

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ



Διπλωματική Εργασία

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ
ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR
SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ
ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

υπό

ΣΤΕΦΑΝΟΥ ΜΑΝΙΟΥ

Υπεβλήθη για την εκπλήρωση μέρους των
απαιτήσεων για την απόκτηση του
Διπλώματος Μηχανολόγου Μηχανικού

Βόλος, 2013



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΗ & ΚΕΝΤΡΟ ΠΛΗΡΟΦΟΡΗΣΗΣ
ΕΙΔΙΚΗ ΣΥΛΛΟΓΗ «ΓΚΡΙΖΑ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ»**

Αριθ. Εισ.: 11720/1
Ημερ. Εισ.: 16-12-2013
Δωρεά: Συγγραφέας
Ταξιθετικός Κωδικός: ΠΤ - ΜΜ
2013
ΜΑΝ

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

© 2013 Στέφανος Μανιός

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών της Πολυτεχνικής Σχολής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα (Ν. 5343/32 αρ. 202 παρ. 2).

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

Εγκρίθηκε από τα Μέλη της Τριμελούς Εξεταστικής Επιτροπής:

Πρώτος Εξεταστής Δρ. Αλέξης Κερμανίδης
(Επιβλέπων) Επίκουρος Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Δεύτερος Εξεταστής Δρ. Νικόλαος Αράβας
Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Τρίτος Εξεταστής Δρ. Γρηγόριος Χαϊδεμενόπουλος
Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Ευχαριστίες

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα της διπλωματικής μου εργασίας, Επίκουρο Καθηγητή κ. Αλέξη Κερμανίδη, για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε αναθέτοντας μου την συγκεκριμένη εργασία και για την πολύτιμη βοήθεια και τη καθοδήγηση του, κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της.

Επίσης, θέλω να μεταφέρω τις θερμές μου ευχαριστίες στα υπόλοιπα μέλη της εξεταστικής επιτροπής της διπλωματικής μου εργασίας, Καθηγητές κ. Νικόλαο Αράβα και Γρηγόριο Χαϊδεμενόπουλο για την προσεκτική ανάγνωση της διπλωματικής μου εργασίας.

Οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ στους κ. Λεωνίδα Σπύρου, κα. Άννα Ζερβάκη και κ. Ανδρέα Τζαμτζή για τη πολύτιμη και αμέριστη βοήθεια τους σε όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας.

Ακόμα, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους μου, για τη διαρκή στήριξη τους και για τα όμορφα χρόνια που περάσαμε μαζί .

Τέλος, ευχαριστώ με όλη μου την καρδιά την οικογένεια μου, τους γονείς μου Εμμανουήλ και Σοφία, την αδελφή μου Ειρήνη και τη γιαγιά μου Πολυξένη για τη συνεχή υποστήριξη τους μέχρι την επίτευξη του στόχου μου. Αφιερώνω αυτή την εργασία σε όλη την οικογένειά μου και εύχομαι να αποτελέσει προϊόν χρήσιμο για μελλοντική επεξεργασία και έρευνα.

Στέφανος Μανιός

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ
ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR
SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ
ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

Στέφανος Ε. Μανιός

Επιβλέπων Καθηγητής : **Δρ. Αλέξης Κερμανίδης**, Επίκουρος Καθηγητής

Μηχανικής Συμπεριφοράς Μεταλλικών Υλικών

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

Εργαστήριο Μηχανικής & Αντοχής Υλικών

Ιούνιος 2013

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Τα κυκλικά πλαίσια εξωτερικής οστεοσύνθεσης *Taylor Spatial Frame (TSF)* χρησιμοποιούνται στην ιατρική επιστήμη από χειρουργούς ορθοπεδικούς σε περιπτώσεις σύνθετων καταγμάτων και οστεϊκών παραμορφώσεων. Η εφαρμογή τους βασίζεται στην διευκόλυνση της οστεογένεσης στις περιοχές συντριπτικών καταγμάτων σε οστά των άκρων (π.χ. οστό της κνήμης ή του μηριαίου), καθώς και σε περιπτώσεις γωνιακών παραμορφώσεων αυτών των οστών μέσω μιας εξωτερικής διαδικασίας στήριξης με στόχο την ευθυγράμμισή τους. Η επιτυχημένη χρήση των πλαισίων στην οστεοσύνθεση εξαρτάται από το σωστό σχεδιασμό (επιλογή υλικών, στοιχείων που αποτελούν το πλαίσιο κτλ) και την μελέτη της συμπεριφοράς τους σε φορτία που δέχεται το οστό κατά την κίνηση του ασθενούς. Στην παρούσα εργασία, διεξάγεται πειραματική μελέτη και αριθμητική προσομοίωση της συμπεριφοράς των επιμέρους στοιχείων του πλαισίου *TSF* (βελόνες Kirschner και σπειροειδείς ράβδοι/half pins) κατά την εφαρμογή φορτίων θλίψης σε ανθρώπινη κνήμη που έχει υποστεί συντριπτικό κάταγμα. Για τον σκοπό αυτό δημιουργήθηκε αριθμητικό μοντέλο με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) και σχεδιάστηκε πειραματική διάταξη για τη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς των στοιχείων. Τα πειραματικά αποτελέσματα συγκρίθηκαν με τα αντίστοιχα αριθμητικά και εξήχθησαν συμπεράσματα για τη περαιτέρω βελτίωση της μεθόδου μοντελοποίησης.

ABSTRACT

The external fixator circular frame Taylor Spatial Frame (TSF) is used in medical science by orthopedic surgeons for the treatment of bone fractures and deformities. Their implementation is based on facilitating the osteogenesis in bones areas which suffered fractures damage (e.g. tibia or femur) and in the alignment of angular deformities of bones through an external support process. The successful application of the frames in the treatment process requires a careful design (selection of materials, members of the frame and assembly) and knowledge of the behaviour under the operational loads during patient's movement. In this work, the behaviour of individual components of the framework TSF (Kirschner wires and threaded rods/half pins) is investigated experimentally and numerically. The case examines the bending behaviour of two systems consisting of ring-wire-bone and ring-half pin-bone respectively. A numerical model is developed using the finite element method (FEM) in order to study the mechanical behaviour of the parts. The experimental results were compared with the corresponding numerical and conclusions were reached for further improvement of the modeling method.

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

Πίνακας περιεχομένων

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	6
ABSTRACT.....	7
Κατάλογος Σημάτων.....	10
Κατάλογος Πινάκων.....	11
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	12
1.1 Εισαγωγή	12
1.2 Στόχος της εργασίας.....	12
1.3 Δομή της εργασίας.....	13
2. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ	14
2.1 Τα οστά.....	14
2.2 Ο σκελετός των κάτω άκρων.....	15
2.3 Η κνήμη.....	16
2.4 Κατάγματα.....	17
2.4.1 Τύποι Καταγμάτων.....	17
2.4.2 Αποκατάσταση Καταγμάτων.....	18
2.5 Σύστημα υποστήριξης οστεογένεσης.....	19
2.5.1 Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov.....	19
2.5.2 Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Taylor spatial frame	21
3. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΔΙΑΤΑΞΗΣ.....	22
3.1 Ανάλυση και σχεδιασμός των εξαρτημάτων TSF.....	22
3.1.1 Δακτυλίδια.....	22
3.2 Σχεδιασμός ιδιοκατασκευής για χρήση στη πειραματική διαδικασία.....	26
3.3 Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας	29
3.3.1 Προετοιμασία συστήματος δαχτυλίδι-βελόνα-οστό.....	29
3.3.2 Προετοιμασία πειράματος συστήματος δαχτυλίδι-half pin-οστό.....	31
3.3.3 Έλεγχος σωστής λειτουργίας του προεντατήρα.....	31
3.4 Πειραματική διερεύνηση.....	33
3.4.1 Εφελκυσμός βελόνας Kirschner.....	33
3.4.2 Κάμψη της βελόνας Kirschner στο σύστημα δαχτυλίδι-βελόνα-οστό.....	33
3.4.3 Κάμψη half pin στο σύστημα δαχτυλίδι-half pin-οστό.....	34

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

<u>4. ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ.....</u>	<u>35</u>
4.1 Δημιουργία μοντέλων.....	35
4.1.1 Βελόνες Kirschner (K-wire).....	35
4.1.2 Half pins.....	35
4.1.3 Στήριξη half pin.....	36
4.1.4 Οστό κνήμης.....	37
4.1.5 Τελικά σχέδια μοντέλων.....	38
4.2 Αριθμητική διερεύνηση.....	39
4.2.1 Δημιουργία κάναβου.....	39
4.2.2 Υλικά-Ιδιότητες.....	40
4.2.3 Κινηματικοί περιορισμοί.....	40
4.2.4 Επαφή επιφανειών.....	42
4.2.5 Συνοριακές συνθήκες.....	42
4.2.6 Επιβολή φορτίων.....	43
4.2.7 Μοντελοποίηση προβλήματος δαχτυλίδι-βελόνα-οστό σε τρία στάδια.....	45
4.2.8 Μοντελοποίηση του half pin με διαφορετικό αριθμό στοιχείων.....	46
<u>5. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....</u>	<u>48</u>
5.1 Εφελκυσμός βελόνας Kirschner.....	48
5.2 Κάμψη βελόνας Kirschne.....	49
5.3 Κάμψη βελόνας Kirschner στο σύστημα βελόνα-οστό.....	50
5.4 Κάμψη βελόνας Kirschner στο σύστημα δαχτυλίδι-βελόνα-οστό.....	51
5.5 Κάμψη half pin στο σύστημα δαχτυλίδι-half pin-οστό.....	55
<u>6. ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ - ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ</u>	<u>59</u>
6.1 Προτάσεις για βελτίωση των αριθμητικών μοντέλων.....	59
6.2 Προτάσεις για βελτίωση των αριθμητικών μοντέλων.....	60
6.3 Προτάσεις για μελέτη στο μέλλον.....	61
<u>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ</u>	<u>62</u>
Ο κώδικας των πεπερασμένων στοιχείων	62
<u>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</u>	<u>64</u>

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1	Οστά ανθρώπινου σώματος	14
Σχήμα 2	Οστά του κάτω άκρου	15
Σχήμα 3	Τα οστά της κνήμης (tibia) και της περόνης (fibula).....	16
Σχήμα 4	Τύποι καταγμάτων.....	17
Σχήμα 5	Πώρωση οστού.....	18
Σχήμα 6	Σύστημα Ilizarov.....	20
Σχήμα 7	Βελόνες Kirschner.....	20
Σχήμα 8	Σύστημα Taylor spatial frame.....	21
Σχήμα 9	Τηλεσκοπικοί ράβδοι.....	21
Σχήμα 10	Μεταλλογραφία δοκιμίου TSF Ring.....	24
Σχήμα 11	Μετρητικό όργανο	25
Σχήμα 12	Κεφαλή μετρητικού.....	25
Σχήμα 13	Εισαγωγή σημείων στο SolidWorks.....	25
Σχήμα 14	Εξωτερική τόννευση αντίστοιχα δακτυλιδίου.....	26
Σχήμα 15	Σχέδιο βάσης στήριξης δακτυλιδίου.....	27
Σχήμα 16	Μοντέλο αποστάτη.....	27
Σχήμα 17	Μοντέλο εξαρτήματος επιβολής πίεσης.....	27
Σχήμα 18	Μοντέλο ιδιοσυσκευής στήριξης.....	28
Σχήμα 19	Σχέδιο σφηνών συγκράτησης και θέσεις τοποθέτησης.....	28
Σχήμα 20	Σφηνες και βελόνα εγκατεστημένες στη μηχανή εφελκυσμού.....	29
Σχήμα 21	Δημιουργία αρχική οπής στο πλαστικό κύλινδρο.....	30
Σχήμα 22	Εισχώρηση βελόνας σε πλαστικό κύλινδρο και πραγματικό οστό	30
Σχήμα 23	Προεντατήρας TSF (Smith and Nephew).....	31
Σχήμα 24	Έλεγχος προεντατήρα	32
Σχήμα 25	Μέτρηση παραμόρφωσης με επιμηκυνσιόμετρο κατά το πείραμα εφελκυσμού...33	33
Σχήμα 26	Κάμψη βελόνας στο σύστημα δακτυλίδι-βελόνα-οστό.....	34
Σχήμα 27	Κάμψη half pin στο σύστημα δακτυλίδι-half pin-οστό.....	34
Σχήμα 28	Μοντέλο βελόνας Kirschner.....	35
Σχήμα 29	Μοντέλο half pin.....	36
Σχήμα 30	Δημιουργία σπειρώματος στο half pin.....	36
Σχήμα 31	Μοντέλο στήριξης.....	37
Σχήμα 32	Μοντέλο στήριξης μαζί με half pin.....	37
Σχήμα 33	Μοντέλο κυλίνδρου (κνήμης).....	37
Σχήμα 34	Μοντέλο δακτυλιδίου, half pin και οστού.....	38
Σχήμα 35	Μοντέλο δακτυλιδίου, βελόνας και οστού.....	38
Σχήμα 36	Ένωση στοιχείων βελόνας.....	41
Σχήμα 37	Ένωση στοιχείων βελόνας και δακτυλιδίου.....	42
Σχήμα 38	Στήριξη δακτυλιδίου.....	43
Σχήμα 39	Τα στάδια φόρτισης της βελόνας.....	44
Σχήμα 40	Κάθετη μετατόπιση επιφάνειας (rigid surface) & στροφή οστού.....	45
Σχήμα 41	Κάθετη μετατόπιση εξαρτήματος πίεσεως & στροφή οστού.....	45
Σχήμα 42	Μοντελοποίηση απλής βελόνας.....	46
Σχήμα 43	Μοντελοποίηση βελόνας-οστού.....	46
Σχήμα 44	Μοντελοποίηση συστήματος δακτυλιδίου-βελόνας-οστού.....	46
Σχήμα 45	Μοντέλο half-pin με πυκνό κánaβο.....	47
Σχήμα 46	Μοντέλο half-pin με αραιό κánaβο.....	47
Σχήμα 47	Μοντελοποίηση συστήματος δακτυλιδίου-half pin-οστού.....	47
Σχήμα 48	Καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης (εφελκυσμός βελόνας)	48
Σχήμα 49	Κάμψη μοντέλου απλής βελόνας.....	49

Σχήμα 50 Κάμψη μοντέλου απλής βελόνας (K-Wire only) σύγκριση με αναλυτική λύση κατά Zamani/Oyadiji.....	49
Σχήμα 51 Μοντέλο βελόνας-οστού.....	50
Σχήμα 52 Μοντέλο βελόνας-οστού / περιοχή επαφής.....	50
Σχήμα 53 Διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης για τα μοντέλα α) με τριβή (friction), β) χωρίς τριβή (slider) και γ) απλή βελόνα (k-wire).....	51
Σχήμα 54 Διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης για τα μοντέλα α) απλής βελόνας (K-wire), β) βελόνας-οστού και γ) βελόνας-οστού-δαχτυλιδιού (K-wire-tibia & K-wire-tibia-ring).....	52
Σχήμα 55 Παραμόρφωση του δαχτυλιδιού κατά την προένταση της βελόνας σε μεγέθυνση x100.....	53
Σχήμα 56 Πειραματική προσομοίωση σύστημα δαχτυλίδι- βελόνα-οστό.....	53
Σχήμα 57 Αριθμητική προσομοίωση σύστημα δαχτυλίδι- βελόνα-οστό.....	54
Σχήμα 58 Διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης για το μοντέλο K-wire-tibia-ring (Αριθμητική & Πειραματική προσομοίωση)	54
Σχήμα 59 Πειραματική προσομοίωση σύστημα δαχτυλίδι-half pin-οστό.....	55
Σχήμα 60 Διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης για τα τρία πειραματικά μοντέλα δαχτυλίδι-half pin-οστό.....	56
Σχήμα 61 Αριθμητική προσομοίωση σύστημα δαχτυλίδι-half pin-οστό.....	56
Σχήμα 62 Διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης για τα δυο μοντέλα half pin με διαφορετικό αριθμό στοιχείων & το πειραματικό μοντέλο Exp.2.....	57
Σχήμα 63 Κατώφλι απομάκρυνσης θορύβου στην κάμψη του συστήματος δαχτυλίδι-βελόνα-οστό.....	59
Σχήμα 64 MTS 858 Mini Bionix biomaterial testing system.....	60
Σχήμα 65 Τα δυο σπειρώματα σε επαφή στο SolidWorks.....	60
Σχήμα 66 Το τελικό μοντέλο των δυο σπειρωμάτων στο Abaqus.....	61
Σχήμα 67 Ολοκληρωμένο πλαίσιο Taylor spatial frame.....	61

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1: Αποτελέσματα μικροσκληρομέτρησης.....	22
Πίνακας 2: Αποτελέσματα χημικής ανάλυσης.....	23
Πίνακας 3: Ανάλυση σώστης λειτουργίας προεντατήρα.....	32
Πίνακας 4: Εξαρτήματα και στοιχεία μοντελοποίησης.....	40
Πίνακας 5: Ορισμός υλικών.....	40
Πίνακας 6: Υπολογισμοί προέντασης βελόνας.	43
Πίνακας 7: Μηχανικές ιδιότητες βελόνας.....	48
Πίνακας 8: Υπολογιστικά μοντέλα βελόνας και χρόνος υπολογισμού CPU.....	52
Πίνακας 9: Αριθμός στοιχείων half pin και χρόνος υπολογισμού CPU.....	57

1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Εισαγωγή

Με την εξέλιξη των επιστημών της ιατρικής και της μηχανικής άρχισε να αναπτύσσεται ραγδαία ο σύγχρονος διεπιστημονικός κλάδος της εμβιομηχανικής. Η εμβιομηχανική ασχολείται με τη μελέτη της συμπεριφοράς βιολογικών συστημάτων κάτω από την επίδραση μηχανικών φορτίων, όπως είναι για παράδειγμα τα ανθρώπινα όργανα που με διάφορες φυσικές δραστηριότητες (βάδιση, τρέξιμο, άλμα) βρίσκονται σε μηχανική καταπόνηση.

Η ανάπτυξη της επιστήμης της εμβιομηχανικής έχει οδηγήσει στην ανάπτυξη μεθόδων για τη θεραπεία ασθενών. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η περιοχή της ορθοπεδικής και ειδικότερα ο τομέας της αποκατάστασης οστεοκαταγμάτων. Η χρήση πλαισίων εξωτερικής οστεοσύνθεσης έχει συμβάλει ουσιαστικά στην θεραπεία καταγμάτων, ενώ συνεχίζεται η έρευνα με στόχο την βελτιστοποίηση του σχεδιασμού τέτοιων πλαισίων για την ταχύτερη επούλωση των τραυμάτων.

Ο μηχανισμός εξωτερικής οστεοσύνθεσης (*TSF*) του οποίου στοιχεία μελετώνται στη περούσα εργασία, προσφέρει ζωτικής σημασίας λύσεις σε περιπτώσεις καταγμάτων βαριάς μορφής που απαιτούν μεγάλες περιόδους ακινησίας από τους ασθενείς και δεν επουλώνονται πλήρως με μεθόδους της ιατρικής όπως οι εγχειρήσεις, ή χρήση συνδετικών στοιχείων (π.χ λάμες)

Η εξωτερική οστεοσύνθεση (external fixation ή external osteosynthesis) είναι μια μέθοδος για την θεραπεία τραυματισμών των οστών και των αρθρώσεων καθώς και οστεϊκών παραμορφώσεων. Η λειτουργία της βασίζεται με την προσάρτηση εξωτερικού πλαισίου στην περιοχή του τραυματισμού που σταθεροποιεί τα τμήματα του οστού που έχει υποστεί κάταγμα. Ταυτόχρονα επιτρέπει το χειρισμό των τμημάτων του οστού έτσι ώστε να επιτευχθεί αποκατάσταση του και ευθυγράμμιση.

1.2 Στόχος της εργασίας

Στην παρούσα εργασία μελετήθηκε η μηχανική συμπεριφορά υποσυστήματος του πλαισίου Taylor που αποτελείται από δαχτυλίδι και προεντεταμένη βελόνα ή σπειροειδή ράβδο. Η μελέτη πραγματοποιήθηκε για την φόρτιση που δέχεται το οστό όταν ο ασθενής βρίσκεται σε όρθια στάση και αποτελείται i) από πειραματικό μέρος στο οποίο

σχεδιάστηκε πειραματική διάταξη και φόρτιση του υποσυστήματος σε θλίψη και ii) από δημιουργία αριθμητικού μοντέλου για την προσομοίωση του πειράματος . Στη συνέχεια έγινε σύγκριση των πειραματικών και αριθμητικών αποτελεσμάτων για τη βελτίωση του μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων.

1.3 Δομή της εργασίας

Στο κεφάλαιο 2 της εργασίας γίνεται μια σύντομη βιβλιογραφική ανασκόπηση σχετικά με τη δομή των οστών, του σκελετού των κάτω άκρων με ιδιαίτερη έμφαση στη κνήμη. Στη συνέχεια γίνεται αναφορά στα είδη των καταγμάτων και στη διαδικασία θεραπείας τους. Τέλος, αναφέρονται οι βασικές τεχνικές υποστήριξης οστεογένεσης και γίνεται περιγραφή των συστημάτων *Ilizarov* και *Taylor spatial frame*.

Στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάζεται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για τον σχεδιασμό της πειραματικής διάταξης, ενώ στο τέταρτο περιγράφεται αναλυτικά η δημιουργία μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων για την αριθμητική προσομοίωση του συστήματος TSF.

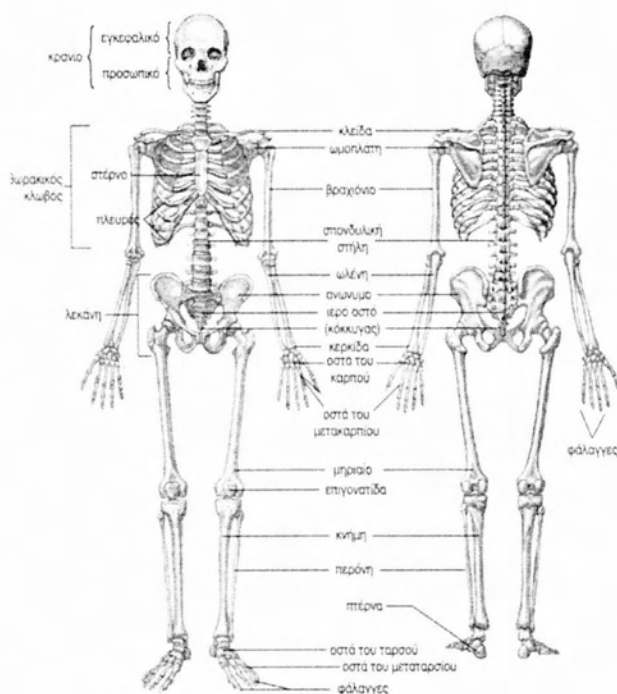
Στο πέμπτο κεφάλαιο παραθέτονται τα πειραματικά και αριθμητικά αποτελέσματα των πειραμάτων και γίνεται σχολιασμός αυτών.

Τέλος στο έκτο κεφαλαίο παραθέτονται προτάσεις για βελτίωση των πειραμάτων και της ανάλυσης δεδομένων καθώς και προτάσεις για μελλοντική έρευνα.

2. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

2.1 Τα οστά

Τα οστά είναι υπόλευκοι, σκληροί και ανθεκτικοί ιστοί και αποτελούνται από μεταλλεύματα, κυρίως από ασβέστιο και φώσφορο, και κολλαγόνο [1]. Με τα οστά στηρίζονται και προσκολλούνται τα υπόλοιπα μέρη του σώματος και το σύνολο τους αποτελεί το σκελετό (οστέινη κατασκευή). Είναι συνδεδεμένα μεταξύ τους με τους μύς και ποικίλουν όσον αφορά τη μορφή και το μέγεθος. Σύμφωνα με τις διαστάσεις τους διακρίνονται σε επιμήκη (αυλοειδή ή κυλινδρικά) όπως το βραχιόνιο και η κνήμη, στα οποία το μήκος υπερέρχει του πλάτους και του πάχους, σε πλατιά (θόλος κρανίου, ωμοπλάτη), στα οποία το πλάτος και το μήκος υπερτερούν, σε βραχέα που έχουν ίδιες και τις τρεις διαστάσεις (σπόνδυλοι, ταρσός) και σε αεροφόρα (μετωπιαίο, ηθμοειδές). Τέλος τα οστά διακρίνονται από ορισμένα μορφολογικά χαρακτηριστικά όπως προεξοχές (φύματα, άκανθες, γραμμές, τραχύσματα), εσοχές (αύλακες, βόθροι, βοθρία, εντομές και αρθρικές επιφάνειες. Ο σκελετός ενός ενήλικα ανθρώπου (Σχήμα 1) αποτελείται από 206 οστά.

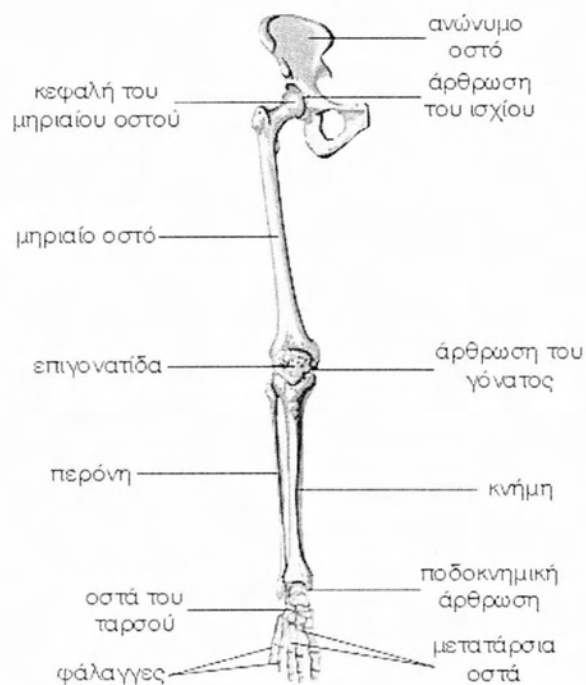


Σχήμα 1: Οστά ανθρώπινου σώματος

2.2 Ο σκελετός των κάτω άκρων

Ο σκελετός των κάτω άκρων (Σχήμα 2) αποτελείται από το σκελετό του μηρού, το σκελετό της κνήμης και το σκελετό του άκρου ποδιού [2]. Στο μηρό υπάρχει το μεγαλύτερο οστό του ανθρώπινου σκελετού, το μηριαίο οστό, στην κνήμη υπάρχουν δύο οστά, η κνήμη και η περόνη και στο άκρο πόδι διακρίνουμε τον ταρσό, που έχει 7 οστά, τα 5 μετατόρσια οστά και τις φάλαγγες των δακτύλων, δύο για το μεγάλο και από τρεις για κάθε ένα από τα υπόλοιπα.

Ο μηρός συνδέεται προς τα επάνω με τη λεκάνη με μια από τις βασικότερες μεγάλες αρθρώσεις του ανθρώπινου σκελετού, την άρθρωση του ισχίου ή απλώς ισχίο, και προς τα κάτω με την κνήμη με την άρθρωση του γόνατος στο σχηματισμό της οποίας υπάρχει άλλο ένα οστό, η επιγονατίδα. Η άρθρωση αυτή είναι επίσης από τις βασικές μεγάλες αρθρώσεις του σώματος. Η κνήμη συντάσσεται με το άκρο πόδι με την ποδοκνημική άρθρωση, που ανήκει και αυτή στις μεγάλες αρθρώσεις. Στο σκελετό του άκρου ποδιού, (ταρσός, μετατόρσια, δάκτυλα) υπάρχουν πολλές μικρές αρθρώσεις που συντάσσουν τα οστά μεταξύ τους σε ένα μορφολογικό σχηματισμό (το άκρο πόδι), χρήσιμο για τη στήριξη και τη βιάδιση.



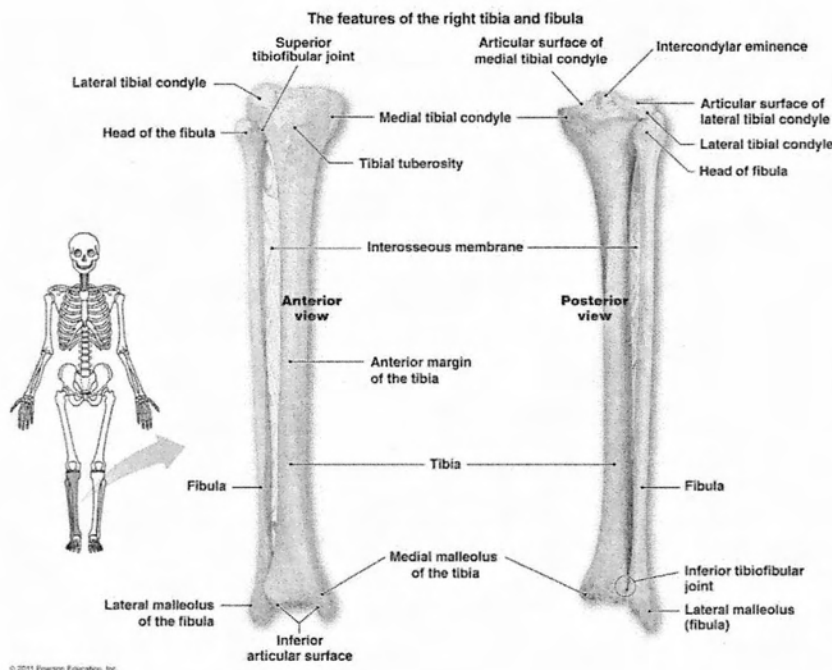
Σχήμα 2 : Οστά του κάτω άκρου

2.3 Η κνήμη

Κνήμη ονομάζεται το τμήμα του ποδιού που βρίσκεται ανάμεσα στις δύο αρθρώσεις, του γόνατος και της ποδοκνημικής άρθρωσης [2]. Αποτελείται από δυο μακριά οστά: την κνήμη προς τα μέσα και την περόνη προς τα έξω (Σχήμα 3) . Μεταξύ των δύο αυτών οστών υπάρχει το μεσόστεο.

Το επάνω μέρος του οστού της κνήμης έχει δυο υποδοχές, τους κνημιαίους κονδύλους. Οι δύο αυτές υποδοχές ενώνονται με τις δύο εξοχές που έχει το οστό του μηρού και που λέγονται μηριαία σύστοιχα. Η ένωση των δυο αυτών οστών δεν είναι σταθερή αλλά επιτρέπει την κίνηση από το νοητό κάθετο άξονα προς τα πίσω. Το κάτω μέρος της κνήμης, η κάτω επιφύση, έχει μια επιφάνεια, την αρθρική, που επιτρέπει τη σύνδεση της κνήμης με τον αστράγαλο. Η ένωση αυτή σχηματίζει προς το εσωτερικό μια αρκετά πλατιά απόφυση που λέγεται έσω σφυρό.

Το οστό της κνήμης είναι το μεγαλύτερο και πιο δυνατό από τα δύο οστά του ποδιού που βρίσκονται κάτω από το γόνατο στα σπονδυλωτά ζώα. Είναι το οστό που μπορεί να αντέξει το μεγαλύτερο βάρος στο ανθρώπινο σώμα και οφείλει το όνομα του στο ελληνικής προελεύσεως φλάουτο (αυλός) που ήταν επίσης γνωστό και ως tibia.



Σχήμα 3 : Τα οστά της κνήμης (tibia) και της περόνης (fibula)

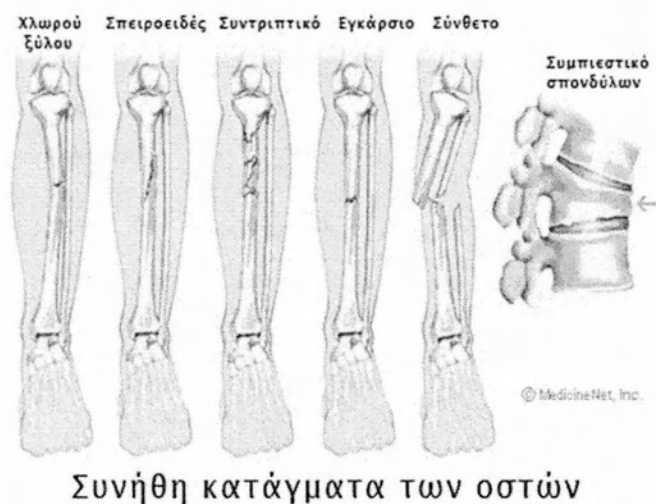
2.4 Κατάγματα

Ένα κατάγμα είναι ένα σπασίμο του οστού ή του χόνδρου. Είναι συνήθως αποτέλεσμα τραύματος. Μπορεί, εντούτοις, να είναι αποτέλεσμα ασθένειας του οστού που οδηγεί στην αποδυνάμωσή του, όπως η οστεοπόρωση, ή ο ανώμαλος σχηματισμός του οστού από συγγενείς ασθένειες στη γέννηση, όπως η ατελή οστεογένεση (osteogenesis imperfecta).

2.4.1 Τύποι Καταγμάτων

Τα κατάγματα ταξινομούνται από τον τύπο και τη θέση τους (Σχήμα 4). Παραδείγματα της ταξινόμησης περιλαμβάνουν: το «σπειροειδές κατάγμα του μηρού», «κάταγμα χλωρού ξύλου της κερκίδας», «προσκρουμένο κατάγμα βραχιονίου», «γραμμικό κατάγμα ωλένης», «πλάγιο κατάγμα μεταταρσικού οστού», «κάταγμα συμπίεσης των σπονδύλων», «θλιπτικό κατάγμα κρανίου» και το «συντριπτικό κατάγμα» στο οποίο το οστό είναι σπασμένο σε διάφορα κομμάτια.

Τα κατάγματα ονομάζονται επίσης από το είδος του τραυματισμού που προκάλεσε τη θραύση των οστών. Για παράδειγμα: «κάταγμα του μπόξερ» του μετακάρπιου οστού του χεριού, «κάταγμα έκρηξης» των οστών πίσω από το μάτι και «κάταγμα πίεσης» των οστών της κνήμης. Μερικά κατάγματα ονομάζονται επίσης από όρους που συνδέονται με τη θραύση των οστών. Παραδείγματος χάριν, ένα «σύνθετο κατάγμα» είναι ένα κατάγμα στο οποίο υπάρχει μια σχετική ανοικτή πληγή του δέρματος που οδηγεί άμεσα στο σπασμένο οστό.



Σχήμα 4 : Τύποι καταγμάτων

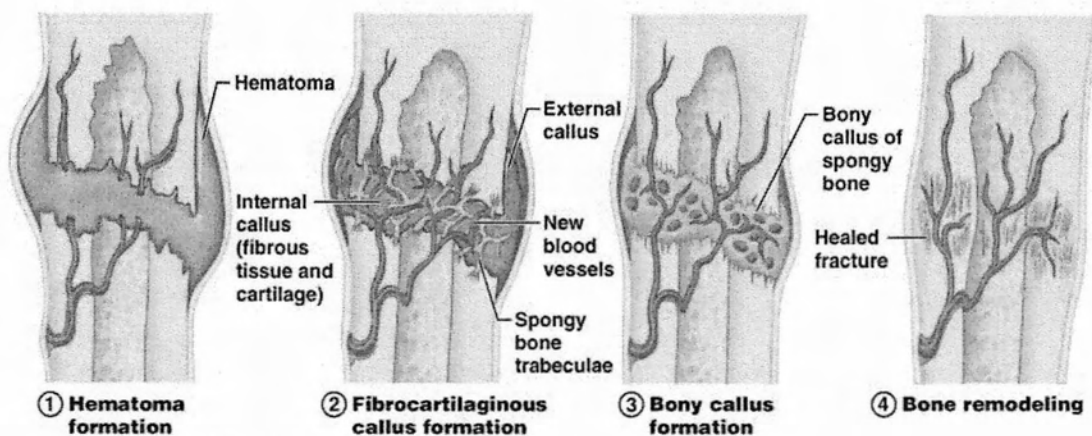
2.4.2 Αποκατάσταση Καταγμάτων

Η θεραπεία ενός κατάγματος εξαρτάται από τον τύπο κατάγματος, τη σοβαρότητα και τη θέση του, καθώς επίσης και την κατάσταση του ασθενούς. Τα κατάγματα αντιμετωπίζονται με την ξεκούραση, τη μη άσκηση βάρους στο μέλος, την ακινητοποίηση με νάρθηκα ή γύψο και χειρουργικές διαδικασίες.

Η διαδικασία της αποκατάστασης του κατάγματος (πώρωση του οστού) (Σχήμα 5) εξελίσσεται από μόνη της καθώς το οστό είναι το μοναδικό βιολογικό υλικό που μετά την κάκωση έχει την ιδιότητα να αναγεννάται και να επουλώνεται.

Η πώρωση εξελίσσεται χωρίς διακοπή και διακρίνεται στα εξής στάδια:

- I. Στάδιο του αιματώματος
- II. Στάδιο του μαλακού πόρου
- III. Στάδιο του στερεού πόρου
- IV. Στάδιο ανακατασκευής του οστού (remodeling)



Σχήμα 5: Πώρωση οστού

2.5 Σύστημα υποστήριξης οστεογένεσης

Οι συσκευές υποστήριξης της οστεογένεσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε για αντιμετώπιση καταγμάτων, είτε για επιμήκυνση των οστών.

Τα συστήματα που χρησιμοποιούνται στην ορθοπεδική για την συγκράτηση της οστεοτομίας μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο ομάδες.

- I. Σε συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης
- II. Σε ενδομυελικό σύστημα.

2.5.1 Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov

Το σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης *Ilizarov* (Σχήμα 6) αποτελεί μια επαναστατική μέθοδο επιμήκυνσης των οστών και βασίζεται στις αρχές που εφάρμοσε ο Ρώσος καθηγητής και ακαδημαϊκός Gavriil Abramovich Ilizarov [2,3]. Το 1951 ο Ilizarov κατασκεύασε μια εξειδικευμένη συσκευή εξωτερικής οστεογένεσης, που αποτελείται από κυκλωτερείς δακτυλίους που συγκρατούνται μεταξύ τους με σπειροειδείς ράβδους. Οι δακτύλιοι συνδέονται με το οστό με λεπτές διοστικές βελόνες Kirschner διαμέτρου 1,5-1,8 χιλιοστών (Σχήμα 7) που βρίσκονται υπό τάση, ώστε να σταθεροποιούνται τα οστικά άκρα και να επιτρέπεται παράλληλα, η σταδιακή και ελεγχόμενη συμπίεση και διάταση (αναίμακτη μέθοδος).

Η εξασκούμενη τάση στις βελόνες είναι 70 Kg σε νεαρούς ασθενείς, 100-110 Kg σε ενήλικους, 120-130 Kg σε βαρείς ασθενείς. Μετά τα 130 Kg αυξάνουμε τον αριθμό των συρμάτων.

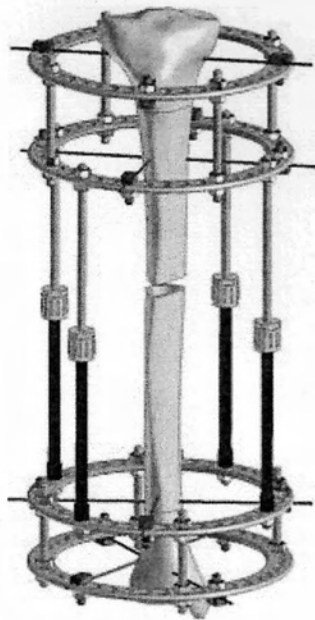
Απαραίτητες προϋποθέσεις για την εφαρμογή του συστήματος είναι:

- 1) Η επιφάνεια που βρίσκονται οι δακτύλιοι και τα σύρματα να είναι κάθετη στον επιμήκη άξονα του οστού στην συγκεκριμένη θέση.
- 2) Οι βελόνες να μη λυγίζουν.
- 3) Να φέρουν χαμηλότερη από την επιτρεπόμενη τάση.
- 4) Οι επιμήκεις ράβδοι να είναι παράλληλες μεταξύ τους και παράλληλες επίσης με τον επιμήκη άξονα του οστού.

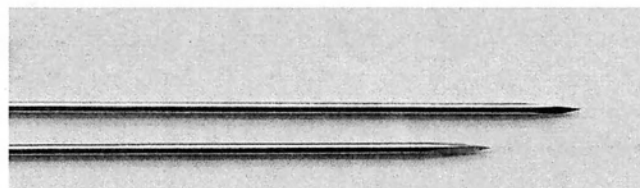
ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

Μεγαλύτερη τάση μπορεί να οδηγήσει σε θραύση της βελόνας, και σε παραμόρφωση των δακτυλίων, ενώ μικρότερη τάση προκαλεί μεγαλύτερες μετατοπίσεις, χαλάρωση των βελονών και πόνο.

Τέλος, το σύστημα *Ilizarov* προσφέρει πολλά πλεονεκτήματα συγκρινόμενο με άλλες τεχνικές εξωτερικής οστεοσύνθεσης, αφού είναι σύστημα περισσότερο σταθερό στην κύρτωση, παρουσιάζει μη γραμμική αξονική ακαμψία και ικανότητα εύκολης διόρθωσης σύνθετων παραμορφώσεων.



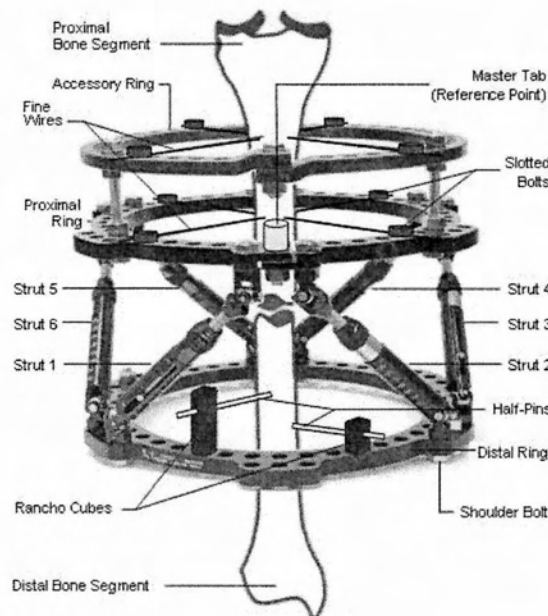
Σχήμα 6: Σύστημα Ilizarov



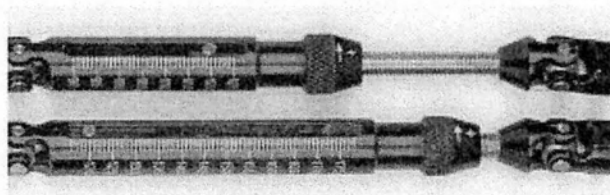
Σχήμα 7: Βελόνες Kirchner

2.5.2 Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Taylor spatial frame (TSF)

Το σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης *Taylor spatial frame (TSF; Smith & Nephew, Memphis, TN, USA)*, [4] (Σχήμα 8) είναι μια εξωτερική συσκευή για την υποκατάσταση των οστών μέσω επιμήκυνσης ή ισιώματος που βασίζεται στη μέθοδο *Ilizarov* [4,5]. Το σύστημα αυτό χρησιμοποιεί πολλά κοινά στοιχεία με το σύστημα *Ilizarov* όπως είναι για παράδειγμα τις βελόνες Kirschner και οι σπειροειδείς ράβδοι (half pins) αλλά ταυτόχρονα εμφανίζει και σημαντικές διαφορές. Οι διαφορές εντοπίζονται στη μείωση του βάρους με χρήση δαχτυλιδιών από αλουμίνιο αλλά και στη χρήση των εξελιγμένων τηλεσκοπικών ράβδων (telescopic struts), με συνδέσμους τύπου U (universal joints) που μπορούν να επιμηκυνθούν ή να μικρύνουν ανεξάρτητα σε σχέση με τις υπόλοιπες ράβδους του πλαισίου (Σχήμα 9). Αυτό προσδίδει στην κατασκευή 6 βαθμούς ελευθέριας (DOFs), δίνοντας τη δυνατότητα να διορθωθούν πιο σύνθετες ανωμαλίες και τραυματισμοί.



Σχήμα 8: Σύστημα Taylor spatial frame



Σχήμα 9: Τηλεσκοπικοί ράβδοι

3. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΔΙΑΤΑΞΗΣ

3.1 Ανάλυση και σχεδιασμός των εξαρτημάτων TSF

Τα εξαρτήματα του συστήματος *Taylor spatial frame (TSF)* μετρήθηκαν και μελετήθηκαν ως προς τις διαστάσεις τους και τα υλικά κατασκευής τους. Ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στην ανάλυση του υλικού και γεωμετρίας των δαχτυλιδιών αφού οι πληροφορίες του κατασκευαστή ήταν ελλιπείς σε σχέση με τις βελόνες και τα half pin.

3.1.1 Δακτυλίδια

Τα δακτυλίδια (full rings) τα οποία χρησιμοποιήθηκαν για την εκτέλεση των πειραμάτων έχουν εσωτερική διάμετρο 155 mm και εξωτερική 185 mm και φέρουν προεκτάσεις 28mm σε 6 περιοχές ώστε να προσαρμόζονται οι τηλεσκοπικοί ράβδοι. Έχουν πάχος 8mm και 42 οπές διαμέτρου 7mm, στη περιφέρειά τους, ώστε να στηρίζονται οι βελόνες Kirschner και τα Half pins ενώ φέρουν ακόμα τρεις σε κάθε προέκταση. Για την αναγνώριση του υλικού και των ιδιοτήτων του διεξήχθησαν χημική ανάλυση, μικροσκληρομέτρηση και μεταλλογραφία. Τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με τις ενδεικτικές τιμές κραμάτων αλουμινίων ώστε να ταυτοποιηθεί το υλικό και να προκύψουν δεδομένα για τις ελαστικές ιδιότητες .

➤ Χημική ανάλυση TSF ring

Για τη χημική ανάλυση του δαχτυλιδιού κόπηκε κυκλικό δοκίμιο με μήκος τόξου 35 mm και στάλθηκε σε εξωτερικό εργαστήριο. Στον Πίνακα 1 παραθέτονται τα αποτελέσματα της χημικής ανάλυσης του δοκιμίου και συγκριτικά τιμές του κράματος αλουμινίου (6061-T6).

Πίνακας 1: Αποτελέσματα χημικής ανάλυσης

Component Wt. %	TSF ring	Aluminum 6061-T6
Si	0.78	0.4 - 0.8
Fe	0.44	Max 0.7
Cu	0.36	0.15 - 0.4
Mg	1.00	0.8 - 1.2
Cr	0.23	0.04 - 0.35

➤ **Μικροσκληρομέτρηση TSF ring**

Η σκληρότητα του υλικού των δαχτυλιδιών μετρήθηκε με την μέθοδο Vickers ($HV_{0.2}$) και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 2.

Πίνακας 2: Αποτελέσματα μικροσκληρομέτρησης

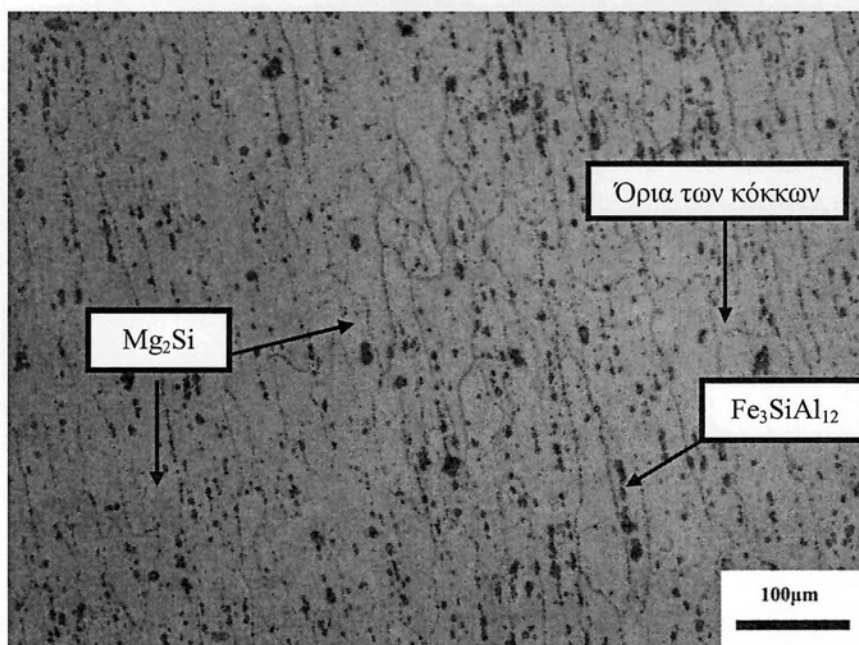
Μέθοδος	Vickers ($HV_{0.2}$)
Φορτίο	1.961 N ή 200 gr για 10 second
Σύνολο μετρήσεων	12 μετρήσεις
Μέσος όρος μετρήσεων	106.5 HV
Aluminum 6061-T6	107 HV

➤ **Μεταλλογραφία δοκιμίου TSF ring**

Για τη διεξαγωγή της μεταλλογραφίας (Σχήμα 10) έγινε αρχικά εγκιβωτισμός του δοκιμίου και στη συνέχεια λείανση, στίλβωση και ηλεκτρολυτική χημική προσβολή. Στην ηλεκτρολυτική προσβολή το δοκίμιο βυθίζεται στο αντιδραστήριο και με τη βοήθεια ηλεκτρικού ρεύματος πραγματοποιείται η προσβολή. Η αυξημένη ενέργεια των ορίων των κόκκων έχει ως αποτέλεσμα να συμμετέχουν πολύ ευκολότερα σε αντιδράσεις. Τα όρια ανακλούν το φως λιγότερο σε σχέση με τους κόκκους και κατά συνέπεια φαίνονται στο οπτικό μικροσκόπιο σαν σκοτεινές γραμμές. Η εξέταση του στιλβωμένου αλουμινίου στο μεταλλογραφικό μικροσκόπιο αποκαλύπτει την παρουσία ενδομεταλλικών ενώσεων, εγκλεισμάτων και άλλων λεπτομερειών όπως πόροι ή ρωγμές. Η χημική προσβολή αποκαλύπτει τα κατακρημνίσματα πιο λεπτομερώς και συχνά αποκαλύπτει κάποια που δεν ήταν εμφανή μόνο με τη στίλβωση. Το διάλυμα που χρησιμοποιήθηκε για την παρατήρηση της μικροδομής του συγκεκριμένου δοκιμίου είναι διάλυμα Barkers (1.8% fluoboric acid ($HBrF_4$) σε νερό).

Όσον αφορά τη δομή του κράματος 6061-T6 πρέπει να τονισθεί η παρουσία πυριτίου και μαγνησίου που σε συνδυασμό με το μαγγάνιο, χρώμιο και ψευδάργυρο εξασφαλίζουν υψηλές μηχανικές ιδιότητες. Τα κράματα αυτά είναι θερμοσκληραινόμενα, δηλαδή αποκτούν μηχανική αντοχή μετά από θερμική επεξεργασία.

Το συγκεκριμένο κράμα χαρακτηρίζεται ως *Solution heat treated and artificially aged* που σημαίνει ότι έχει υποστεί θερμική επεξεργασία μέχρι τη θερμοκρασία διαλυτοποίησης και έπειτα τεχνητή γήρανση. Αρχικά θερμάνθηκε στους 529°C, έπειτα ψήχθηκε απότομα (βαφή) και έφτασε σε κατάσταση T4 και στη συνέχεια θερμάνθηκε στους 160°C για 18 ώρες μέχρι να φτάσει στην τελική κατάσταση T6 [6]. Η ταυτοποίηση της κατάστασης T6 πρόεκυψε από την μεταλλογραφία της μικροδομής του υλικού που παρουσιάζει τις φάσεις ενίσχυσης (Mg_2Si & Fe_3SiAl_{12}) που υπάρχουν στο κράμα 6061 T6.



Σχήμα 10: Μεταλλογραφία δοκιμίου *TSF* ring

Όπως φαίνεται από την μεταλλογραφία του δοκιμίου *TSF* ring (Σχήμα 10) διακρίνονται τα όρια των κόκκων του υλικού, ενώ η μικροδομή αποτελείται από σωματίδια Mg_2Si και διασκορπισμένα (dispersoids) Fe_3SiAl_{12} σε μήτρα Al [7].

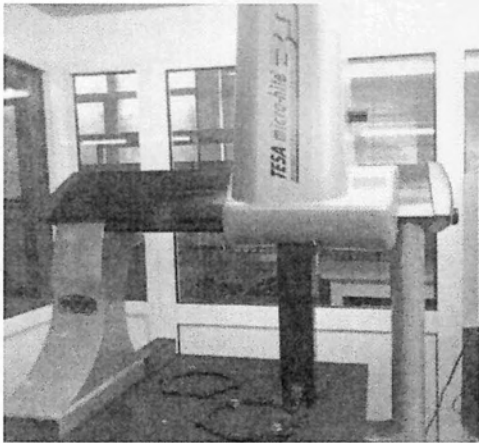
➤ Γεωμετρία *TSF* ring

Οι διαστάσεις του δαχτυλιδιού του συστήματος *TSF* μετρήθηκαν με χρήση του μετρητικού οργάνου *TESA Micro-Hite 3d* (Σχήμα 11) με χρήση δύο διαφορετικών κεφαλών μέτρησης :

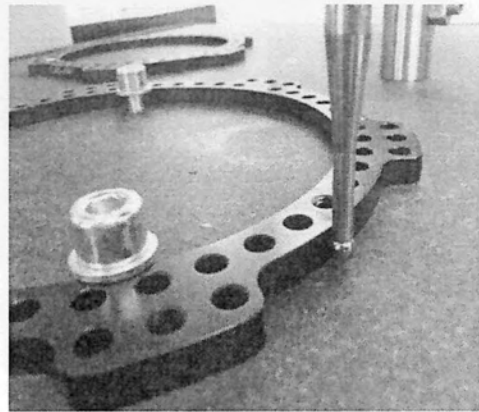
**ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ**

- Κεφαλή για μέτρηση ενός μόνο σημείου με την οποία μετρήθηκαν οι κύριες διαμέτροι και οι οπές .
- Κεφαλή για μέτρηση συνεχόμενων σημείων (νέφος σημείων) (Σχήμα 12) και απευθείας εισαγωγή στο SolidWorks (Σχήμα 13) ώστε να μετρηθούν σωστά τα μικρά καμπύλα μέρη του δακτυλιδιού.

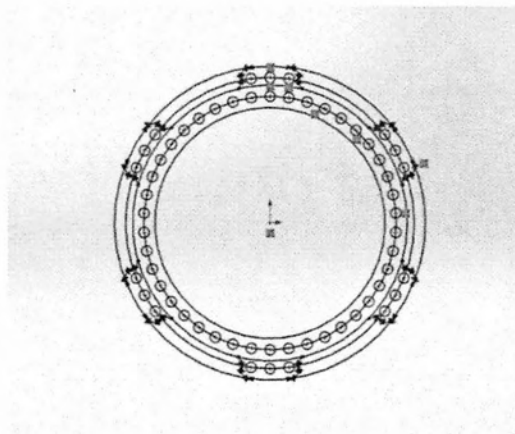
Με την χρήση του μετρητικού οργάνου πρόεκυψε διάμετρος δακτυλιδιού ίση με 155 mm , τιμή που συμπίπτει με τις προδιαγραφές κατασκευής.



Σχήμα 11 : TESA Micro-Hite 3d



Σχήμα 12: Κεφαλή μετρητικού

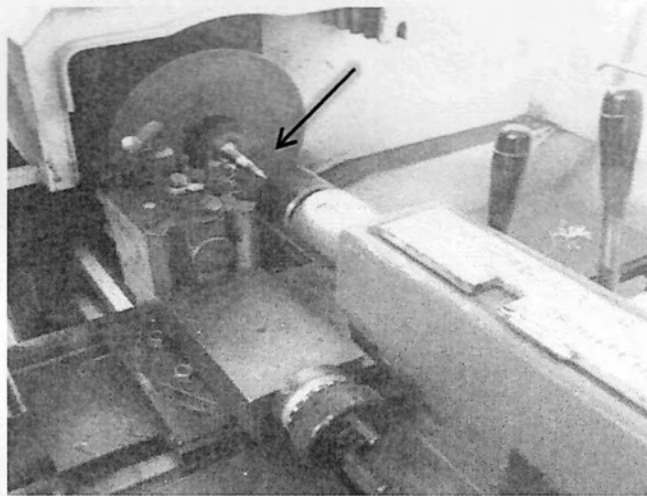


Σχήμα 13: Εισαγωγή σημείων στο SolidWorks

3.2 Σχεδιασμός ιδιοκατασκευής για χρήση στη πειραματική διαδικασία

Για την διεξαγωγή των πειραμάτων σχεδιάστηκε ιδιοσυσκευή για τη στήριξη του συστήματος δακτυλίδι-βελόνα/half pin και την εφαρμογή θλιπτικού φορτίου στο κυλινδρικό τμήμα που προσομοιώνει το οστό. Τα εξαρτήματα της ιδιοσυσκευής κατασκευαστήκαν από χάλυβα και η κατεργασία του αρχικού υλικού (κυλινδρική μπιγέτα) έγινε σε τόρνο (Σχήμα), ενώ χρησιμοποιήθηκαν και εργαλεία διάτρησης και κατασκευής εσωτερικών και εξωτερικών σπειρωμάτων (σπειροτόμος).

Τέλος, για το κομμάτι του οστού χρησιμοποιήθηκε κύλινδρος από πολυπροπυλένιο.

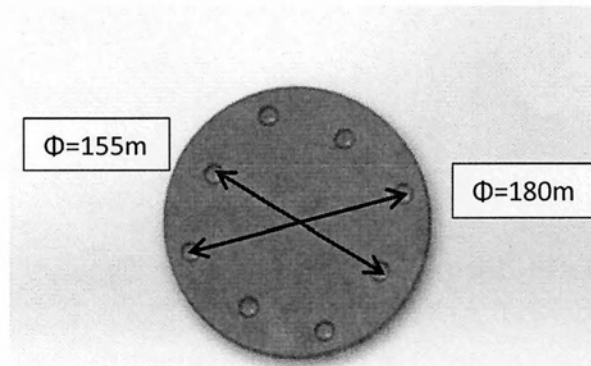


Σχήμα 14: Εξωτερική τόνρευση ανάπτορα δακτυλιδιού



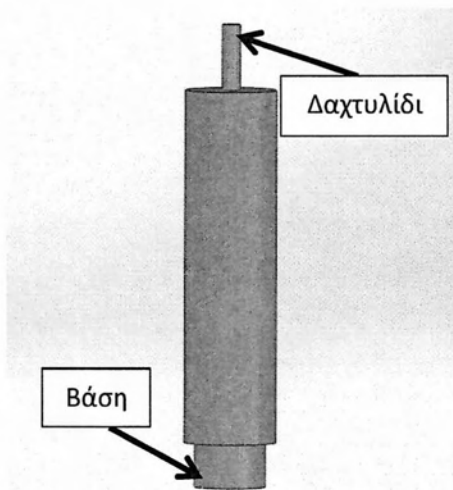
- **Βάση στήριξης δακτυλιδιού , αποστάτες ,έμβολο πίεσης**

Η βάση στήριξης των δακτυλιδιών (Σχήμα 15) κατασκευάστηκε από χάλυβα και φέρει συνολικά 8 οπές στις οποίες προσαρμόζονται οι αποστάτες. Η βάση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για δακτυλίδια *TSF* καθώς και *Ilizarov* με αντίστοιχες εσωτερικές διαμέτρους 155mm και 180 mm λόγω των πολλαπλών θέσεων στήριξης των αποστατών.

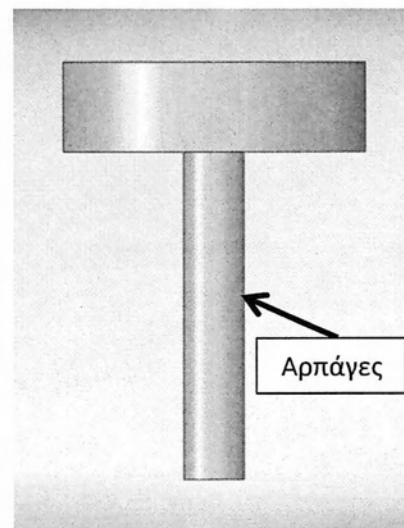


Σχήμα 15: Σχέδιο βάσης στήριξης δακτυλιδιού

Οι αποστάτες (Σχήμα 16) κατασκευάστηκαν επίσης από χάλυβα και παρέχουν το κατάλληλο ύψος ώστε κατά την καμπτική παραμόρφωση της βελόνας να μην υπάρχει επαφή με την βάση της ιδιοσυσκευής. Οι αποστάτες φέρουν εξωτερικό σπείρωμα στα δύο τους άκρα ώστε να προσαρμόζονται στη εύκολα στις οπές της βάσης (κάτω τμήμα) και να συγκρατούν με ασφάλεια το δακτυλίδι (πάνω τμήμα) με χρήση παξιμαδιού.

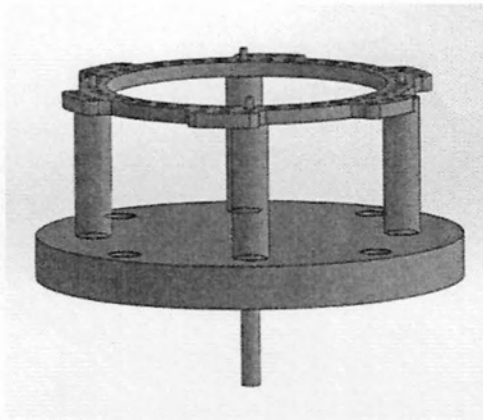


Σχήμα 16: Μοντέλο αποστάτη



Σχήμα 17: Μοντέλο εξαρτήματος επιβολής πίεσης

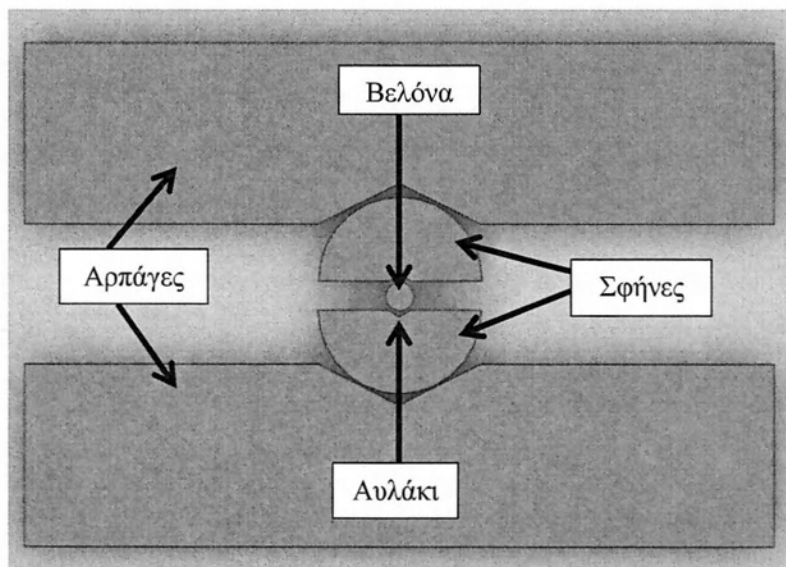
Το εξάρτημα επιβολής πίεσης (Σχήμα 17) είναι κατασκευασμένο από χάλυβα και φέρει κυλινδρικό κορμό ώστε να προσαρμόζεται εύκολα στις αρπάγες της μηχανής εφελκυσμού.



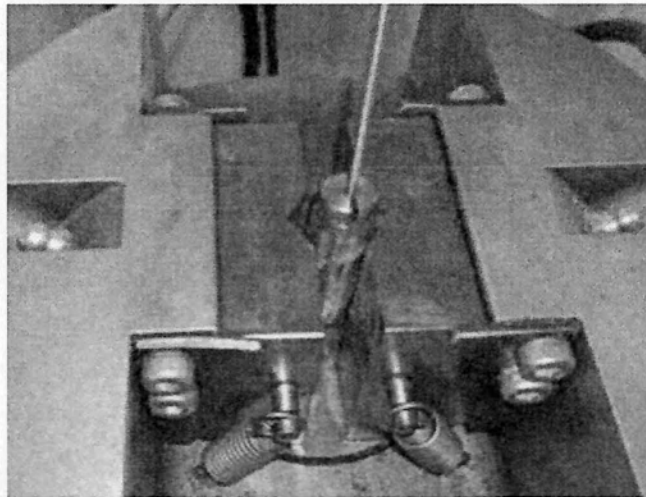
Σχήμα 18: Μοντέλο ιδιοσυσκευής στήριξης

- **Σφήνες συγκράτησης και θέσεις τοποθέτησης**

Για τη συγκράτηση της βελόνας στις αρπάγες της μηχανής εφελκυσμού κατά τη δοκιμή εφελκυσμού κατασκευαστήκαν ειδικές χαλύβδινες σφήνες ημικυκλικής διατομής Σχήματα (19-20) οι οποίες φέρουν στο εσωτερικό τους ειδικά διαμορφωμένη επιφάνεια με αυλάκι ώστε να συγκρατούν το δοκίμιο ικανοποιητικά χωρίς να το τραυματίζουν.



Σχήμα 19: Σχέδιο σφηνών συγκράτησης και θέσεις τοποθέτησης



Σχήμα 20: Σφήνες και βελόνα εγκατεστημένες στη μηχανή εφελκυσμού

3.3 Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας

Κατά την πειραματική διαδικασία διεξήχθησαν πειράματα κάμψης βελόνας στα συστήματα δαχτυλίδι-βελόνα-οστό και δαχτυλίδι-half pin-οστό με σκοπό τον προσδιορισμό της δυσκαμψίας του συστήματος για δεδομένη προένταση και διάμετρο βελόνας καθώς και δεδομένη διάμετρο half pin.

Η προετοιμασία των συστημάτων πριν την εκτέλεση των πειραμάτων έγινε κατά τρόπο ώστε να η τοποθέτηση των βελόνων Kirschner και των half pin να είναι συμμετρική ως προς τη γεωμετρία του κυλίνδρου (οστό) και η εισαγωγή τους μέσα σε αυτόν να ακολουθεί τον τρόπο που χρησιμοποιείται από τους ορθοπεδικούς σε ένα αληθινό σενάριο. Η διαδικασία αναλύεται στα παρακάτω βήματα.

3.3.1 Προετοιμασία συστήματος δαχτυλίδι-βελόνα-οστό

Τα βήματα που ακολουθήθηκαν για να στηθεί το σύστημα δαχτυλίδι-βελόνα-οστό και να μελετηθεί σε δοκιμή θλίψης ήταν τα ακόλουθα.

Βήμα 1: Κοπή των πλαστικών κυλινδρικών κομματιών διαμέτρου $\Phi=30$ mm ανά ύψος $H=100$ mm.

Βήμα 2: Εύρεση των αξόνων συμμετρίας x,y με χρήση κατάλληλων εργαλείων και ιδιοσυσκευών όπως αλφάδι και ξύλινες γωνίες 90 μοιρών.

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

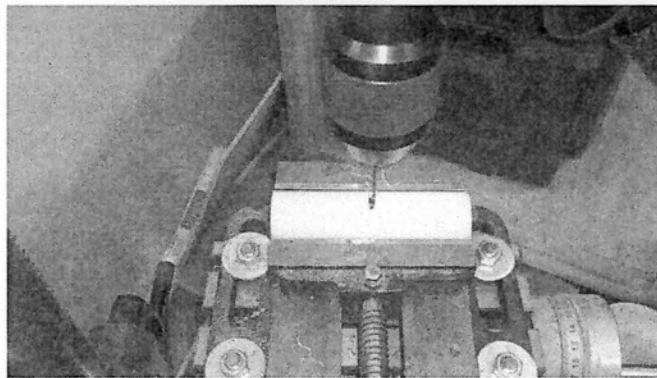
Βήμα 3: Δημιουργία οπής στον κύλινδρο διαμέτρου 1,5 mm με χρήση κατάλληλου δράπανου (Σχήμα 21).

Βήμα 4: Δημιουργία οπής διαμέτρου 1,8 mm με χρήση δράπανου χειρός και ταυτόχρονη εισχώρηση της 1,8 mm βελόνας Kirschner μέσα στον πλαστικό κύλινδρο ώστε να επιτυγχάνονται οι επιθυμητές συνθήκες τριβής μεταξύ των δυο επιφανειών (Σχήμα 22). Παρόμοια διαδικασία ακολουθείται και από τους ορθοπεδικούς.

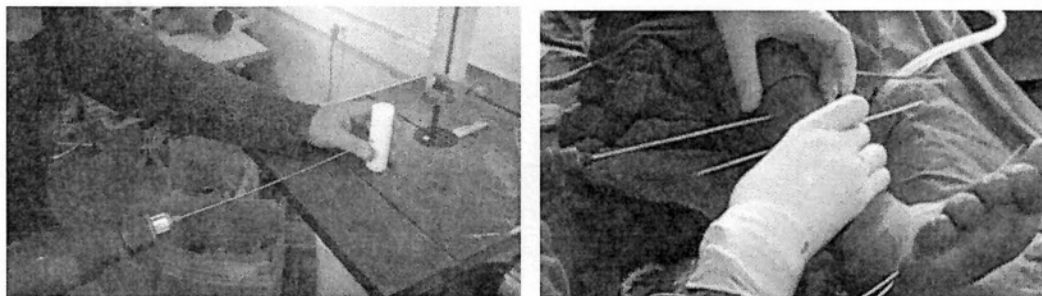
Βήμα 5: Προσαρμογή και σύσφιξη του ring πάνω στους αποστάτες της βάσης στήριξης.

Βήμα 6: Σύσφιξη με κοχλία και παξιμάδι της βελόνας Kirschner στη μια άκρη του ring με ροπή (>15 N/m). Χρήση ειδικού εργαλείου (προεντατήρας), όπως φαίνεται στο (Σχήμα 23) για τη δημιουργία προέντασης στη βελόνα.

Βήμα 7: Σύσφιξη και του δεύτερου κοχλία με ροπή μεγάλη ροπή σύσφιξης (>15 N/m) ώστε να μειωθεί ο κίνδυνος ολίσθησης και απώλειας της προέντασης και αφαίρεση του προεντατήρα.



Σχήμα 21: Δημιουργία αρχικής οπής στο πλαστικό κύλινδρο



Σχήματα 22: α) Εισχώρηση βελόνας σε πλαστικό κύλινδρο ,β) πραγματικό οστό με χρήση δρασάνου



Σχήμα 23: Προεντατήρας TSF (Smith and Nephew)

3.3.2 Προετοιμασία πειράματος συστήματος δαχτυλίδι-half pin-οστό

Βήμα 1: Κοπή των πλαστικών κυλινδρικών κομματιών διαμέτρου $\Phi=30$ mm ανά ύψος $H=100$ mm.

Βήμα 2: Εύρεση των αξόνων συμμετρίας x,y με χρήση κατάλληλων εργαλείων και ιδιοσυσκευών όπως αλφάδι και ξύλινες γωνίες 90 μοιρών.

Βήμα 3: Δημιουργία οπής διαμέτρου 5,5 mm με χρήση κατάλληλου δράπανου

Βήμα 4: Χειροκίνητη εισαγωγή του 6 mm half pin μέσα στον πλαστικό κύλινδρο ώστε να επιτυγχάνονται οι επιθυμητές συνθήκες τριβής μεταξύ των δυο επιφανειών

Βήμα 5: Προσαρμογή και σύσφιξη του ring πάνω στους αποστάτες της βάσης.

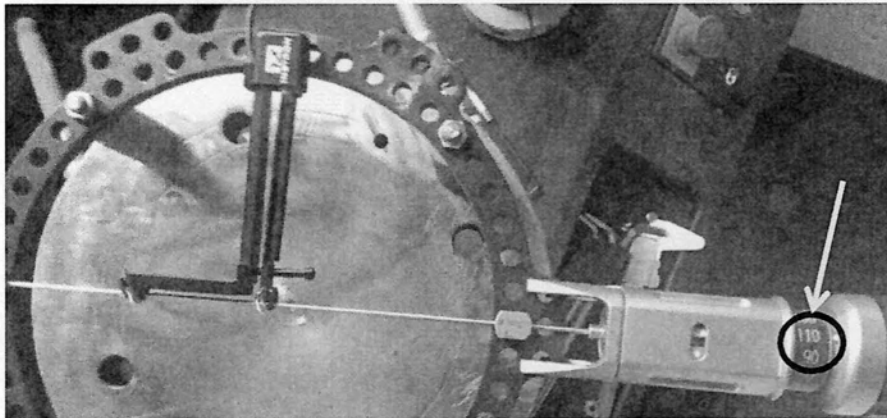
Βήμα 6: Στήριξη με κοχλία (Rancho Cubes) και παξιμάδι με ροπή σύσφιξης (>15 N/m) του 6 mm half pin πάνω στο ring .

3.3.3 Έλεγχος σωστής λειτουργίας του προεντατήρα

Για να ελεγχθεί κατά ποσό ο προεντατήρας επιβάλλει την επιθυμητή τιμή προέντασης στη βελόνα έγινε εργαστηριακή δοκιμή στην μηχανή εφελκυσμού. Συγκεκριμένα, πραγματοποιήθηκε εφελκυστική τάση της βελόνας με χρήση του προεντατήρα και μέτρηση της παραγόμενης παραμόρφωσης της με χρήση ειδικού επιμηκυνσιομέτρου (Σχήμα 24). Από τη παραμόρφωση που μετρήθηκε ελέγχθηκε η τάση προέντασης που επιβάλλεται στη βελόνα χρησιμοποιώντας συνθήκες γραμμικής ελαστικότητας.

**ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ**

Τα αποτελέσματα της ανάλυσης δίνονται στον πίνακα , από τα όποια προκύπτει και η συμφωνία μεταξύ ένδειξης προεντατήρα και υπολογισθείσας τιμής τάσης προέντασης.



Σχήμα 24: Έλεγχος προεντατήρα

Πίνακας 3: Ανάλυση σωστής λειτουργίας προεντατήρα

Τυπολόγιο		
$A = \pi * r^{**2}$	$F = m * a$	$P = F/A$
$r = 0.9 \text{ mm}$	$m = 110 \text{ kg}$	$\sigma = F/A = \epsilon * E$
$\pi = 3,14$	$g = 9,81 \text{ m/s}^{**2}$	$E = 200 \text{ Gpa} = 200.000 \text{ N/mm}^2$
$A = 2,5434 \text{ mm}^{**2}$		$\epsilon = 0,002 \text{ (for 110 Kg pretension)}$
Αναλυτική λύση		Πειραματική διαδικασία
$F = 1079,1 \text{ N}$		$F = 1017,36 \text{ N}$
$P = 424,27 \text{ MPa}$		$P = 400 \text{ MPa}$

➤ **Σύγκριση Αποτελεσμάτων**

Η απόκλιση που παρατηρήθηκε μεταξύ της επιθυμητής προέντασης των **424,27 MPa** και της πραγματικής των **400 MPa** είναι της τάξης του **6,06%**.

3.4 Πειραματική διερεύνηση

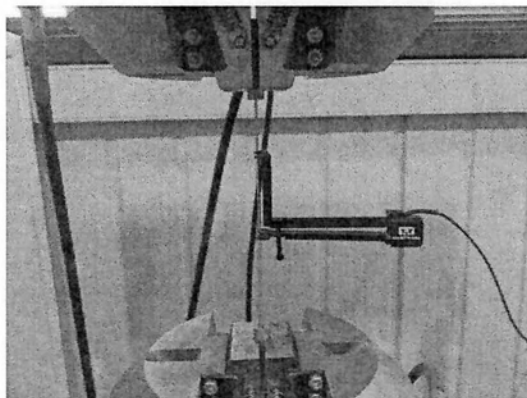
Η πειραματική διερεύνηση διεξήχθη στο εργαστήριο Μηχανικής και Αντοχής υλικών του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας (Π.Θ) καθώς και στο Κέντρο Έρευνας Τεχνολογίας & Ανάπτυξης Θεσσαλίας (ΚΕΤΕΑΘ) με χρήση των παρακάτω μηχανών εφελκυσμού:

A) *INSTRON 8801 Servohydraulic Fatigue Test System με δυναμόμετρο 100 KN (Π.Θ)*

B) *MTS 810 Material Test System με δυναμόμετρο 5 KN (ΚΕΤΕΑΘ)*

3.4.1 Εφελκυσμός της βελόνας Kirschner

Ο εφελκυσμός της βελόνας πραγματοποιήθηκε με χρήση της μηχανής *INSTRON 8801* (Σχήμα 25). Για τη μέτρηση των παραμορφώσεων χρησιμοποιήθηκε επιμηκυνσιόμετρο (Σχήμα) ώστε να προκύψουν δεδομένα για τις ελαστικές ιδιότητες, μέτρο ελαστικότητας E (GPa), όριο διαρροής $S_{y0.2}$ (MPa) και το όριο θραύσης σε εφελκυσμό S_{UTS} (MPa).

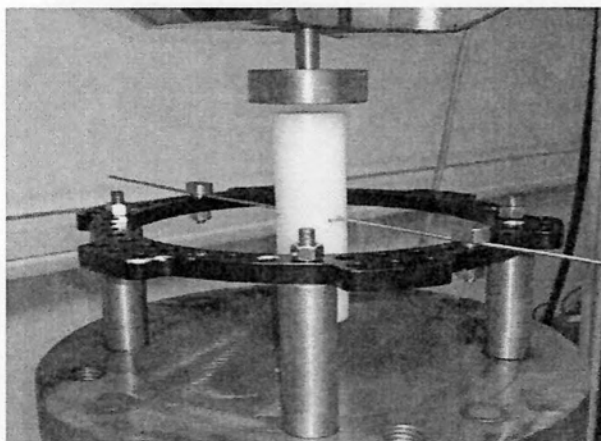


Σχήμα 25: Μέτρηση παραμόρφωσης με επιμηκυνσιόμετρο κατά το πείραμα εφελκυσμού

3.4.2 Κάμψη της βελόνας Kirschner στο σύστημα δαχτυλίδι-βελόνα-οστό

Η επιβολή θλιπτικού φορτίου κατά τον διαμήκη άξονα του κυλίνδρου προσομοιώνει τη δύναμη θλίψης που επιβάλλεται στο οστό κατά την κίνηση του ποδιού. Η δύναμη μεταφέρει καμπτική καταπόνηση στη βελόνα όπως φαίνεται στην πειραματική διάταξη (Σχήμα 26). Το πείραμα πραγματοποιήθηκε με χρήση μηχανής

MTS 810 σε δυναμοκουψέλη μεγίστου φορτίου 5 kN για την λήψη πειραματικών δεδομένων με ακρίβεια μετρήσεων καθώς τα φορτία επιβολής για μετατόπιση του κυλίνδρου είναι μικρά. Η επιβολή φορτίου έγινε με έλεγχο φορτίου και ρυθμό 10 N/sec [8,9].

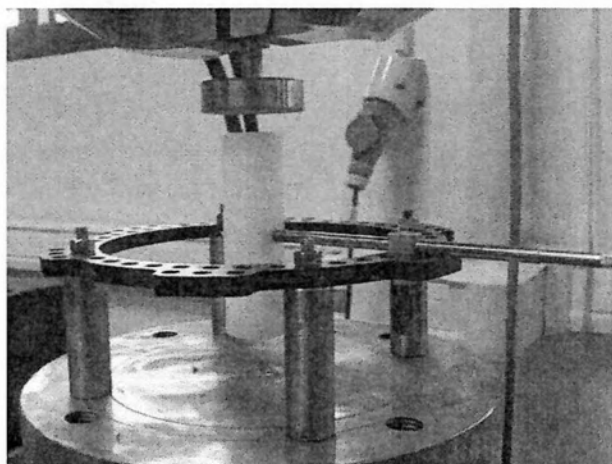


Σχήμα 26: Κάμψη βελόνας στο σύστημα δαχτυλίδι-βελόνα-οστό

Κατά την διάρκεια του πειράματος μετρήθηκε η μεταβολή της δύναμης με την κατακόρυφη μετατόπιση του οστού στην διεύθυνση φόρτισης.

3.4.3 Κάμψη half pin στο σύστημα δαχτυλίδι-half pin-οστό

Με παρόμοιο τρόπο διεξήχθη και το πείραμα της κάμψης του συστήματος δαχτυλίδι-half pin-οστό όπως φαίνεται στο (Σχήμα 27). Ιδιαίτερη προσοχή δόθηκε στην ευθυγράμμιση του οστού με την διεύθυνση φόρτισης ώστε να περιχρισθούν οι εκκεντρότητες φόρτισης.



Σχήμα 27: Κάμψη half pin στο σύστημα δαχτυλίδι-half pin-οστό

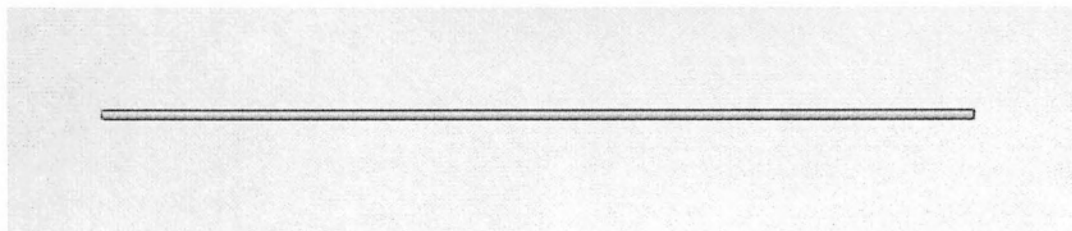
4. ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

4.1 Δημιουργία μοντέλων

Για το σχεδιασμό των εξαρτημάτων έγινε χρήση του 3d σχεδιαστικού προγράμματος **SolidWorks**. Οι διαστάσεις των εξαρτημάτων μετρήθηκαν με χρήση μετρητικής μηχανής και άλλων εργαλείων μετρήσεις και έπειτα ξεκίνησε η διαδικασία σχεδιασμού τους στον υπολογιστή.

4.1.1 Βελόνες Kirschner (K-wire)

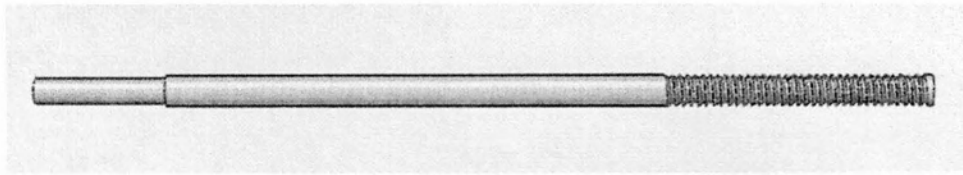
Οι βελόνες Kirschner ή αλλιώς K-wires (Σχήμα 28) είναι λείες, μη κοχλιωτές βελόνες από ανοξείδωτο χάλυβα με ενιαίο κυκλικό προφίλ διαμέτρου 1,5-1,8 mm και μήκος 370 mm [10]. Διαπερνούν το οστό και στη συνέχεια προεντείνονται και καθλώνονται στους δαχτυλίους του πλαισίου Taylor.



Σχήμα 28: Μοντέλο βελόνας Kirschner

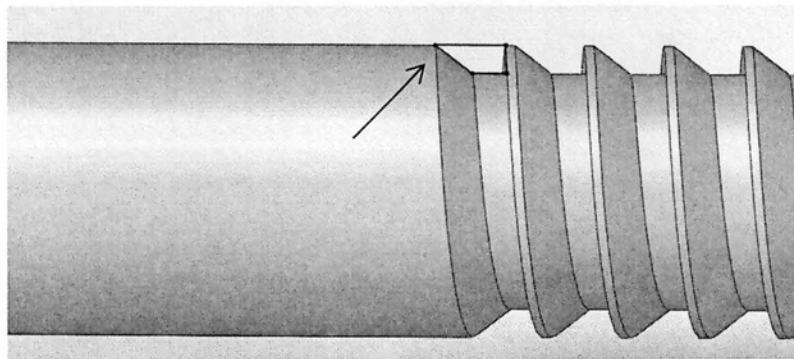
4.1.2 Half pins

Τα half pins η αλλιώς Schantz screws (Σχήμα 29) έχουν σχήμα κυλινδρικό, διάμετρο 4 mm, 5mm και 6 mm και είναι κατασκευασμένα από ανοξείδωτο χάλυβα ή τιτάνιο [11]. Το μεγαλύτερο μέρος τους είναι λείο ενώ το τμήμα που εισχωρεί στο οστό φέρει εξωτερικό σπείρωμα το οποίο βοηθά στη διάτρηση, εισχώρηση και σταθεροποίηση του half pin μέσα σε αυτό. Τα half pin δεν επιδέχονται προένταση και στερεώνονται με χρήση ειδικά διαμορφωμένου εξαρτήματος πάνω στο δαχτυλίδι.



Σχήμα 29: Μοντέλο half pin

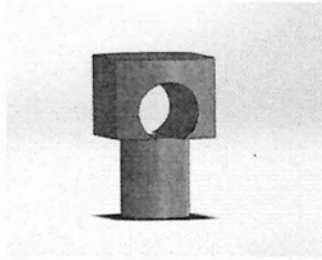
Στην δημιουργία του μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων δόθηκε ιδιαίτερη προσοχή κατά το σχεδιασμό στη δημιουργία του σπειρώματος αφού η συγκεκριμένη περιοχή έρχεται σε απευθείας επαφή με το οστό και καθορίζει τις συνθήκες τριβής που θα αναπτυχθούν στην περιοχή. Επειδή η ιδιομορφία των σπειρών δεν ήταν συνηθισμένη έγινε μέτρηση του βήματος, της διαμέτρου, της κλίσης και του αριθμού των σπειρών και η ακολουθήθηκε διαδικασία εξωτερικής τόνρευσης στο SolidWorks με παράλληλη δημιουργία του ιδιόμορφου αυτού κοπτικού (Σχήμα 30).



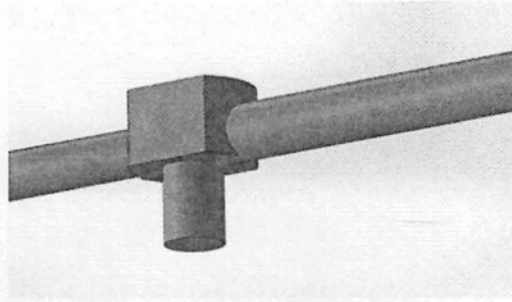
Σχήμα 30: Δημιουργία σπειρώματος στο half pin

4.1.3 Στήριξη half pin

Τα εξαρτήματα που χρησιμοποιούνται για τη στήριξη των half pins (Σχήμα 31) είναι κατασκευασμένα από ανοξείδωτο χάλυβα και φέρουν μια, δυο ή τρεις οπές δίνοντας τη δυνατότητα τοποθέτησης του half pin στην κατάλληλη απόσταση από το δαχτυλίδι ανάλογα με την περίπτωση. Στις περιπτώσεις που μελετήσαμε ο εν λόγω σύνδεσμος σχεδιάστηκε σαν προέκταση του ίδιου του half pin (Σχήμα 32) ώστε να μειωθεί ο υπολογιστικός χρόνος και η πολυπλοκότητα του προβλήματος.



Σχήμα 31: Μοντέλο στήριξης



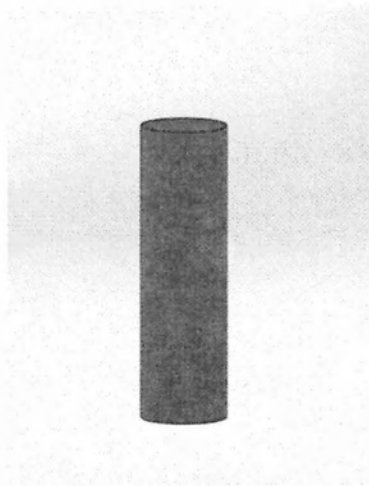
Σχήμα 32: Μοντέλο στήριξης μαζί με half pin

4.1.4 Οστό κνήμης

Λόγω της πολυπλοκότητας της γεωμετρίας του οστού της κνήμης το οστό ελήφθη στην ανάλυση με γεωμετρία κυλίνδρου διαμέτρου 30 mm και ύψος 100 mm [12] (Σχήμα 33).

Σε αυτό το σημείο πρέπει να τονισθεί η αντικατάσταση της γεωμετρίας της κνήμης με γεωμετρία κυλίνδρου δεν αναμένεται να επηρεάσει σε σημαντικό βαθμό τη μηχανική συμπεριφορά του πλαισίου, όπως προκύπτει και από σχετικές μελέτες στο αντικείμενο [8,9].

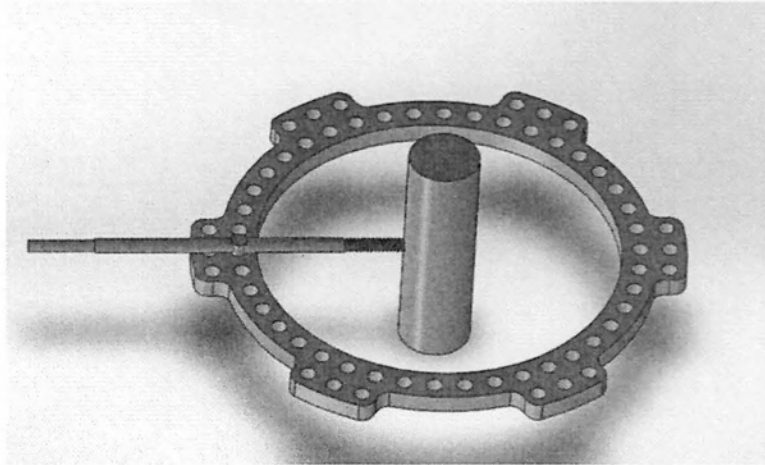
Τέλος στο κέντρο του οστού σχεδιάστηκαν οπές (απλές και με σπείρωμα) ώστε να περάσουν οι βελόνες και τα half-pin και να επιτευχθούν οι κατάλληλες συνθήκες τριβής.



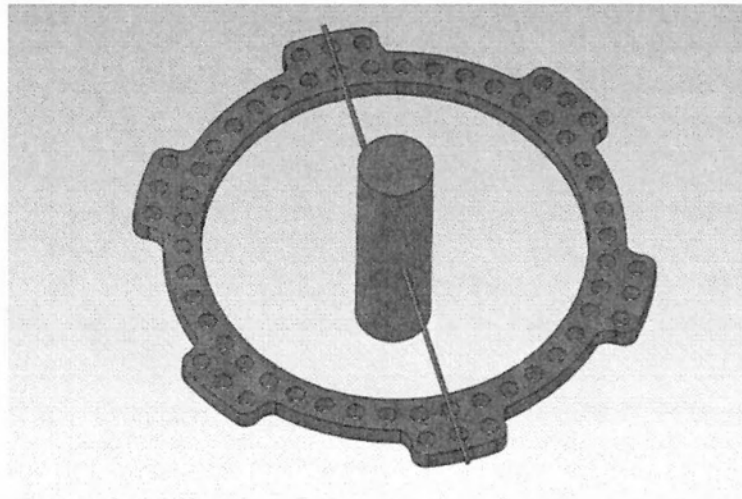
Σχήμα 33: Μοντέλο κυλίνδρου (κνήμης)

4.1.5 Τελικά σχέδια μοντέλων

Τα σχεδιασμένα εξαρτήματα εισήχθησαν στο περιβάλλον assembly του SolidWorks και με χρήση εντολών τοποθέτησης (mates) ενώθηκαν στα τελικά σχέδια (Σχήματα 34-35)



Σχήμα 34: Μοντέλο δαχτυλιδιού, half pin και οστού



Σχήμα 35: Μοντέλο δαχτυλιδιού, βελόνας και οστού

4.2 Αριθμητική διερεύνηση

Για την αριθμητική διερεύνηση έγινε χρήση των λογισμικών:

A) *SolidWorks 2012 3D CAD*

B) *Abaqus 6.10 CAE*

Γ) *Wolfram Mathematica 6*

Η απεικόνιση των αποτελεσμάτων έγινε με χρήση του λογισμικού OriginPro 8,5 .

Τα 3d σχέδια από το SolidWorks χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση με χρήση πεπερασμένων στοιχείων με τη εισαγωγή τους με μορφή (.sat) και (.step) στο πρόγραμμα Abaqus/CAE. Εφόσον γίνει η εισαγωγή της κατάλληλης γεωμετρίας ξεκινά η υπολογιστική μοντελοποίηση των στοιχείων και των διατάξεων η όποια μπορεί να χωριστεί στα εξής στάδια:

4.2.1 Δημιουργία κανάβου

Η δημιουργία του αριθμητικού μοντέλου ξεκινά με τη δημιουργία του κανάβου των πεπερασμένων στοιχείων [13]. Αρχικά επιλέγονται τα κατάλληλα στοιχεία αλλά και οι συγκεκριμένες θέσεις στις οποίες μπορούν να τοποθετηθούν οι κόμβοι και το πρόγραμμα δημιουργεί αυτόματα τον κανάβο. Η επιλογή των στοιχείων (Πίνακας 4) γίνεται με βάση τη γεωμετρία του εξαρτήματος και το είδος των δυνάμεων ενώ το μέγεθος του κανάβου (πυκνό-αραιό πλέγμα) επηρεάζει την ακρίβεια των αποτελεσμάτων και τον χρόνο επίλυσης του προβλήματος.

Για τη μοντελοποίηση του δαχτυλιδιού, του half-pin και του οστού χρησιμοποιήθηκαν τετραεδρικά ή εξαεδρικά στοιχεία ανάλογα με τη αντίστοιχη γεωμετρία. Για τη βελόνα έγινε χρήση ενός υβριδικού κανάβου με τετράεδρα στοιχεία (tetrahedral elements) και στοιχεία δοκού (beam elements) [5]. Στην επιφάνεια επαφής με το οστό χρησιμοποιήθηκαν τετράεδρα ώστε να προσεγγιστούν σωστά οι συνθήκες τριβής ενώ στη υπόλοιπη περιοχή χρησιμοποιήθηκαν στοιχεία δοκού ώστε να μειωθεί ο χρόνος εκτέλεσης του προβλήματος και να γίνει καλύτερη προσομοίωση της συμπεριφοράς κάμψης της βελόνας. Καθόλη τη διάρκεια των υπολογισμών θεωρήθηκε ότι η συμπεριφορά του συστήματος είναι γραμμικά ελαστική.

**ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ**

Πίνακας 4: Εξαρτήματα και στοιχεία μοντελοποίησης

Εξαρτήματα-Μέρη	Στοιχεία μοντελοποίησης
Δαχτυλίδι	C3D8R
Βελόνα Kirschner (Beam part)	C3D4
Βελόνα Kirschner (Solid part)	B 32-A3
Half pin	C3D8R
Οστό κνήμης	C3D4

4.2.2 Υλικά-Ιδιότητες

Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν στο αριθμητικό μοντέλο περιγράφονται στον Πίνακα 5. Οι ιδιότητες που εισήχθησαν στην ανάλυση ήταν το Μέτρο Ελαστικότητας και ο λόγος Poisson.

Πίνακας 5: Ορισμός υλικών

Υλικό	Εξάρτημα	Μετρό ελαστικότητας (E) - Gpa	Λόγος του Poisson (ν)
Χάλυβας	Βελόνα	200	0,3
Αλουμίνιο	Δαχτυλίδι	70	0,35
Τιτάνιο	Half pin	110	0,3
Οστό	Κύλινδρος	2	0,4

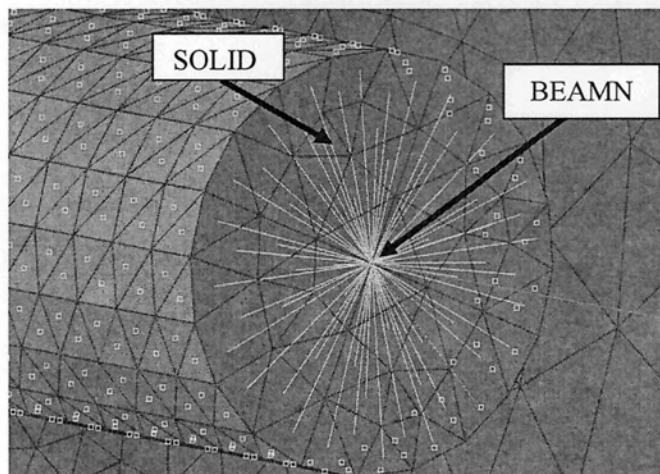
4.2.3 Κινηματικοί περιορισμοί

Η σωστή σύνδεση των εξαρτημάτων παίζει σημαντικό ρόλο στην ανάλυση καθώς οι αλληλεπιδράσεις-παραμορφώσεις των στοιχείων και η τριβή μεταξύ των διαφόρων επιφανειών επηρεάζουν το τελικό αποτέλεσμα.

Για την μοντελοποίηση της βελόνας τα τετραδικά στοιχεία ενωθήκαν με τα στοιχεία δοκού με κατάλληλο περιορισμό (Coupling/Continuum distributing) βλ. Παράρτημα.

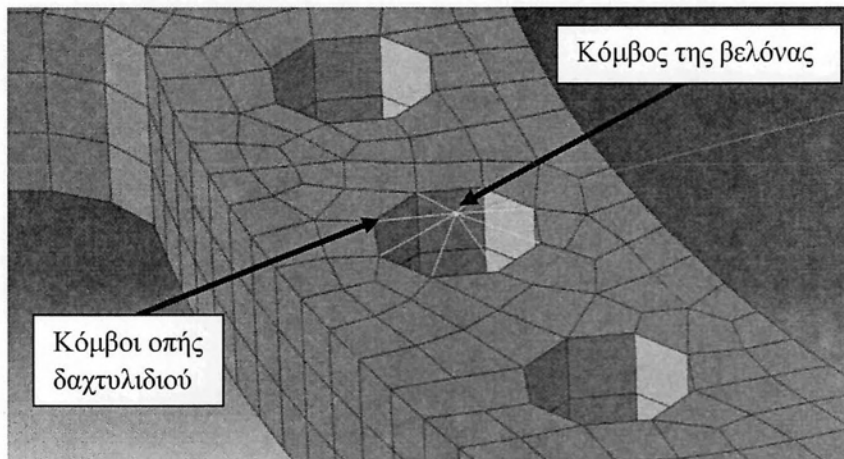
Η επιφάνεια της διατομής της βελόνας στο σημείο που αφαιρέσαμε τα τετραδικά στοιχεία, SOLIDB περιορίζεται στην κίνηση του κόμβου αναφοράς (BEAMN1), (Σχήμα 36) που είναι ο πρώτος κόμβος του στοιχείου τύπου δοκού στο σημείο αυτό.

Η εντολή *Distributing* δηλώνει ότι η ένωση αυτή θα γίνει δεσμεύοντας την κίνηση της επιφάνειας SOLIDB στην κίνηση του κόμβου αναφοράς με ένα μέσο τρόπο που επιτρέπει τον έλεγχο της μετάδοσης φορτιών μέσω συντελεστών βαρύτητας, που υπολογίζονται αυτόματα, στους κόμβους που συμμετέχουν στην ένωση (coupling).



Σχήμα 36: Ένωση στοιχείων βελόνας

Για τη σύνδεση της βελόνας με το δαχτυλίδι (Σχήμα 37) έγινε χρήση του περιορισμού (Coupling/Kinematic) , όπου ο ακραίος κόμβος της βελόνας συνδέθηκε με κινηματικό περιορισμό με ένα σύνολο κόμβων της οπής του δαχτυλιδιού βλ. Παράρτημα.



Σχήμα 37: Ένωση στοιχείων βελόνας και δαχτυλιδιού

Επίσης για τη μοντελοποίηση του half-pin η σύνδεση της εξωτερικής επιφάνειας του pin με την εσωτερική επιφάνεια της οπής του δαχτυλιδιού έγινε με χρήση της εντολής (Tie constraint) κατά την οποία οι δυο επιφάνειες συνδέονται με τέτοιο τρόπο ώστε να περιορίζεται απόλυτα η μεταξύ τους κίνηση βλ. Παράρτημα.

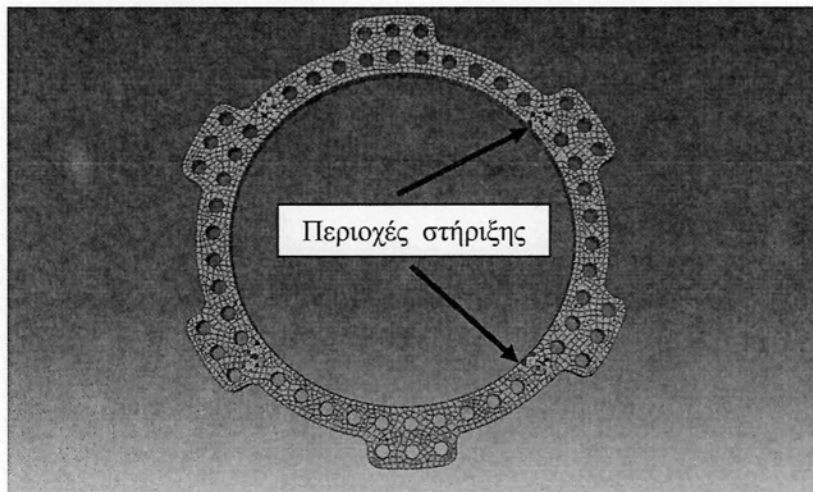
4.2.4 Επαφή επιφανειών

Στις περιπτώσεις που υπήρχε επαφή δυο επιφανειών, (βελόνα-οστό/ half-pin-οστό/ επιφάνεια πίεσης-οστό) χρησιμοποιήθηκαν συνθήκες τριβής με συντελεστή 0.2. Η εντολή που χρησιμοποιήθηκε είναι η (Contact Pair) βλ. Παράρτημα.

4.2.5 Συνοριακές συνθήκες

Για την εξαγωγή αξιόπιστων αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκαν συνοριακές συνθήκες που να αντιπροσωπεύουν κατά τον καλύτερο δυνατό τρόπο τις πραγματικές συνθήκες του πειράματος. Συγκεκριμένα το δαχτυλίδι στερεώθηκε σε τέσσερις οπές (Σχήμα 38) με περιορισμό μετατόπισης στις διευθύνσεις για τους εσωτερικούς κόμβους της κάθε οπής.

Στην προσομοίωση επιτράπηκε η δυνατότητα μετατόπισης του οστού μόνο ως προς τον κάθετο άξονα κατά την διεύθυνση δηλαδή της επιβολής φόρτισης μονοαξονικής θλίψης.



Σχήμα 38: Στήριξη δαχτυλιδιού

4.2.6 Επιβολή φορτίων

A) Επιβολή προέντασης στην βελόνα

Πριν από την άσκηση της πίεσης στην επιφάνεια του οστού δόθηκε στην βελόνα κατάλληλη προένταση (pretension). Η προένταση της βελόνας επιδρά θετικά στην ακαμψία (ιδιαίτερα αξονική) του συστήματος δαχτυλίδι-βελόνα-οστό. Για την προσομοίωση χρησιμοποιήθηκε προένταση με μέγεθος δύναμης 110 kg ή 1079 N.

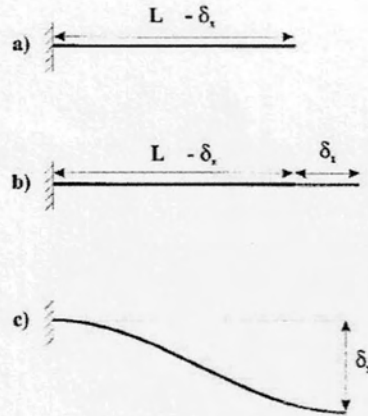
Κατά την επιβολή της προέντασης στο αριθμητικό μοντέλο ένας από τους δυο ακραίους κόμβους της βελόνας συγκρατήθηκε στο δαχτυλίδι, ενώ ο άλλος αρχικά κατατοπίσθηκε κατά δ και στη συνέχεια συγκρατήθηκε στο δαχτυλίδι με χρήση της υπορουτίνας Mpc (multi point constraint) [4,5], βλ. Παράρτημα.

Στο μοντέλο ελήφθη αρχικό μήκος βελόνας 169.64 mm ώστε μετά την προένταση (110 kg) να επιτευχθεί το επιθυμητό τελικό μήκος στα 170 mm. Οι σχετικοί υπολογισμοί φαίνονται στον Πίνακα 6.

Πινάκας 6: Υπολογισμοί προέντασης βελόνας

Δεδομένα	Τυπολόγιο	Αποτελέσματα
F = 1079 N	$A = \pi \cdot (0.9)^2 \text{ mm}^2$	$L_{\text{αρχ}} = 169.64 \text{ mm}$
$L_{\text{τελ}} = 170 \text{ mm}$	$L_{\text{αρχ}} = (E \cdot A \cdot L_{\text{τελ}}) / (E \cdot A + F)$	$\delta = 0.359655 \text{ mm}$
E = 200000 Mpa	$\delta = (F \cdot L_{\text{τελ}}) / (E \cdot A + F)$	

Στο Σχήμα 39 φαίνεται ο τρόπος με τον οποίο έγινε εισαγωγή της προέντασης και εξάσκηση θλιπτικού φορτίου εγκάρσιου στον διαμήκη άξονα της βελόνας.

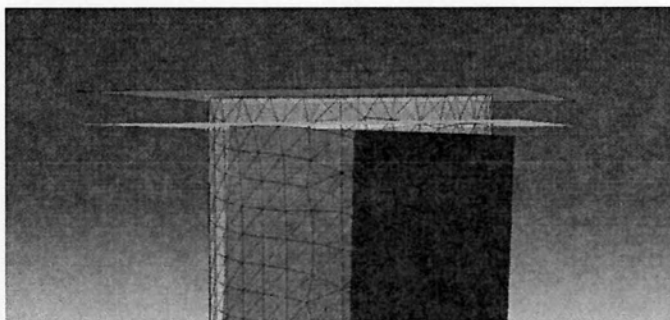


Σχήμα 39: Τα στάδια φόρτισης της βελόνας: α) δέσιμο του ενός ακραίου κόμβου της βελόνας, β) επιβολή προέντασης μέσω επιμήκυνσης δ_x και γ) επιβολή κάθετης μετατόπισης κατά δ_y

B) Επιβολή θλιπτικού φορτίου στο οστό

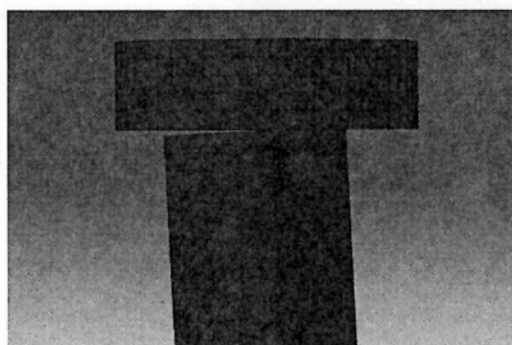
Στη συνέχεια ασκήθηκε κάθετη δύναμη στην άνω επιφάνεια του οστού μέσω επιβολής ελεγχόμενης μετατόπισης με χρήση άκαμπτης επιφάνειας (rigid surface). Η διαδικασία αυτή προσομοιώνει την μετατόπιση του εμβόλου κατά την πειραματική διαδικασία βλ. Παράρτημα.

Η επιλογή rigid surface επιφάνειας βελτιώνει την συμπεριφορά ιδιαίτερα στην περίπτωση του half pin κατά την οποία παρουσιάζεται στροφή του οστού σε σχέση με την επιφάνεια πίεσης. Αρχικά η πίεση ασκήθηκε απευθείας την επιφάνεια του οστού, όμως λόγω της στροφής του οστού η επιφάνεια αλλάζει διαρκώς προσανατολισμό με αποτέλεσμα η ασκούμενη πίεση να μην είναι διαρκώς κάθετη. Με τη χρήση της rigid surface επιφάνειας, (Σχήμα 40) επιτεύχθηκε η κάθετη επιβολή της πίεσης σε όλη τη διάρκεια του πειράματος ακολουθώντας την αντίστοιχη κίνηση του εμβόλου στο πείραμα.



Σχήμα 40: Κάθετη μετατόπιση επιφάνειας (rigid surface) & στροφή οστού

Τέλος έγινε μοντελοποίηση και για την περίπτωση αληθινού εξαρτήματος πίεσεως (Σχήμα 41) της μηχανής εφελκυσμού. Η παραπάνω προσομοίωση βοήθησε στο να εντοπιστούν τυχόν αποκλίσεις σε σχέση με τη χρήση της rigid surface. Τα δυο αυτά μοντέλα έδωσαν ακριβώς τα ίδια αποτελέσματα, οπότε επιλέχθηκε αυτό της rigid surface αφού μειώνει σημαντικά το χρόνο επίλυσης του προβλήματος από 1.5 hours σε 0.9 hours.



Σχήμα 41 : Κάθετη μετατόπιση εξαρτήματος πίεσεως & στροφή οστού

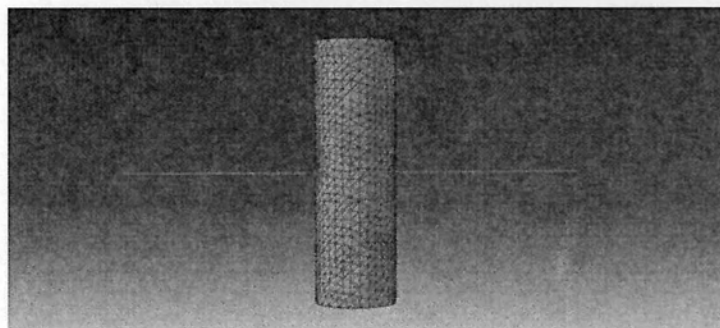
4.2.7 Μοντελοποίηση προβλήματος δαχτυλίδι-βελόνα-οστό σε τρία στάδια

Λόγω της πολυπλοκότητας του προβλήματος της βελόνας η μοντελοποίηση της τελικής διάταξης (δαχτυλίδι-βελόνα-οστό) (Σχήμα 44) χωρίστηκε σε τρία επιμέρους στάδια-πειράματα [14,15] ώστε να μελετηθούν και να ελεγχθούν καλύτερα όλες οι επιμέρους παράμετροι καθώς το πρόβλημα γίνεται πιο σύνθετο. Συγκεκριμένα

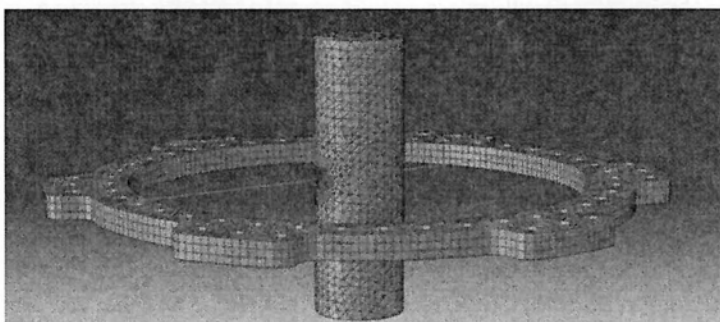
η μελέτη ξεκίνησε από το απλό μοντέλο βελόνας (Σχήμα 42) , συνεχίστηκε με το μοντέλο βελόνας-οστού (Σχήμα 43) και τελείωσε με το σύνθετο μοντέλο βελόνας-οστού-δαχτυλιδιού. Τα αποτελέσματα των μοντέλων συγκρίθηκαν με αντίστοιχες εργασίες και πειράματα ώστε να πιστοποιηθεί η ορθότητα των αποτελεσμάτων τους.



Σχήμα 42: Μοντελοποίηση απλής βελόνας



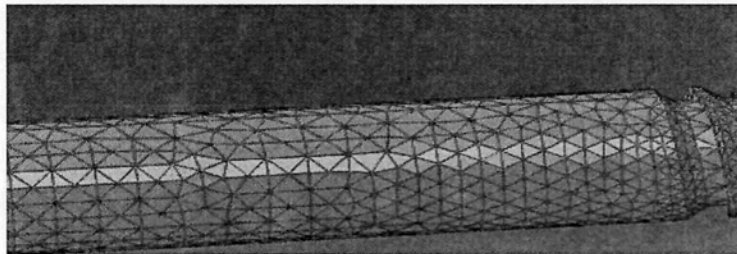
Σχήμα 43: Μοντελοποίηση βελόνας-οστού



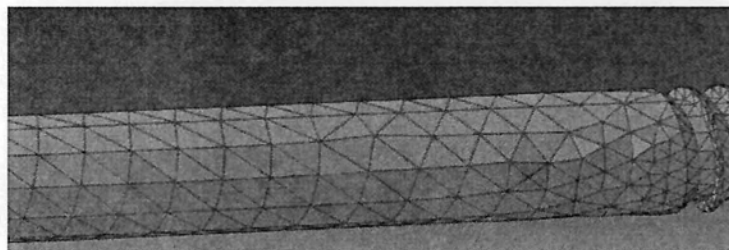
Σχήμα 44: Μοντελοποίηση συστήματος δαχτυλιδιού-βελόνας-οστού

4.2.8 Μοντελοποίηση του half pin με διαφορετικό αριθμό στοιχείων

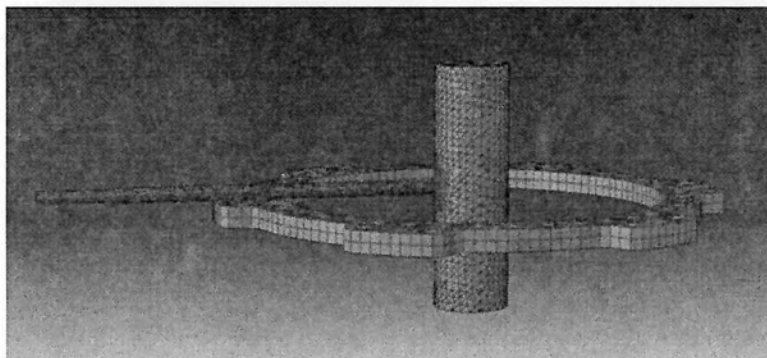
Για την αριθμητική προσομοίωση του συστήματος δαχτυλίδι-half pin-οστό (σχήμα 47) δημιουργήθηκαν αρκετά μοντέλα για το half pin (με πιο πυκνό και πιο αραιό κάναβο αντίστοιχα), (Σχήματα 45 & 46) ώστε να προκύψει ένας βέλτιστος αριθμός στοιχείων μοντελοποίησης ο οποίος δίνει αξιόπιστα αποτελέσματα και ταυτόχρονα μειώνει τον χρόνο υπολογισμού.



Σχήμα 45: Μοντέλο half-pin με πυκνό κάναβο



Σχήμα 46: Μοντέλο half-pin με αραιό κάναβο

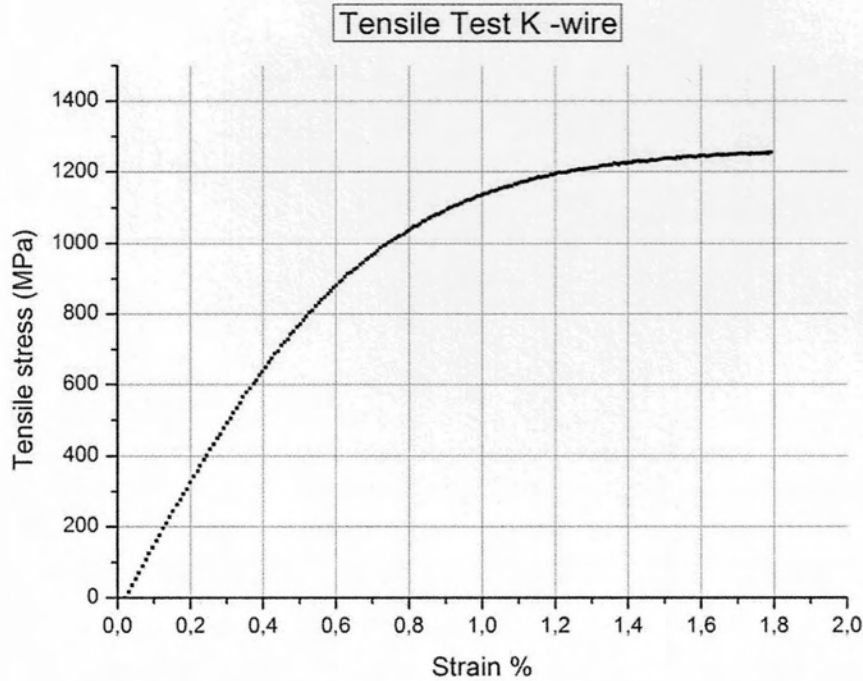


Σχήμα 47: Μοντελοποίηση συστήματος δαχτυλιδιού-half pin-οστού

5. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ – ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

5.1 Εφελκυσμός βελόνας Kirschner

Στο Σχήμα 48 παρουσιάζεται το διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης για το μονοαξονικό εφελκυσμό της βελόνας.



Σχήμα 48: Καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης (εφελκυσμός βελόνας)

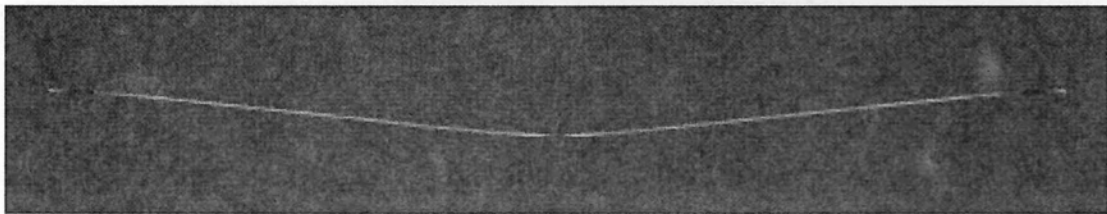
Από την καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης προέκυψαν οι μηχανικές ιδιότητες που δίνονται στον πίνακα.

Πινάκας 7: Μηχανικές ιδιότητες βελόνας

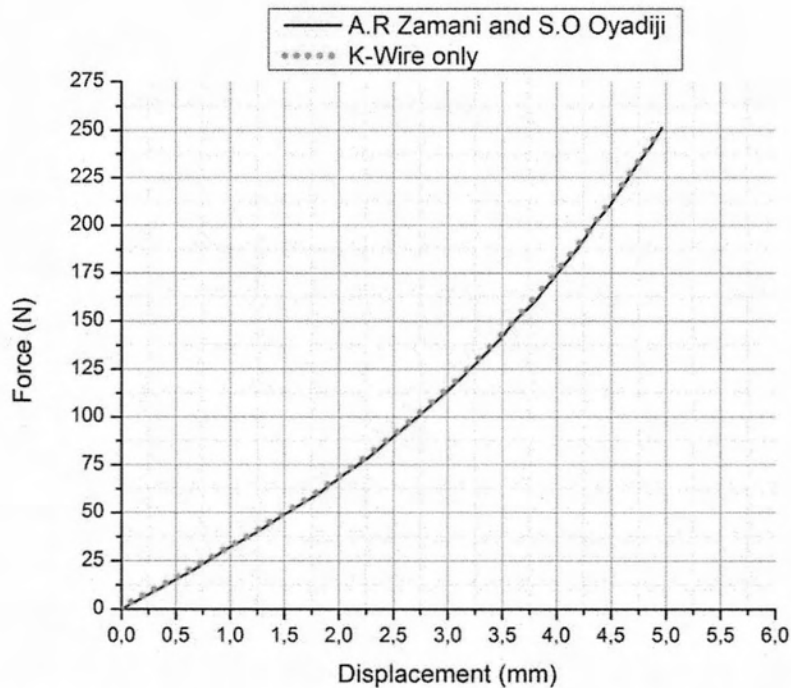
Μηχανικές ιδιότητες	Συμβολισμός	Μέγεθος
Όριο διαρροής	$\sigma_{0.2}$	700 MPa.
Μέτρο ελαστικότητας	E	200 GPa.
Όριο θραύσης	σ_{UTS}	1250 MPa.
Παραμόρφωση στη θραύση	A	1.8%

5.2 Κάμψη βελόνας Kirschner

Το απλό αριθμητικό μοντέλο της βελόνας μήκους $L=180$ mm (Σχήμα 49) με αρχική προένταση 110 kg (1079 N) για την περίπτωση φόρτισης μονοαξονικής θλίψης κατά τον άξονα του οστού, συγκρίθηκε με αντίστοιχο αριθμητικό μοντέλο της εργασίας των A.R Zamani and S.O. Oyadiji [14,15] ώστε να ελεγχθεί η αξιοπιστία του πριν την ανάλυση των πιο σύνθετων προβλημάτων. Η σύγκριση των δύο μοντέλων φαίνεται στο (Σχήμα 50) από όπου προκύπτει πολύ καλή συμφωνία των δύο.



Σχήμα 49: Κάμψη μοντέλου απλής βελόνας



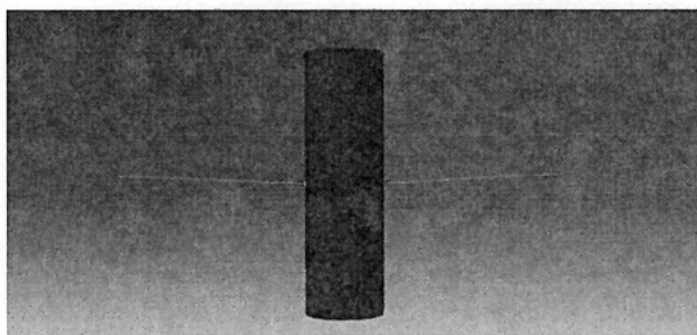
Σχήμα 50: Κάμψη μοντέλου απλής βελόνας (K-Wire only) σύγκριση με αναλυτική λύση κατά Zamani/Oyadiji

5.3 Κάμψη βελόνας Kirschner στο σύστημα βελόνα-οστό

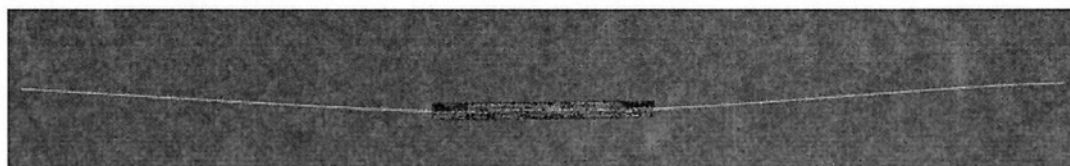
Πριν την ανάλυση του προβλήματος του συστήματος δαχτυλίδι-βελόνα-οστό κρίθηκε σκόπιμο να ελεγχθεί το αριθμητικό μοντέλο της βελόνας και του οστού (Σχήμα 51), ώστε να μελετηθούν πληρέστερα οι συνθήκες τριβής της διεπιφάνειας βελόνας-οστού αλλά και να προκύψουν χρήσιμα αποτελέσματα ως προς τη μεταβολή της ακαμψίας του συστήματος.

Η διάταξη αυτή προσεγγίστηκε με δυο διαφορετικά μοντέλα, ένα πιο απλό (slider) όπου η βελόνα μπορούσε να ολισθαίνει μέσα στο οστό χωρίς συγκεκριμένες συνθήκες τριβής (ελεύθερη ολίσθηση) και ένα δεύτερο πιο σύνθετο μοντέλο (friction) με πραγματικές συνθήκες τριβής. Η συμπεριφορά δύναμης-μετατόπισης για τα δύο προβλήματα ήταν ίδιας μορφής όπως φαίνεται στο διάγραμμα του Σχήματος 53.

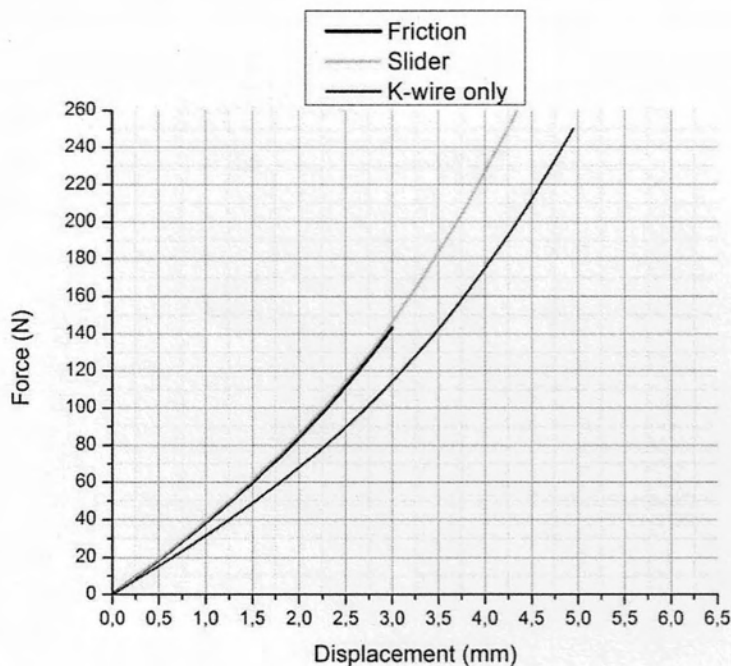
Η παρουσία οστού όπως προκύπτει από το διάγραμμα αυξάνει την ακαμψία του συστήματος σε σχέση με την ακαμψία απλής βελόνας κατά 25% για μετατόπιση ίση με 3 mm. Ο λόγος αύξησης της ακαμψίας προσδιορίζεται στον περιορισμό των μετατοπίσεων της βελόνας κατά την κάμψη στην περιοχή επαφής με το οστό ενώ η εισαγωγή συνθηκών τριβής δεν μεταβάλλει την συμπεριφορά ακαμψίας.



Σχήμα 51: Μοντέλο βελόνας-οστού



Σχήμα 52: Μοντέλο βελόνας- οστού / περιοχή επαφής



Σχήμα 53: Διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης για τα μοντέλα α) με τριβή (friction), β) χωρίς τριβή (slider) και γ) απλή βελόνα (k-wire)

5.4 Κάμψη βελόνας Kirschner στο σύστημα δαχτυλίδι-βελόνα-οστό

Στο τελευταίο στάδιο της ανάλυσης έγινε προσομοίωση της κάμψης της βελόνας στο σύστημα δαχτυλίδι-βελόνα-οστό. Για την ολοκλήρωση του μοντέλου έγινε εισαγωγή του δαχτυλιδιού και της στήριξης της βελόνας πάνω σε αυτό.

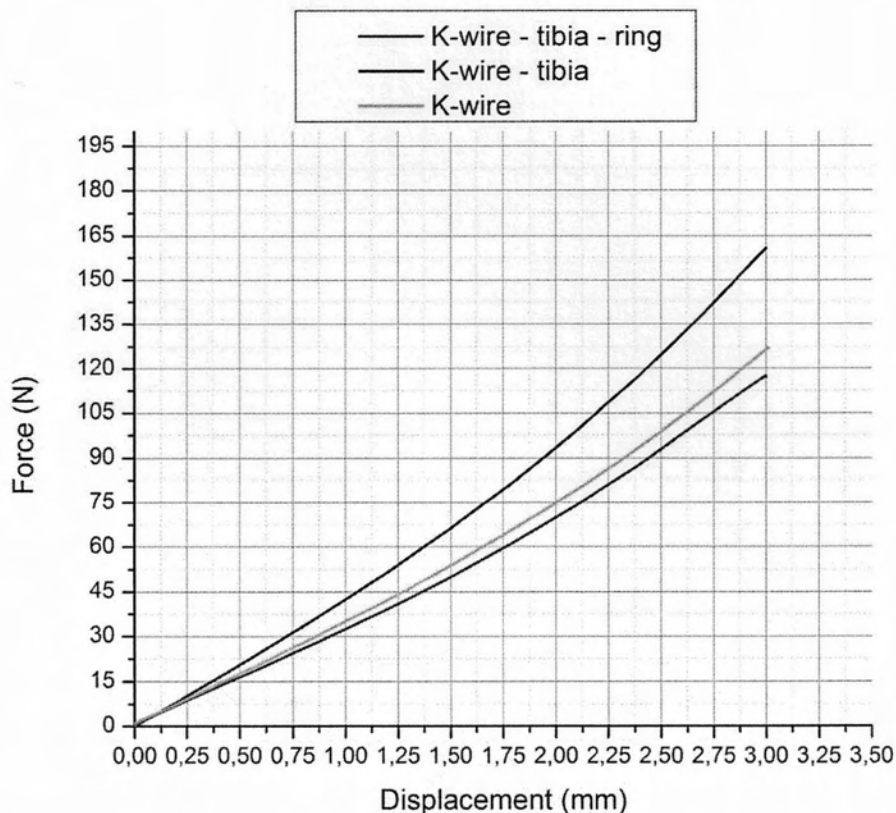
Θα πρέπει να τονισθεί ότι το συνολικό μήκος των βελονών μειώθηκε στα 170 mm από τα 180 mm των προηγούμενων πειραμάτων για τη συγκράτησή τους στα 155 mm διαμέτρου δαχτυλίδια.

Αρχικά έγινε σύγκριση της διάταξης δαχτυλίδι-βελόνα-οστό με την διάταξη (βελόνα & βελόνα-οστό) όπως φαίνεται στο σχήμα 54. Στα μοντέλα (βελόνα & βελόνα-οστό) οι ακραίοι κόμβοι στην βελόνα είχαν ληφθεί με συνθήκες στήριξης πάκτωσης ενώ στο μοντέλο με το δαχτυλίδι οι αντίστοιχοι κομβοί ενώθηκαν κινηματικά με τις οπές του δαχτυλιδιού (Κεφ. 4.2.3.).

Από τα αποτελέσματα προκύπτει ότι η μείωση της ακαμψίας που παρατηρείται στο μοντέλο δαχτυλίδι-βελόνα-οστό σε σχέση με το μοντέλο βελόνας-οστού είναι της τάξεως του 27,2% για τη καθετή στην διεύθυνση του οστού

**ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ**

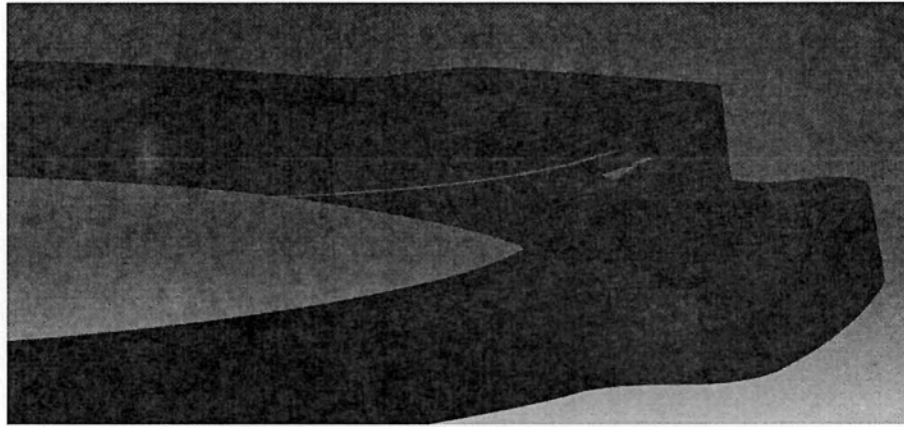
μετατόπιση 3 mm ενώ η αντίστοιχη μείωση σε σχέση με το μοντέλο της απλής βελόνας δεν ξεπέρασε το 8%. Η μείωση της ακαμψίας οφείλεται στην κάμψη του δαχτυλιδιού (Σχήμα 55) που οδηγεί με τη σειρά του σε μείωση της αρχικής προέντασης από τα 424,27 Mpa στα 359,7 Mpa (μείωση κατά 15,3 %).



Σχήμα 54: Διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης για τα μοντέλα α) απλής βελόνας (K-wire), β) βελόνας-οστού και γ) βελόνας-οστού-δαχτυλιδιού (K-wire-tibia & K-wire-tibia-ring)

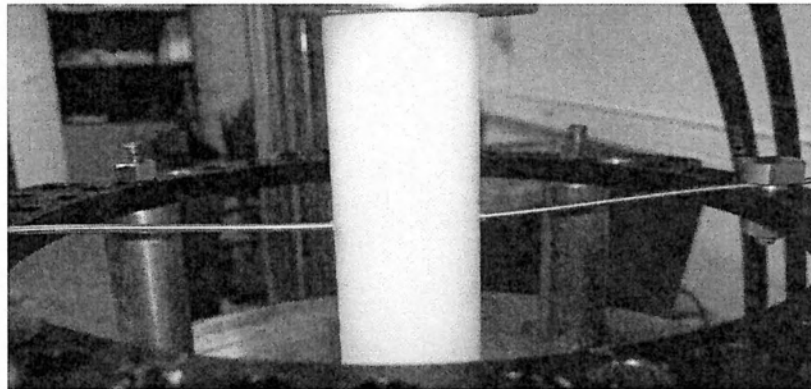
Πινάκας 8: Υπολογιστικά μοντέλα βελόνας και χρόνος υπολογισμού CPU

MONTEΛΟ	TOTAL CPU TIME
K-wire	27 sec
K-wire-tibia	1.2 hours
K-wire-tibia-ring	1.5 hours



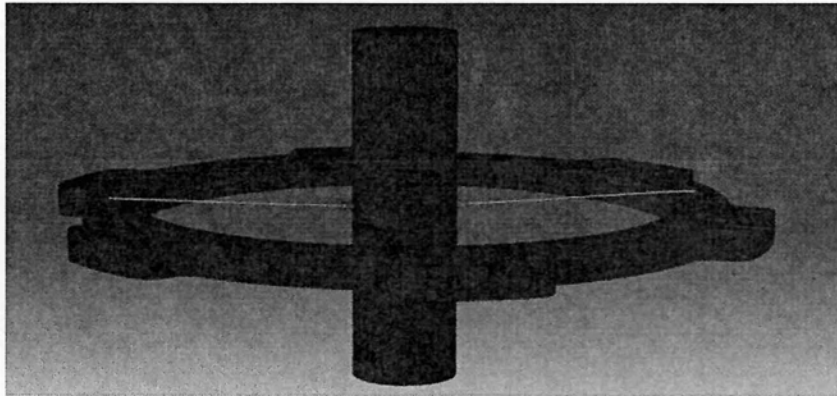
Σχήμα 55: Παραμόρφωση του δαχτυλιδιού κατά την προέκταση της βελόνας σε μεγέθυνση x100

Στο επόμενο τμήμα της εργασίας συγκρίνονται τα αναλυτικά αποτελέσματα του συστήματος δαχτυλίδι-βελόνα-οστό με τα αντίστοιχα πειραματικά με σκοπό να ελεγχθεί η αξιοπιστία του μοντέλου. Στα Σχήματα 56 και 57 παρουσιάζονται η πειραματική διάταξη και το αριθμητικό μοντέλο του συστήματος αντίστοιχα στην παραμορφωμένη τελική κατάσταση.



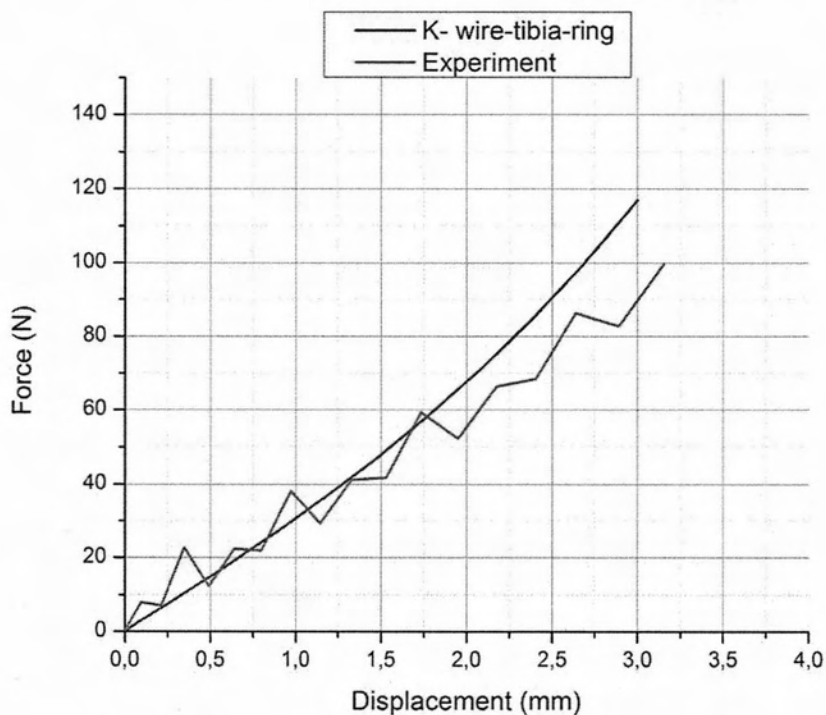
Σχήμα 56: Πειραματική προσομοίωση σύστημα δαχτυλίδι- βελόνα-οστό

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ



Σχήμα 57: Αριθμητική προσομοίωση σύστημα δαχτυλίδι- βελόνα-οστό

Η συμπεριφορά των συστημάτων (δύναμη-παραμόρφωση) κατά την εφαρμογή θλιπτικής αξονικής φόρτισης στο οστό (κάμψη βελόνας) παρουσιάζεται στο Σχήμα 58.



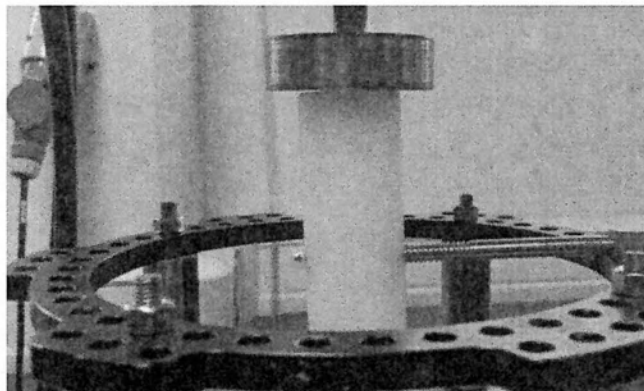
Σχήμα 58 : Διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης για το μοντέλο K-wire-tibia-ring
(Αριθμητική & Πειραματική προσομοίωση)

Για μικρές τιμές μετατόπισης παρατηρείται σύγκλιση των διαγραμμάτων δύναμης-μετατόπισης μέχρι τη τιμή μετατόπισης 2mm. Στη συνέχεια παρατηρείται μια μικρή απόκλιση μέχρι την τελική τιμή μετατόπισης των 3 mm με το μοντέλο να εμφανίζει ελαφρώς υψηλότερη δυσκαμψία καθώς μεγαλώνει το βέλος κάμψης.

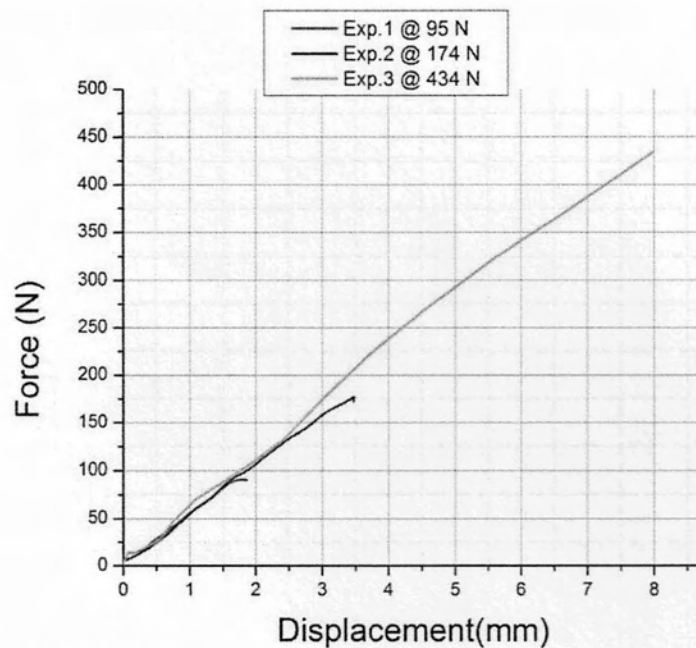
Ο λόγος για τον οποίο η ακαμψία του συστήματος είναι χαμηλότερη σε μεγάλες τιμές παραμόρφωσης μπορεί να οφείλεται σε μικροολίσθηση της βελόνας κατά τη διάρκεια του πειράματος και χαλάρωση της αρχικής προέντασης. Η ολίσθηση των βελονών είναι ένα σύνηθες φαινόμενο και για το λόγο αυτό εφαρμόζονται αρκετές τεχνικές, υψηλές ροπές σύσφιξης καθώς και ειδικά διαμορφωμένες βελόνες με ελαία για την αποφυγή του φαινομένου Μητουσίδης A.[1]. Τέλος και τα δυο σύστημα εμφανίζουν μη γραμμική συμπεριφορά φορτίου-μετατόπισης γεγονός που αυξάνει την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων.

5.5 Κάμψη half pin στο σύστημα δαχτυλίδι-half pin-οστό

Στο (Σχήμα 60) συγκρίνονται οι καμπύλες φορτίου-μετατόπισης για την περίπτωση του συστήματος δαχτυλίδι-half pin-οστό η πειραματική διάταξη του οποίου δίνεται στο (Σχήμα 59). Κατά την πειραματική προσομοίωση της διάταξης αυτής διεξήχθησαν τρία πειράματα σε μέγιστο φορτίο 95 N , 174 N και 434 N ώστε να ελεγχθεί η συμπεριφορά του στοιχείου με την αύξηση του εγκάρσιου θλιπτικού φορτίου [10]. Τα αποτελέσματα των δοκιμών έδειξαν ότι για τις τρεις περιπτώσεις φόρτισης οι καμπύλες φορτίου-μετατόπισης συμπίπτουν για χαμηλές τιμές μετατόπισης.

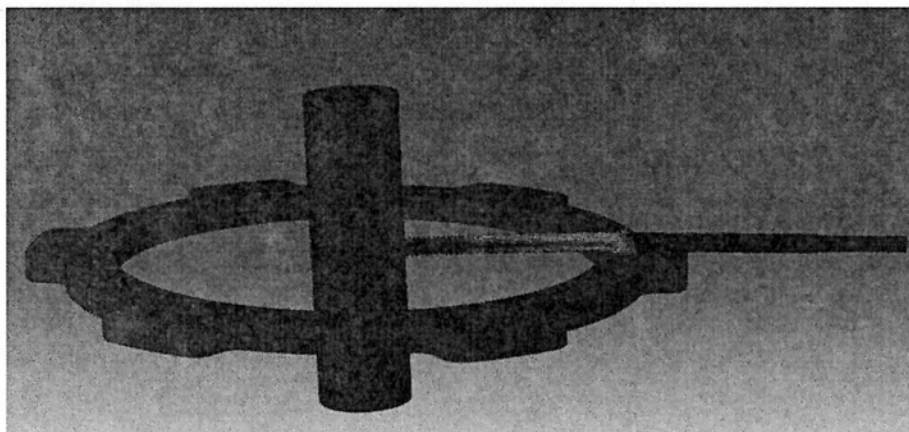


Σχήμα 59: Πειραματική προσομοίωση σύστημα δαχτυλίδι-half pin-οστό



Σχήμα 60: Διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης για τα τρία πειραματικά μοντέλα δαχτυλίδι-half pin-οστό

Στις δοκιμές μοντελοποίησης του half pin με διαφορετικό αριθμό στοιχείων βρέθηκε ότι ο αριθμός στοιχείων με τον οποίο επιτυγχάνεται για πρώτη φορά μικρή απόκλιση μεταξύ της αριθμητικής και πειρατικής μεθόδου είναι οι 71.638 στοιχεία. Συνεπώς σχεδιάστηκε αντίστοιχο μοντέλο half pin με αύξηση του αριθμού των στοιχείων κατά 50% (138.992 στοιχεία) ώστε να βρεθεί ο βέλτιστος συνδυασμός (πλήθος στοιχείων-χρόνος υπολογισμού).



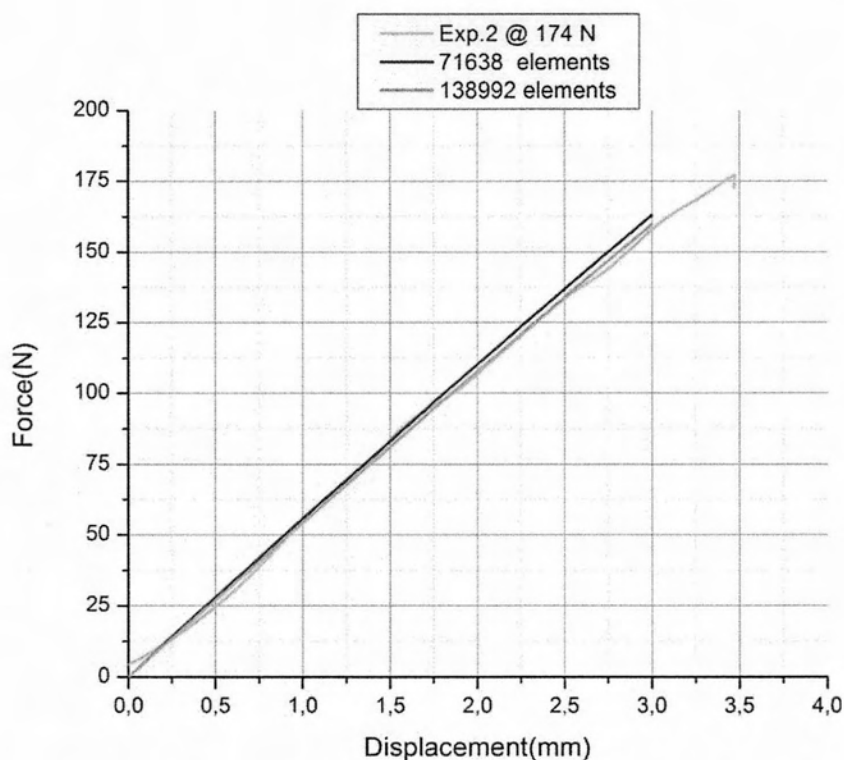
Σχήμα 61: Αριθμητική προσομοίωση σύστημα δαχτυλίδι-half pin-οστό

**ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ**

Από τη σύγκριση των δυο αποτελεσμάτων για τα half pin με διαφορετικό αριθμό στοιχείων **71.638** και **138.992** στοιχεία αντίστοιχα προκύπτει παρόμοια συμπεριφορά με μέγιστη απόκλιση **2%** για τελική μετατόπιση ίση με 3 mm. Δεδομένου του μικρού ποσοστού διαφοράς στην τελική παραμόρφωση αλλά και τη μείωση του συνολικού υπολογιστικού χρόνου κατά **50%** (Πίνακας 9), η μοντελοποίηση του half pin με **71.638** στοιχεία κρίνεται βέλτιστη. Στο (Σχήμα 62) παραθέτονται τα αποτελέσματα του πειράματος νούμερο 2 (Exp.2) μαζί με τα αντίστοιχα αριθμητικά ώστε να είναι εμφανής η σύγκλιση.

Πίνακας 9: Αριθμός στοιχείων half pin και χρόνος υπολογισμού CPU

ELEMENTS	TOTAL CPU TIME (hours)
71638	0.9
138992	1.8



Σχήμα 62: Διάγραμμα δύναμης – μετατόπισης για τα δυο μοντέλα half pin με διαφορετικό αριθμό στοιχείων & το πειραματικό μοντέλο Exp.2

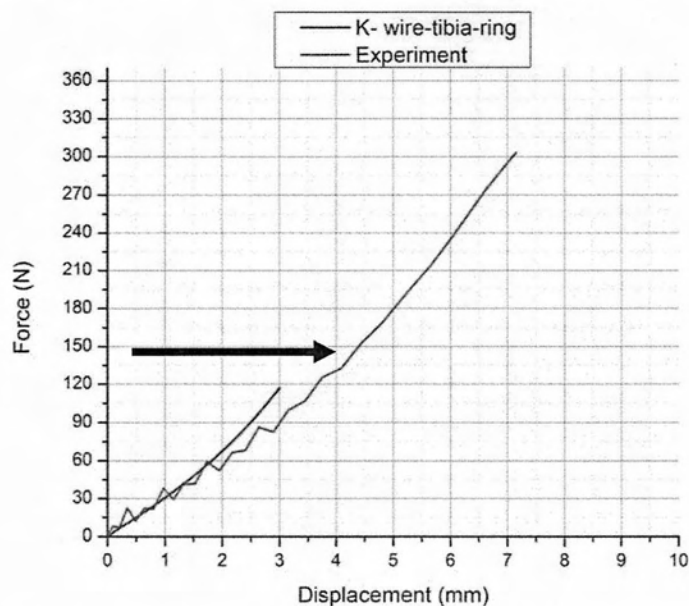
**ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ TAYLOR SPATIAL FRAME (TSF) ΓΙΑ ΤΗΝ
ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΟΣΤΕΟΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ**

Πρέπει να τονισθεί ότι τα στοιχεία του συστήματος TSF αυτά είναι σχεδιασμένα να λειτουργούν μέσα στα όρια της ελαστικής περιοχής. Συνεπώς μετατοπίσεις μεγαλύτερες της τάξης των 3mm που μελετήθηκαν κατά την πειραματική διερεύνηση κρίνονται ως ακραίες καταστάσεις και δεν συναντώνται στη πράξη.

6. ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ - ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ

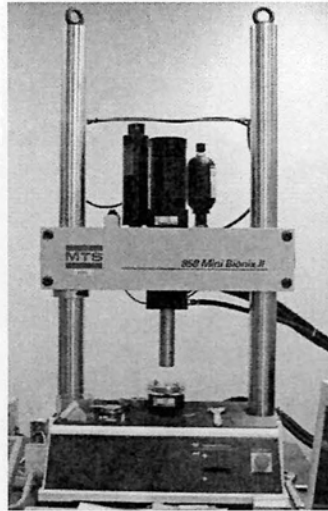
6.1 Προτάσεις για βελτίωση της πειραματικής προσομοίωσης

Το σημαντικότερο εμπόδιο που παρατηρήθηκε κατά την πειραματική προσομοίωση ήταν η συλλογή και καταγραφή των δεδομένων από την αντίστοιχη μηχανή. Ιδιαίτερα κατά την εκτέλεση των πειραμάτων με χρήση βελόνας όπου οι διακυμάνσεις (θόρυβος) δεν μας δίνουν σαφή εικόνα της μη γραμμικής συμπεριφοράς της βελόνας. Αρχικά με τη πραγματοποίηση του πειράματος με έλεγχο της μετατόπισης του εμβόλου (displacement control) παρατηρήθηκε αρκετά έντονη διακύμανση η οποία στη συνέχεια μειώθηκε αισθητά με πραγματοποίηση των πειραμάτων με έλεγχο φορτίου που ασκεί το έμβολο (load control). Παρόλα αυτά, ο θόρυβος απομακρύνεται οριστικά μετά το κατώφλι των 130 N όπως φαίνεται και στο παρακάτω διάγραμμα (Σχήμα 63). Η αδυναμία αυτή οφείλεται στη δυνατότητα της δυναμοκυψέλης (load cell) που παρουσιάζει σχετικά χαμηλή ακρίβεια για τιμές φορτίου χαμηλότερες από 100 N.



Σχήμα 63: Κατώφλι απομάκρυνσης θορύβου στην κάμψη του συστήματος
δαχτυλίδι-βελόνα-οστό

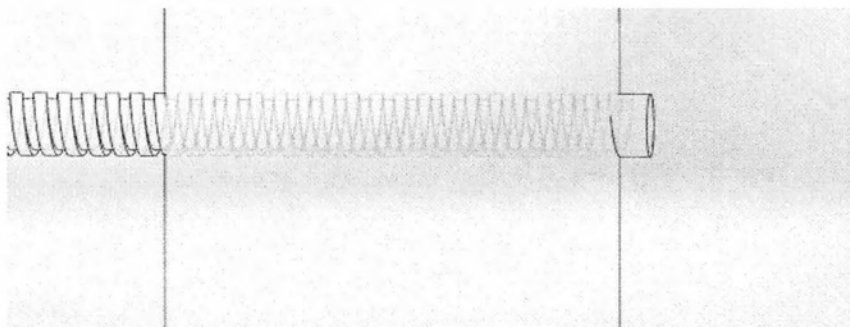
Για το λόγο αυτό συνιστάται δυναμοκυψέλη με μεγαλύτερη ακρίβεια σε μετρήσεις χαμηλών φορτιών (Σχήμα 64).



Σχήμα 64: MTS 858 Mini Bionix biomaterial testing system

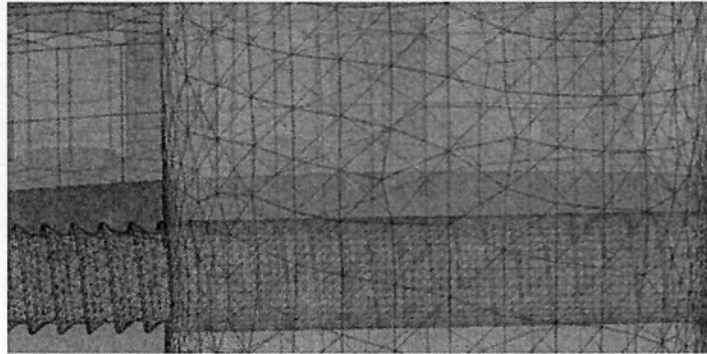
6.2 Προτάσεις για βελτίωση των αριθμητικών μοντέλων

Οι βελτιώσεις των αριθμητικών μοντέλων εστιάζονται κυρίως στο μοντέλο half pin – δαχτυλιδιού και πιο συγκεκριμένα στις συνθήκες τριβής μέσα στην επιφάνεια του οστού. Για το λόγο αυτό δόθηκε ιδιαίτερη προσοχή στη τοποθέτηση του half-pin μέσα στο οστό ώστε να υπάρχει σωστή επαφή των δυο σπειρωμάτων (εξωτερικό στο half-pin και εσωτερικό στο οστό). Πριν το στάδιο της τοποθέτησης δημιουργήθηκε με διαδικασία εσωτερικής τórνευσης στο SolidWorks (Σχήμα 65) το αντίστοιχο θηλυκό σπείρωμα στην εσωτερική επιφάνεια του οστού και εν συνεχεία οι κορυφές των σπειρωμάτων τοποθετήθηκαν κατάλληλα ώστε να συμπληρώνουν η μία την άλλη (συνθήκες διείδυσης σπειρώματος) (Σχήμα 66).



Σχήμα 65: Τα δυο σπειρώματα σε επαφή στο SolidWorks

Τα τελικά μοντέλα των σπειρωμάτων βρίσκονται στο 90% της ολοκλήρωσης τους με μοναδική εκκρεμότητα την περαιτέρω βελτίωση της εσωτερικής επιφάνειας του οστού ώστε να διευκολυνθεί η δημιουργία του κανάβου στη συγκεκριμένη περιοχή.

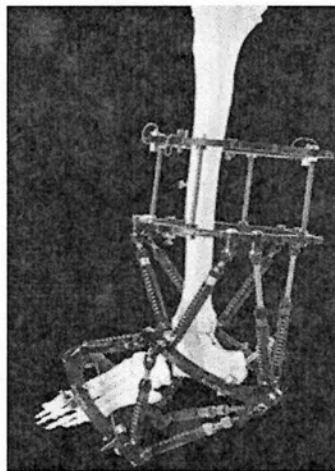


Σχήμα 66: Το τελικό μοντέλο των δυο σπειρωμάτων στο Abaqus

6.3 Προτάσεις για μελέτη στο μέλλον

Χρησιμοποιώντας τα θετικά αποτελέσματα από τη σύγκλιση της πειραματικής και αριθμητικής προσομοίωσης για τα μοντέλα δαχτυλιδιού-βελόνας-οστού και δαχτυλιδιού-half pin-οστού, η προσομοίωση και η ανάλυση ενός ολοκληρωμένου πλαισίου Taylor (Σχήμα 67) είναι το επόμενο στάδιο μελέτης.

Ένα χαρακτηριστικό μοντέλο μελέτης μπορεί να αποτελείται από 2 δαχτυλίδια και 6 τηλεσκοπικούς συνδέσμους και από ένα συνδυασμό βελόνων και half pin , για παράδειγμα 2 βελόνες ,2 half pins ώστε να προσεγγίζει μια αντίστοιχη περίπτωση κλινικής εφαρμογής.



Σχήμα 67: Ολοκληρωμένο πλαίσιο Taylor spatial frame

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Ο κώδικας των πεπερασμένων στοιχείων

1. Μοντελοποίηση της βελόνας

*COUPLING, CONSTRAINT NAME=BEAMSOLID, REF NODE=BEAMN1,
SURFACE=SOLIDB

*DISTRIBUTING

2. Σύνδεση της βελόνας με το δαχτυλίδι

*COUPLING, CONSTRAINT NAME=BEAMRING, REF NODE=BEAMLEFT,
SURFACE= RINGHOLE

*KINEMATIC

3. Σύνδεση του half pin με το δαχτυλίδι

*TIE, NAME=RINGHALFPIN

RINGHOLE, HALFPINFASTENER

4. Επαφή επιφανειών

*CONTACT PAIR, INTERACTION=FRICITION, TYPE=SURFACE TO
SURFACE,

**

SURFACE1, SURFACE2

5. Προένταση βελόνας

Δέσιμο των κόμβων (βελόνας-δαχτυλιδιού) με χρήση της υπορουτίνας MPC

*MPC,USER

1, 30021, 1000000

2, 30021, 1000000

3, 30021, 1000000

6. Επιβολή θλιπτικού φορτίου στο οστό

*SURFACE, NAME=FLOOR, TYPE=CYLINDER

*RIGID BODY, REF NODE=RFNOD, ANALYTICAL SURFACE=FLOOR

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] **Μητουσίδης Αθανάσιος**, 2011 Μελέτη της τεχνικής εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov και των εξαρτημάτων της, με στόχο την αναζήτηση - τεκμηρίωση των βέλτιστων συγκροτημάτων για διάφορα κλινικά σενάρια, Διατριβή, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, Αθήνα
- [2] **Γεωργαδάκης Γ. Απόστολος**, 2010 Εμβιομηχανική ανάλυση του κυκλικού συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, Διπλωματική εργασία, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Βόλος
- [3] **Hillard, P. J., Harrison, A. J. & Atkins, R. M.** 1998 The yielding of fine tensioned wires in the Ilizarov frame. *Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med.* 212, 37–47. (doi:10.1243/0954411981533809)
- [4] **Themis Toumanidou**, 2011 Biomechanical analysis of the Taylor Spatial Frame, M.Sc. Thesis, University of Thessaly, Department of Mechanical Engineering, Volos
- [5] **Αθανασιάδης Κωνσταντίνος**, 2012 Ανάλυση του πλαισίου εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov και μοντελοποίηση των προεντεταμένων βελονών, Διπλωματική εργασία, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Βόλος
- [6] **ASM International**, 1991 ASM Metals HandBook Volume 04 - Heat Treating, 10 edition
- [7] **ASM International**, 1991 ASM Metals HandBook Volume 09 - Metallography and Microstructures, 10 edition

- [8] **Watson, M. A., Mathias, K. J., & Maffulli, N.** 2000 External ring fixators: an overview. *Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med.* 214, 459–470. (doi:10.1243/0954411001535480)
- [9] **Watson, M. A., Mathias, K. J., Maffulli, N. & Hukins, D. W. L.** 2003a The effect of clamping a tensioned wire: implications for the Ilizarov external fixation system. *Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med.* 217, 91–98. (doi:10.1243/09544110360579295)
- [10] **Khurana, A., Byrne, C., Evans, S., Tanaka, H., & Haraharan, K.** 2010 Comparison of transverse wires and half pins in Taylor Spatial Frame: A biomechanical study. *Journal of Orthopedic Surgery and Research* 5 (23), 1- 7
- [11] **Watson, M. A., Matthias, K. J., Maffulli, N. & Hukins, D. W. L.** 2003b Yielding of the clamped-wire system in the Ilizarov external fixator. *Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med.* 217, 367–374. (doi:10.1243/095441103770802531)
- [12] **Watson, M. A., Mathias, K. J., Ashcroft, G. P., Maffulli, N., Hukins, D. W. L. & Shepherd, D. E. T.** 2005 Wire tension in the Ilizarov system: accuracy of the wire-tensioning device. *Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med.* 219, 355–359. (doi:10.1243/095441105X34310)
- [13] **ABAQUS**, Analysis User's and Theory Manuals, Version 6.10 & 6.11, ABAQUS Inc.
- [14] **Zamani, A.R. & Oyadiji, S.O.** 2008 Analytical modelling of Kirschner wires in Ilizarov circular external fixators using a tensile model. *Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med.* 222, 967–976. (doi:10.1243/09544119JEIM373)

- [15] Zamani, A.R and Oyadiji, S.O. 2008 Analytical modelling of Kirschner wires in Ilizarov circular external fixator as pretensioned slender beams, *J. R. Soc. Interface* 2009 6, 243-256. (doi:10.1098/rsif.2008.0251)



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ



004000049022