατεύονται όταν αυτό απαιτείται, είτε όταν ο σύνδεσμος είναι λιγότερο ικανός εμβιομηχανικά, είτε όταν υπόκειται σε αυξημένα φορτία.

Με βάση τα παραπάνω βιογραφικά δεδομένα εδραιώνεται η θεωρεία της "λειτουργικής ισομετρίας" των χιαστών συνδέσμων, με τον σχηματισμό της διασταυρούμενης σύνδεσης 4 ράβδων, όπου οι ίνες τους καλύπτουν τα ισομετρικά σημεία έκαστου χιαστού συνδέσμου σαν σταθεροί δεσμοί της συνδεσμολογίας των 4 ράβδων, αλλά και σαν άξονας περιστροφής του συνδέσμου κατά την διάρκεια της κάμψης και έκτασης του γόνατος (Friederich 1988,1989).

4.3 Μικροανατομία ινών και πρότυπα τάσης των χιαστών

Όσον αφορά την αδρή ανατομία των ινών και τα πρότυπα τάσης (Friederich - O'Brien 1988,1989) των χιαστών συνδέσμων, σήμερα ισχύουν τα κάτωθι:

ΠΡΟΣΘΙΟΣ ΧΙΑΣΤΟΣ

Στο εκτεταμένο γόνατο, αυτός συνίσταται από πολλαπλές ίνες με καθαρά αναγνωρισμένα σημεία προσφύσεων. Οι ίνες που ξεκινούν από το ανώτερο σημείο του μηρού, εισέρχονται πρόσθια στην κνήμη, ενώ αυτές που εκφύονται από το κατώτερο εισέρχονται πιο πίσω. Επίσης ίνες που εγείρονται οπισθίως από τον μηρό εισέρχονται έσω στην κνήμη, ενώ αυτές που εγείρονται προσθίως εισέρχονται προς τα έξω. Τέλος οι ίνες που προέρχονται από το κέντρο του συνδέσμου, παραμένουν κεντρικά σ'όλη την πορεία τους.

Οι πρόσθιες ίνες είναι μακρύτερες, με το μήκος να μικραίνει σταθερά σε προσιοπίσθια κατεύθυνση. Σε έκταση του γόνατος, όλες οι ίνες του (Π.Χ) είναι παράλληλες και κάτω από πλήρη και ομοιόμορφη τάση. Όταν το γόνατο κάμπτεται από πλήρη έκταση, το πρόσθιο άκρο του (Π.Χ) χρησιμεύει σαν άξονας περιστροφής για τον σύνδεσμο, καθώς αυτός συστρέφεται γύρω από τον εαυτό του. Καθώς η κάμψη αυξάνει, οι ίνες του βρίσκονται σε λιγότερη τάση, με την χαλαρότητα να αυξάνει σε κατεύθυνση από κάτω προς τα πάνω, στην περιοχή της μηριαίας έκφυσης, ως και σε οπίσθια κατεύθυνση στην περιοχή της κνημιαίας κατάφυσης.

Σε απουσία εξωτερικής εφαρμοζόμενης δύναμης, στην πλει-ονότητά τους οι ίνες είναι χαλαρές στο πλήρως κεκαμένο γόνατο. Ακόμη και μικρή δύναμη μετατόπισης της κνήμης προκαλεί τάση των ινών που αυξάνει, σε εφαρμογή μεγαλύτερης δύναμης, με κατεύθυνση προσιοπίσθια εκτός του συνδέσμου.

ΟΠΙΣΘΙΟΣ ΧΙΑΣΤΟΣ

Παρουσιάζεται και αυτός με παράλληλη διάταξη των ινών, το οποίο γίνεται πιο εμφανές σε πλήρη έκταση του γόνατος.

Ίνες που ξεκινούν από το πρόσθιο-κάτω τμήμα της μηριαίας έκφυσης εισέρχονται πρόσθιο-έσω στην κνήμη. Άλλες, προερχόμενες από το οπίσθιο-κάτω τμήμα εισέρχονται οπίσθιο-έσω ενώ οι κεντρικές παραμένουν κεντροπονημένες σ'όλη την πορεία τους.

Άξιο παρατήρησης είναι μία ευδιάκριτη δέσμη ινών “Η ΟΠΙΣΘΙΑ ΛΟΞΗ ΔΕΣΜΗ”, η οποία σταθερά έχει τις μακρύτερες ίνες εντός του χιαστού, ξεκινά δε από το οπίσθιο-άνω τμήμα της μηριαίας έκφυσης και καταργείται στο οπίσθιο-έξω τμήμα της κνημιαίας κατάφυσης. Σε πλήρως κεκαμένο γόνατο χωρίς εφαρμογή φορτίου, όλες οι ίνες του (Ο.Χ) είναι κάτω από σταθερή και ομοιόμορφη τάση. Καθώς το γόνατο αρχίζει να εκτείνεται από πλήρη κάμψη, η “ΟΠΙΣΘΙΑ ΛΟΞΗ ΔΕΣΜΗ” δρα σαν άξονας περιστροφής και η χαλαρότητα των ινών προχωρά μεθοδικά με κατεύθυνση από (πρόσθια-έσω) σε (οπίσθια-έξω) προς την κατεύθυνση της οπίσθιας λοξής δέσμης.

Με το γόνατο σε πλήρη έκταση, η πλειονότητα των ινών του Ο.Χ είναι χαλαρές και μόνο αυτές της οπίσθιας λοξής δέσμης είναι τεταμένες.

Εάν η κνήμη υπεξαρθρωθεί οπισθίως με το γόνατο μερικώς κεκαμένο, οι ίνες τείνονται προοδευτικά αρχίζοντας από την οπίσθια λοξή δέσμη και προχωρούν προσθίως-έσω.

4 4 Μηχανικές ιδιότητες των χιαστών

Παρά την διχογνωμία, από την ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας, το μέσο μήκος του πρόσθιου χιαστού υπολογίζεται στα 32 mm (Kennedy 1974: 32 mm, Trent 1976: 33 mm, Norwood 1979: 31 mm, Noyes 1984: 27 mm, Brandley 1988: 32 mm, Raunest 1991: 29 mm).

Από πειραματικές μελέτες (Butler 1986, Grood 1992 & Race 1994), προκύπτει ότι επιμήκυνση του 20% του μήκους, ήτοι 7mm περίπου, προκαλεί την ανεπάρκεια και ρήξη των ιστών του πρόσθιου χιαστού. Σύμφωνα με τον Fu και συνεργ. (1993), η stress-strain συμπεριφορά του ιστού εξαρτάται από τον χρόνο εφαρμογής της δύναμης, με αποτέλεσμα η επιμήκυνσή του να είναι αντιστρόφως ανάλογη της ταχύτητας φόρτισης, ενώ συγχρόνως λόγω της ισοελαστικής φύσης του συνδέσμου, επιμήκυνση

μικρότερη των 2 mm ή 6% του μήκους είναι αναστρέψιμη, αλλιώς προκαλείται πλαστική παραμόρφωση (renner 1988).

Επίσης θα πρέπει να τονιστεί, ότι η αντοχή και οι μηχανικές ιδιότητες των χιαστών μεταβάλλονται με την παρέλευση του χρόνου, έτσι ώστε σε ηλικίες άνω των 60 ετών, η τελική εκτατική δύναμή τους ελαττώνεται σε ποσοστό μεγαλύτερο του 50% (Noyes & Grood 1976).

4 5 Παθοφυσιολογία λειτουργικών ασταθειών

4 5 Μεμονωμένες βλάβες χιαστών συνδέσμων

Ο πρόσθιος και ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος μπορούν να παρουσιάζουν σημεία τοπικής αστάθειας (Kennedy 1971, Liljedahl 1965). Μετά από πειραματική αφαίρεση του πρόσθιου χιαστού, η πρόσθια συρταροειδής δοκιμασία αυξανόταν από 2-6 mm, ενώ αυτή του οπίσθιου χιαστού κατέληγε σε οπίσθιο συρταροειδές της τάξης των 13-15 mm.

Η περαιτέρω κίνηση περιοριζόταν από τα περιφερικά θυλακοσυνδεσμικά στοιχεία, ενώ οι θέσεις βλαισότητας-ραιβότητας και υπερέκτασης παρέμεναν αμετάβλητες. Παθητική υπερέκταση συνέβαινε μόνο μετά από διατομή του οπισθίου θυλάκου και ιδιαίτερα του οπισθίου τμήματος του έσω συνδέσμου. Οι μεμονωμένες βλάβες του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου συμβαίνουν, χωρίς συγχρόνως να εμφανίζονται σαφή κλινικά συμπτώματα (Hertel & Schweiberer 1978).

4 5 2 Στροφική αστάθεια

Το κέντρο περιστροφής του φυσιολογικού γόνατος βρίσκεται εντός του έσω μηριαίου κονδύλου, δίπλα στην κνημιαία ακρολοφία (Slocum 1968, Steindler 1955). Μετά από συνδεσμική βλάβη, το κέντρο περιστροφής μπορεί να αλλάξει. Οι Slocum & Larson (1968), περιέγραψαν μία δοκιμασία για τον προσδιορισμό της πρόσθιας-έσω στροφικής αστάθειας, που είναι τροποποίηση της πρόσθιας συρταροειδούς

δοκιμασίας. Το πρόσθιο συρταροειδές εκκλύεται με το πόδι σε έσω στροφή 30 μοιρών, θέση στην οποία ο οπίσθιος έξω θύλακος και ο οπίσθιος χιαστός εμποδίζουν το πρόσθιο συρτάρι, ακόμη και στην παρουσία βλάβης έσω πλάγιου και πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.

Αντίθετα, όταν το πόδι στρίβει 15 μοίρες προς τα έξω, το πρόσθιο συρταροειδές σημείο ανακαλύπτει πρόσθια αστάθεια συνοδευόμενη από βλάβη των έσω συνδεσμικών στοιχείων. Το έσω κνημιαίο κύρτωμα μετατοπίζεται σημαντικά προς τα εμπρός, εξαρτώμενο από την έκταση της βλάβης π.χ. έσω θύλακος, έσω πλάγιος σύνδεσμος, οπίσθιος έσω θύλακος και πρόσθιος χιαστός με έξω μετατόπιση του κέντρου περιστροφής να συμβαίνει μόνο όταν συνυπάρχει και ρήξη του πρόσθιου χιαστού.

4 5 3 Σύνθετες αστάθειες

Σύμφωνα με τον Nicholas (1973), όλες οι περιπτώσεις όπου η πλάγια χαλαρότητα συνδυάζεται με θετικό στροφικό συρταροειδές σημείο, ονομάζονται σύνθετες αστάθειες. Συνήθως είναι αποτέλεσμα εκτεταμένων συνδεσμικών ρήξεων, με την προσθιο-εσωτερική να αποτελεί την συχνότερη μορφή σύνθετης αστάθειας σε σχέση προς την οπίσθια-έσω, πρόσθια-έξω και οπίσθια-έξω. Μία σύνθετη αστάθεια, χαρακτηρίζεται από τα κάτωθι: ευδιάκριτη μετατόπιση του άξονα περιστροφής, αστάθεια ραιβότητας ή βλαισότητας, θετικό πρόσθιο ή οπίσθιο συρταροειδές σημείο και από το γεγονός ότι η στροφική πρόσθια μετατόπιση μπορεί να εξισορροπείται σε σημαντικό βαθμό από επιπρόσθετη στροφή της κνήμης στην ίδια διεύθυνση (Hertel & Schweiberer 1978).

5. ΜΗΧΑΝΟΥΠΟΔΟΧΕΙΣ ΚΑΙ ΧΙΑΣΤΟΙ ΣΥΝΔΕΣΜΟΙ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

5 Παθητική και λειτουργική σταθερότητα του γόνατος

Η ανεπάρκεια των χιαστών, πιστεύεται ότι αποτελεί την πιο κοινή αιτία συνδεσμικής αστάθειας της κατά γόνυ άρθρωσης (Clancy 1983, Erikson 1976), η οποία με την σειρά της ίσως οδηγεί σε μετατραυματική οστεοαρθρίτιδα (Hughston 1976, Hughston 1976, James 1978).

Συγχρόνως, αποτελεί μία ευρύτατα αποδεκτή άποψη ότι οι χιαστοί σύνδεσμοι λειτουργούν σαν μηχανικοί σταθεροποιητές του γόνατος (Baratta 1988) και επομένως η αποκατάστασή τους και δη του πρόσθιου χιαστού με την χρήση μοσχευμάτων έχει γίνει ευρέως διαδεδομένη (Zoltan 1988, Lukianov 1989, Schindhelm 1991).

Η χειρουργική αυτή των συνδέσμων σχεδιάστηκε για να αποκαταστήσει την παθητική σταθερότητα μόνο της κατά γόνυ άρθρωσης, συνεπώς αν και τα αποτελέσματα αυτών των επεμβάσεων φαίνεται νά'ναι καλύτερα από εκείνα της συντηρητικής θεραπείας, δεν είναι πλήρως ικανοποιητικά αφού συμπτώματα λειτουργικής αστάθειας και μυϊκής αδυναμίας συχνά επιμένουν (Arvidsson 1981, Elmqvist 1988, Grimby 1980, Noyes 1984).

Η λειτουργική σταθερότητα του γόνατος είναι το αποτέλεσμα μίας σύνθετης αλληλεπίδρασης μεταξύ των παραγόντων που συμβάλλουν σε στατική σταθερότητα και αυτών που υποβοηθούν σε δυναμική σταθερότητα (Grimby 1980, Lysholm 1984). Η δυναμική σταθερότητα της άρθρωσης εξαρτάται κατά μεγάλο βαθμό από τα φορτία που εφαρμόζονται και την δράση των μυών γύρω απ'αυτή (Markolt 1981).

Στο θεωρητικό άρθρο "Οι σύνδεσμοι του γόνατος: Μία νέα άποψη" (Brand 1986), ο συγγραφέας σημειώνει ότι λίγες περιοχές στην Ορθοπεδική Χειρουργική έχουν περισσότερες αντιφατικές παρατηρήσεις και συμπεράσματα ως και πλέον αμφιλεγόμενες απόψεις, απ'ότι η θεραπεία των συνδεσμικών κακώσεων του γόνατος". Και αυτό δικαιολογείται, καθ'όσον οι Ορθοπεδικοί έχουν κυρίως επικεντρωθεί στον ρόλο των συνδέσμων, σαν μηχανικούς και δομικούς σταθεροποιητές της κατά γόνυ άρθρωσης.

Αναλόγως, ο αισθητικός τους ρόλος έχει σε μεγάλο βαθμό παραμεληθεί για δεκαετίες, με επακόλουθο η πιθανότητα, ότι αυτός ο αισθητικός ρόλος ίσως ξεπερνούσε την μέχρι τότε αποδοθείσα στους συνδέσμους δράση των προστατευτικών αντανακλαστικών, να έχει παραβλεφθεί.

Αυτό βεβαίως είχε σαν συνέπεια, η αντίληψη της θεραπείας των κακώσεων των χιαστών συνδέσμων νά'ναι όμοια μ'αυτή και όλων των άλλων συνδεσμικών κακώσεων, που θεωρούσε αυτούς σαν παθητικά στοιχεία των αρθρώσεων. Τελευταία, η ιδέα ότι οι σύνδεσμοι και τα άλλα στοιχεία της άρθρωσης ίσως χρησιμεύουν σαν αισθητήρια κέντρα έχει αναγεννηθεί, και υπάρχει πράγματι ένα πλούσιο υλικό ενδείξεων για τον αισθητικό ρόλο των χιαστών συνδέσμων, που προέρχεται από τις βασικές επιστήμες.

5 2 Νευροαισθητική θεωρία

Ετσι, έρευνες πάνω στο θέμα, έχουν καταδείξει εφ'ένός μεν διαφορετικούς τύπους μηχανουποδοχέων στους χιαστούς συνδέσμους κυρίως πειραματόζων (Kennedy 1982, Arnoczky 1983, Gardner 1948), αφ'ετέρου δε τις κεντρομόλες οδούς της κατά γόνυ άρθρωσης να έχουν εκτεταμένη απόκλιση στον Νωπιαίο Μυελό, όπου μετά από ερεθισμό των μηχανουποδοχέων να προκαλείται αλλαγή της ευερεθιστότητας του αντανακλαστικού τόξου και επιρροή σε ποικίλες ακούσιες οδούς.

Επιπλέον, τα αποτελέσματα αυτών των μελετών δείχνουν ότι οι κεντρομόλες αισθητικοί ουδοί που ξεκινούν από τους μηχανουποδοχείς του γόνατος, ίσως μεταφέρουν μηνύματα που φθάνουν συνειδητά και πιθανώς παρέχουν στον φλοιό και την παρεγκεφαλίδα ουσιαστικές πληροφορίες για την αίσθηση κίνησης και θέσης (Goodwin 1972, McClosken 1978, Burgess 1982, Matthews 1982).

Παρομοίως, η λειτουργία των κεντρομόλων στοιχείων της άρθρωσης του γόνατος στον έλεγχο της κίνησης, έχει προσελκύσει μεγάλο ενδιαφέρον. Ετσι, υπάρχει ένας αριθμός νευροφυσιολογικών μελετών, που όπως προαναφέρθηκε, ο ερεθισμός των κεντρομόλων οδών της

άρθρωσης μπορεί να αλλάξει την διεγερσιμότητα των α-κινητικών νευρώνων μέσω διαφορετικών αντανεκλαστικών οδών.

Με βάση αυτά τα ευρήματα και λόγω του ότι οι περισσότεροι αρθρικοί μηχανοποδοχείς βρέθηκε να δίνουν μήνυμα (σήμα) μόνο στο τέλος του λειτουργικού ορίου κίνησης της κατά γόνυ άρθρωσης, θεωρείται ότι οι μηχανοποδοχείς ίσως λειτουργούν σαν μέρος ενός αρνητικού παλίνδρομου συστήματος, που ρυθμίζει την διεγερσιμότητα των μυών που ενεργούν στο γόνατο και μ'αυτό το τρόπο εμποδίζεται η υπερέκταση και η υπερκάμψη της άρθρωσης.

Η κύρια αιτία της αναγέννησης της "νευροαισθητικής θεωρίας", είναι ότι βαθμιαία έχει γίνει εμφανές ότι τα αντανεκλαστικά που απ'αυτή την άποψη ενδιαφέρουν, ίσως φθάνουν διά μέσω οδών άλλων από εκείνους που μεταφέρονται άμεσα στο μυοσκελετικό σύστημα. Μία τέτοια πολύ σημαντική οδό φαίνεται να αποτελούν τα αντανεκλαστικά τόξα από τις κεντρομόλες των αρθρώσεων στο γ-σύστημα της μυϊκής ατράκτου. Τα γ-κύτταρα, 2 ειδών, στατικά και δυναμικά είναι μικροί κινητικοί νευρώνες που εντοπίζονται στα πρόσθια κέρατα του Νωτιαίου Μυελού, επιλεκτικά ελέγχουν τις μυϊκές ατράκτους, χωρίς καμιά επίδραση στις υπόλοιπες μυϊκές ίνες, η δε μεταφορά της πληροφορίας από τις ατράκτους στον Νωτιαίο Μυελό γίνεται διαμέσου των πρωτογενών και δευτερογενών κεντρομόλων των μυϊκών ατράκτων.

Από την δεκαετία του 60, διάφοροι συγγραφείς (Ekholm 1960, Voorhoeve 1962, Grillner 1969 & Freeman & Wyke 1967), με πρωτοποριακές μελέτες, θεώρησαν ότι τα αρθρικά αντανεκλαστικά των μηχανοποδοχέων συμμετέχουν σημαντικά στον φυσιολογικό αντανεκλαστικό συντονισμό του μυϊκού τόνου για θέση και κίνηση και ότι αυτοί οι υποδοχείς λειτουργούν πολυσυναπτικά διά μέσω του τόξου του γ-κινητικού νευρώνα.

Γενικά οι κεντρομόλοι οδοί των αρθρώσεων και ειδικά αυτοί που ξεκινούν από τους συνδέσμους πχ. χιαστούς, φαίνεται να έχουν δυνατότερες επιδράσεις σε χαμηλής έντασης ερεθισμό πάνω στο γ-σύστημα μυϊκής ατράκτου, απ'ότι σ'αυτό το α-κινητικών νευρώνων και έχει προταθεί ότι τα αντανεκλαστικά των μηχανοποδοχέων λειτουργώντας

διαμέσω του τόξου των γ-κινητικών νευρώνων, ίσως συμβάλλουν στην συνεχή προπαρασκευαστική προσαρμογή για δυσκαμψία των μυών γύρω από το γόνατο και επομένως στην δυσκαμψία της άρθρωσης και στην λειτουργική της σταθερότητα (McIntyre 1978, Sojka 1985, Johansson 1986, Solomonov 1987, Johansson 1991).

5 3 Μορφολογία

Όσον αφορά την μορφολογία των υποδοχέων, η πρώτη συστηματική έρευνα για την κατανομή και απολήξη των νεύρων στην άρθρωση του γόνατος, έγινε το 1940 από τον Gardner (1944, 1948). Η ιστολογία της άρθρωσης και οι αισθητικές απολήξεις στα διάφορα μέρη, (θύλακο, συνδέσμους, μηνίσκους), αποτέλεσαν στην συνέχεια αντικείμενο εκτεταμένων και με διαφορετικά αποτελέσματα μελετών (Freeman & Wyke 1967, Boyd 1954, Kennedy 1982, Schultz 1984, Zimny 1988, Halata 1989, Katonis 1991, Asimakopoulos & Katonis 1993), που αφορούσαν κυρίως την γάτα και λιγότερο τον άνθρωπο και απεκάλυψαν ότι οι νευρικές απολήξεις ήταν δυνατόν να ταξινομηθούν σε 4 κατηγορίες: απολήξεις Ruffini, σώματα pacini, απολήξεις ανάλογες των σωματίων Golgi των τενόντων και ελεύθερες νευρικές απολήξεις.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

6. ΙΣΤΟΛΟΓΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ

Εισαγωγή

Παρά το πρόσφατο στην διεθνή βιβλιογραφία αυξημένο ενδιαφέρον πάνω στην νευρολογία του γόνατος και τον συγχρόνως εδραιωμένο ρόλο των χιαστών συνδέσμων στην κινησιολογία του ανθρωπίνου γόνατος, η ύπαρξη νευρικών στοιχείων στους συνδέσμους παραμένει σχετικά άγνωστη. Αντίθετα, ιστολογικές μελέτες έχουν γίνει σχετικά ευρέως σε πειραματόζωα ή σε αρθρικά γόνατα με ποικίλα αποτελέσματα.

Σκοπός αυτής της μελέτης, ήταν να αναγνωρίσει την πιθανή ύπαρξη μηχανοποδοχέων στους χιαστούς συνδέσμους υγιών ανθρωπίνων γονάτων.

2 Υλικό μέθοδος

Δέκα πρόσθιοι και οπίσθιοι χιαστοί σύνδεσμοι ελήφθησαν από τα γόνατα αντιστοίχων φρέσκων πτωμάτων, 7 ανδρών και 3 γυναικών, που η ηλικία τους κυμαινόταν από 15 έως 45 έτη. Όλα τα δείγματα προέρχονταν από αρθρώσεις χωρίς εκφυλιστική ή ρευματική νόσο και ελήφθησαν έως και 24 ώρες μετά τον θάνατο. Αμέσως μετά την αφαίρεσή τους, οι χιαστοί τοποθετήθηκαν σε διάλυμα φυσιολογικού ορού και μεταφέρθηκαν στο εργαστήριο όπου αμέσως χρωματίζονταν με την μέθοδο χλωριούχου χρυσού του Ruffini, όπως αυτή τροποποιήθηκε από τους O'Connor & Gonzales (1979).

Ακολουθήθηκαν οι παρακάτω φάσεις:

- Κατ'αρχάς, έκαστος χιαστός σύνδεσμος τοποθετήθηκε σε ξεχωριστή μικρή φιάλη, καλυμμένος από διάλυμα χυμού λεμονιού και μυρμηγκικού οξέος 88% σε αναλογία 3:1 αντίστοιχα και αφέθηκε στο σκοτάδι επί 10 λεπτά.

- Στην συνέχεια, το διάλυμα αντικαταστάθηκε από διάλυμα 1% χλωριούχου χρυσού και η κάθε φιάλη τοποθετήθηκε στο σκοτάδι για επί πλέον 10 λεπτά.

- Ακολούθησε αντικατάσταση με διάλυμα μυρμηγκικού οξέος 25% και τοποθέτηση στο σκοτάδι για 30 λεπτά.

- Μετέπειτα έγιναν 3 εκπλύσεις με αιθανόλη 70% επί 10 λεπτά έκαστη.

- Ακολούθως, το κάθε παρασκευάσμα παρέμεινε για 24 ώρες σε γλυκερόλη, από όπου τελικά ο κάθε χιαστός βυθίστηκε σε παραφίνη.

Ελήφθησαν επιμήκεις εν σειρά τομές, της τάξης των 5 mm, οι οποίες αφού μελετήθηκαν σε οπτικό μικροσκόπιο φωτογραφήθηκαν. Οι νευρικές απολήξεις ταξινομήθηκαν σε 4 τύπους σύμφωνα με την κατάταξη των Freeman και Wyke (1967), ως εξής:

- Τύπος 1 ή σωματία Ruffini
- Τύπος 2 ή σωματία Vater-Pacini
- Τύπος 3 ή σωματία Golgi
- Τύπος 4 ή ελεύθερες νευρικές απολήξεις.

3 Αποτελέσματα

Οι πρόσθιοι και οπίσθιοι χιαστοί σύνδεσμοι του ανθρώπινου γόνατος, εμφανίζουν ένα εκτεταμένο ενδοσυνδεσμικό νευρικό δίκτυο. Τρεις τύποι νευρικών απολήξεων παρατηρήθηκαν: σωματία Ruffini, σωματία Vater-Pacini και ελεύθερες νευρικές απολήξεις. Τα σωματία Ruffini αποτελούνταν από νευρικές ίνες δενδροειδούς μορφής που κατέληγαν σε πεπλατυσμένες προσεκβολές, κατεσπαρεμένες με ιδιόμορφο κοκκιώδες υλικό και πυρήνες, συγκροτούντο δε από ομάδα 2-6 σφαιρικών σωματίων, που περιβάλλονταν από λεπτή κάψα.

Ταυτόχρονα παρατηρήθηκαν επιμηκυσμένες δέσμες συνδετικού ιστού και ινοβλάστες που παρείχαν στήριξη στις ανωτέρω νευρικές δομές.

Τα σωματία Vater-Pacini, κωνικού σχήματος, αποτελούνταν από μία κεντρική επιμήκη κοκκιώδη μάζα με πολλαπλά ομόκεντρα λεπτά στρώματα, που περιβάλλονταν από παχιά κάψα, ο δε άξονάς τους είχε διάμετρο 8-12 mm.

Οι ελεύθερες νευρικές απολήξεις αντιπροσώπευαν απομυε-λινωμένες λεπτές νευρικές ίνες, διαμέτρου 0,5-5 mm.

Όλοι οι προαναφερθέντες τρεις τύποι νευρικών απολήξεων, παρατηρήθηκαν σε όλα τα τμήματα του πρόσθιου και οπίσθιου χιαστού συνδέσμου, αν και ο μεγαλύτερός αριθμός τους εντοπίστηκε στα σημεία πρόσφυσης των συνδέσμων στα οστά, και κοντά στην επιφάνειά τους.

Στον συνεκτικό ιστό μεταξύ των δερματίων, παρατηρήσαμε την ύπαρξη μόνο σωματίων Vater-Pacini. Άλλο ιστολογικό εύρημα υπήρξε η παρουσία τριχοειδών αγγείων, τα οποία περιέβαλαν όλους τους τύπους του νευρικού ιστού και κυρίως τις ελεύθερες νευρικές απολήξεις.

Νευρικές απολήξεις του τύπου 3, δηλαδή σωματία Golgi, δεν παρατηρήθηκαν στους χιαστούς συνδέσμους, ενώ τέλος θα πρέπει να σημειωθεί ότι η μεταξύ ηλικιών και φύλου συγκριτική μελέτη του υλικού μας, δεν έδειξε ποιοτικές ή ποσοτικές διαφορές πάνω στα νευρικά στοιχεία.

7. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ

7 Εισαγωγή

Η σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος έχει μελετηθεί εκτεταμένα, κλινικά και πειραματικά, με τις περισσότερες μελέτες συνδέσμων να εντοπίζονται σ' αυτό το πεδίο λόγω πιθανής κλινικής σπουδαιότητας

(Kennedy & Fowler 1971, Hughston & Eilens 1973, Hsieh & Walker 1976).

Οι χιαστοί σύνδεσμοι και ιδιαίτερα ο πρόσθιος, αποτελούν τις βασικές δομές σταθερότητας της άρθρωσης του γόνατος.

Η ανεπάρκεια του πρόσθιου χιαστού περιγράφεται σαν ένα φορτίο μετατόπισης του συνδέσμου, είτε με την μορφή γραμμικής ακαμψίας, είτε σαν ενέργεια απορροφούμενη στην τελική φόρτιση (Kennedy 1974).

Πολλοί συγχρόνως είναι οι παράγοντες που επηρεάζουν το αποτέλεσμα της χειρουργικής αποκατάστασης του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου της άρθρωσης του γόνατος, όπως η μέθοδος αποκατάστασης, το είδος του μοσχεύματος (Noyes 1983, Steiner 1994), αλλά και η μέθοδος τοποθέτησής του (Wirth 1990).

Σκοπός των εμβιομηχανικών πειραμάτων ήταν:

1. Να εκτιμηθεί ο βαθμός της βλαισής γωνίωσης και της τάσης για να προκληθεί ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.

2. Να προσδιοριστεί το μήκος της πρόσθιας παρεκτόπισης της κνήμης σε σχέση με τον μηρό μέχρι την ρήξη του πρόσθιου χιαστού.

3. Να καθοριστεί η φόρτιση που προκαλεί ρήξη του χρησιμοποιηθέντος σαν υποκατάστατο του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, μοσχεύματος επιγονατιδικού συνδέσμου.

4. Και τέλος να προσδιοριστεί η ανθεκτικότητα του χρησιμοποιηθέντος σαν υποκατάστατο του πρόσθιου χιαστού, μοσχεύματος ημιτενοντώδη τένοντα.

7.2. ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

7 2 Παρασκευάσματα (αποθήκευση και προετοιμασία)

Τα παρασκευάσματα αφορούσαν 12 γόνατα, που ανήκαν σε άρρενες ασθενείς οι οποίοι ακρωτηριάστηκαν, οι 4 λόγω ανοικτών καταγμάτων 3ου βαθμού και οι 8 λόγω αγγειακών παθήσεων.

Η ηλικία των ασθενών κυμαινόταν από 22 έως 68 έτη, στην δε μελέτη δεν περιλαμβάνονταν γόνατα με εκφυλιστική ή ρευματοειδή αρθρίτιδα, ενώ παράλληλα δεν είχε προηγηθεί χειρουργική παρέμβαση.

Για την αποφυγή αφυδάτωσης, κάθε γόνατο τοποθετούνταν σε ειδική θήκη από πολυαιθυλένιο & ακολούθως διατηρούνταν σε καταψύκτη σε θερμοκρασία -20 βαθμών της κλίμακας Κελσίου, όπου δεν δημιουργούνται μεταβολές στις ιδιότητες του κολλαγόνου ιστού (Tkaczuk 1968). Την ημέρα του πειράματος, κάθε παρασκεύασμα αποψύχονταν σε χλιαρό νερό, όταν αποκτούσε την θερμοκρασία του δωματίου, αφαιρούνταν χειρουργικά το δέρμα, το υποδόριο λίπος, οι μύες, αφήνοντας ανέπαφα τα συνδεσμικά στοιχεία και τον θύλακο της άρθρωσης.

Ακολουθούσε οστεοτομία με πριόνι κάθε οστικού άκρου του παρασκευάσματος, 14 cm εκατέρωθεν της αρθρικής επιφάνειας, ομαλοποίηση με ειδική ράσπα και αφαίρεση κάθε υπολείμματος μαλακών μορίων, περιόστεου και λίπους. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι από τις μυϊκές προσφύσεις, παρέμεινε μόνο το περιφερικό τμήμα του τετρακεφάλου και του ημιτενοντώδους τένοντα που χρησιμοποιήθηκαν σαν μοσχεύματα για την αντικατάσταση και ανακατασκευή του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.

Τέλος, τα κολοβώματα του μηριαίου και της κνήμης τοποθετούνταν σε μεταλλικούς υποδοχείς & η εμπέδωση γινόταν με ειδικό μίγμα συγκολλητικών ουσιών.

7 2 2 Εφαρμογή πειραμάτων

Για το πειραματικό μέρος της μελέτης, χρησιμοποιήθηκε κατασκευή αξονικής συμπίεσης και τάσης, που τροποποιήθηκε για να προκαλεί βλαισή γωνίωση με το γόνατο σε κάμψη και εξωτερική στροφή.

Επίσης, η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης σε σχέση με τον μηρό, προκλήθηκε με την εφαρμογή δυνάμεων αξονικής συμπίεσης επί του κνημιαίου κολοβώματος, με το γόνατο σε κάμψη 90 μοιρών. Το μηχανικό κατασκευάσμα με τα δοκίμια ήταν συνδεδεμένο με αισθητήρες και οι μεταβολές καταγράφηκαν βάσει ειδικού προγράμματος, σε ηλεκτρονικό υπολογιστή.

Η πειραματική τάση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου ως και των υποκατάστατων του παράγονταν:

1) Με βλαισθή τάση σε κάμψη 15 μοιρών και εξωτερική στροφή, που είχε σαν αποτέλεσμα κατ'αρχήν την ρήξη της οπίσθιας έξω γωνίας, και μετέπειτα του έσω πλάγιου και οπίσθιου χιαστού διαδοχικά, πριν την ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.

2) Με πρόσθια μετατόπιση της κνήμης και κάμψη γόνατος 90 μοίρες, όπου προκαλείται ρήξη αποκλειστικά του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου ή του υποκατάστατου (επιγονατιδικός και ημιτενοντώδης τένοντας).

Ελαβαν χώρα 4 πειράματα:

- Πείραμα 1) Η αντοχή 6 γονάτων δοκιμάστηκε σε αυξανόμενη τάση βλαισότητας με το γόνατο σε κάμψη 15 μοιρών και εξωτερική στροφή.

- Πείραμα 2) Εκτιμήθηκε η αντοχή 6 γονάτων σε αυξανόμενη πρόσθια μετατόπιση.

- Πείραμα 3) Σε 3 γόνατα του 1ου πειράματος έγινε αντικατάσταση του πρόσθιου χιαστού με επιγονατιδικό τένοντα και σε 3 με ημιτενοντώδη. Ακολούθησε συγκριτική μελέτη της αντοχής τους σε δυνάμεις βλαισότητας κάμψης και εξωτερικής στροφής.

- Πείραμα 4) Οι ίδιες αντικαταστάσεις έλαβαν χώρα και στο πείραμα 2, όπου μετρήθηκαν συγκριτικά οι αντοχές επιγονατιδικού και ημιτενοντώδους τένοντα σε δυνάμεις πρόσθιας μετατόπισης.

7 3 Αποτελέσματα

Αναφέρονται ξεχωριστά τα ευρήματα για κάθε πείραμα που πραγματοποιήθηκε.

ΠΕΙΡΑΜΑ 1.

Προοδευτική δύναμη βλαισότητας εφαρμοζόταν συνεχώς, με το γόνατο σε κάμψη 15 μοιρών και πλήρη σχεδόν εξωτερική στροφή. Όταν η παρεκτόπιση βλαισότητας έφθασε τις 50 μοίρες με την εφαρμογή δύναμης 60 Κρ, παρατηρήθηκε κατ'αρχάς πλήρης ρήξη της οπίσθιας έσω γωνίας του γόνατος και μερική του έσω πλάγιου από την έκφυσή του.

Όταν η βλαισότητα αυξήθηκε στις 60 μοίρες και η δύναμη έφθασε τα 80 Κρ, η πρόσθια - έσω δέσμη ινών του πρόσθιου χιαστού εμφανίζεται κάτω από αυξημένη τάση και ρήχθηκε πρώτη στο σημείο έκφυσής του από τον μηρό στα 8 γόνατα των ασθενών ηλικίας > 50 ετών, και στην κύρια μάζα τους στα υπόλοιπα 4 γόνατα των ασθενών ηλικίας < 50 έτη. Επίσης μερικές από τις ίνες του οπίσθιου χιαστού έπαθαν ρήξη ταυτόχρονα με την ολική ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου όταν ξεπεράστηκαν τα προαναφερθέντα όρια βλαισότητας και εφαρμοζόμενης δύναμης.

Το πείραμα συνεχιζόταν με περαιτέρω φόρτιση οπότε σε βλαισότητα 66 μοιρών και δύναμη 115 Κρ σημειώθηκε πλήρης ρήξη και των οπισθίων χιαστών συνδέσμων.

ΠΕΙΡΑΜΑ 2.

Με κάμψη του γόνατος 90 μοίρες και φόρτιση 40 Κρ, η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης κατά 30 mm προκαλούσε ρήξη του οπισθίου θυλάκου. Περαιτέρω πρόσθια μετατόπιση της κνήμης κατά 10 mm με εφαρμοζόμενη δύναμη 60 Κρ δημιουργούσε ρήξη της δέσμης των οπίσθιων - έξω ινών του πρόσθιου χιαστού. Πλήρης ρήξη του παρατηρήθηκε σε μετατόπιση 45 mm και με φόρτιση 85 Κρ. Και στα δύο πειράματα πρώτα έσπασαν οι ίνες των οπίσθιων έξω δεσμίδων, με την ρήξη να εντοπίζεται σε 4 άτομα στην μάζα του συνδέσμου και σε 8 στην μηριαία έκφυσή του.

ΠΕΙΡΑΜΑ 3.

Σε 3 πτωματικά γόνατα του πειράματος 1, έγινε αντικατάσταση των ρηγμένων πρόσθιων χιαστών με επιγονατιδικό τένοντα χωρίς την συρραφή της οπίσθιας έσω γωνίας του θύλακου. Η τεχνική που ακολουθήθηκε ήταν τροποποίηση της μεθόδου Jones, με ισομετρική τοποθέτηση του

μοσχεύματος, όπου η διάταση μεταξύ κάμψης και έκτασης δεν ξεπερνούσε τα 2 mm.

Εφαρμόστηκαν δυνάμεις βλαισότητας σε κάμψη 15 μοιρών και έξω στροφή, όπου η αρχική διάταση του επιγονατιδικού τένοντα πραγματοποιήθηκε σε βλαισότητα 40 μοιρών και με φόρτιση 18 Κρ. Ο τένοντας άρχισε να υποχωρεί με την εφαρμογή περαιτέρω φόρτισης, για να επέλθει τέλεια ρήξη στα 35 Κρ, τοπογραφικά στο όριο κάτω πόλου επιγονατίδας και επιγονατιδικού συνδέσμου. Στα υπόλοιπα 3 γόνατα του πειράματος 1, έγινε συνδεσμοπλαστική μετά από κατάλληλη παρασκευή μοσχεύματος από τον ημιτενοντώδη τένοντα.

Εδώ η αρχική διάταση σημειώθηκε σε βλαισότητα 40 μοιρών, αλλά με δύναμη 16 Κρ. Η καμπύλη υπήρξε παρόμοια με αυτήν που καταγράφηκε με το μόσχευμα του επιγονατιδικού τένοντα, οι ρήξεις όμως έγιναν μετά από φορτίσεις της τάξης των 28 Κρ.

ΠΕΙΡΑΜΑ 4

Τα 6 πτωματικά γόνατα του πειράματος 2, υποβλήθηκαν σε δοκιμασία πρόσθιας μετατόπισης του κνημιαίου κολοβώματος με το γόνατο σε κάμψη 90 μοιρών και αφού προηγουμένως σε 3 από αυτά έγινε συνδεσμοπλαστική πρόσθιου χιαστού με επιγονατιδικό τένοντα, ενώ τα υπόλοιπα 3 ελέγχθηκαν μετά από αντικατάσταση με τον ημιτενοντώδη τένοντα. Και στις δύο ομάδες η μετατόπιση έγινε με τις ίδιες συνθήκες χωρίς την παρουσία οπίσθιου θυλάκου.

Ο επιγονατιδικός τένοντας υποχώρησε σε δύναμη πρόσθιας μετατόπισης 37 κρ στα 35 mm, ενώ ο ημιτενοντώδης σε 30 κρ με μετατόπιση 30 mm, παρατηρώντας παρόμοιες καμπύλες στα αντίστοιχα ιστογράμματα.

8. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Παρά την ανάπτυξη ενός σημαντικού αριθμού χειρουργικών όπως και συντηρητικών μεθόδων για την θεραπεία των τραυματισμένων χιαστών συνδέσμων, τα αποτελέσματα είναι αρκετές φορές απογοητευτικά. Συμπτώματα όπως λειτουργική αστάθεια, αίσθημα υποχώρησης και μυϊκή

αδυναμία δεν είναι ασυνήθη σε χειρουργημένους και μη ασθενείς (Clancy 1982, Noyes 1983, Paterson 1986). Το 1965 ο Freeman και συνεργάτες πρότειναν ότι τέτοιου είδους συμπτώματα ίσως να είναι αποτέλεσμα μερικής “απο-κεντρομολοποίησης” των δομικών στοιχείων της άρθρωσης.

Συγχρόνως τα αποτελέσματα άλλων μελετών (Johanson 1989, Sojka 1989), έχουν δείξει ότι αυτή η “αποκεντρομολοποίηση” των χιαστών συνδέσμων ίσως αλλάζει την ανατροφοδότηση πληροφοριών του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος από το γ-μυοαξονικό σύστημα κατά την εκτέλεση των κινήσεων. Σ’ αυτό το πλαίσιο αξίζει να προστεθούν πρόσφατα ευρήματα που αποδεικνύουν ότι ασθενείς με πλήρη ρήξη των χιαστών συνδέσμων, παρουσιάζουν εξασθενημένη ιδιοδεκτικότητα από το αντίστοιχο κάτω άκρο (Barrett 1991, Corrigan 1992).

Επίσης έχει προταθεί ότι αισθητικές απολήξεις των συνδέσμων διαμέσου αντανακλαστικών επιδράσεων στο γ-μυοαξονικό σύστημα, συμμετέχουν στον φυσιολογικό αντανακλαστικό συντονισμό των μυών που δρουν στο γόνατο (Ekholm 1960, Freeman & Wyke 1967), ρυθμίζοντας την αρθρική δυσκαμψία και σταθερότητα (Johansson 1986, Johansson 1988, Johansson 1989, Sjolander 1989). Είναι λοιπόν φανερό, ότι οι εν’λόγω αισθητικές απολήξεις των συνδέσμων του γόνατος λειτουργούν σαν μηχανουποδοχείς αποτελώντας τμήμα ενός προστατευτικού μηχανισμού σε κάθε ανώμαλη κινητικότητα της άρθρωσης.

Γύρω στην δεκαετία του ‘60 θα εμφανιστούν οι πρώτες ερευνητικές εργασίες για την ανακάλυψη νευρικών απολήξεων σε δομικά στοιχεία του γόνατος πειραματόζωνων (Skoglund 1958, Freeman & Wyke 1967). Η ύπαρξη μηχανουποδοχέων στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο του ανθρώπινου γόνατος θα αναφερθεί κατ’αρχάς από δύο ερευνητές (Zimny 1986, Halata 1989). Στην ίδια χρονική περίοδο, ανάλογα υπήρξαν και τα ευρήματα για τον οπίσθιο χιαστό με την ανεύρεση ειδικών μηχανουποδοχέων (Schultz 1984, Katonis 1991).

Στην παρούσα έρευνα η ιστολογική μελέτη αφορούσε πρόσθιους και οπίσθιους χιαστούς συνδέσμους που ελήφθησαν από φυσιολογικές αρθρώσεις ατόμων χωρίς στοιχεία ρευματοειδούς ή εκφυλιστικής αρθρίτιδας, που η ηλικία τους κυμαινόταν από 15 έως 45 έτη.

Διαπιστώθηκε γενικά η ύπαρξη εκτεταμένου ενδοσυνδεσμικού νευρικού δικτύου και στους 2 χιαστούς, που περιελάμβανε απολήξεις τύπου 1 (σωμάτια Ruffini), τύπου 2 (σωμάτια Vater-Pacini) και ελεύθερες νευρικές απολήξεις. Τα σωμάτια Ruffini έχουν περιγραφεί στον αρθρικό θύλακο της γάτας (Boyd 1954, Skoglund 1958, Freeman & Wyke 1967). Αυτοί λειτουργούν σαν χαμηλής προσαρμογής υποδοχείς τάσης, όπου σύμφωνα με τον Wyke (1973), έχουν μια πολύ χαμηλή ουδό αντιδρώντας σε αλλαγές της πίεσης μέσα στην άρθρωση επισημαίνοντας στατικές και δυναμικές τάσεις.

Σύμφωνα δε με νευροφυσιολογικές μελέτες των Grigg & Hoffman (1982), τα σωμάτια Ruffini του αρθρικού θύλακου της γάτας, είναι πολύ ευαίσθητα στο τέντωμα του θυλάκου. Αυτό το είδος του υποδοχέα ίσως παίζει ένα ρόλο άμεσης επισήμανσης για την άρθρωση, όσον αφορά τον περιορισμό της στροφής σε έκταση.

Είναι πολύ πιθανό το ότι αυτοί οι υποδοχείς στους ανθρώπινους χιαστούς συνδέσμους του γόνατος έχουν παρόμοια χαρακτηριστικά και ικανότητες. Τα σωμάτια Vater-Pacini έχουν και αυτά περιγραφεί στον αρθρικό θύλακο της γάτας (Boyd 1954, Skoglund 1958, Freeman & Wyke 1967). Φυσιολογικές μελέτες έδειξαν ότι αυτά λειτουργούν σαν μηχανουποδοχείς ταχείας προσαρμογής που ανταποκρίνονται στις ταλαντώσεις (Boyd 1954, Wyke 1973, Skoglund 1973), ονομαζόμενοι και υποδοχείς επιτάχυνσης.

Σύμφωνα με τον Wyke (1973), τα σωμάτια Vater-Pacini του αρθρικού θύλακου της γάτας, έχουν πολύ χαμηλή ουδο λειτουργώντας σαν δυναμικοί μηχανουποδοχείς στην έναρξη και το τέλος της κίνησης, ιδιότητα που πιθανότατα χαρακτηρίζει και τα αντίστοιχα σωμάτια που παρατηρήσαμε στους χιαστούς συνδέσμους της μελέτης μας.

Ο τρίτος τύπος υποδοχέα ήταν οι ελεύθερες νευρικές απολήξεις, που πιθανότατα αποτελούν μέρος του όλου συστήματος υποδοχέων πόνου (Freeman & Wyke 1967), όσον αφορά το γόνατο ή παίζοντας και ρόλο θερμουποδοχέων (Spray 1986). Συσσώρευση μηχανουποδοχέων διαπιστώσαμε κοντά στην επιφάνεια των συνδέσμων και στις οστικές προσφύσεις όπως ήδη έχει μνημονευτεί και από άλλους συγγραφείς

(Zimny 1986, Halata 1989). Αποδώσαμε την εντόπιση των μηχανουποδοχέων κοντά στην επιφάνεια και στις οστικές προσφύσεις, στο ότι με αυτόν τον τρόπο επιτρέπεται μεγαλύτερη ευαισθησία στην παραμόρφωση σε σχέση με το κέντρο.

Η τοπογραφική υπεροχή των μηχανουποδοχέων στην μηριαία πρόσφυση των χιαστών συνδέσμων, ίσως αντανάκλα μιά πραγματική προτίμηση των υποδοχέων να είναι κοντά στον κύριο κορμό του νευρικού δεματίου, το οποίο εισέρχεται και εξέρχεται από το μηριαίο άκρο των χιαστών. Η απουσία του τρίτου τύπου υποδοχέων (σωμάτια Golgi) είναι δύσκολο να ερμηνευτεί. Στην διεθνή βιβλιογραφία (Schulz 1984) αναφέρεται η ύπαρξη ενός μόνο υποδοχέα, τύπου 3, σε έκαστο από τους χιαστούς συνδέσμους. Ωστόσο, το εύρημα αυτό αφορούσε συνδέσμους που ελήφθησαν από παθολογικά γόνατα με σοβαρού βαθμού αρθρίτιδα, όπου η απώλεια πληροφοριών από τους υποδοχείς θα μπορούσε να παίξει κάποιο ρόλο στην διεργασία της νόσου. Επίσης σωμάτια Golgi παρατηρήθηκαν και από άλλους μελετητές (Burgess & Clark 1969, Grigg 1977). Επρόκειτο όμως περί χιαστών συνδέσμων πειραματόζωων και για το λόγο αυτό τα ευρήματά τους δεν είναι δυνατόν να συγκριθούν προς τα ευρήματα της παρούσας μελέτης.

Μια τέλος παρατήρηση, αφορούσε την στενή ανατομική σχέση των υποδοχέων και ειδικά των ελεύθερων νευρικών απολήξεων με τις μικρές αρτηρίες και αρτηριόλια των χιαστών συνδέσμων, μια σχέση που ίσως οφείλεται στην αγγειοκινητική τους δραστηριότητα (Freeman & Wyke 1967). Με βάση τα παραπάνω θα μπορούσαμε να θεωρήσουμε ότι, οι μηχανουποδοχείς κατέχουν ένα θεμελιώδη ρόλο στην οργάνωση του κεντρικού νευρικού συστήματος. Βασικά αυτοί λειτουργούν σαν μετατροπείς της φυσικής ενέργειας, που εκφράζεται σαν τάση σε νευρικό σήμα.

Από την άποψη των ανθρώπινων χιαστών συνδέσμων, οι ενδοσυνδεσμικοί μηχανουποδοχείς θα μπορούσαν να διεγερθούν από την τάση που αναπτύσσεται εντός των κολλαγόνων ινών σε κάθε κίνηση του γόνατος. Πράγματι, φαίνεται από την μελέτη μας, ότι στα υγιή άτομα που ο πρόσθιος και ο οπίσθιος χιαστοί σύνδεσμοι περιέχουν τους 3 τύπους υποδοχέων, η πιθανή τους ρήξη δεν θα προκαλέσει μόνο εμβιομηχανική

αλλά και νευρολογική διαταραχή λόγω του ότι η κεντρομόλος αυτή ροή πληροφοριών από το γόνατο προς το κεντρικό νευρικό σύστημα επηρεάζεται άμεσα από την βλάβη των συνδέσμων και συγκεκριμένα των μηχανουποδοχέων τους.

Συμπερασματικά, από τα αποτελέσματα της μελέτης μας και με εδραιωμένη πλέον την θεωρία της αισθητικής λειτουργίας των χιαστών συνδέσμων θα προτείνουμε:

A) Γιά μεν τους ασθενείς που πρόκειται να υποβληθούν σε συνδεσμοπλαστική χιαστού συνδέσμου, την ελαχιστοποίηση της αισθητικής βλάβης. Όταν ένας ρηγμένος χιαστός αντικατασταθεί με μόσχευμα, η αισθητική λειτουργία του συνδέσμου αποκαθίσταται. Αυτό θα μπορούσε να αποφευχθεί εάν το υποκατάστατο ενισχύονταν με τα οστικά άκρα του ρηγμένου χιαστού, όπου η εντόπιση των μηχανουποδοχέων είναι πλούσια.

B) Γιά δε τους ασθενείς που θα αντιμετωπιστούν συντηρητικά μετά από μιά ρήξη των χιαστών συνδέσμων, θα πρέπει τα προτεινόμενα προγράμματα αποκατάστασης να τροποποιούνται σύμφωνα με την νέα αισθητική κατάσταση. Συνεπώς, η αποκατάσταση μετά από συνδεσμικές βλάβες του γόνατος θα πρέπει να περιλαμβάνουν όχι μόνο ασκήσεις ενδυνάμωσης, αλλά να συμπληρώνονται και με ασκήσεις μυϊκού συντονισμού.

Από εμβιομηχανικής άποψης, ο αιτιολογικός μηχανισμός των κακώσεων των χιαστών συνδέσμων και περισσότερο του πρόσθιου έχουν μελετηθεί από πολλούς συγγραφείς (Palmer 1938, Abbot 1941, O'Donaghue 1950, Slocum 1973, Macintosh 1974, Kennedy 1974, Hughston 1980, Bousquet 1986). Πιθανόν, ο συνηθέστερος μηχανισμός κάκωσης για τον πρόσθιο χιαστό περιλαμβάνει συνδυασμό κινήσεων κάμψης, βλαισότητας και έξω στροφής. Το αποτέλεσμα ήταν τυπικές συχνά βλάβες που ονομάστηκαν “ατυχής τριάδα” η οποία περιλάμβανε ρήξη του πρόσθιου χιαστού, έσω πλάγιου συνδέσμου και του έσω μηνίσκου (O'Donaghue 1950).

Ο Kennedy και συνεργ. (1974), διαπίστωσαν ότι μια ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου σε συνδυασμό με ρήξη και άλλων θυλακοσυνδεσμικών στοιχείων, θα μπορούσε να είναι αποτέλεσμα είτε

δυνάμεων βλαισότητας σε εξωτερική στροφή και κάμψη, είτε σπανιότερα από άμεση πλήξη της κνήμης σε οπισθοπρόσθια κατεύθυνση. Εκτός από τις παραπάνω συνδυασμένες βλάβες, υπάρχουν και οι μεμονωμένες ρήξεις του πρόσθιου χιαστού. Οι μηχανισμοί που τις προκαλούν είναι ποικίλοι, όπως απότομη έσω στροφή της κνήμης σε υπερέκταση που ειφέρει αύξηση της τάσης στον χιαστό και μπορεί να οδηγήσει σε ρήξη.

Το ίδιο αποτέλεσμα ενδέχεται να συμβεί μετά από μαζική σύσπασση του τετρακεφάλου (Feagin 1976, Norwood 1979). Σύμφωνα με τον Jakob (1981), τα τελευταία χρόνια παρατηρούνται ωρισμένες αλλαγές στην συχνότητα του προτύπου και μηχανισμού κάκωσης του γόνατος, με αύξηση των μεμονωμένων βλαβών του πρόσθιου χιαστού από το 19% στο 28%.

Με την παρούσα *in vitro* εμβιομηχανική μελέτη στο πρώτο μέρος (πείραμα 1 & 2), έγινε προσπάθεια να αναπαραχθούν οι δύο κύριοι μηχανισμοί ρήξης του πρόσθιου χιαστού σε δυνάμεις βλαισότητας, έξω στροφής, κάμψης και σε δυνάμεις πρόσθιας μετατόπισης. Εκτιμήθηκαν :

1) Στον πρώτο μηχανισμό, ο βαθμός της γωνίας παρεκτόπισης και το σύνολο της εφαρμοσθείσας δύναμης για την ρήξη του πρόσθιου χιαστού και των υπόλοιπων δομικών στοιχείων της άρθρωσης

2) Στο δεύτερο μηχανισμό, μετρήθηκαν οι δυνάμεις και η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης για την ρήξη του πρόσθιου χιαστού.

3) Η σειρά ρήξης των συνδέσμων και

4) Η εντόπισή της στον πρόσθιο χιαστό σε σχέση με την ηλικία και τον μηχανισμό της κάκωσης.

Στο δεύτερο μέρος της μελέτης (πείραμα 3 & 4) επαναλήφθηκαν οι ίδιοι μηχανισμοί ρήξης των υποκατάστατων του πρόσθιου χιαστού, επιγονατιδικού και ημιτενοντώδη τένοντα & ακολούθησε συγκριτική εκτίμηση της αντοχής τους. Η αποκλειστική εντόπιση των πειραμάτων στον πρόσθιο χιαστό δεν οφειλόταν μόνο στην επικρατούσα άποψη για συντηρητική θεραπεία των κακώσεων του οπίσθιου χιαστού, αλλά και στο ότι οι ρήξεις του πρόσθιου χιαστού είναι συχνότερες, με καταστροφικά πολλές φορές επακόλουθα.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης, η συχνότερη διαδικασία ρήξης του πρόσθιου χιαστού σε βλαισή φόρτιση με το γόνατο σε κάμψη 15-20 μοιρών και έξω στροφή, ακολουθεί τις εξής φάσεις: Κατ'αρχάς προκαλείται πλήρης ρήξη στην οπίσθια έσω γωνία και μερική στον έσω πλάγιο σύνδεσμο. Με την εφαρμογή μεγαλύτερης δύναμης και αύξηση της γωνίας βλαισότητας, οριστικοποιείται η ρήξη του έσω πλάγιου ενώ ακολουθεί αυτή της πρόσθιας έσω δεσμίδας του πρόσθιου χιαστού.

Όταν η εφαρμοζόμενη τάση ξεπερνούσε τα 85 Κρ, ολοκληρώνονταν η πλήρης ρήξη του, ενώ εμφανίζονταν τα πρώτα σημάδια ρήξης του οπίσθιου χιαστού, που γίνονταν πλήρως στα 115 Κρ.

Στο δεύτερο πειραματικό μοντέλο ρήξης του πρόσθιου χιαστού με την εφαρμογή δύναμης για πρόσθια μετατόπιση κνήμης και με το γόνατο σε κάμψη 90 μοιρών, το πρώτο και μοναδικό δομικό στοιχείο του γόνατος που θα υποστεί ρήξη πριν την βλάβη του πρόσθιου χιαστού είναι ο οπίσθιος θύλακος. Αυτό αποδεικνύει το πόσο σημαντικό στοιχείο αντίστασης στην πρόσθια μετατόπιση της κνήμης αποτελεί ο ισχυρός οπίσθιος θύλακος, του οποίου η τάση για ανεπάρκεια φθάνει περίπου το 75% αυτής του πρόσθιου χιαστού.

Οι προϋπάρχουσες πειραματικές εργασίες που αναφέρονται στην ισχύ του πρόσθιου χιαστού αφορούσαν αποκλειστικά τον σύνδεσμο, χωρίς τις προσφύσεις του στα οστά. Έδειξαν δε ότι ο έσω πλάγιος και ο πρόσθιος χιαστός εμφάνιζαν παρόμοια αντοχή, ενώ αυτή του οπίσθιου χιαστού ήταν σχεδόν διπλάσια (Noyes & Grood 1976, Chen 1980, Ahmed 1992). Και στα δύο πειραματικά μοντέλα ρήξης του πρόσθιου χιαστού πρώτα έσπασαν οι ίνες των προσθιο-έσω, παρατήρηση που συμφωνεί και με τις εργασίες πολλών ερευνητών που τονίζουν ότι οι πρόσθιες ίνες είναι επιμηκέστερες και πιο τεταμένες σε κάμψη, επομένως και πιο ευαίσθητες (Caband 1983, Kurosawa 1991, Furman 1976).

Η ρήξη του πρόσθιου χιαστού στην μάζα του αφορούσε γόνατα ασθενών κάτω από 40 έτη, ενώ σε ηλικίες άνω των 60, αυτή συνέβαινε στην μηριαία έκφυση του συνδέσμου. Η διαφορά στον τρόπο αυτό ανεπάρκειας ίσως σχετίζεται με μείωση της οστικής μάζας στο σημείο πρόσφυσης του χιαστού συνδέσμου.

Σχετικά με την αντιμετώπιση των κακώσεων του πρόσθιου χιαστού, από πολλούς ερευνητές έχει τεθεί το ερώτημα κατά πόσο πρέπει να προτιμάται η χειρουργική επέμβαση. Υπέρ της εγχείρησης συνηγορούν τα μακρά κακά αποτελέσματα από εργασίες πολλών ερευνητών πάνω στην συντηρητική αγωγή. Σαν συνήθεις επιπλοκές αναφέρονται η εμφάνιση βλαβών των μηνίσκων, η εκφυλιστική οστεοαρθρωπάθεια και η λειτουργική ανικανότητα της κατά γόνυ άρθρωσης (Jacobsen 1977, Feagin 1979, Clancy 1982, Chambat 1985).

Ωστόσο η πτωχή σχέση μοτazύ κλινικής εικόνας και λειτουργικής σταθερότητας των χειρουργημένων και μη γονάτων, έχουν δημιουργήσει διχογνωμία και σύγχυση ως προς τις ενδείξεις της χειρουργικής αποκατάστασης των χιαστών συνδέσμων του γόνατος (Kennedy 1974, Feagin 1979, Clancy 1982, Satkk 1986). Σήμερα γενικά ακολουθείται περισσότερο επιθετική αντιμετώπιση της βλάβης, με χρησιμοποίηση μοσχευμάτων όπως ο επιγονατιδικός και ο ημιτενοντώδης τένοντας (Jones 1980, Eriksson 1984, Ferretti 1990, Gomez 1990).

Από τα πειράματα της παρούσας εμβιομηχανικής μελέτης καθίσταται εμφανές ότι από άποψη ανθεκτικότητας, η χρήση μοσχεύματος επιγονατιδικού τένοντα υπερέχει σαφώς της χρήσης μοσχεύματος από ημιτενοντώδη τένοντα. Συναφή επιστημονικά δεδομένα δεν ανευρέθηκαν στην προσιτή σε μας διεθνή βιβλιογραφία.

Συμπερασματικά, είναι δυνατόν να αναφερθεί ότι οι χιαστοί σύνδεσμοι του ανθρώπινου γόνατος, αποτελούν σημαντικά και ζωντανά στοιχεία μαλακών ιστών μα αρχαία ποέλευση, που σε συνδιασμό με άλλες σύνθετες δομές ελέγχουν μηροκνημική κινηματική. Η διάσπαση της τελευταίας και οι επακόλουθες εκφυλιστικές αλλαγές από την ρήξη των χιαστών, πιθανόν συμβαίνουν όχι μόνο λόγω έλλειψης της δομικής τους ακεραιότητας, αλλά ίσως και από την διαταραχή της ιδιοδεκτικής λειτουργίας τους. Στις δε μεθόδους χειρουργικής αποκατάστασης ειδικά του πρόσθιου χιαστού του γόνατος, από την άποψη της ανθεκτικότητας, υπερτερεί η χρήση μοσχεύματος από τον επιγονατιδικό τένοντα.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

1. Οι χιαστοί σύνδεσμοι του ανθρωπίνου γόνατος εμφανίζουν ένα εκτεταμένο ενδοσυνδεσμικό νευρικό δίκτυο
2. Παρατηρήθηκαν νευρικές απολήξεις των τύπων 1,2 και 4, δηλαδή σωματία Ruffini, Vater - Pacini και ελεύθερες νευρικές απολήξεις αντίστοιχα.
3. Οι παραπάνω τύποι μηχανουποδοχέων ήταν πολύ περισσότεροι κοντά στην επιφάνεια του συνδέσμου και στα σημεία πρόσφυσής του στα οστά.
4. Απολήξεις τύπου 3, σωματία Golgi, δεν βρέθηκαν.
5. Η ενίσχυση του υποκατάστατου, με τα οστικά άκρα του ρηγμένου χιαστού πιθανά ελαχιστοποιεί την αισθητική βλάβη.
6. Στους ασθενείς που η ρήξη των χιαστών αντιμετωπίζεται συντηρητικά, τα προγράμματα αποκατάστασης πρέπει να τροποποιούνται σύμφωνα με την νέα αισθητική κατάσταση του γόνατος.
7. Οι κύριοι μηχανισμοί ρήξης των χιαστών είναι α) η βλαισότητα με κάμψη 15 μοίρες και έξω στροφή και β) οι μετατοπίσεις της κνήμης μπρός ή πίσω με το γόνατο σε κάμψη 90 μοίρες.
8. Οι ρήξεις του πρόσθιου χιαστού στα νέα άτομα εντοπίζονται συχνότερα στην κύρια μάζα τους, ενώ στα μεγαλύτερα άνω των 50 ετών στις οστικές προσφύσεις λόγω πιθανής οστεοπόρωσης.
9. Οι μέσες τιμές τάσης για την ρήξη των προσθίων χιαστών και στους 2 μηχανισμούς ήταν περίπου ίδιες, της τάξης των 80-85 kp.
10. Και στα 2 πειραματικά μοντέλα ρήξης των υποκατάστατων του πρόσθιου χιαστού τα μοσχεύματα του επιγονατιδικού τένοντα έχουν μεγαλύτερη αντοχή από αυτά του ημιτενοντώδη.

0 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Abbott LC, Sannders JB, Bost FC, Anderson CE. Injuries of the Ligaments of the Knee. *J. Bone Joint Surg. (AM)* 26: 503-521, 1944.
2. Ahmed AM, Burke DL, Duncan NA, Chan k. Ligament tention pattern in the flexed knee in combined passive anterior translation and axial rotation. *Journal of Orthop. Res*, 10(6) 854-867, 1992.
3. Anderson AF, Lipscomb B, Lindahl KJ, Addlestone RB. Analysis of the intercondylar notch dy computed tomography. *Am J Sports Med* 15: 547-552, 1987.
4. Abbot LC, Sanders BM, Bost FC, Anderson CE. Injuries to the knee joint. *J. Bone Joint Surg* 26: 503-521, 1941.
5. Anderson H. Histochemical Studies on the Histogenesis of the Knee Joint and Superior Tibio-Fibular Joint in Human Fetuses. *Acta Anat.*, 46: 279, 1961.
6. Apten AG. Instability of the knee resulting from ligamentous injury. *J. Bone Joint Surg. (Br)* 62: 515-516, 1980.
7. Arnoczky, SP. Anatomy of the anterior cruciate ligament, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 172, 19, 1983.
8. Arnoczky SP. Blood supply to the anterior cruciate and supporting structures. *Prth. Clin. North. Am.*, 16: 15-28, 1985.
9. Arnoczky SP. The vascularity of the anterior cruciate ligament and associated structures. In: *The anterior cruciate defficient knee. New concepts in ligament repair.* Eds: Jackson DW, Drez D. The CV Mosby Company, ST Louis Washington, Toronto, 27-54, 1987.
10. Arvidsson I, Eriksson E, Haggmark T, Johnson RG. Isokinetic thigh muscle strength after ligament reconstruction in the knee joint: results from a 5-10 year follow-up after reconstruction of the anterior cruciate ligament in the knee joint. *Int J. Sports Med* 2: 7-11, 1981.
11. Assimakopoulos A, Katonis P, Agapitos M, Exarchou E. The innervation of the human meniscus. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 275: 232-236, 1992.
12. Bach BR, Warren RF, Wickiewicz TL. The pivot shift phenomenon: Results and description of a modified clinical test for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am 3 Sports Med* 16: 571-576, 1988.
13. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Lefson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med.* 16: 113-122, 1988.
14. Barrett DS. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction (Br), 73: 833-837, 1991.
15. Baugher WH, Warren RF, Marshall JL, Joseph A. Quadriceps atrophy in the anterior cruciate insufficient knee. *Am J Sports Med.* 12: 192-195, 1984.
16. Blankevoort L, Huiskes R, de Lange A. Helical axes along the envelope of passive knee joint motion. *Trans Orthop. Res. Soc.* 11: 410, 1986.

17. Bousquet G, Charmion L, Passot JP, Girardin P, Relave M, Gazielly D. Stabilisation du condyle externe du genou dans les laxites anterieures chroniques. Importance du muscle poplite. *Rev. Chir. Orthop.* 72: 427-434, 1986.
18. Boyd IA. The histological structure of the receptors in the knee joint of the cat correlated with their physiological response. *J Physiol.*, 124: 476-488, 1954.
19. Brand RA. Knee ligaments: a new view, *J Biomech. Eng.*, 108, 106, 1986.
20. Brandley J, Fitzpatrick D, Daniel D, Shercliff T, O'Connor J. Orientation of the cruciate ligament in the sagittal plane: a method of predicting its length change with flexion. *J Bone Joint Surg. (Br)* 70: 94-99, 1988.
21. Brantigan OC, Voshell AF. The mechanics of the ligaments and the menisci of the knee joint. *J Bone Joint Surg (AM)* 23: 44-66, 1941.
22. Burgess PR, Clark FJ. Characteristics of knee joint receptors in the cat. *J Physiol*, 203 (2); 317-335, 1969.
23. Burgess PR, Wei JY, Clark FJ, Simon J: Signaling of kinesthetic information by peripheral sensory receptors. *Ann Rev Neurosci* 5: 171-187, 1982.
24. Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg*, 62A, 259, 1980.
25. Butler DL, Kan MD, Stouffer DC. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patella tendon and knee ligaments. *J Biomech.* 19: 425-432, 1986.
26. Cabaud HE. Biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin. Orthop.*, (172), 26-31, 1983.
27. Carson WJ. The role of the lateral extra-articular procedures for anterolateral rotatory instability. *Clin. in Sports Med.*, 7: 751-772, 1988.
28. Chambat P. Le ligament croise anterieur. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT*, pp 79-101, 1985.
29. Chen EH, Black J. Materials, design analysis of the prosthetic ACL. *Journal Biomed Mat Res* 14, 567, 1980.
30. Clancy WG, Nelson DA, Reider B, Narechania RG. Anterior cruciate ligament reconstruction using one-third of the patellar ligament, augmented by extra-articular tendon transfers. *J Bone Joint Surg (Am)*, 64: 352-359, 1982.
31. Clancy WG. Knee ligamentous injury in sports: the past, present and future *Med Sci Sports Exerc.* 15: 9-14, 1983.
32. Corrigan J, Cashman W, Brady M. Proprioception in the cruciate deficient knee (Br) 74: 247-250, 1992.
33. Crowninshield R, Pope MH, Johnson RJ. An analytical model of the knee. *J. Biomech.* 9: 397-405, 1976.
34. Czerniecki JM, Lippert F, Olerud JE. A biomechanical evaluation of tibiofemoral rotation in anterior cruciate deficient knees during walking and running. *Am J Sports Med* 16: 327-331, 1988.

35. Drachman DB and Sokoloff, L. The role of movement in embryonic joint development. *Dev. Biol.*, 14: 401, 1966.
36. Dye SF. An evolutionary perspective of the knee. *J Bone Joint Surg.*, 69 A (7): 976, 1987.
37. Ekholm J, Eklund G, Skoglund S. On the reflex effects from the knee joint of the cat. *Acta Physiol Scand* 50: 167-174, 1960.
38. Ellison A, Berg E. Embryology, anatomy and function of the anterior cruciate ligament. *Orthop. Clin. N. Am.*, 16: 3-14, 1985.
39. Elmqvist L-G, Lorentzon R, Langstrom, Fugl-Meyer AR: Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Long-term effects of different knee angles at primary immobilization and different modes of early training. *Am J Sports Med* 16: 455-462, 1988.
40. Eriksson E. Sports injuries of the knee ligaments. Their diagnosis, treatment rehabilitation and prevention. *Med. Sci Sports* 8: 133-146, 1976.
41. Eriksson E. Stalked pattellar tendon graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Orthopedics* 9/2: 205-211, 1986.
42. Ferreti A, Conteduca F, De Carli A, Fontana M, Mariani P. Results of reconstruction of the anterior cruciate ligament with the tendons of semitendinosus and gracilis in acute lesion of the knee. *Ital J Orthop. Traumatol.*, 16(4): 452-458, 1990.
43. Feagin JA. The syndrome of the torn anterior cruciate ligament. *Orthop. Clin. North. Am.*, 10: 81-91, 1979.
44. Feagin JA. The cruciate ligaments: diagnosis and treatment of ligamentous injuries about the knee. Churchill Livingstone, 1988.
45. Frankel VH. Biomechanics of the knee *Orthop. Clin. North. Am* 2: 175-190, 1971.
46. Frankel VH, Burstein AH, Brooks DB. Biomechanics of internal derangement of the knee. *J Bone Joint Surg. (Am)* 53: 945-962, 1971.
47. Freeman MAR, Dean MRE, Hanham IWF. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg. (Br)*, 47: 678-685, 1965.
48. Freeman MAR, Wyke B. The innervation of the knee joint. An Anatomical and histological study in the cat. *J Anat.*, 101 (3): 505-532, 1967.
49. Freeman MAR, Wyke B. Articular reflexes at the ankle joint. An electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. *Br J Surg.* 54: 990-1001, 1967.
50. Freeman MAR, Wyke B. Articular reflexes at the ankle joint: An electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. *Br J Surg* 54: 990-1001, 1967.
51. Friederich NF, O'Brien WR, Muller WE, Henning CE, Jackson RW. Functional anatomy of the cruciate ligaments and their substitutes. Part 2: The posterior cruciate ligament *Voltrag*, 3 ESKA-Kongress Amsterdam, 1988.

52. Friederich NF, O'Brien WR, Muller WE, Henning CE. Anterior cruciate ligament fiber tension patterns during knee motion proceedings of the 6th ISK congress. *Am J Sports Med.* 17: 699, 1989.
53. Fu FH, Harner CD, Johnson DL, Miller MD, Woo SL-Y. Biomechanics of knee ligaments. Basic concepts and clinical application. *J Bone Joint Surgery (Am)* 75: 1716-1727, 1993.
54. Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF. An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. *J Bone Joint Surg. (Am)* 64: 258-264, 1982.
55. Furman W, Marshall JL, Girgis FG. The anterior cruciate ligament: A functional analysis based on postmortem studies. *J Bone Joint Surg. (Am)* 58: 179-185, 1976.
56. Gardner E. The distribution and termination of nerves in the knee joint of the cat. *J. Comp. Neurol.*, 80, 11, 1944.
57. Gardner E. The innervation of the knee joint, *Anat. Rec.*, 101, 109, 1948.
58. Gardner E and O'Rahilly R. The early development of the knee joint in staged human embryos. *J. Anat.* 102 (2): 289, 1968.
59. Galeazzi R. Clinical and experimental study of lesions of these milunar cartilage of the knee joint. *J Bone Joint Surg.* 9: 515-523, 1927.
60. Gerber C, Matter P. Biomechanical analysis of the knee after rupture of the anterior cruciate ligament and its primary repair. An instant-center analysis of function *J Bone Joint Surg. (am)* 65: 391-399, 1983.
61. Girgis FG, Marshall JL, AL Monahem ARS. The cruciate ligaments of the knee joint: anatomical, functional and experimental analysis. *Clin. Orthop.* 106: 216-231, 1975.
62. Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF. The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg. (Am)* 69: 233-242, 1987.
63. Gomez T, Ratzlaff C, McConkey JP, Dean E, Thompson JP. Semitendinosus repair augmentation of acute anterior cruciate ligament rupture. *Can J Sport Sci*, 15 (2): 137-142, 1990.
64. Goodfellow J, O'Connor J. The mechanics of the knee and prosthesis design. *JBJS (Br)* 60: 358-369, 1978.
65. Goodwin GM, McCloskey DI, Matthews PBC. The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusion of movement and by the affects of paralyzing joint afferents. *Brain* 95: 705-748, 1972.
66. Gray H. *Gray's anatomy of the human body.* Philadelphia, Lea and Febiger, 1959.
67. Grigg P, Greenspan BJ. Response of primate joint afferent neurons to mechanical stimulation of knee joint. *J Neurophysiol.* 40 (1): 1-8, 1977.
68. Grigg P, Hoffman AH. Properties of Ruffini afferents revealed by stress analysis of isolated sections of cat knee capsule. *J Neurophysiol.* 47: 41-54, 1982.

69. Halata Z, Haus J. The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament. *Anat. Embryol. (Berl)*, 179 (5): 415-421, 1989.
70. Heeler L and Langman J. The menisco-femoral ligaments of the human knee. *J Bone Joint Surg.* 46B: 307, 1964.
71. Hertel P, Schweiberer L. Biomechanik und Pathophysiologie des Kniebandapparates. *Hefte Unfallheilkd* 125: 1-16, 1975.
72. Hertel P, Schweiberer L. The biomechanics and pathophysiology of the knee ligaments. In: the knee ligament and articular cartilage injuries. DE Hastings, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New-York, 1-14, 1978.
73. Hertel P. Verletzung und Spannung von Kniebandern. *Hefte Unfallheilkd* 124: 1-91, 1980.
74. Hughston JC. The posterior cruciate ligament in knee joint stability. *J Bone Joint Surg. (Am)* 51: 1045-1046, 1969.
75. Hughston JC, Eilers AF. The role of the posterior oblique ligament in repairs of acute medial collateral ligament tears of the knee. *J Bone Joint Surg. (Am)* 55: 923-940, 1973.
76. Hughston JC, Andrews JK, Gross MJ, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities. *J. Bone Joint Surg. (Am)* 58: 159-179, 1976.
77. Hughston JC, Norwood LA. The posterolateral drawer test and external rotational recurvatum test for posterolateral rotatory instability of the knee. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 147: 82-87, 1980.
78. Hughston JC, Barrett GR. Acute anteromedial rotatory instability: Long-term results of surgical repair. *J Bone Joint Surg. (Am)* 65: 145-153, 1983.
79. Hosea T, Tria A and Bechler J. Embryology of the knee. In Scott, WN: Ligament and extensor mechanism injuries of the knee: Diagnosis and treatment. St Louis CV, Mosby Co/Yearbook, 1991.
80. Hsieh HH, Walker PS. Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg. (Am)* 58: 87-93, 1976.
81. Jacobsen K. Osteoarthritis following insufficiency of the cruciate ligaments in man: A clinical study. *Acta Orthop. Scand.* 48: 520-526, 1977.
82. Jacobsen K. Gonylaxometry-stress radiographic measurement of passive stability in the knee joints of normal subjects and patients with ligament injuries. *Acta Orthop. Scand. (Suppl)*, 194: 1-261, 1981.
83. Johansson H, Sjolander P, Sojka P. Actions on γ -motoneurons elicited by electrical stimulation of joint afferent fibres in the hind limb of the cat. *J Physiol (Lond)* 375: 137-152, 1986.
84. Johansson H, Sjolander P, Sajka P. Fusimotor reflexes in triceps surae muscle elicited by natural and electrical stimulation of joint afferents. *Neuro-Orthop.* 6: 67-80, 1988.
85. Johansson H, Sjolander P, Sojka P, Wadell I. Reflex actions on the γ -muscle-spindle systems of muscles acting at the knee joint elicited by stretch of the posterior cruciate ligament. *Neuro-Orthop.* 8: 9-21, 1989.

86. Johansson H, Sjolander P, Sojka P. Receptors in the knee Joint. Ligaments and their role in the the biomechanics of the joint. *Biomechanical Engineering* (18): 341-368, 1991.
87. Jones KG. Results of use of the central one-third of the patellar ligament to compensate for anterior cruciate ligament deficiency. *Clin. Orthop.* 147: 39-44, 1980.
88. Jakob RP, Hassler H, Staubli HU. Observations on rotatory instability of the lateral compartment of the knee. *Acta Orthop. Scand* 191: 6-27, 1981.
89. Jakob RP, Staubli U. *The knee and the cruciate ligaments*, Springer-Verlag, 1992.
90. James SL. Surgical anatomy of the knee. In: Schulitz KP, Krahl H, Stein WH (eds). *Late reconstructions of injured ligament of the knee*. Springer, Berlin, Heidelberg, New-York, pp 3-18, 1978.
91. Kapandji IA. *The physiology of the joints*. Vol 2, second edition, Longman London, 1985.
92. Kaplan EB. The fabellofibular and short lateral ligaments of the knee joint. *J Bone Joint Surg. (Am)* 43: 169-179, 1961.
93. Katonis P, Assimakopoulos A, Agapitos M, Exarhou E. Mechanoreceptors in the posterior cruciate ligament. *Acta Orthop. Scand.* 62 (3): 276-278, 1991.
94. Kennedy JC, Fowler PJ. Medial and anterior instability of the knee. *J Bone Joint Surg. (Am)* 53: 1257-1270, 1971.
95. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS. The anatomy and function of the anterior cruciate ligament: as determined by clinical and morphological studies. *Bone Joint Surg. (AM)* 56-A: 223-235, 1974.
96. Kennedy JC, Roth JH, Walker DM. Posterior cruciate ligament injuries. *Orthop. Digest.* 7: 19-31, 1974.
97. Kennedy JC, Stewart R, Walker D. Anterolateral rotatory instability of the knee joint. An early analysis of the Ellison procedure. *J Bone Joint Surg (Am)* 60: 1031-1039, 1978.
98. Kennedy JC, Alexander IJ and Hayes KC. Nerve supply of the human knee and its functional importance, *Am. J. Sports Med.*, 10, 329, 1982.
99. Kummer B, Yamamoto M. Morphologie und Funktion des Kreuzbandapparates des Kniegelenks. *Arthroskopie* 1: 2-10, 1988.
100. Kurosawa H, Yamakoshi K, Yasuda K, Sasaki T. Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion. *Clin. Orthop.* (265) 233-240, 1991.
101. Last RJ. *Anatomy regional and applied* (6th Edition). Churchill-Livingstone 1984.
102. Liljedahl SO, Lindvall N, Wetterfors J. Early diagnosis and treatment of acute ruptures of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint (Am)* 47: 1503, 1965.
103. Lukianov AV, Richmond JC, Barrett GR, Gillquist J. A multicenter study on the results of anterior cruciate ligament reconstruction using a Dacron ligament prosthesis in salvage cases. *Am J. Sports Med.* 17 (13): 380-385, 1989.

104. Lysholm J, Tegner Y, Gillquist J. Functional importance of different clinical findings in the unstable knee. *Acta Orthop. Scand.* 55: 472, 1984.
105. Markolf KL, Bargar WL, Shoemaker SC, Amstutz HC. The role of joint load in knee stability. *J Bone Joint Surg.* 63A, 570-585, 1981.
106. Matthews PBC. Where does Sherrington's "muscular sense" originate? Muscle, joint, corollary discharge? *Ann Rev Neurosci* 5: 189-218, 1982.
107. McCloskey DL. Kinesthetic sensibility. *Physiol Rev.* 58 : 763-820, 1978.
108. McIntosh DL. The anterior cruciate ligament: the over-the-top repair. Annual Meeting of the American Academy of Orthopedic Surgeons, Dallas/TX, 1974.
109. McIntyre AK, Proske U, Tracey DJ. Fusimotor responses to volleys in joint and interosseous afferents in the cat's hindlimb. *Neurosci Lett* 10: 287-292, 1978.
110. Menschik A. Mechanik des Kniegelenkes, 1 Teil. *Z. Orthop.* 112, 481,-495, 1974.
111. Menschik A. Mechanik des Kniegelenkes. Teil 2. *Z Orthop.* 113: 388-400, 1975.
112. Menschik A. The basic kinematic principle of the collateral ligaments, demonstrated on the knee joint. *Thieme* 9-16, 1977.
113. Menschik A. The theory of movement and the modern mode of thought in biology. In Muller W, Hackenbruch W (eds). *Surgery and arthroscopy of the knee.* Springer pp 3-11, 1988.
114. Montgomery RD, Milton JL, Terry GC, McLeod WD, Madson N. Comparison of over-the-top and tunnel techniques for anterior cruciate ligament replacement. *Clin. Orthop.* 231: 144-153, 1988.
115. Muller We. Die Rotationsinstabilitaet am Kniegelenk. *Hefte Unfallheilkd* 125: 51-68, 1975.
116. Muller We. Verletzungen der Kreuzbander. *Zentral Chir.* 102: 974-981, 1977.
117. Muller We. *the Knee: form, function and Ligament reconstruction.* Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1983.
118. Noyes FR, Grood ES. The strength of the anterior cruciate ligament in human and Rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg. (Am),* 58: 1074-1082, 1976.
119. Noyes FR, Grood ES, Butler DL. Clinical laxity tests and functional stability of the knee: biomechanical concepts. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 146: 84, 1980.
120. Noyes FR, Butler D, Paulos LE, Grood ES. Intra-articular cruciate reconstruction. 1: Perspectives on graft strength, vascularization and immediate motion after replacement. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 172: 71-77, 1983.
121. Noyes FR, Mooar PA, Matthews DS, Butler DL, Grood ES. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. *J Bone Joint Surg. (Am),* 65: 154-174, 1983.
122. Noyes FR, Butter DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS: biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee

- ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg. (Am)* 66: 344-352, 1984.
123. Noyes FR, Keller CS, Grood ES, Butler DL. Advances in the understanding of knee ligament injury, repair, and rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc* 16: 427-443, 1984.
 124. Noyes FR. The variable functional disability of the anterior cruciate ligament deficient knee. *Orthop. Clin. North Am* 16: 47-67, 1985.
 125. Noyes FR, Grood ES. Diagnosis of knee ligament injuries: clinical concepts. In: Feagin JA. *The crucial ligaments*. Churchill Livingstone pp 261-285, 1988.
 126. Nickolas D. The fine-one-reconstruction for anteromedial instability of the knee. *J Bone Joint Surg. (Am)* 55: 899-922, 1973.
 127. Norwood LA, Cross MJ. Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. *Am J Sports Med.*, 7: 23-26, 1979.
 128. O'Connor BL, Gonzales J. Mechanoreceptors of the medial collateral ligament of the cat knee joint. *J Anat.* 129 (4): 719-729, 1979.
 129. O'Donoghue DH. Surgical treatment of fresh injuries to the major ligaments of the knee. *J Bone Joint Surg. (Am)*, 32: 721-738, 1950.
 130. Palmer I. On the injuries to the ligaments of the knee joint. *Act. Chir. Scand.* 81 (Suppl. 53), 1938.
 131. Paterson FWN, Trickey EL. Anterior cruciate ligament reconstruction using part of the patellar tendon as a graft. *J Bone Joint Surg (Br)*, 68: 453-457, 1986.
 132. Penner DA, Daniel DM, Wood P, Mishra D. An in vitro study of anterior cruciate ligament placement and isometry. *Am J Sports Med.* 16: 238-243, 1988.
 133. Race A, Amis AA. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech*, 27: 13-24, 1994.
 134. Raunest J. Application of a new positioning device for isometric replacement in anterior cruciate ligament repair and reconstruction. *J Trauma* 31: 223-229, 1991.
 135. Σάββας Α. Ανατομική του ανθρώπου, τόμος Α,Β. Θεσ/νίκη 1961.
 136. Satku K, Kumar VP, Ngoi SS. Anterior cruciate ligament injuries. *J Bone Joint Surg. (Br)* 68: 458-461, 1986.
 137. Scapinelli R. Studies on the vasculature of the human knee joint. *Acta Anat.* 70: 305-331, 1968.
 138. Schindhelm K, Rogers GJ, Hall PJ, Goldberg J. Autograft and Leeds-keio reconstructions of the anterior cruciate ligament. *Clin. Orthop.* (267): 278-293, 1991.
 139. Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L. Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg. (Am)*, 66 (7): 1072-1076, 1984.
 140. Sjolander P, Johansson H, Sajka P, Rehnholm A. Sensory nerve ending in the cat cruciate ligaments. A morphological investigation. *Neurosci Letts* 102: 33-38, 1989.
 141. Skoglund S. Anatomical and physiological studies of knee joint innervation in the cat. *Acta Physiol. Scand.* (Suppl. 124),: 36, 1958.

142. Slocum DB, Larson RL. Rotatory instability of the knee. *J. Bone Joint Surg. (Am)*,50: 211, 1968.
143. Slocum DB, Larson RL, James LS. Late reconstruction procedures used to stabilize the knee. *Orthop. Clin. North Am.*, 4: 679, 1973.
144. Sojka P. Studies on ipsilateral and crossed reflex actions on fusimotor neurones. *Umea University Medical Dissertations, New Series No. 143*, 1985.
145. Sojka P, Johansson H, Sjolander P, Loretzon R, Djupsjobacka M. Fusimotor neurones can be reflexly influenced by activity in receptor afferents from the posterior cruciate ligament. *Brain Res* 483: 177-183, 1989.
146. Solomonov M, Baratta R, Zhou BH, Shoji MD, Bose W, Beck C, D'Ambrosia R. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med* 15: 207-213, 1987.
147. Spray DC. Cutaneous temperature receptors. *Ann Rev. Physiol* 48: 625-638, 1986.
148. Steindler A. The mechanical analysis of the knee joint. In: Thomas CC, Ed: *Kinesiology of the human body*, pp. 330-340, 1955.
149. Steriopoulos K, Katonis P, Kontakis G, Galanakis I, Christakis D, Savakis C, Dretakis E. Proceedings of the International Conference on Medical Physics and Biomedical Engineering, University of Cyprus, pp 522-525, 1994.
150. Strobel M, Stedtfeld HW. Diagnostic evaluation of the knee. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg 1990.
151. Tkaczuk H. Tensile properties of human lumbar longitudinal ligaments. *Acta Orthop. Scand. (Suppl)*, 115: 5-69, 1968.
152. Trent PS, Walker PS, Wolf B. Ligament length patterns, strength and rotational axes of the knee joint. *Clin. Orthop.* 117: 263-270, 1976.
153. Voorhoeve PE, van Kanten RW. Reflex behavior of fusimotor neurones of the cat upon electrical stimulation of various afferent fibres. *Acta physiol pharmacol neerland* 10: 391-407, 1962.
154. Wagner M, Schabus R. Anatomie des Kniegelenkes. Hollinek, Wien, 1980.
155. Warren LF, Marshall JL, Girgis. The Prime Static Stabilizer of the Medial Side of the knee. *J Bone Joint Surg. (Am)* 56: 665-674, 1974.
156. Welsh RP. Knee joint structure and function. *Clin. Orth.* 147: 7-14, 1980.
157. Wirth CJ, Kohn D. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. a new positioning and fixation technique. A new positioning and fixation technique. *Am J sports Med.* 18: 154-159, 1990.
158. Wyke BD. Structural and functional characteristics of articular receptor system. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*, 40: 489-497, 1973.
159. Zimny ML, Schutte M, Dabezies E. Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *Anat. Rec.* 214 (2): 204-209, 1986.

160. Zoltan DJ, Reinecke C, Indelikato PA,. Synthetic and allograft anterior cruciate ligament reconstruction. Clin. in Sports Med. 7 (4): 773-784, 1988.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι χιαστοί σύνδεσμοι έχουν θεωρηθεί σημαντικά παθητικά σταθεροποιητικά στοιχεία της άρθρωσης του γόνατος. Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος ελέγχει τη φυσιολογική πρόσθια κίνηση και απώλεια της περιοριστικής δράσης του συνεπάγεται πρόσθιο υπεξάρθρημα της κνήμης σε σχέση με το μηρό. Αντίθετα ο οπίσθιος χιαστός μαζί με άλλα δομικά στοιχεία του γόνατος ελέγχει κύρια την

φυσιολογική οπίσθια κίνηση της άρθρωσης και η απώλεια της περιοριστικής δράσης τους επιτρέπει την ανώμαλη προς τα πίσω κίνηση της κνήμης σε σχέση με τον μηρό.

Η ανεπάρκεια των χιαστών αποτελεί μία από τις πιο κοινές αιτίες συνδεσμικής αστάθειας του γόνατος. Οι χειρουργικές επεμβάσεις που αντιμετωπίζουν τους χιαστούς συνδέσμους μόνο σαν παθητικά σταθεροποιητικά στοιχεία, δεν δίνουν τα αναμενόμενα ιδανικά αποτελέσματα. Κύριοι λόγοι γι' αυτό θεωρούνται η μοναδική κατασκευή τους, όπου όλες οι ίνες δεν συμπεριφέρονται ίδια στην κίνηση του γόνατος καθώς και ότι πιθανά διαδραματίζουν κάποιο ρόλο στην ιδιοδεκτικότητα του γόνατος.

Σκοπός της μελέτης αυτής ήταν: α) η διερεύνηση του ρόλου των χιαστών στην ιδιοδεκτικότητα του γόνατος και β) ο έλεγχος της αντοχής κύρια του πρόσθιου χιαστού και των υποκαταστάτων του στην σταθερότητα του γόνατος.

Για το (α) μελετήθηκαν ιστολογικά 10 πρόσθιοι και οπίσθιοι χιαστοί που ελήφθησαν από τα γόνατα αντιστοίχων φρέσκων πτωμάτων. Τα παρασκευάσματα χρωματίστηκαν με την μέθοδο του χλωριούχου χρυσού του Ruffini. Διαπιστώθηκε μικροσκοπικά η παρουσία εκτεταμένου ενδοσυνδεσμικού νευρικού δικτύου. Οι νευρικές απολήξεις ήταν σωμάτια Ruffini, σωμάτια Vater - Pacini και ελεύθερες νευρικές απολήξεις. Και οι τρεις τύποι βρέθηκαν σε όλο το μήκος των χιαστών με μεγαλύτερη εντόπιση κοντά στην επιφάνεια και στα σημεία πρόσφυσης των χιαστών στο οστόν. Οι ελεύθερες νευρικές απολήξεις είχαν στενή ανατομική σχέση με τα τριχοειδή αγγεία ασκώντας πιθανή αγγειοκινητική δράση.

Για το (β) χρησιμοποιήθηκαν 12 γόνατα (μετά από ακρωτηριασμούς), και ειδικά σχεδιασμένη συσκευή φόρτισης, εφοδιασμένη με ειδικούς αισθητήρες και δυνατότητα επεξεργασίας των δεδομένων σε ηλεκτρονικό υπολογιστή. Στα 6 γόνατα δοκιμάστηκε η αντοχή των χιαστών σε δυνάμεις βλαισότητας με το γόνατο σε κάμψη 15 μοίρες και έξω στροφή (πείραμα 1) και στα υπόλοιπα 6 εκτιμήθηκε η τιμή του πρόσθιου χιαστού σε πρόσθια μετατόπιση της κνήμης με το γόνατο σε κάμψη 90 μοίρες (πείραμα 2). Σε τρία γόνατα του πειράματος 1, και σε τρία του πειράματος 2, αντικαταστάθηκε ο πρόσθιος χιαστός με επιγονατιδικό τένοντα και στα υπόλοιπα 6 συνολικά, με τένοντα του ημιτενοντώδη (δοκίμια για το πείραμα 3 και 4 αντίστοιχα). Στο πείραμα 3 ασκήθηκαν δυνάμεις βλαισότητας σε κάμψη και έξω στροφή και στο πείραμα 4 δυνάμεις πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης με το γόνατο σε κάμψη 90 μοίρες.

Με τα πειράματα 1 και 2 επιβεβαιώθηκαν οι κύριοι μηχανισμοί ρήξης των χιαστών και υπολογίστηκε η μέση τιμή φόρτισης για την τελική τους ρήξη. Στα πειράματα 3 και 4 η αντοχή του επιγονατιδικού υπερτερούσε του ημιτενοντώδη και στους δύο μηχανισμούς ρήξης.

Συμπερασματικά, οι χιαστοί σύνδεσμοι του ανθρωπίνου γόνατος αποτελούν σημαντικά και ζωντανά στοιχεία μαλακών ιστών, που σε συνδιασμό με άλλες σύνδετες δομές ελέγχουν την μηροκνημική κινηματική. Η διάσπαση της τελευταίας και οι επακόλουθες εκφυλιστικές αλλαγές από την ρήξη των χιαστών, πιθανόν συμβαίνουν

οχι μλονο λόγω έλλειψης της δομικής τους ακεραιότητας αλλά ίως και απο την διαταραχή της ιδιοδεκτικής λειτουργίας τους. Στις δε μεθόδους χειρουργικής αποκατάστασης, ειδικά του πρόσθιου χιαστού ο οποίος ανεπαρκεί και συχνότερα, υπερτερεί η χρήση μοσχεύματος από τον επιγονατιδικό τένοντα.

2 SUMMARY

The cruciates ligaments are considered important passive stabilizers of the knee joint. The anterior cruciate ligament controls the normal anterior movement and insufficiency of it, results in abnormal anterior displacement. Similarly, the posterior cruciate ligament, with the other structural elements of the knee, mainly controls the normal posterior movement of the joint and the insufficiency of them results in posterior displacement of the knee. Insufficient cruciates is believed to be the most common cause of instability of the knee. The current ligament surgery is addressed to repair only the passive stabilizing system of the knee joint. Even if the results seem to be better than

those obtained with conservative treatment, they are not fully satisfactory.

The aim of this work was a) the study of the contribution of the cruciates for the proprioception of the knee and b) the study of the strength of the anterior cruciate ligament and its substitutes on the stability of the knee joint

For the (a) we performed histologic examination of 10 cruciates ligaments (both anterior and posterior) received from fresh cadaveric knees. The histologic material was stained with the gold chloride method (Ruffini's method). Microscopically was proved an extensive intraligamentous neural net. Three types of nerve endings were found : Ruffini corpuscles, Vater - Paccini corpuscles and free nerve endings. These three types were found to be denser on the surface and near the bony attachments.

For the (b) we tested 12 knees - taken from patients with above knee amputations - using a biomechanical apparatus. That was a specially modified compressive device with appropriate sensors and connection with a PC. In 6 knees was tested the strength of the cruciates against progressive applied valgus stress with the joint in 15 degrees of flexion and external rotation. In another 6 knees was evaluated the strain of the anterior cruciate ligament during the anterior displacement of the tibia with the knee joint being in 90 degrees of flexion (exp. 2). In 3 knees of the experiment 1 and in 3 of the experiment 2, the anterior cruciate was replaced with the middle third of the patellar tendon and in the remaining 6 knees the anterior cruciate was replaced by the tendon of the semitendinosus muscle. In the experiment 3, valgus force was applied with the knee joint being in flexion and external rotation. Finally, an anterior displacement force was applied on the tibia with the knee in 90 degrees of flexion (exp. 4). The results of the experiments confirmed the main mechanisms for the cruciates ligaments rupture and, the mean loading value for their complete tear was measured. It was also found that the strength of the patellar tendon was superior than the strength of the semitendinosus tendon in both mechanisms of rupture.

In conclusion, the cruciate ligaments of the human knee are important soft tissue components that act in combination with other complex structure, to provide control of femorotibial kinematics. The effect of their insufficiency is a disruptive kinematics. Subsequent degenerative changes probably occurs not only because of the loss of their action as passive stabilizers but also perhaps of the loss of their proprioceptive function.

In the surgical reconstruction especially of the anterior cruciate, which fails more often, the use of the patellar tendon graft seems to be superior than the use of the semitendinosus tendon graft.

