

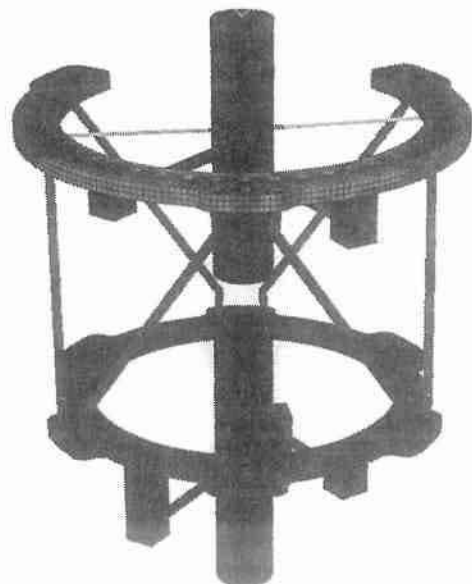
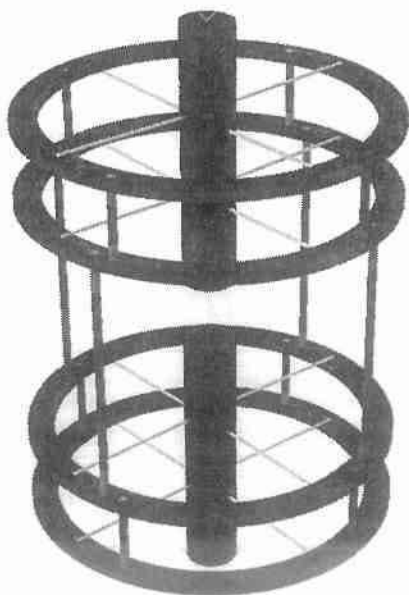
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ



Διπλωματική Εργασία

«ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΑ ΠΛΑΙΣΙΑ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗΣ ΙΛΙΖΑΡΟΝ ΚΑΙ TAYLOR SPATIAL FRAME: ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΤΟΥΣ»

ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ Γ. ΜΑΥΡΑΓΑΝΗΣ





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

Αριθ. Εισ.: 14506/1
Ημερ. Εισ.: 21-06-2017
Δωρεά: Συγγραφέα
Ταξιθετικός Κωδικός: ΠΤ – ΜΜ
2015
ΜΑΥ

© 2015 Αναστάσιος Μαυραγάνης

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).

Εγκρίθηκε από τα Μέλη της Τετραμελούς Εξεταστικής Επιτροπής:

Πρώτος Εξεταστής (Επιβλέπων)	Δρ. Αλέξης Κερμανίδης Επίκουρος Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
Δεύτερος Εξεταστής (Συν-επιβλέπων)	Δρ. Λεωνίδας Σπύρου Ερευνητής Δ', Τομέας Μηχανοτρονικής, Ινστιτούτο Έρευνας και Τεχνολογίας Θεσσαλίας/ΕΚΕΤΑ
Τρίτος Εξεταστής	Δρ. Νικόλαος Αράβας Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
Τέταρτος 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 πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγησή του, κατά τη διάρκεια εκπόνησής της.

Οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ στον διαδάκτορα του Τμήματος κ. Λεωνίδα Σπύρου, για την καθοδήγηση και την άριστη συνεργασία μας καθ'όλη τη διάρκεια της διπλωματικής μου εργασίας. Οι γνώσεις και η εμπειρία του πάνω στο θέμα ήταν κομβικής σημασίας για την επίλυση πολλών δυσκολιών που προέκυψαν κατά τη διάρκεια συγγραφής της.

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

Θερμά ευχαριστώ όλους μου τους φίλους για τη διαρκή υποστήριξή τους και για τα όμορφα χρόνια που περάσαμε μαζί.

Τέλος, ευχαριστώ με όλη μου την καρδιά την οικογένειά μου, κυρίως την αδελφή μου Παναγιώτα, τους γονείς μου Γεώργιο και Ευανθία και τους παππούδες Αναστάσιο και Παναγιώτα για την αμέριστη και ανιδιοτελή υποστήριξή τους όλα αυτά τα χρόνια μέχρι την επίτευξη του στόχου μου.

Αφιερώνω αυτή την εργασία στη μητέρα μου Ευανθία, στη γιαγιά μου Παναγιώτα και στην αδελφή μου Παναγιώτα.

Αναστάσιος Μαυραγάνης

«ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΑ ΠΛΑΙΣΙΑ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗΣ ΙΛΙΖΑΡΟΝ ΚΑΙ TAYLOR SPATIAL FRAME: ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΤΟΥΣ»

Αναστάσιος Γ. Μαυραγάνης

Επιβλέπων Καθηγητής: **Δρ. Αλέξης Κερμανίδης**, Επίκουρος Καθηγητής
Μηχανικής Συμπεριφοράς Μεταλλικών Υλικών

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

Εργαστήριο Μηχανικής και Αντοχής των Υλικών

Οκτώβριος 2015

Πίνακας περιεχομένων

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	8
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	9
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</u>	11
1.1 Ο ανθρώπινος σκελετός.....	11
1.2 Κατηγοριοποίηση ανθρώπινων οστών.....	13
1.3 Αρχιτεκτονική των οστών.....	14
1.4 Ο σκελετός των κάτω άκρων.....	15
1.5 Η κνήμη.....	16
1.6 Κατάγματα.....	17
1.7 Τύποι καταγμάτων.....	19
1.8 Η σημασία της σταθερής οστεογένεσης.....	19
1.9 Συστήματα στήριξης οστεογένεσης.....	20
1.9α. Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov.....	21
1.9β. Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Taylor Spatial Frame.....	24
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΚΥΚΛΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ ILIZAROV</u>	26
<u>2.1 Πειραματική μελέτη ολοκληρωμένης διάταξης εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov....</u>	<u>26</u>
2.1.1. Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας.....	26
2.1.2. Υπολογισμός απώλειας αρχικής προέντασης.....	28
2.1.3. Αποτελέσματα πειραματικής διαδικασίας.....	30
<u>2.2 Υπολογιστική ανάλυση ολοκληρωμένης διάταξης εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov..</u>	<u>31</u>
2.2.1 Μέθοδος παραγωγής μοντέλου.....	31
2.2.2. Επιλογή υλικών.....	35
2.2.3 Κινηματικοί περιορισμοί.....	37
2.2.4 Φόρτιση και συνοριακές συνθήκες.....	39
2.2.5 Αποτελέσματα υπολογιστικής ανάλυσης πλαισίου Ilizarov.....	40

2.3 Παραμετρική ανάλυση πλαισίου Pizarov.....	46
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ΚΥΚΛΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ TAYLOR SPATIAL FRAME.....	50
3.1 Πειραματική μελέτη ολοκληρωμένης διάταξης εξωτερικής οστεοσύνθεσης TSF.....	50
3.1.1. Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας.....	50
3.1.2. Αποτελέσματα πειραματικής διαδικασίας.....	54
3.2 Υπολογιστική ανάλυση ολοκληρωμένης διάταξης εξωτερικής οστεοσύνθεσης TSF.....	56
3.2.1 Μέθοδος παραγωγής μοντέλου.....	56
3.2.2. Επιλογή υλικών.....	63
3.2.3 Κινηματικοί περιορισμοί.....	65
3.2.4 Φόρτιση και συνοριακές συνθήκες.....	68
3.2.5 Αποτελέσματα υπολογιστικής ανάλυσης πλαισίου TSF.....	69
3.3 Παραμετρική ανάλυση πλαισίου TSF.....	83
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ΣΥΝΟΨΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	89
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι.....	91
Π1 Κατάλογος Πινάκων.....	92
Π2 Κατάλογος Διαγραμμάτων.....	93
Π3 Κατάλογος Εικόνων.....	95
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ.....	99
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	102

Περίληψη

Σκοπός: Ο σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η πειραματική μελέτη και υπολογιστική ανάλυση των πλαισίων εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov και TSF (Taylor Spatial Frame) με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) καθώς και η επίδραση διαφόρων παραμέτρων στη μηχανική συμπεριφορά των πλαισίων.

Σχεδιασμός-μεθοδολογία: Η παρούσα εργασία αποτελείται από ένα πειραματικό και ένα υπολογιστικό μέρος. Στο πειραματικό μέρος συναρμολογήθηκαν διατάξεις Ilizarov και TSF στο εργαστήριο και κατόπιν πραγματοποιήθηκαν πειραματικές δοκιμές στη μηχανή εφελκυσμού MTS 810 προκειμένου να μελετηθεί η μηχανική συμπεριφορά των πλαισίων υπό αξονική φόρτιση. Στο υπολογιστικό μέρος πραγματοποιήθηκε η ανάλυση με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων των ίδιων διατάξεων Ilizarov και TSF με αυτές που εξετάστηκαν πειραματικά. Τα πειραματικά αποτελέσματα χρησιμοποιήθηκαν για τη βαθμονόμηση των μοντελών πεπερασμένων στοιχείων. Η δημιουργία των μοντελών πεπερασμένων στοιχείων μας έδωσε τη δυνατότητα να μελετήσουμε εκτενέστερα την επίδραση ορισμένων παραμέτρων, όπως της διαμέτρου των βελονών, της διαμέτρου των δακτυλίων, της προέντασης των βελονών και του αριθμού των κατασκευαστικών στοιχείων στην αξονική ακαμψία του συστήματος.

Αποτελέσματα: Τα αποτελέσματα της ανάλυσης έδειξαν πως η αξονική ακαμψία των πλαισίων εξωτερικής οστεοσύνθεσης εξαρτάται άμεσα από τις αλλαγές των διαφόρων παραμέτρων και τον αριθμό των επιμέρους στοιχείων που απαρτίζουν το πλαίσιο. Η σταθερότητα του πλαισίου και η αξονική ακαμψία αυξάνονται με την αύξηση του αριθμού των επιμέρους στοιχείων της διάταξης και την προένταση των βελονών. Αντιθέτως η αύξηση της εσωτερικής διαμέτρου των δακτυλίων οδηγεί σε μείωση της αξονικής ακαμψίας και στιβαρότητας του πλαισίου. Παράλληλα η στιβαρότητα εξαρτάται και από το εύρος φορτίσεων στο οποίο υποβάλλεται το πλαίσιο. Συνεπώς είναι σημαντικό να προσδιορίζεται με ακρίβεια η περιοχή φορτίσεων του πλαισίου ούτως ώστε να υπολογίζεται και η αντίστοιχη ακαμψία του συστήματος.

Πρωτοτυπία-αξία: Τα αποτελέσματα που εξήχθησαν από την μηχανική ανάλυση των πλαισίων TSF και Ilizarov αποκτούν ιδιαίτερη σημασία καθώς προσδιορίζουν τη μηχανική συμπεριφορά της εκάστοτε διάταξης. Με τον τρόπο αυτό διευκολύνεται η επιλογή των κατάλληλων βιοϋλικών και των γεωμετρικών χαρακτηριστικών που πρέπει να έχει το πλαίσιο εξωτερικής οστεοσύνθεσης στο σύνολό του ούτως ώστε να επιτυγχάνεται η σταθερότητά του και να επιτελείται η λειτουργία του με βέλτιστο τρόπο. Παράλληλα τα βαθμονομημένα μοντέλα FE των πλαισίων Ilizarov και TSF θα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την πρόβλεψη της διαδικασίας επούλωσης καταγμάτων τα οποία αντιμετωπίζονται με τα συγκεκριμένα πλαίσια.

Εισαγωγή

Στις μέρες μας η εξέλιξη της μηχανικής και των επιστημών υγείας οδήγησε στη σύγκλιση των δύο αυτών επιστημονικών πεδίων και τη δημιουργία του κλάδου της εμβιομηχανικής. Με τον όρο εμβιομηχανική εννοούμε την επιστήμη εκείνη η οποία μέσω των θετικών επιστημών και της ιατρικής προσπαθεί να κατανοήσει τη συμπεριφορά και λειτουργία των διαφόρων βιολογικών συστημάτων καθώς επίσης και να δώσει λύσεις σε διάφορα προβλήματα που ενδεχομένως να εμφανιστούν σε αυτά.

Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα εφαρμογής της εμβιομηχανικής επιστήμης συναντά κανείς στον τομέα της ορθοπαιδικής μέσω της αποκατάστασης των οστεοκαταγμάτων. Τα οστά του ανθρώπινου σώματος διαδραματίζουν ρόλο εξέχουσας σημασίας καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής του ανθρώπου. Τα οστά είναι εκείνα τα οποία δίνουν τη μορφή στο ανθρώπινο σώμα, εξασφαλίζουν την προστασία των ευαίσθητων οργάνων και αποτελούν μέσο στήριξης των μυών μέσω των οποίων πραγματοποιείται η στάση, κίνηση και η ζωή γενικότερα. Αν σκεφτούμε λοιπόν ότι κατά τη διάρκεια της ζωής ενός ανθρώπου είναι εξαιρετικά πιθανή η εμφάνιση ενός οστεοκατάγματος καταλαβαίνει κανείς την επιτακτική ανάγκη για άμεση αποκατάσταση του, στο συντομότερο χρόνο και με τον πλέον ανώδυνο τρόπο για τον ασθενή.

Η διαδικασία αποκατάστασης τραυμάτων-καταγμάτων στα οστά του ανθρώπινου σώματος εξαρτάται από πολλούς παράγοντες και ιδιαίτερα από τα φορτία τα οποία ασκούνται πάνω σε αυτά σύμφωνα με τον χειρουργό Julius Wolff (1836-1902). Σύμφωνα με τον νόμο του Wolff αν οι φορτίσεις στις οποίες υποβάλλεται ένα οστό αυξηθούν τότε θα ενεργοποιηθούν βιολογικοί παράγοντες οι οποίοι θα του προσδώσουν μεγαλύτερο πάχος προκειμένου αυτό να ισχυροποιηθεί και να αντισταθεί στην επιβαλλόμενη φόρτιση. Αντιθέτως εάν η φόρτιση στην οποία υπόκειται ένα οστό μειωθεί τότε αυτό θα έχει σαν επακόλουθο την αποδυνάμωσή του και τη μείωση του πάχους του καθώς δεν θα συντρέχει λόγος για διατήρηση της υπάρχουσας οστικής μάζας το οποίο άλλωστε είναι και μεταβολικά δαπανηρό (bone remodeling).

Η ιδιότητα αυτή των οστών να αναγεννώνται αποτέλεσε το κίνητρο προκειμένου ο ρώσος ανατόμος-χειρουργός G.A. Ilizarov (1921-1992) να αναπτύξει μία τεχνική μέθοδο αποκατάστασης συντριπτικών καταγμάτων σε οστά. Η μέθοδος του αυτή στηρίχτηκε στη διαδικασία της οστεοσύνθεσης και προβλέπει την καθήλωση τμημάτων οστού μέσω ενός εξωτερικού κυκλικού πλαισίου και χρήση ειδικών ιατρικών βελονών Kirschner. Η χρήση λεπτών προεντεταμένων βελονών Kirschner πιστεύεται ότι αποτελεί το κλειδί για τις πολύ επιτυχημένες κλινικές εφαρμογές του πλαισίου Ilizarov (Fleming et al. 1989; Aronson & Harp 1992; Calhoun et al. 1992; Kummer 1992; Golyakhovsky & Frankel 1993; Podolsky & Chao 1993; Catagni et al. 1994; Aronson 1997; Bronson et al. 1998; Watson et al. 2000; Davidson et al. 2003; Mullins et al. 2003; Renard et al 2005; Board et al. 2007). Οι βελόνες αυτές είναι λείες, χαλύβδινες, μη κοχλιωτές και έχουν ενιαίο κυκλικό προφίλ 1.5 ή 1.8mm (Golyakhovsky & Frankel 1993).

Το κυκλικό πλαίσιο Ilizarov βρίσκει εφαρμογή σε ένα ευρύ φάσμα σκελετικών δυσμορφιών, βλαβών αλλά και επιμήκυνσης των οστών. Στο πλαίσιο αυτό ιδιαίτερη σημασία έχουν οι βελόνες Kirschner. Οι βελόνες Kirschner αφού διαπεράσουν το οστό εν συνεχεία προεντείνονται και καθηλώνονται σε ειδικούς δακτύλιους ή ημιδακτύλιους. Κατόπιν οι δακτύλιοι αυτοί αφού εφαρμοστούν στα τμήματα του οστού εκατέρωθεν της ενδοκαταγματικής περιοχής συγκρατούνται μεταξύ τους μέσω χαλύβδινων ράβδων.

Οι μικρομετακινήσεις των τεμαχίων του οστού έχουν ιδιαίτερη σημασία στη διαδικασία επούλωσης των καταγμάτων. Μολονότι οι ιδανικές συνθήκες επούλωσης και αποκατάστασης των τραυματισμών των οστών δεν είναι πλήρως προσδιορισμένες μελέτες έχουν δείξει ότι μεγάλες διατμητικές δυνάμεις έχουν αρνητική επίδραση (Noordeen et al. 1995; Yamaji et al. 2001; Augat et al. 2003; Schell et al. 2005) ενώ μικρές αξονικές μετατοπίσεις επιδρούν ωφέλιμα στην αποκατάσταση του τραύματος (Wolf et al. 1998; Bishop et al. 2006).

Η αξονική ακαμψία και η σταθερότητα του πλαισίου οφείλεται κυρίως στις προεταμένες βελόνες Kirschner (Podolsky & Chao 1993; Bronson et al. 1998) οι οποίες μέσω του πλαισίου μεταφέρουν τη δύναμη στα τμήματα του οστού δημιουργώντας έτσι τις κατάλληλες συνθήκες για την επούλωση και αναγέννηση των οστών. Η αξονική ακαμψία επηρεάζεται επίσης από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των δακτυλίων και βελόνων όπως επίσης και από την προένταση που επιβάλλεται σε αυτές.

Ο στόχος της παρούσας εργασίας είναι η μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς και η μηχανική ανάλυση των κυκλικών συστημάτων εξωτερικής οστεοσύνθεσης TSF και Ilizarov. Το πλαίσιο TSF αποτελείται από δακτύλιους, προεντεταμένες βελόνες Kirschner, σπειροειδείς ράβδους (half pins), τηλεσκοπικές ράβδους (struts) και πύργους στήριξης (fasteners). Το πλαίσιο Ilizarov αποτελείται από δακτύλιους και προεντεταμένες βελόνες Kirschner. Η μελέτη αποτελείται από πειραματικό μέρος, στο οποίο συναρμολογείται η διάταξη του πλαισίου Ilizarov και TSF και υποβάλλονται σε θλιπτική φόρτιση και από υπολογιστικό μέρος στο οποίο δημιουργούνται αριθμητικά μοντέλα για την προσομοίωση του πειράματος. Εξετάζεται επίσης η επίδραση διαφόρων παραμέτρων στη συνολική ακαμψία του συστήματος.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1.1 Ο ανθρώπινος σκελετός

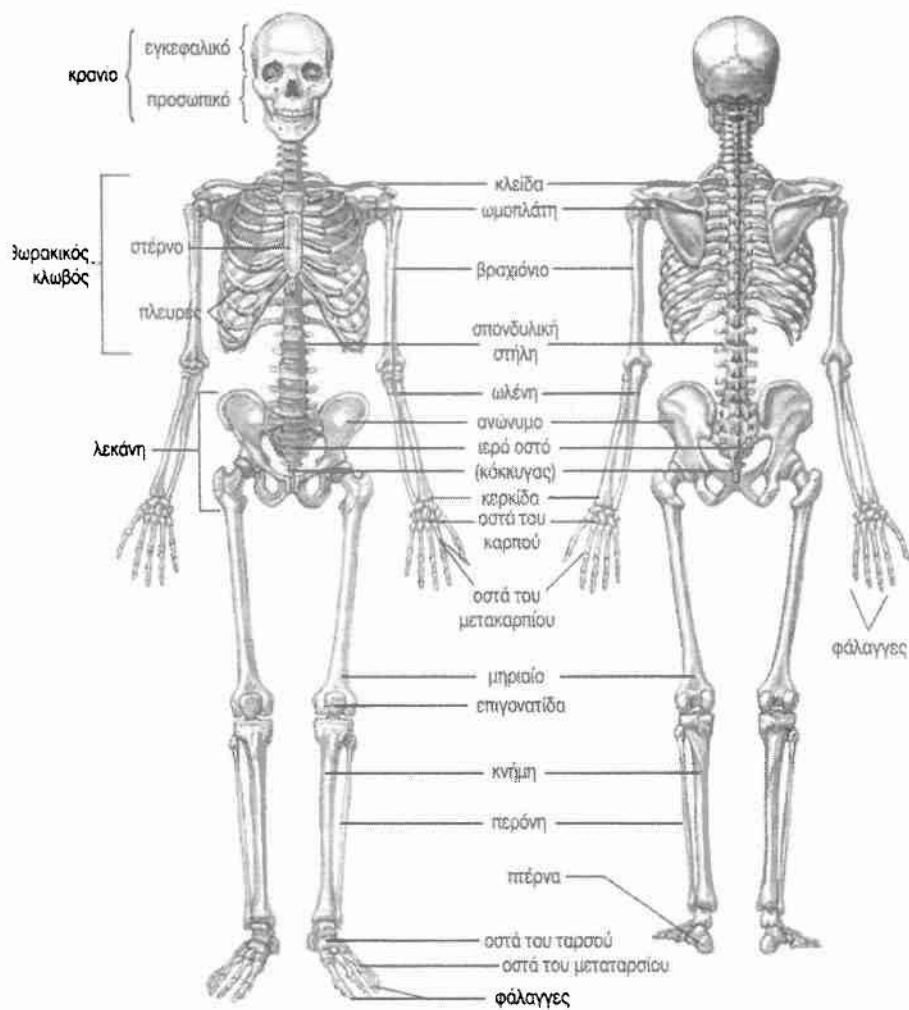
Το σκελετικό σύστημα παρουσιάζει εξέχουσα σημασία τόσο από εμβιομηχανικής όσο και από βιολογικής πλευράς. Ο ανθρώπινος σκελετός αποτελείται από μεμονωμένους υπόλευκους σκληρούς ιστούς με τους οποίους συνδέονται τα υπόλοιπα μαλακά μέρη του σώματος. Τα συστατικά υλικά που συνθέτουν το οστό του προσδίδουν εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες. Πρόκειται για ένα σύνθετο υλικό το οποίο αποτελείται σε ποσοστό 60-70% από ανόργανα άλατα ενώ το υπόλοιπο 30% καταλαμβάνεται από οργανικό υπόστρωμα και νερό. Το κύριο ανόργανο συστατικό είναι ένα κρυσταλλικό άλας που συναντάται στη φύση και ονομάζεται υδροξυαπατίτης $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$. Η οργανική φάση αποτελείται κατα 90% από κολλαγόνο τύπου I ενώ το υπόλοιπο 10% καταλαμβάνεται από μια ποικιλία χημικών ενώσεων όπως γλυκοπρωτεΐνες, λιπίδια και ένζυμα. Το κολλαγόνο αποτελεί το βασικό κατασκευαστικό συστατικό μιας οργανικής μήτρας μέσα στην οποία αποκτά τη μορφή του το ανόργανο συστατικό. Παράλληλα η ινώδης μορφή του προσφέρει σε αυτό σημαντική σκληρότητα και υψηλή αντοχή σε εφελκυσμό. Χάρη στο κολλαγόνο το οστό αποκτά ελαστικότητα και μειωμένη δυσθραυστότητα.

Όλες οι καθημερινές δραστηριότητες του ανθρώπου λαμβάνουν χώρα χάρη στις μηχανικές ιδιότητες των οστών. Οι οργανικές ενώσεις του οστίτη ιστού εμπλουτισμένες με κρυστάλλους υδροξυαπατίτη διαμορφώνουν μία σκληρή άκαμπτη οστεϊκή μάζα ικανή να αντισταθεί στις εφαρμοζόμενες φορτίσεις που αναπτύσσονται κατά τη διάρκεια των διαφόρων δραστηριοτήτων όπως η βόδιση, το τρέξιμο, η άσκηση. Η ακαμψία που χαρακτηρίζει τα οστά οφείλεται στις φυσικοχημικές ιδιότητες της άνοργανης φάσης του υδροξυαπατίτη. Το κρυσταλλικό αυτό άλας επιδεικνύει υψηλή αντοχή σε θλίψη αλλά χαμηλή αντοχή σε εφελκυσμό. Οι ιδιότητες βέβαια αυτές εξαρτώνται άμεσα από τη χημική του σύσταση στην οστεϊκή μάζα καθώς αυτή μεταβάλλεται κατά τη διάρκεια της ζωής ενός ανθρώπου. Τα οστά αναπλάθονται και αναδομούνται στο στάδιο της ανάπτυξης ή της επιδιόρθωσης μικροβλαβών με αποτέλεσμα να αλλάζει το μέγεθος και η μορφή τους έτσι ώστε να εξασφαλίζεται η ορθή λειτουργία του ανθρώπινου οργανισμού.

Όπως γίνεται λοιπόν κατανοητό τα οστά διαδραματίζουν πρωταγωνιστικό ρόλο στον κύκλο ζωής ενός ανθρώπου. Πρόκειται για πολύπλοκες δομικές μονάδες με αιμάτωση και σύνθετους κυτταρικούς πληθυσμούς (οστεοκύτταρα, οστεοβλάστες κτλ) οι οποίοι εγγυώνται τη συνεχή συντήρηση και αναδόμησή τους. Αξίζει να αναφέρουμε πως το ανθρώπινο σκελετικό σύστημα ενός ενήλικα ανθρώπου απαρτίζεται συνολικά από 206 διαφορετικά οστά. Ορισμένες από τις πολλαπλές λειτουργίες που επιτελεί ο ανθρώπινος σκελετός παρατίθενται παρακάτω :

- Αποτελεί τον κύριο στηρικτικό μηχανισμό του ανθρώπινου σώματος.
- Εξασφαλίζει την φυσιολογική κίνηση του σώματος μεταφέροντας τις δυνάμεις που αναπτύσσονται από το ένα σημείο του σώματος στο άλλο μέσω της μυϊκής σύσπασης.

- Προφυλάσσει ουσιώδη και ευπαθή όργανα του ανθρώπινου σώματος όπως η καρδιά, ο εγκέφαλος, οι πνεύμονες.
- Αποτελεί τη βιοχημική αποθήκη του οργανισμού σε ιόντα όπως ασβεστίου, φωσφόρου, νατρίου, μαγνησίου μέσω των οποίων επιτυγχάνεται η νευρομυϊκή διεγερσιμότητα και η διεξαγωγή πληθώρας σημαντικών κυτταρικών λειτουργιών.
- Σχηματίζει το πλαίσιο όπου βρίσκεται ο μυελός των οστών μέσα στον οποίο παράγονται τα ερυθρά και λευκά αιμοσφαίρια, τα αιμοπετάλια και ορισμένα λεμφοκύτταρα.



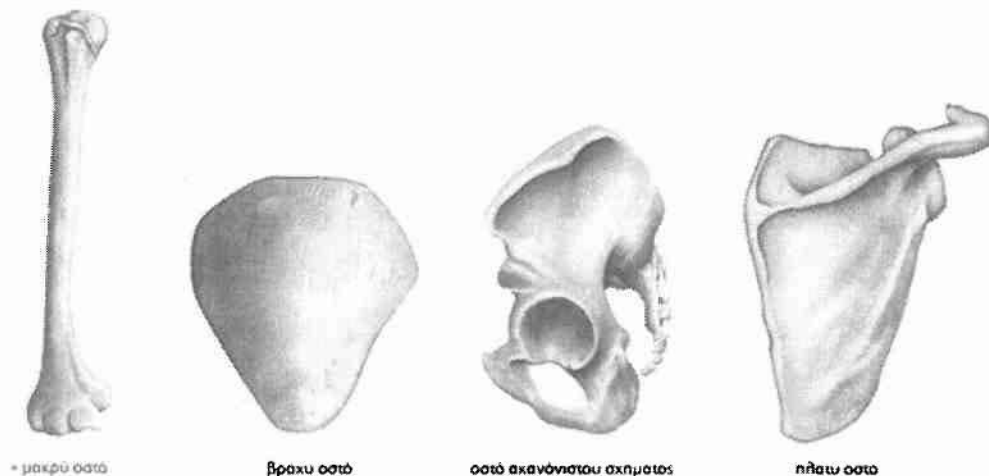
Εικόνα 1: Το σκελετικό σύστημα ενός ενήλικα ανθρώπου (πηγή: www.humananhealth.blogspot.com)

1.2 Κατηγοριοποίηση ανθρώπινων οστών

Τα οστά του ανθρώπινου σώματος ανάλογα με τις διαστάσεις και το σχήμα τους μπορούν να ομαδοποιηθούν ως εξής:

- α) Επιμήκη ή αυλοειδή οστά στα οποία το μήκος υπερτερεί του πλάτους και του πάχους (π.χ. κνήμη, ωλένη, βραχιόνιο).
- β) Πλατέα ή επίπεδα οστά στα οποία το μήκος και το πλάτος υπερτερούν (π.χ. ωμοπλάτη, οστά κρανίου).
- γ) Βραχέα οστά στα οποία και οι τρεις διαστάσεις είναι ίδιες (π.χ. σπόνδυλοι, ταρσός).
- δ) Ακανόνιστου σχήματος οστά (π.χ. καρπός, ποδοκνημική άρθρωση).
- ε) Πλευρικά οστά

Οι διαφορές που εμφανίζουν τα οστά ως προς το μέγεθος και τη μορφή τους οφείλεται στο γεγονός ότι κάθε ένα από αυτά έχει να επιτελέσει ένα ξεχωριστό ρόλο με αποτέλεσμα το καθένα να προσαρμόζεται έτσι ώστε να μπορεί να ανταποκριθεί στις φορτίσεις που δέχεται και στις ανάγκες του ανθρώπινου σώματος. Η επιφάνεια τους επίσης είναι τραχειά, ανώμαλη και εμφανίζει διάφορες αποφύσεις ενώ το σχήμα τους πολλές φορές παρουσιάζει ομοιότητες με διάφορα αντικείμενα από τα οποία παίρνουν το όνομά τους.



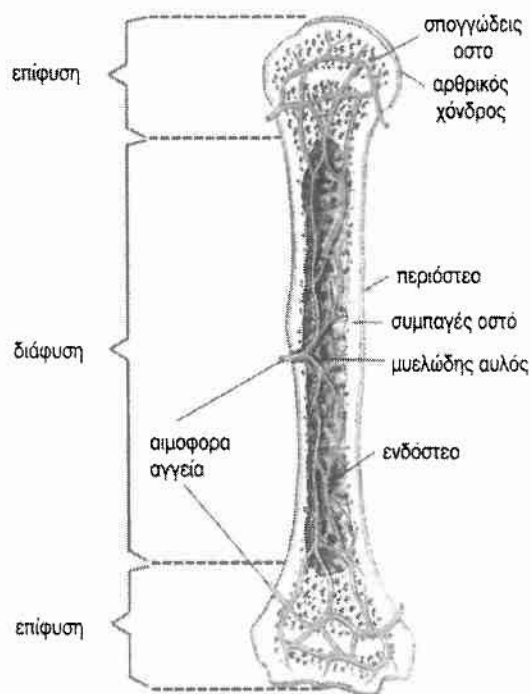
Εικόνα 2: Κατηγορίες οστών ανάλογα με το σχήμα και τη γεωμετρία τους (πηγή: egpaid.blogspot.com)

1.3 Αρχιτεκτονική των οστών

Η αρχιτεκτονική δομή των οστών του ανθρώπινου σώματος είναι ιδιαίτερα σύνθετη. Παρ'όλα αυτά μπορεί κανείς να διακρίνει δύο βασικές κατηγορίες οστίτη ιστού ο οποίος αποτελεί τη δομική μονάδα σύνθεσης των οστών. Έτσι ένα οστό μπορεί να αποτελείται από από το εξωτερικό ή φλοιώδες οστό και από το εσωτερικό ή σπογγώδες οστό.

Κατά μήκος των μακρέων οστών διακρίνει κανείς το κύριο-κεντρικό μέρος του οστού που ονομάζεται διάφυση και στο οποίο υπερτερεί ο φλοιώδης οστίτης ιστός. Εσωτερικά του φλοιώδους οστού βρίσκεται ο μυελώδης αυλός και μικρή ποσότητα σπογγώδους οστού. Αντιθέτως στα άκρα των οστών τα οποία ονομάζονται επιφύσεις παρατηρείται μεγάλη ποσότητα σπογγώδους οστού το οποίο περικλύει τη μυελική κοιλότητα ενώ η ποσότητα του συμπαγούς οστού στην περιοχή αυτή είναι μικρότερη. Πιο συγκεκριμένα η δομή των μακρών οστών αποτελείται κατα 80% από συμπαγή οστίτη ιστό σε αντίθεση με τα βραχέα και πλατέα οστά στα οποία κύριο δομικό συστατικό είναι το σπογγώδες όστο.

Σε μικροσκοπική κλίμακα το δομικό συστατικό τόσο του φλοιώδους όσο και του σπογγώδους οστού είναι το ίδιο. Παρ' όλα αυτά η οστική τους πυκνότητα δηλαδή η ποσότητα μάζας οστίτη ιστού ανά μονάδα όγκου διαφέρει γεγονός που προσδίδει στο οστό χαρακτηριστικά ανισοτροπικής συμπεριφοράς. Στο γεγονός αυτό επίσης οφείλεται η διαφορετική μηχανική συμπεριφορά που εμφανίζουν φλοιώδες και σπογγώδες οστό.

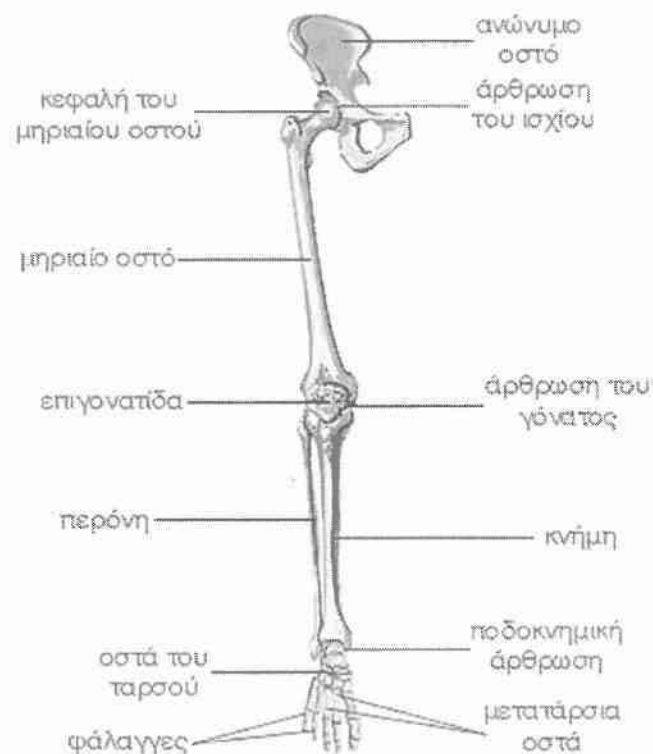


Εικόνα 3: Αρχιτεκτονική δομή μακρέος οστού. Διακρίνονται το συμπαγές και σπογγώδες οστό στις περιοχές της διάφυσης και επιφύσης (πηγή: <http://ebooks.edu.gr/modules/ebook/show.php/DSGL-A105/43/270,1253/>)

1.4 Ο σκελετός των κάτω άκρων

Το σκελετικό υποσύστημα του κάτω άκρου στο ανθρώπινο σώμα αποτελείται από το ανώνυμο οστό, το μηριαίο οστό, την κνήμη και το σκελετό του άκρου ποδιού. Το μηριαίο οστό αποτελεί το μεγαλύτερο οστό του ανθρώπινου σώματος. Στην περιοχή της κνήμης διακρίνουμε δύο οστά αυτά της κνήμης και της περόνης. Στην περιοχή του άκρου ποδιού διακρίνουμε τον τάρσο με 7 οστά, τα 5 μετατάρσια οστά και τις φάλαγγες των δακτύλων.

Στην κεφαλή του μηριαίου οστού διακρίνουμε την μεγαλύτερη από τις αρθρώσεις του ανθρώπινου σώματος η οποία ονομάζεται ισχίο και συνδέει το μηριαίο οστό με τη λεκάνη. Το μηριαίο οστό συνδέεται με την κνήμη μέσω της άρθρωσης του γόνατος στην οποία παρατηρείται ένα επιπλέον οστό αυτό της επιγονατίδας. Η ποδοκνημική άρθρωση συγκαταλέγεται και αυτή στις μεγάλες αρθρώσεις και βοηθάει στη σύνδεση της κνήμης με το άκρο πόδι. Μικρότερες σε μέγεθος αλλά επίσης σημαντικές είναι οι αρθρώσεις στο σκελετό του άκρου ποδιού οι οποίες τοποθετούν σε σειρά και συνδέουν τον τάρσο, τα μετατάρσια οστά και τις φάλαγγες ούτως ώστε να επιτυγχάνεται με ασφάλεια η βάρδια και κίνηση του ανθρώπου.



Εικόνα 4: Η σκελετική δομή του κάτω άκρου (πηγή : http://mde-didaktiki.biol.uoa.gr/mde9/papaioannou/katw_akro.html)

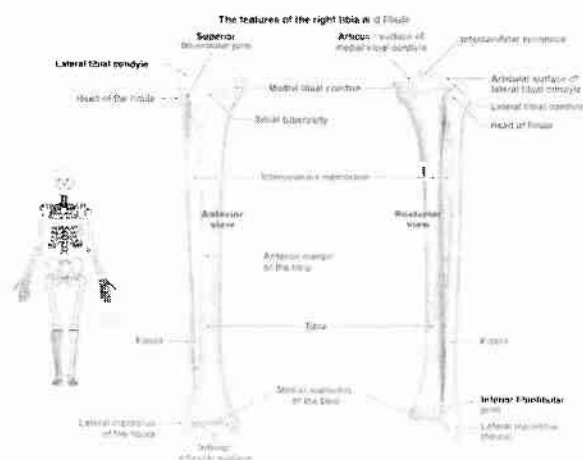
1.5 Η κνήμη

Με τον όρο κνήμη εννοούμε το τμήμα εκείνο του οστού που βρίσκεται χωρικά μεταξύ της άρθρωσης του γόνατος και της ποδοκνημικής. Το οστό της κνήμης αποτελείται από δύο μακριά οστά: το οστό της κνήμης (tibia) εσωτερικά και το οστό της περόνης (fibula) εξωτερικά. Στο χώρο μεταξύ των δύο αυτών μακρέων οστών βρίσκεται το μεσόστεο.

Στο επάνω μέρος του οστού της κνήμης βρίσκονται δύο εσοχές οι οποίες ονομάζονται κνημιαίοι κόνδυλοι. Μέσω αυτών των κονδύλων γίνεται η σύνδεση της κνήμης με το μηριαίο οστό. Στο κάτω μέρος του μηριαίου οστού υπάρχουν δύο εξοχές τα λεγόμενα μηριαία σύστοιχα. Τα μηριαία σύστοιχα εισέρχονται στους κονδύλους της κνήμης και έτσι πραγματοποιείται η ένωση των δύο οστών. Στο κατώτερο σημείο της κνήμης, την κάτω επίφυση, πραγματοποιείται η σύνδεσή της με τον αστράγαλο μέσω της αρθρικής επιφάνειας. Στο εσωτερικό αυτής της ένωσης δημιουργείται μία πλατιά απόφυση το λεγόμενο έσω σφυρό.

Μεταξύ των δύο κνημιαίων κονδύλων πιο συμπαγής είναι ο εσωτερικός και ιδίως στην περιοχή όπου διέρχεται ο μηχανικός άξονας της κνήμης κατά την στροφική κίνηση της άρθρωσης του γόνατος. Ο εξωτερικός κόνδυλος παρουσιάζει υποστηρίξεις που εκτείνονται από τον ανατομικό άξονα έως την κεφαλή της περόνης. Ως κεφαλή της περόνης ορίζεται το ανώτερο μέρος της το οποίο ενώνεται με το άνω μέρος της κνήμης. Το κατώτερο τμήμα της περόνης ονομάζεται έξω σφυρό.

Η κνήμη αποτελεί τον κύριο μηχανισμό στήριξης του ανθρώπινου σώματος. Το οστό της κνήμης είναι το μεγαλύτερο σε μέγεθος και πιο δυνατό από τα οστά που βρίσκονται στην περιοχή κάτω από το γόνατο. Είναι το οστό εκείνο που δύναται να αντέξει το μεγαλύτερο βάρος από όλα τα υπόλοιπα οστά του ανθρώπινου σκελετού. Ενδεικτικά αξίζει να αναφερθεί πως κατά τη διάρκεια του βαδίσματος η κνήμη δέχεται αξονικό φορτίο έως και 4,7 φορές το συνολικό σωματικό βάρος. Η ονομασία του προέρχεται από το ελληνικής προελεύσεως φλόαυτο το οποίο ήταν γνωστό και ως tibia. Στην περιοχή της άνω επίφυσης το οστό της κνήμης επεκτείνεται, στην περιοχή της διάφυσης στενεύει ενώ στην περιοχή της κάτω επίφυσης επεκτείνεται επίσης αλλά σε μικρότερο βαθμό.



Εικόνα 5: Τα οστά της κνήμης και περόνης (πηγή : allinonehomeschool.com/science-year-1/)

1.6 Κατάγματα

Οι καθημερινές δραστηριότητες ενός ανθρώπου όπως η βάδιση, το τρέξιμο και η άσκηση υποβάλλουν τα οστά σε διαρκείς μηχανικές καταπονήσεις. Ενδεικτικά θα μπορούσαμε να αναφέρουμε ότι κατά τη διάρκεια του τρεξίματος το ισχίο ενός ανθρώπου μπορεί να δεχτεί δύναμη ίση με το τετραπλάσιο του σωματικού βάρους, ενώ κατά τη βάδιση η δύναμη αυτή παίρνει τιμές έως και δύο φορές το σωματικό βάρος. Παρομοίως κατά την διαδικασία ανύψωσης ενός αντικειμένου οι κατώτεροι σπόνδυλοι της σπονδυλικής στήλης υφίστανται μεγάλο μεγέθους θλιπτικές δυνάμεις. Έτσι γίνεται κατανοητό πως η ανάγκη αντοχής των οστών στις εφαρμοζόμενες σε αυτά φορτίσεις γίνεται επιτακτική.

Με τον όρο θραύση ή κάταγμα ενός οστού εννοούμε τη δημιουργία ρωγμής σε αυτό με αποτέλεσμα να διακόπτεται η συνέχειά του.

Τα κατάγματα σε ένα οστό μπορούν να συμβούν με διαφόρους τρόπους, μερικοί από τους οποίους αναφέρονται παρακάτω:

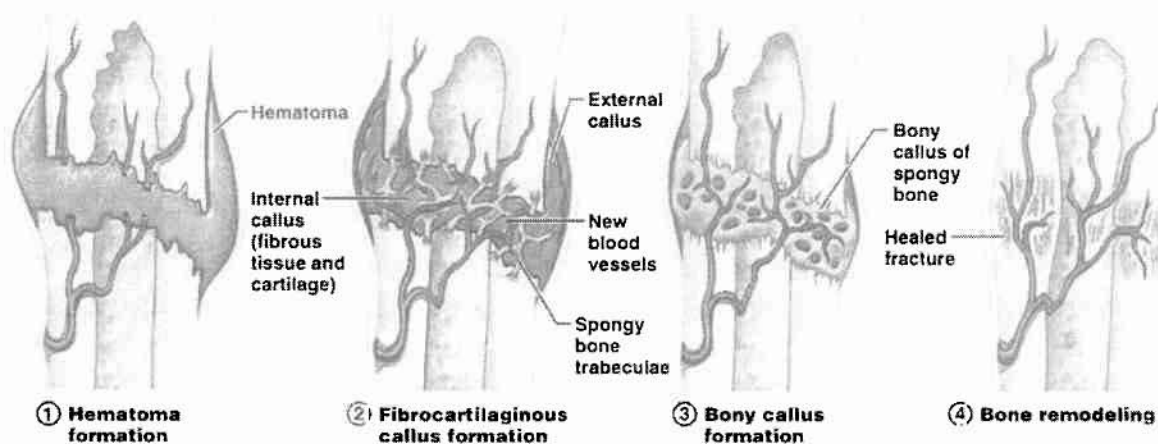
- Πτώση ή κάποιου είδους τραυματισμός είναι οι συνηθέστερες αιτίες δημιουργίας κατάγματος.
- Καταπονήσεις των οστών σε υψηλές φορτίσεις για μεγάλο χρονικό διάστημα οδηγούν σε κατάγματα κοπώσεως. Αυτής τη κατηγορίας κατάγματα εμφανίζονται κυρίως σε αθλητές.
- Αποτέλεσμα κάποιας ασθένειας των οστών όπως είναι η οστεοπόρωση κατά την οποία αυξάνεται η δυσθραυστότητά του οστού εξ' αιτίας της μείωσης του μεγέθους του.

Τα κατάγματα εύκολα συνήθως εντοπίζονται με τη βοήθεια αξονικών ή μαγνητικών τομογραφιών. Μετά την κλινική διάγνωση ενός κατάγματος ο ιατρός αφού τοποθετήσει στη σωστή θέση το κάταγμα (διαδικασία ανάταξης οστού) ακινητοποιεί τις περισσότερες φορές το σπασμένο οστό είτε με γύψο είτε χειρουργικά ούτως ώστε να ξεκινήσει ομαλά η διαδικασία της ανακατασκευής του που ονομάζεται πώρωση. Αξίζει να σημειωθεί ότι σε ορισμένες περιπτώσεις αποφεύγεται η ακινητοποίηση του οστού (π.χ κατάγματα μετατάρσιων οστών) διότι έτσι διευκολύνεται η διαδικασία της ορθής αναδόμησής του.

Το οστό είναι ένα συνθετο βιολογικό υλικό το οποίο έχει τη μοναδική ιδιότητα να αναγεννάται μέσω της διαδικασίας της πώρωσης. Στο πρώτο στάδιο ενός κατάγματος δημιουργείται ένας προστατευτικός θρόμβος αίματος στο εξωτερικό μέρος του οστού που ονομάζεται αιμάτωμα. Κατόπιν ξεκινά η διαδικασία αναδόμησης του οστού κατά την οποία νέα κύτταρα οστίτη ιστού αναπτύσσονται εκατέρωθεν της ενδοκαταγματικής περιοχής. Ο αναπτυσσόμενος οστίτης ιστός έχει αρχικά ινώδη μορφή (μαλακός πάρος) και εν συνεχεία στερεοποιείται (στέρεος πάρος) έως ότου κλείσει το κάταγμα. Ο συνολικός χρόνος ανακατασκευής του οστού μέσω της διαδικασίας της πώρωσης κυμαίνεται από μερικές εβδομάδες έως μήνες αναλόγως τη σοβαρότητα της κλινικής περίπτωσης και την ηλικία του ασθενούς. Σε περιπτώσεις κατά τις οποίες το κάταγμα δεν επουλώνεται φυσιολογικά (π.χ δημιουργία ψευδάρθρωσης) ο χειρουργός ιατρός επεμβαίνει ούτως ώστε να επαναληφθεί η σωστά η συγκόλληση του οστού.

Η διαδικασία της πάρωσης είναι διαρκής και εξελίσσεται ανεξάρτητα από την ακινητοποίηση του οστού. Η ομαλή διεξαγωγή της εξαρτάται από διάφορους παράγοντες όπως τη θέση και τον τύπο του κατάγματος, το βαθμό ακινητοποίησης του οστού, τις εφαρμοζόμενες δυνάμεις, την ηλικία κ.α. Τα στάδια της αναφέρονται επιγραμματικά παρακάτω:

1. Στάδιο του αιματώματος. Δημιουργείται ένας προστατευτικός θρόμβος αίματος εξωτερικά του τραυματισμένου οστού.
2. Στάδιο μαλακού πάρου. Στο στάδιο αυτό ξεκινά η διαδικασία αναδόμησης του οστού με τη δημιουργία ινώδους οστίτη ιστού εκατέρωθεν της ενδοκαταγματικής περιοχής και νέων αγγείων εσωτερικά και εξωτερικά του οστού.
3. Στάδιο στερεού πάρου. Στο στάδιο αυτό ο νεοσχηματισμένος οστίτης ιστός αποκτά στέρεα μορφή και αποκαθίσταται η συνέχεια του οστού.
4. Στάδιο ανακατασκευής του οστού (bone remodeling). Στο στάδιο αυτό το οστό αποκτά τις τελικές διαστάσεις και ιδιότητες του.



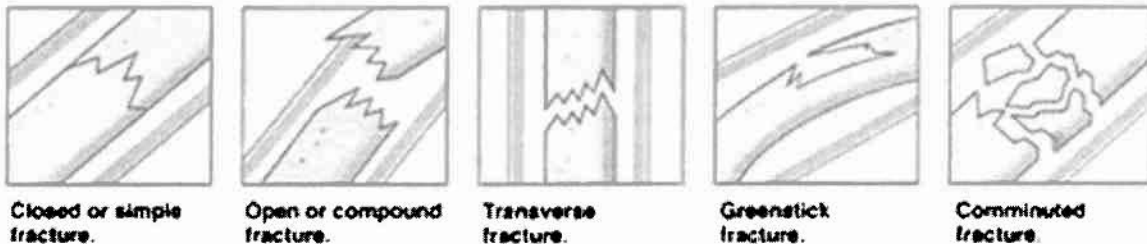
Εικόνα 6: Στάδια ανακατασκευής οστού που έχει υποστεί κάταγμα (πηγή: arsubiology.org/anatomy/2010/2010_Exam_Reviews/Exam_2_Review/Ch_6_Bone_Fractures.htm)

1.7 Τύποι Καταγμάτων

Τα κατάγματα των οστών ανάλογα με τη θέση και την μορφή τους ταξινομούνται σε διάφορες κατηγορίες. Τέτοια παραδείγματα καταγμάτων που θα μπορούσε κανείς να αναφέρει είναι το «κάταγμα του μοξέρ», «το κάταγμα της ωλένης», «κάταγμα συμπίεσης σπονδύλου», «θλιπτικό κάταγμα κρανίου», «κάταγμα χλωρού ξύλου της κερκίδας». Η κατηγοριοποίηση των καταγμάτων είναι ιδιαίτερα σημαντική καθώς δίνει τη δυνατότητα στο χειρουργό ιατρό να εφαρμόσει κάθε φορά τον βέλτιστο τρόπο ακινητοποίησης του οστού εάν αυτό κριθεί απαραίτητο έτσι ώστε το τραυματισμένο οστό να αναγεννηθεί με ομαλό τρόπο

Ένας διαφορετικός τρόπος ταξινόμησης των καταγμάτων είναι ο ακόλουθος:

- Κλειστό ή απλό κάταγμα. Σε κατάγματα τέτοιου τύπου το οστό σπάει χωρίς να διαπερνά το δέρμα.
- Ανοικτό ή σύνθετο κάταγμα. Σε κατάγματα τέτοιου τύπου το οστό σπάει και διαρρηγνύει το δέρμα. Σε αυτές τις περιπτώσεις καταγμάτων παρατηρείται συνήθως μικροβιακή φλεγμονή.
- Εγκάρσιο κάταγμα. Τέτοιου είδους κατάγματα είναι κάθετα στον άξονα του οστού.
- Κάταγμα χλωρού ξύλου. Σε αυτή την περίπτωση η μία πλευρά του οστού σπάει ενώ στην άλλη πλευρά προκαλείται κάμψη.
- Συντριπτικό κάταγμα. Στα συντριπτικά κατάγματα το οστό σπάει σε τρία ή και περισσότερα τεμάχια.



Εικόνα7: Ταξινόμηση καταγμάτων (πηγή : http://www.e-missions.net/cybersurgeons/?/skel_teacher/)

1.8 Η σημασία της σταθερής οστεογένεσης

Ο ρόλος της σταθερής οστεοσύνθεσης είναι καταλυτικός καθώς επηρεάζει άμεσα την αναδόμηση των κατεστραμμένων αγγείων ενώ παράλληλα διευκολύνει την ανταπόκριση των κυττάρων κατά τη διάρκεια της οστεογένεσης (G.A.Ilizarov 1989). Αντιθέτως η αστάθεια ενός συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης δρα ανασταλτικά εμποδίζοντας την ομαλή διεξαγωγή της οστεογένεσης. Η αστάθεια κατά τη διάρκεια της οστεοσύνθεσης μπορεί να οδηγήσει σε ανεπιθύμητα αποτελέσματα όπως παραδείγματος χάριν τη δημιουργία πρώιμου πώρου στην καταγματική περιοχή ή ψευδάρθρωσης εξ' αιτίας μακροκινήσεων.

Πολλές είναι οι φορές κατά τις οποίες το νεοσχηματιζόμενο οστό είναι κακής ποιότητας γεγονός το οποίο οφείλεται σε χαλάρωση των μικροαγγειακών δεσμών του νεόπλαστου οστού. Απόδειξη αυτής της χαλάρωσης των δεσμών είναι η εμφάνιση οπών στο αναγεννημένο οστό. Η διάγνωση τέτοιου είδους οπών επιβάλλει τροποποίηση και βελτίωση της σταθερότητας του συστήματος από τον χειρουργό ιατρό.

Η μέγιστη σταθερότητα στην περιοχή του κατάγματος μπορεί να επιτευχθεί σύμφωνα με τον Pizaron μέσω ενός κυκλικού συστήματος στο οποίο οι μόνες επιτρεπτές μικροκινήσεις είναι οι αξονικές ενώ οποιαδήποτε κίνηση στους υπόλοιπους άξονες είναι μη επιθυμητή. Με τον τρόπο αυτό αποφεύγονται οι γωνιακές δυνάμεις στην καταγματική περιοχή και προφυλάσσεται ο νεοσχηματιζόμενος πόρος.

Η σταθερότητα του πλαισίου επιτρέπει την πλήρη φόρτιση και ορθή ανακατασκευή και λειτουργία του οστού, κινητοποιεί τις εγγύτερες αρθρώσεις και προσφέρει ιδανικές συνθήκες για τη διαδικασία της πάρωσης (Kenwright J. & White SH. 1993). Σχετικά με την επίδραση των μικροκινήσεων κατά τη διαδικασία αναγέννησης του οστού γίνεται αναφορά διεθνώς στη βιβλιογραφία και πιο συγκεκριμένα έχουν εξαχθεί τα εξής συμπεράσματα (Aronson J. & Harp J.H. 1990; Kenwright J. et al. 1991; Goodship AE. et al. 1993):

- Οι αξονικές επαναλαμβανόμενες μικροκινήσεις (cyclic elastic axial micromotion) δρουν ευεργετικά στην αναδόμηση του οστού.
- Οι γωνιακές μικροκινήσεις (cyclic bending micromotion) ενδεχομένως βοηθούν και αυτές την παραγωγή νέου οστού.
- Οι αναπτυσσόμενες διατμητικές δυνάμεις και οι πλάγιες μετατοπίσεις (translational shear) στην καταγματική περιοχή είναι ανεπιθύμητες και επιβραδύνουν τη διαδικασία της οστεογένεσης.

Συνεπώς αναδεικνύεται η αναγκαιότητα της εξεύρεσης του βέλτιστου συνδυασμού μεταξύ αξονικών μικροκινήσεων και αξονικής ακαμψίας, παραγόντες που αποτελούν ιδανικό περιβάλλον για την πάρωση του οστού. Βέλτιστο από εμβιομηχανικής πλευράς σύστημα θεωρείται εκείνο που διευκολύνει την ελεγχόμενη ανάπτυξη αξονικών δυνάμεων και περιορίζει τις διατμητικές και στροφικές ούτως ώστε να παραμένει προστατευμένος ο πόρος.

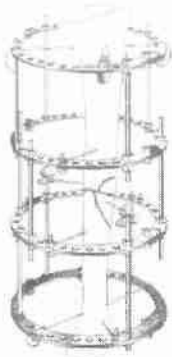
1.9 Συστήματα στήριξης οστεογένεσης

Τα συστήματα υποστήριξης της οστεογένεσης μπορούν να βρουν κλινική εφαρμογή είτε στην διαδικασία αποκατάστασης καταγμάτων είτε στην επιμήκυνση των οστών ενός ανθρώπου.

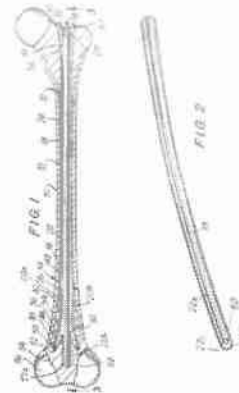
Η ταξινόμηση των υποστηρικτικών αυτών συσκευών που χρησιμοποιούνται στον τομέα της ορθοπαιδικής γίνεται σε δύο κατηγορίες:

α) Συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης

β) Ενδομυελικά συστήματα



Εικόνα 8: Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης
<http://www0.sun.ac.za/ortho/webct-ortho/general/exfix/exfix.html>)



Εικόνα 9: Ενδομυελικό σύστημα (πηγή:
www.google.com/patents/US5116335)

1.9α. Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov

Το πλαίσιο Ilizarov είναι ένα κυκλικό σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης (Ε.Ο.) στο οποίο μικρής διαμέτρου λείες και χωρίς σπείρωμα βελόνες (τύπου Kirschner), αφού υποβληθούν σε προένταση, διέρχονται διαμέσου των μαλακών ιστών και του οστού και κατόπιν καθηλώνονται σε πλήρεις ή ημι-δακτυλίους. Οι δακτύλιοι συνδεούνται μεταξύ τους με τη βοήθεια μεταλλικών ράβδων. Η προένταση των βελονών είναι ιδιαίτερα σημαντική καθώς εξασφαλίζει την ακαμψία χάρη στην οποία υπερνικάται η αντίσταση των μαλακών μορίων. Η διάμετρος των βελονών κυμαίνεται από 1.5-1.8mm ενώ η προένταση που ασκείται σε αυτές παίρνει τιμές 70 kg για νεαρούς ασθενείς, 100-110kg για ενήλικες και 120-130kg για βαρείς ασθενείς.

Ο τρόπος λειτουργίας της διάταξης εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov είναι σχετικά απλός. Ο ανώτερος δακτύλιος ο οποίος συνδέεται με το οστό με τη βοήθεια των βελονών Kirschner μεταφέρει τις αναπτυσσόμενες δυνάμεις με την βοήθεια των κάθετων ρυθμιζόμενων ράβδων παρακάμπτοντας την ενδοκαταγματική περιοχή. Κατόπιν οι δυνάμεις επιστρέφονται πίσω στο υγιές οστό μέσω του κατώτερου δακτυλίου ο οποίος συγκρατείται και αυτός με χρήση βελονών Kirschner. Με τον τρόπο αυτό η διάταξη επιτρέπει την ακινητοποίηση της καταγματικής περιοχής ενώ συγχρόνως διευκολύνει την κίνηση ολόκληρου του άκρου με ελεγχόμενη φόρτισή του. Οι σημαντικότεροι δακτύλιοι της συσκευής Ilizarov είναι ο ανώτερος και κατώτερος καθότι μέσω αυτών πραγματοποιείται η μεταφορά των τάσεων μεταξύ των οστεϊκών τεμαχίων παρακάμπτοντας τον καταγματικό χώρο. Παρ'όλα αυτά οι ενδιάμεσοι επίσης δακτύλιοι της συσκευής διατηρούν τα θραύσματα του κατάγματος σταθερά και προσφέρουν σταθερότητα στο σύστημα.

Η ακινητοποίηση της καταγματικής περιοχής με τη βοήθεια κάθετων μεταλλικών βελονών καθηλωμένων στους δακτύλιους δίνει τη δυνατότητα για εφαρμογή αξονικής φόρτισης σε

θλίψη ή εφελκυσμό. Με τον τρόπο αυτό γίνεται δυνατή η διατήρηση ή τροποποίηση προς οποιαδήποτε κατεύθυνση της θέσης της οστεοτομής.

Η σταθερότητα κατά τη διαδικασία της οστεοσύνθεσης έχει εξέχουσα σημασία για τον ομαλό σχηματισμό του νέου οστού. Η επιθυμητή αυτή σταθερότητα επιτυγχάνεται και εξαρτάται από την αξονική ακαμψία του συστήματος. Η αξονική ακαμψία του συστήματος εξαρτάται από πολλούς παράγοντες.

Ως αποτέλεσμα πολλών κλινικών και εμβιομηχανικών ερευνών έχουν εξαχθεί οι σημαντικότεροι από αυτούς:

- ο αριθμός των βελονών
- η γωνία τοποθέτησης των βελονών
- η διάμετρος των βελονών
- η προένταση των βελονών
- η χρήση βελονών με ελαία
- ο αριθμός των δακτυλίων
- η διάμετρος των δακτυλίων
- η τοποθέτηση του οστού σε σχέση με τον δακτύλιο

Η συνολική σταθερότητα του πλαισίου αυξάνεται με την αύξηση του αριθμού των βελονών που χρησιμοποιούνται (Lewis *et al.* 1998). Σε κάθε επίπεδο στήριξης απαιτούνται τουλάχιστον δύο βελόνες ούτως ώστε να συγκρατείται επιτυχώς η διάταξη από αξονικά, στρεπτικά και καμπτικά φορτία. Η επίδραση του αριθμού των βελονών καθώς επίσης και η σημασία της προέντασής τους στη συνολική ακαμψία ενός κυκλικού πλαισίου οστεοσύνθεσης μελετήθηκε από τους Nikonovas & Harrison (2005). Τα αποτελέσματα της μελέτης τους κατέδειξαν ότι η αύξηση του αριθμού των χρησιμοποιούμενων βελονών οδηγεί σε αύξηση της συνολικής ακαμψίας του συστήματος δακτύλιος-βελόνα τόσο για αξονικά όσο και για στρεπτικά φορτισμένα συστήματα.

Μία εξίσου σημαντική παράμετρος που πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν είναι η διάμετρος των βελονών. Η διάμετρος των βελονών που επιλέγονται πρέπει να έχει μία ελάχιστη τιμή έτσι ώστε αυτές να παρουσιάζουν ικανοποιητική αντοχή σε φορτίσεις και να μη οδηγούνται σε θραύση. Συνηθισμένες διαμέτροι βελονών είναι 1.5, 1.8 και 2mm. Η αύξηση της διαμέτρου των βελονών αυξάνει και τη συνολική ακαμψία του συστήματος. Αποτελέσματα της μελέτης των Rodolsky & Chao (1993) έδειξαν πως σε κυκλικό πλαίσιο, αποτελούμενο από τέσσερις δακτυλίους (δύο ανά τεμάχιο οστού) διαμέτρου 150mm, φορτισμένο υπό αξονική συμπίεση η αύξηση της διαμέτρου των βελονών από 1.5-1.8mm προσφέρει 10-23% μεγαλύτερη ακαμψία στο σύστημα.

Επιπροσθέτως η προένταση που ασκείται στις βελόνες είναι καθοριστικός παράγοντας που συμβάλλει ιδίως στην αξονική ακαμψία και προσδίδει τη μη-γραμμική συμπεριφορά ανάμεσα στη αξονική δύναμη που εφαρμόζεται στο οστό και την αντίστοιχη μετατόπιση (Aronson & Harp 1992). Αποτελέσματα της μελέτης των Gasser *et al.* (1990) έδειξαν πως σε πλαίσιο με βελόνες 1.8mm ο διπλασιασμός της προέντασης από τα 60kg στα 120 kg επιφέρει

αύξηση της ακαμψίας κατά 10%. Η επίδραση της προέντασης της βελόνας στην αξονική ακαμψία φτάνει τη μέγιστη τιμή της στα 90 kg για βελόνα διαμέτρου 1.5mm και στα 130kg για βελόνα διαμέτρου 1.8mm (Kummer 1992). Για τιμές προέντασεις άνω των επιτρεπτών ορίων οι βελόνες παραμορφώνονται πλαστικά και γλιστρούν από τις βίδες μέσω των οποίων συγκρατούνται στους δακτυλίους. Σε παρόμοια μελέτη τους οι Bronson *et al.* (1998) κατέληξαν πως σε πλαίσιο δύο δακτυλίων (ένας για κάθε τεμάχιο οστού) αύξηση της προέντασης από 90kg σε 130kg δεν επιδρά σημαντικά στην σταθερότητα του συστήματος.

Ο προσανατολισμός των βελονών επίσης συμβάλλει στην σταθεροποίηση του πλαισίου. Η βέλτιστη σταθερότητα επιτυγχάνεται όταν η γωνία μεταξύ τους γίνει ίση με 90° (Pizaron 1992). Κάτι τέτοιο όμως είναι πρακτικά αδύνατο διότι οι βελόνες πρέπει να διέρχονται διαμέσου ασφαλών περιοχών ούτως ώστε να μην προκαλούνται νευρομυϊκές κακώσεις. Όσο μειώνεται η γωνία μεταξύ των βελονών τόσο μειώνεται η σταθερότητα της διάταξης σε κάμψη και στρέψη (Kummer 1992).

Η γωνία μεταξύ των βελονών σύμφωνα με τον Kummer (1992) δεν θα πρέπει να είναι μικρότερη των 60°. Παρομοίως οι Orbay *et al.* (1992) και οι Fleming *et al.* (1989) απέδειξαν ότι η σταθερότητα κύρτωσης μειώνεται κατα δύο φορές καθώς η γωνία μεταξύ των βελονών μειώνεται από 90° σε 45°. Γωνίες μικρότερες των 60° έχουν ως αποτέλεσμα ολίσθηση των οστών στις βελόνες και θα είναι καλό να αποφεύγονται. Για γωνίες αυτής της τάξης υπάρχουν διάφοροι μέθοδοι αντιστήριξης όπως η χρήση βελονών με ελαία οι οποίες διαπερνούν το οστό από αντίθετες κατευθύνσεις και εμποδίζουν έτσι την ολίσθησή του.

Το μέγεθος και η διάμετρος επίσης των δακτυλίων που χρησιμοποιούνται είναι μία από τις καθοριστικές παραμέτρους καθώς από αυτά εξαρτάται και το μέγεθος των βελονών. Η ιδανική κατάσταση σύμφωνα με τον Pizaron είναι η επιλογή δακτυλίων με τη μικρότερη δυνατή διάμετρο, η εσωτερική διάμετρος των οποίων να απέχει δύο εκατοστά από την εξωτερική επιφάνεια του δέρματος έτσι ώστε να επιτρέπεται στο μετεγχειρητικό οίδημα να αναπτυχθεί. Η διάμετρος των δακτυλίων επηρεάζει άμεσα όλους τους τρόπους φόρτισης του πλαισίου ιδίως όμως ευθύνεται για την εξασφάλιση αξονικής σταθερότητας στο σύστημα. Ενδεικτικά αναφέρουμε ότι η αξονική ακαμψία ενός συστήματος αυξάνεται κατά 250% όταν η εσωτερική διάμετρος μειωθεί από 160mm σε 62.5mm (Gasser *et al.* 1990). Αντιθέτως αύξηση της διαμέτρου από 120mm σε 160mm οδηγεί σε μείωση κατά 30% της αξονικής ακαμψίας και 10% της στρεπτικής και καμπτικής ακαμψίας (Bronson *et al.* 1998).

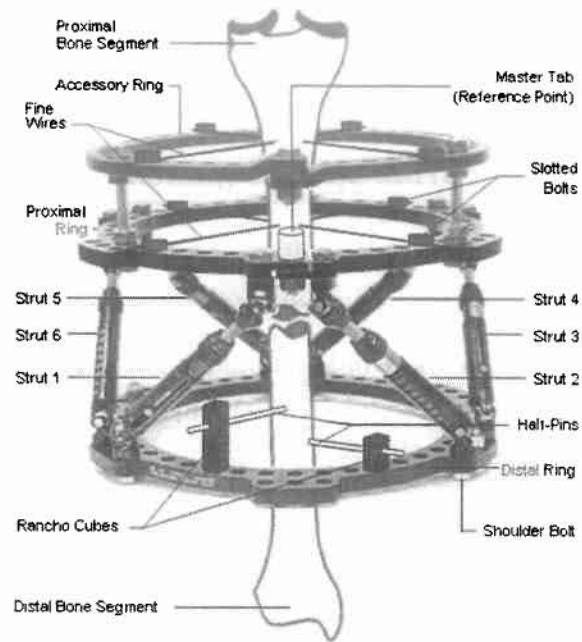
Τέλος αξίζει να σημειωθεί ότι η εκάστοτε κλινική περίπτωση απαιτεί συγκεκριμένη διαμόρφωση του πλαισίου έτσι ώστε αυτό να μπορεί να ανταποκριθεί επιτυχώς στις ιδιαιτερότητες του τραυματισμού. Η συνηθέστερη μορφή είναι αυτή στην οποία χρησιμοποιούνται τέσσερις δακτύλιοι (δύο ανά τμήμα οστού). Ο "χρυσός κανόνας" σύμφωνα με τον Pizaron είναι να προσαρμόζονται οι δακτύλιοι στις βελόνες και όχι το αντίθετο.



Εικόνα 10: Πλαίσιο εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov (πηγή: rsif.royalsocietypublishing.org/content/royinterface/6/32/243.full.pdf)

1.9β. Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Taylor Spatial Frame

Το σύστημα Taylor Spatial Frame (TSF) είναι ένα κυκλικό πλαίσιο εξωτερικής οστεοσύνθεσης το οποίο χρησιμοποιείται για την διόρθωση ατελειών των οστών μέσω της επιμήκυνσης και ευθυγράμμισής τους. Οι διατάξεις τύπου Taylor Spatial Frame παρουσιάζουν αρκετές ομοιότητες με το σύστημα Ilizarov όπως για παράδειγμα οι λείες ιατρικές βελόνες τύπου Kirschner (wires) και οι σπειροειδείς ράβδοι (half pins). Το πλαίσιο Taylor Spatial Frame αποτελεί θα μπορούσαμε να πούμε μία βελτιωμένη έκδοση του πλαισίου Ilizarov. Το βάρος ενός πλαισίου TSF είναι μικρότερο από εκείνο ενός πλαισίου Ilizarov γεγονός το οποίο οφείλεται στο αλουμίνιο από το οποίο είναι κατασκευασμένοι οι δακτύλιοι του. Μια ειδοποιός επίσης διαφορά είναι ότι στο σύστημα TSF χρησιμοποιούνται ρυθμιζόμενες τηλεσκοπικές μεταλλικές ράβδοι (strats) οι οποίες συγκρατούνται με τους δακτύλιους μέσω ειδικών συνδέσμων τύπου U (universal joints) και μπορούν ανεξάρτητα η καθεμία να συσπειρώνεται ή να επιμηκύνεται. Αυτή η εξαιρετική δυνατότητα παρέχει στο σύστημα έξι βαθμούς ελευθερίας και το καθιστά ικανό να προσαρμοστεί στην εκάστοτε κλινική περίπτωση με το βέλτιστο δυνατό τρόπο.



Εικόνα 11: Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Taylor Spatial Frame (πηγή: bonefixator.com/fracture_fixation/taylor_spatial_frame_1.html)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΚΥΚΛΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ ILIZAROV

2.1 Πειραματική μελέτη ολοκληρωμένης διάταξης εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov

2.1.1. Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας

Για τη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς του συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov πραγματοποιήθηκαν πειραματικές δοκιμές σε κατάλληλες διατάξεις που εφαρμόζονται σε ασθενείς μέσω των οποίων εξήχθησαν συμπεράσματα για τη συνολική ακαμψία της συσκευής.

Το πλαίσιο Ilizarov που χρησιμοποιήθηκε απαρτίζεται από τα ακόλουθα στοιχεία:

- Τέσσερις δακτύλιοι εσωτερικής διαμέτρου 180mm και πάχους 5mm
- Δύο κυλινδρικά δοκίμια πολυαιθυλενίου μήκους 150mm και διατομής $\Phi 30\text{mm}$
- 8 ιατρικές βελόνες τύπου Kirschner διαμέτρου 1.8mm
- 12 συνδετικές ράβδοι (ντίτζες) διαμέτρου 5mm

Μία διάταξη Ilizarov με τέσσερις δακτυλίους εσωτερικής διαμέτρου 180mm συνδέεται σε κυλίνδρους πολυαιθυλενίου οι οποίοι προσομοιάζουν ένα οστό με οστεοτομία (Εικόνα 12). Τα κομμάτια του οστού τοποθετούνται στο κέντρο των δακτυλίων και σε απόσταση μεταξύ τους 40 mm έτσι ώστε όλο το φορτίο να μεταφέρεται από το ένα κομμάτι οστού στο άλλο διαμέσου του πλαισίου. Σε κάθε τμήμα οστού τοποθετούνται δύο δακτύλιοι πάνω σε κάθε έναν από τους οποίους συνδέονται δύο βελόνες διαμέτρου 1.8mm υπό γωνία 90° διατηρώντας αξονική συμμετρία. Οι δακτύλιοι που τοποθετούνται σε κάθε τμήμα οστού έχουν 40mm απόσταση μεταξύ τους. Οι δύο κεντρικοί δακτύλιοι που τοποθετούνται πιο κοντά στο κάταγμα έχουν 140mm απόσταση μεταξύ τους. Οι δακτύλιοι ενώνονται άκαμπτα μεταξύ τους μέσω κάθετων ράβδων με σπείρωμα διαμέτρου 5mm.

Η διαδικασία κατασκευής και συναρμολόγησης του πλαισίου Ilizarov πραγματοποιήθηκε με τα εξής βήματα:

Βήμα 1: Κοπή δύο πλαστικών κυλινδρικών κομματιών, τα οποία προσομοιάζουν τα δύο τμήματα του σπασμένου οστού, διαμέτρου $\Phi=30\text{mm}$ και ύψους $H=150\text{mm}$.

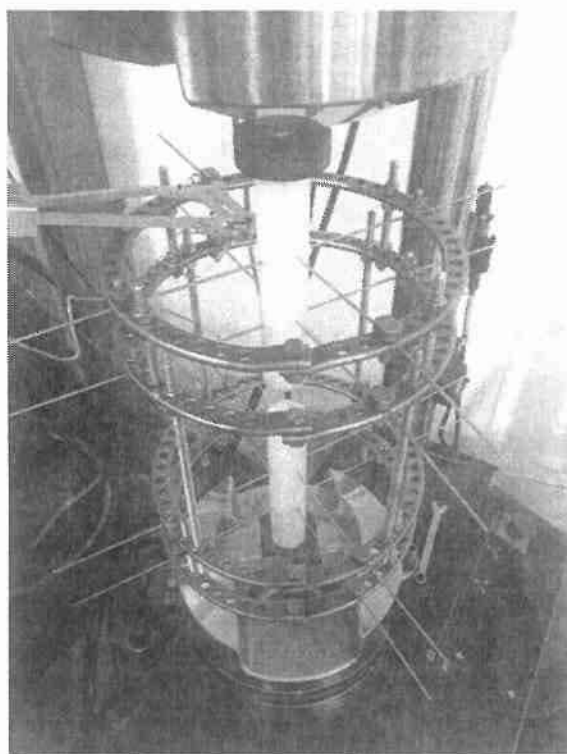
Βήμα 2: Δημιουργία οχτώ (8) διαμπερών οπών διαμέτρου $\Phi=2.0\text{ mm}$ στο άνω και κάτω πλαστικό κυλινδρικό κομμάτι (τέσσερις σε κάθε ένα κομμάτι) με χρήση κατάλληλου δραπάνου μέσα από τις οποίες διέρχονται οι βελόνες (Εικόνα 13).

Βήμα 3: Συνέννωση οχτώ ημικυκλίων (δύο ανά δακτύλιο) με χρήση κατάλληλων κοχλίων και περικόχλιων.

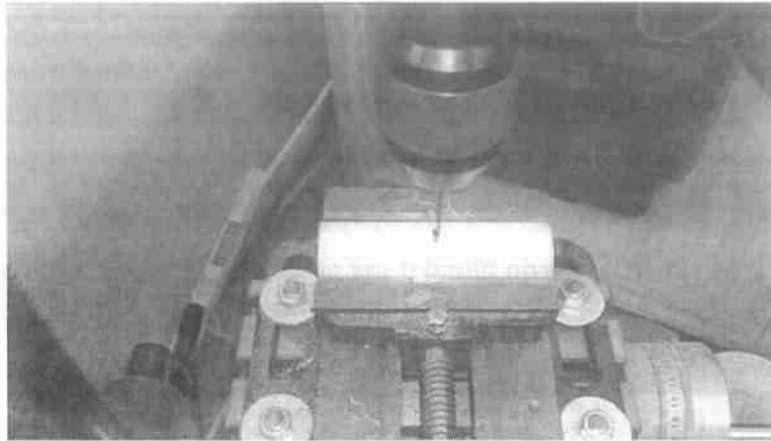
Βήμα 4: Συνένωση τεσσάρων δακτυλίων μέσω των συνδετικών ράβδων (ντίζες). Δόθηκε ιδιαίτερη προσοχή ούτως ώστε οι δακτύλιοι να βρίσκονται σε παράλληλες διευθύνσεις.

Βήμα 5: Σύσφιξη με κοχλία και παξιμάδι των οχτώ (8) βελονών Kirschner στη μία άκρη των δακτυλίων με ροπή ($>15\text{Nm}$) και επιβολή προέντασης 1079 N στο άλλο άκρο των βελονών με χρήση του προεντατήρα Smith & Nephew (Εικόνα14). Σύσφιξη με κοχλία και παξιμάδι των βελονών και στην απέναντι άκρη του δακτυλίου με μεγάλη ροπή ($>15\text{Nm}$) προκειμένου να αποφευχθεί ο κίνδυνος ολίσθησης και απώλειας της προέντασης κατά τη διάρκεια αφαίρεσης του προεντατήρα.

Βήμα 6: Πάκτωση της κάτω επιφάνειας του κάτω κομματιού οστού και επιβολή θλιπτικού φορτίου στην πάνω επιφάνεια του πάνω κομματιού οστού κατά τον διαμήκη άξονα του κυλίνδρου για προσομοίωση της θλιπτικής δύναμης που επιβάλλεται στο οστό κατά την διάρκεια που ο ασθενής ρίχνει το βάρος του στην περιοχή του κατάγματος. Το ασκούμενο φορτίο μεταφέρει καμπτική καταπόνηση στις προεντεταμένες βελόνες. Κατά τη διεξαγωγή του πειράματος μετρήθηκε η μεταβολή της δύναμης σε σχέση με την μετατόπιση του οστού στη διεύθυνση φόρτισης. Το πείραμα διεξήχθη με χρήση μηχανής MTS 810 στο άνω μέρος της οποίας προσαρμόστηκε κατάλληλη δυναμοκυψέλη μέγιστου φορτίου 5kN για εξαγωγή πειραματικών αποτελεσμάτων μέγιστης δυνατής ακρίβειας.



Εικόνα 12: Πειραματική διάταξη πλαισίου Pizarov



Εικόνα 13: Δημιουργία αρχικής οπής στο πλαστικό κύλινδρο



Εικόνα 14: Εργοστασιακός προεντατήρας της εταιρείας Smith and Nephew

2.1.2. Υπολογισμός απώλειας αρχικής προέντασης

Κατά την διάρκεια του πειράματος μετρήθηκε η απώλεια της αρχικής προέντασης στις βελόνες μέσω της μέτρησης της αξονικής παραμόρφωσης από επιμηκυνσιόμετρο που τοποθετείται κατά μήκος μίας εξ'αυτών όπως φαίνεται στην Εικόνα 12. Παρατηρείται απώλεια της αρχικής προέντασης η οποία οφείλεται κυρίως στην ολίσθηση της βελόνας από τους σφιχτήρες με τους οποίους είναι πιασμένη στον δακτύλιο κατά τη διάρκεια αφαίρεσης του προεντατήρα και κατά τη διάρκεια της κατακόρυφης μετατόπισης.

Η συνολική παραμόρφωση της βελόνας στο στάδιο προέντασης και επιβολής της κατακόρυφης μετατόπισης υπολογίστηκε σε $\varepsilon=250 \cdot 10^{-6}$ strain.

Με τη βοήθεια της μαθηματικής εξίσωσης (1) υπολογίζεται η συνολική ολίσθηση κατά μήκος της βελόνας:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \Rightarrow \Delta L = \varepsilon \cdot L_0 = 250 \cdot 10^{-6} \cdot 195 \Rightarrow \Delta L = 0.048 \text{ mm} \quad (1)$$

όπου $L_0=195\text{mm}$ το αρχικό μήκος της βελόνας και $\varepsilon=250\cdot 10^{-6}\text{strain}$ η συνολική παραμόρφωση της βελόνας.

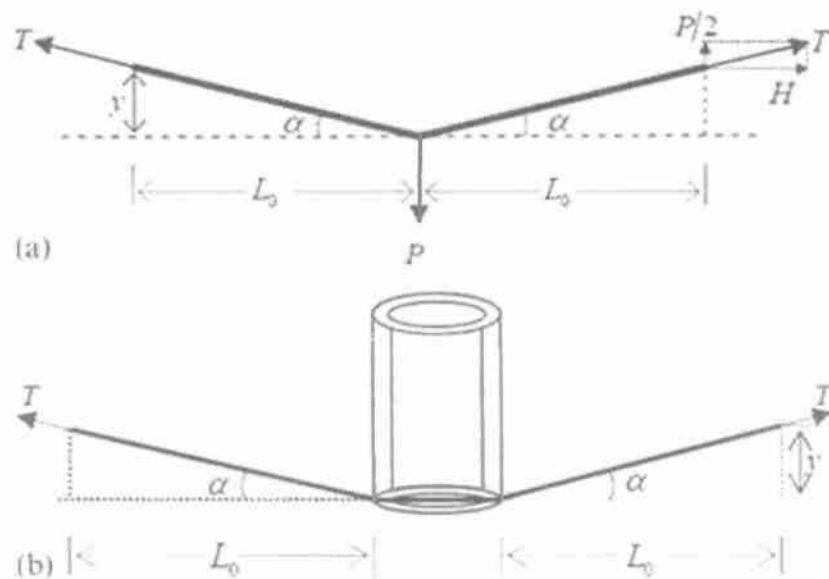
Στην εργασία των Zamani AR. and Oyadiji SO. 2008 υπολογίζεται αναλυτικά η απώλεια προέντασης λόγω ολίσθησης της βελόνας και η οποία δίνεται από την σχέση:

$$Q = \frac{E A + F}{L_0} \Delta L^* \quad (1)$$

όπου Q είναι η απώλεια δύναμης προέντασης, L_0 είναι το διάστημα της βελόνας μεταξύ του δακτυλίου και του οστού (Εικόνα 15), $\Delta L^* = \frac{\Delta L}{2} = 0.024\text{mm}$ είναι η ποσότητα ολίσθησης από την μία σύνδεση της βελόνας στο δακτύλιο, $F=1079\text{N}$ είναι η δύναμη επιβαλόμενης προέντασης, $E=200\text{GPa}$ είναι το μέτρο ελαστικότητας του υλικού της βελόνας και $A=2.54\text{mm}^2$ είναι το εμβαδόν διατομής της βελόνας.

Συνδυάζοντας τις εξισώσεις (1) και (2) υπολογίζουμε την απώλεια προέντασης κατά μήκος της βελόνας:

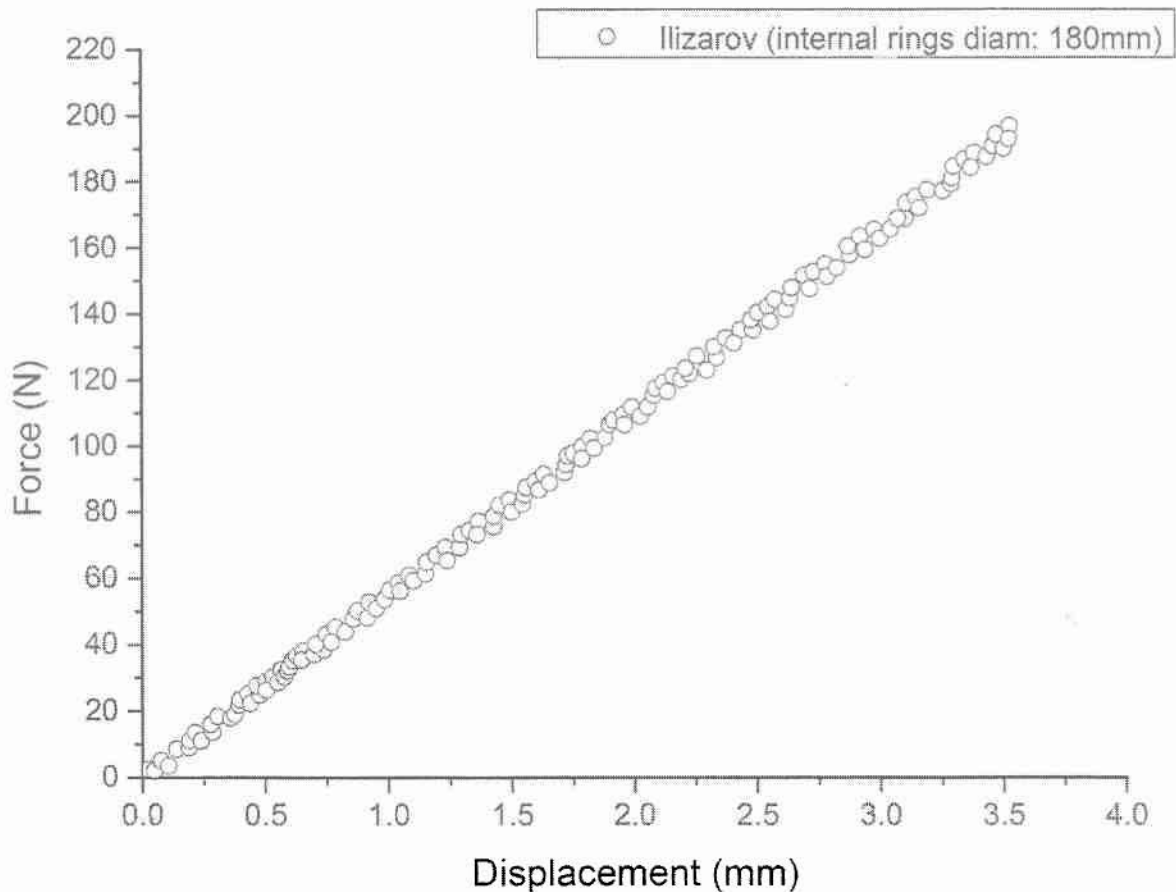
$$Q = \frac{200000 \cdot 2.54 + 1079}{82.5} \cdot 0.024 = 148\text{N} \text{ απώλεια προέντασης}$$



Εικόνα 15: Διάγραμμα ελευθέρου σώματος στο πρόβλημα κάμψης της βελόνας (Zamani AR. and Oyadiji SO. 2008)

2.1.3. Αποτελέσματα πειραματικής διαδικασίας

Τα αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας στην οποία υποβλήθηκε η διάταξη Ilizarov παρουσιάζονται παρακάτω στο Διάγραμμα 1. Στο διάγραμμα αυτό φορτίου μετατόπισης βλέπουμε τα αποτελέσματα της αξονικής καταπόνησης στην οποία υποβάλλεται το πλαίσιο Ilizarov. Παρατηρούμε ότι η συμπεριφορά του είναι σχεδόν γραμμική σε όλο το εύρος από 0 έως 3.5mm. Από την κλίση της καμπύλης δεδομένου ότι αυτή είναι γραμμική υπολογίζεται η συνολική ακαμψία της συσκευής στα 50N/mm.



Διάγραμμα 1: Διάγραμμα φορτίου-μετατόπισης για πλαίσιο Ilizarov εσωτερικής διαμέτρου 180mm και μετατόπιση 3.5mm. Διάμετρος βελονών 1.8mm, προένταση 110Kg.

2.2 Υπολογιστική ανάλυση ολοκληρωμένης διάταξης εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov

Στην ενότητα αυτή περιγράφεται αναλυτικά η διαδικασία μοντελοποίησης της διάταξης Ilizarov. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει την ακριβή αναπαραγωγή της γεωμετρίας, τη διακριτοποίηση του μοντέλου, τον προσδιορισμό των μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών, τον προσδιορισμό των συνοριακών συνθηκών και τέλος την επίλυση του μοντέλου. Η διάταξη η οποία μοντελοποιείται είναι όμοια με την αντίστοιχη πειραματική. Σκοπός της διαδικασίας μοντελοποίησης είναι η κατασκευή ενός τρισδιάστατου μοντέλου το οποίο κατόπιν βαθμονόμησής του θα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παραμετρική μελέτη της συσκευής Ilizarov.

2.2.1 Μέθοδος παραγωγής μοντέλου

Μια τυπική διάταξη Ilizarov, όμοια με την αντίστοιχη που εξετάστηκε πειραματικά στο Κεφάλαιο 2.1, τεσσάρων δακτυλίων συνδέεται σε οστό με οστεοτομία μέσω συνολικά 8 προεντεταμένων βελονών, έτσι ώστε σε κάθε δακτύλιο να κοχλιώνονται 2 προεντεταμένες βελόνες που να σχηματίζουν γωνία 90° μεταξύ τους.

Ο σχεδιασμός της γεωμετρίας του πλαισίου Ilizarov πραγματοποιήθηκε εξ'ολοκλήρου στο περιβάλλον του προγράμματος Solidworks 2013 Edition. Κατόπιν πραγματοποιήθηκε η εισαγωγή της γεωμετρίας στο πρόγραμμα ABAQUS CAE όπου γίνεται η μοντελοποίησή της.

Πιο συγκεκριμένα:

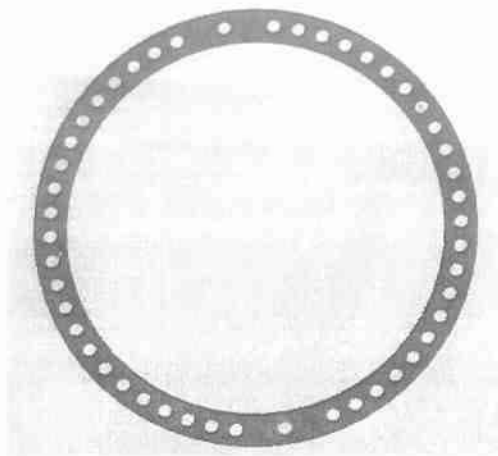
Δακτύλιος Ilizarov

Ο σχεδιασμός των δακτυλίων Ilizarov πραγματοποιήθηκε με βάση την πραγματική τρισδιάστατη γεωμετρία τους (Εικόνα 16). Οι δακτύλιοι Ilizarov τοποθετούνται παράλληλα μεταξύ τους και ως προς την οστεοτομία.

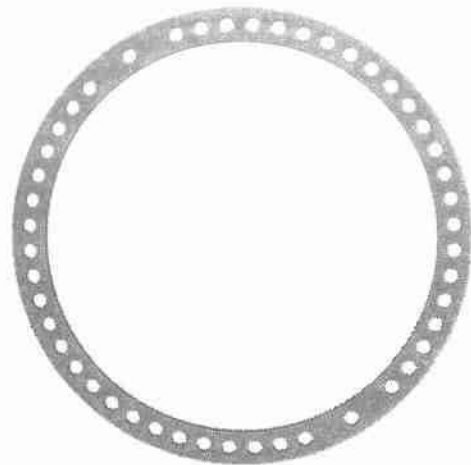
Οι τέσσερις δακτύλιοι έχουν τα εξής γεωμετρικά χαρακτηριστικά:

- Εσωτερική διάμετρο ίση με 180mm
- Πάχος ίσο με 5mm
- 48 οπές συμμετρικά κατανεμημένες στην περιφέρεια τους διαμέτρου 7mm

Η απόσταση μεταξύ των δύο δακτυλίων του ίδιου καταγματικού άκρου είναι ίση με 40mm ενώ η απόσταση μεταξύ του ανώτερου και κατώτερου δακτυλίου είναι 230mm. Οι δακτύλιοι μοντελοποιήθηκαν ως στέρεες κατασκευές και το πλέγμα τους δημιουργήθηκε χρησιμοποιώντας γραμμικής παρεμβολής εξαεδρικά στοιχεία μειωμένης ολοκλήρωσης (C3D8R στο ABAQUS) όπως φαίνεται στις Εικόνες 16, 17.



Εικόνα 16: Γεωμετρία δακτυλίου Pizaron. Εσωτερική διάμετρος 180mm, πάχος 8mm, οπές διαμέτρου 7mm.



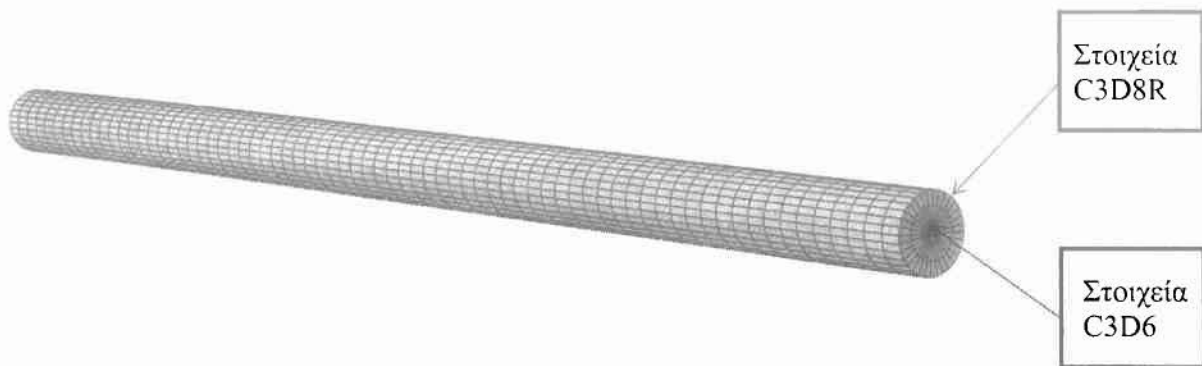
Εικόνα 17: Πλέγμα δακτυλίου Pizaron με χρήση εξαεδρικών στοιχείων.

Βελόνα Kirschner (K-wire)

Η βελόνα Kirschner είναι λεία, μη κοχλιωτή κατασκευασμένη από ανοξείδωτο χάλυβα. Έχει ενιαίο κυκλικό προφίλ διαμέτρου 1.8mm. Ο σχεδιασμός των βελονών Kirschner πραγματοποιήθηκε για το τμήμα εκείνο που εισέρχεται και αλληλεπιδρά με το οστό. Τα τμήματα αυτά των βελονών που αλληλεπιδρούν με το οστό μοντελοποιήθηκαν ως στέρεες κατασκευές προκειμένου να ληφθούν υπ' όψιν στην ανάλυση οι παραμορφώσεις λόγω της αλληλεπίδρασης επαφής μεταξύ του οστού και των προεντεταμένων βελονών και για το πλέγμα τους χρησιμοποιήθηκε συνδυασμός εξαεδρικών στοιχείων γραμμικής παρεμβολής (C3D8R στο ABAQUS) και στοιχείων τύπου wedge (C3D6 στο ABAQUS). Το υπόλοιπο τμήμα της βελόνας μοντελοποιήθηκε με τετραγωνικής παρεμβολής στοιχεία τύπου δοκού Timoshenko (B32 στο ABAQUS) τα οποία προσφέρουν άριστη μοντελοποίηση του προβλήματος της κάμψης δοκού με ταυτόχρονη μείωση των βαθμών ελευθερίας του προβλήματος και ελάφρυνση του υπολογιστικού κόστους. Η τελική γεωμετρία της βελόνας Kirschner και το πλέγμα της φαίνονται στις Εικόνες 18, 19.



Εικόνα 18: Γεωμετρία βελόνας Kirschner διαμέτρου 1.8mm



Εικόνα 19: Πλέγμα βελόνας Kirschner με χρήση εξαεδρικών στοιχείων εξωτερικά και στοιχείων τύπου wedge εσωτερικά.

Οστό

Τα κομμάτια του οστού τοποθετούνται στο κέντρο των δακτυλίων και σε απόσταση μεταξύ τους έτσι ώστε όλο το φορτίο να μεταφέρεται από το ένα κομμάτι οστού στο άλλο διαμέσου του πλαισίου. Συγκεκριμένα, τα κομμάτια του οστού μοντελοποιήθηκαν ως δύο κυλινδρικές ράβδοι διαμέτρου 30 mm και ύψους 150 mm με κυλινδρικές οπές σε κατάλληλες θέσεις κατά μήκος των διαμέτρων τους έτσι ώστε οι βελόνες να τα διαπεράσουν. Η απλοποίηση αυτή στη γεωμετρία του οστού της κνήμης δεν αναμένεται να επηρεάσει σημαντικά τη μηχανική συμπεριφορά της διάταξης όπως έχει αποδειχθεί σε σχετικές μελέτες (Watson, M. A. et al 2000; Watson, M. A. et al 2003). Για το πλέγμα των κομματιών του οστού χρησιμοποιούνται γραμμικής παρεμβολής τετραεδρικά στοιχεία (C3D4 στο ABAQUS) με επιπλέον πύκνωση του πλέγματος στις περιοχές των οπών για ακριβέστερη μοντελοποίηση των καμπύλων επιφανειών τους. Η τελική γεωμετρία του οστού της κνήμης καθώς και το πλέγμα του φαίνονται στις Εικόνες 20, 21.



Εικόνα 20: Γεωμετρία κνημιαίου οστού. Διάμετρος 30mm, οπές διαμέτρου 1.8mm

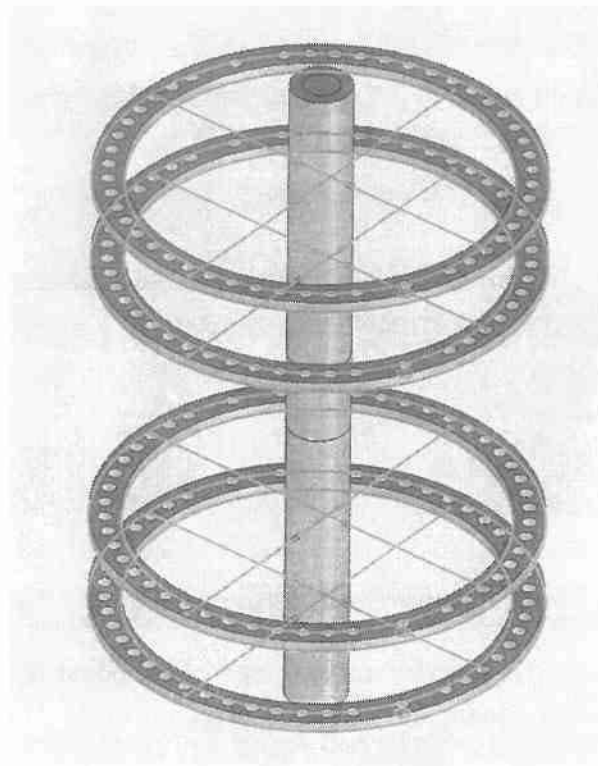


Εικόνα 21: Πλέγμα κνημιαίου οστού με χρήση τετραεδρικών στοιχείων (C3D4).

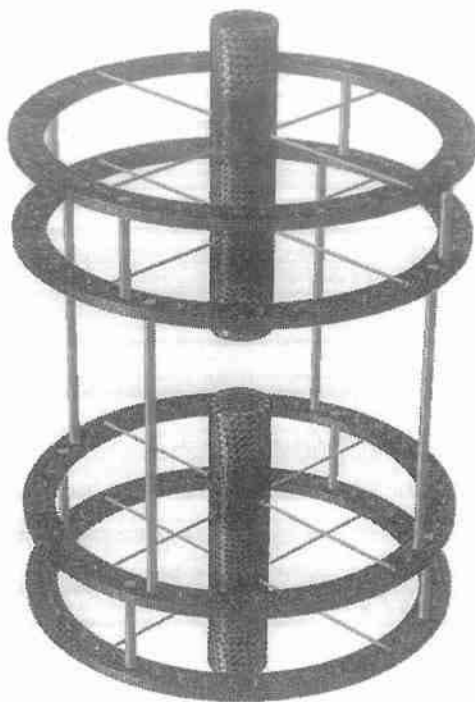
Κάθετες ράβδοι (threaded rods)

Η σύνδεση των δακτυλίων της διάταξης Ilizarov επιτυγχάνεται με τη χρήση 12 κυλινδρικών χαλύβδινων ράβδων με σπείρωμα συμμετρικά κατανεμημένων στην περιφέρειά τους με διάμετρο 5mm. Οι τέσσερις από αυτές έχουν μήκος 150mm και συνδέουν τους δύο δακτύλιους εκατέρωθεν της καταγματικής περιοχής. Οι υπόλοιπες οχτώ συνδέουν τους δύο δακτύλιους ανά οστικό τμήμα (τέσσερις ράβδοι ανά οστικό τμήμα) και έχουν μήκος 50mm. Η μοντελοποίησή τους γίνεται με ράβδους χωρίς σπείρωμα και χρήση στοιχείων τετραγωνικής παρεμβολής τύπου δοκού Timoshenko (B32 στο ABAQUS) τα οποία προσφέρουν μείωση των βαθμών ελευθερίας του προβλήματος και ελάφρυνση του υπολογιστικού κόστους.

Η συνολική γεωμετρία του πλαισίου Ilizarov καθώς και το πλέγμα που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα ανάλυση παρουσιάζονται στις Εικόνες 22, 23. Το συνολικό πλέγμα αποτελείται από περίπου 313.000 κόμβους και 808.000 στοιχεία ενώ ο συνολικός αριθμός των κομβικών βαθμών ελευθερίας είναι περίπου 857.000.



Εικόνα 22: Γεωμετρία συνολικής διάταξης Ilizarov.



Εικόνα 23: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων πλαισίου Pizaron.

2.2.2. Επιλογή υλικών

Η κατάλληλη επιλογή των υλικών που απαρτίζουν τη διάταξη Pizaron και των μηχανικών ιδιοτήτων τους είναι βασικό στάδιο για την περαιτέρω επεξεργασία και υπολογιστική ανάλυση του μοντέλου με τη μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων. Στη συγκεκριμένη μοντελοποίηση όλα τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν είναι γραμμικώς ελαστικά και ισότροπα.

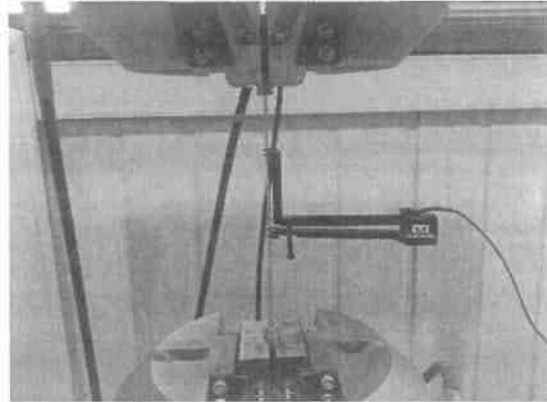
Κνήμη

Στην παρούσα μελέτη που σκοπό έχει την διερεύνηση της μηχανικής συμπεριφοράς των πλαισίων εξωτερικής οστεοσύνθεσης αντί πραγματικού οστού χρησιμοποιήθηκε συμπαγές κομμάτι κυλίνδρου κατασκευασμένο από πολυαιθυλένιο. Το πολυαιθυλένιο έχει μέτρο ελαστικότητας περίπου 2 GPa και λόγο του Poisson περίπου 0.4. Η αντικατάσταση της γεωμετρίας ενός μακρού οστού (π.χ. κνήμης) με γεωμετρία κυλίνδρου καθώς και η χρήση ενός υλικού του οποίου οι μηχανικές ιδιότητες είναι διαφορετικές από αυτές του οστού αλλά ίδιας τάξης μεγέθους, δεν αναμένεται να επηρεάσει σημαντικά τη μηχανική συμπεριφορά του πλαισίου και των εξαρτημάτων του.

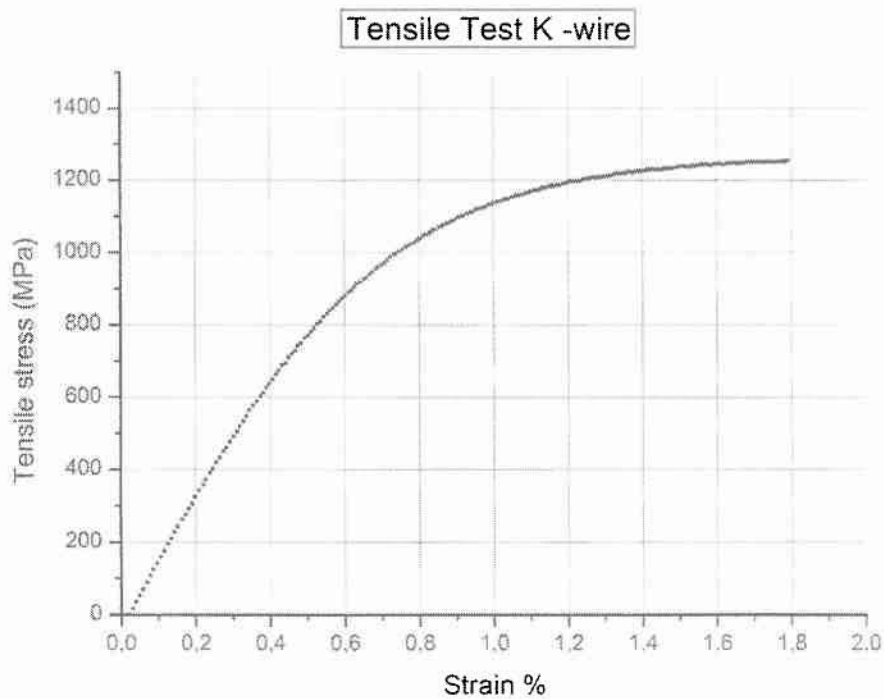
Βελόνες Kirschner

Για τον υπολογισμό των μηχανικών ιδιοτήτων των βελονών Kirschner πραγματοποιήθηκε πειραματική δοκιμή εφελκυσμού. Η πειραματική διάταξη της δοκιμής εφελκυσμού μίας βελόνας Kirschner παρουσιάζεται στην Εικόνα 24. Το υλικό της βελόνας είναι χάλυβας υψηλής αντοχής και η καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης παρουσιάζεται στο Διάγραμμα 2. Το υλικό

παρουσιάζει όριο διαρροής περίπου 900 MPa, όριο θραύσης σε εφελκυσμό περίπου 1250MPa με συνολική παραμόρφωση στη θραύση 1.8%. Ο χάλυβας έχει μέτρο ελαστικότητας περίπου 200 GPa και λόγος του Poisson περίπου 0.3.



Εικόνα 24: Μέτρηση παραμόρφωσης με επιμηκνισιόμετρο κατά το πείραμα εφελκυσμού μιας βελόνας Kirschner.



Διάγραμμα 2: Καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης (εφελκυσμός βελόνας).

Πλαίσιο Pizaron

Το υλικό που χρησιμοποιήθηκε για τους δακτύλιους του πλαισίου εξωτερικής οστεοσύνθεσης Pizaron καθώς και για τις κάθετες ράβδους μέσω των οποίων επιτυγχάνεται η σύνδεσή τους είναι ο ανοξείδωτος χάλυβας με μέτρο ελαστικότητας περίπου 200GPa και λόγο του Poisson περίπου 0.3.

Οι μηχανικές ιδιότητες των επιμέρους εξαρτημάτων του πλαισίου Pizaron παρουσιάζονται στον Πίνακα 1.

Εξάρτημα	Υλικό	Μετρό ελαστικότητας (Gpa)	Λόγος Poisson (ν)
Κυλινδρική μπάρα	Πολυαιθυλένιο	2	0.4
Βελόνα	Χάλυβας	200	0,3
Δακτύλιος Pizaron	Χάλυβας	200	0.3
Συνδετικά μέρη	Χάλυβας	200	0,3

Πίνακας 1: Ιδιότητες υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων

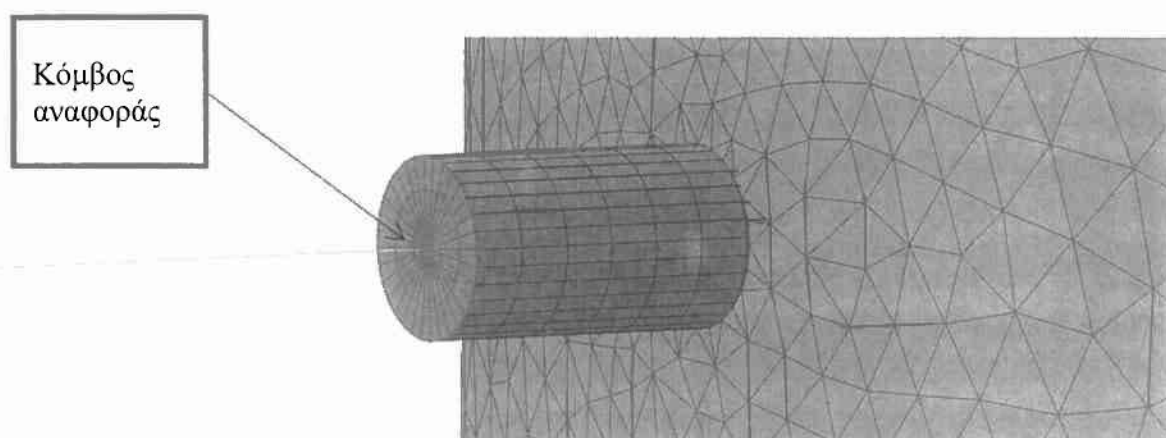
2.2.3 Κινηματικοί περιορισμοί

Η μοντελοποίηση της επαφής μεταξύ της εσωτερικής επιφάνειας του οστού και της εξωτερικής επιφάνειας των βελονών πραγματοποιήθηκε με συνθήκη απλής επαφής χωρίς τριβή έτσι ώστε οι δύο αυτές επιφάνειες να μπορούν να αλληλεπιδρούν μεταξύ τους όπως φαίνεται στην Εικόνα 25.



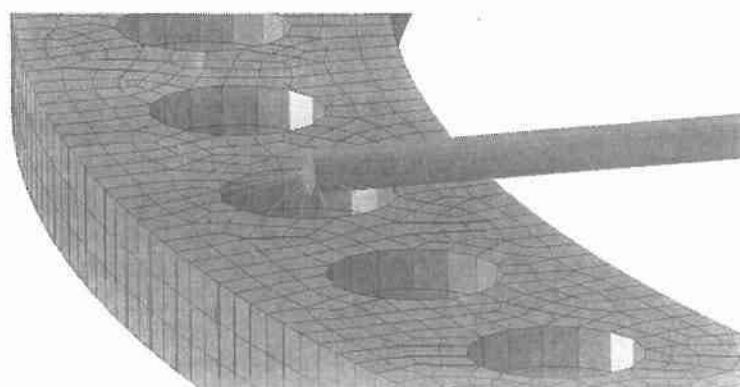
Εικόνα 25: Διεπιφάνεια βελόνας-οστού

Η μετάβαση από τα στερεά στοιχεία στα στοιχεία τύπου δοκού στην βελόνα (beam-to-solid transition) μοντελοποιήθηκε επιβάλλοντας περιορισμούς σύζευξης (coupling constraints) μεταξύ των κόμβων στις ακραίες διατομές της στερεής δοκού (κόμβοι ζεύξης) και των αντίστοιχων ακραίων κόμβων των τμημάτων των δοκών Timoshenko, οι οποίοι τοποθετούνται στα κέντρα των διατομών της στερεής δοκού (κόμβοι αναφοράς). Ο περιορισμός επιβάλλεται κατανέμοντας τα φορτία, έτσι ώστε: α) οι συνισταμένες των δυνάμεων στους κόμβους σύζευξης να είναι ισοδύναμες με τις δυνάμεις και ροπές στον κόμβο αναφοράς, και β) να διατηρείται ισορροπία δυνάμεων και ροπών των κατανεμημένων δυνάμεων ως προς τον κόμβο αναφοράς (Εικόνα 26).

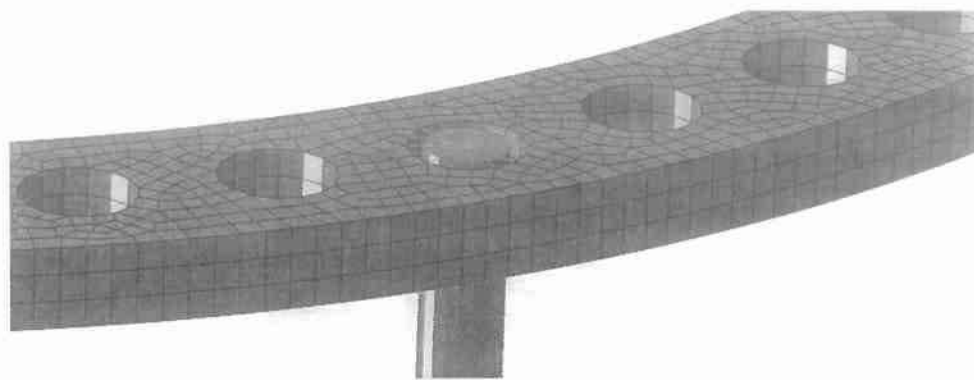


Εικόνα 26: Σύζευξη των κόμβων στις ακραίες διατομές της στερεής δοκού (κόκκινο χρώμα) με τους ακραίους κόμβους των δοκών Timoshenko (κόμβοι αναφοράς).

Αντίστοιχα πραγματοποιείται κινηματική σύνδεση μεταξύ των κόμβων γύρω από τις οπές του δακτυλίου στις οποίες κοχλιώνεται η βελόνα (κόμβοι ζεύξης) με τους αντίστοιχους κόμβους της βελόνας οι οποίοι περνούν από τα κέντρα των οπών αυτών (kinematic coupling). Με τον ίδιο τρόπο μοντελοποιείται η σύνδεση των κάθετων ράβδων (threaded rods) στους δακτύλιους. Οι κινηματικές συνδέσεις των βελονών και των κάθετων ράβδων με τις οπές των δακτυλίων παρουσιάζονται στις Εικόνες 27, 28.



Εικόνα 27: Σύνδεση της βελόνας Kirschner με τους κόμβους της οπής του δακτυλίου



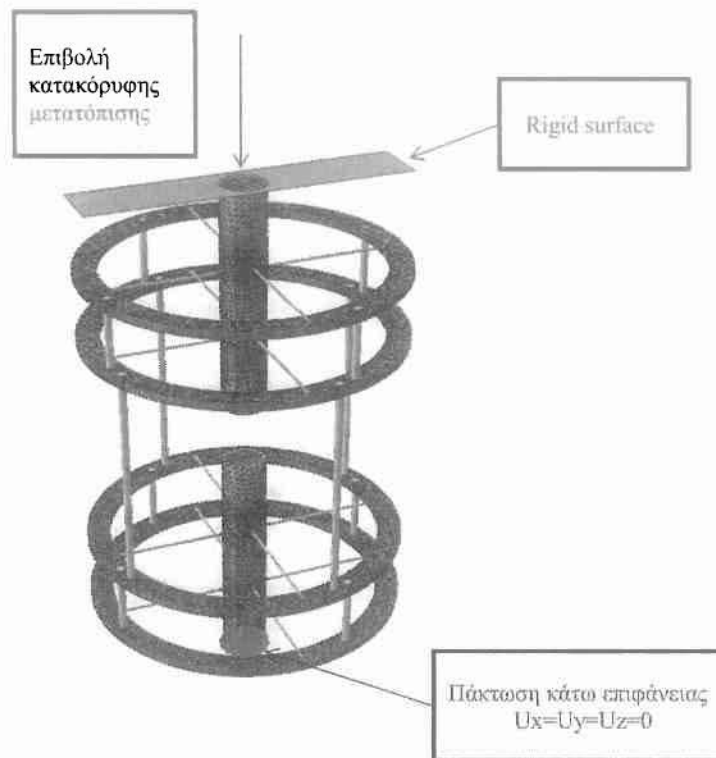
Εικόνα 28: Σύνδεση της κάθετης ράβδου με τους κόμβους της οπής του δακτυλίου

2.2.4 Φόρτιση και συνοριακές συνθήκες

Οι συνοριακές συνθήκες του προβλήματος ορίστηκαν με βάση τις πειραματικές συνθήκες που εφαρμόστηκαν κατά τη διάρκεια των πειραματικών δοκιμών. Συγκεκριμένα, πραγματοποιείται πάκτωση της κάτω επιφάνειας του κάτω κομματιού οστού και επιβολή θλιπτικού φορτίου στην πάνω επιφάνεια του πάνω κομματιού οστού κατά τον διαμήκη άξονα του κυλίνδρου για προσομοίωση της θλιπτικής δύναμης που επιβάλλεται στο οστό κατά την διάρκεια που ο ασθενής ρίχνει το βάρος του στην περιοχή του κατάγματος. Μια άκαμπτη πλάκα (rigid surface) δημιουργήθηκε για να έρθει σε επαφή με την επάνω επιφάνεια του πλαστικού κυλινδρικού στοιχείου, μοντελοποιώντας έτσι την επαφή του εμβόλου της μηχανής εφελκυσμού με το οστό (Εικόνα 29). Για αυτή την αλληλεπίδραση τριβής χρησιμοποιήθηκε ένα μοντέλο τριβής Coulomb με συντελεστή τριβής 0.2.

Κατά την διάρκεια του πειράματος μετρήθηκε ολίσθηση των βελονών η οποία προκαλεί απώλεια της αρχικής τους προέντασης. Η συνολική ολίσθηση της βελόνας στην οποία τοποθετήθηκε το επιμηκυσιόμετρο μετρήθηκε σε 0.048 mm περίπου. Θεωρούμε ότι αντίστοιχο μέγεθος ολίσθησης συμβαίνει και στις υπόλοιπες βελόνες. Η απώλεια προέντασης λόγω ολίσθησης της βελόνας υπολογίζεται από την εξίσωση (2) ως $Q \approx 148N$ λαμβάνοντας $L_0 = 82.5mm$, $\Delta L^* = 0.024 mm$, $F = 1079 N$, $E = 200 GPa$, και $A = 2.54 mm^2$.

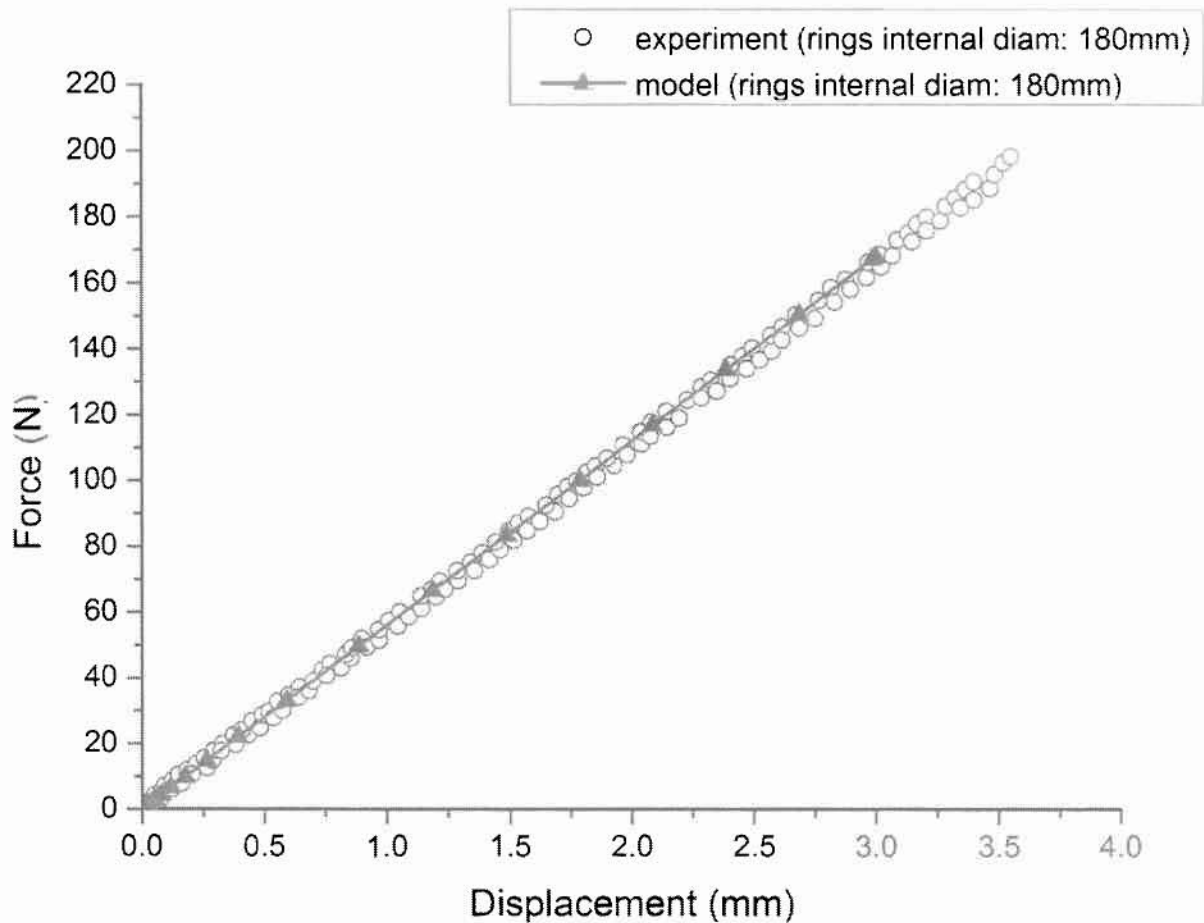
Η απώλεια αυτή της προέντασης των βελονών λαμβάνεται από την αρχή της ανάλυσης θεωρώντας ότι οι βελόνες προεντείνονται με δύναμη $F = 1079 - 148 = 930N$.



Εικόνα 29: Φόρτιση και συνοριακές συνθήκες κατά την επιβολή της κατακόρυφης μετατόπισης. Στην εικόνα φαίνονται η φορά της μετατόπισης, η άκαμπτη πλάκα και η πακτωμένη επιφάνεια (κόκκινο χρώμα).

2.2.5 Αποτελέσματα υπολογιστικής ανάλυσης πλαισίου Ilizarov

Στην ενότητα αυτή γίνεται παρουσίαση των αποτελεσμάτων της υπολογιστικής ανάλυσης για το μοντέλο του πλαισίου Ilizarov που περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Αξίζει να επαναλάβουμε ότι δόθηκε ιδιαίτερη προσοχή στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μοντέλου ούτως ώστε αυτό να αναπαριστά με ακρίβεια την πειραματική διάταξη και να εξασφαλίζεται η ορθή σύγκριση μεταξύ πειραματικών και υπολογιστικών αποτελεσμάτων. Τα αποτελέσματα της υπολογιστικής ανάλυσης συγκρίνονται με τα αντίστοιχα πειραματικά και προκύπτουν συμπεράσματα για την συνολική ακαμψία του πλαισίου. Στο Διάγραμμα 3 παρουσιάζεται η κατακόρυφη δύναμη που ασκείται στο άνω κομμάτι του οστού σε σχέση με την κατακόρυφη μετατόπιση του άνω κομματιού του οστού όπως προκύπτει από την ανάλυση του μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων σε σχέση με την αντίστοιχη συμπεριφορά που προκύπτει από την πειραματική διαδικασία. Λαμβάνοντας υπ' όψιν την απώλεια προέντασης των βελονών λόγω ολίσθησης, όπως αυτή μετρήθηκε πειραματικά, παρατηρούμε ότι το μοντέλο προβλέπει άριστα την αξονική μηχανική συμπεριφορά του πλαισίου Ilizarov.

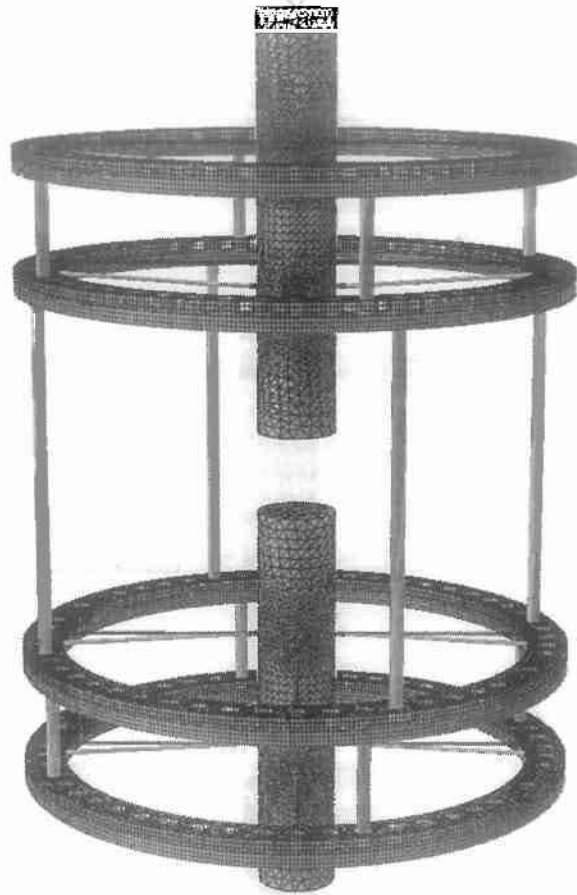


Διάγραμμα 3: Υπολογιστική και πειραματική καμπύλη φορτίου-αξονικής μετατόπισης πλαισίου Pizaron. Διάμετρος δακτυλίων 180mm, διάμετρος βελονών 1.8mm, προένταση 930N. Στην ανάλυση λαμβάνεται υπ' όψιν η απώλεια της προέντασης των βελονών λόγω ολίσθησης.

Όπως προαναφέραμε από το Διάγραμμα 3 παρατηρούμε τη σύγκλιση μεταξύ πειραματικών και υπολογιστικών αποτελεσμάτων. Η συμπεριφορά που παρουσιάζεται στο Διάγραμμα 3 συμφωνεί με τα αποτελέσματα της μελέτης των M.Watson et al (2007).

Παραμορφωμένη και απαραμόρφωτη κατάσταση

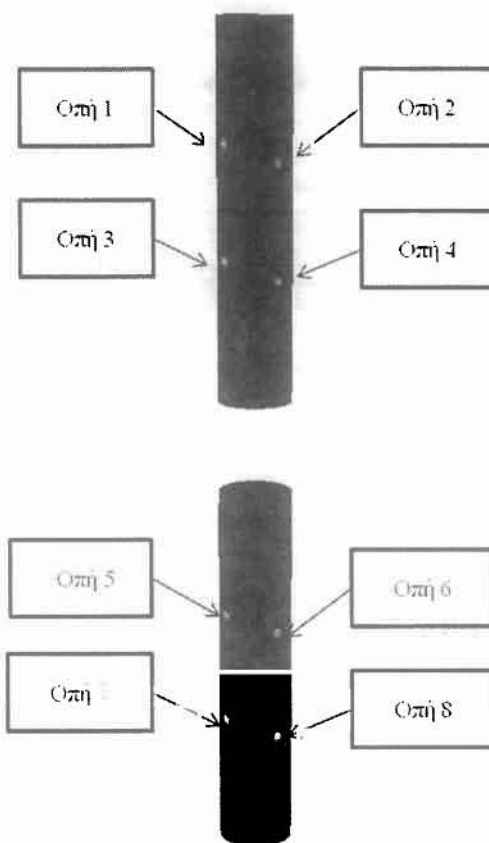
Στην Εικόνα 30 παρουσιάζεται η παραμορφωμένη κατάσταση του πλαισίου Pizaron με οχτώ (8) προεντεταμένες βελόνες όπως αυτό περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο κατά την πειραματική διαδικασία επιβολής κατακόρυφης μετατόπισης 3.5 mm στο άνω κομμάτι του οστού.



Εικόνα 30: Παραμορφωμένη (πράσινο χρώμα) και απάραμόρφωτη (γκρι χρώμα) κατάσταση πλαισίου Πίζαρον (Η παραμόρφωση έχει μεγεθυνθεί 3 φορές).

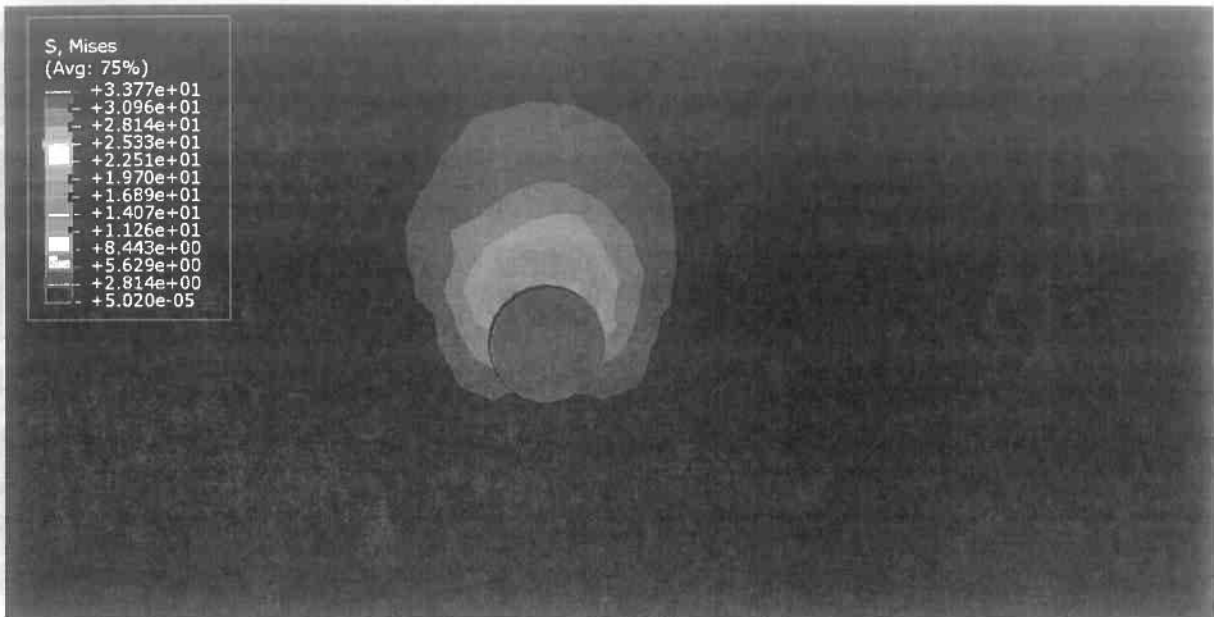
Κατανομή των τάσεων στα οστά

Η κατανομή των τάσεων στα οστά παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον στα σημεία εισόδου των βελονών καθώς εκεί η τάση παίρνει τις μεγαλύτερες τιμές. Η κατανομή των τάσεων στο οστό της κνήμης φαίνεται στην Εικόνα 31.



Εικόνα 31: Κατανομή των τάσεων στο οστό της κνήμης.

Παρατηρούμε ότι για τις βελόνες 1,2,3,4 του άνω οστεϊκού τμήματος η κατανομή των τάσεων είναι αυξημένη στο άνω μέρος της οπής τους. Αντιθέτως για τις βελόνες 5,6,7,8 του κάτω οστεϊκού τμήματος οι τάσεις είναι αυξημένες στο κάτω μέρος των οπών τους. Αυτό οφείλεται στον τρόπο με το οποίο κάμπτονται οι βελόνες στις περιοχές αυτές. Η μέγιστη τιμή της τάσης στο οστό παρατηρείται στα ακραία σημεία εισόδου της 1ης βελόνας και ισούται με 23MPa περίπου (Εικόνα 32).

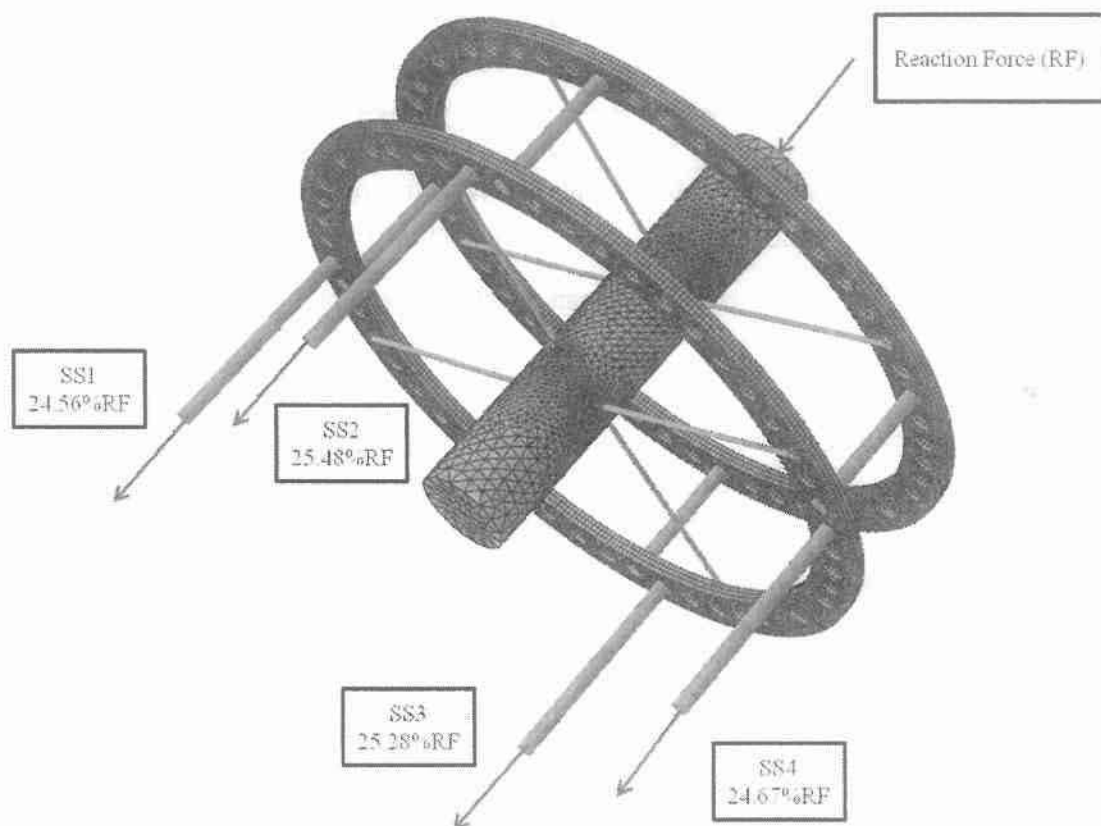


Εικόνα 32: Κατανομή τάσεων στο σημείο εισόδου της 1ης βελόνας.

Διάγραμμα ελεύθερου σώματος

Για την κατασκευή του διαγράμματος ελεύθερου σώματος κάνουμε μία τομή στις επιμήκειες ράβδους που συνδέουν τους δακτύλιους μεταξύ τους (Εικόνα 33). Με τον τρόπο αυτό υπολογίζουμε τις εσωτερικές δυνάμεις στο μέσο των ράβδων στις περιοχές SS1, SS2, SS3, SS4. Η συνολική αντίδραση που ασκείται στον κεντρικό κόμβο του πάνω οστεϊκού τμήματος ισούται με 168N.

Η κατανομή των δυνάμεων στις τέσσερις κάθετες ράβδους παρουσιάζεται στον Πίνακα 2. Όπως θα περιμέναμε η συνολική αντίδραση των 168N που ασκείται στο πάνω μέρος του οστού μεταφέρεται εξ'ολοκλήρου στις κάθετες ράβδους μέσω των βελονών Kirschner. Αυτό οφείλεται στην παρουσία του κατάγματος μεταξύ του πάνω και κάτω οστεϊκού τμήματος.



Εικόνα 33: Διάγραμμα ελεύθερου σώματος της κατασκευής. Στην εικόνα φαίνεται η φορά των εσωτερικών δυνάμεων στις περιοχές SS1, SS2, SS3, SS4 και η συνολική αντίδραση.

Περιοχή	Εσωτερική δύναμη (N)	Ποσοστό επί της συνολικής αντίδρασης (%)
SS1	41.27	24.56
SS2	42.81	25.48
SS3	42.48	25.28
SS4	41.46	24.67

Πίνακας 2: Εσωτερικές αξονικές δυνάμεις που ασκούνται στις ράβδους στις περιοχές SS1, SS2, SS3, SS4. Συνολική αντίδραση 168N.

2.3 Παραμετρική ανάλυση πλαισίου Pizaron με τη χρήση μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων

Οι παράμετροι που επηρεάζουν τη μηχανική συμπεριφορά της διάταξης Pizaron είναι αρκετοί και η πειραματική μελέτη τους αρκετά πολύπλοκη. Συνεπώς η ανάγκη για την κατασκευή ενός μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων γίνεται επιτακτική. Η διερεύνηση της επίδρασης των διαφόρων παραμέτρων στη συνολική ακαμψία του συστήματος γίνεται με τη βοήθεια του βαθμονομημένου μοντέλου που παρουσιάστηκε αναλυτικά στην ενότητα 2.2. Οι παράμετροι οι οποίες εξετάζονται είναι η προένταση των βελονών, η διάμετρος των δακτυλίων και η διάμετρος των βελονών.

Πιο συγκεκριμένα μελετήθηκαν οι παρακάτω περιπτώσεις:

Διάμετρος δακτυλίων	Διάμετρος βελονών	Προένταση βελονών
160mm	1.8mm	1079N (110Kg)
180mm	1.5mm	1079N(110Kg)
	1.8mm	1079N, 680N, 880N
	2.0mm	1079N(110Kg)
200mm	1.8mm	1079N(110Kg)

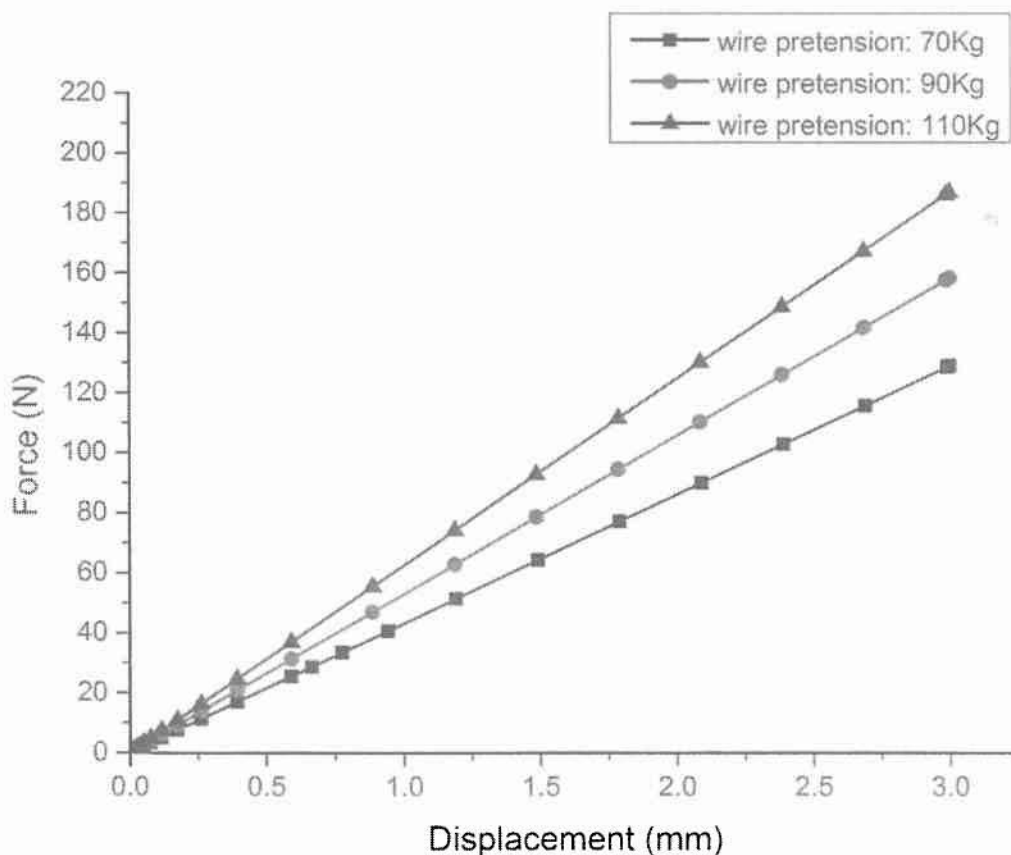
Πίνακας 3: Περιπτώσεις παραμέτρων που εξετάστηκαν

Επίδραση της αρχικής προέντασης

Η πρώτη παράμετρος που εξετάζεται είναι η αρχική δυναμοποίηση των βελονών Kirschner. Οι τιμές αρχικής προέντασης που επιλέχθηκαν είναι 680N, 880N, 1079N σε πλαίσιο με δακτύλιους διαμέτρου 180mm και βελονών διαμέτρου 1.8mm.

Στο Διάγραμμα 4 φαίνονται οι καμπύλες φορτίου-μετατόπισης για τις διάφορες τιμές της αρχικής προέντασης των βελονών. Η μεταβολή στην τιμή της αρχικής δυναμοποίησης των βελονών επηρεάζει σημαντικά την στιβαρότητα της διάταξης. Πιο συγκεκριμένα η συνολική ακαμψία της συσκευής υποβαθμίζεται όσο μειώνεται η τιμή της αρχικής προέντασης. Από την κλίση των τριών καμπυλών (λόγω γραμμικότητας) προκύπτει η τιμή της συνολικής ακαμψίας η οποία είναι 42N/mm, 52N/mm και 62N/mm για προεντάσεις αντίστοιχα 70Kg, 90Kg, 110Kg. Συνεπώς καθώς η προένταση μειώνεται από 110Kg σε 70Kg έχουμε μείωση της συνολικής ακαμψίας της τάξης του 32%. Το διάγραμμα αξονικής ακαμψίας-προέντασης βελονών παρουσιάζεται στο Παράρτημα II.

Από τα παραπάνω συμπεραίνουμε την μεγάλη επίδραση που παρουσιάζει η αρχική προένταση των βελονών στη μηχανική συμπεριφορά του πλαισίου Pizarov. Έτσι θα πρέπει να λαμβάνονται υπ'όψιν τυχόν απώλειες προέντασης που μπορούν να προκύψουν λόγω ολίσθησης των βελονών ή υπερεκτίμησης της τιμής της από τον προεντατήρα ούτως ώστε να επιλέγεται η βέλτιστη τιμή της.



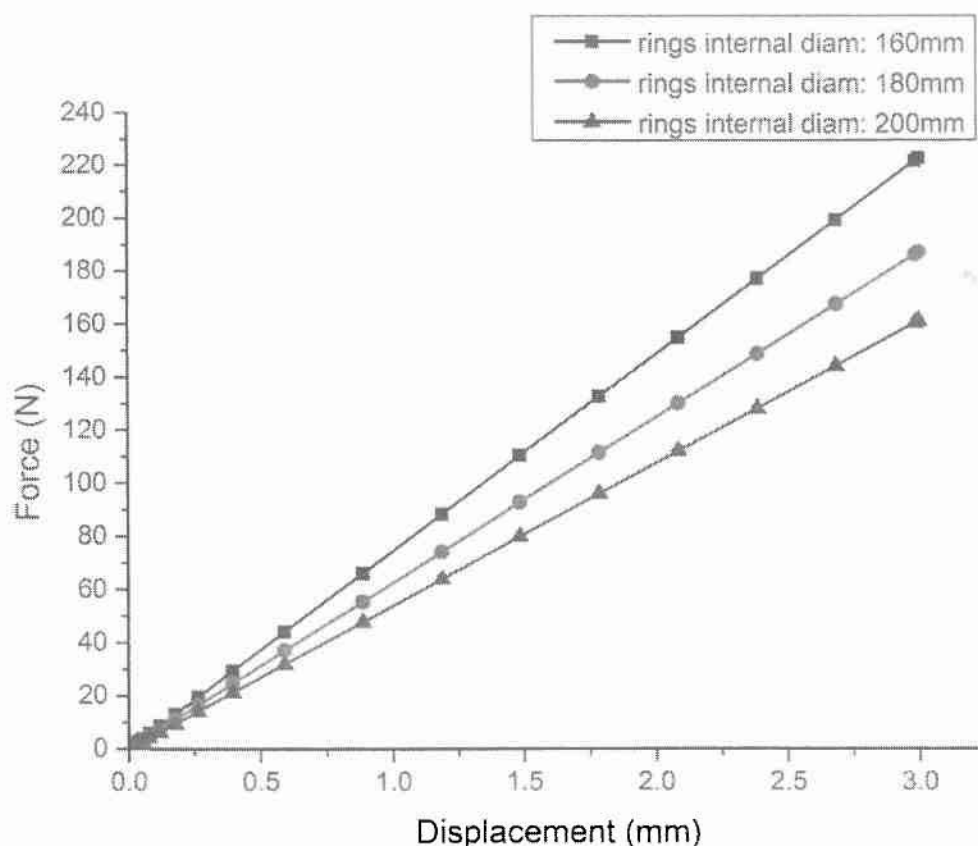
Διάγραμμα 4: Γραφική παράσταση της αξονικής φόρτισης συναρτήσει της μετατόπισης για διάφορες τιμές της επιβαλλόμενης προέντασης. Διάμετρος δακτυλίων 180mm, διάμετρος βελονών 1.8mm.

Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων

Η δεύτερη παράμετρος που εξετάζεται είναι η διάμετρος των δακτυλίων του πλαισίου. Η παράμετρος αυτή είναι η πιο σημαντική στην αξονική ακαμψία του συστήματος. Για την μελέτη αυτής της παραμέτρου χρησιμοποιήθηκαν μοντέλα με διάμετρο δακτυλίων 160, 180, 200mm, διάμετρο βελονών 1.8mm και αρχική προένταση 110Kg.

Στο Διάγραμμα 5 φαίνονται οι καμπύλες φορτίου-μετατόπισης για τις διάφορες τιμές της διαμέτρου των δακτυλίων. Η μείωση της διαμέτρου των δακτυλίων οδηγεί σε μείωση του ελεύθερου μήκους των βελονών με αποτέλεσμα να αυξάνεται η τελική καμπτική τους στιβαρότητα. Συνεπώς η συνολική ακαμψία του συστήματος αυξάνεται με την μείωση της διαμέτρου των δακτυλίων. Από την κλίση των τριών καμπυλών προκύπτει η τιμή της συνολικής ακαμψίας η οποία είναι 74N/mm, 62N/mm και 53N/mm για διάμετρο δακτυλίων αντίστοιχα 160, 180, 200mm. Συνεπώς για μείωση κατά 20% της διαμέτρου των δακτυλίων από 200mm σε 160mm έχουμε αύξηση της συνολικής ακαμψίας κατά 39%. Το διάγραμμα αξονικής ακαμψίας-διαμέτρου δακτυλίων παρουσιάζεται στο Παράρτημα II.

Συνεπώς στις κλινικές εφαρμογές συνηθίζεται να επιλέγεται όσο το δυνατό μικρότερος δακτύλιος ούτως ώστε αυτός να απέχει μερικά εκατοστά από το δέρμα και συγχρόνως να εξασφαλίζεται η συνολική σταθερότητα της διάταξης.

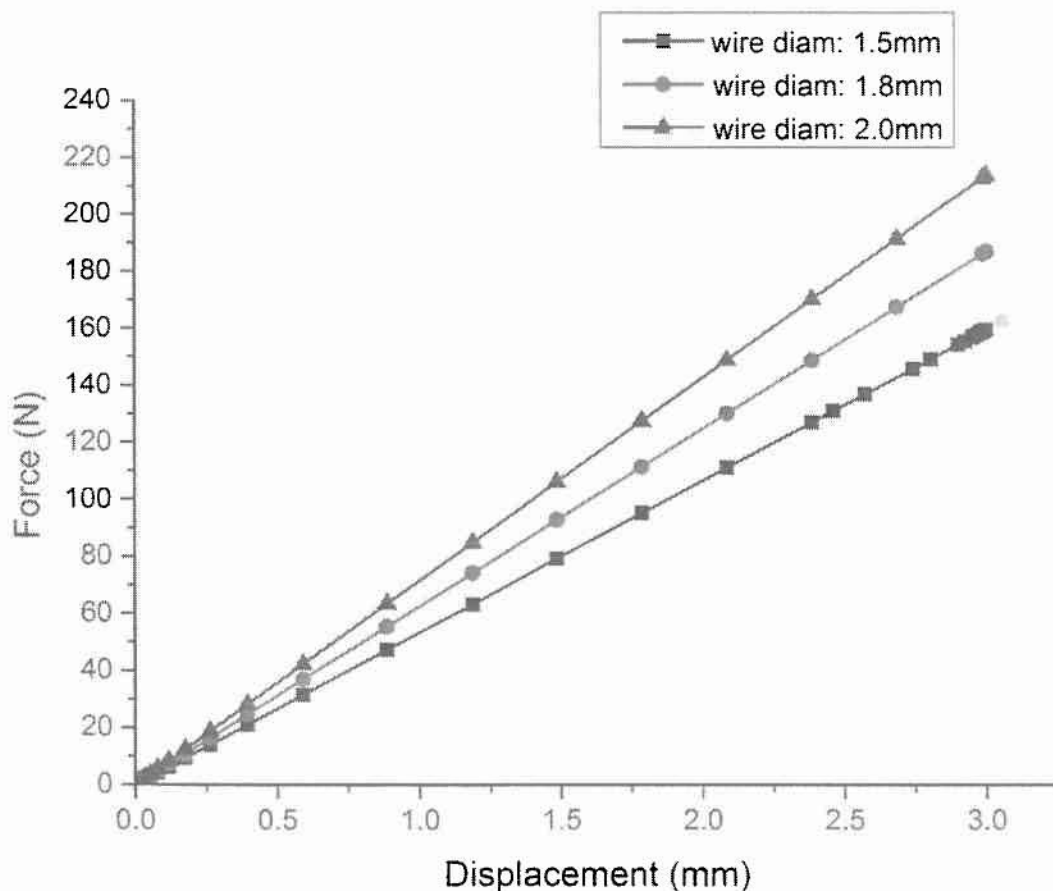


Διάγραμμα 5: Γραφική παράσταση της αξονικής φόρτισης συναρτήσει της μετατόπισης για διάφορες τιμές της διαμέτρου των δακτυλίων. Διάμετρος βελονών 1.8mm, επιβαλλόμενη προένταση βελονών 110Kg.

Επίδραση της διαμέτρου των βελονών

Η τρίτη παράμετρος που εξετάζεται είναι η διάμετρος των βελονών Kirschner. Οι τιμές της διαμέτρου που επιλέχθηκαν είναι 1.5mm, 1.8mm, 2mm σε πλαίσιο με δακτύλιους διαμέτρου 180mm και αρχικής προέντασης 110Kg.

Στο Διάγραμμα 6 φαίνονται οι καμπύλες φορτίου-μετατόπισης για τις διάφορες τιμές της διαμέτρου των βελονών. Η μεταβολή στην τιμή της διαμέτρου των βελονών επηρεάζει τη συνολική ακαμψία της διάταξης. Πιο συγκεκριμένα η συνολική ακαμψία της συσκευής υποβαθμίζεται όσο μειώνεται η τιμή της διαμέτρου των βελονών. Από την κλίση των τριών καμπυλών (λόγω γραμμικότητας) προκύπτει η τιμή της συνολικής ακαμψίας η οποία είναι 53N/mm, 62N/mm και 71N/mm για διαμέτρους αντίστοιχα 1.5mm, 1.8mm, 2.0mm. Συνεπώς καθώς η διάμετρος μειώνεται από 2.0mm σε 1.5mm έχουμε μείωση της συνολικής ακαμψίας της τάξης του 25%. Το διάγραμμα αξονικής ακαμψίας-διαμέτρου βελονών παρουσιάζεται στο Παράρτημα II.



Διάγραμμα 6: Γραφική παράσταση της αξονικής φόρτισης συναρτήσει της μετατόπισης για διάφορες τιμές της διαμέτρου των βελονών. Διάμετρος δακτυλίων 180mm, αρχική προένταση 110Kg.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ΚΥΚΛΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ TAYLOR SPATIAL FRAME

3.1 Πειραματική μελέτη ολοκληρωμένης διάταξης εξωτερικής οστεοσύνθεσης TSF

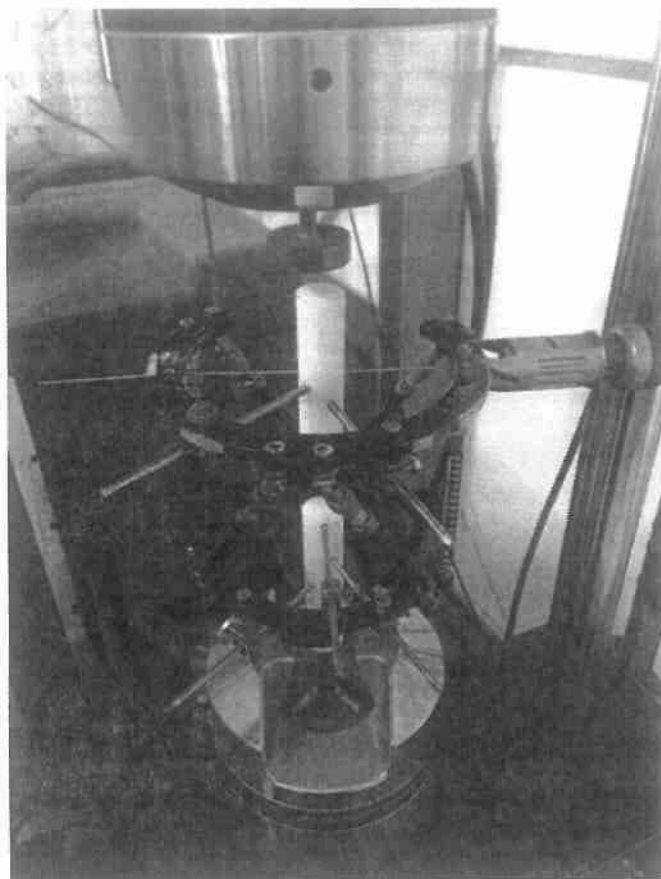
3.1.1. Περιγραφή πειραματικής διαδικασίας

Για τη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς του συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Taylor Spatial Frame (TSF) πραγματοποιήθηκαν πειραματικές δοκιμές μέσω των οποίων εξήχθησαν συμπεράσματα για τη συνολική ακαμψία της συσκευής.

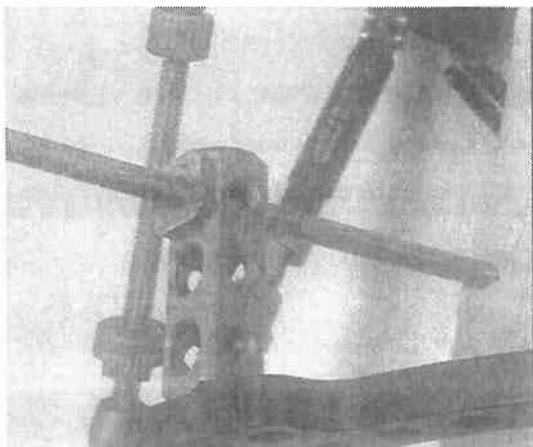
Το πλαίσιο Taylor Spatial Frame απαρτίζεται από τα ακόλουθα στοιχεία:

- Άνω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 180mm και πάχους 8mm
- Κάτω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 155mm και πάχους 8mm
- Άνω κυλινδρικό δοκίμιο πολυαιθυλενίου μήκους 130mm και διατομής $\Phi 30$ mm
- Κάτω κυλινδρικό δοκίμιο πολυαιθυλενίου μήκους 139mm και διατομής $\Phi 30$ mm
- 2 half pins διαμέτρου 6mm
- 3 half pins διαμέτρου 5mm
- 1 ιατρική βελόνα τύπου Kirschner διαμέτρου 1.8mm
- 6 τηλεσκοπικές ράβδοι (struts) διαμέτρου 12mm

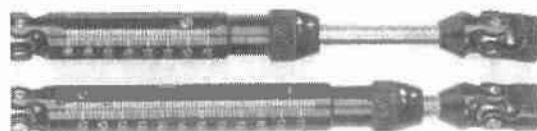
Μια διάταξη TSF συνδέεται σε κυλίνδρους πολυαιθυλενίου οι οποίοι προσομοιάζουν ένα οστό με οστεοτομία (Εικόνα 34). Ο άνω δακτύλιος του πλαισίου είναι τύπου ανοιχτός εσωτερικής διαμέτρου 180 mm και ο κάτω δακτύλιος είναι τύπου κλειστός εσωτερικής διαμέτρου 155 mm. Τα κομμάτια του οστού τοποθετούνται στο κέντρο των δακτυλίων και σε απόσταση μεταξύ τους 38 mm έτσι ώστε όλο το φορτίο να μεταφέρεται από το ένα κομμάτι οστού στο άλλο διαμέσου του πλαισίου. Το οστό συνδέεται με το πλαίσιο μέσω συνολικά πέντε (5) half pins και μίας (1) προεντεταμένης βελόνας. Στο πάνω τμήμα του οστού μήκους 130 mm και διαμέτρου 30 mm συνδέονται η προεντεταμένη βελόνα διαμέτρου 1.8 mm και δύο (2) half pins διαμέτρου 6 mm έτσι ώστε λαμβάνοντας υπ' όψιν ένα δεξιόστροφο σύστημα τα half pins να σχηματίζουν μεταξύ τους γωνία περίπου 67° , η βελόνα με το 1^ο half pin να σχηματίζουν μεταξύ τους γωνία περίπου 45° , και η βελόνα με το 2^ο half pin να σχηματίζουν μεταξύ τους γωνία περίπου 112° . Στο κάτω τμήμα του οστού μήκους 139 mm και διαμέτρου 30 mm συνδέονται τα 3 half pins διαμέτρου 5 mm έτσι ώστε να σχηματίζουν ανά ζεύγη γωνία περίπου $25-40^\circ$ μεταξύ τους. Οι βελόνες συνδέονται στους δακτυλίους μέσω κοχλιώσεων και τα half pins συνδέονται στους δακτυλίους μέσω βοηθητικών κοχλιωτών εξαρτημάτων (rancho cubes) (Εικόνα 35). Οι δακτύλιοι μεταξύ τους συνδέονται μέσω τηλεσκοπικών ράβδων (struts) οι οποίοι στα άκρα τους έχουν την ευχέρεια να περιστρέφονται μέσω ελεύθερων αρθρώσεων (universal joints) (Εικόνα 36).



Εικόνα 34: Πειραματική διάταξη πλαισίου *Taylor Spatial Frame*



Εικόνα 35: *Rancho cubes*



Εικόνα 36: Τηλεσκοπικοί ράβδοι (*struts*)

Η διαδικασία κατασκευής και συναρμολόγησης της πειραματικής διάταξης Taylor Spatial Frame πραγματοποιήθηκε με τα εξής βήματα:

Βήμα 1: Κοπή δύο πλαστικών κυλινδρικών κομματιών, τα οποία προσομοιάζουν τα δύο τμήματα του σπασμένου οστού, διαμέτρου $\Phi=30$ mm και ύψους $H=130$ mm και $H=139$ mm αντίστοιχα.

Βήμα 2: Δημιουργία διαμερούς οπής διαμέτρου $\Phi=2.0$ mm στο άνω πλαστικό κυλινδρικό κομμάτι με χρήση κατάλληλου δραπάνου μέσα από την οποία διέρχεται η βελόνα.

Βήμα 3: Δημιουργία δύο διαμερών οπών διαμέτρου $\Phi=6$ mm στο άνω πλαστικό κυλινδρικό κομμάτι με χρήση κατάλληλου δραπάνου μέσα στις οποίες βιδώνονται τα half pins.

Βήμα 4: Δημιουργία τριών διαμερών οπών διαμέτρου $\Phi=5$ mm στο κάτω πλαστικό κυλινδρικό κομμάτι με χρήση κατάλληλου δραπάνου μέσα στις οποίες βιδώνονται τα half pins.

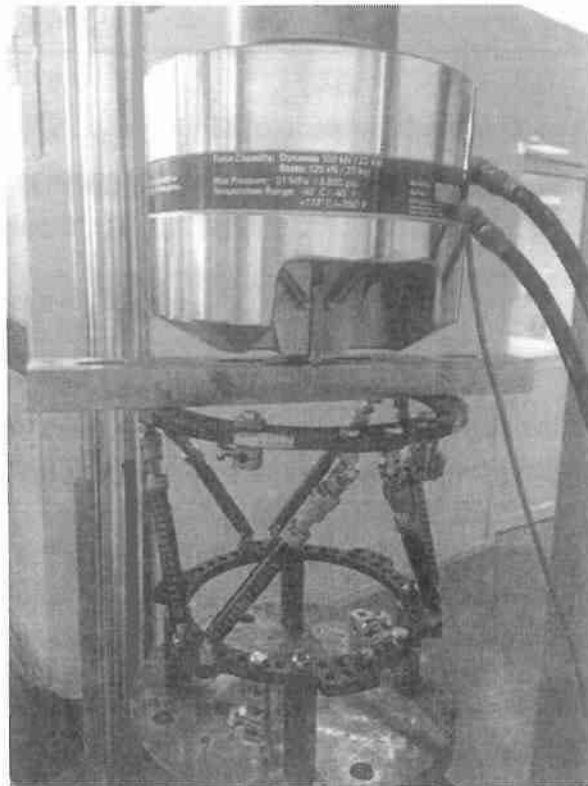
Βήμα 5: Σύνδεση δακτυλίων με τη χρήση έξι τηλεσκοπικών ράβδων (struts). Οι επιμήκεις ράβδοι τοποθετήθηκαν στην κατώτερη θέση τους ούτως ώστε οι δακτύλιοι να βρίσκονται σε παράλληλες διευθύνσεις.

Βήμα 6: Σύσφιξη των half pins στους δακτυλίους TSF με χρήση πύργων στήριξης (rancho cubes).

Βήμα 7: Σύσφιξη με κοχλία και παξιμάδι της βελόνας Kirschner στη μία άκρη του άνω δακτυλίου TSF με ροπή (>15 Nm) και επιβολή προέντασης 1079 N στο άλλο άκρο της βελόνας με χρήση του προεντατήρα. Σύσφιξη με κοχλία και παξιμάδι της βελόνας και στην απέναντι άκρη του δακτυλίου με μεγάλη ροπή (>15 Nm) προκειμένου να αποφευχθεί ο κίνδυνος ολίσθησης και απώλειας της προέντασης κατά τη διάρκεια αφαίρεσης του προεντατήρα.

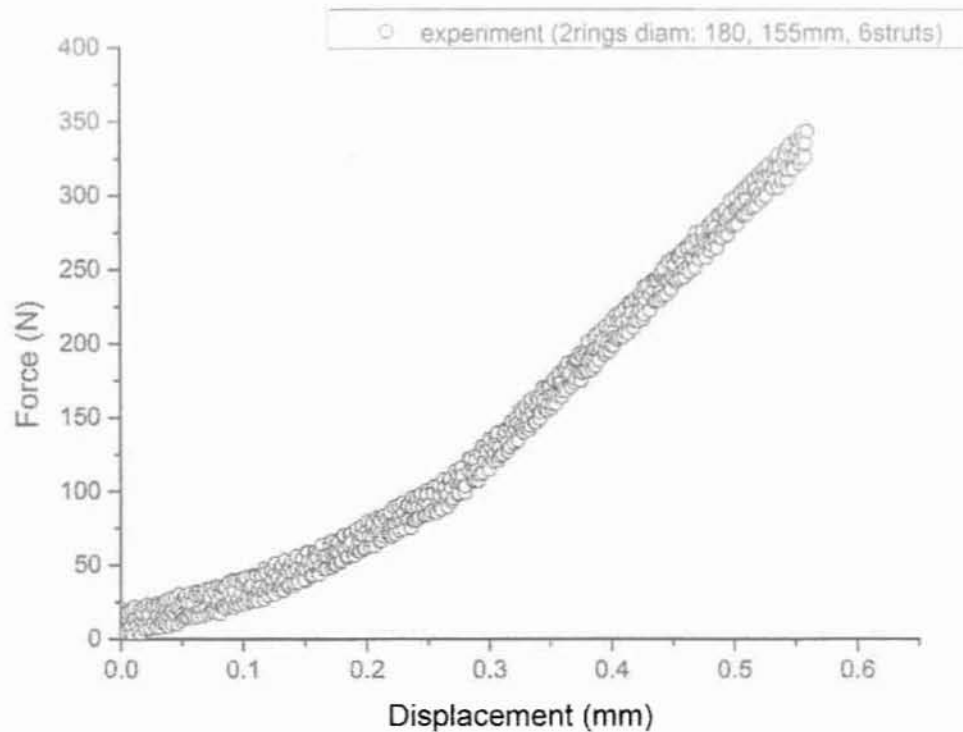
Βήμα 8: Επιβολή θλιπτικού φορτίου κατά τον διαμήκη άξονα του κυλίνδρου για προσομοίωση της θλιπτικής δύναμης που επιβάλλεται στο οστό κατά την κίνηση του ποδιού. Το ασκούμενο φορτίο μεταφέρει καμπτική καταπόνηση στις βελόνες. Το πείραμα διεξήχθη με χρήση μηχανής MTS 810 στο άνω μέρος της οποίας προσαρμόστηκε κατάλληλη δυναμοκυψέλη μέγιστου φορτίου 5kN για εξαγωγή πειραματικών αποτελεσμάτων μεγάλης ακρίβειας καθώς τα επιβαλλόμενα φορτία για μετατόπιση του κυλίνδρου είναι μικρά. Η επιβολή φορτίου έγινε με έλεγχο μετατόπισης. Κατά τη διεξαγωγή του πειράματος μετρήθηκε η μεταβολή της δύναμης με την κατακόρυφη μετατόπιση του οστού στη διεύθυνση φόρτισης.

Κατά την πειραματική διαδικασία διαπιστώθηκε η ύπαρξη μικροκίνησης (τζόγου) στις συνδέσεις των τηλεσκοπικών ράβδων με τους δακτυλίους η οποία συνεπάγεται ενδοτικότητα στη μηχανική συμπεριφορά του πλαισίου κατά την επιβολή της θλιπτικής φόρτισης, κυρίως στο αρχικό στάδιο της φόρτισης μέχρις ότου ο τζόγος εξαλείφεται και οι συνδέσεις γίνονται πιο άκαμπτες. Στο πλαίσιο της παρούσας μελέτης έγινε μια απόπειρα ποιοτικής και ποσοτικής διερεύνησης του μεγέθους του τζόγου αυτού. Στην πειραματική διερεύνηση χρησιμοποιήθηκε ίδιας διάταξης πλαίσιο TSF με αυτό που περιγράφηκε πιο πάνω και αποτελούμενο από ανοιχτού τύπου άνω δακτύλιο διαμέτρου 180 mm και κλειστού τύπου κάτω δακτύλιο εσωτερικής διαμέτρου 155 mm οι οποίοι συνδέονται μεταξύ τους με έξι τηλεσκοπικούς ράβδους. Το πλαίσιο TSF υποβάλλεται σε θλιπτική φόρτιση μέσω εμβόλου ορθογωνικής διατομής το οποίο έρχεται σε επαφή με τον άνω δακτύλιο καθώς ο κάτω δακτύλιος παραμένει αμετακίνητος. (Εικόνα 37).



Εικόνα 37: Πειραματική διάταξη πλαισίου TSF χωρίς το οστό και τα συνδετικά στοιχεία.

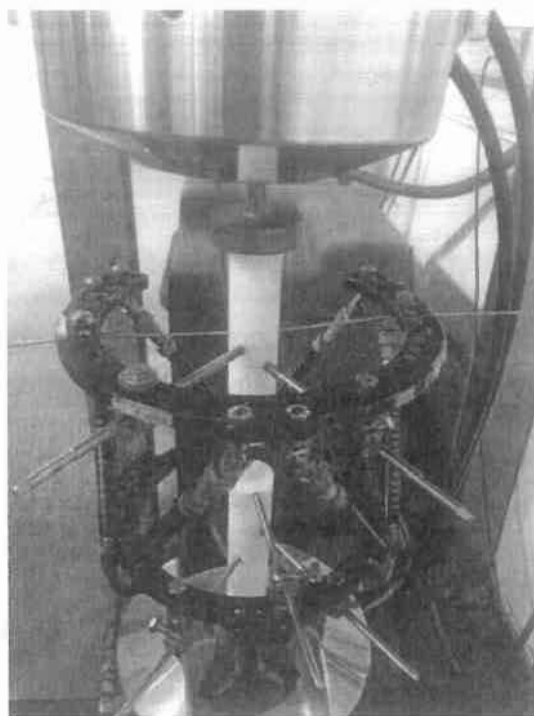
Στο Διάγραμμα 7 παρουσιάζεται το διάγραμμα της κατακόρυφης δύναμης που ασκείται στο έμβολο σε σχέση με την κατακόρυφη μετατόπιση αυτού. Παρατηρούμε ότι για μετατοπίσεις έως 0.3 mm η συμπεριφορά της κατασκευής είναι μη-γραμμική και η ακαμψία είναι μικρότερη από την πραγματική του που αποκτά το πλαίσιο για μετατοπίσεις μεγαλύτερες των 0.3 mm. Το αποτέλεσμα αυτό αποκαλύπτει την ενδοτικότητα του συστήματος λόγω των (μαλακών) συνδέσεων των τηλεσκοπικών ράβδων στους δακτυλίους (αρθρώσεις).



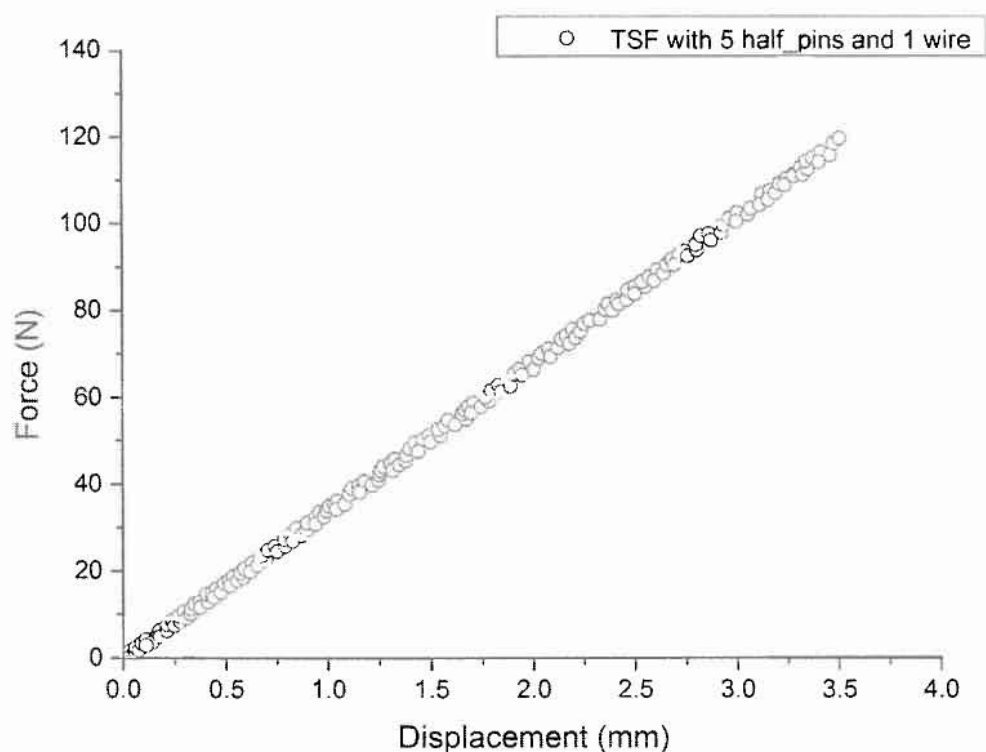
Διάγραμμα 7: Διάγραμμα δύναμης-μετατόπισης κατά την αξονική φόρτιση του πλαισίου TSF χωρίς το οστό και τα συνδετικά στοιχεία.

3.1.2. Αποτελέσματα πειραματικής διαδικασίας

Στο Εικόνα 38 παρουσιάζεται η παραμορφωμένη κατάσταση του πλαισίου TSF με πέντε (5) half pins και μία (1) προεντεταμένη βελόνα όπως αυτό περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο κατά την πειραματική διαδικασία επιβολής κατακόρυφης μετατόπισης 3.5 mm στο άνω κομμάτι του οστού. Για το ίδιο πλαίσιο στο Διάγραμμα 8 παρουσιάζεται το διάγραμμα της κατακόρυφης δύναμης που ασκείται στο άνω κομμάτι του οστού σε σχέση με την κατακόρυφη μετατόπιση του άνω κομματιού του οστού.



Εικόνα 38: Πειραματική απεικόνιση της παραμορφωμένης κατάστασης του πλαισίου TFS μετά την επιβολή της κατακόρυφης δύναμης.



Διάγραμμα 8: Διάγραμμα δύναμης-μετατόπισης κατά την αξονική φόρτιση στην διεύθυνση του οστού του πλαισίου TFS (5 half pins, 1 προεντεταμένη βελόνα). Διάμετρος άνω δακτυλίου 180mm (ανοικτού τύπου), διάμετρος κάτω δακτυλίου 155mm (κλειστού τύπου), διάμετρος βελόνας 1.8mm, διαμέτροι half pins 5mm και 6mm, αρχική προένταση 1079N (110Kg).

3.2 Υπολογιστική ανάλυση ολοκληρωμένης διάταξης εξωτερικής οστεοσύ- νθεσης TSF

Στην ενότητα αυτή περιγράφεται αναλυτικά η διαδικασία μοντελοποίησης της διάταξης Taylor Spatial Frame. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει την ακριβή αναπαραγωγή της γεωμετρίας, τη διακριτοποίηση του μοντέλου, τον προσδιορισμό των μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών, τον προσδιορισμό των συνοριακών συνθηκών και τέλος την επίλυση του μοντέλου. Η διάταξη η οποία μοντελοποιείται είναι όμοια με την αντίστοιχη πειραματική. Σκοπός της διαδικασίας μοντελοποίησης είναι η κατασκευή ενός τρισδιάστατου μοντέλου το οποίο κατόπιν βαθμονόμησής του θα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παραμετρική μελέτη της συσκευής TSF.

3.2.1 Μέθοδος παραγωγής μοντέλου

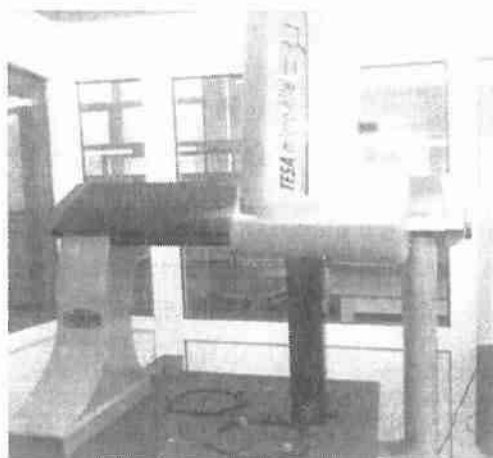
Μια διάταξη TSF δύο δακτυλίων, όμοια με την αντίστοιχη που εξετάστηκε πειραματικά και παρουσιάστηκε στο Κεφάλαιο 3.1, συνδέεται σε οστό με οστεοτομία μέσω συνολικά πέντε (5) half pins και μίας (1) προεντεταμένης βελόνας.

Ο σχεδιασμός της γεωμετρίας του πλαισίου TSF πραγματοποιήθηκε εξ'ολοκλήρου στο περιβάλλον του προγράμματος Solidworks 2013 Edition. Κατόπιν πραγματοποιήθηκε η εισαγωγή της γεωμετρίας στο πρόγραμμα ABAQUS CAE όπου έγινε η μοντελοποίησή της.

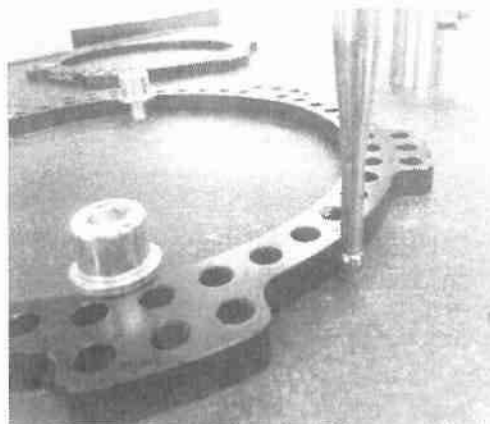
Πιο συγκεκριμένα:

Δακτύλιος TSF

Ο υπολογισμός της γεωμετρίας των δακτυλίων του συστήματος TSF έγινε με χρήση του μετρητικού οργάνου TESA Micro-Hite 3d (Εικόνα 39). Με τη βοήθεια της κεφαλής μέτρησης συνεχόμενων σημείων (νέφος σημείων) υπολογίστηκε με ακρίβεια η γεωμετρία των μικρών καμπύλων μερών των δακτυλίων (Εικόνα 40).



Εικόνα 39: TESA Micro-Hite 3d



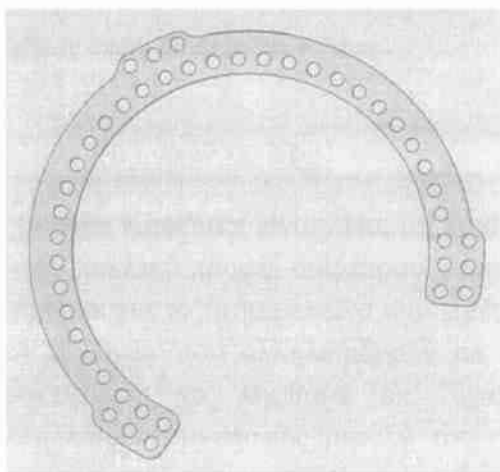
Εικόνα 40: Κεφαλή μετρητικού οργάνου

Ο σχεδιασμός των δακτυλίων TSF πραγματοποιήθηκε με βάση την πραγματική τρισδιάστατη γεωμετρία τους. Οι δακτύλιοι TSF τοποθετούνται παράλληλα μεταξύ τους και ως προς την οστεοτομία και απέχουν μεταξύ τους 143mm.

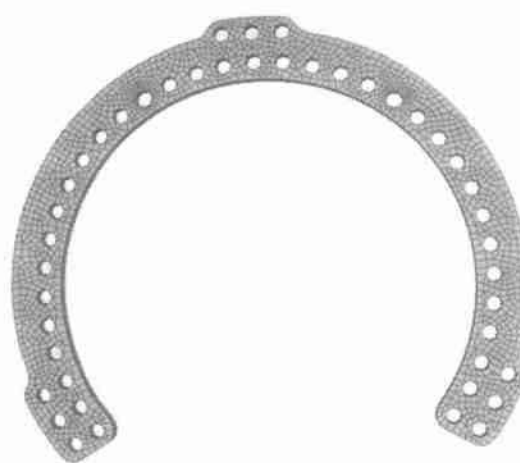
Ο άνω δακτύλιος έχει τα εξής γεωμετρικά χαρακτηριστικά:

- Εσωτερική διάμετρο ίση με 180mm
- Πάχος ίσο με 8mm
- 44 οπές συμμετρικά κατανομημένες στην περιφέρεια τους διαμέτρου 7mm

Ο άνω δακτύλιος μοντελοποιήθηκε ως στέρεη κατασκευή και το πλέγμα του δημιουργήθηκε χρησιμοποιώντας γραμμικής παρεμβολής εξαεδρικά στοιχεία μειωμένης ολοκλήρωσης (C3D8R στο ABAQUS) όπως φαίνεται στις Εικόνες 41, 42.



Εικόνα 41: Τελική γεωμετρία άνω δακτύλιου. Εσωτερική διάμετρος 180mm, πάχος 8mm, αριθμός οπών 44 διαμέτρου 7mm

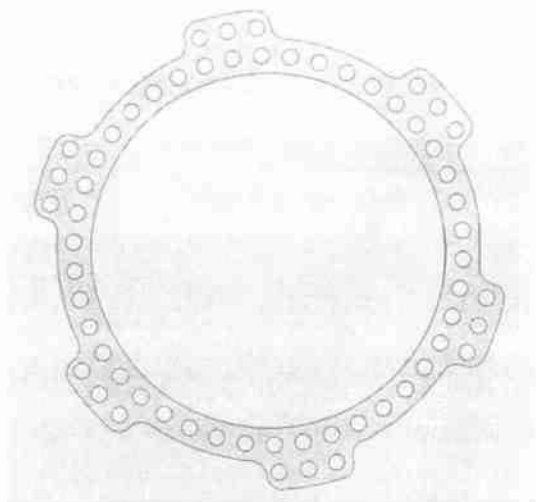


Εικόνα 42: Πλέγμα άνω δακτύλιου εσωτερικής διαμέτρου 180mm με χρήση εξαεδρικών στοιχείων.

Ο κάτω δακτύλιος έχει τα εξής γεωμετρικά χαρακτηριστικά:

- Εσωτερική διάμετρο ίση με 155mm
- Πάχος ίσο με 8mm
- 60 οπές συμμετρικά κατανομημένες στην περιφέρεια τους διαμέτρου 7mm

Ο κάτω δακτύλιος μοντελοποιήθηκε ως στέρεη κατασκευή και το πλέγμα του δημιουργήθηκε χρησιμοποιώντας γραμμικής παρεμβολής εξαεδρικά στοιχεία μειωμένης ολοκλήρωσης (C3D8R στο ABAQUS) όπως φαίνεται στις Εικόνες 43, 44.



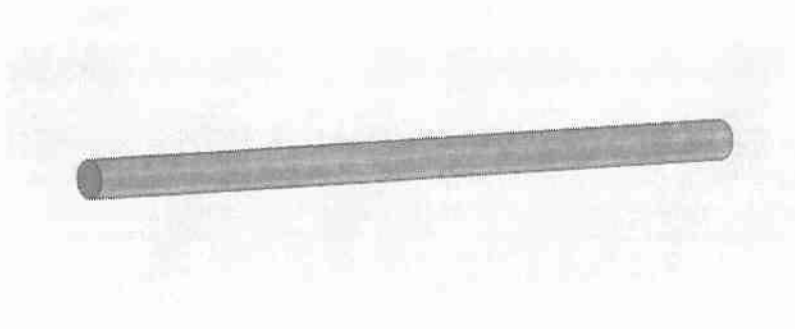
Εικόνα 43: Τελική γεωμετρία κάτω δακτύλιου. Εσωτερική διάμετρος 155mm, πάχος 8mm, αριθμός οπών 60 διαμέτρου 7mm.



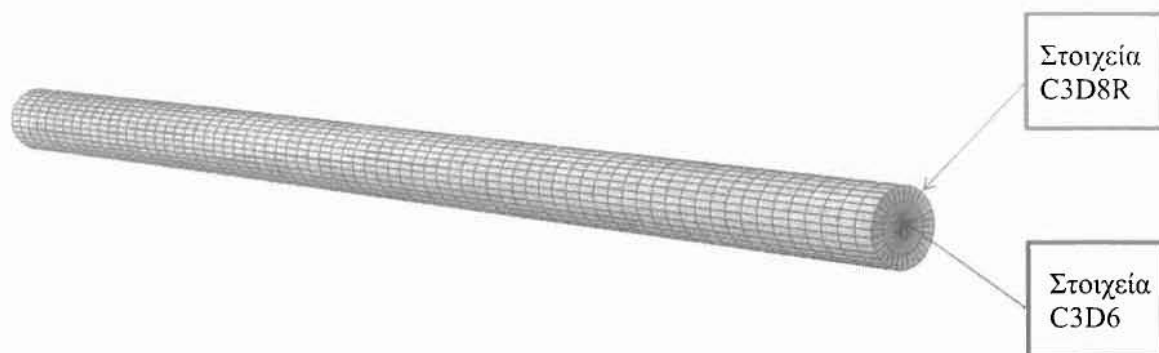
Εικόνα 44: Πλέγμα κάτω δακτύλιου εσωτερικής διαμέτρου 155mm με χρήση εξαεδρικών στοιχείων

Βελόνα Kirschner (K-wire)

Η βελόνα Kirschner είναι λεία, μη κοχλιωτή κατασκευασμένη από ανοξείδωτο χάλυβα. Έχει ενιαίο κυκλικό προφίλ διαμέτρου 1.8mm. Ο σχεδιασμός των βελονών Kirschner πραγματοποιήθηκε για το τμήμα εκείνο που εισέρχεται και αλληλεπιδρά με το οστό. Τα τμήματα αυτά των βελονών που αλληλεπιδρούν με το οστό μοντελοποιήθηκαν ως στέρεες κατασκευές προκειμένου να ληφθούν υπ' όψιν στην ανάλυση οι παραμορφώσεις λόγω της αλληλεπίδρασης επαφής μεταξύ του οστού και των προεντεταμένων βελονών και για το πλέγμα τους χρησιμοποιήθηκε συνδυασμός εξαεδρικών στοιχείων γραμμικής παρεμβολής (C3D8R στο ABAQUS) και στοιχείων τύπου wedge (C3D6 στο ABAQUS). Το υπόλοιπο τμήμα της βελόνας μοντελοποιήθηκε με τετραγωνικής παρεμβολής στοιχεία τύπου δοκού Timoshenko (B32 στο ABAQUS) τα οποία προσφέρουν άριστη μοντελοποίηση του προβλήματος της κάμψης δοκού με ταυτόχρονη μείωση των βαθμών ελευθερίας του προβλήματος και ελάφρυνση του υπολογιστικού κόστους. Η τελική γεωμετρία της βελόνας Kirschner και το πλέγμα της φαίνονται στις Εικόνες 45, 46.



Εικόνα 45: Γεωμετρία βελόνας Kirschner διαμέτρου 1.8mm



Εικόνα 46: Πλέγμα βελόνας Kirschner, με χρήση εξαεδρικών στοιχείων (C3D8R) εξωτερικά και στοιχείων τύπου wedge (C3D6) εσωτερικά.

Οστό

Τα κομμάτια του οστού τοποθετούνται στο κέντρο των δακτυλίων και σε απόσταση μεταξύ τους έτσι ώστε όλο το φορτίο να μεταφέρεται από το ένα κομμάτι οστού στο άλλο διαμέσου του πλαισίου. Συγκεκριμένα, τα κομμάτια του οστού μοντελοποιήθηκαν ως δύο κυλινδρικές ράβδοι διαμέτρου 30 mm και ύψους 130 mm και 139 mm αντίστοιχα με κυλινδρικές οπές σε κατάλληλες θέσεις κατά μήκος των διαμέτρων τους έτσι ώστε οι βελόνες και τα half pins να τα διαπεράσουν. Η απλοποίηση αυτή στη γεωμετρία του οστού της κνήμης δεν αναμένεται να επηρεάσει σημαντικά τη μηχανική συμπεριφορά της διάταξης όπως έχει αποδειχθεί σε σχετικές μελέτες (Watson, M. A. et al 2000; Watson, M. A. et al 2003). Για το πλέγμα των κομματιών του οστού χρησιμοποιούνται γραμμικής παρεμβολής τετραεδρικά στοιχεία (C3D4 στο ABAQUS) με επιπλέον πύκνωση του πλέγματος στις περιοχές των οπών για ακριβέστερη μοντελοποίηση των καμπύλων επιφανειών τους. Η τελική γεωμετρία του οστού της κνήμης καθώς και το πλέγμα του φαίνονται στις Εικόνες 47, 48.



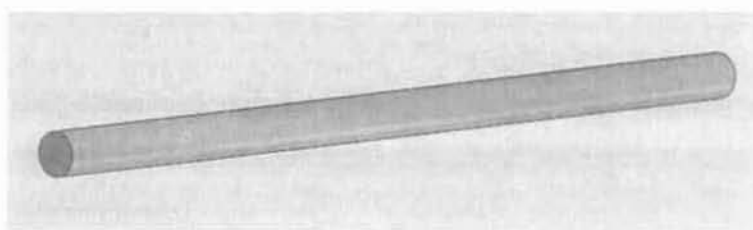
Εικόνα 47: Γεωμετρία κνημιαίου οστού. Διάμετρος 30mm, οπές διαμέτρου 1.8mm, 6mm, 5mm.



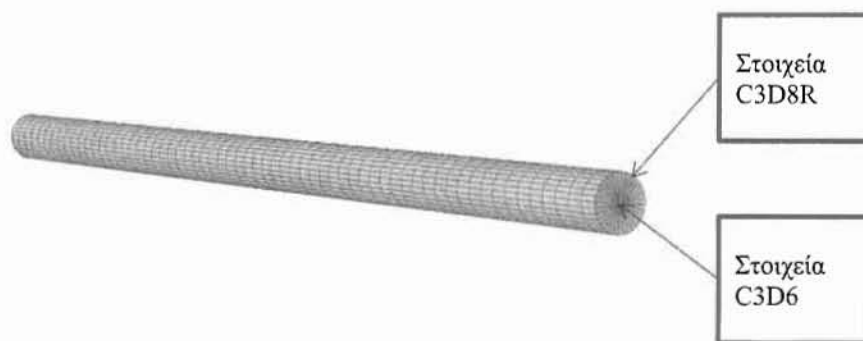
Εικόνα 48: Πλέγμα κνημιαίου οστού με χρήση τετραεδρικών στοιχείων (C3D4).

Half pin

Στα επάνω και κάτω τμήματα του οστού συνδέονται άκαμπτα 2 half pins διαμέτρου 6 mm και 3 half pins διαμέτρου 5 mm αντίστοιχα τα οποία μοντελοποιήθηκαν ως κύλινδροι χωρίς σπείρωμα. Για την δημιουργία του πλέγματος πεπερασμένων στοιχείων στα half pins χρησιμοποιήθηκε συνδυασμός εξαεδρικών στοιχείων γραμμικής παρεμβολής (C3D8R στο ABAQUS) και στοιχείων τύπου wedge (C3D6 στο ABAQUS) με πυκνωση του πλέγματος στο τμήμα που εισέρχονται στο οστό. Σημειώνεται, ότι αποτελέσματα αναλύσεων σε επιμέρους εξαρτήματα του πλαισίου TSF έχουν δείξει ότι η μηχανική συμπεριφορά του συστήματος δακτύλιος-half pin-οστό δεν επηρεάζεται σημαντικά από την απλοποίηση του half pin με σπείρωμα σε κύλινδρο χωρίς σπείρωμα. Η γεωμετρία και το πλέγμα ενός από τα πέντε συνολικά half pins που χρησιμοποιήθηκαν παρουσιάζονται στις Εικόνες 49 και 50 αντίστοιχα.



Εικόνα 49: Γεωμετρία half pin διαμέτρου 6mm, μήκους 126mm

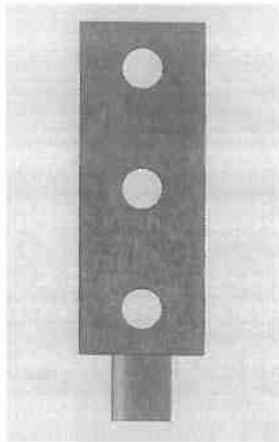


Εικόνα 50: Πλέγμα half pin με χρήση εξαεδρικών στοιχείων (C3D8R) εξωτερικά και στοιχείων τύπου wedge (C3D6) εσωτερικά.

Κοχλιωτό εξάρτημα-rancho cube

Ο τρόπος συγκράτησης των half pins στους δακτύλιους επιτυγχάνεται με τη χρήση βοηθητικών κοχλιωτών εξαρτημάτων (rancho cubes). Τα κοχλιωτά αυτά εξαρτήματα είναι κατασκευασμένα από ανοξείδωτο χάλυβα και φέρουν μία, δύο ή τρεις οπές ούτως ώστε να εξασφαλίζεται η τοποθέτηση του half pin στην κατάλληλη απόσταση από τον δακτύλιο. Για τη δημιουργία του πλέγματος τους χρησιμοποιήθηκαν γραμμικής παρεμβολής τετραεδρικά

στοιχεία (C3D4 στο ABAQUS). Η γεωμετρία και το πλέγμα ενός εξ αυτών των εξαρτημάτων φαίνονται στις Εικόνες 51, 52.



Εικόνα 51: Γεωμετρία κοχλιωτού εξαρτήματος (*rancho cube*). Ύψος 48mm, οπές διαμέτρου 5mm.

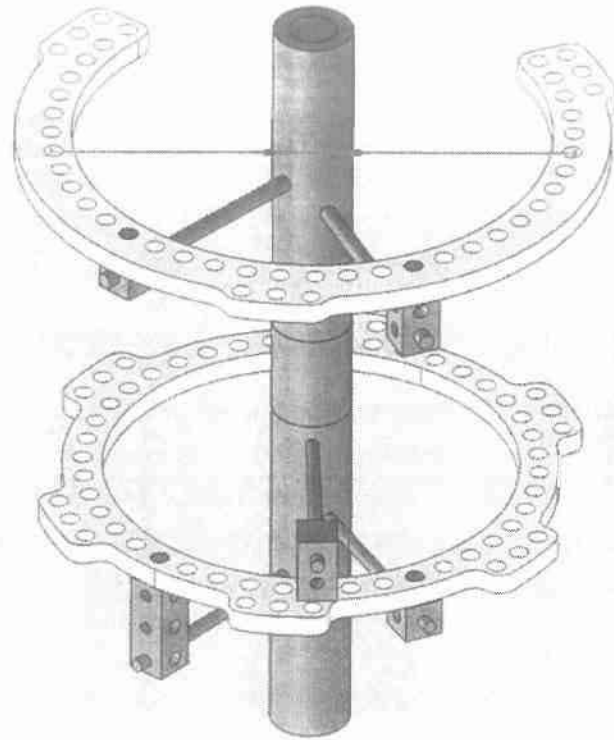


Εικόνα 52: Πλέγμα κοχλιωτού εξαρτήματος με χρήση τετραεδρικών στοιχείων (C3D4).

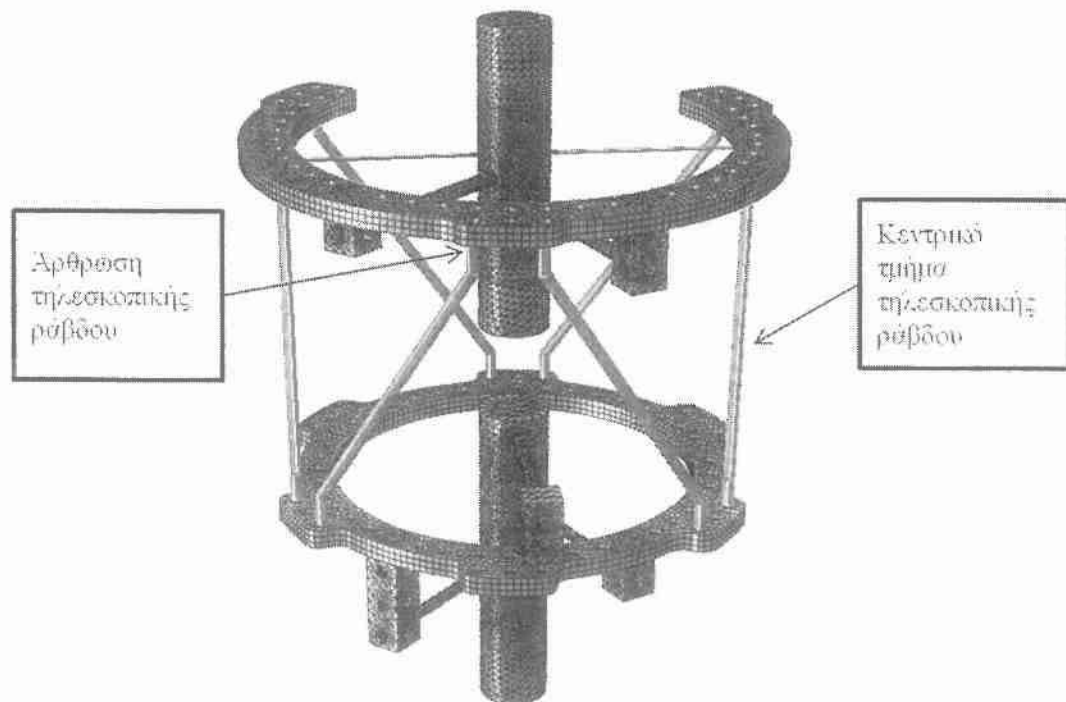
Τηλεσκοπικές ράβδοι (*struts*)

Η σύνδεση των δακτυλίων της διάταξης TSF επιτυγχάνεται με τη χρήση 6 κυλινδρικών ράβδων συμμετρικά κατανεμημένων στην περιφέρειά τους με διάμετρο 12mm. Οι έξι αυτές ράβδοι αποτελούνται από ένα κύριο τμήμα, το οποίο μπορεί να επιμηκυνθεί, και δύο ελεύθερες αρθρώσεις (*universal joints*) εκατέρωθεν αυτού μέσω των οποίων προσαρμόζονται στους δακτύλιους (Εικόνα 54). Η μοντελοποίησή τους γίνεται με ράβδους χωρίς σπείρωμα και χρήση στοιχείων τετραγωνικής παρεμβολής τύπου δοκού Timoshenko (B32 στο ABAQUS) τα οποία προσφέρουν μείωση των βαθμών ελευθερίας του προβλήματος και ελάφρυνση του υπολογιστικού κόστους.

Η συνολική γεωμετρία του πλαισίου TSF καθώς και το πλέγμα που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα ανάλυση παρουσιάζονται στις Εικόνες 53, 54. Το συνολικό πλέγμα αποτελείται από περίπου 146.000 κόμβους και 463.000 στοιχεία ενώ ο συνολικός αριθμός των κομβικών βαθμών ελευθερίας είναι περίπου 398.000.



Εικόνα 53: Τελική γεωμετρία πλαισίου TSF



Εικόνα 54: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων πλαισίου TSF

3.2.2. Επιλογή υλικών

Η κατάλληλη επιλογή των υλικών που απαρτίζουν τη διάταξη TSF και των μηχανικών ιδιοτήτων τους είναι βασικό στάδιο για την περαιτέρω επεξεργασία και υπολογιστική ανάλυση του μοντέλου με τη μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων. Στη συγκεκριμένη μοντελοποίηση όλα τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν είναι γραμμικώς ελαστικά και ισότροπα.

Κνήμη

Στην παρούσα μελέτη που σκοπό έχει την διερεύνηση της μηχανικής συμπεριφοράς των πλαισίων εξωτερικής οστεοσύνθεσης αντί πραγματικού οστού χρησιμοποιήθηκε συμπαγές κομμάτι κυλίνδρου κατασκευασμένο από πολυαιθυλένιο. Το πολυαιθυλένιο έχει μέτρο ελαστικότητας περίπου 2 GPa και λόγο του Poisson περίπου 0.4. Η αντικατάσταση της γεωμετρίας ενός μακρού οστού (π.χ. κνήμης) με γεωμετρία κυλίνδρου καθώς και η χρήση ενός υλικού του οποίου οι μηχανικές ιδιότητες είναι διαφορετικές από αυτές του οστού αλλά ίδιας τάξης μεγέθους, δεν αναμένεται να επηρεάσει σημαντικά τη μηχανική συμπεριφορά του πλαισίου και των εξαρτημάτων του.

Βελόνες Kirschner

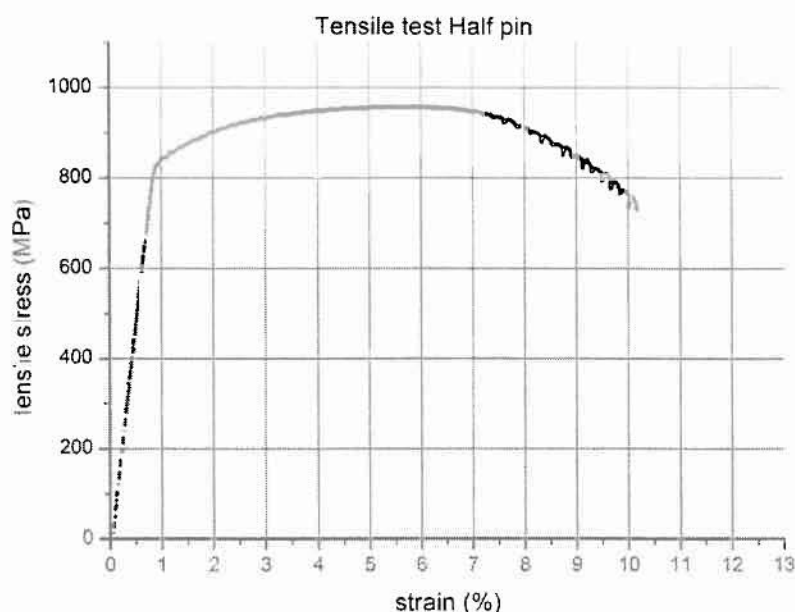
Για τον υπολογισμό των μηχανικών ιδιοτήτων των βελονών Kirschner πραγματοποιήθηκε όπως προαναφέρθηκε στην ενότητα 2.2.2. πειραματική δοκιμή εφελκυσμού. Το υλικό της βελόνας είναι χάλυβας υψηλής αντοχής με όριο διαρροής περίπου 900 MPa, όριο θραύσης σε εφελκυσμό περίπου 1250 MPa και συνολική παραμόρφωση στη θραύση 1.8%. Ο χάλυβας έχει μέτρο ελαστικότητας περίπου 200 GPa και λόγο του Poisson περίπου 0.3.

Δακτύλιοι

Ο δακτύλιος του πλαισίου TSF είναι κατασκευασμένος από κράμα αλουμινίου με μέτρο ελαστικότητας περίπου 70 GPa και λόγο του Poisson περίπου 0.35.

Half pin

Για τον υπολογισμό των μηχανικών ιδιοτήτων των half pins πραγματοποιήθηκε πειραματική δοκιμή εφελκυσμού. Στο Διάγραμμα 9 παρουσιάζεται η καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης για το half pin. Το half pin είναι κατασκευασμένο από κράμα τιτανίου με σκληρότητα 190 HV0.2. Το υλικό παρουσιάζει όριο διαρροής 845 MPa, όριο θραύσης σε εφελκυσμό περίπου 957 MPa με συνολική παραμόρφωση στη θραύση 9.4%. Το τιτάνιο έχει μέτρο ελαστικότητας περίπου 110 GPa και λόγο του Poisson περίπου 0.3.



Διάγραμμα 9: Καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης (εφελκυσμός half pin).

Κοχλιωτά εξαρτήματα (rancho cubes)

Τα βοηθητικά κοχλιωτά εξαρτήματα (rancho cubes) είναι κατασκευασμένα από ανοξείδωτο χάλυβα με μέτρο ελαστικότητας περίπου $E=200\text{GPa}$ και λόγο Poisson $\nu=0.3$.

Τηλεσκοπικές ράβδοι (struts)

Η παρουσία της μικροκίνησης στις περιοχές σύνδεσης των τηλεσκοπικών ράβδων με τους δακτύλιους η οποία περιγράφηκε αναλυτικά στην ενότητα 3.1.1. μοντελοποιήθηκε μέσω της μείωσης του μέτρου ελαστικότητας στη περιοχές αυτές. Έτσι για τη μοντελοποίηση των ελεύθερων αρθρώσεων (universal joints) χρησιμοποιήθηκε μέτρο ελαστικότητας $E=300\text{MPa}$ και λόγος Poisson $\nu=0.3$ ενώ για το κεντρικό τμήμα της ράβδου χρησιμοποιήθηκαν οι ιδιότητες του ανοξείδωτου χάλυβα με μέτρο ελαστικότητας $E=200\text{GPa}$ και λόγος Poisson $\nu=0.3$.

Οι μηχανικές ιδιότητες των επιμέρους εξαρτημάτων του πλαισίου TSF παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.

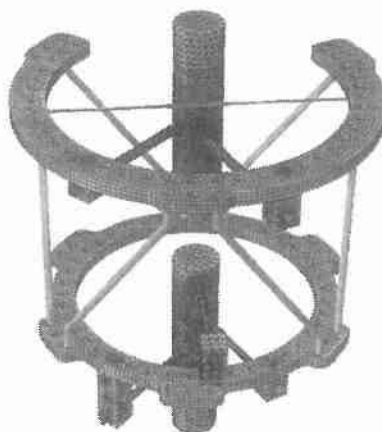
Εξάρτημα	Υλικό	Μετρό ελαστικότητας (Gpa)	Λόγος Poisson (ν)
Κυλινδρική μπάρα	Πολυαιθυλένιο	2	0.4
Βελόνα	Χάλυβας	200	0.3
Δακτύλιος TSF	Αλουμίνιο	70	0.35

Half pin	Τιτάνιο	110	0.3
Συνδετικά μέρη	Χάλυβας	200	0.3
Τηλεσκοπικές ράβδοι (κεντρικό τμήμα)	Χάλυβας	200	0.3

Πίνακας 4: Ιδιότητες υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων

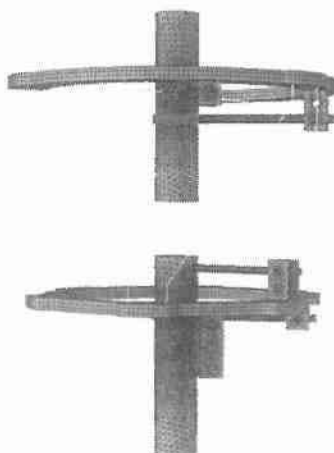
3.2.3 Κινηματικοί περιορισμοί

Η μοντελοποίηση της επαφής μεταξύ της εσωτερικής επιφάνειας του οστού και της εξωτερικής επιφάνειας της βελόνας πραγματοποιήθηκε με συνθήκη απλής επαφής χωρίς τριβή έτσι ώστε οι δύο αυτές επιφάνειες να μπορούν να αλληλεπιδρούν μεταξύ τους όπως φαίνεται στην Εικόνα 55.



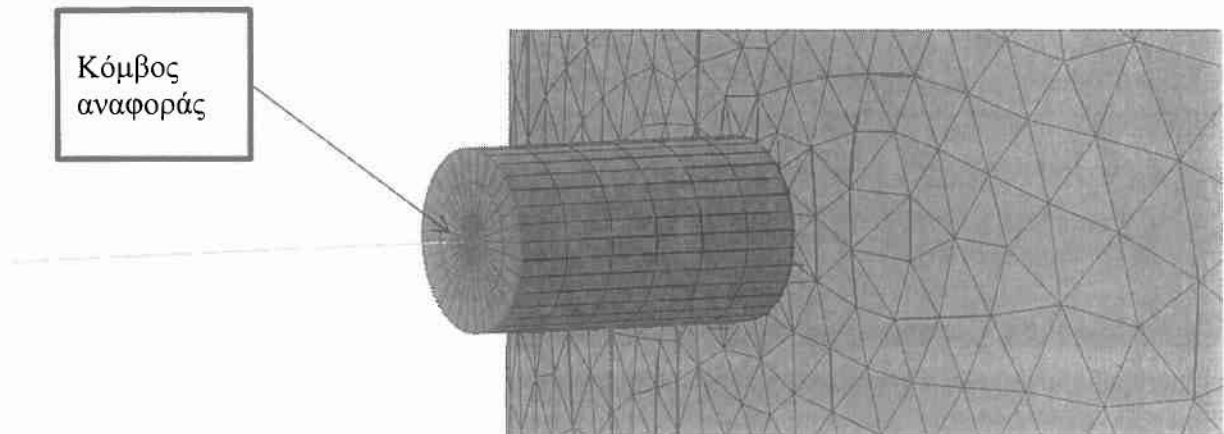
Εικόνα 55: Διεπιφάνεια βελόνας-οστού.

Η αλληλεπίδραση των half pins με το οστό μοντελοποιήθηκε λαμβάνοντας συνθήκη επαφής με τριβή με συντελεστή τριβής ίσο με τη μονάδα (Εικόνα 56).



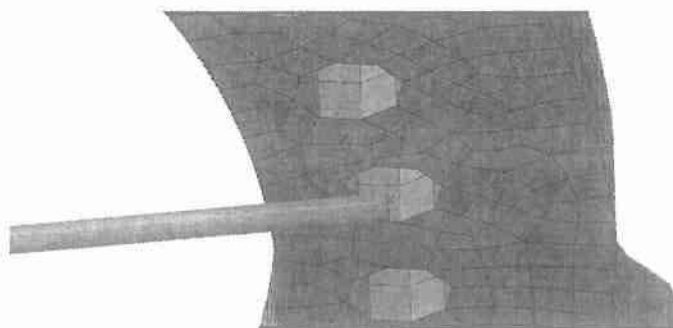
Εικόνα 56: Διεπιφάνεια half pin-οστού.

Η μετάβαση από τα στερεά στοιχεία στα στοιχεία τύπου δοκού στην βελόνα (beam-to-solid transition) μοντελοποιήθηκε επιβάλλοντας περιορισμούς σύζευξης (coupling constraints) μεταξύ των κόμβων στις ακραίες διατομές της στερεής δοκού (κόμβοι ζεύξης) και των αντίστοιχων ακραίων κόμβων των τμημάτων των δοκών Timoshenko, οι οποίοι τοποθετούνται στα κέντρα των διατομών της στερεής δοκού (κόμβοι αναφοράς). Ο περιορισμός επιβάλλεται κατανέμοντας τα φορτία, έτσι ώστε: α) οι συνισταμένες των δυνάμεων στους κόμβους σύζευξης να είναι ισοδύναμες με τις δυνάμεις και ροπές στον κόμβο αναφοράς, και β) να διατηρείται ισορροπία δυνάμεων και ροπών των κατανεμημένων δυνάμεων ως προς τον κόμβο αναφοράς (Εικόνα 57).

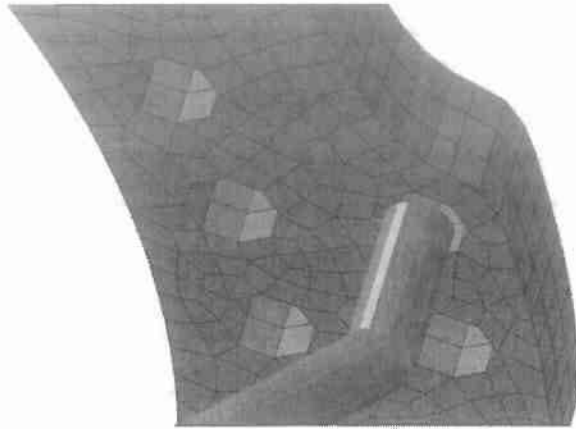


Εικόνα 57: Σύζευξη των κόμβων στις ακραίες διατομές της στερεής δοκού (κόκκινο χρώμα) με τους ακραίους κόμβους των δοκών Timoshenko (κόμβοι αναφοράς).

Αντίστοιχα πραγματοποιείται κινηματική σύνδεση μεταξύ των κόμβων γύρω από τις οπές του δακτυλίου στις οποίες κοχλιώνεται η βελόνα (κόμβοι ζεύξης) με τους αντίστοιχους κόμβους της βελόνας οι οποίοι περνούν από τα κέντρα των οπών αυτών (kinematic coupling). Με τον ίδιο τρόπο μοντελοποιείται η σύνδεση των τηλεσκοπικών ράβδων στους δακτυλίους. Οι συνδέσεις των βελονών και των τηλεσκοπικών ράβδων με τους κόμβους των οπών των δακτυλίων φαίνονται στις Εικόνες 58, 59.

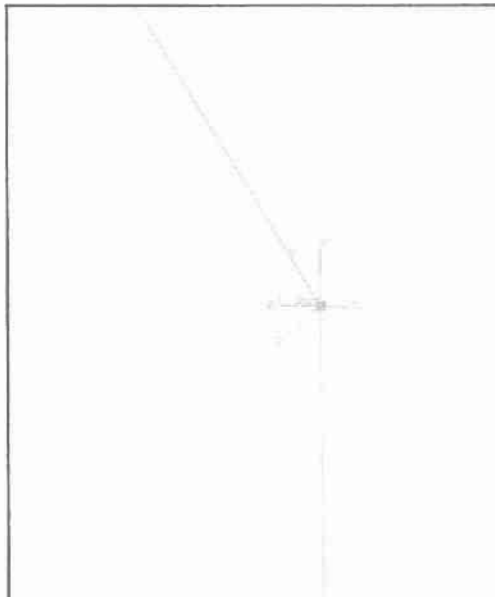


Εικόνα 58: Σύνδεση της βελόνας Kirschner με τους κόμβους της οπής του δακτυλίου.



Εικόνα 59: Σύνδεση της τηλεσκοπικής ράβδου με τους κόμβους της οπής του δακτύλιου.

Η σύνδεση των κάθετων και πλάγιων τμημάτων των τηλεσκοπικών ράβδων πραγματοποιείται με τη δημιουργία ελεύθερων αρθρώσεων (universal joints). Για τη δημιουργία των ελεύθερων αρθρώσεων οι οποίες επιτρέπουν την κίνηση και στους έξι βαθμούς ελευθερίας ορίστηκαν τοπικά συστήματα συντεταγμένων. Συγκεκριμένα στους κόμβους που συνδέουν το κάθετο με το πλάγιο τμήμα των έξι συνολικά τηλεσκοπικών ράβδων (Εικόνα 60) δημιουργήθηκαν δύο τοπικά συστήματα συντεταγμένων με x -άξονα κοινό, y -άξονα στην αξονική διεύθυνση του κάθε τμήματος (κάθετο ή πλάγιο τμήμα) και z -άξονα του πλάγιου τμήματος κάθετο στον x -άξονα του κάθετου τμήματος. Συνολικά ορίσαμε 24 τοπικά συστήματα συντεταγμένων (4 για κάθε τηλεσκοπική ράβδο) και κατόπιν δημιουργήσαμε τις συνδέσεις των ελεύθερων αρθρώσεων.



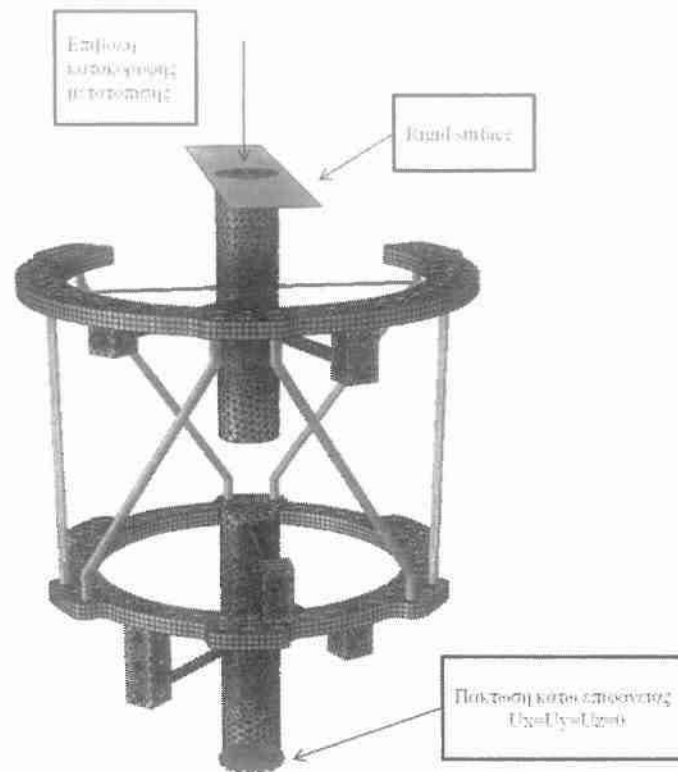
Εικόνα 60: Τοπικό σύστημα συντεταγμένων σε ελεύθερη άρθρωση.

Σε κάθε άρθρωση δημιουργήθηκε ένα τρισδιάστατο συνδετικό στοιχείο (CONN3D2 στο ABAQUS) μεταξύ των δύο κόμβων με ίδιες συντεταγμένες και διαφορετική αρίθμηση και κατόπιν επιλέχθηκε η σύνδεση τύπου Ujoint. Η σύνδεση αυτή περιορίζει κινηματικά τους δύο κόμβους έτσι ώστε αυτοί να έχουν τις ίδιες μετατοπίσεις και να μην επιτρέπονται οι περιστροφές τους γύρω από τον y-άξονα του τοπικού συστήματος συντεταγμένων.

3.2.4 Φόρτιση και συνοριακές συνθήκες

Οι συνοριακές συνθήκες του προβλήματος ορίστηκαν με βάση τις πειραματικές συνθήκες που εφαρμόστηκαν κατά τη διάρκεια των πειραματικών δοκιμών. Συγκεκριμένα, πραγματοποιείται πάκτωση της κάτω επιφάνειας του κάτω κομματιού οστού και επιβολή θλιπτικού φορτίου στην πάνω επιφάνεια του πάνω κομματιού οστού κατά τον διαμήκη άξονα του κυλίνδρου για προσομοίωση της θλιπτικής δύναμης που επιβάλλεται στο οστό κατά την διάρκεια που ο ασθενής ρίχνει το βάρος του στην περιοχή του κατάγματος. Μια άκαμπτη πλάκα (rigid surface) δημιουργήθηκε για να έρθει σε επαφή με την επάνω επιφάνεια του πλαστικού κυλινδρικού στοιχείου, μοντελοποιώντας έτσι την επαφή του εμβόλου της μηχανής εφελκυσμού με το οστό (Εικόνα 61). Για αυτή την αλληλεπίδραση τριβής χρησιμοποιήθηκε ένα μοντέλο τριβής Coulomb με συντελεστή τριβής 0.2.

Από την αρχή της υπολογιστικής ανάλυσης θεωρήθηκε απώλεια προέντασης της βελόνας ίση με αυτή που υπολογίστηκε στην πειραματική διάταξη του πλαισίου Pizarov. Συγκεκριμένα η απώλεια προέντασης μετρήθηκε μέσω της εξίσωσης (2) σε $Q=148\text{N}$ λαμβάνοντας $L_0 = 82.5\text{mm}$, $\Delta L^* = 0.024\text{mm}$, $F = 1079\text{N}$, $E = 200\text{GPa}$, και $A = 2.54\text{mm}^2$. Θεωρούμε ίδια απώλεια και στη βελόνα του πλαισίου TSF. Επομένως η βελόνα προεντείνεται με δύναμη $F=1079-148=930\text{N}$.

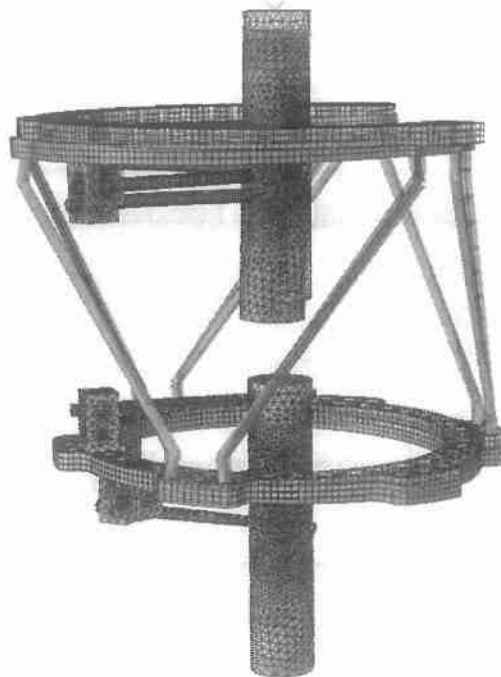


Εικόνα 61: Φόρτιση και συνοριακές συνθήκες κατά την επιβολή της κατακόρυφης μετατόπισης. Στην εικόνα φαίνονται η φορά της μετατόπισης, η άκαμπτη πλάκα και η πακτωμένη επιφάνεια (κόκκινο χρώμα).

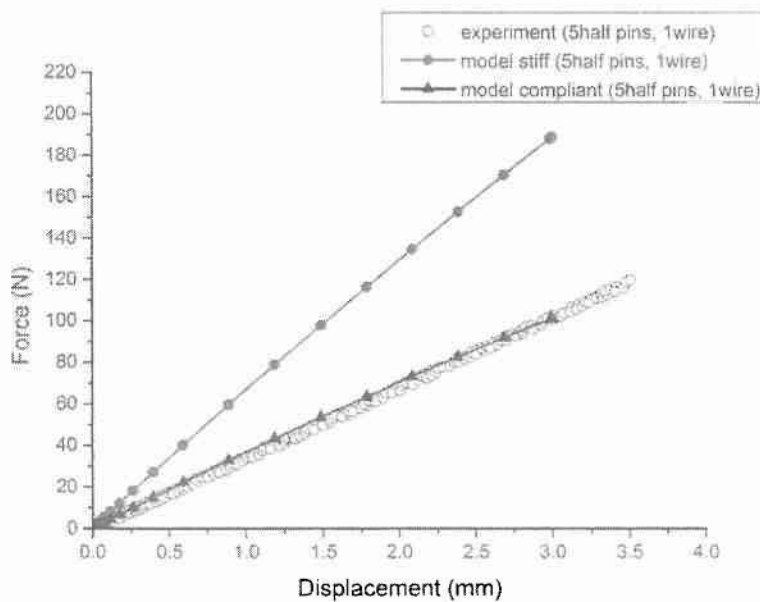
3.2.5 Αποτελέσματα υπολογιστικής ανάλυσης πλαισίου TSF

Στην ενότητα αυτή γίνεται παρουσίαση των αποτελεσμάτων της υπολογιστικής ανάλυσης για το μοντέλο του πλαισίου TSF που περιγράφηκε παραπάνω (Ενότητα 3.2). Αξίζει να επαναλάβουμε ότι δόθηκε ιδιαίτερη προσοχή στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μοντέλου ούτως ώστε αυτό να αναπαριστά με ακρίβεια την πειραματική διάταξη και να εξασφαλίζεται η ορθή σύγκριση μεταξύ πειραματικών και υπολογιστικών αποτελεσμάτων. Τα αποτελέσματα της υπολογιστικής ανάλυσης συγκρίνονται με τα αντίστοιχα πειραματικά και προκύπτουν συμπεράσματα για την συνολική ακαμψία του πλαισίου. Στην Εικόνα 62 παρουσιάζεται η παραμορφωμένη κατάσταση του πλαισίου TSF με πέντε (5) half pins και μία (1) προεντεταμένη βελόνα όπως αυτό περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο κατά την πειραματική διαδικασία επιβολής κατακόρυφης μετατόπισης 3.5 mm στο άνω κομμάτι του οστού. Για το ίδιο πλαίσιο στο Διάγραμμα 10 παρουσιάζεται η σύγκριση μεταξύ πειραματικών και αριθμητικών αποτελεσμάτων για την κατακόρυφη δύναμη που ασκείται στο οστό σε σχέση με την κατακόρυφη μετατόπισή του. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι αν οι συνδέσεις των τηλεσκοπικών ράβδων στους δακτυλίους (αρθρώσεις) θεωρηθούν άκαμπτες (stiff) τότε η συμπεριφορά που προκύπτει από την ανάλυση αποκλίνει σημαντικά από τις πειραματικές μετρήσεις. Για το λόγο αυτό, λαμβάνοντας υπ' όψιν και την ενδοτικότητα (compliant) του συστήματος λόγω των (μαλακών) συνδέσεων των τηλεσκοπικών ράβδων στους δακτυλίους που διαπιστώθηκε κατά την πειραματική διερεύνηση στην ενότητα 3.1..

θεωρούμε στην ανάλυση ότι τα κατακόρυφα τμήματα των τηλεσκοπικών ράβδων έχουν χαμηλότερη ελαστικότητα έτσι ώστε η συμπεριφορά που προκύπτει από την ανάλυση και την πειραματική διερεύνηση να συμφωνούν μεταξύ τους.



Εικόνα 62: Παραμορφωμένη (πράσινο χρώμα) και απάραμόρφωτη (γκρι χρώμα) κατάσταση πλαισίου TSF. (Η παραμόρφωση έχει μεγεθυνθεί 3 φορές).



Διάγραμμα 10: Διάγραμμα δύναμης-μετατόπισης κατά την αξονική φόρτιση του πλαισίου TSF. Στην ανάλυση λαμβάνεται υπ'όψιν ότι τα κατακόρυφα τμήματα των τηλεσκοπικών ράβδων έχουν χαμηλότερη ελαστικότητα έτσι ώστε η συμπεριφορά που προκύπτει από την ανάλυση και την πειραματική διερεύνηση να συμφωνούν μεταξύ τους.

Προκειμένου να διερευνηθεί περαιτέρω η ορθότητα της θεώρησης μειωμένου μέτρου ελαστικότητας $E=300\text{MPa}$ στα κατακόρυφα τμήματα των τηλεσκοπικών ράβδων (Εικόνα 63) μοντελοποιήθηκαν με τον ίδιο τρόπο που παρουσιάστηκε στην ενότητα 3.2. οι δύο ακόλουθες διατάξεις πλαισίων. Στην 1η διάταξη αφαιρείται από την ανάλυση ένα εκ των 5 συνολικά half pins ενώ στη 2η αφαιρείται η βελόνα Kirschner.



Εικόνα 63: Περιοχές μειωμένου μέτρου ελαστικότητας. Αριστερά φαίνονται τα κατακόρυφα τμήματα των τηλεσκοπικών ράβδων στην πειραματική διάταξη και δεξιά οι ίδιες περιοχές στο μοντέλο.

1η Διάταξη

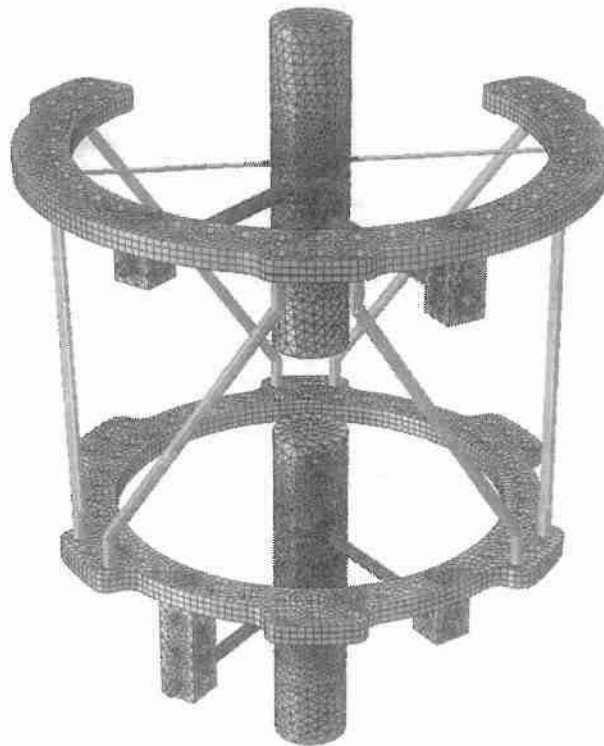
Η συγκεκριμένη διάταξη αποτελείται από τα ακόλουθα στοιχεία:

- Άνω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 180mm και πάχους 8mm
- Κάτω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 155mm και πάχους 8mm
- Άνω κυλινδρικό δοκίμιο πολυαιθυλενίου μήκους 130mm και διατομής $\Phi 30\text{mm}$
- Κάτω κυλινδρικό δοκίμιο πολυαιθυλενίου μήκους 139mm και διατομής $\Phi 30\text{mm}$
- 2 half pins διαμέτρου 6mm
- 2 half pins διαμέτρου 5mm
- 1 ιατρική βελόνα Kirschner διαμέτρου 1.8mm
- 6 τηλεσκοπικές ράβδοι (struts) διαμέτρου 12mm

Η διαδικασία κατασκευής και συναρμολόγησης της συγκεκριμένης πειραματικής διάταξης είναι όμοια με αυτή που παρουσιάστηκε αναλυτικά στην ενότητα 3.1.1. Η πειραματική διάταξη και η μοντελοποίησή της παρουσιάζονται στις Εικόνες 64, 65.

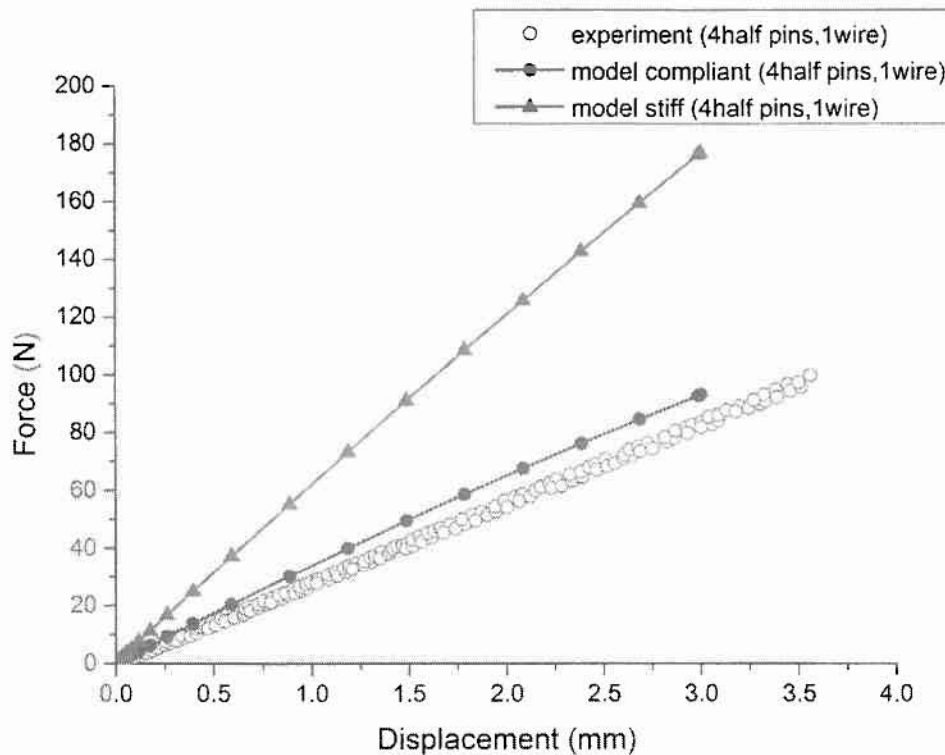


Εικόνα 64: Πειραματική διάταξη πλαισίου TFS. Από την πειραματική διάταξη έχει αφαιρεθεί ένα half pin διαμέτρου 5mm.

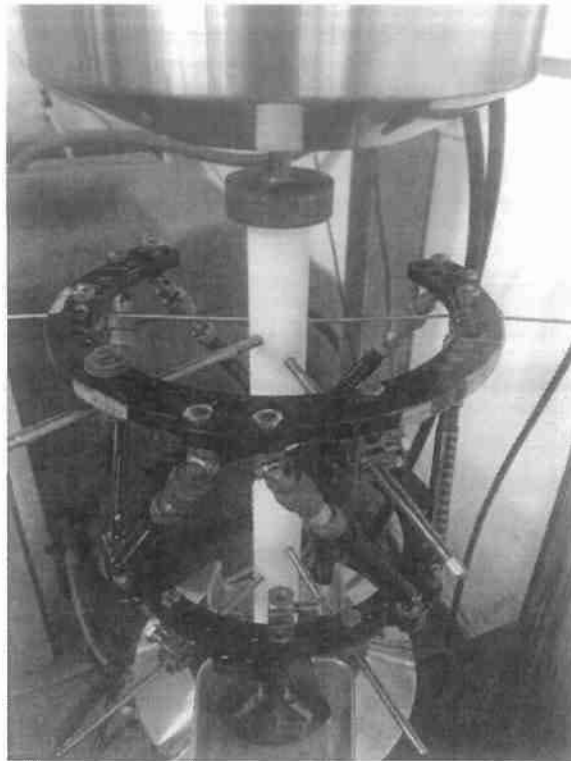


Εικόνα 65: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων της διάταξης πλαισίου TFS. Από την ανάλυση έχει αφαιρεθεί ένα half pin διαμέτρου 5mm.

Στο Διάγραμμα 11 παρουσιάζεται η σύγκριση μεταξύ πειραματικών και αριθμητικών αποτελεσμάτων για την κατακόρυφη δύναμη που ασκείται στο οστό σε σχέση με την κατακόρυφη μετατόπισή του. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι υπάρχει απόκλιση μεταξύ πειραματικής και υπολογιστικής καμπύλης της τάξης του 10% για την περίπτωση που λαμβάνεται υπόψη στη μοντελοποίηση μειωμένο μέτρο ελαστικότητας στα κατακόρυφα τμήματα των τηλεσκοπικών ράβδων. Συνεπώς συμπεραίνουμε ότι και σε αυτή τη μοντελοποίηση η θεώρηση του μειωμένου μέτρου ελαστικότητας επιβεβαιώνεται σε ικανοποιητικό βαθμό. Η τελική-παραμορφωμένη κατάσταση της πειραματικής διάταξης παρουσιάζεται στην Εικόνα 66.



Διάγραμμα 11: Υπολογιστική και πειραματική καμπύλη φορτίου-αξονικής μετατόπισης.



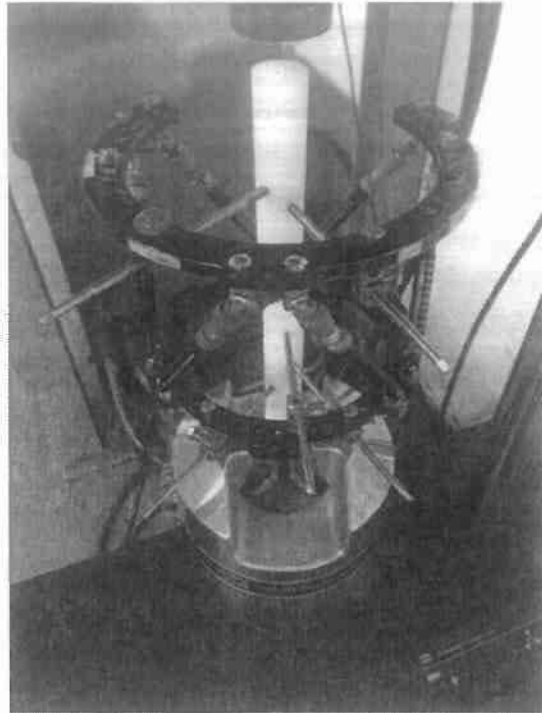
Εικόνα 66: Παραμορφωμένη κατάσταση πειραματικής διάταξης TSF. Από την διάταξη έχει αφαιρεθεί ένα half pin 5mm.

2η Διάταξη

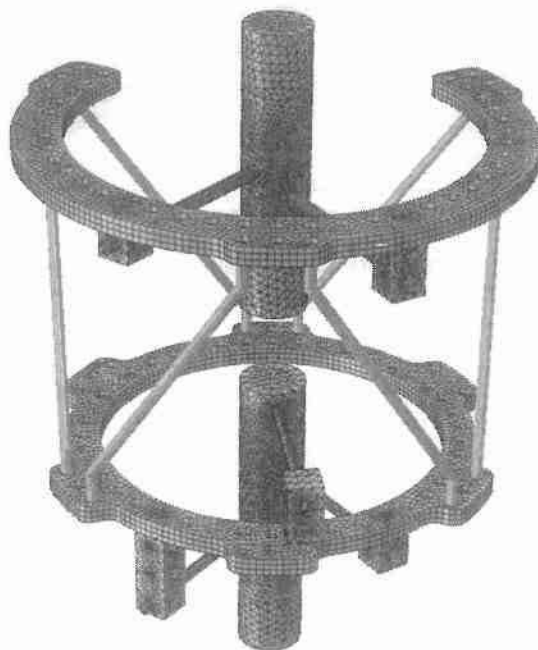
Η συγκεκριμένη διάταξη αποτελείται από τα ακόλουθα στοιχεία:

- Άνω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 180mm και πάχους 8mm
- Κάτω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 155mm και πάχους 8mm
- Άνω κυλινδρικό δοκίμιο πολυαιθυλενίου μήκους 130mm και διατομής $\Phi 30$ mm
- Κάτω κυλινδρικό δοκίμιο πολυαιθυλενίου μήκους 139mm και διατομής $\Phi 30$ mm
- 2 half pins διαμέτρου 6mm
- 3 half pins διαμέτρου 5mm
- 6 τηλεσκοπικές ράβδοι (struts) διαμέτρου 12mm

Η διαδικασία κατασκευής και συναρμολόγησης της συγκεκριμένης πειραματικής διάταξης είναι όμοια με αυτή που παρουσιάστηκε αναλυτικά στην ενότητα 3.1.1. Η πειραματική διάταξη και η μοντελοποίησή της παρουσιάζονται στις Εικόνες 67, 68.

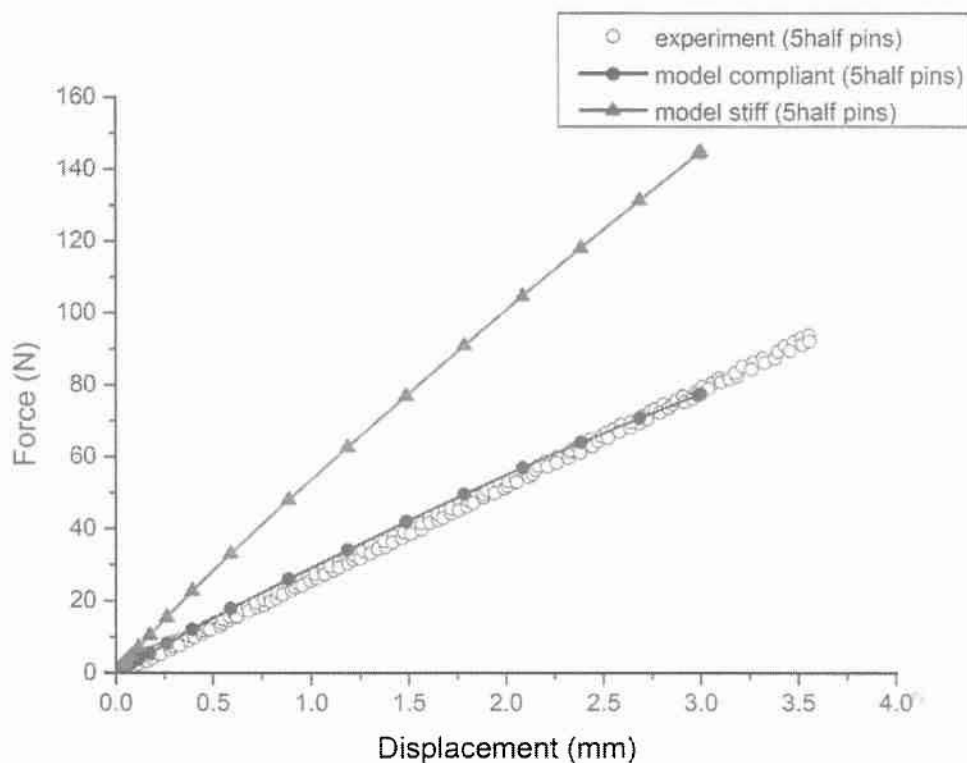


Εικόνα 67: Πειραματική διάταξη πλαισίου TFS. Από την πειραματική διάταξη έχει αφαιρεθεί ένα wire διαμέτρου 1.8mm.



Εικόνα 68: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων 2ης διάταξης πλαισίου TFS. Από την ανάλυση έχει αφαιρεθεί ένα wire διαμέτρου 1.8mm.

Στο Διάγραμμα 12 παρουσιάζεται η σύγκριση μεταξύ πειραματικών και αριθμητικών αποτελεσμάτων για την κατακόρυφη δύναμη που ασκείται στο οστό σε σχέση με την κατακόρυφη μετατόπισή του. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι υπάρχει σύγκλιση μεταξύ πειραματικής και υπολογιστικής καμπύλης για την περίπτωση που λαμβάνεται υπόψη στην ανάλυση μειωμένο μέτρο ελαστικότητας στα κατακόρυφα τμήματα των τηλεσκοπικών ράβδων (model compliant). Συνεπώς συμπεραίνουμε ότι και σε αυτή τη μοντελοποίηση η θεώρηση του μειωμένου μέτρου ελαστικότητας οδηγεί σε συμφωνία τα πειραματικά και υπολογιστικά αποτελέσματα. Η τελική-παραμορφωμένη κατάσταση της πειραματικής διάταξης παρουσιάζεται στην Εικόνα 69.



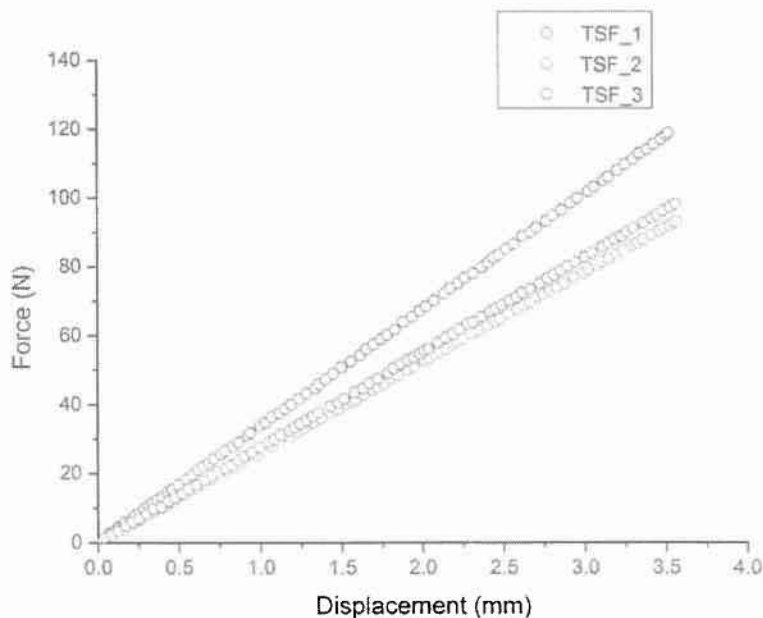
Διάγραμμα 12: Υπολογιστική και πειραματική καμπύλη φορτίου-αξονικής μετατόπισης.



Εικόνα 69: Παραμορφωμένη κατάσταση πειραματικής διάταξης TSF. Από την διάταξη έχει αφαιρεθεί ένα wire διαμέτρου 1.8mm.

Επίδραση του αριθμού των βελονών και των half pins σε πλαίσιο με συνδυασμό ανοικτού και κλειστού τύπου δακτύλιους

Τα πειραματικά αποτελέσματα της 1ης και 2ης Διάταξης καθώς και αυτά που παρουσιάστηκαν αναλυτικά στην ενότητα 3.1.2. εμφανίζονται στο ακόλουθο συγκριτικό διάγραμμα.



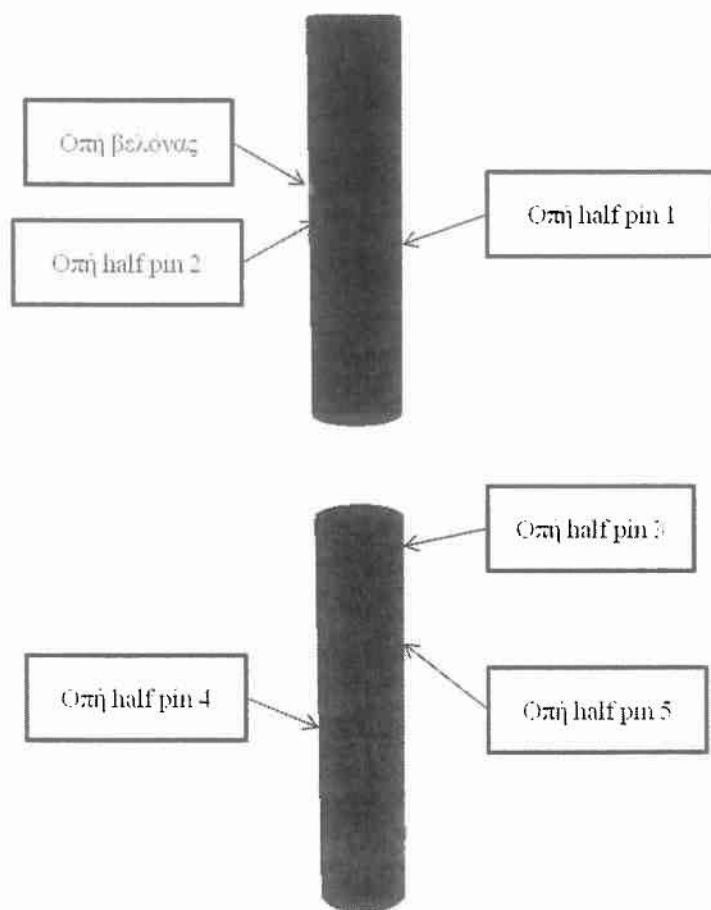
Διάγραμμα 13: Συγκριτικό διάγραμμα φορτίου-μετατόπισης για τις τρεις διατάξεις πλαισίου TSF. TSF_1: 5 half pins διαμέτρων 5mm και 6mm, 1 wire διαμέτρου 1.8mm, δακτύλιοι διαμέτρου 180mm και 155mm. TSF_2: 5 half pins διαμέτρων 5mm και 6mm, δακτύλιοι διαμέτρου 180mm και 155mm. TSF_3: 4 half pins διαμέτρων 5mm και 6mm, 1 wire διαμέτρου 1.8mm, δακτύλιοι διαμέτρου 180mm και 155mm.

Από τα πειραματικά αποτελέσματα του διαγράμματος 13 μπορούμε να συμπεράνουμε ότι:

Με την αφαίρεση ενός half pin η συνολική ακαμψία του πλαισίου μειώνεται κατά 18%. Παρομοίως με την αφαίρεση της βελόνας Kirschner η μείωση της συνολικής ακαμψίας του πλαισίου είναι της τάξης του 24%. Συνεπώς συμπεραίνουμε ότι η στιβαρότητα του πλαισίου αυξάνεται με την αύξηση του αριθμού των στοιχείων που απαρτίζουν την πειραματική διάταξη.

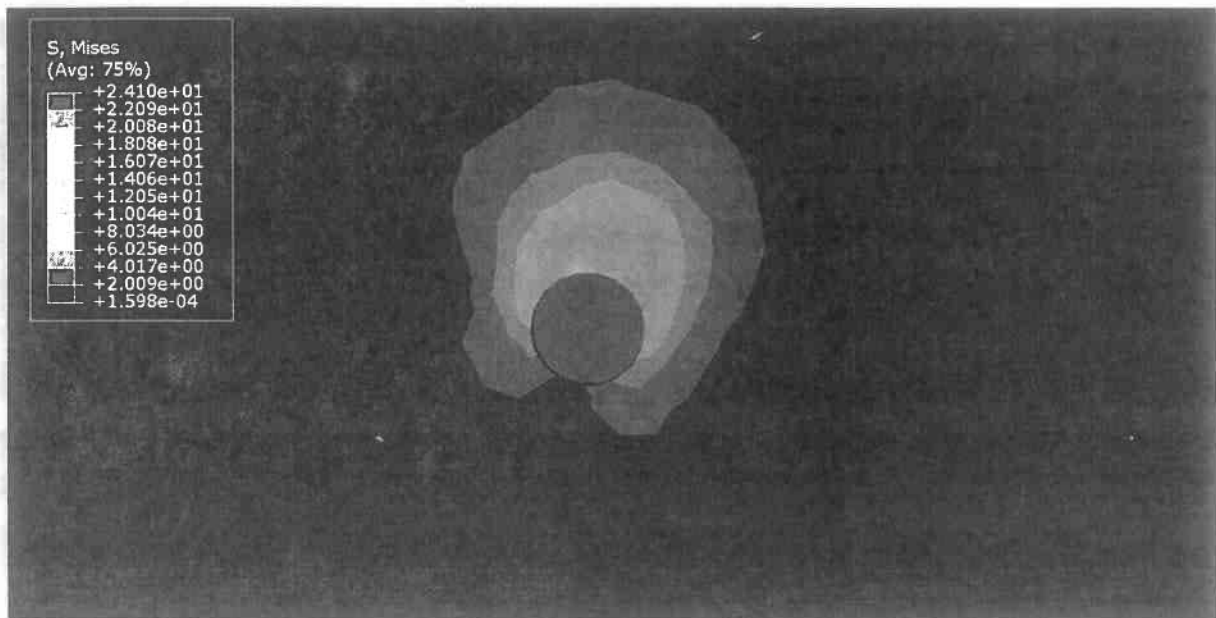
Κατανομή των τάσεων στα οστά

Η κατανομή των τάσεων στα οστά παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον στα σημεία εισόδου της βελόνας και των half pins καθώς εκεί η τάση παίρνει τις μεγαλύτερες τιμές. Η κατανομή των τάσεων στο οστό της κνήμης φαίνεται στην Εικόνα 70.



Εικόνα 70: Κατανομή των τάσεων στο οστό της κνήμης.

Παρατηρούμε ότι για τις οπές της βελόνας και του half pin1 του άνω οστεϊκού τμήματος η κατανομή των τάσεων είναι αυξημένη στο άνω μέρος της οπής τους. Αντιθέτως για τα half pins 2, 3, 4 και 5 οι τάσεις είναι αυξημένες στο κάτω μέρος των οπών τους. Αυτό οφείλεται στον τρόπο με το οποίο κάμπτονται η βελόνα και τα half pins στις περιοχές αυτές. Η μέγιστη τιμή της τάσης στο οστό παρατηρείται στα ακραία σημεία εισόδου της βελόνας και ισούται με 16MPa περίπου (Εικόνα 71).

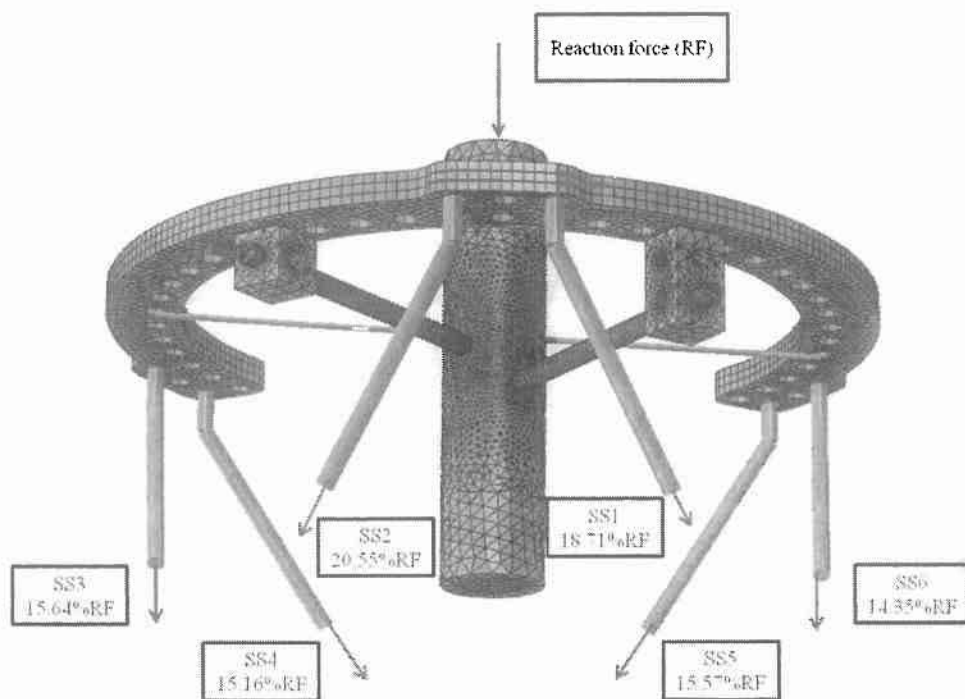


Εικόνα 71: Κατανομή τάσεων στο σημείο εισόδου της βελόνας.

Διάγραμμα ελεύθερου σώματος

Για την κατασκευή του διαγράμματος ελεύθερου σώματος κάνουμε μία τομή στις επιμήκειες ράβδους που συνδέουν τους δακτύλιους μεταξύ τους (Εικόνα 72). Με τον τρόπο αυτό υπολογίζουμε τις εσωτερικές δυνάμεις στο μέσο των ράβδων στις περιοχές SS1, SS2, SS3, SS4, SS5, SS6. Η συνολική αντίδραση που ασκείται στον κεντρικό κόμβο του πάνω οστεϊκού τμήματος ισούται με 101N.

Η κατανομή των δυνάμεων στις έξι τηλεσκοπικές ράβδους παρουσιάζεται στον Πίνακα 5. Όπως θα περιμέναμε η συνολική αντίδραση των 101N που ασκείται στο πάνω μέρος του οστού μεταφέρεται εξ'ολοκλήρου στις τηλεσκοπικές ράβδους μέσω των βελονών Kirschner. Αυτό οφείλεται στην παρουσία του κατάγματος μεταξύ του πάνω και κάτω οστεϊκού τμήματος.

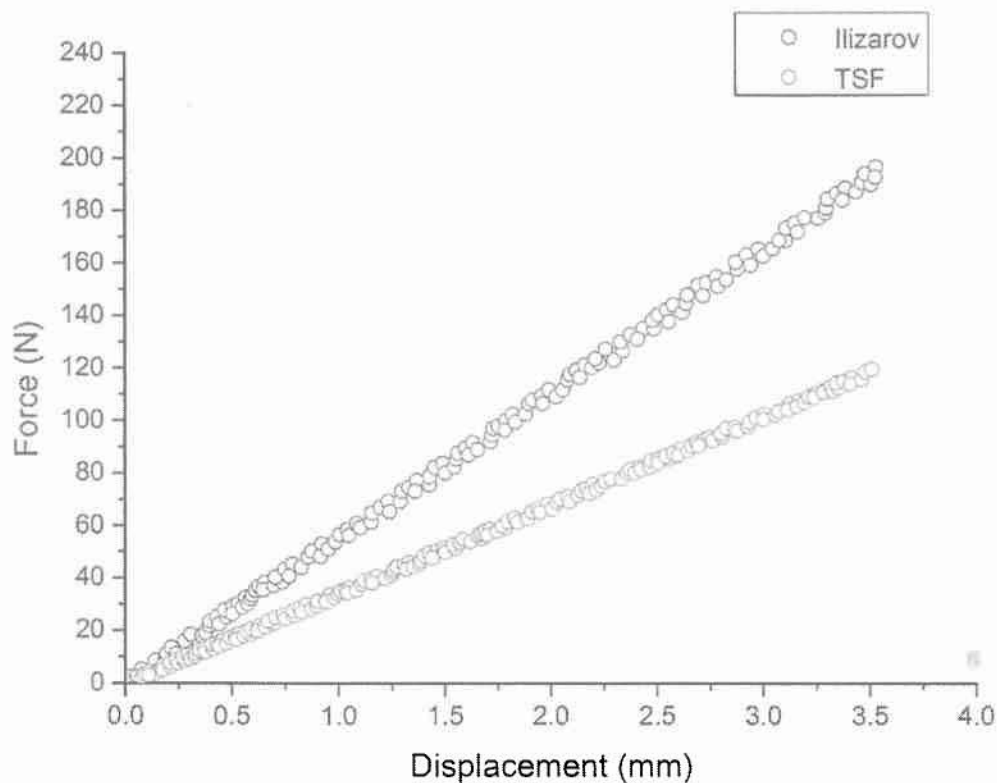


Εικόνα 72: Διάγραμμα ελευθέρου σώματος της κατασκευής. Στην εικόνα φαίνεται η φορά των εσωτερικών δυνάμεων στις περιοχές SS1, SS2, SS3, SS4, SS5, SS6 και η συνολική αντίδραση.

Περιοχή	Εσωτερική δύναμη (N)	Ποσοστό επί της συνολικής αντίδρασης (%)
SS1	19.03	18.71
SS2	20.90	20.55
SS3	15.91	15.64
SS4	15.42	15.16
SS5	15.84	15.57
SS6	14.60	14.35

Πίνακας 5: Εσωτερικές αξονικές δυνάμεις που ασκούνται στις ράβδους στις περιοχές SS1, SS2, SS3, SS4, SS5, SS6. Συνολική αντίδραση 101N.

Συμπερασματικά από τα αποτελέσματα της πειραματικής και υπολογιστικής μελέτης των πλαισίων Ilizarov και TSF αξίζει κανείς να παρατηρήσει ότι μεγαλύτερη στιβαρότητα παρουσιάζει το πλαίσιο Ilizarov (Διάγραμμα 14). Αξίζει επίσης να αναφερθεί ότι κατά την επιβολή της κατακόρυφης μετατόπισης του οστού, στη διάταξη του πλαισίου Ilizarov, αυτό μετατοπίζεται αξονικά χωρίς να παρατηρείται στροφή του (Εικόνα 73). Η αξονική αυτή μετατόπιση του οστού οφείλεται στη συμμετρική στήριξή του στο πλαίσιο Ilizarov. Αντιθέτως στο πλαίσιο TSF κατά την επιβολή της κατακόρυφης μετατόπισης παρατηρείται στροφή του οστού γεγονός το οποίο οφείλεται στη μη-συμμετρική στήριξή του στο πλαίσιο TSF (Εικόνα 74).



Διάγραμμα 14: Συγκριτικό διάγραμμα φορτίου μετατόπισης. TSF: Διάμετρος δακτυλίων 180mm (ανοικτού τύπου) και 155mm (κλειστού τύπου), 3 half pins διαμέτρου 5mm, 2 half pins διαμέτρου 6mm, 1 wire διαμέτρου 1.8mm. Ilizarov: Διάμετρος δακτυλίων 180mm (κλειστού τύπου), 8 wires διαμέτρου 1.8mm.

Από το Διάγραμμα 14 συμπεραίνουμε ότι η στιβαρότητα του πλαισίου Ilizarov είναι μεγαλύτερη από αυτή του πλαισίου TSF. Πιο συγκεκριμένα η συνολική ακαμψία του πλαισίου Ilizarov από την καμπύλη χρώματος μαύρο προκύπτει ίση με 55N/mm ενώ από την καμπύλη χρώματος κόκκινο υπολογίζουμε τη συνολική ακαμψία του πλαισίου TSF ίση με 34N/mm. Παρατηρούμε δηλαδή μία διαφορά στη συνολική ακαμψία των πλαισίων της τάξης του 38%.



Εικόνα 73: Παραμορφωμένη (πράσινο) και απα-
ραμόρφωτη (γκρί) κατάσταση πλαισίου Ilizarov
(Η παραμόρφωση έχει μεγεθυνθεί 5 φορές).



Εικόνα 74: Παραμορφωμένη (πράσινο) και απα-
ραμόρφωτη (γκρί) κατάσταση πλαισίου TSF (Η πα-
ραμόρφωση έχει μεγεθυνθεί 5 φορές).

Από την Εικόνα 73 παρατηρούμε την αξονική μετατόπιση του οστού λόγω της συμμετρικής στήριξής του στους δακτύλιους του πλαισίου μέσω των βελονών Kirschner. Αντιθέτως στην Εικόνα 74 παρατηρούμε το οστό κατά την κατακόρυφη μετατόπισή του να στρέφεται. Η στροφή αυτή του οστού οφείλεται στη μη-συμμετρική στήριξή του στους δακτυλίους του πλαισίου και ενδεχομένως να επηρεάζει τη διαδικασία επούλωσης της ενδοκαταγματικής περιοχής.

3.3 Παραμετρική ανάλυση πλαισίου TSF

Οι παράμετροι που επηρεάζουν τη μηχανική συμπεριφορά της διάταξης TSF είναι αρκετοί και η πειραματική μελέτη τους ιδιαίτερα χρήσιμη για την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων. Στην ενότητα αυτή εξετάζεται ο βαθμός επίδρασης των επιμέρους στοιχείων που απαρτίζουν ένα πλαίσιο Taylor Spatial Frame στη συνολική αξονική ακαμψία του. Για το λόγο αυτό πραγματοποιήθηκαν πειραματικές δοκιμές σε διάφορες διατάξεις πλαισίων τα αποτελέσματα των οποίων παρουσιάζονται αναλυτικά παρακάτω.

Επίδραση του αριθμού των βελονών και των half pins σε πλαίσιο με κλειστό τύπου δακτυλίου

1η Διάταξη (TSF 3 στο Διάγραμμα 15)

Η συγκεκριμένη διάταξη Taylor Spatial Frame (Εικόνα 75) απαρτίζεται από τα ακόλουθα στοιχεία:

- Άνω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 180mm
- Κάτω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 180mm
- 5 half pins διαμέτρου 6mm
- 2 ιατρικές βελόνες τύπου Kirschner διαμέτρου 1.8mm
- 6 τηλεσκοπικές ράβδοι (struts) διαμέτρου 12mm

2η Διάταξη (TSF 2 στο Διάγραμμα 15)

Η συγκεκριμένη διάταξη Taylor Spatial Frame (Εικόνα 76) απαρτίζεται από τα ακόλουθα στοιχεία:

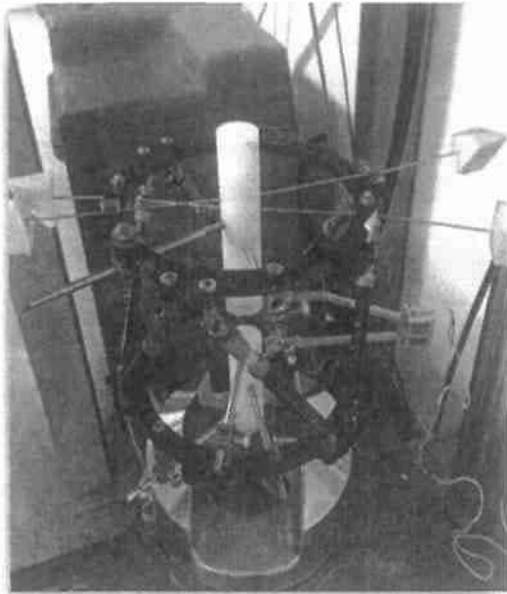
- Άνω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 180mm
- Κάτω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 180mm
- 5 half pins διαμέτρου 6mm
- 6 τηλεσκοπικές ράβδοι (struts) διαμέτρου 12mm

3η Διάταξη (TSF 1 στο Διάγραμμα 15)

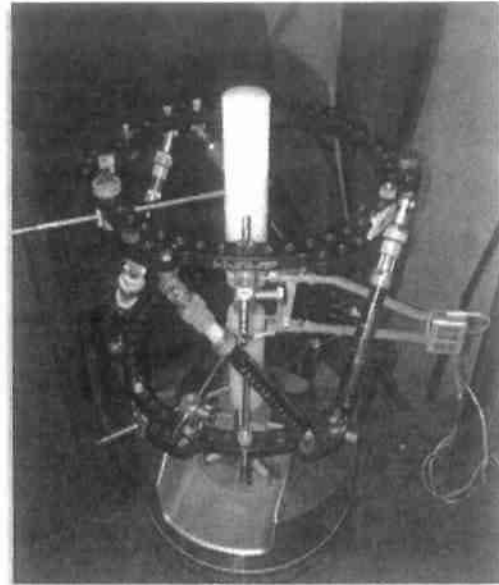
Η συγκεκριμένη διάταξη Taylor Spatial Frame (Εικόνα 77) απαρτίζεται από τα ακόλουθα στοιχεία:

- Άνω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 180mm
- Κάτω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 180mm
- 2 half pins διαμέτρου 6mm
- 6 τηλεσκοπικές ράβδοι (struts) διαμέτρου 12mm

Η διαδικασία κατασκευής και συναρμολόγησης της 1ης, 2ης και 3ης πειραματικής διάταξης είναι όμοια με αυτή που παρουσιάστηκε στην ενότητα 3.1.1.



Εικόνα 75: Διάταξη πλαισίου TSF (TSF_3 στο Διάγραμμα 15). Διάμετρος δακτυλίων 180 mm (κλειστού τύπου), 5 half rings διαμέτρου 6mm, 2 wires διαμέτρου 1.8mm.



Εικόνα 76: Διάταξη πλαισίου TSF (TSF_2 στο Διάγραμμα 15). Διάμετρος δακτυλίων 180mm (κλειστού τύπου), 5 half rings διαμέτρου 6mm.



Εικόνα 77: Διάταξη πλαισίου TSF (TSF_1 στο Διάγραμμα 15). Διάμετρος δακτυλίων 180mm (κλειστού τύπου), 2 half rings διαμέτρου 6mm.

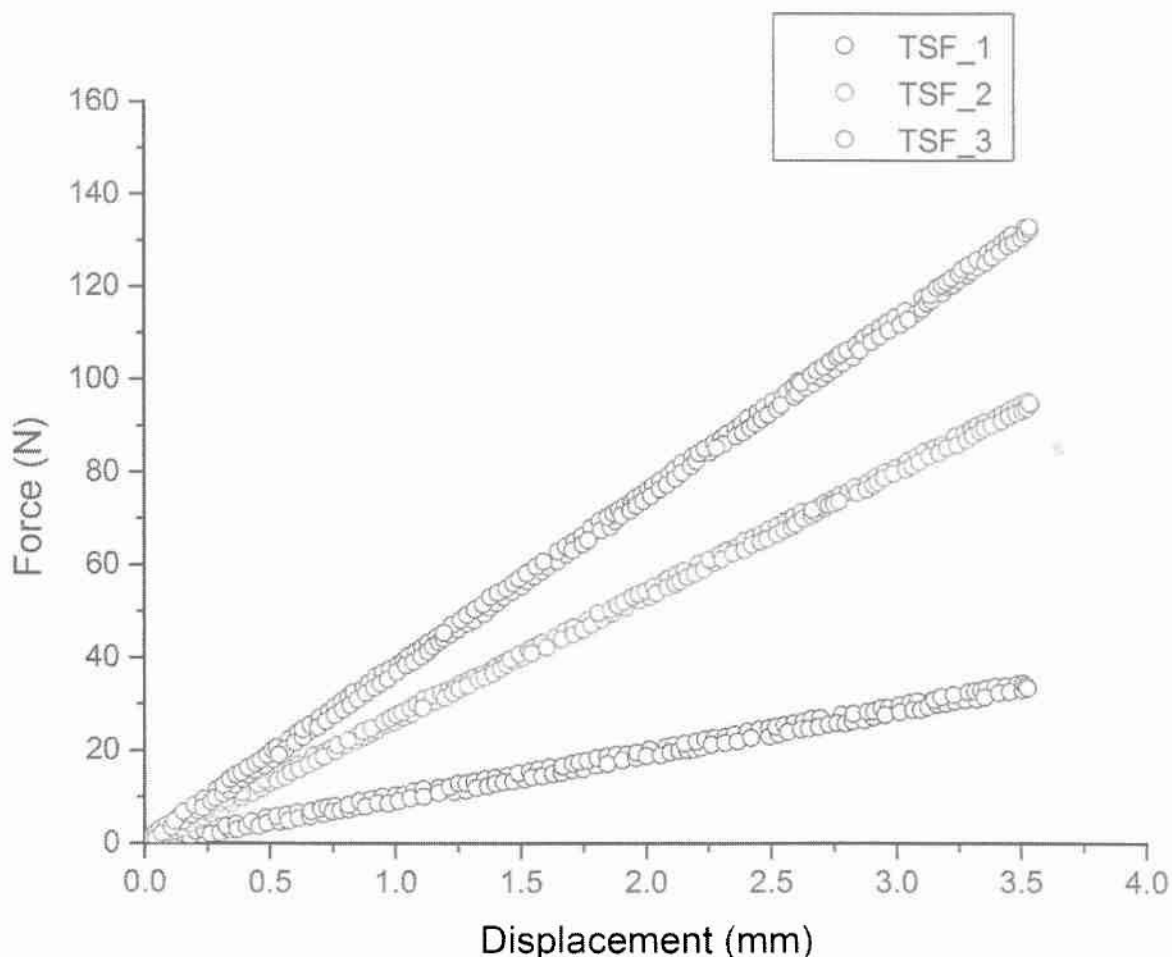
Αποτελέσματα 1ης, 2ης και 3ης διάταξης

Τα αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας στην οποία υποβλήθηκαν οι συγκεκριμένες διατάξεις Taylor Spatial Frame παρουσιάζονται παρακάτω στο Διάγραμμα 15. Στο διάγραμμα αυτό φορτίου μετατόπισης βλέπουμε τα αποτελέσματα της αξονικής καταπόνησης στην οποία υποβάλλεται το εκάστοτε πλαίσιο TSF. Παρατηρούμε ότι η συμπεριφορά του είναι σχεδόν γραμμική σε όλο το εύρος από 0 έως 3.5mm.

Η μέγιστη τιμή φορτίου για την καμπύλη του 1ης διάταξης (TSF_3) είναι 133N και η τιμή της ακαμψίας 38N/mm.

Η μέγιστη τιμή φορτίου για την καμπύλη της 2ης διάταξης (TSF_2) είναι 100N και η τιμή της ακαμψίας 28N/mm.

Η μέγιστη τιμή φορτίου για την καμπύλη της 3ης διάταξης (TSF_1) είναι 35N και η τιμή της ακαμψίας 10N/mm.

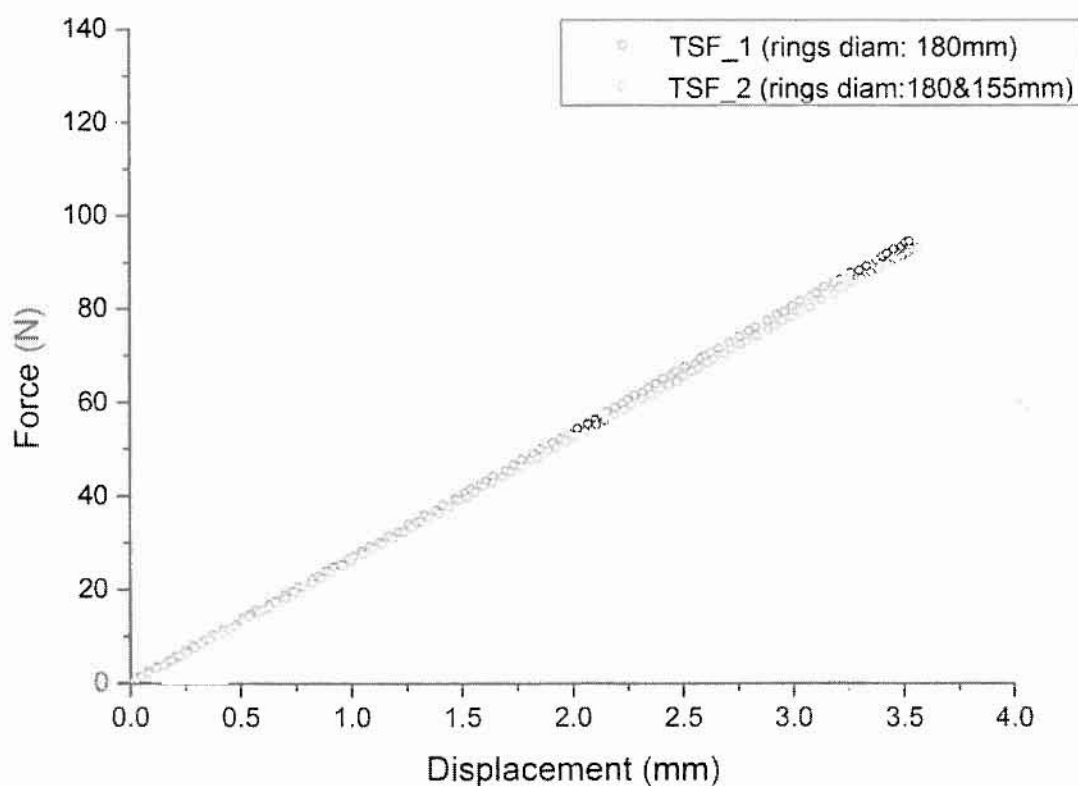


Διάγραμμα 15: Συγκριτικό διάγραμμα φορτίου μετατόπισης για τις τρεις διατάξεις TSF. TSF_1: Διάμετρος δακτυλίων 180mm, 2 half pins διαμέτρου 6mm. TSF_2: Διάμετρος δακτυλίων 180mm, 5 half pins διαμέτρου 6mm. TSF_3: Διάμετρος δακτυλίων 180mm, 5 half pins διαμέτρου 6mm, 2 wires διαμέτρου 1.8mm.

Απο τις τρεις πειραματικές καμπύλες του Διαγράμματος 15 μπορούμε να συμπεράνουμε ότι η στιβαρότητα του εκάστοτε πλαισίου εξαρτάται από τον αριθμό των στοιχείων που το απαρτίζουν. Πιο συγκεκριμένα με την αφαίρεση της βελόνας από το πλαίσιο η ακαμψία μειώνεται κατά 26% ενώ στην περίπτωση αφαίρεσης της βελόνας και των τριών half pins η ακαμψία μειώνεται κατά 73%.

Επίδραση της διαμέτρου των half pins σε πλαίσια με ανοικτού και κλειστού τύπου δακτύλιους

Τα πειραματικά αποτελέσματα της 2ης Διάταξης τα οποία παρουσιάστηκαν παραπάνω στην ενότητα 3.3 και αυτά της 2ης Διάταξης τα οποία παρουσιάστηκαν στην ενότητα 3.2.5. έχουν ιδιαίτερη σημασία και μπορούν να συγκριθούν μεταξύ τους όπως φαίνεται στο διάγραμμα φορτίου-μετατόπισης που ακολουθεί.



Διάγραμμα 16: Συγκριτικό διάγραμμα φορτίου μετατόπισης για τις δύο διατάξεις TSF. TSF_1: Διάμετρος δακτυλίων 180mm (κλειστού τύπου), 5 half pins διαμέτρου 6mm. TSF_2: Διάμετρος δακτυλίων 180mm (ανοικτού τύπου) και 155mm (κλειστού τύπου), 2 half pins διαμέτρου 6mm, 3 half pins διαμέτρου 5mm.

Από το συγκεκριμένο διάγραμμα παρατηρούμε ότι μεγαλύτερη στιβαρότητα εμφανίζει η διάταξη TSF_1. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι η διάμετρος και των πέντε half pins της διάταξης αυτής (Εικόνα 76) είναι 6mm σε αντίθεση με τη διάταξη TSF_2 στην οποία τρία half pins είναι διαμέτρου 5mm και δύο διαμέτρου 6mm (Εικόνα 67). Η διαφορά της ακαμψίας των δύο διάταξεων είναι της τάξης του 10%.

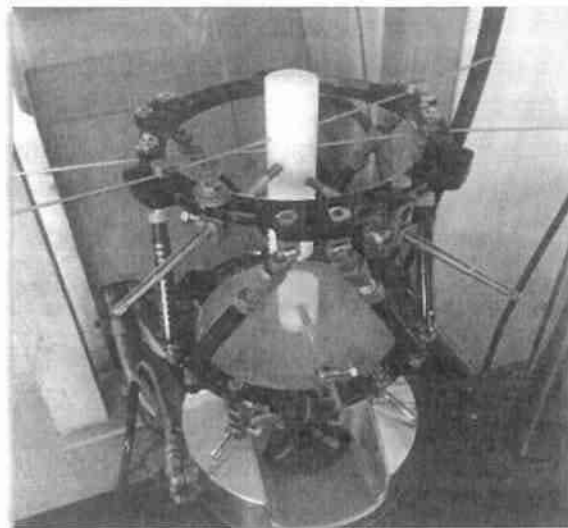
Συνεπώς συμπεραίνουμε ότι όσο μεγαλύτερη διάμετρο έχουν τα half pins που απαρτίζουν μία διάταξη τόσο μεγαλύτερη στιβαρότητα εμφανίζει αυτή.

Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων σε πλαίσια με κλειστού τύπου δακτύλιους

4η Διάταξη (TSF 2 στο Διάγραμμα 17)

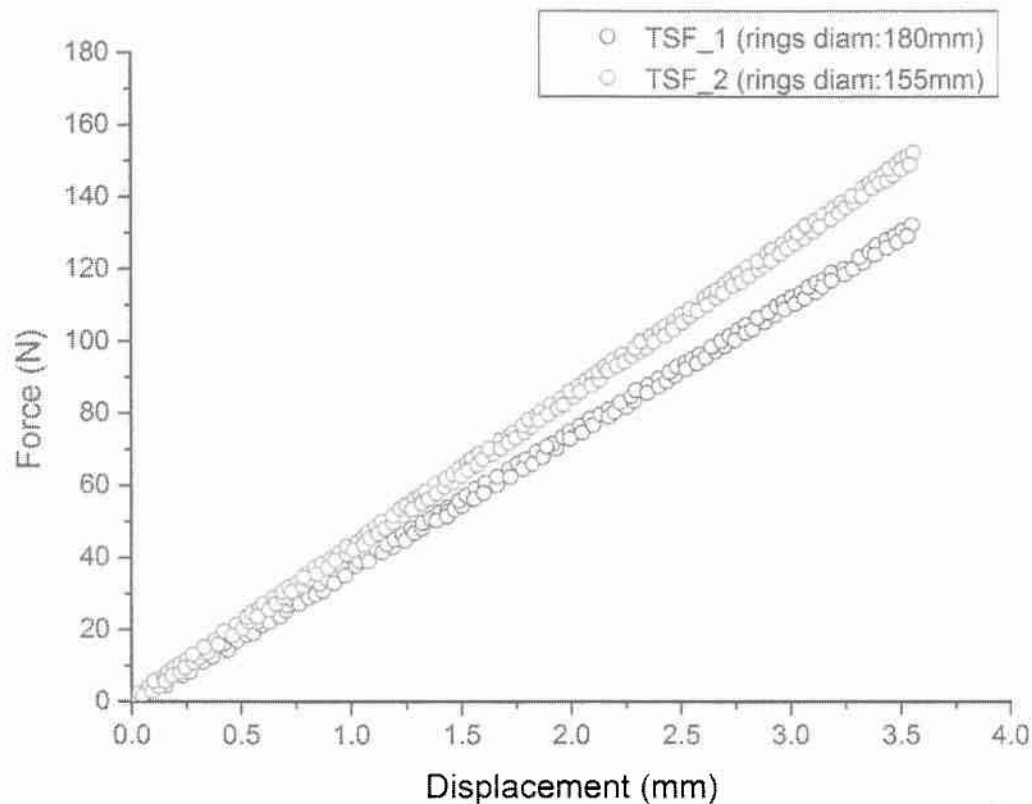
Η συγκεκριμένη διάταξη Taylor Spatial Frame (Εικόνα 78) απαρτίζεται από τα ακόλουθα στοιχεία:

- Άνω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 155mm και πάχους 8mm
- Κάτω δακτύλιος εσωτερικής διαμέτρου 155mm και πάχους 8mm
- 5 half pins διαμέτρου 6mm
- 2 ιατρικές βελόνες Kirschner διαμέτρου 1.8mm
- 6 τηλεσκοπικές ράβδοι (struts) διαμέτρου 12mm



Εικόνα 78: Πλαίσιο TSF 4ης πειραματικής διάταξης.

Τα αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας στην οποία υποβλήθηκε η συγκεκριμένη διάταξη Taylor Spatial Frame καθώς και αυτά της 1ης Διάταξης (ενότητα 3.3) παρουσιάζονται στο ακόλουθο συγκριτικό διάγραμμα. Από το συγκεκριμένο διάγραμμα φαίνεται ο βαθμός επίδρασης της διαμέτρου των δακτυλίων στη συνολική ακαμψία της διάταξης.



Διάγραμμα 17: Συγκριτικό διάγραμμα φορτίου μετατόπισης. TSF_1: Διάμετρος δακτυλίων 180mm (κλειστού τύπου), 5 half pins διαμέτρου 6mm, 2 wires διαμέτρου 1.8mm. TSF_2: Διάμετρος δακτυλίων 155mm (κλειστού τύπου), 5 half pins διαμέτρου 6mm, 2 wires διαμέτρου 1.8mm. Στο διάγραμμα φαίνεται ο βαθμός επίδρασης της διαμέτρου των δακτυλίων.

Από τα πειραματικά αποτελέσματα του διαγράμματος 17 μπορούμε να συμπεράνουμε ότι:

Η διάταξη TSF_2 παρουσιάζει μεγαλύτερη στιβαρότητα από την διάταξη TSF_1 διότι αποτελείται από δακτύλιους μικρότερης εσωτερικής διαμέτρου.

Συνεπώς η στιβαρότητα ενός πλαισίου TSF εξαρτάται από τη διάμετρο των δακτυλίων και συγκεκριμένα όσο ελατώνεται η διάμετρος τόσο αυξάνεται η συνολική ακαμψία του πλαισίου.

Πιο συγκεκριμένα για μείωση της διαμέτρου κατά 13% από 180 σε 155mm έχουμε αύξηση της ακαμψίας κατά 15%.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ΣΥΝΟΨΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας μελετήθηκε πειραματικά και υπολογιστικά η μηχανική συμπεριφορά των πλαισίων Ilizarov και Taylor Spatial Frame.

Αρχικά πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική ανασκόπηση στα οστά που συνθέτουν τον ανθρώπινο σκελετό. Ακολούθως κατηγοριοποιήσαμε τα οστά βάσει της γεωμετρίας τους και αναφερθήκαμε στην αρχιτεκτονική δομή τους. Εστίασαμε στον σκελετό των κάτω άκρων και στο οστό της κνήμης ειδικότερα. Ομαδοποιήσαμε τα είδη καταγμάτων και μελετήσαμε την διαδικασία της οστεογένεσης έναν εξαιρετικής σημασίας μηχανισμό με τον οποίο ο ανθρώπινος οργανισμός επουλώνει τα κατάγματα. Αναφερθήκαμε στα κυκλικά πλαίσια εξωτερικής οστεοσύνθεσης και αναλύσαμε τον τρόπο λειτουργίας των πλαισίων Ilizarov και TSF.

Στη συνέχεια προχωρήσαμε σε περιγραφή της πειραματικής διαδικασίας του πλαισίου Ilizarov. Παραθέσαμε τα πειραματικά αποτελέσματα, σχολιάσαμε την καμπύλη φορτίου-μετατόπισης της διάταξης και υπολογίσαμε την απώλεια δυναμοποίησης των βελονών Kirschner. Κατόπιν κατασκευάσαμε ακριβές αριθμητικό μοντέλο του πλαισίου Ilizarov με τη βοήθεια του προγράμματος Πεπερασμένων Στοιχείων ABAQUS CAE. Παρουσιάσαμε το πλέγμα που χρησιμοποιήθηκε για τα επιμέρους στοιχεία και έγινε η επιλογή των υλικών και των μηχανικών τους ιδιοτήτων. Περιγράψαμε τους κινηματικούς περιορισμούς, τις συνοριακές συνθήκες και τον τρόπο φόρτισης της συσκευής. Καταγράψαμε και σχολιάσαμε τα αποτελέσματα της υπολογιστικής ανάλυσης και διαπιστώσαμε τη σύγκλιση τους με τα αντίστοιχα πειραματικά στο διάγραμμα φορτίου μετατόπισης. Μελετήσαμε την κατανομή τάσεων στο οστό και διαπιστώσαμε αυξημένες τιμές τάσης στα σημεία επαφής των βελονών με το οστό. Δημιουργήσαμε διάγραμμα ελευθέρου σώματος και υπολογίσαμε τις εσωτερικές δυνάμεις στις τηλεσκοπικές ράβδους. Αξιοποιήσαμε το αριθμητικό μοντέλο για παραμετρική ανάλυση του πλαισίου Ilizarov και των διαφόρων παραμέτρων που επηρεάζουν την συνολική του ακαμψία. Καταλήξαμε ότι αύξηση της αρχικής προέντασης και διαμέτρου των βελονών οδηγεί σε αύξηση της ακαμψίας του πλαισίου. Αντιθέτως αύξηση της διαμέτρου των δακτυλίων οδηγεί σε μείωση της στιβαρότητας του πλαισίου.

Στο επόμενο στάδιο της μελέτης μας ασχοληθήκαμε με τη μηχανική συμπεριφορά του πλαισίου Taylor Spatial Frame. Παρομοίως περιγράψαμε αναλυτικά την πειραματική διαδικασία, παραθέσαμε και σχολιάσαμε τα πειραματικά αποτελέσματα με τη βοήθεια του διαγράμματος φορτίου μετατόπισης. Για την υπολογιστική ανάλυση της διάταξης κατασκευάσαμε ακριβές γεωμετρικό μοντέλο, αναφερθήκαμε στο πλέγμα και στα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν και ορίσαμε τους κινηματικούς περιορισμούς, τις συνοριακές συνθήκες και τον τρόπο φόρτισης της συσκευής. Παρουσιάσαμε τα αποτελέσματα της υπολογιστικής ανάλυσης και διαπιστώσαμε σύγκλιση με τα αντίστοιχα πειραματικά. Σχολιάσαμε την κατανομή τάσεων στο οστό και κατασκευάσαμε διάγραμμα ελευθέρου σώματος με τη βοήθεια του οποίου διαπιστώσαμε την εξ'ολοκλήρου μεταφορά των δυνάμεων διαμέσου των βελονών Kirschner και των τηλεσκοπικών ράβδων.

Με τη βοήθεια διαφορετικής διαμόρφωσης πειραματικών διατάξεων αναλύθηκε παραμετρικά η μηχανική συμπεριφορά του πλαισίου TSF. Με τη διεξαγωγή πειραματικών δοκιμών καταλήξαμε ότι η συνολική ακαμψία του πλαισίου εξαρτάται άμεσα από τον αριθμό των επιμέρους στοιχείων που το αποτελούν, τη διάμετρο των δακτυλίων, των βελονών και των half pins. Όσο περισσότερα σε αριθμό στοιχεία (βελόνες, half pins) συνθέτουν μία διάταξη τόσο μεγαλύτερη είναι η αξονική της ακαμψία (Διάγραμμα 15). Άυξηση της διαμέτρου των δακτυλίων οδηγεί σε μείωση της συνολικής ακαμψίας (Διάγραμμα 17). Άυξηση στην διάμετρο των half pins οδηγεί σε αύξηση της στιβαρότητας του πλαισίου (Διάγραμμα 16).

Συμπερασματικά θα μπορούσαμε να πούμε ότι η μηχανική ανάλυση των πλαισίων Pizaron και TSF καθώς και τα αποτελέσματα που προέκυψαν από αυτή αποκτούν εξαιρετική σημασία καθώς διευκολύνουν την επιλογή των κατάλληλων υλικών και γεωμετρικών χαρακτηριστικών που πρέπει να έχει η διάταξη. Συγχρόνως τα βαθμονομημένα υπολογιστικά μοντέλα μπορούν να προβλέψουν την απόκριση του συστήματος και να διευκολύνουν τον προκλινικό σχεδιασμό του με στόχο την επιτυχή αντιμετώπιση της εκάστοτε κλινικής περίπτωσης.

Παράρτημα Ι

Π1 Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1: <i>Ιδιότητες υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων.....</i>	<i>37</i>
Πίνακας 2: <i>Εσωτερικές αξονικές δυνάμεις που ασκούνται στις ράβδους στις περιοχές SS1, SS2, SS3, SS4. Συνολική αντίδραση 168N.....</i>	<i>46</i>
Πίνακας 3: <i>Περιπτώσεις παραμέτρων που εξετάστηκαν.....</i>	<i>46</i>
Πίνακας 4: <i>Ιδιότητες υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων.....</i>	<i>65</i>
Πίνακας 5: <i>Εσωτερικές αξονικές δυνάμεις που ασκούνται στις ράβδους στις περιοχές SS1, SS2, SS3, SS4, SS5, SS6. Συνολική αντίδραση 101N.....</i>	<i>80</i>

Π2 Κατάλογος Διαγραμμάτων

- Διάγραμμα 1:** *Διάγραμμα φορτίου-μετατόπισης για πλαίσιο Pizaron εσωτερικής διαμέτρου 180mm και μετατόπιση 3.5mm. Διάμετρος βελονών 1.8mm, προένταση 110Kg.....30*
- Διάγραμμα 2:** *Καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης (εφελκυσμός βελόνας).....36*
- Διάγραμμα 3:** *Υπολογιστική και πειραματική καμπύλη φορτίου-αξονικής μετατόπισης πλαισίου Pizaron. Διάμετρος δακτυλίων 180mm, διάμετρος βελονών 1.8mm, προένταση 930N. Στην ανάλυση λαμβάνεται υπ' όψιν η απώλεια της προέντασης των βελονών λόγω ολίσθησης.....41*
- Διάγραμμα 4:** *Γραφική παράσταση της αξονικής φόρτισης συναρτήσει της μετατόπισης για διάφορες τιμές της επιβαλλόμενης προέντασης. Διάμετρος δακτυλίων 180mm, διάμετρος βελονών 1.8mm.....47*
- Διάγραμμα 5:** *Γραφική παράσταση της αξονικής φόρτισης συναρτήσει της μετατόπισης για διάφορες τιμές της διαμέτρου των δακτυλίων. Διάμετρος βελονών 1.8mm, επιβαλλόμενη προένταση βελονών 110Kg.....48*
- Διάγραμμα 6:** *Γραφική παράσταση της αξονικής φόρτισης συναρτήσει της μετατόπισης για διάφορες τιμές της διαμέτρου των βελονών. Διάμετρος δακτυλίων 180mm, αρχική προένταση 110Kg.....49*
- Διάγραμμα 7:** *Διάγραμμα δύναμης-μετατόπισης κατά την αξονική φόρτιση του πλαισίου TSF χωρίς το οστό και τα συνδετικά στοιχεία.....54*
- Διάγραμμα 8:** *Διάγραμμα δύναμης-μετατόπισης κατά την αξονική φόρτιση στην διεύθυνση του οστού του πλαισίου TSF (5 half pins, 1 προεντεταμένη βελόνα). Διάμετρος άνω δακτυλίου 180mm (ανοικτού τύπου), διάμετρος κάτω δακτυλίου 155mm (κλειστού τύπου), διάμετρος βελόνας 1.8mm, διάμετροι half pins 5mm και 6mm, αρχική προένταση 1079N (110Kg).....55*
- Διάγραμμα 9:** *Καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης (εφελκυσμός half pin).....64*
- Διάγραμμα 10:** *Διάγραμμα δύναμης-μετατόπισης κατά την αξονική φόρτιση του πλαισίου TSF. Στην ανάλυση λαμβάνεται υπ'όψιν ότι τα κατακόρυφα τμήματα των τηλεσκοπικών ράβδων έχουν χαμηλότερη ελαστικότητα έτσι ώστε η συμπεριφορά που προκύπτει από την ανάλυση και την πειραματική διερεύνηση να συμφωνούν μεταξύ τους.....70*
- Διάγραμμα 11:** *Υπολογιστική και πειραματική καμπύλη φορτίου-αξονικής μετατόπισης.....73*
- Διάγραμμα 12:** *Υπολογιστική και πειραματική καμπύλη φορτίου-αξονικής μετατόπισης.....76*
- Διάγραμμα 13:** *Συγκριτικό διάγραμμα φορτίου-μετατόπισης για τις τρεις διατάξεις πλαισίου TSF. TSF_1: 5 half pins διαμέτρων 5mm και 6mm, 1 wire διαμέτρου 1.8mm, δακτύλιοι διαμέτρου 180mm και 155mm. TSF_2: 5 half pins διαμέτρων 5mm και 6mm, δακτύλιοι διαμέτρου 180mm και 155mm. TSF_3: 4 half pins διαμέτρων 5mm και 6mm, 1 wire διαμέτρου 1.8mm, δακτύλιοι διαμέτρου 180mm και 155mm.....77*

Διάγραμμα 14: Συγκριτικό διάγραμμα φορτίου μετατόπισης. TSF: Διάμετρος δακτυλίων 180mm (ανοικτού τύπου) και 155mm (κλειστού τύπου), 3 half pins διαμέτρου 5mm, 2 half pins διαμέτρου 6mm, 1 wire διαμέτρου 1.8mm. Ilizaron: Διάμετρος δακτυλίων 180mm (κλειστού τύπου), 8 wires διαμέτρου 1.8mm.....81

Διάγραμμα 15: Συγκριτικό διάγραμμα φορτίου μετατόπισης για τις τρεις διατάξεις TSF. TSF_1: Διάμετρος δακτυλίων 180mm, 2 half pins διαμέτρου 6mm. TSF_2: Διάμετρος δακτυλίων 180mm, 5 half pins διαμέτρου 6mm. TSF_3: Διάμετρος δακτυλίων 180mm, 5 half pins διαμέτρου 6mm, 2 wires διαμέτρου 1.8mm.....85

Διάγραμμα 16: Συγκριτικό διάγραμμα φορτίου μετατόπισης για τις δύο διατάξεις TSF. TSF_1: Διάμετρος δακτυλίων 180mm (κλειστού τύπου), 5 half pins διαμέτρου 6mm. TSF_2: Διάμετρος δακτυλίων 180mm (ανοικτού τύπου) και 155mm (κλειστού τύπου), 2 half pins διαμέτρου 6mm, 3 half pins διαμέτρου 5mm.....86

Διάγραμμα 17: Συγκριτικό διάγραμμα φορτίου μετατόπισης. TSF_1: Διάμετρος δακτυλίων 180mm (κλειστού τύπου), 5 half pins διαμέτρου 6mm, 2 wires διαμέτρου 1.8mm. TSF_2: Διάμετρος δακτυλίων 155mm (κλειστού τύπου), 5 half pins διαμέτρου 6mm, 2 wires διαμέτρου 1.8mm. Στο διάγραμμα φαίνεται ο βαθμός επίδρασης της διαμέτρου των δακτυλίων.....88

Π3 Κατάλογος Εικόνων

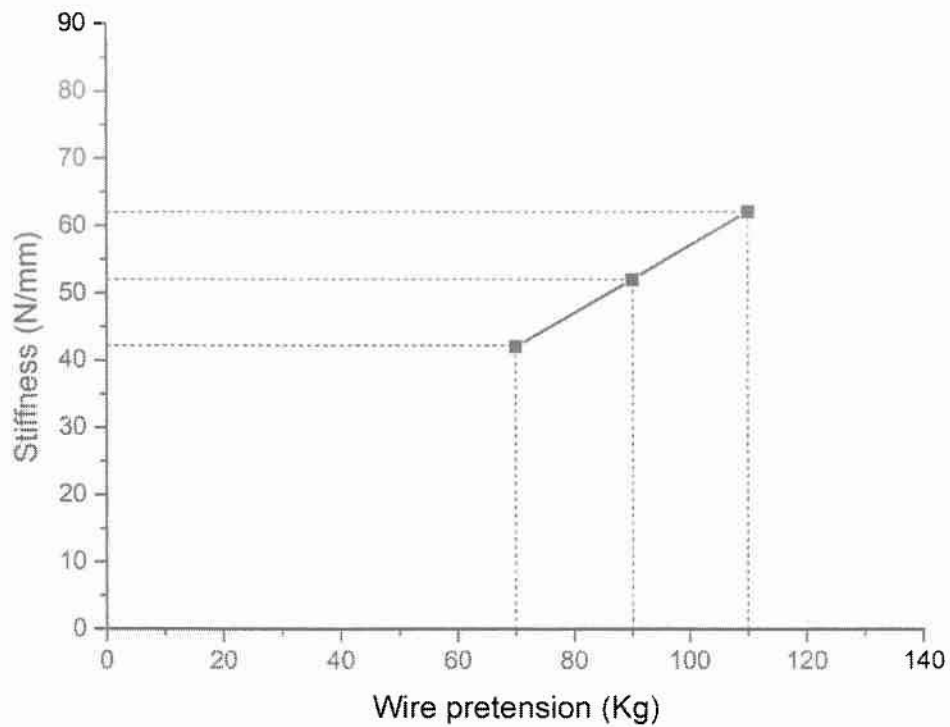
Εικόνα 1: Το σκελετικό σύστημα ενός ενήλικα ανθρώπου (πηγή: humananhealth.blogspot.com).....	12
Εικόνα 2: Κατηγορίες οστών ανάλογα με το σχήμα και τη γεωμετρία τους (πηγή: egpaid.com).....	13
Εικόνα 3: Αρχιτεκτονική δομή μακρέος οστού. Διακρίνονται το συμπαγές και σπογγώδες οστό στις περιοχές της διάφυσης και επίφυσης (πηγή: http://ebooks.edu.gr/modules/ebook/show.php/DSGL-A105/43/270,1253/).....	14
Εικόνα 4: Η σκελετική δομή του κάτω άκρου (πηγή : http://mde-didaktiki.biol.uoa.gr/mde9/paraiouannou/katw_akro.html).....	15
Εικόνα 5: Τα οστά της κνήμης και περόνης (πηγή : allinonehomeschool.com/science-year-1/).....	16
Εικόνα 6: Στάδια ανακατασκευής οστού που έχει υποστεί κάταγμα (πηγή: arpsubbiology.org/anatomy/2010/2010_Exam_Reviews/Exam_2_Review/Ch_6_Bone_Fractures.htm).....	18
Εικόνα 7: Ταξινόμηση καταγμάτων (πηγή : http://www.e-missions.net/cybersurgeons/?/skel_teacher/).....	19
Εικόνα 8: Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης (http://www0.sun.ac.za/ortho/webct-ortho/general/efix/efix.html).....	21
Εικόνα 9: Ενδομυελικό σύστημα (πηγή: www.google.com/patents/US5116335).....	21
Εικόνα 10: Πλαίσιο εξωτερικής οστεοσύνθεσης Pizaron (πηγή: rsif.royalsocietypublishing.org/content/royinterface/6/32/243.full.pdf).....	24
Εικόνα 11: Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Taylor Spatial Frame (πηγή: bonefixator.com/fracture_fixation/taylor_spatial_frame_1.html).....	25
Εικόνα 12: Πειραματική διάταξη πλαισίου Pizaron.....	27
Εικόνα 13: Δημιουργία αρχικής οπής στο πλαστικό κύλινδρο.....	28
Εικόνα 14: Εργοστασιακός προεντατήρας της εταιρείας Smith and Nephew.....	28
Εικόνα 15: Διάγραμμα ελευθέρου σώματος στο πρόβλημα κάμψης της βελόνας (Zamani AR. and Oyadiji SO. 2008).....	29
Εικόνα 16: Γεωμετρία δακτύλιου Pizaron. Εσωτερική διάμετρος 180mm, πάχος 8mm, οπές διαμέτρου 7mm.....	32
Εικόνα 17: Πλέγμα δακτύλιου Pizaron με χρήση εξαεδρικών στοιχείων.....	32
Εικόνα 18: Γεωμετρία βελόνας Kirschner διαμέτρου 1.8mm.....	32

Εικόνα 19: Πλέγμα βελόνας <i>Kirschner</i> με χρήση εξαεδρικών στοιχείων εξωτερικά και στοιχείων τύπου <i>wedge</i> εσωτερικά.....	33
Εικόνα 20: Γεωμετρία κνημιαίου οστού. Διάμετρος 30mm, οπές διαμέτρου 1.8mm.....	33
Εικόνα 21: Πλέγμα κνημιαίου οστού με χρήση τετραεδρικών στοιχείων (C3D4).....	33
Εικόνα 22: Γεωμετρία συνολικής διάταξης <i>Ilizarov</i>	34
Εικόνα 23: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων πλαισίου <i>Ilizarov</i>	35
Εικόνα 24: Μέτρηση παραμόρφωσης με επιμηκυνσιόμετρο κατά το πείραμα εφελκυσμού μιας βελόνας <i>Kirschner</i>	36
Εικόνα 25: Διεπιφάνεια βελόνας-οστού.....	37
Εικόνα 26: Σύζευξη των κόμβων στις ακραίες διατομές της στέρεης δοκού (κόκκινο χρώμα) με τους ακραίους κόμβους των δοκών <i>Timoshenko</i> (κόμβοι αναφοράς).....	38
Εικόνα 27: Σύνδεση της βελόνας <i>Kirschner</i> με τους κόμβους της σπής του δακτυλίου.....	38
Εικόνα 28: Σύνδεση της κάθετης ράβδου με τους κόμβους της σπής του δακτυλίου.....	39
Εικόνα 29: Φόρτιση και συνοριακές συνθήκες κατά την επιβολή της κατακόρυφης μετατόπισης. Στην εικόνα φαίνονται η φορά της μετατόπισης, η άκαμπτη πλάκα και η πακτωμένη επιφάνεια (κόκκινο χρώμα).....	40
Εικόνα 30: Παραμορφωμένη (πράσινο χρώμα) και απάραμόρφωτη (γκρι χρώμα) κατάσταση πλαισίου <i>Ilizarov</i> (Η παραμόρφωση έχει μεγεθυνθεί 3 φορές).....	42
Εικόνα 31: Κατανομή των τάσεων στο οστό της κνήμης.....	43
Εικόνα 32: Κατανομή τάσεων στο σημείο εισόδου της 1ης βελόνας.....	44
Εικόνα 33: Διάγραμμα ελεύθερου σώματος της κατασκευής. Στην εικόνα φαίνεται η φορά των εσωτερικών δυνάμεων στις περιοχές <i>SS1</i> , <i>SS2</i> , <i>SS3</i> , <i>SS4</i> και η συνολική αντίδραση.....	45
Εικόνα 34: Πειραματική διάταξη πλαισίου <i>Taylor Spatial Frame</i>	51
Εικόνα 35: <i>Rancho cubes</i>	51
Εικόνα 36: Τηλεσκοπικοί ράβδοι (<i>struts</i>).....	51
Εικόνα 37: Πειραματική διάταξη πλαισίου <i>TSF</i> χωρίς το οστό και τα συνδεδεμένα στοιχεία.....	53
Εικόνα 38: Πειραματική απεικόνιση της παραμορφωμένης κατάστασης του πλαισίου <i>TSF</i> μετά την επιβολή της κατακόρυφης δύναμης.....	55
Εικόνα 39: <i>TESA Micro-Hite 3d</i>	56
Εικόνα 40: Κεφαλή μετρητικού οργάνου.....	56

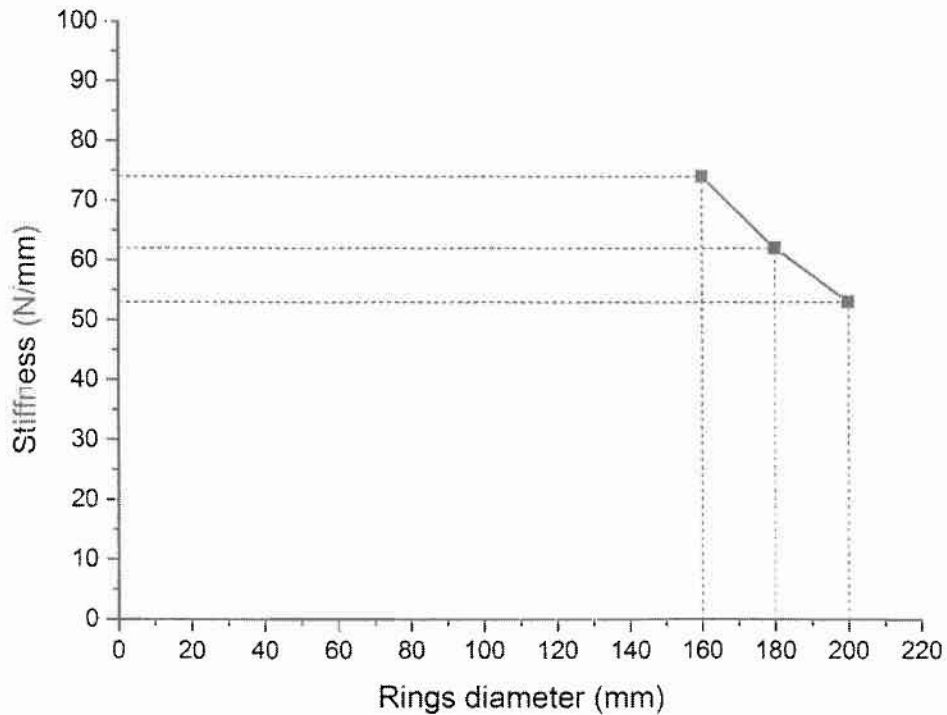
Εικόνα 41: Τελική γεωμετρία άνω δακτυλίου. Εσωτερική διάμετρος 180mm, πάχος 8mm, αριθμός οπών 44 διαμέτρου 7mm.....	57
Εικόνα 42: Πλέγμα άνω δακτυλίου εσωτερικής διαμέτρου 180mm με χρήση εξαεδρικών στοιχείων.....	57
Εικόνα 43: Τελική γεωμετρία κάτω δακτυλίου. Εσωτερική διάμετρος 155mm, πάχος 8mm, αριθμός οπών 60 διαμέτρου 7mm.....	58
Εικόνα 44: Πλέγμα κάτω δακτυλίου εσωτερικής διαμέτρου 155mm με χρήση εξαεδρικών στοιχείων.....	58
Εικόνα 45: Γεωμετρία βελόνας Kirschner διαμέτρου 1.8mm.....	58
Εικόνα 46: Πλέγμα βελόνας Kirschner με χρήση εξαεδρικών στοιχείων (C3D8R) εξωτερικά και στοιχείων τύπου wedge (C3D6) εσωτερικά.....	59
Εικόνα 47: Γεωμετρία κνημιαίου οστού. Διάμετρος 30mm, οπές διαμέτρου 1.8mm, 6mm, 5mm.....	59
Εικόνα 48: Πλέγμα κνημιαίου οστού με χρήση τετραεδρικών στοιχείων (C3D4).....	59
Εικόνα 49: Γεωμετρία half pin διαμέτρου 6mm, μήκους 126mm.....	60
Εικόνα 50: Πλέγμα half pin με χρήση εξαεδρικών στοιχείων (C3D8R) εξωτερικά και στοιχείων τύπου wedge (C3D6) εσωτερικά.....	60
Εικόνα 51: Γεωμετρία κοχλιωτού εξαρτήματος (rancho cube). Ύψος 48mm, οπές διαμέτρου 5mm.....	61
Εικόνα 52: Πλέγμα κοχλιωτού εξαρτήματος με χρήση τετραεδρικών στοιχείων (C3D4).....	61
Εικόνα 53: Τελική γεωμετρία πλαισίου TSF.....	62
Εικόνα 54: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων πλαισίου TSF.....	62
Εικόνα 55: Διεπιφάνεια βελόνας-οστού.....	65
Εικόνα 56: Διεπιφάνεια half pin-οστού.....	65
Εικόνα 57: Σύζευξη των κόμβων στις ακραίες διατομές της στέρεης δοκού (κόκκινο χρώμα) με τους ακραίους κόμβους των δοκών Timoshenko (κόμβοι αναφοράς).....	66
Εικόνα 58: Σύνδεση της βελόνας Kirschner με τους κόμβους της οπής του δακτυλίου.....	66
Εικόνα 59: Σύνδεση της τηλεσκοπικής ράβδου με τους κόμβους της οπής του δακτυλίου.....	67
Εικόνα 60: Τοπικό σύστημα συντεταγμένων σε ελεύθερη άρθρωση.....	67
Εικόνα 61: Φόρτιση και συνοριακές συνθήκες κατά την επιβολή της κατακόρυφης μετατόπισης. Στην εικόνα φαίνονται η φορά της μετατόπισης, η άκαμπτη πλάκα και η πακτωμένη επιφάνεια (κόκκινο χρώμα).....	69

Εικόνα 62: Παραμορφωμένη (πράσινο χρώμα) και απάραμόρφωτη (γκρι χρώμα) κατάσταση πλαισίου TSF (Η παραμόρφωση έχει μεγεθυνθεί 3 φορές).....	70
Εικόνα 63: Περιοχές μειωμένου μέτρου ελαστικότητας. Αριστερά φαίνονται τα κατακόρυφα τμήματα των τηλεσκοπικών ράβδων στην πειραματική διάταξη και δεξιά οι ίδιες περιοχές στο μοντέλο.....	71
Εικόνα 64: Πειραματική διάταξη πλαισίου TSF. Από την πειραματική διάταξη έχει αφαιρεθεί ένα half pin διαμέτρου 5mm.....	72
Εικόνα 65: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων 1ης διάταξης πλαισίου TSF. Από την ανάλυση έχει αφαιρεθεί ένα half pin διαμέτρου 5mm.....	72
Εικόνα 66: Παραμορφωμένη κατάσταση πειραματικής διάταξης TSF. Από την διάταξη έχει αφαιρεθεί ένα half pin 5mm.....	74
Εικόνα 67: Πειραματική διάταξη πλαισίου TSF. Από την πειραματική διάταξη έχει αφαιρεθεί ένα wire διαμέτρου 1.8mm.....	75
Εικόνα 68: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων 2ης διάταξης πλαισίου TSF. Από την ανάλυση έχει αφαιρεθεί ένα wire διαμέτρου 1.8mm.....	75
Εικόνα 69: Παραμορφωμένη κατάσταση πειραματικής διάταξης TSF. Από την διάταξη έχει αφαιρεθεί ένα wire διαμέτρου 1.8mm.....	77
Εικόνα 70: Κατανομή των τάσεων στο οστό της κνήμης.....	78
Εικόνα 71: Κατανομή τάσεων στο σημείο εισόδου της βελόνας.....	79
Εικόνα 72: Διάγραμμα ελευθέρου σώματος της κατασκευής. Στην εικόνα φαίνεται η φορά των εσωτερικών δυνάμεων στις περιοχές SS1, SS2, SS3, SS4, SS5, SS6 και η συνολική αντίδραση.....	80
Εικόνα 73: Παραμορφωμένη (πράσινο) και απαραμόρφωτη (γκρί) κατάσταση πλαισίου Ilizaron (Η παραμόρφωση έχει μεγεθυνθεί 5 φορές).....	82
Εικόνα 74: Παραμορφωμένη (πράσινο) και απαραμόρφωτη (γκρί) κατάσταση πλαισίου TSF (Η παραμόρφωση έχει μεγεθυνθεί 5 φορές).....	82
Εικόνα 75: Διάταξη πλαισίου TSF (TSF_3 στο Διάγραμμα 15). Διάμετρος δακτυλίων 180 mm (κλειστού τύπου), 5 half pins διαμέτρου 6mm, 2 wires διαμέτρου 1.8mm.....	84
Εικόνα 76: Διάταξη πλαισίου TSF (TSF_2 στο Διάγραμμα 15). Διάμετρος δακτυλίων 180mm (κλειστού τύπου), 5 half pins διαμέτρου 6mm.	
Εικόνα 77: Διάταξη πλαισίου TSF (TSF_1 στο Διάγραμμα 15). Διάμετρος δακτυλίων 180mm(κλειστού τύπου), 2 half pins διαμέτρου 6mm.....	84
Εικόνα 78: Πλαίσιο TSF 4ης πειραματικής διάταξης.....	87

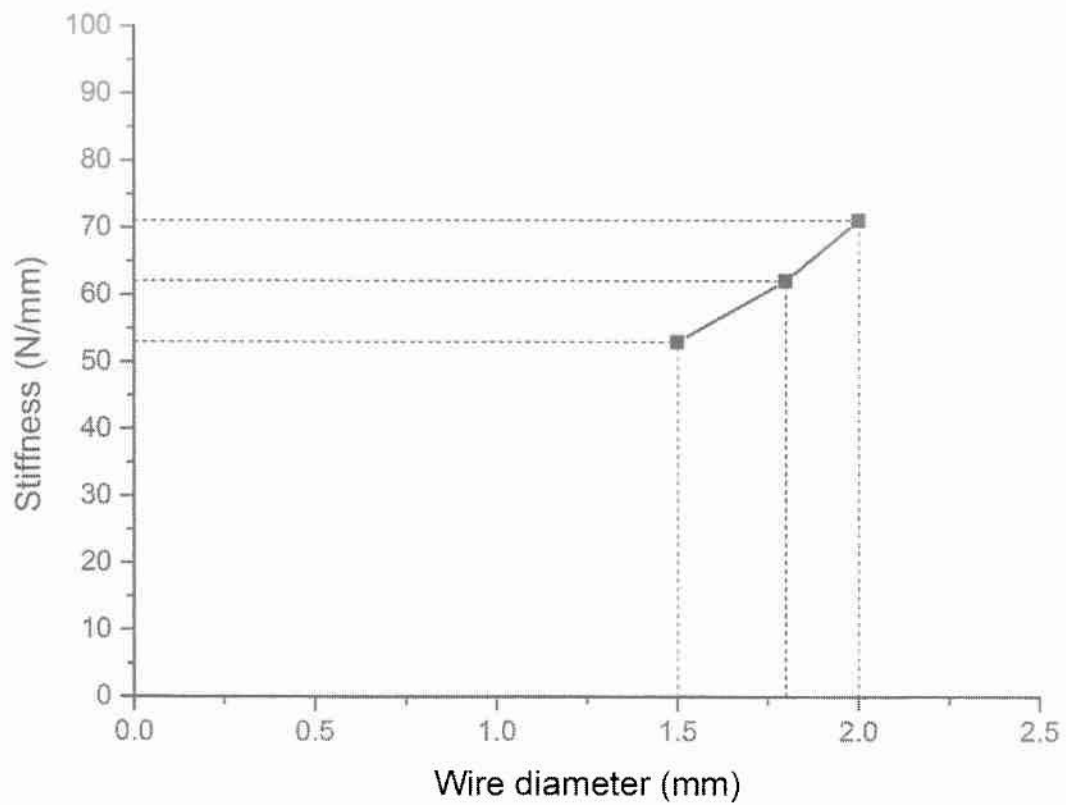
Παράρτημα II



Διάγραμμα αξονικής ακαμψίας-αρχικής προέντασης βελονών σε πλαίσιο Πιζαρον με δακτύλιους διαμέτρου 180mm και βελόνες διαμέτρου 1.8mm.



Διάγραμμα αξονικής ακαμψίας-διαμέτρου δακτυλίων σε πλαίσιο Πιζαρον με βελόνες διαμέτρου 1.8mm και αρχική προένταση 110Kg.



Διάγραμμα αξονικής ακαμψίας-διαμέτρου βελονών σε πλαίσιο Pizaron με διάμετρο δακτυλίων 180mm και αρχική προένταση βελονών 110Kg.

Βιβλιογραφία

ABAQUS User' and Theory Manuals, version 6.11

Aronson J. and Harp J.H., "Factors influencing the choice of external fixation for distraction osteogenesis. In Instructional Course Lectures", The American Academy of Orthopaedic Surgeons, Vol. 39, pp. 175-183. Park Ridge, Illinois, The American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1990

Aronson J. and Harp J.H., "Mechanical considerations in using tensioned wires in a transosseous external fixation system", Clin. Orthop. Rel. Res. 280, pp. 23-29, 1992

Augat P., Burger J., Schorlemmer S., Henke T., Peraus M., Claes L., "Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphysial fracture model", J Orthop Res ; 21: 1011-7, 2003

Bishop N. E., Van Rhijn M., Tami I., Corveleijn R., Schneider E., Ito K., "Shear does not necessarily inhibit bone healing", Clin Orthop ; (443): 307-14, 2006

Bronson D. G., Samchukov M. L., Birch J. G., Browne R. H., Ashman R. B., "Stability of external circular fixation: a multi-variable biomechanical analysis", Clin Biomech; 13: 441-8, 1998

Calhoun J.H., Li F., Bauford W.L., Lehman T., Ledbetter B.R., Lowery R., "Rigidity of half-pins for the Ilizarov external fixator", Bull. Hosp. Jt. Dis. 52, 21-26, 1992

Catagni M.A., "Lengthening of the femur. In: Maiocchi, A.B. (Ed.), Advances in Ilizarov Apparatus Assembly", Il Quadratino, Milan , Italy, pp. 91-93, 1994

Fleming, B., Paley, D., Kristiansen, T., Pope, M., "A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator", Clin. Orthop. 241, 95-105, 1989

Gasser B., Boman B., Wyder D., Schneider E., "Stiffness characteristics of the circular Ilizarov device as opposed to conventional external fixators", J. Biomech. Eng. 112:15, 1990

Goodship A.E., Watkins P.E., Rigby H.S., Kenwright J., "The role of fixator frame stiffness in the control of fracture healing. An experimental study. J Biomech. 26, pp. 1027-1035, 1993

Ilizarov G.A., "The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue distraction", Clin Orthop ; 238: 249-81. (s), 1989

Ilizarov G.A., "The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues Part II. The influence of the rate and frequency of distraction", *Clin Orthop* ; 239: 263 - 85. (s), 1989

Ilizarov, G.A., "Transosseous Osteosynthesis. Theoretical and Clinical Aspects of the Regeneration and Growth of Tissue", Berlin, Springer-Verlag, 1992

Kenwright J., Richardson J.B., Cunningham J.L., White S.H., Goodship A.E., Adams M.A., Magnussen P.A., Newman J.H., "Axial movement and tibial fractures: a controlled randomised trial of treatment", *J. Bone Joint Surg.* 73B, pp. 654-659, 1991

Kenwright J. and White S.H., "A historical review of limb lengthening and bone transport", *Injury Suppl.* 2, pp. 9-17, 1993

Kummer F.J., "Biomechanics of the Ilizarov external fixator", *Clin Orth. Relat. Res.* 280, pp. 11-14, 1992

Lewis D.D., Bronson D.G., Samchukov M.L., Welch R.D., Stallings J.T., "Biomechanics of circular external skeletal fixation ", *Vet. Surg.* 27(5), pp.454-464, 1998

Mullins M. M., Davidson A. W., Goodier D., Barry M., "The biomechanics of wire fixation in the Ilizarov system", *Injury*; 34: 155-7, 2003

Nikonovas A., Harrison A. J., "A simple way to model wires used in ring fixators: analysis of the wire stiffness effect on overall fixator stiffness", *Proc Inst Mech Eng [H]*; 219, pp. 31-42, 2005

Noordeen M. H. H., Lavy C. B. D., Shergill N. S., Tuite J. D., Jackson A. M., "Cyclical micromovement and fracture healing", *J Bone Joint Surg (Br)*; 77 (4), pp. 645-8, 1995

Orbay J.L., Frankel V.H., Finkle J.E., Kummer F.J., "Canine leg lengthening by the Ilizarov technique. A biomechanical, radiologic and morphologic study", *Clin Orth. Relat. Res* 278, pp. 265-73, 1992

Podolsky A., Chao E.Y.S., "Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators", *Clin. Orthop.* 293, pp. 61-70, 1993

Renard A. J. S., Schutte B. G., Verdonschot N., van Kampen A., "The Ilizarov external fixator: What remains of the wire pretension after dynamic loading? ", *Clin Biomech*; 20, pp. 1126-30, 2005

Schell H., Epari D. R., Kassi J. P., Bragulla H., Bail H. J., Duda G. N., "The course of bone healing is influenced by the initial shear fixation stability", *J Orthop Res* ; 23, pp. 1022-8, 2005

Watson M. A., Mathias K. J., Maffulli, N. “External ring fixators: an overview”, Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med. 214, pp. 459–470, 2000 (doi:10.1243/0954411001535480)

Watson, M. A., Matthias, K. J., Maffulli, N. & Hukins, D. W. L., “Yielding of the clamped-wire system in the Ilizarov external fixator”, Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med. 217, pp. 367–374, 2003b (doi:10.1243/095441103770802531)

Watson, M. A., Matthias, K. J., Maffulli, N., Hukins, D. W. L., DET Shepherd., “Finite element modelling of the Ilizarov external fixation system”, Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med. 225, pp. 868–869, 2007 (doi: 10.1243/09544119JEIM225)

Wolf S., Janousek A., Pfeil J., Veith W., Haas F., Duda G., Claes L., “The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation”, Clin Biomech ; 13, pp. 359-64, 1998

Yamaji T., Ando K., Wolf S., Augat P., Claes L., “The effect of micromovement on callus formation”, J Orthop Sci ; 6, pp. 571-5, 2001

Zamani A.R and Oyadiji S.O, “Analytical modelling of Kirschner wires in Ilizarov circular external fixator using a tensile model”, Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med. 222, pp. 967–976, 2008 (doi:10.1243/09544119JEIM373)

Μητουσίδης Αθανάσιος, “ 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, Τμήμα Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, Αθήνα (2011)

Themis Toumanidou, “Biomechanical analysis of the Taylor Spatial Frame”, M.Sc. Thesis, University of Thessaly, Department of Mechanical Engineering, Volos (2011)

Γεωργαδάκης Γ. Απόστολος, “Εμβιομηχανική ανάλυση του κυκλικού συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων”, Διπλωματική εργασία, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Βόλος (2010)

Αθανασιάδης Σ. Κωνσταντίνος, “Ανάλυση του πλαισίου εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov και μοντελοποίηση των προεντεταμένων βελονών”, Διπλωματική εργασία, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Βόλος (2012)

Μανιός Στέφανος, “ Πειραματική και αριθμητική προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς στοιχείων Taylor Spatial Frame (TSF) για την αποκατάσταση οστεοκαταγμάτων”, Διπλωματική εργασία, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Βόλος (2013)

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΗ



004000125563

