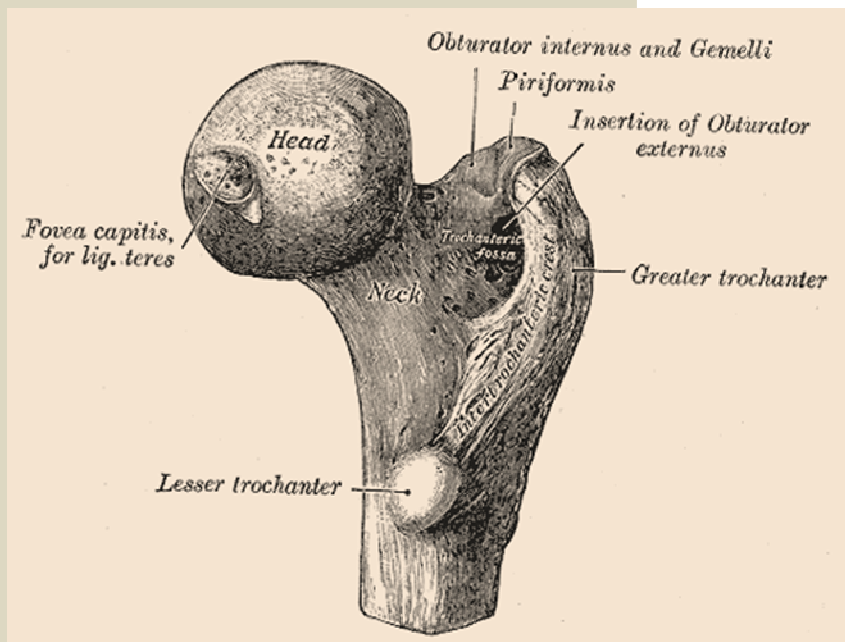




ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΔΙΑΤΡΟΧΑΝΤΗΡΙΟΥ ΚΑΤΑΓΜΑΤΟΣ ΜΗΡΙΑΙΟΥ ΟΣΤΟΥ ΜΕ ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗ



ΠΑΡΑΣΚΕΥΗ Σ. ΣΩΤΗΡΙΟΥ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: Σ. ΚΟΥΡΚΟΥΛΗΣ,
ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

**ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΔΙΑΤΡΟΧΑΝΤΗΡΙΟΥ ΚΑΤΑΓΜΑΤΟΣ
ΜΗΡΙΑΙΟΥ ΟΣΤΟΥ
ΜΕ ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗ**

Copyright Παρασκευή Σ. Σωτηρίου, 2014

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς το συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν το συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ
ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

Διπλωματική εργασία

ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΔΙΑΤΡΟΧΑΝΤΗΡΙΟΥ ΚΑΤΑΓΜΑΤΟΣ
ΜΗΡΙΑΙΟΥ ΟΣΤΟΥ
ΜΕ ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗ

ΠΑΡΑΣΚΕΥΗ Σ. ΣΩΤΗΡΙΟΥ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: Σ. Κ. ΚΟΥΡΚΟΥΛΗΣ, ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΑΘΗΝΑ 2014

Στον καθηγητή μου, Σ. Κ. Κουρκουλή
που με μύησε στην επιστήμη της
εμβιομηχανικής

Επιβλέπων Καθηγητής

Σταύρος Κ. Κουρκουλής, Καθηγητής
Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, ΕΜΠ

Τριμελής εξεταστική επιτροπή

Σταύρος Κ. Κουρκουλής, Καθηγητής
Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, ΕΜΠ

Βασίλειος Κεφαλάς, Επίκουρος Καθηγητής
Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, ΕΜΠ

Δέσποινα Ν. Περρέα, Καθηγήτρια
Ιατρική Σχολή Αθηνών, ΕΚΠΑ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη	
Abstract	
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	- 1 -
ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ, ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ	
1.1 Η δομή των οστών.....	- 2 -
1.2 Οι λειτουργίες των οστών	- 4 -
1.3 Η μορφολογία των οστών	- 5 -
1.4 Η εμβιομηχανική των οστών.....	- 5 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	- 11 -
ΤΟ ΜΗΡΙΑΙΟ ΟΣΤΟ	
2.1 Η ανατομία του μηριαίου οστού.....	- 11 -
2.1.1 Το άνω άκρο του μηριαίου οστού.....	- 11 -
2.1.2 Η διάφυση του μηριαίου οστού.....	- 13 -
2.1.3 Το κάτω άκρο του μηριαίου οστού	- 13 -
2.2 Οι μύες και οι σύνδεσμοι του μηριαίου οστού	- 14 -
2.3 Η γεωμετρία του μηριαίου οστού.....	- 18 -
2.4 Τα κατάγματα του μηριαίου οστού	- 18 -
2.5 Τα υλικά της οστεοσύνθεσης των μηριαίων καταγμάτων.....	- 21 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	- 24 -
Η ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ	
3.1 Ιστορικά στοιχεία	- 24 -
3.2 Περιγραφή της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων	- 25 -
3.3 Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων στην Ιατρική και στην Εμβιομηχανική. - 27 -	
-	
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	- 30 -
ΤΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ ΚΑΙ Η ΔΙΕΘΝΗΣ ΕΡΕΥΝΑ	

4.1 Περιγραφή του προβλήματος.....	- 30 -
4.2 Κριτική ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας.....	- 30 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5	- 47 -
ΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ANSYS	
5.1 Δημιουργία του μοντέλου στο πρόγραμμα ANSYS.....	- 47 -
5.2 Τα επιμέρους σώματα του μοντέλου.....	- 50 -
5.3 Καθορισμός του είδους των επιφανειών επαφής των σωμάτων του μοντέλου..	- 51 -
5.4 Καθορισμός του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων.....	- 55 -
5.4.1 Καθορισμός του πλέγματος της διάφυσης και του κάτω άκρου του μηριαίου οστού-	57 -
5.4.2Καθορισμός του πλέγματος των υλικών της οστεοσύνθεσης.....	- 58 -
5.4.3Καθορισμός του πλέγματος της κεφαλής του μηριαίου οστού.....	- 58 -
5.5 Καθορισμός των στηρίξεων του μοντέλου	- 60 -
5.6 Καθορισμός της δύναμης	- 61 -
5.7 Έλεγχος σύγκλισης.....	- 63 -
5.8 Σχολιασμός των αποτελεσμάτων	- 67 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6	- 71 -
Η ΕΠΙΚΥΡΩΣΗ ΚΑΙ Η ΠΑΡΑΜΕΤΡΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ	
6.1 Η επικύρωση του μοντέλου	- 71 -
6.2 Η παραμετρική μελέτη του μοντέλου	- 74 -
6.2.1 Παραμετρική ανάλυση μηχανικών χαρακτηριστικών υλικού Ti6Al4V	- 74 -
6.2.2 Παραμετρική ανάλυση της αυχενομηριαίας γωνίας του μηριαίου οστού.....	- 77 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7	- 83 -
ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ	
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	-84-

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα διπλωματική εργασία με τίτλο “Μοντελοποίηση Διατροχαντήριου Κατάγματος Μηριαίου Οστού με Εσωτερική Οστεοσύνθεση”, εκπονήθηκε στην BioHexagon Ltd καθώς και στον τομέα Μηχανικής της σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου από τον Οκτώβριο του 2013 ως τον Μάρτιο του 2014 υπό την καθοδήγηση του Δρ Ευάγγελου Α. Μαγνήσαλη και την επίβλεψη του καθηγητή του Ε.Μ.Π., Σταύρου Σ. Κουρκουλή.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Δρ Μαγνήσαλη για την ευκαιρία που μου έδωσε να εργαστώ πάνω σε αυτό το τόσο ενδιαφέρον θέμα καθώς και για τη συνεχή καθοδήγηση που μου παρείχε καθ’ όλη τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της εργασίας. Επίσης, τον ευχαριστώ για τη δυνατότητα που μου παρείχε να εργαστώ στην εταιρία του στα πλαίσια της πρακτικής μου άσκησης. Μέσω αυτής γνώρισα καλύτερα την Εμβιομηχανική.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή του Ε.Μ.Π. κύριο Σταύρο Κουρκουλή για τη συνεχή βοήθεια και υποστήριξη που μου προσέφερε τα τελευταία τρία έτη στη σχολή. Πάνω από όλα όμως, θα ήθελα να τον ευχαριστήσω γιατί για μένα υπήρξε δάσκαλος από την πρώτη στιγμή που παρακολούθησα το μάθημά του στο πρώτο εξάμηνο και γιατί μέσω των μαθημάτων του ήρθα σε επαφή με τον φανταστικό κόσμο της Εμβιομηχανικής η οποία αποτέλεσε και το κίνητρό μου για να αποφοιτήσω από τη σχολή και να συνεχίσω τις σπουδές μου. Εύχομαι ό τι καλύτερο για εκείνον και είμαι σίγουρη πως θα συνεχίσει να είναι ο καταπληκτικός καθηγητής και άνθρωπος που γνώρισα.

Ακόμη, ευχαριστώ τον Δρ Pierre-François Bernard ο οποίος εργάστηκε σκληρά χρησιμοποιώντας το πρόγραμμα SolidWorks για να κατασκευάσει το καταγματικό μηριαίο με οστεοσύνθεση σε μορφή αποδεκτή από το πρόγραμμα ANSYS.

Τέλος, ευχαριστώ την οικογένειά μου που με στήριξε ηθικά και οικονομικά όλα αυτά τα έξι χρόνια των σπουδών μου και με βοήθησε να φτάσω ως εδώ.

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία με τίτλο “Μοντελοποίηση Διατροχαντήριου Κατάγματος Μηριαίου Οστού με Εσωτερική Οστεοσύνθεση” έχει ως στόχο τη δημιουργία ενός υπολογιστικού μοντέλου καταγματικού μηριαίου οστού με οστεοσύνθεση Gamma Nail. Πιο αναλυτικά, στοχεύει στην κατασκευή ενός μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων το οποίο θα αναπαριστά ένα μηριαίο οστό με διατροχαντήριο κάταγμα και οστεοσύνθεση με ενδομυελικό ήλο Gamma Nail. Επίσης, επιδιώκει την ανάλυση των αναπτυσσόμενων τάσεων στην περιοχή του σπογγώδους οστού του άνω άκρου του οστού. Ακόμη, επιχειρεί την παραμετρική ανάλυση των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού από το οποίο έχουν παραχθεί τα εξαρτήματα που χρησιμοποιούνται στην οστεοσύνθεση καθώς και την παραμετρική ανάλυση της αυχνομηριαίας γωνίας του μηριαίου οστού μετά την οστεοσύνθεση.

Τα κατάγματα του άνω άκρου του μηριαίου, και δη της κεφαλής και του αυχένα του, είναι από εκείνα τα κατάγματα που απασχολούν την ιατρική κοινότητα καθώς η εν λόγω ανατομική περιοχή είναι καίρια για το ανθρώπινο σώμα και την καλή λειτουργία του. Η κεφαλή του μηριαίου άλλωστε αρθρώνεται με την πύελο στην κοτύλη και σχηματίζει την άρθρωση του ισχίου η οποία συμβάλλει τα μέγιστα στην ανθρώπινη βάδιση, αλλά και σε πληθώρα άλλων κινήσεων του ανθρώπινου σώματος. Έτσι, τα κατάγματα της περιοχής τυγχάνουν άμεσης αντιμετώπισης προκειμένου να αποκατασταθεί η περιπατητική ικανότητα του ασθενούς το συντομότερο δυνατό και να επανέλθει η λειτουργία του οστού στην πρότερη κατάστασή της σχετικά άμεσα.

Για την αντιμετώπιση των καταγμάτων, κάποιες φορές, απαιτείται χειρουργική παρέμβαση κατά την οποία το κάταγμα ανατάσσεται και τα κατεαγότα σταθεροποιούνται σε μία, ευεργετική για την ίαση του οστού, θέση με τη χρήση διαφόρων εξαρτημάτων οστεοσύνθεσης όπως είναι οι πλάκες, οι βίδες και οι ήλοι. Μια από τις ευρέως διαδεδομένες τεχνικές οστεοσύνθεσης καταγμάτων του άνω άκρου του μηριαίου είναι η οστεοσύνθεση με ενδομυελικό ήλο Gamma Nail και βίδα lag screw. Ο εν λόγω ήλος, συνήθως κατασκευασμένος από κράμα τιτανίου, εισέρχεται στη διάφυση του μηριαίου από μία οπή στο μείζονα τροχαντήρα ενώ η βίδα Lag screw εισέρχεται με κλίση στην κεφαλή του μηριαίου οστού από μία οπή στον αυχένα. Συνήθως για την περαιτέρω σταθεροποίηση της κατασκευής

χρησιμοποιείται μία επιπλέον βίδα η οποία διέρχεται κάθετα στη διάφυση του μηριαίου και περνά από μία οπή στο κάτω άκρο του ήλου.

Στην παρούσα διπλωματική παρατίθενται σημαντικές πληροφορίες που βοηθούν στην κατανόηση της ανατομίας και της εμβιομηχανικής των οστών και του μηριαίου ειδικότερα καθώς και αναλυτικά τα βήματα που ακολουθήθηκαν προκειμένου να δημιουργηθεί το μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων και να επιλυθεί στο πρόγραμμα ANSYS. Επίσης, εξηγούνται τα αποτελέσματα των επιλύσεων και μελετώνται οι τάσεις που αναπτύσσονται στην κεφαλή του μηριαίου οστού όταν σε αυτή ασκείται δύναμη ίση με τη δύναμη που ασκείται στη μονοποδική στήριξη. Τέλος, μελετάται η επίδραση της αλλαγής των τιμών των μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών της οστεοσύνθεσης στις αναπτυσσόμενες τάσεις στο σπογγώδες οστό της κεφαλής του μηριαίου καθώς και η επίδραση της τιμής της αυχενομηριαίας γωνίας στις τάσεις αυτές.

Πιο αναλυτικά, στο *πρώτο κεφάλαιο* γίνεται μια εισαγωγή στη δομή, τη λειτουργία και την εμβιομηχανική των οστών γενικά έτσι ώστε ο αναγνώστης να κατανοήσει το βασικό ρόλο που αυτά διαδραματίζουν στη λειτουργία του ανθρωπίνου σώματος και τον τρόπο που η εμβιομηχανική ασχολείται με αυτά.

Στο *δεύτερο κεφάλαιο*, ο αναγνώστης εξοικειώνεται με το μηριαίο οστό. Την ανατομία του, τα γεωμετρικά του χαρακτηριστικά και τη σημασία του. Επίσης, γνωρίζει τα κατάγματα που είναι δυνατό να υποστεί καθώς και κάποιους από τους τρόπους οστεοσύνθεσης που χρησιμοποιούνται για την ανάταξή τους.

Στο *τρίτο κεφάλαιο*, γίνεται λόγος για τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων προκειμένου ο αναγνώστης να εξοικειωθεί με τη μέθοδο και να πληροφορηθεί τόσο για την ιστορική της προέλευση όσο και για τη μεθοδολογία με την οποία επιλύονται τα προβλήματα των πεπερασμένων στοιχείων.

Στο *τέταρτο κεφάλαιο*, παρατίθενται δημοσιευμένα επιστημονικά άρθρα από ερευνητικές ομάδες ανά τον κόσμο με θέμα σχετικό με το θέμα της παρούσας εργασίας τα οποία αποτέλεσαν οδηγό για την κατασκευή και την επικύρωση του μοντέλου και την επεξήγηση των αποτελεσμάτων της επίλυσής του.

Στο *πέμπτο κεφάλαιο*, έχοντας πλέον όλες τις απαραίτητες γνώσεις, ο αναγνώστης παρακολουθεί αναλυτικά τα στάδια κατασκευής του μοντέλου στο πρόγραμμα ANSYS καθώς και τα αποτελέσματα της επίλυσής του με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Ακόμη, κατανοεί το λόγο για τον οποίο τα πεδία τάσεων στο σπογγώδες οστό του άνω άκρου έχουν την προκύπτουσα κατανομή.

Στο *έκτο κεφάλαιο*, παρατίθενται τόσο η μεθοδολογία της παραμετρικής ανάλυσης των τιμών των μηχανικών ιδιοτήτων του κράματος τιτανίου από το οποίο αποτελούνται τα εξαρτήματα της οστεοσύνθεσης όσο και τα αποτελέσματα αυτής για να φανεί αν τελικά μικρή αλλαγή της τιμής τους έχει μεγάλο αντίκτυπο στις αναπτυσσόμενες τάσεις και άρα στην ίαση του κατάγματος. Επίσης, επιλύονται δυο ακόμη μοντέλα μηριαίου οστού με διατροχαντήριο κάταγμα και οστεοσύνθεση με ενδομυελικό ήλο Gamma Nail τα οποία είναι σχεδόν όμοια με το αρχικό και

διαφέρουν μόνο στην τιμή της αυχενομηριαίας γωνίας. Το ένα έχει γωνία με τιμή μικρότερη από τη φυσιολογική και το άλλο τιμή μεγαλύτερη από τη φυσιολογική. Οι αναπτυσσόμενες τάσεις και σε αυτά τα μοντέλα αναλύονται και εν συνεχεία συγκρίνονται τόσο μεταξύ τους όσο και με τις τάσεις που αναπτύσσονται στο αρχικό μοντέλο, το οποίο έχει τιμή αυχενομηριαίας γωνίας τη φυσιολογική, έτσι ώστε να προσδιορισθεί η επίδραση της γωνίας αυτής στη διαδικασία ίασης του κατάγματος και να δοθεί μια απάντηση για το ποια τελικά γωνία είναι η ευεργετικότερη για την ίαση.

Στο *έβδομο* και τελευταίο κεφάλαιο της παρούσας διπλωματικής, γίνονται προτάσεις για περαιτέρω μελέτη και επεξεργασία καθώς υπάρχει περιθώριο βελτίωσης του μοντέλου αλλά και παράμετροι αυτού που θα μπορούσαν να μελετηθούν παραπάνω σε μια επόμενη εργασία.

Abstract

This diploma thesis entitled “Simulation of the Pertrochanteric Fracture of the Femur Bone with Internal Fixation” has as a main purpose the creation of a computational model of a fractured femur bone fixated with the Gamma Nail method of fixation. More specifically, its purpose is to create a finite element model of a femur with pertrochanteric fracture and fixation with an intramedullary nail known as Gamma Nail. Furthermore, the stresses produced in the cancellous bone of the upper part of the femur are to be analyzed. Also, this thesis attempts to conduct a parametric analysis concerning the mechanical properties of the material from which the parts used in the fixation are made of as well as to compare the stresses produced in the cortical bone of the femoral head when the head-neck angle’s value after the fixation is different than the normal.

The fractures of the upper part of the femur, especially the fractures of the femoral head and neck, are fractures which greatly interest the medical community since the aforementioned anatomical region is highly important for the human body and its function. The femoral head is articulated with the pelvis via the acetabulum and forms the hip joint, a very crucial joint which greatly contributes in the human gait and in numerous other movements that are performed by the human body. For these reasons, the fractures of this region are immediately treated in order for the patient to be able to walk and for the bone to recover and start fully functioning again, as soon as possible.

Sometimes, in order to deal with these fractures doctors use a surgical approach during which the fracture is reduced and its parts are further stabilized, in a beneficial position for the healing procedure, with the use of several screws, plates and nails. One of the most widely used fixation methods for fractures of the femoral neck is the Gamma Nail fixation in which an intramedullary nail made of a titanium alloy, the Gamma Nail, is inserted in the femoral body via a hole created in the greater trochanter. In addition, a lag screw is inserted in an angular manner in the femoral head via a hole in the femoral neck. Usually, to further stabilize the fixation, a screw is inserted through a hole in the lower part of the Gamma Nail perpendicular to the diaphysis of the bone.

In this diploma thesis, important information is given in order for the reader to understand the anatomy and the biomechanics of the bones in general and of the

femur in particular. Apart from this, the steps used for the creation and the solving process of the finite element model of the femur are analytically explained and the stresses developed in the cortical bone, when a force simulating the single leg stance is applied on the femoral head, are studied. Finally, the effect of a very small change of the mechanical properties' values of the parts used in the fixation is studied in order to understand whether this change greatly affects the stresses in the cortical bone. Also, the value of the femoral head-neck angle is researched in order to decide whether it affects either the healing process of the fracture or the stresses developed in the cortical bone of the upper part of the femur.

In further detail, in the *first* chapter an introduction on the structure, the function and the biomechanics of the bones in general is given so that the reader will understand the crucial role that the bones play in the function of the human body and the prospect from which biomechanics deals with them.

In the *second* chapter, the reader familiarizes with the femur and especially with its anatomy, its geometrical characteristics and its importance. Also, he becomes aware of the fractures this bone can sustain as well as the methods of fixation used in order for it to be healed.

In the *third* chapter, the finite elements method is discussed so that the reader will familiarize with it by learning important information concerning both its historical origins and its methodology.

In the fourth chapter, some published, scientific articles composed by research groups from around the world are presented. These articles have a subject similar to this of this diploma thesis and proved to be helpful in the creation and evaluation of the model and in the analysis of its results.

In the *fifth* chapter, and since the reader has already accumulated basic knowledge on matters relevant to the subject of this diploma thesis, the stages of the creation of the finite element model are analytically explained and the stress distribution produced is presented and further explained.

In the *sixth* chapter, the reader is presented with the methodology with which the parametric analysis concerning the value of the mechanical properties of the fixation material is being conducted. Also, the resulting stress values are given so that it can be determined whether a small change of the value has a great impact in the resulting stresses. Additionally, two more models of the fractured and fixated femur are solved. These models are different from the first model only in the value of the neck-head angle. One of them has an angle with a lower than normal value and the other with a larger than normal. Stresses produced from these models are also analyzed and compared with the stresses developed in the initial model, which has a normal head-neck angle, in order to determine whether the angle's value affects the healing process of the fracture and also in order to give an answer about the angle the most beneficial to healing.

In the *seventh* and last chapter of this diploma thesis, some suggestions for further research on the subject are given.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ, ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ

Τα οστά είναι άκαμπτοι ιστοί οι οποίοι αποτελούν τον ενδοσκελετό των σπονδυλωτών και παίζουν καθοριστικό ρόλο στη στήριξη και στην προστασία των διαφόρων οργάνων του σώματος. Επίσης, παράγουν λευκά και κόκκινα αιμοσφαίρια και αποθηκεύουν ανόργανα συστατικά.

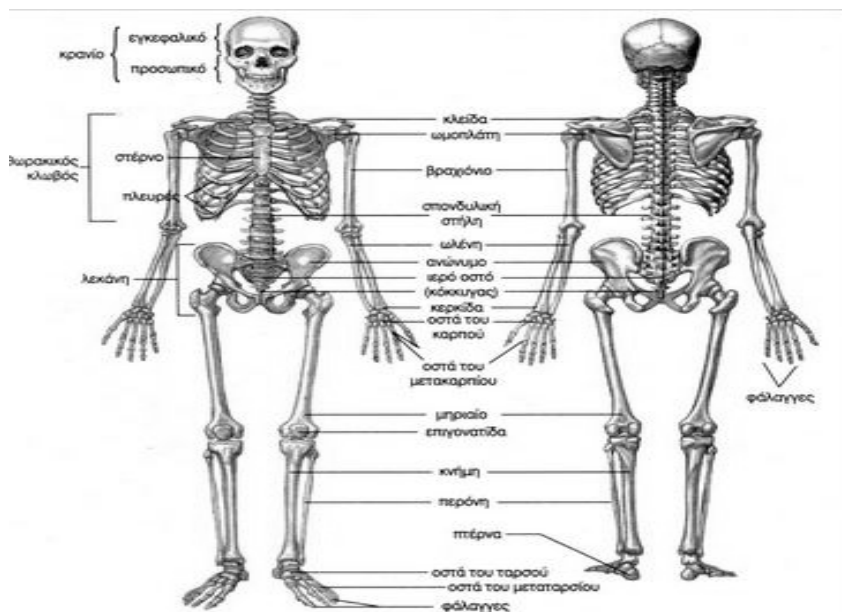
Τα οστά ενώνονται μεταξύ τους με εξειδικευμένες συνδέσεις οι οποίες καλούνται αρθρώσεις. Αυτές καθορίζουν τους βαθμούς ελευθερίας κινήσεως¹ που θα έχει το κάθε οστό. Έτσι, υπάρχουν οστά τα οποία μπορούν να εκτελούν πληθώρα γρήγορων και απότομων κινήσεων (παραδείγματος χάριν τα οστά από τα οποία αποτελείται η άρθρωση του αγκώνα), οστά που μπορούν να εκτελούν μικρές κινήσεις (όπως οι σπόνδυλοι της σπονδυλικής στήλης) και οστά τα οποία δεν μπορούν να κινηθούν καθόλου (για παράδειγμα το οστό του κρανίου). Το σύνολο των αρθρώσεων και των οστών σχηματίζει ένα οστικό συναρμολόγημα το οποίο καλείται σκελετός (εικόνα (1.1)). Πάνω σε αυτόν προσδένονται οι μύες.

Συνολικά, ο ανθρώπινος σκελετός αποτελείται από 206 έως 212 οστά. Ο αριθμός των οστών από τα οποία αποτελείται ο σκελετός δεν είναι σταθερός διότι μεταβάλλεται με την πάροδο του χρόνου λόγω του μηχανισμού της συνοστέωσης². Έτσι, όσο αυξάνεται η ηλικία ενός ανθρώπου τόσο μειώνεται ο αριθμός των οστών που αποτελούν το σκελετό του.

Ο ανθρώπινος σκελετός χωρίζεται σε τρία βασικά μέρη. Στα οστά της κεφαλής τα οποία είναι είκοσι δύο με είκοσι τρία σε αριθμό, στα οστά του κορμού τα οποία μπορεί να είναι πενήντα οχτώ ή πενήντα εννιά και στα οστά των άκρων τα οποία είναι από εκατόν είκοσι έξι έως και εκατόν τριάντα.

¹ Οι βαθμοί ελευθερίας ενός μηχανικού συστήματος είναι το πλήθος των ανεξάρτητων συντεταγμένων που χρειάζονται για να περιγραφεί η κίνησή του. Ένα σύστημα N υλικών σημείων που υπόκειται σε k ανεξάρτητους, δεσμούς έχει βαθμούς ελευθερίας $n=3N-k$, αν η κίνηση λαμβάνει χώρα στον 3-διάστατο χώρο (αντίστοιχα, $n=2N-k$ στον 2-διάστατο χώρο). Ένα σύστημα N στερεών σωμάτων έχει βαθμούς ελευθερίας $n=6N-k$ στον 3-διάστατο χώρο (3 μεταφορικούς και 3 περιστροφικούς για κάθε υλικό σημείο) και $n=3N-k$ στον 2-διάστατο χώρο (2 μεταφορικούς και 1 περιστροφικό) (32).

² Η ένωση γειτονικών οστών ή τμημάτων τους τα οποία στα αρχικά στάδια δημιουργίας τους ήταν ξεχωριστά. (34)



Εικόνα 1.1 Ο ανθρώπινος σκελετός (21)

Με την πάροδο εκατομμυρίων ετών τα οστά κατάφεραν, μέσω της εξελικτικής διαδικασίας, να λάβουν το κατάλληλο σχήμα, την κατάλληλη μάζα και τον κατάλληλο όγκο ώστε το κάθε ένα από αυτά να επιτελεί με τον καλύτερο τρόπο τη λειτουργία με την οποία έχει επιφορτιστεί.

Από μηχανικής πλευράς, τα οστά παρουσιάζουν μεγάλο ενδιαφέρον και για το λόγο αυτό μεγέθη όπως η σκληρότητα, η αντοχή και η ακαμψία τους μελετώνται εις βάθος.

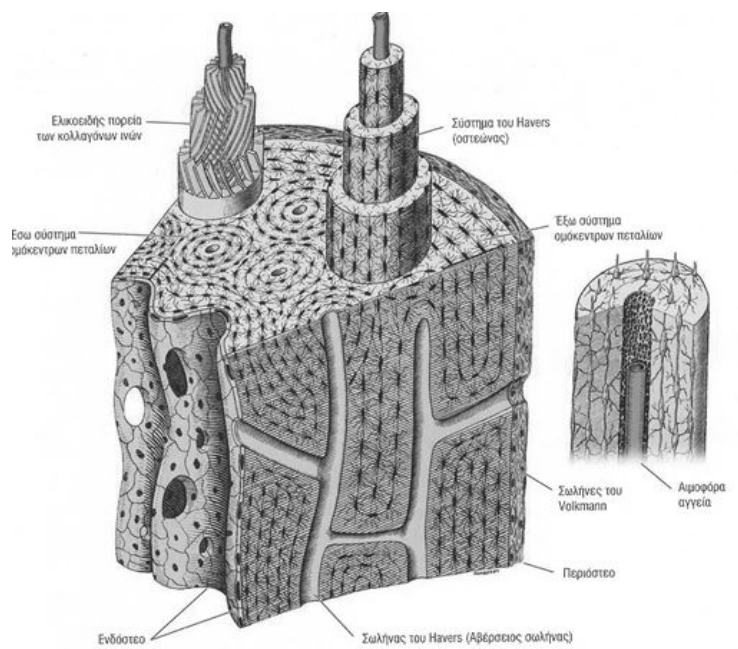
1.1 Η δομή των οστών

Παρά την όψη τους, τα οστά είναι ζωντανοί ιστοί του σώματος οι οποίοι υπόκεινται σε μεταβολές καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής ενός ανθρώπου. Αποτελούνται κυρίως από οστίτη ιστό ο οποίος διαθέτει ένα ανόργανο και ένα οργανικό μέρος. Το ανόργανο μέρος του οστίτη ιστού αποτελεί περίπου το 65% αυτού ενώ το οργανικό του μέρος αποτελεί το υπόλοιπο 35%.

Το ανόργανο τμήμα του οστίτη ιστού αποτελείται από άλατα (όπως το φωσφορικό ασβέστιο, το ανθρακικό ασβέστιο, το φωσφορικό μαγνήσιο) ενώ το οργανικό του μέρος αποτελείται από ινίδια κολλαγόνου, θεμέλια ουσία και από τα ίδια τα κύτταρα αυτού. Τα ινίδια κολλαγόνου είναι ένα είδος πρωτεϊνών ενώ η θεμέλια ουσία αποτελείται από πρωτεΐνες και ανόργανα άλατα. Τα κύτταρα του οστίτη ιστού χωρίζονται σε οστεοβλάστες, οστεοκλάστες και οστεοκύτταρα. Αυτά καταλαμβάνουν περίπου το 2% του όγκου του οστού και η σημασία τους για τη σωστή λειτουργία του είναι ιδιαίτερα σημαντική.

Πιο συγκεκριμένα, οι οστεοβλάστες και οι οστεοκλάστες εκτελούν τη διαδικασία της οστικής ανακατασκευής η οποία είναι ιδιαίτερα σημαντική καθώς έχει στόχο τη διαρκή ανανέωση των οστών -με τη δημιουργία οστεοκυττάρων- και την ασταμάτητη προσαρμογή αυτών στις κάθε φορά υπάρχουσες συνθήκες. Η διαδικασία της οστικής ανακατασκευής συνίσταται στην οστική απορρόφηση κατά την οποία λύεται η συνέχεια του οστού και στη συνέχεια στην οστική σύνθεση κατά την οποία παράγεται και ασβεστοποιείται η θεμέλια ουσία.

Αναλυτικότερα, οι οστεοκλάστες καταστρέφουν το οστό και στη συνέχεια οι οστεοβλάστες, συνθέτοντας κολλαγόνο, διαφοροποιούνται βαθμιαία με αποτέλεσμα να μετατραπούν κάποια στιγμή σε οστεοκύτταρα. Με αυτή τη διαδικασία κατασκευάζεται συνεχώς οστίτης ιστός με αποτέλεσμα το οστά να ανανεώνονται. Έτσι, κάθε περίπου επτά χρόνια αναδομείται με τη διαδικασία της οστικής ανακατασκευής ποσότητα οστού η οποία ισοδυναμεί με έναν νέο σκελετό.



Εικόνα 1.2 Ο οστεώνας, η δομική μονάδα του οστού (3)

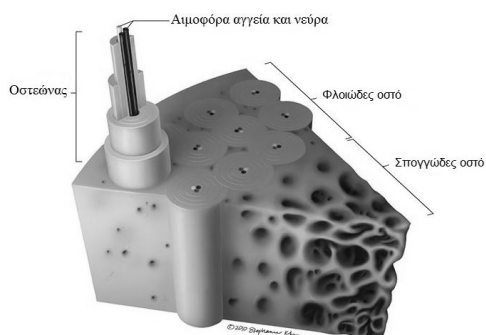
Σε μικροσκοπικό επίπεδο, το οστό έχει ως κύριο στοιχείο του τον οστεώνα ή αλλιώς χαβερσιανό σύστημα. Ο οστεώνας αποτελείται από συγκεντρικές στρώσεις ανόργανης (μεταλλικής) μήτρας³ οι οποίες περιβάλλουν έναν κεντρικό μικρό δίαυλο, το χαβερσιανό δίαυλο. Στο εσωτερικό του αυτός περιέχει αιμοφόρα αγγεία και νευρικές ίνες (εικ. 1.2).

Μακροσκοπικά, το οστό περιβάλλεται εξωτερικά από το περίοστεο το οποίο είναι ένα πυκνό στρώμα ινών κολλαγόνου και ινοβλαστών⁴. Κάτω από το περίοστεο

³ Το μεγαλύτερο τμήμα του οστού αποτελείται από την ανόργανη μήτρα η οποία είναι κατασκευασμένη από ανόργανο υδροξυαπατίτη ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$) και οργανικό κολλαγόνο. Το κολλαγόνο είναι η κύρια δομική πρωτεΐνη των διαφόρων συνδετικών ιστών τόσο του ανθρώπου όσο και των ζώων. (4)

⁴ Η ινοβλάστη, πληθυντικός ινοβλάστες, είναι κατηγορία κυττάρων στα ζώα που απαρτίζουν τον εξωκυττάριο χώρο. Αποτελούν ένα από τα εδραία είδη κυττάρων του συνδετικού ιστού. Ο ρόλος των

υπάρχουν μερικές στρώσεις οστεοκλαστών. Εσωτερικά, το οστό επενδύεται από το ενδόστεο το οποίο είναι ένα λεπτό στρώμα συνδετικού ιστού. Τόσο το ενδόστεο όσο και το περίοστεο είναι επιφορτισμένα με την παροχή τροφής στον οστίτη ιστό καθώς και οστεοβλαστών όταν αυτό κρίνεται απαραίτητο.



Εικόνα 1.3 Το φλοιώδες οστό, το σπογγώδες οστό καθώς και η μετάβαση από το ένα στο άλλο

Ακόμη, το οστό αποτελείται από δύο είδη ιστών, το σπογγώδες οστό και το φλοιώδες οστό. Το σπογγώδες οστό αποτελείται από ένα δίκτυο οστικών δοκίδων ενώ το φλοιώδες οστό είναι συμπαγές. Το δεύτερο βρίσκεται κατά κύριο λόγο στην επιφάνεια των οστών ενώ το πρώτο είναι εκείνο που πληροί το εσωτερικό τους. Ακόμη, η μετάβαση από τον έναν ιστό στον άλλο, δηλαδή από το

εξωτερικό του οστού στο εσωτερικό, γίνεται με πολύ ομαλό τρόπο και ο οστίτης ιστός δεν εμφανίζει ασυνέχειες μεταξύ των δύο. Τέλος, παρ' όλο που τόσο το σπογγώδες όσο και το φλοιώδες οστό μικροσκοπικά αποτελούνται από οστεώνες, η πυκνότητα και η διάταξη αυτών σε κάθε ένα από τα δύο είδη ιστών προσδίδουν σε αυτά διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες.

Γενικά, ο οστίτης ιστός έχει κοινή δομή όμως είναι δυνατό να εμφανιστούν μικρές ή και μεγαλύτερες διαφοροποιήσεις στα οστά λόγω της θέσης τους στο σώμα, λόγω της ηλικίας του ατόμου, λόγω των διατροφικών του συνηθειών ή ακόμη και λόγω των ασθενειών από τις οποίες αυτό πάσχει.

1.2 Οι λειτουργίες των οστών

Τα οστά είναι καθοριστικής σημασίας ιστοί οι οποίοι συμβάλλουν στην ανάπτυξη, στην επιβίωση και στη λειτουργία του σώματος. Για το λόγο αυτό οι λειτουργίες που επιτελούν είναι ιδιαίτερα σημαντικές.

Οι πιο βασικές λειτουργίες τους είναι οι εξής:

- Στήριξη του σώματος
- Κίνηση του σώματος
- Προστασία διαφόρων ευπαθών οργάνων όπως ο εγκέφαλος, η μήτρα και άλλα εσωτερικά όργανα
- Αποθήκευση χημικών ουσιών και στοιχείων όπως το ασβέστιο και ο φώσφορος
- Τροφοδοσία του οργανισμού η οποία επιτελείται από τα δόντια
- Μετάδοση του ήχου την οποία φέρουν εις πέρας τα ακουστικά οστάρια του μέσου ωτός.

ινοβλαστών είναι η παραγωγή πρωτεϊνών που απαρτίζουν τη θεμέλια ουσία του συνδετικού ιστού. Μία εξ αυτών είναι το κολλαγόνο που συνδράμει στην ελαστικότητα του συνδετικού ιστού. (29)

- Άμυνα κατά της οξειδωσης
- Παγίδευση επιβλαβών στοιχείων όπως ο μόλυβδος

Από τις πιο πάνω λειτουργίες γίνεται αντιληπτό πως απαιτείται μεγάλη εξειδίκευση από τα οστά προκειμένου να μπορούν επιτυχώς να εκπληρώνουν το σκοπό για τον οποίο δημιουργήθηκαν.

1.3 Η μορφολογία των οστών

Τα οστά χωρίζονται σε κατηγορίες ανάλογα με το σχήμα τους. Οστά που ανήκουν στην ίδια κατηγορία, άρα έχουν το ίδιο σχήμα, είναι περισσότερο εξειδικευμένα ως προς κάποιες από τις λειτουργίες που αναφέρθηκαν πιο πάνω. Οι κατηγορίες των οστών είναι οι εξής:

- Μακρά ή αυλοειδή οστά (όπως τα οστά των άκρων)
- Βραχέα οστά (όπως οι σπόνδυλοι)
- Πλατέα οστά (όπως η ωμοπλάτη)
- Αεροφόρα οστά (όπως τα ζυγωματικά οστά)
- Οστά ακανόνιστου σχήματος (όπως τα οστά που αποτελούν την ποδοκνημική άρθρωση)
- Οι πλευρές οι οποίες δεν ανήκουν σε καμία άλλη κατηγορία

Όποιο σχήμα και αν έχουν τα οστά δεν αποτελούνται μόνο από λείες επιφάνειες αλλά εμφανίζουν, στο εξωτερικό τους, διάφορες οστικές αναγλυφές (όπως φύματα, ογκώματα, άκανθες, αποφύσεις, τραχύσματα, κέρατα, γραμμές, βόθρους, ακρολοφίες, αύλακες, εντυπώματα, εντομές) οι οποίες σχηματίζονται κυρίως λόγω της πρόσφυσης των μυών και των συνδέσμων σε αυτά. Επίσης, μπορεί να εμφανίζουν πόρους, σωλήνες, σχισμές και τρήματα που διευκολύνουν τη δίοδο των αγγείων και των νεύρων και τέλος σε κάποιες επιφάνειές τους υπάρχουν λείες αρθρικές επιφάνειες τις οποίες καλύπτει υαλοειδής χόνδρος που χρησιμεύει στην άρθρωση με τα παρακείμενα οστά. (1)

1.4 Η εμβιομηχανική των οστών

Σήμερα, εκτός από τις επιστήμες της υγείας, με το ανθρώπινο σώμα και τα ζητήματα που το αφορούν ασχολείται και μια ραγδαία αναπτυσσόμενη και σχετικά νέα επιστήμη, η επιστήμη της Εμβιομηχανικής. Η Εμβιομηχανική είναι η επιστήμη δια της οποίας εφαρμόζοντας αρχές και μεθόδους της μηχανικής, της φυσικής, της χημείας, των μαθηματικών και της τεχνολογίας στην βιολογία και την ιατρική, οι επιστήμονες προσπαθούν να ερμηνεύσουν αλλά και να βελτιώσουν, ποιοτικά και ποσοτικά, την συμπεριφορά των έμβιων οργανισμών. (2)

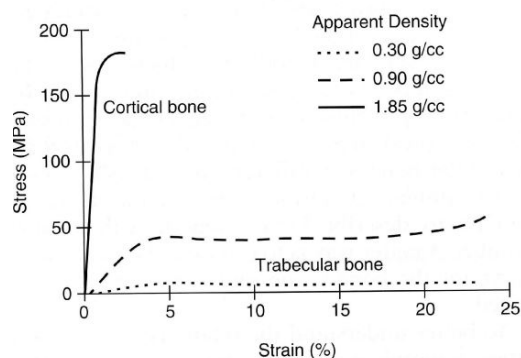
Η επιστήμη αυτή χρησιμοποιεί τους νόμους και τις αρχές της μηχανικής προκειμένου να ερευνηθεί και να αναλυθεί το ανθρώπινο σώμα (οι μύες, τα οστά,

οι τένοντες, οι χόνδροι, τα όργανα, το νευρικό σύστημα κλπ) με απώτερο σκοπό την επίλυση προβλημάτων που το ταλανίζουν.

Έτσι, αφού η Εμβιομηχανική ασχολείται με το σύνολο του ανθρώπινου σώματος δε θα μπορούσε να μην ασχολείται και με τα οστά. Από την άποψη της εν λόγω επιστήμης, τα οστά είναι διφασικά σύνθετα υλικά, διότι διαθέτουν μια οργανική φάση (το οργανικό μέρος του οστού) και μια ανόργανη (το ανόργανο μέρος του οστού). Το γεγονός ότι στα οστά η ανόργανη φάση, η οποία είναι μια ισχυρή ψαθυρή⁵ φάση, εγκιβωτίζεται στην οργανική φάση, η οποία είναι μια ασθενέστερη και πλέον εύκαμπτη μήτρα, τα καθιστά ισχυρότερα (ανά μονάδα βάρους) από τις δύο συνιστώσες φάσεις. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τα οστά να αποκτούν την απαραίτητη σκληρότητα και ανθεκτικότητα έτσι ώστε να στηρίζουν το σώμα και να προστατεύουν τα εσωτερικά ευπαθή όργανα αλλά ταυτόχρονα να διαθέτουν και ελαστικότητα ώστε να είναι ανθεκτικά σε μεγάλες ή απότομες φορτίσεις. Ακόμη, τα οστά είναι σύνθετα υλικά διότι όπως έχει αναφερθεί και πιο πάνω (βλ. παράγραφο (1.3) “ Η δομή των οστών”) αποτελούνται από δύο ιστούς -το σπογγώδες και το φλοιώδες οστό- με εντελώς διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες και διαφορετική δομή οι οποίες παίζουν το ρόλο των στρώσεων του σύνθετου (πολύστρωτου) υλικού που καλείται οστό. (3)

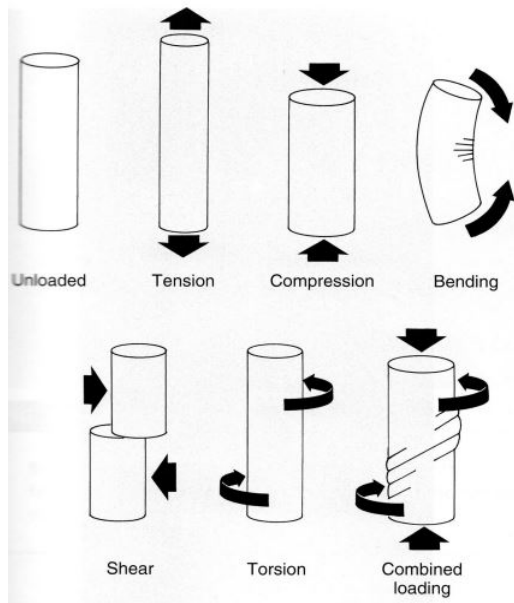
Φλοιώδες Οστό	Σπογγώδες Οστό
Στιβαρότερο του σπογγώδους	Μικρή στιβαρότητα
Υψηλή αντοχή	Μικρή αντοχή
Μικρή ολκιμότητα	Υψηλή ολκιμότητα (περίπου 50%)
	Ιδιαίτερα υψηλή δυνατότητα απορρόφησης ενέργειας (λόγω πορώδους δομής)

Πίνακας 1 Οι διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες του σπογγώδους και του φλοιώδους οστού (3)



Εικόνα 1.4 Τυπικές καμπύλες (σ-ε) φλοιώδους και σπογγώδους οστού υπό θλιπτική καταπόνηση. Οι φυσικές διαφορές μεταξύ των δύο τύπων εκφράζονται (ποιοτικά) και μέσω της φαινόμενης πυκνότητας (μάζα ανά μονάδα όγκου) (3)

⁵ Ένα υλικό θεωρείται ψαθυρό εάν, όταν σε αυτό αναπτύσσονται τάσεις, σπάει χωρίς να παραμορφωθεί πολύ. Τα ψαθυρά υλικά, ακόμη και αυτά που έχουν μεγάλη αντοχή, απορροφούν σχετικά λίγη ενέργεια πριν τη θραύση. Υλικά όπως το γυαλί, τα κεραμικά, το άοπλο σκυρόδεμα, ο χυτοσίδηρος και άλλα θεωρούνται ψαθυρά. (29)



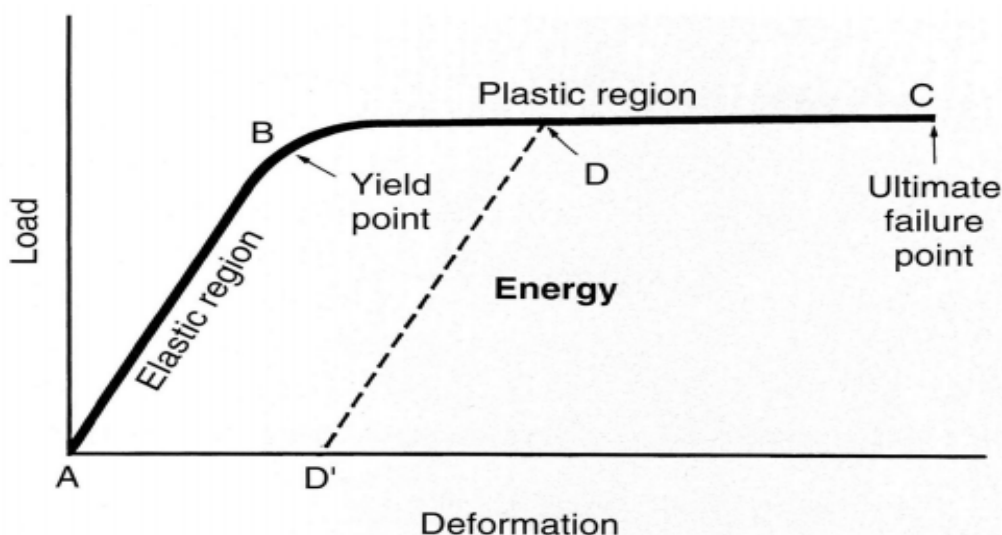
Εικόνα 1.5 Οι διάφορες μηχανικές καταπονήσεις που μπορεί να υποστεί ένα οστό (3)

Λόγω των λειτουργιών τους και των διαφόρων θέσεων τους στο σώμα, τα οστά βρίσκονται διαρκώς υπό συνθήκες μηχανικών καταπονήσεων οι οποίες προκαλούνται από την επίδραση που έχουν σε αυτά φορτία και ροπές διαφόρων κατευθύνσεων. Έτσι, σε ένα οστό μπορεί να ασκούνται εφελκυστικά, θλιπτικά, διατμητικά ή στρεπτικά φορτία και ακόμη, καμπτικές ροπές, καθώς και συνδυασμοί όλων των παραπάνω. Οι εφελκυστικές φορτίσεις προκαλούνται συνήθεστερα από τη δράση των μυών στις περιοχές που αυτοί συνδέονται με τους τένοντες ενώ οι θλιπτικές και οι διατμητικές ασκούνται από τη δράση των μυών αλλά και λόγω βαρύτητας. Οι στρεπτικές φορτίσεις προκαλούνται από

μυϊκές δυνάμεις και από εξωτερικές δυνάμεις οι οποίες εφαρμόζονται εγκάρσια και έκκεντρα στον επιμήκη άξονα των οστών ενώ οι καμπτικές φορτίσεις προκαλούνται από το βάρος του σώματος αλλά και από τις μυϊκές και εξωτερικές δυνάμεις που δρουν έκκεντρα στον επιμήκη άξονά τους. Στην πραγματικότητα όμως, οι καταπονήσεις των οστών δεν οφείλονται σε μεμονωμένα φορτία αλλά σε συνδυασμό διαφόρων ειδών φόρτισης οι οποίες αναπτύσσονται σε αυτά αφενός λόγω των πολλών φορτίων που τους ασκούνται στην καθημερινότητα ενός ατόμου και αφετέρου λόγω της περίπλοκης γεωμετρίας τους. Η άσκηση των παραπάνω φορτίσεων έχει ως αποτέλεσμα την ανάπτυξη εσωτερικών τάσεων στα οστά, με την προϋπόθεση πάντα ότι αυτά βρίσκονται σε κατάσταση ισορροπίας.

Αυτές οι τάσεις καθορίζουν σε μεγάλο βαθμό την εμβιομηχανική συμπεριφορά των οστών η οποία σε γενικές γραμμές εξαρτάται από τις μηχανικές ιδιότητες των οστών, τα γεωμετρικά τους χαρακτηριστικά και την κατανομή της οστικής τους μάζας ως προς τον ουδέτερο άξονά τους καθώς και από το είδος, το ρυθμό επιβολής, τη διεύθυνση και τη συχνότητα των φορτίων που ασκούνται σε αυτά.

Όσον αφορά στις μηχανικές ιδιότητες των οστών αυτές είναι η αντοχή, η στιβαρότητα και η ολκιμότητά τους και για την καλύτερη κατανόηση της σημασίας κάθε μιας εξ αυτών παρατίθεται το παρακάτω διάγραμμα τάσεων-παραμορφώσεων για εφελκυσμό μακρού οστού (εικ. 1.6).



Εικόνα 1.6. Τυπική καμπύλη φορτίου – παραμόρφωσης (load-deformation curve) για εφελκυσμό μακρού οστού (3)

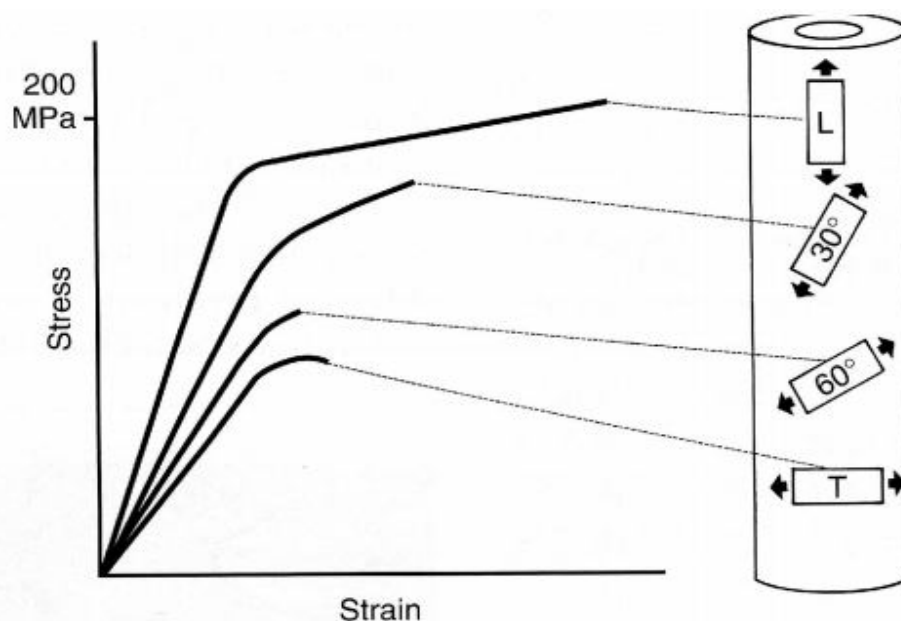
Η αντοχή ενός υλικού, και κατ' επέκταση του οστού, εκφράζεται με δύο τρόπους. Είτε μέσω του φορτίου αστοχίας (φορτίο αστοχίας (yield point) προς αρχικό εμβαδόν διατομής δοκιμίου) είτε μέσω της απορροφώμενης ενέργειας ανά μονάδα όγκου (το εμβαδόν κάτω από την καμπύλη τάσεων-παραμορφώσεων). Επιπλέον, η στιβαρότητα (ακαμψία) είναι αριθμητικά ισοδύναμη με την κλίση της γραμμικής περιοχής (στο διάγραμμα αυτή είναι η περιοχή με τίτλο elastic region και μήκος AB) και εκφράζεται μέσω του μέτρου ελαστικότητας E^6 . Τέλος, η ολκιμότητα είναι η μέγιστη παραμόρφωση εκπεφρασμένη σε ποσοστό επί τοις εκατό. Η μέγιστη αυτή παραμόρφωση είναι στην ουσία η παραμόρφωση που έχει αποκτήσει το δοκίμιο τη στιγμή της αστοχίας (στο διάγραμμα η παραμόρφωση αυτή είναι αριθμητικά ισοδύναμη με το μήκος AC' και η αστοχία (ultimate failure point) επέρχεται στο σημείο C).

Η γεωμετρία του οστού επηρεάζει τη μηχανική συμπεριφορά του οστού με διαφορετικό τρόπο ανάλογα με το είδος φόρτισης που ασκείται σε αυτό. Έτσι, στον εφελκυσμό και στη θλίψη τόσο το φορτίο αστοχίας όσο και η στιβαρότητα του οστού εξαρτώνται από το εμβαδόν της εγκάρσιας διατομής αυτού. Αντίθετα, στην κάμψη και στη στρέψη η μηχανική συμπεριφορά του οστού δεν εξαρτάται τόσο από τη διατομή του όσο από τον τρόπο με τον οποίο κατανέμεται η μάζα του οστίτη ιστού ως προς τον ουδέτερο άξονα του οστού.

Ακόμη, το είδος της φόρτισης που ασκείται στο οστό καθώς και η συχνότητα, η ταχύτητα και η διεύθυνσή της επηρεάζουν επίσης τη μηχανική συμπεριφορά του οστού. Έτσι, τα οστά μπορούν να αντέχουν σε μεγάλες δυνάμεις όταν αυτές

⁶ Το μέτρο ελαστικότητας E ή αλλιώς σταθερά ελαστικότητας του Young ορίζεται ως ο λόγος της αναπτυσσόμενης τάσης κατά μήκος ενός άξονα προς την παρατηρούμενη παραμόρφωση κατά μήκος του ίδιου άξονα. Δηλαδή, $E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$. Ο λόγος αυτός ισχύει μόνο για την ελαστική περιοχή, δηλαδή την περιοχή των τάσεων για τις οποίες ισχύει ο νόμος του Hooke $\sigma = E \cdot \varepsilon$ (3)

ασκούνται για μικρή χρονική περίοδο χωρίς να σπάνε, ενώ αν οι ίδιες δυνάμεις ασκηθούν στα οστά για μεγάλο χρονικό διάστημα τότε μπορεί να προκαλέσουν κατάγματα (4). Επίσης, το φαινόμενο της κόπωσης, δηλαδή της επαναλαμβανόμενης επιβολής μικρών φορτίων σε σχέση με την τάση αστοχίας, έχει ως αποτέλεσμα την ψαθυροποίηση των οστών καθώς και τη δημιουργία μικρορωγμών στο εσωτερικό τους πράγμα το οποίο τα καθιστά ευάλωτα με αποτέλεσμα μια περαιτέρω, φαινομενικά ακίνδυνη, φόρτιση αυτών να προκαλέσει την αστοχία τους.



Εικόνα 1.7 Μηριαίο φλοιώδες οστό υπό εφελκυσμό. Φαίνεται πως η διαμήκης διεύθυνση είναι ισχυρότερη, στιβαρότερη αλλά και ολκιμότερη (3)

Τα οστά εκτός από διφασικά σύνθετα υλικά χαρακτηρίζονται και ως ανισότροπα, διότι παρουσιάζουν διαφορετική δομή στη διαμήκη διεύθυνσή τους από αυτή που παρουσιάζουν στην εγκάρσια με αποτέλεσμα να έχουν διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες όταν φορτίζονται κατά μήκος διαφορετικών αξόνων. Λόγω αυτού, τα οστά είναι ισχυρότερα κατά τη διεύθυνση που ασκούνται οι φορτίσεις σε ένα ανθρώπινο σώμα κατά την εκτέλεση κινήσεων της καθημερινότητας, δηλαδή κατά τη διεύθυνση στην οποία δρουν τα φορτία συχνότερα. Με βάση αυτό, είναι λογικό το ότι όταν στα οστά επιβληθεί ένα φορτίο απότομα ή κατ' επανάληψη ή με μεγάλο μέτρο, αυτά μπορεί να αστοχήσουν. Αναλυτικότερα, όταν ένα οστό διαρρέει λόγω επιβολής σε αυτό ενός εφελκυστικού φορτίου τότε η διαρροή οφείλεται στην αποκόλληση των οστεώνων στις περιοχές που αυτοί συνδέονται μεταξύ τους ενώ όταν το οστό διαρρέει λόγω επιβολής σε αυτό θλιπτικού φορτίου τότε η διαρροή οφείλεται στη ρηγμάτωση των οστεώνων.

Τέλος, επειδή τα οστά είναι ζωντανοί ιστοί, κατά τη διάρκεια της ζωής ενός ατόμου αυτά μεταβάλλονται (αλλάζοντας μέγεθος, σχήμα, δομή) και προσαρμόζονται στις απαιτήσεις κάθε σώματος και εξωτερικά δημιουργηθείσας κατάστασης. Η μεταβολή αυτή του οστού συνοψίζεται στην απώλεια ή στη

δημιουργία φλοιώδους και σπογγώδους οστού με απώτερο σκοπό την καλύτερη απόκριση του οστού στις εξωτερικές μηχανικές φορτίσεις. Διέπεται από το νόμο του Wolff⁷ ο οποίος ισχυρίζεται ότι “η αναδιαμόρφωση του οστού επηρεάζεται και διαμορφώνεται από τις μηχανικές τάσεις που επιβάλλονται σε αυτό”. Λαμβάνοντας υπόψη αυτή τη διατύπωση καταλαβαίνει κανείς πως υπάρχει ένα εύρος ασκούμενων τάσεων στο οστό εντός του οποίου το οστό είναι ικανό να υποστεί οστική γένεση και με αυτόν τον τρόπο να ενδυναμωθεί. Επομένως, τάσεις εκτός του εν λόγω εύρους έχουν το αντίθετο αποτέλεσμα. Δηλαδή, την απορρόφηση οστού και τη διαρροή ή αστοχία του.

⁷ Ο νόμος του Wolff αναπτύχθηκε από το Γερμανό χειρουργό και ανατόμο Julius Wolff (1836-1902) ο οποίος πρώτος παρατήρησε ότι αν σε ένα οστό αυξηθεί το ασκούμενο φορτίο, τότε αυτό με το πέρασμα του χρόνου θα ανασχηματιστεί ώστε να αντέχει την αύξηση του φορτίου. Η αλλαγή αυτή του οστού ξεκινά από την ανακατανομή του σπογγώδους οστού στο εσωτερικό του και συνεχίζεται με μια πιο μικρή αλλαγή στο φλοιώδες οστό του εξωτερικού τμήματός του. Φυσικά, ισχύει και το αντίθετο, δηλαδή αν το φορτίο που ασκείται στο οστό μειωθεί, τότε το οστό θα ατονήσει. (3)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΤΟ ΜΗΡΙΑΙΟ ΟΣΤΟ

Το μηριαίο οστό είναι ένα μακρό οστό το οποίο αποτελεί το σκελετικό υπόβαθρο του μηρού. Τα δύο μηριαία τείνουν έσω προς τα γόνατα όπου και αρθρώνονται με το εγγύς άκρο της κνήμης. Το μηριαίο είναι το πιο ισχυρό, το πιο βαρύ και το πιο μακρύ οστό του ανθρωπίνου σώματος. Το μήκος του είναι το είκοσι έξι τοις εκατό (26%) του ύψους ενός ανθρώπου.

Το μηριαίο οστό προσφέρει στήριξη στον ανθρώπινο σκελετό και βοηθάει στη βάδιση καθώς αρθρώνεται με τα οστά της πυέλου και της κνήμης. Ακόμη, η άρθρωσή του αυτή δημιουργεί τις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος οι οποίες είναι οι δύο ισχυρότερες αρθρώσεις στο ανθρώπινο σώμα.

Η πιο σημαντική λειτουργία του μηριαίου οστού είναι η μεταφορά των φορτίων από την κνήμη στην άρθρωση του ισχίου. Επίσης, αποτελεί σημείο πρόσφυσης σημαντικών μυών και συνδέσμων οι οποίοι συμβάλλουν στην κίνηση του σώματος. Τέλος, έχει στηρικτικό ρόλο αφού κατά τη βάδιση το βάρος του σώματος για κάποιο χρονικό διάστημα ασκείται μόνο στο ένα κάτω άκρο και άρα στη φάση αυτή το μηριαίο οστό στηρίζει το σώμα και παραλαμβάνει -κυρίως η κεφαλή του- φορτία μεγαλύτερα των χιλίων εξακοσίων Newton (1600N). Αυτό ισοδυναμεί σχεδόν με τρεις φορές το βάρος του σώματος.

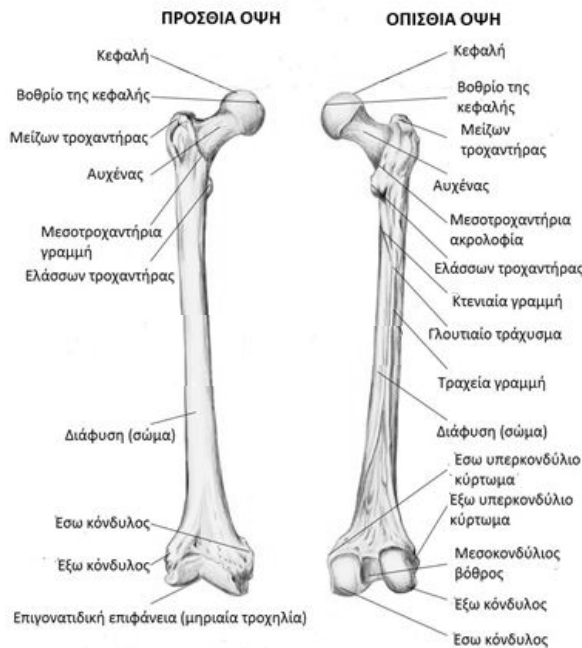
Περαιτέρω πληροφορίες που αφορούν στην ανατομία, στη γεωμετρία, στη συνδεσμολογία, στα κατάγματα και στην οστεοσύνθεση του μηριαίου οστού δίνονται στις πιο κάτω παραγράφους.

2.1 Η ανατομία του μηριαίου οστού

Το μηριαίο αποτελείται από μία διάφυση, η οποία καλείται και άξονας ή σώμα, και από δύο επιφύσεις ή άκρα τα οποία και αρθρώνονται με διπλανά οστά στην πύελο και στο γόνατο.

2.1.1 Το άνω άκρο του μηριαίου οστού

Το άνω άκρο του μηριαίου οστού (δηλαδή αυτό που βρίσκεται κοντά στον κορμό) αποτελείται από την κεφαλή, τον αυχένα, τους δύο τροχαντήρες και τις γειτονικές σε αυτά ανατομικές περιοχές.



Εικόνα 2.1 Πρόσθια και οπίσθια όψη του μηριαίου οστού.
Αναγράφονται οι κυριότερες ανατομικές του περιοχές (22)

(130°) με κατεύθυνση προς τα άνω και έσω και λίγο προς τα πίσω. Αυτή μεταβάλλεται με το πέρασμα του χρόνου και έτσι σε ένα βρέφος η τιμή της είναι εκατόν πενήντα μοίρες (150°) ενώ μειώνεται με τα χρόνια με αποτέλεσμα στους ηλικιωμένους η τιμή αυτή να είναι περίπου εκατόν είκοσι μοίρες (120°). Η μη φυσιολογική αύξηση αυτής της γωνίας ονομάζεται στην Ιατρική coxa valga ενώ αντίστοιχα η μη φυσιολογική μείωσή της καλείται coxa vara. Τόσο η κεφαλή όσο και ο αυχένος του μηριαίου δεν είναι εύκολο να ψηλαφιστούν καθώς βρίσκονται βαθιά στην άρθρωση του ισχίου και περιβάλλονται από το μυϊκό σύστημα που υπάρχει στην περιοχή.

Η επιφάνεια μετάβασης από την κεφαλή στον αυχένα είναι σχετικά τραχειά έτσι ώστε να είναι δυνατό να προσδεθούν σε αυτήν μύες καθώς και η κάψα της άρθρωσης⁸. Εδώ βρίσκονται οι δύο τροχαντήρες, ο μείζων και ο ελάσων. Από αυτούς, ο μείζων έχει σχεδόν κυβικό σχήμα και προβάλλει προς τα πάνω. Χρησιμεύει ως σημείο κατάφυσης μυών που δρουν ως απαγωγείς και έξω στροφείς, όπως ο μεσαίος και ο μικρός γλουτιαίος καθώς και ο απιοειδής μυς. Ο ελάσων τροχαντήρας είναι μικρότερος και έχει κωνικό σχήμα. Εξέχει προς τα πίσω και έσω σε σχέση με τη διάφυση του μηριαίου, κάτω ακριβώς από την ένωση με τον αυχένα. Μεταξύ των δύο τροχαντήρων εκτείνεται η μεσοτροχαντήρια γραμμή στην πρόσθια πλευρά και η μεσοτροχαντήρια ακρολοφία στην οπίσθια.

Η κεφαλή, η οποία αρθρώνεται με την κοτύλη του ανωνύμου οστού της λεκάνης, συνθέτει τα δύο τρίτα μίας σφαίρας και συνδέεται με τη διάφυση του μηριαίου μέσω του αυχένα ο οποίος έχει μήκος τέσσερα με πέντε εκατοστά (4cm-5cm) και διάμετρο μικρότερη πίσω από ό τι μπροστά και συμπιεσμένη στη μέση. Η κεφαλή διαθέτει ένα μικρό εντύπωμα, ή βοθρίο, στην έσω επιφάνειά της το οποίο χρησιμεύει για την πρόσφυση του στρογγυλού συνδέσμου της κεφαλής. Μεταξύ αυχένα και διάφυσης δημιουργείται μια γωνία περίπου εκατόν τριάντα μοιρών

⁸ Κάψουλα της άρθρωσης: Περίβλημα μαλακού ιστού γύρω από τη σφαιροειδή άρθρωση του ισχίου που βοηθά στη συγκράτηση της μηριαίας κεφαλής μέσα στην κοτύλη. (5)

2.1.2 Η διάφυση του μηριαίου οστού

Η διάφυση του μηριαίου οστού έχει σχεδόν κυλινδρικό σχήμα και είναι επιμήκης και λεπτή ενώ η διάμετρος της αυξάνεται πάνω από τη μέση της με αποτέλεσμα να γίνεται φαρδύτερη σε αυτήν την περιοχή. Σχηματίζει γωνία περίπου 7° με τον κάθετο άξονα του μηριαίου, με το κάτω άκρο να βρίσκεται πιο κοντά στη μέση γραμμή από το άνω. Το κεντρικό μέρος της διάφυσης έχει τριγωνικό σχήμα με ομαλά έσω και έξω χείλη μεταξύ της πρόσθιας, οπισθοπλάγιας και έσω επιφάνειας. Το οπίσθιο χείλος είναι πιο παχύ και τραχύ και σχηματίζει μια υπερυψωμένη ακρολοφία, την τραχεία γραμμή. Η τραχεία γραμμή είναι το σημείο κατάφυσης των προσαγωγών μυών του μηρού. Στο άνω μέρος της διάφυσης, η τραχεία γραμμή χωρίζεται στην κτενιαία γραμμή, η οποία έχει κατεύθυνση προς τα έσω, και στο γλουτιαίο τράχυσμα, το οποίο είναι μια ευθεία γραμμή που ενώνει το μείζονα τροχαντήρα με την τραχεία γραμμή. Στο κατώτερο (περιφερικό) τμήμα του οστού, η τραχεία γραμμή πλαταίνει και σχηματίζει μια πρόσθετη οπίσθια επιφάνεια, η οποία σχηματίζει το έδαφος του ιγνυακού βόθρου και τα χείλη της σχηματίζουν την έσω και έξω υπερκονδύλια γραμμή. Η έσω υπερκονδύλια γραμμή καταλήγει σε ένα ευδιάκριτο φύμα, το φύμα του προσαγωγού, στην άνω πλευρά του έσω κονδύλου.

Στη διάφυση υπάρχει, μερικές φορές, και μια οστέινη προεξοχή, στο εγγύς μηριαίο κοντά στο άνω όριο του γλουτιαίου κονδύλου η οποία ονομάζεται τρίτος τροχαντήρας. Αυτός είναι επιμήκης, στρογγυλός ή κωνικός σε σχήμα και συχνά αποτελεί συνέχεια του γλουτιαίου κονδύλου. Γενικά, η ύπαρξη ή μη του τρίτου τροχαντήρα στη διάφυση του μηριαίου οστού είναι μείζονος σημασίας. Περίπου το δεκαεπτά με είκοσι δύο τα εκατό (17%-22%) των ανθρώπων τον διαθέτουν και μάλιστα αυτός εμφανίζεται συχνότερα στις γυναίκες και σπανιότερα στους άντρες.

2.1.3 Το κάτω άκρο του μηριαίου οστού

Το κάτω άκρο του μηριαίου οστού (αλλιώς το άπω άκρο) είναι μεγαλύτερο του άνω (ή αλλιώς του εγγύς). Έχει περίπου κυβική μορφή όμως η πλαγιοπλάγια διάμετρος του είναι μεγαλύτερη της προσθοπίσθιας. Αποτελείται από δύο επιμήκη ογκώματα τα οποία λέγονται κόνδυλοι. Αυτοί αρθρώνονται με το άνω άκρο της κνήμης.

Προσθίως, οι κόνδυλοι προεξέχουν ελαφρώς και χωρίζονται μεταξύ τους με ένα λείο, μικρού βάθους αύλακα, την επιφάνεια της επιγονατίδας⁹. Όπισθεν, προβάλλουν σημαντικά και μια βαθιά εγκοπή, το μεσοκονδύλιο βοθρίο, χωρίζει τον

⁹ Η αρθρική επιφάνεια του κάτω άκρου του μηριαίου αποτελείται από την πρόσθια, την κάτω και την οπίσθια επιφάνεια των κονδύλων. Η πρόσθια επιφάνεια καλείται *επιφάνεια της επιγονατίδας* και αρθρώνεται με την επιγονατίδα. (5)

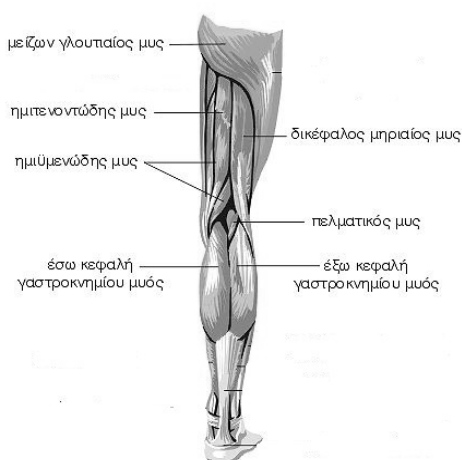
έναν κόνδυλο από τον άλλον. Ο έξω κόνδυλος εξέχει πιο πολύ από τον έσω και έχει μεγαλύτερο εμβαδό ενώ ο έσω κόνδυλος έχει μεγαλύτερο μήκος. Αυτό σημαίνει πως όταν το μηριαίο είναι κάθετο στο έδαφος, ο έσω κόνδυλος βρίσκεται υψομετρικά πιο χαμηλά του έξω. Όμως, όταν το μηριαίο έχει τη φυσιολογική ελαφρά κεκλιμένη θέση του στο ανθρώπινο σώμα (7° κλίση ως προς τον κάθετο άξονα του οστού) τότε και οι δύο κόνδυλοι βρίσκονται στο ίδιο ύψος. Ακόμη, οι κόνδυλοι δεν είναι παράλληλοι μεταξύ τους. Ο επιμήκης άξονας του έξω είναι σχεδόν παράλληλος με τον προσθοπίσθιο άξονα ενώ ο άξονας του έσω κόνδylου έχει ελαφριά κλίση προς το κέντρο του σώματος. Οι επιφάνειες των κόνδυλων που αρθρώνονται με τη κνήμη είναι από πίσω υποστρόγγυλες και διαπλατώνονται σταδιακά προς τα κάτω μέχρι να γίνουν σχεδόν επίπεδες. Τα τοιχώματα του μεσοκονδύλιου βόθρου έχουν δύο βοθρία για την έκφυση των χιαστών συνδέσμων, οι οποίοι σταθεροποιούν την άρθρωση του γόνατος.

Τέλος, κάθε κόνδυλος διαθέτει και μια προεξοχή η οποία καλείται υπερκονδύλιο κύρτωμα. Το έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα είναι ένα μεγάλο σε μέγεθος κύρτωμα στο οποίο προσφύεται ο κνημιαίος πλάγιος σύνδεσμος της άρθρωσης του γόνατος. Αντίθετα, στο έξω υπερκονδύλιο κύρτωμα, το οποίο είναι μικρότερο και εξέχει λιγότερο από το έσω, προσφύεται ο περνιαίος πλευρικός σύνδεσμος της άρθρωσης του γόνατος. (5), (6)

2.2 Οι μύες και οι σύνδεσμοι του μηριαίου οστού

Στο μηριαίο οστό, όπως και σε όλα τα υπόλοιπα οστά, προσφύονται και εκφύονται πλήθος μυών. Ακόμη, λόγω της σύνδεσής του με την κοτύλη του ανωνύμου οστού της πυέλου αλλά και της σύνδεσής του με την κνήμη διαθέτει και πολλούς συνδέσμους. Γενικά, τόσο οι μύες όσο και οι σύνδεσμοι συμβάλλουν στη σταθερότητα της άρθρωσης του ισχίου και του γόνατος.

Πιο αναλυτικά, οι μύες που προσφύονται και εκφύονται σε αυτό είναι οι εξής:



Εικόνα 2.2 Μύες που προσφύονται στο μηριαίο οστό καθώς και μύες που εκφύονται από αυτό (οπίσθια όψη) (22) (23)

Μείζων γλουτιαίος μυς

Ο μεγάλος γλουτιαίος μυς εκφύεται από το λαγόνιο οστό, το ιερό οστό, τον κόκκυγα, το μεγάλο ισχιοϊερό σύνδεσμο, την απονεύρωση του ιερογλουτιαίου μυ και την περιτονία του μέσου γλουτιαίου μυ και καταφύεται στη λαγονοκνημιαία ταινία και στο μηριαίο οστό.

Με την ενέργειά του εκτείνει και στρέφει προς τα έξω το μηρό, συμβάλλει στην καθήλωση της διάρθρωσης του γόνατος και εκτείνει το κορμό όταν ο μηρός είναι ακίνητος.

Δικέφαλος μηριαίος μυς

Ο δικέφαλος μηριαίος μυς εκφύεται με δύο εκφυτικές κεφαλές, τη μακρά από το ισχιακό κύρτωμα και τον ισchioϊερό σύνδεσμο και τη βραχεία από την τραχεία γραμμή, την έξω υπερκονδύλια γραμμή και το έξω μεσομύιο διάφραγμα. Με την ενέργειά του κάμπτει και στρέφει προς τα έξω την κνήμη και εκτείνει το μηρό.

Ημιτενοντώδης μυς

Ο ημιτενοντώδης μυς εκφύεται από το ισχιακό κύρτωμα και καταφύεται στο έσω χείλος του κνημιαίου κυρτώματος και στην κνημιαία περιτονία. Με την ενέργειά του κάμπτει και στρέφει προς τα έσω την κνήμη και συμβάλλει στην έκταση του μηρού.

Ημιμυενώδης μυς

Ο ημιμυενώδης μυς εκφύεται από το ισχιακό κύρτωμα και καταφύεται στην κνήμη. Με την ενέργειά του κάμπτει και στρέφει προς τα έσω την κνήμη, εκτείνει το μηρό και έλκει το οπίσθιο τοίχωμα του θυλάκου της διάρθρωσης του γόνατος.

Δικέφαλος γαστροκνήμιος μυς

Ο δικέφαλος γαστροκνήμιος μυς εκφύεται με δύο ισχυρές κεφαλές, την έξω και την έσω. Η έξω κεφαλή εκφύεται από τον έξω μηριαίο κόνδυλο και η έσω κεφαλή από την ιγνυακή επιφάνεια του μηριαίου οστού και τον έσω μηριαίο κόνδυλο και καταφύεται, μετά την συνένωσή της με τον υποκνημίδιο μυ και τον σχηματισμό του ισχυρότερου τένοντα του ανθρώπου, τον αχίλλειο τένοντα, στο κάτω ημιμόριο της οπίσθιας επιφάνειας της πτέρνας. Με την ενέργειά του ο δικέφαλος γαστροκνήμιος μυς κάμπτει την κνήμη και μαζί με τους άλλους μυς, κάμπτει πελματιαίως το πόδι.

Μακρός πελματικός μυς

Ο μακρός πελματικός μυς εκφύεται από το θύλακο της διάρθρωσης του γόνατος και από το έξω χείλος του μηριαίου οστού και καταφύεται στον αχίλλειο τένοντα. Με την ενέργειά του κάμπτει πελματιαίως το πόδι.

Λαγονοψοΐτης μυς

Ο λαγονοψοΐτης μυς αποτελείται από δύο μύες, το μεγάλο ψοΐτη και το λαγόνιο μυ, οι οποίοι συνενώνονται σε έναν. Ο μείζων ψοΐτης μυς εκφύεται από το δωδέκατο θωρακικό και τους πέντε οσφυϊκούς σπονδύλους και καταφύεται στο μηριαίο οστό. Ο λαγόνιος μυς εκφύεται από τη λαγόνια ακρολοφία, το λαγόνιο βόθρο και τον οσφυολαγόνιο σύνδεσμο και καταφύεται επίσης στο μηριαίο οστό. Με την ενέργειά του κάμπτει και στρέφει συγχρόνως ελαφρά προς τα έξω το μηρό προς την πύελο. Ακόμη, κατά την ορθοστασία στρέφει την πύελο προς τα μπροστά και κάτω ενώ κατά τη βάδιση συμβάλλει στην εναλλάξ κίνηση των μηρών προς τα εμπρός.

Λαγόνιος μυς

Ο λαγόνιος μυς αποτελεί έναν από τους δύο μυς του λαγονοψοΐτη.

Κτενίτης μυς

Ο κτενίτης μυς εκφύεται από το ηβικό οστό και καταφύεται στο μηριαίο οστό. Με την ενέργειά του κάμπτει και προσάγει το μηρό.

Μακρός προσαγωγός μυς

Ο μακρός προσαγωγός μυς εκφύεται από το ηβικό οστό και καταφύεται στην τραχεία γραμμή της διάφυσης του μηριαίου οστού. Με την ενέργειά του προσάγει και στρέφει προς τα έξω το μηρό.

Ορθός μηριαίος μυς

Ο ορθός μηριαίος μυς εκφύεται με δύο ισχυρές κεφαλές, την ευθεία από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα και την ανεστραμμένη από το λαγόνιο οστό. Καταφύεται στην επιγονατίδα και στο κνημιαίο κύρτωμα.

Έξω πλατύς μυς

Ο έξω πλατύς μυς εκφύεται από τη μεσοτροχαντήρια γραμμή, τη βάση του μεγάλου τροχαντήρα, το έξω κράσπεδο της τραχείας γραμμής και το έξω μεσομυϊκό διάφραγμα και καταφύεται στην επιγονατίδα.

Έσω πλατύς μυς

Ο έσω πλατύς μυς εκφύεται από το μηριαίο οστό και καταφύεται στη επιγονατίδα.

Μέσος πλατύς μυς

Ο μέσος πλατύς μυς εκφύεται από την πρόσθια και έξω επιφάνεια του μηριαίου οστού και καταφύεται στην επιγονατίδα.

Τετρακέφαλος μυς

Ο τετρακέφαλος μυς αποτελείται από τέσσερις μυς, τον ορθό μηριαίο, τον έξω πλατύ, τον έσω πλατύ και τον μέσο πλατύ μυ.

Με την ενέργειά του, ο τετρακέφαλος, εκτείνει την κνήμη, σταθεροποιεί τη διάρθρωση του γόνατος και αποτελεί ισχυρό καμπτήρα του μηρού.

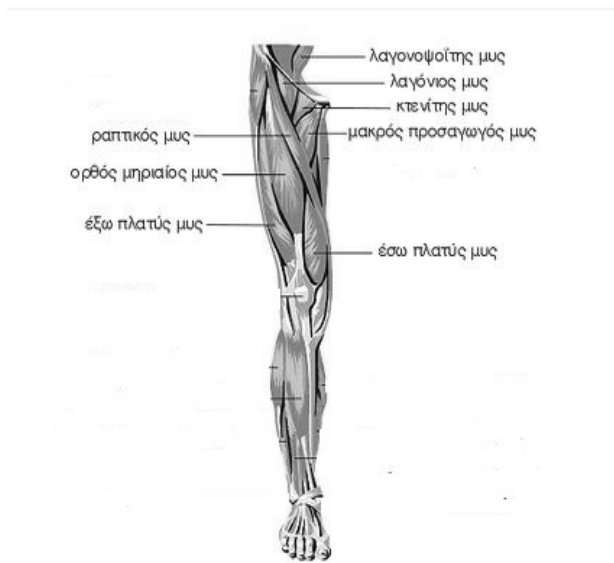
Ακόμη, οι σύνδεσμοι που συνδέουν το μηριαίο οστό με την κνήμη αλλά και με το ιερό οστό της πυέλου είναι οι εξής:

Πρόσθιος Χιαστός σύνδεσμος και Οπίσθιος Χιαστός Σύνδεσμος



Οι χιαστοί σύνδεσμοι βρίσκονται μέσα στην άρθρωση του γόνατος, στο κέντρο του. Όπως λέει και το όνομά τους χιάζονται μεταξύ τους καθώς προσφύονται στην κνήμη και στο μηρό. Ο πρόσθιος χιαστός είναι ο βασικότερος στροφικός

Εικόνα 2.4 Οι σύνδεσμοι που συνδέουν το κάτω άκρο του μηριαίου με την κνήμη



Εικόνα 2.3 Μύες που προσφύονται στο μηριαίο οστό καθώς και μύες που εκφύονται από αυτό (πρόσθια όψη) (22) (24)

σταθεροποιητής του γόνατος ενώ ο οπίσθιος χιαστός είναι ο κυριότερος γραμμικός σταθεροποιητής του.

Έσω Πλάγιος Σύνδεσμος και Έξω Πλάγιος Σύνδεσμος

Οι πλάγιοι σύνδεσμοι βρίσκονται στα πλάγια εκατέρωθεν της άρθρωσης του γόνατος. Την έσω μεριά του γόνατος σταθεροποιεί ο έσω πλάγιος σύνδεσμος που παρουσιάζει δύο μοίρες την εν τω βάθει και την επιπολής (επιφανειακή), ενώ την έξω μεριά του γόνατος σταθεροποιεί ο έξω πλάγιος σύνδεσμος.

Λαγονομηριαίος σύνδεσμος

ο λαγονομηριαίος σύνδεσμος εκφύεται από την πρόσθια επιφάνεια της κάτω λαγόνιας άκανθας και καταφύεται στην πρόσθια επιφάνεια της άρθρωσης. Είναι αρκετά παχύς σύνδεσμος και ένας από τους ισχυρότερους συνδέσμους του ανθρώπινου σώματος. Η λειτουργία του λαγονομηριαίου συνδέσμου είναι πολύ σημαντική διότι προστατεύει το ισχίο, αφού αντιτίθεται πολύ ισχυρά στην υπερέκταση της άρθρωσης, όταν το βάρος του σώματος τείνει να στρέψει την πύελο προς τα πίσω. Ηβομηριαίος σύνδεσμος

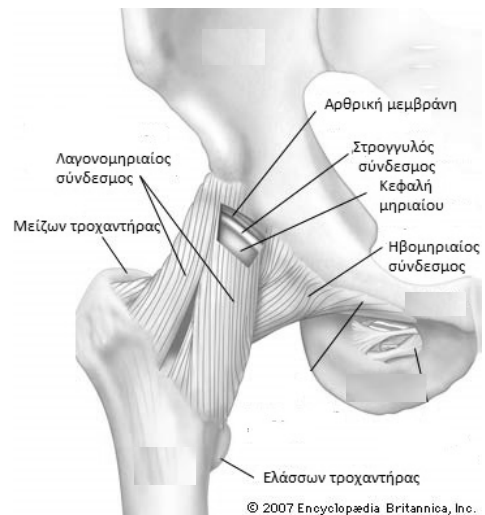
Ο ηβομηριαίος σύνδεσμος εκφύεται από το λαγονοκτενιαίο όγκωμα και καταφύεται στην πρόσθια μεσοτροχαντήρια γραμμή. Ο σκοπός του είναι να προστατεύει την άρθρωση του ισχίου από την υπερβολική απαγωγή, βοηθώντας περαιτέρω τους προσαγωγούς μυς. Όταν η άρθρωση βρίσκεται σε έκταση, ελέγχει την έξω στροφή, ενώ όταν η άρθρωση βρίσκεται σε κάμψη ελέγχει την απαγωγή και την έξω στροφή.

Ισχιομηριαίος σύνδεσμος

Ο ισχιομηριαίος σύνδεσμος εκφύεται από την οφρύ (το χείλος) της κοτύλης και καταφύεται στην έσω επιφάνεια του μείζονα τροχαντήρα. Η λειτουργία των συνδεσμικών ινών του εν λόγω συνδέσμου έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της απόστασης μεταξύ κοτύλης και κεφαλής μηριαίου και έτσι εξασφαλίζεται η καλύτερη επαφή των αρθρικών επιφανειών. Αυτό ενισχύει τη σταθερότητα της άρθρωσης όταν το σώμα βρίσκεται σε όρθια θέση.

Στρογγυλός σύνδεσμος

Ο στρογγυλός σύνδεσμος εκφύεται από τα κέρατα της μηνοειδούς επιφάνειας της κοτύλης και καταφύεται στο βόθρο της κεφαλής του μηριαίου οστού. Ελέγχει την απαγωγή του μηρού από θέση έκτασης, πριν αναλάβει τον έλεγχο ο λαγονομηριαίος σύνδεσμος. Επίσης, εμποδίζει λειτουργικά την υπέρμετρη προσαγωγή και έξω στροφή, όταν ο μηρός βρίσκεται σε μεγάλη κάμψη. Όμως, η σημαντικότερη λειτουργία του είναι η μεταφορά του αίματος στην κεφαλή του μηριαίου οστού. (5)



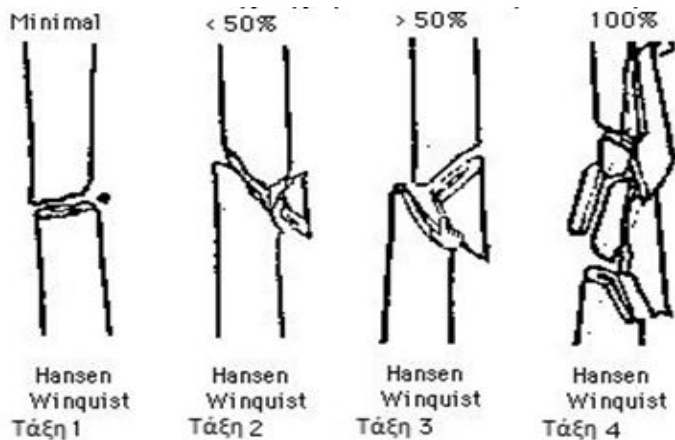
Εικόνα 2.5 Πρόσθια όψη του ανωνύμου και του μηριαίου οστού. Απεικονίζονται οι σύνδεσμοι που τα συνδέουν (25)

οά έάοΰαΐαόά δ'ο δ'η'έα'είγ'ιόάέ οόι ι'η'έάβ'ι' ι'όδ'υ άβ'ιάέ α'ο'ιάδ'ουί -ιαδ'α'ίγ' ΰε'ε'υ'ί- ία ι'η'ιάο'ο'ίγ'ι' έάέ ι'η'έάβ'ιά έάοΰαΐαόά.

ΰ'ιά ι'η'έάβ'ι' έΰδ'άα'ια ι'δ'η'άβ' ία δ'η'έε'ε'α'β' ο'ά άέΰο'η'ά άίαδ'η'έέΰ ο'ε'ι'άβ'ά ο'η'ο' ι'όδ'ιγ'. Οδ'ΰη'÷'ι'ο'ί' έάοΰαΐαόά δ'η'ο δ'η'έα'είγ'ιόάέ ο'όε'ι' δ'α'η'εί÷'p ο'ε'ο' έάο'άε'pδ' ο'η'ο' ι'η'έάβ'ι'ο', ο'όε'ι' δ'α'η'εί÷'p ο'ε'ο' άέΰο'ο'ό'pδ' ο'η'ο' p άέΰι'ε' έάέ ο'όε'ι' δ'α'η'εί÷'p ο'υ'ί' έ'η'ιάγ'ε'υ'ί' ο'η'ο'.

Ίβ'ά έάο'ε'α'η'β'ά ι'η'έάβ'ι' έάο'άα'ι'ΰ'ο'υ'ί' άβ'ιάέ έάέ ο'ά έο'÷'ε'άέΰ έάοΰαΐαόά άέΰο'ε' άδ'ο'ΰ' η'η'β'α'η'ι'ο'άέ υ'δ' ο'ά έάοΰαΐαόά ο'όά ι'δ'η'β'ά α'ι'δ'ε'γ'έ'η'ι'ο'άέ e' έάο'άε'p ο'η'ο' ι'η'έάβ'ι'ο', ι' άδ'÷'γ'ιάδ' ο'η'ο' p e' άέΰο'ο'ό'p ο'η'ο' άε'η'έα'pδ' έΰδ'υ' άδ'υ' ο'η'ι' άέΰο'ο'ί'ιά δ'η'η'÷'ά'ι'δ'p'η'ά.

Α'η' άδ'ο'p'η', ο'ά έάοΰαΐαόά ο'ε'ο' άέΰο'ο'ό'ε'ο' ο'η'ο' ι'η'έάβ'ι'ο' ÷'η'η'β'α'η'ι'ο'άέ ο'ά ο'η'άέο' ο'γ'δ'η'ο'δ'. Ο'ο'η'ι' δ'η'p'ο'η' ο'γ'δ'η' άί'p'έ'ο'η'ι' ο'ά α'α'έΰ'η'ο'έ'ά έάέ ο'ά ο'δ'άε'η'ι'άέ'p έάοΰαΐαόά, ο'ό'η' α'α'γ'ο'α'η'η'ι' ο'ά ο'ο'η'ο'η'έ'δ'ο'έ'έΰ έάέ ο'ό'η'ι' ο'η'β'ο'η'ι' ο'ά άί'p'έ÷'ο'ΰ. Α'δ'ο'ΰ' έάο'ε'α'η'έ'η'ι'ο'ί'ε'γ'ι'ο'άέ ία ο'ε'ι' έάο'ε'α'η'έ'η'ι'o'β'ε'c'ός ο'υ'ί' Winquist & Hansen e' ι'δ'η'β'ά έάο'άο'ΰ'ο'άέ ο'ά έάοΰαΐαόά ο'όέο' ο'η'άέο' δ'η'η'ι'ά'ι'ο'α'η'έ'α'p'ο'άδ' έάο'ε'α'η'β'α'ο' ία α'ΰ'ός ο'η'ι' δ'η'ο'ι'ο'δ'υ' έάο'άέ'α'η'ι'α'δ'ε'ο'i'γ' ο'η'ο'δ'. Δ'ε'η' α'ίαέ'ο'δ'έ'έΰ, ο'όε'ι' δ'η'p'ός ο'ΰ'η'ς (Grade I or 1)



Εικόνα 2.7 Οι τέσσερις τάξεις της ταξινόμησης κατά Hansen-Winquist για την κατηγοριοποίηση των καταγμάτων της διάφυσης του μηριαίου οστού (7)

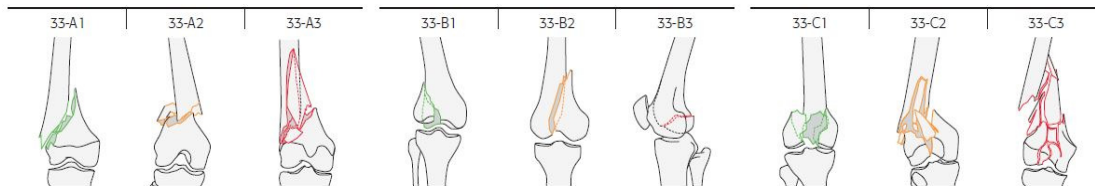
ανήκουν τα εγκάρσια κατάγματα ή τα μικρής έκτασης λοξά χωρίς κονιορτοποίηση τμήματος του οστού ή με απώλεια μικρού, σε σχήμα πεταλούδας, τμήματος αυτού το οποίο είναι μικρότερο από το εικοσιπέντε τα εκατό (25%) του πλάτους του οστού. Στη δεύτερη τάξη (Grade II or 2) ανήκουν τα συντριπτικά κατάγματα με

απώλεια μικρού τμήματος του οστού, πάλι σχήματος πεταλούδας, το οποίο είναι ίσο ή μικρότερο από το πενήντα τα εκατό (50%) του πλάτους του οστού. Στην τρίτη τάξη (Grade III or 3) ανήκουν τα συντριπτικά κατάγματα με απώλεια μικρού τμήματος του οστού, ι σχήματος πεταλούδας, το οποίο είναι μεγαλύτερο από το πενήντα τα εκατό (50%) του πλάτους του οστού. Τέλος, στην τέταρτη τάξη (Grade IV or 4) άί'p'έ'ο'η'ι' ο'ά έάοΰαΐαόά ο'όά ι'δ'η'β'ά ο'η'ι' ο'όδ'υ' γ'÷'άέ ÷'η'η'έ'ο'ό'α'β' ο'ά δ'α'η'έ'ο'ο'υ'δ'α'η'ά ο'υ'ί' άγ'η' έ'η'ι'α'δ'ε'p'η'ι'. (7)

ΰ'ο'η'ι' ά'ο'η'η'ΰ' ο'όά έάοΰαΐαόά ο'ε'ο' έάο'άε'pδ' ο'η'ο' ι'η'έάβ'ι'ο' άέέΰ' έάέ ο'όά έάοΰαΐαόά ο'η'ο' ΰ'δ'υ' ΰ'έ'η'η'ο' άδ'ο'i'γ' -ο'ο'η'ι' ι'δ'η'β'ι' ο'÷'e'i'ά'δ'β'α'η'ι'ο'άέ' η'έ' έ'υ'i'α'δ'ε'η'έ-, άδ'ο'ΰ' έάο'ε'α'η'έ'η'ι'ο'ί'ε'γ'ι'ο'άέ ία α'ΰ'ός ο'ε'i' έάοΰο'ά'η'ς Ο'Ο'Α¹⁰. Ο'όε'ι' ά'η' έ'υ'ä'η' δ'α'η'έ'η'ι'ε'c'ός, e' ι'η'i'ά'ο'β'ά ά'η'υ'δ' έάοΰαΐαό'η'ο' άβ'i'ά'ο'άέ ία γ'ιά'ί' έ'υ'άέ'έ'υ' ι' ι'δ'η'β'η'ο' άδ'η'ο'α'ε'α'β'o'άέ' άδ'υ' δ'γ'i'ο'α' ο'η'p'ιά'ο'ά. Ο'η' δ'η'p'ο'η' ο'η'p'ιά' άδ'ο'i'γ' δ'η'η'ο'ά'ε'η'η'β'α'ε'άέ, ία γ'ιά'ί' ά'η'έ'ε'η'ι'υ', ο'η'ι' ο'όδ'υ' δ'η'ο' γ'÷'άέ ο'δ'η'ο'o'α'β' έΰδ'άα'ia' (η' ά'η'έ'ε'η'ι'υ'δ' ο'η'β'ά (3) ά'ι'δ'ε'ο'o'η'έ÷'α'β' ο'ό'η' ι'η'έ'άβ'ι' ι'όδ'υ'), ο'η'i' α'α'γ'ο'α'η'η'i' o'η'p'ιά' o'η'ο' δ'η'η'ο'á'ε'η'η'β'α'ε'άέ ία γ'ιά'ί' ά'η'έ'ε'η'ι'υ' άδ'υ' o'η'i' γ'ιά' γ'υ'δ' o'η'i' o'η'β'á' o'η'i' o'η'p'ιά' o'η'ο' i'á'ε'η'η'γ' ι'όδ'ιγ' δ'η'ο' γ'÷'áé' o'δ'η'ο'o'á'β' έΰδ'άα'ia' (γ'ιά' á'ε'á' o'η'i' á'á'áγ'ο

¹⁰ Η ένωση ορθοπεδικού τραύματος OTA (Orthopaedic Trauma Association), η οποία είναι ένωση ορθοπεδικών χειρουργών, υιοθέτησε και επέκτεινε την κατάταξη του Müller και του Ιδρύματος AO – με τίτλο "The Comprehensive Classification of the Long Bones"- η οποία είναι ένα πολύπλοκο σύστημα ταξινόμησης με σκοπό την ακριβή περιγραφή του τραυματισμού που προκαλείται από κάθε κάταγμα καθώς και την καθοδήγηση όσον αφορά στη θεραπεία του. (29)

Ûêñï, äÿï ãéá ôç äéÛöðóç êáé ôñßá ãéá ôï Ûðù Ûêñï¹¹), ôï ôñßòï ðïðïá ðñïòáéïñßæáé ïá Ýíáí áñééï ðïí ðγðï ðïð êáðÛäïáðïð äéïðé áßíáé ðçíáíðééï ïá ðñïòáéïñéóèáß ðï áí ðï êÛðáäïá áßíáé áðèï ð ðγíéáðï¹², áííééðï ð êéáéðöü (Á ãéá áðèï, Â ãéá ðçñïíáéáÿð, C ãéá ðγíéáðï), ðï ðÝðáñðï ðñïòáéïñßæáé ðç ãáïíáðñßá ðïð êáðÛäïáðïð ïá êÿíáéð ððïð “áãéÛñóéï”, “ðçñïíáéáÿð”, “ððáéñïíáéáÿð” ð “ðïçíáðééï”. Õÿéïð, ðï ðÿíððï ðïðïá ðçð êúäééïðïßçðçð áíïð êáðÛäïáðïð êáðÛ ÌÏÁ ðñïòáéïñßæáé ðç ððïñÛáá ðïð êáðÛäïáðïð ïá ðñïðð ïáðáðïððéðçð ðïí êáðááãüðïí. ððé, Ýíá ððáéññï êÛðáäïá áßíáé áéáßï ðïð ïðïßð ðá êáðááãüðá áßíáé ðééáíï ïá ðáñáíáßïðï ðá ðúðð ð (éáéðïðñáéêð) êÿðç êáðÛ ðç äéÛñéáéá ðçð ðáððð ðïð áíð Ýíá áððáéÿð êÛðáäïá áßíáé áéáßï ðïð ïðïßð ðá êáðááãüðá áßíáé ðééáíï ïá ïáðáðïððéðçð ðá êÛéïð êÿðç, ïá ððñáðïíç ð ïá ïáéúèéíç ðá ïðéïð ðñéï ðçí ðáðç ïá áðïðÿéáðïá ðï ïðïð ïá ïçí áßíáé ðéÿíï áðïéÿðïð êáéðïðñáééï.



Εικόνα 2.8 Η ταξινόμηση AO για τα κατάγματα του κάτω άκρου του μηριαίου.

33-A Εξωαρθρικό κάταγμα

33-A1 Απλό

33-A2 Εξωαρθρικό σφηνοειδές

και/ή κατακερματισμένο σφηνοειδές

33-B Μερικώς αρθρικό κάταγμα

33-B1 Εξω κονδύλου, ωβελιαίο

33-B2 Εσω κονδύλου, ωβελιαίο

33-B3 Μετωπιαίο

33-C Πλήρως αρθρικό κάταγμα

33-C1 Αρθρικό απλό, μεταφυσιακό απλό

33-C2 Αρθρικό απλό, μεταφυσιακό συντριπτικό

33-C3 Αρθρικό συντριπτικό (27)

Ïá êáðÛäïáðá ðïð Ûðù Ûêñïð ðï ïçñéáßïð ïðïíç äéáêñßïððáé, ïá áÛðç ðçí ðáíéïíçðç ÁÏ, ðá ðñáéð êáðçãññßáð¹³, Á, Â êáé C êáéáíéÛ áðï ðéð ïðïßáð ðññßæáðáé ðá ðñáéð ððïéáðçãññßáð, 1,2 êáé 3. Õðçí ðñώτη κατηγορία, A, ανήκουν τα εξωαρθρικά κατάγματα, στη δεύτερη, B, τα μερικώς αρθρικά και στην τρίτη, C, τα πλήρως αρθρικά κατάγματα. Οι υποκατηγορίες 1, 2, 3 της κάθε κατηγορίας βοηθούν στον καλύτερο προσδιορισμό των εν λόγω καταγμάτων. Αυτά τα κατάγματα είναι αρκετά δύσκολο να αντιμετωπιστούν καθώς μπορεί να υπάρξει λανθασμένη ένωση μεταξύ κατεαγότων. Σε αρκετές περιπτώσεις, μάλιστα, είναι δυνατό να μην επιτευχθεί καν ένωση.

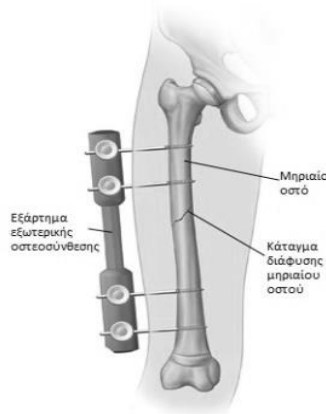
¹¹ Το εγγύς και το άπω μηριαίο ορίζονται από δύο τετράγωνα. Το ένα με πλάτος ίσο με την απόσταση της κεφαλής από τον ελάσσονα τροχαντήρα και το δεύτερο με πλάτος ίσο με την απόσταση μεταξύ των κονδύλων. Έτσι, ως διάφυση θεωρείται το υπόλοιπο οστό μεταξύ των δύο αυτών τετραγώνων.

¹² Σύνθετο κάταγμα είναι εκείνο το κάταγμα στο οποίο υπάρχει μια ανοικτή πληγή του δέρματος που οδηγεί άμεσα στο σπασμένο οστό. (29)

¹³ Και οι τρεις κατηγορίες έχουν στο πρώτο τμήμα του κωδικού ονομασίας τους τον αριθμό τρία (3) - διότι πρόκειται για κατάγματα στο μηριαίο οστό το οποίο στην ταξινόμηση AO είναι το οστό με αριθμό τρία. Επίσης, στο δεύτερο τμήμα του κωδικού ονομασίας τους έχουν τον αριθμό τρία - επειδή πρόκειται για κατάγματα στο άπω άκρο του μηριαίου.

κάτι τέτοιο, ο θεράπων ιατρός χρησιμοποιεί διάφορα εξαρτήματα όπως βίδες, πλάκες και ήλους με σκοπό να ενώσει όσο το δυνατόν ορθότερα τα κατεαγότα έτσι ώστε να ιαθεί σωστά το κάταγμα και η λειτουργία του βλαμμένου μέλους μετά την ίαση να είναι ισάξια της λειτουργίας του πριν από αυτό.

Όσον αφορά στα κατάγματα του μηριαίου οστού, πολλές φορές κρίνεται σκόπιμο αυτά να αναταχθούν σε χειρουργικό περιβάλλον έτσι ώστε να ευθυγραμμιστούν τα κατεαγότα και να συγκρατηθούν σε σωστή θέση με τη βοήθεια εξαρτημάτων οστεοσύνθεσης τα οποία έχουν σκοπό να βοηθήσουν τη σωστή ίαση του εκάστοτε κατάγματος. Τα εξαρτήματα αυτά άλλοτε τοποθετούνται εξωτερικά του ανθρωπίνου σώματος (external fixation) και άλλοτε εσωτερικά (internal fixation). Στην πρώτη περίπτωση οστεοσύνθεσης τα εξαρτήματα τοποθετούνται σε απόσταση από την περιοχή του κατάγματος. Πιο συγκεκριμένα, δημιουργούνται οπές στις οποίες τοποθετούνται εξειδικευμένα σύρματα ή βίδες ενώ εκτός σώματος τοποθετούνται ράβδοι ή καμπυλωμένες μεταλλικές πλάκες με ένσφαιρους τριβείς οι οποίες μαζί με τις βίδες που έχουν τοποθετηθεί στις οπές δημιουργούν ένα άκαμπτο σώμα που σκοπό έχει να σταθεροποιήσει τα κατεαγότα ώστε να επέλθει ίαση του οστού. Στη δεύτερη περίπτωση οστεοσύνθεσης χρησιμοποιούνται εμφυτεύματα όπως πλάκες, ήλοι, βίδες, σύρματα για την τοποθέτηση των οποίων είναι απαραίτητο να δημιουργηθούν τομές ώστε να εντοπιστεί το κάταγμα και να αναταχθεί με τη βοήθεια των προαναφερθέντων εμφυτευμάτων. Αξίζει να σημειωθεί πως σε περιπτώσεις καταγμάτων της κεφαλής του μηριαίου οστού σε ηλικιωμένους συχνά δεν προτιμάται καμία από τις δύο μεθόδους οστεοσύνθεσης αλλά αντίθετα πραγματοποιείται μερική ή ολική αρθροπλαστική ισχίου.



Εικόνα 2.10 Εξωτερική οστεοσύνθεση κατάγματος διάφυσης του μηριαίου οστού (28)



Εικόνα 2.11 Διαφορετικά εξαρτήματα εσωτερικής οστεοσύνθεσης. Διακρίνονται ενδομυελικοί ήλοι, βίδες lag screw καθώς και απλές βίδες με σπείρωμα (29)

Η ανάταξη και ίαση των διατροχαντήριων καταγμάτων του μηριαίου οστού τα οποία, όπως έχει ήδη αναφερθεί αποτελούν αντικείμενο μελέτης της παρούσας εργασίας, είναι μια δύσκολη διαδικασία λόγω των ανατομικών και εμβιομηχανικών χαρακτηριστικών της περιοχής στην οποία συμβαίνουν. Η ανάκτηση του - πρότερου του κατάγματος- μήκους του μηριαίου οστού και της περιστροφής του είναι υψίστης σημασίας έτσι ώστε ο ασθενής να

αποκτήσει τη μέγιστη δυνατή περιπατητική ικανότητα σχεδόν αμέσως μετά την ανάταξη του κατάγματος. Επίσης, και η διόρθωση της γωνίας μεταξύ της κεφαλής

του μηριαίου και του αυχένα έτσι ώστε να αποκατασταθεί η ένταση και η δύναμη των απαγωγών μυών συμβάλλει στην προσπάθεια ανάκτησης της ποιότητας ζωής του ασθενούς μετά από ένα διατροχαντήριο κάταγμα. Παρ' όλο που όλα τα παραπάνω είναι δυνατό να επιτευχθούν με χειρουργική επέμβαση, κανένα είδος οστεοσύνθεσης δεν προτείνεται ομόφωνα από την παγκόσμια ιατρική κοινότητα.



*Εικόνα 2.12
Ενδομυελικός ήλος
gamma nail με
βίδα lag screw και
βίδα με σπείρωμα
για περαιτέρω
σταθεροποίηση*

Στην παρούσα εργασία, μελετάται η οστεοσύνθεση των διατροχαντηρίων καταγμάτων με τη μέθοδο gamma nail, η οποία χρησιμοποιείται από το 1985. Το gamma nail είναι στην ουσία ένας ενδομυελικός ήλος ο οποίος τοποθετείται κατά μήκος του άξονα του μηριαίου οστού μέσω μιας οπής στον μείζονα τροχαντήρα με σκοπό τη συγκράτηση των κατεαγόντων ενός διατροχαντηρίου κατάγματος στη σωστή θέση καθ' όλη τη διάρκεια της ίασης. Ακόμη, ο ενδομυελικός ήλος παραλαμβάνει τα φορτία που ασκούνται στην κεφαλή του μηριαίου, δηλαδή στο εγγύς τμήμα του κατάγματος, και τα μεταφέρει στη διάφυση και στους κονδύλους, δηλαδή στο άπω τμήμα του κατάγματος. Αυτή είναι μία σημαντική λειτουργία του ενδομυελικού ήλου η οποία έχει ως αποτέλεσμα την άμεση κινητοποίηση του ασθενούς μετά από μία επέμβαση οστεοσύνθεσης, διότι είναι ικανός να χρησιμοποιεί στη βάδιση και το καταγματικό άκρο του. Παρ' όλα αυτά, είναι πιθανό - λόγω της μεγαλύτερης στιβαρότητας του ήλου σε σχέση με το οστό που τον περιβάλλει - να μειωθεί το φορτίο που μεταφέρεται από τον ήλο στο οστό και παράλληλα να αυξηθεί το φορτίο που παραλαμβάνει ο ήλος. Όμως, μείωση του φορτίου που παραλαμβάνει το οστό σημαίνει επιβράδυνση της ίασης του κατάγματος (αφού το οστό δε δέχεται το απαιτούμενο φορτίο για την παραγωγή νέου οστικού ιστού) καθώς και απώλεια οστικής μάζας μετά την επέμβαση. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται θωράκιση τάσεων (stress shielding) και μπορεί να είναι επιβλαβές για την αποκατάσταση του καταγματικού άκρου.

Το gamma nail εκτείνεται ως τη διάφυση του μηριαίου και υποστηρίζεται περαιτέρω από ένα lag screw¹⁵ το οποίο διέρχεται με κάποια γωνία από μια οπή του. Αυτό εισέρχεται στην κεφαλή του μηριαίου οστού από μία οπή που δημιουργείται στον αυχένα ακριβώς κάτω από το μείζονα τροχαντήρα. Σκοπός του είναι η περεταίρω συμπίεση των δύο κατεαγόντων κάτι το οποίο, με βάση και τον νόμο του Wolff (βλ. υποκεφάλαιο 1.4 "Η εμβιομηχανική των οστών"), ευνοεί τη δημιουργία νέου οστού έτσι ώστε να επιτευχθεί η συνοστέωση του άπω τμήματος του κατάγματος με το εγγύς. Τέλος, για την καλύτερη σταθεροποίηση του ήλου στο οστό, προκειμένου αυτός να μην περιστρέφεται στο εσωτερικό της διάφυσής του, τοποθετείται στην περιοχή της διάφυσης και κάθετα σε αυτήν μια επιπλέον βίδα η οποία διέρχεται και από τον ήλο. (9)

¹⁵ Το lag screw (συμπιεστική βίδα) είναι μία βίδα με στρογγυλή ή εξαγωνική κεφαλή της οποίας το σπείρωμα δεν εκτείνεται σε όλο το μήκος του σώματός της.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 Η ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μια αριθμητική μέθοδος, δηλαδή μια μέθοδος υπολογισμού με χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή η οποία αποτελεί εξέλιξη των μητρωικών μεθόδων αριθμητικής επίλυσης διαφορικών εξισώσεων. Χρησιμοποιείται στον υπολογισμό προσεγγιστικών λύσεων μερικών διαφορικών εξισώσεων των οποίων η αναλυτική λύση είναι δυνατή μόνο σε ειδικές περιπτώσεις (μηχανικά προβλήματα των οποίων οι καταπονήσεις και τα γεωμετρικά σχήματα είναι πάρα πολύ απλές). Επομένως, στις περιπτώσεις που οι διαφορικές εξισώσεις περιγράφουν πιο σύνθετα προβλήματα, δημιουργείται η ανάγκη ανάπτυξης διαφόρων προσεγγιστικών μεθόδων προκειμένου αυτά να επιλυθούν.

Μία τέτοια μέθοδος είναι και η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων η οποία είναι μεν προσεγγιστική, αλλά μπορεί να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα. Επιπλέον, πλεονεκτεί έναντι των άλλων προσεγγιστικών μεθόδων διότι μπορεί να εφαρμοστεί σε όλα τα προβλήματα. Ακόμη, λόγω της ραγδαίας ανάπτυξης των ηλεκτρονικών υπολογιστών τα τελευταία χρόνια, οι αυξημένες απαιτήσεις της μεθόδου σε υπολογιστική ισχύ όταν εφαρμόζεται σε σύνθετα μοντέλα, οι οποίες αποτελούσαν το μειονέκτημά της αρχικά, ξεπεράστηκαν και έτσι η μέθοδος χρησιμοποιείται σε ολοένα και περισσότερες εφαρμογές τόσο στην έρευνα όσο και στην βιομηχανία για τον υπολογισμό και τη μελέτη διάφορων κατασκευών.

3.1 Ιστορικά στοιχεία

Στα τέλη του 19^{ου} αιώνα, η μαθηματική θεωρία ελαστικότητας ήταν πλέον πλήρως θεμελιωμένη. Παρ' όλα αυτά, τα προβλήματα στα οποία μπορούσε να δώσει λύση ήταν ελάχιστα διότι, η αναλυτική λύση των εξισώσεων με τις οποίες περιγράφονταν (και έως και σήμερα περιγράφονται) τα διάφορα τεχνικά ή φυσικά προβλήματα ήταν δυνατή μόνο σε περιπτώσεις όπου οι καταπονήσεις και τα γεωμετρικά σχήματα που περιέγραφαν το πρόβλημα ήταν πολύ απλά.

Έτσι, στις αρχές του 20^{ου} αιώνα οι ερευνητές έστρεψαν την προσοχή τους στις προσεγγιστικές μεθόδους επίλυσης με σκοπό να καταστεί εφικτή η αντιμετώπιση και των σύνθετων μηχανικών προβλημάτων. Παρ' όλη όμως, τη διευκόλυνση που προσέφεραν αυτές οι μέθοδοι και πάλι δεν ήταν αρχικά ικανές να δώσουν απαντήσεις στα σύνθετα μηχανικά προβλήματα λόγω του ότι απαιτούσαν χρονοβόρες διαδικασίες προκειμένου να επιλυθούν οι οποίες δεν μπορούσαν να υποστηριχτούν από τα υπολογιστικά μέσα της εποχής. Καθώς όμως περνούσαν τα χρόνια και οι δυνατότητες των ηλεκτρονικών υπολογιστών αυξάνονταν ραγδαία, οι

σύνθετες αυτές προσεγγιστικές μέθοδοι κατόρθωσαν να εδραιωθούν διότι πλέον ήταν εφικτό να δώσουν απαντήσεις στα πολύπλοκα μηχανικά προβλήματα.

Μία από αυτές τις μεθόδους ήταν και η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων. Χαρακτηριστικό της μεθόδου αποτελεί το γεγονός ότι χρησιμοποιεί μονοδιάστατους, δισδιάστατους ή ακόμη και τρισδιάστατους στοιχειώδεις όγκους με σκοπό την προσομοίωση συνεχών μέσων.

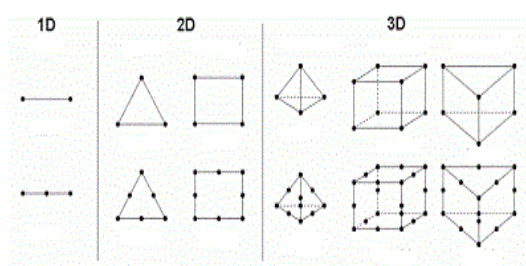
Παρά το ότι ορισμένα χαρακτηριστικά της μεθόδου είχαν περιγραφεί από τον Henrikoff το 1941 καθώς και από τους McHenry και Courant το 1943, ολοκληρωμένη η μέθοδος παρουσιάστηκε δώδεκα χρόνια μετά, το 1956, στο άρθρο των Turner, Clough, Martin και Torp. Φυσικά, την πρώτη αυτή δημοσίευση ακολούθησε πληθώρα άλλων συμπεριλαμβανομένων και αυτών του Ιωάννη Αργύρη ο οποίος από το 1954 έως και το 1960 δημοσίευσε πληθώρα σχετικών άρθρων. Σήμερα, μάλιστα ο ίδιος θεωρείται ως ένας από τους θεμελιωτές της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων.

Όπως ήταν φυσικό αρχικά, η μέθοδος δε χρησιμοποιήθηκε στην επίλυση πολύπλοκων προβλημάτων αλλά στην επίλυση προβλημάτων επίπεδης εντατικής κατάστασης. Καθώς όμως άρχισαν να αναπτύσσονται ολοένα και πιο πολύπλοκα στοιχεία για τρισδιάστατα στερεά, ελάσματα υπό κάμψη και για άλλες πιο σύνθετες κατασκευές η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων άρχισε να χρησιμοποιείται σε πιο σύνθετα προβλήματα. Μάλιστα, αφού τα πεπερασμένα στοιχεία καθιερώθηκαν στη γραμμική ελαστική περιοχή άρχισαν να χρησιμοποιούνται και στην επίλυση των πλέον δύσκολων προβλημάτων όπως αυτά της δυναμικής ή μη γραμμικής συμπεριφοράς των υλικών ή ακόμη και στην επίλυση προβλημάτων λυγισμού.

Σήμερα, τα πεπερασμένα στοιχεία εφαρμόζονται σε τεράστιο αριθμό προβλημάτων και αποτελούν ένα ισχυρό εργαλείο στη μελέτη του συνόλου των κατασκευών. Όπως άλλωστε έδειξαν και οι Zienkiewicz και Cheung μόλις το 1964, αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε οποιοδήποτε πρόβλημα πεδίου με μεταβολική διατύπωση. (10)

3.2 Περιγραφή της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι δυνατό να περιγραφεί σε πέντε στάδια.



Εικόνα 3.1 Μονοδιάστατα, δισδιάστατα και τρισδιάστατα είδη πεπερασμένων στοιχείων με τους κόμβους τους (29)

Στο πρώτο στάδιο, η κατασκευή διακριτοποιείται. Δηλαδή, χωρίζεται σε έναν πεπερασμένο αριθμό ιδεατών όγκων κάθε ένας εκ των οποίων έχει πεπερασμένο μέγεθος. Οι όγκοι αυτοί, οι οποίοι μπορεί να είναι μονοδιάστατοι, δισδιάστατοι ή τρισδιάστατοι ονομάζονται πεπερασμένα στοιχεία (finite elements). Ο τρόπος χωρισμού της

κατασκευής δεν είναι μοναδικός ενώ και το είδος των στοιχείων που θα χρησιμοποιηθούν για αυτόν το χωρισμό ποικίλλει. Κάθε πεπερασμένο στοιχείο προσδιορίζεται με βάση τους κόμβους του. Οι κόμβοι είναι σημεία των στοιχείων και σε κάθε έναν αντιστοιχούν ορισμένοι αριθμοί οι οποίοι καλούνται κομβικές παράμετροι. Αυτές είναι στην ουσία γενικευμένες μετατοπίσεις, δηλαδή μετατοπίσεις και παράγωγοι μετατοπίσεων των χαρακτηριστικών σημείων κάθε στοιχείου.

Στο δεύτερο στάδιο, υπολογίζονται τα μητρώα ακαμψίας κάθε στοιχείου. Παρ' όλο που κάθε στοιχείο εξακολουθεί να έχει την ίδια ελαστική συμπεριφορά με το αρχικό σώμα και να υπόκειται στις ίδιες καταστατικές εξισώσεις, το όφελος από την υποδιαίρεση της κατασκευής σε αυτά είναι ότι τα πεπερασμένα στοιχεία έχουν πολύ απλούστερη μορφή. Λόγω αυτού, μπορεί να υπολογιστεί πολύ πιο εύκολα για κάθε στοιχείο ένα μητρώο το οποίο είναι απαραίτητο για την περαιτέρω διαδικασία. Αυτό είναι το μητρώο ακαμψίας και ο υπολογισμός του απαιτεί δύο επιμέρους στάδια. Στο πρώτο, προσδιορίζονται οι μετατοπίσεις κάθε στοιχείου μέσω της εφαρμογής μιας κατάλληλης παρεμβολής τέτοιας ώστε η μετατόπιση κάθε σημείου του στοιχείου να εκφράζεται μέσω των μετατοπίσεων των κόμβων του. Στο δεύτερο επιμέρους στάδιο, εφαρμόζεται η αρχή των δυνατών έργων¹⁶. Αρχικά, απομονώνεται ένα στοιχείο από το σύνολο της κατασκευής και οι τάσεις T που ασκούνται σε αυτό από το υπόλοιπο σώμα θεωρούνται εξωτερικά φορτία (αυτό πρεσβεύει η αρχή των δυνατών έργων). Έπειτα, με βάση τα παραπάνω προσδιορίζονται οι κομβικές δυνάμεις οι οποίες είναι ισοδύναμες των τάσεων T . Στην ουσία, οι κομβικές δυνάμεις είναι ιδεατές δυνάμεις που δρουν στους κόμβους του στοιχείου και παράγουν έργο τόσο όσο παράγουν και οι τάσεις T . Στη συνέχεια, προσδιορίζεται το μητρώο που συνδέει τις κομβικές δυνάμεις του στοιχείου με τις κομβικές μετατοπίσεις του. Αυτό ονομάζεται μητρώο ακαμψίας και μαθηματικά εκφράζεται ως $F^e = k^e \cdot q^e$ όπου F^e είναι το σύνολο των κομβικών δυνάμεων, k^e είναι το μητρώο ακαμψίας του στοιχείου και q^e είναι οι κομβικές μετατοπίσεις. Με αυτά τα επιμέρους στάδια ολοκληρώνεται το δεύτερο στάδιο περιγραφής της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων.

Εν συνεχεία, στο τρίτο στάδιο της μεθόδου, διαμορφώνεται το τελικό σύστημα ακαμψίας με τη σύνθεση των μητρώων ακαμψίας όλων των επιμέρους στοιχείων της κατασκευής. Μετά τη σύνθεση του μητρώου και με την εφαρμογή και

¹⁶ Η αρχή των δυνατών έργων διατυπώνεται ως εξής: "Αν σε ένα παραμορφώσιμο σώμα που ισορροπεί επιβάλλουμε ένα επιπλέον κινηματικό σύστημα (παραμορφώσεις $\varepsilon^*(x)$ – μετατοπίσεις $u^*(x)$) – το οποίο ονομάζεται και "δυνατό σύστημα" (virtual system) – τυχαίο μεν, αλλά που να ικανοποιεί τις κινηματικές εξισώσεις και τις ομογενείς βασικές συνοριακές συνθήκες, τότε το "εσωτερικό δυνατό έργο" W^*_{int} των εσωτερικών δυνάμεων με τις "δυνατές" παραμορφώσεις $\varepsilon^*(x)$ είναι ίσο με το "εξωτερικό δυνατό έργο" W^*_{ext} των εξωτερικών δυνάμεων με τις αντίστοιχες

"δυνατές" μετατοπίσεις $u^*(x)$. Δηλαδή, $W^*_{int} = W^*_{ext} \Leftrightarrow$ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ (35)

πάλι της αρχής των δυνατών έργων, σε ολόκληρο το σώμα αυτή τη φορά, προκύπτει ένα σύστημα της μορφής $K \cdot r = R$ όπου K είναι το ολικό μητρώο ακαμψίας, r οι κομβικές μετατοπίσεις και R οι εξωτερικές δυνάμεις.

Στο προτελευταίο στάδιο περιγραφής της μεθόδου, επιλύεται με μια τυποποιημένη αριθμητική διαδικασία το σύστημα ακαμψίας που δημιουργήθηκε στο ακριβώς προηγούμενο στάδιο έχοντας γνωστά τα μητρώα K και R και άγνωστο το μητρώο r και χρησιμοποιώντας ορισμένες ιδιότητες του μητρώου ακαμψίας K (όπως το ότι το K είναι αραιό, συμμετρικό και θετικά ορισμένο).

Στο πέμπτο και τελευταίο στάδιο της μεθόδου υπολογίζονται τα εντατικά και παραμορφωσιακά μεγέθη της κατασκευής. Επειδή, είναι πλέον γνωστές οι κομβικές μετατοπίσεις r είναι δυνατό να προσδιορισθούν οι μετατοπίσεις κάθε σημείου κάθε μεμονωμένου στοιχείου της κατασκευής και άρα να προσδιοριστούν οι μετατοπίσεις κάθε σημείου στο σύνολο της κατασκευής. Αυτό συνεπάγεται το ότι είναι πλέον εφικτό να προσδιοριστούν οι παραμορφώσεις της κατασκευής και κατ' επέκταση οι τάσεις της. (11)

3.3 Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων στην Ιατρική και στην Εμβιομηχανική

Όπως ήταν φυσικό μία μέθοδος τόσο ικανή να επιλύσει δύσκολα προβλήματα μηχανικής, όπως η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων, άρχισε πολύ γρήγορα να χρησιμοποιείται σε πληθώρα σύνθετων και πολύπλοκων προβλημάτων. Σήμερα, τα πεπερασμένα στοιχεία χρησιμοποιούνται σε όλους τους τομείς της μηχανικής διότι, όπως έγινε φανερό και από την πιο πάνω περιγραφή, είναι μία μέθοδος που αποδεικνύεται πολύ χρήσιμη για τη λεπτομερή και όσο το δυνατό πιο ρεαλιστική περιγραφή πολύπλοκων γεωμετριών και ως γνωστόν, η μηχανική καλείται συχνά να δώσει απαντήσεις σε προβλήματα στα οποία εμπλέκονται πολύπλοκες γεωμετρίες.

Ένας από τους πολλούς τομείς της μηχανικής ο οποίος χρησιμοποιεί κατά κόρον τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων είναι και η εμβιομηχανική της οποίας τα ευρήματα τίθενται στην υπηρεσία της σύγχρονης ιατρικής πρακτικής. Έτσι, στην εμβιομηχανική τα πεπερασμένα στοιχεία χρησιμοποιούνται σε διάφορες εφαρμογές όπως είναι τα εξελιγμένα ιατρικά εμφυτεύματα, οι ελάχιστα επεμβατικές χειρουργικές τεχνικές και τα σύγχρονα βιοσυμβατά υλικά.

Γενικά, αν ένα πρόβλημα δεν μπορεί να λυθεί κλινικά τότε χρησιμοποιούνται τα πεπερασμένα στοιχεία για να επιλυθεί. Τέτοιες περιπτώσεις ανικανότητας επίλυσης κλινικά ορισμένων προβλημάτων είναι για παράδειγμα το προ κλινικό στάδιο ανάπτυξης ενός εμφυτεύματος, η μεταβολή παραμέτρων σε εμφυτεύματα τα οποία δεν είναι καν ακόμη διαθέσιμα στην αγορά, η ανικανότητα μιας οποιασδήποτε κλινικής μελέτης να απαντήσει επαρκώς σε συγκεκριμένα ερωτήματα και η μη επιτρεπτή διεξαγωγή ενός *in vivo* πειράματος (δηλαδή, ενός πειράματος στο οποίο συμμετέχουν έμβια όντα) για ηθικούς λόγους.

επεξεργασία του μοντέλου τα καθιστά ιδιαίτερα αγαπητά στους ερευνητές. Τέλος, λόγω του ότι παραθέτουν τα αποτελέσματα των επιλύσεων με ευανάγνωστα γραφήματα και διαγράμματα και άρα διευκολύνουν το χρήστη στην εξαγωγή των συμπερασμάτων του, τα εμπορικά προγράμματα που χρησιμοποιούν τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων προτιμώνται ιδιαίτερα από τους ερευνητές και το γεγονός ότι μέσω αυτών η ίδια η μέθοδος έχει γίνει προσιτή σε πληθώρα ερευνητών εξηγεί τη ραγδαία αύξηση της χρήσης της μεθόδου στη σύγχρονη εμβιομηχανική έρευνα.[]

Έχοντας αναφέρει όλα τα παραπάνω είναι αναμενόμενο το ότι η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιείται για την επίλυση σύνθετων εμβιομηχανικών προβλημάτων στα οποία εμπλέκονται τόσο οστά όσο και ιατρικά εμφυτεύματα όπως αυτά που χρησιμοποιούνται στην οστεοσύνθεση καταγμάτων. Λόγω της πολυπλοκότητας της γεωμετρίας των οστών, τα οποία δεν έχουν ακριβώς ορισμένες γωνίες, καμπύλες ή αποστάσεις που να τα χαρακτηρίζουν αλλά αντίθετα είναι διαφορετικά σε κάθε άνθρωπο, τα πεπερασμένα στοιχεία αποτελούν την ιδανική μέθοδο πιστής απόδοσης του σχήματος και της συμπεριφοράς τους. Άλλωστε, μπορεί ο τεμαχισμός ενός σχήματος σε απειροστούς όγκους να απλοποιεί την υπολογιστική του ανάλυση, σε καμία περίπτωση όμως δεν αφαιρεί από την πολυπλοκότητα της γεωμετρίας του και άρα τα οστά, αλλά και πιο σύνθετα συστήματα που περιλαμβάνουν μεταξύ άλλων και αυτά, είναι ιδανικές περιπτώσεις εφαρμογής της μεθόδου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ΤΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ ΚΑΙ Η ΔΙΕΘΝΗΣ ΕΡΕΥΝΑ

4.1 Περιγραφή του προβλήματος

Το πρόβλημα με το οποίο καταπιάνεται η παρούσα διπλωματική εργασία είναι ο σχεδιασμός και η υλοποίηση, ενός μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων μηριαίου οστού με διατροχαντήριο κάταγμα και σύστημα οστεοσύνθεσης. Εν συνεχεία, στόχος είναι η αξιολόγηση της συμπεριφοράς του μοντέλου όταν σε αυτό δημιουργούνται διάφορες σχεδιαστικές παραλλαγές όπως είναι η αλλαγή γωνιών αυχενομηριαίας γωνίας καθώς και η έλλειψη οστού σε καίριες ανατομικές περιοχές.

Όπως είναι προφανές, για την αξιολόγηση της εν λόγω μεθόδου οστεοσύνθεσης ήταν αναγκαία η κατασκευή στον υπολογιστή τόσο του καταγματικού μηριαίου οστού όσο και των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης. Κατόπιν, έπρεπε να δημιουργηθεί ένα μοντέλο το οποίο θα περιείχε όλα τα παραπάνω και θα μπορούσε να το επεξεργαστεί κανείς σε ένα πρόγραμμα εξειδικευμένο στην επίλυση προβλημάτων με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Η παρούσα διπλωματική εργασία παρουσιάζει όλα τα στάδια επεξεργασίας και αξιολόγησης του μοντέλου μετά την εισαγωγή του στο εξειδικευμένο πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων. Έτσι, στα επόμενα κεφάλαια θα αναλυθεί όλη η διαδικασία ρύθμισης των παραμέτρων του μοντέλου έτσι ώστε αυτό να είναι όσο το δυνατόν πιο ρεαλιστικό αλλά και ικανό να επιλυθεί με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Ακόμη, θα παρουσιαστούν και θα σχολιαστούν τα αποτελέσματα της επίλυσης του μοντέλου καθώς και τα αποτελέσματα των επιλύσεων των επιμέρους μοντέλων τα οποία σχεδιάστηκαν με τέτοιο τρόπο ώστε να προσομοιάζουν διαφορετικές περιπτώσεις γεωμετρίας μηριαίου οστού και κατάγματος. Τέλος, θα συζητηθούν προτάσεις για περαιτέρω έρευνα η οποία δεν ήταν εφικτό να πραγματοποιηθεί στα πλαίσια της παρούσας εργασίας.

Όπως συμβαίνει με όλες τις εργασίες οι οποίες δεν πρωτοπορούν αλλά προσθέτουν γνώση σχετική με ένα συγκεκριμένο θέμα στην ήδη υπάρχουσα γνώση που έχει παραχθεί γύρω από αυτό, έτσι και αυτή η διπλωματική εργασία στήριξε τη δημιουργία της και την ερμηνεία των αποτελεσμάτων της σε ήδη υπάρχουσες έρευνες που έχουν διεξαχθεί από ερευνητικές ομάδες σε παγκόσμιο επίπεδο οι οποίες ασχολήθηκαν με θέμα αρκετά παρόμοιο με το θέμα της εν λόγω διπλωματικής εργασίας όπως αυτό παρουσιάστηκε πιο πάνω.

4.2 Κριτική ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας

Το 1972, περίπου δεκαπέντε χρόνια μετά την επαναστατική είσοδο της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων στην ανάλυση προβλημάτων της μηχανικής,

αυτή η “νέα”, για την εποχή, μέθοδος χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά για την ανάλυση της μηχανικής συμπεριφοράς διαφόρων τμημάτων του ανθρώπινου σκελετού. Η μέθοδος διευκόλυνε κατά πολύ την ανάλυση της συμπεριφοράς των οστών σε συνθήκες φόρτισης και έδωσε απαντήσεις που αφορούσαν στις προκαλούμενες τάσεις και παραμορφώσεις κάτι το οποίο με τα διαθέσιμα μαθηματικά εργαλεία της εποχής ήταν αδύνατο να επιτευχθεί λόγω της ανισοτροπίας των οστών. (13)

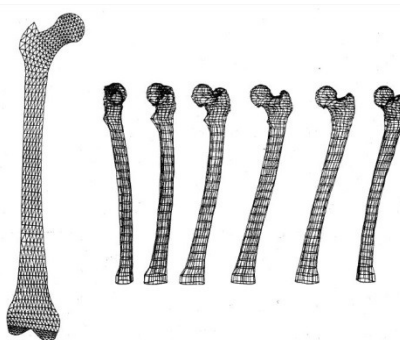
Το μηριαίο οστό ήταν από τα πρώτα οστά που μοντελοποιήθηκαν και αναλύθηκαν με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων διότι είναι ένα οστό το οποίο ενδιαφέρει ιδιαίτερα τους ορθοπεδικούς ιατρούς εξ αιτίας της συχνής εμπλοκής του σε χειρουργικές θεραπείες όπως είναι η ολική αρθροπλαστική ισχίου.

Έτσι, το 1972 δημιουργήθηκε για πρώτη φορά ένα δισδιάστατο μοντέλο μηριαίου οστού προκειμένου να αναλυθούν οι αναπτυσσόμενες σε αυτό τάσεις με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Οι πρωτοπόροι ερευνητές που ηγήθηκαν του εν λόγω εγχειρήματος ήταν δύο, ο καθένας

εκ των οποίων διεξήγαγε ξεχωριστή έρευνα με την ομάδα του. Έτσι, τόσο ο Rybicki όσο και ο Brekelmans ανέπτυξαν ο καθένας το δικό του μοντέλο μηριαίου οστού έτσι ώστε να αποδείξουν τις προοπτικές που είχε η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων στην έρευνα και στην ανάλυση των αναπτυσσόμενων τάσεων σε αυτό το οστό.

Εν συνεχεία, άρχισαν να κατασκευάζονται και τρισδιάστατα μοντέλα μηριαίου από τους Scholten et al. το 1975 και τους Olofsson et al. το 1976. Το μοντέλο των Scholten et al. θεωρείτο για αρκετά χρόνια μετά τη δημιουργία του ένα από τα πιο λεπτομερή μοντέλα μηριαίου οστού το οποίο διέθετε το πυκνότερο πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων (με περίπου δέκα χιλιάδες (10000) βαθμούς ελευθερίας). Καθώς τα χρόνια περνούσαν δημιουργήθηκαν μοντέλα μηριαίων με στοιχεία μεγαλύτερης τάξης όπως αυτό των Valliappan et al. το 1977 το οποίο μάλιστα ήταν το πρώτο που είχε επικυρωθεί εκτενώς προκειμένου να επαληθευθεί η εγκυρότητα του κανάβου. Πληθώρα άλλων μοντέλων μηριαίων ακολούθησε τα πρώτα κάθε ένα εκ των οποίων προσπαθούσε να προσομοιάσει τις πραγματικές ιδιότητες του οστού, όπως είναι η μη ομογενής ανισοτροπία του σπογγώδους οστού η οποία προσομοιώθηκε στο μοντέλο των Brown και Ferguson το 1978.

Οι πρώτες προσπάθειες δημιουργίας και επίλυσης, με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, μοντέλων του μηριαίου οστού ήταν μεν πρωτοποριακές



Εικόνα 4.1 Κανάβος πεπερασμένων στοιχείων σε μοντέλο μηριαίου οστού.

Αριστερά: Δισδιάστατος κανάβος τριγωνικών στοιχείων σε ένα από τα πρώτα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων που απεικονίζουν το μηριαίο οστό (1972)

Δεξιά: Διαφορετικές όψεις τρισδιάστατου κανάβου ισοπαραμετρικών εξαεδρικών στοιχείων που απεικονίζουν μηριαίο οστό (1982) (30), (31)

όμως δεν έγιναν με σκοπό να δώσουν απαντήσεις σε προβλήματα της ορθοπεδικής. Από αυτά τα πρώτα μοντέλα όμως, αποδείχθηκε ότι η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων χρησιμεύει ιδιαίτερα στην ορθοπεδική πρακτική επειδή μπορεί να προβλέψει τις περιοχές του οστού στις οποίες εμφανίζονται εξαιρετικά υψηλές τάσεις και άρα είναι πιθανές περιοχές αστοχίας. Με τη γνώση αυτή οι επιστήμονες έκαναν το επόμενο βήμα και άρχισαν να μοντελοποιούν καταγματικά μηριαία οστά καθώς και μηριαία οστά τα κατάγματα των οποίων είχαν αντιμετωπιστεί χειρουργικά με την εισαγωγή διαφόρων εξαρτημάτων οστεοσύνθεσης. Το πρώτο μοντέλο μηριαίου με οστεοσύνθεση δημιουργήθηκε το 1974 από τους Rybicki et al. Το εν λόγω μοντέλο διέθετε οστικές πλάκες για τη συγκράτηση των κατεαγόντων αλλά ελάχιστες πληροφορίες προέκυψαν από αυτό. Ουσιαστική πρόοδος στα μοντέλα με οστεοσύνθεση σημειώθηκε το 1977 όταν οι Simon et al. συνέκριναν τα αποτελέσματα του τρισδιάστατου μοντέλου που είχαν κατασκευάσει με πειραματικά δεδομένα. Η εξέλιξη στην έρευνα των *in silico* πειραμάτων όσον αφορά στα μηριαία με οστεοσύνθεση συνεχίστηκε με τους Stoneking το 1980, τους Carter et al. το 1981 και τους Claes et al. το 1982.

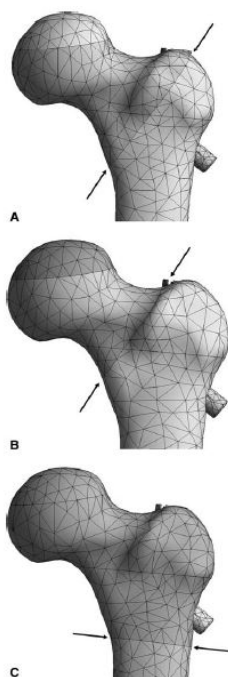
Μετά την προσομοίωση μηριαίων οστών τα κατάγματα των οποίων είχαν αντιμετωπιστεί με οστικές πλάκες, το ενδιαφέρον των ερευνητών στράφηκε στην οστεοσύνθεση με ήλους και έγιναν προσπάθειες να κατασκευαστούν μοντέλα που θα προσομοίαζαν μεθόδους οστεοσύνθεσης με ήλους, ενδομυελικούς και μη. Μια τέτοια εργασία εκπόνησαν και οι Ghassemi et al. το 1981 στην οποία δημιούργησαν ένα τρισδιάστατο μη γραμμικό μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων ενός μηριαίου οστού με διατροχαντήριο κάταγμα το οποίο είχε αντιμετωπιστεί χειρουργικά με ήλους.

Την εργασία των Ghassemi et al. ακολούθησε πλήθος άλλων εργασιών οι οποίες, όπως είναι λογικό, άρχισαν να ασχολούνται με πιο σύγχρονες τεχνικές οστεοσύνθεσης. Μία από αυτές είναι και η μέθοδος οστεοσύνθεσης με χρήση ενδομυελικού ήλου *gamma nail* της οποίας τα εξαρτήματα περιγράφηκαν πιο πάνω (βλ. παράγραφο 2.5 “Υλικά οστεοσύνθεσης μηριαίων καταγμάτων”).

Η εν λόγω μέθοδος, όπως έχει ειπωθεί ήδη, άρχισε να χρησιμοποιείται από το 1985 και μέχρι σήμερα θεωρείται μία από τις πιο αξιόπιστες μεθόδους οστεοσύνθεσης διατροχαντηρίων καταγμάτων. Λόγω αυτής της αξιοπιστίας έχει γίνει πολλές φορές αντικείμενο μελέτης και τα αποτελέσματά της έχουν αναλυθεί πολλάκις με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Πάνω στις έρευνες αυτές στηρίχθηκε και η εν λόγω εργασία και για το λόγο αυτόν πιο κάτω θα παρατεθούν τα κύρια επιστημονικά άρθρα με γνώμονα τα οποία παράχθηκε η παρούσα διπλωματική.

Δύο άρθρα αποτέλεσαν τον κύριο γνώμονα με βάση τον οποίο δομήθηκε το μοντέλο της παρούσας εργασίας. Πρόκειται για τα δύο άρθρα των Eberle et al. τα οποία μελετούν εις βάθος, κυρίως με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων αλλά και με εργαστηριακά πειράματα (τόσο με πτωματικά όσο και με συνθετικά

δοκίμια), τα αποτελέσματα της οστεοσύνθεσης με ενδομυελικό ήλο όταν αυτή έχει εφάρμοστεί σε μηριαία οστά τα οποία έχουν υποστεί διατροχαντήριο κάταγμα.



Εικόνα 4.2 Τα τρία είδη καταγμάτων που χρησιμοποιήθηκαν στην εν λόγω έρευνα. Τα βέλη δείχνουν τη γραμμή του κατάγματος για το A) περιτροχαντήριο κάταγμα, το B) πλευρικό αυχενικό και το C) υποτροχαντήριο

Στο πρώτο άρθρο της (14), το 2009, η ερευνητική ομάδα του Sebastian Eberle κατασκεύασε ένα αριθμητικό μοντέλο καταγματικού μηριαίου οστού στο οποίο είχε τοποθετηθεί ενδομυελικός ήλος με στόχο τη διερεύνηση της μηχανικής συμπεριφοράς της οστεοσύνθεσης μηριαίου κατάγματος. Τρία διαφορετικά είδη εξωαρθρικών¹⁸ καταγμάτων επιλέχθηκαν για να ελεγχθεί η αντοχή της οστεοσύνθεσης, ένα διατροχαντήριο (ή αλλιώς περιτροχαντήριο AO 31A1.1), ένα πλευρικό αυχενικό (AO 31B2.1) και ένα υποτροχαντήριο κάταγμα (AO 31A3.2). Η φόρτιση στο μηριαίο οστό προσομοίαζε τη φόρτιση που αυτό δέχεται στην πραγματικότητα από την επαφή του με το χόνδρο της επιφάνειας της κοτύλης και οι περιορισμοί του προσομοίαζαν τους περιορισμούς που έχει το οστό λόγω της άρθρωσής του με το γόνατο. Ακόμη, η απαραίτητη επικύρωση του αριθμητικού μοντέλου έγινε με τη διεξαγωγή εργαστηριακών πειραμάτων κατά την οποία μετρήθηκαν οι παραμορφώσεις του ενδομυελικού ήλου. Επιπλέον στόχος ήταν να διερευνηθεί η σχετική κίνηση των κατεαγόντων καθώς και το πώς αυτή επηρεάζει τη

σταθερότητα του κατάγματος.

Για τη δημιουργία του μοντέλου προσομοιάστηκε ένας ενδομυελικό ήλος Gamma3 Trochanteric Nail 180 (Stryker Osteosynthesis, Schoenkirchen/Kiel, Germany), μία βίδα lag screw και μία απλή βίδα με σπείρωμα ενώ το μηριαίο οστό που χρησιμοποιήθηκε ήταν το τυποποιημένο μηριαίο¹⁹. Ακόμη, δημιουργήθηκε στο σπογγώδες οστό της κεφαλής του μηριαίου, μέσω εντολών στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, το αρνητικό του σπειρώματος της βίδας lag screw καθώς και οι οστεοτομίες, χωρίς κενό μεταξύ κατεαγόντων, για τα τρία διαφορετικά είδη καταγμάτων. Τα μηχανικά χαρακτηριστικά του οστού καθώς και των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης παρατίθενται στον πιο κάτω πίνακα.

¹⁸ Τα εξωαρθρικά κατάγματα είναι τα κατάγματα που προκαλούνται εκτός της άρθρωσης του ισχίου, δηλαδή δεν προκαλούνται στην κεφαλή και στον αυχένα του μηριαίου. Αντιθέτως προκαλούνται στην περιοχή του τροχαντήρα και για το λόγο αυτό λέγονται και περιτροχαντήρια ή διατροχαντήρια κατάγματα.

¹⁹ Το τυποποιημένο μηριαίο είναι ένα τρισδιάστατο συμπαγές μοντέλο το οποίο έχει προκύψει από τις αξονικές τομογραφίες ενός τρίτης γενιάς, μεγάλου, αριστερού, συνθετικού μηριαίου οστού (Model 3306, Sawbones AB, Malmo, Sweden). Στο εν λόγω μοντέλο, έχουν αποδοθεί διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες στο σπογγώδες οστό και διαφορετικές στο φλοιώδες ενώ διαθέτει και ενδομυελικό αύλακα.

Υλικό	Μέτρο ελαστικότητας (E)	Λόγος Poisson (ν)
Σπογγώδες οστό	104MPa	0.3
Φλοιώδες οστό	16GPa	0.3
TiA16V4 (εξαρτήματα οστεοσύνθεσης)	113.8GPa	0.34

Πίνακας 4.1 Οι μηχανικές ιδιότητες των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν για να προσομοιάσουν το οστό και τα εξαρτήματα της οστεοσύνθεσης

Η δύναμη που ασκήθηκε στο μηριαίο οστό προσομοίαζε τη μέγιστη δύναμη που ασκείται στην κεφαλή του κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάρδιας. Αυτή, ασκήθηκε, υπό συγκεκριμένη γωνία, στο κέντρο της κεφαλής του μηριαίου και το μέτρο της, 1866N, υπολογίστηκε με βάση τα δεδομένα των Bergmann et al. (15) για έναν άνθρωπο ο οποίος ζυγίζει περίπου 80kg. Επίσης, το μοντέλο περιορίστηκε αφενός στην κεφαλή του μηριαίου με μία κύλιση στο κάθετο, στο διάνυσμα της δύναμης, επίπεδο και αφετέρου στο άπω τμήμα του οστού με μία πάκτωση σε ένα σημείο στο μετωπιαίο επίπεδο. Όσον αφορά στις επιφάνειες επαφής των επιμέρους σωμάτων του μοντέλου, όλες μοντελοποιήθηκαν σαν επιφάνειες επαφής με τριβή (frictional) εκτός από τις επιφάνειες επαφής των σπειρωμάτων των βιδών με το οστό διότι εκεί τα σπειρώματα δεν επέτρεπαν ούτε αξονική αλλά ούτε και διατμητική κίνηση. Αυτές θεωρήθηκαν bonded. Οι συντελεστές τριβής που χρησιμοποιήθηκαν στις frictional επιφάνειες επαφής ήταν 0.46 για τις επιφάνειες επαφής οστού με οστό, 0.23 για τις επιφάνειες επαφής μετάλλου με μέταλλο και 0.3 για τις επιφάνειες επαφής οστού με μέταλλο.

Με αυτές τις επιμέρους ρυθμίσεις δημιουργήθηκε ένα μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων στο πρόγραμμα ANSYS Academic Research v.11.0 Workbench™ (ANSYS Inc. Canonsburg, PA) το οποίο αποτελούνταν από τριάντα χιλιάδες (30000) ανώτερης τάξης πεπερασμένα στοιχεία εξαεδρικού και τετραεδρικού σχήματος. Εν συνεχεία, ελέγχθηκε η σύγκλιση του μοντέλου για όλες τις περιπτώσεις καταγμάτων, προκειμένου να επιβεβαιωθεί η καταλληλότητα του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων για την ανάλυση των τάσεων.

Ύστερα και από την επικύρωση του μοντέλου, αυτό επιλύθηκε χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο της επαυξημένης Lagrange²⁰ για τον υπολογισμό των επαφών. Ο εν λόγω αλγόριθμος μοντελοποιεί την τριβή μεταφέροντας τις πιέσεις στην κανονική διεύθυνση και τις τάσεις τριβής στην εφαπτομενική διεύθυνση επιτρέποντας έτσι την ολίσθηση και την απομάκρυνση των επιφανειών επαφής ανάλογα με το συντελεστή στατικής τριβής και τη δύναμη που υπάρχει κάθε φορά μεταξύ δύο επαπτόμενων σωμάτων.

²⁰ Η επαυξημένη Lagrange είναι μία συγκεκριμένη κλάση αλγορίθμων για την επίλυση προβλημάτων βελτιστοποίησης με περιορισμούς. Αυτή η μέθοδος αντικαθιστά ένα πρόβλημα βελτιστοποίησης με περιορισμούς με μία σειρά προβλημάτων χωρίς περιορισμούς. Επίσης, στα προβλήματα χωρίς περιορισμούς προστίθεται και ένας επιπλέον όρος ο οποίος έχει σχεδιαστεί έτσι ώστε να μιμείται έναν πολλαπλασιαστή Lagrange.

Με βάση την επίλυση του μοντέλου, διεξήχθησαν στη συνέχεια περαιτέρω υπολογισμοί όπως αυτός για τον προσδιορισμό της στιβαρότητας της οστεοσύνθεσης για τον υπολογισμό του οποίου το μέγιστο φορτίο διαιρέθηκε με τη μέγιστη μετατόπιση στο κέντρο της κεφαλής του μηριαίου οστού κατά τη διεύθυνση της φόρτισης. Επίσης, ελέγχθηκε η κατανομή των τάσεων στον ενδομυελικό ήλο και στη βίδα lag screw προκειμένου να βρεθούν οι περιοχές των μεγίστων τάσεων και άρα οι περιοχές που ήταν πιθανό να αστοχήσουν. Ακόμη, υπολογίστηκε η σχετική κίνηση μεταξύ των κατεαγόντων με τον υπολογισμό της μέγιστης αξονικής και της μέγιστης κάθετης εκτόπισης μεταξύ των δύο κατεαγόντων.

Επιπλέον, διεξήχθησαν και παραμετρικοί έλεγχοι έτσι ώστε να καταστεί σαφές το αν τα αποτελέσματα της επίλυσης του μοντέλου μεταβάλλονται είτε με τη μεταβολή της θέσης των εμφυτευμάτων είτε με την αλλαγή των συντελεστών τριβής. Για το σκοπό αυτό, μεταβλήθηκε η θέση του ενδομυελικού ήλου gamma nail μεταβάλλοντας τη γωνία στο μετωπιαίο επίπεδο κατά $+0.5^\circ$ ή κατά -1.0° καθώς και ο συντελεστής τριβής της επιφάνειας επαφής των κατεαγόντων, ο οποίος κυμάνθηκε από 0.1 έως 0.8.

Για την επικύρωση του μοντέλου διεξήχθησαν εργαστηριακά πειράματα στα οποία αναπαράχθηκαν ακριβώς οι συνθήκες που επικρατούσαν και στα υπολογιστικά πειράματα. Χρησιμοποιήθηκαν δεκαοκτώ συνθετικά μηριαία οστά Sawbone (model 3406, Sawbones AB, Malmo, Sweden) τα οποία χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες των έξι προκειμένου να ελεγχθούν και τα τρία είδη καταγμάτων. Η ίδια οστεοσύνθεση με τα ίδια εξαρτήματα αναπαράχθηκε και στα εργαστηριακά πειράματα. Επιπλέον, κολλήθηκαν στο εγγύς πλευρικό τμήμα της πρόσθιας και της οπίσθιας επιφάνειας κάθε ενδομυελικού ήλου καθώς και στην πλάγια πλευρά του τρία μονοαξονικά μηκυσιόμετρα (KFG-1-120-C1-11L3M3R, Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tokyo, Japan) τα οποία τοποθετήθηκαν κοντά στην οπή μέσα από την οποία περνάει η βίδα lag screw. Σκοπός των μηκυσιομέτρων ήταν η επικύρωση του αριθμητικού μοντέλου με χρήση των παραμορφώσεων που κατέγραψαν.

Μετά την τοποθέτηση των δοκιμίων σε μηχανή άσκησης φορτίου, αυτά υποβλήθηκαν σε επαναλαμβανόμενους κύκλους φόρτισης με μέγιστο φορτίο τα 1866N. Κατά τη διάρκεια διεξαγωγής της φόρτισης καταγράφονταν τα σημεία της καμπύλης φορτίων-μετατοπίσεων προκειμένου να υπολογιστεί η αξονική στιβαρότητα της κατασκευής. Επιπλέον, τα μηκυσιόμετρα μετρούσαν τις προκαλούμενες παραμορφώσεις στον ενδομυελικό ήλο. Έπειτα από τη συλλογή όλων των προαναφερθέντων δεδομένων, έγινε έλεγχος συσχέτισης των πειραματικών αποτελεσμάτων με τα αριθμητικά. Για την εν λόγω εργασία χρησιμοποιήθηκε το τεστ του Pearson²¹.

²¹ Το τεστ του Pearson ελέγχει μία μηδενική υπόθεση η οποία ορίζει ότι η κατανομή συγκεκριμένων ενδεχομένων ενός δείγματος συμφωνεί με μία συγκεκριμένη θεωρητική κατανομή. Τα ενδεχόμενα πρέπει να είναι ανεξάρτητα και να έχουν ολική πιθανότητα ίση με 1.

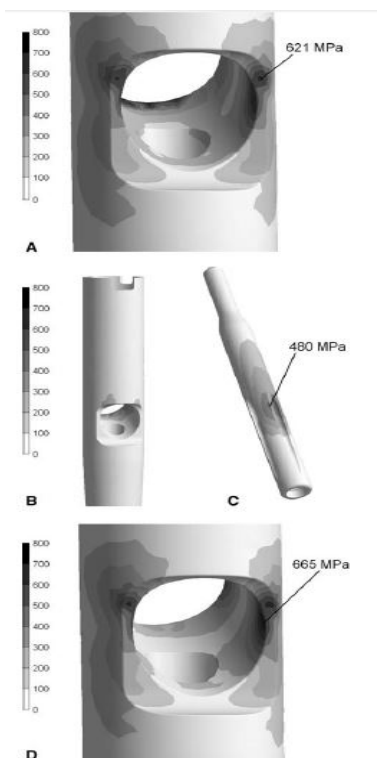
Fracture	Stiffness (N/mm)	von Mises Stress (MPa)	IFM (mm)	
			Axial	Shear
Pertrochanteric A1.1	464	623	0,6	0,7
Lateral Neck B2.1	524	480	0,3	0,6
Subtrochanteric A3.2	518	665	0,4	0,1

IFM = interfragmentary movement. The stress values are the maximum von Mises stress values in regions of high tensile strain.

Εικόνα 4.2 Τα αποτελέσματα των υπολογιστικών πειραμάτων για τα τρία είδη καταγμάτων. Με IFM συμβολίζεται η σχετική κίνηση μεταξύ κατεαγόντων.

Όσον αφορά στα αποτελέσματα της έρευνας με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, αυτά φάνηκε να επηρεάζονται αρκετά τόσο από τη θέση του εμφυτεύματος στο οστό όσο και από το συντελεστή τριβής στη διεπιφάνεια του κατάγματος. Έτσι, με τη σταδιακή αύξηση του συντελεστή τριβής μεταξύ κατεαγόντων οι παραμορφώσεις που παρατηρούνταν στα εμφυτεύματα μειώνονταν και αντιστρόφως. Ακόμη, ο τύπος του κατάγματος επηρέασε τις προκαλούμενες παραμορφώσεις αλλά όχι τη στιβαρότητα του κάθε μοντέλου κατάγματος. Έτσι, και τα τρία είδη καταγμάτων είχαν παρόμοια στιβαρότητα αλλά διαφορετική κατανομή των τάσεων όσον αφορά στα εμφυτεύματα. Το διατροχαντήριο κάταγμα ήταν εκείνο που εμφάνισε μικρότερες τάσεις από το υποτροχαντήριο ενώ το πλευρικό κάταγμα του αυχένα ήταν εκείνο με τις χαμηλότερες τάσεις εκ των τριών. Επιπλέον, στην πλάγια πλευρά του ενδομυελικού ήλου κοντά στην οπή εισόδου της βίδας lag screw, το υποτροχαντήριο κάταγμα ήταν εκείνο με τις μεγαλύτερες τάσεις ενώ τα άλλα δύο κατάγματα δεν παρουσίασαν υψηλές τάσεις στην περιοχή. Τέλος, τα αποτελέσματα της σχετικής κίνησης των κατεαγόντων έδειξαν ότι η μεγαλύτερη σχετική κίνηση κατά τον άξονα του κατάγματος εμφανίζεται στο διατροχαντήριο κάταγμα ενώ στα άλλα δύο κατάγματα η σχετική κίνηση των κατεαγόντων ήταν περίπου η ίδια και μικρότερη της σχετικής κίνησης των κατεαγόντων του διατροχαντηρίου κατάγματος. Παρόμοια ήταν και τα

Οι παραμορφώσεις και οι στιβαρότητες που προέκυψαν από την εργαστηριακή έρευνα των Eberle et al. για τα τρία διαφορετικά είδη καταγμάτων διέφεραν μεταξύ τους. Αναλυτικότερα, στο διατροχαντήριο κάταγμα εμφανίστηκαν οι υψηλότερες παραμορφώσεις ενώ η στιβαρότητα της οστεοσύνθεσης και για τα τρία κατάγματα ήταν περίπου η ίδια.



Εικόνα 4.3 Η κατανομή των τάσεων, σε MPa, στο εσωτερικό των εμφυτευμάτων. **A)** Η κατανομή των τάσεων στο εγγύς τμήμα του ήλου (περιτροχαντήριο κάταγμα), **B)** Η κατανομή των τάσεων στο πλάγιο τμήμα του ήλου και **C)** η κατανομή των τάσεων στη βίδα lag screw (πλευρικό κάταγμα αυχένα), **D)** η κατανομή των τάσεων στο εγγύς τμήμα του ήλου (υποτροχαντήριο κάταγμα) (14)

αποτελέσματα της σχετικής κίνησης των κατεαγόντων κατά την κάθετη, στο κάταγμα, διεύθυνση (βλ. εικόνα 4.2)

Όσο για τη συμφωνία των αποτελεσμάτων των εργαστηριακών πειραμάτων με τα αποτελέσματα των υπολογιστικών, αποδείχθηκε πως με τη σωστή τοποθέτηση του εμφυτεύματος στο οστό ο συντελεστής συσχέτισης και η μέση απόκλιση των παραμορφώσεων και της στιβαρότητας της κατασκευής μεταξύ του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων και των εργαστηριακών πειραμάτων ήταν σχετικά καλοί. Δηλαδή, με τη σωστή τοποθέτηση του εμφυτεύματος στο οστό τα εργαστηριακά πειράματα επιβεβαίωσαν τα αποτελέσματα των υπολογιστικών πειραμάτων.

Fracture	Stiffness (N/mm)	Strain ($\mu\text{m}/\text{m}$)		
		SG 1	SG 2	SG 3
Pertrochanteric A1.1				
FEA	464	1774	1618	1008
Exp. (n = 6)	462	1413	1399	1227
Δ (%)	0	26	16	-18
Lateral Neck B2.1				
FEA	524	-144	-42	328
Exp. (n = 6)	528	-563	-61	473
Δ (%)	-1	-74	-31	-31
Subtrochanteric A3.2				
FEA	518	1807	2080	1999
Exp. (n = 6)	469	2646	2358	2447
Δ (%)	11	-32	-12	-18

SG = Strain Gauge; FEA = Finite Element Analysis; Exp. = Experiment; Δ (%) = $100 * (\text{FEA} - \text{Exp.}) / \text{Exp.}$; Mean of the amounts of deviations $\Delta \pm \text{SD} = 23 \pm 20\%$; Correlation $R^2 = 0.953$ ($p < 0.01$).

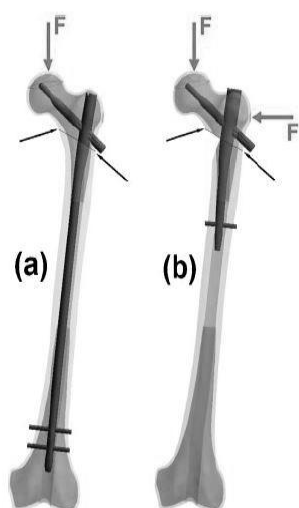
Εικόνα 4.4 Οι αποκλίσεις μεταξύ των υπολογιστικών και των πειραματικών μετρήσεων των τάσεων και των παραμορφώσεων καθώς και ο συντελεστής συσχέτισης R^2 . (14)

χρησίμευσε ιδιαίτερα, ήταν το δεύτερο, κατά χρονολογική σειρά, άρθρο της ερευνητικής ομάδας των Eberle et al. η οποία το 2010 (16), διεξήγαγε επιπλέον πειράματα που αφορούσαν στην αξιολόγηση της οστεοσύνθεσης με ενδομυελικό ήλο Gamma Nail όταν αυτή εφαρμόζεται σε υποτροχαντήρια κατάγματα.

Πιο συγκεκριμένα, διεξήχθησαν πειράματα με σκοπό την επιβεβαίωση ή μη της υπόθεσης ότι σε έναν πιο ισχυρό ενδομυελικό ήλο, όπως είναι ο ενισχυμένος ενδομυελικός ήλος gamma nail αναπτύσσονται μικρότερες τάσεις κατά τη διάρκεια επιβολής φορτίου. Η επιβεβαίωση αυτής της υπόθεσης θα σήμαινε πως η μείωση των τάσεων επιφέρει αλλαγές στη φόρτιση του κατάγματος και κατ' επέκταση του οστού. Έτσι, η έρευνα είχε ως βασικό στόχο να απαντήσει σε δύο ερωτήματα. Πρώτον, στο αν η χρήση ενός ισχυρότερου ήλου οδηγεί σε περαιτέρω θωράκιση των τάσεων (βλ. παράγραφο 2.5 "Τα υλικά της οστεοσύνθεσης των μηριαίων καταγμάτων) στο γύρω οστικό ιστό και δεύτερον, στο αν μία αύξηση της δριμύτητας του κατάγματος έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση των αναπτυσσόμενων τάσεων στο εμφύτευμα.

Λόγω του αντικειμένου της έρευνας του πρώτου άρθρο των Eberle et al., συνοπτική παρουσίαση του οποίου έγινε πιο πάνω, αυτό αποτέλεσε οδηγό για τη διεξαγωγή των υπολογιστικών πειραμάτων της παρούσας διπλωματικής εργασίας ενώ και τα αποτελέσματα των εργαστηριακών πειραμάτων με τα συνθετικά μηριαία οστά χρησιμοποιήθηκαν για την επικύρωση του μοντέλου αυτής. Ένα ακόμη επιστημονικό άρθρο το οποίο

Προκειμένου να δοθούν απαντήσεις στα δύο αυτά ερωτήματα διερευνήθηκε με δύο τρόπους η εμβιομηχανική συμπεριφορά δύο ενδομυελικών εμφυτευμάτων με διαφορετικές διαμέτρους, στο τμήμα του ήλου που βρίσκεται στο εγγύς τμήμα του κατάγματος, και διαφορετικό μήκος. Αρχικά, διεξήχθησαν υπολογιστικά πειράματα με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων σε ένα μοντέλο συνθετικού μηριαίου με κάταγμα το οποίο είχε οστεοσυντεθεί με τους δύο προαναφερθέντες ενδομυελικούς ήλους. Σε αυτά τα πειράματα χρησιμοποιήθηκε το μοντέλο του



Εικόνα 4.5 α) Το μοντέλο του μηριαίου με τον ήλο gamma nail μεγάλου μήκους. Το βέλος στην κεφαλή προσομοιάζει την πρώτη περίπτωση φόρτισης. β) Το μοντέλο με το ενισχυμένο gamma nail. Τα βέλη στην περιοχή του αυχένα δείχνουν το ασταθές κάταγμα. Από το οστό λείπει τμήμα του ελάσσονος τροχαντήρα. Τα βέλη στην κεφαλή και στο μείζονα τροχαντήρα προσομοιάζουν τη δεύτερη περίπτωση φόρτισης (16)

καταγματικού μηριαίου το οποίο είχε κατασκευαστεί από την ίδια ερευνητική ομάδα το 2009, ενώ η επικύρωσή τους έγινε με τη διεξαγωγή εργαστηριακών πειραμάτων στα οποία οι δύο διαφορετικού μήκους ενδομυελικοί ήλοι gamma nail τοποθετήθηκαν σε συνθετικά μηριαία οστά στα οποία, εν συνεχεία, ασκήθηκαν φορτία.

Αναλυτικότερα, τα υπολογιστικά πειράματα είχαν στόχο τον προσδιορισμό των τάσεων και των παραμορφώσεων τόσο στα εμφυτεύματα όσο και στο οστό καθώς και τον προσδιορισμό της στιβαρότητας του συστήματος της οστεοσύνθεσης κατά τη διάρκεια της φόρτισης. Όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω, χρησιμοποιήθηκε και για αυτά τα υπολογιστικά πειράματα το μοντέλο των Eberle et al. που είχε κατασκευαστεί για την έρευνα που διεξήγαγαν το 2009. Τα υπολογιστικά μοντέλα αυτή τη φορά προσομοίαζαν την οστεοσύνθεση καταγματικών,

συνθετικών μηριαίων οστών με δύο ενδομυελικούς ήλους. Ο ένας ήταν ένας Gamma3 Long R2.0 μήκους 420mm και ο άλλος ήταν ένας πρότυπος ήλος gamma nail παρόμοιος με τον ήλο Gamma3 Trochanteric Nail 180 ο οποίος όμως είχε μεγαλύτερη διάμετρο και παχύτερα τοιχώματα στο τμήμα που εισερχόταν στο εγγύς τμήμα του οστού.

Διερευνήθηκαν δύο τύποι υποτροχαντήριων καταγμάτων, ο AO 31-A3.1 και ο AO 31-A3.3 (το κάταγμα με αυτήν την ονομασία είναι ένα ασταθές κάταγμα διότι από το οστό λείπει το τμήμα του ελάσσονος τροχαντήρα) ενώ και η φόρτιση ασκήθηκε με δύο τρόπους. Και στους δύο τρόπους ασκήθηκε φόρτιση ίση με το μέγιστο φορτίο που ασκείται στην κεφαλή του μηριαίου όταν ένας άνθρωπος ογδόντα κιλών (80kg) περίπου βαδίζει. Στην πρώτη περίπτωση φόρτισης, προσομοιάστηκε η φόρτιση που ασκείται στην άρθρωση του ισχίου, υπό συγκεκριμένη γωνία, στο κέντρο της κεφαλής του μηριαίου η οποία υπολογίστηκε, με βάση τα στοιχεία των Bergmann et al., (15) ότι είναι 1866N. Στη δεύτερη

περίπτωση φόρτισης, χρησιμοποιήθηκαν οι δύο συνιστώσες μίας δύναμης και πάλι ίσης με 1866N. Αυτές οι συνιστώσες ήταν η δύναμη που ασκείται στο μηριαίο από τους μύες που προσφύονται στο μείζονα τροχαντήρα καθώς και η δύναμη που ασκείται στην άρθρωση του ισχίου κατά τη βάδιση. Σε αυτήν τη δεύτερη περίπτωση φόρτισης το μέτρο της δύναμης από τους μύες υπολογίστηκε ότι είναι 574N ενώ η δύναμη στην κεφαλή του μηριαίου υπολογίστηκε ότι είναι 2007N.

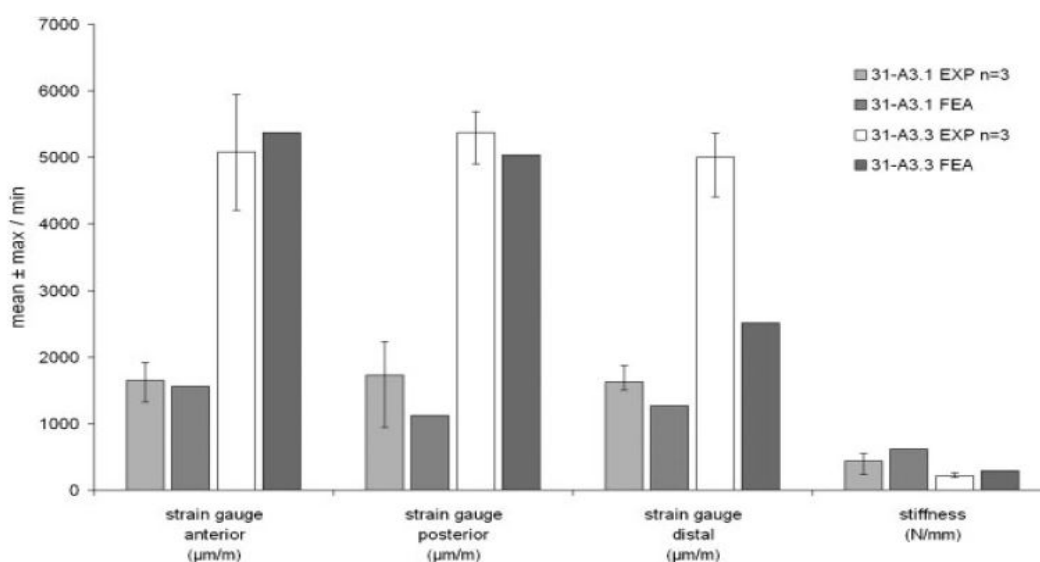
Ακόμη, οι τιμές των μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών που αποτέλεσαν το μοντέλο ήταν ίδιες με αυτές που χρησιμοποιήθηκαν και στην έρευνα του 2009 με μόνη διαφορά τη μικρή αύξηση του μέτρου ελαστικότητας E του σπογγώδους οστού από 104MPa το 2009 σε 155MPa στην παρούσα έρευνα. Επίσης, οι διεπιφάνειες επαφής των διαφόρων σωμάτων του μοντέλου θεωρήθηκαν ότι έχουν τριβή (frictional), όπως και στην εργασία του 2009, και οι συντελεστές τριβής που χρησιμοποιήθηκαν για τις διεπιφάνειες (οστό με οστό, οστό με μέταλλο και μέταλλο με μέταλλο) ήταν ίδιοι. Επιπλέον, και σε αυτήν την έρευνα, bonded θεωρήθηκαν μόνο οι επιφάνειες επαφής των σπειρωμάτων των βιδών και των ήλων με το οστό. Έτσι, δημιουργήθηκαν στο πρόγραμμα ANSYS Academic Research v.11.0 Workbench TM (ANSYS Inc., Canonsburg, PA) μοντέλα καταγματικών μηριαίων με οστεοσύνθεση περίπου εξήντα χιλιάδων στοιχείων (λόγω του διαφορετικού είδους καταγμάτων, ήλων και φόρτισης, το πλήθος των στοιχείων κυμαίνονταν μεταξύ πενήντα τριών και εξήντα εφτά χιλιάδων στοιχείων) και για αυτά διεξήχθη έλεγχος σύγκλισης προκειμένου να επιβεβαιωθεί πως το πλέγμα των πεπερασμένων στοιχείων ήταν αρκετά αξιόπιστο και άρα τα αποτελέσματα των τάσεων και των παραμορφώσεων που θα προέκυπταν από τη λύση των μοντέλων θα ήταν αρκετά ρεαλιστικά.

Επίσης, έγινε και μία παραμετρική ανάλυση η οποία αφορούσε στην αλλαγή της τιμής του μέτρου ελαστικότητας E του σπογγώδους οστού (από 155MPa σε 77MPa) και του φλοιώδους οστού (από 16GPa σε 12.4GPa) προκειμένου να μελετηθεί η συμπεριφορά των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης όταν αυτά τοποθετούνται σε οστεοπορωτικά οστά. Όπως και στην πρότερη έρευνα της ίδιας ερευνητικής ομάδας έτσι και σε αυτήν, υπολογίστηκαν οι τάσεις που αναπτύσσονται στα εμφυτεύματα καθώς και η στιβαρότητα της οστεοσύνθεσης με τον ίδιο τρόπο που αυτά είχαν υπολογιστεί το 2009. Σε αυτήν την έρευνα έγινε επιπλέον υπολογισμός τάσεων κατά τη διάρκεια της οποίας υπολογίστηκαν οι μέγιστες κύριες τάσεις που εμφανίζονται στο φλοιώδες οστό έτσι ώστε να προσδιοριστεί και η συμπεριφορά του οστού σε συνθήκες φόρτισης.

Όπως κάθε μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων έτσι και αυτό έπρεπε να επικυρωθεί. Η επικύρωσή του έγινε με τη διεξαγωγή εργαστηριακών πειραμάτων στα οποία δοκιμάστηκε η αντοχή έξι συνθετικών μηριαίων οστών (large left femur, model 3406, Sawbones AB, Malmo, Sweden) τα οποία είχαν υποστεί κατάγματα και οστεοσυνθέσεις ίδια ακριβώς με αυτά που είχαν προσομοιαστεί στο υπολογιστικό μοντέλο. Δηλαδή, τρία συνθετικά οστά είχαν υποστεί το κάταγμα AO 31-A3.1 και άλλα τρία είχαν υποστεί το κάταγμα AO 31-A-3.3. Κατά τη διάρκεια αυτών των

εργαστηριακών πειραμάτων οι παραμορφώσεις που αναπτύχθηκαν στο εγγύς και στο μέσο τμήμα των οστών μετρήθηκαν με μηκυνσιόμετρα ενώ το φορτίο που ασκήθηκε σε αυτά ήταν το φορτίο που ασκήθηκε στην πρώτη περίπτωση φόρτισης του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων (δύναμη 1866N που ασκήθηκε, υπό συγκεκριμένη γωνία, στο κέντρο της κεφαλής του μηριαίου οστού). Για τον καθορισμό της ποιότητας των αποτελεσμάτων των υπολογιστικών πειραμάτων χρησιμοποιήθηκε ανάλυση παλινδρόμησης μεταξύ των αποτελεσμάτων των εργαστηριακών πειραμάτων και των αποτελεσμάτων των υπολογιστικών πειραμάτων.

Επιπλέον των υπολογιστικών πειραμάτων και των εργαστηριακών με συνθετικά οστά, πραγματοποιήθηκαν και εργαστηριακά πειράματα με πτωματικά μηριαία οστά στα πλαίσια της ίδιας ερευνητικής εργασίας. Τα εν λόγω πειράματα είχαν ακριβώς τα ίδια χαρακτηριστικά και τις ίδιες παραμέτρους με τα υπολογιστικά πειράματα και σκοπός της διεξαγωγής τους ήταν η περαιτέρω επικύρωση των αποτελεσμάτων των πειραμάτων με τα πεπερασμένα στοιχεία. Για αυτά τα πειράματα χρησιμοποιήθηκαν οχτώ ζεύγη φρεσκοκατεψυγμένων ανθρώπινων μηριαίων οστών τα οποία είχαν υποστεί τα κατάγματα που αναφέρθηκαν πιο πάνω καθώς και την οστεοσύνθεση με τα δύο διαφορετικά εμφυτεύματα. Κάθε ενδομυελικός ήλος που εμφυτευόταν είχε επάνω του δύο μονοαξονικά μηκυνσιόμετρα σκοπός των οποίων ήταν η μέτρηση των παραμορφώσεων στο εγγύς τμήμα κάθε ήλου. Τα μηκυνσιόμετρα είχαν τοποθετηθεί προσθίως και όπισθεν της οπής του ήλου στην οποία εισέρχεται η βίδα lag screw. Τα έτοιμα πλέον πτωματικά οστά, με τα κατάγματα και τις οστεοσυνθέσεις, τοποθετήθηκαν σε μία σερβοηλεκτρική μηχανή η οποία άσκησε σε αυτά φορτίο ίδιας κατεύθυνσης και



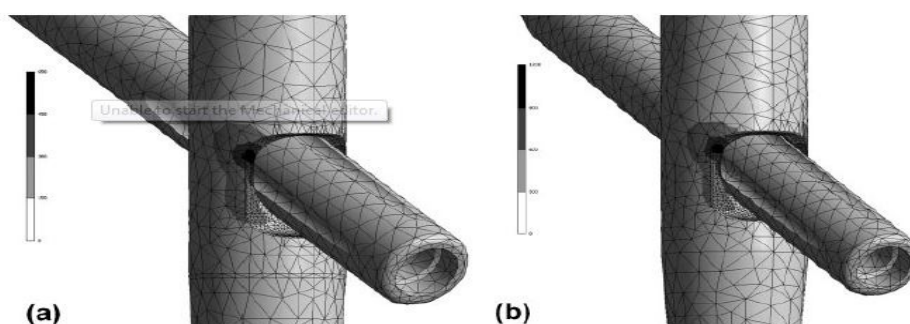
Εικόνα 4.6 Οι παραμορφώσεις και η στιβαρότητα που μετρήθηκαν σε κάθε ομάδα συνθετικών μηριαίων για κάθε ένα από τα δύο είδη κατάγματος με σκοπό την επικύρωση του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων. Οι πειραματικές τιμές δίνονται με μπάρες των οποίων τα σφάλματα απεικονίζουν την ελάχιστη και τη μέγιστη τιμή και των τριών κάθε φορά δοκιμών. (16)

μέτρου με αυτό που είχε ασκηθεί στα μοντέλα των πεπερασμένων στοιχείων,

δηλαδή έγιναν πειράματα με πτωματικά μηριαία και με τις δύο περιπτώσεις φόρτισης.

Από αυτά τα πειράματα προσδιορίστηκε η στιβαρότητα των δοκιμίων με την καταγραφή της καμπύλης φορτίων-παραμορφώσεων καθ' όλη τη διάρκεια διεξαγωγής των πειραμάτων. Επίσης, μετρήθηκαν οι παραμορφώσεις στους ήλους μέσω των μηκυνσιομέτρων. Τέλος, πραγματοποιήθηκαν στατιστικοί υπολογισμοί t-test σκοπός των οποίων ήταν ο καθορισμός της συνάφειας των τάσεων και των παραμορφώσεων στις δύο περιπτώσεις ενδομυελικών ήλων καθώς και στις δύο περιπτώσεις καταγμάτων.

Load case	Fracture	Implant	Von Mises stress, nail shaft (MPa)	Von Mises stress, lag screw (MPa)	Main principal stress, cortex (MPa)	Stiffness (N/mm)
A	31-A3.1	Gamma3 prototype	565	213	112	520
		Gamma3 Long R2.0	582	210	89	619
	31-A3.3	Gamma3 prototype	1119	330	134	323
B		Gamma3 Long R2.0	2085	991	132	288
	31-A3.1	Gamma3 prototype	641	322	88	591
		Gamma3 Long R2.0	749	275	94	579
	31-A3.3	Gamma3 prototype	1165	381	102	403
		Gamma3 Long R2.0	2367	971	129	280



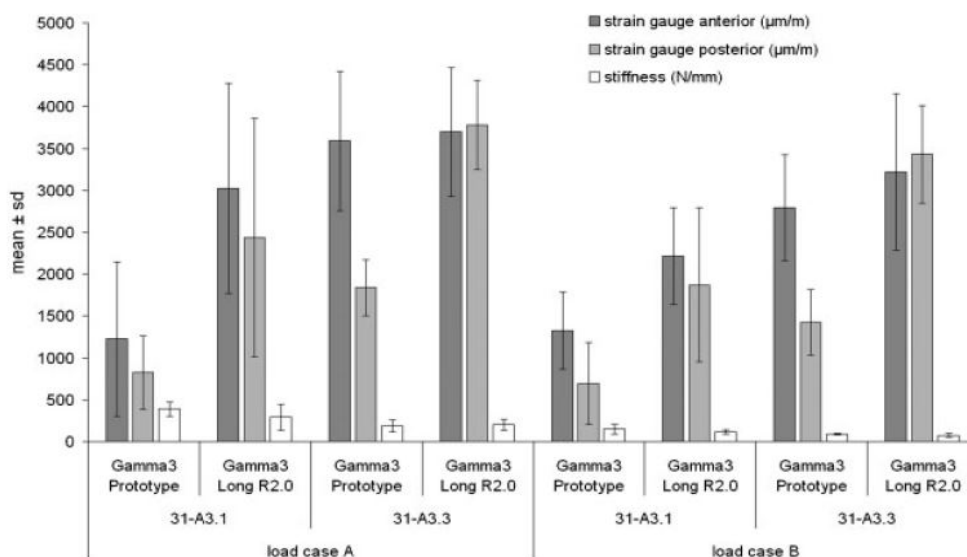
Εικόνα 4.7 Επάνω: Τα αποτελέσματα για τις τάσεις και για τη στιβαρότητα που προέκυψαν από τα υπολογιστικά πειράματα για τις δύο περιπτώσεις φορτίσεων, τις δύο περιπτώσεις καταγμάτων και τις δύο περιπτώσεις ήλων. Οι τάσεις που εμφανίζονται είναι οι μέγιστες είτε στο εμφύτευμα είτε στο φλοιώδες οστό. **Κάτω:** Κατανομή των τάσεων, σε MPa, στον ήλο μεγάλου μήκους και στη βίδα lag screw για το κάταγμα AO 31-A3.1 και για την πρώτη περίπτωση φόρτισης (α), Κατανομή των τάσεων, σε MPa, στον ενισχυμένο ήλο και στη βίδα lag screw για το κάταγμα AO 31-A3.3 (ασταθές) και για τη δεύτερη περίπτωση φόρτισης (β) (16)

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν και από τα τρία είδη πειραμάτων ήταν ενδιαφέροντα. Όσον αφορά στα υπολογιστικά πειράματα, οι τάσεις που αναπτύχθηκαν στον ήλο με το μικρότερο μήκος ήταν μικρότερες (κατά 3%-51%), για όλα τα σενάρια φόρτισης και κατάγματος, από ό τι αυτές που αναπτύχθηκαν στον ενδομυελικό ήλο gamma nail μεγάλου μήκους. Ακόμη, σε όλες τις περιπτώσεις φόρτισης και τύπου κατάγματος, οι μέγιστες τάσεις στα εμφυτεύματα αναπτύχθηκαν στον ήλο κοντά στην οπή από την οποία εισέρχεται η βίδα lag screw. Όσο για τις τάσεις στο φλοιώδες οστό αυτές ήταν σχεδόν ίδιες σε όλα τα σενάρια φόρτισης και κατάγματος. Έτσι, οι τάσεις στο οστό για την πρώτη περίπτωση φόρτισης ήταν κατά 14% μεγαλύτερες από ότι για τη δεύτερη περίπτωση φόρτισης ενώ η μέγιστη τάση σε όλες τις περιπτώσεις αναπτύχθηκε στην επιφάνεια επαφής των κατεαγόντων. Επιπλέον, ο τύπος του κατάγματος είχε σημαντικό αντίκτυπο στις τάσεις που αναπτύχθηκαν στα εξαρτήματα της οστεοσύνθεσης διότι, ανεξαρτήτως περίπτωσης φόρτισης και είδους ήλου, οι τάσεις στον ήλο αυξήθηκαν κατά 166% και οι τάσεις στη βίδα lag screw κατά 162% στο κάταγμα AO 31-A3.3 σε σχέση με τις

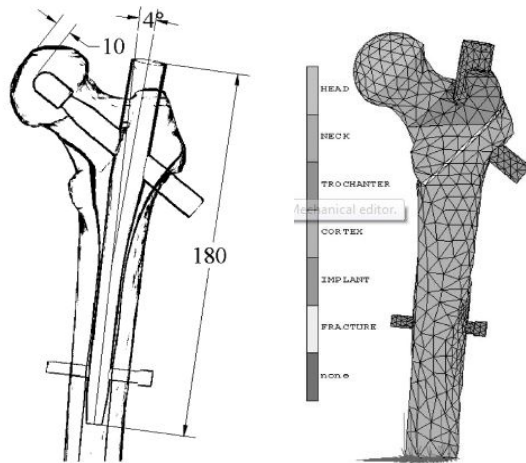
αντίστοιχες τάσεις στο κάταγμα ΑΟ 31-Α3.1 καθότι το πρώτο (ως ασταθές) είναι πιο σοβαρό σε σχέση με το δεύτερο.

Επίσης, η αλλαγή των μηχανικών ιδιοτήτων του οστού προκειμένου να προσομοιωθεί το οστεοπορωτικό οστό αύξησε κατάτι (περίπου 5%) τις αναπτυσσόμενες τάσεις στον ήλο καθώς και τις τάσεις στη βίδα (περίπου 8% αύξηση) σε όλες τις περιπτώσεις φορτίσεων και καταγμάτων. Τέλος, η επικύρωση του μοντέλου με τα εργαστηριακά πειράματα των συνθετικών μηριαίων έδειξε ότι η μέση απόκλιση μεταξύ των παραμορφώσεων των μοντέλων των πεπερασμένων στοιχείων και των παραμορφώσεων των εργαστηριακών πειραμάτων ήταν 21% ενώ η μέση απόκλιση της στιβαρότητας ήταν 36%.

Όσον αφορά στα πειράματα με τα πτωματικά δοκίμια, και σε αυτά το κοντύτερο αλλά στιβαρότερο πρότυπο gamma nail εμφάνισε μικρότερες παραμορφώσεις (περίπου 26% μικρότερες) από ό τι το gamma nail μεγάλου μήκους ανεξαρτήτως είδους κατάγματος και είδους φόρτισης. Παρά τη διαφορά στις προκαλούμενες παραμορφώσεις και τα δύο είδη εμφυτευμάτων εμφάνισαν ίδια στιβαρότητα και για τα δύο σενάρια φορτίσεων αλλά και για τα δύο είδη καταγμάτων. Αντιθέτως, όπως και στα υπολογιστικά πειράματα έτσι και στα εργαστηριακά, η σοβαρότητα του κατάγματος επηρέασε αρκετά τις προκαλούμενες στα εμφυτεύματα παραμορφώσεις με αποτέλεσμα αυτές να είναι κατά 69% μεγαλύτερες στο ΑΟ 31Α-3.3 (ασταθές) κάταγμα. Κάτι σημαντικό, είναι πως από όλα τα είδη πειραμάτων που διεξήχθησαν αποδείχθηκε πως η επιπλέον δύναμη που ασκήθηκε στη δεύτερη περίπτωση φόρτισης, δηλαδή η δύναμη που ασκούν οι προσφυόμενοι στον μείζονα τροχαντήρα μύες, δεν επέδρασε σημαντικά ούτε στη φόρτιση των δοκιμίων αλλά ούτε και στις παραμορφώσεις των εμφυτευμάτων.



Εικόνα 4.8 Οι παραμορφώσεις και η στιβαρότητα που μετρήθηκαν στα πειράματα με πτωματικά δοκίμια για κάθε μία από τις δύο περιπτώσεις φόρτισης, κάθε ένα από τα δύο είδη καταγμάτων και σε κάθε ένα από τα δύο εμφυτεύματα. Όλες οι τιμές δίνονται σαν μέσες τιμές με τυπικές αποκλίσεις. (16)



Εικόνα 4.9 Αριστερά: Ο ενδομελικός τροχαντήριος ήλος gamma nail (TGN) και οι διαστάσεις αυτού. Δεξιά: Το μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων (17)

αξιολόγηση της μηχανικής συμπεριφοράς του τροχαντήριου ήλου gamma nail (trochanteric gamma nail (TGN)) όταν αυτός χρησιμοποιείται στην οστεοσύνθεση τροχαντήριων καταγμάτων.

Αναλυτικότερα, δημιουργήθηκε ένα μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων ενός μηριαίου οστού με τροχαντήριο κάταγμα και οστεοσύνθεση με τροχαντήριο ήλο Gamma Nail (TGN) για τη διερεύνηση των αναπτυσσόμενων τάσεων και παραμορφώσεων σε αυτό. Επίσης, διερευνήθηκε η επιρροή του υλικού των εξαρτημάτων στις εν λόγω τάσεις και παραμορφώσεις μέσω της αλλαγής του από ανοξείδωτο χάλυβα σε κράμα τιτανίου. Επιπλέον, διεξήχθησαν αναλύσεις που προσομοιάζαν τα διαφορετικά στάδια ίασης του οστού έτσι ώστε να φανεί η εξέλιξη των τάσεων και των παραμορφώσεων πριν, κατά τη διάρκεια και έπειτα από την ίαση του κατάγματος.

Το μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων διέθετε ένα κάταγμα τα τμήματα του οποίου απείχαν μεταξύ τους δύο χιλιοστά (2mm) με αποτέλεσμα αυτό να θεωρείται ασταθές. Το TGN (διαμέτρου 17mm (εγγύς τμήμα του οστού), 11mm (άπω τμήμα του οστού), μήκους 180mm) σταθεροποιήθηκε περαιτέρω με μία βίδα στη διάφυση του οστού και η όλη οστεοσύνθεση συμπληρωνόταν με την τοποθέτηση μίας βίδας lag screw στην κεφαλή του μηριαίου η οποία διερχόταν και από τον ήλο μέσω μίας οπής. Όλα τα υλικά που προσομοιάστηκαν στο μοντέλο θεωρήθηκαν γραμμικώς ελαστικά και ισοτροπικά ενώ για πιο ρεαλιστική απόδοση του μοντέλου αποδόθηκαν διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες σε διαφορετικές περιοχές του οστού (βλ. εικόνα 4.10). Όσον αφορά στους χωρικούς περιορισμούς

Τα δύο άρθρα τα οποία παρουσιάστηκαν συνοπτικά πιο πάνω ήταν εκείνα που συνέβαλλαν κατά πολύ τόσο στην κατανόηση του τρόπου διεξαγωγής των υπολογιστικών πειραμάτων της παρούσας διπλωματικής εργασίας όσο και στη συγγραφή και επεξήγηση των αποτελεσμάτων της. Παρ' όλα αυτά, σημαντική βοήθεια παρείχε και ένα ακόμη άρθρο των K. Sitthiseriratip et al. (17) στο οποίο καταγράφηκαν τα αποτελέσματα των υπολογιστικών πειραμάτων που διεξήγαγε η ομάδα με σκοπό την

	Modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	17,000	0.30
Head (trabecular)	900	0.29
Neck (trabecular)	620	0.29
Intertrochanteric region (trabecular)	260	0.29
Stainless steel	200,000	0.30
Titanium alloy	110,000	0.33

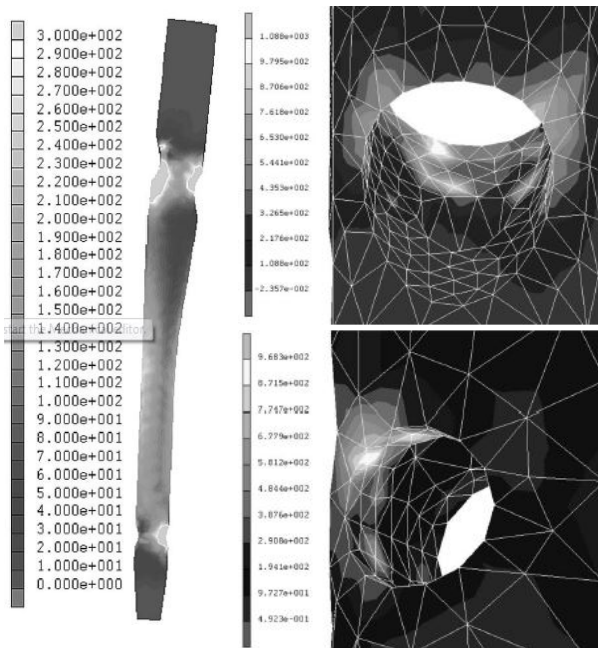
Εικόνα 4.10 Οι μηχανικές ιδιότητες που αποδόθηκαν στα υλικά που προσομοιάστηκαν στο μοντέλο. Διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες αποδόθηκαν σε διαφορετικές περιοχές του οστού (17)

και στη φόρτιση, το μοντέλο ήταν πακτωμένο στο άπω άκρο του στην περιοχή των κονδύλων ενώ το φορτίο που του ασκήθηκε προσομοίαζε το φορτίο που ασκείται στο οστό κατά τη μονοποδική στήριξη. Τέλος, ιδιαίτερη σημασία δόθηκε στο χαρακτηρισμό των επιφανειών επαφής των σωμάτων. Επειδή το TGN επιτρέπει την ολίσθηση της βίδας lag screw στη διεύθυνση του άξονά της προκειμένου να αποφευχθεί η διείδυσή της στην κεφαλή του μηριαίου, όλα τα σώματα του μοντέλου θεωρήθηκαν παραμορφώσιμα και όλες οι επιφάνειες επαφής μεταξύ σωμάτων θεωρήθηκαν εντελώς ενωμένες η μία με την άλλη εκτός από τη διεπιφάνεια επαφής των κατεαγόντων καθώς και τη διεπιφάνεια επαφής του σπειρώματος της βίδας lag screw με το σπογγώδες οστό της κεφαλής του μηριαίου. Ο τύπος των συνθηκών διεπαφής των δύο κατεαγόντων αναλύθηκε περαιτέρω και χωρίστηκε σε δύο κατηγορίες. Στην κατηγορία πριν την αναγέννηση του οστού στην οποία το εγγύς τμήμα του οστού μπορεί να μετατοπίζεται ελεύθερα σε σχέση με το άπω και στην κατηγορία ύστερα από τη δημιουργία νέου οστού και την ίαση του κατάγματος στην οποία δεν υφίστανται πια τα δύο κατεαγότα. Στη μεν πρώτη κατάσταση η διεπιφάνεια επαφής των κατεαγόντων προσομοιάστηκε με ένα είδος μη γραμμικής επαφής (touch contact) στη δε δεύτερη προσομοιάστηκε με ένα άλλο είδος μη γραμμικής επαφής (glue contact) (βλ. εικόνα 4.11). Έχοντας καθοριστεί όλες οι πιο πάνω παράμετροι του μοντέλου, διεξήχθησαν οκτώ αναλύσεις με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων εκ των οποίων στις πρώτες τέσσερις το υλικό από το οποίο είχε κατασκευαστεί το TGN ήταν ανοξείδωτος χάλυβας και στις άλλες τέσσερις το υλικό ήταν ένα κράμα τιτανίου.

Ένα εκ των μεγεθών που μετρήθηκαν ήταν οι αναπτυσσόμενες τάσεις στον ήλο από την κατανομή των οποίων μπορεί κανείς να ξεχωρίσει τρεις ζώνες τάσεων. Μία ζώνη υψηλών τάσεων (300MPa και άνω) στην οπή εισόδου της βίδας lag screw και στη βίδα στη διάφυση, μία ζώνη μεσαίων τάσεων (μεταξύ 50MPa και 300MPa) κυρίως στην περιοχή κάμψης του ήλου και μία ζώνη χαμηλών τάσεων (50MPa και κάτω).

Analysis	Femur	Implant material	Fracture zone	
			Modulus (MPa) (cortex/trabec)	Contact condition
1	Fractured	Stainless	17,000/260	Touch
2	Healing	Stainless	100/100	Glue
3	Healing	Stainless	260/260	Glue
4	Intact	Stainless	17,000/260	Glue
5	Fractured	Titanium	17,000/260	Touch
6	Healing	Titanium	100/100	Glue
7	Healing	Titanium	260/260	Glue
8	Intact	Titanium	17,000/260	Glue

Εικόνα 4.11 Λίστα με τις μηχανικές ιδιότητες και τις συνθήκες επαφής στην περιοχή του κατάγματος για τις οκτώ αναλύσεις (17)



Εικόνα 4.12

Αριστερά: Η κατανομή των τάσεων στον ήλο για την τέταρτη περίπτωση. Διακρίνονται οι τρεις ζώνες τάσεων.

Δεξιά πάνω : Κατανομή τάσεων στην οπή εισόδου της βίδας lag screw. **Δεξιά κάτω:** Κατανομή των τάσεων στην οπή εισόδου της βίδας στη διάφυση. (17)

Ένας άλλος παράγοντας που μελετήθηκε, όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω, ήταν το υλικό από το οποίο είναι κατασκευασμένα τα εξαρτήματα της οστεοσύνθεσης και πώς αυτό επηρεάζει τις αναπτυσσόμενες σε αυτά τάσεις. Έτσι, στην περίπτωση που το υλικό των εξαρτημάτων ήταν ανοξείδωτος χάλυβας, μεγαλύτερες τάσεις αναπτύχθηκαν στην περιοχή επαφής του ήλου με τη βίδα lag screw ενώ όταν το υλικό ήταν κράμα τιτανίου μεγαλύτερες τάσεις αναπτύχθηκαν στην άκρη της βίδας lag screw που έρχεται σε επαφή με το σπογγώδες οστό της κεφαλής του μηριαίου.

Ακόμη, μετρήθηκαν οι μέγιστες αναπτυσσόμενες τάσεις στο σπογγώδες και στο φλοιώδες οστό

στην περιοχή του κατάγματος και για τα οχτώ μοντέλα (βλ. εικόνα 4.13). Όπως φαίνεται και στην εικόνα 4.11, η κατανομή των τάσεων στο σπογγώδες οστό και οι τιμές αυτών επηρεάστηκαν από τις συνθήκες επαφής των διεπιφανειών του κατάγματος. Έτσι, στις περιπτώσεις του οστού πριν την ίαση του κατάγματος (μοντέλα 1 και 5) η μέγιστη τάση παρατηρείται κοντά στον ελάσσονα τροχαντήρα ενώ στις περιπτώσεις στις οποίες το οστό στην περιοχή του κατάγματος είχε αναδομηθεί (μοντέλα 2, 3, 6, 7) η μέγιστη αναπτυσσόμενη τάση παρατηρείται στην οπίσθια τροχαντήρια περιοχή.

Case	Fracture zones (MPa)	
	Cortical	Trabecular
1	113	16
2	12	8
3	17	12
4	60	13
5	156	16
6	15	9
7	24	14
8	67	13

Εικόνα 4.13 Μέγιστη αναπτυσσόμενη τάση στην περιοχή του κατάγματος για τα οχτώ μοντέλα. (17)

Επιπλέον, αποτελέσματα προέκυψαν και για τη μετατόπιση της οστεοσύνθεσης σε σχέση με το εγγύς μηριαίο. Η μέγιστη μετατόπιση παρατηρήθηκε στην άκρη της βίδας lag screw που εφάπτεται με το σπογγώδες οστό της κεφαλής. Ωστόσο, στα μοντέλα που προσομοίαζαν την κατάσταση πριν την ίαση του κατάγματος η παρατηρούμενη μετατόπιση ήταν

Case	TGN (mm)		
	Nail	Lag screw	Distal screw
1	6.04	7.16	0.93
2	5.85	6.96	0.94
3	5.65	6.68	0.94
4	5.40	6.37	0.94
5	7.03	8.47	0.92
6	6.22	7.70	0.94
7	6.01	7.40	0.95
8	5.60	6.91	0.95

Εικόνα 4.14 Μέγιστες μετατοπίσεις της άκρης της βίδας lag screw για όλα τα μοντέλα (17)

μεγαλύτερη από αυτή που παρατηρήθηκε στα μοντέλα που προσομοίαζαν το οστό αφού είχε ιαθεί το κάταγμα. Επίσης, όταν τα εξαρτήματα της οστεοσύνθεσης είχαν τις μηχανικές ιδιότητες του κράματος τιτανίου παρατηρούνταν μεγαλύτερες μετατοπίσεις από όταν αυτά είχαν τις ιδιότητες του ανοξείδωτου χάλυβα.

Ανακεφαλαιώνοντας, ένα μικρότερο μέτρο ελαστικότητας στην περιοχή του κατάγματος (το οποίο προσομοιάζει το οστό πριν την ίασή του) έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση των μετατοπίσεων του άνω τμήματος του εγγύς άκρου του μηριαίου. Ακόμη, τα υπολογιστικά αποτελέσματα έδειξαν ότι η χρήση κράματος τιτανίου στα εξαρτήματα της οστεοσύνθεσης οδηγεί στη μείωση των αναπτυσσόμενων τάσεων σε σχέση με τις τάσεις που αναπτύσσονται στα εξαρτήματα όταν αυτά κατασκευάζονται από ανοξείδωτο χάλυβα. Τέλος, οι τιμές των τάσεων μειώνονται καθώς το οστό γύρω από το κάταγμα αναγεννιέται.

Όλα τα παραπάνω άρθρα χρησίμευσαν ιδιαίτερα στην κατασκευή του μοντέλου της παρούσας εργασίας (βλ. Κεφάλαιο 5 “ Το πρόγραμμα ANSYS”) αλλά και στην κατανόηση και το σχολιασμό των αποτελεσμάτων που προέκυψαν από την επίλυσή του. Επίσης, οδήγησαν και στην εξέταση της υπόθεσης ότι η αυχενομηριαία γωνία του οστού επηρεάζει την κατανομή των τάσεων στο σπογγώδες οστό της κεφαλής (βλ Κεφάλαιο 6 “Η επικύρωση και η παραμετρική ανάλυση του μοντέλου”).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 ΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ANSYS

Για την δημιουργία του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα ANSYS (έκδοση 12.0). Το εν λόγω πρόγραμμα επιτρέπει την μοντελοποίηση διαφόρων μηχανικών συστημάτων με απώτερο σκοπό την επίλυσή τους με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Αποτελείται από δύο πλατφόρμες, το ANSYS Classical View (γνωστό και ως APDL) και το Workbench. Και οι δύο πλατφόρμες είναι ικανές να επιλύσουν περίπου τους ίδιους τύπους προβλημάτων. Η διαφορά τους έγκυται στο ότι η επίλυση στην πρώτη πλατφόρμα πραγματοποιείται με εντολές οι οποίες δίνονται μέσω κώδικα ενώ στη δεύτερη η επίλυση επιτυγχάνεται με επιλογή συγκεκριμένων εντολών από ένα παραθυρικό περιβάλλον πράγμα το οποίο καθιστά την πλατφόρμα Workbench πιο φιλική προς το χρήστη.

Για το λόγο αυτό, στην παρούσα εργασία έγινε χρήση της πλατφόρμας Workbench. Πρόκειται για ένα ολοκληρωμένο λογισμικό το οποίο επιτρέπει στο χρήστη να σχεδιάσει την επιθυμητή γεωμετρία του μοντέλου, κατόπιν να το χωρίσει σε πεπερασμένα στοιχεία και εν τέλει να ζητήσει την επίλυσή του.

Το Workbench δίνει τη δυνατότητα στο χρήστη να επιλέξει το είδος της ανάλυσης που επιθυμεί να πραγματοποιήσει. Ο χρήστης μπορεί να επιλέξει, μεταξύ άλλων, ανάλυση κόπωσης, ανάλυση συστημάτων ταλάντωσης, ανάλυση ηλεκτρομαγνητικών συστημάτων κ.α.

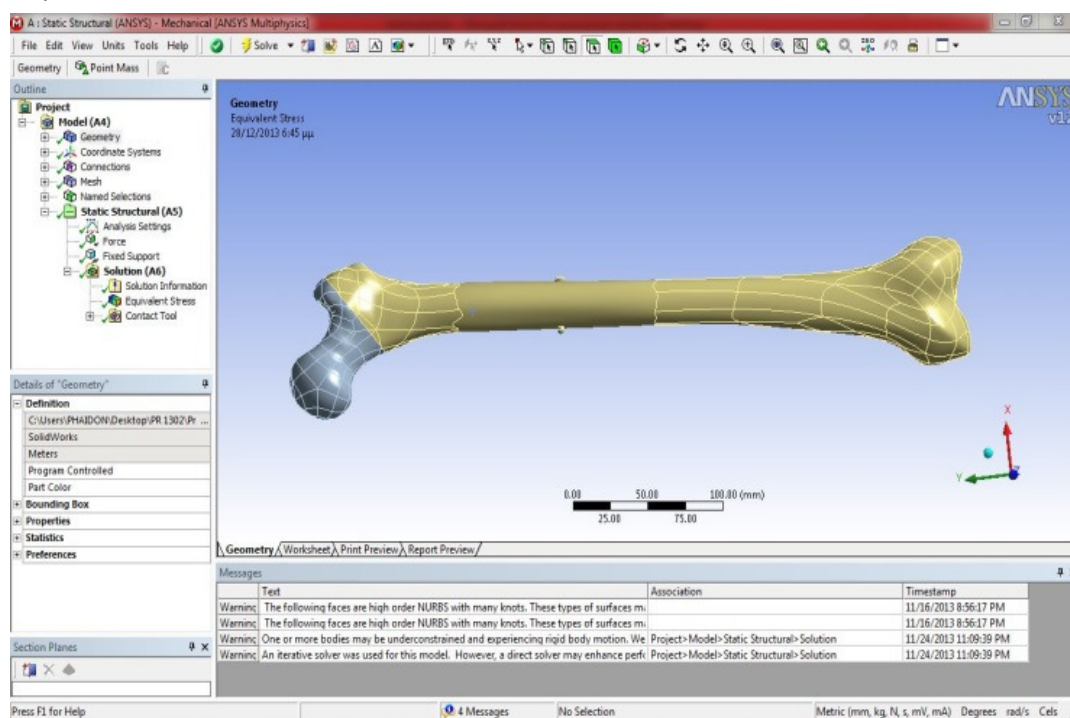
Στην παρούσα εργασία, για το μοντέλο του καταγματικού μηριαίου, επιλέχθηκε η ανάλυση Static Structural (ANSYS) διότι τα φορτία τα οποία πρόκειται να ασκηθούν στην κεφαλή του μηριαίου είναι στατικά και τα μεγέθη που ενδιαφέρουν είναι οι τάσεις και οι παραμορφώσεις στην ελαστική περιοχή. Προκειμένου να πραγματοποιηθεί η εν λόγω ανάλυση, το Workbench διαθέτει ένα πρόγραμμα το οποίο ονομάζεται Mechanical. Στο περιβάλλον αυτού του προγράμματος πρόκειται να πραγματοποιηθεί το μεγαλύτερο μέρος της δημιουργίας και της επίλυσης του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων του καταγματικού μηριαίου.

5.1 Δημιουργία του μοντέλου στο πρόγραμμα ANSYS

Στην συγκεκριμένη διπλωματική εργασία, χρησιμοποιήθηκε το τυποποιημένο μηριαίο οστό (left medium femur, cad file article digital no. 3908, 3403, Malmo, Sweden) στο οποίο δημιουργήθηκε διατροχαντήριο κάταγμα στο λογισμικό SolidWorks Premium 2008. Κατόπιν, το καταγματικό μηριαίο υπέστη οστεοσύνθεση με τη μέθοδο gamma nail της οποίας τα εξαρτήματα επίσης δημιουργήθηκαν στο προαναφερθέν πρόγραμμα. Αναλυτικά, στο Solidworks

εισήχθη το αρχείο του τυποποιημένου μηριαίου. Στη συνέχεια, σε αυτό δημιουργήθηκε τεχνητό διατροχαντήριο κάταγμα. Έπειτα, εισήχθησαν στο μοντέλο του καταγματικού πλέον μηριαίου τα εξαρτήματα της οστεοσύνθεσης. Αυτά ήταν ένας ενδομυελικός ήλος gamma nail, μια βίδα lag screw και μια βίδα με σπείρωμα η οποία τοποθετήθηκε στην οπή που διαθέτει ο ενδομυελικός ήλος στο ύψος της διάφυσης του μηριαίου. Όλα τα παραπάνω δημιουργήθηκαν με τέτοιο τρόπο ώστε να αποτελούν ένα μοντέλο το οποίο εν συνεχεία θα μπορούσε να εισαχθεί στο ANSYS προκειμένου να ερευνηθεί η συμπεριφορά του καταγματικού οστού όταν αυτό υφίσταται συγκεκριμένη φόρτιση.

Όταν το μοντέλο τελικά εισήχθη στο ANSYS, αν και το πρόγραμμα το αντιλαμβανόταν ως ένα στερεό σώμα είχαν διατηρηθεί οι επιμέρους επιφάνειες, τα patches, τα οποία είχαν δημιουργηθεί στο SolidWorks. Αυτό ήταν ιδιαίτερα σημαντικό για την περαιτέρω επεξεργασία του μοντέλου στο πρόγραμμα Mechanical του ANSYS διότι πολλές επιμέρους εργασίες όπως ο προσδιορισμός του φορτίου και των στηρίξεων επιτελέστηκαν με τη βοήθεια αυτών των επιμέρους επιφανειών.



Εικόνα 5.1 Τα τέσσερα διαφορετικά παράθυρα του Mechanical. Είναι επιλεγμένο το στάδιο Geometry και στο παράθυρο κάτω αριστερά εμφανίζονται οι πληροφορίες και οι εντολές που σχετίζονται με το συγκεκριμένο στάδιο επεξεργασίας του μοντέλου. Φαίνεται το σύστημα συντεταγμένων στην κάτω δεξιά γωνία του μεγάλου παραθύρου

Επιπλέον, εισήχθη αυτόματα και ένα σύστημα συντεταγμένων. Όπως φαίνεται ο άξονας των x βρίσκεται στην κατακόρυφη διεύθυνση, ο άξονας των y βρίσκεται στην πλαγιοπλάγια και ο άξονας των z στην προσθιοπίσθια διεύθυνση²²(βλ. εικόνα 5.1). Το σύστημα αυτό είχε προκύψει ήδη από το

²² Σε όλες τις εικόνες που πρόκειται να ακολουθήσουν ο άξονας των x θα απεικονίζεται με κόκκινο χρώμα, ο άξονας των y με πράσινο και ο άξονας των z με μπλε.

SolidWorks και ο προσανατολισμός του είχε διαμορφωθεί αυτόματα με βάση τον προσανατολισμό του μηριαίου όπως αυτός ορίζεται μέσα στο ανθρώπινο σώμα.

Όπως φαίνεται στην πιο πάνω εικόνα (εικόνα 5.1), στο πρόγραμμα Mechanical βλέπει κανείς τέσσερα παράθυρα. Στο μεγαλύτερο εξ αυτών εμφανίζεται το μοντέλο. Εκεί εμφανίζονται και οι αλλαγές τις οποίες υφίσταται. Στο πάνω αριστερά τμήμα της οθόνης υπάρχει το δεύτερο μεγαλύτερο παράθυρο στο οποίο εμφανίζονται συνοπτικά τα στάδια από τα οποία αποτελείται η πραγματοποιούμενη ανάλυση. Για την παρούσα ανάλυση αυτά τα στάδια είναι τέσσερα.

Πρώτο στάδιο είναι εκείνο στο οποίο παρατίθενται όλες οι γεωμετρίες, είτε έχουν εισαχθεί στο πρόγραμμα είτε έχουν δημιουργηθεί σ' αυτό, οι οποίες και αποτελούν το μοντέλο. Το στάδιο αυτό έχει τίτλο Geometry και εμφανίζεται όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω στο παράθυρο πάνω αριστερά του κεντρικού.

Το δεύτερο στάδιο τιτλοφορείται Coordinate Systems και περιλαμβάνει όλα τα συστήματα συντεταγμένων που υπάρχουν στο μοντέλο.

Το τρίτο στάδιο είναι το στάδιο στο οποίο καθορίζεται το είδος των συνδέσεων μεταξύ των διαφορετικών στερεών σωμάτων από τα οποία αποτελείται το μοντέλο. Αυτό ονομάζεται Connections (περισσότερα στην παράγραφο 5.3 “Καθορισμός του είδους των επιφανειών επαφής των σωμάτων του μοντέλου”).

Στο τέταρτο στάδιο, Mesh, παρατίθενται όλες οι εντολές και οι διαδικασίες που έχουν δοθεί στο πρόγραμμα από το χρήστη και σκοπό έχουν τη δημιουργία του καταλληλότερου πλέγματος πεπερασμένων στοιχείων για το εκάστοτε μοντέλο.

Στο στάδιο Named Selections μπορεί ο χρήστης να δημιουργήσει ομάδες σημείων, ακμών, επιφανειών και σωμάτων έτσι ώστε να μπορεί να εφαρμόζει εντολές σε μεγαλύτερο αριθμό στοιχείων και άρα να μειώνεται ο χρόνος που απαιτείται προκειμένου να προετοιμαστεί το μοντέλο για επίλυση.

Στο έκτο στάδιο, το οποίο τιτλοφορείται Static Structural, μπορεί κανείς να ορίσει τις στηρίξεις που θα περιορίζουν κάποιους από τους βαθμούς ελευθερίας του μοντέλου καθώς και το είδος των φορτίων που θα ασκηθούν σε αυτό. Επίσης, σ' αυτό το στάδιο υπάρχουν και όλα τα εργαλεία που αφορούν στην παράθεση των αποτελεσμάτων ύστερα από την επίλυση.

Κάτω από το προαναφερθέν παράθυρο, εμφάνισης των σταδίων της πραγματοποιούμενης ανάλυσης, υπάρχει ένα ακόμη παράθυρο στο οποίο εμφανίζονται οι πληροφορίες και οι εντολές που σχετίζονται με τα στάδια επεξεργασίας του μοντέλου όπως αυτά παρατέθηκαν πιο πάνω. Επιλέγοντας, για παράδειγμα, στο πάνω αριστερά παράθυρο το στάδιο Geometry, στο κάτω αριστερά εμφανίζονται όλες οι πληροφορίες που σχετίζονται με τη γεωμετρία του μηριαίου οστού όπως αυτή κατασκευάστηκε στο πρόγραμμα SolidWorks και τροποποιήθηκε στο πρόγραμμα Mechanical του ANSYS (βλ. εικόνα 5.1).

Τέλος, το τέταρτο και τελευταίο παράθυρο, το οποίο βρίσκεται κάτω από το κεντρικό, παραθέτει μηνύματα σφαλμάτων και προειδοποιήσεων τα οποία μπορεί

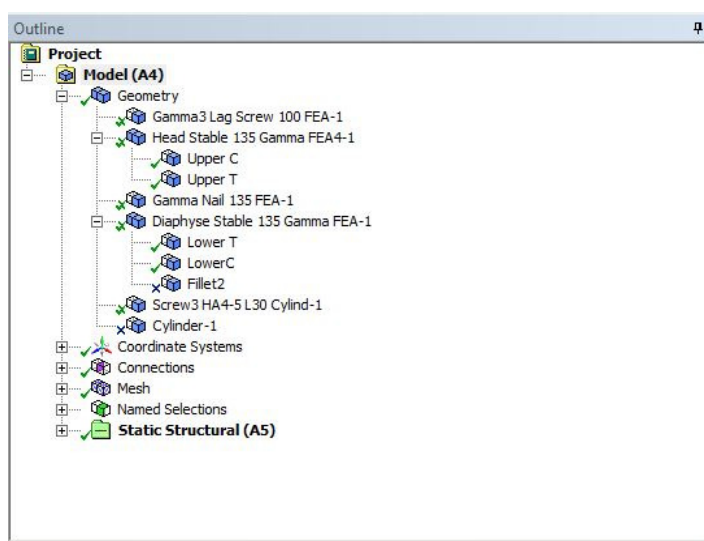
να αφορούν σε οποιοδήποτε στάδιο της επεξεργασίας και της επίλυσης του μοντέλου. Επίσης, σ' αυτό εμφανίζονται και κάποια γραφήματα τα οποία σχετίζονται με τα ζητούμενα αποτελέσματα που έχουν προκύψει από την επίλυση του μοντέλου.

Στα υποκεφάλαια που ακολουθούν θα παρατεθεί εκτενής περιγραφή των διαδικασιών που ακολουθήθηκαν και των εντολών που δόθηκαν προκειμένου να καταλήξει το μοντέλο στην επιθυμητή μορφή ώστε να επιλυθεί και να παράσχει τις ζητούμενες πληροφορίες.

5.2 Τα επιμέρους σώματα του μοντέλου

Αφού εισήχθη το μοντέλο του καταγματικού μηριαίου με οστεοσύνθεση στο ANSYS, το πρώτο βήμα ήταν να ελεγχθούν τα σώματα από τα οποία αυτό αποτελούνταν.

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 5.2, το μοντέλο αποτελείται από το εγγύς τμήμα του οστού (Head Stable 135 Gamma FEA4-1) - το οποίο περιλαμβάνει τόσο το φλοιώδες (Upper C) όσο και το σπογγώδες



Εικόνα 5.2 Τα επιμέρους σώματα από τα οποία αποτελείται το μοντέλο. Φαίνονται επιπλέον και τα επόμενα στάδια επεξεργασίας του όπως αυτά περιγράφηκαν πιο πάνω

(Upper T) οστό- από το άπω τμήμα του οστού (Diaphyse Stable 135 Gamma FEA-1) - το οποίο επίσης περιλαμβάνει το σπογγώδες (Lower T) και το φλοιώδες (Lower C) οστό- από τον ενδομυελικό ήλο (Gamma Nail 135 FEA-1), από τη βίδα lag screw (Gamma3 Lag Screw 100 FEA-1) καθώς και από τη βίδα που τοποθετείται στη διάφυση για τη σταθεροποίηση του ενδομυελικού ήλου (Screw3 HA4-5 L30 Cylind-1). Όλα τα υλικά της οστεοσύνθεσης έχουν κατασκευαστεί από το κράμα τιτάνιο Ti6Al4V με μέτρο ελαστικότητας E ίσο με 113,8GPa και λόγο Poisson ν ίσο με 0,34. Ακόμη, το σπογγώδες οστό και των δύο τμημάτων του κατάγματος έχει μέτρο ελαστικότητας E ίσο με 155 MPa και λόγο Poisson ν ίσο με 0,3 ενώ το φλοιώδες έχει μέτρο ελαστικότητας E ίσο με 16 GPa και λόγο Poisson ν ίσο με 0,3.

Το ANSYS στις βιβλιοθήκες των υλικών του δε διαθέτει ούτε υλικά που προσομοιάζουν στα ανθρώπινα οστά ούτε υλικά που προσομοιάζουν στο υλικό των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης. Έτσι, για να αποδοθούν σε κάθε επιμέρους σώμα του μοντέλου οι αντίστοιχες μηχανικές του ιδιότητες, οι τιμές των οποίων αναφέρθηκαν πιο πάνω, έπρεπε αυτές να οριστούν από το χρήστη μέσω του προγράμματος Engineering Data του ANSYS. Οι τιμές αυτές προέκυψαν για το

φλοιώδες και το σπογγώδες οστό από τις πληροφορίες της εταιρίας Sawbones που συνόδευαν το τεχνητό μηριαίο και για τα υλικά της οστεοσύνθεσης από τη βιβλιογραφία (14), (16).

5.3 Καθορισμός του είδους των επιφανειών επαφής των σωμάτων του μοντέλου

Έπειτα από την απόδοση των μηχανικών ιδιοτήτων στα σώματα από τα οποία αποτελείται το μοντέλο, έπρεπε να προσδιοριστεί ο τρόπος σύνδεσής τους.

Όπως είναι γνωστό, τα σώματα από τα οποία αποτελείται μια μηχανική κατασκευή συνδέονται μεταξύ τους με κάποιον τρόπο και αυτό περιορίζει κάποιους ή όλους τους βαθμούς ελευθερίας κίνησής τους. Ένα πρόγραμμα όπως το ANSYS δεν μπορεί να κατανοήσει αυτόν τον τρόπο σύνδεσης. Έτσι, όταν ένα μοντέλο εισάγεται σε αυτό οι επιφάνειες των σωμάτων που βρίσκονται πιο κοντά μεταξύ τους αποκτούν αυτόματα έναν τρόπο σύνδεσης ο οποίος ορίζεται από το ANSYS. Δημιουργείται με αυτόν τον τρόπο μια περιοχή σύνδεσης (contact region) των σωμάτων η οποία αποτελείται από στοιχεία επαφής (contact elements). Όμως, ο τρόπος σύνδεσης που έχει επιλεγεί πολλές φορές δεν είναι ο επιθυμητός. Τότε ο χρήστης μπορεί να τον αλλάξει από την πλατφόρμα Mechanical του ANSYS και πιο συγκεκριμένα από το στάδιο Connections το οποίο όπως αναφέρθηκε βρίσκεται στο παράθυρο αριστερά του παραθύρου στο οποίο απεικονίζεται το μοντέλο (18).

Στο ANSYS, οι συνδέσεις μεταξύ σωμάτων μπορούν να είναι πέντε ειδών (19):

- ❖ Bonded
- ❖ No Separation
- ❖ Rough
- ❖ Frictionless
- ❖ Frictional

Τύπος Επαφής	Δημιουργία Κενών	Ολίσθηση
Bonded	✗	✗
No Separation	✗	✓
Rough	✓	✗
Frictionless	✓	✓
Frictional	✓	✓

Πίνακας 3 Τα πέντε είδη επαφών μεταξύ κοντινών επιφανειών όπως ορίζονται από το πρόγραμμα ANSYS. Το σύμβολο (v) δηλώνει τι επιτρέπεται να συμβεί μεταξύ δύο επιφανειών που εφάπτονται με αυτόν τον τύπο επαφής ενώ το σύμβολο (x) δηλώνει τι δεν επιτρέπεται να κάνουν (18)

1. **Bonded:** Σε αυτόν τον τύπο σύνδεσης δεν υπάρχει καμία σχετική κίνηση μεταξύ των επιφανειών επαφής (contact regions). Είναι συνδεδεμένες σαν να είναι κολλημένες με κόλλα. Με άλλα λόγια, δεν επιτρέπεται ούτε να αποχωριστούν η μία την άλλη ούτε να ολισθήσουν η μία σε σχέση με την

άλλη. Θα είναι ενωμένες ανεξαρτήτως διείσδυσης (penetration), κενού (gap), φορτίου και συμπεριφοράς των άλλων σωμάτων και επιφανειών επαφής. Αυτός ο τύπος σύνδεσης είναι ο προκαθορισμένος από το ANSYS. Έτσι, κάθε φορά που εισάγεται ένα μοντέλο στο ANSYS οι επιφάνειες των σωμάτων που βρίσκονται πιο κοντά μεταξύ²³ τους θεωρούνται επιφάνειες επαφής με τύπο σύνδεσης Bonded.

2. No Separation: Αυτός ο τύπος σύνδεσης μοιάζει με τον Bonded με τη διαφορά ότι οι επιφάνειες μπορούν να ολισθαίνουν, χωρίς τριβή, κατάτι μεταξύ τους. Αυτό φυσικά σημαίνει ότι επιτρέπεται η σχετική κίνηση. Χρησιμοποιείται όταν είναι γνωστό πως το ασκούμενο φορτίο στο μοντέλο ή στο σώμα είναι τέτοιο ώστε οι εν λόγω επιφάνειες δε θα αποχωριστούν η μία την άλλη.
3. Rough: Σε αυτόν τον τύπο σύνδεσης επιτρέπεται οι επιφάνειες να αποχωριστούν μεταξύ τους, αν το επιβαλλόμενο φορτίο είναι αρκετά μεγάλο, αλλά όχι και να ολισθήσουν.
4. Frictionless: Οι επιφάνειες επιτρέπεται να ολισθαίνουν ελεύθερα με μηδενικό συντελεστή τριβής ολίσθησης καθώς και να αποχωρίζονται ανάλογα με το επιβαλλόμενο φορτίο.
5. Frictional: Οι επιφάνειες σ' αυτόν τον τύπο μπορούν να ολισθαίνουν με συγκεκριμένο συντελεστή τριβής ολίσθησης ο οποίος καθορίζεται από το χρήστη και επίσης μπορούν να αποχωριστούν η μία την άλλη. Η ολίσθηση θα συμβεί όταν η τιμή αντίστασης της διατμητικής τάσης υπερβεί ένα συγκεκριμένο όριο.

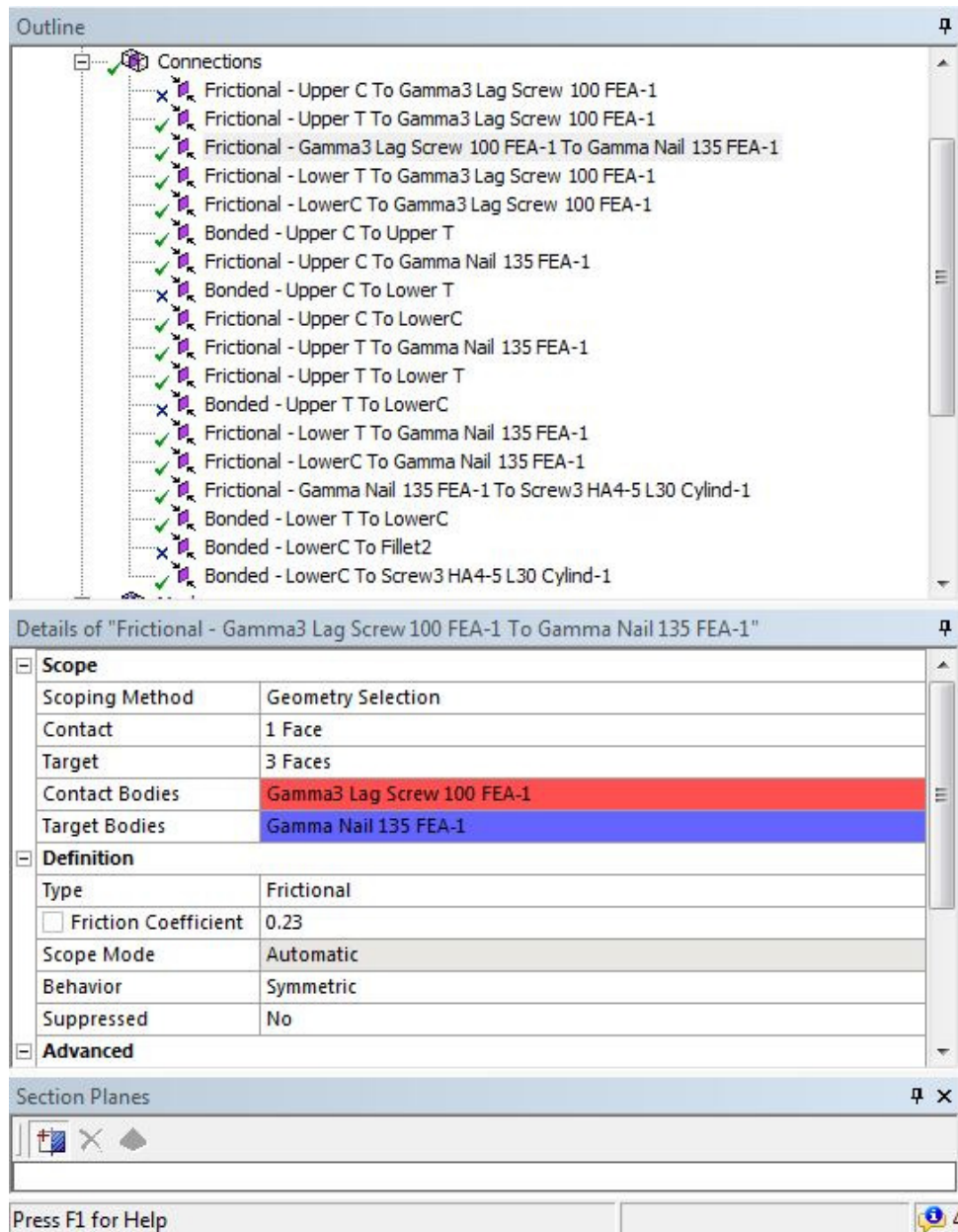
Όταν κανείς δουλεύει με ένα σύστημα σωμάτων τα οποία αποτελούν το μοντέλο είναι σημαντικό να γνωρίζει εάν οι τάσεις στις επιφάνειες επαφής τους είναι σημαντικές. Διότι εάν δεν είναι, ο τύπος σύνδεσης Bonded είναι άκρως κατάλληλος. Αν όμως οι εν λόγω τάσεις έχουν σημασία για την έρευνα που επιθυμεί να διεξάγει ο χρήστης και επιπλέον οι επιφάνειες επαφής στις οποίες αυτές εμφανίζονται απομακρύνονται η μία από την άλλη, τότε χρειάζεται να χρησιμοποιηθεί κάποιος μη γραμμικός τύπος σύνδεσης²⁴.

Στην εν λόγω εργασία αποφασίσθηκε πως σε πληθώρα επιφανειών επαφής οι τάσεις που θα εμφανίζονταν μεταξύ αυτών επρόκειτο να είναι πολύ σημαντικές για την περαιτέρω ανάλυση που ήταν επιθυμητό να γίνει. Επομένως, για αυτές τις επιφάνειες χρησιμοποιήθηκε ο μη γραμμικός τύπος σύνδεσης Frictional ενώ στις

²³ Στο ANSYS υπάρχει η εντολή Automatic Contact Detection η οποία είναι εξ ορισμού ενεργοποιημένη και αν θέλει ο χρήστης μπορεί να την απενεργοποιήσει. Λόγω αυτής της εντολής, για κάθε σύστημα σωμάτων που εισέρχεται στο πρόγραμμα καθορίζονται αυτόματα οι επιφάνειες επαφών μεταξύ σωμάτων ανάλογα με την εγγύτητα της επιφάνειας του ενός σώματος ως προς την εγγύτητα των επιφανειών των άλλων σωμάτων. Έτσι, αν οι επιφάνειες μεταξύ σωμάτων απέχουν μεταξύ τους λιγότερο από 1,1737mm τότε το πρόγραμμα δημιουργεί επαφή μεταξύ τους με τύπο Bonded. (18)

²⁴ Ως μη γραμμικοί τρόποι σύνδεσης ορίζονται οι Rough, Frictionless και Frictional.

υπόλοιπες χρησιμοποιήθηκε ο τύπος σύνδεσης Bonded. Επίσης, κάποιες από τις επιφάνειες επαφής που είχε ορίσει το ANSYS διαγράφηκαν διότι, παρ' όλο που το πρόγραμμα, κρίνοντας με βάση το πόσο κοντά βρίσκονταν μεταξύ τους, θεώρησε πως υπήρχε επαφή στην πραγματικότητα δεν υπήρχε.



Εικόνα 5.3 Πάνω: Οι διάφορες επιφάνειες επαφής του μοντέλου. Το (v) αριστερά του ονόματός τους δηλώνει το ότι χρησιμοποιήθηκαν στην περαιτέρω ανάλυση και επίλυση ενώ το (x) δηλώνει το ότι δε χρησιμοποιήθηκαν. Επίσης, φαίνεται και ο τύπος σύνδεσης της κάθε μίας. Κάτω: Οι λεπτομέρειες μιας συγκεκριμένης επιφάνειας επαφής όπως ο συντελεστής τριβής (friction coefficient) που ορίστηκε για αυτήν κ.α.

Έτσι, οι επιφάνειες επαφής του σπογγώδους οστού με το φλοιώδες σε κάθε ένα εκ των δύο τμημάτων του κατάγματος (Upper C to Upper T για το άνω τμήμα του κατάγματος και Lower C to Lower T για το κάτω) θεωρήθηκαν Bonded όπως ήταν λογικό διότι σε καμία περίπτωση δεν ολισθαίνει το σπογγώδες οστό σε σχέση

με το φλοιώδες ούτε φυσικά απομακρύνεται το ένα από το άλλο. Επίσης, Bonded θεωρήθηκε και η διεπιφάνεια μεταξύ του φλοιώδους οστού της διάφυσης και της βίδας που χρησιμοποιήθηκε για τη σταθεροποίηση του ενδομυελικού ήλου gamma nail σ' αυτήν (Lower C to Screw3 HA4-5 L30 Cyliind-1). Ακόμη, οι διεπιφάνειες αριστερά των οποίων αντί για το σύμβολο "v" υπάρχει το σύμβολο "x" είναι αυτές οι οποίες δε χρησιμοποιήθηκαν στην ανάλυση και στην επίλυση διότι δεν υφίστανται στην πραγματικότητα. Αυτές είναι πρώτον η επιφάνεια μεταξύ του φλοιώδους οστού του άνω τμήματος του κατάγματος και της βίδας lag screw (Upper C to Gamma3 Lag Screw 100 FEA-1), δεύτερον η επιφάνεια μεταξύ του άνω φλοιώδους οστού και του κάτω σπογγώδους (Upper C to Lower T), τρίτον η επιφάνεια μεταξύ του άνω σπογγώδους οστού και του κάτω φλοιώδους (Upper T to Lower C) καθώς και η επιφάνεια μεταξύ του φλοιώδους οστού της διάφυσης και του σπογγώδους οστού στο κάτω μέρος του μηριαίου στην περιοχή των κονδύλων (Lower C to Fillet2). Τέλος, οι διεπιφάνειες οι οποίες θεωρήθηκαν Frictional ήταν: a) η επιφάνεια επαφής του άνω σπογγώδους οστού με τη βίδα lag screw (Upper T to Gamma3 Lag Screw 100 FEA-1), b) η επιφάνεια επαφής της βίδας lag screw με τον ενδομυελικό ήλο gamma nail (Gamma3 Lag Screw 100 FEA-1 to Gamma nail 135 FEA-1), c) η διεπιφάνεια του κάτω σπογγώδους οστού με τη βίδα lag screw (Lower T to Gamma3 Lag Screw 100 FEA-1) καθώς και d) αυτή του κάτω φλοιώδους οστού με την ίδια βίδα (Lower C to Gamma3 Lag Screw 100 FEA-1). Επίσης, τύπου Frictional θεωρήθηκε η e) διεπιφάνεια μεταξύ του άνω φλοιώδους οστού και του ενδομυελικού ήλου gamma nail (Upper C to Gamma nail 135 FEA-1), η f) διεπιφάνεια του φλοιώδους οστού του άνω τμήματος του κατάγματος και του φλοιώδους του κάτω τμήματος (Upper C to Lower C) ομοίως και η διεπιφάνεια g) του σπογγώδους οστού του άνω τμήματος του κατάγματος με το σπογγώδες του κάτω τμήματος (Upper T to lower T), η h) διεπιφάνεια μεταξύ του σπογγώδους οστού του κάτω τμήματος του κατάγματος με τον ενδομυελικό ήλο gamma nail (Lower T to Gamma nail 135 FEA-1), οι i), j) διεπιφάνειες του ενδομυελικού ήλου gamma nail με το σπογγώδες και το φλοιώδες οστό του κάτω τμήματος του κατάγματος αντίστοιχα (Lower T to Gamma nail 135 FEA-1 & Lower C to Gamma nail 135 FEA-1) και τέλος η k) διεπιφάνεια του ενδομυελικού ήλου gamma nail με τη βίδα της διάφυσης (Gamma nail 135 FEA-1 to Screw3 HA4-5 L30 Cyliind-1) (βλ εικόνα 5.3).

Οι έντεκα τελευταίες διεπιφάνειες που αναφέρθηκαν πιο πάνω είναι τύπου Frictional επειδή στην πραγματικότητα σε μια οστεοσύνθεση με ενδομυελικό ήλο οι επιφάνειες επαφής των δύο κατεαγόντων, οι επιφάνειες επαφής των εξαρτημάτων της με τα τμήματα του οστού στα οποία άπτονται και οι επιφάνειες επαφής των ίδιων των εξαρτημάτων μεταξύ τους μπορούν και να ολισθαίνουν με κάποιο συντελεστή τριβής και να απομακρύνονται η μία από την άλλη. Για παράδειγμα, στην κλινική πραγματικότητα, μετά την επέμβαση για την τοποθέτηση του ενδομυελικού ήλου σε έναν ασθενή με διατροχαντήριο κάταγμα, είναι λογικό ότι θα

δημιουργείται κενό μεταξύ των κατεαγόντων κατά τη διάρκεια συγκεκριμένων δραστηριοτήτων του. Αυτή η κατάσταση ήταν πολύ σημαντικό να προσομοιωθεί και στο μοντέλο της παρούσας εργασίας και ο καλύτερος τρόπος ήταν να θεωρηθούν οι συγκεκριμένες διεπιφάνειες τύπου Frictional. Από τη σχετική βιβλιογραφία (14) είναι μάλιστα γνωστοί και οι συντελεστές τριβής που πρέπει να χρησιμοποιηθούν στις διεπιφάνειες όπου άπτεται οστό με οστό, σε αυτές που άπτεται οστό με υλικό οστεοσύνθεσης και σε αυτές που άπτονται υλικά οστεοσύνθεσης μεταξύ τους. Έτσι για τη μεν πρώτη περίπτωση χρησιμοποιήθηκε συντελεστής τριβής 0,46 για τη δεύτερη ο συντελεστής τριβής ήταν 0,3 και για την τρίτη ο συντελεστής ήταν 0,23.

5.4 Καθορισμός του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων

Στο ANSYS, οι κόμβοι και τα πεπερασμένα στοιχεία, τα οποία αντιπροσωπεύουν την εκάστοτε γεωμετρία, αποτελούν τον κάναβο ή το πλέγμα του μοντέλου. Στο πρόγραμμα Mechanical του ANSYS στο στάδιο Mesh δίνεται η δυνατότητα στο χρήστη να χρησιμοποιήσει πληθώρα εντολών ώστε να δημιουργήσει το καταλληλότερο πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων για το εκάστοτε μοντέλο. Ένα επιτυχημένο πλέγμα είναι εκείνο το οποίο είναι αρκετά λεπτομερές ώστε να παράγει ακριβείς λύσεις ενώ παράλληλα δεν αυξάνει κατά πολύ τις απαιτήσεις σε μνήμη και σε χρόνο όσον αφορά στη μονάδα CPU²⁵ του υπολογιστή.

Για τη δημιουργία ενός τέτοιου πλέγματος χρειάζεται να δοκιμαστούν πολλοί και διαφορετικοί τεμαχισμοί του μοντέλου μέχρις ότου να βρεθεί ο βέλτιστος. Σκοπός κάθε τεμαχισμού είναι να δημιουργηθεί ένα πλέγμα το οποίο θα είναι πυκνό στις περιοχές όπου εμφανίζονται υψηλές τιμές τάσεων και παραμορφώσεων καθώς και στα σημεία όπου υπάρχουν έντονες αλλαγές στη γεωμετρία του μοντέλου. Ταυτόχρονα, το ίδιο πλέγμα πρέπει να είναι αραιό στις περιοχές του μοντέλου οι οποίες δεν ενδιαφέρουν την εκάστοτε έρευνα.

Υπάρχουν δύο τρόποι ελέγχου της αξιοπιστίας ενός πλέγματος τους οποίους ο χρήστης χρησιμοποιεί σε κάθε νέο πλέγμα που δημιουργείται με εντολή του έτσι ώστε τελικά να καταλήξει στο βέλτιστο. Έτσι, ο έλεγχος γίνεται τόσο οπτικά όσο και με αξιολόγηση των λύσεων που προκύπτουν από κάθε πλέγμα.

Όσον αφορά στους οπτικούς ελέγχους, αυτοί θα μπορούσαν να θεωρηθούν υποκειμενικό μέσο αξιολόγησης του πλέγματος. Το επιθυμητό είναι να δημιουργηθεί ένα πλέγμα το οποίο θα είναι αρκετά πυκνό, δηλαδή θα έχει περισσότερα στοιχεία μικρότερου όγκου, σε σημεία με έντονες αλλαγές της γεωμετρίας όπως είναι οι ασυνέχειες, οι απότομες κλίσεις, οι οπές, οι γωνίες και οι ακμές αλλά και στα σημεία όπου υπάρχουν συγκεντρωμένα φορτία, αλλαγές φάσεων των υλικών κ.α. Ακόμη, καλό είναι να μειώνεται ο αριθμός των κόμβων, και κατ' επέκταση των στοιχείων, σε περιοχές που δεν ενδιαφέρουν τον ερευνητή.

²⁵ Η Κεντρική Μονάδα Επεξεργασίας (ΚΜΕ), στα αγγλικά Central Processing Unit (CPU), είναι το κεντρικό εξάρτημα ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή, και συχνά αναφέρεται απλά ως επεξεργαστής. Η ΚΜΕ ελέγχει τη λειτουργία του υπολογιστή και εκτελεί τις λειτουργίες επεξεργασίας δεδομένων.

Βέβαια, η πύκνωση και η αραιώση του πλέγματος στις κατάλληλες περιοχές έγκεινται αποκλειστικά στην εμπειρία και στις γνώσεις του κάθε ερευνητή. Γι' αυτό άλλωστε και ο συγκεκριμένος τρόπος ελέγχου του πλέγματος θεωρείται αρκετά υποκειμενικός.

Ο δεύτερος τρόπος αξιολόγησης χρησιμοποιεί μια μεθοδολογία της οποίας τα αποτελέσματα είναι αντικειμενικώς αξιολογήσιμα. Αυτή στηρίζεται στο γεγονός ότι η αύξηση του αριθμού των πεπερασμένων στοιχείων από τα οποία αποτελείται το πλέγμα οδηγεί στη σταθεροποίηση των τιμών των τάσεων που αναπτύσσονται στο μοντέλο. Με άλλα λόγια, όσο αυξάνεται το πλήθος των πεπερασμένων στοιχείων τόσο περισσότερο συγκλίνουν σε μια συγκεκριμένη τιμή οι τιμές των αναπτυσσόμενων τάσεων. Με βάση αυτή τη λογική, μετά την κατασκευή ενός αρκετά κατάλληλου πλέγματος και την επίλυση του μοντέλου με αυτό πραγματοποιούνται συνεχείς αυξήσεις των στοιχείων από τα οποία αποτελείται το πλέγμα μέχρις ότου οι τάσεις που αναπτύσσονται να συγκλίνουν σε έναν αριθμό. Ο λόγος για τον οποίο χρησιμοποιούνται οι αναπτυσσόμενες τάσεις στο συγκεκριμένο έλεγχο και όχι οι μετατοπίσεις οφείλεται στο ότι οι πρώτες είναι πιο ευαίσθητες στις μεταβολές του πλήθους των πεπερασμένων στοιχείων σε σχέση με τις δεύτερες.

Στο σημείο αυτό αξίζει να σημειωθεί ότι ο ερευνητής έχει τη δυνατότητα επιλογής του τύπου των στοιχείων που θα χρησιμοποιηθούν προκειμένου να χωριστεί το μοντέλο και να δημιουργηθεί το πλέγμα. Η επιλογή αυτών είναι επίσης κάτι υποκειμενικό παρ' όλο που υπάρχουν συγκεκριμένες ενδεικτικές ομάδες στοιχείων για κάθε είδους ανάλυση.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία, η δημιουργία του κατάλληλου πλέγματος (mesh) πεπερασμένων στοιχείων, το οποίο θα πληρούσε όλες τις απαιτήσεις που αναφέρθηκαν παραπάνω, αποτέλεσε το επόμενο βήμα μετά τον καθορισμό των τύπων σύνδεσης των διεπιφανειών επαφής μεταξύ των σωμάτων του μοντέλου.

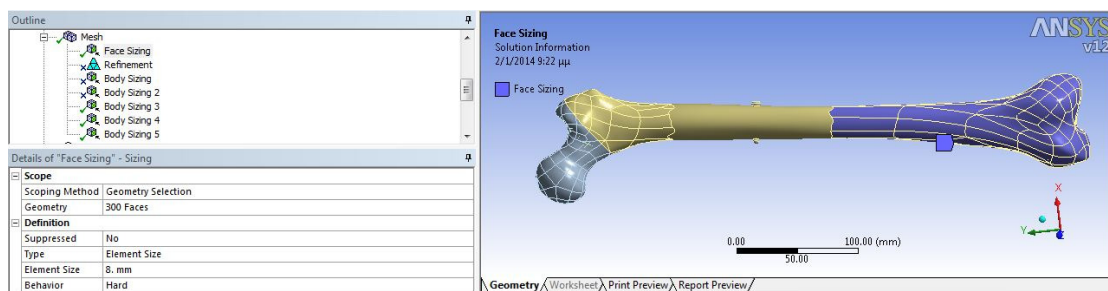
Αρχικά, έπρεπε να καταστεί σίγουρο το γεγονός ότι το μοντέλο ήταν δυνατό να επιλυθεί από το πρόγραμμα. Πατώντας έτσι την εντολή solve το πρόγραμμα δημιούργησε αυτόματα ένα πλέγμα προκειμένου να μπορέσει να επιλύσει το ζητούμενο μοντέλο. Αποδείχθηκε με αυτόν τον τρόπο ότι δεν υπήρχε πρόβλημα επίλυσης του καταγματικού μηριαίου με οστεοσύνθεση. Με οδηγό το δημιουργηθέν από το ANSYS πλέγμα έγινε η περαιτέρω έρευνα προκειμένου να βρεθεί εκείνο το πλέγμα των πεπερασμένων στοιχείων που θα πληρούσε όλες τις προαναφερθείσες προϋποθέσεις.

Λόγω των αποτελεσμάτων που ήταν επιθυμητό να προκύψουν από την εν λόγω ανάλυση κατέστη σαφές πως για τη δημιουργία του βέλτιστου πλέγματος θα έπρεπε να χρησιμοποιηθούν εντολές που αφορούν στην τροποποίηση του πλέγματος στα επιμέρους σώματα από τα οποία αποτελείται το μοντέλο.

Με γνώμονα αυτό, τροποποιήθηκε και βελτιώθηκε το πλέγμα στα πιο κάτω σώματα.

5.4.1 Καθορισμός του πλέγματος της διάφυσης και του κάτω άκρου του μηριαίου οστού.

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας ήταν, πρώτα από όλα, να ελεγχθούν οι τάσεις που αναπτύσσονται στο σπογγώδες οστό της κεφαλής ενός καταγματικού μηριαίου όταν αυτό έχει υποστεί οστεοσύνθεση με χρήση ενδομυελικού ήλου gamma nail έτσι ώστε να βρεθούν οι περιοχές στις οποίες παρατηρούνται κρίσιμες τιμές τάσεων αλλά και να καθοριστεί το αν η συγκεκριμένη μέθοδος οστεοσύνθεσης είναι αξιόπιστη και συγκρίσιμη με άλλες μεθόδους οστεοσύνθεσης. Επιλέχθηκε η μελέτη των τάσεων στο σπογγώδες οστό του άνω τμήματος του κατάγματος και όχι των τάσεων των εμφυτευμάτων, οι οποίες ήταν οι τάσεις που μελέτησαν οι ερευνητές των άρθρων που παρατέθηκαν στη βιβλιογραφία (βλ. παράγραφο 4.2 “Κριτική ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας”), επειδή είναι η περιοχή του οστού η οποία έρχεται σε άμεση επαφή με τα εξαρτήματα της οστεοσύνθεσης και άρα παρουσιάζει ιδιαίτερο εμβιομηχανικό και κλινικό ενδιαφέρον. Ακόμη, επιλέχθηκε η συγκεκριμένη περιοχή διότι, παρά το ενδιαφέρον των ερευνητών για αυτήν δεν έχει μελετηθεί εκτενώς σε άρθρα της διεθνούς βιβλιογραφίας. Προκειμένου να ελεγχθούν οι προαναφερθείσες τάσεις θεωρήθηκε ότι το πλέγμα των πεπερασμένων στοιχείων θα έπρεπε να είναι πυκνότερο στην περιοχή της κεφαλής του μηριαίου. Αντιθέτως, έπρεπε να είναι αραιότερο στη διάφυση του μηριαίου καθώς και στο κάτω άκρο του αλλά και στα εξαρτήματα της οστεοσύνθεσης. Όντας αραιό σε αυτές τις περιοχές και σε αυτά τα σώματα, επιτεύχθηκε η όσο το δυνατό μεγαλύτερη μείωση του υπολογιστικού χρόνου επίλυσης του μοντέλου καταφέροντας παράλληλα τα αποτελέσματά της έρευνας να είναι αξιόπιστα.



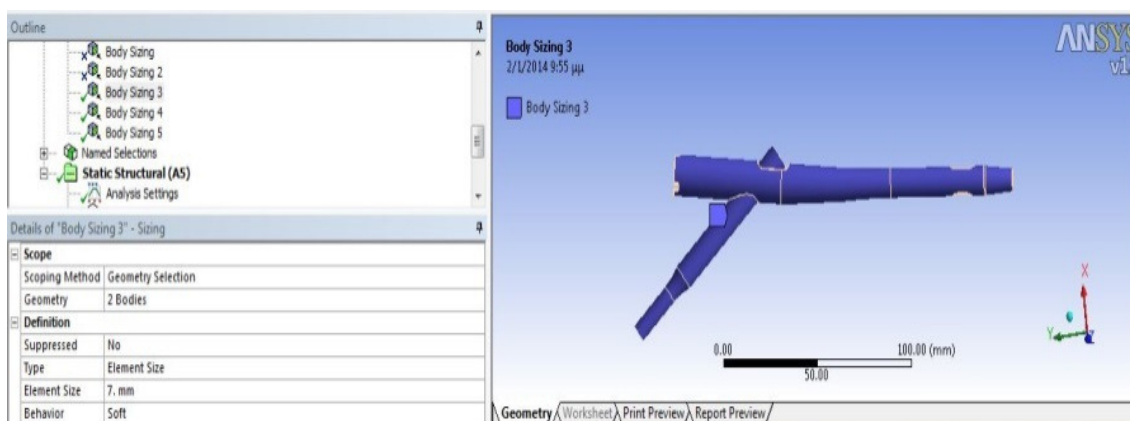
Εικόνα 5.4 Επεξεργασία του κανάθου των πεπερασμένων στοιχείων για το άνω άκρο του οστού με χρήση της εντολής face sizing προκειμένου να αραιώσει ο κανάθος

Προκειμένου να αραιώσει το πλέγμα στις αναφερθείσες περιοχές του οστού επιλέχθηκε -όπως φαίνεται και στην εικόνα 5.4- η εντολή face sizing του τίτλου Mesh. Αυτή η εντολή δίνει τη δυνατότητα στο χρήστη να ορίσει το μέγεθος των πεπερασμένων στοιχείων τα οποία θα αποτελέσουν το πλέγμα σε μια συγκεκριμένη επιφάνεια του μοντέλου. Έτσι, επιλέχθηκε η επιφάνεια του κάτω άκρου του μηριαίου οστού η οποία ξεκινάει από τους κονδύλους και φτάνει έως και τη διάφυση απέχοντας από τον αυχένα του μηριαίου περίπου είκοσι εκατοστά (20cm)

και συνίσταται από τριακόσιες επιμέρους επιφάνειες (patches). Για αυτή, χρησιμοποιήθηκαν στοιχεία τύπου SOLID187²⁶ μεγέθους οκτώ χιλιοστών (8mm). Επετεύχθη έτσι η αραίωση του πλέγματος στο κάτω άκρο του μηριαίου οστού.

5.4.2 Καθορισμός του πλέγματος των υλικών της οστεοσύνθεσης

Έπειτα, για την αραίωση του πλέγματος της βίδας που εισέρχεται κάθετα στη διάφυση αλλά και του πλέγματος του ενδομυελικού ήλου και της βίδας lag screw, χρησιμοποιήθηκε μια άλλη εντολή του τίτλου mesh η οποία λέγεται body sizing. Αφού επιλέχθηκαν ολόκληρα τα σώματα ζητήθηκε από το ANSYS το πλέγμα των πεπερασμένων στοιχείων που θα δημιουργηθεί σ' αυτά να αποτελείται από στοιχεία SOLID187 μεγέθους εννέα χιλιοστών (9mm).



Εικόνα 5.5 Επεξεργασία του κανάβου των πεπερασμένων στοιχείων για τον ενδομυελικό ήλο gamma nail και τη βίδα lag screw με χρήση της εντολής body sizing προκειμένου να αραιώσει ο κανάβος

Αραιώνοντας με τις εντολές αυτές το πλέγμα των πεπερασμένων στοιχείων, όπου θεωρήθηκε απαραίτητο, κατέστη δυνατό να δημιουργηθεί με μεγαλύτερη λεπτομέρεια το πλέγμα στα σημεία ενδιαφέροντος κρατώντας παράλληλα σε λογικά πλαίσια τον αριθμό των ωρών που απαιτούνταν για την επίλυση του μοντέλου.

5.4.3 Καθορισμός του πλέγματος της κεφαλής του μηριαίου οστού

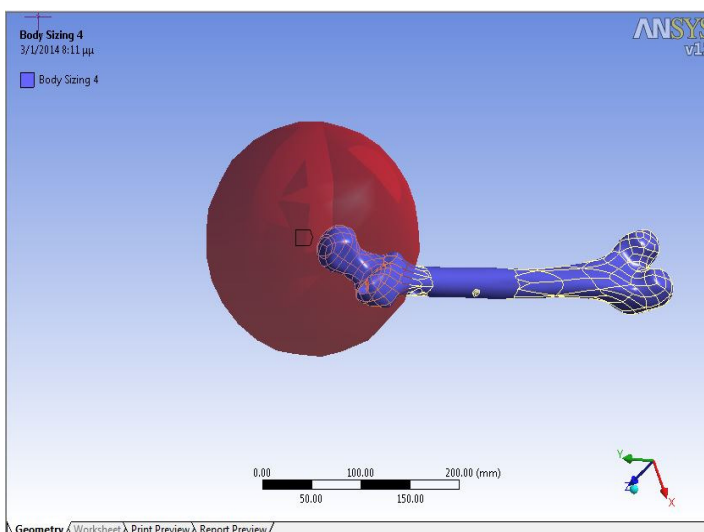
Προκειμένου να προκύψουν αξιόλογα αποτελέσματα όσον αφορά στις αναπτυσσόμενες τάσεις και παραμορφώσεις στο σπογγώδες οστό του άνω άκρου

²⁶ Το ANSYS διαθέτει μία μεγάλη βιβλιοθήκη αποτελούμενη από παραπάνω από εκατό διαφορετικά είδη πεπερασμένων στοιχείων τα οποία έχουν διαφορετικές ιδιότητες και ενδείκνυνται να χρησιμοποιηθούν σε διαφορετικά μοντέλα και για διαφορετικά είδη αναλύσεων. Στο εν λόγω μοντέλο χρησιμοποιήθηκαν τα στοιχεία SOLID187. Αυτά είναι ανώτερης τάξης, τρισδιάστατα, τετραεδρικά στοιχεία αποτελούμενα από 10 κόμβους. Κάθε ένας εξ αυτών έχει τρεις βαθμούς ελευθερίας κινήσεως: μεταφορά κατά τους άξονες x, y, z των κόμβων. Το εν λόγω στοιχείο έχει ικανότητες πλαστικότητας, υπερελαστικότητας, ερπυσμού, μεγάλης κάμψης και μεγάλης παραμόρφωσης. Μπορεί επίσης να προσομοιάσει τις παραμορφώσεις των σχεδόν ασυμπίεστων ελαστοπλαστικών υλικών καθώς και των εντελώς ασυμπίεστων.

του μηριαίου οστού, έπρεπε εκτός των άλλων να δημιουργηθεί πυκνότερο πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων σε αυτήν την περιοχή. Για αυτόν το σκοπό χρησιμοποιήθηκε και πάλι η εντολή Body Sizing του τίτλου Mesh του Mechanical με τη διαφορά ότι αυτή τη φορά ζητήθηκε από το πρόγραμμα να δημιουργήσει στοιχεία μικρότερου μεγέθους από αυτά που είχε το ίδιο αυτόματα δημιουργήσει.

Πιο συγκεκριμένα, δόθηκε μεγάλη σημασία στο πλέγμα των πεπερασμένων στοιχείων στην περιοχή του σπογγώδους οστού της κεφαλής του μηριαίου, διότι στην περιοχή επαφής της βίδας lag screw με το σπογγώδες οστό αναπτύσσονταν μέγιστες τάσεις και αυτές ήταν ιδιαίτερα σημαντικές για την έρευνα που διεξήχθη σ' αυτήν τη διπλωματική εργασία.

Έγιναν πολλές διαφορετικές προσπάθειες με χρήση διάφορων εντολών και αλλαγή πολλών παραμέτρων της καθεμίας εξ αυτών μέχρις ότου να βρεθούν η εντολή και οι παράμετροι που θα δημιουργούσαν στην περιοχή το κατάλληλο πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων (περισσότερα στην παράγραφο 5.6 "Έλεγχος Σύγκλισης"). Πιο συγκεκριμένα, και σε



Εικόνα 5.6 Επεξεργασία του κανάβου στην περιοχή του σπογγώδους οστού του άνω τμήματος του κατάγματος με την εντολή Sphere of Influence έτσι ώστε αυτός να γίνει πιο πυκνός

αυτήν την περίπτωση χρησιμοποιήθηκε η εντολή Body Sizing του τίτλου Mesh με τη διαφορά ότι αυτή τη φορά δε δόθηκε μόνο το απαιτούμενο μέγεθος -σε χιλιοστά- που όφειλαν να έχουν τα πεπερασμένα στοιχεία στα οποία θα χωρίζονταν το σπογγώδες οστό της κεφαλής του μηριαίου, αλλά ορίστηκε μια "σφαίρα επιρροής" (sphere of influence) με συγκεκριμένη ακτίνα και συγκεκριμένο κέντρο (εικόνα 5.6). Ότι βρισκόταν εντός αυτής της σφαίρας, όφειλε να χωριστεί σε στοιχεία μεγέθους 2.8mm. Η σφαίρα αυτή δημιουργήθηκε μεταβάλλοντας την παράμετρο Type του τίτλου Definition της εντολής Body Sizing από Element Size σε Sphere of Influence. Με αυτόν τον τρόπο δόθηκε η ακτίνα (110mm) που θα έπρεπε να έχει η σφαίρα προκειμένου στο εσωτερικό της να περικλείεται το άνω τμήμα του κατάγματος του μηριαίου μαζί με το τμήμα του ενδομυελικού ήλου και της βίδας που υπάρχουν μέσα σε αυτό. Ακόμη, ορίστηκε και το μέγεθος των στοιχείων (2.8mm) στα οποία θα χωρίζονταν το σπογγώδες οστό στην περιοχή επιρροής. Το κέντρο της σφαίρας ορίστηκε να είναι η αρχή των αξόνων x, y, z (0,0,0) το σύστημα των οποίων, όπως έχει ήδη αναφερθεί, δημιουργήθηκε αυτόματα από το πρόγραμμα ANSYS κατά την

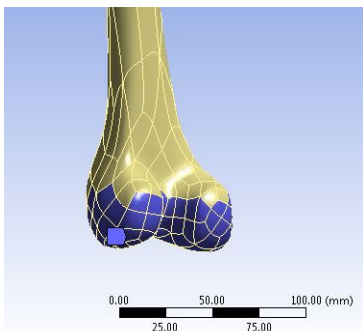
εισαγωγή του μοντέλου του καταγματικού μηριαίου σε αυτό ύστερα από την δημιουργία του στο πρόγραμμα SolidWorks.

Με την επεξεργασία των πεπερασμένων στοιχείων και σε αυτήν την περιοχή του μοντέλου, ολοκληρώθηκε η βελτιστοποίηση ολόκληρου του πλέγματος και εκπληρώθηκαν οι απαιτήσεις που είχαν τεθεί για αυτό προκειμένου να είναι όσο το δυνατόν πιο λεπτομερές στις περιοχές ενδιαφέροντος ώστε τα αποτελέσματα των λύσεων να είναι όσο γίνεται πιο ακριβή και αξιόπιστα. Ταυτόχρονα, το πλέγμα έγινε όσο το δυνατόν πιο αραιό σε περιοχές χαμηλού ενδιαφέροντος ώστε να μειωθεί ο υπολογιστικός χρόνος που χρειάζεται για την επίλυση του μοντέλου.

5.5 Καθορισμός των στηρίξεων του μοντέλου

Επόμενο βήμα στη διαδικασία προετοιμασίας του μοντέλου ήταν η προσθήκη μιας μηχανικής στήριξης η οποία θα προσομοιάζει στον περιορισμό της κίνησης του μηριαίου, λόγω της πρόσδεσης αυτού στην άρθρωση του γόνατος, καθώς και η τοποθέτηση του κατάλληλου, ως προς το μέτρο και την κατεύθυνση, ασκούμενου φορτίου το οποίο θα προσομοιώνει το φορτίο που ασκείται στην κεφαλή του μηριαίου όταν το οστό βρίσκεται στο σώμα ενός ανθρώπου ο οποίος εκτελεί κίνηση βάρδισης.

Όσον αφορά στη στήριξη του καταγματικού μηριαίου, αυτό πακτώθηκε στο κάτω άκρο του και συγκεκριμένα πακτώθηκαν οι επιφάνειες (patches) του φλοιώδους οστού οι οποίες αποτελούν τους κονδύλους. Στην πραγματικότητα, οι κόνδυλοι αρθρώνονται στην επιγονατίδα, δεν πακτώνονται, περιορίζοντας έτσι μόνο κάποιους από τους βαθμούς ελευθερίας κινήσεως του μηριαίου. Παρ' όλα αυτά, στην παρούσα εργασία η ακριβής προσομοίωση της εν λόγω άρθρωσης θα αύξανε το χρόνο επίλυσης του μοντέλου ενώ δε θα προσέδιδε κάτι σημαντικό στα



Εικόνα 5.7 Οι επιφάνειες (patches) των κονδύλων του μηριαίου οστού οι οποίες επιλέχθηκαν για να πακτωθούν

αποτελέσματα της λύσης. Αποφασίστηκε για το λόγο αυτό, με γνώση ότι λόγω αυτής της αλλαγής στη στήριξη το μοντέλο θα αποκλίνει από την πραγματικότητα, να χρησιμοποιηθεί πάκτωση. Επίσης, η πάκτωση περιορίζει πλήρως τους βαθμούς ελευθερίας κινήσεως μιας περιοχής του μοντέλου η οποία απέχει αρκετά από το κάταγμα και από τις επιφάνειες επαφής των υλικών της οστεοσύνθεσης με το σπογγώδες οστό της κεφαλής του μηριαίου. Έτσι, δεν αυξάνει τις αναπτυσσόμενες τάσεις στις εν λόγω περιοχές -κάτι το οποίο θα επηρέαζε την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων που αφορούν σε αυτές- και άρα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για διευκόλυνση της επίλυσης του μοντέλου.

Το υπολογιστικό ανάλογο της πάκτωσης στο ANSYS είναι η ακινητοποίηση των κόμβων των πεπερασμένων στοιχείων τα οποία βρίσκονται στην περιοχή όπου είναι επιθυμητή η πάκτωση. Για αυτόν το λόγο είναι απαραίτητο να οριοθετηθεί η

περιοχή εντός της οποίας όλοι οι κόμβοι των στοιχείων δε θα μπορούν να κινηθούν σε καμία χωρική διεύθυνση. Για να γίνει αυτό, θα πρέπει να οριστεί μια καμπύλη η οποία θα λειτουργεί ως σύνορο της πακτωμένης περιοχής. Στην παρούσα διπλωματική εργασία επιλέχθηκαν συνολικά εβδομήντα τέσσερις επιφάνειες (patches) οι οποίες αποτελούν μια περιοχή του άνω άκρου του μηριαίου όπως φαίνεται και στην εικόνα (5.7) και επιβλήθηκε ακινητοποίηση στους κόμβους των στοιχείων από τα οποία αυτές αποτελούνται με χρήση της εντολής Insert -> Fixed Support του τίτλου Static Structural του Mechanical.

5.6 Καθορισμός της δύναμης

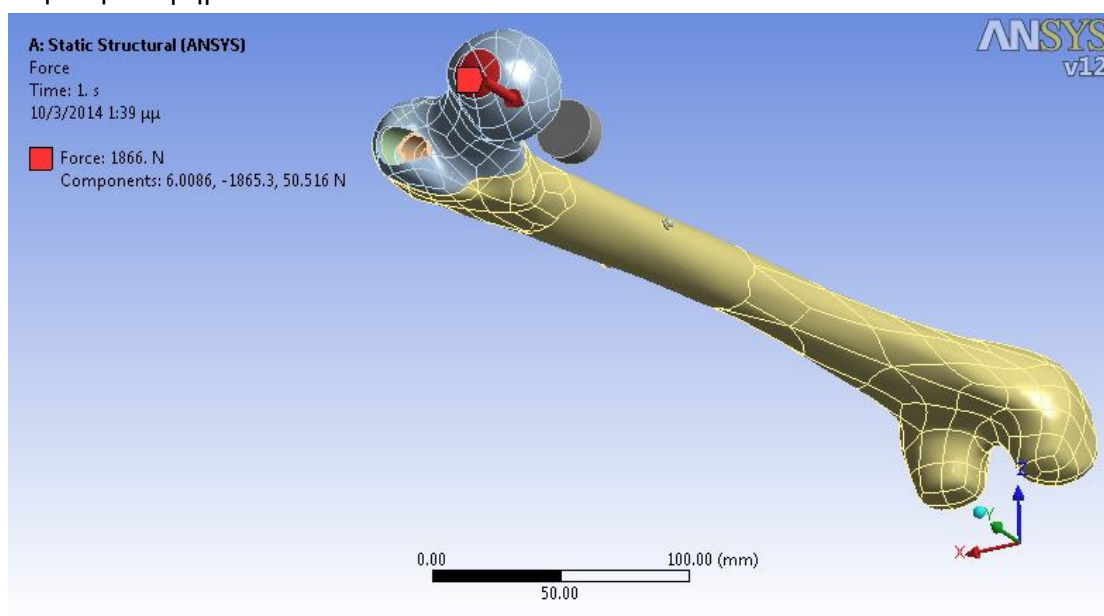
Μετά από τον καθορισμό των στηρίξεων στο μοντέλο επόμενο βήμα ήταν ο καθορισμός του επιβαλλόμενου φορτίου τόσο ως προς το μέτρο του όσο και ως προς την κατεύθυνσή του.

Για τον καθορισμό του μέτρου της δύναμης χρησιμοποιήθηκε η εργασία των Bergmann et al. (15), στην οποία χρησιμοποιήθηκε φορτίο που προσομοιάζε τα φορτία που επιβάλλονται στην άρθρωση του ισχίου κατά τη διάρκεια καθημερινών δραστηριοτήτων (βλ. παράγραφο 4.2 “Κριτική ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας”). Τα αποτελέσματα αυτής της εργασίας έχουν πολλάκις χρησιμοποιηθεί σε άλλες εργασίες ο στόχος των οποίων ήταν παρόμοιος με αυτόν της παρούσας διπλωματικής. Ακόμη, το συγκεκριμένο μέτρο δύναμης θεωρείται πως παρέχει χρήσιμα αποτελέσματα όσον αφορά στις τάσεις και στις παραμορφώσεις που αναπτύσσονται στην κεφαλή του μηριαίου οστού και στα εξαρτήματα της οστεοσύνθεσης έπειτα από ανάταξη ενός διατροχανθήριου κατάγματος με χρήση μηχανικών μέσων διότι, έπειτα από κάτι τέτοιο ο ασθενής εκτελεί καθημερινές κινήσεις το μέτρο των οποίων μελέτησαν και τελικά καθόρισαν οι Bergmann et al. (15). Λόγω όλων των παραπάνω, το μέτρο της δύναμης που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία ήταν 1866 N.

Αυτό δε δίνεται αυτούσιο στην εργασία των Bergmann et al. (15) αλλά υπολογίστηκε με βάση τα δεδομένα που αυτή δίνει για το μέτρο της μέγιστης δύναμης που ασκείται στην κεφαλή του μηριαίου ενός ανθρώπου με μέσο βάρος 80kg όταν αυτός βαδίζει με κανονική ταχύτητα (η εργασία ορίζει ως κανονική τη μέση ταχύτητα 1.09m/s). Η δύναμη που ασκείται προκύπτει να είναι το 238% του σωματικού βάρους ενός ανθρώπου 80kg και έτσι το μέτρο της δύναμης που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία προέκυψε ως εξής:

Αρχικά, μετατράπηκαν τα kg σε N και προέκυψε ότι μάζα 80kg αντιστοιχεί σε δύναμη μέτρου 784.52N. Έπειτα, υπολογίστηκε το 238% των 784.52N και έτσι προέκυψε ότι το μέτρο της ασκούμενης δύναμης θα είναι 1866N.

Ο προσδιορισμός της κατεύθυνσης της δύναμης στο ANSYS αποδείχθηκε αρκετά δύσκολη εργασία. Έπειτα από πολλές αποτυχημένες δοκιμές διαφόρων τρόπων τοποθέτησης της δύναμης στην κεφαλή του μηριαίου οστού προτιμήθηκε μία η οποία προϋποθέτει μια παραδοχή που αφορά στην ίδια την κατεύθυνση της δύναμης. Υποτέθηκε ότι το διάνυσμα της δύναμης διέρχεται νοητά από το κέντρο του ά άκρου του μηριαίου, δηλαδή από το μεσοκονδύλιο βοθρίου. Με δεδομένο αυτό, δημιουργήθηκε στο πρόγραμμα SolidWorks ένα ευθύγραμμο τμήμα το οποίο ένωνε ένα σημείο της κεφαλής του μηριαίου με ένα σημείο της περιοχής ανάμεσα στα βοθρία. Ακόμη, σχεδιάστηκε ένας κύκλος στην κορυφή της κεφαλής του μηριαίου, με κέντρο το σημείο του ευθυγράμμου τμήματος που βρισκόταν σ' αυτήν, ο οποίος περιέκλεινε επτά επιφάνειες (patches) της. Τέλος, δημιουργήθηκε ένας κύλινδρος του οποίου τα κέντρα των βάσεων διέρχονταν από το προαναφερθέν ευθύγραμμο τμήμα και είχαν ως προβολή τον κύκλο που δημιουργήθηκε στην κεφαλή του μηριαίου.



Εικόνα 5.8 Το διάνυσμα του επιβαλλόμενου φορτίου σημειώνεται με ένα κόκκινο βέλος που έχει μέτρο 1866N, όπως φαίνεται και στην εικόνα. Διακρίνεται ακόμη ο κύλινδρος ο άξονας του οποίου είναι το ευθύγραμμο τμήμα με άκρα ένα σημείο της κεφαλής του μηριαίου και ένα σημείο στην περιοχή του μεσοκονδύλιου βοθρίου. Επίσης, φαίνονται με κόκκινο χρώμα οι επτά επιφάνειες (patches) της κεφαλής του μηριαίου που σχηματίζουν έναν κύκλο. Ο κύκλος αυτός είναι η επιφάνεια άσκησης του φορτίου και αποτελεί την προβολή των βάσεων του κυλίνδρου στην κεφαλή του μηριαίου οστού

Η ανάγκη για τη δημιουργία των προαναφερθέντων στο SolidWorks προέκυψε από το γεγονός ότι στο ANSYS δεν είναι εφικτό να υπολογιστούν οι γωνίες που σχηματίζονται από τις συνιστώσες της δύναμης και τον κατακόρυφο άξονα του οστού και έτσι δεν ήταν εφικτός ο ακριβής προσδιορισμός της κατεύθυνσης της δύναμης έτσι ώστε αυτός να είναι κατανοητός από το πρόγραμμα. Με το σχεδιασμό του ευθυγράμμου τμήματος, του κύκλου και του κυλίνδρου κατέστη δυνατό να χρησιμοποιηθούν εντολές του προγράμματος για να προσδιοριστεί η κατεύθυνση του επιβαλλόμενου φορτίου.

Από τον τίτλο Static Structural του Mechanical επιλέχθηκε η εντολή Insert

->Force. Στις επιλογές της εν λόγω εντολής η δύναμη εισήχθη ως διάνυσμα (Define By: Vector) -και όχι ως συνιστώσες (Define By: Components)- του οποίου προσδιορίστηκε το μέτρο (Magnitude) και η κατεύθυνση (Direction). Για τον προσδιορισμό της κατεύθυνσης επιλέχθηκαν οι επτά επιφάνειες που περικλείονταν από τον δημιουργηθέν στο SolidWorks κύκλο. Έτσι, έγινε αντιληπτό από το πρόγραμμα ότι έπρεπε να κατασκευάσει ένα διάνυσμα μέτρου 1866N με κατεύθυνση αυτή του ευθυγράμμου τμήματος. Όμως λόγω του ότι το ευθύγραμμο τμήμα δεν ήταν εμφανές στο ANSYS γι' αυτό χρειάστηκε να σχεδιαστεί και ο κύλινδρος με άξονα το εν λόγω ευθύγραμμο τμήμα. Επίσης, ο κύκλος χρειάστηκε διότι η δύναμη στο ANSYS δεν ασκείται σημειακά αλλά σε ένα σύνολο επιφανειών (patches) του μοντέλου. Για το εν λόγω μοντέλο, η δύναμη ασκήθηκε στις επιφάνειες που περικλείονταν από τον προαναφερθέντα κύκλο. Να σημειωθεί ότι ο κύλινδρος στη συνέχεια της ανάλυσης του μοντέλου αποκρύφτηκε με την εντολή suppress διότι δε χρειαζόταν άλλο.

Με τον προσδιορισμό και της επιβαλλόμενης δύναμης το μοντέλο ήταν σχεδόν έτοιμο να επιλυθεί.

5.7 Έλεγχος σύγκλισης

Μετά το τέλος του καθορισμού των δυνάμεων και των στηρίξεων το μοντέλο ήταν πλέον έτοιμο από την άποψη της ρύθμισης όλων των παραμέτρων που απαιτούνταν να καθοριστούν προκειμένου να μπορεί να επιλυθεί. Εκείνο που έμενε να γίνει ήταν ο έλεγχος της σύγκλισης του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων.

Όπως έχει αναφερθεί και πιο πάνω, όσο αυξάνεται ο αριθμός των πεπερασμένων στοιχείων του πλέγματος τόσο οι αναπτυσσόμενες τάσεις οφείλουν να συγκλίνουν σε κάποια τιμή. Προκειμένου να διαπιστωθεί αν κάτι τέτοιο ισχύει και για τις τάσεις που αναπτύσσονται στο παρόν μοντέλο δημιουργήθηκαν και επιλύθηκαν έξι ίδια-ως προς τη γεωμετρία, το σύστημα συντεταγμένων, τις συνδέσεις, τη στήριξη και το επιβαλλόμενο φορτίο-μοντέλα καταγματικού μηριαίου με οστεοσύνθεση με ενδομυελικό ήλο gamma nail. Η μόνη διαφορά μεταξύ αυτών ήταν ο αριθμός των πεπερασμένων στοιχείων από τα οποία αποτελούνταν το πλέγμα του καθενός. Για να επιτευχθεί η διαφορά αυτή μεταβλήθηκε σε κάθε μοντέλο το μέγεθος των στοιχείων (element size) από τα οποία αποτελείται το σπογγώδες οστό του άνω άκρου του οστού (το πλέγμα σε αυτό το σώμα έχει ονομαστεί Body Sizing 4 στην παράγραφο 5.4 “Καθορισμός του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων”). Με την αλλαγή του μεγέθους των εν λόγω στοιχείων ήταν λογικό πως όσο πιο πολύ αυτά μικραίνουν τόσο περισσότερο αυξανόταν το πλήθος τους και έτσι ο κánaβος γινόταν κάθε φορά πυκνότερος. Όλα τα υπόλοιπα στοιχεία, τα οποία αποτελούν το πλέγμα στις υπόλοιπες περιοχές του μοντέλου, έχουν και στα έξι μοντέλα το ίδιο μέγεθος.

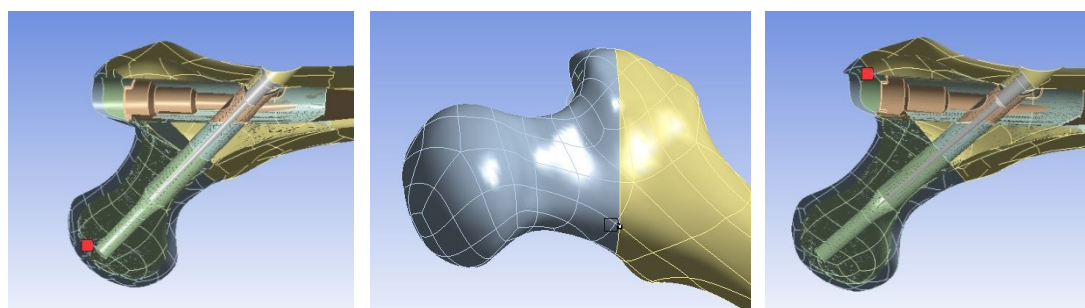
Πιο συγκεκριμένα, τα έξι μοντέλα που δημιουργήθηκαν προκειμένου να ελεγχθεί η σύγκλιση είχαν τις εξής αριθμητικές διαφορές ως προς το πλήθος των στοιχείων του πλέγματος στο άνω τμήμα του κατάγματος.

Στο πρώτο μοντέλο το μέγεθος των στοιχείων στην περιοχή του άνω τμήματος του κατάγματος ορίστηκε να είναι 6mm ενώ στο δεύτερο μοντέλο ορίστηκε να είναι 5mm, στο τρίτο 4 mm, στο τέταρτο 3,3mm, στο πέμπτο 3mm και τέλος στο έκτο ορίστηκε στα 2,8mm. (βλ. πίνακα 4)

Μοντέλο	Μέγεθος Στοιχείων (στο άνω τμήμα του κατάγματος)	Συνολικό Πλήθος Στοιχείων
1 ^ο	6mm	22407
2 ^ο	5mm	24422
3 ^ο	4mm	29176
4 ^ο	3.3mm	37909
5 ^ο	3mm	44551
6 ^ο	2.8mm	50398

Πίνακας 4 Πίνακας με το μέγεθος των στοιχείων στην περιοχή του άνω τμήματος του κατάγματος για κάθε ένα από τα έξι μοντέλα καταγματικού μηριαίου που δημιουργήθηκαν με σκοπό τον έλεγχο της σύγκλισης του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων. Στην τρίτη στήλη αναγράφεται το συνολικό πλήθος των στοιχείων από τα οποία αποτελείται το πλέγμα για κάθε ένα από τα έξι μοντέλα

Για τον έλεγχο της σύγκλισης των αναπτυσσόμενων τάσεων κατά τη διάρκεια των ως άνω πυκνώσεων του κανάβου επιλέχθηκαν τρία σημεία ελέγχου τα οποία βρίσκονται σε κρίσιμες περιοχές του μοντέλου, σε περιοχές δηλαδή όπου εμφανίζονται αυξημένες τάσεις. Οι τιμές των τάσεων σε αυτά τα σημεία καταγράφηκαν για κάθε ένα από τα έξι μοντέλα προκειμένου να αποδειχθεί ότι αυτές συγκλίνουν σε μια τιμή όσο πυκνώνει το πλέγμα.



Εικόνα 5.9 Τα τρία σημεία ελέγχου των τάσεων. Σημειώνονται με ένα τετράγωνο (κόκκινο ή διάφανο με μαύρο περίγραμμα) και είναι εκείνα τα σημεία στα οποία μετρήθηκαν οι αναπτυσσόμενες τάσεις για κάθε ένα από τα έξι μοντέλα. Εάν οι τάσεις σε αυτά τα σημεία φαίνεται να συγκλίνουν σε κάποια τιμή όσο αυξάνεται το πλήθος των στοιχείων του πλέγματος, τότε το πλέγμα των πεπερασμένων στοιχείων είναι αξιόπιστο

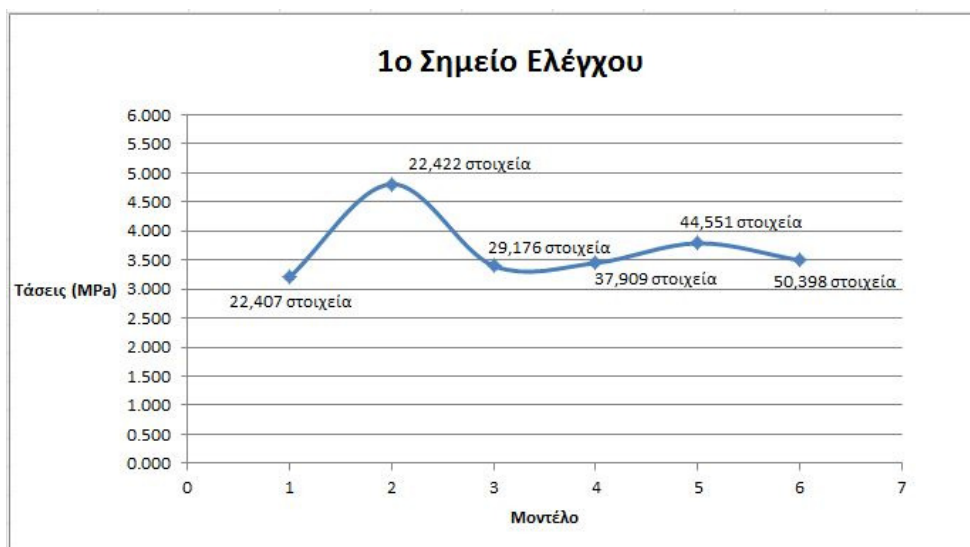
Για το σκοπό αυτό επιλέχθηκε ένα σημείο στην περιοχή επαφής της βίδας lag screw με το σπογγώδες οστό του άνω τμήματος του κατάγματος, ένα στη

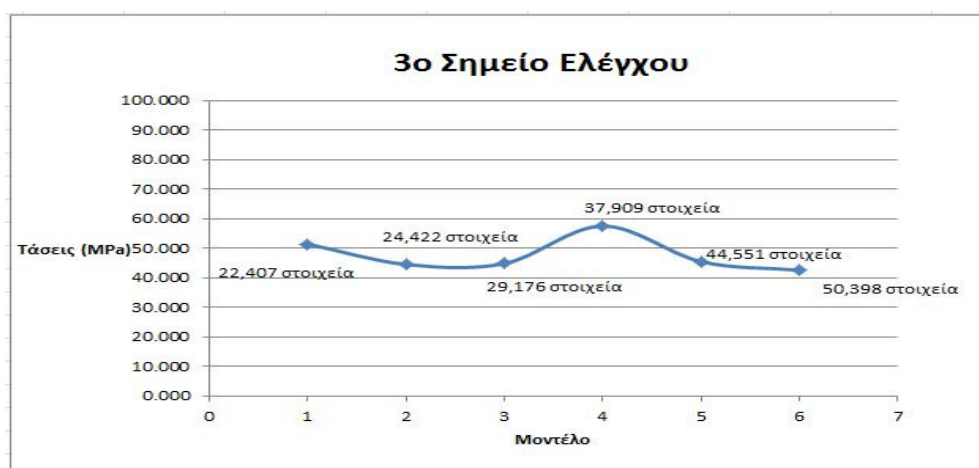
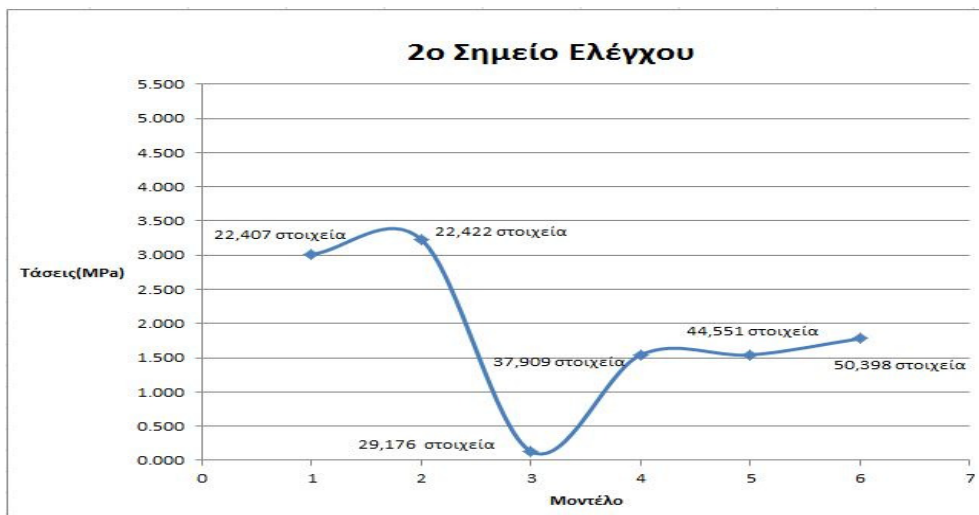
διεπιφάνεια των κατεαγόντων και ένα στην περιοχή του μείζονα τροχαντήρα στην οπή εισόδου του ενδομυελικού ήλου gamma nail στο οστό.

Αναλυτικότερα, τα αναφερθέντα σημεία ελέγχου και οι τάσεις που αναπτύσσονταν σε αυτά για κάθε ένα από τα έξι μοντέλα με το διαφορετικό πλήθος στοιχείων ήταν οι εξής.

- ❖ Για το πρώτο σημείο ελέγχου οι τάσεις ανά μοντέλο ήταν:
 - 3,2017MPa για το πρώτο μοντέλο
 - 4,8076MPa για το δεύτερο μοντέλο
 - 3,4017MPa για το τρίτο μοντέλο
 - 3,4499MPa για το τέταρτο μοντέλο
 - 3.7902MPa για το πέμπτο μοντέλο
 - 3,4947MPa για το έκτο μοντέλο
- ❖ Για το δεύτερο σημείο ελέγχου οι τάσεις ανά μοντέλο ήταν:
 - 3,0116MPa για το πρώτο μοντέλο
 - 3,2255MPa για το δεύτερο μοντέλο
 - 0,13018MPa για το τρίτο μοντέλο
 - 1,5439MPa για το τέταρτο μοντέλο
 - 1,5431MPa για το πέμπτο μοντέλο
 - 1,7811 για το έκτο μοντέλο
- ❖ Για το τρίτο σημείο ελέγχου οι τάσεις ανά μοντέλο ήταν:
 - 51,463MPa για το πρώτο μοντέλο
 - 44,554MPa για το δεύτερο μοντέλο
 - 44,847MPa για το τρίτο μοντέλο
 - 57,553MPa για το τέταρτο μοντέλο
 - 45,481MPa για το πέμπτο μοντέλο
 - 42,583MPa για το έκτο μοντέλο

Διαγραμματικά τα παραπάνω αποτελέσματα παίρνουν την εξής μορφή:





Εικόνα 5.10 Διαγραμματική αναπαράσταση της σύγκλισης του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων για κάθε ένα από τα τρία σημεία ελέγχου. Στον οριζόντιο άξονα κάθε διαγράμματος τοποθετείται ο αριθμός του μοντέλου για το οποίο μετράται η αναπτυσσόμενη τάση στο σημείο ελέγχου του διαγράμματος (1ο, 2ο ή 3ο). Ο κάθετος άξονας αντιπροσωπεύει το μέτρο της αναπτυσσόμενης τάσης. Επίσης, αναγράφεται το πλήθος των στοιχείων του πλέγματος που είχε το κάθε μοντέλο. Από τη γενική εικόνα των τριών διαγραμμάτων φαίνεται πως όσο αυξάνεται το πλήθος των στοιχείων του μοντέλου οι τάσεις σταθεροποιούνται γύρω από κάποια τιμή

Από τα διαγράμματα που παρατέθηκαν πιο πάνω μπορεί κανείς να αποφανθεί ότι και τα τρία σημεία ελέγχου εμφανίζουν τάσεις οι τιμές των οποίων συγκλίνουν, η καθεμία σε κάποια τιμή, καθώς το πλήθος των πεπερασμένων στοιχείων αυξάνεται. Επίσης, η όχι και τόσο ομαλή καμπύλη που δημιουργείται για το δεύτερο σημείο ελέγχου μπορεί να εξηγηθεί αν λάβει κανείς υπ' όψιν του πως στο ANSYS 12.0 δεν είναι δυνατό να επιλεγθεί συγκεκριμένο στοιχείο ή σημείο αυτού έτσι ώστε κάθε φορά να μετράται η τάση ακριβώς σε αυτό. Έτσι, η μέτρηση των τάσεων στα σημεία ελέγχου για κάθε ένα από τα έξι διαφορετικά πλέγματα έγινε όσο το δυνατόν πιο κοντά στο ίδιο σημείο αλλά όχι ακριβώς σε αυτό. Επομένως, είναι δυνατό σε κάποια από τα έξι αυτά μοντέλα να επιλέχθηκε ένα σημείο λίγο πιο μακριά ή λίγο πιο κοντά από το πρότυπο και άρα η τάση που

μετρήθηκε να μην ήταν η σωστή με αποτέλεσμα να δημιουργηθεί η καμπύλη του δευτέρου σχήματος.

Δεδομένων όλων των παραπάνω, συμπεραίνει κανείς πως τα αποτελέσματα που επρόκειτο να εξαχθούν ύστερα από την επίλυση του μοντέλου δε θα εξαρτιόνταν από το είδος του δημιουργηθέντος πλέγματος. Επομένως, αυτά δε θα επηρεάζονταν από παράγοντες που δεν αφορούν στο φυσικό πρόβλημα. Οπότε, το μοντέλο ήταν πλέον έτοιμο να επιλυθεί έτσι ώστε να προκύψουν και να σχολιαστούν τα αποτελέσματα της επίλυσής του. Επιπλέον, αν η επίλυση του πρώτου μοντέλου, στο οποίο η αυχενομηριαία γωνία ήταν 130° , ήταν επιτυχής και τα αποτελέσματά της ικανοποιητικά τότε θα ξεκινούσε η επίλυση και των δύο άλλων μοντέλων μηριαίου με αυχενομηριαίες γωνίες 120° και 145° .

5.8 Σχολιασμός των αποτελεσμάτων

Αφού ολοκληρώθηκε η προετοιμασία του μοντέλου αυτό επιλύθηκε από τον solver του προγράμματος ANSYS. Το φορτίο που ορίστηκε ότι έπρεπε να ασκηθεί στην κεφαλή του μηριαίου δεν επιβλήθηκε μονομιάς στο μοντέλο αλλά σε τέσσερα στάδια. Στο πρώτο στάδιο επιβλήθηκε το ένα τέταρτο του φορτίου και σε κάθε ένα από τα τρία επόμενα προστίθετο κάθε φορά ένα τέταρτο του μέτρου του φορτίου επιπλέον. Για κάθε ένα από αυτά τα στάδια ο solver του ANSYS προσπαθούσε να επιλύσει το μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων με το κομμάτι του φορτίου που του είχε κάθε φορά επιβληθεί και όταν αυτό επιτυγχανόταν, επιβαλλόταν αυτόματα επιπλέον ένα τέταρτο της τιμής του φορτίου μέχρις ότου ολόκληρο το φορτίο επιβλήθηκε και το μοντέλο επιλύθηκε πλήρως. Αυτός είναι γενικά ο τρόπος επίλυσης ενός μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων στο ANSYS όταν για αυτό επιλέγεται ανάλυση της μορφής Static Structural.

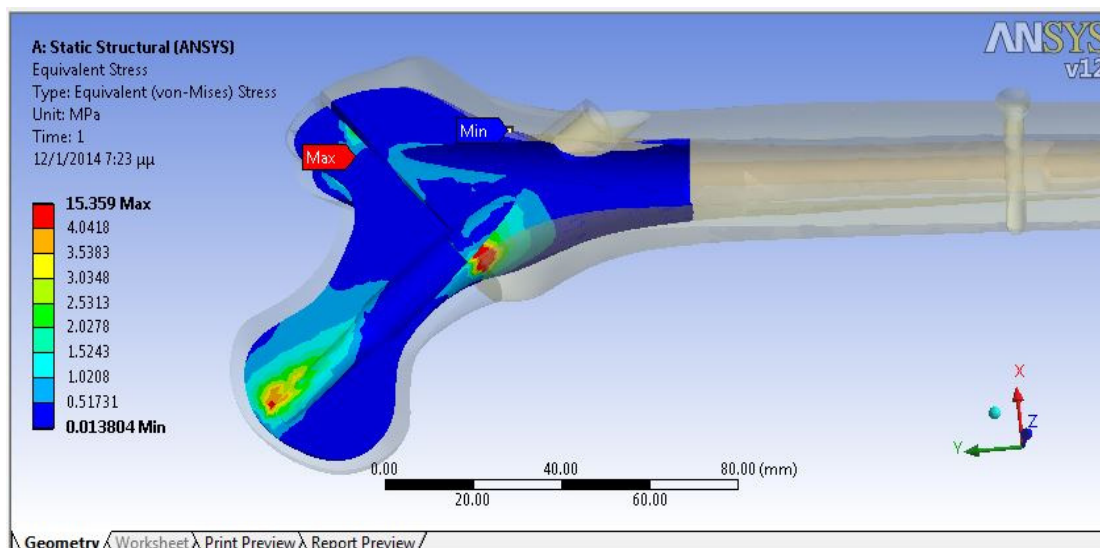
Πριν την επίλυση του μοντέλου είχε ζητηθεί από το πρόγραμμα να υπολογιστούν οι τάσεις και οι παραμορφώσεις von Mises²⁷ στο σπογγώδες οστό του άνω άκρου του οστού. Στην παρακάτω εικόνα, φαίνεται η χρωματοκλίμακα που χρησιμοποιήθηκε από το ANSYS για την οπτική κατανόηση της κατανομής των τάσεων στο σπογγώδες οστό του άκρου του οστού καθώς και τα σημεία όπου εμφανίζεται η μέγιστη και η ελάχιστη τάση.

²⁷ Η τάση von Mises συχνά χρησιμοποιείται για να προσδιορισθεί αν ένα όγκιμο και ισοτροπικό υλικό θα διαρρέυσει όταν σε αυτό ασκείται σύνθετη φόρτιση. Αυτό επιτυγχάνεται με τη σύγκριση της εν λόγω τάσης με την τάση διαρροής του υλικού. Το κριτήριο του Von Mises λέει ότι, ένα όγκιμο υλικό αρχίζει να διαρρέει όταν, η ενέργεια παραμόρφωσης ανά μονάδα όγκου, φτάνει μια κρίσιμη τιμή. Αυτό οδηγεί στο παρακάτω κριτήριο διαρροής:

$$\sigma_E = \sqrt{I_1^2 - 3 \cdot I_2} = \sqrt{\sigma_{xx}^2 + \sigma_{yy}^2 + \sigma_{zz}^2 - \sigma_{xx} \cdot \sigma_{yy} - \sigma_{yy} \cdot \sigma_{zz} - \sigma_{zz} \cdot \sigma_{xx} + 3 \cdot \sigma_{xy}^2 + 3 \cdot \sigma_{yz}^2 + 3 \cdot \sigma_{zx}^2} = S_y$$

όπου S_y είναι η τάση διαρροής σε μονοαξονικό εφελκυσμό. Η ποσότητα σ_E είναι γνωστή ως ισοδύναμη εφελκυστική τάση ή Von Mises τάση. (33)

Όπως φαίνεται και στην εικόνα, υψηλές τάσεις αναπτύσσονται στις περιοχές όπου η άκρη της βίδας lag screw εφάπτεται με το σπογγώδες οστό της κεφαλής του μηριαίου το οποίο βρίσκεται κοντά στην άρθρωση του ισχίου από την πλευρά του μείζονος τροχαντήρα.



Εικόνα 5.11 Χρωματοκλίμακα για την απόδοση των διαφορετικών τιμών των αναπτυσσόμενων τάσεων στις διάφορες περιοχές του σπογγώδους οστού του άνω άκρου του μηριαίου (το οστό φαίνεται σε τομή). Το κόκκινο χρώμα σηματοδοτεί τις περιοχές με υψηλές τάσεις (από 4,0419MPa έως και 15,359MPa) ενώ το μπλε περιοχές με πολύ χαμηλές τάσεις (από 0MPa έως και 0,013804MPa). Τα ενδιάμεσα χρώματα αντιπροσωπεύουν περιοχές με ενδιάμεσες τιμές τάσεων. Επίσης είναι σημειωμένη τόσο στο μοντέλο όσο και στη χρωματοκλίμακα η μέγιστη και ελάχιστη τάση

Αυτό είναι αναμενόμενο διότι το φορτίο-το οποίο ασκείται στην κεφαλή του μηριαίου και άρα έκκεντρα στον άξονα του οστού-προκαλεί κάμψη του μηριαίου και η περιοχή πάνω από την ουδέτερη γραμμή εφελκύεται. Έτσι είναι αναμενόμενο να εμφανιστούν εκεί υψηλές τάσεις.

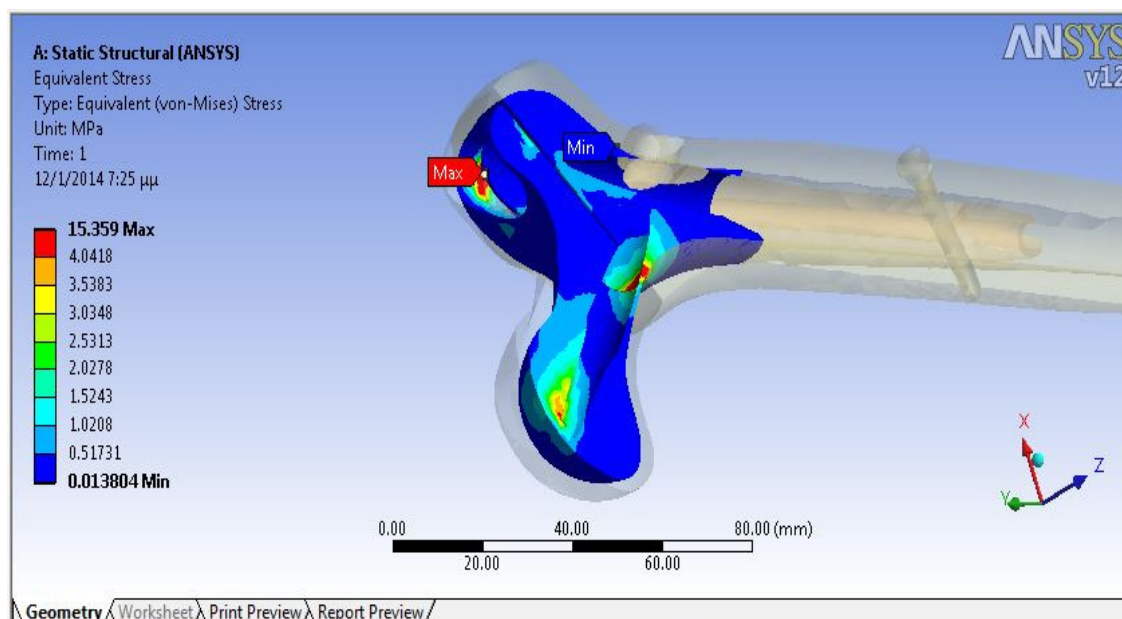
Ακόμη, υψηλές τάσεις εμφανίζονται και στην περιοχή συμπίεσης των δύο τμημάτων του κατάγματος. Και εδώ είναι λογικό να υπάρχουν μεγάλες τάσεις καθώς είναι το σημείο στο οποίο ασκείται η μεγαλύτερη πίεση μεταξύ του άνω και του κάτω τμήματος του κατάγματος. Το φορτίο που ασκείται στην κεφαλή του μηριαίου και η βίδα lag screw έχουν ως αποτέλεσμα τη συμπίεση των δύο τμημάτων του κατάγματος και λόγω του τρόπου επιβολής του φορτίου-ασκείται έτσι ώστε το οστό να κάμπτεται-στο σπογγώδες οστό στην περιοχή του ελάσσονος τροχαντήρα εμφανίζονται μεγάλες τάσεις.

Επίσης, μια άλλη περιοχή στην οποία εμφανίζονται σχετικά αυξημένες τάσεις είναι η διεπιφάνεια μεταξύ των κατεαγότων στην περιοχή εισόδου του ενδομυελικού ήλου gamma nail. Αυτό συμβαίνει διότι ο ήλος αποτρέπει την απομάκρυνση των τμημάτων του κατάγματος κατά τη διάρκεια της άσκησης του φορτίου στην κεφαλή του μηριαίου με αποτέλεσμα να δημιουργούνται φαινόμενα δράσης και αντίδρασης στην περιοχή και έτσι οι τάσεις που αναπτύσσονται να είναι αυξημένες.

Τέλος, όπως φαίνεται και στην εικόνα 5.12, αυξημένες τάσεις – ακόμη και η μέγιστη τάση (15,359MPa)–εμφανίζονται στην οπή που δημιουργήθηκε προκειμένου να εισαχθεί ο ενδομυελικός ήλος gamma nail. Αυτό είναι απολύτως

κατανοητό αφού γνωρίζει κανείς πως η ύπαρξη μιας γεωμετρικής ασυνέχειας σε ένα υλικό, όπως για παράδειγμα μία τρύπα ή μία εγκοπή, έχει σαν αποτέλεσμα την δημιουργία ανομοιόμορφης κατανομής της τάσης κοντά στην περιοχή της ασυνέχειας. Αυτό σημαίνει ότι κοντά στην ασυνέχεια οι τάσεις έχουν πολύ μεγαλύτερη τιμή, από ό τι σε σημεία του υλικού που βρίσκονται μακριά από την ασυνέχεια. Επομένως, στις περιοχές ασυνέχειας του υλικού εμφανίζεται συγκέντρωση τάσεων (stress concentration) (20).

Όπως είναι γνωστό από το νόμο του Hooke²⁸, οι τάσεις είναι ανάλογες των



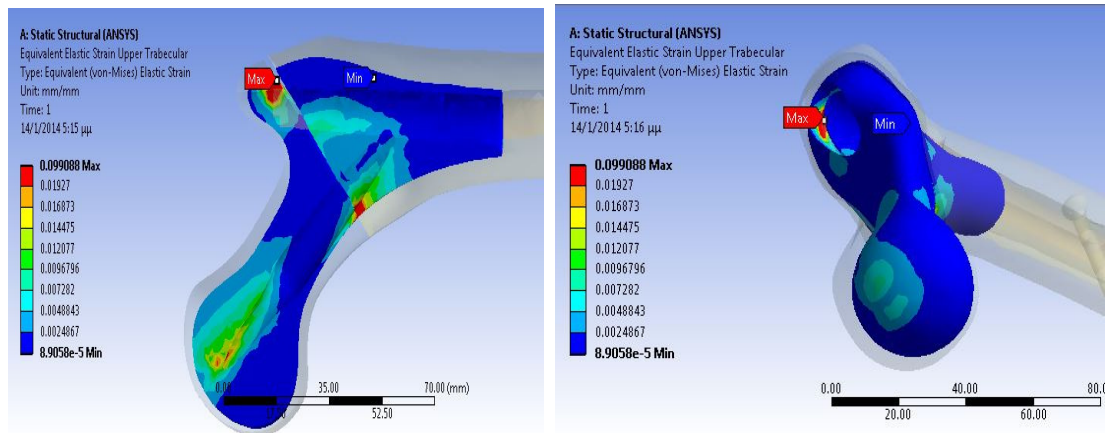
Εικόνα 5.12 Άλλη γωνία της τομής του οστού στην οποία γίνεται πιο κατανοητή η περιοχή του σπογγώδους οστού στην οποία εμφανίζεται η μέγιστη τάση.

παραμορφώσεων όταν το σώμα στο οποίο αυτές εμφανίζονται δεν έχει διαρραγεί ακόμη. Για το λόγο αυτό, η εικόνα που παρουσιάζει η κατανομή των παραμορφώσεων στο σπογγώδες οστό του εγγύς μηριαίου είναι παρόμοια με αυτήν της κατανομής των τάσεων (εικόνα 5.11) σε αυτό. Έτσι, έντονες παραμορφώσεις βλέπει κανείς στην περιοχή επαφής του σπογγώδους οστού της κεφαλής του μηριαίου με τη βίδα lag screw, στην περιοχή συμπίεσης των κατεαγόντων, στη διεπιφάνεια μεταξύ αυτών και στην οπή εισόδου του

²⁸ Μέσα στα πλαίσια της ανάλυσης μηχανικών καταπονήσεων γίνεται αποδεκτό ότι ένα ομοιόμορφο πεδίο ορθών τάσεων σ θα προκαλέσει ένα ομοιόμορφο πεδίο ορθών τροπών ϵ και άρα η τάση είναι συνάρτηση της παραμόρφωσης, $\sigma = \sigma(\epsilon)$. Γενικώς η σχέση τάσεων-παραμορφώσεων είναι μη-γραμμική. Αν όμως κανείς περιορισθεί σε μία περιοχή σχετικά μικρών παραμορφώσεων, τότε συνήθως είναι δυνατό να προσεγγισθεί ικανοποιητικά η σχέση τάσεων-παραμορφώσεων με μία γραμμική εξίσωση της μορφής $\sigma = \left(\frac{d\sigma}{d\epsilon} \right)_{\epsilon=0} \epsilon + \dots = \epsilon \cdot E$. Η παραπάνω γραμμική σχέση τάσεων-

παραμορφώσεων, είναι γνωστή στη βιβλιογραφία ως ο νόμος του Hooke. Στην πιο πάνω εξίσωση η σταθερά E καλείται μέτρο ελαστικότητας Young και αποδίδει στην καμπύλη τάσεων-παραμορφώσεων την αρχική της κλίση.[]

ενδομυελικού ήλου gamma nail στην οποία εμφανίζεται και η μέγιστη παραμόρφωση.



Εικόνα 5.13 Η κατανομή των παραμορφώσεων στο εσωτερικό του εγγύς άκρου του μηριαίου οστού

Η ΕΠΙΚΥΡΩΣΗ ΚΑΙ Η ΠΑΡΑΜΕΤΡΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

Αφού εξασφαλίστηκε η σύγκλιση του μοντέλου και προέκυψαν τα ζητούμενα αποτελέσματα που αφορούσαν στις τάσεις και στις παραμορφώσεις στις περιοχές ενδιαφέροντος σειρά είχε η επικύρωση του μοντέλου. Η επικύρωση είναι απαραίτητο στάδιο στη δημιουργία ενός μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων καθότι αυτή συγκρίνει τα αποτελέσματα που προκύπτουν από την επίλυση του εκάστοτε μοντέλου με αποτελέσματα που έχουν εξαχθεί από την επίλυση μοντέλων που κατασκευάστηκαν και χρησιμοποιήθηκαν σε άλλες δημοσιευμένες, και άρα έγκυρες, εργασίες. Άπαξ και η σύγκριση αυτή καταλήξει στο ότι το προς επικύρωση μοντέλο δίνει πολύ κοντινά αποτελέσματα με τα αποτελέσματα των μοντέλων με τα οποία συγκρίνεται τότε αυτό θεωρείται ένα επικυρωμένο μοντέλο το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε περαιτέρω αναλύσεις.

Ένα είδος αναλύσεων που μπορούν να διεξαχθούν χρησιμοποιώντας ένα επικυρωμένο μοντέλο είναι οι παραμετρικές αναλύσεις. Σε αυτές, μεταβάλλεται η τιμή μιας παραμέτρου του μοντέλου η οποία θεωρείται ότι έχει ενδιαφέρον για την έρευνα που διεξάγεται και της οποίας η μεταβολή μπορεί να επιφέρει σημαντικές αλλαγές -δυσάρεστες ή μη- σε αυτό.

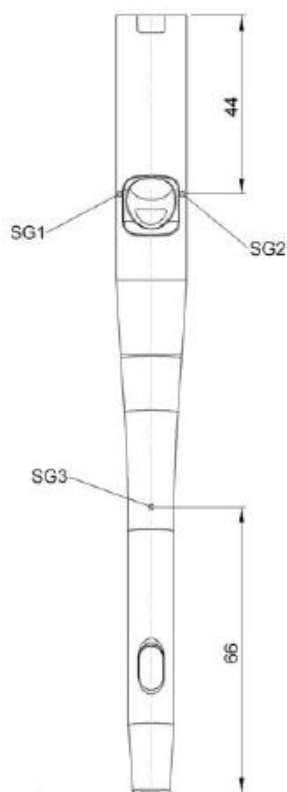
6.1 Η επικύρωση του μοντέλου

Οι τρόποι επικύρωσης ενός μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων είναι αρκετοί. Ένας εξ αυτών είναι η επικύρωση με τη διεξαγωγή εργαστηριακών πειραμάτων τα οποία θα είναι ανάλογα του υπολογιστικού μοντέλου. Τότε το υπολογιστικό μοντέλο θα θεωρείται επικυρωμένο εάν τα αποτελέσματα που θα προκύψουν από τα εργαστηριακά πειράματα συμφωνούν με τα αποτελέσματα που προέκυψαν από αυτό. Ένας άλλος τρόπος επικύρωσης είναι η σύγκριση των αποτελεσμάτων του προς επικύρωση μοντέλου με τα αποτελέσματα που προέκυψαν από παλαιότερα δημοσιευμένα υπολογιστικά ή εργαστηριακά πειράματα. Για να γίνει αυτό όμως το μοντέλο οφείλει να έχει ίδια χαρακτηριστικά με τα χαρακτηριστικά των μοντέλων με τα οποία πρόκειται να συγκριθεί.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία χρησιμοποιήθηκε ο δεύτερος τρόπος επικύρωσης. Άλλωστε, το μοντέλο που δημιουργήθηκε είχε ακριβώς τα ίδια χαρακτηριστικά με το μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε για τις εργασίες των Eberle et al. (14) (16) συνοπτική ανασκόπηση των οποίων παρατέθηκε στην παράγραφο 4.2 “Κριτική ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας”. Επομένως, μπορούσε να συγκριθεί τόσο με το υπολογιστικό μοντέλο που κατασκευάστηκε στα πλαίσια

αυτών όσο και με τα εργαστηριακά πειράματα σε πτωματικά και συνθετικά οστά που επίσης διεξήχθησαν στα πλαίσια των προαναφερθεισών δημοσιευμένων εργασιών.

Όσον αφορά στις ομοιότητες των μοντέλων αυτών των δύο εργασιών -τόσο της *in silico* μελέτης όσο και των εργαστηριακών πειραμάτων- με το μοντέλο της παρούσας εργασίας, χρησιμοποιήθηκε το ίδιο μέτρο ελαστικότητας E και ο ίδιος λόγος Poisson ν τόσο για το σπογγώδες και το φλοιώδες οστό του μηριαίου ($E=16\text{GPa}$, $\nu=0,3$ και $E=155\text{MPa}$, $\nu=0,3$ αντίστοιχα) όσο και για το κράμα τιτανίου Τί6Α14V ($E=113,8\text{GPa}$, $\nu=0,34$) των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης. Επιπλέον, ίδιοι ήταν και οι συντελεστές τριβής των επιφανειών επαφής οστού με οστό ($\mu=0,46$),



Εικόνα 6.1: Σκίτσο του Gamma Nail στο οποίο φαίνονται τα σημεία τοποθέτησης των strain gauges. Με βάση αυτά έγινε και η επικύρωση του μοντέλου της παρούσας εργασίας

εξαρτημάτων οστεοσύνθεσης με οστό ($\mu=0,3$) και εξαρτημάτων οστεοσύνθεσης μεταξύ τους ($\mu=0,23$). Τέλος, τόσο το τυποποιημένο μηριαίο όσο και τα υλικά της οστεοσύνθεσης που χρησιμοποιήθηκαν ήταν ίδια με αυτά που χρησιμοποιήθηκαν για το υπολογιστικό μοντέλο αλλά και για τα εργαστηριακά πειράματα στις εργασίες των Eberle et al.

Φυσικά, τα δύο μοντέλα παρουσιάζουν και διαφορές. Μια εξ αυτών είναι η κατεύθυνση της δύναμης της οποίας ο προσδιορισμός στην παρούσα εργασία εξεξηγήθηκε αναλυτικά στην παράγραφο 5.6 “Καθορισμός της δύναμης” ενώ ο προσδιορισμός της δύναμης στις εργασίες των Eberle et al. αναλύθηκε στην παράγραφο 4.2 “Κριτική ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας”.

Ακόμη, μια διαφορά υπάρχει στον καθορισμό του τύπου επαφής μεταξύ των διεπιφανειών επαφής στα δύο μοντέλα. Ο τύπος αυτών στην παρούσα εργασία, καθώς και ο λόγος για τη χρήση καθενός εκ των πέντε διαφορετικών τύπων που υπάρχουν, εξηγήθηκε στην παράγραφο 5.3 “Καθορισμός του είδους των επιφανειών επαφής των σωμάτων του μοντέλου” ενώ ο τύπος των συνδέσεων του μοντέλου των Eberle et al. αναλύθηκε στην παράγραφο 4.2 “Κριτική ανασκόπηση

της διεθνούς βιβλιογραφίας”.

Έχοντας εντοπίσει τις ομοιότητες και τις διαφορές των δύο μοντέλων, στη συνέχεια επικυρώθηκε το μοντέλο που δημιουργήθηκε για την παρούσα διπλωματική εργασία. Αυτό έγινε ζητώντας από το πρόγραμμα ANSYS να υπολογίσει τις παραμορφώσεις και τις τάσεις κατά Von Mises που αναπτύσσονται στον ενδομυελικό ήλο. Αφού αυτές υπολογίστηκαν, βρέθηκαν σημεία, πάνω σε αυτόν, πολύ κοντινά σε αυτά με βάση τα οποία είχε επικυρωθεί το μοντέλο των

Eberle et al. (εικόνα6.1). Τέλος, βρέθηκαν οι παραμορφώσεις και οι τάσεις που εμφανίζονταν στα συγκεκριμένα σημεία και αυτές μπόρεσαν να συγκριθούν με τις αντίστοιχες τάσεις και παραμορφώσεις των σημείων του ενδομυελικού ήλου των μοντέλων που χρησιμοποιήθηκαν για την επικύρωση του μοντέλου της παρούσας εργασίας.

Τα αποτελέσματα της επικύρωσης μπορούν να γίνουν πιο κατανοητά με την παράθεση των πιο κάτω πινάκων.

Eberle et al. 2009						
	Πρώτο σημείο ελέγχου (εγγύς πλευρικό τμήμα ήλου έμπροσθεν της οπής της βίδας lag screw)		Δεύτερο σημείο ελέγχου (εγγύς πλευρικό τμήμα ήλου όπισθεν της οπής της βίδας lag screw)		Τρίτο σημείο ελέγχου (πλάγια πλευρά του στελέχους του ήλου)	
	Διπλωματική εργασία	Εργασία Eberle et al.	Διπλωματική εργασία	Εργασία Eberle et al.	Διπλωματική εργασία	Εργασία Eberle et al.
Παραμορφώσεις $\left(\frac{\text{mm}}{\text{mm}}\right)$	$1,48 \cdot 10^{-3}$	$2,65 \cdot 10^{-3}$	$1,50 \cdot 10^{-3}$	$2,35 \cdot 10^{-3}$	$60,21 \cdot 10^{-3}$	$2,45 \cdot 10^{-3}$
	Διπλωματική εργασία			Εργασία Eberle et al.		
Τάσεις (MPa)	214,24			665		

Πίνακας 5 Συγκριτικός πίνακας των αποτελεσμάτων των παραμορφώσεων και των τάσεων που παρατηρούνται σε συγκεκριμένα σημεία του ενδομυελικού ήλου στην εργασία των Eberle et al. (14) και στην παρούσα διπλωματική εργασία. Όπως φαίνεται, οι τιμές όλων των μεγεθών που μετρήθηκαν στον ήλο του μοντέλου της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι πολύ κοντινές με τις τιμές των ίδιων μεγεθών που μετρήθηκαν στον ήλο του μοντέλου των Eberle et al.

Eberle et al. 2010						
	Πρώτο σημείο ελέγχου (εγγύς πλευρικό τμήμα ήλου έμπροσθεν της οπής της βίδας lag screw)		Δεύτερο σημείο ελέγχου (εγγύς πλευρικό τμήμα ήλου όπισθεν της οπής της βίδας lag screw)		Τρίτο σημείο ελέγχου (πλάγια πλευρά του στελέχους του ήλου)	
	Διπλωματική εργασία	Εργασία Eberle et al.	Διπλωματική εργασία	Εργασία Eberle et al.	Διπλωματική εργασία	Εργασία Eberle et al.
Παραμορφώσεις $\left(\frac{\text{mm}}{\text{mm}}\right)$	$1,5 \cdot 10^{-3}$	$1,48 \cdot 10^{-3}$	$1,10 \cdot 10^{-3}$	$1,50 \cdot 10^{-3}$	$1,10 \cdot 10^{-3}$	$60,2 \cdot 10^{-3}$
Παραμορφώσεις (συνθετικό οστό) $\left(\frac{\text{mm}}{\text{mm}}\right)$	$1,7 \cdot 10^{-3}$	$1,48 \cdot 10^{-3}$	$1,7 \cdot 10^{-3}$	$1,50 \cdot 10^{-3}$	$1,7 \cdot 10^{-3}$	$60,2 \cdot 10^{-3}$
Παραμορφώσεις (πρωματικό οστό) $\left(\frac{\text{mm}}{\text{mm}}\right)$	$1,2 \cdot 10^{-3}$	$1,48 \cdot 10^{-3}$	$0,75 \cdot 10^{-3}$	$1,50 \cdot 10^{-3}$	-	-

Πίνακας 6 Συγκριτικός πίνακας των αποτελεσμάτων των παραμορφώσεων και των τάσεων που παρατηρούνται σε συγκεκριμένα σημεία του ενδομυελικού ήλου στην εργασία των Eberle et al. (16) και στην παρούσα διπλωματική εργασία. Όπως φαίνεται, οι τιμές όλων των μεγεθών που μετρήθηκαν στον ήλο του μοντέλου της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι πολύ κοντινές με τις τιμές των ίδιων μεγεθών που μετρήθηκαν στον ήλο του μοντέλου των Eberle et al.

Όπως κανείς μπορεί να δει από τους πιο πάνω πίνακες, οι τιμές των παραμορφώσεων και των τάσεων που εμφανίζονται στα τρία σημεία ελέγχου του

μοντέλου της παρούσας εργασίας είναι πολύ παρόμοιες με τις τιμές των αντίστοιχων μεγεθών που αναπτύχθηκαν στο μοντέλο των Eberle et al. Αυτό εξασφαλίζει την επικύρωση του μοντέλου που δημιουργήθηκε στα πλαίσια της εν λόγω εργασίας με αποτέλεσμα αυτό να μπορεί πλέον να χρησιμοποιηθεί για την διεξαγωγή διαφόρων παραμετρικών αναλύσεων και κατ' επέκταση την εξαγωγή διαφόρων συμπερασμάτων τα οποία θα συμβάλλουν στην καλύτερη κατανόηση της διαδικασίας ίασης ενός διατροχαντήριου κατάγματος το οποίο οστεοσυντιθεται με ενδομυελικό ήλο gamma nail.

6.2 Η παραμετρική μελέτη του μοντέλου

Μετά την επιτυχή επικύρωση του μοντέλου διεξήχθησαν, χρησιμοποιώντας αυτό, κάποιες παραμετρικές αναλύσεις. Σκοπός αυτών των αναλύσεων ήταν να ερευνηθεί το κατά πόσο μια μικρή (κάποιες φορές ποσοστιαία) μεταβολή μιας κάθε φορά παραμέτρου του μοντέλου μπορούσε να επηρεάσει σε μεγάλο βαθμό την αξιοπιστία της μεθόδου οστεοσύνθεσης με ενδομυελικό ήλο gamma nail. Θεωρήθηκε ότι δύο κατηγορίες παραμέτρων θα επηρέαζαν περισσότερο τη μέθοδο. Μία κατηγορία ήταν οι γεωμετρικές παράμετροι του μοντέλου, όπως η αυχενομηριαία γωνία που θα σχηματιζόταν μετά την εισαγωγή των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης στο καταγματικό μηριαίο. Η δεύτερη κατηγορία ήταν οι μηχανικές ιδιότητες των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην οστεοσύνθεση, δηλαδή το μέτρο ελαστικότητας E και ο λόγος Poisson ν του κράματος τιτανίου Ti6Al4V.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία μεταβλήθηκαν παράμετροι και από τις δύο κατηγορίες που προαναφέρθηκαν. Πιο συγκεκριμένα, μεταβλήθηκε το μέτρο ελαστικότητας E του υλικού Ti6Al4V από το οποίο όπως έχει αναφερθεί είναι κατασκευασμένα τα εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν για την οστεοσύνθεση, καθώς και ο λόγος Poisson ν αυτών. Ακόμη, επιλύθηκαν δύο επιπλέον μοντέλα τα οποία ήταν ίδια με το αρχικό ως προς όλα εκτός από την αυχενομηριαία γωνία η οποία στο αρχικό μοντέλο ήταν 135° και στα δύο άλλα μοντέλα ήταν 120° και 145° .

6.2.1 Παραμετρική ανάλυση μηχανικών χαρακτηριστικών υλικού Ti6Al4V

Όπως αναφέρθηκε στην πιο πάνω παράγραφο, διεξήχθησαν δύο διαφορετικές παραμετρικές αναλύσεις όσον αφορά στις μηχανικές ιδιότητες του υλικού των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης με παράμετρο στη μία το μέτρο ελαστικότητας E και στην άλλη τον λόγο Poisson ν .

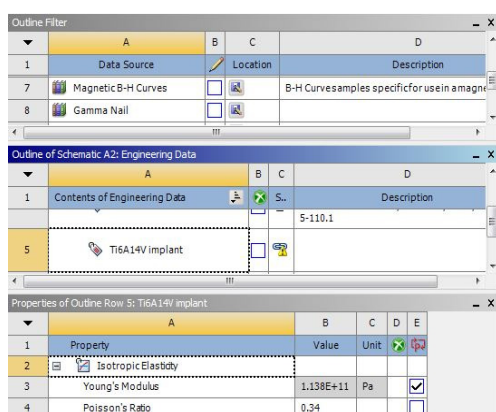
Για την κατασκευή του αρχικού μοντέλου, όπως είναι γνωστό, χρησιμοποιήθηκε η τιμή $113,8\text{GPa}$ για το μέτρο ελαστικότητας E του κράματος τιτανίου Ti6Al4V και η τιμή $0,34$ για το λόγο Poisson ν αυτού. Έτσι, κατά τη διεξαγωγή των παραμετρικών αναλ των εν λόγω μεγεθών η μεν τιμή του μέτρου ελαστικότητας E αυξήθηκε κατά $2,5\%$ και κατά 5% και μειώθηκε επίσης κατά τα ίδια

ποσοστά, η δε τιμή του λόγου Poisson ν πήρε τις τιμές 0,25, 0,273, 0,3, 0,325 και 0,34 (αυτή ήταν η αρχική τιμή του συγκεκριμένου μεγέθους).

Ποσοστιαία μεταβολή μέτρου ελαστικότητας E	Τιμή μέτρου ελαστικότητας E	Λόγος Poisson ν
-5%	108,110GPa	0,25
-2,5%	110,955 GPa	0,273
0%	113,800GPa	0,3
+2,5%	116,645 GPa	0,325
+5%	119,490GPa	0,34

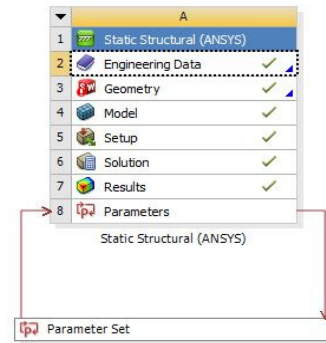
Πίνακας 7 Στον πίνακα παρατίθενται οι τιμές του μέτρου ελαστικότητας E και οι τιμές του λόγου Poisson του υλικού των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης που χρησιμοποιήθηκαν στις δύο παραμετρικές αναλύσεις του μοντέλου. Οι τιμές του μέτρου ελαστικότητας E προέκυψαν από την ποσοστιαία αύξηση ή μείωση του αρχικού μέτρου ελαστικότητας που χρησιμοποιήθηκε για την επίλυση του αρχικού μοντέλου.

Η διεξαγωγή μιας παραμετρικής ανάλυσης στο πρόγραμμα ANSYS είναι μία αρκετά εύκολη διαδικασία με σχετικά απλές εντολές. Έτσι, για την παραμετρική ανάλυση που αφορά στο μέτρο ελαστικότητας E του υλικού των εξαρτημάτων ακολουθήθηκε η εξής διαδικασία.



Εικόνα 6.2 Απεικονίζεται η βιβλιοθήκη υλικών "Gamma nail" του προγράμματος ANSYS και συγκεκριμένα το μέτρο ελαστικότητας του κράματος Ti6Al4V. Δίπλα από την τιμή του είναι τσεκαρισμένο το κουτί της παραμετροποίησης (Parameterize)

Αρχικά, επιλέχθηκε ο φάκελος Engineering Data ο οποίος είναι ο πρώτος τίτλος στην καρτέλα Static Structural η οποία βρίσκεται στο παράθυρο του προγράμματος Workbench (για λεπτομέρειες σχετικά με την καρτέλα Static Structural βλ. Κεφάλαιο 4 “Το πρόγραμμα ANSYS”). Ο φάκελος Engineering Data περιέχει όλες τις βιβλιοθήκες υλικών του προγράμματος ANSYS είτε αυτές υπήρχαν από την αρχή στο πρόγραμμα είτε κατασκευάστηκαν κάποια στιγμή από το χρήστη. Στην παρούσα εργασία, κατασκευάστηκε η βιβλιοθήκη υλικών “Gamma nail” η οποία περιέχει το σύνολο των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή του μοντέλου του μηριαίου καθώς και τις μηχανικές ιδιότητες αυτών.



Εικόνα 6.3 Στην καρτέλα Static Structural του Mechanical έχει προστεθεί η νέα καρτέλα της παραμετρικής ανάλυσης καθώς και τα δεδομένα της

Από αυτήν τη βιβλιοθήκη επιλέχθηκε το υλικό Ti6Al4V από το οποίο είναι κατασκευασμένα τα υλικά της οστεοσύνθεσης. Στο μέτρο ελαστικότητας του υλικού δόθηκε η εντολή παραμετροποίησης “Parameterize” (εικόνα 6.1). Δημιουργήθηκε με αυτόν τον τρόπο στο παράθυρο του Workbench μια νέα καρτέλα με τίτλο Parameters η οποία συνδέεται με βέλη με την καρτέλα Static Structural (εικόνα 6.2). Εν συνεχεία, από το πρόγραμμα Mechanical επιλέχθηκε από την καρτέλα Solution (A6), η οποία βρίσκεται στο πάνω αριστερά παράθυρο, η εντολή Equivalent Stress η οποία ως γνωστόν υπολογίζει τις τάσεις Von Mises που αναπτύσσονται στο σπογγώδες οστό του άπω τμήματος του κατάγματος. Οι λεπτομέρειες που αφορούν σε αυτήν την εντολή εμφανίστηκαν στο κάτω αριστερά παράθυρο και από αυτές επιλέχθηκαν οι Minimum και Maximum για παραμετροποίηση. Στη συνέχεια, το μοντέλο επιλύθηκε εκ νέου.

Από τη νέα αυτή επίλυση προέκυψαν τα αποτελέσματα της παραμετρικής ανάλυσης τα οποία δείχνουν τη μεταβολή της μέγιστης και της ελάχιστης αναπτυσσόμενης τάσης στο σπογγώδες οστό του άπω τμήματος του κατάγματος όταν στα υλικά της οστεοσύνθεσης μεταβάλλεται ποσοστιαία η τιμή του μέτρου ελαστικότητας E.

Από τα αποτελέσματα που προέκυψαν, τα οποία παρατίθενται στον πιο κάτω πίνακα, συμπεραίνει κανείς πως μια μικρή αλλαγή, είτε αύξηση είτε μείωση, του μέτρου ελαστικότητας E του υλικού των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης δεν προκαλεί μεγάλες αλλαγές, δηλαδή ούτε προκαλεί μεγάλη αύξηση αλλά ούτε και μεγάλη μείωση, στις μέγιστες και ελάχιστες τάσεις που αναπτύσσονται στο

Table of Design Points						
	A	B	C	D	E	F
1	Name	P1 - Young's Modulus	P2 - Equivalent Stress Minimum	P3 - Equivalent Stress Maximum	Exported	Note
2		Pa	Pa	Pa		
3	Current	1.138E+11	13804	1.5359E+07		
4	DP 1	1.0811E+11	14377	1.3916E+07	<input type="checkbox"/>	
5	DP 2	1.1096E+11	14072	1.5436E+07	<input type="checkbox"/>	
6	DP 3	1.1665E+11	13638	1.5279E+07	<input type="checkbox"/>	
7	DP 4	1.1949E+11	13432	1.5215E+07	<input type="checkbox"/>	
*					<input type="checkbox"/>	

Εικόνα 6.4 Πίνακας με τα αποτελέσματα των μεγίστων και ελαχίστων τάσεων που προέκυψαν για κάθε μία διαφορετική τιμή του μέτρου ελαστικότητας E του υλικού των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης

σπογγώδες οστό του άνω τμήματος του μηριαίου. Αυτό το αποτέλεσμα είναι αναμενόμενο καθώς το μέτρο ελαστικότητας των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης είναι τρεις τάξεις μεγέθους μεγαλύτερο από το μέτρο ελαστικότητας του σπογγώδους οστού (το μέτρο ελαστικότητας του υλικού των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης είναι 113,8GPa ενώ το μέτρο ελαστικότητας του σπογγώδους οστού του μηριαίου είναι 155MPa) και αυτό συνεπάγεται πως ακόμη και αν μεταβληθεί κατά τι η ελαστικότητα του πρώτου αυτή είναι τόσο μεγαλύτερη από την ελαστικότητα του οστού που οι τάσεις που αναπτύσσονται θα έχουν περίπου την ίδια τιμή για οποιαδήποτε μικρή προσαύξηση της ελαστικότητας του υλικού των εξαρτημάτων.

Όμοια διαδικασία ακολουθήθηκε και για την παραμετροποίηση του λόγου Poisson ν του υλικού των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης και τα αποτελέσματα που προέκυψαν παρατίθενται στον πιο κάτω πίνακα. Όπως και στην παραμετροποίηση του μέτρου ελαστικότητας E των εξαρτημάτων έτσι και στην παραμετροποίηση του λόγου Poisson ν αυτών, παρατηρείται ελάχιστη μεταβολή των ελαχίστων και μεγίστων τάσεων που αναπτύσσονται στο σπογγώδες οστό του άνω τμήματος του κατάγματος. **ΓΙΑΤΙ???**

Table of Design Points						
	A	B	C	D	E	F
1	Name	P1 - Poisson's Ratio	P2 - Equivalent Stress Minimum	P3 - Equivalent Stress Maximum	Exported	Note
2			Pa	Pa		
3	Current	0.34	13804	1.5359E+07		
4	DP 1	0.3	13817	1.536E+07	<input type="checkbox"/>	
5	DP 2	0.25	13945	1.5378E+07	<input type="checkbox"/>	
6	DP 3	0.273	13939	1.5378E+07	<input type="checkbox"/>	
7	DP 4	0.325	13809	1.536E+07	<input type="checkbox"/>	
*					<input type="checkbox"/>	

Εικόνα 6.5 Πίνακας με τα αποτελέσματα των μεγίστων και ελαχίστων τάσεων που προέκυψαν για κάθε μία διαφορετική τιμή του λόγου Poisson ν του υλικού των εξαρτημάτων της οστεοσύνθεσης

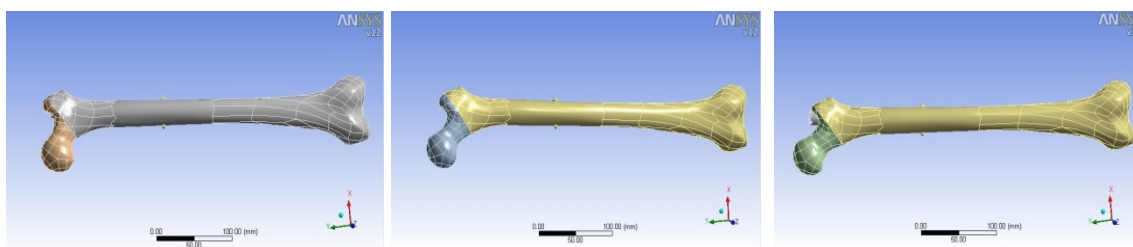
6.2.2 Παραμετρική ανάλυση της αυχενομηριαίας γωνίας του μηριαίου οστού

Η αυχενομηριαία γωνία του μηριαίου οστού, είναι μία σημαντική γεωμετρική παράμετρος του η οποία έχει μελετηθεί αρκετά από τους ιατρούς αλλά και από άλλους επιστήμονες σχετικούς με τις επιστήμες υγείας. Όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω (βλ. παράγραφος 2.1.1 “Το άνω άκρο του μηριαίου οστού”) αυτή η γωνία, η οποία είναι η γωνία που σχηματίζεται από τον αυχένα και τη διάφυση του μηριαίου οστού είναι συνήθως περίπου εκατόν τριάντα μοίρες (130°). Φυσιολογικά, η γωνία αυτή μεταβάλλεται καθώς ο άνθρωπος μεγαλώνει και έτσι σε ένα βρέφος η τιμή της είναι εκατόν πενήντα μοίρες (150°) ενώ μειώνεται με τα χρόνια με αποτέλεσμα στους ηλικιωμένους η τιμή αυτή να είναι περίπου εκατόν είκοσι μοίρες (120°). Υπάρχουν όμως και περιπτώσεις που το μηριαίο οστό έχει αυχενομηριαία γωνία με

τιμή μικρότερη ή μεγαλύτερη του φυσιολογικού χωρίς να συντρέχει ηλικιακός λόγος. Η μη φυσιολογική αύξηση αυτής της γωνίας ονομάζεται στην Ιατρική *coxa valga* (βλαισό ισχίο) ενώ αντίστοιχα η μη φυσιολογική μείωσή της καλείται *coxa vara* (ραιβό ισχίο).

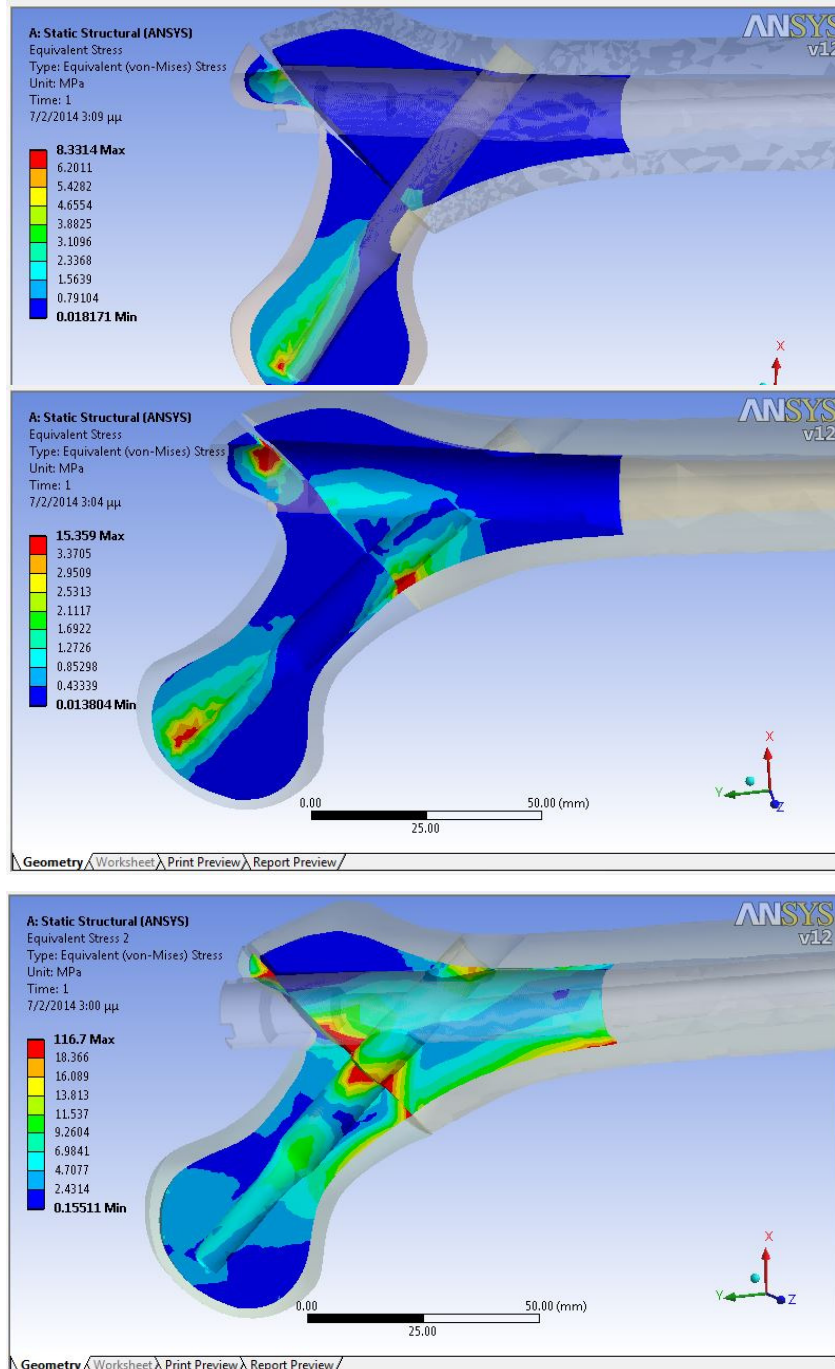
Ένας από τους λόγους για τον οποίο συμβαίνει η γωνία αυτή να είναι μικρότερη ή μεγαλύτερη του φυσιολογικού είναι η ανατομία του κάθε ανθρώπου. Ως γνωστόν το μηριαίο ενός ανθρώπου, όπως και όλα τα υπόλοιπα οστά, είναι μοναδικό. Έτσι, είναι πιθανό κάποιος άνθρωπος να έχει μηριαίο οστό του οποίου η αυχενομηριαία γωνία έχει μη φυσιολογική τιμή λόγω της ανατομίας του. Ακόμη, η αυχενομηριαία γωνία μπορεί να μεταβληθεί μετά την ίαση ενός κατάγματος της τροchanτήριας περιοχής. Αν για παράδειγμα ένα κάταγμα δεν ήταν δυνατό να αναταχθεί έτσι ώστε η αυχενομηριαία γωνία να έχει την αρχική της τιμή, λόγω έλλειψης οστού στην περιοχή ή για άλλο λόγο ο οποίος μπορεί να προέκυψε κατά τη χειρουργική ανάταξη του κατάγματος, είναι δυνατό να επέλθει ίαση του κατάγματος και η τιμή της αυχενομηριαίας γωνίας να έχει αλλάξει.

Για το λόγο αυτό, κρίθηκε σκόπιμο στην παρούσα διπλωματική να μελετηθούν και μοντέλα μηριαίων με κάταγμα και οστεοσύνθεση των οποίων η αυχενομηριαία γωνία είναι μεγαλύτερη ή μικρότερη της φυσιολογικής. Έτσι, δημιουργήθηκαν και επιλύθηκαν, με τον ίδιο τρόπο που δημιουργήθηκε και επιλύθηκε το αρχικό μοντέλο το οποίο είχε φυσιολογική αυχενομηριαία γωνία εκατόν τριάντα πέντε μοιρών (135°), δύο επιπλέον μοντέλα μηριαίου οστού με διατροchanτήριο κάταγμα και οστεοσύνθεση με ενδομυελικό ήλο *gamma nail* εκ των οποίων το ένα είχε αυχενομηριαία γωνία εκατόν είκοσι μοιρών (120°), δηλαδή μικρότερη από τη φυσιολογική, και το άλλο είχε αυχενομηριαία γωνία εκατόν σαράντα πέντε μοιρών (145°), δηλαδή μεγαλύτερη από τη φυσιολογική. Και σε αυτά τα δύο μοντέλα μετρήθηκαν οι τάσεις που αναπτύσσονται στο σπογγώδες οστό του εγγύς άκρου του μηριαίου με στόχο τη σύγκριση των τιμών που θα προέκυπταν από αυτά τα δύο μοντέλα με τις τιμές των τάσεων της ίδιας περιοχής που προέκυψαν από το αρχικό μοντέλο.



*Εικόνα 6.6 Τα τρία μοντέλα καταγματικού μηριαίου με οστεοσύνθεση με ενδομυελικό ήλο *gamma nail*. Κάθε μοντέλο είναι σχεδόν ίδιο με τα υπόλοιπα. Η μόνη διαφορά τους είναι η αυχενομηριαία γωνία. Στο πρώτο από αριστερά μοντέλο η γωνία είναι 120° , στο δεύτερο είναι 135° και στο τρίτο 145°*

Μετά την επίλυση και των δύο άλλων μοντέλων με τις διαφορετικές αυχενομηριαίες γωνίες συγκεντρώθηκαν τα αποτελέσματα που αφορούσαν στις τάσεις στο σπογγώδες οστό και των τριών μοντέλων.



Εικόνα 6.7 Κατανομή των τάσεων στο σπογγώδες οστό του εγγύς άκρου του μηριαίου για τα τρία μοντέλα με τις διαφορετικές αυχενομηριαίες γωνίες

Όπως φαίνεται και από την εικόνα 6.7, και στα τρία μοντέλα υπάρχει μία περιοχή αυξημένων τάσεων εκεί όπου το άκρο της βίδας lag screw εφάπτεται με το σπογγώδες οστό της κεφαλής. Μία ακόμη κόκκινη περιοχή, δηλαδή περιοχή με αυξημένες τάσεις είναι εκείνη της αυχενομηριαίας γωνίας εκεί όπου άπτονται μεταξύ τους τα δύο κατεαγότα. Στο μοντέλο με αυχενομηριαία γωνία 120° δεν

εμφανίζονται αυξημένες τάσεις στην περιοχή διότι λόγω της ραιβότητας που προσδίδει στο οστό η γωνία αυτή η βίδα lag screw τοποθετείται με τέτοιο τρόπο ώστε δεν απομένει σπογγώδες οστό στην περιοχή. Μία τελευταία περιοχή με αυξημένες τάσεις είναι εκείνη η οποία περιλαμβάνει την οπή που δημιουργήθηκε για την εισαγωγή του ενδομυελικού ήλου στο οστό. Και στα τρία μοντέλα διακρίνονται υψηλές τιμές τάσεων στην εν λόγω περιοχή και ο λόγος για αυτό έχει επεξηγηθεί στο κεφάλαιο 5.8 “Σχολιασμός των αποτελεσμάτων”.

Τέλος, προκειμένου να δημιουργηθεί ένας συγκριτικός πίνακας τάσεων και από τα τρία μοντέλα θεωρήθηκε σκόπιμο να συλλεχθούν τιμές τάσεων από τρία σημεία του σπογγώδους οστού του εγγύς τμήματος του μηριαίου τα οποία βρίσκονται το καθένα σε μια περιοχή εμβιομηχανικού ενδιαφέροντος. Το πρώτο σημείο ήταν στην περιοχή του σπογγώδους οστού κοντά στην άκρη της βίδας lag screw από την πλευρά του ελάσσονος τροχαντήρα. Αυτή άλλωστε είναι και μία από τις περιοχές, όπως φάνηκε και στην εικόνα 6.7, εμφάνισης υψηλών τάσεων. Το δεύτερο σημείο ήταν στην περιοχή του σπογγώδους οστού που βρίσκεται κοντά στη μέση της βίδας lag screw. Αυτή η περιοχή επιλέχθηκε ως σημείο συλλογής τάσεων επειδή είναι στο ύψος μεταβολής της διαμέτρου της βίδας lag screw και ως περιοχή αλλαγής της γεωμετρίας ενός εκ των σωμάτων του μοντέλου έχει εμβιομηχανικό ενδιαφέρον. Το τρίτο και τελευταίο σημείο του σπογγώδους οστού από το οποίο συλλέχθηκαν τιμές αναπτυσσόμενων τάσεων ήταν ένα σημείο στην αυχενομηριαία γωνία ακριβώς στην περιοχή επαφής των δύο κατεαγόντων. Και σε αυτήν την περιοχή, όπως φάνηκε και στην εικόνα 6.7, εμφανίζονται αυξημένες τάσεις και για το λόγο αυτό επιλέχθηκε ένα σημείο της από το οποίο συλλέχθηκαν τάσεις. Να σημειωθεί πως τα σημεία που επιλέχθηκαν σε κάθε μία εκ των τριών περιοχών ήταν τα σημεία με τις μεγαλύτερες, για την περιοχή τους, τάσεις. Ακόμη, εκτός από τις τάσεις του σπογγώδους οστού μετρήθηκε και στα τρία μοντέλα το άνοιγμα που σχηματίζεται μεταξύ των δύο κατεαγόντων κατά την επιβολή του φορτίου. Αυτό

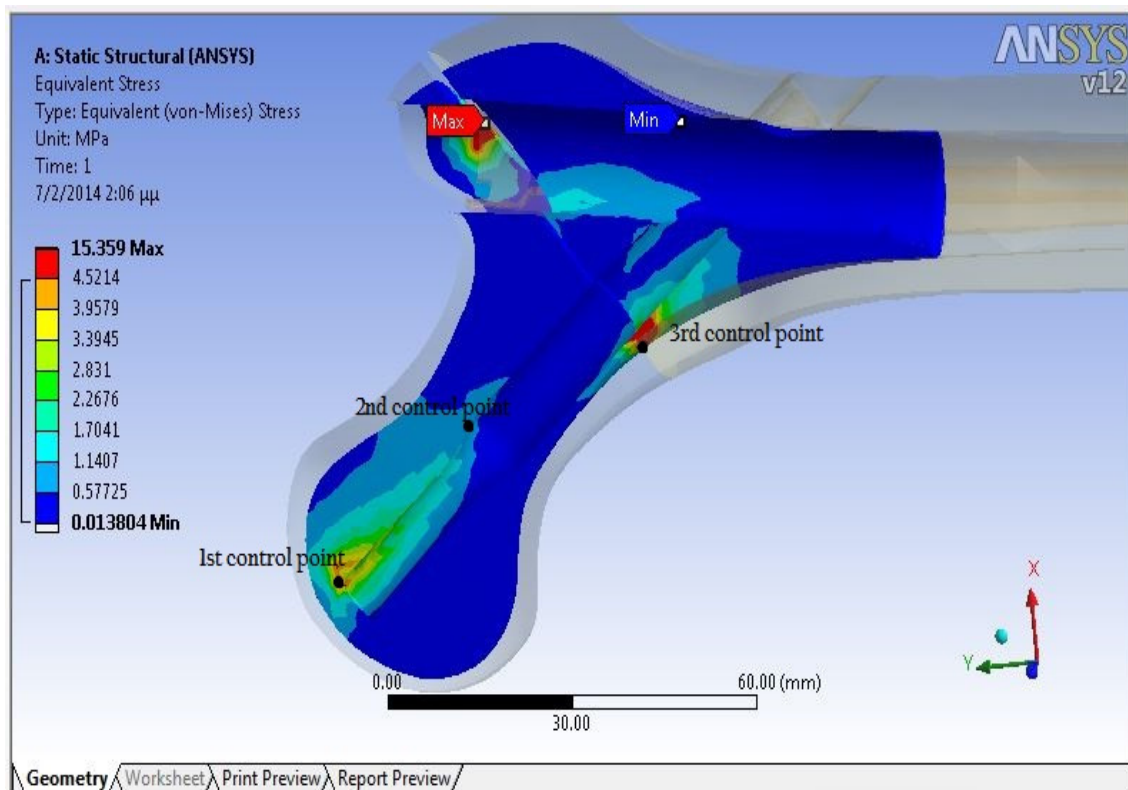
θεωρήθηκε πως είναι μία σημαντική παράμετρος η οποία έχει αντίκτυπο στην ίαση του κατάγματος καθώς μεγάλο άνοιγμα μεταξύ κατεαγόντων σημαίνει πιθανή μετακίνηση της βίδας lag screw μέσα στο σπογγώδες οστό της κεφαλής του μηριαίου. Αν η μετακίνηση αυτή συμβεί, κινδυνεύει η σωστή συγκόλληση των δύο κατεαγόντων και σε ακραίες περιπτώσεις είναι δυνατό να προκληθεί νέο κάταγμα στο οστό.

Παρατίθεται ο συγκεντρωτικός πίνακας των τάσεων και του διάκενου μεταξύ κατεαγόντων και για τα τρία μοντέλα.

Διάκενο (mm)	Μοίρες αυχενοδιαφυσειαίας γωνίας	Τάσεις σε 3 σημεία ελέγχου (MPa)		
		1°	2°	3°
1.1	120	3.6	1.7	1.3
1.7	135	4.7	1.6	1.3
0.4	145	3.8	1.9	10.2

Εικόνα 6.9 Συγκεντρωτικός πίνακας τάσεων για τα τρία σημεία ελέγχου και για τα τρία μοντέλα. Επίσης παρατίθεται και το διάκενο μεταξύ κατεαγόντων για κάθε μοντέλο

Όπως φαίνεται στον πίνακα, οι τιμές των αναπτυσσόμενων τάσεων στο σπογγώδες οστό του άνω άκρου του μηριαίου οστού και συγκεκριμένα κοντά στο άκρο της συμπιεστικής βίδας (1° σημείο ελέγχου), φαίνεται να μειώνονται με την αύξηση της τιμής της αυχενομηριαίας γωνίας. Αυτό συμβαίνει επειδή στο μηριαίο με αυχενομηριαία γωνία 145° η ροπή κάμψης είναι μικρότερη από τις ροπές



Εικόνα 6.8 Τα τρία σημεία του σπογγώδους οστού που επιλέχθηκαν για τη συλλογή των αντιπροσωπευτικών για κάθε περιοχή τάσεων

κάμψης των άλλων δύο μοντέλων μηριαίου οστού διότι η κάθετη απόσταση της δύναμης από το 1^ο σημείο ελέγχου είναι μικρότερη στο μοντέλο με τη μεγαλύτερη αυχενομηριαία γωνία. Επίσης, και το διάκενο μεταξύ των δύο τμημάτων του κατάγματος φαίνεται να μειώνεται όσο αυξάνεται η αυχενομηριαία γωνία. Όσον αφορά στο δεύτερο σημείο ελέγχου, δε φαίνεται να είναι τόσο σημαντικό για την παραμετρική μελέτη της αυχενομηριαίας γωνίας διότι παρά το ότι υπάρχει αλλαγή της γεωμετρίας της βίδας lag screw κοντά στο σημείο, από τις εικόνες των οστών με τις χρωματοκλίμακες παρατηρεί κανείς πως δεν εμφανίζονται αυξημένες τάσεις σε κανένα από τα τρία μοντέλα στο σημείο αυτό και άρα η ασταθής μεταβολή των τάσεων καθώς πηγαίνουμε από τη μικρότερη αυχενομηριαία γωνία στη μεγαλύτερη δεν παρουσιάζει κάποιο ενδιαφέρον. Τέλος, το μοντέλο των 145^ο παρουσιάζει μία ραγδαία αύξηση των τάσεων στο τρίτο σημείο ελέγχου το οποίο μπορεί να οφείλεται στο γεγονός ότι οι τάσεις δε μετρήθηκαν ακριβώς στο ίδιο σημείο στο οποίο μετρήθηκαν οι τάσεις στα άλλα δύο μοντέλα.

ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Μετά την ολοκλήρωση της παρούσας διπλωματικής θεωρήθηκε σκόπιμο να παρουσιαστούν κάποιες προτάσεις για τη βελτίωση και την περαιτέρω μελέτη των όσων παρουσιάστηκαν πιο πάνω.

Πρώτη και σημαντικότερη πρόταση, όσον αφορά στην πιο εις βάθος μελέτη των θεμάτων με τα οποία καταπιάστηκε η παρούσα διπλωματική εργασία, είναι η σύγκριση των αποτελεσμάτων των τάσεων που προέκυψαν από τα μοντέλα που επιλύθηκαν εδώ με μοντέλα καταγματικών μηριαίων με διαφορετική μέθοδο οστεοσύνθεσης όπως είναι η οστεοσύνθεση με δυναμικό ήλο DHS (Dynamic Hip Screw). Μία τέτοια σύγκριση θα ήταν ιδιαίτερα χρήσιμη για την ιατρική κοινότητα καθώς θα βοηθούσε στην κατανόηση των τάσεων που αναπτύσσονται στο σπογγώδες οστό μηριαίου με οστεοσύνθεση με διαφορετικές μεθόδους και ενδεχομένως να δινόταν απάντηση στο ποια από αυτές είναι προτιμότερο να χρησιμοποιείται στην ανάταξη τέτοιων καταγμάτων.

Ακόμη, την ιατρική κοινότητα απασχολούν πολύ τα λεγόμενα ασταθή κατάγματα, δηλαδή κατάγματα από τα οποία λείπει ένα μικρό τμήμα του φλοιώδους οστού. Αυτά συνήθως παρουσιάζουν δυσκολίες ως προς την ίση σε σχέση με τα σταθερά κατάγματα που μελετήθηκαν εδώ. Έτσι, καλό θα ήταν να δημιουργηθούν μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων μηριαίων με ασταθή κατάγματα και οστεοσύνθεση με ενδομυελικό ήλο Gamma Nail και για τις τρεις τιμές της αυχενομηριαίας γωνίας έτσι ώστε να προκύψουν αποτελέσματα που αφορούν στις αναπτυσσόμενες τάσεις και σε αυτού του είδους τα κατάγματα.

Κάτι επίσης σημαντικό που θα ήταν καλό να πραγματοποιηθεί εν καιρώ έτσι ώστε να επικυρωθεί και με έναν επιπλέον τρόπο το μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων που κατασκευάστηκε στα πλαίσια της παρούσας εργασίας, είναι η διεξαγωγή εργαστηριακών πειραμάτων στα οποία θα χρησιμοποιηθούν είτε πτωματικά είτε συνθετικά μηριαία οστά με κάταγμα και οστεοσύνθεση πανομοιότυπα με αυτά του μοντέλου.

Επίσης, στα πλαίσια αυτής της εργασίας έγιναν - όπως ειπώθηκε και πιο πάνω - κάποιες παραδοχές που αφορούσαν στην κατεύθυνση της δύναμης που ασκείται στην κεφαλή του μηριαίου οστού και η οποία προσομοιάζει το φορτίο που ασκείται σε αυτό κατά τη μονοποδική στήριξη. Ο καλύτερος προσδιορισμός της κατεύθυνσης αυτής της δύναμης στο χώρο με τη χρήση μαθηματικών εργαλείων αποτελεί άλλον έναν τρόπο με τον οποίο θα βελτιωθεί το μοντέλο που κατασκευάστηκε κατά τη διάρκεια αυτής της εργασίας.

Τέλος, για να αποκτηθεί μία σφαιρικότερη άποψη ως προς την επίδραση της αυχενομηριαίας γωνίας στην ίση του κατάγματος θα μπορούσαν να δημιουργηθούν επιπλέον μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων με τιμές γωνίας ενδιάμεσες των ήδη υπαρχόντων.

Βιβλιογραφία

1. **Τερζίδης, Ι.Π.** *Ανατομικές Παραλλαγές και Οστικές Ανθρωπομετρικές Παράμετροι του Ανωνύμου και των Μακρών Οστών του Κάτω Άκρου*. Θεσσαλονίκη: Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης (ΑΠΘ), Ιατρική σχολή, Εργαστήριο Περιγραφικής Ανατομίας, 2007.
2. Σημειώσεις Εμβιομηχανικής, Εισαγωγή, Επιλεγόμενο Μάθημα 4ου εξαμήνου,. s.l. : Τμήμα Ιατρικής, Δημοκρίτειο Πανεπιστήμιο Θράκης.
3. **Κουρκουλής, Σ.** Σημειώσεις μαθήματος “Εισαγωγή στην Εμβιομηχανική”. Αθήνα : Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, 2011.
4. **John R. Cameron, James G. Skofronick, Roderick M. Grant.** *Φυσική του Ανθρωπίνου Σώματος*, σελ.103. s.l. : Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνου, 1999.
5. **R.L. Drake, W. Vogl, A.W.M. Mitchell.** *Ανατομία Gray’s*. s.l. : Εκδόσεις Πασχαλίδης, 2007.

6. **Αικατερίνη-Αρετή, Τσιλακοπούλου.** Ολική Αρθροπλαστική Ισχίου. Θεσσαλονίκη : Ανώτατο Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Θεσσαλονίκης, Σχολή Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοιας, Τμήμα Φυσικοθεραπείας, 2007.
7. **Robert W. Bucholz, Charle M. Court-Brown, James D. Heckman, Paul Tornetta III.** *Rookwood and Green's Fractures in Adults.* s.l. : Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
8. **Wiesel, Sam W.** *Operative Techniques in Orthopaedic surgery, Volume I, Chapter 5: Open Reduction and Internal Fixation of Femoral Head Fractures written by Darin Friess and Thomas Ellis.* s.l. : Lippincott Williams & Wilkins,, 2012.
9. **Halder, S. C.** The Gamma Nail for Peritrochanteric Fractures. *The journal of bone and joint surgery.* The journal of bone and joint surgery Inc., 1992, Τόμ. 74-B, No 3.
10. **Καρύδης, Π. Α.** Υπολογιστικές Μέθοδοι και Εφαρμογές σε Λεπτότοιχες Κατασκευές. Αθήνα : Σχολή Ναυπηγών Μηχανολόγων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο.
11. **Ι. Γ. Ι. Τσαμασφύρος, Ε.Ε. Θεοτόκογλου.** Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων. Αθήνα : Εκδόσεις Συμμετρία, 2005.
12. **Daniel Kluess, Jan Wieding, Robert Souffrant, Wolfram Mittelmeier, Rainer Bader.** *Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics.* s.l. : In Tech.
13. A Survey of Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics: The First Decade. *Journal of Biomechanics.* Elsevier, 1983, Τόμ. 16, 6.
14. **Sebastian Eberle, Claus Gerber, Geert Von Oldenburg, Sven Hungerer, Peter Augat.** Type of Hip Fracture Determines Load Share in Intramedullary Osteosynthesis. *Clinical Orthopaedics Related Research.* The Association of Bone and Joint Surgeons, 2009, 467.
15. **G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G. N. Duda.** Hip Contact Forces and Gait Patterns from Routine Activities. *Journal of Biomechanics.* Elsevier, 2001, Τόμ. 34, 7.
16. **S. Eberle, C. Gerber, G. von Oldenburg, F. Högel, P. Augat.** A Biomechanical Evaluation of Orthopaedic Implants for Hip Fractures by Finite Element Analysis and In-Vitro Tests. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine.* Sage Publications, 2010, Τόμ. 224.
17. **K. Sitthiseripratip, H. Van Oosterwyck, J. Vander Sloten, B. Mahaisavariya, E.L.J. Bohez, J. Suwanprateeb, R. Van Audekercke, P. Oris.** Finite Element Study of Trochanteric Gamma Nail for Trochanteric Fracture. *Medical Engineering and Physics.* Elsevier, 2003, Τόμ. 25, 2.
18. *Release 11.0 Documentation for ANSYS .*
19. <https://sites.google.com/site/mechanicalengineeringforlife/FEA/typesofcontactsinansys>.
20. **Κατσαμάς, Α.** Κεφάλαιο 7, Στοιχεία Θραυσεομηχανικής, σελ.139. “Μηχανική Συμπεριφορά Υλικών”, Σημειώσεις Μαθήματος. s.l. : Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Πολυτεχνική Σχολή Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, 2004.

21. **Νεοφύτου, Ε.Π.** Πειραματική βιολογική ανθρωπολογία. s.l. : Εκδόσεις Ζήτη, 2010.
22. **Sobbota.** Άτλας Ανατομικής του Ανθρώπου, 2ος τόμος, 2η ελληνική έκδοση. s.l. : Επιστημονικές εκδόσεις Γρηγορίου Κ. Παρισιάνου, 1982.
23. <http://www.care.gr/post/57/mys-tou-kato-akrou-prosthia-epifaneia>. Μυς του κάτω άκρου-Πρόσθια επιφάνεια. 2000.
24. <http://www.care.gr/post/58/mys-tou-kato-akrou-opisthia-epifaneia>. Μυς του κάτω άκρου-Οπίσθια επιφάνεια. 2000.
25. *Encyclopaedia Britannica*. U.S.A. : Encyclopaedia Britannica Inc, 2007.
26. **Foundation, AO.** *Müller AO Classification of Fractures, Long Bones*. s.l. : AO Foundation, 2010.
27. —. *Müller AO Classification of Fractures, Long Bones*. s.l. : AO Foundation, 2010.
28. <http://www.uofmchildrenshospital.org/healthlibrary/Article/89347>.
29. <http://en.wikipedia.org/>.
30. **Brekelmans W.A.M., Poort H.W., Sloof T. J. J. H.** A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts. *Acta Orthopaedica Scandinavica Journal*. Acta Orthopaedica, 1972, Τόμ. 43, 5.
31. **Endoprostheses, The Relevance of Stress Computation in the Femur With and Without.** Rohlmann A., Bermann G., Koelbel R. *Finite Elements in Biomechanics*. John Wiley, 1982.
32. **Τσιγάνης, Κλεομένης Γ.** Πρόχειρες Διδακτικές Σημειώσεις για το Μάθημα Θεωρητική Μηχανική II, Ασκήσεις Αναλυτικής Δυναμικής. *Πρόχειρες Διδακτικές Σημειώσεις για το Μάθημα Θεωρητική Μηχανική II, Ασκήσεις Αναλυτικής Δυναμικής*. Θεσσαλονίκη : Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης (ΑΠΘ), Τμήμα Φυσικής, Τομέας Αστρονομίας, Αστροφυσικής και Μηχανικής, Σπουδαστήριο Μηχανικής.
33. <http://www.continuummechanics.org/cm/vonmisesstress.html>. *Continuum Mechanics Website*. [Ηλεκτρονικό]
34. Βιο Λεξικό. <http://biollexikon.blogspot.gr/2010/09/synostosis.html>. [Ηλεκτρονικό]
35. **Καραμάνος, Σπύρος Α.** Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων – Σημειώσεις, Κεφάλαιο 3: Εισαγωγή στις Αριθμητικές Μεθόδους. s.l. : Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας.