



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ & ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΟΥ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΣΤΗΝ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ  
ΤΗΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ  
ΤΗΣ ΤΕΛΕΙΟΦΟΙΤΗΣ ΠΕΤΣΕΠΕ ΔΕΣΠΟΙΝΑΣ

ΚΑΜΨΗ ΤΡΙΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ  
ΣΕ ΜΗΡΙΑΙΑ ΟΣΤΑ ΤΡΩΚΤΙΚΩΝ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: Δρ Σ.Κ. ΚΟΥΡΚΟΥΛΗΣ  
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΕΜΠ

ΑΘΗΝΑ 2011

Επιτροπή Εξέτασης

Αναπληρωτής Καθηγητής Σ.Κ. Κουρκουλής  
Καθηγητής Ν. Ανδριανόπουλος  
Καθηγητής Γ. Παπαδόπουλος

Αφιερώνω τη μεταπτυχιακή μου εργασία στην οικογένεια μου.



## Ευχαριστίες

Πρώτα από όλους θέλω να ευχαριστήσω τον Δρ Σ.Κ. Κουρκουλή, Αναπληρωτή Καθηγητή της ΣΕΜΦΕ του ΕΜΠ που μου έδωσε την ευκαιρία να μελετήσω το συγκεκριμένο θέμα στον κλάδο της εμβιομηχανικής και πίστεψε στις ικανότητές μου για την διεκπεραίωση αυτού. Σαν επιβλέπων της μεταπτυχιακής μου εργασίας ήταν πάντα εκεί με σωστή καθοδήγηση, ιδέες, σχόλια και παρατηρήσεις που υπήρξαν σημαντικές για την ολοκλήρωσή της.

Θέλω πολύ να ευχαριστήσω τον Αθανάσιο Μητουσούδη, Διδάκτορα του Τομέα Μηχανικής για τη βοήθεια του στην κατασκευή ενός μηχανισμού καθετότητας των δοκιμίων, απαραίτητου για την πειραματική διαδικασία.

Επίσης ευχαριστώ για την βοήθειά της την Ερμιόνη Δ. Πάσιου, Υποψήφια Διδάκτορα του Τομέα Μηχανικής η οποία ήταν πρόθυμη να με βοηθήσει όταν την χρειάστηκα.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους Ναυπηγούς που μου επέτρεψαν να χρησιμοποιήσω κάποια μηχανήματα από τον χώρο των εργαστηρίων τους, κατά την διάρκεια της πειραματικής μελέτης.



## Πρόλογος

Η Εμβιομηχανική περιλαμβάνει την έρευνα και ανάλυση των μηχανισμών των ζωντανών οργανισμών και την εφαρμογή των αρχών της μηχανικής από και προς τα βιολογικά συστήματα. Η ανάλυση και η έρευνα μπορούν να διεξαχθούν σε πολλαπλά επίπεδα, από το μοριακό έως το ιστολογικό και οργανικό επίπεδο.

Η Εμβιομηχανική των ανθρώπινων όντων αποτελεί βασικό μέρος της κινησιολογίας. Πολλές μελέτες πραγματεύονται τις δυνάμεις που ενεργούν στα άκρα του ανθρώπινου σώματος ενώ άλλες αφορούν τη συμπεριφορά ανθρώπινων οστών υπό κάμψη.

Πιο συγκεκριμένα έχουν γίνει πολλές έρευνες και πειράματα κάμψης τριών σημείων σε μηριαίο οστό. Τα πειράματα αυτά έχουν γίνει κάτω από ορισμένες συνθήκες και για συγκεκριμένους σκοπούς κάθε φορά με συγκεκριμένα κριτήρια. Τα πειράματα καθιστούν πιο εύκολη την μελέτη και χάρη σ' αυτά εξάγονται πιο σωστά συμπεράσματα για την συμπεριφορά των οστών και την αστοχία τους υπό κάμψη τριών σημείων κάτω από ορισμένες συνθήκες.

Σε παλαιότερες μελέτες οι ερευνητές αντιμετώπιζαν δυσκολία στην εύρεση των τάσεων που αναπτύσσονται στο οστό όταν υποβάλλεται σε κάμψη. Η δυσκολία αφορούσε την γεωμετρία του οστού. Το ανθρώπινο οστό έχει ακανόνιστο σχήμα, για αυτό ήταν δύσκολο να εφαρμοστούν οι ακριβείς τύποι υπολογισμού των τάσεων. Συνήθως γινόταν η θεώρηση ότι το οστό είχε σχήμα κύκλου ή έλλειψης επειδή τα συγκεκριμένα σχήματα μοιάζουν πολύ με το πραγματικό. Οι έρευνες αυτές έχουν θέσει τις βάσεις για περαιτέρω διερεύνηση και σχετική μελέτη της κάμψης τριών σημείων σε μηριαίο οστό.

Όλα τα παραπάνω αποτέλεσαν το κίνητρο για την εκπόνηση της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας με σκοπό τον προσδιορισμό των τάσεων που αναπτύσσονται στο οστό όταν ληφθεί υπ' όψιν η πραγματική του διατομή και τη σύγκριση των αποτελεσμάτων αυτών με τις τάσεις που προκύπτουν όταν το οστό θεωρείται ότι έχει κυκλική διατομή.





## Περίληψη

Σκοπός της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας ήταν η μελέτη και ο υπολογισμός των τάσεων που αναπτύσσονται σε μηριαίο οστό τρωκτικών υπό κάμψη τριών σημείων. Πιο συγκεκριμένα έγινε σύγκριση μεταξύ των τάσεων που αναπτύσσονται όταν λαμβάνεται υπ' όψιν η πραγματική διατομή του οστού και αυτών που προσδιορίζονται όταν γίνεται η θεώρηση της κυκλικής διατομής. Η τιμή των τάσεων αποτελεί το βασικό μέγεθος για την εξαγωγή σημαντικών συμπερασμάτων όσον αφορά την αντοχή του οστού κάτω από ορισμένες συνθήκες πίεσης υπό συγκεκριμένο βάρος. Είναι ένας καλός δείκτης που φανερώνει το ρυθμό φόρτισης και το φορτίο στο οποίο αστοχούν πιο εύκολα τα οστά.

Το μηριαίο οστόν είναι το μεγαλύτερο οστό του ανθρώπινου σκελετού και όπως όλα τα άλλα οστά είναι ανισότροπο. Ωστόσο μπορεί να θεωρηθεί ως εγκάρσιως ισότροπο δηλαδή ισχυρότερο κατά μήκος του ενός άξονα απ' ότι διαγώνια αυτού και είναι περίπου το ίδιο ευσταθές όπως κι αν περιστρέφεται γύρω από τον άξονα. Το μηριαίο οστόν αποτελείται από 2 άκρα (επιφύσεις) και ένα σώμα (διάφυση). Είναι μια σύνθετη κατασκευή αποτελούμενη από ένα εξωτερικό στρώμα πυκνού φλοιώδους οστού και ένα εσωτερικό κυψελοειδούς πορώδους οστού. Το οστόν πρέπει να αντέχει στα εξωτερικά φορτία και η ικανότητά του αυτή εξαρτάται από την αντοχή του υλικού από το οποίο είναι κατασκευασμένο.

Η κάμψη τριών σημείων που εφαρμόστηκε στο μηριαίο οστόν των τρωκτικών περιγράφεται από μια δύναμη που εφαρμόζεται στο μέσο του οστού και κάθετα στον διαμήκη άξονα του. Η κατανομή της τάσης στην περίπτωση αυτή είναι μια απλή ακτινική.

Το πλαίσιο φόρτισης 858 Mini Bionix χρησιμοποιήθηκε για την εκτέλεση των πειραμάτων κάμψης τριών σημείων σε μηριαία οστά. Συνολικά δοκιμάστηκαν 74 μηριαία οστά αρουραίων κάτω από τις ίδιες συνθήκες. Τα θραυσμένα από την κάμψη οστά χρησιμοποιήθηκαν στη συνέχεια για τον ακριβή προσδιορισμό των γεωμετρικών χαρακτηριστικών τους (Κεφ.3). Η επεξεργασία των πειραματικών δεδομένων πραγματοποιήθηκε με δύο κυρίως προγράμματα, το Solid Works και το Microsoft Excel (Κεφ.4).



## **ABSTRACT**

The aim of the present study is to investigate and calculate the stresses developed in the femoral bone of rats under three-point bending tests. Particularly, the stresses developed based on the real cross section of the bones compared to those developed when a circular cross section is assumed. Based on the magnitude of the stresses conclusions can be drawn of the bone wearing under definite condition of particular pressure. As good index, shows how the bones missed and what strength it needs to happen this easily. As far as now the calculation of the stress value was difficult because of the strange shape of the bone. Researchers for convenience make the assumption that the shape of the bone is circle or ellipse.

Femoral bone is the longest bone of the human skeleton. It is anisotropic but it can be assumed as transversely isotropic. In other words, bone is stronger along one axis than across that axis, and is approximately the same strength no matter how it is rotated around that axis. It consists of three members. Bone is a composite structure consisting of an outer layer of dense cortical bone and an inner honeycomb of cancellous bone. It must be strong enough to withstand external loading and this ability depends on the strength of the consisting material.

To describe the three-point bending of femoral bone of rats a load is applied in the middle of the femur transversely to the end of bone. In this case, the distribution of the stress is radial (Chapter 2).

Loading frame 858 Mini Bionix was used for the experimental study, i.e. three-point bending of femoral bones. 37 pairs of femoral bones of rats were tested under the same conditions. Afterwards the geometrical characteristics of the fragments were determined. Softwares Solid Works and Microsoft Excel were mainly used during the study.



## ***Σκοπός της εργασίας***

Σκοπός της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας ήταν η μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς μηριαίων οστών τρωκτικών στην περίπτωση που τα οστά υποβάλλονται σε κάμψη τριών σημείων. Η εργασία είναι μέρος ευρύτερου προγράμματος που στοχεύει στην ποσοτικοποίηση της επίδρασης της οστεοπόρωσης και διαφόρων φαρμακευτικών αγωγών στην αντοχή του οστίτη οστού.

Για τη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς μακρών οστών χρησιμοποιούνται στη βιβλιογραφία τόσο το πείραμα στρέψεως όσον και το πείραμα κάμψεως τριών σημείων, αφενός διότι προκαθορίζεται το σημείο αστοχίας και καθίσταται ευκολότερη η συγκριτική αξιολόγηση των δοκιμών (σε αντίθεση με το πείραμα κάμψεως τεσσάρων σημείων, όπου δεν είναι μονοσήμαντα προκαθορισμένο το σημείο κάμψεως), αφετέρου δε οι πειραματικές διατάξεις που απαιτούνται για την στήριξη και τη φόρτιση του δοκιμίου είναι κατά πολύ απλούστερες σε σχέση με τις αντίστοιχες για το πείραμα στρέψης.



## Κεφάλαιο 1

### 1.1 Εμβιομηχανική

#### 1.1.1 Ορισμός Εμβιομηχανικής

Η *Εμβιομηχανική* είναι η προσαρμογή των μηχανικών αρχών σε ζωντανούς οργανισμούς. Αυτό περιλαμβάνει την έρευνα, την ανάλυση των μηχανισμών των ζωντανών οργανισμών και την εφαρμογή των αρχών της μηχανικής από και προς τα βιολογικά συστήματα. Η έρευνα αυτή και η ανάλυση μπορούν να διεξαχθούν σε πολλαπλά επίπεδα, από το μοριακό, όπου βιοϋλικά όπως το κολλαγόνο και η ελαστίνη μελετώνται σε όλη την δομή τους, έως τον ιστό και το οργανικό επίπεδο. Μερικές απλές εφαρμογές της μηχανικής του Νεύτωνα μπορεί να παρέχουν ορθές προσεγγίσεις σε κάθε επίπεδο, αλλά οι ακριβείς λεπτομέρειες απαιτούν την χρήση μηχανικής συνεχούς μέσου.



Εικόνα 1.1: Giovanni Alfonso Borelli

Ο Giovanni Alfonso Borelli έγραψε το πρώτο βιβλίο Εμβιομηχανικής, *De Motu Animalium*, or *On the Movement of Animals*. Όχι μόνο είδε τα σώματα των ζώων σαν μηχανικά συστήματα, αλλά επεδίωξε ερωτήματα όπως την φυσιολογική διαφορά μεταξύ του να φαντάζεται κανείς να εκτελέσει μια ενέργεια από το να την πραγματοποιεί. Μερικά απλά παραδείγματα εμβιο-

μηχανικής μελέτης περιλαμβάνουν την έρευνα των δυνάμεων που ενεργούν στα άκρα του σώματος, την αεροδυναμική του πουλιού και το πέταγμα του εντόμου, την υδροδυναμική στο κολύμπι ενός ψαριού, και την κίνηση γενικότερα σε όλες τις μορφές ζωής, από ξεχωριστά κύτταρα έως και ολόκληρους οργανισμούς. Η εμβιομηχανική των ανθρωπίνων όντων είναι βασικό μέρος της κινήσιολογίας.

### **1.1.2 Εφαρμογές Εμβιομηχανικής**

Η εφαρμογή των Εμβιομηχανικών αρχών στα φυτά έχει αναπτυχθεί στο αδελφικό πεδίο της Φυτικής Εμβιομηχανικής (*Plant biomechanics*). Οι πολλές διακλαδώσεις της Εμβιομηχανικής των φυτών περιγράφονται σε ένα εγχειρίδιο του *Karl Niklas* για τη Φυτική Εμβιομηχανική (*Plant biomechanics*): *An Engineering Approach to Plant Form and Function*.

Η εφαρμοσμένη μηχανική, και κυρίως η θερμοδυναμική και η μηχανική συνεχούς μέσου, και οι επιστημονικοί κλάδοι της μηχανικής, όπως η μηχανική του ρευστού και η μηχανική του στερεού παίζουν σημαντικούς ρόλους στη μελέτη της Εμβιομηχανικής. Εφαρμόζοντας τους νόμους και τις αρχές της φυσικής, οι Εμβιομηχανικοί μηχανισμοί και κατασκευές μπορούν να προσομοιωθούν και να μελετηθούν.

Έχει δειχθεί ότι τα εφαρμοσμένα φορτία και οι παραμορφώσεις μπορούν να επηρεάσουν τις ιδιότητες των ιστών των ζωντανών οργανισμών. Υπάρχει αρκετή έρευνα στο πεδίο της ανάπτυξης και ανακατασκευής σαν απάντηση στα εφαρμοσμένα φορτία. Για παράδειγμα, οι επιδράσεις της ανυψωμένης πίεσης του αίματος στη μηχανική του αρτηριακού τοίχους, η συμπεριφορά καρδιομυοκύτταρου εντός της καρδιάς με έμφραγμα, η ανάπτυξη οστού σε ανταπόκριση της άσκησης, και η προσαρμοσμένη ανάπτυξη των φυτών σε ανταπόκριση της κίνησης του ανέμου, έχουν εκτενώς θεωρηθεί σαν περιστατικά στα οποία ο ζωντανός ιστός ανακατασκευάζεται σαν ένα άμεσο επακόλουθο των εφαρμοσμένων φορτίων.

### **1.1.3 Μαθηματικά Εργαλεία στην Εμβιομηχανική**

Σχετικά μαθηματικά εργαλεία που χρησιμοποιούνται είναι τα εξής: η γραμμική άλγεβρα, οι διαφορικές εξισώσεις, το διάνυσμα και ο τανυστής μαθηματικής ανάλυσης, οι αριθμητικές και οι υπολογιστικές τεχνικές όπως η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων.



#### 1.1.4 Σημασία της Εμβιομηχανικής

Η μελέτη των βιολογικών είναι κρίσιμης σημασίας στην εμβιομηχανική. Για παράδειγμα, οι ποικίλοι ιστοί μέσα στο σώμα, όπως το δέρμα, το οστό, και οι αρτηρίες κατέχουν το καθένα ουσιαστικές ιδιότητες. Η παθητική μηχανική αντίδραση του συγκεκριμένου ιστού αποδίδεται σε χαρακτηριστικά από ποικίλες πρωτεΐνες, όπως η ελαστίνη και το κολλαγόνο, σε ζωντανά κύτταρα, σε ουσίες εδάφους όπως οι πρωτεογλυκάνες και στον προσανατολισμό των ινών μέσα στον ιστό. Για παράδειγμα, αν το ανθρώπινο δέρμα αποτελούνταν κατά ένα μεγάλο μέρος του από μια πρωτεΐνη διαφορετική του κολλαγόνου, αρκετές από τις μηχανικές του ιδιότητες, όπως το μέτρο ελαστικότητάς του θα ήταν διαφορετικές.

## 1.2 Ανατομία Οστού

### 1.2.1 Περιγραφή ανατομίας μηριαίου οστού

Τα οστά του ανθρώπινου σώματος αποτελούν την κύρια δομική στήριξη του. Η επιφάνεια διατομής τους αυξάνει από το κεφάλι ως τα άκρα των ποδιών ώστε να στηρίζουν το επιπρόσθετο βάρος των μυών και των ιστών. Το εξωτερικό μέρος του οστού είναι πιο συμπαγές και κατασκευασμένο έτσι ώστε να αντέχει σε φορτία που τυχόν το συμπιέζουν. Το εσωτερικό του οστού είναι σπογγώδες ή πορώδες και τα άκρα των μακρών οστών και των σπονδύλων αποτελείται από νηματοειδή ινίδια (δοκίδες), τα οποία παρέχουν δύναμη παρόλο που είναι ελαφριά.

Η παρούσα έρευνα ασχολείται με οστά των κάτω άκρων του ανθρώπινου σκελετού και πιο συγκεκριμένα με την μελέτη του *μηριαίου οστού*. Το *μηριαίο οστό* είναι το μεγαλύτερο οστό του ανθρώπινου σκελετού, με μήκος από 34-53 εκατ.. Διακρίνουμε, στο μηριαίο, *δυο άκρα (επιφύσεις)* και *ένα σώμα (διάφυση)*. Το *άνω άκρο του οστού* αποτελείται από την *κεφαλή, τον ανατομικό αυχένα, τους δύο τροχαντήρες* και το *χειρουργικό αυχένα*. Η *κεφαλή* αποτελεί τα 2/3 σφαίρας, στο κέντρο της οποίας υπάρχει κοίλωμα, ο *βόθρος της κεφαλής*, στον οποίο προσφύεται ο στρογγυλός σύνδεσμος. Ο *ανατομικός αυχένας* συνδέει την κεφαλή με το υπόλοιπο μηριαίο οστόν υπό γωνία, περισσότερο αμβλεία στους άνδρες. Οι *τροχαντήρες* είναι δύο, ο *μείζονας* και ο *ελάσσονας*. Ο *μείζονας τροχαντήρας* βρίσκεται πάνω από τον ανατομικό αυχένα και στην εσωτερική του επιφάνεια φέρει τον *τροχαντήριο βόθρο*. Ο *ελάσσονας τροχαντήρας* βρίσκεται κάτω από το μείζονα και προέχει προς τα πίσω.

Από τα χείλη του μείζονα τροχαντήρα (*πρόσθιο και οπίσθιο*) φέρονται προς τα κάτω η *πρόσθια* και η *οπίσθια μεσοτροχαντήρια γραμμή*, εκ των οποίων η μεν *πρόσθια* καταλήγει στο έσω χείλος της τραχείας γραμμής, η δε *οπίσθια* στον ελάσσονα τροχαντήρα.

Ο *χειρουργικός αυχένας* αντιστοιχεί στην *υποτροχαντήρια περιοχή* (κάτω από τον ελάσσονα τροχαντήρα) όπου η επίφυση του μηριαίου εμφανίζει την μικρότερη διάμετρο. Το σώμα του μηριαίου οστού παρουσιάζει τρεις επιφάνειες (*πρόσθια, έσω και έξω*) και τρία χείλη (*έσω, έξω και οπίσθιο*). Το *οπίσθιο χείλος του μηριαίου οστού* ονομάζεται *τραχεία γραμμή*.

Η *τραχεία γραμμή* αποτελείται από δύο χείλη τα οποία στο μέσο του σώματος του οστού πλησιάζουν πολύ μεταξύ τους ενώ προς τα πάνω και προς τα κάτω αποκλίνουν. Προς τα πάνω το μεν *έσω χείλος της* πηγαίνει στην *πρόσθια μεσοτροχαντήρια γραμμή* κάτω από τον ελάσσονα τροχαντήρα, το δε *έξω χείλος φτάνει στην υποτροχαντήρια περιοχή* όπου σχηματίζει το γλουτιαίο τράχυσμα για την πρόσφυση του μεγάλου γλουτιαίου μυ.

Μεταξύ γλουτιαίου τράχυσματος και έσω χείλους τραχείας γραμμής υπάρχει η *κτενιαία γραμμή* όπου καταδύεται ο κτενίτης μυς.

Προς τα κάτω, από την απόκλιση των δύο χειλέων της τραχείας γραμμής σχηματίζεται η *τριγωνική ιγνυακή επιφάνεια*.

Το κάτω άκρο του μηριαίου οστού αποτελείται από τους δύο μηριαίους κόνδυλους οι οποίοι προς τα εμπρός μεν ενώνονται σε μια κοινή επιφάνεια, τη *μηριαία τροχίλια*, προς τα πίσω δε αποκλίνουν μεταξύ τους. Από την απόκλιση αυτή σχηματίζεται η *μεσοκονδύλια εντομή ή βόθρος*, τα πλάγια τοιχώματα της οποίας συνιστούν τη *μεσοκονδύλια επιφάνεια των κονδύλων* (πρόσφυση χιαστού συνδέσμου). Πλάγια των κονδύλων υπάρχουν τα δυο *υπερκονδύλια κυρτώματα* για την έκφυση των σύστοιχων πλάγιων συνδέσμων. Πάνω από το έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα υπάρχει το *φύμα του μεγάλου προσαγωγού* για την κατάφυση του ομώνυμου μυ.



**Εικόνα 1.2.1: Περιγραφή μηριαίου οστού [2].**

### 1.2.2 Μορφολογία και σύσταση του οστού [3]

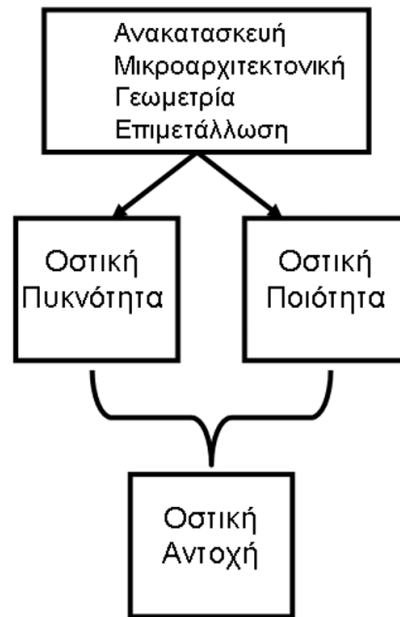
Το οστό είναι από εμβιομηχανικής άποψης ένα σύνθετο υλικό που αποτελείται από διαφορετικούς τύπους ιστών. Η βασική κατασκευή του οστού περιλαμβάνει μια μήτρα, την αποτιτανωμένη θεμέλια ουσία, η οποία ενισχύεται με ίνες κολλαγόνου και για αυτό παρομοιάζεται με το πλεξιγκλάς. Αποτελείται από ανόργανα άλατα (70%), πρωτεΐνες (22%) και νερό (18%). Η οστική ποσότητα και ποιότητα μπορεί να εκτιμηθεί με διάφορες μεθόδους:

1. μέτρηση οστικής μάζας (βάρους στάχτης, QCT, pQCT, DEXA),
2. στατική/δυναμική ιστομορφομετρία,
3. δομική ανάλυση,
4. ιστολογική εξέταση (χαρακτηριστικά επιφύσεων, μυελού και αρθρικού χόνδρου),
5. εμβιομηχανική μελέτη.

Το οστό παρουσιάζει ιεραρχική δομή στην κατασκευή του. Οι μηχανικές ιδιότητες και η συμπεριφορά του καθορίζονται από την ιδιαίτερη δομή του. Το οστό έχει τη μοναδική ιδιότητα να επισκευάζει το ίδιο τις βλάβες που οφείλονται στη συνεχή καταπόνησή του, με τέτοιο τρόπο ώστε να διατηρείται η μηχανική του ακεραιότητα. Η μηχανική αντοχή των οστών τυπικά ελέγχεται σε δύο επίπεδα: α) στο επίπεδο του υλικού και β) στο επίπεδο ολόκληρου του οστού. Στην εμβιομηχανική οι ιδιότητες του οστού ως υλικού διαφέρουν από τις ιδιότητες του οστού ως κατασκευή και θα πρέπει να μελετώνται ξεχωριστά. Η μηχανική αντοχή ενός οστού ως υλικό εξαρτάται από τη μικροσκοπική κατασκευή και τις ιδιότητές του, ενώ η μηχανική αντοχή ως κατασκευή εξαρτάται από το μέγεθος, την κατανομή της μάζας του, τη μακροσκοπική γεωμετρία και την εσωτερική αρχιτεκτονική κατασκευή του, χαρακτηριστικά που διαφέρουν σημαντικά μεταξύ διαφορετικών οστών και μεταξύ διαφορετικών περιοχών του ίδιου οστού (Εικόνα 1.2.2). Η αντοχή του οστού εξαρτάται επομένως από την οστική μάζα και πυκνότητα αλλά και από το μέγεθος του οστού. Οι μηχανικές ιδιότητες του οστού ως υλικό μεταβάλλονται ελάχιστα με την πάροδο της ηλικίας, ενώ οι μεταβολές της αντοχής των οστών οφείλονται κυρίως σε μεταβολές της μακροσκοπικής διαμόρφωσής τους εξαιτίας του φαινομένου της ανακατασκευής.

Το οστό διακρίνεται δομικά και λειτουργικά σε *σπογγώδες* και *φλοιώδες*. Η χημική σύσταση του σπογγώδους και του φλοιώδους ιστού δεν διαφέρει, αλλά η διαφορά τους εντοπίζεται στο μικροσκοπικό επίπεδο, στο οποίο οφείλεται και η διαφορετική μηχανική τους συμπεριφορά (Πίνακας 1.2.1). Το οστό μπορεί να φορτιστεί με διάφορους τρόπους (Εικόνα 1.2.3). Υπάρχουν τρεις βασικοί τύποι φόρτισης του οστού: η θλίψη, ο εφελκυσμός και η διάτμηση. Η θλίψη εφαρμόζεται, όπως και ο εφελκυσμός, κάθετα στην επιφάνεια διατομής του οστού και τείνει να το βραχύνει, ενώ ο εφελκυσμός τείνει να το επιμηκύνει. Κατά τη διάτμηση το ένα τμήμα του οστού τείνει να κινηθεί σε αντίθετη κατεύθυνση από το άλλο. Κατά το λυγισμό η δύναμη ασκεί-

ται κάθετα στον επιμήκη άξονα του οστού με αποτέλεσμα στην κοίλη επιφάνεια να ασκείται δύναμη θλίψης και στην κυρτή δύναμη εφελκυσμού.



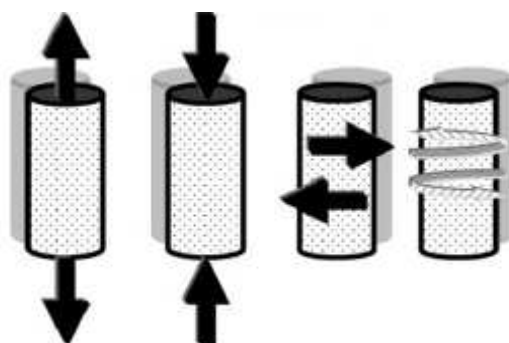
**Εικόνα 1.2.2: Παράγοντες που καθορίζουν την οστική αντοχή.**

Σε πραγματικές συνθήκες το οστό φορτίζεται με συνδυασμό φορτίσεων, κυρίως λυγισμό και στρέψη, που είναι συνδυασμός των παραπάνω φορτίσεων. Το είδος των αναπτυσσόμενων φορτίσεων διαφέρει στα διάφορα οστά εξαιτίας του ασύμμετρου σχήματός τους. Η φόρτιση της μηριαίας κεφαλής οδηγεί σε ανάπτυξη θλιπτικών δυνάμεων στο έσω φλοιό του μηριαίου και εφελκυστικών δυνάμεων στον έξω φλοιό.

Οι διατμητικές δυνάμεις κατανέμονται οριζόντια γύρω από τη διάφυση του οστού για να αντισταθούν στα αναπτυσσόμενα φορτία, ενώ οι δυνάμεις θλίψης και εφελκυσμού δρουν υπό γωνία 45 μοιρών ως προς το οριζόντιο επίπεδο και σε ορθή γωνία μεταξύ τους.

**Πίνακας 1.2.1: Διαφορές στη μικροκατασκευή του σπογγώδους και του φλοιώδους οστού.**

Χαρακτηριστικό	Σπογγώδες Οστό	Φλοιώδες Οστό
Μικροκατασκευή	Πάχος δοκίδων 100-640 $\mu\text{m}$	Διάμετρος οστεόνων 100-300 $\mu\text{m}$
Γραμμές τσιμέντου	Περισσότερες στο σπογγώδες	
Πάχος πεταλιών	1-5 $\mu\text{m}$	1-5 $\mu\text{m}$
	52 $\mu\text{m}$ , 577/ $\text{mm}^2$	30-40 $\mu\text{m}^2$ , 460/ $\text{mm}^2$
Μέγεθος κοιλοτήτων οστεοκυττάρων	294-942/ $\text{mm}^2$	



**Εικόνα 1.2.3: Οι βασικοί τρόποι φόρτισης του οστού. Συνήθως τα οστά φορτίζονται με συνδυασμό των παραπάνω βασικών τρόπων.**

Η αντοχή του οστού επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες όπως:

1. Τον τύπο της φόρτισης. Δυνάμεις εφελκυσμού δημιουργούν εγκάρσια κατάγματα, θλιπτικές δυνάμεις λοξά και στροφικές σπειροειδή.
2. Την κατεύθυνση της φόρτισης. Το οστό είναι ανισότροπο υλικό και επομένως οι ιδιότητές του εξαρτώνται από τον άξονα κατά τον οποίο φορτίζεται. Είναι ισχυρότερο στον επιμήκη άξονά του σε σχέση με τον εγκάρσιο.
3. Το ρυθμό φόρτισης. Μία γρήγορη φόρτιση προκαλεί αύξηση του μέτρου ελαστικότητας και της μέγιστης δύναμης.
4. Την κατάσταση του υλικού. Οι μηχανικές ιδιότητες του υγρού οστού διαφέρουν από αυτές του ξηρού.

Το οστό είναι ταυτόχρονα σκληρό, εξαιτίας της παρουσίας του απατίτη και ανθεκτικό λόγω της παρουσίας των ινών κολλαγόνου. Οι πιο χαρακτηριστικές νάνο-δομές είναι οι ίνες κολλαγόνου, οι οποίες περιβάλλονται από το μέταλλευμα που διεισδύει σ' αυτές. Οι περιοχές σύνδεσης των μακρομορίων επάνω στη δομή των κολλαγόνων δεν είναι ευδιάκριτες ούτε κοινώς γνωστές, αν και διάφορες ανοσοϊστολογικές μελέτες έχουν παρουσιάσει ένα αρχικό μαρκάρισμα μερικών μακρομορίων με μια περιοδική δομή κατά μήκος των μορίων και των ινών κολλαγόνου.

Τα τρία κύρια “οικοδομικά” υλικά του οστού είναι κρύσταλλα, κολλαγόνο και μη-κολλαγόνες οργανικές πρωτεΐνες. Τα κρύσταλλα έχουν κυρίως επίπεδη μορφή σαν πλάκα και όχι σαν λεπτή βελόνα. Επίσης κρυσταλλικές δομές απατίτη με επίπεδη μορφή εμφανίζονται ανάμεσα στις ινώδεις κατασκευές κολλαγόνου και με αυτόν τον τρόπο περιορίζουν την πιθανή αρχική αύξηση των μεταλλικών κρυστάλλων αναγκάζοντας τα κρύσταλλα να έχουν μία ασυνεχή μορφή. Τα μεταλλικά κρύσταλλα αυξάνονται με έναν συγκεκριμένο κρυστάλλινο προσανατολισμό κατά τον οποίο ο z-άξονάς τους είναι κατά προσέγγιση παράλληλος στον επιμήκη άξονα των ινιδίων κολλαγόνου. Τα μέσα μήκη και τα πλάτη των επιπέδων αυτών δομών είναι 50nmx25nm. Το πάχος ενός κρυστάλλου κυμαίνεται μεταξύ 2-3nm. Η μικροκρυσταλλική δομή απατίτη του οστού έχει μικρές αλλά σημαντικές ποσότητες των στοιχείων όπως  $\text{HPO}_4$ , το Na, το Mg, κιτρικό άλας, ανθρακικό άλας, K, και άλλα οι θέσεις των οποίων δεν είναι εντελώς γνωστές.

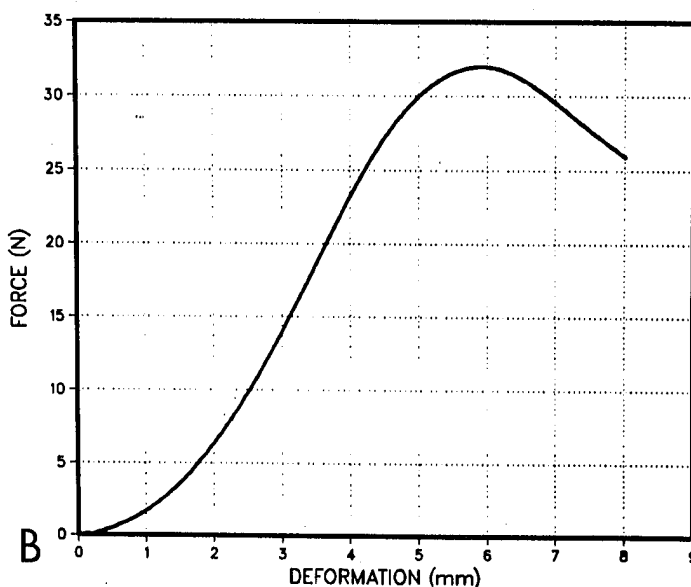
Το αρχικό οργανικό συστατικό της μήτρας είναι κολλαγόνο τύπου I. Τα μόρια κολλαγόνων που εκκρίνονται από τους οστεοβλάστες συναθροίζονται σε ινώδεις κατασκευές με μια συγκεκριμένη τριτογενή δομή που έχει μια περιοδικότητα 67nm και χάσματα ή τρύπες 40nm μεταξύ των άκρων των μορίων. Οι μη-κολλαγόνες οργανικές πρωτεΐνες, συμπεριλαμβανομένων φωσφο-πρωτεϊνών καθώς επίσης και πρωτεογλυκανών μπορούν να λειτουργήσουν για να ρυθμίσουν το μέγεθος, τον προσανατολισμό και την κρυσταλλική συμπεριφορά των μεταλλικών αποθεμάτων. Μέσω της χίλησης του ασβεστίου ή μέσω της ενζυματικής απελευθέρωσης φωσφόρου από αυτές τις πρωτεΐνες, μπορούν να χρησιμεύσουν ως μια δεξαμενή για τα ιόντα ασβεστίου ή φωσφορικού άλατος για τον σχηματισμό μετάλλου. Εντούτοις, πρόσθετες μελέτες απαιτούνται για να καθορίσουν ακριβέστερα τις ενέργειες και τους μηχανισμούς τους.

Το κολλαγόνο συνεισφέρει σημαντικά στην αντοχή του οστού στον εφελκυσμό αλλά όχι στη θλίψη εξαιτίας του υψηλού λόγου μήκους/πάχους που παρουσιάζει με αποτέλεσμα να λυγίζει εύκολα. Το κολλαγόνο παίζει σημαντικό ρόλο στην αντοχή του οστού, επηρεάζοντας τη σκληρότητά του, αλλά έχει μικρή επίδραση στην ακαμψία του. Οι κρύσταλλοι του υδροξυαπατίτη συνεισφέρουν περισσότερο στην αντοχή σε θλίψη. Η μέγιστη τάση που αντέχει το φλοιώδες οστό είναι 200 MPa σε θλίψη, 135 MPa σε εφελκυσμό και 70 MPa σε διάτμηση. Το μέτρο ελαστικότητας κυμαίνεται μεταξύ

4 και 32 GPa, η αντοχή σε κάμψη μεταξύ 50-300 MPa και το έργο που απαιτείται για τη θραύση μεταξύ 200-7000 Jm.

Όταν πραγματοποιείται μηχανικός έλεγχος ενός υλικού, σε οποιαδήποτε μορφή καταπόνησης, καταγράφεται η καμπύλη φορτίου-παραμόρφωσης ή τάσης-επιμήκυνσης. Στο διάγραμμα του Σχήματος 1.2.4 διακρίνουμε τέσσερις διαφορετικές περιοχές:

- α) Την *ουδέτερη ζώνη* στην οποία ο σύνδεσμος επιμηκώνεται ακόμη και υπό την παρουσία σχεδόν μηδενικών δυνάμεων.
- β) Τη *μη γραμμική ζώνη* κατά την οποία η απαιτούμενη δύναμη για να επιμηκυνθεί ο σύνδεσμος ξεκινά να αυξάνεται με την ταυτόχρονη αύξηση της επιμήκυνσης.
- γ) Τη *γραμμική ζώνη* στην οποία η επιμήκυνση είναι ανάλογη της δύναμης που ασκείται στο δοκίμιο.
- δ) Μια τέταρτη ζώνη που εμφανίζεται στην περιοχή όπου ξεκινά η *αστοχία* του συνδέσμου. Στην περίπτωση αυτή η καμπύλη εμφανίζει ένα “σιγμοειδές” σχήμα με το αρχικό τμήμα να έχει τα κοίλα προς τα πάνω, ακολουθούμενο από μία περιοχή ελαττωμένης ακαμψίας και ολοκληρώνεται από μία απότομη πτώση που οδηγεί σε θραύση.

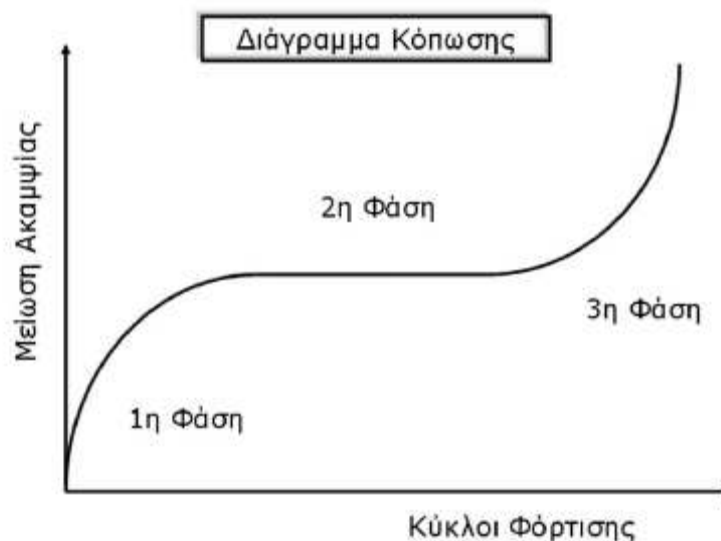


**Σχήμα 1.2.4:** Τυπικό διάγραμμα της καμπύλης δύναμης-επιμήκυνσης που παρουσιάζει τη “σιγμοειδή” μορφή.

Ένα υλικό που έχει τις ίδιες ιδιότητες προς όλες τις κατευθύνσεις αποκαλείται *ισότροπο*. Το οστό παρουσιάζει διαφορετικές ιδιότητες όταν φορτιστεί



σε διαφορετικές κατευθύνσεις, ιδιότητα που το καθιστά *ανισότροπο*. Τα ανισότροπα υλικά που έχουν διαφορετικές ιδιότητες και στους τρεις άξονες καλούνται *ορθότροπα*, ενώ εάν έχουν ίδιες ιδιότητες στους δύο άξονες αποκαλούνται *εγκαρσίως ισότροπα*. Οι οστεόνες είναι εγκαρσίως ισότροπες δομές. Το μέτρο ελαστικότητας και η αντοχή του οστού διαφέρουν ανάλογα με την περιοχή που ελέγχεται και με το είδος της φόρτισης. Το οστό είναι ασθενέστερο όταν υπόκειται σε εφελκυσμό από ότι όταν υπόκειται σε θλίψη. Η επαναλαμβανόμενη φόρτιση του οστού οδηγεί σε πρόκληση βλαβών που δεν αποκαθίστανται και αποκαλείται *κόπωση*. Η καμπύλη κόπωσης του οστού παρουσιάζει τρεις φάσεις (Εικ.1.2.5). Στην πρώτη φάση η απώλεια της ακαμψίας (0-15% του μέγιστου αριθμού κύκλων φόρτισης) είναι γρήγορη εξαιτίας της δημιουργίας ρωγμών. Στη δεύτερη φάση (15-90% του μέγιστου αριθμού κύκλων φόρτισης) η απώλεια ακαμψίας είναι σταθερή, ενώ στην τρίτη φάση (>90% του μέγιστου αριθμού κύκλων φόρτισης) προκαλείται μηχανική αστοχία του οστού. *Όριο κόπωσης* είναι η μέγιστη τάση υπό την οποία ένα υλικό δε θα αστοχήσει όταν υποβληθεί σε απεριόριστους κύκλους φόρτισης, ενώ *αντοχή στην κόπωση* είναι το μέγιστο φορτίο που μπορεί να επιβληθεί σε ένα υλικό προτού υποστεί θραύση. Το οστό έχει τη δυνατότητα αποκατάστασης ρωγμών που δημιουργούνται στο φλοιό σαν αποτέλεσμα φόρτισης. Σύμφωνα με τον Frost εάν διακοπεί η λειτουργία της ανακατασκευής εντός δύο ετών το οστό θα οδηγηθεί σε μηχανική αστοχία λόγω κόπωσης.



**Εικόνα 1.2.5:** Διάγραμμα κόπωσης του οστού σε επαναλαμβανόμενη φόρτιση.

### 1.2.3 Οστική ανακατασκευή και φαινόμενο οστεοπόρωσης

Η διακοπή ενός κύκλου ανακατασκευής σε οποιαδήποτε φάση θα οδηγήσει σε οστική απώλεια. Υπό κανονικές συνθήκες, το νεοπαραχθέν οστό είναι ακριβώς ίσης ποσότητας, ίδιας ποιότητας και ίδιας αρχιτεκτονικής με το παλιό που απορροφήθηκε.

Στην πραγματικότητα αυτό συμβαίνει μόνο σε μη αναπτυσσόμενους νεαρούς ενήλικες. Στους ηλικιωμένους το ποσό αυτού του νέου οστού είναι λιγότερο από αυτό που απορροφήθηκε, με αποτέλεσμα τη βαθμιαία μείωση της οστικής μάζας και την οστεοπόρωση.

Η οστεοπόρωση, αυτή η επίκτητη γενικευμένη σκελετική νόσος των ηλικιωμένων, δεν είναι παρά μια διαταραχή της ανακατασκευής και οφείλεται στο γεγονός ότι οι οστεοβλάστες δεν γεμίζουν πλήρως τις δημιουργηθείσες κοιλότητες από τους οστεοκλάστες. Κατά συνέπεια, κατανόηση της αιτιοπαθογένειας της οστεοπενίας των ηλικιωμένων απαιτεί πληρέστερη γνώση του μηχανισμού οστικής ανακατασκευής (REMODELLING).

Στο φλοιώδες οστό η οστική απορρόφηση ισορροπείται από την οστική παραγωγή. Η μείωση του πάχους του φλοιού οφείλεται σε ενδοοστική απορρόφηση. Στο δοκιδώδες οστό η παραγωγή δεν μπορεί να αντισταθμίσει την οστική απορρόφηση και παρατηρείται λέπτυνση και αραίωση των δοκίδων.

Οστική απώλεια έχουμε όταν οι οστεοκλάστες δημιουργούν κοιλότητες μεγαλύτερες ή βαθύτερες από τις κανονικές, όταν οι οστεοβλάστες αδυνατούν να γεμίσουν τις κανονικές ή όταν συμβαίνουν και τα δύο (σε ασθενείς με οστεοπόρωση υπάρχουν και οι δύο διαταραχές). Η αύξηση της οστικής ανανέωσης από μόνη της π.χ. σε νέα άτομα με υπερθυρεοειδισμό, προκαλεί μικρή οστική απώλεια. Όταν όμως η οστική απορρόφηση υπερβαίνει την οστική παραγωγή, η αύξηση της οστικής ανανέωσης αυξάνει την οστική απώλεια, ενώ η μείωση της οστικής ανανέωσης μειώνει την οστική απώλεια.

Η ανισορροπία μεταξύ οστικής απορρόφησης και οστικής παραγωγής η οποία προκαλείται από αυξημένη οστεοκλαστική δραστηριότητα, όπως συμβαίνει στην περίοδο αμέσως μετά την εμμηνόπαυση, είναι πιο καταστροφική από την άποψη της δομής του οστού, από ότι αυτή που οφείλεται σε μειωμένη οστεοβλαστική δραστηριότητα, όπως συμβαίνει κατά τη φάση της βραδείας οστικής απώλειας λόγω γήρατος. Υπερβολική οστεοκλαστική δραστηριότητα μπορεί να οδηγήσει στη διάτρηση και στην απώλεια ολόκληρων δοκίδων στο δοκιδώδες οστό έτσι ώστε η επακόλουθη φάση της οστικής παραγωγής να εξαλείφεται. Οι οστεοβλάστες δεν έχουν έδαφος για να παράγουν οστεοειδές. Αντίθετα, η μείωση της οστεοβλαστικής δραστηριότητας οδηγεί μόνο σε λέπτυνση των δοκίδων.

## Κεφάλαιο 2

### *ΚΑΜΨΗ*

#### 2.1 Ορισμός καθαρής κάμψης

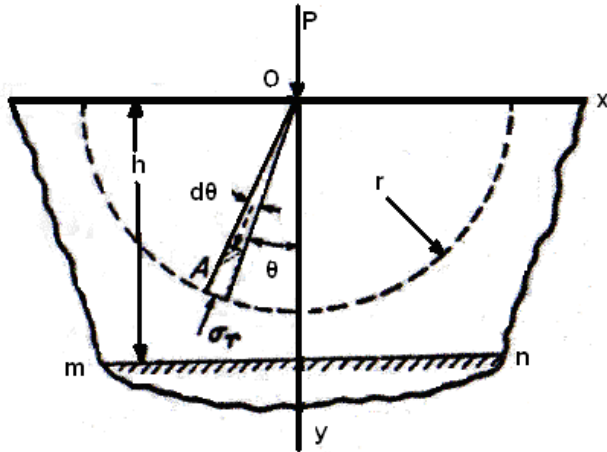
*Καθαρή κάμψη* καλείται η κατάσταση όπου ένα μέλος υπόκειται σε ίσα και αντίθετα ζεύγη ροπών που δρουν στο ίδιο διαμήκες επίπεδο. Εάν δεν υπάρχει μόνιμη παραμόρφωση εφαρμόζεται ο νόμος του Hooke για μονοαξονική τάση.  $\sigma = E\varepsilon$ , όπου  $E$  είναι το μέτρο ελαστικότητας του υλικού. Για ένα μέλος που υπόκειται σε *καθαρή κάμψη* γνωρίζουμε ότι όσο οι τάσεις παραμένουν στην ελαστική περιοχή, ο ουδέτερος άξονας περνά από το κέντρο βάρους της διατομής. Στην καθαρή κάμψη η μέγιστη απόλυτη τιμή της τάσης υπολογίζεται από τον τύπο  $\sigma = Mc/I$  που ονομάζεται *τύπος ελαστικής κάμψης*. Ο λόγος  $I/c$  εξαρτάται μόνο από τη γεωμετρία της εγκάρσιας διατομής. Αυτός ο λόγος καλείται *ελαστική ροπή αντίστασης* και συμβολίζεται με  $S$ .

#### 2.2 Ορισμός της κάμψης τριών σημείων

Στην παρούσα μελέτη θα χρησιμοποιήσουμε *κάμψη τριών σημείων* που είναι τελείως διαφορετική από την *καθαρή κάμψη*. Στην *κάμψη τριών σημείων* έχουμε μια δύναμη  $P$  να δρα στο μέσο μιας πλάκας και κάθετα στο διαμήκη άξονα. Η κατανομή της τάσης σ' αυτή την περίπτωση είναι απλή ακτινική. Ένα στοιχείο σαν κι αυτό που φαίνεται στο σημείο  $A$  υφίσταται μια απλή θλίψη σε ακτινική κατεύθυνση και η τάση είναι

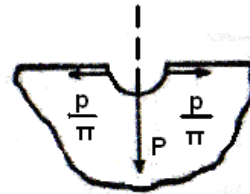
$$\sigma_r = -k \frac{P \cos \theta}{br} \quad (\alpha)$$

όπου  $r$  είναι η ακτινική απόσταση από το σημείο της εφαρμογής του φορτίου και  $b$  είναι το πάχος της πλάκας. Ο συντελεστής  $k$  είναι καθοριστικός για την κατανομή της τάσης  $\sigma_r$  κατά μήκος του ημικυκλίου που φαίνεται στο σχήμα 2.2.1 με διακεκομμένη γραμμή.



(α)

Σχ. 2.2.1



(β)

Γι' αυτό το λόγο

$$-2b \int_0^{\pi/2} \sigma_r \cos \theta r d\theta = P.$$

Αντικαθιστώντας όπου  $\sigma_r$  την έκφραση της σχέσης α παρατηρούμε

$$k = \frac{2}{\pi}$$

και η εξίσωση (α) γίνεται

$$\sigma_r = -\frac{2P}{\pi} \cdot \frac{\cos \theta}{br} \quad (1)$$

Εάν αναλογιστούμε ένα οριζόντιο επίπεδο (mn) σε απόσταση h από την άκρη της πλάκας, σχήμα 2.2.1, η ορθή τάση που ενεργεί σ' αυτό είναι

$$\sigma_y = \sigma_r \cos^2 \theta = -\frac{2P}{\pi} \cdot \frac{\cos^3 \theta}{br} = -\frac{2P}{\pi} \cdot \frac{\cos^4 \theta}{bh} \quad (2)$$

Φαίνεται ότι η τάση μειώνεται απότομα καθώς η γωνία  $\theta$  αυξάνει ενώ αυξάνεται με τη μείωση της απόστασης h. Γνωρίζοντας ότι οι τάσεις αναπτύσσονται από την εφαρμογή ενός φορτίου P, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο της επαλληλίας είναι εφικτή η μελέτη περιπτώσεων όπου εφαρμόζονται περισσότερα φορτία.

Εάν μια συγκεντρωμένη δύναμη δρα στο μέσο μια ορθογώνιας δοκού με ύψος h, οι μέγιστες τάσεις που υπολογίζονται από την εξίσωση (2) οφείλονται στην κάμψη της δοκού και η κατανομή της τάσης γίνεται περίπλοκη

κοντά στο σημείο του φορτίου εφαρμογής. Αυτή η ιδιομορφία στην κατανομή της τάσης οφείλεται στο συγκεντρωμένο φορτίο και εντοπίζεται μόνο στην περιοχή πέριξ αυτού.

Υπολογίζοντας τη συνισταμένη των οριζόντιων συνιστωσών των ακτινικών τάσεων  $b\sigma_r d\theta$  για κάθε μισό της διακεκομμένης γραμμής του ημικυκλίου στο σχήμα 2.2.1(α), μπορεί να δειχθεί ότι η συγκεντρωμένη δύναμη  $P$  παράγει μια δράση ενσφήνωσης που αναπαριστάται στο σχήμα 2.2.1(β) από τις δύο ίσες και αντίθετες δυνάμεις μεγέθους  $P/\pi$ . Στην περίπτωση της δοκού ύψους  $h$  και πάχους  $b$ , αυτές οι δυνάμεις ενεργούν σε απόσταση  $h/2$  από τον άξονα της δοκού, παράγοντας στο μέσο του δείγματος όχι μόνο εφελκυστικές τάσεις που δίνονται από την σχέση

$$\sigma'_x = \frac{P}{\pi hb} \quad (\text{b})$$

αλλά ακόμα καμπτικές τάσεις που δίνονται από την έκφραση

$$\sigma''_x = -\frac{Ph}{2\pi} \cdot \frac{y}{I_x} \quad (\text{c})$$

στην οποία  $Ph/2\pi$  είναι η ροπή κάμψης που παράγεται από τις οριζόντιες δυνάμεις  $P/\pi$ ,  $y$  είναι η απόσταση από τον άξονα της δοκού, παίρνοντας τα θετικά προς τα κάτω και  $I_x = bh^3/12$  είναι η ροπή αδράνειας του δείγματος.

Η επαλληλία των τάσεων των εξισώσεων (b) και (c) επί τις καμπτικές τάσεις που δίνονται από το συνηθισμένο τύπο της δοκού, δίνει την εφελκυστική τάση στην πιο απόμακρη ίνα της δοκού στο φορτισμένο δείγμα είναι

$$(\sigma_x)_{y=\frac{h}{2}} = \frac{Pl}{4} \frac{6}{bh^2} + \frac{P}{\pi bh} - \frac{3P}{\pi bh} = \frac{Pl}{4} \cdot \frac{6}{bh^2} \left(1 - \frac{4}{3\pi} \frac{h}{l}\right) \quad (\text{d})$$

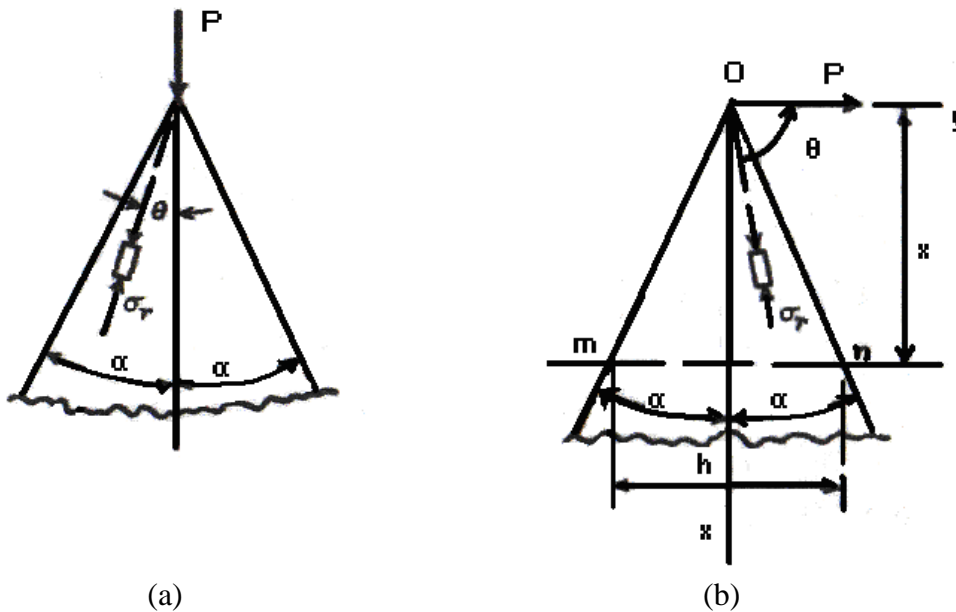
Ο δεύτερος όρος στην παρένθεση αποτελεί την τάση που παράχθηκε από την δράση ενσφήνωσης του φορτίου  $P$ . Έχει φανεί ότι στην περίπτωση των κοντών δοκών αυτή η τάση είναι το υπολογίσιμο μέγεθος. Η εξίσωση (d) προέκυψε για μια στενή δοκό ορθογωνικής διατομής, αλλά μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για δοκούς διατομής  $I$ . Υποθέτοντας ότι η τοπική δράση του φορτίου  $P$  θα αναληφθεί ολότελα από τον κορμό της δοκού, παρατηρούνται ξανά οι δυνάμεις ενσφήνωσης  $P/\pi$  και οι αντίστοιχες τάσεις θα είναι

$$\sigma'_x = \frac{P}{\pi A}, \quad \sigma''_x = -\frac{Ph}{2\pi} \cdot \frac{y}{I_x}$$

όπου  $A$  και  $I_x$  είναι το εμβαδό και η ροπή αδράνειας του αντιπροσωπευτικού δείγματος της δοκού. Η επαλληλία των τάσεων αυτών οδηγεί στη μέγιστη εφελκυστική τάση

$$(\sigma_x)_{y=\frac{h}{2}} = \left( \frac{Pl}{4} - \frac{Ph}{2\pi} \right) \frac{h}{2I_x} + \frac{P}{\pi A} \quad (e)$$

Αυτή η τάση είναι σε ικανοποιητική συμφωνία με τα πειραματικά δεδομένα. Για να ερευνήσουμε τις τοπικές τάσεις στα στηρίγματα της δοκού ενός στενού ορθογώνιου τμήματος μπορούμε να αξιοποιήσουμε τις γνωστές λύσεις για τις δύο περιπτώσεις μιας φορτισμένης σφήνας όπως φαίνεται στο σχήμα 2.2.2. Σ' αυτές τις περιπτώσεις έχουμε ξανά απλή ακτινική κατανομή τάσης και μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τον τύπο (α) για την ακτινική θλιπτική τάση.



Σχ. 2.2.2: Δύο περιπτώσεις μιας φορτισμένης σφήνας. (α): Θλίψη σφήνας.  
(β): Κάμψη σφήνας.

Η σταθερά  $k$ , για την περίπτωση της θλίψης της σφήνας, σχήμα 2.2.2 (α), θα βρεθεί από την εξίσωση

$$2b \int_0^a \sigma_r \cos \theta d\theta = 2 \int_0^a kP \cos^2 \theta d\theta = kP \left( a + \frac{\sin 2a}{2} \right) = P,$$

$$\text{απ' όπου } k = \frac{1}{\left(a + \frac{\sin 2a}{2}\right)}$$

Κατόπιν παρατηρούμε από την εξίσωση (α) την τάση

$$\sigma_r = -\frac{P \cos \theta}{br \left(a + \frac{\sin 2a}{2}\right)} \quad (3)$$

Στην περίπτωση της κάμψης της σφήνας σχήμα 2.2.2(b) η γωνία  $\theta$  πάλι μετριέται από την απόσταση της δύναμης  $P$ , και η εξίσωση της στατικής γίνεται

$$b \int_{\pi/2-a}^{\pi/2+a} \sigma_r \cos \theta r d\theta = -P$$

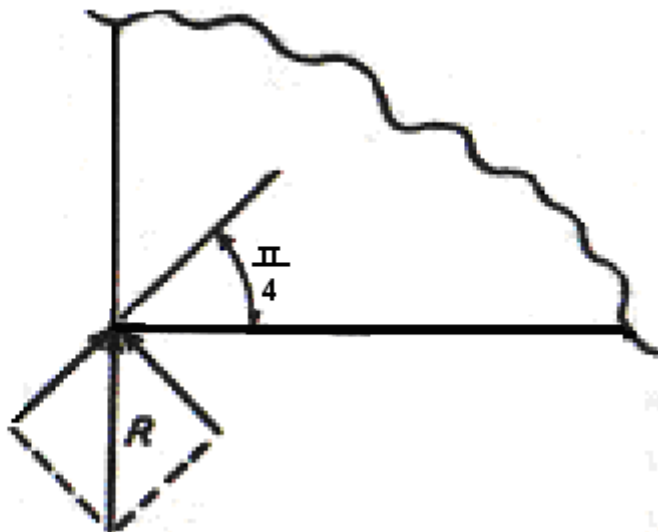
απ' όπου

$$k = \frac{1}{a - \frac{\sin 2a}{2}}$$

Μετά λαμβάνουμε για την ακτινική θλιπτική τάση τον τύπο

$$\sigma_r = -\frac{P \cos \theta}{br \left(a - \frac{\sin 2a}{2}\right)} \quad (4)$$

Έχει παρατηρηθεί ότι αν το  $\theta$  είναι μεγαλύτερο από  $\pi/2$  η ακτινική τάση γίνεται θετική, ή εφελκυστική. Συνδυάζοντας τις δυο λύσεις των εξισώσεων (3) και (4), η ακτινική κατανομή τάσης μιας ορθογώνιας δοκού, σχήμα 2.2.3, μπορεί να ληφθεί.



Σχ.2.2.3: Ακτινική κατανομή τάσης μιας ορθογώνιας δοκού.

### 2.3 Μελέτες που έχουν γίνει για την κάμψη σε μηριαίο οστό

Η μηχανική λειτουργία του οστού είναι υπέρτατης σημασίας για την ποιότητα της ζωής που ζούμε, καθώς τα κατάγματα είναι επώδυνα γεγονότα. Η ευστάθεια της κατασκευής του οστού, η ιεραρχική δομή του και η φυσικοχημική σύστασή του επηρεάζουν την ικανότητά του να αντέχει τα φορτία στα οποία υποβάλλεται καθημερινά, τα οποία είναι είτε σταθερά είτε επαναλαμβανόμενα.

Κάποια κατάγματα που είναι ορατά με γυμνό μάτι δημιουργούνται στο οστό όταν αυτό υποβάλλεται σε φορτίσεις μεγαλύτερες από τα αποδεκτά επίπεδα (όσον αφορά την τάση ή την φθορά). Τα φορτία αυτά μπορεί να διαιωνίζονται ή να επαναλαμβάνονται και έτσι εμφανίζεται το φαινόμενο της κόπωσης. Άλλα κατάγματα μπορεί να προκληθούν από δομικές ανωμαλίες του οστού που οφείλονται σε κάποια ασθένεια του οργανισμού, λόγω γήρανσης, χειρουργικής παρέμβασης, φαρμακευτικής αγωγής, κακής διατροφής, έλλειψη άσκησης, κ.ο.κ. Σε όλες τις προηγούμενες περιπτώσεις επικαλούμαστε είτε το υλικό είτε αρχές της μηχανικής για να επεξηγήσουμε τις επιδράσεις της υπερφόρτωσης ή τις σχέσεις δομής/λειτουργίας για να καταπιαστούμε με τις επιπτώσεις της ουσιώδους και διαρθρωτικής δομής του ιστού.

Κατά καιρούς έχουν γίνει πολλές μελέτες όσον αφορά την σχέση του οστού με την θραύση (κάταγμα), τόσο για τους λόγους ύπαρξής της, όσο και για τον τρόπο δημιουργίας αυτής. Στον κλάδο της εμβιομηχανικής για την



μελέτη της θραύσης στο οστό έχουν διεξαχθεί πειράματα *in vivo*, και πειράματα με τη χρήση υπολογιστικών μοντέλων. Τα αποτελέσματα αυτών εξηγήθηκαν με μαθηματικές σχέσεις και σχέσεις μηχανικής γνωστές από την μηχανική των θραύσεων. Οι μελέτες που έχουν γίνει περιλαμβάνουν ένα ευρύ φάσμα οστών από όλο το ανθρώπινο σώμα. Το οστό εξετάζεται τόσο για την μικροδομή του και την κατασκευαστική του μορφή όσο και για την αντοχή του σε ποικίλα φορτία που αυτό μπορεί να δεχθεί.

Επειδή έχουν γίνει διάφορες μελέτες για την λειτουργία και την αστοχία σε οστά, ύστερα από μελέτη για την τριών σημείων κάμψη σε μηριαίο οστό, θα κάνω κάποιες αναφορές σε αυτές που έχουν δημοσιευθεί από το παρελθόν έως σήμερα. Στις αναφορές επικεντρώθηκα κυρίως στο σκοπό για τον οποίο έγιναν, στα αποτελέσματα που προέκυψαν, καθώς και στην μέθοδο που χρησιμοποιήθηκε. Δεν θα αναφερθώ στις πρώτες μελέτες που έγιναν για την εξέταση του μηριαίου οστού αλλά θα προσπαθήσω να δώσω μια γενικότερη εικόνα για τις μελέτες που πραγματοποιήθηκαν για αυτό, ξεκινώντας από την δεκαετία του '80.

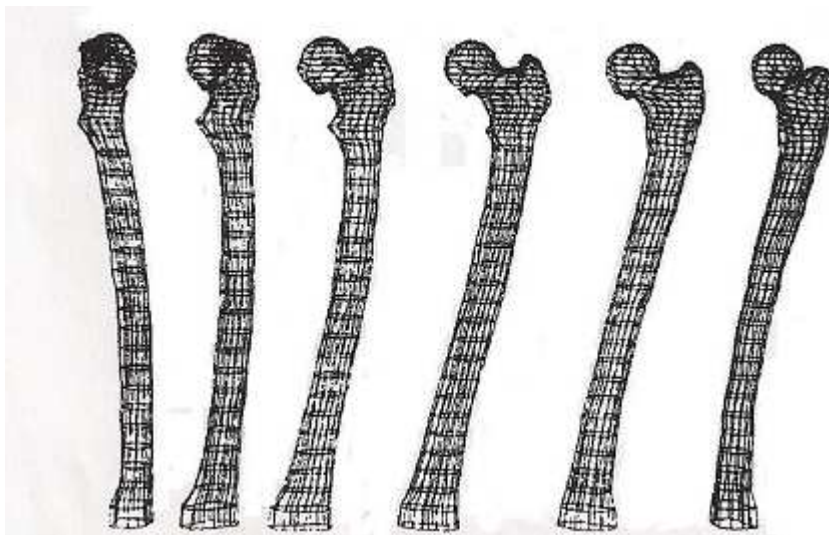
Πιο συγκεκριμένα το 1982 έγινε μια μελέτη από τους A. Rohlmann, U. Mossner, G. Bergmann και R. Kolbel με σκοπό την πειραματική μελέτη της τάσης που αναπτύσσεται σε μηριαίο οστό [5]. Για την μελέτη αυτή χρησιμοποιήθηκε ανάλυση με ένα τρισδιάστατο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων.

Η μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε περιελάμβανε δυο μηριαία οστά ενός ατόμου όπου εμβαπτίστηκαν σε κατάλληλο διάλυμα και στη συνέχεια πάρθηκαν ακτινογραφίες. Συγκριτικές μετρήσεις έδειξαν πλήρη συμμετρία των δύο οστών. Το δεξιό μηριαίο οστό χρησιμοποιήθηκε για πειραματικές μελέτες καθώς το αριστερό χρησιμοποιήθηκε για να παρέχει στοιχεία για το μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων. Το αριστερό μηριαίο οστό ενσωματώθηκε εντελώς σε εποξική κόλλα και χωρίστηκε σε 38 κομμάτια με παράλληλες πλευρές. Τα κομμάτια είχαν ύψος 14 mm στη περιοχή διάφυσης, 9 mm στο επίπεδο του ελάσσονα τροχαντήρα και 4 mm στον μείζονα. Πάρθηκαν ακτινογραφίες κάθε κομματιού, μαζί με βαθμίδες από αλουμινένια σφήνα. Μια φωτογραφική μέθοδος επέτρεψε την σύγκριση της πυκνότητας του οστού σε διαφορετικές περιοχές με τις γκρι αποχρώσεις των βαθμίδων της αλουμινένιας σφήνας. Δέκα διαφορετικά μέτρα ελαστικότητας αποδόθηκαν σε αυτές τις περιοχές βασισμένα στα δικά τους επίπεδα πυκνότητας. Τα νούμερα για τα μέτρα ελαστικότητας για το πορώδες οστό κυμαίνεται μεταξύ 30 και 2000 N/mm<sup>2</sup>. Για περιοχή με υψηλή πυκνότητα, έγινε η υπόθεση ότι το μέτρο ελαστικότητας είναι 1800 N/mm<sup>2</sup> και για περιοχή με χαμηλή πυκνότητα η υπόθεση ότι είναι 40 N/mm<sup>2</sup>. Για τις ενδιάμεσες τιμές έγινε η υπόθεση μιας εξίσωσης δευτέρου βαθμού μεταξύ του μέτρου ελαστικότητας και των ακτινογραφιών πυκνότητας.

Ένα κυλινδρικό δοκίμιο κομμένο κατά τον άξονα του φλοιώδους οστού χρησιμοποιήθηκε για να προσδιοριστούν οι ιδιότητές του σε μια μηχανή δοκιμής υλικού. Το μέτρο ελαστικότητας του φλοιώδους οστού προσδιορί-

στηκε να είναι  $18000 \text{ N/mm}^2$  και ο λόγος Poisson επιλέχθηκε ίσος με 0,33. Προηγούμενη μελέτη είχε δείξει ότι η απόκλιση αυτής της παραμέτρου σε λογικές κλίμακες έχει ασήμαντες συνέπειες στα αποτελέσματα.

Οι κομμένες πλευρές των κομματιών και οι περιοχές ίσης ακτινογραφημένης πυκνότητας χρησιμοποιήθηκαν ως δείγματα για την δημιουργία των πεπερασμένων στοιχείων. Το αριθμητικό μοντέλο συγκροτήθηκε από πλήθος 1950 στοιχείων. Χρησιμοποιήθηκαν επίσης εξαεδρικά ισοπαραμετρικά στοιχεία με γραμμική συνάρτηση μετατόπισης και 8-κομβικά σημεία. Το μοντέλο είχε 2532 κομβικά σημεία και 7188 βαθμούς ελευθερίας, π.χ. το καθένα μεταβλητό κομβικό σημείο είχε τρεις βαθμούς ελευθερίας. Η εικόνα 2.2.1 δείχνει τις όψεις της εξωτερικής τελικής στοιχειοθέτησης περιστρεφόμενο κατά  $30^\circ$ . Οι υπολογισμοί εκτελέστηκαν σε ένα υπολογιστή CYBER 175. Χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων SAP 2. Κάθε εκτέλεση χρειάστηκε γύρω στα 20 λεπτά όταν χρησιμοποιούνταν τρία βήματα ολοκλήρωσης και πάνω από 60 λεπτά για τέσσερα βήματα. Το είδος του συντελεστή δεν επηρέασε σημαντικά τα αποτελέσματα. Επομένως για αυτή την έρευνα επιλέχθηκαν τα τρία βήματα.



**Εικόνα 2.2.1: Εξωτερικός κάναβος πεπερασμένων στοιχείων περιστρεφόμενος με βήμα  $30^\circ$ .**

Το πραγματικό οστό έχει ανισότροπη συμπεριφορά. Προηγούμενες έρευνες με διδιάστατο μοντέλο έδειξαν ότι η κατανομή των τάσεων στο οστό επηρεάζεται ελαφρώς όταν θεωρείται ανισότροπο, εφόσον οι φορτίσεις επιβάλλονται κάθετα σε αυτό. Η ακριβής συμπεριφορά του υλικού ποικίλλει

μεμονωμένα και τοπικά, και μεγάλη προσπάθεια θα χρειαζόταν για τον προσδιορισμό της. Επιπλέον, ο χρόνος που χρειάζεται για να δημιουργηθεί το μαθηματικό μοντέλο και να εκτελεστούν οι υπολογισμοί θα αυξηθεί επομένως η υπόθεση του ανισότροπου υλικού μοιάζει να μην είναι βολική.

Υπολογίστηκαν οι εκτροπές των κομβικών σημείων, κάθετες, διατμητικές, κύριες και θλιπτικές τάσεις για τα κέντρα του στοιχείου και τα κέντρα από επιλεγμένες πλευρές στοιχείου.

Όσον αφορά την μελέτη που έγινε για τις μετρήσεις του μεγέθους της παραμόρφωσης, χρησιμοποιήθηκε το δεξιό μηριαίο οστό. Ο κόνδυλος του δεξιού μηριαίου οστού τοποθετήθηκε σε αλουμινένια θήκη με εποξική κόλλα. Για τα πειράματα καθώς και για τους υπολογισμούς, ο προσανατολισμός του οστού σε όλα τα επίπεδα ήταν ίδιος και είχε την διεύθυνση που έχει μέσα στο ανθρώπινο σώμα όταν αυτό στέκεται σε όρθια στάση. Στην επιφάνεια του οστού εφαρμόστηκε ροζέτα για τον προσδιορισμό 34 παραμορφώσεων. Κατά το μήκος του άξονα του μηριαίου οστού τοποθετήθηκε ροζέτα μεγεθών παραμόρφωσης 10 επιπέδων, ένα προσθίως, ένα μεσαία-οπίσθια, και ένα πλευρικά- οπίσθια.

Οι μετρήσεις της παραμόρφωσης καταγράφηκαν σε ένα πολυκαναλικό σύστημα μετρήσεων μαζί με ένα ζεύγος υπολογιστών. Μετά την βαθμονόμηση όλων των καναλιών, οι καταγραφές έγιναν με ένα δειγματοληπτικό ρυθμό 50 σημείων/δευτερόλεπτο. Για κάθε ρυθμό φόρτισης, γινόταν λήψη 5 μετρήσεων και τα δεδομένα υπολογίστηκαν κατά μέσο όρο για καλύτερη ακρίβεια. Για τις μετρούμενες παραμορφώσεις στις τρεις διευθύνσεις οι κύριες τάσεις υπολογίστηκαν για κάθε σημείο.

Τα αναλυτικά αποτελέσματα που προέκυψαν από αυτή την μελέτη έδειξαν ότι η φόρτιση στην μηριαία κεφαλή με ένα φορτίο  $F$ , παράλληλο στον διαμήκη άξονα του μηριαίου οστού, προκαλεί μια κατανομή τάσεων παρόμοια με αυτή που προκύπτει όταν το μηριαίο οστό φορτίζεται στην όρθια στάση σώματος κατά την διάρκεια της βάρδισης χωρίς την εφελκυστική συγκεντρωμένη δύναμη  $T$ . Φορτίζοντας το μηριαίο οστό κάθετα, όπως όταν το ανθρώπινο σώμα έχει την όρθια στάση, προκαλείται μια μορφή τάσης παρόμοια με αυτή κατά την διάρκεια βάρδισης με εφελκυστική συγκεντρωμένη δύναμη  $T$ .

Οι τάσεις που δημιουργούνται γύρω από το σύνδεσμο του εμφυτεύματος ισχίου έχουν μεγαλύτερη κλινική σημασία απ' ότι περιγράφεται από την μηχανική κατάσταση ενός υγιούς κανονικού οστού. Η φυσιολογική κατάσταση είναι σημαντική ωστόσο για την αποτίμηση της ποιότητας και των τάσεων που αναπτύσσονται μετά την εμφύτευση δηλ. αν το οστό μπορεί να την δεχθεί χωρίς να την απορροφήσει. Όπως έγινε στην παρούσα μελέτη, η συμπεριφορά του σύνθετου εμφυτεύματος οστού μπορεί να ερευνηθεί με την χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων.

Λίγο αργότερα το 1986 οι M.Martens, R. Van Audekercke, P.De Meester και ο J.C. Mulier πραγματοποίησαν μια μελέτη που αφορούσε την μηχανική

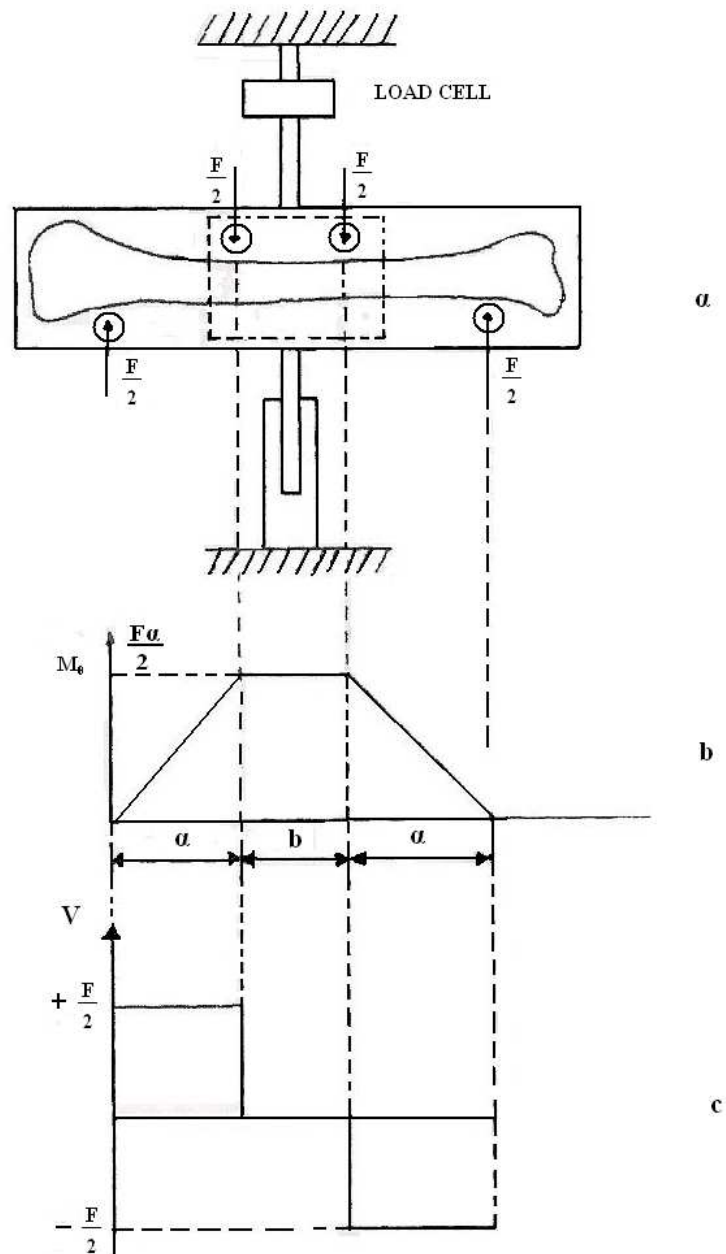
συμπεριφορά των μηριαίων οστών σε κάμψη τεσσάρων σημείων [6]. Πιο συγκεκριμένα έγινε κάμψη τεσσάρων σημείων σε ολόκληρα ανθρώπινα μηριαία οστά για να μελετηθούν οι υλικές και γεωμετρικές ιδιότητές τους κατά τις δοκιμές σε αυτά. Τα μηριαία οστά που χρησιμοποιήθηκαν συνολικά ήταν 33, τα 26 προέρχονταν από άντρες και τα 7 από γυναίκες. Τα μηριαία οστά πάρθηκαν κατά ζεύγη από νωπά πτώματα και αποθηκεύτηκαν σε ψυγείο στους  $-20^{\circ}\text{C}$  πριν την δοκιμή. Δεν χρησιμοποιήθηκαν οστά από άτομα που είχαν οστεοπόρωση ή τα οστά τους είχαν κάποιες παθολογικές τοπικές αλλαγές στην κατασκευή τους. Ένα οστό από κάθε ζεύγος υποβλήθηκε σε κάμψη τεσσάρων σημείων ως αναφορά ενώ 15 από τα εναπομείναντα υποβλήθηκαν σε δοκιμές εφελκυσμού και θλίψης για τον προσδιορισμό των ιδιοτήτων του υλικού. Τα 33 συνολικά δοκίμια που χρησιμοποιήθηκαν στις δοκιμές κάμψης είχαν μέση ηλικία 64 χρόνων και οι ηλικίες κυμαίνονταν από 47 έως 83.

Η κάμψη τεσσάρων σημείων που εφαρμόστηκε στα ανθρώπινα μηριαία οστά έγινε με ρυθμό φόρτισης μικρότερο από 200ms. Μια διαγραμματική παρουσίαση της κατανομής του φορτίου φαίνεται στην Εικ.2.2.2.

Αυτός ο τύπος φόρτισης υποβάλλει τον άξονα του οστού στην περιοχή μεταξύ των εσωτερικών σημείων της κάμψης μιας δοκού σε σχήμα T σε μια καθαρή και σταθερή ροπή κάμψης δεδομένου ότι οι περιοχές μεταξύ των εσωτερικών και εξωτερικών σημείων της διαμόρφωσης της φόρτισης τεσσάρων σημείων υποβάλλονται σε ένα συνδυασμό της αλλαγής της ροπής κάμψης και της σταθερής διατμητικής δύναμης. Προκειμένου να επιβεβαιωθεί ένα κάταγμα της δομής του οστού που βρίσκεται στην περιοχή μεταξύ των εσωτερικών σημείων της καμπτόμενης δοκού μορφής T, όπου οι τάσεις στο οστό προκαλούνται από καθαρή καμπτική ροπή, η απόσταση μεταξύ των εσωτερικών σημείων επρόκειτο να διατηρηθεί μικρή. Έτσι η απόσταση προσαρμόστηκε για κάθε οστό στο ένα δέκατο του μήκους του δοκιμίου ενώ η απόσταση μεταξύ των εξωτερικών σημείων ( $L'=2a+b$ ) επιλέχτηκε σε 60% του μήκους του δοκιμίου.

Οι καμπύλες της δύναμης-παραμόρφωσης εμφανίζονται σε ένα παλμογράφο αποθήκευσης. Η αναλογική μαγνητική ταινία εγγραφής αποθηκεύει την δύναμη (F) και την παραμόρφωση (s) ως συνάρτηση του χρόνου. Αυτά τα δεδομένα έχουν αιχμαλωτιστεί μέσω μιας παροδικής ψηφιακής εγγραφής και η διατρητική μηχανή παραγωγής ταινίας επιτρέπει περαιτέρω επεξεργασία στον υπολογιστή. Η παραμόρφωση (s) δίνεται από την κάθετη μετατόπιση του εσωτερικού ζυγού σε σχέση με τα εξωτερικά σημεία υποστήριξης του πλαισίου.

Το μέγιστο φορτίο ( $F_{\max}$ ) και η μέγιστη εκτροπή ( $S_{\max}$ ) απευθείας παρατηρούνται από τις καμπύλες δύναμης-παραμόρφωσης. Η μέγιστη ροπή κάμψης ( $M_{\max}$ ) δίνεται από τον τύπο  $F_{\max}a/2$  όπου  $F_{\max}$  το μέγιστο φορτίο και  $a$  η απόσταση μεταξύ του σημείου επιβολής του φορτίου και της κοντινότερης σ' αυτό στήριξης του πλαισίου φόρτισης (Εικ.2.2.2).



**Εικόνα 2.2.2: Διαγραμματική παρουσίαση για την κάμψη τεσσάρων σημείων και αποτελέσματα δυνάμεων και ροπών στις διαφορετικές περιοχές.**

Η ενέργεια παραμόρφωσης της δομής του οστού δίνεται από την περιοχή που βρίσκεται κάτω από το διάγραμμα της δύναμης-παραμόρφωσης. Το  $F/s$  είναι η κλίση της πειραματικής καμπύλης δύναμης-μετατόπισης στην ελαστική περιοχή.

Το  $\delta = S_{\max} / L'$  είναι η μέγιστη εκτροπή ανά μονάδα μήκους ( $L'$  είναι η απόσταση μεταξύ των εξωτερικών σημείων στήριξης στην κάμψη jig).

Οι αδρανειακές ιδιότητες (κύριες ροπές αδράνειας και κύριοι άξονες) της εγκάρσιας τομής κατά μήκος του οστού προσδιορίστηκαν από τα κομμάτια οστού που πριονίστηκαν με εγκάρσια τομή σε διαστήματα των 2 cm κατά μήκος του μακρού άξονα για την περιοχή που βρίσκεται μεταξύ και των δύο εξωτερικών σημείων του πλαισίου κάμψης. Οι ακτίνες X λήφθηκαν αποφεύγοντας τις επιδράσεις της μεγέθυνσης. Μετά από την ψηφιοποίηση των συνεχόμενων περιοχών εγκάρσιας τομής τα παραπάνω που αναφέρονται για τα γεωμετρικά μεγέθη λήφθηκαν από ένα συγκεκριμένο πρόγραμμα υπολογιστή.

Πραγματοποιήθηκε μια μακροσκοπική αξιολόγηση της ληφθείσας θραύσης και μια έρευνα ηλεκτρικής μικροσκοπικής σάρωσης της περιοχής του οστού. Κάποια επιλεγμένα κομμάτια του οστού πριονίστηκαν στην θέση του κατάγματος και μετέπειτα ελαττώθηκαν. Μετά από στέγνωμα σε δωμάτιο αερίου, η επιφάνεια της θραύσης (κατάγματος) ή μια επιφάνεια κοπής κοντά στην επιφάνεια θραύσης βομβαρδίστηκε με σωματίδια χρυσού στρώματος.

Η μελέτη S.E.M. της επιφάνειας έχει διεξαχθεί επάνω σε στέρεο ηλεκτρονικό μικροσκόπιο ανίχνευσης του Cambridge. Τα δείγματα εκφορτιζόμενου οστού προετοιμάστηκαν επίσης και εξετάστηκαν σαν δείγματα ελέγχου.

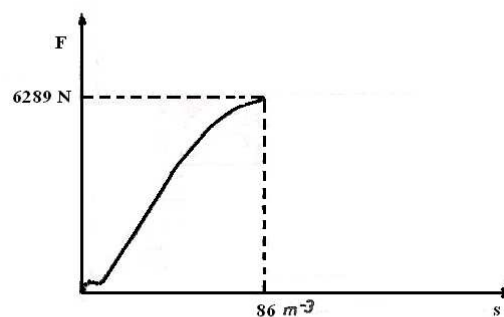
Μετά το πέρας της πειραματικής διαδικασίας προέκυψαν κάποια αποτελέσματα και λήφθηκαν κάποια σημαντικά συμπεράσματα που παρουσιάζονται παρακάτω. Η πλειοψηφία της δομής των οστών (28/33) αστόχησε στο μεσαίο τμήμα του οστού όταν φορτίστηκε με καθαρή κάμψη παρόλο ότι 5/33 έσπασαν στο απομακρυσμένο τρίτο τμήμα τους. Οι τάσεις που έχουν προκληθεί σε αυτή την περιοχή είναι το αποτέλεσμα μιας αλλαγής της ροπής κάμψης και της σταθερής διατμητικής δύναμης (Εικ. 2.2.2). Στον πίνακα 2.2.1 παρουσιάζεται η μέση τιμή και η σταθερή απόκλιση για μερικές μηχανικές και γεωμετρικές ιδιότητες των δειγμάτων μηριαίου οστού που έχουν ομαδοποιηθεί σύμφωνα με τον τρόπο αστοχίας. Οι διαφορές του μέγιστου φορτίου κάμψης, της μέγιστης ροπής κάμψης, της ενέργειας και της μέγιστης εκτροπής ανά μονάδα μήκους για τις δύο ομάδες είναι στατιστικά σημαντικές σύμφωνα με τις δοκιμές του Mann-Whitney.

Οι καμπύλες του φορτίου-παραμόρφωσης παρουσιάζουν ένα μη γραμμικό τμήμα πριν την αστοχία (Σχήμα 2.2.3α) για την δομή του οστού που αστοχεί στη μέση. Το τμήμα αυτό απουσιάζει από τα διαγράμματα που αναφέρονται στα μηριαία οστά που σπάνε στο απομακρυσμένο τρίτο μέρος τους (Σχήμα 2.2.3β).

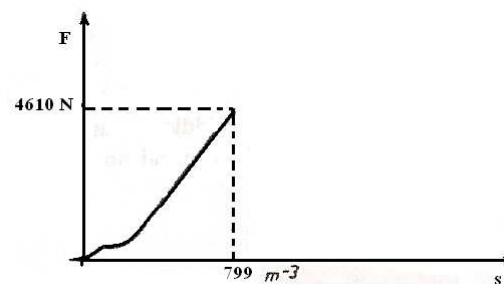
**Πίνακας 2.2.1:**  
Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις για ορισμένα μηχανικά και γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μηριαίου οστού.

	Bending Femur at the middle		Oblique fracture at the distal third
	Mean /S.D.	Coefficient of variation	Mean /S.D.
Maximum bending load (N)	6410/1453	17.4%	4879/643
Maximum bending moment (Nm)	373/84	18%	275/31
Energy (J)	36.8/12.3	30%	17.7/2
Maximum deflection per unit length (%)	3.6/0.7	20%	2.7/0.3
Slope in the elastic region of the F vs s curve ( $\times 10^2 \text{ Nm}^{-1}$ )	7592/1893	23%	6956/1019
Bending moment of inertia ( $\times 10^{-9} \text{ m}^4$ )	33.2/8.9	26%	33.7/3.4
Outer radius (10 <sup>-3</sup> m)	15.3/0.8	12.3%	15.6/0.3
Outer radius/ outer radius	0.64/0.08	12%	0.67/0.03
Distance between outer supporting points ( $\times 10^{-3} \text{ m}$ )	27.7/1.6	6%	27.1/1
Number of specimens	n = 21		n = 5

A



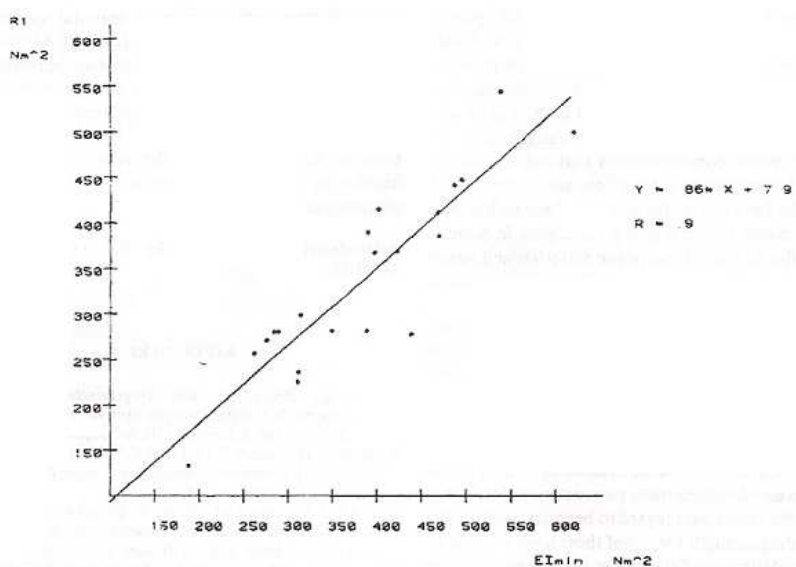
B



**Εικόνα 2.2.3:** Καμπύλες Δύναμης-Παραμόρφωσης της αστοχίας της δομής του μηριαίου οστού στο μέσο αυτού αποδεικνύοντας μια υπολογίσιμη ζώνη μη γραμμικότητας πριν την αστοχία (A) και μια αντίστοιχη καμπύλη χωρίς την πλαστική περιοχή για ένα οστό με αστοχία στο τρίτο απομακρυσμένο άκρο (B).

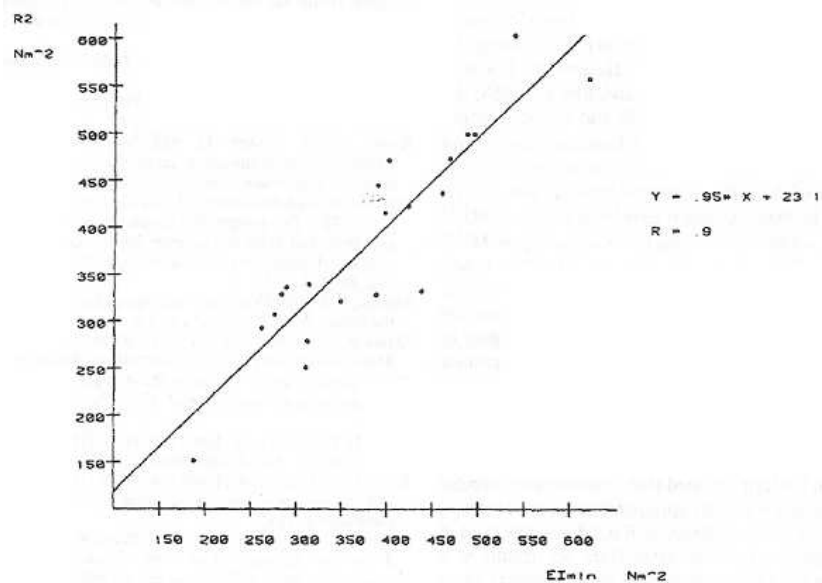
Η θραύση που έγινε από την κάμψη στο μέσο του οστού είχε την μορφή Υ. Η εγκάρσια θραύση διακλαδώνεται στο μέσο του ύψους σε δύο διαγώνιες κατευθύνσεις θραύσης. Αυτό αποτελεί το διαχωρισμό σε ένα τριγωνικό κομμάτι οστού στην θέση της θραύσης. Σε περίπτωση αστοχίας στο απομακρυσμένο τρίτο τμήμα, τα δείγματα θραύσης παρουσιάζουν μια διαγώνια κυρτή γραμμή θραύσης.

Στα εικόνες 2.2.4 έως 2.2.6 φαίνονται τα καρτεσιανά διαγράμματα των συσχετισμένων δεδομένων για τα διαφορετικά μοντέλα που εφαρμόζονται στις ομάδες των δομών του οστού τα οποία απέτυχαν στο μέσο τμήμα. Ο συσχετισμός μεταξύ της υπολογιζόμενης ακαμψίας  $R_1$  και  $EI$  απέδωσε την τιμή  $R=0,90$  και ο συσχετισμός μεταξύ της ακαμψίας  $R_2$  και  $EI$  είχε σαν αποτέλεσμα  $R=0,90$ . Επίσης η εισαγωγή της ανεξάρτητης τιμής του μέτρου ελαστικότητας  $E$  που λήφθηκε από το ταίρι του οστού αντί της μέσης τιμής του  $E$  δεν βελτίωσε την συσχέτιση. Αν και οι συντελεστές συσχετισμού  $R_1$  και  $R_2$  με τις πειραματικά καθορισμένες τιμές της ακαμψίας είναι ίδιες, οι τιμές για την ακαμψία που προήλθαν από το πιο σύνθετο πρότυπο ( $R_2$ ) προσεγγίζουν καλύτερα τα πειραματικά αποτελέσματα. Η συσχέτιση που έγινε μεταξύ της δύναμης που είχε προβλεφθεί ( $M'_{max}$ ) στη μέση ζώνη της δομής και της πραγματικής ροπής στην κάμψη ( $M_{max}$ ) ήταν καλή  $R=0,85$ . Τέλος μπορούμε να πούμε ότι οι τοπικές επιδράσεις της τάσης στην δοκιμή της κάμψης τεσσάρων σημείων είναι λιγότερο έντονες από ότι στην δοκιμή κάμψης τριών σημείων, όπου επίσης μπορεί να συμβεί φθορά κάτω από το κεντρικό άκρο της περιοχής της θραύσης, επομένως η κάμψη τεσσάρων σημείων είναι πιο κατάλληλη.

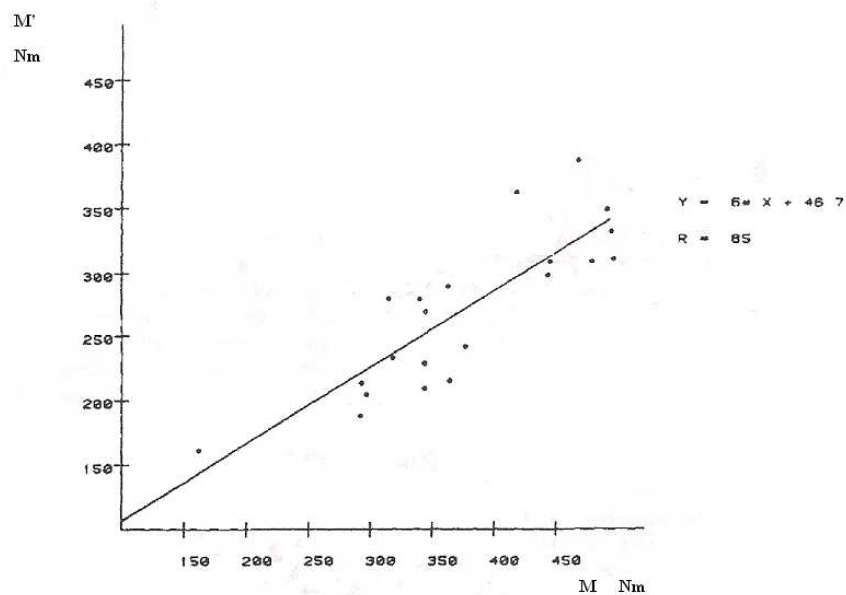


**Εικόνα 2.2.4: Γραφική παράσταση της συσχέτισης της εκτιμημένης δυσκαμψίας ( $R_1$ ) που βασίζεται σε ένα ενιαίο μοντέλο λεπτής δοκού έναντι της ακαμψίας  $EI$ .**





**Εικόνα 2.2.5:** Γραφική παράσταση της συσχέτισης της εκτιμημένης δυσκαμψίας ( $R_2$ ) λαμβάνοντας υπόψη την παραμόρφωση της δομής που οφείλεται σε διατμητικές τάσεις έναντι των τιμών της  $EI$ .



**Εικόνα 2.2.6:** Γραφική παράσταση που συσχετίζει την προβλεπόμενη επιφανειακή ροπή ( $M'_{max}$ ) με την υπόθεση ότι έχουμε γραμμικό ελαστικό υλικό και την πειραματική τιμή για την ροπή  $M_{max}$ .

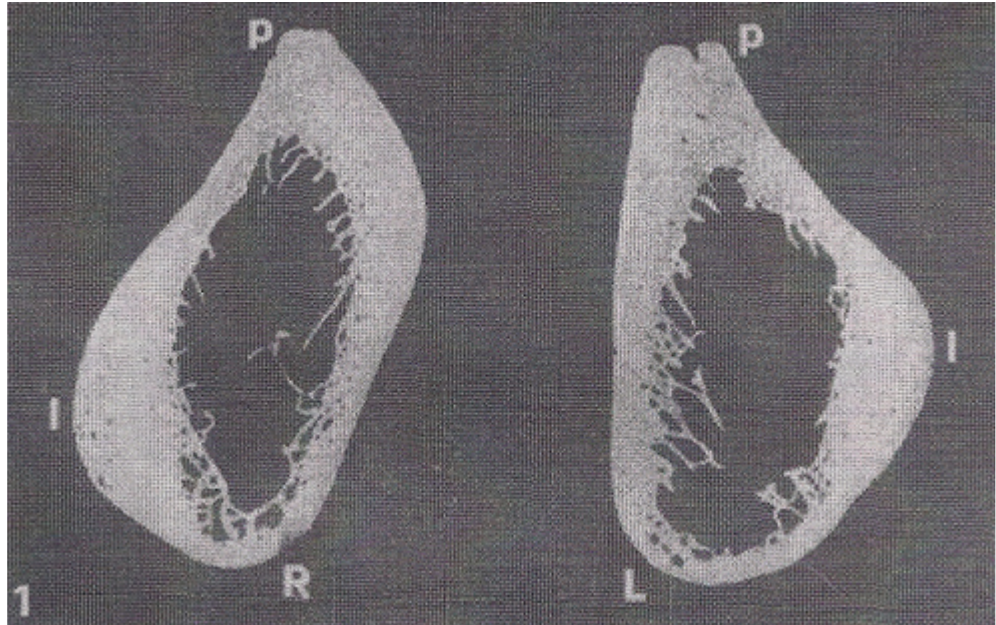
Την επόμενη χρονιά το 1987 έγινε μια ακόμη μελέτη που αφορούσε την κάμψη σε φλοιώδες μηριαίο οστό αυτή την φορά από τους A. Ascenzi, A. Boyde, M. Portigliatti Barbos και τον S. Carando [7]. Ουσιαστικά ήταν μια έρευνα που μελετούσε την μικροδομή του οστού, το εξέταζε πιο πολύ στο επίπεδο του υλικού απ' ότι στο επίπεδο ολόκληρου του οστού. Σκοπός αυτής της έρευνας ήταν να πραγματοποιηθεί η ανάλυση της διατομής της διαμήκους και εγκάρσιας παχιάς μεμβράνης του μηριαίου οστού ενός ατόμου που υπέφερε κατά την διάρκεια της παιδικής ηλικίας από σοβαρή ραχίτιδα που οδήγησε σε παραμόρφωση από κάμψη.

Με λίγα λόγια έπρεπε να βρεθούν οι εμβιομηχανικές σχέσεις που συνδέουν τις μακροσκοπικές με τις μικροσκοπικές μεταβολές του οστού σε τοξοειδή μηριαία οστά. Τα δοκίμια που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτήν την μελέτη ήταν δύο κυλινδρικά τεμάχια που είχαν κοπεί από το άνω άκρο δύο μηριαίων αξόνων που άνηκαν σε μια γυναίκα 63 ετών. Τα παρείχε ευγενικά στο εργαστήριο ο Δρ Β. Kummer Καθηγητής Ανατομίας στο Πανεπιστήμιο της Cologne.

Τα δύο δείγματα οστού κόπηκαν από το σημείο των μηρών με μέγιστη κυρτότητα των οποίων το σχήμα αποκάλυπτε ισχυρή πρόσθια-πλάγια διαστρέβλωση. Όπως ήταν εμφανή μακροσκοπικά, τα δείγματα των οστών είχαν μια ανώμαλη μορφή. Γεωμετρικά ήταν περίπου ελλειπτικά. Δύο από τις πλευρές ήταν ασυνήθιστα μακριές και το οστό που τις συνδέει ήταν παχύτερο από το κανονικό. Τα άλλα δύο ήταν πολύ κοντά και σε αυτά το οστό ήταν κατά ασυνήθιστο τρόπο λεπτό.

Η εικόνα 2.2.7 παρουσιάζει ένα χαρακτηριστικό τμήμα κάθε μηρού (R=δεξιά, L=αριστερά), με μια ένδειξη του προσανατολισμού κάθε τμήματος (p=οπίσθιο τμήμα, l=πλευρικό τμήμα). Αυτά τα τμήματα επιλέχθηκαν από δύο επίπεδες και παράλληλες μεταξύ τους σειρές που είχε κοπεί με Leitz μικρό νυστέρι δακτυλιοειδής λεπίδα. Η κατά προσέγγιση ελλειπτική περίμετρος των αξόνων και η εναλλασσόμενη διαπλάτυνση και στένεμα του οστού μπορούν σαφώς να αναγνωριστούν.

Το πάχος του οστού στο δεξιό μηρό είναι μικρότερο στη κοντή πρόσθια παρειά, το γειτονικό πρόσθιο τμήμα της επιμηκυνσμένης ενδιάμεσης παρειάς και το οπίσθιο άκρο στην επιμηκυνσμένη πλάγιας παρειά, από την άλλη είναι μεγαλύτερο στο πρόσθιο τμήμα της επιμηκυνσμένης πλάγιας παρειάς και της οπίσθιας επιμηκυνσμένης ενδιάμεσης παρειάς. Το πάχος του οστού στο αριστερό μηρό είναι μικρότερο στην κοντή πρόσθια παρειά και μεγαλύτερο στο ενδιάμεσο τμήμα της επιμηκυνσμένης πλάγιας παρειάς, το πάχος της μέσης παρειάς παρουσιάζει συγκριτικά μικρή διακύμανση, αλλά αυτό αυξάνει συνεχώς στο οπίσθιο τμήμα.

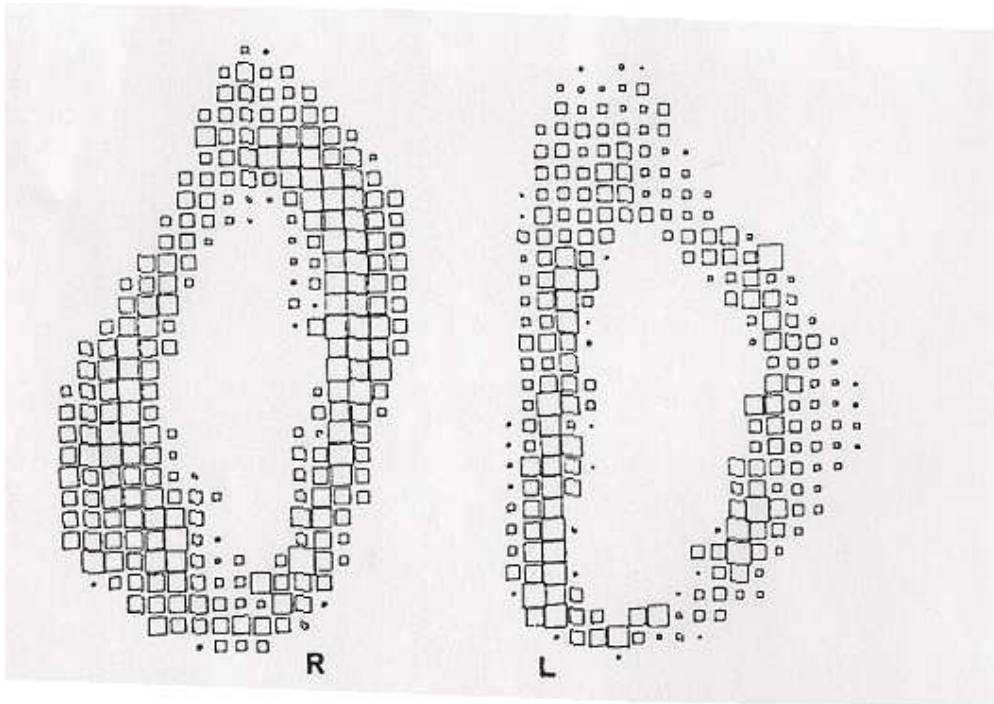


**Εικόνα 2.2.7: Οι τομές που προετοιμάζονται για το δεξιό (R) και αριστερό (L) μηριαίο οστό αντίστοιχα : οπίσθια (p), πλάγια (l).**

Το πάχος είναι ένα γνώρισμα της κοντής οπίσθιας παρειάς και στις δύο τομές. Το ακιδωτό περίγραμμα αυτής της παρειάς χαρακτηρίζεται ως *linea aspera*.

Τα διάφορα σημαντικά ασύμμετρα χαρακτηριστικά γνώρισμα που σημειώνονται στα αριστερά και δεξιά τμήματα οδήγησε στην υπόθεση ότι η κάμψη των μηριαίων οστών εμφανίστηκε σε επίπεδα τα οποία ήταν ασύμμετρα ως προς το μακρύ άξονα ολόκληρου του σώματος.

Ο Quantiment 720 υπολογιστής που κάνει ανάλυση εικόνας και ενσωματώνει μια κυκλική πολωμένη φωτεινή (CLP) πηγή, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να υπολογίσει το ποσοστό κολλαγόνου που έχει εγκάρσιο προσανατολισμό (π.χ. φωτεινά τμήματα) σε σχέση με το κολλαγόνο που έχει διαμήκη προσανατολισμό (π.χ. σκοτεινά τμήματα). Με αυτή την εργασία έγινε δυνατό να τροποποιηθούν κάποιες τεχνικές διαδικασίες που εφαρμοζόταν σε προηγούμενες έρευνες για κανονικούς μηρούς. Ένα πρόβλημα ήταν ότι η παραμόρφωση στα δύο οστά από ραχίτιδα είχαν κάνει το περίβλημα του οστού πολύ λεπτό σε μερικά σημεία. Κατά συνέπεια τα αποτελέσματα για τη χάραξη του μέσου όρου για τις εννέα επίπεδες τομές της πλευράς 620μm (που οδηγεί σε 1860 x 1860 επιφάνειες) δεν θα ήταν αξιόπιστα. Η μέτρηση επομένως πραγματοποιήθηκε με επιφάνειες 310 x 310 μm, και τα αποτελέσματα για 16 τέτοιες τομές ήταν υπολογισμένα κατά μέσο όρο και έπειτα σχεδιάστηκαν. Έτσι κάθε τετραγωνικό σύμβολο μέσα στην εικόνα 2.2.8 χαρακτηρίζει το κέντρο ενός τετραγώνου που μετρά 1240 x 1240 μm.



**Εικόνα 2.2.8: Τα διαγράμματα δείχνουν την κατανομή των καθέτων και επιμήκων παχιών μεμβρανών στις τομές για τα δεξιά και αριστερά μηριαία οστά, αντίστοιχα.**

Οι διαδικασίες που χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό του λόγου μεταξύ των φωτεινών περιοχών CLP και της συνολικής πραγματικής επιφάνειας του οστού έπρεπε να τροποποιηθούν για να επιτραπεί η χρησιμοποίηση ενός μικρότερου πεδίου μέτρησης.

Η συνέπεια της διαφορετικής βαθμολόγησης με Quantimet 720 ήταν ότι οι μέσες τιμές για CLP φωτεινές περιοχές ήταν πολύ υψηλότερες για το δεξιό μηρό (18.99%) απ' ό τι για τον αριστερό μηρό (12.39%). Στην εξισορρόπηση για αυτό, τα στοιχεία για τον αριστερό μηρό ήταν πολλαπλασιασμένα με 1.532 (18.99/12.39) όταν έγινε η σχεδίαση στην εικόνα 2.2.8. Μετά από τη συνηθισμένη διαδικασία, η μερίδα κολλαγόνου που έχει έναν εγκάρσιο προσανατολισμό ήταν συμβολισμένη από το μέγεθος του τετραγωνικού συμβόλου χάραξης.

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από αυτή την έρευνα παρουσιάζονται παρακάτω σε διαγράμματα. Τα διαγράμματα στην εικόνα 2.2.8 επιτρέπουν τη σύγκριση μεταξύ των ποσοστών εγκάρσιων τμημάτων στους δύο μηριαίους τομείς, εκείνων που επιλέγονται ως τα περισσότερο αντιπροσωπευτικά των δύο σειρών. Δεδομένου ότι τα τετράγωνα είναι τοποθετημένα στους κατάλληλους τομείς του τμήματος οστών, τα διαγράμματα είναι μορ-

φολογικά ακριβή στην αντιπροσώπευση αναλογιών μεταξύ των δύο ειδών τμημάτων σε όλο το τομέα.

Το διάγραμμα που αντιπροσωπεύει τον τομέα του δεξιού μηρού (R) στην εικόνα 2.2.8 δείχνει ότι φωτεινά και σκοτεινά τμήματα δεν διανέμονται ομοιόμορφα. Το υψηλότερο ποσοστό για εγκάρσια τμήματα βρίσκεται στην πλάγια και ενδιάμεση παρειά της διάφυσης. Όπου η ενδιάμεση παρειά φθάνει στη μέγιστη επιφάνεια της περιοχής- στο εσωτερικό, στον οπίσθιο τομέα η αναλογία μεταξύ εγκαρσίων και διαμήκων τμημάτων φθάνει στην κορυφαία της τιμή. Υψηλά ποσοστά για εγκάρσια τμήματα εκτεταμένα πέραν αυτής της περιοχής σε δύο κατευθύνσεις – στην οπίσθια παρειά του τομέα και το πρόσθιο μέρος της ενδιάμεσης παρειάς. Έπειτα τα ποσοστά για εγκάρσια τμήματα μειώνονται ουσιαστικά, στην παρακείμενη πρόσθια παρειά βρέθηκαν να είναι χαμηλότερα από εκείνα για τα διαμήκη τμήματα.

Ακόμη και εκεί όπου τα εγκάρσια τμήματα βρίσκονται σε υψηλές συγκεντρώσεις το ποσοστό του διαμήκους τμήματος παρουσιάζει μια τάση να αυξηθεί καθώς οι εσωτερικές και εξωτερικές άκρες της περιφέρειας του τμήματος προσεγγίζονται. Η περιοχή όπου αυτό το φαινόμενο είναι ελάχιστα αξιοπρόσεχτο είναι η οπίσθια-ενδιάμεση περιφέρεια, όπου οι συγκεντρώσεις των εγκαρσίων τμημάτων μειώνονται βαθμιαία.

Η μέγιστη επικράτηση του εγκαρσίου από το διαμήκες τμήμα που τοποθετείται στην πλάγια παρειά του αριστερού διαγράμματος της εικόνας 2.2.8 βρίσκεται στον πρόσθιο τομέα ο οποίος είναι αυτός όπου η επιφάνεια του μέγιστη. Στις περιοχές όπου η συγκέντρωση από εγκάρσια τμήματα είναι μέγιστη στις εξωτερικές και εσωτερικές άκρες της περιφέρειας τα εγκάρσια γίνονται σταδιακά λιγότερο συχνά, αλλά η πτώση στη συχνότητα φαίνεται να είναι μεγαλύτερη και πιο ξαφνική στην εσωτερική απ' ότι στην εξωτερική άκρη. Η περιοχή της επιφάνειας του οπίσθιου τομέα της πλάγιας παρειάς είναι πολύ μικρότερη, και εδώ η συχνότητα στα εγκάρσια τμήματα φαίνεται να μειώνεται ομαλά.

Οι δύο ζώνες όπου τα διαμήκη τμήματα συναντώνται πιο συχνά απ' ότι τα εγκάρσια είναι η πρόσθια πλευρά και το οπίσθιο μέρος της πλάγιας πλευράς.

Οι σχετικές συχνότητες του εγκαρσίου και διαμήκους τμήματος μέσα στο τμήμα που κόβεται από τον αριστερό μηρό (L) παρουσιάζεται στο δεξί διάγραμμα στην εικόνα 2.2.8. Όπως φαίνεται η κατανομή των σχετικών συχνοτήτων των δύο τύπων τμήματος για το δεξιό μηρό ποικίλλουν πολύ. Μια επικράτηση του εγκαρσίου τμήματος βρίσκεται συνήθως στις πλάγιες και ενδιάμεσες παρειές. Στην ενδιάμεση παρειά μια υψηλή συχνότητα εγκαρσίου τμήματος βρίσκεται στην εσωτερική πλευρά. Κινούμενοι από την εσωτερική πλευρά στην εξωτερική άκρη, οι συγκεντρώσεις εγκαρσίων τμημάτων μειώνονται γρήγορα, ενώ εκείνοι των διαμήκων τμημάτων αυξάνεται πιο αργά. Το ποσοστό των εγκαρσίων τμημάτων υποβάλλεται σε μια μικρή πτώση στο όριο μεταξύ των ενδιάμεσων και πρόσθιων παρειών και αυτή η διαδικασία καταλήγει στο πλευρικό μέρος της πρόσθιας παρειάς. Στο όριο

της ενδιάμεσης και οπίσθιας παρειάς παρατηρείται συνεχόμενη μείωση στη συχνότητα εγκαρσίων τμημάτων, αλλά η συχνότητά τους παραμένει μεγαλύτερη από αυτή των διαμήκων τμημάτων. Στο μοναδικό μέρος όπου η συχνότητα εγκαρσίων τμημάτων πέφτει αισθητά είναι η εξωτερική άκρη αυτού του ορίου.

Η πλάγια παρειά παρουσιάζει μεγάλο μέρος εγκαρσίων τμημάτων στην εσωτερική ζώνη, ιδιαίτερα ο πρόσθιος τομέας, όπου η επιφάνειά του είναι μέγιστη. Αντίθετα από την ενδιάμεση παρειά, η πλάγια αποτυγχάνει να επιδείξει εγκάρσια τμήματα στις συμπαγείς σειρές και μόνο λίγες διεσπαρμένες εστιάσεις μπορούν να παρατηρηθούν. Στην εσωτερική άκρη της πλάγιας παρειάς παρατηρείται μόνο μια πολύ μικρή πτώση στο ποσοστό των εγκαρσίων τμημάτων όπου μια ξαφνική μείωση συναντάται σε τρεις σημαντικές περιοχές ενώ ο οπίσθιος τομέας της πλάγιας παρειάς όπου η περιοχή επιφάνειας της τομής είναι πολύ μικρότερη, η εξωτερική μεριά της πλάγιας παρειάς και το όριο μεταξύ εκείνης της παρειάς και της πρόσθιας παρειάς.

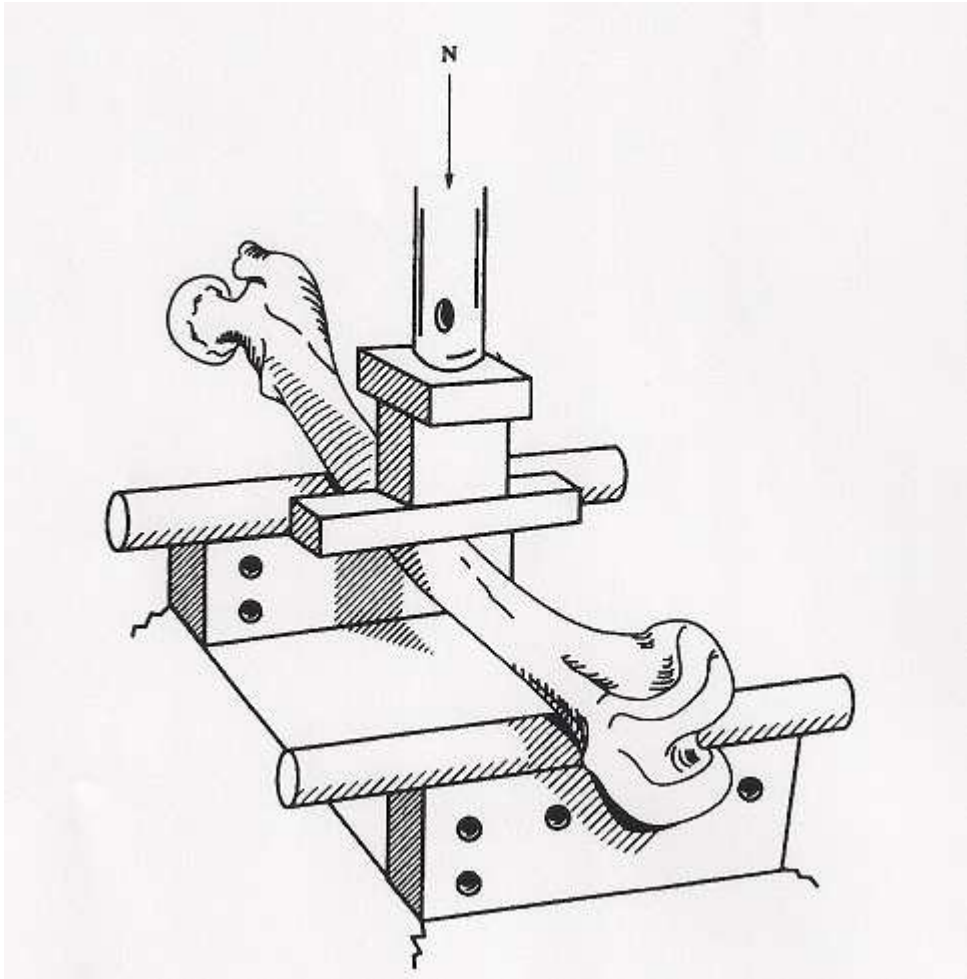
Προχωρώντας τα χρόνια και έχοντας αναπτυχθεί η επιστήμη, το ενδιαφέρον για την θραύση του οστού μεγάλωνε, καθώς και η μελέτη ως προς αυτό το αντικείμενο. Έτσι το 1995 πραγματοποιήθηκε μια νέα μελέτη από τους K. Stromsoe, A. Hoiseth, A. Alho και τον W. L. Kok που αφορούσε τη σχέση που συνδέει τη δύναμη που ασκείται στο οστό, κατά την διάρκεια της κάμψης, με την ανόργανη ύλη του οστού [8]. Επίσης έγινε ο προσδιορισμός της ποσότητας της ανόργανης ύλης και ο έλεγχος για το αν αυτή επηρεάζει το φορτίο θραύσης του οστού. Προκειμένου να ληφθούν βασικά στοιχεία για τις μηχανικές ιδιότητες του μηρού ως δομή σχετικά με το περιεχόμενο της ανόργανης ύλης του οστού, διεξάχθηκε μια έρευνα πτωμάτων. Σε αυτά οι μηχανικές παράμετροι καθορίστηκαν από την κάμψη τριών σημείων του απομακρυσμένου τμήματος του μηρού και η ανόργανη ύλη αυτού αξιολογήθηκε από τομογραφία και διπλή ενεργειακή απορροφητική μέτρηση.

Όσον αφορά τώρα τα υλικά και την μέθοδο, στην έρευνα χρησιμοποιήθηκαν 14 μηριαία οστά που πάρθηκαν από δότες. Τα 10 ήταν από αρσενικούς δότες και τα 4 από θηλυκούς. Η μέση ηλικία τους ήταν 74 έτη (εμβέλεια 59-92 έτη), ύψος 170 cm (158-178 cm) και βάρος 66 kg (54-76 kg). Δεν παρατηρήθηκε στα οστά καμία μακροσκοπική παθολογία ή παρακαείμενες ενώσεις. Τα δείγματα αποθηκεύτηκαν υγρά στις πλαστικές σακούλες στους  $-20^{\circ}\text{C}$ . Πριν από τις δοκιμές, ήταν ξεπαγωμένα στις σακούλες και επανατοποθετήθηκαν στις σακούλες αμέσως μετά από την εξέταση. Η μέτρηση της πυκνότητας της ανόργανης ύλης του οστού, διενεργήθηκε σε τέσσερα στάδια, στο μέσο και ανώτερο επίπεδο κονδυλίου, στο απομακρυσμένο τμήμα του άξονα (7 cm επάνω από την κορυφή της πλευρικής επέκτασης κονδύλου) και στο μεσαίο άξονα, κάθετα στο μακρύ άξονα του οστού. Οι μελέτες μεμονωμένης ενέργειας έγιναν με ποσοτικές

υπολογισμένες τομογραφίες (QCT) που εκτελέστηκαν με την μηχανή Philips Tomoscan 350. Οι μετρήσεις έγιναν σε κομμάτια πάχους 9 mm. Οι QCT μετρήσεις έγιναν σε εξίσου παχιά κομμάτια, όπου τα εικονοστοιχεία αντιπροσωπεύουν τις ομάδες όγκου (voxels) και ίσες περιοχές κομματιών αντιπροσωπεύουν τους ίσους όγκους. Σε κάθε κομμάτι, η μέση πυκνότητα μετρήθηκε συμπεριλαμβανομένων των εικονοστοιχείων με πυκνότητα τιμής 100 CT ή υψηλότερη. Η QCT πυκνότητα συσχετίζεται γραμμικά με τη συγκέντρωση ασβεστίου ( $g \cdot cm^{-3}$ ). Εκτός από τις CT τιμές, που χρησιμοποιήθηκαν ως μέτρο της πυκνότητας, η μάζα του οστού εκφράστηκε ως μέση πυκνότητα αυτού πολλαπλασιασμένη με το συνολικό τομέα όλων των εικονοστοιχείων. Χρησιμοποιήθηκαν διαδικασίες και παράμετροι που συστήνονται για την ανίχνευση στο κλινικό οστό. Η βαθμονόμηση του εξοπλισμού γινόταν καθημερινά και η κλίση βρέθηκε να είναι αμελητέα (για CT τιμές  $<4$ ). Τα οστά ανιχνεύθηκαν χωρίς ύδωρ-λουτρό ή άλλο ισότιμο μαλακό ιστό.

Η διπλή ενεργειακή ακτίνα X απορροφητικών μετρήσεων (DXA) διενεργήθηκε χρησιμοποιώντας μια συσκευή ανάλυσης για την ανόργανη ύλη του οστού, την QDR-1000. Η μονάδα μέτρησης ήταν γραμμάρια για το οστό στην προβαλλόμενη περιοχή του οστού, επομένως χρησιμοποιήθηκε ο όρος περιοχή πυκνότητας (BMC= περιεκτικότητα ανόργανης ύλης του οστού). Χρησιμοποιήθηκε επίσης πρόγραμμα για τις μετρήσεις στο νωτιαίο οστό. Οι μετρήσεις έγιναν σε 10 γραμμές ανίχνευσης που αντιστοιχούν σε μήκος 10 mm. Κανένας μαλακός ομότιμος ιστός δεν χρησιμοποιήθηκε. Αυτό μπορεί να παράγει μια συστηματική διαφορά σε σύγκριση με τη σύνθετες ανίχνευση, αλλά δεν θα αλλάξει τις συγγενής διαφορές μεταξύ των δειγμάτων (πληροφορίες από το κατασκευαστή).

Οι επιφανειακές ροπές  $2^{15}$  τάξης υπολογίστηκαν από τα αντιπροσωπευτικά δείγματα που παρέχονται από ανιχνεύσεις CT. Ακόμη στον υπολογισμό χρησιμοποιούνται η ολοκληρωμένη μάζα όλων των εικονοστοιχείων στα κομμάτια. Οι επιφανειακές ροπές  $2^{15}$  τάξης εκφράστηκαν στις σχετικές μονάδες. Οι δοκιμές κάμψης τριών σημείων εκτελέστηκαν χρησιμοποιώντας μια Schenck Trebel RM 100 Universal Material Testing Machine. Ο μηρός τοποθετήθηκε σε δύο στηρίγματα που μεταξύ τους είχαν απόσταση 15 cm, με την ενδιάμεση πλευρά του οστού κάτω, και το απομακρυσμένο στήριγμα ακριβώς κεντρικά στον ενδιάμεσο μηριαίο κόνδυλο (Εικόνα 2.2.9).



**Εικόνα 2.2.9 : Δοκιμή κάμψης σε μηριαίο οστό.**

Σ' ένα κύλινδρο με διάμετρο 15 cm, παράλληλο σε αυτό και σε ίση απόσταση από τα υποστηρίγματα διαβιβάστηκε από την πλάγια πλευρά ένα φορτίο κάμψης με ημι-στατικό τρόπο και με ταχύτητα 1mm/min. Στο όργανο καταγραφής Watanabe XY-WY 451 καταχωρήθηκε το φορτίο και η παραμόρφωση μέχρι την στιγμή της θραύσης του οστού. Η ακαμψία του οστού ( $N\ mm^{-1}$ ) προσδιορίστηκε από την αρχική ευθεία γραμμή της καμπύλης φορτίου-παραμόρφωσης. Το φορτίο θραύσης (N) ορίστηκε ως το υψηλότερο σημείο της καμπύλης και η ενέργεια που δαπανήθηκε μέχρι την θραύση (J) είναι η περιοχή κάτω από την καμπύλη. Οι συντελεστές συσχετισμού Pearson ( $r$ ) χρησιμοποιήθηκαν για να εκφράσουν τις σχέσεις μεταξύ των παραμέτρων. Οι τύποι για την θραύση ταξινομήθηκαν ως προς τον έλεγχο με ακτίνες X.



Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από αυτή την μελέτη παρουσιάζονται στον πίνακα 2.2.10. Εκεί παρατηρούμε τα δημογραφικά στοιχεία, τις τιμές για την ανόργανη ύλη του οστού, τα αποτελέσματα από τις μηχανικές δοκιμές και τις ροπές αδράνειας 2<sup>ης</sup> τάξης. Η ηλικία και το φύλο δεν συσχετίστηκαν με την δύναμη.

**Πίνακας 2.2.10: Δημογραφικά στοιχεία, τιμές ανόργανης ύλης στο απομακρυσμένο τμήμα του μηρού, μηχανικά στοιχεία και τύποι θραύσης στην κάμψη τριών σημείων.**

Spec.	Age	Sex	BW (kg)	Height (cm)	Dens. QCT	Mass QCT	Cont. DXA	Dens. DXA	Max load (N)	Stiff (L/D)	Energy (J)	Sec. a. mo.	F
1	64	m	68	169	602	5255	3.62	0.74	3020	860	17.9	3069	c
2	75	f	56	162	601	5126	4.17	0.90	4340	1560	21.2	3412	a
3	77	f	61	165	789	5041	3.65	0.82	6020	2000	31.4	3914	b
4	74	m	62	172	500	6010	3.82	0.81	5200	1900	26.9	2527	c
5	66	f	56	162	565	3327	2.28	0.59	1400	1020	4.7	1603	a
6	82	f	68	158	641	2711	1.91	0.52	1560	640	5.8	1082	a
7	61	m	73	173	596	6269	4.30	0.86	8000	2200	32.7	4208	c
8	71	m	73	171	683	7620	4.10	0.86	5120	1660	23.2	4236	b
9	59	m	74	162	601	6623	4.06	0.87	6800	9440	—	4744	a
10	84	m	67	72	562	7918	5.25	0.91	6200	1880	20.5	4565	c
11	89	m	76	178	417	5746	3.86	0.72	3520	1600	21.5	4100	a
12	76	m	66	172	642	5566	3.58	0.80	4720	2080	17.7	3381	b
13	66	m	63	164	476	3332	2.47	0.48	1920	520	25.2	3388	c
14	92	m	54	173	629	5403	3.13	0.79	4920	960	27.5	2630	a

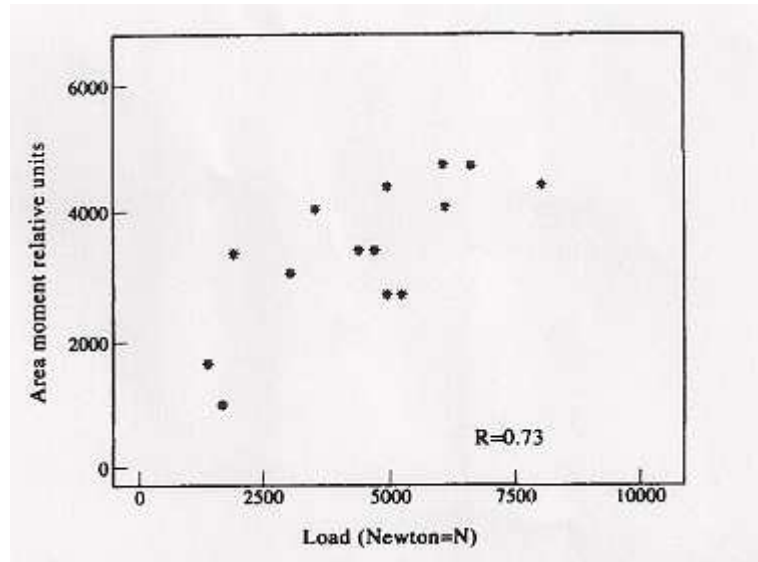
(a) m=άρρεν, f=θήλυ, (b) a=εγκάρσια, b= διαγώνια, c= διαγώνια με θραύσμα σε σχήμα πεταλούδας.

Έξι από τα σπασίματα που έγιναν ήταν εγκάρσια ή λίγο πλάγια, περίπου κάτω από την μονάδα φόρτισης, τρία από τα σπασίματα ήταν λοξά και πέντε ήταν λοξά με ένα ενδιάμεσο εκτεινόμενο θραύσμα. Τα φορτία θραύσης είχαν μια εξαπλή διακύμανση από 1400 έως 8000 N με μια ενδιάμεση στα 4820 N. Για κάποιους λόγους, ένα από τα δείγματα (N<sub>o</sub> 9 πίνακας 2.2.10) συμπεριφέρθηκε διαφορετικά από τα άλλα δείγματα στην δοκιμή κάμψης τριών σημείων. Ήταν σαφώς πιο άκαμπτο δοκίμιο απ' ότι τα άλλα και η θραύση του απαίτησε το δεύτερο μεγαλύτερο φορτίο. Έτσι αποκλείστηκε από τους υπόλοιπους υπολογισμούς συσχέτισης ως μη κοντινή τιμή, δεδομένου ότι θα είχε ένα κυρίαρχο αποτέλεσμα όπως επιβεβαιώνεται από την υπόλοιπη ανάλυση. Το τυποποιημένο κατάλοιπο του N<sub>o</sub> 9 ήταν 3.35 ενώ τα άλλα δοκίμια είχαν κατάλοιπα που κυμαίνονταν από -0.57 έως + 0.27. Οι συσχετίσεις μεταξύ των μηχανικών παραμέτρων και των μεταβλητών της ανόργανης ύλης του οστού παρουσιάζονται στον πίνακα 2.2.11

**Πίνακας 2.2.11: Συντελεστές συσχετισμού Pearson της ανόργανης ύλης, καθορισμένα από QCT και DXA σε 4 διαφορετικές τοποθεσίες του μηρού, και μηχανικοί παράμετροι του μηρού που παρατηρήθηκαν από την δοκιμή κάμψης τριών σημείων στο απομακρυσμένο τμήμα του άξονα.**

Measuring site	QCT		DXA	
	density	mass	density	content
<i>Bending strength</i>				
Mid-shaft	0.39 (p = 0.091)	0.73 (p = 0.003)	0.79 (p = 0.001)	0.73 (p = 0.002)
Distal shaft	0.32 (p = 0.15)	0.77 (p = 0.001)	0.84 (p = 0.001)	0.79 (p = 0.001)
Upper condyle	0.59 (p = 0.030)	0.74 (p = 0.002)	0.69 (p = 0.004)	0.66 (p = 0.007)
Trans condyle	0.50 (p = 0.041)	0.610 (p = 0.013)	0.70 (p = 0.004)	0.60 (p = 0.015)
<i>Rigidity</i>				
Mid-shaft	0.52 (p = 0.033)	0.70 (p = 0.004)	0.81 (p = 0.001)	0.72 (p = 0.003)
Distal shaft	0.21 (p = 0.249)	0.73 (p = 0.002)	0.80 (p = 0.001)	0.76 (p = 0.001)
Upper condyle	0.62 (p = 0.012)	0.78 (p = 0.001)	0.76 (p = 0.001)	0.70 (p = 0.004)
Trans condyle	0.62 (p = 0.011)	0.66 (p = 0.007)	0.77 (p = 0.001)	0.53 (p = 0.031)
<i>Energy absorption</i>				
Mid-shaft	0.37 (p = 0.105)	0.64 (p = 0.009)	0.60 (p = 0.015)	0.67 (p = 0.006)
Distal shaft	0.10 (p = 0.377)	0.53 (p = 0.031)	0.53 (p = 0.031)	0.54 (p = 0.030)
Upper condyle	0.24 (p = 0.211)	0.51 (p = 0.043)	0.42 (p = 0.078)	0.41 (p = 0.081)
Trans condyle	0.27 (p = 0.186)	0.40 (p = 0.090)	0.46 (p = 0.059)	0.60 (p = 0.060)

Ο συντελεστής συσχετισμού Pearson (r) μεταξύ των φορτίων στη θραύση και την ακαμψία του οστού ήταν 0.84, καθώς ο συσχετισμός μεταξύ της δαπανούμενης ενέργειας και των φορτίων θραύσης ήταν 0.77. Οι συσχετισμοί των ροπών αδράνειας 2<sup>ης</sup> τάξης με τις μηχανικές παραμέτρους ήταν πολύ σημαντικοί. Ο συσχετισμός της δύναμης κάμψης είχε ένα συντελεστή 0.73 (Εικόνα 2.2.12) ενώ ο συντελεστής για το συσχετισμό με την ακαμψία ήταν 0.62. Το γινόμενο (δύναμη θραύσης)×(μάζα οστού που αξιολογείται στον απομακρυσμένο τμήμα του άξονα) και οι τύποι θραύσης δεν παρουσίασαν καμία σχέση μεταξύ τους.



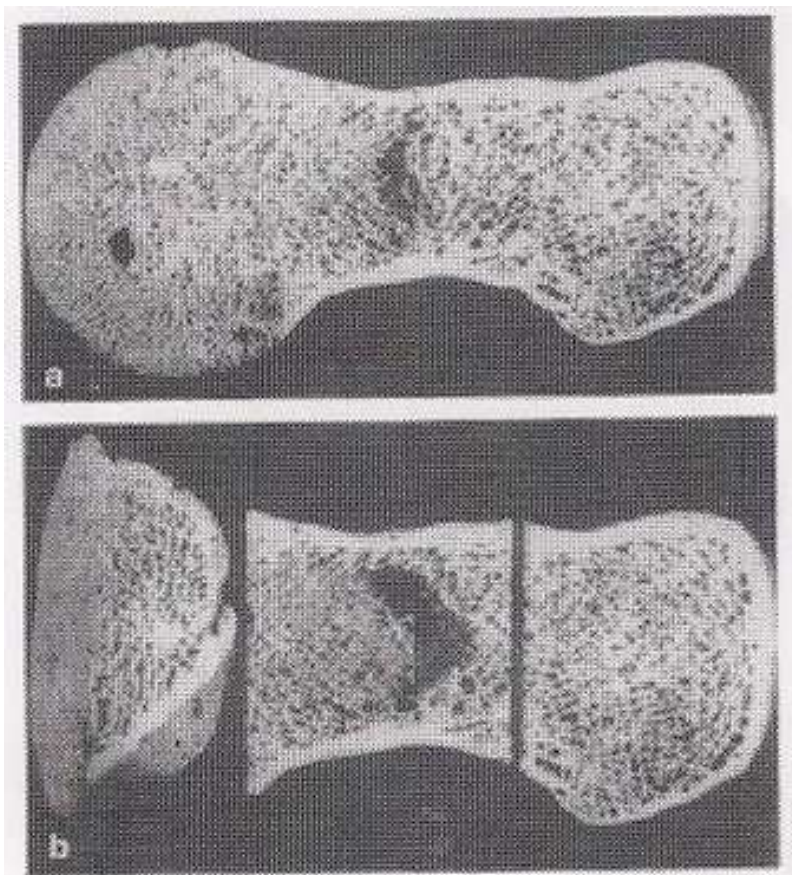
**Εικόνα 2.2.12: Γραφική παράσταση με τους συντελεστές συσχετισμού μεταξύ της επιφανειακής ροπής 2<sup>ης</sup> τάξης και του φορτίου κάμψης του απομακρυσμένου τμήματος του μηρού.**

Το φορτίο της κάμψης τριών σημείων του μηρού κάθετα στο μακρύ άξονα του οστού οδήγησε σε θραύσεις σε πολύ διαφορετικά φορτία, τα οποία δείχνουν την ποικιλία κινδύνων για σπασίματα στα οστά. Η δοκιμή απεικονίζει τις δομικές ιδιότητες του μηρού σε αντίθεση με τις μηχανικές ιδιότητες που μπορούν να μελετηθούν στις πλάκες φλοιώδους οστού. Οι θραύσεις μοιάζουν με αυτές που συμβαίνουν στην πραγματικότητα.

Μετά το πέρας αυτής της ενδιαφέρουσας μελέτης και μετά από περίπου 3 χρόνια 1997 συναντάμε μια ακόμη σχετική μελέτη που εξελίσσεται στο επίπεδο του οστού. Ο Κ. Kazakon πραγματοποίησε μια μελέτη που αφορούσε συγκεκριμένες ιδιαιτερότητες στη δομή του μηριαίου κεφαλιού και του λαιμού [9]. Στόχος ήταν να απαντήσει σε κάποια ερωτήματα, όπως «ποια είναι η ισχύς και η κατεύθυνση της δύναμης που ασκείται στο μηριαίο λαιμό;» ή «ποιο κάταγμα αλλάζει την κατασκευή του οστού στους ηλικιωμένους ανθρώπους;». Γι' αυτό το λόγο διεξήχθησαν λεπτομερείς μακροσκοπικές μελέτες ανατομικών δειγμάτων ανθρώπινων μηριαίων οστών. Κανονικά λήφθηκαν ανατομικά ισχία κι από τις δύο πλευρές από 21 δότες, ηλικίας μεταξύ 20 (Εικόνες 2.2.13, 2.2.15) και 77 χρόνων (Εικόνες 2.2.14, 2.2.16, 2.2.17). Δεν υπήρχαν κύριες διαφορές στη ρύθμιση της εσωτερικής δομής όλων των δειγμάτων. Για την περιγραφή χρησιμοποιήθηκαν τα ισχία από ηλικιωμένες γυναίκες. Η δομή της ανόργανης ύλης κρατήθηκε ανέπαφη από απολιπανθείς δείγματα. Η εσωτερική δομή εξετάστηκε σε τομείς πάχους 6-8 mm. Οι τομείς φτιάχτηκαν από το μπροστινό και οριζόντιο επίπεδο κατά

μήκος του μακρού άξονα του λαιμού και του πλάγιου επιπέδου του. Για την συγκεκριμένη ανάλυση των δειγμάτων χρησιμοποιήθηκαν ακτίνες X και CT.

Στις οριζόντιες τομές στο ενδιάμεσο τρίτο τμήμα του μηριαίου άξονα της κεφαλής και του λαιμού παρατηρείται λεπτή αμφίκυρτη παχιά μεμβράνη κατά μήκος του άξονα.



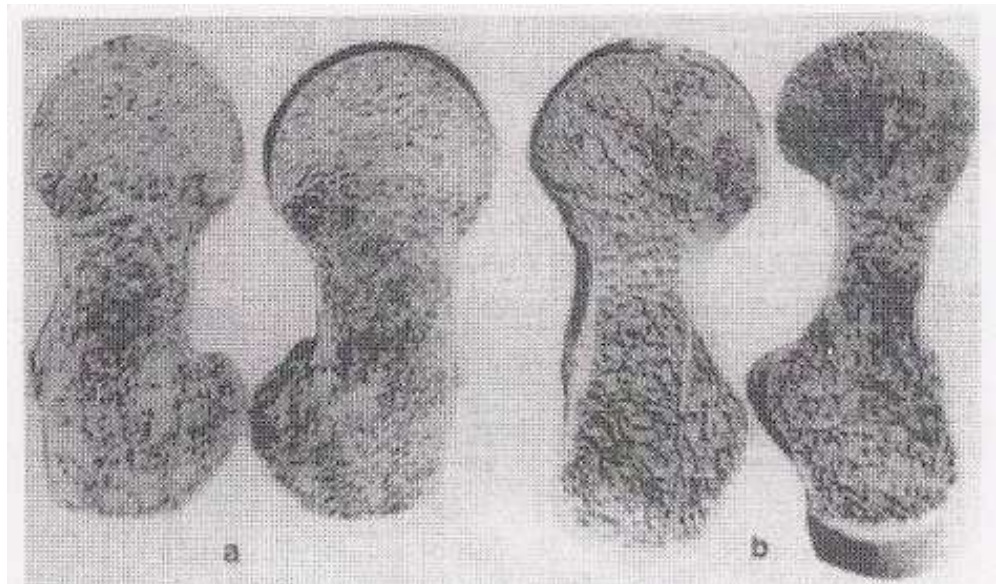
**Εικόνες 2.2.13 a, b**

**a: Οριζόντιος τομέας στο μέσο τρίτο τμήμα του δοκιμίου. b: Οβελιαία τομή της ζώνης του λαιμού με μια όψη του λαιμού μετά από αφαίρεση υλικού.**

Απλώνονται κάθετα στο λαιμό με αμφίκυρτη διαρρύθμιση από το φλοιώδες σκελετό ως το κέντρο προς τα εμπρός του κεφαλιού και προς τα πίσω του τροχαντήρα. Σε νεότερα άτομα η σταθερή ακλόνητη σύνδεση της οριζόντιας και κάθετης παχιάς μεμβράνης η οποία είναι πιο παχιά κάνει την διάκριση πιο δύσκολη. Γι' αυτό το λόγο τέτοιοι τομείς δείχνουν ελαστικοί με την πλήρη σημασία της λέξης (Εικόνα 2.2.13 a). Παρόλ' αυτά τονίζεται ότι η παχιά μεμβράνη που αναφέρεται παραπάνω συγκρατεί τους άξονες από πολλά ελάσματα μέσα στο λαιμό. Παρατηρήθηκαν πυκνά οριζόντια τμήματα

στους οβελιαίους τομείς του λαιμού κατά την δίοδο τους στη κεφαλή – μια εξωτερική όψη (Εικόνα 2.2.13b). Εάν σημαδέψουμε στο χαμηλότερο κατά το ήμισυ του λαιμού με απαλή αφαίρεση μερικών υλικών (ενδιάμεσος τομέας εικόνα 2.2.13b) θα δούμε ότι υπάρχουν πλατιά επίπεδα παχιάς μεμβράνης που αναπτύσσουν ραγδαία μια λοξή πορεία, ελαφρώς κυρτή προς τα κάτω και προς το εσωτερικό φλοιό του λαιμού.

Για να μελετηθεί η δομή σε διάφορα επίπεδα και σε ευρύτερο χώρο, κάθε δοκίμιο χωρίστηκε σε τέσσερα κομμάτια με τρεις τομές στο άνω, μεσαίο και χαμηλότερο τρίτο τμήμα του τραχήλου.



**Εικόνες 2.2.14 a, b**

**a:** Οριζόντιος τομέας στο άνω τρίτο τμήμα της μηριαίας κεφαλής και λαιμού.  
**b:** Οριζόντιος τομέας στο κάτω τρίτο τμήμα του λαιμού και της κεφαλής του μηρού.

Στην εικόνα 2.2.14a αποδεικνύεται το τμήμα στο άνω τρίτο μόνιο του μηριαίου κεφαλιού και λαιμού. Είναι ανοιχτό έτσι ώστε το πάνω μέρος της να βρίσκεται στην αριστερή πλευρά. Σε αυτές τις επιφάνειες φαίνεται καθαρά η ελασματοειδείς κατασκευές με ακριβή διάταξη. Αυτές οι δομές έχουν κλίση προς τα κάτω στη κεφαλή. Γέρνουν πλευρικά από το άνω πόλο της κεφαλής και προς τα κάτω προς το κέντρο της. Βλέπουμε μια αντίστροφη κλίση των πεταλοειδών τοξοειδών δομών στο τμήμα της ένωσης της κεφαλής με το λαιμό. Κατευθύνονται πλάγια από το κέντρο της κεφαλής αλλά προς τα πάνω στο φλοιό του λαιμού. Έτσι μπορούμε να διακρίνουμε δύο κύριες πεταλοειδείς δομές στην κεφαλή και στη μετάβαση προς το λαιμό που διασχίζουν η κάθε μια το κέντρο της κεφαλής. Αυτές οι δομές έχουν δύο

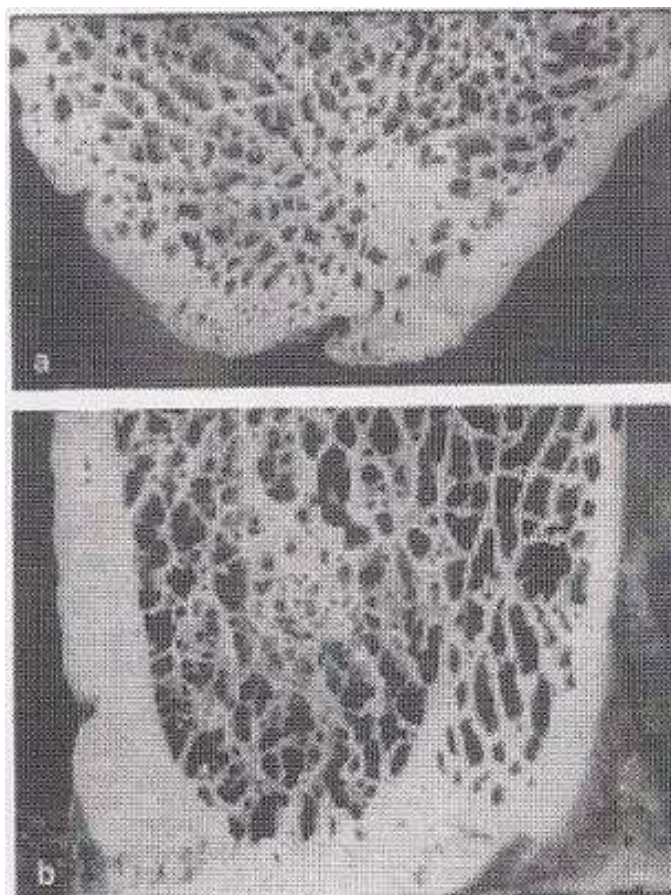
χαρακτηριστικά κοινά. Καθοδικά και ανοδικά από την κεφαλή στο φλοιό του λαιμού διατίθενται προσθοπίσθια της κεφαλής και στη ζώνη του λαιμού και έχουν μια ορατή προς τα εμπρός ή ενδιάμεσα κυρτότητα. Η ανοδική παχιά μεμβράνη δείχνει ισχυρότερη κυρτότητα. Το οριζόντιο τμήμα του κάτω τρίτου είναι ανοιχτό με το πάνω μέρος του στην αριστερή πλευρά (Εικόνα 2.2.14 b).

Η προσθοπίσθια παχιά μεμβράνη που κατέρχεται από το κατώτερο φλοιό είναι πιο ορατή εδώ και καταλαμβάνει την μεταβατική ζώνη κεφαλής – λαιμού. Η άλλη ομάδα από τις παχιές μεμβράνες δεν είναι τόσο σαφής και ορατή. Η αιτία είναι ότι είναι πιο κάθετη και πιο ευαίσθητη σε αυτή την περιοχή. Στο οριζόντιο τμήμα του μεσαίου τρίτου καμία από αυτές τις βασικές δομές δεν είναι ορατή. Αυτό γίνεται επειδή σε αυτό το επίπεδο, στο κέντρο της κεφαλής διασταυρώνονται μεταξύ τους και στην συνέχεια κινούνται κάτω και πάνω στο τμήμα του λαιμού. Αντί αυτών, φαίνονται στο οριζόντιο επίπεδο του μέσου τρίτου της μηριαίας κεφαλής και της τελικής παχιάς μεμβράνης του λαιμού, που έχουν ήδη περιγραφεί (Εικόνα 2.2.13 a).

Παρατηρηθήκαν τα οβελιαία τμήματα από το κάτω μισό μέρος της ζώνης του λαιμού (Εικόνα 2.2.15a) και στη βάση του (Εικόνα 2.2.15b), και παρουσιάζονται με μια όψη από μέσα.

Για άλλη μια φορά είναι προφανές ότι οι παχιές μεμβράνες απλώνονται σε οριζόντια θέση με ελαφρά προς τα κάτω και προσθοπίσθια απόκλιση της ζώνης. Η εικόνα είναι διαφορετική στη βάση του λαιμού. Παχιές μεμβράνες με κάθετη διάταξη σαφώς επικρατούν σε αυτό το μέρος του λαιμού. Κατά την γνώμη των ερευνητών ο οπίσθιος φλοιός του λαιμού ο οποίος είναι πολύ πιο παχύς, σε σύγκριση με τον πρόσθιο της ζώνης, παρουσιάζει ένα πολύ ενδιαφέρον χαρακτηριστικό σχετικά με τη δομή του κεντρικού μηρού. Όπως προκύπτει από συγκριτική μελέτη δύο αντίστοιχων εικόνων εμφανίζονται στην κύρια και βασική ζώνη του αυχένα του μηριαίου λαιμού. Η διάταξη των παχιών μεμβρανών και το πάχος του πρόσθιου και οπίσθιου φλοιού είναι αντίστροφη. Θεωρούμε ότι αυτό είναι μια αντανάκλαση διαφορετικών παραμορφώσεων που επικρατούν σε αυτά τα διάφορα μέρη του οστού.

Η πεταλοειδής διάταξη των κύριων δομών στην μηριαία κεφαλή και στο λαιμό είναι ένας σημαντικός παράγοντας που συμβάλλει στην σαφή εμφάνιση των AP φιλμ ακτίνας X του κεντρικού μηριαίου άξονα. Η παχιά μεμβράνη ορθοστατών στην ακτίνα X των δοκών σχηματίζει άριστη εικόνα των εφελκυστικών και θλιπτικών δοκίδων όπως τους έχει αποδοθεί.



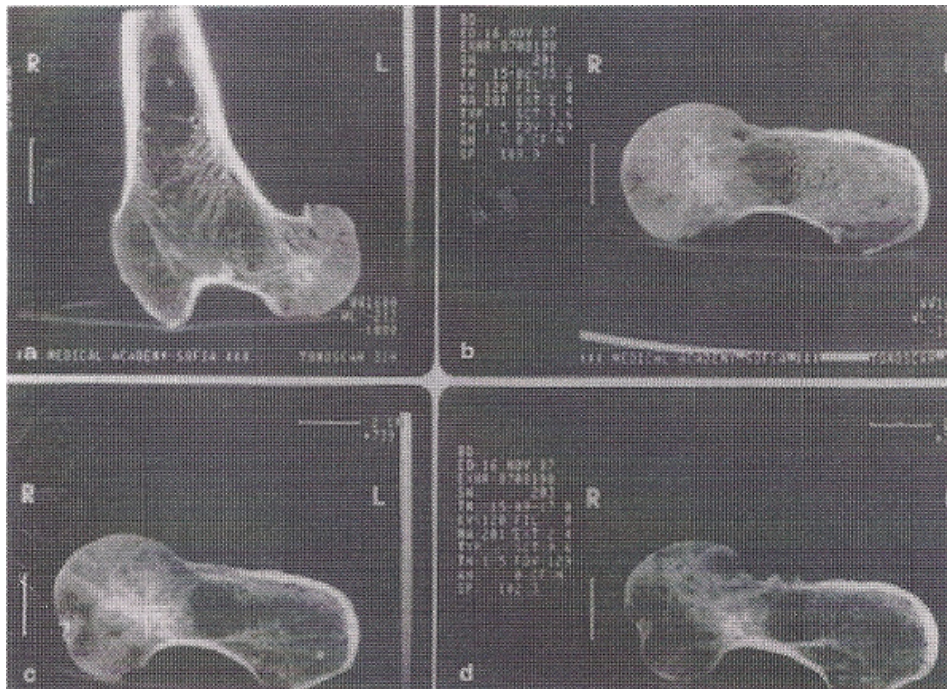
**Εικόνες 2.2.15a,b**  
**a Οβελιαία τομή από την κεφαλή στο λαιμό στην ζώνη μετάβασης.**  
**b Οβελιαία τομή στην βάση του λαιμού.**

Μια εικόνα των AP ταινιών X ακτίνας παρουσιάζει τις ανερχόμενες και κατερχόμενες βασικές δομές λόγω της ορθοστατικής θέσης στο φιλμ, παρουσιάζοντας την κατακόρυφη κατανομή τους στην κεφαλή και στο λαιμό (Εικόνα 2.2.16α). Περιστρέφοντας προς τα εμπρός και προς τα πίσω το δείγμα πρέπει να διατηρήσει την ίδια εικόνα για τις κύριες δομές λόγω της κυρτότητας τους όπως αυτό περιγράφεται παραπάνω. Παράλληλα με αυτό μια μεγάλη διαφορά μπορεί να παρατηρηθεί στην απεικόνιση αυτών των δύο θέσεων (Εικόνα 2.2.16β και γ). Στην εικόνα 2.2.16γ το δείγμα έχει περιστραφεί κατά  $45^{\circ}$  προς τα εμπρός του επιμήκη άξονα του λαιμού. Εδώ οι δομές φαίνεται να είναι πολύ παχύτερες, σε σύγκριση με τη θέση του περιστρεφόμενου δείγματος σε  $45^{\circ}$  προς τα πίσω στην εικόνα 2.2.16β. Η πυκνότητα της δομής στην ταινία AP της ακτίνας X φαίνεται να είναι στη μέση μεταξύ των πυκνοτήτων από τις δύο προβολές του δείγματος σε περιστροφή.



**Εικόνες 2.2.16a,b,c**

**a:** Ακτινογραφία του δείγματος, **b:** Ακτινογραφία με περιστροφή του δείγματος κατά 45° προς τα πίσω, **c:** Ακτινογραφία με περιστροφή του δείγματος κατά 45° προς τα εμπρός.



**Εικόνες 2.2.17a-d**

**a:** CT στο μέσο μπροστινό πλάνο του δείγματος, **b:** CT του οριζόντιου πλάνου στο άνω τρίτο τμήμα. **c:** CT του οριζόντιου πλάνου στο μέσο του τρίτου τμήματος. **d:** CT του οριζόντιου πλάνου του κάτω τρίτου τμήματος του κεντρικού ανθρώπινου μηρού.



Το φαινόμενο που περιγράφεται εδώ είναι εύκολο να κατανοηθεί, καθώς η δομή θα πρέπει να είναι παχύτερη και να εκτείνεται περισσότερο προς τις θέσεις του λαιμού το οποίο έχει φορτιστεί. Είναι άγνωστη κατά την κανονική φυσιολογία και την εμβιομηχανική του ισχίου η δυνατότητα της περιστροφής προς τα πίσω, όπως τοποθετήθηκε το δείγμα στη μελέτη.

Η μελέτη με ανάλυση υπολογιστικής τομογραφίας (CT) για τα δείγματα έδωσε τη δυνατότητα να παρατηρηθεί η δομή τους σε πιο λεπτά πλακίδια οστών με λιγότερη επικάλυψη δομικών στοιχείων. Αυτή η μέθοδος δεν παρέχει την αυστηρή αντίθεση που παρέχουν τα φιλμ της ακτίνας X, αλλά το πάχος της δομής στο σύνολό της μπορεί να ανιχνευθεί σε διαφορετικά επίπεδα πολύ καλά. Αυτός ήταν ο στόχος της εργασίας αυτής. Οι αναλύσεις υπολογιστικής τομογραφίας από το μεσαίο τμήμα στο μετωπικό επίπεδο του εγγύς μηριαίου αποδεικνύεται στην εικόνα 2.2.17α. Η δομική εμφάνισή του είναι αρκετά παρόμοια με αυτή των φιλμ AP της ακτίνας X, αλλά εδώ είναι πιο ευαίσθητη και φαίνεται να είναι κάπως αραιή και ασθενέστερη. Η επίδραση της ορθοστατών διάθεσης της παχιάς μεμβράνης αποβάλλεται για τους λόγους που αναφέρονται παραπάνω. Τα ευρήματα της ανάλυσης από υπολογιστική τομογραφία στα τρία διαφορετικά επίπεδα του οριζοντίου επιπέδου της κεφαλής και του λαιμού είναι εικονογραφημένα (Εικόνες 2.2.17b,c,d) από το υψηλότερο προς τα κατώτερο επίπεδο αντίστοιχα. Το πρώτο πράγμα που βλέπουμε είναι ότι ο οπίσθιος φλοιός του λαιμού είναι παχύτερος σε όλα τα επίπεδα, καθώς συγκρίνεται με το πρόσθιο στη σπουδαία ζώνη. Παράλληλα με αυτό σε όλα τα επίπεδα η σταθερή παρουσία μιας παχύτερης δομής είναι εμφανής, η τελευταία που είναι υψηλότερης πυκνότητας και βρίσκεται μεταξύ του πρόσθιου πόλου της κεφαλής και του οπίσθιου φλοιού του λαιμού. Αυτό το φαινόμενο είναι πιο διακριτό στο κάτω μέρος του λαιμού.

Τα συμπεράσματα που προέκυψαν από αυτή την μελέτη ήταν ότι η δομή του μηριαίου λαιμού είναι χτισμένη πάνω σε κατακόρυφα φορτία που αντέχουν όταν η άρθρωση του ισχίου είναι σε κάμψη ακόμα περισσότερο από ότι όταν είναι σε έκταση. Αυτή η υπόθεση βασίζεται στα στοιχεία της σταθεροποίησης της δομής της μηριαίας κεφαλής και του λαιμού σε μια προσθοπίσθια κατεύθυνση, στο οριζόντιο επίπεδό τους. Αυτό επίσης φαίνεται και στις μακροσκοπικές έρευνες, έρευνες με ακτίνα X, και CT έρευνες.

Το 2006 έγινε μια μελέτη για τις προσαρμογές που γίνονται σε φλοιώδη και σπογγώδη οστά σε ανταπόκριση της μηχανικής φόρτισης φέροντας ή όχι βάρος. Η μελέτη αυτή πραγματοποιήθηκε στην Αμερική από τους S. E. Warner, J. E. Shea, S. C. Miller, και J. M. Shaw [10]. Οι ερευνητές αυτοί πρότειναν ότι οι μελέτες που έχουν γίνει στο παρελθόν και ασχολούνται ειδικά με τις επιδράσεις στο οστό θα πρέπει να συνδυάζουν μερικές από τις μηχανικές ιδιότητες της άσκησης αντί τις καρδιαγγειακές ή μεταβολικές παραμέτρους όλου του σώματος. Με το ταίριασμα του σκέλους της συχνό-

τητας της φόρτισης και της συνολικής διάρκειας της άσκησης μεταξύ των διαφόρων τρόπων άσκησης, η συχνότητα και ο συνολικός αριθμός των κύκλων φόρτισης που εκτελούνται μέσω των διαφόρων τρόπων άσκησης είναι παρόμοιες. Έτσι, οι διαφορές στα σκέλη για το μέγεθος του φορτίου, τον ρυθμό, και την κατεύθυνση μπορεί στη συνέχεια να υποθεθεί ότι υπολογίζονται σαν διαφορές στην απόκριση του σκελετού για την ποικιλία των τρόπων άσκησης. Οι κύριες διαφορές στις παραμέτρους φόρτισης του οστού μεταξύ των τρόπων άσκησης πρέπει να καθοριστούν από τις μυϊκές δυνάμεις που συμμετέχουν, καθώς και οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους που δημιουργούνται με το χτύπημα του ποδιού. Χωρίς τον έλεγχο σε θέματα της μηχανικής φόρτισης από τους τρόπους άσκησης, είναι δύσκολο να ερμηνευθούν τα αποτελέσματα προηγούμενων μελετών. Αυτό, σε συνδυασμό με την αδυναμία ορισμένων που ανέχονται τις επιπτώσεις της άσκησης με βάρος, οδήγησε στην ερώτηση κατά πόσον είναι σημαντικό το φέρον βάρος, όταν η συχνότητα της φόρτισης και ο αριθμός των κύκλων φόρτισης είναι σταθερές.

Μελέτες που έχουν γίνει για την άσκηση που είτε περιλαμβάνουν εκτιμήσεις aBMD από ολόκληρο το οστό ή έχουν επικεντρωθεί στην αξιολόγηση του φλοιού σε περιοχές στο μέσο του άξονα, μπορεί να μην είναι αρκετά συγκεκριμένες ώστε να προσδιορίσουν τις προσαρμογές στο οστό κατά την χρησιμοποίηση παρεμβάσεων. Οι προσαρμογές που αναφέρθηκαν σε μελέτες για άσκηση είναι μικρές και ενώ σε ολόκληρο το οστό κυριεύουν μετρήσεις από δοκιδώδεις περιοχές, έχουμε μια αραίωση αυτών από το συνυπολογισμό των μετρήσεων του φλοιώδους οστού. Παρά τα μεγάλα μηχανικά φορτία στο μέσο του άξονα των μακρών οστών μέσω κάμψης, οι προσαρμογές στον όγκο του φλοιώδους οστού είναι πολύ μικρότερες από ότι εκείνες του δοκιδώδους οστού. Λόγω αρχιτεκτονικών διαφορών, το δοκιδώδες οστόν έχει πολύ μεγαλύτερο λόγο επιφάνειας προς όγκο από ότι του φλοιού του οστού και είναι γνωστό ότι είναι μεταβολικά πιο ενεργό και ανταποκρίνεται στις αλλαγές της φόρτισης, των ορμονών ή των ναρκωτικών.

Επίσης, για την ευθραυστότητα του οστού παρατηρήθηκε ότι τα κατάγματα συνήθως συμβαίνουν στις σπογγώδεις πλούσιες περιοχές στα άκρα των μακρών οστών ή της σπονδυλικής στήλης. Έτσι, στην παρούσα μελέτη, χρησιμοποιήθηκαν διάφορες τεχνικές για την αξιολόγηση συνολικά, των φλοιωδών και δοκιδωτών περιοχών προκειμένου να παραχθούν περισσότερα οριστικά αποτελέσματα για τα οστά από τις παρεμβάσεις στην άσκηση.

Ενώ προηγούμενες μελέτες έχουν δείξει βελτιωμένες παραμέτρους του οστού με το κολύμπι και την άσκηση σε διάδρομο, στην παρούσα μελέτη αναπτύχθηκε μεγάλο ενδιαφέρον για την έρευνα της αντιπαράθεσης αυτών των τρόπων άσκησης με συγκρίσιμες συχνότητες φόρτισης για να διευκρινιστεί πώς οι προσαρμογές στο οστό μπορεί να διαφέρουν με ή χωρίς φέρον φορτίο.

Ο σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να διερευνηθούν οι διαφορετικές επιπτώσεις της άσκησης με βάρος και χωρίς αυτό, κάτω από παρόμοια συχνότητα φόρτισης και αριθμό κύκλων φόρτισης στο σπογγώδες και φλοιώδες οστό.

Για να πραγματοποιηθεί ο στόχος της συγκεκριμένης μελέτης στο πείραμα χρησιμοποιήθηκαν σαράντα θηλυκοί Sprague-Dawley αρουραίοι ηλικίας 120 ημερών. Προκειμένου να διαπιστωθεί η μέση συχνότητα φόρτισης που χρησιμοποιείται στην κολύμβηση, και να καθορισθεί η αντίστοιχη ταχύτητα στο διάδρομο, οι δύο παρεμβάσεις στην άσκηση έγιναν σε διαφορετικές χρονικές περιόδους (πρώτα κολύμπι και στην συνέχεια διάδρομος). Για την μελέτη στην κολύμβηση χρησιμοποιήθηκαν 20 αρουραίοι όπου τοποθετήθηκαν τυχαία κατά στοιβάδες βάρους στις ακόλουθες δύο ομάδες (n = 10/ομάδα): ομάδα ελέγχου κολύμβησης (Cs) και ομάδα κολύμβησης (S). Για την μελέτη της άσκησης σε διάδρομο (treadmill) χρησιμοποιήθηκαν 20 αρουραίοι όπου τοποθετήθηκαν τυχαία κατά στοιβάδες βάρους στις ακόλουθες δύο ομάδες (n = 10/ομάδα): ομάδα ελέγχου διαδρόμου (Ct) και ομάδα διαδρόμου (T). Όλα τα ζώα τράφηκαν με τυπική τροφή για αρουραίους (1,17% του ασβεστίου, 1,0% φώσφορο, και 6 IU/g βιταμίνη D3) και νερό σύμφωνα με την επιθυμία του πρωτοκόλλου για ζώα της Θεσμικής φροντίδας των Ζώων και της Επιτροπής χρήσης (IACUC, 72°F, 20% υγρασία και μια 12-12 ώρες φως-σκοτάδι κυκλικά). Το βάρος του σώματος (g) εκτιμούταν το πρωί μια φορά την εβδομάδα και η κατανάλωση τροφής ( $g \cdot rat^{-1} \cdot day^{-1}$ ) παρακολουθείτο για 7 συνεχόμενες ημέρες ανά δύο εβδομάδες. Όλα τα πειράματα και οι διαδικασίες εγκρίθηκαν από το Πανεπιστήμιο της Γιούτα IACUC.

Χρησιμοποιήθηκαν δύο τρόποι άσκησης για να γίνει ιδιαίτερη σύγκριση για τις συνέπειες της μηχανικής φόρτισης του μη φέροντας βάρους (κολύμβηση) έναντι φέροντας βάρους (άσκηση σε ανηφορικό διάδρομο). Ο σχεδιασμός της μελέτης ήταν αναμενόμενος και περιλάμβανε 12 εβδομάδες παρεμβατική άσκηση. Η κολύμβηση έλαβε χώρα σε μεγάλα δοχεία (με διάμετρο 20 inches και ύψος 18 inches) τα οποία γέμισαν με 12 inches χλιαρό νερό (32°-34°C). Η άσκηση σε διάδρομο έγινε σε επίπεδο διάδρομο (treadmill) για ζώα με ρυθμιζόμενη ταχύτητα και ποιότητα ελέγχου και θαλάμους έτσι ώστε 10 ζώα να μπορούν να ασκηθούν ταυτόχρονα. Η διάρκεια των συνεδριών άσκησης αυξήθηκε από 5 σε 60 λεπτά, 5 ημέρες την εβδομάδα κατά τις 5 πρώτες εβδομάδες και διατηρήθηκε για 60 λεπτά, 5 ημέρες την εβδομάδα για τις τελευταίες 7 εβδομάδες από την 12 εβδομάδα κατά την διάρκεια της μελέτης (Πίνακας 2.2.18). Η διάρκεια της άσκησης ανά συνεδρία αυξήθηκε κατά 5 λεπτά κάθε άλλη μέρα κατά την διάρκεια των αρχικών 4 εβδομάδων και η διάρκεια και η συχνότητα ήταν ίδια τόσο για το κολύμπι όσο και για την διαδρομή. Αυτή η πορεία είχε ως σκοπό να επιτρέψει την σταδιακή έκθεση στο κολύμπι ή την άσκηση στο διάδρομο προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί οποιαδήποτε αντίδραση τάσης και να παρέχει μια αποτελεσματική

προοδευτική υπερφορτωμένη εκγύμναση. Η πορεία της εκγύμνασης με κολύμπι που χρησιμοποιήθηκε εδώ είχε εφαρμοστεί αλλού με επιτυχία. Στην εκγύμναση σπίτι χρησιμοποιήθηκαν παρατηρήσεις από βίντεο κατά τη διάρκεια της πορείας της κολύμβησης για να μετρηθεί ο μέσος αριθμός των εγκεφαλικών επεισοδίων κατά την κολύμβηση ανά λεπτό σε όλα τα ζώα .

**Πίνακας 2.2.18: Διαδρομή της εκγύμνασης στην κολύμβηση και στο διάδρομο (το σκέλος της συχνότητας του φορτίου ήταν το ίδιο μεταξύ της εκγύμνασης με κολύμβηση και διάδρομο στα 17 m/ min).**

Week	Duration (minutes)	Frequency (days/week)	Speed <sup>a</sup> (m/minute)	Grade <sup>a</sup> (%)
0	2–5	5	0	0
1	5–15	5	10–17	0
2	15–25	5	17	3
3	30–40	5	17	6
4	40–50	5	17	9
5	55–60	5	17	12
6–12	60	5	17	15

Η μέση συχνότητα φόρτισης ήταν 2,2 Hz για το κολύμπι. Ο διάδρομος με ταχύτητα 17 m/min οδήγησε σε παρόμοια συχνότητα φόρτισης στους αρουραίους, ενώ αυτοί εκγυμνάζονταν στο διάδρομο. Έτσι η ταχύτητα του διαδρόμου προχώρησε σε 17 m/min για 2 βδομάδες και ο βαθμός αυξήθηκε κατά 3% την εβδομάδα για 5 εβδομάδες έως 15% για τις τελευταίες 7 εβδομάδες. Παρόμοιες δίαιτες διαδρόμου έχουν αναφερθεί σε άρθρα και έχουν προκαλέσει θετικές προσαρμογές για το οστό στα τρωκτικά. Ούτε το κολύμπι, ούτε η παρέμβαση στο διάδρομο θεωρήθηκε εξαντλητικό πρόγραμμα άσκησης που μπορεί να οδηγήσει σε υπερβολική εκγύμναση ή υπερβολική χρήση του μυ ή του σκελετού.

Μετά το τέλος της εκγύμνασης των αρουραίων έγινε η ευθανασία αυτών με καρδιακή παρακέντηση κάνοντάς τους αναισθησία με κεταμίνη (50 mg/kg) και ξυλαζίνη (10 mg/kg). Από τους αρουραίους λήφθηκαν το δεξιό μηριαίο οστό και το βραχιόνιο, τα οποία καταψύχθηκαν τυλιγμένα με γάζα εμποτισμένη από φυσιολογικό ορό και αποθηκεύτηκαν σε πλαστικά φιαλίδια στους -70°C για πυκνομετρικές, μηχανικές και μετρήσεις αποτέφρωσης. Για να αποκτηθούν η μορφομετρία του άξονα της διάφυσης του οστού καθώς και η πυκνότητα αυτού χρησιμοποιήθηκε περιφερική ποσοτική αξονική τομογραφία (pQCT) μετά την πειραματική δοκιμή που πραγματοποιήθηκε στα

αποψυχθέντα μηριαία και βραχιόνια οστά. Το αριστερό μηριαίο οστό και βραχιόνιο τοποθετήθηκαν σε φιαλίδια με οινόπνευμα, και στη συνέχεια ενσωματώθηκαν σε μεθυλό-μεθακρυλικό για να γίνει σάρωση αυτών με την χρήση της μικρό-αξονικής τομογραφίας (CT). Χρησιμοποιήθηκε αξονική τομογραφία με ανάλυση εικόνας με 10,5μm voxel.

Μετά το τέλος της επεξεργασίας των πειραματικών δεδομένων τα αποτελέσματα παρουσιάστηκαν σε πίνακες και σχολιάστηκαν ανάλογα με τον τρόπο που ελήφθησαν. Στο σύνολο της η μελέτη ολοκληρώθηκε με 36 ζώα (Cs, n= 8, S, n=8, Ct, n=10, T, n=10) τα οποία ήταν όλα συγκαταβατικά με την άσκηση και δεν βούταγαν ή πηδούσαν κατά την διάρκεια της κολύμβησης ή δεν αντιδρούσαν να προχωρήσουν προς τα εμπρός κατά την διάρκεια που κινούνταν στο διάδρομο. Το αρχικό και τελικό σωματικό βάρος δεν ήταν διαφορετικό μεταξύ των ομάδων άσκησης και των αντίστοιχων ομάδων ελέγχου ούτε στην αρχική ούτε στην τελική δοκιμή (Πίνακας 2.2.19).

**Πίνακας 2.2.19: Αρχική και τελική μάζα σώματος (g).**

	Swim		Treadmill	
	Cs (n = 8)	S (n = 8)	Ct (n = 10)	T (n = 10)
Body mass				
Initial	243 ± 15	247 ± 19	257 ± 10	255 ± 8
Final	258 ± 16	271 ± 19	292 ± 12	283 ± 12

Μέσες τιμές ± τυπική απόκλιση (SD). Η μάζα του σώματος δεν διέφερε μεταξύ των ομάδων της άσκησης και του ελέγχου ούτε στις αρχικές, ούτε στις τελικές δοκιμές.

**Πίνακας 2.2.20: Μορφομετρία αντιπροσωπευτικού δείγματος οστού και BMD στο μέσο της διαφύσης με pQCT.**

	Swim		Treadmill	
	Cs (n = 8)	S (n = 8)	Ct (n = 10)	T (n = 10)
Femur				
BMD (g/cm <sup>3</sup> )	0.91 ± 0.03	0.94 ± 0.02 <sup>a</sup>	0.93 ± 0.02	0.93 ± 0.03
Cortical area (mm <sup>2</sup> )	6.56 ± 0.35	6.81 ± 0.22	6.95 ± 0.41	6.76 ± 0.29
Marrow area (mm <sup>2</sup> )	4.17 ± 0.39	4.17 ± 0.10	4.25 ± 0.36	4.18 ± 0.23
Cortical thickness (mm)	0.70 ± 0.02	0.72 ± 0.02	0.73 ± 0.02	0.71 ± 0.02
Periosteal perimeter (mm)	11.60 ± 0.43	11.75 ± 0.14	11.86 ± 0.39	11.72 ± 0.25
Endocortical perimeter (mm)	7.23 ± 0.42	7.14 ± 0.08	7.30 ± 0.31	7.25 ± 0.20
CSMI (mm <sup>4</sup> )	7.68 ± 0.99	8.26 ± 0.68	8.44 ± 1.15	7.86 ± 0.93
Humerus				
BMD (g/cm <sup>3</sup> )	1.09 ± 0.04	1.13 ± 0.03 <sup>b</sup>	1.10 ± 0.03	1.11 ± 0.03
Cortical area (mm <sup>2</sup> )	4.14 ± 0.20	4.30 ± 0.21	4.29 ± 0.26	4.26 ± 0.16
Marrow area (mm <sup>2</sup> )	1.52 ± 0.28	1.32 ± 0.15 <sup>a</sup>	1.41 ± 0.16	1.38 ± 0.13
Cortical thickness (mm)	0.65 ± 0.03	0.69 ± 0.02 <sup>a</sup>	0.68 ± 0.02	0.68 ± 0.02
Periosteal perimeter (mm)	8.43 ± 0.31	8.40 ± 0.24	8.46 ± 0.29	8.42 ± 0.18
Endocortical perimeter (mm)	4.34 ± 0.40	4.05 ± 0.23 <sup>a</sup>	4.21 ± 0.23	4.15 ± 0.20
CSMI (mm <sup>4</sup> )	2.09 ± 0.46	2.11 ± 0.28	2.21 ± 0.42	2.15 ± 0.22

Μέσες τιμές ± SD. Η ομάδα S είναι σημαντικά διαφορετική από την Cs, όλα τα P<0.04. Καθορισμένα με χρήση της ANCOVA ανάλυσης για την τελική μάζα σώματος σαν συμμεταβλητή και λιγότερο σημαντικά διαφορετική από την ανάλυση του Fisher.

Επειδή η ομάδα Ct ήταν σημαντικά βαρύτερη από την ομάδα Cs στην αρχική ( $P = 0.03$ ) και τελική ( $P < 0.001$ ) δοκιμή, ελέγχθηκε το σωματικό βάρος σε στατιστικές αναλύσεις. Ο μέσος όρος πρόσληψης τροφής ήταν σημαντικός για την ομάδα S συγκριτικά με την Cs, αλλά δεν ήταν διαφορετική για τις ομάδες μελέτης στο διάδρομο (μέσος όρος  $16.0 \pm 1.6$  για Cs,  $17.2 \pm 0.1$  για S,  $17.4 \pm 0.0$  για Ct και  $17.7 \pm 0.3 \text{ g} \cdot \text{rat}^{-1} \cdot \text{day}^{-1}$  για T). Δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στις μετρήσεις του μήκους, του ύψους και του πλάτους του μηρού ή του βραχίονα με το παχύμετρο στον τρόπο άσκησης σε σχέση με τις αντίστοιχες ομάδες ελέγχου ίδιας ηλικίας. Ο μέσος όρος του φλοιώδους πάχους του βραχιονίου ήταν μεγαλύτερος για την ομάδα S σε σχέση με την ομάδα Cs (+6.2%,  $P = 0.003$ ) (Πίνακας 2.2.20). Η περιοχή του μυελού των οστών και η περίμετρος εσωτερικά του φλοιώδους του βραχιονίου οστού μειώθηκε σημαντικά στην ομάδα S σε σύγκριση με την Cs ομάδα (-13.2% και -6.7% αντιστοίχως, και στα δύο  $P < 0.01$ ). Η πυκνότητα του μέσου άξονα και για το μηριαίο όσο και βραχιόνιο οστό αυξήθηκε σημαντικά για την ομάδα S αναφορικά με την ομάδα Cs (+3.3% και +3.7% αντιστοίχως και για τις δύο  $P < 0.05$ ). Δεν εντοπίστηκαν σημαντικές επιπτώσεις στην μορφομετρία της διάφυσης του μηρού ή του βραχιονίου οστού με την παρέμβαση στην άσκηση στο διάδρομο όταν έγινε η σύγκριση της ομάδας για την άσκηση σε διάδρομο με την ομάδα της κολύμβησης ή την ομάδα ελέγχου άσκησης στο διάδρομο.

**Πίνακας 2.2.21: Μετρήσεις pDXA για το μηρό και βραχιόνιο οστό ex vivo (aBMD, mg/cm<sup>2</sup>).**

	Swim		Treadmill	
	Cs (n = 8)	S (n = 8)	Ct (n = 10)	T (n = 10)
<b>Femur</b>				
Whole	205 ± 10	211 ± 11	212 ± 14	212 ± 7
Proximal	209 ± 11	216 ± 13	200 ± 9	202 ± 7
Midshaft	190 ± 5	193 ± 7	200 ± 9	202 ± 7
Distal	177 ± 14	187 ± 17	191 ± 16	184 ± 14
<b>Humerus</b>				
Whole	161 ± 6	171 ± 7	174 ± 9	173 ± 4
Proximal	153 ± 7	166 ± 7	164 ± 9	164 ± 4
Midshaft	176 ± 7	188 ± 14	189 ± 17	188 ± 4
Distal	128 ± 6	135 ± 6	139 ± 8	136 ± 4

**Πίνακας 2.2.22: Τέφρα ολόκληρου του μηριαίου και βραχιονίου οστού.**

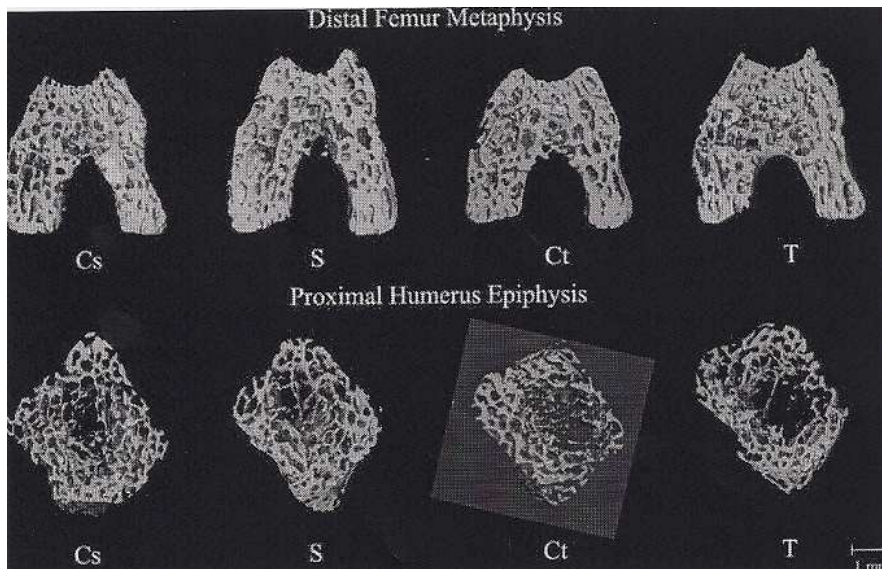
	Swim		Treadmill	
	Cs (n = 8)	S (n = 8)	Ct (n = 10)	T (n = 10)
<b>Femur</b>				
Wet weight (mg)	744 ± 42	805 ± 51	838 ± 50	811 ± 39
Dry weight (mg)	543 ± 32	580 ± 32	634 ± 43	611 ± 30
Ash weight (mg)	360 ± 23	380 ± 21	403 ± 28	387 ± 20
Percent ash (%)	33.6 ± 0.6	34.5 ± 0.3	36.4 ± 0.4	36.6 ± 0.5
<b>Humerus</b>				
Wet weight (mg)	352 ± 23	384 ± 20	382 ± 19	380 ± 19
Dry weight (mg)	264 ± 16	287 ± 25	299 ± 17	294 ± 12
Ash weight (mg)	176 ± 11	186 ± 10	191 ± 11	188 ± 8
Percent ash (%)	33.3 ± 0.7	34.9 ± 0.3	36.1 ± 0.4	36.0 ± 0.4

Δεν υπήρξαν σημαντικές επιδράσεις στις μετρήσεις aBMD για τα είδη άσκησης που μελετήθηκαν για το μηρό ή το βραχιόνιο οστό (Πίνακας 2.2.21).

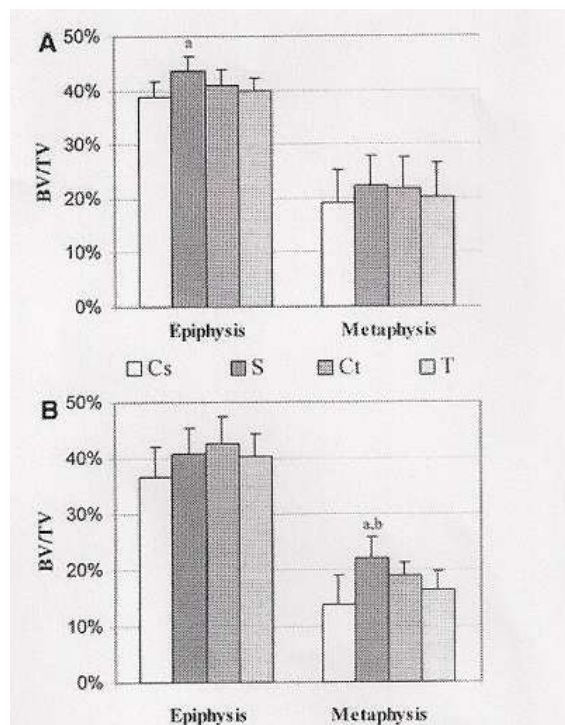
Τα βάρη για ολόκληρο το οστό υγρό, ξηρό, και τέφρα δεν παρουσίασαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων είτε για το μηριαίο οστό είτε για το βραχιόνιο (Πίνακας 2.2.22). Ωστόσο το ποσοστό επί τοις εκατό του περιεχομένου της τέφρας του μηρού και του βραχιονίου ήταν σημαντικά υψηλότερο στην ομάδα S σε σχέση με την ομάδα Cs (+2.7% και +4.8%, αντιστοίχως, και για τις δύο  $P < 0.05$ ). Επιπλέον το ποσοστό επί τοις εκατό του περιεχομένου της τέφρας ήταν σημαντικά χαμηλότερο για την ομάδα S σε σχέση με την ομάδα T (-7.1% για το μηρό και -3.1% για το βραχιόνιο οστό, και για τα δύο  $P < 0.001$ ).

Το δοκιδώδες BV/TV του απομακρυσμένου τμήματος της επίφυσης του μηρού ήταν σημαντικά μεγαλύτερο για την ομάδα S από ότι στην ομάδα Cs (+12.8%,  $P = 0.006$ ) και στην ομάδα T (+7.7%,  $P = 0.049$ ) (Εικόνες 2.2.23 και 2.2.24).

Ο κεντρικός άξονας της μετάφυσης BV/TV του βραχιονίου ήταν σημαντικά υψηλότερος στην ομάδα S από ότι στην ομάδα Cs (+60.8%,  $P = 0.002$ ) ή την ομάδα T (+35.1%,  $P = 0.014$ ). Το κλάσμα του όγκου του οστού σε αυτές τις περιοχές δεν ήταν σημαντικά διαφορετικό από τις ομάδες ελέγχου σε αντίθεση με την εκγύμναση με διάδρομο.



**Εικόνα 2.2.23:** Σάρωση με χρήση μικρό υπολογιστικής τομογραφίας αντιπροσωπευτικών εικόνων από τα μέσα των ομάδων της επίφυσης του μηρού και της μετάφυσης του βραχιονίου οστού.



**Εικόνα 2.2.24:** Κλάσμα του όγκου του οστού (BV/TV,%) από μικρό υπολογιστική τομογραφία (micro-CT) για το απομακρυσμένο άκρο του μηρού(A) και του κεντρικού τμήματος του βραχιονίου οστού(B). Οι ράβδοι παριστάνουν την μέση τιμή  $\pm$ SD των ομάδων Cs, S,Ct και,T.



Επιπλέον οι παράμετροι για το σπογγώδες οστό στην μετάφυση του μηρού και την επίφυση του βραχιονίου οστού δεν μεταβλήθηκαν σημαντικά από τον τρόπο της άσκησης. Η κολύμβηση δεν συσχετίστηκε με ιδιαίτερες σημαντικές διαφορές στις μηχανικές μετρήσεις δοκιμών στο μηρό ή στο βραχιόνιο οστό σε σχέση με τις ομάδες ελέγχου στην κολύμβηση.

Παρά το γεγονός ότι το φορτίο αστοχίας δεν ήταν διαφορετικό για την εκγύμναση με διάδρομο το μέτρο ελαστικότητας ήταν σημαντικά υψηλότερο για την ομάδα των αρουραίων με άσκηση στο διάδρομο από ότι αυτή των αρουραίων με εκγύμναση στη κολύμβηση (+23.5%,  $P= 0.005$ ) (Πίνακας 2.2.25).

**Πίνακας: 2.2.25: Πείραμα κάμψης τριών σημείων για μηριαίο και βραχιόνιο οστό.**

	Swim		Treadmill	
	Cs (n = 8)	S (n = 8)	Ct (n = 10)	T (n = 10)
<b>Femur</b>				
Fracture load (N)	144 ± 6	135 ± 23	134 ± 14	122 ± 17
Flexural rigidity (N/mm)	424 ± 27	397 ± 66	387 ± 56	412 ± 37
Fracture stress (Mpa)	127 ± 14	111 ± 22	119 ± 18	115 ± 24
Young's modulus (Gpa)	5.3 ± 0.5	5.1 ± 1.0	5.7 ± 0.9	6.3 ± 0.8
<b>Humerus</b>				
Fracture load (N)	77 ± 11	81 ± 4	78 ± 13	74 ± 8
Flexural rigidity (N/mm)	273 ± 51	264 ± 21	276 ± 41	254 ± 33
Fracture stress (Mpa)	168 ± 21	177 ± 21	167 ± 27	160 ± 26
Young's modulus (Gpa)	2.1 ± 0.5	2.0 ± 0.5	2.1 ± 0.7	2.2 ± 0.7

*Μέσες τιμές ± τυπική απόκλιση (SD).*

*Η ομάδα S έχει σημαντικά χαμηλότερη τιμή από την T,  $P= 0.03$ . Συγκρίσεις ομάδων για τις τάσεις και το μέτρο ελαστικότητας καθορισμένες με την ανάλυση ANOVA και χρήση της ανάλυσης ANCOVA για την τελική μάζα του σώματος σαν συμμεταβλητή όλων των τιμών.*

Προς το τέλος και λίγο πιο κοντά στο σήμερα, το 2008 έγινε μια πολύ ενδιαφέρουσα μελέτη από τους Gui-Zhen Jiang, Hiroko Matsumoto, Mami Hori, Akihiko Gunji, Kosuke Hakozaki, Yoshiaki Akimoto και Akira Fujii που αφορούσε τον συσχετισμό μεταξύ γεωμετρικών, πυκνομετρικών και μηχανικών ιδιοτήτων στην κάτω γνάθο και στο μηριαίο οστό οστεοπορωτικών αρουραίων [11]. Γενικά δεν έχουν γίνει πολλές αναφορές για τις πυκνομετρικές και μηχανικές ιδιότητες της κάτω γνάθου. Αυτός ήταν ένας λόγος για τον οποίο οι ερευνητές επέλεξαν να μελετήσουν τις μηχανικές ιδιότητες της κάτω γνάθου και να τις συσχετίσουν με τις γεωμετρικές και

πυκνομετρικές ιδιότητές τους. Η μελέτη αυτή αποτίμησε τις μηχανικές ιδιότητες και των δύο, της κάτω γνάθου και του μηριαίου οστού σε πειραματικούς οστεοπορωτικούς αρουραίους με ή χωρίς *etidronate* θεραπεία. Η μελέτη έγινε σε οστεοπορωτικά οστά για το λόγο ότι το φαινόμενο της οστεοπόρωσης παρουσιάζεται συχνά τα τελευταία χρόνια κι είναι άμεσα συνδεδεμένο με τις πυκνομετρικές ιδιότητες του οστού. Η οστεοπόρωση είναι ένα μείζον, αυξανόμενο πρόβλημα υγείας και η ασθένεια αυτή εμφανίζεται κυρίως στις γυναίκες με μεγάλη ηλικία μετά την εμμηνόπαυση, σαν συνέπεια της ατροφίας των ωοθηκών και τη σχετική μείωση στην κυκλοφορία οιστρογόνου. Η οστεοπόρωση είναι μια κατάσταση χαμηλής μάζας οστού και μικροτεχνικής φθοράς του ιστού του οστού που έχει σαν αποτέλεσμα πόνο, δυσμορφία ή κάταγμα.

Στο πείραμα χρησιμοποιήθηκαν 54 Wistar θηλυκοί αρουραίοι είδους SPF, 11 εβδομάδων με μέσο βάρος σώματος 160 gr, όπου λήφθηκαν από την Ιαπωνία. Οι αρουραίοι διατηρήθηκαν σε δίαιτα ασβεστίου 1% (Oriental Yeast, Tokyo, Japan). Από την αρχή μέχρι το τέλος του πειράματος οι αρουραίοι κρατήθηκαν κάτω από τις παρακάτω συνθήκες: θερμοκρασία δωματίου  $23^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$ , υγρασία  $60\%\pm 10\%$  και αναμμένα φώτα για 12 ώρες/μέρα (800-2000). Όλα τα ζώα διατηρήθηκαν και χρησιμοποιήθηκαν σύμφωνα με οδηγό για την φροντίδα και χρήση από εργαστήρια ζώων (Nihon University School of Dentistry at Matsudo).

Καταρχήν για να εξεταστεί η απώλεια οστού της κάτω γνάθου και του μηρού που προκλήθηκε από έλλειψη οιστρογόνου, αναισθητοποιήθηκαν 30 αρουραίοι ηλικίας 26 εβδομάδων με την χρήση 35mg/kg πεντοβαρβιτάλης (pentobarbital) και μετά τους έγινε ωοθηκεκτομή (OVX). Δώδεκα αρουραίοι «εικονικά» που έχουν δεχθεί ωοθηκεκτομή (Sham) δηλαδή οι ωοθήκες εκτέθηκαν αλλά δεν μετακινήθηκαν. Επιπρόσθετα για να εξασφαλιστεί κλινικά η οστεοπόρωση στους αρουραίους, οι OVX και Sham αρουραίοι διατηρήθηκαν με δίαιτα ασβεστίου 0.1%. Η βασική (Basal) ομάδα των 12 αρουραίων διατηρήθηκε σε δίαιτα ασβεστίου 1.0% για να συγκριθεί η επίδραση της διαίτας χαμηλού ασβεστίου στο φαινόμενο της οστεοπόρωσης. Μετά από 4 εβδομάδες δόθηκε υποδερμικά σε 15 OVX αρουραίους *etidronate* με δόση 5 mg/kg την μέρα, 5 μέρες την εβδομάδα, για 2 εβδομάδες (OVX+*etidronate*). Μέχρι την χρήση τους οι δεκαπέντε OVX αρουραίοι χρησίμεψαν σαν έλεγχοι. Την 16<sup>η</sup> εβδομάδα οι αρουραίοι θυσιάστηκαν και η κάτω γνάθος και ο μηρός αποσπάστηκαν. Ο μαλακός ιστός γύρω από το οστό απομακρύνθηκε και τόσο η κάτω γνάθος όσο και ο μηρός βυθίστηκαν σε 70% αιθανόλη.

Η μέτρηση των γεωμετρικών και πυκνομετρικών ιδιοτήτων του μηρού και της κάτω γνάθου διεξήχθη κάνοντας χρήση του συστήματος της περιφερικής υπολογιστικής ποσοτικής τομογραφίας (pQCT) με έκδοση λογισμικού XCT-540. Κατά την διάρκεια της μέτρησης το οστό τοποθετήθηκε σε ένα κοντέινερ γεμάτο με 70% αιθανόλη. Έγινε σάρωση του μέσου άξονα μιας φέτας ενός αντιπροσωπευτικού δείγματος, πάχους 0.75mm από κάθε οστό με

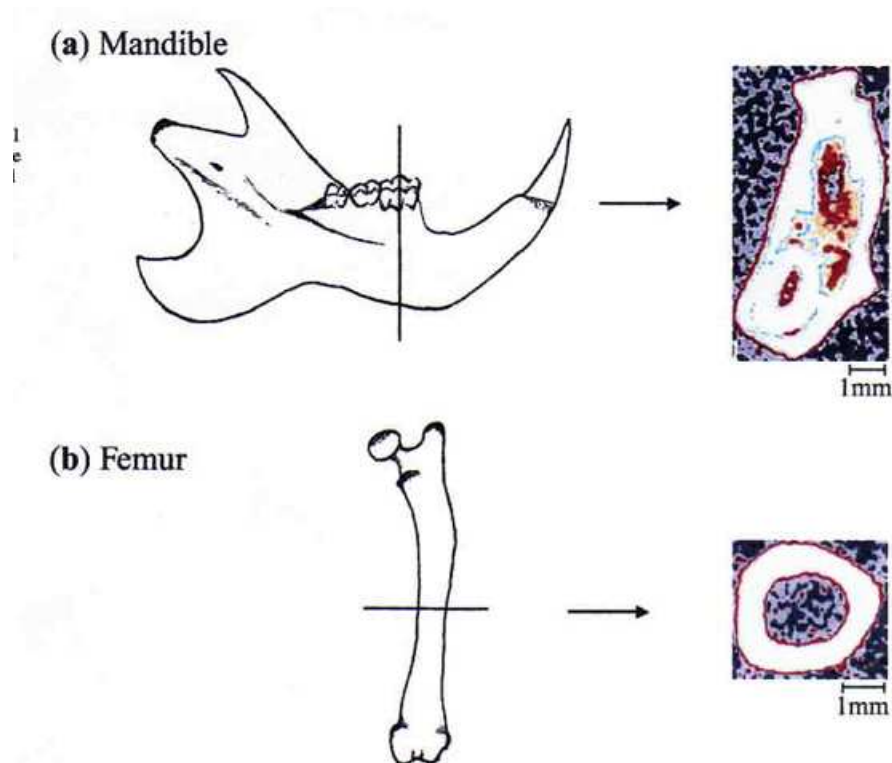
την χρήση ενός μεγέθους όγκου (voxel) 100μm και μια SV σάρωση με ταχύτητα 10 mm/s που μεγεθύνει τον διαχωρισμό. Για την κάτω γνάθο, το κομμάτι λήφθηκε από το μεσαίο άξονα του πρώτου γομφίου (Εικόνα 2.2.26a). Η περιοχή με ενδιαφέρον (ROI) για μέτρηση τέθηκε με το χέρι για να μειωθεί η επίδραση του γομφίου (στεφάνη δοντιού και ρίζα) και του κοπτήρα (ρίζα). Για την ανάλυση χρησιμοποιήθηκαν, για το περίγραμμα η μέθοδος 1 και το όριο 267 mg/cm<sup>3</sup>, για το φλοιό η μέθοδος 1 και η δικτυωτή περιοχή 30%-35%, και για το διαχωρισμό η μέθοδος 2 και το όριο 970 mg/cm<sup>3</sup>. Για τον μηρό, η γραμμική σάρωσης του μηριαίου άξονα επιτελέστηκε στο μεσαίο άξονα (14mm από τον ακραία ανάπτυξη του ελάσματος) (Εικόνα 2.2.26b). Για την ανάλυση χρησιμοποιήθηκαν, για το περίγραμμα η μέθοδος 2 και το όριο 267 mg/cm<sup>3</sup>, για το φλοιό η μέθοδος 4 και για το φλοιώδες οστό η μέθοδος 4 και ένα εσωτερικό όριο 750 mg/cm<sup>3</sup>.

Μετρήθηκαν, η μέση οστεϊκή πυκνότητα ολόκληρου του οστού (BMD), η φλοιώδης BMD, η φλοιώδης περιοχή οστού, το πάχος του φλοιώδους οστού, η επιφανειακή ροπή αδράνειας (CSMI) και ο πολικός δείκτης δύναμης (SSI). Τα CSMI και ο SSI υπολογίστηκαν αντίστοιχα από το λογισμικό pQCT όπως παρακάτω:

$$CSMI = \sum_{i=1}^n a_i r_i^n \quad (1)$$

$$SSI = \sum_{i=1}^n a_i r_i^2 CD / ND / r_{\max} \quad (2)$$

όπου  $r$  είναι η απόσταση από το voxel έως το κέντρο της βαρύτητας,  $a$  η περιοχή του voxel,  $r_{\max}$  η μέγιστη απόσταση από το voxel έως το κέντρο βάρους,  $CD$  η μετρημένη ογκομετρική πυκνότητα φλοιώδους οστού και  $ND$  η φυσιολογική πυκνότητα (1200 mg/cm<sup>2</sup>).

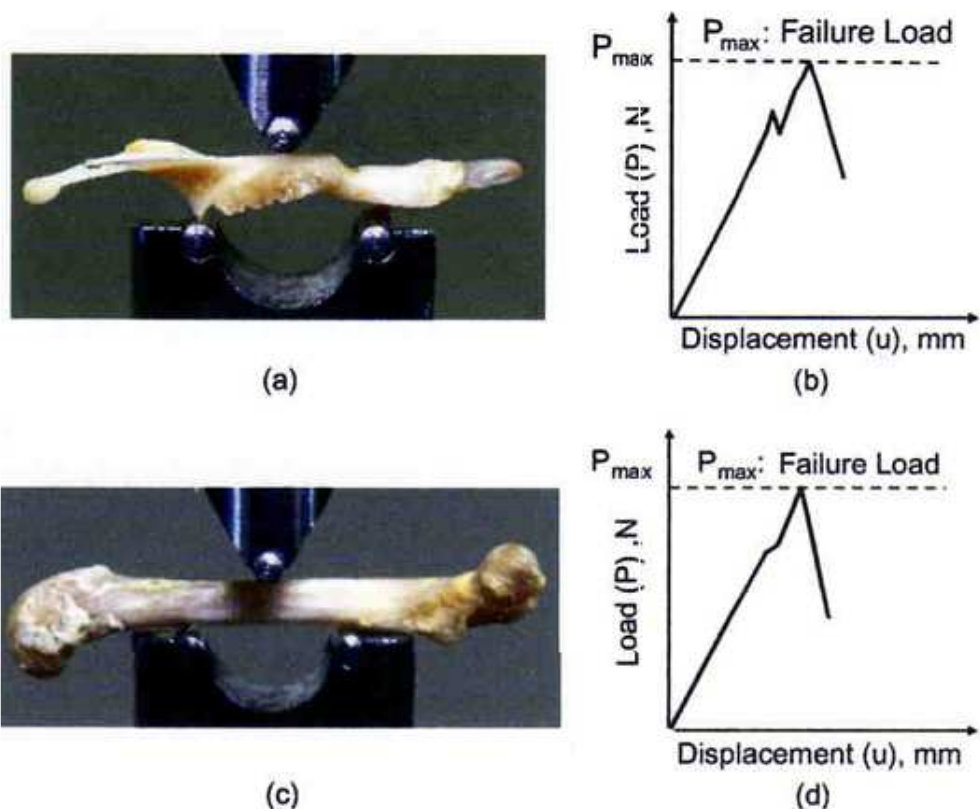


**Εικόνα 2.2.26:** Σκίτσο (a) κάτω γνάθος και (b) μηρός αρουραίου, αντιστοίχως, σημεία μέτρησης από περιφερική ποσοτική υπολογιστική τομογραφία (pQCT) και τυπική pQCT σάρωση στο μέσο του πρώτου γομφίου για την γνάθο και την μέση διάφυση του μηρού. Ο κοπήρας που μοιάζει με σχήμα αυγού κάτω αριστερά στο α, μπορεί να φανεί κάτω από το πρώτο γομφίο.

Μετά από τις pQCT μετρήσεις και τα δύο, η κάτω γνάθος και ο μηρός τοποθετήθηκαν σε ένα σύστημα δοκιμής με κομπιούτερ υπολογισμού INSTRON. Η μέτρηση εκτελέστηκε σε θερμοκρασία δωματίου στην συσκευή με ένα άνοιγμα μήκους 10 mm. Η αριστερή και η δεξιά κάτω γνάθος όπως και ο μηρός μετρήθηκαν ξεχωριστά και επεξεργάστηκαν σαν δεδομένα μοναδικού σημείου, αντίστοιχα. Η κάτω γνάθος τοποθετήθηκε έτσι ώστε η στοματική κοιλότητα να βλέπει προς τα πάνω (Εικόνα 2.2.27a). Το κεντρικό σημείο φόρτισης ευθυγραμμίστηκε στο πρώτο γραμμομοριακό σημείο του μέσου. Σημείωση ότι κατά τη διάρκεια της δοκιμής ο παρών κοπήρας μαζί με το σώμα της γνάθου δεν μετακινήθηκε πριν τη δόκιμη γιατί η μετακίνηση θα μπορούσε ενδεχομένως να προκαλέσει σπάσιμο της κάτω γνάθου ή να διαφοροποιήσει τις μηχανικές ιδιότητες. Επιπλέον για να κάνουμε συγκρίσεις μεταξύ των ομάδων, υποθέσαμε ότι η επίδραση του κοπήρα στην κατασκευή στις γεωμετρικές και πυκνομετρικές ιδιότητες της κάτω γνάθου ήταν ίδια σε όλες τις ομάδες. Ο μηρός τοποθετήθηκε οριζόντια

με την πρόσθια επιφάνεια προς τα πάνω και η δύναμη φόρτισης κατευθυνόταν κάθετα στο μέσο άξονα του οστού (Εικόνα 2.2.27b). Κατά την διάρκεια της δοκιμής της κάμψης η δύναμη φόρτισης ήταν θλιπτική με σταθερή ταχύτητα κεφαλής κυλίνδρου 5 mm/min μέχρι να σπάσει.

Τα δεδομένα από την pQCT μέτρηση και την δοκιμή κάμψης τριών σημείων αναλύθηκαν με την χρήση της παραμετρικής μεθόδου. Για κάθε μια από τις εξαρτημένες μεταβλητές (φορτίο αποτυχίας, BMD, περιοχή οστού, πυκνότητα οστού, CSMI και SSI) εκτελέστηκε μια ανάλυση δύο τρόπων για τις μεταβλητές με χαμηλό ασβέστιο, η ωοθηκεκτομή και η θεραπεία. Η στατιστική σημαντικότητα των διαφορών μεταξύ των τιμών αυτών των ομάδων αποτιμήθηκε από την ανάλυση διακύμανσης (ANOVA) και των πολλαπλών συγκρίσεων δοκιμών (MANOVA) όπου εκτελέστηκαν χρησιμοποιώντας την δοκιμή Newman-Keuls.



**Εικόνα 2.2.27: Κάμψη τριών σημείων και σχέση μεταξύ της μετατόπισης και του φορτίου για την κάτω γνάθο (a,b) και το μηρό (c,d), αντίστοιχα.**

Η τιμή P που προέκυψε μικρότερη από 0.05 θεωρήθηκε σημαντική. Η στατιστική ανάλυση εκτελέστηκε χρησιμοποιώντας το πρόγραμμα Statistica Version 5J.

Οι πυκνομετρικές και γεωμετρικές ιδιότητες που μετρήθηκαν από την pQCT στη κάτω γνάθο και το μηρό αρουραίου σε κάθε ομάδα συνοψίζονται στον πίνακα 2.2.28. Στην κάτω γνάθο η ολική BMD, η φλοιώδες BMD, η περιοχή φλοιώδους οστού, η πυκνότητα του φλοιώδους οστού, η CSMI και SSI ήταν σημαντικά χαμηλότερες στην ομάδα Sham από ότι στην ομάδα Basal. Η ωοθηκεκτομή επιπλέον οδήγησε σε πραγματική μείωση της ολικής BMD, αλλά όχι στη φλοιώδες BMD, στη περιοχή του φλοιώδους οστού, στη πυκνότητα του φλοιώδους οστού, τις CSMI και SSI. Στο μηρό η ολική BMD, η φλοιώδες BMD, η περιοχή φλοιώδους οστού, η πυκνότητα του φλοιώδους οστού, η CSMI και SSI ήταν σημαντικά χαμηλότερες στην Sham ομάδα από ότι στην Basal ομάδα. Η ωοθηκεκτομή επιπλέον οδήγησε σε πραγματική μείωση στην ολική BMD, και στη φλοιώδες BMD, αλλά όχι στη περιοχή φλοιώδους οστού, τις CSMI και SSI. Η θεραπεία με etidronate οδήγησε σε σημαντική αύξηση στην ολική BMD, στο φλοιώδες BMD, στην περιοχή φλοιώδους οστού και SSI αλλά όχι στη CSMI.

**Πίνακας 2.2.28: Πυκνομετρικές και γεωμετρικές παράμετροι της κάτω γνάθου και του μηρού που έχουν μετρηθεί με pQCT.**

Groups	Basal (n = 12)	Sham (n = 12)	OVX (n = 15)	OVX+Editronate(n =15)
<b>Mandible</b>				
Total BMD(mg/cm <sup>3</sup> )	939.65±13.95	921.78±19.04	895.26±20.82	925.23±19.98
Cortical BMD(mg/cm <sup>3</sup> )	1271.89±11.17	1279.40±8.96	1284.17±10.05	1283.64±8.54
Cortical bone area (mm <sup>2</sup> )	5.38±0.39	4.79±0.36	4.74±0.29	5.09±0.35
Cortical bone thickness(mm)	0.49±0.03	0.44±0.03	0.43±0.02	0.46±0.04
CSMI (mm <sup>4</sup> )	15.70±1.73	13.85±1.45	14.61±1.70	15.10±1.57
SSI (mm <sup>3</sup> )	7.97±0.64	7.34±0.56	7.46±0.57	7.74±0.45
<b>Femur</b>				
Total BMD (mg/cm <sup>3</sup> )	950.23±29.95	893.88±48.16	836.22±40.36	918.56 ±35.16
Cortical BMD(mg/cm <sup>3</sup> )	1334.15±11.97	1313.79±16.06	1292.19±16.61	1322.75±9.88
Cortical bone area (mm <sup>2</sup> )	4.76±0.25	4.40±0.21	4.26±0.30	4.69±0.24
Cortical bone thickness(mm)	0.65±0.03	0.60±0.03	0.56±0.30	0.63±0.02
CSMI (mm <sup>4</sup> )	3.15±0.30	2.92±0.30	3.03±0.39	3.22±0.39
SSI (mm <sup>3</sup> )	4.63±0.41	4.23±0.32	4.17±0.36	4.57±0.39

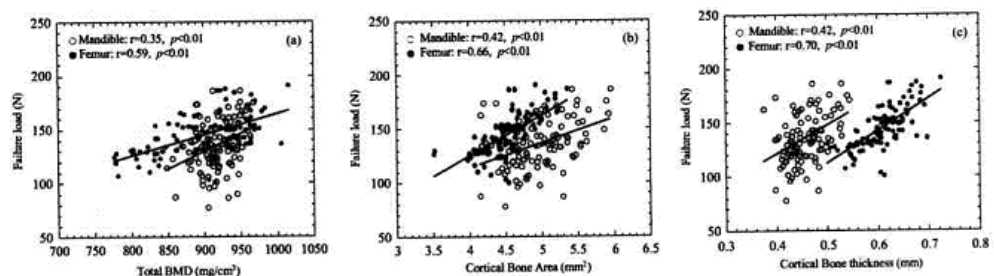
Ο πίνακας 2.2.29 δείχνει το μέσο φορτίο αστοχίας της κάτω γνάθου και του μηρού. Στην κάτω γνάθο το φορτίο αστοχίας ήταν 12% χαμηλότερο στην Sham ομάδα απ' ότι στην Basal ομάδα σαν αποτέλεσμα της χαμηλής διαίτας ασβεστίου (0.1% Ca διαίτα). Η ωοθηκεκτομή επιπλέον οδήγησε σε 8% ελάττωση στο φορτίο αστοχίας συγκρινόμενο με την ομάδα Sham. Η etidronate θεραπεία οδήγησε σε περίπου 17% αύξηση του φορτίου αστοχίας

σε σχέση με την OVX ομάδα. Στο μηρό το φορτίο αστοχίας ήταν σημαντικά χαμηλότερο (15%) στην Sham ομάδα απ' ό τι στην Basal ομάδα. Η ωοθηκεκτομή επιπλέον οδήγησε σε περίπου 7% μείωση. Η etidronate θεραπεία οδήγησε σε 18% αύξηση του φορτίου αστοχίας συγκρινόμενο με την OVX ομάδα.

**Πίνακας 2.2.29: Φορτίο αστοχίας στην κάμψη τριών σημείων για την κάτω γνάθο και το μηρό αρουραίου.**

Groups	Basal (n = 12)	Sham (n = 12)	OVX (n = 15)	OVX+Editronate(n =15)
Mandible				
Failure Load (N)	149.71 ± 19.74	132.32 ± 24.19	121.17 ± 17.12	141.71 ± 21.56
Femur				
Failure Load (N)	162.22 ± 17.06	138.38 ± 15.74	128.85 ± 9.73	152.60 ± 12.82

Στον πίνακα 2.2.30 φαίνεται η σχέση μεταξύ των γεωμετρικών και πυκνομετρικών παραμέτρων και το φορτίο αστοχίας στην κάτω γνάθο και το μηρό σε όλες τις ομάδες. Στην κάτω γνάθο, το φορτίο αστοχίας σχετίζεται με την ολική BMD, την περιοχή του φλοιώδους οστού, την πυκνότητα του φλοιώδους οστού, τις CSMI και SSI (Πίνακας 2.2.30, εικόνα 2.2.31). Η υψηλότερη συσχέτιση μετρήθηκε μεταξύ της περιοχής του φλοιώδους οστού, την πυκνότητα φλοιώδους οστού και το φορτίο αστοχίας ( $r=0.42$ ,  $P<0.01$ ). Στο μηρό σημαντικοί συσχετισμοί παρατηρήθηκαν μεταξύ του φορτίου αστοχίας, της ολικής BMD, της φλοιώδους περιοχής οστού και της πυκνότητας φλοιώδους οστού φορτίου αστοχίας, της ολικής BMD, της φλοιώδους περιοχής οστού και της πυκνότητας φλοιώδους οστού (Πίνακας 2.2.30, Εικόνα 2.2.31). Η υψηλότερη συσχέτιση λήφθηκε μεταξύ της πυκνότητας φλοιώδους οστού και του φορτίου αστοχίας ( $r=0.70$ ,  $P<0.01$ ). Επιπλέον, αυτοί οι συσχετισμοί ήταν υψηλότεροι στο μηρό παρά στην κάτω γνάθο.



**Εικόνα 2.2.30: Συσχετισμός μεταξύ φορτίου αστοχίας και ολικής πυκνότητας ανόργανης ύλης του οστού (a), περιοχή φλοιώδους οστού (b), πυκνότητα φλοιώδους οστού (c) για την κάτω γνάθο και το μηρό όλων των ομάδων :○ γνάθος, ● μηρός**

**Πίνακας 2.2.31: Συντελεστές συσχετισμού μεταξύ φορτίου αστοχίας και πυκνομετρικών και γεωμετρικών ιδιοτήτων για την κάτω γνάθο και το μηρό**

All groups (n = 108)	r	P
<b>Mandible</b>		
Total BMD(mg/cm <sup>3</sup> )	0.35	<0.01
Cortical bone area (mm <sup>2</sup> )	0.42	<0.01
Cortical bone thickness (mm)	0.42	<0.01
CSMI (mm <sup>4</sup> )	0.37	<0.01
SSI (mm <sup>3</sup> )	0.41	<0.01
<b>Femur</b>		
Total BMD(mg/cm <sup>3</sup> )	0.59	<0.01
Cortical bone area (mm <sup>2</sup> )	0.66	<0.01
Cortical bone thickness (mm)	0.70	<0.01
CSMI (mm <sup>4</sup> )	0.42	<0.01
SSI (mm <sup>3</sup> )	0.42	<0.01

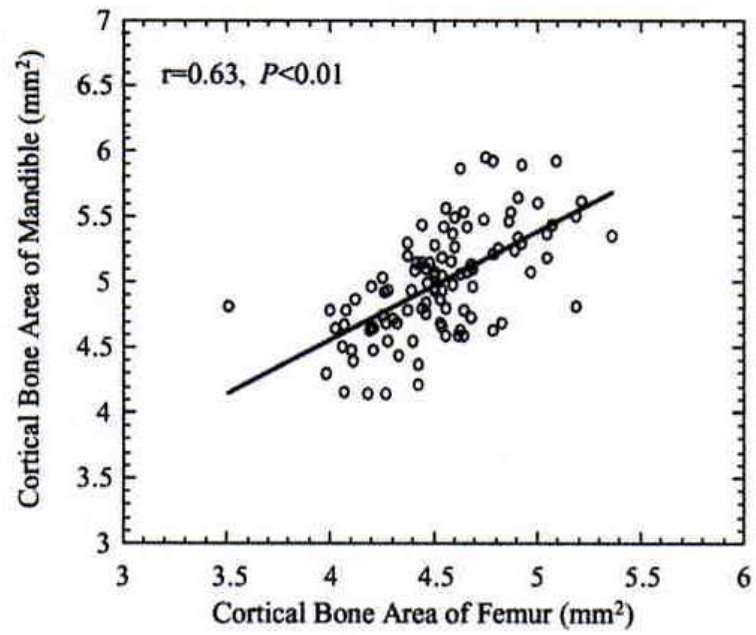
Η στατιστική ανάλυση της pQCT αποτίμησε τις μεταβλητές, τις γεωμετρικές ιδιότητες και την σύγκριση φορτίου μεταξύ της κάτω γνάθου και του μηρού που εκτελέστηκαν σε όλες τις ομάδες (Πίνακας 2.2.32). Η ολική BMD, η περιοχή του φλοιώδους οστού, η πυκνότητα και το φορτίο αστοχίας της κάτω γνάθου συσχετίστηκαν με αυτά του μηρού.

Η υψηλότερη συσχέτιση μεταξύ της κάτω γνάθου και του μηρού εμφανίστηκε στην περιοχή του φλοιώδους οστού (Εικόνα 2.2. 33).

**Πίνακας 2.2.32: Συντελεστές συσχετισμού για πυκνομετρικές και γεωμετρικές ιδιότητες και φορτίο αστοχίας μεταξύ κάτω γνάθου και μηρού.**

All groups (n = 108)	r	P
<b>Total BMD(mg/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>0.51</b>	<b>&lt;0.01</b>
<b>Cortical bone area (mm<sup>2</sup>)</b>	<b>0.63</b>	<b>&lt;0.01</b>
<b>Cortical bone thickness (mm)</b>	<b>0.45</b>	<b>&lt;0.01</b>
<b>CSMI (mm<sup>4</sup>)</b>	<b>0.41</b>	<b>&lt;0.01</b>
<b>SSI (mm<sup>3</sup>)</b>	<b>0.19</b>	
<b>Failure load (N)</b>	<b>0.45</b>	<b>&lt;0.01</b>





Εικόνα 2.2.33: Συσχετισμός της περιοχής του φλοιώδους οστού μεταξύ κάτω γνάθου και του μηρού για όλες τις ομάδες.



## Κεφάλαιο 3

### Πειραματική Διαδικασία

#### 3.1 Πείραμα Κάμψης

Στο πείραμα που διεξάχθηκε στο εργαστήριο της εμβιομηχανικής για την κάμψη τριών σημείων χρησιμοποιήθηκαν ως πειραματικά δοκίμια, ζεύγη μηριαίων οστών από Wistar αρουραίους. Συνολικά χρησιμοποιήθηκαν 74 μηριαία οστά, 37 δεξιά και 37 αριστερά. Τα πειράματα έγιναν σε 6 ημέρες και διαρκούσαν γύρω στις 3 με 4 ώρες, ανάλογα με τον αριθμό των ζευγαριών από μηριαία οστά που έφθαναν στο εργαστήριο. Τα οστά που κατέφθαναν στο εργαστήριο ήταν καθαρισμένα και αποστειρωμένα μετά την ευθανασία των Wistar ποντικών. Τα πειράματα γίνονταν απευθείας μετά την παραλαβή των οστών με σκοπό να μην αλλοιωθούν οι μηχανικές ιδιότητες αυτών. Στη συνέχεια μετά το τέλος των πειραματικών δοκιμών φυλάσσονταν στο ψυγείο για να εξακολουθήσουν να διατηρούν τις ιδιότητές τους και να μην αλλοιωθούν, ώστε να μπορέσω να εκτελέσω την περαιτέρω επεξεργασία σε αυτά που περιγράφονται παρακάτω. Τα πειραματόζωα είχαν χωριστεί σε 4 ομάδες ανάλογα με κάποια χαρακτηριστικά, όπως φαίνεται στο παρακάτω πίνακα:

Πίνακας 3.1

Ομάδα	Νερό	Εκχύλισμα	Άσκηση
1	X		
2	X		X
3		X	
4		X	X

Τα μηριαία οστά αριθμήθηκαν και καταχωρήθηκαν σε πίνακες αναφοράς με βάση την ομάδα που ανήκουν. Κατά την αρίθμηση των οστών των ποντικών για να υπάρχει μια μόνιμη διάκριση μεταξύ του αριστερού και δεξιού μηρού κάθε ζεύγους, πριν τον αριθμό έχουμε χρησιμοποιήσει το συμβολισμό *LF* (Left Femur) για τα αριστερά και *RF* (Right Femur) για τα δεξιά οστά. Στους συγκεκριμένους πίνακες αναγράφεται το αρχικό μήκος κάθε οστού (πίνακες 3.2-3.3).

Πίνακας 3.2 Αριστερά Μηριαία οστά (Left Femur)

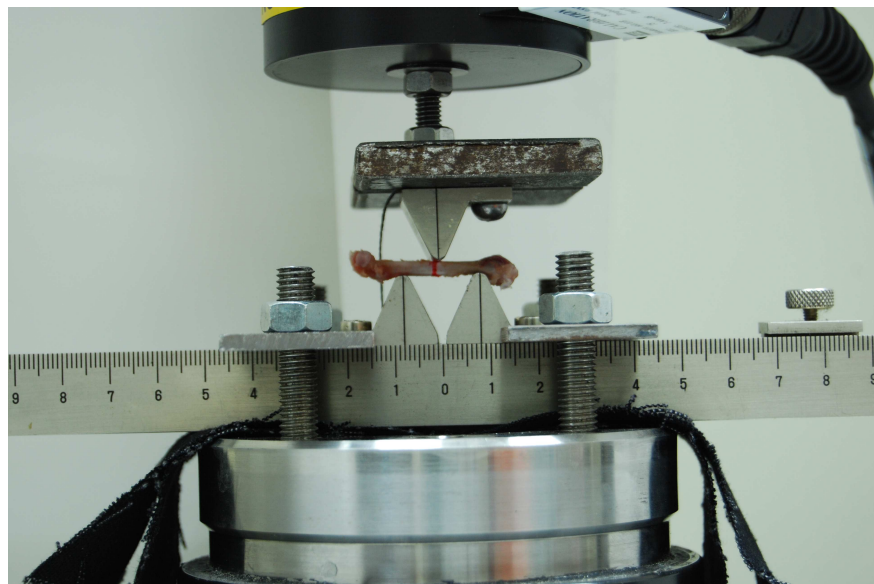
Group 1		Group 2		Group 3		Group 4	
No	Αρχικό μήκος (mm)	No	Αρχικό μήκος (mm)	No	Αρχικό μήκος (mm)	No	Αρχικό μήκος (mm)
LF 3	36,25	LF 2	35,8	LF 7	34,55	LF 11	37,3
LF 5	34,1	LF 9	34,7	LF 8	34,5	LF 12	34,6
LF 6	35,4	<b>LF 14</b>	36	LF 21	34,35	LF 26	33,3
LF 16	37,5	LF 17	35,75	LF 24	36,35	LF 29	35
LF 22	37,3	LF 18	35,75	LF 25	35,2	LF 30	35,5
LF 23	37,4	LF 19	36,25	LF 31	35,8	<b>LF 33</b>	38,1
LF 41	36,7	LF 20	36,65	LF 32	34	LF 34	34,5
		LF 27	34,35	LF 39	35,9	LF 35	36,8
		LF 28	35,2	LF 40	37,8	LF 37	36,9
				LF 42	38,1	<b>LF 38</b>	35,4
				LF 43	35,95		

Πίνακας 3.3 Δεξιά Μηριαία οστά (Right Femur)

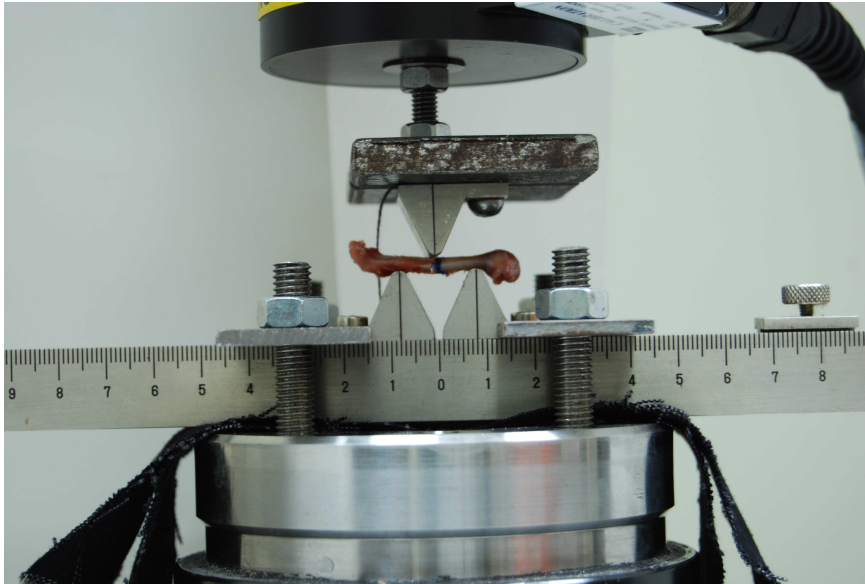
Group 1		Group 2		Group 3		Group 4	
No	Αρχικό μήκος (mm)	No	Αρχικό μήκος (mm)	No	Αρχικό μήκος (mm)	No	Αρχικό μήκος (mm)
RF 3	36,4	RF 2	35,8	RF 7	34,95	<b>RF 11</b>	37,6
RF 5	34	RF 9	35,3	RF 8	34,6	RF 12	34,3
RF 6	35,4	<b>RF 14</b>	37,5	RF 21	34,2	RF 26	33,3
RF 16	37,25	RF 17	36,1	<b>RF 24</b>	36,45	RF 29	34,9
RF 22	37,3	RF 18	35,8	RF 25	35,4	RF 30	36,3
RF 23	37,8	<b>RF 19</b>	36,4	RF 31	35,6	<b>RF 33</b>	37,7
RF 41	36,6	RF 20	36,5	RF 32	33,9	RF 34	34,6
		RF 27	34,5	RF 39	35,9	RF 35	37
		RF 28	35,5	RF 40	37,35	RF 37	36,8
				RF 42	37,9	RF 38	35,75
				RF 43	35,2		

Τα πειράματα διεξήχθησαν στην ειδική μηχανή 858 Mini Bionix. Στο πάνω μέρος της μηχανής υπάρχει ένα μεγάλο έμβολο που κατεβαίνει προς τα κάτω, όταν γίνεται το πείραμα κάμψης. Στο κάτω μέρος της υπάρχει μια ειδικά διαμορφωμένη αρπάγη πάνω στην οποία στηρίζονται τα οστά. Η απόσταση των δύο άκρων της αρπάγης ήταν σταθερή σε όλη την διάρκεια των πειραμάτων και ίση με 16 mm. Τα οστά τοποθετούνταν στην αρπάγη πάντα με τον ίδιο τρόπο, είτε ήταν τα δεξιά μηριαία, είτε τα αριστερά. Αυτό γινόταν ώστε το κάθε πείραμα να γίνεται κάτω από τις ίδιες συνθήκες και να υπάρχει επαναληψιμότητα για να γίνει πιο σωστή στατιστική μελέτη των

αποτελεσμάτων. Ο τρόπος που τοποθετούνταν τα οστά έπρεπε να είναι τέτοιος ώστε το φορτίο να επιβάλλεται κάθετα στο μέσο του μήκους του άξονά τους. Όπως ανέφερα παραπάνω είχε μετρηθεί το αρχικό μήκος για κάθε οστό, οπότε με βάση αυτό ήταν γνωστό το μέσο του μήκους του άξονα του μηριαίου οστού. Έτσι πριν από την εκτέλεση των πειραμάτων με την χρήση ενός μαρκαδόρου χαραχθηκε σε κάθε οστό το σημείο που ήταν το μέσο του μήκους του άξονα του μηρού. Με μαρκαδόρο κόκκινου χρώματος ζωγραφίστηκε το μέσο του μήκους του άξονα του αριστερού μηριαίου οστού και με μπλε χρώμα το μέσο του μήκους του άξονα του δεξιού μηρού. Χρησιμοποιήθηκε διαφορετικό χρώμα για τα αριστερά και δεξιά οστά για να γίνεται πιο εύκολη η διάκριση μεταξύ τους και να γίνεται πιο εύκολη η συλλογή στοιχείων κατά την διάρκεια των πειραμάτων. Κατά την διεξαγωγή του πειράματος κάμψης πάρθηκαν πολλές φωτογραφίες για κάθε δοκίμιο, από την εκκίνηση του εμβόλου που κατέβαινε σταδιακά και πίεζε το οστό μέχρι την παραμόρφωση αυτού και τελικά την αστοχία του. Αυτό συνέβη για να μπορούμε αργότερα να ανατρέξουμε σε αυτές και να διαπιστώσουμε μήπως έγινε κάποιο τυχαίο λάθος κατά την διαδικασία. Παρακάτω υπάρχουν δύο φωτογραφίες που φαίνεται η αρπάγη με το τοποθετημένο οστό καθώς και το έμβολο που ολισθαίνει σταδιακά πάνω από αυτό (Εικόνες 3.1.1-3.1.2).



**Εικόνα 3.1.1: Πείραμα κάμψης για το δοκίμιο LF 09. Το μέσο του οστού έχει χαραχτεί με κόκκινο χρώμα.**



**Εικόνα 3.1.2:** Πείραμα κάμψης για το δοκίμιο RF 09 λίγο πριν την τελική αστοχία του οστού. Το μέσο του οστού έχει χαραχτεί με μπλε χρώμα.

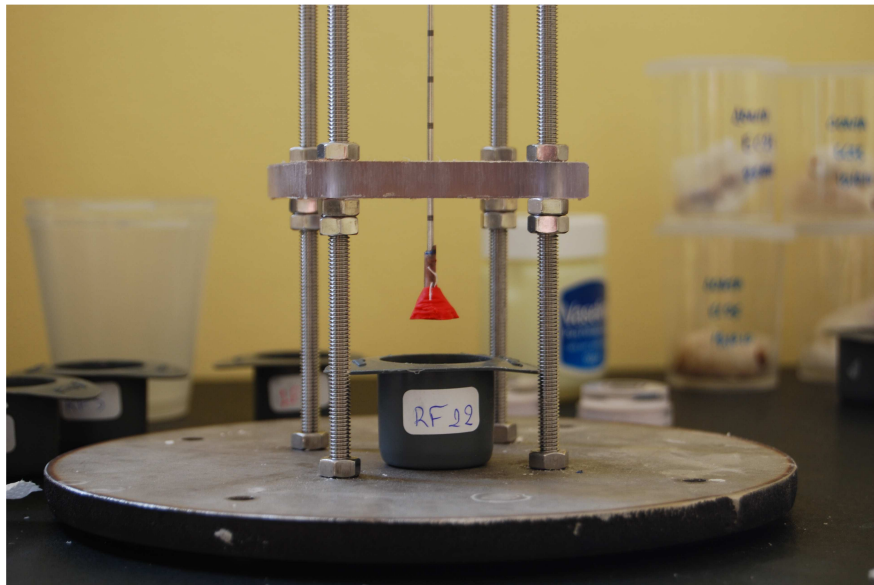
Τέλος η μηχανή αυτή ήταν συνδεδεμένη με ένα ηλεκτρονικό υπολογιστή και ένα συγκεκριμένο πρόγραμμα που χρησιμοποιείται για την εκτέλεση πειραμάτων (τριών ή τεσσάρων σημείων) κάμψης. Στη μηχανή αυτή μπορεί να ασκηθεί φορτίο μέχρι 15 kN. Τα φορτία που ασκήθηκαν κατά την διάρκεια των πειραμάτων στα δοκίμια, οι μετατοπίσεις, καθώς και η χρονική διάρκεια διεξαγωγής αυτών καταγράφηκαν στον υπολογιστή. Όλα τα πειράματα έγιναν με ρυθμό 1 mm/min.

### **3.2 Δεύτερο μέρος πειραματικής διαδικασίας**

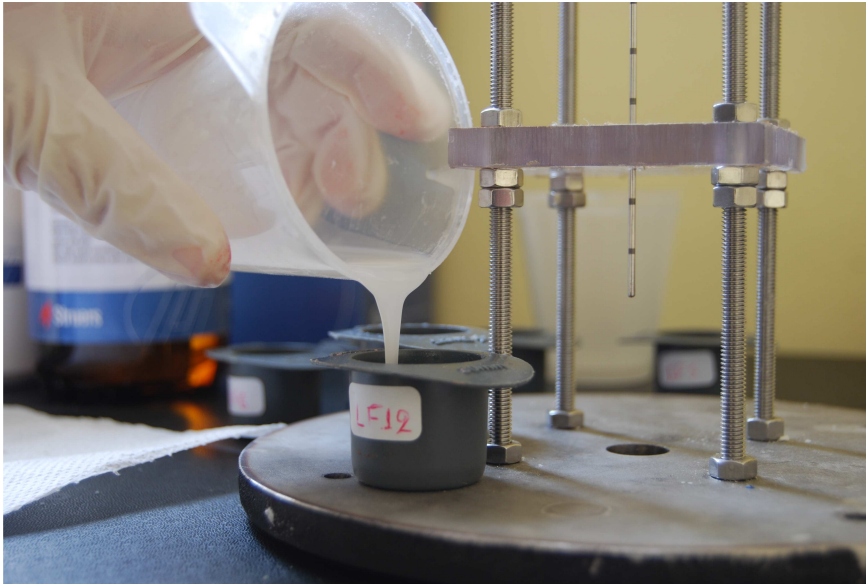
Επειδή ήθελα να υπολογίσω τις ακριβείς τάσεις που ασκούνται στο μέσο του μήκους του οστού κατά την διάρκεια της κάμψης σε αυτό, στο δεύτερο μέρος της πειραματικής διαδικασίας έπρεπε να μελετήσω την ακριβή γεωμετρία και διατομή του οστού, αφότου αστόχησε. Το μηριαίο οστό από ποντίκια είναι πολύ μικρό σε μέγεθος και πολύ εύθραυστο. Μέχρι τώρα με βάση άρθρα που μελέτησα για το συγκεκριμένο θέμα δεν βρήκα πουθενά κάποιο ιδιαίτερο τρόπο ή ιδιαίτερο μηχανισμό, με όργανα μέτρησης για το συγκεκριμένο σκοπό μελέτης. Για την πραγματοποίησή αυτού έπρεπε να σκεφτώ ένα τρόπο πως θα λάμβανα μια εικόνα της διατομής του οστού, όπως ακριβώς ήταν στην πραγματικότητα για να μπορέσω να τη μελετήσω και τελικά να μετρήσω την τάση που ασκείται σε αυτό. Ένας τρόπος που σκέφτηκα σε συνεργασία με τον επιβλέποντα καθηγητή μου ήταν η φωτογραφία του οστού

σε στερεοσκόπιο. Για να γίνει όμως αυτό έπρεπε να απομονώσω το οστό και να το τοποθετήσω με τέτοιο τρόπο κάθετα στο φακό του στερεοσκοπίου ώστε να μπορέσω τελικά να πάρω μια φωτογραφία της διατομής αυτού. Για να καταφέρω κάτι τέτοιο χρησιμοποίησα ρητίνη ταχείας πήξεως. Η διαδικασία του τρόπου αυτού έχει ως εξής. Μετά την αστοχία του οστού και το σπάσιμο αυτού σε 2 μέρη, επέλεξα ένα μέρος εκ των δύο, στην περίπτωση εδώ το μέρος του γονάτου. Χρησιμοποιώντας μικρά κυλινδρικά δοχεία τοποθέτησα το μέρος του οστού κάθετα μέσα στο δοχείο με την βοήθεια μια μικρής μηχανής που φτιάχτηκε στο εργαστήριο της εμβιομηχανικής (Εικ. 3.2.1).

Για να σταθεροποιηθούν καλύτερα τα οστά στο κάτω άκρο αυτών είχα βάλει πλαστελίνη για να κολλήσουν στο πάτο του δοχείου κατά την τοποθέτησή τους και να μην γείρουν. Μετά τοποθετήθηκε ένα μείγμα ρητίνης μες το δοχείο. Στην συνέχεια το δοχείο με το οστό και την ρητίνη αφέθηκε στην άκρη του πάγκου εργασίας για να σταθεροποιηθεί το μείγμα (Εικ. 3.2.2).



**Εικόνα 3.2.1: Τοποθέτηση οστού -RF12 κάθετα στο δοχείο, που θα τοποθετηθεί αργότερα ρητίνη. Με κόκκινο χρώμα στο κάτω μέρος του οστού φαίνεται η πλαστελίνη που έχει τοποθετηθεί για την σταθεροποίησή του στο δοχείο.**



**Εικόνα 3.2.2:** Μείγμα ρητίνης εισάγεται στο δοχείο όπου έχει τοποθετηθεί το οστό.

Όλα τα δοχεία ήταν αριθμημένα ανάλογα με το οστό που τοποθετούνταν κάθε φορά. Μετά από 20 λεπτά περίπου ή λίγο παραπάνω τα δοκίμια οστού-ρητίνη αφαιρούνταν από τα δοχεία. Με χοντρό μαρκαδόρο αναγραφόταν ο αριθμός του δοκιμίου πάνω στην ρητίνη για να ξεχωρίζουν τα οστά-ρητίνη μεταξύ τους και να μην γίνει κάποιο λάθος στην πορεία της πειραματικής διαδικασίας. Κάποια οστά δεν χρησιμοποιήθηκαν στην διαδικασία με ρητίνη γιατί, είτε είχαν σπάσει πολύ ακανόνιστα (λοξά προς τη μεριά του γονάτου), είτε είχαν διαμελιστεί σε 3 μέρη αντί για δυο. Η εύρεσης διατομής των συγκεκριμένων οστών δεν ήταν δυνατή και δεν έχουν συμπεριληφθεί στα τελικά στατιστικά αποτελέσματα.

### **3.3 Λείανση και φωτογραφίες στο στερεοσκόπιο**

Επειδή κατά την διάρκεια της κάμψης τα οστά δεν έσπασαν καταμεσής του μήκους του οστού, ούτε επίσης έσπασαν με τέλειο τρόπο ώστε να διακρίνεται επακριβώς η διατομή του οστού, πριν την εξέταση των δοκιμίων των οστών στο στερεοσκόπιο έγινε λείανση του οστού-ρητίνης. Με την έννοια λείανση θέλω να αναφερθώ στην επεξεργασία που έγινε στα δοκίμια οστά-ρητίνη στο εργαστήριο των Ναυπηγών με την μηχανή λείανσης στην εξωτερική τους επιφάνεια. Όπως ανέφερα δεν έσπασαν τα οστά με τέλειο τρόπο, εννοώντας ότι κάποια από αυτά έσπασαν πολύ λοξά έχοντας κάποιες προεξοχές και η διατομή τους δεν φαινόταν ολόκληρη αλλά η μισή. Με



λείανση της εξωτερικής επιφάνειας των οστών-ρητίνη κατάφερα να απομακρύνω τις όποιες ατέλειες φαίνονταν στο δοκίμιο και απέκτησα μια λεία επιφάνεια αυτού με ευδιάκριτη την διατομή του οστού που αναζητούσα. Έτσι αφού τελείωσα με αυτό που ήταν μια πολύωρη και απαραίτητα προσεγμένη διαδικασία ακολούθησε η εξέταση και φωτογράφιση των δοκιμίων οστού-ρητίνης στο στερεοσκόπιο. Το στερεοσκόπιο που χρησιμοποιήθηκε ήταν συνδεδεμένο με Η/Υ, οπότε οι φωτογραφίες που λήφθηκαν από τα οστά-ρητίνη αποθηκεύτηκαν εκεί. Στον Η/Υ υπάρχει το πρόγραμμα Image Pro Plus που λαμβάνει και επεξεργάζεται τις φωτογραφίες των δοκιμίων που παίρνονται από το στερεοσκόπιο. Στο Image Pro Plus οι φωτογραφίες που λαμβάνονται αποθηκεύονται σε μορφή αρχείου tiff, αφότου προηγουμένως έχει ορισθεί η επιθυμητή κλίμακα για το μέγεθος της φωτογραφίας. Στην δεδομένη περίπτωση και για τα 74 δοκίμια οστό-ρητίνη οι φωτογραφίες πάρθηκαν με τον ίδιο τρόπο και τις ίδιες ρυθμίσεις και σε όλες χρησιμοποιήθηκε κλίμακα του 1 mm.

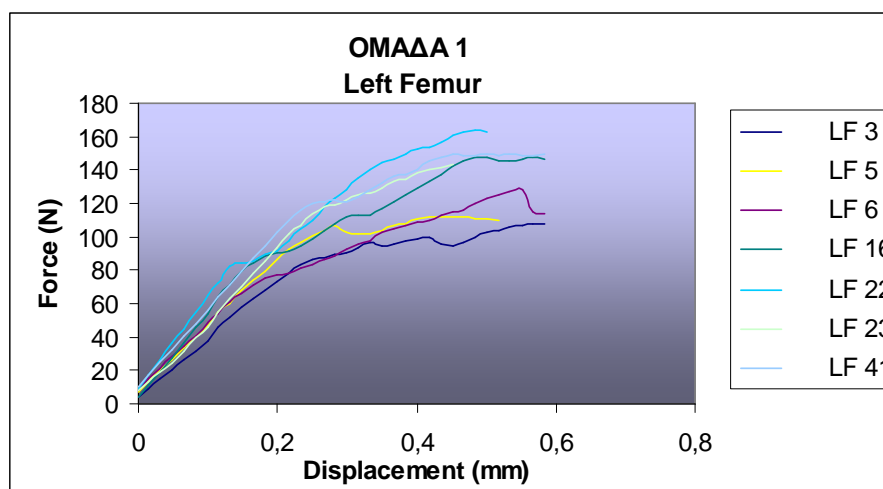


## Κεφάλαιο 4

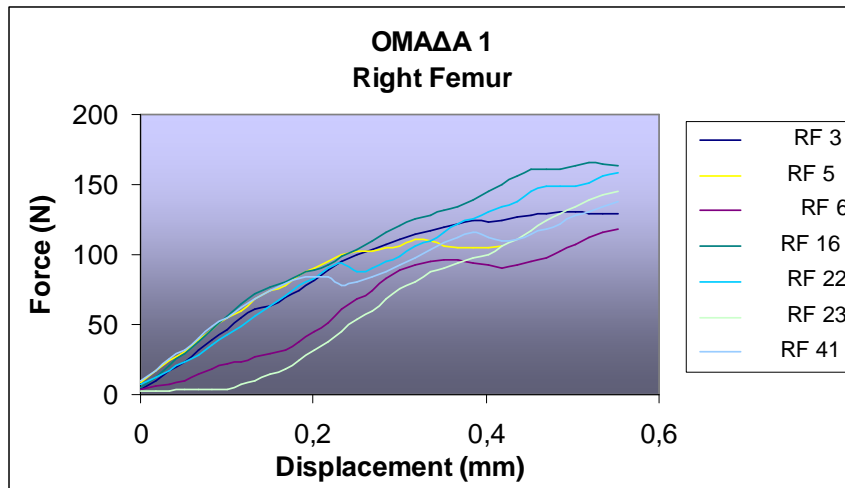
### Αποτελέσματα

#### 4.1 Γραφικές παραστάσεις των δεδομένων

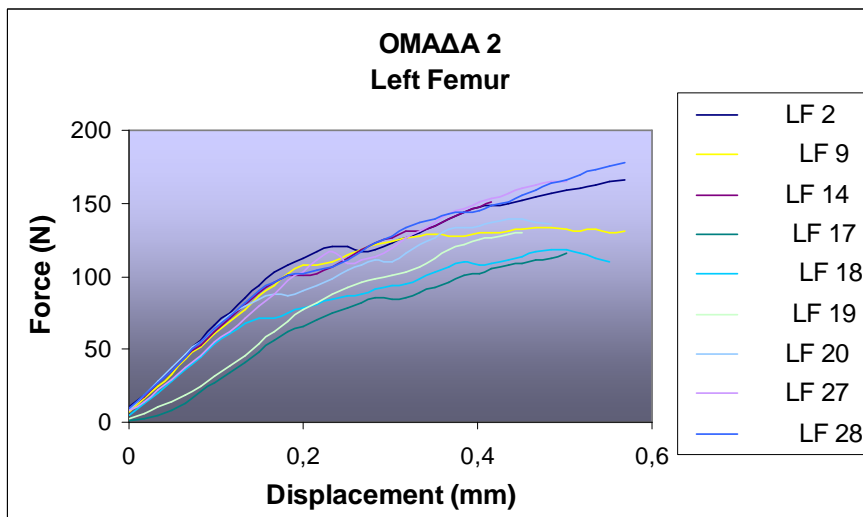
Τα αποτελέσματα που πάρθηκαν από την κάμψη και καταγράφηκαν στον Η/Υ καταχωρήθηκαν σε πίνακες Microsoft excel. Στη συνέχεια ομαδοποιήθηκαν τα αποτελέσματα όλων των οστών και έγινε η απεικόνισή τους σε γραφικές παραστάσεις που παρατίθενται παρακάτω.



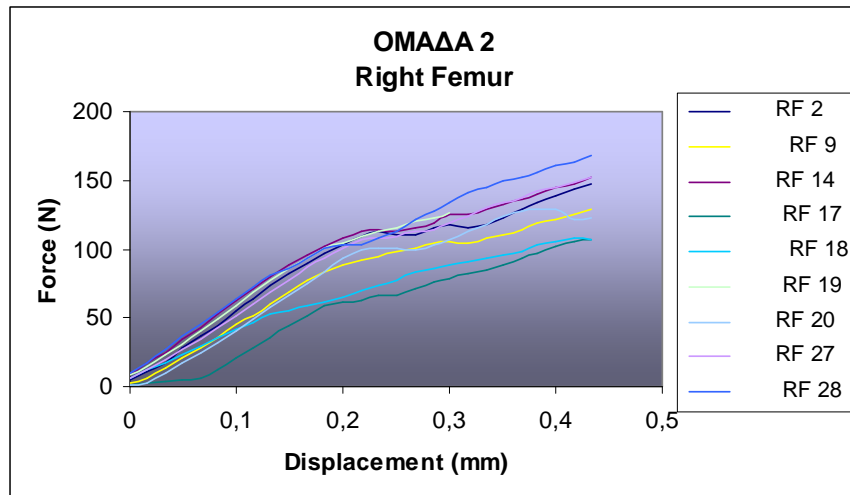
Εικόνα 4.1.1: Γραφική παράσταση Force-Displacement της Ομάδας 1- Αριστερά Μηριαία οστά (Left Femur)



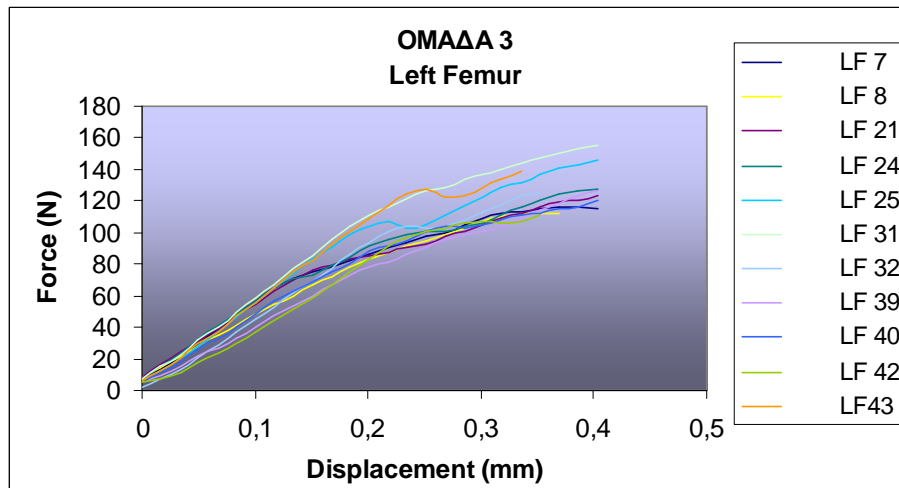
**Εικόνα 4.1.2: Γραφική παράσταση Force-Displacement της Ομάδας 1-Δεξιά Μηριαία οστά (Right Femur)**



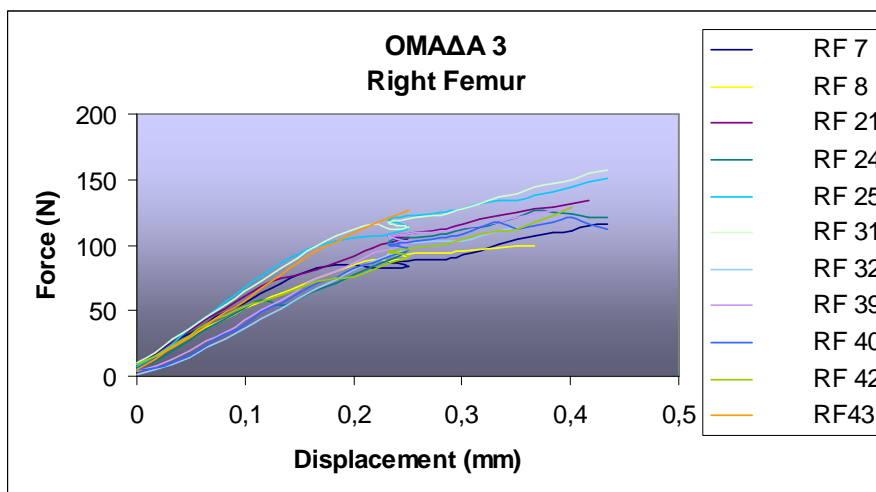
**Εικόνα 4.1.3: Γραφική παράσταση Force-Displacement της Ομάδας 2-Αριστερά Μηριαία οστά (Left Femur)**



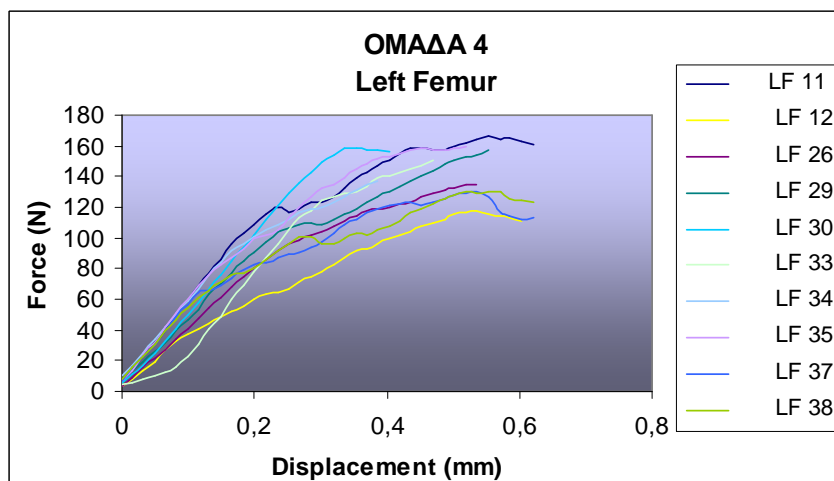
**Εικόνα 4.1.4: Γραφική παράσταση Force-Displacement της Ομάδας 2-Δεξιά Μηριαία οστά (Right Femur)**



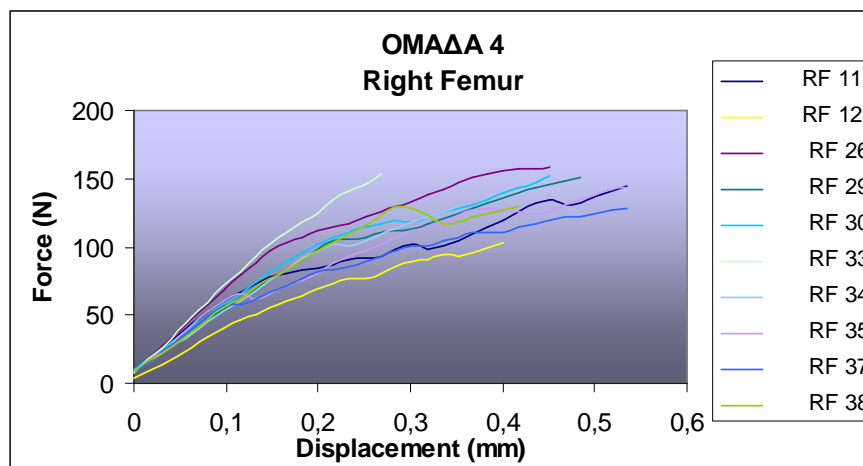
**Εικόνα 4.1.5: Γραφική παράσταση Force-Displacement της Ομάδας 3-Αριστερά Μηριαία οστά (Left Femur)**



**Εικόνα 4.1.6: Γραφική παράσταση Force-Displacement της Ομάδας 3-Δεξιά Μηριαία οστά (Right Femur)**



**Εικόνα 4.1.7: Γραφική παράσταση Force-Displacement της Ομάδας 4-Αριστερά Μηριαία οστά (Left Femur)**



Εικόνα 4.1.8: Γραφική παράσταση Force-Displacement της Ομάδας 4-Δεξιά Μηριαία οστά (Right Femur)

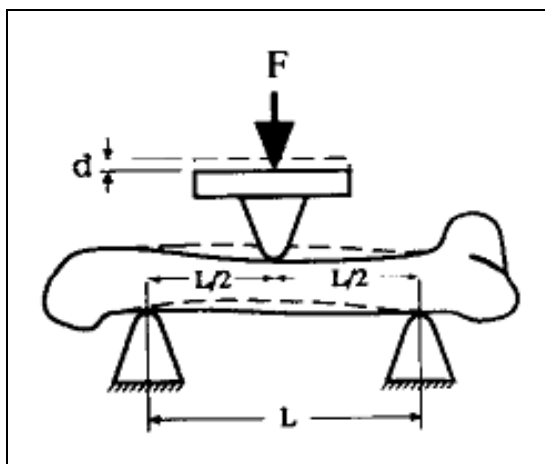
#### 4.2 Επεξεργασία των αποτελεσμάτων και μέτρηση των τάσεων που δημιουργούνται στο οστό κατά την κάμψη

Όπως ανέφερα στο προηγούμενο κεφάλαιο με χρήση του στερεοσκοπίου πάρθηκαν φωτογραφίες των οστών ως προς την διατομή τους. Το επόμενο βήμα ήταν με βάση αυτές τις φωτογραφίες να ληφθούν κάποιες πληροφορίες και υπολογισμοί αριθμητικών τιμών που αφορούν την γεωμετρία του οστού. Οι αριθμητικές τιμές θα χρησιμοποιηθούν αργότερα στους τύπους για τον υπολογισμό των τάσεων. Η επεξεργασία και η μελέτη των φωτογραφιών έγινε σε ηλεκτρονικό υπολογιστή με τη βοήθεια ενός ηλεκτρονικού προγράμματος με το όνομα SolidWorks. Με το SolidWorks έγινε δυνατός ο προσδιορισμός των συντεταγμένων του κέντρου βάρους του οστού και υπολογίστηκαν οι ροπές αδράνειας του με βάση τους άξονες που τέθηκαν.

Επίσης μετρήθηκαν οι αποστάσεις από το άνω και κάτω άκρο του οστού με βάση το κέντρο βάρους αυτού. Για τον υπολογισμό των τάσεων που δημιουργήθηκαν στο οστό κατά της επιβολής του σε τριών σημείων κάμψη, επειδή η διατομή του οστού δεν είναι συμμετρική, δέχθηκα την παραδοχή του Bernoulli που ισχύει για τη μη συμμετρική διατομή σε ένα πρόβλημα κάμψης. Θεωρώ ότι η δύναμη που ασκείται στο οστό συμπίπτει με τον κάθετο άξονα του συστήματος του κέντρου βάρους.

Ο τύπος που χρησιμοποιήθηκε για την εύρεση της τάσης είναι :

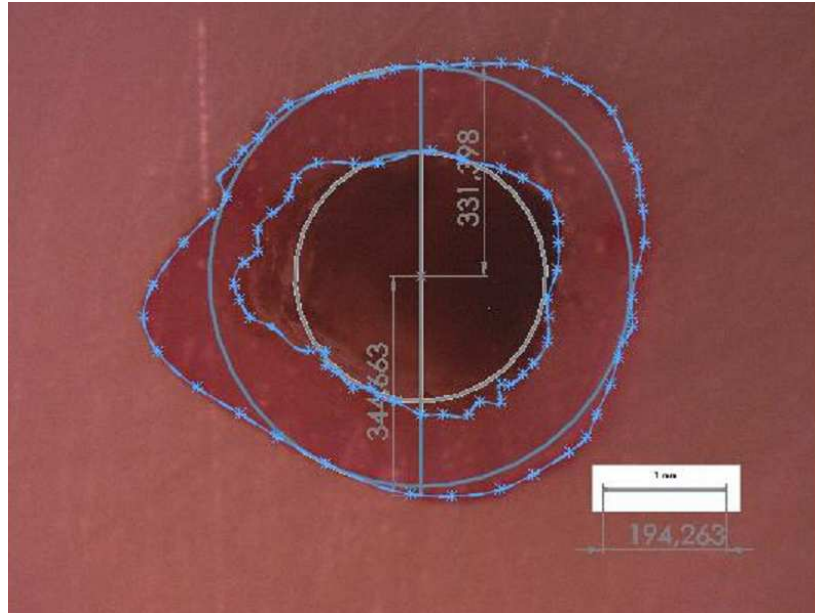
$$\sigma_x = \frac{M}{I} \cdot y \left( \frac{N}{mm^2} \right), \text{ όπου } M = F \cdot \frac{L}{2} \text{ (} N \cdot mm \text{) και } I \text{ είναι η ροπή αδράνειας}$$
 του οστού, όπως υπολογίστηκε από τις φωτογραφίες από το SolidWorks. Στο παρακάτω σχήμα φαίνεται η διάταξη του πειράματος.



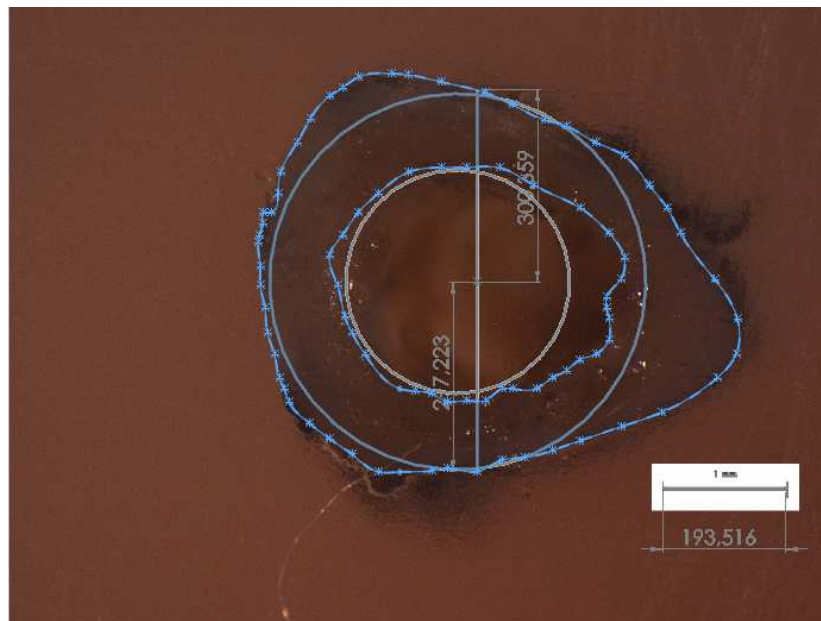
**Σχήμα 4.2.1:** Εδώ φαίνεται πως στηρίζεται το οστό στην αρπάγη, πάντα με καθορισμένη απόσταση  $L=16mm$ , το οστό το πιέζει ένα έμβολο με μια δύναμη  $F$  και  $d$  είναι η μετατόπιση (displacement) του εμβόλου καθώς κατεβαίνει σταδιακά προς αυτό μέχρι να επέλθει πλήρης αστοχία.

Η δουλειά μου στο SolidWorks δεν τελείωσε εδώ. Σκοπός μου ήταν να κάνω μια σύγκριση των αποτελεσμάτων των τάσεων που δημιουργούνται στο οστό με βάση την πραγματική του διατομή, σε σχέση με τις τάσεις που δημιουργούνται αν θεωρηθεί ότι η διατομή του έχει κυκλικό σχήμα. Γι' αυτό λοιπόν έκανα μια προσομοίωση κύκλου στις φωτογραφίες των οστών όσο καλύτερα μπορούσε αυτό να συμβεί και πήρα κάποια καινούρια αποτελέσματα. Για να γίνει πιο κατανοητή η επεξεργασία που έγινε με το SolidWorks, παρακάτω υπάρχουν φωτογραφίες όπου φαίνονται τόσο η πραγματική διατομή του οστού, όσο και η αντίστοιχη προσομοίωσή του με κύκλο (Εικόνες 4.2.2-4.2.5). Η επιλογή είναι τυχαία και παρουσιάζονται φωτογραφίες από οστά που ανήκουν σε όλες τις ομάδες. Όλη η επεξεργασία των μετρήσεων έγινε σε Excel, τα τελικά αποτελέσματα για τις τάσεις και το δυναμικό φορτίο παρουσιάζονται παρακάτω σε πίνακες (4.2.1-4.2.30). Στους πίνακες δεν υπάρχουν οι αριθμοί από τα οστά που δεν χρησιμοποιήθηκαν στην πειραματική διαδικασία με ρητίνη και την περαιτέρω επεξεργασία γιατί δεν έχουν υπολογιστεί οι τιμές των τάσεων τους καθώς ήταν αδύνατον.

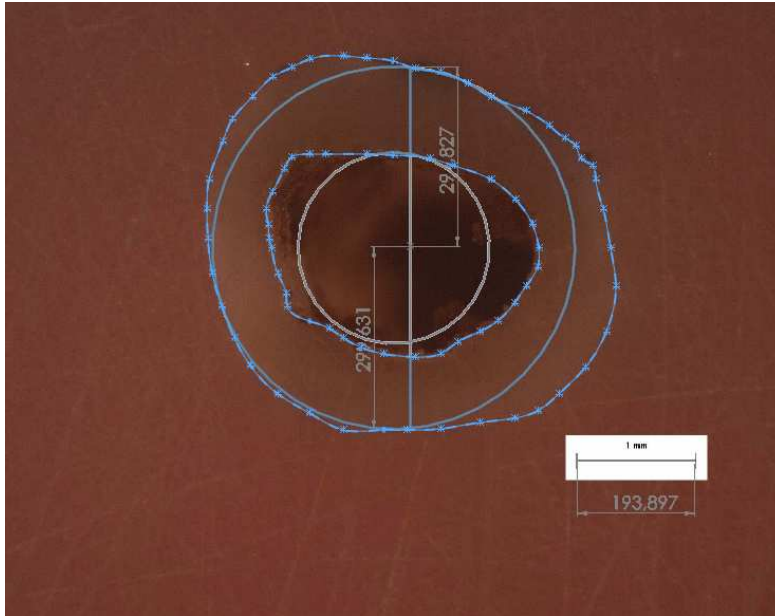




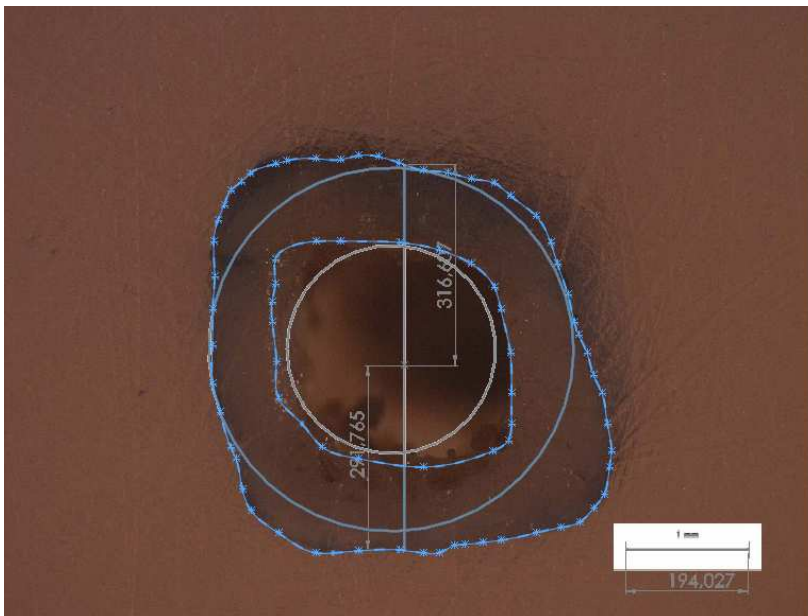
**Εικόνα 4.2.2:** Διατομή του οστού LF 22 της ομάδας 1, κλίμακα 1mm και μετρήσεις του άνω και κάτω άκρου του οστού από το κέντρο βάρους. Προσομοίωση κύκλου στην διατομή του οστού LF 22.



**Εικόνα 4.2.3:** Διατομή του οστού RF 09 της ομάδας 2, κλίμακα 1mm και μετρήσεις του άνω και κάτω άκρου του οστού από το κέντρο βάρους. Προσομοίωση κύκλου στην διατομή του οστού RF 09.



**Εικόνα 4.2.4:** Διατομή του οστού RF 25 της ομάδας 3, κλίμακα 1mm και μετρήσεις του άνω και κάτω άκρου του οστού από το κέντρο βάρους. Προσομοίωση κύκλου στην διατομή του οστού RF 25.



**Εικόνα 4.2.5:** Διατομή του οστού RF 26 της ομάδας 4, κλίμακα 1mm και μετρήσεις του άνω και κάτω άκρου του οστού από το κέντρο βάρους. Προσομοίωση κύκλου στην διατομή του οστού RF 26.

**Πίνακας 4.2.1: Θλιπτικές τάσεις για LF οστά -Ομάδα 1**

<b>Ομάδα 1-LF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 3	108,16	8	1,48	11,06	115,79
LF 5	112,13	8	1,45	9,47	137,35
LF 6	127,69	8	1,46	12,11	123,16
LF 16	149,31	8	1,57	15,56	120,52
LF 22	164,13	8	1,71	15,47	145,14
LF 23	143,78	8	1,44	12,46	132,93
LF 41	149,82	8	1,51	15,36	117,83

**Πίνακας 4.2.2: Εφελκυστικές τάσεις για LF οστά -Ομάδα 1**

<b>Ομάδα 1-LF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 3	108,16	8	1,61	11,06	125,96
LF 5	112,13	8	1,53	9,47	144,93
LF 6	127,69	8	1,61	12,11	135,81
LF 16	149,31	8	1,50	15,56	115,15
LF 22	164,13	8	1,77	15,47	150,23
LF 23	143,78	8	1,57	12,46	144,93

**Πίνακας 4.2.3: Θλιπτικές & Εφελκυστικές τάσεις με προσομοίωση κύκλου στην πραγματική διατομή των LF οστών -Ομάδα 1**

<b>Ομάδα 1- LF (προσομοίωση κυκλικής διατομής)</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 3	108,16	8	1,49	6,86	187,94
LF 5	112,13	8	1,42	5,64	185,68
LF 6	127,69	8	1,54	7,79	225,85
LF 16	149,31	8	1,53	7,52	243,03
LF 22	164,13	8	1,70	11,57	192,93
LF 23	143,78	8	1,51	7,31	237,60
LF 41	149,82	8	1,55	8,11	229,07

**Πίνακας 4.2.4: Θλιπτικές τάσεις για LF οστά -Ομάδα 2**

<b>Ομάδα 2-LF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 2	165,94	8	1,45	15,74	122,29
LF 9	133,24	8	1,49	11,18	142,06
LF 17	115,27	8	1,44	12,02	110,48
LF18	118,23	8	1,51	10,50	136,02
LF19	129,78	8	1,41	11,39	128,53
LF20	139,12	8	1,34	16,31	91,44
LF 27	165,20	8	1,50	12,58	157,58
LF 28	178,18	8	1,67	15,82	150,47

**Πίνακας 4.2.5: Εφελκυστικές τάσεις για LF οστά –Ομάδα 2**

<b>Ομάδα 2-LF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 2	165,94	8	1,70	15,74	143,38
LF 9	133,24	8	1,49	11,18	142,06
LF 17	115,27	8	1,66	12,02	127,35
LF18	118,23	8	1,54	10,50	138,72
LF19	129,78	8	1,55	11,39	141,29
LF20	139,12	8	1,67	16,31	113,96
LF 27	165,20	8	1,57	12,58	164,94
LF 28	178,18	8	1,66	15,82	149,57

**Πίνακας 4.2.6: Θλιπτικές & Εφελκυστικές τάσεις με προσομοίωση κύκλου στην πραγματική διατομή των LF οστών -Ομάδα 2**

<b>Ομάδα 2- LF (προσομοίωση κυκλικής διατομής)</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 2	165,94	8	1,51	7,01	285,96
LF 9	133,24	8	1,48	6,71	235,11
LF 17	115,27	8	1,49	6,63	207,24
LF18	118,23	8	1,53	7,53	192,18
LF19	129,78	8	1,48	6,67	230,37
LF20	139,12	8	1,56	7,88	220,33
LF 27	165,20	8	1,51	7,31	273,00
LF 28	178,18	8	1,61	9,33	245,98

**Πίνακας 4.2.7: Θλιπτικές τάσεις για LF οστά -Ομάδα 3**

<b>Ομάδα 3-LF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 7	116,62	8	1,36	10,54	120,38
LF 8	112,20	8	1,32	9,65	122,78
LF 21	125,96	8	1,37	11,12	124,15
LF 24	128,31	8	1,60	14,64	112,18
LF 25	151,68	8	1,54	10,84	172,39
LF 31	160,09	8	1,35	11,17	154,79
LF 32	125,95	8	1,35	7,87	172,84
LF 39	137,72	8	1,42	11,26	138,94
LF40	137,18	8	1,61	16,91	104,49
LF 42	111,51	8	1,47	13,48	97,28
LF43	138,54	8	1,41	11,44	136,60

**Πίνακας 4.2.8: Εφελκυστικές τάσεις για LF οστά -Ομάδα 3**

<b>Ομάδα 3-LF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 7	116,62	8	1,56	10,54	138,09
LF 8	112,20	8	1,56	9,65	145,10
LF 21	125,96	8	1,42	11,12	128,68
LF 24	128,31	8	1,46	14,64	102,37
LF 25	151,68	8	1,53	10,84	171,27
LF 31	160,09	8	1,48	11,17	169,69
LF 32	125,95	8	1,39	7,87	177,96
LF 39	137,72	8	1,61	11,26	157,53
LF40	137,18	8	1,68	16,91	109,03
LF 42	111,51	8	1,62	13,48	107,21
LF43	138,54	8	1,45	11,44	140,48

**Πίνακας 4.2.9: Θλιπτικές & Εφελκυστικές τάσεις με προσομοίωση κύκλου στην πραγματική διατομή των LF οστών -Ομάδα 3**

<b>Ομάδα 3-LF</b> (προσομοίωση κυκλικής διατομής)					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 7	116,62	8	1,43	5,98	223,10
LF 8	112,20	8	1,37	4,95	248,43
LF 21	125,96	8	1,46	6,34	232,05
LF 24	128,31	8	1,51	7,25	213,79
LF 25	151,68	8	1,51	7,37	248,62
LF 31	160,09	8	1,41	5,53	326,55
LF 32	125,95	8	1,38	5,13	271,05
LF 39	137,72	8	1,50	7,09	233,09
LF40	137,18	8	1,62	9,30	191,17
LF 42	111,51	8	1,53	7,67	177,95
LF43	138,54	8	1,41	5,43	287,80

**Πίνακας 4.2.10: Θλιπτικές τάσεις για LF οστά -Ομάδα 4**

<b>Ομάδα 4-LF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 11	166,4	8	1,73	19,38	118,83
LF 12	118,12	8	1,44	10,09	134,86
LF 26	134,87	8	1,39	9,84	152,41
LF 29	157,12	8	1,46	12,94	141,82
LF 30	158,41	8	1,46	13,86	133,49
LF 34	136,98	8	1,41	10,07	153,44
LF 35	159,41	8	1,51	16,49	116,78
LF 37	129,68	8	1,56	13,01	124,4

**Πίνακας 4.2.11: Εφελκυστικές τάσεις για LF οστά -Ομάδα 4**

<b>Ομάδα 4-LF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 11	166,40	8	1,53	19,38	105,09
LF 12	118,12	8	1,52	10,09	142,35
LF 26	134,87	8	1,59	9,84	174,34
LF 29	157,12	8	1,63	12,94	158,33
LF 30	158,41	8	1,52	13,86	138,98
LF 34	136,98	8	1,39	10,07	151,26
LF 35	159,41	8	1,61	16,49	124,51
LF 37	129,68	8	1,55	13,01	123,55

**Πίνακας 4.2.12: Θλιπτικές & Εφελκυστικές τάσεις με προσομοίωση κύκλου στην πραγματική διατομή των LF οστών -Ομάδα 4**

<b>Ομάδα 4-LF (προσομοίωση κυκλικής διατομής)</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
LF 11	166,40	8	1,74	12,94	179,00
LF 12	118,12	8	1,45	5,85	234,22
LF 26	134,87	8	1,41	5,67	268,31
LF 29	157,12	8	1,46	6,65	275,96
LF 30	158,41	8	1,49	7,04	268,22
LF 34	136,98	8	1,39	5,40	282,08
LF 35	159,41	8	1,53	7,67	254,39
LF 37	129,68	8	1,55	7,81	205,89

**Πίνακας 4.2.13: Θλιπτικές τάσεις για LF  
Μέσες τιμές των δυνάμεων και των τάσεων  
και διασπορά αυτών επί τοις εκατό**

Ομάδες	Force (N)	Διασπορά %	σ (N/mm <sup>2</sup> )	Διασπορά %
1	136,43	4,4	127,53	1,2
2	143,12	5,6	129,86	4,7
3	131,43	2,4	132,44	6,5
4	145,12	3,0	134,50	2,0

**Πίνακας 4.2.14: Εφελκυστικές τάσεις για LF  
Μέσες τιμές των δυνάμεων και των τάσεων  
και διασπορά αυτών επί τοις εκατό**

Ομάδες	Force (N)	Διασπορά %	σ (N/mm <sup>2</sup> )	Διασπορά %
1	136,43	4,4	135,00	1,6
2	143,12	5,6	140,16	2,2
3	131,43	2,4	140,67	7,2
4	145,12	3,0	139,80	4,8

**Πίνακας 4.2.15: Θλιπτικές & Εφελκυστικές τάσεις με προσομοίωση κύκλου στην πραγματική διατομή για LF οστά**  
**Μέσες τιμές των δυνάμεων και των τάσεων και διασπορά αυτών επί τοις εκατό**

Ομάδες	Force (N)	Διασπορά %	$\sigma$ (N/mm <sup>2</sup> )	Διασπορά %
1	136,43	4,4	214,59	6,1
2	143,12	5,6	236,27	10,0
3	131,43	2,4	246,24	17,1
4	145,12	3,0	246,01	13,6

**Πίνακας 4.2.16: Θλιπτικές τάσεις για RF οστά-Ομάδα1**

<b>Ομάδα 1-RF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	$\sigma$ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 3	130,62	8	1,40	11,81	123,87
RF 5	111,27	8	1,76	11,91	131,54
RF 6	141,38	8	1,57	11,60	153,08
RF 16	166,20	8	1,83	16,85	144,40
RF 22	158,71	8	1,84	15,45	151,21
RF 23	158,59	8	1,54	12,55	155,68
RF 41	144,79	8	1,70	14,65	134,41

**Πίνακας 4.2.17: Εφελκυστικές τάσεις για RF οστά-Ομάδα1**

<b>Ομάδα 1-RF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	$\sigma$ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 3	130,62	8	1,60	11,81	141,57
RF 5	111,27	8	1,36	11,91	101,65
RF 6	141,38	8	1,49	11,60	145,28
RF 16	166,20	8	1,55	16,85	122,31
RF 22	158,71	8	1,72	15,45	141,35
RF 23	158,59	8	1,69	12,55	170,85
RF 41	144,79	8	1,54	14,65	121,76



**Πίνακας 4.2.18: Θλιπτικές & Εφελκυστικές τάσεις με προσομοίωση κύκλου στην πραγματική διατομή των RF οστών -Ομάδα 1**

<b>Ομάδα 1-RF</b> (προσομοίωση κυκλικής διατομής)					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	I <sub>xx</sub> (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 3	130,62	8	1,50	6,93	226,18
RF 5	111,27	8	1,45	6,08	212,29
RF 6	141,38	8	1,52	7,73	222,40
RF 16	166,20	8	1,66	10,51	210,00
RF 22	158,71	8	1,68	11,15	191,31
RF 23	158,59	8	1,55	8,18	240,41
RF 41	144,79	8	1,55	8,04	223,31

**Πίνακας 4.2.19: Θλιπτικές τάσεις για RF οστά-Ομάδα 2**

<b>Ομάδα 2-RF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	I <sub>xx</sub> (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 2	147,83	8	1,51	14,00	127,56
RF 9	135,57	8	1,55	12,21	137,68
RF 17	115,86	8	1,62	11,31	132,76
RF18	115,78	8	1,52	11,62	121,16
RF20	129,06	8	1,76	15,24	119,24
RF 27	153,79	8	1,52	11,61	161,08
RF 28	173,83	8	1,64	15,13	150,74

**Πίνακας 4.2.20: Εφελκυστικές τάσεις για RF οστά-Ομάδα2**

<b>Ομάδα 2-RF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	I <sub>xx</sub> (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 2	147,83	8	1,64	14,00	138,54
RF 9	135,57	8	1,54	12,21	136,79
RF 17	115,86	8	1,59	11,31	130,30
RF18	115,78	8	1,70	11,61	135,63
RF20	129,06	8	1,55	15,24	105,01
RF 27	153,79	8	1,49	11,61	157,90
RF 28	173,83	8	1,56	15,13	143,38

**Πίνακας 4.2.21: Θλιπτικές & Εφελκυστικές τάσεις με προσομοίωση κύκλου στην πραγματική διατομή των RF οστών -Ομάδα 2**

<b>Ομάδα 2-RF</b> (προσομοίωση κυκλικής διατομής)					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 2	147,83	8	1,53	7,77	232,88
RF 9	135,57	8	1,52	7,35	224,29
RF 17	115,86	8	1,48	6,23	220,19
RF18	115,78	8	1,50	7,03	197,63
RF20	129,06	8	1,66	9,99	171,56
RF 27	153,79	8	1,52	7,25	257,94
RF 28	173,83	8	1,56	8,49	255,52

**Πίνακας 4.2.22: Θλιπτικές τάσεις για RF οστά-Ομάδα 3**

<b>Ομάδα 3-RF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 7	115,70	8	1,66	9,38	163,81
RF 8	99,63	8	1,44	10,10	113,64
RF 21	133,90	8	1,34	11,00	130,49
RF 25	157,34	8	1,52	10,83	176,66
RF 31	169,10	8	1,51	12,53	163,03
RF 32	113,65	8	1,51	8,25	166,41
RF 39	127,78	8	1,48	11,22	134,84
RF40	120,91	8	1,75	13,19	128,34
RF 42	128,88	8	1,69	13,30	131,01
RF43	126,77	8	1,64	11,72	141,91

**Πίνακας 4.2.23: Εφελκυστικές τάσεις για RF οστά-Ομάδα 3**

<b>Ομάδα 3-RF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	Ixx (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 7	115,70	8	1,63	9,38	160,85
RF 8	99,63	8	1,51	10,10	119,16
RF 21	133,90	8	1,51	11,00	147,05
RF 25	157,34	8	1,55	10,83	180,15
RF 31	169,10	8	1,48	12,53	159,79
RF 32	113,65	8	1,54	8,25	169,72
RF 39	127,78	8	1,55	11,22	141,22
RF40	120,91	8	1,66	13,19	121,74
RF 42	128,88	8	1,66	13,30	128,69
RF43	126,77	8	1,49	11,72	128,93

**Πίνακας 4.2.24: Θλιπτικές & Εφελκυστικές τάσεις με προσομοίωση κύκλου στην πραγματική διατομή των RF οστών -Ομάδα 3**

<b>Ομάδα 3-RF</b> (προσομοίωση κυκλικής διατομής)					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	I <sub>xx</sub> (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 7	115,70	8	1,45	6,32	212,36
RF 8	99,63	8	1,40	5,38	207,41
RF 21	133,90	8	1,42	5,83	260,91
RF 25	157,34	8	1,53	7,98	241,33
RF 31	169,10	8	1,51	7,45	274,19
RF 32	113,65	8	1,36	4,95	249,80
RF 39	127,78	8	1,48	6,73	224,80
RF40	120,91	8	1,52	7,00	210,03
RF 42	128,88	8	1,52	7,30	214,68
RF43	126,77	8	1,44	6,21	235,17

**Πίνακας 4.2.25: Θλιπτικές τάσεις για RF οστά-Ομάδα 4**

<b>Ομάδα 4-RF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	I <sub>xx</sub> (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 12	103,14	8	1,62	9,62	138,95
RF 26	158,68	8	1,63	10,72	193,02
RF 29	150,69	8	1,63	11,43	171,92
RF 30	151,85	8	1,53	14,58	127,48
RF 34	129,94	8	1,57	9,67	168,77
RF 35	146,98	8	1,53	15,21	118,28
RF 37	135,04	8	1,88	16,49	123,17
RF 38	129,72	8	1,59	12,89	128,01

**Πίνακας 4.2.26: Εφελκυστικές τάσεις για RF οστά-Ομάδα 4**

<b>Ομάδα 4-RF</b>					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	I <sub>xx</sub> (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 12	103,14	8	1,47	9,62	126,08
RF 26	158,68	8	1,50	10,72	177,63
RF 29	150,69	8	1,52	11,43	160,31
RF 30	151,85	8	1,71	14,58	142,78
RF 34	129,94	8	1,39	9,67	149,42
RF 35	146,98	8	1,68	15,21	129,88
RF 37	135,04	8	1,67	16,49	109,41
RF 38	129,72	8	1,53	12,89	123,18

**Πίνακας 4.2.27: Θλιπτικές & Εφελκυστικές τάσεις με προσομοίωση κύκλου στην πραγματική διατομή των RF οστών -Ομάδα 4**

<b>Ομάδα 4-RF</b> (προσομοίωση κυκλικής διατομής)					
No	Force (N)	L/2 (mm)	y(mm)	I <sub>xx</sub> (mm <sup>4</sup> )	σ (N/mm <sup>2</sup> )
RF 12	103,14	8	1,45	6,04	198,08
RF 26	158,68	8	1,49	6,69	282,73
RF 29	150,69	8	1,52	7,72	237,36
RF 30	151,85	8	1,59	9,26	208,59
RF 34	129,94	8	1,41	5,81	252,28
RF 35	146,98	8	1,62	9,54	199,67
RF 37	135,04	8	1,66	10,6	169,18
RF 38	129,72	8	1,44	6,19	241,42

**Πίνακας 4.2.28: Θλιπτικές τάσεις για RF**  
Μέσες τιμές των δυνάμεων και των τάσεων και διασπορά αυτών επί τοις εκατό

Ομάδες	Force (N)	Διασπορά %	σ (N/mm <sup>2</sup> )	Διασπορά %
1	144,51	3,6	142,03	1,5
2	138,82	4,5	135,75	2,4
3	129,37	4,2	145,01	4,4
4	138,26	3,2	146,20	7,7

**Πίνακας 4.2.29: Εφελκυστικές τάσεις για RF**  
Μέσες τιμές των δυνάμεων και των τάσεων και διασπορά αυτών επί τοις εκατό

Ομάδες	Force (N)	Διασπορά %	σ (N/mm <sup>2</sup> )	Διασπορά %
1	144,51	3,6	134,97	4,9
2	138,82	4,5	135,36	2,6
3	129,37	4,2	145,73	4,5
4	138,26	3,2	139,84	4,9

**Πίνακας 4.2.30: Θλιπτικές & Εφελκυστικές τάσεις με προσομοίωση κύκλου στην πραγματική διατομή για RF οστά**  
**Μέσες τιμές των δυνάμεων και των τάσεων και διασπορά αυτών επί τοις εκατό**

Ομάδες	Force (N)	Διασπορά %	$\sigma$ (N/mm <sup>2</sup> )	Διασπορά %
1	144,51	3,6	217,99	2,4
2	138,82	4,5	222,86	9,5
3	129,37	4,2	233,07	5,4
4	138,26	3,2	223,66	13,2

## Συμπεράσματα

Πριν αναφερθώ στα γενικά συμπεράσματα που προέκυψαν από τα αποτελέσματα των μετρήσεων που αναγράφονται στους παραπάνω πίνακες θα πω λίγα λόγια για κάποια συμπεράσματα που βγήκαν κατά την διάρκεια του πειράματος. Καταρχήν πρέπει να αναφέρω ότι παρότι η διαδικασία για την κάμψη τριών σημείων στα μηριαία οστά εκτελέστηκε με τον ίδιο τρόπο όλες τις φορές για όλο το πλήθος των οστών, η τελική αστοχία δεν ήταν ίδια για όλα τα οστά. Το μηριαίο οστό με τον αριθμό *LF 38* που ανήκει στην ομάδα 4 δεν έσπασε στο μέσο όπως αναμενόταν αλλά έσπασε σε 2 σημεία του άξονα του σχηματίζοντας την μορφή Y, κάτι που έχει αναφερθεί σε παλαιότερη μελέτη (μια μικρή αναφοράς αυτής υπάρχει στο 2 κεφάλαιο της παρούσας μελέτης μου). Το *LF 38* λόγω αυτής της μορφής αστοχίας και επειδή έσπασε πολύ λοξά και προς τις δύο κατευθύνσεις των άκρων του άξονα του μηρού δεν υποβλήθηκε στην περαιτέρω πειραματική επεξεργασία που έπρεπε να γίνει για τον προσδιορισμό της ακριβούς διατομής του οστού. Επίσης τα μηριαία οστά *LF33*, *RF33*, και *RF11* που ανήκουν στην ομάδα 4, τα *RF14*, *LF14*, *RF19* της ομάδα 2 και το *RF24* της ομάδα 3 έσπασαν πάρα πολύ λοξά προς το ένα άκρο του άξονα του μηριαίου οστού, η μεριά του οποίου βλέπει προς το γόνατο. Ούτε για τα συγκεκριμένα οστά έγινε δυνατός ο προσδιορισμός της διατομής τους. Γι' αυτό τα παραπάνω οστά δεν περιλαμβάνονται σε κανένα από τους πίνακες προσδιορισμού της τάσης, αναφέρονται μόνο στους δύο αρχικούς πίνακες που παρουσιάζονται τα οστά που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα κάμψης. Στους πίνακες αυτούς για να ξεχωρίζουν από τα υπόλοιπα είναι υπογραμμισμένα και έχουν πιο έντονο χρώμα. Από την άλλη το *LF16* (ομάδα 1) ήταν το μοναδικό που έσπασε με τέτοιο τρόπο όπου όταν αφαιρέθηκε από την μηχανή κάμψης τα δύο κομμάτια παρέμειναν ενωμένα και δεν φαινόταν ότι είχε σπάσει στο μέσο και αποτελούσαν ουσιαστικά από δύο μέρη όπως όλα τα υπόλοιπα.

### 4.3 Φορτία-Μέση τιμή-Διασπορά

α) Στους παραπάνω πίνακες παρατήρησα κάποιες διαφορές τόσο στα φορτία μεταξύ των 4 ομάδων για τα αριστερά (LF) και δεξιά μηριαία οστά (RF) ξεχωριστά, όσο και στα φορτία του δεξιού και αριστερού μηριαίου οστού του ίδιου ζεύγους. Το μεγαλύτερο φορτίο θραύσης από όλα τα οστά, είτε είναι δεξιό, είτε αριστερό, κι από όλες τις ομάδες είναι το  $F_{\max}=178,18$  N που ανήκει στο LF28 (ομάδα 2) και το αμέσως επόμενο φορτίο με εξίσου υψηλή τιμή είναι το  $F=173,83$  N που ανήκει στο δεξιό RF28 μηριαίο οστό του συγκεκριμένου ζεύγους. Παρόλ' αυτά η μεγαλύτερη μέση τιμή φορτίου για τα αριστερά μηριαία ανήκει στην ομάδα 4 με τιμή  $F=145,12$  N και διασπορά 3%, ενώ για τα δεξιά μηριαία στην ομάδα 1 με τιμή  $F=144,51$  N και διασπορά 3,6%. Όσον αφορά τώρα την ομάδα 2 όπου είχε το μεγαλύτερο φορτίο η μέση τιμή για τα αριστερά είναι  $F=143,12$  N με διασπορά 5,6% που είναι η πιο μεγάλη από όλες τις ομάδες κι όλα τα οστά. Από την άλλη για τα δεξιά μηριαία οστά η μέση τιμή για το φορτίο είναι  $F=138,82$  N με διασπορά 4,5% που είναι η πιο μεγάλη διασπορά στις ομάδες των δεξιών μηρών και η δεύτερη μεγάλη σε σχέση με όλα τα οστά.

Το μικρότερο φορτίο θραύσης ανήκει στο δεξιό μηριαίο οστό RF8 με τιμή  $F_{\min}=99,63$  N της ομάδας 3. Η μέση τιμή για το φορτίο θραύσης της αντίστοιχης ομάδας είναι  $F=129,37$  N και η διασπορά 4,2%.

β) Επίσης μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζει η σύγκριση των ομάδων για τα αποτελέσματα της τάσης που προέκυψαν για την κανονική διατομή του οστού, με τις αντίστοιχες «ίδιες» ομάδες για τα αποτελέσματα της τάσης τα οποία προέκυψαν από την προσομοίωση του κύκλου στην κανονική διατομή. Αρχικά πρέπει να γίνει ένας διαχωρισμός για τις θλιπτικές και εφελκυστικές τάσεις που δημιουργούνται στην κανονική διατομή του οστού οι οποίες όπως είναι φυσικό έχουν διαφορετικές τιμές, λόγω του ιδιαίτερου σχήματος που έχει το οστό και δεν παρουσιάζει καμία ιδιαίτερη συμμετρία. Από την άλλη πάλι στην κυκλική διατομή δεν υπάρχει τέτοιος διαχωρισμός, αφού λόγω συμμετρίας στον κύκλο τόσο οι θλιπτικές τάσεις που δημιουργούνται, όσο και οι εφελκυστικές έχουν την ίδια τιμή.

Για τα αριστερά μηριαία οστά (LF) η μεγαλύτερη εφελκυστική τάση παρουσιάστηκε στην ομάδα 3 στο LF32 με τιμή  $\sigma = 177,96$  N/mm<sup>2</sup>. Η εφελκυστική όσο και η θλιπτική τάση που προέκυψε για το ίδιο δοκίμιο με την προσομοίωση κύκλου στην διατομή του ήταν,  $\sigma = 271,05$  N/mm<sup>2</sup>. Η μικρότερη τιμή για την εφελκυστική τάση εμφανίστηκε πάλι στην ομάδα 3 στο LF24 με  $\sigma = 102,37$  N/mm<sup>2</sup>. Η μέση τιμή για την τάση που δημιουργείται στο οστό με την πραγματική διατομή στην ομάδα 3 είναι  $\sigma = 140,67$  N/mm<sup>2</sup> με διασπορά 7,2% και είναι η μεγαλύτερη τιμή από τις αντίστοιχες των άλλων ομάδων. Τέλος η μέση τιμή της τάσης με προσομοίωση κύκλου στην διατομή σε αυτή στην ομάδα είναι  $\sigma = 246,24$  N/mm<sup>2</sup> με διασπορά 17,1%.

Στην συνέχεια όσον αφορά τις θλιπτικές τάσεις για τις ίδιες ακόμα ομάδες έχουμε την μεγαλύτερη τιμή πάλι στο *LF32* την  $\sigma = 172,84 \text{ N/mm}^2$  με μέση τιμή για την ομάδα 3,  $\sigma = 132,44 \text{ N/mm}^2$  και διασπορά 6,5%. Παρότι όμως η μεγαλύτερη θλιπτική τάση ανήκει πάλι στην ομάδα 3 παρατηρώ ότι για τις μέσες τιμές δεν ισχύει το ίδιο γιατί η μεγαλύτερη τιμή ανήκει στην ομάδα 4  $\sigma = 134,5 \text{ N/mm}^2$  με διασπορά 2%. Η μικρότερη θλιπτική τάση εμφανίστηκε στην ομάδα 2 στο *LF 20* με τιμή  $\sigma = 91,44 \text{ N/mm}^2$  όπου η μέση τιμή στην ομάδα αυτή είναι  $\sigma = 129,86 \text{ N/mm}^2$  με διασπορά 4,7%.

Για τα δεξιά μηριαία οστά (RF) και τις εφελκυστικές τάσεις την μεγαλύτερη τιμή έχει το *RF26*,  $\sigma = 177,63 \text{ N/mm}^2$  της ομάδας 4 και όχι το *RF32* ( $\sigma = 169,72 \text{ N/mm}^2$ ) που είναι το ζευγάρι του *LF32* και στα αριστερά παρουσιάζει την μεγαλύτερη τιμή. Στις ομάδες με τις τάσεις που προέκυψαν από κυκλική προσομοίωση της διατομής την μεγαλύτερη εφελκυστική (όσο και θλιπτική) παρουσιάζει πάλι το *RF26*,  $\sigma = 282,73 \text{ N/mm}^2$  της ομάδας 4. Η μικρότερη τιμή για τις εφελκυστικές τάσεις εμφανίστηκε στην ομάδα 1 στο *RF5*,  $\sigma = 101,65 \text{ N/mm}^2$ , όπου η μέση τιμή της ομάδας είναι  $\sigma = 134,97 \text{ N/mm}^2$ , με διασπορά 4,9 %. Για τις μέσες τιμές η μεγαλύτερη ανήκει στην ομάδα 3 τόσο για τις τάσεις που προέκυψαν από την κανονική διατομή του οστού, με τιμή  $\sigma = 145,73 \text{ N/mm}^2$  και διασπορά 4,5%, όσο και αυτές που προέκυψαν από την προσομοίωση κύκλου στην διατομή, με τιμή για την τάση  $\sigma = 233,07 \text{ N/mm}^2$  και διασπορά 5,4%.

Από την άλλη η μεγαλύτερη τιμή για τις θλιπτικές τάσεις παρουσιάστηκε πάλι στο *RF26*,  $\sigma = 193,02 \text{ N/mm}^2$  της ομάδας 4. Η μεγαλύτερη μέση τιμή για τις θλιπτικές τάσεις ανήκει στην ομάδα 4 με τιμή  $\sigma = 146,2 \text{ N/mm}^2$  και διασπορά 7,7% σε αντίθεση με τις εφελκυστικές τάσεις όπου ανήκει στην ομάδα 3 όπως εξήγησα παραπάνω. Η μικρότερη τιμή για την θλιπτική τάση εμφανίστηκε στην ομάδα 3 στο *RF8* με  $\sigma = 113,64 \text{ N/mm}^2$ . Η μέση τιμή στην ομάδα αυτή είναι  $\sigma = 145,01 \text{ N/mm}^2$  και διασπορά 4,4%.

#### 4.4 Διατομή και γεωμετρία των οστών

Για την εξαγωγή των συμπερασμάτων της πειραματικής μελέτης έγιναν κάποιες σημαντικές παρατηρήσεις για την διατομή και γεωμετρία των οστών. Πρώτον όπως φαίνεται και στις εικόνες 4.2.2 έως 4.2.5 που έχει γίνει η προσομοίωση του κύκλου στην πραγματική διατομή του οστού παρατηρείται ότι η διατομή-σχήμα αυτού ποικίλει αρκετά. Η διατομή του πολλές φορές θυμίζει κύκλο αλλά δεν είναι, άλλες πάλι φορές θυμίζει έλλειψη αλλά δεν είναι ούτε αυτό. Στην εργασία αυτή δεν έχω βάλει όλες τις εικόνες της διατομής των οστών αλλά ένα αντιπροσωπευτικό δείγμα, που θα κάνει δυνατή πιστεύω την κατανόηση των αποτελεσμάτων και των περαιτέρω συμπερασμάτων. Από την άλλη στις εικόνες αυτές παρουσιάζεται η δυνατόν καλύτερη προσέγγιση προσομοίωσης κύκλου στη διατομή οστού. Να τονίσω ότι δεν ήταν καθόλου εύκολο να γίνει αυτό γιατί κάποια οστά έχουν πολύ

ακανόνιστη διατομή. Σε κάποια δοκίμια παρατηρείται ότι οι ροπές αδράνειάς τους, που είναι σημαντικός παράγοντας για τον υπολογισμό των τάσεων, και προέκυψαν από την κυκλική διατομή με βάση την προσομοίωση να έχουν περίπου την μισή τιμή απ' ότι όταν υπολογιζόταν οι ροπές με βάση την πραγματική διατομή. Αυτό είχε σαν αποτέλεσμα να μεγαλώνουν αρκετά οι τιμές των τάσεων και να υπάρχει αρκετή διαφορά. Οι τιμές της διασποράς της μέσης τιμής αυτών, είναι παραδείγματος χάριν για τα αριστερά μηριαία οστά της ομάδας 3 17,1%. Ένας άλλος σημαντικός παράγοντας κατά την διεξαγωγή των πειραμάτων που επηρέασε τα αποτελέσματα είναι το πάχος του οστού σε σχέση με την υπόλοιπη γεωμετρία του. Το πάχος είναι πολύ σημαντικό για την αντοχή του οστού, και πολλές φορές καθορίζει με βάση βέβαια και την γεωμετρία αυτού σε τι φορτίο θα αστοχήσει τελικά το οστό. Τα πιο παχιά οστά αστοχούν σε μεγαλύτερο φορτίο από ότι τα πιο λεπτά. Το πόσο παχύ ή λεπτό είναι ένα οστό εξαρτάται βασικά από δύο παράγοντες: α) Από την ανάπτυξη του οστού κατά την πρώιμη ηλικία ενός οργανισμού, πόσο καλά και τακτικά τρέφεται αυτός ο οργανισμός, και β) από το ιστορικό υγείας αυτού. Δηλαδή αν έχει οστεοπόρωση το άτομο τότε το οστό του γίνεται αρκετά πιο λεπτό με το χρόνο καθιστώντας το πιο ευαίσθητο να αστοχήσει σε πολύ μικρότερο φορτίο.

#### 4.5 Παρατηρήσεις -Σχόλια

Κατά την διεξαγωγή των πειραμάτων παρουσιάστηκαν κάποιες δυσκολίες και κάποια μείον που θα αναφερθούν παρακάτω με απώτερο σκοπό την βελτίωση της μεθόδου που χρησιμοποιήθηκε για την πιθανή χρήση αυτής στα ίδια ή άλλα παραπλήσια πειράματα. Όπως ανέφερα παραπάνω ένας σημαντικός παράγοντας είναι το πάχος του οστού. Στα πειράματα που έγιναν παρατηρήθηκε ότι δεν είχαν όλα τα οστά το ίδιο πάχος όπως είναι φυσικό και μάλιστα κάποια από αυτά σε συνδυασμό με το περίεργο σχήμα της διατομής τους κατέστησαν δύσκολη την επεξεργασία τους, μετά το πέρας της κάμψης τριών σημείων. Για παράδειγμα κατά την διεξαγωγή της διαδικασίας με ρητίνη για τα οστά *RF26, LF26, RF27, LF27, RF28, LF28, RF29, LF29, LF30, RF31, LF31, RF32, LF32, RF41, LF41* χρειάστηκε να χρησιμοποιήσω πολύ πιο λεπτή «βελόνα» για την μηχανή καθετότητας σε σχέση με αυτή που χρησιμοποίησα για το μεγαλύτερο πλήθος των οστών. Αυτό οφειλόταν είτε στο πολύ μικρότερο πάχος που είχαν κάποια από αυτά ανεξάρτητα από το σχήμα της διατομής, είτε στο ίδιο το σχήμα της διατομής τους που η μορφή του θύμιζε πιο πολύ το σχήμα της έλλειψης. Η χρήση μη κατάλληλης «βελόνας» στη μηχανή καθετότητας που κατασκευάστηκε στο εργαστήριο θα είχε σαν αποτέλεσμα την πιθανότητα να σπάσει ξαφνικά το οστό ή να μην τοποθετηθεί σωστά το οστό στο κυλινδρικό δοχείο με την ρητίνη. Έτσι θα έπρεπε να απορριφθεί το συγκεκριμένο δοκίμιο. Αυτό βέβαια δεν είναι ότι καλύτερο γιατί έτσι μειώνονται τα πειραματικά δοκίμια στις ομάδες και δεν



βγαίνουν στο σύνολο σωστά στατιστικά αποτελέσματα. Ήδη θεωρώ ότι στον διαχωρισμό των ομάδων υπήρχε ένα μειονέκτημα όσον αφορά το πλήθος των οστών που απαρτίζουν κάθε μια από αυτές. Βέβαια από την στιγμή που κάποια δοκίμια κατά την αστοχία τους κατέστησαν αδύνατη την περαιτέρω διαδικασία τους για την εύρεση της ακριβούς διατομής και απορρίφθηκαν από τις ομάδες στην τελική επεξεργασία, κατά κάποιο τρόπο έφεραν πιο κοντά τις ομάδες σε σχέση με το μέγεθος του πλήθους των οστών. Από την άλλη όμως δεν επέτρεψαν τη σύγκριση μεταξύ των ίδιων των ζευγαριών, το δεξί ως προς το αριστερό μηριαίο οστό. Τέλος θεωρώ ότι το δείγμα των οστών που εξετάστηκε σε κάμψη τριών σημείων ήταν αρκετά ικανοποιητικό σε μέγεθος και κατάλληλο ώστε να ληφθούν σημαντικά συμπεράσματα. Ήταν σημαντικό ότι εξετάστηκαν και οι δύο πλευρές του ζεύγους των μηριαίων οστών γιατί παρατηρήθηκαν κάποιες πολύ μικρές διαφορές στο δεξί με το αριστερό μηριαίο οστό. Παρότι μιλάμε για το ίδιο οστό που έχει ακριβώς την ίδια λειτουργία πάνω στο ανθρώπινο σώμα, και έχει την ίδια δομή απλά είναι τοποθετημένο σε διαφορετική πλευρά του σώματος, το ένα δεξιά και το άλλο αριστερά της λεκάνης, παρατηρούμε διαφορετικό φορτίο αστοχίας (μικρότερο ή μεγαλύτερο με την μεταξύ τους σύγκριση) και διαφορετική διατομή αυτού. Αυτό μας δείχνει ότι με διαφορετικό τρόπο σπάει το δεξί μηριαίο οστό από ότι το αριστερό. Και παρατηρώντας τέλος σε πιο μηριαίο οστό (αριστερό ή δεξί) ασκείται μεγαλύτερο φορτίο αστοχίας μας γνωστοποιεί πιο είναι πιθανόν να είναι πιο ευαίσθητο και πιο επιρρεπές να αστοχήσει ευκολότερα. Ελπίζω τα τελικά συμπεράσματα και οι παρατηρήσεις μου πάνω στο συγκεκριμένο πείραμα της κάμψης τριών σημείων σε μηρό τροκτικών να βοηθήσουν στο μέλλον παρόμοιες έρευνες ή αντίστοιχες εργασίες στον κλάδο της εμβιομηχανικής.



## Βιβλιογραφία

1. «**Η ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΟΥ**» :Νικήτας Κακλαμάνης  
Ακτινολόγος-Ακτινοθεραπευτής Επικ. Καθηγητής ΑΕΙ, Αντώνης  
Καμμάς Ορθοπαιδικός-Χειρουργός Επικ. Καθηγητής ΤΕΙ  
Εκδοτικός οίκος: “**M-EDITION**” Αθήνα 1998
2. «**ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ**»Γνωρίστε και φροντίστε το  
σώμα σας : Διευθυντής έκδοσης Jordi Vigue Εκδόσεις Parramon  
Βαρκελώνη 1994  
Ελληνική έκδοση: ΕΚΔΟΣΕΙΣ ΔΟΜΙΚΗ-Α. Γκούμας & Σ.  
Κωτσιόπουλος Ο.Ε Αθήνα 2002
3. «**Αρχές εμβιομηχανικής των οστών**» : Χ.Κ. Γιαννακόπουλος  
Εργαστήριο Έρευνας των Παθήσεων του Μυοσκελετικού  
Συστήματος, Πανεπιστήμιο Αθηνών, 2007
4. «**Strength of Materials**»:S. Timoshenko 3<sup>rd</sup> edition, Delhi : CBS  
Publishers & Distributors, 1986
5. «**Finite-Element-Analysis and experimental investigation of  
stresses in a femur** »: A.Rohlmann, U. Mb’ssner, G. Bergmann  
and R. Kolbel\*, J. Biomed. Eng. 1982, Vol. 4, July
6. «**Mechanical Behaviour of Femoral Bones in Bending Loading**»:  
M. MARTENS, R. VAN AUDEKERCKE, P. DE MEESTER and J. C.  
MULIER, I.C.O.B.I. Biomechanics and Biomaterials Section, KU. Leuven.  
Belgium, J. Biomechanics, 1986
7. «**Micro-Biomechanics vs Macro-Biomechanics in Cortical Bone.  
A Micromechanical Investigation of Femurs Deformed by  
Bending**»: A. ASCENZI, A.BOYDEI. M. PORTIGLIATTI BARBOS  
and CARANDO, J.Biomechanics, Pergamon Journals, 1987
8. «**Bending Strength of the Femur in Relation to Non-Invasive Bone  
Mineral Assessment**»: K. Stromsoe,\* A. Hoiseth, A. Alho\* and W. L.  
Kok Ulleval Hospital, University of Oslo; Sentrum Rontgeninstitut,  
Oslo, Norway, J.Biomechanics, Pergamon Journals, 1995
9. «**Structure and Biomechanics of the proximal end of the femur**»:  
K.Kazakov, Clinic of Traumatology, University Hospital, Belo str.  
8, BG-1527 Sofia, Bulgaria, European Journal of Orthopaedic  
Surgery & Traumatology, Springer-Verlag, 1997
10. «**Adaptations in Cortical and Trabecular Bone in Response to  
Mechanical Loading with and without Weight Bearing**»: S. E  
Warner, J. E. Shea, S. C. Miller, J. M. Shaw  
Calcified Tissue International, Springer Science+ Business Media,  
2006
11. «**Correlation among geometric, densitometric, and mechanical  
properties in mandible and femur of osteoporotic rats**»: Gui-Zhen

**Jiang, Hiroko Matsumoto, Mami Hori, Akihiko Gunji, Kosuke  
Hakozaki, Yoshiaki Akimoto, Akira Fujii.  
J Bone Miner Metab, Springer, 2008.**