



**ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ  
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ ΣΕΡΡΩΝ**



**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ  
«Κινησιολογία»**

**ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΜΥΟΣΚΕΛΕΤΙΚΟΥ  
ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΜΕ  
ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ**

Μεταπτυχιακή διατριβή  
του  
**ΚΑΡΑΓΙΑΝΝΙΔΗ ΕΥΑΓΓΕΛΟΥ**

**Επιβλέποντες Καθηγητές:**

Κέλλης Ελευθέριος, Επίκουρος Καθηγητής (Α.Π.Θ.) Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών

Ζαφειρίδης Ανδρέας Λέκτορας (Α.Π.Θ.) Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών

Αμοιρίδης Ιωάννης, Επίκουρος Καθηγητής (Α.Π.Θ.) Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών

Σέρρες Ιούνιος 2009



**ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ  
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ ΣΕΡΡΩΝ**

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ  
«Κινησιολογία»**

**ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΜΥΟΣΚΕΛΕΤΙΚΟΥ  
ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΜΕ  
ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ**

Μεταπτυχιακή διατριβή  
ΤΟΥ  
**ΚΑΡΑΓΙΑΝΝΙΔΗ ΕΥΑΓΓΕΛΟΥ**

**Επιβλέποντες Καθηγητές:**

Κέλλης Ελευθέριος, Επίκουρος Καθηγητής (Α.Π.Θ.) Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών

Ζαφειρίδης Ανδρέας Λέκτορας (Α.Π.Θ.) Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών

Αμοιρίδης Ιωάννης, Επίκουρος Καθηγητής (Α.Π.Θ.) Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών

Σέρρες Ιούνιος 2009

## **Ευχαριστίες**

*Ευχαριστώ τον κύριο  
επιβλέποντα Δρ Κέλλη Ελευθέριο.,  
λέκτορα του Τ.Ε.Φ.Α.Α. του Α.Π.Θ. για την  
πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγηση στην ολοκλήρωση της  
μεταπτυχιακής μου εργασίας παρά τις αντιξοότητες που συναντήθηκαν.  
Επίσης τους. καθηγητές της τριμελούς επιτροπής Δρ. Ζαφειρίδη Ανδρέα και Δρ.  
Αμοιρίδη Ιωάννη για τη βοήθεια τους. Αισθάνομαι την ανάγκη να εξάρω τη  
βοήθεια της Παπαγεωργίου Ειρήνης η οποία στάθηκε  
πολύτιμη αρωγός στη περάτωση της παρούσας έρευνας Τέλος ευχαριστώ  
όλους εκείνους που με βοήθησαν με τρόπο αθόρυβο και ουσιαστικό.*

*Αφιερώνω την  
μεταπτυχιακή μου εργασία στους γονείς  
μου Καραγιαννίδη Γεώργιο και  
Καραγιαννίδου Κατερίνα που  
με στηρίζουν πάντα στο ταξίδι  
της ζωής μου.*

Copyright (2009)  
©ΚΑΡΑΓΙΑΝΝΙΔΗΣ ΕΥΑΓΓΕΛΟΣ  
«ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΜΥΟΣΚΕΛΕΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ  
ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΜΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ»

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

	Σελίδα
<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ</b> .....	1
<b>ABSTRACT</b> .....	2
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι</b>	
<b>ΕΙΣΑΓΩΓΗ</b>	
Μαγνητική τομογραφία-ιστορικά στοιχεία .....	3
Χαρακτηριστικά MRI .....	4
Λειτουργία της μαγνητικής τομογραφίας MRI .....	5
Το πρόβλημα της οριοθέτησης του ανατομικού στοιχείου που μας ενδιαφέρει.....	6
Διαδικασία αναδόμησης των ιστών με MRI.....	8
Εισαγωγικά στοιχεία.....	8
Μέθοδοι τρισδιάστατης απεικόνισης.....	8
Τρισδιάστατη σχηματομορφή μέσω ηλεκτρονικών τεχνολογιών.....	10
Η άρθρωση του γόνατος.....	15
Η δομή του γόνατος.....	15
Μηνίσκοι.....	17
Χιαστοί σύνδεσμοι.....	19
Ο έσω πλάγιος σύνδεσμος.....	20
Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος.....	21
Θύλακες και υποστηρικτικές δομές.....	21
Πλάγια όψη του γόνατος.....	22
Μύες του γόνατος.....	22
Έκταση και κάμψη.....	23
Έσω και έξω στροφή.....	24

Κινήσεις της επιγονατίδας.....	24
Ρήξη προσθίου χιαστού συνδέσμου.....	25
Μηχανισμοί.....	25
Κλινική εικόνα.....	26
Μηχανική της άρθρωσης του γόνατος.....	30
Άξονες κίνησης του γόνατος.....	30

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ II**

### **ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ**

Σκοπός της έρευνας.....	33
Σημασία της έρευνας.....	33
Οριοθέτηση της έρευνας.....	34
Λειτουργικοί Ορισμοί.....	34
Εναλλακτικές Υποθέσεις.....	36
Μηδενικές Υποθέσεις.....	36

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ III**

### **ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ**

Συμμετέχοντες.....	37
Ιατρικό Διαγνωστικό λογισμικό 3DDoctor.....	37
Λογισμικό υψηλής σχεδιαστικής και απεικονιστικής ακρίβειας Autocad 2009.....	38
Λήψη μαγνητικών τομογραφιών.....	38
Καταγραφή ανθρωπομετρικών στοιχείων.....	39
Διαδικασία συλλογής δεδομένων.....	39
Διαδικασία αναδόμησης και τρισδιάστατης απεικόνισης.....	40

Μέτρηση του εμβαδού οριζοντίων τομών του ημιτενοντώδους.....	41
Μέτρηση του μήκους του τένοντα του ημιτενοντώδους μυός.....	42
Μέτρηση μεγεθών σε 2 και 3 διαστάσεις στην άρθρωση του γόνατος.....	42
Στατιστική Ανάλυση.....	43

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV**

### **ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ**

Σύνθεση δείγματος.....	45
Σωματομετρικά Χαρακτηριστικά.....	45
Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά.....	47
Στατιστική ανάλυση T-test για ανεξάρτητα δείγματα μεταξύ υγιών-ασθενών.....	50
T-test για ζεύγη, σύγκριση του μοχλού της επιγονατίδας και του ημιτενοντώδη στις δύο και τρεις διαστάσεις.....	52

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ V**

ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	53
---------------	----

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI**

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ.....	59
-----------------------------	----

<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....</b>	<b>62-68</b>
--------------------------	--------------

<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....</b>	<b>69-80</b>
-----------------------	--------------

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

<b>Πίνακας 1</b>	Χαρακτηριστικά δείγματος	45
<b>Πίνακας 2</b>	Μέσοι όροι στο σύνολο του δείγματος	46
<b>Πίνακας 3</b>	Μέσοι όροι στους υγιείς του δείγματος	46
<b>Πίνακας 4</b>	Μέσοι όροι στους ασθενείς του δείγματος	46
<b>Πίνακας 5</b>	Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά σε 2 και 3 διαστάσεις στο σύνολο του δείγματος	47
<b>Πίνακας 6</b>	Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά σε 2 και 3 διαστάσεις στους υγιείς του δείγματος	48
<b>Πίνακας 7</b>	Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά σε 2 και 3 διαστάσεις στους ασθενείς του δείγματος	48
<b>Πίνακας 8</b>	Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά σε 2 και 3 διαστάσεις στους υγιείς και ασθενείς του δείγματος	49
<b>Πίνακας 9</b>	Το εμβαδόν της κάθετης διατομής επιπέδων του ημιτενοντώδους μυός στους υγιείς και ασθενείς του δείγματος.	50
<b>Πίνακας 10</b>	T-test independent samples. Σύγκριση αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών υγιών-ασθενών στις δύο διαστάσεις	51
<b>Πίνακας 11</b>	T-test independent samples. Σύγκριση αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών ασθενών-υγιών στις τρεις διαστάσεις.	51
<b>Πίνακας 12</b>	T-test. Σύγκριση του εμβαδού επιπέδων του ημιτενοντώδους στους υγιείς και ασθενείς.	51
<b>Πίνακας 13</b>	T-test paired groups. Σύγκριση του μοχλού της επιγονατίδας και του ημιτενοντώδη στις δύο και τρεις διαστάσεις.	52
<b>Πίνακας 14</b>	T-test independent samples. Σύγκριση ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών ασθενών-υγιών.	52
<b>Πίνακας 15</b>	Μοχλός επιγονατίδας-Έρευνες	55
<b>Πίνακας 16</b>	Έρευνες μοχλός ημιτενοντώδη	56
<b>Πίνακας 17</b>	Έρευνες-μήκος τένοντα ημιτενοντώδη	57

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η πυρηνική μαγνητική τομογραφία (MRI), είναι μια μέθοδος ακριβούς απεικόνισης των εσωτερικών οργάνων του σώματος. Σκοπός της έρευνας ήταν η εξέλιξη της τεχνογνωσίας της μεθόδου καταγραφής και επεξεργασίας εικόνας από μαγνητικό τομογράφο για ερευνητικούς σκοπούς. Μετρήθηκε ο μοχλοβραχίονας του επιγονατιδίου τένοντα, του ημιτενοντώδους μυός και το μήκος τένοντα του ημιτενοντώδους σε άτομα υγιά και άτομα με ρήξη πρόσθιου χιαστού.

Το δείγμα αποτέλεσαν N=10 εθελοντές με μέσο όρο ηλικιών τα 42 έτη, 5 ήταν υγιά άτομα με διάγνωση ιατρού και 5 με ρήξη πρόσθιου χιαστού και χειρουργική αποκατάσταση με ταινία από τον πρόσθιο επιγονατιδικό σύνδεσμο.

Τα άτομα τοποθετήθηκαν στον τομογράφο με γωνία 30° στο γόνατο. Έγινε λήψη μαγνητικών τομογραφιών, ακολούθως αναδομήθηκε το τρισδιάστατο μοντέλο της άρθρωσης του γόνατος με το λογισμικό 3DDoctor, και σε συνέργεια με το λογισμικό Autocad υπολογίστηκαν τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά.

Ο μοχλός της επιγονατίδας όπως καταγράφηκε στην παρούσα έρευνα ήταν 49,65 mm, του ημιτενοντώδη μυός ήταν 29,27 mm. Το μήκος του τένοντα του ημιτενοντώδους εντοπίστηκε στα 16,91 cm. Δεν σημειώθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα σε υγείς και «ασθενείς». Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις δύο και τρεις διαστάσεις εντοπίστηκαν στο μοχλό της επιγονατίδας. Εξαιρετική σημασία θα πρέπει να δοθεί στο μήκος του τένοντα του ημιτενοντώδη που παρουσιάζει διαφορές με το μήκος που του απέδιδαν οι ερευνητές.

**Λέξεις κλειδιά:** 3d doctor, μαγνητική τομογραφία, γόνατο, ρήξη χιαστού, ανατομία

## ABSTRACT

Magnetic resonance imaging is a visualization method of inter human body structures. Aim of the present study was the mri recording method and picture processing development for research purposes. Patella tendon and semitendinosus moment arm were determined as well as semitendinosus tendon length.

Eight males and two females (n=10) with mean age of 42 years old participated in the research. Five of them had anterior cruciate ligament injury and surgical reconstruction with tape from the anterior patellar tendon.

Subjects were posed on mri table with 30° knee angle. Magnetic resonance images were recorded, 3ddoctor software was used to reconstruct a 3d model of knee ligament. Also Autocad 2009 was used in order to determine architectonic characteristics.

Patella tendon moment arm determined at 49,65 mm, semitendinosus moment arm was 29,27 mm. Semitendinosus tendon length was determined at 16,91 cm. No statistical significant differences were recorded between healthy and injured subjects. Statistical significant differences between 2d and 3d were recorded on patella moment arm. Great interest were caused by the semitendinosus tendon length differences with other researches witch should be investigated further.

**Keywords:** 3d doctor, mri, knee, anterior cruciate ligament, injury, anatomy

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

### Μαγνητική τομογραφία-ιστορικά στοιχεία

Η πυρηνική μαγνητική τομογραφία (MRI), είναι μια μέθοδος ακριβούς απεικόνισης των εσωτερικών οργάνων του σώματος. Βασίζεται στην ικανότητα δέσμευσης του σήματος που εκπέμπουν οι πυρήνες του υδρογόνου, όταν βρεθούν μέσα σε ισχυρό μαγνητικό πεδίο περίπου χίλιες φορές μεγαλύτερο από αυτό της Γης (Οικονόμου, 2003).

Η βασική τεχνολογία της μαγνητικής τομογραφίας αναπτύχθηκε αρχικά το 1945, και βελτιώνεται σταθερά από τότε. Με την εισαγωγή των υπολογιστών μεγάλης ισχύος, η MRI έχει αναδειχθεί σε ένα σημαντικό διαγνωστικό εργαλείο στο χώρο της ιατρικής. Αυτό συμβαίνει διότι είναι σε θέση να καταγράφει εικόνες των μαλακών ιστών και οστών, αντίθετα από άλλα ιατρικά εργαλεία απεικόνισης.

Η ανάπτυξη της μαγνητικής τομογραφίας άρχισε με τις ανακαλύψεις στην πυρηνική μαγνητική αντήχηση (NMR) στις αρχές των δεκαετιών του 20ου αιώνα. Συγκεκριμένα οι επιστήμονες είχαν αρχίσει να διακρίνουν τη δομή του ατόμου και τη φύση της ορατής ακτινοβολίας του φωτός και της υπεριώδους ακτινοβολίας που εκπέμπονταν από ορισμένες ουσίες. Οι μαγνητικές ιδιότητες του πυρήνα ενός ατόμου, που είναι η βάση για την μαγνητική τομογραφία, καταδείχθηκαν από τον Wolfgang το 1924.

Η πρώτη βασική συσκευή NMR αναπτύχθηκε από τον Rabi το 1938 η οποία ήταν σε θέση να παρέχει στοιχεία σχετικά με τις μαγνητικές ιδιότητες ορισμένων ουσιών.

Σε πιο πρόσφατα πειράματα της εποχής άρχισε να φαίνεται ότι με αυτή την τεχνική ήταν δυνατή η διάκριση πολλών διαφορετικών ιστών. Το 1973 αναπτύχθηκε μια μέθοδος απεικόνισης που χρησιμοποιεί υπολογισμούς στοιχείων και δεδομένων της τομογραφίας. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιήθηκε για να εξεταστεί ένα ποντίκι ενώ ο εξεταστικός χρόνος

που απαιτήθηκε ήταν περισσότερο από μια ώρα, ωστόσο έχει καταστεί δυνατή η σύνθεση της εικόνας των εσωτερικών οργάνων του ποντικού για πρώτη φορά. Οι διάφορες τεχνολογικές βελτιώσεις που έχουν γίνει από τότε μείωσαν το χρόνο αντίχενυσης και βελτίωσαν την ευκρίνεια των εικόνων (Boer, 1996).

### Χαρακτηριστικά MRI

Η MRI έχει διάφορα χαρακτηριστικά γνωρίσματα :

-Υψηλή ακρίβεια. Η ακρίβεια αντίχενυσης MRI είναι περίπου 1-3 χιλ. Δηλαδή μπορεί εύκολα να διακρίνει τις αποχρώσεις στο μέγεθος 1-3 χιλ. (Gao, 1996).

-Υψηλή αντίθεση. Ένα από τα πλεονεκτήματα της MRI είναι η υψηλή αντίθεση των εικόνων η οποία καθιστά τα όρια των οργάνων αρκετά ευκρινή για τη διάγνωση (Gao 1996, Frommhold et al, 1985).

-Μεγάλος χρόνος απόδοσης. Ο χρόνος απόδοσης της MRI είναι μεγάλος. Παραδείγματος χάριν, μια χαρακτηριστική αντίχενυση μιας δισδιάστατης εικόνας με επαναλαμβανόμενο παλμό χρειάζεται περίπου 6 λεπτά της ώρας (Gao, 1996).

-Δύο συνήθως χρησιμοποιημένες μέθοδοι που αναδημιουργούν τις τρισδιάστατες πληροφορίες από τα δισδιάστατα στοιχεία που παράγονται από MRI είναι η αναδημιουργία προβολής και ο μετασχηματισμός Fourier.

Εντούτοις, αυτές οι προηγμένες τεχνικές δεν έχουν διαδοθεί αρκετά στις κοινές ιατροδιαγνωστικές εγκαταστάσεις, πολύ περισσότερο δε στον ερευνητικό χώρο. Ένας από τους λόγους είναι ότι απαιτείται χειρωνακτική εργασία για να αποδοθεί μια κλινικά σημαντική τρισδιάστατη εικόνα από CT και MRI.

## Λειτουργία της μαγνητικής τομογραφίας MRI

Η μαγνητική τομογραφία MRI παρέχει τρισδιάστατη απεικόνιση με εκτενείς πληροφορίες για τα μαλακά μέρη του σώματος (Haacke et al, 1999). Το χαρακτηριστικό που την κάνει να ξεχωρίζει απέναντι σε άλλες απεικονιστικές τεχνικές είναι ότι δεν απαιτεί ιονίζουσα ραδιενεργό ακτινοβολία. Η μαγνητική τομογραφία είναι μια ευέλικτη τεχνική στην οποία παρουσιάζονται τα διάφορα ανατομικά στοιχεία με τη μορφή χρωματικών διαφοροποιήσεων, αναλόγως του υλικού. Το σήμα υποβάλλεται έπειτα σε επεξεργασία μέσω ενός υπολογιστή και μετατρέπεται σε μια οπτική εικόνα των ιστών (Brown, 1991).

Στην MRI η εικόνα του σώματος είναι αποτέλεσμα της εκπομπής φορτισμένων μορίων υδρογόνου προς τους ιστούς. Η ένταση και η μορφή της εκπομπής των φορτισμένων μορίων υδρογόνου εξαρτάται από το είδος του ιστού (Chakeres D., 1992, Buxton R., 2002). Συγκεκριμένα η MRI στηρίζεται στην αρχή της περιστροφής των πρωτονίων και νετρονίων που λέγεται spin. Όταν τα πρωτόνια και νετρόνια συνδυάζονται σε μοριακές δομές τότε τα spin προσανατολίζονται αντίθετα. Τα μέρη υδρογόνου έχουν ένα μόνο πρωτόνιο, έτσι εκπέμπουν πυρηνικό-μαγνητικό σήμα. Είναι γνωστό ότι το ανθρώπινο σώμα αποτελείται κυρίως από λίπος και νερό, το οποίο έχει πολλά άτομα υδρογόνου. Η μαγνητική τομογραφία καταγράφει δηλαδή το σήμα που εκπέμπεται από το υδρογόνο που βρίσκεται στους ιστούς του σώματος.

Όταν ένα πρωτόνιο βρεθεί μέσα σε ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο τότε το μαγνητικό του δίπολο φέρεται γύρω από τον άξονα του πεδίου. Η συχνότητα της περιστροφής ονομάζεται αναλυτική συχνότητα της πυρηνικής μαγνητικής τομογραφίας ή συχνότητα Larmor και είναι ανάλογη της εντάσεως του μαγνητικού πεδίου. Για να αναπαραχθεί μια τρισδιάστατη εικόνα μαγνητική τομογραφίας, πρέπει να καταγραφούν οι πληροφορίες των ιστών. Αυτή η

διαδικασία περιλαμβάνει την ξεχωριστή καταγραφή και κωδικοποίηση του κάθε στοιχείου (Bedell, 1998).

Οι εφαρμογές που χρησιμοποιούν τα μορφολογικά δεδομένα της MRI συχνά απαιτούν οριοθέτηση της περιοχής ενδιαφέροντος για κάθε είδος ιστού. Είναι εφικτό να χρωματιστούν τα διαφορετικά στοιχεία και να παραχθούν έτσι μοντέλα υψηλής αντίθεσης.

Οι διαφορετικοί τύποι ιστών θα προσδώσουν διαφορετικές τιμές T1 και T2. Παραδείγματος χάριν, το T1 γκριζο χρώμα στον εγκέφαλο έχει μια διαφορετική αξία από το T2 αίμα. Χρησιμοποιώντας αυτές τις μεταβλητές (πυκνότητα πρωτονίων, T1, και αξία T2), μπορεί να κατασκευαστεί μια ποιοτική εικόνα (Brown, 1991).

### **Το πρόβλημα της οριοθέτησης του ανατομικού στοιχείου που μας ενδιαφέρει.**

Για να απομονώσουμε και να ορίσουμε χειρωνακτικά το ανατομικό στοιχείο που επιθυμούμε να αναπαράγουμε τρισδιάστατα, πρέπει με κάποιο τρόπο να το σημαδέψουμε ώστε να αναδομηθεί το συγκεκριμένο στοιχείο και όχι το σύνολο του ανατομικού τμήματος που έχουμε συλλέξει από την mri. Για το λόγο αυτό προβαίνουμε στη διαδικασία της οριοθέτησης.

Το αντικείμενο της οριοθέτησης (segmentation) μπορεί να οριστεί ως η διαδικασία προσδιορισμού μιας εικόνας σε μη αλληλεπικαλυπτόμενες περιοχές με διακριτές ιδιότητες. Με βάση τον παραπάνω ορισμό μια εικόνα A μπορεί να διαμορφωθεί από την σύνθεση περισσότερων από μια ομοιογενών περιοχών εκ των οποίων η κάθε μία διαθέτει συγκεκριμένες ιδιότητες.

Όταν δεν υπάρχει θόρυβος ή είναι σε χαμηλά επίπεδα, η διαδικασία οριοθέτησης είναι σχετικά απλή. Όταν όμως η διαδικασία έχει αστάθειες τότε είναι απαραίτητη η χρήση των συντεταγμένων ομοιογενών περιοχών.

Η οριοθέτηση των μαγνητικών τομογραφιών περιλαμβάνει τον διαχωρισμό του κάθε στοιχείου σε περιοχές, λαμβάνοντας υπόψη τα διάφορα είδη ιστών και τις συντεταγμένες τους στο χώρο. Στη διαδικασία αυτή συχνά συναντούνται βιολογικές διαφοροποιήσεις ακόμα και σε ιστούς ίδιου τύπου. Οι εικόνες MRI συχνά αλλοιώνονται από ανωμαλίες που προκύπτουν για διάφορους λόγους. Η ανωμαλία που διαταράσσει περισσότερο τους αλγορίθμους οριοθέτησης είναι η αποκαλούμενη ανομοιομορφία έντασης (Sled et al, 1998).

Η ανομοιομορφία αυτή οφείλεται στην ανομοιογένεια έντασης που δημιουργείται από ανωμαλίες της έντασης του μαγνητικού πεδίου και παρεμβαίνει ως μια ανεπιθύμητη χαμηλή συχνότητα που αλλοιώνει το σήμα. Το πρόβλημα των ανωμαλιών εντείνεται σε ισχυρότερα μαγνητικά πεδία, ωστόσο οι παρεμβολές αυτές δεν επιδρούν στην διαγνωστική ακρίβεια αλλά δυσκολεύουν σημαντικά την οριοθέτηση (Jiang, 1998, Muraki, 2004).

Μια άλλη ανωμαλία που παρουσιάζεται είναι η αδυναμία σκιαγράφησης και υπολογισμού του μέσου όρου του όγκου του αντικειμένου (partial volume averaging PVA). Αυτό προκαλείται επειδή σε ορισμένες περιπτώσεις συναντώνται στην ίδια περιοχή πολλαπλές μορφές ιστών των οποίων η διάκριση είναι δύσκολη εξαιτίας της περιορισμένης δυνατότητας ανάλυσης (Choi et al 1991, Santago et al 1993).

Όλες οι εικόνες επηρεάζονται από το θόρυβο. Ο θόρυβος προέρχεται από το ανιχνευτικό πηνίο και τα κυμαινόμενα μαγνητικά πεδία που παράγονται από τα τυχαία ιοντικά ρεύματα στο σώμα ή την κυμαινόμενη θερμότητα στο ανιχνευτικό πηνίο. Όταν τα επίπεδα θορύβου είναι υψηλά και τα διάφορα είδη ιστών έχουν κοντινές αποχρώσεις τότε δυσκολεύεται πολύ η διαδικασία οριοθέτησης και διάκρισης των στοιχείων και προκαλούνται λάθη.

## **Διαδικασία αναδόμησης των ιστών με MRI**

### **Εισαγωγικά στοιχεία**

Κατά την διαδικασία της αναδόμησης, συνενώνονται τα διάφορα επίπεδα τομών μέσω αλγορίθμου έτσι ώστε να σχηματιστεί ένα στερεογραφικό μοντέλο. Η διαδικασία της δόμησης αυτού του μοντέλου αποτελείται από τη συλλογή εικόνων δύο διαστάσεων σε σειρά από την ακτινοδιαγνωστική συσκευή (MRI, CT κλπ.). Στη συνέχεια τα δεδομένα εισάγονται σε ειδικό λογισμικό με το οποίο θα γίνει η αναδόμηση με συνεχή αλληλουχία. Αφού οριοθετηθούν οι περιοχές που επιθυμεί να δει ο παρατηρητής, εφαρμόζεται μαθηματικός αλγόριθμος με τον οποίο οι δισδιάστατες μαγνητικές τομές ενώνονται σε μια ενιαία τρισδιάστατη εικόνα (Muraki et al, 2006).

### **Μέθοδοι τρισδιάστατης απεικόνισης**

(3D rendering methods)

Ο όρος “3d rendering” περιγράφει την διαδικασία παραγωγής μέσω ενός υπολογιστή, μιας τρισδιάστατης εικόνας από δισδιάστατα δεδομένα. Το τελικό αποτέλεσμα είναι η δημιουργία μιας εικόνας την οποία ο χρήστης μπορεί να δει από διαφορετική κάθε φορά γωνία με συγκεκριμένη προοπτική. Σε αυτή την εικόνα μπορεί να προστεθεί, σκίαση, και χρώμα καθώς και διάφορα οπτικά εφέ, με τελικό σκοπό να παρουσιαστούν οι πληροφορίες που είναι κρίσιμες με τρόπο εύληπτο και σαφή και φυσικά χωρίς να χάνεται ή να αλλοιώνεται η πιστότητα και η ακρίβειά τους.

Έτσι λοιπόν ακόμα και αν αυτές οι εικόνες αποκαλούνται τρισδιάστατες στην πραγματικότητα δεν είναι τίποτα άλλο από κανονικές δισδιάστατες εικόνες.

Αποκαλούνται τρισδιάστατες, εξαιτίας του τρόπου που δημιουργούνται, δηλαδή από δεδομένα που περιγράφουν δεδομένα στον χώρο, όπως επίσης και τις σχέσεις που διέπουν αυτά τα αντικείμενα στο χώρο. Για να μπορέσει να επιτευχθεί αυτός ο σκοπός είναι απαραίτητο να πληρούνται δύο προϋποθέσεις. (Muraki et al, 2006)

Πρώτον, να είναι γνωστά όλα τα δεδομένα που περιγράφουν το σύνολο του όγκου που θα απεικονιστεί. Όπου αυτά δεν είναι γνωστά, όπως για παράδειγμα στην περίπτωση της υπολογιστικής τομογραφίας, αυτά υπολογίζονται με μια μαθηματική διαδικασία η οποία ονομάζεται παρεμβολή (interpolation).

Δεύτερον, η ύπαρξη ενός αλγορίθμου, μιας σειράς δηλαδή, από ορισμένες μαθηματικές ενέργειες που καθιστούν δυνατή την αναπαράσταση του τρισδιάστατου όγκου των δεδομένων σε ένα δισδιάστατο μέσο, όπως είναι ένα ακτινολογικό φιλμ ή στον υπολογιστή.

Για την αναπαράσταση των δεδομένων στο χώρο απαιτούνται δύο πράγματα. Το πρώτο αφορά τον καθορισμό της θέσης αυτών των δεδομένων στον τρισδιάστατο χώρο και της θέσης του παρατηρητή καθώς επίσης και την κατεύθυνση από την οποία βλέπει ο παρατηρητής τα δεδομένα. Το δεύτερο αφορά το πώς αντιστοιχίζονται τα δεδομένα του τρισδιάστατου όγκου με κάποιες οπτικές ιδιότητες οι οποίες χρησιμοποιούνται για την αναπαράσταση των δεδομένων στην οθόνη.

Για όλες τις μεθόδους αναδόμησης (3d rendering), πλην της επιφανειακής αναδόμησης (surface rendering), η προβολική αναπαράσταση των δεδομένων γίνεται κυρίως με τρεις τεχνικές: Ray casting, Splatting, Shear-warp.

## Τρισδιάστατη σχηματομορφή μέσω ηλεκτρονικών τεχνολογιών

### (3d texture mapping hardware-based)

Κάθε μια από αυτές τις τεχνικές υλοποιείται μέσα από τις λεγόμενες συναρτήσεις μεταφοράς που έχουν σαν σκοπό να αντιστοιχίσουν τα δεδομένα του τρισδιάστατου όγκου με κάποιες οπτικές ιδιότητες που να γίνονται παραστατικά κατανοητές από τον παρατηρητή. Οι οπτικές αυτές ιδιότητες χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση του μοντέλου στην οθόνη.

Για παράδειγμα, μια συνάρτηση μεταφοράς ορίζει τις τιμές χρώματος και διαφάνειας που θα έχουν τα οστά, έτσι ώστε τα ποιο συμπαγή τμήματα του οστού να έχουν διαφορετικό χρώμα και μεγαλύτερη αδιαφάνεια από τα λιγότερο συμπαγή.

Μια άλλη συνάρτηση μεταφοράς ορίζει το πώς θα απεικονίζονται τα στοιχεία με την υψηλότερη ένταση σήματος, όπως συμβαίνει στις περιπτώσεις των αγγειογραφιών είτε με υπολογιστική ή με μαγνητική τομογραφία. Αυτές οι συναρτήσεις μεταφοράς είναι που στην ουσία χαρακτηρίζουν την κάθε μέθοδο οπτικοποίησης.

Ο αλγόριθμος ray-casting αποτελεί την πλέον χρησιμοποιούμενη τεχνική προβολής. Σύμφωνα με αυτόν, παράγονται παράλληλες νοητές ακτίνες από ένα σημείο, όπου κάθε pixel διαπερνά τον όγκο των δεδομένων με πορεία κάθετη προς το επίπεδο προβολής. Τα στοιχεία που συναντούν στην πορεία τους οι ακτίνες ταξινομούνται ανάλογα με την τεχνική οπτικοποίησης που θα χρησιμοποιηθεί. Κάθε φορά που αλλάζει η γωνία με την οποία οι ακτίνες διαπερνούν τον όγκο των δεδομένων δημιουργείται μια νέα εικόνα.

Ο αλγόριθμος splatting προτάθηκε από τον Westover το 1990. Σε αντίθεση με τον Ray casting, ο αλγόριθμος αυτός βασίζεται στην προβολή των στοιχείων απευθείας πάνω στο επίπεδο προβολής με τη μορφή ενός ίχνους. Αντίθετα από τον ray casting, ο οποίος δειγματοληπτεί τα στοιχεία του όγκου των δεδομένων κατά τη διαδρομή του, ο splatting προβάλλει στην οθόνη το μέσο όρο όλων των στοιχείων από τα οποία πέρασε η ακτίνα.

Ο αλγόριθμος splatting αποτελεί ταχύτερη μέθοδο προβολής από ότι ο ray casting καθώς ο δεύτερος για τη δημιουργία μιας εικόνας με ανάλυση 512x512 καλείται να ολοκληρώσει πάνω από 250.000 διαδοχικούς υπολογισμούς. Όμως εξαιτίας της περιορισμένης ανάλυσης που παρέχει ο splatting είναι περιορισμένης χρήσης. Εντούτοις και οι δύο αλγόριθμοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε όλες τις 3d rendering μεθόδους οπτικοποίησης. Στον splatting υπάρχει ανάλογη υλοποίηση με τον “early ray termination” και κατά αντιστοιχία ονομάζεται early splat elimination.

Ο αλγόριθμος shear-warp προτάθηκε από τους Lacroute και Levoy το 1994 και αναγνωρίζεται σαν ο πιο γρήγορος αλγόριθμος που υπάρχει σήμερα.

Η τρισδιάστατη χαρτογραφική τεχνική που βασίζεται σε ηλεκτρονικές συσκευές (3d texture mapping hardware-based) χρησιμοποιεί εξειδικευμένες ηλεκτρονικές συσκευές (hardware) για τη παραγωγή του τελικού τρισδιάστατου μοντέλου απευθείας από την πηγή λήψης. Είναι μια διαδικασία κατά την οποία μια δισδιάστατη εικόνα “χαρτογραφείται” πάνω σε ένα τρισδιάστατο αντικείμενο. Έγινε γνωστή από τον Cabral το 1994. Το μεγάλο μειονέκτημά της είναι ότι απαιτεί εξειδικευμένο hardware το οποίο δεν είναι διαθέσιμο συνήθως στους περισσότερους χώρους εργασίας.

Σε αντίθεση με τις άλλες τεχνικές, τρισδιάστατη εικονική κάλυψη (3d rendering) ή τρισδιάστατη εικονική κάλυψη επιφανείας (surface rendering) στηρίζεται στη διαδικασία της τμηματοποίησης (segmentation) και στην κατασκευή μιας επιφάνειας η οποία προκύπτει από την συνένωση όλων των στοιχείων που έχουν κάποιο κοινό χαρακτηριστικό και το οποίο προσδιορίζεται από τον χρήστη μέσα από την διαδικασία της τμηματοποίησης .

Για κάποιες τεχνικές οπτικοποίησης απαιτείται η διαδικασία της σκίασης προκειμένου να αποδοθεί η αίσθηση του βάθους.

Στην κατηγορία των τρισδιάστατων αποδόσεων (3d rendering), ανήκουν οι μέθοδοι απόδοσης επιφανείας (surface renderings) και απόδοσης όγκου, καθώς επίσης και τα ακτινογραφήματα ψηφιακής ανακατασκευής, οι προβολές μέγιστης ή ελάχιστης έντασης και οι προβολές μετάβασης ιστού.

Ο πλέον χρησιμοποιούμενος αλγόριθμος για τη δημιουργία επιφανείας είναι ο “marching cubes” ο οποίος αναπτύχθηκε το 1987 από τους Lorensen και Cline. Ο αλγόριθμος αυτός προβαίνει στην αυτόματη κατασκευή ενός εικονικού κύβου, του οποίου τις γωνίες καταλαμβάνουν γειτονικά στοιχεία, δηλαδή στοιχεία που παρουσιάζουν ομοιότητες ως προς τις χρωματικές εκφάνσεις και ανήκουν σε παρακείμενες τομές της μαγνητικής ή αξονικής τομογραφίας.

Το επόμενο βήμα είναι να καθοριστεί αν η κάθε γωνία του εικονικού κύβου που δημιουργήθηκε από τον αλγόριθμο παραπάνω είναι μέσα ή έξω από την επιφάνεια που θα κατασκευαστεί. Αν η μέθοδος τμηματοποίησης που χρησιμοποιείται είναι ο καθορισμός ορίου τιμών και η τιμή του συγκεκριμένου τριγώνου βρίσκεται μέσα στο όριο τιμών που καθορίστηκε από το χρήστη τότε θεωρείται ότι η γωνία αυτή βρίσκεται μέσα στην επιφάνεια. Αντίθετα αν η τιμή της γωνίας δεν ανήκει στο όριο τιμών τότε θεωρείται ότι το τρίγωνο αυτό βρίσκεται έξω από την επιφάνεια. Η επιφάνεια που θα κατασκευαστεί τέμνει εκείνες τις ακμές του κύβου στις οποίες η μια γωνία τους βρίσκεται μέσα και η άλλη έξω από την επιφάνεια.

Σε ένα χώρο τριών διαστάσεων υπάρχουν 256 διαφορετικές πιθανότητες για το πώς μπορούν να συνδυαστούν οι γωνίες του κύβου σε σχέση με το αν είναι μέσα ή έξω από την επιφάνεια. Αν ληφθούν υπόψη οι συμμετρικές καταστάσεις τότε απομένουν 15 διαφορετικές πιθανότητες. Με τον τρόπο αυτό χρησιμοποιώντας απλά γεωμετρικά σχήματα, όπως είναι τα τρίγωνα μπορεί ο κάθε εικονικός κύβος να χωριστεί σε περιοχές.

Αν όλα αυτά τα τριγωνικά σχήματα, σε όλο τον όγκο των δεδομένων συνδεθούν μεταξύ τους τότε προκύπτει μια αναπαράσταση της επιφανείας στο χώρο, δηλαδή ένα τρισδιάστατο μοντέλο.

Ανάλογα με το μέγεθος του αρχικού όγκου δεδομένων και το βαθμό ψηφιοποίησης, δηλαδή τον αριθμό των στοιχείων που αποτελείται, ο αλγόριθμος μπορεί εύκολα να οδηγήσει στη δημιουργία ακόμα και αρκετών εκατομμυρίων τέτοιων τριγώνων με αποτέλεσμα να επιβραδυνθεί η διαδικασία παραγωγής του τρισδιάστατου μοντέλου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να αναπτυχθούν διάφορες τέτοιες τεχνικές για να μειώνεται ο όγκος των υπολογισμών και κατά συνέπεια να αυξάνεται η ταχύτητα της δημιουργίας του τελικού μοντέλου.

Οι τεχνικές αυτές αφορούν τη μείωση των τριγωνικών πλεγμάτων, προκειμένου να μειωθεί ο αριθμός των τριγώνων. Παρά τη μείωση των πλεγμάτων επιτυγχάνεται μια καλή προσέγγιση του αρχικού ιστού ώστε να μπορεί το τελικό τρισδιάστατο μοντέλο να είναι διαγνωστικά χρήσιμο. Ο αλγόριθμος που προαναφέρθηκε εξετάζει τα τρίγωνα που περιέχονται σε ένα κύβο και εάν το κριτήριο μείωσης που ορίστηκε από τον χρήστη είναι ικανοποιητικό τότε τα τρίγωνα αφαιρούνται και αυτό μπορεί να επαναλαμβάνεται έως ότου δεν είναι δυνατή καμία περαιτέρω μείωση.

Εκτός από τον αλγόριθμο marching cubes υπάρχουν και άλλοι αλγόριθμοι που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την κατασκευή των επιφανειών. Οι αλγόριθμοι που βασίζονται στο μετασχηματισμό Delaunay μεταχειρίζονται τα στοιχεία που συμμετέχουν στην επιφάνεια ως ένα νέφος από σημεία χωρίς συγκεκριμένη οργάνωση και προσπαθούν να ταιριάξουν σε αυτά έναν αριθμό από τετραέδρα. Η τελική ένωση αυτών των τετραέδρων είναι που δημιουργεί την επιφάνεια του μοντέλου. Οι αλγόριθμοι που είναι γνωστοί με το γενικό όνομα αναδρομικοί αλγόριθμοι υποδιαίρεσεων (recursive subdivision algorithms) χρησιμοποιούν μια μεγάλη επιφάνεια την οποία προσαρμόζουν πάνω στα δεδομένα.

Η επιφάνεια αυτή δημιουργείται σε συνεχώς μικρότερες επιφάνειες που προσπαθούν να ταιριάζουν τα στοιχεία σε μικρότερες περιοχές. Όταν πια, δεν είναι δυνατή άλλη διαίρεση δημιουργείται η επιφάνεια η οποία αποτελεί το μοντέλο.

Ένα βασικό ερώτημα όσον αφορά τα τρισδιάστατα μοντέλα είναι ο τρόπος επιλογής της μεθόδου οπτικοποίησης. Υπάρχει η δυνατότητα να επιλεγεί οποιαδήποτε μέθοδος ή συνδυασμός μεθόδων, αρκεί να παρέχονται στο χρήστη όλες εκείνες οι πληροφορίες που είναι απαραίτητες προκειμένου να εξασφαλιστεί μια σωστή διάγνωση και να σχεδιαστεί σωστά ένα ερευνητικό πρωτόκολλο.

Η προσέγγιση του παραπάνω ερωτήματος γίνεται μέσα από μελέτες που αφορούν την υποκειμενική εκτίμηση των τρισδιάστατων μοντέλων κάτω από πολύ συγκεκριμένες καταστάσεις. Τέτοιες μελέτες συνήθως έχουν συγκριτικό χαρακτήρα και εκτιμούν την ικανότητα ενός τρισδιάστατου μοντέλου να βοηθήσει στην επίτευξη ενός συγκεκριμένου στόχου.

Ο σκοπός της μελέτης που διεξήχθη από τους Blemker και τους συνεργάτες το 2006 ήταν να οριστεί ο βαθμός στον οποίο τα σύνθετα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά του ορθού μηριαίου και έσω πλατύ έχουν αλλαγές στο μήκος των μυικών ινών. Για αυτό τον λόγο συντέθηκε ένα τρισδιάστατο μοντέλο με τη βοήθεια μαγνητικών τομογραφιών το οποίο συνετέλεσε στον υπολογισμό του μήκους διάτασης (Blemker, 2006).

Ο Haseeb Rahman στην έρευνά του με θέμα τη μελέτη της κινηματικής της αρθρώσεως του γόνατος με τη χρήση ακτίνων χ καταλήγει στο συμπέρασμα ότι αν και το τρισδιάστατο μοντέλο που απέδωσε είναι εξαιρετικά ακριβές ωστόσο δεν συνιστά την εξέλιξη της τεχνικής του με τη χρήση ακτίνων χ εξαιτίας της υψηλής ποσότητας ακτινοβολίας και προτρέπει στην χρήση της μαγνητικής τομογραφίας (Haseeb, 2003).

Στην έρευνα του DeFrate και των συνεργατών χρησιμοποιήθηκε μια συνδυαστική μέθοδος μαγνητικής τομογραφίας και ακτίνων χ, αυτό συντέλεσε στην αποτελεσματική απεικόνιση του οστικού αλλά και μυϊκού συστήματος. Συμπερασματικά καταγράφεται η ανάγκη τρισδιάστατης παρουσίασης του οστού αλλά και των μαλακών μορίων για να διερευνηθούν οι μηριαίοι κόνδυλοι σε διάφορες φορτίσεις (DeFrate et al, 2004).

## **Η ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ**

Το ανθρώπινο γόνατο είναι ίσως η μεγαλύτερη και ίσως η πολυπλοκότερη άρθρωση του ανθρώπινου σώματος, αποτελεί μια διάρθρωση που αποτελείται από την μηριαιοκνημιαία άρθρωση και από την μηριαιοεπιγονατιδική άρθρωση. Το γόνατο εξισορροπεί ισχυρές φορτίσεις και παρεμβάλλεται ανάμεσα στα δύο μεγαλύτερα οστά το σώματος, την κνήμη και το μηρό καθιστώντας το ευαίσθητο σε τραυματισμούς.

### **Η δομή του γόνατος.**

Η άρθρωση του γόνατος αποτελείται από τρία οστά, την επιγονατίδα, το μηριαίο οστό και την κνήμη. Οι επιφάνειες που φέρουν το βάρος του ανθρώπινου σώματος είναι το ασύμμετρο σύμπλεγμα των κονδύλων του μηρού. Οι μηριαίοι κόνδυλοι συμμετέχουν αντιρροπιστικά και σχηματίζουν ένα σύστημα κοιλοτήτων με τη μορφή τροχαλίας στο οποίο προσθέτοντας και την επιγονατίδα συστήνουν μια συνάρθρωση. Στην οπίσθια πλευρά οι κόνδυλοι διαχωρίζονται από το υπερκονδύλιο κύρτωμα. Οι μηριαίοι κόνδυλοι είναι κυρτοί και στα δύο επίπεδα, στο πρόσθιο και το πλάγιο. (Gill et al, 1991, Kennedy et al, 1971). Η επιφάνεια επαφής του μέσου κονδύλου είναι μεγαλύτερη από την επιφάνεια επαφής του πλάγιου κονδύλου. Το ύψος του τοιχώματος του πλάγιου κονδύλου είναι το μεγαλύτερο κατά μήκος της εντομής υποβοηθώντας έτσι την προστασία της επιγονατίδας. Ως υποδοχή στις

αρθρικές επιφάνειες του μηρού υπάρχουν αντίστοιχα στην κνήμη δύο κοίλα και ασύμμετρα πλατώ.

Το μέσο και πλάγιο κνημιαίο πλατό διαχωρίζεται από δύο κονδύλους που ονομάζονται μέσο και πλάγιο φύμα. Ασύμμετρίες και ασυμφωνίες συναντώνται ανάμεσα στα κνημιαία πλατώ.

Οι επιφάνειες επαφής του έσω κνημιαίου πλατώ είναι 50% μεγαλύτερες από του έξω κνημιαίου πλατώ. Το έξω πλατώ είναι κοίλο στην πρόσθια πλευρά και κυρτό στην πλάγια πλευρά (Gill et al, 1991, Norkin et al, 1990). Σε αυτή την ανομοιομορφία οφείλεται η δυνατότητα για πολλαπλές ξεχωριστές κινήσεις που οφείλονται στην μηριαιοκνημιαία άρθρωση. Η κίνηση του γόνατος μπορεί να χαρακτηριστεί ως ένας συνδυασμός κύλισης, γλιστρήματος και περιστροφής.

Η μηριαιοεπιγονατιδική άρθρωση είναι η συνεργασία ανάμεσα στην επιγονατίδα και τον μηρό. Η επιγονατίδα χαρακτηρίζεται ως ένα τριγωνικό σισαμοειδές οστό. Εμπρόσθια, παρουσιάζει κυρτότητα προς όλες τις κατευθύνσεις. Περιφερειακά παρουσιάζεται να έχει σχήμα V και περιστοιχίζεται από τον επιγονατιδικό σύνδεσμο.

Τα πλευρικά όρια της επιγονατίδας είναι λεπτότερα από τα εσωτερικά όρια. Και τα δύο όρια λίγο ή περισσότερο εξασφαλίζουν τις αρθρικές προσφύσεις, τον αρθρικό θύλακα και τις προεκτάσεις του τετρακεφάλου (Gill et al 1991).

Η οπίσθια επιγονατιδική επιφάνεια αποτελείται από επτά όψεις, τέσσερις στην έσω πλευρά και τρεις στην έξω πλευρά. Οι έσω όψεις είναι γενικά πιο πολύπλοκες και μικρότερες από ότι οι έξω όψεις, οι οποίες όχι μόνο δεν είναι μεγαλύτερες αλλά είναι πιο κοίλες.

Η περιφερειακή επιφάνεια της επιγονατίδας έρχεται σε επαφή με την μηριαία αρθρική αύλακα. Η περιοχή επαφής της επιγονατίδας κινείται επάνω στις έσω και έξω επιφάνειες καθώς η κάμψη εξελίσσεται. Η ζώνη επαφής του μηρού με την επιγονατίδα κινείται προσθιοπίσθια σύμφωνα με την κάμψη. Ακόμα η επιγονατίδα εξυπηρετεί ως ένας οδηγός του

τετρακέφαλου επιγονατιδικού συνδέσμου ο οποίος ελέγχει τον αρθρικό θύλακα και λειτουργεί ως ασπίδα του μηριαίου επικονδύλιου χόνδρου. (Tria et al 1995)

## **Μηνίσκοι**

Οι διάρθριοι μηνίσκοι ο έσω και ο έξω είναι δύο ινοχόνδρινοι μηνοειδείς δίσκοι που παρεμβάλλονται μεταξύ των κονδύλων του μηριαίου και των κνημιαίων γληνών και καταλαμβάνουν περίπου τα δύο έξω τριτημόρια της σύστοιχης γλήνης. Με τους μηνίσκους η κνημομηριαία διάθρωση διαιρείται στη άνω ή μηνισκομηριαία και την κάτω ή μηνισκοκνημιαία διάθρωση.

Κάθε μηνίσκος εμφανίζει δύο χείλη, το έξω και το έσω, δύο επιφάνειες, την άνω και την κάτω, δύο άκρα, που ονομάζονται κέρατα, το πρόσθιο και το οπίσθιο και λεπτύνεται βαθμιαία από την περιφέρεια προς το κέντρο. Το πρόσθιο κέρας του έσω μηνίσκου και το πρόσθιο υπόκυρτο χείλος του έξω μηνίσκου, συνδέονται μεταξύ τους με τον εγκάρσιο σύνδεσμο.

Ο έσω μηνίσκος έχει ημικυκλικό σχήμα, μεγαλύτερο μήκος από τον έξω και προσφύεται με το πρόσθιο κέρας στον πρόσθιο μεσογλύνιο βόθρο, μπροστά από την έκφυση του προσθίου χιαστού, ενώ με το οπίσθιο κέρας προσφύεται πίσω από την πρόσφυση του έξω μηνίσκου και μπροστά από την έκφυση του οπίσθιου χιαστού.

Η περιφέρεια του έσω μηνίσκου συνάπτεται στενά με το έσω θυλοακροσυνδεσμικό σύστημα (αρθρικό θύλακο και έσω πλάγιο σύνδεσμο του γόνατος), είναι επομένως λιγότερο ευκίνητος από τον έξω, γεγονός που μοιάζει με το ημικυκλικό σχήμα του ερμηνεύει την μεγαλύτερη συχνότητα των ρήξεων του έσω μηνίσκου ως προς τον έξω

Ο έξω μηνίσκος, έχει σχεδόν κυκλικό σχήμα, είναι μικρότερος από τον έσω και προσφύεται με το πρόσθιο κέρας του μπροστά από το μεσογλύνιο έπαρμα, πίσω και έξω από την έκφυση του οπισθίου χιαστού, ενώ με το οπίσθιο κέρας προσφύεται στην οπίσθια επιφάνεια του μεσογλυνίου επάρματος.

Η οπίσθια μοίρα του έξω χείλους του έρχεται σε επαφή με τον τένοντα του ιγνυακού μυός, με τον οποίο χωρίζεται από τον έξω πλάγιο σύνδεσμο. Το οπίσθιο κέρασ του ενισχύεται σε πολλές περιπτώσεις από τον οπίσθιο μηνισκομηριαίο σύνδεσμο ή σύνδεσμο του Wrisberg, τον σύνδεσμο του Humphry και την περιτονία που καλύπτει τον ιγνυακό μυ και το τοξοειδές σύμπλεγμα στην οπίσθια έξω γωνία του γόνατος .

Η περιφέρεια του έξω μηνίσκου, δεν έρχεται σε επαφή με τον έξω πλάγιο σύνδεσμο του γόνατος, είναι επομένως περισσότερο ευκίνητος από τον έσω γεγονός που μαζί με το σχεδόν κυκλικό σχήμα του ερμηνεύει την μικρότερη συχνότητα ρήξεων ως προς τον έσω μηνίσκο.

Η αιμάτωση των μηνίσκων γίνεται από την μέση αρθρική και τις κάτω αρθρικές αρτηρίες του γόνατος που σχηματίζουν αρτηριακά τόξα μόνο στο έξω χείλος του μηνίσκου, ενώ αντίθετα το υπόλοιπο τμήμα του είναι ανάγγειο και διατρέφεται από το αρθρικό υγρό. Λόγο της ιδιαιτερότητας της αιμάτωσης η επούλωση με συντηρητική αγωγή είναι δυνατή ενώ σε μικρής έκτασης ρήξης που εντοπίζονται στην περιφερική μοίρα του μηνίσκου.

Οι μηνίσκοι περιορίζουν την δυσαρμονία μεταξύ των αρθρικών επιφανειών του μηριαίου και της κνήμης αυξάνοντας το βάθος των κνημιαίων γληνών, διευκολύνουν τις στροφικές κινήσεις του γόνατος ενώ παράλληλα κατανέμουν ομοιόμορφα και αμβλύνουν τους κραδασμούς, που προκαλούνται κατά την φόρτιση του σκέλους. Η άμβλυνση των κραδασμών γίνεται προς όλες τις κατευθύνσεις (κάθετα, οβελιαία και εγκάρσια).

Κατά την κάμψη και έκταση του γόνατος οι μηνίσκοι ακολουθούν την κίνηση των κνημιαίων κονδύλων, ενώ κατά τις στροφές ακολουθούν την κίνηση των μηριαίων κονδύλων.

Η πρόσθια και οπίσθια μοίρα του έσω μηνίσκου ακολουθεί την κίνηση της κνήμης, η μέση όμως μοίρα ακολουθεί τον έσω μηριαίο κόνδυλο, υπάρχει επομένως πιθανότητα να υποστεί κάκωση κατά τις στροφικές κινήσεις (Fritz et al, 1996, Thompson et al, 1993).

Ο έξω μηνίσκος ακολουθεί και αυτός τον έξω μηριαίο κόνδυλο κατά τις στροφές του γόνατος, λόγω όμως της συνάφειάς του με τους συνδέσμους του Wrisberg και του Hamphry, μειώνονται οι πιθανότητες κάκωσής του. Επιπλέον κατά την έσω στροφή της κνήμης με το γόνατο σε κάμψη, ο ιγνυακός μυς έλκει την οπίσθια μοίρα του έξω μηνίσκου προς τα πίσω, αποτρέποντας την παγίδευσή του μεταξύ μηριαίου και κνημιαίου κονδύλου.

(Αμπατζίδης 1998)

### **Χιαστοί σύνδεσμοι**

Οι χιαστοί σύνδεσμοι, πρόσθιος και οπίσθιος, είναι ισχυρότατοι και σχηματίζουν ένα οβελιαίο διάφραγμα στο εσωτερικό της άρθρωσης του γόνατος. Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος, έχει σχοινοειδή μορφή, εκφύεται από τον πρόσθιο μεσογλήνιο βόθρο, πίσω από το πρόσθιο άκρο του έσω μηνίσκου και φερόμενος προς τα άνω, έξω και πίσω, χιάζεται με τον οπίσθιο και καταφύεται στην οπίσθια μοίρα της μεσοκονδυλίου επιφάνειας του έξω μηριαίου κονδύλου.

Η κνημιαία πρόσφυση του συνδέσμου είναι σταθερότερη από τη μηριαία, επειδή η επιφάνεια πρόσφυσης στην κνήμη είναι ευρύτερη από την αντίστοιχη του έξω μηριαίου κονδύλου. Ο πρόσθιος χιαστός αποτελείται από δύο μοίρες, μια πρόσθια- έσω, λεπτότερη και μια οπίσθια- έξω, πιο ογκώδη. Ο πρόσθιος χιαστός έχει περίπου την ίδια ισχύ με τον έσω πλάγιο σύνδεσμο και τη μισή συγκριτικά με τον οπίσθιο χιαστό (Arnoczky et al, 1994, Samuelson et al, 1996).

Ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος είναι βραχύτερος αλλά ισχυρότερος από τον πρόσθιο, εκφύεται από τον οπίσθιο μεσογλήνιο βόθρο και φερόμενος προς τα άνω, έσω και πρόσω, χιάζεται με τον πρόσθιο και καταφύεται στην πρόσθια μοίρα της μεσοκονδυλίου επιφάνειας του έσω μηριαίου κονδύλου (Moore et al, 1985). Ο οπίσθιος χιαστός αποτελείται από δύο μοίρες, μια πρόσθια, ογκώδη και μια οπίσθια, λεπτότερη. Η ισχύς του οπίσθιου χιαστού είναι διπλάσια εκείνης του προσθίου.

Ο πρόσθιος και ο οπίσθιος χιαστός περιβάλλονται από μπροστά και από τα πλάγια, από τον αρθρικό υμένα, είναι επομένως ενδοαρθρικά, αλλά εξωμενικά ανατομικά στοιχεία.

Η υπερκείμενη αρθρική μεμβράνη που εμφανίζεται στην περιοχή της άρθρωσης του γόνατος, δεν επιτρέπει το αρθρικό υγρό να διαχυθεί στον αρθρικό χώρο των χιαστών συνδέσμων. Ως αποτέλεσμα οι συσσωρεύσεις υγρού, όπως διακρίνονται στη μαγνητική τομογραφία, παρουσιάζονται μετά από τραυματισμούς των χιαστών συνδέσμων (Lee et al, 1996).

Οι χιαστοί σύνδεσμοι χρησιμεύουν

1. Για τη σταθεροποίηση του γόνατος κατά τις στροφικές κινήσεις με το γόνατο σε κάμψη, θέση στην οποία οι πλάγιοι σύνδεσμοι βρίσκονται σε χάλαση.

2. Για την αποφυγή υπερέκτασης της κνήμης.

Ο πρόσθιος χιαστός απορροφά το 86% της δύναμης που προκαλεί την προς τα εμπρός ολίσθηση των κνημιαίων κονδύλων, ως προς τους κονδύλους του μηριαίου, ενώ ο οπίσθιος χιαστός το 90% περίπου της ανάλογης δύναμης, που προκαλεί την προς τα πίσω ολίσθηση των κνημιαίων κονδύλων (Renstrom 1995). Η βασική λειτουργία του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου είναι να περιορίσει την οπίσθια μετατόπιση της κνήμης και του μηρού και να ελέγξει την κανονική κίνηση του γόνατος (Magee et al, 1987).

### **Ο έσω πλάγιος σύνδεσμος**

Ο έσω πλάγιος σύνδεσμος εκφύεται από το έσω κονδύλιο κύρτωμα και καταφύεται στην έσω επιφάνεια της κνήμης. Αποτελείται από δύο ξεχωριστά στρώματα, το επιδερμικό και το εν τω βάθει. Και τα δύο στρώματα εντοπίζονται στο έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα ενώ το βαθύτερο στρώμα εισχωρεί στον έσω μηνίσκο. Αυτή η προσκόλληση εξυπηρετεί τη σταθερότητα και την ασφάλεια του έσω μηνίσκου. Από την άλλη πλευρά του έσω μηνίσκου

το βαθύτερο στρώμα συνεχίζει κατά μήκος να ενωθεί με το υπερκείμενο στρώμα και καταλήγουν τελικά στη μέση πλευρά της κνήμης. Ο έσω πλάγιος σύνδεσμος και η σύνδεσή του με τις αρθρικές επιφάνειες αποτελούν ισχυρό σταθεροποιητικό μέσο του γόνατος, κυρίως κατά την κάμψη του γόνατος (Tria et al, 1995, Hunter et al, 1994).

### **Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος**

Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος έχει μικρότερο μήκος και μικρότερο όγκο σχετικά με τον έσω. Εκφύεται από το έξω υπερκονδύλιο κύρτωμα και καταφύεται στην κεφαλή της περόνης. Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος διαχωρίζει τον έξω μηνίσκο από τον πλάγιο σύνδεσμο και δίνει στον μηνίσκο τη δυνατότητα αυξημένης ελευθερίας κινήσεων. Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος προστατεύει την άρθρωση από επιβαρύνσεις και τραυματισμούς από κινήσεις του γόνατος προς τα έξω. Οι τραυματισμοί στο σύνδεσμο αυτό είναι σπάνιοι και συμβαίνουν μετά από ανταγωνιστικές ή μη ανταγωνιστικές δραστηριότητες (Moore et al, 1985).

### **Θύλακες και υποστηρικτικές δομές.**

Σύμφωνα με τους Warren και Marshall (1979) κεντρικό μέρος της άρθρωσης του γόνατος μπορεί να υποδιαιρεθεί σε τρία στρώματα: το εξωτερικό στρώμα, το μέσο και το εν τω βάθει στρώμα γνωστό ως αρθρικός θύλακας.

Το εξωτερικό στρώμα περικλείεται από τους μηριαίους μυς. Το στρώμα αυτό ενισχύεται περαιτέρω από τις γραμμωτές ίνες του έσω πλατέως μυός. Οπίσθια το πρώτο στρώμα καλύπτει τις κεφαλές του γαστροκνημίου. Ο ημιτενοντώδης και ο ισχνός προσαγωγός εντοπίζονται κάτω από το εξωτερικό στρώμα.

Το δεύτερο στρώμα αποτελείται από το υπερκείμενο στρώμα του έσω πλαγίου συνδέσμου. Αυτός ο σύνδεσμος ενώνεται με το τρίτο στρώμα και περιβάλλει τον έσω μηριαίο κόνδυλο. Το υπερκείμενο στρώμα του έσω πλαγίου συνδέσμου διαχωρίζεται από το εν τω βάθει τμήμα του έσω πλαγίου, από λίπος και από τον αρθρικό θύλακα. (Lee et al, 1991).

Από την άλλη πλευρά του έσω πλαγίου συνδέσμου το δεύτερο στρώμα διαχωρίζεται κάθετα. Οι ίνες διέρχονται από το σημείο τομής με το πρώτο στρώμα και τον έσω πλατύ και σχηματίζουν το κάλυμμα της επιγονατίδας.

Το τρίτο στρώμα θεωρείται ο αρθρικός θύλακας του γόνατος. Το στρώμα αυτό είναι προσκολλημένο στον έσω μηνίσκο. Οπίσθια το τρίτο στρώμα ενώνεται με το δεύτερο στρώμα για να σχηματίσει και να διασφαλίσει τον αρθρικό θύλακα. Ο ημιμυενώδης μυς εισχωρεί στην πίσω πλευρά του πλάγιου κνημιαίου συνδέσμου ενισχύοντας τον αρθρικό θύλακα. Η εγκόλπωση του αρθρικού θύλακα διαμορφώνεται από το δεύτερο και τρίτο στρώμα της αρθρώσεως καθώς και από τον ημιμυενώδη, περιβάλλοντας τον έσω μηριαίο κόνδυλο, προσδίδοντάς του στροφική σταθερότητα.

### **Πλάγια όψη του γόνατος**

Ο Seebacher και οι συνεργάτες (Seebacher et al, 1982) διαχώρισαν την πλευρική όψη του γόνατος σε τρία διακριτά στρώματα: το εξωτερικό στρώμα, το μέσο στρώμα και το στρώμα του αρθρικού θύλακα. Το πρώτο στρώμα από τη πλάγια όψη απαρτίζεται από την κεφαλή της κνήμης και την προέκταση του μηριαίου δικεφάλου. Συμπύσσεται με το δεύτερο στρώμα δημιουργώντας μια ισχυρή και διαμορφωμένη λωρίδα.

Το δεύτερο στρώμα προσανατολίζεται προς τον έξω πλάγιο σύνδεσμο. Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος διέρχεται από τον έξω μηριαίο κόνδυλο και καταλήγει στη κεφαλή της περόνης. Το τρίτο στρώμα, που είναι και το βαθύτερο διαμορφώνει τον έξω πλάγιο αρθρικό θύλακα.

### **Μύες του γόνατος**

Οι περισσότεροι μύες που κινούν την άρθρωση του γόνατος δρουν και στο ισχίο ή στην ποδοκνημική, ενώ ορισμένοι μόνον ενεργούν αποκλειστικά στο γόνατο. Οι μύες διακρίνονται σε καμπήρες, εκτείνοντες, έσω και έξω στροφείς.

Καμπήρες: Δικέφαλος μηριαίος, ημιμυενώδης, ημιτενοντώδης, ιγνυακός, ραπτικός, ισχνός προσαγωγός, γαστροκνήμιος.

Εκτείνοντες: Τετρακέφαλος μηριαίος, τείνων την πλατεία περιτονία (λαγοκνημιαία ταινία).

Έσω στροφείς: Ημιμυενώδης, ημιτενοντώδης, ιγνυακός, ραπτικός, ισχνός προασαγωγός.

Έξω στροφείς: Δικέφαλος μηριαίος.

### **Έκταση και κάμψη.**

Οι κινήσεις έκτασης και κάμψης γίνονται γύρω από έναν εγκάρσιο άξονα, ο οποίος διέρχεται από εκφύσεις των πλάγιων συνδέσμων από τα υπερκονδύλια κυρτώματα. Ο άξονας αυτός μετατοπίζεται προς τα εμπρός κατά την έκταση και προς τα πίσω κατά την κάμψη του γόνατος.

Η μετατόπιση οφείλεται:

α. Στη κυρτότητα των αρθρικών επιφανειών των μηριαίων κονδύλων.

β. Στην κίνησή τους, η οποία συνίσταται σε παράλληλη κύλιση των μηριαίων κονδύλων επί των κνημιαίων γληνών (τροχοειδής άρθρωση) και ολίσθηση των μηριαίων κονδύλων, με φορά αντίθετη της κύλισης.

Κατά την έκταση του γόνατος, το πρόσθιο ευρύτερο τμήμα των μηριαίων κονδύλων έρχεται σε επαφή με τις κνημιαίες γλήνες και διατείνονται οι πλάγιοι, οι χιαστοί σύνδεσμοι και η οπίσθια μοίρα του αρθρικού θυλάκου.

Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται η σταθεροποίηση του γόνατος σε έκταση, κατά τη στάση και τη βάδιση. Στις τελευταίες 10° της έκτασης του γόνατος, παρατηρείται η τελική στροφή τη κνήμης προς τα έξω ή του μηριαίου προς τα έσω. Η πλήρης έκταση του γόνατος αντιστοιχεί στις 0 μοίρες. (Αμπατζίδης, 1998)

Κατά την κάμψη του γόνατος, το οπίσθιο στενότερο και κυρτότερο τμήμα των μηριαίων κονδύλων έρχεται σε επαφή με τις κνημιαίες γλήνες και οι πλάγιοι σύνδεσμοι, οι χιαστοί και η οπίσθια μοίρα του αρθρικού θύλακα υφίστανται χάλαση.

Το εύρος κίνησης του γόνατος κυμαίνεται από 0° ως 150°, κατά την παθητική κάμψη. Στη διάρκεια της κάμψης, οι μηνίσκοι μετακινούνται παθητικά προς τα πίσω, ως 1cm περίπου

και συμπεριφέρονται ως κινητές αρθρικές επιφάνειες, αυξάνοντας την επιφάνεια επαφής των μηριαίων κονδύλων με την κνήμη, ενώ επανέρχονται στην προηγούμενη θέση τους κατά την έκταση.

### **Έσω και έξω στροφή**

Οι στροφικές κινήσεις της κνήμης και του μηριαίου γίνονται γύρω από έναν κατακόρυφο άξονα, ο οποίος διέρχεται από το έσω γληνιαίο φύμα και επιτρέπονται μόνον όταν το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη, λόγω της χάλασης των συνδεσμικών και θυλακικών στοιχείων.

Το μέγιστο εύρος στροφών επιτυγχάνεται, όταν το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη 90°. Η έσω στροφή της κνήμης περιορίζεται στις 5° ως 10°, λόγω της αντίστασης των συστρεφόμενων και διατεινόμενων χιαστών, ενώ η έξω στροφή φτάνει τις 45°-60° και το εύρος κίνησης καθορίζεται από την ικανότητα διάτασης του έξω πλαγίου συνδέσμου.

Οι στροφικές κινήσεις της κνήμης συνοδεύονται από παθητική μετακίνηση των μηνίσκων. Κατά την έσω στροφή, ο έξω μηνίσκος μετακινείται προς τα εμπρός και ο έσω προς τα πίσω, ενώ οι αντίθετες κινήσεις γίνονται κατά την έξω στροφή. Ο έξω μηνίσκος είναι ευκίνητος, ενώ αντίθετα οι κινήσεις του έσω περιορίζονται, λόγω της στενής σύμφυσής του με το έσω θυλακοσυνδεσμικό σύστημα.

### **Κινήσεις της επιγονατίδας**

Κατά τις κινήσεις του γόνατος η επιγονατίδα κινείται προς τα άνω και κάτω, σε απόσταση 5cm ως 7cm. Σε πλήρη έκταση του γόνατος η επιγονατίδα βρίσκεται επάνω από τη μηριαία τροχλία, μπροστά από τον υπεργονατιδικό ορογόνο θύλακα και το κάτω τμήμα της αρθρικής της επιφάνειας μόλις εφάπτεται της τροχλίας. Κατά την κάμψη του γόνατος η επιγονατίδα ολισθαίνει προς τα κάτω και φέρεται μπροστά και κάτω από τη μηριαία τροχλία.

## **ΡΗΞΗ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ**

Ο πρόσθιος χιαστός απορροφά το 86% της δύναμης, που προκαλεί την προς τα πρόσω ολίσθηση των κνημιαίων κονδύλων, ως προς τους κονδύλους του μηριαίου (Renstrom, 1995 ).

Οι ρήξεις του προσθίου χιαστού παρατηρούνται με συνεχώς αυξανόμενη συχνότητα, λόγω της μεγάλης συμμετοχής του πληθυσμού σε αθλήματα, όπως το ποδόσφαιρο, η καλαθοσφαίριση, το rugby, η αντισφαίριση και οι χιονοδρομίες. Ιδιαίτερα στις χιονοδρομίες οι κακώσεις του προσθίου χιαστού συνδέσμου καλύπτουν το 25% ως 30% όλων των κακώσεων του γόνατος (Paletta et al, 1994 ).

Η ρήξη του προσθίου χιαστού περιγράφηκε στη βιβλιογραφία από τον J.Stark, το 1850, ενώ η πρώτη πλαστική του συνδέσμου ανακοινώθηκε από τον E.W.Hey Groves, το 1917 (Snook, 1988), οι παραπάνω περιγραφές συμπλέουν και με τα σύγχρονα δεδομένα (Bowditch, 2001)

### **Μηχανισμοί**

Οι ρήξεις του προσθίου χιαστού συνοδεύουν συνήθως τις ρήξεις των πλαγίων συνδέσμων και οφείλονται στους εξής μηχανισμούς. (Αμπατζίδης, 1998, Bowditch, 2001)

1. Έξω στροφή της κνήμης και βλαισό του γόνατος, που βρίσκεται σε ελαφρά κάμψη.
2. Έσω στροφή της κνήμης και ραιβό του γόνατος, που βρίσκεται σε ελαφρά κάμψη.
3. Βίαιη σύσπαση του τετρακεφάλου, ενώ το γόνατο βρίσκεται σε ελαφρά κάμψη.
4. Υπερέκταση του γόνατος και έσω στροφή της κνήμης.

Ο πρόσθιος χιαστός υφίσταται ρήξη συνήθως στη μεσότητά του (70%), ενώ σπανιότερα παρατηρείται απόσπαση της μηριαίας και της κνημιαίας πρόσφυσής του. Κατά τους Higgins & Steadman (1987), η πλειονότητα των ρήξεων του προσθίου χιαστού στους χιονοδρόμους, εντοπίζεται στη μηριαία πρόσφυση του συνδέσμου.

## **Κλινική εικόνα**

Τα συμπτώματα συνίστανται σε οίδημα του γόνατος, επώδυνη κινητικότητα της άρθρωσης και δυσχέρεια βάρδισης. Στη διάγνωση συμβάλλουν η γνώση του μηχανισμού κάκωσης, ο αίμαρθρος, που αποτελεί συχνά το μόνο κλινικό σημείο και οι λειτουργικές δοκιμασίες, με τις οποίες ελέγχεται η ακεραιότητα του προσθίου χιαστού.

Οι λειτουργικές δοκιμασίες περιλαμβάνουν συνήθως την πρόσθια συρταροειδή με το γόνατο σε κάμψη 90° (Direct anterior drawer/ Palmer), την πρόσθια συρταροειδή με το γόνατο σε κάμψη 20° (Lachman test ) και τη δοκιμασία στροφικής μετατόπισης ή Pivot Shift. (Balasch, 1999, Benvenuti, 1998)

Η πρόσθια συρταροειδής δοκιμασία με το γόνατο σε κάμψη 90°, γίνεται με τον ασθενή σε ύπτια θέση, το ισχίο σε κάμψη 45° και το γόνατο σε κάμψη 90°. Ο εξεταστής ακινητοποιεί το σκέλος, καθήμενος επάνω στο πόδι του ασθενούς και τοποθετεί τα χέρια του πίσω από το άνω άκρο της κνήμης, ενώ τα δάκτυλά του ψηλαφούν την κατάφυση των οπισθίων μηριαίων, ώστε να ελέγχεται η χάλασή τους.

Στη συνέχεια ασκεί έλξη του άνω άκρου της κνήμης και αξιολογεί την προς τα πρόσω κίνηση των κονδύλων της κνήμης.

Ολίσθηση μεταξύ 3 mm και 5 mm αντιστοιχεί κλινικά σε επιμήκυνση του προσθίου χιαστού, από 5 mm ως 10 mm αποτελεί θετικό σημείο μερικής ρήξης του συνδέσμου, ενώ ολίσθηση άνω των 10 mm, υποδηλώνει εκτεταμένη ή πλήρη ρήξη του προσθίου χιαστού.

Η πρόσθια συρταροειδής δοκιμασία με το γόνατο σε κάμψη 20° ή Lachman test, γίνεται με τον ασθενή σε ύπτια θέση και τον εξεταστή στην πλευρά του εξεταζομένου γόνατος. Με το γόνατο σε κάμψη 15° ως 20°, ο μηρός ακινητοποιείται με το ένα χέρι, ενώ με το άλλο που τοποθετείται πίσω από το άνω άκρο της κνήμης, ασκείται ισχυρή έλξη προς τα άνω (πρόσω).

Ο αντίχειρας, που ασκεί την έλξη στην κνήμη, ψηλαφεί το μεσάρθριο διάστημα, ώστε να γίνεται αντιληπτή οποιαδήποτε ολίσθηση των κνημιαίων κονδύλων προς τα πρόσω. Η δοκιμασία στροφικής μετατόπισης ή «Pivot Shift» γίνεται με τον ασθενή σε ύπτια θέση και ο εξεταστής που βρίσκεται στην πλευρά του εξεταζομένου σκέλους, κρατά το γόνατο σε έκταση και το πόδι σε ελαφρά έσω στροφή, ενώ με το άλλο που τοποθετεί στην έξω επιφάνεια του άνω άκρου της κνήμης, με τον αντίχειρα στο κνημιαίο κύρτωμα ή την κεφαλή της περόνης, εφαρμόζει δύναμη βλαιοποίησης στο γόνατο.

Ο εξεταστής αρχίζει να κάμπτει το γόνατο και από τις πρώτες μοίρες γίνεται εμφανής η πρόσθια μετατόπιση του έξω κνημιαίου κονδύλου. Η κάμψη του γόνατος συνεχίζεται και στις 30° παρατηρείται αιφνίδια ανάταξη του προσθίου υπεξαρθρήματος του έξω κνημιαίου κονδύλου, με χαρακτηριστική μετατόπιση, που γίνεται αντιληπτή από τον ίδιο τον ασθενή.

Σε μεμονωμένες ρήξεις του προσθίου χιαστού, η πρόσθια συρταροειδής δοκιμασία είναι θετική στο 54% των περιπτώσεων κατά την αρχική εξέταση και στο 81% κατά την εξέταση υπό γενική νάρκωση, ενώ τα αντίστοιχα ποσοστά για τη δοκιμασία Lachman είναι 98% και 100% και για τη δοκιμασία Pivot Shift είναι 97% και 100% (Donaldson et al, 1985).

Η διάγνωση τεκμηριώνεται με την αρθροσκόπηση, με την οποία είναι δυνατή η παράλληλη διάγνωση και αποκατάσταση της συνδεσμικής βλάβης (Lauterburg et al, 1994, Medler et al, 1994).

Ιδιαίτερη συμβολή στη διάγνωση ρήξεων του προσθίου χιαστού και των συνοδών οστικών κακώσεων έχει η μαγνητική τομογραφία, το ποσοστό ακρίβειας της οποίας κυμαίνεται μεταξύ 90% και 100% (Jackson et al, 1988, Nawata et al, 1993, Mc Cauley et al, 1994)

#### Αντιμετώπιση

Στόχοι της θεραπευτικής αγωγής είναι η αποκατάσταση της σταθερότητας του γόνατος, που συνδέεται άμεσα με την προστασία των μηνίσκων και των αρθρικών χόνδρων

και η ταχύτερη, κατά το δυνατόν, επάνοδος σε αθλητική δραστηριότητα. Όταν το γόνατο εμφανίζει αστάθεια, οι μηνίσκοι και ιδιαίτερα ο έσω, υφίστανται τη δράση δυνάμεων, που μπορούν να προκαλέσουν διαφόρου βαθμού ρήξεις.

Με την αποκατάσταση της σταθερότητας του γόνατος, διαφυλάσσεται η ακεραιότητα των μηνίσκων και των αρθρικών χόνδρων και προλαμβάνεται ή καθυστερεί η εμφάνιση οστεοαρθρικών αλλοιώσεων.

Αθλήματα, όπως το ποδόσφαιρο, η χειροσφαίριση, η καλαθοσφαίριση, η πετοσφαίριση, η αντισφαίριση, η ενόργανη γυμναστική, το hockey και οι χιονοδρομίες, χαρακτηρίζονται από ταχύτατες διαδοχικές επιταχύνσεις, επιβραδύνσεις, στροφές του γόνατος και άλματα, που επιβαρύνουν ιδιαίτερα τον πρόσθιο χιαστό (Keene et al,1993, et al, 1993, Paletta et al 1994).

Παράγοντες που επηρεάζουν την επιλογή της συντηρητικής ή της εγχειρητικής αγωγής, είναι οι λειτουργικές απαιτήσεις του αθλητή, η ηλικία, το επίπεδο των αθλητικών ενασχολήσεων, οι καθημερινές δραστηριότητες και το επάγγελμά του. Η ηλικία αποτελεί σημαντικό παράγοντα, επειδή σε νεαρά άτομα τροποποιούνται δυσκολότερα οι αθλητικές δραστηριότητες, επομένως το αποτέλεσμα της συντηρητικής θεραπείας δεν είναι πάντοτε ικανοποιητικό.

Πολλοί αθλητές με χαλαρότητα του προσθίου χιαστού, που αντιμετώπιστηκε συντηρητικά, μπορούν να επιστρέψουν σε αθλητική δραστηριότητα χαμηλότερης όμως έντασης και προσαρμόζονται στην αστάθεια του γόνατος, τροποποιώντας ορισμένες κινήσεις. Αντίθετα σε αθλητές υψηλών επιδόσεων, η χειρουργική αντιμετώπιση αποτελεί τη θεραπεία εκλογής.

Από πολλούς συγγραφείς αμφισβητείται πλέον ο «χρυσός κανόνας» του Palmer(1938), που συνιστά άμεση χειρουργική επέμβαση εντός των δύο πρώτων εβδομάδων από την κάκωση, επειδή η επείγουσα χειρουργική επέμβαση συνδέεται με αυξημένη

συχνότητα ανάπτυξης μετεγχειρητικών συμφύσεων στην άρθρωση (Strum et al, 1990, Shelbourne et al, 1991, Harner et al, 1992, Wasilewski et al, 1993, Paletta & Warren, 1994, Wasilewski & Koth, 1994).

Οι συγγραφείς Shelbourne & Rowdon προτείνουν παροχέτευση του αιμάρθρου και καθυστέρηση της επέμβασης για 3 ως 6 εβδομάδες, στο διάστημα των οποίων εφαρμόζεται πρόγραμμα φυσιοθεραπείας, που περιλαμβάνει τη χρήση ψυχρών επιθεμάτων, την παράλληλη άσκηση πίεσης στην άρθρωση με τη συσκευή Cryocuff / Aircast, παθητική κινησιοθεραπεία και την εκτέλεση ισομετρικών ασκήσεων του τετρακεφάλου.

Η φυσιοθεραπεία έχει ως στόχο την επίτευξη προεγχειρητικής κινητικότητας του γόνατος από 0 ως 90°, την αποφυγή ατροφίας του τετρακεφάλου και την σχεδόν πλήρη υποχώρηση του αιμάρθρου, που θεωρείται σημαντικός παράγων μετεγχειρητικής δυσκαμψίας του γόνατος, στην οποία ούτως ή άλλως συμβάλλει η χειρουργική επέμβαση.

Η εγχειρητική αντιμετώπιση συνίσταται σε καθήλωση του προσθίου χιαστού με σύρμα, βίδες ή μη απορροφήσιμο ράμμα, στις περιπτώσεις απόσπασης της μηριαίας ή κνημιαίας πρόσφυσής του. Σε ρήξη της μεσότητας του προσθίου χιαστού, επειδή η τελική συρραφή συνήθως αποτυγχάνει, έχει επικρατήσει η πλαστική του συνδέσμου, με χρησιμοποίηση αυτομοσχευμάτων επιγονατιδικού τένοντα, λαγονοκνημιαίας ταινίας, τένοντα του ημιτενοντώδους και του ισχνού ή συνθετικών μοσχευμάτων (Shelbourne & Rowdon 1994).

## Μηχανική της άρθρωσης του γόνατος

### Άξονες κίνησης του γόνατος

Αναφορικά με τους άξονες κίνησης του γόνατος, ο πρώτος βαθμός ελευθερίας σχετίζεται με τον εγκάρσιο άξονα γύρω από τον οποίο συμβαίνουν κινήσεις κάμψης και έκτασης στο οβελιαίο επίπεδο. Επειδή ο αυχέννας του μηριαίου προεξέχει της διάφυσης, ο άξονας του μηριαίου δεν συμπίπτει με εκείνο του κάτω άκρου, αλλά σχηματίζει σε σχέση προς αυτό αμβλεία γωνία  $170^\circ - 175^\circ$ , ανοιχτή προς τα έξω, γεγονός στο οποίο οφείλεται η φυσιολογική βλαισότητα του γόνατος (Karandji, 1985).

Ο άξονας κάμψης και έκτασης του γόνατος είναι οριζόντιος και συνεπώς δεν συμπίπτει με τον άξονα που διχοτομεί την γωνία βλαισότητας. Η γωνία μεταξύ εγκαρσίου και μηριαίου άξονα ανέρχεται σε  $81^\circ$ , ενώ εκείνη μεταξύ εγκαρσίου άξονα και άξονα του κάτω άκρου σε  $93^\circ$ . Έτσι σε πλήρη κάμψη ο άξονας του κάτω άκρου δεν έρχεται να ακουμπήσει αμέσως πίσω από τον μηριαίο άξονα, αλλά ποιο πίσω και ελαφρώς εσωτερικά.

Ο δεύτερος βαθμός ελευθερίας της άρθρωσης του γόνατος αναφέρεται στη 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 βρίσκεται 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 ισχύο, που στην συγκεκριμένη στιγμή δρα συμπληρωματικά προς το γόνατο (Karandji, 1985)

Στην όρθια θέση, στο φυσιολογικό γόνατο, ορίζονται οι εξής άξονες (Karandji, 1970)

Ο εγκάρσιος άξονας  $x$   $x'$  γύρω από αυτόν τον άξονα περιστρέφονται οι κνημιαίοι κόνδυλοι κατά την κάμψη του γόνατος. Ο κατακόρυφος άξονας της κνήμης  $y$   $y'$  ορίζεται σαν ο κατακόρυφος άξονας που διέρχεται από τρία σημεία, το κέντρο της κεφαλής του μηριαίου, το κέντρο της άνω κνημιαίας επιφάνειας και το κέντρο της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Ο άξονας αυτός σχηματίζει μια γωνία κατά μέσο όρο 6 μοιρών με την κάθετο προς το οριζόντιο επίπεδο των κνημιαίων κονδύλων, η οποία και καλείται φυσιολογική βλαισότητα. Η κνήμη περιστρέφεται και περί αυτόν τον άξονα κατά την κάμψη του γόνατος.

Ο προσθιοπίσθιος άξονας  $z-z'$  ορίζεται ως ο κάθετος προς τον  $x-x'$ . Στην φυσιολογική άρθρωση δεν επιτρέπονται πλάγιες κινήσεις περί αυτόν τον άξονα. Τη σταθερότητα εξασφαλίζουν οι πλάγιοι και οι χιαστοί σύνδεσμοι.

Οι μέθοδοι οι οποίοι αναλύουν την κίνηση του γόνατος σε πλάγιες δυδιάστατες όψεις δεν μπορούν να υπολογίσουν αξιόπιστα την τρισδιάστατη κίνηση που ως γνωστό πραγματοποιείται. Σε εργασία του Panjabi και των συνεργατών (Panjabi et al 1982) υπολογίστηκε ότι η απόκλιση της υπόθεσης της κίνησης στο επίπεδο μπορεί να φτάσει και τα 28mm.

Ελικοειδείς αναλύσεις του άξονα περιστροφής που είναι μαθηματικά ορθές (Soudan et al, 1979) παρουσιάζουν ένα άξονα περιστροφής (Blankevoort et al, 1990, Dijk van R et al, 1979, Jonsson et al 1994). Όταν χρησιμοποιούμε μόνο ένα άξονα περιστροφής είναι απαραίτητο αυτός ο άξονας να μετακινείται κατά τη διάρκεια της κάμψης. Όταν χρησιμοποιούνται δύο διαφορετικοί άξονες περιστροφής τότε είναι εφικτό να εφαρμόζουν επάνω στο οστό.

Ο Shiavi και οι συνεργάτες (1987) παρατήρησαν κύλιση του μηρού προς τα πίσω. Η κίνηση του γόνατος δεν μπορεί εύκολα να εκτιμηθεί όταν παρατηρείται σε ακτινογραφίες. Για αυτό και κατά την κίνηση του γόνατος το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης προσδιορίζεται σε σχέση με τη κνήμη και τον μηρό.

Συνοψίζοντας μπορούμε να διαπιστώσουμε ότι σύμφωνα με τους Churchill et al (1998)

η κίνηση του γόνατος μπορεί να αποτυπωθεί με βάση δύο άξονες που διέρχονται από το οστέινο τμήμα των κονδύλων και διαγράφουν την περιφέρειά τους. Δεν υπάρχει ένας σταθερός άξονας περιστροφής του γόνατος.

Ο Bendjaballah και οι συνεργάτες (1995) κατόρθωσαν να εφαρμόσουν ένα τρισδιάστατο μοντέλο ολοκλήρου του ανθρωπίνου γόνατος περιλαμβάνοντας τον μηρό, την κνήμη, την επιγονατίδα, τους χόνδρους, τους μηνίσκους και τους συνδέσμους της αρθρώσεως. Σκοπός της εργασίας ήταν να βελτιωθεί η αντίληψη για τη βιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος.

Οι Donald G και οι συνεργάτες (Donald G et al, 2003) επεσήμαναν ότι η επιλογή άξονα περιστροφής για το γόνατο είναι σημαντικό θέμα. Η επιλογή του άξονα αποτελεί κομβικό σημείο για την εξερεύνηση των ισορροπιών των μαλακών μορίων που διαγράφουν τη γεωμετρία του γόνατος και προσδιορίζουν την κινηματική του. Η τρισδιάστατη εκτίμηση των μορφολογικών χαρακτηριστικών του γόνατος διαμορφώνει έναν κώνο που διέρχεται η περιφέρειά του από το τόξο που σχηματίζεται στους κονδύλους του μηρού.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

### ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

#### Σκοπός της έρευνας

- Η εξέλιξη της τεχνογνωσίας της μεθόδου καταγραφής και επεξεργασίας εικόνας από μαγνητικό τομογράφο για ερευνητικούς σκοπούς.
- Η εφαρμογή ενός προχωρημένου λογισμικού προγράμματος για τη ανάλυση μαγνητικών τομογραφιών του γόνατος σε 3 διαστάσεις.
- Η μέτρηση του μοχλοβραχίονα του επιγονατιδίου τένοντα του ημιτενοντώδους μυός και του κέντρου της κνημομηριαίας άρθρωσης σε άτομα υγιή και άτομα με ρήξη πρόσθιου χιαστού.

#### Σημασία της έρευνας

Οι έρευνες που γίνονται τώρα βασίζονται σε πολύπλοκο λογισμικό και μαθηματικά μοντέλα. Στα 3D μοντέλα γίνονται ποιο διακριτά και κατανοητά τα εικονιζόμενα στοιχεία έτσι μπορούν να καταγραφούν και να μετρηθούν με ακρίβεια βιομηχανικά στοιχεία όπως είναι εφικτό να ελεγχθούν όλοι οι άξονες (Shigeru Muraki Yasuyo Kita 2006). Συνοπτικά η σημασία της έρευνας διακρίνεται στα ακόλουθα:

- Εξέλιξη της τρισδιάστατης απεικόνισης για ερευνητικούς σκοπούς στον Ελλαδικό χώρο.
- Καταγραφή βιομηχανικών μεγεθών σε 3 διαστάσεις σε υγιές και παθολογικό γόνατο.
- Εισαγωγή της 3D απεικόνισης από MRI στις αθλητικές επιστήμες.

## Οριοθέτηση της έρευνας

- Η εργασία αυτή περιορίζεται σε άτομα υγιή και σε άτομα με ρήξη προσθίου χιαστού και χειρουργική επέμβαση με μόσχευμα από την επιγονατιδική ταινία χωρίς να γίνεται άλλης μορφής διαχωρισμός.
- Το μέγεθος του δείγματος δεν είναι μεγάλο και περιορίζει τις γενικεύσεις των αποτελεσμάτων.
- Η μαγνητική MRI θα απεικονίσει τα άτομα σε κατάσταση ηρεμίας.

## ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΙ ΟΡΙΣΜΟΙ

Παρακάτω παρατίθενται λειτουργικοί ορισμοί που αφορούν την μαγνητική τομογραφία όπως προκύπτουν από τους Joel P. Felmlee and Richard L. Morin (1989)

- Bo: Το σύμβολο για το σταθερό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο
- Contrast (Αντίθεση) : καθορίζεται σαν η διαφορά ανάμεσα στην ένταση σήματος δύο ιστών.
- SNR Signal to Noise Ratio (Σήμα που αποτελεί θόρυβο): Αποτελεί ένα φάσμα συχνοτήτων λήψης που χαρακτηρίζεται ως θόρυβος και ορίζεται ως ο λόγος της έντασης του σήματος προς τον θόρυβο, σε μια ψηφιακή εικόνα.
- CNR (αντίθεση) καθορίζει την ικανότητα να διακρίνουμε ανάμεσα σε δύο διαφορετικούς γειτονικούς ιστούς. Το CNR καθορίζεται σαν η διαφορά στο SNR ανάμεσα στους δύο ιστούς.
- Display matrix (Πίνακας απεικόνισης): Ο αριθμός των pixel (εικονοστοιχείων) στην εικόνα που παρουσιάζεται. Εκφράζεται σε αριθμούς ανά άξονα(π.χ.256X256).
- Equilibrium magnetization (Μαγνήτιση ισορροπίας): Η κατάσταση της μαγνήτισης όταν ένα υλικό τοποθετηθεί μέσα σ' ένα σταθερό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο

- Flip angle ( $\theta$ ): Η γωνία κατά την οποία περιστρέφεται η συνισταμένη του διανύσματος της μαγνήτισης ως προς τον άξονα Z.
- Free Induction Decay (FID): Το σήμα το οποίο παράγεται και μπορεί να μετρηθεί καθώς η εγκάρσια μαγνήτιση ( $M_{xy}$ ) τείνει προς το μηδέν.
- Gauss: Μονάδα μέτρησης της έντασης μαγνητικού πεδίου.  $1\text{Tesla}=10000\text{Gauss}$ .
- Gradient Coils (κλίση πηνίου): Πηνία τα οποία αλλάζουν την διεύθυνση του μαγνητικού πεδίου κατά έναν γραμμικό και προβλέψιμο τρόπο κατά μήκος των τριών αξόνων(x,y,z).
- Gradient Echo (κλίση αντήχησης): Ακολουθία παλμών που χρησιμοποιεί την εναλλαγή της κατεύθυνσης του ρεύματος στα gradient coils για να επιτύχει τον επανασυντονισμό των πρωτονίων. Επιτρέπει την χρήση γωνιών μικρότερων των 90 μοιρών.
- Inhomogeneity (Ανομοιογένεια): Η απώλεια της ομοιογένειας του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου. Εκφράζεται σε μέρη ανά εκατομμύριο(ppm).
- Inversion Recovery IR (αποκατάσταση αντιστροφής): Ακολουθία παλμών που αντιστρέφει την μαγνήτιση( $180^\circ$ ).
- Inversion Time TI (χρονική αποκατάσταση): Σε μία IR ακολουθία ο χρόνος ανάμεσα στο κέντρο του πρώτου παλμού των  $180^\circ$  και στην αρχή του δεύτερου παλμού των  $90^\circ$ .
- Larmor Frequency (συχνότητα Larmor): Η εξίσωση που περιγράφει την συχνότητα περιστροφής των πρωτονίων.  $\omega = \gamma \cdot B_0$
- Longitudinal magnetization (Διαμήκης Μαγνήτιση): Το διάνυσμα της μαγνήτισης που είναι παράλληλο με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο(Mz).
- Magnetic Resonance signal (ηλεκτρομαγνητικό σήμα): Ένα ηλεκτρομαγνητικό σήμα (στην περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων) που παράγεται από την περιστροφή της εγκάρσιας μαγνήτισης.

- Pixel (εικονοστοιχείο): Το μικρότερο δυνατόν διακρίσιμο στοιχείο μιας ψηφιακής εικόνας.
- Relaxation Time T1 (Χρόνος χαλάρωσης T1): Ο χρόνος ο οποίος απαιτείται για να επανέλθει το 63% της αρχικής διαμήκους μαγνήτισης(Mz), μετά την εκπομπή του ραδιοπαλμού.
- Relaxation Time T2 (Χρόνος χαλάρωσης T2): Ο χρόνος ο οποίος απαιτείται για να απαλειφθεί το 37% της εγκάρσιας μαγνήτισης (Mxy), που δημιουργήθηκε μετά την εκπομπή του ραδιοπαλμού.
- Specific Absorption Rate SAR (Ειδικός δείκτης απορρόφησης ακτινοβολίας): Το μέγιστο ποσό της ενέργειας του ραδιοπαλμού στον οποίο είναι δυνατό να εκτεθεί ένας ασθενής .
- TE Echo Time (χρόνος αντήχησης): Ο χρόνος ανάμεσα στο κέντρο του πρώτου παλμού και στην ανάγνωση του σήματος.
- TR Repetition Time (χρόνος επανάληψης):Ο χρόνος ανάμεσα στις διαδοχικές επαναλήψεις των παλμών.
- Transverse Magnetization Mxy (Εγκάρσια μαγνήτιση): Η μαγνήτιση η οποία αναπτύσσεται μετά την εκπομπή του ραδιοπαλμού και το διάνυσμα της οποίας είναι κάθετο στο άξονα Z'Z.

### **Εναλλακτικές Υποθέσεις**

Υπάρχουν διαφορές στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά όπως αυτά αποδίδονται από την τρισδιάστατη αναδόμηση του γόνατος με τη βοήθεια MRI.

### **Μηδενικές Υποθέσεις**

Δεν υπάρχουν διαφορές στα βιομηχανικά χαρακτηριστικά όπως αυτά αποδίδονται από την τρισδιάστατη αναδόμηση του γόνατος με τη βοήθεια MRI.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

### ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

#### Συμμετέχοντες

Το δείγμα αποτέλεσαν N=10 εθελοντές με μέσο όρο ηλικιών τα 42 έτη, 5 ήταν υγιή άτομα με διάγνωση ιατρού και 5 με ρήξη προσθίου χιαστού και χειρουργική αποκατάσταση με ταινία από τον πρόσθιο επιγονατιδικό σύνδεσμο. Τα 8 από τα 10 άτομα ήταν άνδρες και οι 2 γυναίκες. Οι υγιείς ήταν 4 άνδρες και μία γυναίκα όπως και οι «ασθενείς» (4 άνδρες και 1 γυναίκα).



*Εικόνα 1. Τα άτομα του υγιούς δείγματος*

#### Ερωτηματολόγια

Οι ασθενείς που συμμετείχαν στην έρευνα συμπλήρωσαν το ερωτηματολόγιο «Υποκειμενική αξιολόγηση της άρθρωσης του γονάτου» από την International knee documentation committee.

#### Ιατρικό Διαγνωστικό λογισμικό 3DDoctor

Το 3DDoctor είναι ένα εξελιγμένο λογισμικό τρισδιάστατης απεικόνισης για μαγνητικές και αξονικές τομογραφίες με επιστημονικές και βιομηχανικές εφαρμογές. Το λογισμικό αυτό είναι εγκεκριμένο από την FDA (US Food and Drug Administration 510K clearance), ο αντίστοιχος Ελληνικός Ε.Ο.Φ., ως ιατρική διαγνωστική και τρισδιάστατη απεικονιστική εφαρμογή. Έχει χαρακτηριστεί ως το κορυφαίο λογισμικό τρισδιάστατης απεικόνισης (Scientific Computing & Instrumentation Magazine in the Year 2002 and Year

2000 Annual Technology Leaders Issue). Ακόμα έχει αριστεύσει στο τομέα της έρευνας (Frost & Sullivan Excellence in Research of the Year Award .2004).

### **Λογισμικό υψηλής σχεδιαστικής και απεικονιστικής ακρίβειας Autocad 2009**

Τα αρχικά CAD σημαίνουν *Computer Aided Design* που σημαίνει ολοκληρωμένη σχεδίαση με υπολογιστή και αφορά μια κατηγορία σχεδιαστικών προγραμμάτων για αρχιτεκτονική, μηχανολογική, και ηλεκτρολογική σχεδίαση. Το Autocad είναι ένα πακέτο λογισμικού με ευρεία χρήση στο δισδιάστατο και τρισδιάστατο σχεδιασμό σε τομείς όπως η αρχιτεκτονική η μηχανολογία και το σχέδιο. Χαρακτηρίζεται από τις εκτενείς δυνατότητες σχεδιασμού σε διάφορες μορφές τρισδιάστατων μοντέλων και από την υψηλή ακρίβεια σχεδιασμού και μέτρησης γεωμετρικών μεγεθών.

### **Λήψη μαγνητικών τομογραφιών**

Οι εξετάσεις πραγματοποιήθηκαν στα Ιωάννινα στο ιδιωτικό ακτινοδιαγνωστικό κέντρο «Μαγνητική τομογραφία Ηπείρου». Ο τύπος του μαγνητικού τομογράφου ήταν SIEMENS EXPERT PLUS 1.0 T. με μέγιστη ένταση βαθμιδωτών πεδίων 20 mT/m. Χρησιμοποιήθηκε πηνίο σώματος με τον εξεταζόμενο σε ύπτια θέση και ελαφρά κάμψη των γονάτων περίπου 30°.



Εικόνα 2. Μ. Τομογραφία Ηπείρου

Οι ακολουθίες λήψης περιελάμβαναν τοπογράφημα (scout) με 3

εντοπιστικές τομές σε εγκάρσιο, στεφανιαίο και οβελιαίο επίπεδο καθώς επίσης και μια T1w



Εικόνα 3. SIEMENS EXPERT PLUS 1.0 T.

3D FLASH ακολουθία σε εγκάρσιο επίπεδο

από τη μεσότητα του μηρού έως το κνημιαίο πλατώ. Οι παράμετροι λήψης των δεδομένων ήταν οι εξής: TR/TE/FA 25/10/35, πάχος τομής 5mm, αριθμός τομών 64-72, matrix 200X256, FOV 220mm. Ο συνολικός χρόνος σάρωσης ήταν περίπου 6min.

## **Καταγραφή ανθρωπομετρικών στοιχείων.**

Καταγράφηκαν τα ακόλουθα ανθρωπομετρικά μεγέθη : ύψος, βάρος, μήκος μηρού, μήκος κνήμης, περιφέρεια μηρού. Για την μέτρηση του ύψους χρησιμοποιήθηκε συμβατικό μέτρο, για τη μέτρηση του βάρους ψηφιακή ζυγαριά ακριβείας και για τη μέτρηση του μήκους κνήμης μήκος μηρού και περιφέρεια μηρού χρησιμοποιήθηκε εύκαμπτη μετροταινία.

## **Διαδικασία συλλογής δεδομένων**

Αρχικά διενεργήθηκαν πιλοτικές μετρήσεις ενός ατόμου του δείγματος για να αξιολογηθούν τα εξαγόμενα της αναδόμησης με τη βοήθεια του λογισμικού 3DDoctor και να επιλέξουμε τη φόρμα ρυθμίσεων του μαγνητικού τομογράφου για τη λήψη των μαγνητικών.

Τα άτομα του δείγματος κατόπιν προγραμματισμένου ραντεβού, προσήλθαν στον μαγνητικό τομογράφο. Αφού μετρήθηκαν τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά και συμπληρώθηκε το ερωτηματολόγιο της International knee documentation committee, στη συνέχεια αφαιρέθηκαν από τα άτομα τα ρούχα στη περιοχή λήψης καθώς και τα μεταλλικά και σκληρά αντικείμενα καθώς και κάθε ηλεκτρονική συσκευή που έφεραν, προς αποφυγή δημιουργίας ανωμαλιών στη λήψη των μαγνητικών τομογραφιών.



*Εικόνα 4. Τοποθέτηση και σταθεροποίηση γόνατος*

Ακολούθως τα άτομα τοποθετήθηκαν στην κλίνη εισόδου στον μαγνητικό τομογράφο, το δεξί πόδι σημαδεύτηκε στο οριζόντιο επίπεδο  $180^\circ$  με τη βοήθεια μοιρογνωμονίου και κατόπιν τοποθετήθηκε σε γωνία  $30^\circ$  όπου και ακινητοποιήθηκε με τη βοήθεια ειδικού υποστηρικτικού μαξιλαριού (εξαρτήματος του τομογράφου).

Αμέσως μετά, το σώμα του δείγματος με το κεφάλι προς το εσωτερικό του μαγνητικού τομογράφου εισήλθε εντός της καμπίνας. Συντελέστηκε ανιχνευτική σάρωση για να ελεγχθούν και να κλειδωθούν τα μέρη που ενδιαφερόμαστε να δούμε. Χρησιμοποιήθηκε ένα ενιαίο πηνίο για τη λήψη των μαγνητικών έτσι ώστε να διασφαλιστεί η αρμονική ακολουθία των εικόνων.



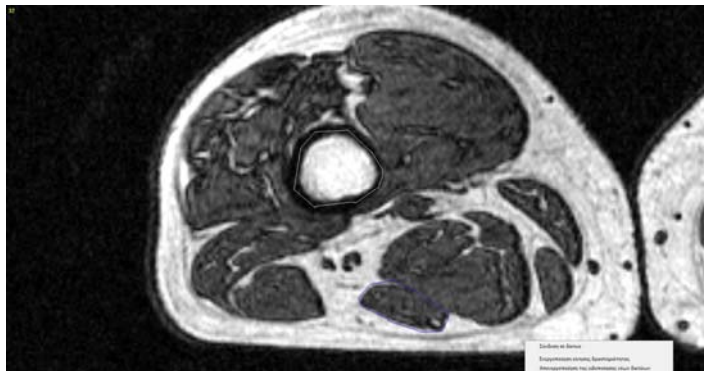
*Εικόνα 5.Εισαγωγή στη καμπίνα*

Τελικά διεξήχθη η σάρωση και καταγραφή των εικόνων υπό την μορφή αρχείων dicom σε πολυμορφικό δίσκο.

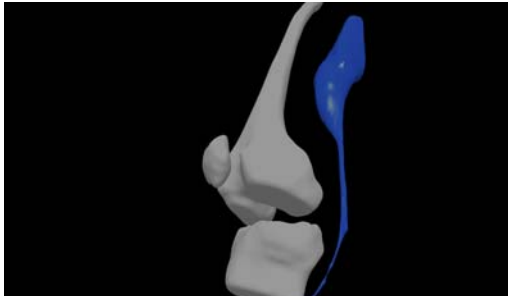
Η ολοκλήρωση των μετρήσεων διήρκεσε 20' για τον κάθε εξεταζόμενο του δείγματος ενώ όλοι οι εξεταζόμενοι προσήλθαν σε διάστημα 5 ημερών.

### **Διαδικασία αναδόμησης και τρισδιάστατης απεικόνισης**

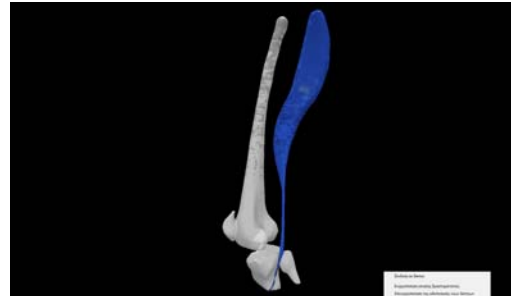
Οι εικόνες, υπό την μορφή αρχείων Dicom, που προέκυψαν από τη λήψη των μαγνητικών τομογραφιών για κάθε άτομο του δείγματος φορτώθηκαν στο λογισμικό 3DDoctor. Εν συνεχεία έγινε οριοθέτηση του ημιτενοντώδους μύος, της επιγονατίδας και των οστέινων μερών του μηρού και της κνήμης όπως εκείνα διακρίνονταν στις εικόνες των μαγνητικών. Ακολούθως έγινε διαδραστική οριοθέτηση (interactive segment) των παραπάνω ορίων που προσδιορίστηκαν δια χειρός. Τέλος πραγματοποιήθηκε η αναδόμηση και η εξαγωγή του τρισδιάστατου μοντέλου (εικ. 7,8,9,10).



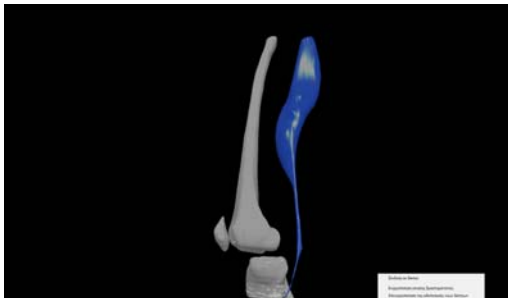
*Εικόνα 6.Οριοθέτηση ανατομικών στοιχείων*



*Εικόνα 7.Πλάγια κάτω 3DDoctor*



*Εικόνα 8.Πλάγια πάνω 3DDoctor*



*Εικόνα 9.Πλάγια έσω όψη 3DDoctor*



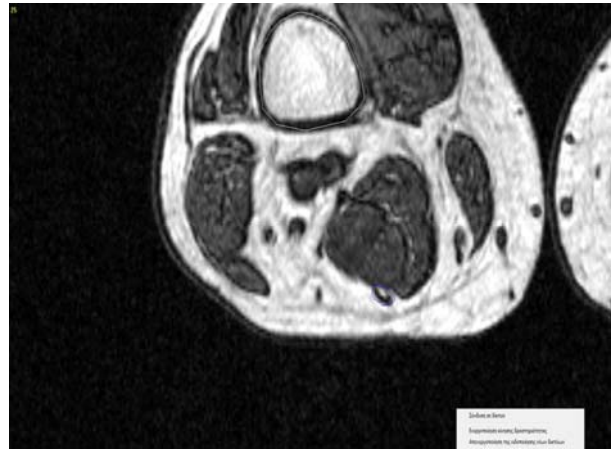
*Εικόνα 10.Πίσω επάνω 3DDoctor*

### **Μέτρηση του εμβαδού οριζοντίων τομών του ημιτενοντώδους**

Για τη μέτρηση του εμβαδού οριζοντίων τομών του ημιτενοντώδους χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα 3DDoctor. Με τη βοήθεια της τρισδιάστατης εικόνας προσδιορίστηκαν τα 4 επίπεδα που θέλουμε να καταγράψουμε το εμβαδόν τους, α. επίπεδο πλησίον της καταφύσεως του τένοντα β. επίπεδο περί το μέσον του τένοντα, γ. επίπεδο επαφής τένοντα με γαστέρα μυός, δ. επίπεδο περί το μέσον της γαστέρας του ημιτενοντώδους μυός. Στη συνέχεια με τη βοήθεια της δισδιάστατης μαγνητικής τομογραφίας και της οριοθέτησης που ήδη είχε γίνει καταγράφηκε αυτόματα το εμβαδόν στο συγκεκριμένο επίπεδο.

### **Μέτρηση του μήκους του τένοντα του ημιτενοντώδους μυός**

Για την μέτρηση του μήκους του ημιτενοντώδους χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό 3DDoctor, η αρχή του τένοντα ορίστηκε μέσω της δισδιάστατης μαγνητικής τομογραφίας και το άκρο του με το σημείο κατάφυσης στην τρισδιάστατη εικόνα. Κατόπιν ορίστηκαν σημεία στην επιφάνεια του τρισδιάστατου σχήματος του τένοντα και αθροίστηκε το μήκος τους.

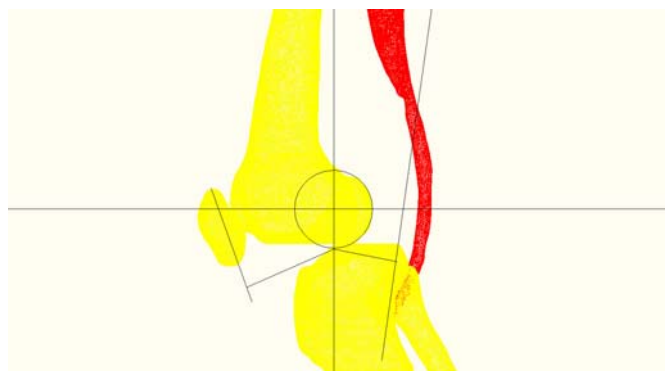


*Εικόνα 11.Οριοθέτηση ανατομικών στοιχείων*

### **Μέτρηση μεγεθών σε 2 και 3 διαστάσεις στην άρθρωση του γόνατος.**

Για την μέτρηση αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών της άρθρωσης του γόνατος σε δύο και τρεις διαστάσεις χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Autocad 2009. Για τον υπολογισμό του άξονα περιστροφής της άρθρωσης ακολουθήσαμε το πρότυπο του Eckhoff και των συνεργατών (2001).

Για την εύρεση του μήκους απόστασης της γραμμής της επιγονατίδας και της γραμμής του ημιτενοντώδους, από το κέντρο της άρθρωσης στις 2 διαστάσεις, τοποθετήθηκε η τρισδιάστατη εικόνα σε πλάγια όψη ορίζοντας τους άξονες x και y (δισδιάστατη εικόνα). Ακολούθως σχεδιάστηκε ο κύκλος του οποίου η περιφέρεια διέρχεται από το μηριαίο κόνδυλο, κατόπιν χαράχτηκε κάθετος στην οριζόντια γραμμή της

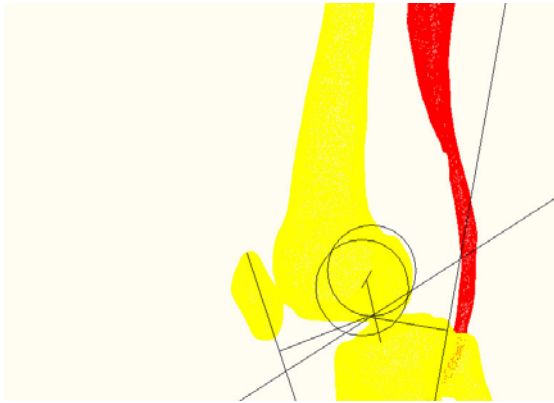


*Εικόνα 12.Μοχλοί σε δύο διαστάσεις*

αρθρικής επιφάνειας της κνήμης η οποία ξεκινούσε από την αρθρική επιφάνεια του μηρού και η νοητή της προέκταση έτεμνε το κέντρο του κύκλου και υπολογίστηκε το

μέσον της, από το μέσον της ευθείας αυτής φέραμε καθέτους στη γραμμή της επιγονατίδας και στη γραμμή του ημιτενοντώδους και υπολογίστηκε το μήκος τους.

Στις τρεις διαστάσεις ορίσαμε τους άξονες x, y, z, χαράξαμε 2 κυκλικούς δίσκους ένα για κάθε μηριαίο κόνδυλο των οποίων η περιφέρεια περνούσε από την νοητή περιφέρεια των



κονδύλων, ακολούθως ενώθηκαν τα κέντρα τους με μια ευθεία, από το κέντρο της ευθείας χαράξαμε τη γραμμή **α β** που εφάπτεται της αρθρικής επιφανείας της κνήμης και η νοητή της προέκταση αποτελεί τον κάθετο άξονα της κνήμης.

*Εικόνα 13.Μοχλοί σε τρεις διαστάσεις*

Από το μέσο της γραμμής **α β** προεκτείνουμε προς τα πλάγια δεξιά και αριστερά τον άξονα που είναι κάθετος στον **α β**. Ακολούθως από το μέσο του **α β** φέραμε την κάθετο στη γραμμή της επιγονατίδας και υπολογίστηκε το μήκος της από σημείο επάνω στον άξονα, από την πλευρά του ημιτενοντώδους φέραμε την ευθεία **γ δ** που ήταν κάθετη και στον άξονα αλλά και στη γραμμή του ημιτενοντώδους και καταγράψαμε το μήκος της.



*Εικόνα 14.Μοχλοί σε τρεις διαστάσεις*

### **Στατιστική Ανάλυση**

Για την ανάλυση των δεδομένων χρησιμοποιήθηκε το στατιστικό πακέτο SPSS 10. Υπολογίστηκαν οι μέσοι όροι για το σύνολο των ατόμων του δείγματος και ακολούθως οι μέσοι όροι χωριστά για του υγιείς και χωριστά για τους ασθενείς. Για τη σύγκριση των δύο ομάδων (υγιών – ασθενών) σε κάθε μια από τις μετρήσιμες μεταβλητές εφαρμόστηκε t-test

για ανεξάρτητα δείγματα. Επίσης, η διαφορά στον υπολογισμό του μογλοβραχίονα της επιγονατίδας και του ημιτενοντώδη ελέγχθηκε με t-test για εξαρτημένα δείγματα. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο  $p < 0.05$ .



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

### ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

#### Σύνθεση δείγματος

Το δείγμα αποτέλεσαν N=10 εθελοντές με μέσο όρο ηλικιών τα 42 έτη, 5 ήταν υγιή άτομα με διάγνωση ιατρού και 5 με ρήξη πρόσθιου χιαστού και χειρουργική αποκατάσταση με ταινία από τον πρόσθιο επιγονατιδικό σύνδεσμο. Τα 8 από τα 10 άτομα ήταν άνδρες και οι 2 γυναίκες. Οι υγιείς ήταν 4 άνδρες και μία γυναίκα όπως και οι «ασθενείς» (4 άνδρες και 1 γυναίκα). Ο μέσος όρος των ηλικιών κατά υγιείς/ασθενείς διαμορφώθηκε ως εξής, οι υγιείς είχαν μέσο όρο ηλικιών 48,2 έτη και οι ασθενείς 35,8 έτη

*Πίνακας 1* Χαρακτηριστικά δείγματος

N=10		Μ.Ο. ηλικιών : 42 έτη			
Φύλο		Υγιείς / Ασθενείς		Αριθμός κατά φύλο	
Ανδρες	80 %	Υγιείς	50 %	Ανδρες Υγιείς	4
Γυναίκες	20 %	Ασθενείς	50 %	Γυναίκες Υγιείς	1
		<b>Μ.Ο. ηλικιών</b>		Ανδρες ασθενείς	4
		Υγιείς	48,2	Γυναίκες Ασθενείς	1
		Ασθενείς	35,8		

#### ΣΩΜΑΤΟΜΕΤΡΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Στον πίνακα 2 διακρίνονται οι μέσοι όροι των σωματομετρικών χαρακτηριστικών στο σύνολο του δείγματος. Έτσι το μήκος κνήμης του δείγματος ήταν 39,2 cm, το μήκος μηρού 41 cm, ο μέσος όρος της περιφέρειας του μηρού 53,5 cm. Ο μέσος όρος του ύψους ήταν 174,8 cm και του βάρους 80,2kg.

**Πίνακας 2.** Μέσοι όροι στο σύνολο του δείγματος

<b>Χαρακτηριστικά</b>	<b>Μέσος όρος</b>	<b>Std. Deviation</b>
Μήκος κνήμης	39,2 cm	5,82
Μήκος μηρού	41,0 cm	3,59
Περιφέρεια μηρού	53,5 cm	4,55
Ύψος	174,8 cm	9,95
Βάρος	80,2 kg	12,56
Ηλικία	42,0 έτη	17,44

Οι μέσοι όροι των σωματομετρικών χαρακτηριστικών του υγιούς πληθυσμού του δείγματος (πίνακας 3) διαμορφώθηκαν ως εξής: μήκος κνήμης 37,2 cm , μήκος μηρού 38,8 cm, περιφέρεια μηρού 53,8 cm, ύψος 170,6 cm και βάρος 77,8 kg.

**Πίνακας 3.** Μέσοι όροι στους υγιείς του δείγματος

<b>Χαρακτηριστικά</b>	<b>Μέσος όρος</b>	<b>Std. Deviation</b>
Μήκος κνήμης	37,20	3,89
Μήκος μηρού	38,80	3,63
Περιφέρεια μηρού	53,80	4,20
Ύψος	170,60	8,61
Βάρος	77,80	8,89
Ηλικία	48,20	21,63

Οι μέσοι όροι των σωματομετρικών χαρακτηριστικών των ασθενών του δείγματος (πίνακας 4) διαμορφώθηκαν ως εξής: μήκος κνήμης 41,2 cm , μήκος μηρού 43,2 cm, περιφέρεια μηρού 53,2 cm, ύψος 179 cm και βάρος 82,6 kg.

**Πίνακας 4.** Μέσοι όροι στους ασθενείς του δείγματος

<b>Χαρακτηριστικά</b>	<b>Μέσος όρος</b>	<b>Std. Deviation</b>
Μήκος κνήμης	41,20	7,15
Μήκος μηρού	43,20	1,92
Περιφέρεια μηρού	53,20	5,35
Ύψος	179,00	10,22
Βάρος	82,60	16,18
Ηλικία	35,80	10,98

## Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά

Εξετάζοντας τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά του γόνατος σε δύο και τρεις διαστάσεις στο σύνολο του δείγματος (πίνακας 5), διακρίνουμε ότι η απόσταση της επιγονατίδας από το κέντρο της άρθρωσης στις δύο διαστάσεις ήταν 56,55 mm ενώ στις τρεις διαστάσεις 49,65 mm. Η απόσταση της γραμμής του ημιτενοντώδους από το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης του γόνατος καταγράφηκε στις δύο διαστάσεις 29,7 mm και σε τρεις διαστάσεις 29,27 mm. Το μήκος του τένοντα του ημιτενοντώδους το οποίο εντοπίστηκε με τη βοήθεια των δισδιάστατων μαγνητικών τομογραφιών και καταγράφηκε με τη βοήθεια της τρισδιάστατης αναπαράστασης μας έδωσε τον μέσο όρο 16,91 cm. Ακολούθως οι μέσοι όροι του εμβαδού της κάθετης διατομής του ημιτενοντώδους καταγράφηκε ως εξής. Στο 1<sup>ο</sup> επίπεδο 19,59 mm<sup>2</sup>, στο 2<sup>ο</sup> επίπεδο 22,69 mm<sup>2</sup>, στο 3<sup>ο</sup> επίπεδο 100,39 mm<sup>2</sup> και στο 4<sup>ο</sup> επίπεδο 911,03mm<sup>2</sup>.

*Πίνακας 5. Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά σε 2 και 3 διαστάσεις στο σύνολο του δείγματος*

<b>Χαρακτηριστικά</b>	<b>2D</b>	<b>3D</b>
Μοχλός επιγονατίδας	56,55 mm	49,65 mm
Μοχλός ημιτενοντώδους	29,70 mm	29,27 mm
Μήκος τένοντα ημιτ.	16,91 cm	
Εμβαδό ημιτ.1 <sup>ο</sup> επ.	19,59 mm <sup>2</sup>	
Εμβαδό ημιτ.2 <sup>ο</sup> επ.	22,69 mm <sup>2</sup>	
Εμβαδό ημιτ.3 <sup>ο</sup> επ.	100,39 mm <sup>2</sup>	
Εμβαδό ημιτ.4 <sup>ο</sup> επ.	911,03 mm <sup>2</sup>	

Στο υγιές δείγμα τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά καταγράφηκαν (πίνακας 6). Έτσι η γραμμή της επιγονατίδας σε κάθετη απόσταση από τον άξονα περιστροφής του γόνατος ήταν 58,87mm ενώ σε τρεις διαστάσεις 49,63mm. Η απόσταση της γραμμής του ημιτενοντώδους στις δύο διαστάσεις ήταν 28,10 mm και στις τρεις διαστάσεις 29,08mm. Το μήκος του τένοντα ήταν 15,52cm. Ακολούθως το εμβαδόν των κάθετων διατομών του ημιτενοντώδους στα καθορισμένα επίπεδα ήταν 17,92mm<sup>2</sup> στο 1<sup>ο</sup> επίπεδο, 21,17mm<sup>2</sup> στο 2<sup>ο</sup> επίπεδο, 59,41mm<sup>2</sup> στο 3ο επίπεδο και 846,66mm<sup>2</sup> στο 4<sup>ο</sup> επίπεδο.

**Πίνακας 6.** Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά σε 2 και 3 διαστάσεις στους υγιείς του δείγματος

Χαρακτηριστικά	2D	3D
Μοχλός επιγονατίδας	58,87 mm	49,63 mm
Μοχλός ημιτενοντώδους	28,10 mm	29,08 mm
Μήκος τένοντα ημιτ.	15,52 cm	
Εμβαδό ημιτ.1 <sup>ο</sup> επ.	17,92 mm <sup>2</sup>	
Εμβαδό ημιτ.2 <sup>ο</sup> επ.	21,17 mm <sup>2</sup>	
Εμβαδό ημιτ.3 <sup>ο</sup> επ.	59,41 mm <sup>2</sup>	
Εμβαδό ημιτ.4 <sup>ο</sup> επ.	864,66 mm <sup>2</sup>	

Όπως καταγράφηκαν τα χαρακτηριστικά του υγιούς πληθυσμού έτσι και στους ασθενείς τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά (πίνακας 7) και συγκεκριμένα η απόσταση της γραμμής της επιγονατίδας από το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης ήταν στις δύο διαστάσεις 53,64 mm και στις τρεις διαστάσεις 49,67 mm. Η απόσταση της γραμμής του ημιτενοντώδους από το κέντρο περιστροφής της άρθρωσης ήταν 31,7 mm στις δύο διαστάσεις και 29,51 mm στις τρεις διαστάσεις. Το μήκος του τένοντα των ατόμων με ρήξη προσθίου χιαστού ήταν 18,66 cm. Το εμβαδό της κάθετης διατομής του ημιτενοντώδους στο 1<sup>ο</sup> επίπεδο ήταν 21,67 mm<sup>2</sup>, στο 2<sup>ο</sup> επίπεδο 24,59 mm<sup>2</sup>, στο 3<sup>ο</sup> επίπεδο 151,62 mm<sup>2</sup> και στο 4<sup>ο</sup> επίπεδο 968,99 mm<sup>2</sup>.

**Πίνακας 7.** Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά σε 2 και 3 διαστάσεις στους ασθενείς του δείγματος

Χαρακτηριστικά	2D	3D
Μοχλός επιγονατίδας	53,64 mm	49,67mm
Μοχλός ημιτενοντώδους	31,7 mm	29,51 mm
Μήκος τένοντα ημιτ.	18,66 cm	
Εμβαδό ημιτ.1 <sup>ο</sup> επ.	21,67 mm <sup>2</sup>	
Εμβαδό ημιτ.2 <sup>ο</sup> επ.	24,59 mm <sup>2</sup>	
Εμβαδό ημιτ.3 <sup>ο</sup> επ.	151,62 mm <sup>2</sup>	
Εμβαδό ημιτ.4 <sup>ο</sup> επ.	968,99 mm <sup>2</sup>	

Στον ακόλουθο πίνακα (πίνακας 8) διακρίνουμε με μεγαλύτερη ευχέρεια και δυνατότητα αντιπαραβολής τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά υγιών ασθενών στις δύο διαστάσεις με το μοχλό της επιγονατίδας να βρίσκεται σε απόσταση 58,87 mm για τους υγιείς και 53,64 mm για τους ασθενείς, ακολούθως ο μοχλός του ημιτενοντώδους ήταν 28,10 mm για τους υγιείς και 31,7 mm για τους ασθενείς. Στις τρεις διαστάσεις ο μοχλός της επιγονατίδας για τους υγιείς ήταν 49,63 mm και για τους ασθενείς 49,67 mm, ο μοχλός του ημιτενοντώδους στις τρεις διαστάσεις ήταν 29,08 mm για τους υγιείς και 29,51 mm για τους ασθενείς του δείγματος, τέλος το μήκος τένοντα το οποίο καταμετρήθηκε με τη βοήθεια δισδιάστατης αλλά και τρισδιάστατης μεθόδου εκτιμήθηκε στα 15,52 cm για τους υγιείς και 18,66 cm για τους ασθενείς.

**Πίνακας 8.** Αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά σε 2 και 3 διαστάσεις στους υγιείς και ασθενείς του δείγματος.

Χαρακτηριστικά	2D	2D	3D	3D
	Υγιείς	Ασθενείς	Υγιείς	Ασθενείς
Μοχλός επιγονατίδας	58,87 mm	53,64 mm	49,63 mm	49,67mm
Μοχλός ημιτενοντώδους	28,10 mm	31,7 mm	29,08 mm	29,51 mm
Μήκος τένοντα ημιτ.			15,52 cm	18,66 cm

Σε αντιπαραβολή των εμβαδών της διατομής των τεσσάρων επιπέδων του ημιτενοντώδη ανάμεσα σε υγιείς και ασθενείς (πίνακας 9), παρατηρούμε ότι στο πρώτο επίπεδο για τους υγιείς είναι 17,92 mm<sup>2</sup> ενώ για τους ασθενείς 21,67 mm<sup>2</sup>, στο δεύτερο επίπεδο το εμβαδόν της διατομής ήταν για τους υγιείς 21,17 mm<sup>2</sup> και για τους ασθενείς 24,59 mm<sup>2</sup>, στο τρίτο επίπεδο το εμβαδόν για τους υγιείς ήταν 59,41 mm<sup>2</sup> ενώ για τους ασθενείς 151,62 mm<sup>2</sup>, στο τέταρτο επίπεδο η διατομή στους υγιείς ήταν 864,66 mm<sup>2</sup> ενώ για τους ασθενείς ήταν 968,99 mm<sup>2</sup>.

**Πίνακας 9.** Το εμβαδόν της κάθετης διατομής επιπέδων του ημιτενοντώδους μύος στους υγιείς και ασθενείς του δείγματος.

Χαρακτηριστικά	2D & 3D	2D & 3D
	Υγιείς	Ασθενείς
Εμβαδό ημιτ.1 <sup>ο</sup> επ.	17,92 mm <sup>2</sup>	21,67 mm <sup>2</sup>
Εμβαδό ημιτ.2 <sup>ο</sup> επ.	21,17 mm <sup>2</sup>	24,59 mm <sup>2</sup>
Εμβαδό ημιτ.3 <sup>ο</sup> επ.	59,41 mm <sup>2</sup>	151,62 mm <sup>2</sup>
Εμβαδό ημιτ.4 <sup>ο</sup> επ.	864,66 mm <sup>2</sup>	968,99 mm <sup>2</sup>

### Στατιστική ανάλυση T-test για ανεξάρτητα δείγματα μεταξύ υγιών-ασθενών.

Τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης έδειξαν ότι σε όλες τις μεταβλητές (Πίνακας 10, 11, 12, 13 ) δεν εμφανίστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο ομάδων ( $p > 0.05$ ). Συγκεκριμένα στο τρίτο επίπεδο του εμβαδού του ημιτενοντώδους συναντήσαμε στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα σε υγιείς και ασθενείς χωρίς όμως να αρκεί για να συμπεράνουμε διαφορά στον όγκο του ημιτενοντώδη ανάμεσα σε υγιείς και ασθενείς, έτσι και στα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά (πίνακας 13) σημειώθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=,044$ ) στο μήκος μηρού ανάμεσα στους υγιείς και ασθενείς παράμετρος που δεν σχετίζεται με τις υπό μελέτη μεθόδους.

**Πίνακας 10.** T-test independent samples. Σύγκριση αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών υγιών-ασθενών στις δύο διαστάσεις

(p < 0.05)		<b>2D</b>			
		M.O.	t	df	P
Μοχλός επιγονατίδας	Υγιείς	58,87 mm	,871	7	,413
	Ασθεν.	53,64 mm			
Μοχλός ημιτενοντώδους	Υγιείς	28,10 mm	,399	7	,702
	Ασθεν.	31,7 mm			
Μήκος τένοντα ημιτ.	Υγιείς	15,52 cm	1,810	7	,113
	Ασθεν.	18,66 cm			

**Πίνακας 11.** T-test independent samples. Σύγκριση αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών ασθενών-υγιών στις τρεις διαστάσεις.

(p < 0.05)		<b>3D</b>			
		M.O.	t	df	P
Μοχλός επιγονατίδας	Υγιείς	49,63 mm	,010	7	,992
	Ασθεν.	49,67mm			
Μοχλός ημιτενοντώδους	Υγιείς	29,08 mm	,091	7	,930
	Ασθεν.	29,51 mm			

**Πίνακας 12.** T-test. Σύγκριση του εμβαδού επιπέδων του ημιτενοντώδους στους υγιείς και ασθενείς.

(p < 0.05)					
		M.O.	t	df	P
Εμβαδό ημιτ.1° επ.	Υγιείς	17,92 mm <sup>2</sup>	1,034	7	,335
	Ασθεν.	21,67 mm <sup>2</sup>			
Εμβαδό ημιτ.2° επ.	Υγιείς	21,17 mm <sup>2</sup>	,722	7	,494
	Ασθεν.	24,59 mm <sup>2</sup>			
Εμβαδό ημιτ.3° επ.	Υγιείς	59,41 mm <sup>2</sup>	2,906	7	,023
	Ασθεν.	151,62 mm <sup>2</sup>			
Εμβαδό ημιτ.4° επ.	Υγιείς	864,66 mm <sup>2</sup>	,319	7	,759
	Ασθεν.	968,99 mm <sup>2</sup>			

**T-test για ζεύγη, σύγκριση του μοχλού της επιγονατίδας και του ημιτενοντώδη στις δύο και τρεις διαστάσεις**

Στον ακόλουθο πίνακα παρατίθενται τα εξαγόμενα της στατιστικής ανάλυσης t-test για ζεύγη και διακρίνουμε τη σύγκριση της μέτρησης του μοχλού της επιγονατίδας στις δύο και τρεις διαστάσεις όπου και παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=,027$ ), στη σύγκριση του μοχλού του ημιτενοντώδη στις δύο και τρεις διαστάσεις δεν παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=,903$ ).

**Πίνακας 13.** T-test paired groups. Σύγκριση του μοχλού της επιγονατίδας και του ημιτενοντώδη στις δύο και τρεις διαστάσεις.

(p < 0.05)		M.O.	t	df	P
Μοχλός επιγονατίδας 2D με 3D	2D	56,55 mm	2,713	8	,027
	3D	49,65 mm			
Μοχλός ημιτενοντώδους 2D με 3D	2D	29,70 mm	,126	8	,903
	3D	29,27 mm			

**Πίνακας 14.** T-test independent samples. Σύγκριση ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών ασθενών-υγιών.

(p > 0.05)		t	df	P	
Μήκος κνήμης	Υγιείς	37,20	1,098	8	,304
	Ασθεν.	41,20			
Μήκος μηρού	Υγιείς	38,80	2,393	8	,044
	Ασθεν.	43,20			
Περιφέρεια μηρού	Υγιείς	53,80	,197	8	,849
	Ασθεν.	53,20			
Ύψος	Υγιείς	170,60	1,405	8	,198
	Ασθεν.	179,00			
Βάρος	Υγιείς	77,80	,581	8	,577
	Ασθεν.	82,60			
Ηλικία	Υγιείς	48,20	1,143	8	,286
	Ασθεν.	35,80			

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

### ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Ο κύριος σκοπός της έρευνας ήταν η εξέλιξη της τεχνογνωσίας της μεθόδου καταγραφής και επεξεργασίας εικόνας από μαγνητικό τομογράφο για ερευνητικούς σκοπούς, η λειτουργία και εφαρμογή ενός εξελιγμένου και νεοαποκτηθέντος λογισμικού προγράμματος για την ανάλυση μαγνητικών τομογραφιών του γόνατος σε 3 διαστάσεις. Τέλος σκοπό της εργασίας αποτελεί και η μέτρηση του μοχλοβραχίονα του επιγονατιδίου τένοντα του ημιτενοντώδους μυός και του κέντρου της κνημομηριαίας άρθρωσης σε άτομα υγιή και άτομα με ρήξη πρόσθιου χιαστού.

Καθοριστικός παράγοντας για τη διεξαγωγή της έρευνας θεωρήθηκε η δημιουργία ενός καθορισμένου διαδικαστικού για την λήψη των μαγνητικών τομογραφιών που να επιτρέπει την περαιτέρω επεξεργασία των εικόνων που έχουν ληφθεί.

Κατά την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας διαπιστώθηκε ότι συντέθηκε από τον Blemker ένα τρισδιάστατο μοντέλο με τη βοήθεια μαγνητικών τομογραφιών, το οποίο συνετέλεσε στον υπολογισμό του βαθμού διάτασης των μυϊκών ινών και του βαθμού επηρεασμού από τα σύνθετα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά του ορθού μηριαίου και έσω πλατύ (Blemker, 2006).

Στην έρευνα του Haseeb Rahman με θέμα τη μελέτη της κινηματικής της αρθρώσεως του γόνατος με τη χρήση ακτίνων χ καταλήγει στο συμπέρασμα ότι αν και το τρισδιάστατο μοντέλο που απέδωσε είναι εξαιρετικά ακριβές ωστόσο δεν συνιστά την εξέλιξη της τεχνικής του με τη χρήση ακτίνων χ εξαιτίας της υψηλής ποσότητας ακτινοβολίας και προτρέπει στην χρήση της μαγνητικής τομογραφίας (Haseeb, 2003).

Στην έρευνα του DeFrate και των συνεργατών χρησιμοποιήθηκε μια συνδυαστική μέθοδος μαγνητικής τομογραφίας και ακτίνων  $\chi$ , αυτό συνετέλεσε στην αποτελεσματική απεικόνιση του οστικού αλλά και μυϊκού συστήματος.

Συμπερασματικά καταγράφεται η ανάγκη τρισδιάστατης παρουσίασης του οστού αλλά και των μαλακών μορίων για να διερευνηθούν οι μηριαίοι κόνδυλοι σε διάφορες φορτίσεις (DeFrate et al, 2004).

Για την τρισδιάστατη αναδόμηση των ανατομικών στοιχείων από τις μαγνητικές τομογραφίες χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό πακέτο 3DDOCTOR (Pena et al 2008, Galli et al 2008). Για την μέτρηση των γεωμετρικών ανατομικών στοιχείων χρησιμοποιήθηκε το Autocad 2009 εξελιγμένο λογισμικό που χαρακτηρίζεται για την ακρίβεια του σε γεωμετρικούς σχεδιασμούς και μετρήσεις.

### **Σχολιασμός των δημογραφικών χαρακτηριστικών του δείγματος**

Χρησιμοποιήθηκαν 10 άτομα ως δείγμα γιατί θεωρήθηκε ικανοποιητικός αριθμός ατόμων που μπορεί να αποδώσει ικανοποιητικά εξαγόμενα όπως συνέβη και σε παρόμοιες έρευνες (Eiichi Nakamura, 2004, Tsaopoulos 2007, Nisell, 1985). Τα άτομα του δείγματος ήταν διαχωρισμένα σε δύο κατηγορίες, τους υγιείς και εκείνους που είχαν υποστεί ρήξη προσθίου χιαστού και αποκατεστάθησαν χειρουργικά με μόσχευμα από ταινία του προσθίου επιγονατιδικού συνδέσμου. (Magee, 1987, Αμπατζίδης, 1998, Bowditch, 2001, Shelbourne,1994). Ο μέσος όρος των ηλικιών των υγιών διαμορφώθηκε σε υψηλότερα επίπεδα έναντι των ατόμων που υπέστησαν ρήξη προσθίου χιαστού. Τα γεγονός αυτό δεν προξένησε αλλοιώσεις στην λήψη των μαγνητικών τομογραφιών αλλά ούτε και σε κανένα επίπεδο της διαδικασίας αναδόμησης.

## Σχολιασμός των σωματομετρικών χαρακτηριστικών του δείγματος

Παρατηρώντας την καταγραφή των σωματομετρικών χαρακτηριστικών του δείγματος διακρίνουμε ότι παρουσιάζεται μικρότερο μέγεθος στο μήκος κνήμης, μήκος μηρού, ύψος και βάρος στους υγιείς σε σύγκριση με τους ασθενείς του δείγματος, ωστόσο η ηλικία ήταν μεγαλύτερη στους υγιείς.

## Σχολιασμός των αρχιτεκτονικών χαρακτηριστικών του δείγματος

Κατά τη μέτρηση του εμβადού διαφόρων επιπέδων του ημιτενοντώδους με σκοπό την απόδοση μια εικόνας του όγκου του μυός δεν παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στους υγιείς και ασθενείς του δείγματος. Θα πρέπει να σημειωθεί εδώ ότι το μόσχευμα για την αποκατάσταση της ρήξης του προσθίου χιαστού δεν προήλθε από ταινία του ημιτενοντώδη και εκεί μπορούμε να αποδώσουμε και την απουσία διαφορών κατά τη σύγκριση ανάμεσα στους υγιείς και ασθενείς.

**Πίνακας 15.** Μοχλός επιγονατίδας-Έρευνες

Συγγραφείς	Γωνία	Μέθοδος	Μοχλός επιγονατίδας
Kellis et al (1998)	0	fluoroscapy	40.9 mm
Imran et al. (2000)	30	2Dmodel	54 mm
Wretenberg et al. (1996)	30	In vivo	47.1 mm
Herzog and Read (1993)	30	In vitro	52.8 mm
Lindahl et al(1967)	30	In vivo	48 mm
Smidt (1973)	30	In vivo	49 mm
Baltzopoulos (1995)	45	fluoroscapy	39.87 mm
Tsaopoulos (2007)	20	In vivo	36 mm
<i>Καραγιαννίδης</i>	30	3D mri	49,65 mm

Ο μοχλός της επιγονατίδας όπως έχει καταγραφεί στην παρούσα έρευνα ήταν 49,65 mm και η γωνία του γόνατος ήταν στις 30°. Ο A Imran και οι συνεργάτες (2000) χρησιμοποίησαν ηλεκτρονική δισδιάστατη εξομοίωση για να αναλύσουν μαθηματικά τον άξονα κίνησης του γόνατος και τους μοχλούς όπως προκύπτουν, έτσι κατέγραψαν τον μοχλό της επιγονατίδας στα 54 mm. Ο Wretenberg και οι συνεργάτες (1996), στην έρευνά τους

χρησιμοποίησαν μαγνητικές τομογραφίες σε πλάγιες και πρόσθιες όψεις με σκοπό να καταγράψουν το μοχλό της επιγονατίδας. Έτσι η απόσταση από το κέντρο της άρθρωσης ήταν 47,1 mm. Οι Herzog and Read (1993) με τη χρήση πτώματος επεχείρησαν την καταγραφή των μοχλών στην άρθρωση του γόνατος, έτσι στο τμήμα που αφορά την παρούσα έρευνα εντόπισαν ότι ο μοχλός της επιγονατίδας είναι 52,8 mm, θα πρέπει να σημειώσουμε ωστόσο ότι ανάμεσα στα εν ζωή και πτωματικά δείγματα υπάρχουν διαφορές.

Ο μοχλός του ημιτενοντώδη μύος που καταγράφηκε με τη βοήθεια τρισδιάστατης αναδόμησης ήταν 29,27 mm. Σε αντιπαραβολή των εξαγομένων μπορούμε να δούμε ότι ο Saikat Pal και οι συνεργάτες (2007) δημιούργησαν ένα μοντέλο του γόνατος όπου όρισαν τις δυνάμεις που ενεργούν σε αυτό, κατόπιν επεχείρησαν με θεωρητικό τρόπο να προσεγγίσουν και να εκτιμήσουν τους μοχλούς που ενεργούν στην άρθρωση, έτσι ο μοχλός του ημιτενοντώδη εντοπίστηκε στα 25.5 mm.

**Πίνακας 16.** Έρευνες μοχλός ημιτενοντώδη

Συγγραφείς	Γωνία	Μέθοδος	Μοχλός ημιτενοντώδη
Saikat Pal (2007)	0	FE model	25.5 mm
Wretenberg et al (1996)	0	3d	29,6 mm
Susannah et al (1999)	0	Chimpanzees	26 mm
Spoor et al (1992)	30	MRI pictures.	38 mm
Καραγιαννίδης	30	3D mri	29,27 mm

Ο Wretenberg και οι συνεργάτες (1996), στην έρευνα τους χρησιμοποίησαν μαγνητικές τομογραφίες σε πλάγιες και πρόσθιες όψεις όπως προαναφέραμε κατέγραψαν και το μοχλό του ημιτενοντώδους που ήταν 29,6 mm.

Οι Susannah et al (1999) χρησιμοποίησε πτώματα πιθήκων τύπου chimpanzee με σκοπό να ερευνήσει τα κάτω άκρα καθώς και τους μοχλούς στην άρθρωση του γόνατος, ο μοχλός του ημιτενοντώδη όπως τον κατέγραψε η συγκεκριμένη ερευνήτρια ήταν 26 mm.

Ο Spoor και οι συνεργάτες (1992) πραγματοποίησαν απλές λήψεις μαγνητικών τομογραφιών στην περιοχή του γόνατος με σκοπό να καταγράψουν του μοχλούς στην ίδια περιοχή, η τιμή που βρήκαν για τον ημιτενοντώδη ήταν 38 mm.

Στη παρούσα έρευνα καταγράφηκε και το μήκος του τένοντα του ημιτενοντώδους του οποίου η αρχή εντοπίστηκε με τη βοήθεια της μαγνητικής τομογραφίας και το μήκος υπολογίστηκε στο τρισδιάστατο αναδομημένο μοντέλο, έτσι το μήκος ορίστηκε στα 16,91 cm. Ο Pichler και οι συνεργάτες (2007) χρησιμοποίησαν πτωματικά δείγματα από τα οποία αφαιρέθηκε ο ημιτενοντώδης, ακολούθως συμπίεστηκε και μετρήθηκε το μήκος του όπως και το μήκος του τένοντα με απλή μέτρηση δια οφθαλμού και ορίστηκε στα 26,37cm. Παρόμοια έρευνα διεξήχθη από τον Tohyama και τους συνεργάτες (1993) με τη βοήθεια πτωματικών δειγμάτων έτσι το μήκος του τένοντα ορίστηκε στα 21 cm.

Μεγάλη συνάφεια με τη παρούσα εργασία εντοπίζεται ότι υπάρχει στην εργασία του Masanori Yasumoto και των συνεργατών (2006) όπου με τη βοήθεια αναπαράστασης μέσω CT (computerized tomography) έχει αναπαραχθεί ένα τρισδιάστατο μοντέλο του γόνατος και μετρήθηκε το μήκος του τένοντα του ημιτενοντώδη όπως διακρινόταν επάνω στην εικόνα, το μήκος του καταγράφηκε στα 24,80 cm.

**Πίνακας 17.** Έρευνες- μήκος τένοντα ημιτενοντώδη

Συγγραφείς	Μέθοδος	Μήκος τένοντα ημιτενοντώδη
W. Pichler et al 2007	In vivo	26,37cm
H. Tohyama et al 1993	corps	21,00cm
M. Yasumoto et al 2006	3D CT	24,80 cm
Καραγιαννίδης	3D mri	16,91 cm

Σε καμία από τις έρευνες που προαναφέραμε δεν εντοπίστηκε η αρχή του τένοντα του ημιτενοντώδη με ασφαλή τρόπο πχ με μαγνητική τομογραφία, και σε όλες τις περιπτώσεις η τελική μέτρηση έγινε με χάρακα, στη παρούσα έρευνα εντοπίστηκε η αρχή του τένοντα από την απεικόνιση της μαγνητικής και ορίστηκαν σημεία επάνω στην επιφάνεια του τένοντα τα οποία αθροίστηκαν ψηφιακά.

Ακολούθως παρατηρώντας το μήκος του μοχλού της επιγονατίδας και του μοχλού του ημιτενοντώδους ανάμεσα στους υγιείς και ασθενείς τόσο στις δύο διαστάσεις όσο και στις τρεις διαστάσεις δεν παρατηρούμε στατιστικά σημαντική διαφορά. Εξαιρετικό ενδιαφέρον προξενεί η σύγκριση του μοχλού της επιγονατίδας στις δύο με τις τρεις διαστάσεις όπου και παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές, αντιθέτως ο υπολογισμός του μοχλού του ημιτενοντώδους στις δύο και τις τρεις διαστάσεις δεν παρουσίασε στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Τη διαφορά αυτή μπορούμε να αποδώσουμε στο γεγονός ότι κατά τον υπολογισμό του μοχλού της επιγονατίδας οι άξονες στις δύο διαστάσεις χαράσσονται στην εξωτερική επιφάνεια της εικόνας ενώ στον τρισδιάστατο υπολογισμό οι άξονες αυτοί περνούν από το κέντρο της άρθρωσης, όπου η γραμμή που ενώνει τους μηριαίους κονδύλους βρίσκεται σε κλίση εξαιτίας του κώνου που σχηματίζεται στην πραγματικότητα και του διαφορετικού κέντρου που έχουν οι κυκλικοί δίσκοι που διέρχονται από την περιφέρεια των μηριαίων κονδύλων.

Έτσι τα δεδομένα ως προς τον υπολογισμό του μοχλού της επιγονατίδας παρουσιάζουν διαφορές ανάμεσα στις δύο και τρεις διαστάσεις. Ως προς τον μοχλό του ημιτενοντώδους δεν παρουσιάστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις δύο και τρεις διαστάσεις και αυτό γιατί το κέντρο της άρθρωσης και η γραμμή του ημιτενοντώδη στις δύο και τρεις διαστάσεις συμπίπτουν αφού βρίσκονται στην εξωτερική επιφάνεια της εικόνας.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI

### ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ -ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ

Κατά τη διεξαγωγή της παρούσας έρευνας έγινε αντιληπτή η έλλειψη ερευνών που να σχετίζονται με τη μελέτη αρχιτεκτονικών ανατομικών δομών με τη βοήθεια τρισδιάστατων αναδομημένων σχηματομορφών. Για το λόγο αυτό με τη βοήθεια της ακτινοδιαγνωστικής επιστήμης μέσω της βιβλιογραφικής ανασκόπησης αλλά και πρακτικών πιλοτικών δοκιμών σχεδιάστηκε το πρωτόκολλο με το οποίο λήφθηκαν οι τομογραφίες της μαγνητικής.

Πρόβλημα δημιούργησαν στις εικόνες της μαγνητικής οι μεταλλικές προθέσεις ή συνδέσεις που τοποθετήθηκαν σε ένα άτομο εκ του δείγματος που απεκαταστάθη χειρουργικά από τη ρήξη προσθίου χιαστού. Ακολούθως ένα άτομο εκ των «ασθενών» του δείγματος που έφερε δερματογράφημα (τατουάζ) παραπονέθηκε για έντονη τάση του δέρματος στη συγκεκριμένη περιοχή κατά τη διάρκεια της λήψης των μαγνητικών τομογραφιών. Αυτό απεδόθη από το χρήστη του μαγνητικού τομογράφου στα ρινίσματα σιδήρου που περιέχει η ουσία του τατουάζ.

Για την τρισδιάστατη αναδόμηση του μέλους χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό 3DDOCTOR το οποίο επιλέγει μετά από σύγκριση με άλλα παρόμοια λογισμικά με βασικό κριτήριο την ποιότητα της τελικής τρισδιάστατης σχηματομορφής και την ακρίβειά της, γεγονός που επαληθεύτηκε και από τη βράβευσή του ως το κορυφαίο ερευνητικό εργαλείο (Frost & Sullivan Excellence in Research of the Year Award 2004). Το λογισμικό αυτό χρησιμοποιήθηκε δοκιμαστικά και σε σύγκριση με άλλα. Η τελική απόκτηση της άδειας χρήσης αποτέλεσε σταθμό για την ολοκλήρωση της παρούσας έρευνας και άνοιξε το δρόμο για πολλές ακόμα που μπορούν να βασιστούν στο συγκεκριμένο λογισμικό.

Πολύ σημαντικό είναι να αναφερθεί ότι αν και το ποιοτικό αποτέλεσμα ήταν εξαιρετικό και εφάμιλλο πολύ δαπανηρών ερευνών, ωστόσο υπήρξε δυσκολία και

ανεπάρκεια του λογισμικού 3DDOCTOR στο τομέα της σχεδιάσεως βοηθητικών σχημάτων και της μέτρησης αρχιτεκτονικών ανατομικών χαρακτηριστικών. Έτσι συμπληρωματικά χρησιμοποιήθηκε το σχεδιαστικό λογισμικό εξαιρετικής ακρίβειας και δυνατοτήτων AUTOCAD 2009 με ικανότητα σχεδίασης σε τρεις άξονες. Σε καμία προηγούμενη έρευνα με ομοιότητες με την παρούσα δεν εντοπίστηκε χρήση του συγκεκριμένου λογισμικού (AUTOCAD), αν και αποτελεί μέθοδο μεγαλύτερης ακρίβειας από τις δια χειρός σχεδιάσεις σε έντυπη μορφή που εντοπίστηκαν.

Στα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά που μετρήθηκαν (εμβαδόν επιπέδων ημιτενοντώδους, μοχλός επιγονατίδας και ημιτενοντώδους) και στη σύγκρισή τους ανάμεσα σε υγιείς και «ασθενείς» δεν σημειώθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές όπως και ήταν αναμενόμενο γιατί το μόσχευμα για την αποκατάσταση της ρήξης προήλθε από ταινία του προσθίου επιγονατιδικού συνδέσμου που δεν επηρέασε σημαντικά τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά. Στατιστικά σημαντικές διαφορές δεν παρατηρήθηκαν ούτε στη σύγκριση των εξαγομένων στις δύο και τρεις διαστάσεις, με εξαίρεση το μοχλό της επιγονατίδας, αυτό απεδόθη στη διαφορά του επιπέδου των μετρήσεων ανάμεσα στις δύο και τρεις διαστάσεις, δηλαδή στη περίπτωση της σύγκρισης του μοχλού της επιγονατίδας τα επίπεδα μέτρησης στις δύο και τρεις διαστάσεις δεν βρίσκεται κοντά, ενώ στο μοχλό του ημιτενοντώδη τα επίπεδα πλησιάζουν πολύ και σχεδόν ταυτίζονται, για αυτό και δεν σημειώνονται σημαντικές διαφορές.

Εξαιρετική σημασία θα πρέπει να δοθεί στο μήκος του τένοντα του ημιτενοντώδη, ο οποίος αν και δεν παρουσιάζει σημαντικές διαφορές ανάμεσα στους υγιείς και ασθενείς του δείγματος, ωστόσο παρουσιάζει εξαιρετικές διαφορές με το μήκος που του απέδιδαν οι ερευνητές. Ο τρόπος μέτρησης που χρησιμοποιήθηκε στις έρευνες που εντοπίσαμε ήταν κυρίως σε πτωματικά δείγματα με τη χρήση μέτρου και με οπτικό εντοπισμό της αρχής και του τέλους του τένοντα. Στη παρούσα έρευνα με μεγαλύτερη ακρίβεια εντοπίστηκε η

αρχή του τένοντα μέσω της μαγνητικής τομογραφίας και το τέλος του ή σημείο κατάφυσης μέσω της τρισδιάστατης εικόνας όπου και μετρήθηκε το μήκος του με τον ορισμό σημείων επί του τένοντα και αθροίζοντάς τα. Οι πιθανότητες να επιτευχθεί μια ποιο ακριβής μέτρηση του μήκους του τένοντα του ημιτενοντώδη είναι αρκετές, ωστόσο ποιο εκτενής έρευνα με μεγαλύτερο αριθμό δείγματος είναι αναγκαία για εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων.

Τα αποτελέσματα, ο τρόπος διεξαγωγής αλλά και η τεχνογνωσία που προέκυψε από την παρούσα έρευνα μπορούν να βρουν άμεση εφαρμογή στη διεξαγωγή παρόμοιων ερευνών που αφορούν μετρήσεις πλήθους ανατομικών και αρχιτεκτονικών μεγεθών με τη μέθοδο της λήψης τομογραφιών αλλά και επεξεργασία των δεδομένων με το πλέον ιδανικό και ακριβή τρόπο. Ο σχεδιασμός βοηθητικών σχημάτων απευθείας στην τρισδιάστατη σχηματομορφή μπορεί να συντελέσει στη μεγαλύτερη ακρίβεια των υπολογισμών σε ζώντα αλλά και πτωματικά δείγματα.

Ο νέος χώρος της ακτινοδιαγνωστικής με ασφαλής μεθόδους (χωρίς ακτινοβολία) αναπτύσσεται ταχύτατα και συμπλέει με την ταχύτητα εξέλιξης των υπολογιστών και της τεχνολογίας, υπάρχει έντονη η ανάγκη νέων ερευνών που να παρακολουθούν τις εξελίξεις και να προσαρμόζουν την έρευνα στην εξέλιξη, προάγοντας ή τροποποιώντας τις παραδοσιακές μεθόδους.

Αναγκαία θεωρείται η συνέχιση της έρευνας με σκοπό τη διερεύνηση και άλλων ποιο εξελιγμένων και εντελώς καινοτόμων ακτινοδιαγνωστικών μορφών π.χ. tractography που να βασίζονται όμως σε ασφαλής μεθόδους (χωρίς ακτινοβολία). Θα πρέπει να καταγραφούν με παρόμοιο τρόπο με τη παρούσα έρευνα και άλλα ανατομικά χαρακτηριστικά του ανθρώπου και να προσδιοριστεί με μεγαλύτερη ακρίβεια η μηχανική των αρθρώσεων του σώματος. Τέλος παρουσιάζεται μια διαφορετική εικόνα της ανατομίας του σώματος και της μηχανικής του που μπορεί να διαφοροποιήσει την δράση των δυνάμεων και ροπών όπως εκείνες εντοπίζονται.

## BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

### ΞΕΝΟΓΛΩΣΣΗ

- A McPherson<sup>a,b,\*</sup>, J. K. Arrholm<sup>b</sup>, V. Pinskirov<sup>a,c</sup>, A. Sosnac<sup>a</sup>, S. Martelli Imaging knee position using MRI, RSA/CT and 3D digitisation *Journal of Biomechanics* 38:263–268 2005
- Adams, J., & White, M. (2003). Are activity promotion interventions based on the transtheoretical model effective? A critical review. *British Journal of Sports Medicine*, 37, 106-114.
- Agur, A. M., V. Ng-Thow-Hing, K. A. Ball, E. Fiume, and N. H. McKee. Documentation and three-dimensional modelling of human soleus muscle architecture. *Clin. Anat.* 16(4):285–293, 2003.
- Amir Ghanei, Hamid Soltanian-Zadeh, Joe P. Windham. *Computers in Biology and Medicine* 28,239±253 1998
- Arnoczky SP, Warren RF: Anatomy of the cruciate ligaments, In Feagin JA Jr (ed): *The Crucial Ligaments*, 2nd ed. New York, Churchill Livingstone, 1994, p.271
- Arnoczky SP, Warren RF: Microvasculature of the human meniscus, *Am J Sports Med* 10:90, 1982.
- Asakawa, D. S., K. S. Nayak, S. S. Blemker, S. L. Delp, J. M. Pauly, D. G. Nishimura, and G. E. Gold. Real-time imaging of skeletal muscle velocity. *J. Magn. Reson. Imaging*. 18(6):734–739, 2003.
- Asmussen, E.: Muscle fatigue. *Medicine and science in sports and exercise*, 11, 313-321. 1979
- Balasch H., M. Schiller H, Friebel F., Hoffmann Evaluation of anterior knee joint instability with the Rolimeter *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc* (1999) 7:204–208.
- Basic Principles and Terminology of Magnetic Resonance Imaging Chapter 1 and 2 of the “MRI of Musculoskeletal System”, Joel P. Felmlee and Richard L. Morin Volume 9, Number 4 July, 1989
- Bedell BJ, Narayana PA. Automatic segmentation of gadolinium-enhanced multiple sclerosis lesions. *Magnetic Resonance in Medicine* 1998; 39(6): 935-40.
- Bezdek J, Hall L, Clarke L. Review of MR image segmentation techniques using pattern recognition. *Med. Physics* 1993; 20(4): 1033-48.

- Blankevoort L, Huiskes R, de Lang A: Helical axes of passive knee-joint motions. *J Biomech* 22: 12 19-1 229, 1990.
- Blemker, S. S., P. M. Pinsky, and S. L. Delp. A 3D Model of muscle reveals the causes of nonuniform strains in the biceps brachii. *J. Biomech.* 38(4):657–665, 2005
- Brown, J. and J. Heiken. *Manual of Clinical Magnetic Resonance Imaging*. Raven Press, 1991.
- Buxton RB. *Introduction to Functional Magnetic Resonance Imaging-Principles and Techniques*. Cambridge University Press, 2002.
- Cédric Marchessoux, Noël Richard and Christine Fernandez Description of Simple Method in 3D Reconstruction in Medical Imaging , *Proceedings of the First International Symposium on 3D Data Processing Visualization and Transmission 2002*
- Chakeres DW, Schmalbrock P. *Fundamentals of Magnetic Resonance Imaging*. Williams & Wilkins, Baltimore, 1992.
- Choi HS, Haynor DR, Kim Y. Partial volume tissue classification of multichannel magnetic resonance images-a mixel model. *IEEE Trans Med. Imag.* 1991; 10(3): 395-407.
- Clark JM, Sidles JA: The interrelation of fiber bundles in the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 8:180, 1988.
- Clarke LP, Velthuisen RP, Camacho MA, et al. MRI segmentation: Methods and applications. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 1995; 13(3):343–68.
- Crues JV III, Mink J, Levy TL, Lotysch M, Stoller DW Meniscal tears of the knee: accuracy of MR imaging. *Radiology* 164:445–448 1987
- David L. Churchill, PhD; Stephen J. Incavo, MD; Christopher C. Johnson, BS; and Bruce D. Beynnon, PhD *CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH* Number356, pp 111-118 0 1998
- Dijk van R, Huiskes R, Selvik G: Roentgenstereophotogrammetric methods for the evaluation of the three-dimensional kinematic behaviour and cruciate ligament length patterns of the human knee joint. *J Biomech* 12:727-731, 1979.
- Donald G. Eckhoff, Joel M. Bach, Victor M. Spitzer, Karl D. Reinig, Michelle M. Bagur, Todd H. Baldini, David Rubinstein and Stephen Humphries *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85:97-104.
- Donaldson WF, Warren RF, Wickiewicz TL. A comparison of acute anterior cruciate ligament examinations. *Am L Sports Med* 1985; 13; 5-10.

- Eiichi Nakamura, Hiroshi Mizuta, Masataka Kadota, Kazuhiro Katahira, Satoshi Kudo, Katsumasa Takagi, The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, Vol 20, No 4 (April), 2004: pp 360-365
- Fischer SP, Fox JM, Del Pizzo W, Friedman MJ, Snyder SL, Ferkel RD Accuracy of diagnoses from magnetic resonance imaging of the knee. A multi-center analysis of one thousand and fourteen patients. J Bone Joint Surg Am 73:2–10 1991
- Fritz JM, Irrgang JJ, Harner CD: Rehabilitation following allograft meniscal transplantation: A review of the literature and case study. J Ortho Sports Phys Ther 24:98, 1996.
- Geiger B. Three-dimensional modeling of human organs and its application to diagnosis and surgical planning. Technical report 210. France: Institut National de Recherche en Informatique et Automatique 1993
- Gill DM, Corbacio EJ, Launcle LE: Anatomy of the knee. In Engle P (ed): Knee ligament Rehabilitation. New York, Churchill Livingstone, 1991 , p. 1.
- Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design. Wiley, New York, 1999.
- Harner CD, Irrgang JJ, Paul J. Loss of motion after anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 1992; 20: 499-506.
- Haseeb Rahman Benjamin J. Fregly and Scott A. Banks Accurate measurement of three-dimensional natural knee kinematics using single-plane fluoroscopy Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne 2003
- Heiko Graichen, Tobias Stammberger, Harald Bonel, Karl-Hans Englmeier, Maximilian Reiser, Felix Eckstein Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder a 3D open-MRI study. Journal of Biomechanics 33 609-613 2000
- Hess T, Rupp S, Hopf T, Gleitz M, Liebler J. Lateral tibial avulsion fractures and disruptions to the anterior cruciate ligament. A clinical study of their incidence and correlation. Clin Orthop 1994; 303: 193-7.
- Higgins RW & Steadman JR. Anterior cruciate ligament repairs in world class skiers. Am J Sports Med 1987; 15: 439-47.
- Hunter L, Funk FJ: Rehabilitation of injured knees, St Louis, CV Mosby, 1994
- Jackson DW, Jennings LD, Maywood RM, Berger PE. Magnetic resonance imaging of the knee. Am J Sports Med 1988; 16: 29-38.

- JC Hughston, JR Andrews, MJ Cross and A Moschi Classification of knee ligament instabilities. Part I. The medial compartment and cruciate ligaments
- Jean-François Benvenuti, Jacques A. Vallotton, Jean-Luc Meystre, Pierre F. Leyvraz, Objective assessment of the anterior tibial translation in Lachman test position *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc* (1998) 6 :215–219
- Jennifer M. Scarvella,c,\* , Paul N. Smitha,b, Kathryn M. Refshaugec, Howard Gallowayb,d, Kevin Woodse Comparison of kinematics in the healthy and ACLinjured knee using MRI *Journal of Biomechanics* 38 255 262 2005
- Jiang Ni, Jun Chen, Ling Li, Tsinghua University, Beijing, China *TheUMAP Journal* 19 (3) (1998) 263–279.
- Jonsson H, Karrholm J: Three-dimensional knee joint movements during a step-up: Evaluation after anterior cruciate ligament rupture. *J Orthop Res* 121769-779, 1994.
- Jun Sugawara, Motohiko Miyachi, Kerrie L. Moreau, Frank A. Dinunno, Christopher A. DeSouza and Hirofumi Tanaka Age-related reductions in appendicular skeletal muscle mass: association with habitual aerobic exercise status *Clin Physiol & Func Im* (2002) 22, pp169–172
- Kahle W, Leonhardt H, Platzer W *Bewegungsapparat*. Stuttgart, G Thieme Verlag 1984:202-9
- Kapandji IA. *The physiology of the joints*. Vol 2, second edition, Longman London, 1985
- Keene GC, Bickerstaff D, Rae PJ, Paterson RS. The natural history of meniscal tears in anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med* 1993; 21(5): 672-9.
- Kennedy JC, Fowler PJ: Medial and anterior instability of the knees: An anatomic and clinical study using stress machines. *J Bone Joint Surg* 53A:1257,1971.
- Lauterburg MT & Segantini P. Posttraumatische Kniegelenksarthroskopien beim Kind und Jugendlichen. *Schweiz Z Med Traumatol* 1994 (3): 25-34.
- Lee JK, Yao L: Tibial collateral ligament bursa: MR imaging. *Radiology* 178:855,1991.
- Lee SH, Petersilge CA, Trudell DJ, et al.: Extrasynovial spaces of the cruciate ligaments : Anatomy, MR imaging, and diagnostic Implications. *AJR Am J Roentgenol* 166:1433, 1996.
- M Z Bendjaballah, A Shirazi-Adl, D J Zukor *The Knee* Vol. 2. No. 2, pp. 69-79, 1995
- Magee DJ: *Orthopedic Physical Assessment*, Philadelphia, W.B. Saunders 1987.
- Magee, D.. “Orthopedic physical assessment”. Saunders company (1987).

- Mark Bowditch Anterior cruciate ligament rupture and management Trauma, Vol. 3, No. 4, 249-261 (2001).
- Mc Cauley TR, Moses M, Kier R Lynch JK, Barton JW, Jokl P. MR diagnosis of tears of anterior cruciate ligament of the knee: importance of ancillary findings Am J Roentgenol 1994; 162(1): 115-9.
- Medler RG & Jansson KA. Arthroscopic treatment of fractures of the tibial spine. Arthroscopy 1994; 10(3): 292-5.
- Meyer CR, Bland PH, Pipe J. Retrospective correction of intensity inhomogeneities in MRI. IEEE Trans. Med. Imag. 1995; 12: 36-41.
- Moore KL: Clinically Oriented Anatomy, 2nd ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.
- Nawata K, Teshima R, Suzuji T. Osseous lesions associated with anterior cruciate ligament injuries. Assessment by magnetic resonance imaging at various periods after injuries. Arch Orthop Trauma Surg 1993; 113(1): 1-4.
- Nisell R. Mechanics of the knee. A study of joint and muscle load with clinical applications. Acta Orthop Scand 1985;56:1-42.
- Norkin CC, Levangie PK: Joint Structure and function: A comprehensive Analysis. Philadelphia, F.A. Davis, 1990.
- Paletta GA & Warren RF. Knee injuries and alpine skiing. Treatment and rehabilitation. Sports Med 1994; 17(6): 41-23.
- Panjabi MM, Goel VK, Walter SD: Errors in kinematic parameters of a planar joint: Guidelines for optimal experimental design. J Biomech 15:537-544, 1982.
- Pena, H., and Foote, K. G.. Modelling the target strength of Trachurus symmetricus murphyi based on high-resolution swimbladder morphometry using an MRI scanner. ICES Journal of Marine Science, 65: 1751–1761. 2008
- Reicher MA, Rauschnig W, Gold RH High resolution magnetic resonance imaging of the knee joint: normal anatomy. AJR 145:895–902 1985
- Renstrom PA. Knee pain in tennis players. Clin Sports Med 1995; 14(1):163-75
- Samuelson TS, Drez D, Maletis GB: Anterior cruciate ligament graft rotation: Reproduction of normal graft rotation. Am J Sports Med 24:67, 1996
- Santago P, Gage HD. Quantification of MR brain images by mixture density and partial volume modeling. IEEE Trans Med. Imag. 1993; 12(3): 566-74.
- Seebacher JR, Inglis AE, Marchall JL, et al.: The structure of the posterolateral aspect of the knee. J Bone Joint Surg 64A:536, 1982.

- Shelbourne KD & Johnson GE. Locked bucket-handle meniscal tears in knees with chronic anterior cruciate ligament deficiency. *Am J Sports Med* 1993; 21(6): 779-82.
- Shelbourne KD & Porter DA. Anterior cruciate ligament-medial collateral ligament injury: nonoperative management of medial collateral ligament tears with anterior cruciate ligament reconstruction. *Apreliminary report. Am J Sports Med* 1992; 20: 283-6.
- Shelbourne KD & Rowdon GA. Anterior cruciate ligament injury. The competitive athlete. *Sports Med* 1994; 17(2): 132-40.
- Shiavi R, Limbird T, Frazer M, et al: Helical motion analysis of the knee - 11: Kinematics of uninjured and injured knees during walking and pivoting. *J Biomech* 20:653665, 1987.
- Shigeru Muraki, and Yasuyo Kita, A Survey of Medical Applications of 3D Image Analysis and Computer Graphics Systems and Computers in Japan, Vol. 37, No. 1, 2006
- Shrive N: The weight-bearing role of the menisci of the knee. *J Bone Joint Surg* 56B:381, 1974.
- Silva I, Silver DM Tears of the meniscus as revealed by magnetic resonance imaging. *J Bone Joint Surg Am* 70:199-202 1988
- Sled JG, Pike GB. Understanding intensity nonuniformity in MRI. *Proc. Medical Image Computing Computer-Assisted Intervention-MICCAI'98 (Lecture Notes in Computer Science)*. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1998; 1496: 614-22.
- Smith BA, Livesay GA, Woo SL-Y: Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Sports Med* 12:637, 1993.
- Snook GA. The ACL: a historical review. In Feagin (Ed). *The cruciate ligaments*. Churchill Livingstone, New York 1983;157-82.
- Soudan K, Audekercke van R: Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. Example: The knee joint. *J Biomech* 12:27-33, 1979.
- Strum GM, Friedman MJ, Fox JM. Acute anterior cruciate ligament reconstruction: analysis of complications. *Clin Orthop* 1990; 253: 184-9.
- Styner M, Brechbuhler C, Szekely G, Gerig G. Parametric estimate of intensity inhomogeneities applied to MRI. *IEEE Trans. Med. Imag.* 2000; 9: 153-65.

- Thompson WO, Fu FH: The meniscus in the cruciate-deficient knee. Clin Sports Med 12:771, 1993.
- Thor F. Besier ,Christine E. Draper , Garry E. Gold ,Gary S. BeaupreScott L. Delp  
Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing  
Journal of Orthopaedic Research 23 345–350 2005
- Tria AJ: Ligaments of the knee. New York Churchill Livingstone, 1995.
- Tria AJ: Ligaments of the Knee. New York, Churcghill Livingstone, 1995.
- Turek SL: Orthopaedics: Prinsples and Their Application,4<sup>th</sup> ed. Philadelphia, J.B. Lippincott, 1984.
- Two-Dimensional Versus Three-Dimensional Morphometry of Monogenoidean Sclerites.  
Paolo Galli; Giovanni Strona; Anna Maria Villa Francesca Benzoni; Fabrizio Stefani Doglia Silvia; and Delane C. Kritsky 2008
- W.Attmanspacher V. Dittrich H.W. Stedtfeld Results on treatment of anterior cruciate ligament ruptur of immature and adolecens Der Unfallchirurg 2•2003 |
- Warren LF, Marchall L: The supporting structures and layers of the medial side of the knee: An Anatomical Analysis. J Bone Joint Surg 61A:56, 1979
- Wasilewski SA & Koth J. Effect of surgical timing on return to sports activity, after significant knee injuries. Sports Med 1994; 18(3): 156-61.
- Wasilewski SA, Covall DJ, Cohen S. Effect of surgical timing on recovery and associated injuries, after anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 1993; 21: 338-42.

### **ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

- Αμπατζίδης Γεώργιος. Αθλητικές Κακώσεις University Studio Press 1998
- Καράτση, Π. (2005). Μεταπτυχιακή διατριβή Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης
- Οικονόμου Ε. (2003) Η φυσική σήμερα, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Κρήτης.

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

### ΕΞΑΓΟΜΕΝΑ SPSS

```
FREQUENCIES VARIABLES=mikos.knimis mikos.mirou periferia.mirou ypsos baros
/STATISTICS=MINIMUM MAXIMUM SEMEAN MEAN
/ORDER=ANALYSIS.
```

### Frequencies

#### Notes

Output Created		2009-02-12T15:40:41.805
Comments		
Input	Data	C:\Users\userius\Desktop\ΔΙΑΤΡΙΒΗ ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ\anthropometrika synolika.sav
	Active Dataset	DataSet1
	Filter	injured.healthy=2 (FILTER)
	Weight	<none>
	Split File	<none>
	N of Rows in Working Data File	5
Missing Value Handling	Definition of Missing	User-defined missing values are treated as missing.
	Cases Used	Statistics are based on all cases with valid data.
Syntax		FREQUENCIES VARIABLES=mikos.knimis mikos.mirou periferia.mirou ypsos baros /STATISTICS=MINIMUM MAXIMUM SEMEAN MEAN /ORDER=ANALYSIS.
Resources	Processor Time	0:00:00.000
	Elapsed Time	0:00:00.004

[DataSet1] C:\Users\userius\Desktop\ΔΙΑΤΡΙΒΗ ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ\anthropometrika synolika.sav

### Statistics

		mikos.knimis	mikos.mirou	periferia.mirou	ypsos	baros
N	Valid	5	5	5	5	5
	Missing	0	0	0	0	0
	Mean	37,2000	38,8000	53,8000	170,6000	77,9000
	Std. Error of Mean	1,74356	1,62481	1,88149	3,85487	4,00749
	Minimum	31,00	35,00	47,00	163,00	62,00
	Maximum	41,00	43,00	58,00	180,00	83,00

### Frequency Table

#### mikos.knimis

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	31,00	1	20,0	20,0	20,0
	37,00	2	40,0	40,0	60,0
	40,00	1	20,0	20,0	80,0
	41,00	1	20,0	20,0	100,0
Total		5	100,0	100,0	

**mikos.mirou**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	35,00	2	40,0	40,0	40,0
	40,00	1	20,0	20,0	60,0
	41,00	1	20,0	20,0	80,0
	43,00	1	20,0	20,0	100,0
	Total	5	100,0	100,0	

**periferia.mirou**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	47,00	1	20,0	20,0	20,0
	53,00	1	20,0	20,0	40,0
	55,00	1	20,0	20,0	60,0
	56,00	1	20,0	20,0	80,0
	58,00	1	20,0	20,0	100,0
	Total	5	100,0	100,0	

**ypsos**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	163,00	1	20,0	20,0	20,0
	165,00	2	40,0	40,0	60,0
	180,00	2	40,0	40,0	100,0
	Total	5	100,0	100,0	

**baros**

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid 62,00	1	20,0	20,0	20,0
80,00	1	20,0	20,0	40,0
82,00	1	20,0	20,0	60,0
82,50	1	20,0	20,0	80,0
83,00	1	20,0	20,0	100,0
Total	5	100,0	100,0	

**Frequencies**

**Notes**

Output Created		2009-02-12T14:42:18.202
Comments		
Input	Data	C:\Users\userius\Desktop\ΔΙΑΤΡΙΒΗ ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ\anthropometrika synolika.sav
	Active Dataset	DataSet1
	Filter	injured.healthy=1 (FILTER)
	Weight	<none>
	Split File	<none>
	N of Rows in Working Data File	5
Missing Value Handling	Definition of Missing	User-defined missing values are treated as missing.
	Cases Used	Statistics are based on all cases with valid data.
Syntax		FREQUENCIES VARIABLES=mikos.knimis mikos.mirou periferia.mirou ypsos baros ilikia fylo etos.traymatismoy /STATISTICS=MINIMUM MAXIMUM SEMEAN MEAN /ORDER=ANALYSIS.
Resources	Processor Time	0:00:00.015
	Elapsed Time	0:00:00.003

**Statistics**

		mikos.knimis	mikos.mirou	periferia.mirou	ypsos	baros	ilikia	fylo	etos.traymatismoy
N	Valid	5	5	5	5	5	5	5	5
	Missing	0	0	0	0	0	0	0	0
	Mean	41,2000	43,2000	53,2000	179,0000	82,6000	35,8000	1,2000	2006,0000
	Std. Error of Mean	3,20000	,86023	2,39583	4,57165	7,23602	4,91325	,20000	,00000
	Minimum	32,00	40,00	45,00	162,00	58,00	24,00	1,00	2006,00
	Maximum	47,00	45,00	58,00	187,00	100,00	53,00	2,00	2006,00

**Frequency Table**

**mikos.knimis**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	32,00	1	20,0	20,0	20,0
	35,00	1	20,0	20,0	40,0
	45,00	1	20,0	20,0	60,0
	47,00	2	40,0	40,0	100,0
	Total	5	100,0	100,0	

**mikos.mirou**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	40,00	1	20,0	20,0	20,0
	43,00	1	20,0	20,0	40,0
	44,00	2	40,0	40,0	80,0
	45,00	1	20,0	20,0	100,0
	Total	5	100,0	100,0	

**periferia.mirou**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	45,00	1	20,0	20,0	20,0
	52,00	1	20,0	20,0	40,0
	53,00	1	20,0	20,0	60,0
	58,00	2	40,0	40,0	100,0
	Total	5	100,0	100,0	

**ypsos**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	162,00	1	20,0	20,0	20,0
	179,00	1	20,0	20,0	40,0
	180,00	1	20,0	20,0	60,0
	187,00	2	40,0	40,0	100,0
	Total	5	100,0	100,0	

**baros**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	58,00	1	20,0	20,0	20,0
	76,00	1	20,0	20,0	40,0
	89,00	1	20,0	20,0	60,0
	90,00	1	20,0	20,0	80,0
	100,00	1	20,0	20,0	100,0
	Total	5	100,0	100,0	

**ilikia**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	24,00	1	20,0	20,0	20,0
	29,00	1	20,0	20,0	40,0
	36,00	1	20,0	20,0	60,0
	37,00	1	20,0	20,0	80,0
	53,00	1	20,0	20,0	100,0
	Total	5	100,0	100,0	

**fylo**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1,00	4	80,0	80,0	80,0
	2,00	1	20,0	20,0	100,0
	Total	5	100,0	100,0	

**etos.traymatismoy**

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	2006,00	5	100,0	100,0	100,0

DESCRIPTIVES VARIABLES=AYXON.ARITH MOXLOSPATELA2Dmm MOXLOSSEMITE2Dmm MOXLOSPATELA3Dmm MOXLOSSEMITE3Dmm DISTSEMITE DONcm EMV1mm2 EMV2mm  
 2 EMV3mm2 EMV4mm2 MIKOS.KNIMIScm MIKOS.MIROYcm PERIFEREIA.MIROYcm YPSOScm KG ILIKIA TRAYMA.YGIEIS  
 /STATISTICS=MEAN STDDEV MIN MAX.

## Descriptives

### Notes

Output Created		2009-03-19T12:55:29.609
Comments		
Input	Data	C:\Documents and Settings\TEFAA\Επιφάνεια εργασίας\synolika dedomena.sav
	Active Dataset	DataSet1
	Filter	<none>
	Weight	<none>
	Split File	<none>
	N of Rows in Working Data File	11
Missing Value Handling	Definition of Missing	User defined missing values are treated as missing.
	Cases Used	All non-missing data are used.
Syntax		DESCRIPTIVES VARIABLES=AYXON.ARITH MOXLOSPATELA2Dmm MOXLOSSEMITE2Dmm MOXLOSPATELA3Dmm MOXLOSSEMITE3Dmm DISTSEMITEDONcm EMV1mm2 EMV2mm2 EMV3mm2 EMV4mm2 MIKOS.KNIMIScm MIKOS.MIROYcm PERIFEREIA.MIROYcm YPSOScm KG ILIKIA TRAYMA.YGIEIS /STATISTICS=MEAN STDDEV MIN MAX.
Resources	Processor Time	0:00:00.000
	Elapsed Time	0:00:00.016

**Descriptive Statistics**

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
AYXON.ARITH	10	1,0	10,0	5,500	3,0277
MOXLOSPATELA2Dmm	9	43,81	73,32	56,5500	8,82330
MOXLOSSEMITE2Dmm	9	14,08	54,66	29,7011	12,71903
MOXLOSPATELA3Dmm	9	42,78	57,80	49,6533	4,76363
MOXLOSSEMIT3Dmm	9	15,96	35,73	29,2778	6,51266
DISTSEMITEDONcm	9	13,80	23,31	16,9167	2,93291
EMV1mm2	9	9,57	26,57	19,5933	5,42988
EMV2mm2	9	9,66	30,25	22,6922	6,84205
EMV3mm2	9	31,45	229,66	100,3989	65,72185
EMV4mm2	9	383,80	1888,11	911,0311	458,68964
MIKOS.KNIMIScm	10	31,00	47,00	39,2000	5,82714
MIKOS.MIROYcm	10	35,00	45,00	41,0000	3,59011
PERIFEREIA.MIROYcm	10	45,00	58,00	53,5000	4,55217
YPSOScm	10	162,00	187,00	174,8000	9,95322
KG	10	58,00	100,00	80,2000	12,56804
ILIKIA	10	22,00	76,00	42,0000	17,44834
TRAYMA.YGIEIS	10	1,00	2,00	1,5000	,52705
Valid N (listwise)	9				

T-TEST GROUPS=TRAYMA.YGIEIS(1 2)

/MISSING=ANALYSIS

/VARIABLES=MOXLOSSEMITE2Dmm AYXON.ARITH MOXLOSPATELA2Dmm MOXLOSPATELA3Dmm MOXLOSSEMIT3Dmm DISTSEMITEDONcm EMV1mm2 EMV2mm2 EMV3mm2  
EMV4mm2 MIKOS.KNIMIScm MIKOS.MIROYcm PERIFEREIA.MIROYcm YPSOScm KG ILIKIA

/CRITERIA=CI (.9500) .

# T-Test

## Notes

Output Created		2009-03-19T13:01:01.546
Comments		
Input	Data	C:\Documents and Settings\TEFAA\Επιφάνεια εργασίας\synolika dedomena.sav
	Active Dataset	DataSet1
	Filter	<none>
	Weight	<none>
	Split File	<none>
	N of Rows in Working Data File	11
Missing Value Handling	Definition of Missing	User defined missing values are treated as missing.
	Cases Used	Statistics for each analysis are based on the cases with no missing or out-of-range data for any variable in the analysis.
Syntax		T-TEST GROUPS=TRAYMA.YGIEIS(1 2) /MISSING=ANALYSIS /VARIABLES=MOXLOSSEMITE2Dmm AYXON.ARITH MOXLOSPATELA2Dmm MOXLOSPATELA3Dmm MOXLOSSEMITE3Dmm DISTSEMITE2Dcm EMV1mm2 EMV2mm2 EMV3mm2 EMV4mm2 MIKOS.KNIMIScm MIKOS.MIROYcm PERIFEREIA.MIROYcm YPSOScm KG ILIKIA /CRITERIA=CI(.9500).
Resources	Processor Time	0:00:00.125
	Elapsed Time	0:00:00.079

**Group Statistics**

		N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
TRAYMA.YGIEIS	1,00	4	31,7000	15,65875	7,82938
	2,00	5	28,1020	11,50904	5,14700
AYXON.ARITH	1,00	5	3,000	1,5811 ,7071	
	2,00	5	8,000	1,5811 ,7071	
MOXLOSPATELA2Dmm	1,00	4	53,6425	6,76534	3,38267
	2,00	5	58,8760	10,30328	4,60777
MOXLOSPATELA3Dmm	1,00	4	49,6725	4,79526	2,39763
	2,00	5	49,6380	5,30451	2,37225
MOXLOSSEMIT3Dmm	1,00	4	29,5150	5,52253	2,76126
	2,00	5	29,0880	7,86476	3,51723
DISTSEMITEDONcm	1,00	4	18,6625	3,38132	1,69066
	2,00	5	15,5200	1,77274 ,79279	
EMV1mm2	1,00	4	21,6775	3,46435	1,73217
	2,00	5	17,9260	6,49209	2,90335
EMV2mm2	1,00	4	24,5900	2,96440	1,48220
	2,00	5	21,1740	8,97518	4,01382
EMV3mm2	1,00	4	151,6250	65,65395	32,82698
	2,00	5	59,4180	26,12445	11,68321
EMV4mm2	1,00	4	968,9950	632,97477	316,48739
	2,00	5	864,6600	338,01171	151,16343
MIKOS.KNIMIScm	1,00	5	41,2000	7,15542	3,20000
	2,00	5	37,2000	3,89872	1,74356
MIKOS.MIROYcm	1,00	5	43,2000	1,92354 ,86023	
	2,00	5	38,8000	3,63318	1,62481
PERIFEREIA.MIROYcm	1,00	5	53,2000	5,35724	2,39583
	2,00	5	53,8000	4,20714	1,88149
YPSOScm	1,00	5	179,0000	10,22252	4,57165
	2,00	5	170,6000	8,61974	3,85487
KG	1,00	5	82,6000	16,18023	7,23602
	2,00	5	77,8000	8,89944	3,97995
ILIKIA	1,00	5	35,8000	10,98636	4,91325
	2,00	5	48,2000	21,63793	9,67678

Levene's Test for Equality of Variances	t-test for Equality of Means							95% Confidence Interval of the Difference	
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
MOXLOSSEMITE2Dmm	,299	,602	,399	7	,702	3,59800	9,01934	-17,72935	24,92535
			,384	5,397	,716	3,59800	9,36967	-19,96390	27,15990
MOXLOSPATELA2Dmm	1,176	,314	-,871	7	,413	-5,23350	6,01038	-19,44580	8,97880
			-,916	6,829	,391	-5,23350	5,71612	-18,81899	8,35199
MOXLOSPATELA3Dmm	,017	,901	,010	7	,992	,03450	3,41615	-8,04341	8,11241
			,010	6,836	,992	,03450	3,37286	-7,98010	8,04910
MOXLOSSEMIT3Dmm	,391	,552	,091	7	,930	,42700	4,66768	-10,61031	11,46431
			,095	6,937	,927	,42700	4,47163	-10,16630	11,02030
DISTSEMITEDONcm	,741	,418	1,810	7	,113	3,14250	1,73583	-,96208	7,24708
			1,683	4,308	,163	3,14250	1,86731	-1,89896	8,18396
EMV1mm2	1,331	,286	1,034	7	,335	3,75150	3,62663	-4,82413	12,32713
			1,110	6,292	,308	3,75150	3,38081	-4,42901	11,93201
EMV2mm2	10,685	,014	,722	7	,494	3,41600	4,73377	-7,77759	14,60959
			,798	5,040	,461	3,41600	4,27875	-7,55646	14,38846
EMV3mm2	3,016	,126	2,906	7	,023	92,20700	31,73005	17,17736	167,23664
			2,646	3,763	,061	92,20700	34,84405	-6,98822	191,40222
EMV4mm2	1,357	,282	,319	7	,759	104,33500	326,57103	-667,88279	876,55279
			,297	4,355	,780	104,33500	350,73444	-838,94519	1047,61519
MIKOS.KNIMIScm	6,041	,039	1,098	8	,304	4,00000	3,64417	-4,40348	12,40348
			1,098	6,183	,313	4,00000	3,64417	-4,85351	12,85351
MIKOS.MIROYcm	4,648	,063	2,393	8	,044	4,40000	1,83848	,16046	8,63954
			2,393	6,079	,053	4,40000	1,83848	-,08445	8,88445
PERIFEREIA.MIROYcm	,195	,671	-,197	8	,849	-,60000	3,04631	-7,62480	6,42480
			-,197	7,574	,849	-,60000	3,04631	-7,69412	6,49412
YPSOScm	,052	,826	1,405	8	,198	8,40000	5,97997	-5,38983	22,18983
			1,405	7,778	,199	8,40000	5,97997	-5,45861	22,25861
KG	1,968	,198	,581	8	,577	4,80000	8,25833	-14,24374	23,84374
			,581	6,217	,582	4,80000	8,25833	-15,23747	24,83747
ILIKIA	3,584	,095	-1,143	8	,286	-12,40000	10,85265	-37,42625	12,62625
			-1,143	5,934	,297	-12,40000	10,85265	-39,02741	14,22741