

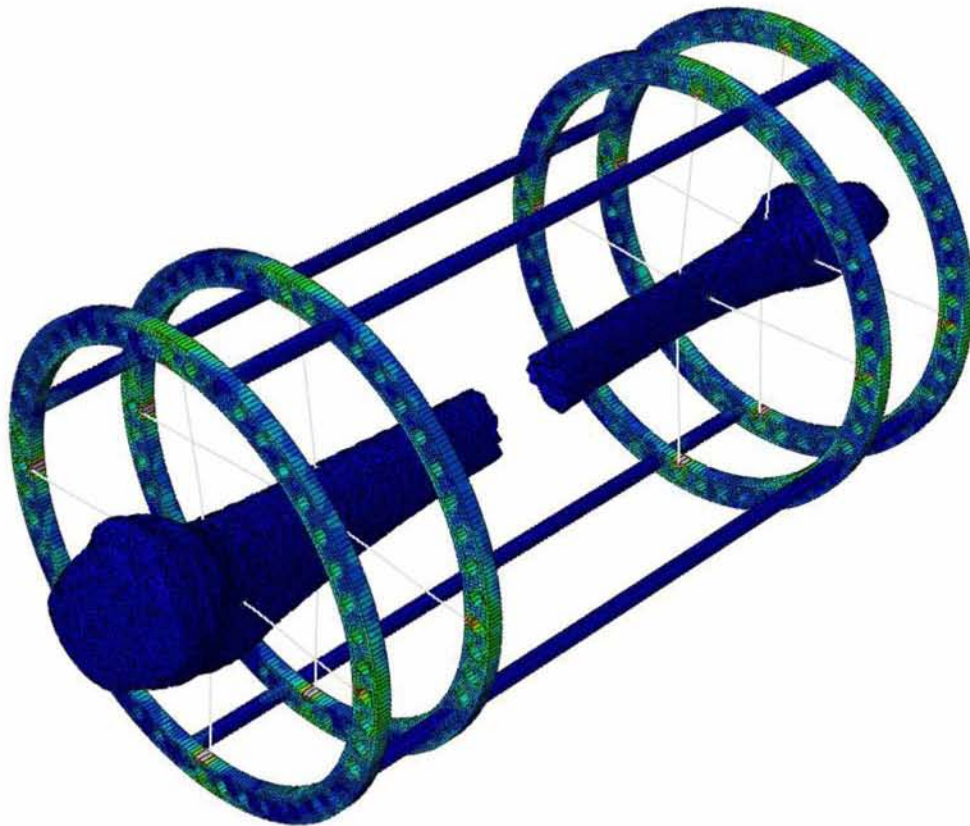


ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

Διπλωματική Εργασία

«ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΚΥΚΛΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ
ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗΣ ΙΛΙΖΑΡΟΝ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ
ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ»

ΓΕΩΡΓΑΔΑΚΗΣ Γ. ΑΠΟΣΤΟΛΟΣ



© 2010 Απόστολος Γεωργαδάκης

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Βιομηχανίας 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 Τριμελούς Εξεταστικής Επιτροπής:

Πρώτος Εξεταστής (Επιβλέπων) Δρ. Νικόλας Αράβας
Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

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

Τρίτος Εξεταστής Δρ. Αντώνιος Γιαννακόπουλος
Καθηγητής, Τμήμα Πολιτικών Μηχανικών,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Ευχαριστίες

Πρώτα απ' όλα, θέλω να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα της διπλωματικής εργασίας μου, Καθηγητή κ. Νικόλαο Αράβα, για την πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγησή του κατά τη διάρκεια της δουλειάς μου.

Επίσης, είμαι ευγνώμων στα υπόλοιπα μέλη της εξεταστικής επιτροπής της διπλωματικής εργασίας μου, Καθηγητές κκ. Γρηγόριο Χαϊδεμενόπουλο και Αντώνιο Γιαννακόπουλο για την προσεκτική ανάγνωση της εργασίας μου και για τις πολύτιμες υποδείξεις τους.

Οφείλω ευχαριστίες στον διδάκτορα του Τμήματος κ. Λεωνίδα Σπύρου, για την καθοδήγηση και την αμέριστη βοήθεια του καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας μου.

Ευχαριστώ τη συνάδελφο μου κ. Θένια Τουμανίδου για την ιδιαίτερη συμπαράστασή της στα πρώτα βήματα της δουλειάς μου και τη συνεργασία της στην επίλυση ορισμένων προβλημάτων.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την Ορθοπαιδική Κλινική της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας για την παραχώρηση της “πρωτότυπης” κατασκευής για το πλαίσιο Pizarov.

Θερμά ευχαριστώ τους φίλους(ες) μου για την ηθική και όχι μόνο υποστήριξή τους.

Τέλος, ευχαριστώ την οικογένειά μου για την κατανόηση και τη συμπαράστασή τους, ιδιαίτερα κατά τη διάρκεια των τελευταίων μηνών της προσπάθειάς μου. Πάνω απ' όλα, είμαι ευγνώμων στους γονείς μου, Γεώργιο και Δέσποινα Γεωργαδάκη για την ολόψυχη αγάπη και υποστήριξή τους όλα αυτά τα χρόνια. Αφιερώνω αυτή την εργασία στη μητέρα μου και στον πατέρα μου.

Απόστολος Γεωργαδάκης

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΚΥΚΛΙΚΟΥ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗΣ
ΙΛΙΖΑΡΟΝ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ
ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ**

Γεωργαδάκης Γ. Απόστολος

Επιβλέπων Καθηγητής: **Δρ. Νικόλας Αράβας, Καθηγητής**
Υπολογιστικής Μηχανικής των Κατασκευών

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

Εργαστήριο Μηχανικής & Αντοχής των Υλικών

Οκτώβριος 2010

Πίνακας Περιεχομένων

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	8
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	12
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	15
2.1 ΤΑ ΟΣΤΑ.....	15
2.2 Ο ΣΚΕΛΕΤΟΣ ΤΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ.....	19
2.3 Η ΚΝΗΜΗ.....	20
2.4 ΚΑΤΑΓΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΩΡΩΣΗ ΤΟΥ ΟΣΤΟΥ.....	23
2.4.1 Παράγοντες που επηρεάζουν την πόρωση.....	24
2.4.2 Τύποι κατάγμάτων.....	25
2.4.3 Θεραπεία και μορφές ακινητοποίησης.....	26
2.4.4 Αποκατάσταση κατάγματος.....	28
2.4.5 Κατάγματα της κνήμης και της περόνης.....	29
2.4.6 Ψευδάρθρωση.....	29
2.4.7 Φλεγμονή.....	30
2.4.8 Ανακεφαλαίωση.....	30
2.5 ΣΥΣΤΗΜΑ ΥΠΟΣΤΗΡΙΞΗΣ ΤΗΣ ΟΣΤΕΟΓΕΝΕΣΗΣ.....	31
2.5.1 Μονοεπίπεδες συσκευές.....	32
2.5.2 Δακτυλιοειδείς συσκευές.....	35
2.5.3 Σύστημα E.O. Τύπου Wagner.....	38
2.5.4 Σύστημα Exfire.....	39
2.5.5 Σύστημα E.O. Τύπου Hoffmann - Monotube.....	40
2.5.6 Σύστημα E.O. Orthofix.....	40
2.5.7 Σύστημα E.O. Pizaron.....	42
2.5.7 Εμβιομηχανική μελέτη κυκλικών και υβριδικών συστημάτων E.O.....	48
2.5.8 Δυναμοποίηση συστήματος E.O.....	62
2.5.9 Επιπλοκές συστήματος E.O.....	64
2.5.10 Σύνοψη.....	65
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ.....	66
3.1 ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΜΟΝΤΕΛΟΥ.....	66
3.2 ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΜΟΝΤΕΛΟΥ.....	66
3.3 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΟΝΤΕΛΟΥ.....	76
3.3.1 Επιλογή υλικών.....	76
3.3.2 Σύνοψη μοντελοποίησης.....	77
3.3.3 Ενσωμάτωση κατάγματος στο μοντέλο.....	78
3.3.4 Συνοριακές συνθήκες.....	80

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	83
4.1 ΦΟΡΤΙΣΗ ΥΓΙΟΥΣ ΚΝΗΜΙΑΙΟΥ ΟΣΤΟΥ	83
4.1.1 Συνοριακές συνθήκες	83
4.1.2 Συμπεράσματα.....	86
4.2 ΦΟΡΤΙΣΗ ΚΝΗΜΙΑΙΟΥ ΟΣΤΟΥ ΜΕ ΚΑΤΑΓΜΑ	87
4.2.1 Περίπτωση 1	88
4.2.2 Περίπτωση 2	91
4.2.3 Περίπτωση 3	94
4.2.4 Περίπτωση 4	97
4.2.5 Περίπτωση 5	99
4.2.6 Περίπτωση 6	101
4.2.7 Σύγκριση περιπτώσεων.....	103
4.2.8 Σύγκριση αποτελεσμάτων με βιβλιογραφία	115
4.3 ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΤΑΣΕΩΝ ΣΤΟ ΠΛΑΙΣΙΟ ILIZAROV	117
4.4 ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΕΙΣ ΠΑΝΩ ΣΤΟ ΠΛΑΙΣΙΟ ILIZAROV.....	129
4.5 ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΕΛΕΥΘΕΡΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ.....	132
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 ΣΥΖΗΤΗΣΗ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	134
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	138
Π1 ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ (ΜΠΣ)	139
Π1.1 Απλοποιήσεις μοντέλου	140
Π1.2 Τάξη των στοιχείων.....	143
Π1.3 Φορτία και συνοριακές συνθήκες	144
Π1.4 Αριθμητικά σφάλματα.....	145
Π1.5 Σύγκλιση.....	147
Π2 ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	148
Π3 ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	149
Π4 ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ	151
Π5 ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	154
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	157

Περίληψη

Σκοπός: Ο στόχος της παρούσας εργασίας είναι η εμβιομηχανική ανάλυση του κυκλικού συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Pizaron με τη Μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΜΠΣ) καθώς και η μελέτη των επιδράσεων που έχουν διάφορες παράμετροι στην αξονική ακαμψία του συστήματος.

Σχεδιασμός / μεθοδολογία / προσέγγιση: Κατασκευάστηκε γεωμετρικά ακριβές μοντέλο του οστού της κνήμης βασισμένο σε δεδομένα αξονικών τομογραφιών του πραγματικού οστού. Το γεωμετρικό μοντέλο του πλαισίου Pizaron κατασκευάστηκε στο πρόγραμμα ABAQUS CAE v. 6.9-3. Χρησιμοποιήθηκαν τετραεδρικά στοιχεία για το οστό, εξαεδρικά για το πλαίσιο και οι βελόνες Kirschner μοντελοποιήθηκαν ως beam elements. Δοκιμάστηκαν βελόνες διαμέτρου 1.5 mm, 1.8 mm και 2.0 mm και δακτύλιοι εσωτερικής διαμέτρου 150 mm και 180 mm για διάφορες προεντάσεις από 50 kg έως 130 kg. Το οστό τοποθετήθηκε στο κέντρο των δακτυλίων και οι βελόνες σε γωνία 90° μεταξύ τους. Το μοντέλο φορτίστηκε με δυνάμεις από 50 – 1000 N.

Αποτελέσματα: Η εμβιομηχανική ανάλυση έδειξε πως οι αλλαγές διαφόρων παραμέτρων του συστήματος Pizaron έχουν σημαντική επίδραση στην ακαμψία του συστήματος. Φάνηκε η κλινικά και πειραματικά αποδεδειγμένη μη γραμμική συμπεριφορά του συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Pizaron και αποδείχτηκε πως το κλειδί για την σταθερότητα του συστήματος είναι οι προτεταμένες βελόνες Kirschner. Αύξηση της διαμέτρου των βελονών οδηγεί σε αύξηση της αξονικής ακαμψίας, το ίδιο και η αύξηση της επιβαλλόμενης προέντασης. Αντίθετα, αύξηση της διαμέτρου των δακτυλίων προκαλεί μείωση της ακαμψίας. Υπολογίστηκαν τιμές από 12 – 130 N / mm για την αξονική ακαμψία ανάλογα με την τιμή της αξονικής φόρτισης και φάνηκε πόσο σημαντικό είναι να αναφέρεται το εύρος φορτίσεων στο οποίο ένα συγκεκριμένο σύστημα Pizaron έχει μια καθορισμένη τιμή αξονικής ακαμψίας.

Ερευνητικοί περιορισμοί / επιπτώσεις: Στην επίλυση του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων λήφθηκαν υπόψη γεωμετρικές μη γραμμικότητες. Παρ' όλα αυτά, τα αποτελέσματα των αναλύσεων πρέπει να επαληθευτούν πειραματικά σε συνθήκες εργαστηρίου.

Πρωτοτυπία / αξία: Τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά του συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Pizaron που λήφθηκαν από την ανάλυση είναι η βάση για την επιλογή των χρησιμοποιούμενων βιο-υλικών και την βελτιστοποίηση των γεωμετρικών χαρακτηριστικών των στοιχείων που αναλύθηκαν. Η κατάλληλη επιλογή των μηχανικών ιδιοτήτων και των γεωμετρικών χαρακτηριστικών τόσο των βελονών Kirschner όσο και του υπόλοιπου πλαισίου Pizaron αποτελεί καθοριστικό παράγοντα για τη σταθερότητα του συστήματος.

Summary

Objective: The aim of the current study is the biomechanical analysis of the Ilizarov circular external fixation system using the Finite Element Method (FEM) and the study of the effects of various parameters in the axial stiffness of the system.

Design / methodology / approach: A precise geometrical model of the tibia bone based on tomography data of the real bone was constructed. The geometrical model of the Ilizarov frame was constructed in the program ABAQUS CAE v. 6.9-3. Tetrahedral elements were used for the tibia bone, hexahedral elements for the frame and Kirschner wires were modeled as beam elements. Wire diameter of 1.5 mm, 1.8 mm and 2.0 mm and internal ring diameter of 150 mm and 180 mm were tested for different pretensions from 50 kg to 130 kg. The bone was placed in the center of the rings and the angle between the wires was 90°. The model was loaded with forces in the range $F = 50 - 1000 \text{ N}$.

Findings: The biomechanical analysis showed that changes of various parameters of the Ilizarov system have a significant effect on the stiffness of the system. The clinically and experimentally established nonlinear behavior of the Ilizarov external fixation system was showed and it was demonstrated that the key to the stability of the system is the pretensioned Kirschner wires. Increasing the diameter of the wires leads to increased axial stiffness. Same effect has the increase in wire pretension. In contrast, increasing the diameter of the ring causes a decrease in rigidity. Values from 12 - 130 N / mm were found for the axial stiffness depending on the value of the axial load and it was showed how important it is to indicate the range of loads in which a particular frame configuration has a particular stiffness.

Research limitations / implications: In the resolution of the finite element analysis geometrical nonlinearities were taken into account. Nevertheless, the analysis results should be experimentally verified in laboratory conditions.

Originality / value: The obtained biomechanical characteristics of the Ilizarov external fixation system are the basis for selection of applied bio-materials and optimization of the geometrical features of the elements analyzed. Appropriate selection of mechanical properties and geometrical features of both the Kirschner wires and the rest of the Ilizarov frame is crucial for the stability of the system.

Κεφάλαιο 1 Εισαγωγή

Στις μέρες μας, ο τομέας που ασχολείται με την βιοϊατρική και την ιατρική τεχνολογία αναγνωρίζεται ευρέως ως σύγχρονη πρόκληση και χρίζει ιδιαίτερης σημασίας και έρευνας. Η βιοϊατρική τεχνολογία αναφέρεται στην εφαρμογή των θετικών επιστημών και των παραγώγων τους στην ανάλυση και την επίλυση προβλημάτων στους τομείς της ιατρικής και της βιολογίας.

Μια σημαντική εφαρμογή που συνδυάζει γνώσεις τόσο από ιατρικής πλευράς όσο και από πλευράς τεχνολογίας είναι οι συσκευές που αφορούν στην αποκατάσταση των καταγμάτων των οστών αλλά και σε πιθανή επιμήκυνση αυτών. Όπως γνωρίζουμε το οστικό σύστημα είναι πολύ σημαντικό για τον άνθρωπο αφού πάνω σε αυτό στηρίζονται οι μύες του ανθρωπίνου σώματος και επίσης βοηθάει στη διαμόρφωση, στάση και κίνηση αυτού. Επίσης τα οστά δίνουν στο σώμα την δομή του, μας βοηθάνε να κινηθούμε με διαφόρους τρόπους, προστατεύουν τα εσωτερικά όργανα του οργανισμού μας και προσφέρουν και πολλές άλλες δυνατότητες.

Κατά τη διάρκεια της ζωής ενός ανθρώπου στατιστικές έχουν δείξει ότι κάθε άνθρωπος εμφανίζει μεγάλες πιθανότητες να υποστεί κάποιο κάταγμα σε κάποιο οστό του σώματός του. Αν αναλογιστούμε ότι υπάρχουν περιπτώσεις καταγμάτων βαριάς μορφής που απαιτούν μεγάλες περιόδους ακινησίας από τους ασθενείς και δεν επουλώνονται πλήρως με τις καθαρά συμβατικές μεθόδους της ιατρικής, όπως οι εγχειρίσεις, ή η προσάρτηση εσωτερικών λαμών στο τραυματισμένο μέρος του ασθενή καταλαβαίνουμε ότι είναι επιτακτική η ανάγκη χρήσης συσκευών που δίνουν σωστή και γρήγορη λύση σε αντίστοιχα τραύματα και φυσικά με όσο το δυνατόν λιγότερο πόνο και χρόνο αναμονής από την πλευρά του ασθενή.

Η επούλωση των καταγμάτων είναι μια σύνθετη βιολογική διαδικασία, η οποία επηρεάζεται ουσιωδώς από τις μηχανικές ιδιότητες της οστεοσύνθεσης (Chao et al. 1989; Stein et al. 1997). Ένα άκαμπτο σύστημα μπορεί να προκαλέσει το σχηματισμό ψευδάρθρωσης, καθυστερημένη επούλωση ή να μεταβάλλει την πυκνότητα του οστού μειώνοντας την οδηγώντας έτσι σε οστεοπενία. Αυτό οφείλεται, σύμφωνα με το νόμο του Wolff, στο γεγονός πως το οστό αναγεννάται σε σχέση με τις φορτίσεις που δέχεται. Από την άλλη μεριά ένα εύκαμπτο μπορεί να προκαλέσει ένωση των οστών σε λάθος θέση, ψευδάρθρωση και να οδηγήσει σε

προβλήματα διασύνδεσης μεταξύ του οστού και των βελονών (Nele et al. 1994; Wu et al. 1984).

Τα τελευταία 45 χρόνια, ο Pizaron (1991) ανέπτυξε μία νέα τεχνική για την αντιμετώπιση προβλημάτων σε περιπτώσεις δύσκολων καταγμάτων. Η μέθοδος αυτή βασίζεται σε βιολογικές αρχές και στην χρησιμοποίηση ενός κυκλικού συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης που καθηλώνει το οστό με λεπτές, προτεταμένες βελόνες Kirschner (Orbay et al. 1992).

Η συσκευή Pizaron είναι ένα πολύπλευρο ορθοπεδικό σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης με αυξανόμενες εφαρμογές σε σκελετικές δυσμορφίες και βλάβες, όπως επίσης και στην επιμήκυνση των οστών (Marsh et al. 1997; Arazi et al. 2001; Ramesh et al. 2004; Nikonovas et al. 2005; Sardis et al. 2006). Πιστεύεται πως η χρήση λεπτών προτεταμένων βελονών Kirschner (K-wires) είναι το κλειδί για τις πολύ επιτυχημένες κλινικές εφαρμογές του (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 Kirschner είναι λείες, μη κοχλιωτές βελόνες από ανοξείδωτο χάλυβα με ενιαίο κυκλικό προφίλ διαμέτρου 1,5 ή 1,8 mm (Golyakhovsky & Frankel 1993). Διαπερνούν το οστό και στη συνέχεια προεντείνονται και καθηλώνονται στους δακτυλίους ή ημιδακτυλίους του πλαισίου Pizaron.

Οι μετακινήσεις μεταξύ των τεμαχίων του οστού στον ενδοκαταγματικό χώρο παίζουν σημαντικό ρόλο στην περίπλοκη διαδικασία της επούλωσης των οστών. Αν και οι βέλτιστες συνθήκες για την επούλωση των οστών είναι ακόμα άγνωστες, μεγάλες διατμητικές δυνάμεις, κάμψη και μεγάλες αξονικές μετακινήσεις έχουν επιβλαβή επίδραση (Noordeen et al. 1995; Yamaji et al. 2001; Augat et al. 2003; Schell et al. 2005), ενώ μικρές διατμητικές και αξονικές μετακινήσεις είναι ωφέλιμες (Wolf et al. 1998; Bishop et al. 2006).

Προκειμένου να επιτύχει μικρές μετακινήσεις των τεμαχίων του οστού και να αποτρέψει μεγάλες μετακινήσεις μεταξύ τους, το πλαίσιο Pizaron απαιτεί επαρκείς ρυθμίσεις. Προεντάσεις των βελονών από 490 – 1275 N (50 – 130 kg) και ροπές σύσφιξης για τις βίδες που συγκρατούν τις βελόνες στο εύρος των 10 – 20 Nm θεωρούνται κατάλληλες για σταθερή στερέωση (Aronson and Harp 1992; Catagni et al. 1996; Mullins et al. 2003; Renard et al. 2005)

Οι βελόνες είναι επίσης τα κύρια στοιχεία που δίνουν στη συσκευή την αξονική της ακαμψία (Podolsky & Chao 1993; Bronson et al. 1998) που θεωρείται ότι καθορίζει το εμβιομηχανικό περιβάλλον της επούλωσης των οστών (Fleming et al. 1989; Watson et al. 2007), που έχει αποδειχτεί κλινικά πως επηρεάζει την οστεογένεση (Chao et al. 1989; Aronson & Harp 1994; Claes et al. 1998; Wolf et al. 1998). Οι συσκευές Ilizarov έχουν αποτελέσει αντικείμενο κλινικών και πειραματικών μελετών, τα αποτελέσματα των οποίων καταδεικνύουν την σημαντικότητα των βελονών Kirschner (Fleming et al. 1989; Kummer 1992; Bronson et al. 1998; Watson et al. 2000). Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των δακτυλίων και των βελονών καθώς και το μέγεθος της επιβαλλόμενης προέντασης επηρεάζουν την αξονική ακαμψία του συστήματος. Κατά καιρούς έχει μελετηθεί η επίδραση κάποιων από αυτές τις παραμέτρους (Kummer 1989; Podolsky & Chao 1990; Gasser et al. 1990; Paley et al. 1990; Hillard et al. 1998; Yilmaz et al. 2003; Κατσένης 2003; Zamani & Oyadiji 2008).

Η υπολογιστική μοντελοποίηση μπορεί να εξετάσει την ακαμψία διαφορετικών συστημάτων εξωτερικής οστεοσύνθεσης χωρίς την ανάγκη για πειραματικές δοκιμές.

Ο στόχος της παρούσας εργασίας είναι η εμβιομηχανική ανάλυση του κυκλικού συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov με τη Μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΜΠΣ) καθώς και η μελέτη των επιδράσεων που έχουν διάφορες παράμετροι στην αξονική ακαμψία του συστήματος.

Κεφάλαιο 2 Θεωρητικό μέρος

2.1 Τα οστά

Τα οστά είναι υπόλευκοι, σκληροί και ανθεκτικοί ιστοί. Είναι μια στερεά μορφή του συνδετικού ιστού. Με αυτά στηρίζονται και προσκολλούνται τα υπόλοιπα μαλακά μέρη του σώματος. Είναι ο κύριος στηρικτικός ιστός του σώματος. Το σύνολο των οστών αποτελούν τον σκελετό. Τα οστά συνδεμένα το ένα με το άλλο κινούνται με τους μυς. Αλλά εκτός απ' τους μυς που κινούν τα οστά, υπάρχουν κι οστά ακίνητα που χρησιμεύουν για την προφύλαξη ουσιωδών και ευπαθών οργάνων του ανθρώπινου σώματος, όπως ο εγκέφαλος, η καρδιά και οι πνεύμονες.

Τα οστά αποτελούν ένα σημαντικό τμήμα του οργανισμού δεδομένου ότι απαρτίζουν το σκελετό, στον οποίο ο άνθρωπος οφείλει το σχήμα του αλλά και τις κινητικές του ιδιότητες. Ένα σημαντικό ρόλο που επιτελούν είναι η στήριξη του σώματος. Είναι δηλαδή η μηχανική βάση της κίνησης.

Τα οστά, σύμφωνα με τις διαστάσεις τους διακρίνονται σε επιμήκη (αυλοειδή ή κυλινδρικά) όπως το βραχιόνιο και η κνήμη, στα οποία το μήκος υπερέχει του πλάτους και του πάχους, σε πλατιά (θόλος κρανίου, ωμοπλάτη), στα οποία το πλάτος και το μήκος υπερτερούν, σε βραχέα που έχουν ίδιες και τις τρεις διαστάσεις (σπόνδυλοι, ταρσός) και σε αεροφόρα (μετωπιαίο, ηθμοειδές). Η επιφάνεια των οστών είναι ανώμαλη και φέρνει διάφορα φύματα κι αποφύσεις, που παίρνουν τα ονόματά τους απ' το σχήμα διάφορων αντικειμένων παρεμφερών (πτερυγοειδής, κορακοειδής, μαστοειδής κλπ.).

Περίπου το 60-70 % της οστεϊκής μάζας αποτελείται από ανόργανα μεταλλικά άλατα και το υπόλοιπο είναι οργανικό υπόστρωμα και νερό. Το κύριο ανόργανο συστατικό είναι ένα μη-στοιχειομετρικό ανάλογο του υδροξυαπατίτη ή διαφορετικά βιολογικός απατίτης, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, (BioHAp) ο οποίος απαντάται στην φύση και η οργανική φάση είναι κυρίως (90%) κολλαγόνο τύπου I (COL) ενώ το υπόλοιπο 10% απαρτίζεται από μια ποικιλία ενώσεων όπως γλυκοπρωτεΐνες, λιπίδια και ένζυμα.

Το βασικό δομικό συστατικό των υλικών που ανήκουν στην οικογένεια των οστών είναι το σύμπλεγμα της ίνας του κολλαγόνου με το ανόργανο υλικό. Αυτό

αποτελείται από την ινώδη μορφή πρωτεΐνης κολλαγόνου η οποία παρουσιάζει την ίδια δομή με αυτή που έχει στο δέρμα, στους τένοντες και σε αρκετούς άλλους μαλακούς ιστούς. Η ινώδης κατασκευή του κολλαγόνου το κάνει να έχει σκληρότητα και πολύ υψηλή αντοχή σε εφελκυσμό. Προσφέρει στο οστό ελαστικότητα και συνεισφέρει στην δυσθραυτότητά του. Το κολλαγόνο απαρτίζει το βασικό συστατικό μιας τρισδιάστατης μήτρας μέσα στην οποία, και μερικές φορές πάνω στην οποία, μορφοποιείται το ανόργανο συστατικό.

Η σύνθεση του οστού εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως το ποιο είναι, η περιοχή του οστού, η ηλικία, το γένος και ο τύπος (π.χ. συμπαγές, σπογγώδες).

Από βιοχημική άποψη τα οστά είναι η αποθήκη του οργανισμού σε ιόντα, των οποίων η διατήρηση σε σταθερά επίπεδα στο εξωκυττάριο υγρό είναι κρίσιμη τόσο για τη ρύθμιση της νευρομυϊκής διεγερσιμότητας, όσο και μιας σειράς άλλων σημαντικών κυτταρικών λειτουργιών του οργανισμού. Πράγματι, περίπου το 99% του ασβεστίου (Ca), το 85% του φωσφόρου (P), το 40% του νατρίου (Na) και το 60% του μαγνησίου (Mg) του οργανισμού βρίσκονται αποθηκευμένα στα οστά.

Από δομική άποψη τα οργανικά συστατικά του οστίτη ιστού, εμποτιζόμενα με κρυστάλλους υδροξυαπατίτη, μετατρέπουν αυτό το μαλακό οργανικό υπόστρωμα σε ένα σκληρό άκαμπτο υλικό, τα οστά, τα οποία παρέχουν τις μηχανικές ιδιότητες, την κινητικότητα και την αντοχή στις δυνάμεις που εφαρμόζονται στο σώμα από τις διάφορες δραστηριότητες του ανθρώπου. Ο υδροξυαπατίτης προσδίδει στα οστά την ακαμψία τους. Έχει σχετικά υψηλή αντοχή σε θλίψη, αλλά φτωχή αντοχή σε εφελκυσμό της τάξης των 104 - 121 MPa. Όλες αυτές οι σημαντικές λειτουργίες που οφείλονται στα ανόργανα συστατικά, εξαρτώνται σε μεγάλη έκταση από την ακριβή χημική σύσταση, την κρυσταλλική δομή και τις φυσικοχημικές ιδιότητές τους, οι οποίες μεταβάλλονται με το χρόνο μετά την αρχική τους εναπόθεση. Ο σχηματισμός ποσότητας νέου οστού και η απορρόφηση του παλιού είναι συνεχείς λειτουργίες στα οστά. Αυτό έχει ως συνέπεια να αλλάζει το μέγεθος και η αναλογία του νέου οστού ως προς το παλιό. Η συνεχής αυτή αναδόμηση είναι απαραίτητη για την ανάπτυξη, για την επιδιόρθωση των μικροβλαβών που λαμβάνουν χώρα από τις καθημερινές πιέσεις και τάσεις που εφαρμόζονται στα οστά αλλά και τη διατήρηση της ομαλής λειτουργίας του οργανισμού.

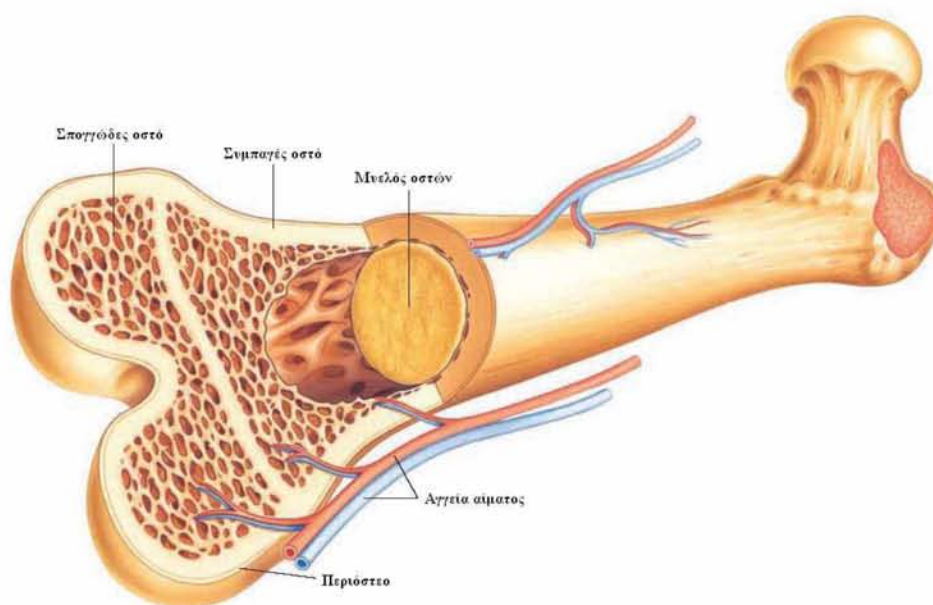
Τα οστά περιβάλλονται εξωτερικά από ένα συνδετικόγενή υμένα, το περίοστεο. Ακολουθεί η οστεΐνη, αποτελούμενη εξωτερικά από το φλοιώδες ή συμπαγές τμήμα και μέσα στην οποία βρίσκεται το σπογγώδες τμήμα. (Εικόνα 1)

Μέσα στο σπογγώδες τμήμα του οστού βρίσκεται ο μυελός των οστών. Μέσα στα οστά εμφανίζονται επίσης τα νεύρα και τα αγγεία.

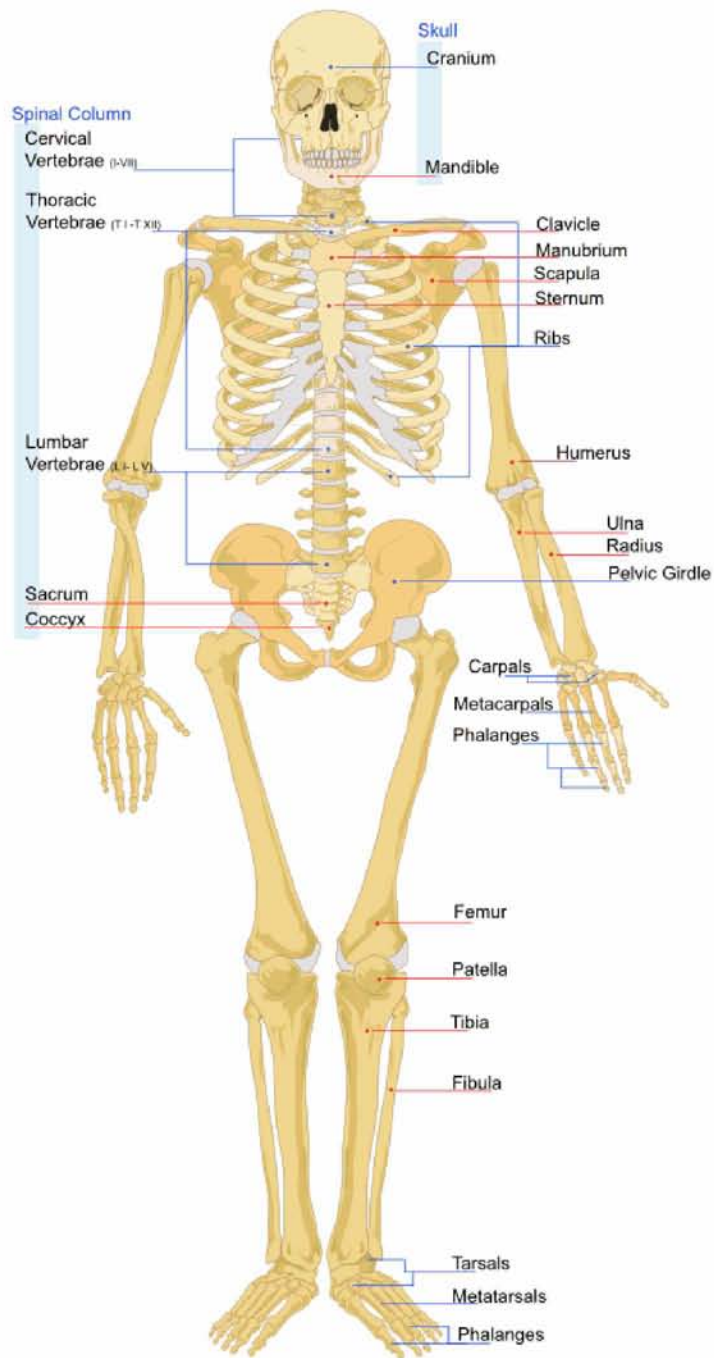
Ο μυελός των οστών (bone marrow) που υπάρχει στο κέντρο ορισμένων από αυτά διακρίνεται σε ερυθρό ή ενεργό μυελό που το χρώμα του οφείλεται στην παρουσία πολλών ερυθροκυττάρων και των πρόδρομων μορφών τους και σε κίτρινο που είναι πλούσιος σε λιποκύτταρα και δεν παράγει κύτταρα του αίματος. Ο ερυθρός παράγει τα ερυθρά αιμοσφαίρια, βασικό συστατικό του αίματος. Στο μυελό παράγονται επίσης και μερικά λεμφοκύτταρα, τα λευκά αιμοσφαίρια και τα αιμοπετάλια.

Τέλος τα οστά διακρίνονται από ορισμένα μορφολογικά χαρακτηριστικά όπως προεξοχές (φύματα, άκανθες, γραμμές, τραχύσματα), εσοχές (αύλακες, βόθροι, βοθρία, εντομές) και αρθρικές επιφάνειες.

Ο σκελετός ενός ενήλικα ανθρώπου (Εικόνα 2) αποτελείται από 206 οστά.



Εικόνα 1: Μορφολογία και δομή μακρών οστών. Στην εικόνα διακρίνεται το περίοστεο, το συμπαγές οστό, το σπογγώδες οστό, ο μυελός των οστών αλλά και τα αγγεία του αίματος τα οποία διεισδύουν στο οστό

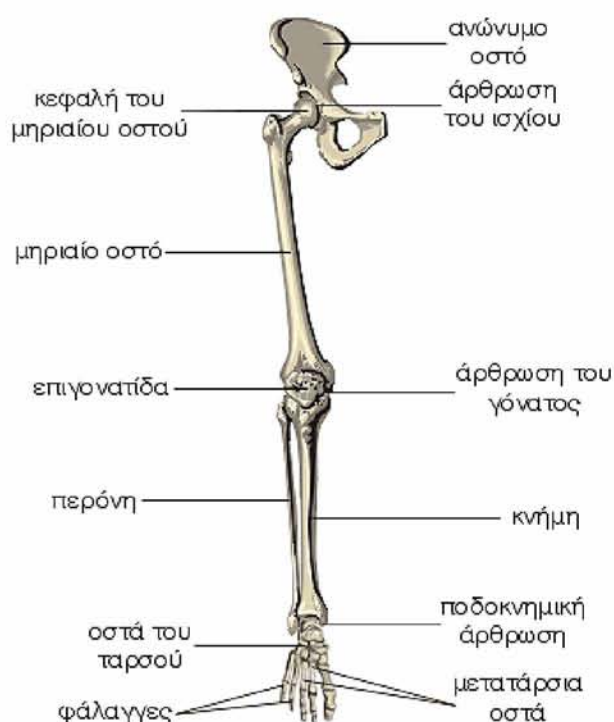


Εικόνα 2: Σκελετός ενήλικα ανθρώπου

2.2 Ο σκελετός των κάτω άκρων

Ο σκελετός των κάτω άκρων (ποδιών) (Εικόνα 3) αποτελείται από το σκελετό του μηρού, το σκελετό της κνήμης και το σκελετό του άκρου ποδιού. Στο μηρό υπάρχει το μεγαλύτερο οστό του ανθρώπινου σκελετού, το μηριαίο οστό, στην κνήμη υπάρχουν δύο οστά, η κνήμη και η περόνη και στο άκρο πόδι διακρίνουμε τον ταρσό, που έχει 7 οστά, τα 5 μετατάρσια οστά και τις φάλαγγες των δακτύλων, δύο για το μεγάλο και από τρεις για κάθε ένα από τα υπόλοιπα.

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



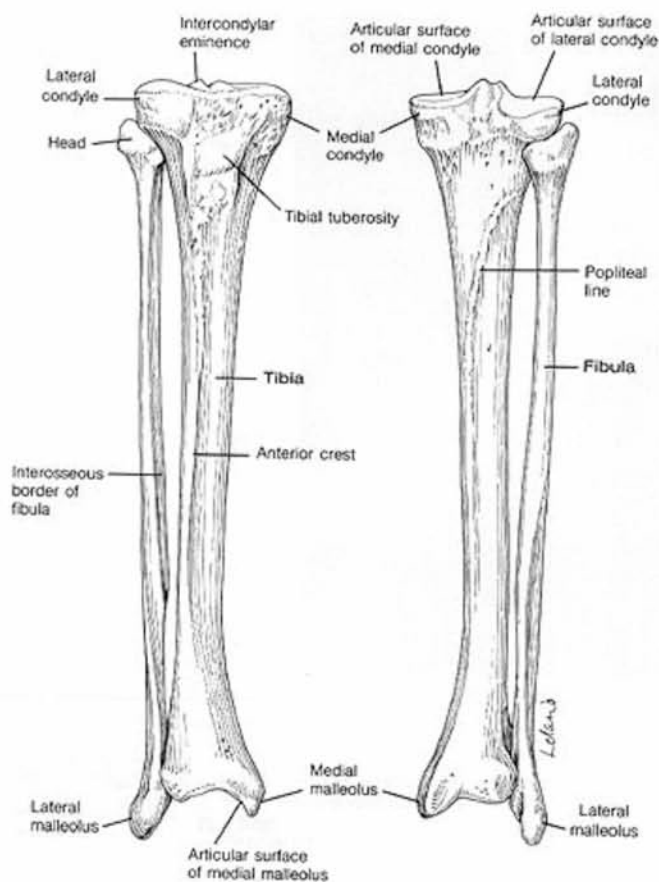
Εικόνα 3: Οστά του κάτω άκρου

2.3 Η κνήμη

Κνήμη ονομάζεται το τμήμα του ποδιού που βρίσκεται ανάμεσα στις δύο αρθρώσεις, του γόνατος και της ποδοκνημικής. Αποτελείται από δύο μακριά οστά: την κνήμη προς τα μέσα και την περόνη προς τα έξω (Εικόνα 4). Μεταξύ των δύο αυτών οστών υπάρχει το μεσόστεο.

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

Το πάνω μέρος της περόνης λέγεται κεφάλι της περόνης κι ενώνεται με το πάνω μέρος της κνήμης. Το κάτω μέρος της περόνης σχηματίζει το έξω σφυρό.



Εικόνα 4: Τα οστά της κνήμης (*tibia*) και της περόνης (*fibula*)

Ο έσω κνημιαίος κόνδυλος είναι πιο συμπαγής από τον έξω και ιδιαίτερα στην περιοχή από όπου περνά ο άξονας της κνήμης κατά την στροφική κίνηση της άρθρωσης του γόνατος. Ο έξω κνημιαίος παρουσιάζει υποστηρίγματα, τα οποία εκτείνονται από τον ανατομικό άξονα προς την κεφαλή της περόνης.

Η κνήμη, εκτός από τα δύο οστά, έχει και μια σειρά από μυς που χωρίζονται σε δύο πρόσθιες και δύο οπίσθιες ομάδες. Οι πρόσθιες καλύπτουν την αρτηρία με τις διάφορες φλέβες καθώς και τα νεύρα της κνήμης. Στην ομάδα που βρίσκεται πίσω ανήκουν οι πιο μεγάλοι μύες, μεταξύ των οποίων είναι ο δικέφαλος, ο γαστροκνήμιος κλπ.

Η κνήμη αποτελεί ένα από τα βασικά στοιχεία στήριξης των ζώων, ιδιαίτερα του ανθρώπου. Ανάμεσα στις κυριότερες παθήσεις της αναφέρουμε τα διάφορα κατάγματα, διάφορες παθήσεις των οστών όπως είναι η οστεομυελίτιδα, διάφορες παθήσεις των αγγείων, όπως είναι οι κίρσοι κλπ.



Εικόνα 5: Πραγματικό κνημιαίο οστό (πρόσθια πλευρά)

Το οστό της κνήμης (shinbone ή shankbone) (Εικόνα 5, Εικόνα 6) είναι το μεγαλύτερο και πιο δυνατό από τα δύο οστά του ποδιού που βρίσκονται κάτω από το γόνατο στα σπονδυλωτά ζώα. Οφείλει το όνομα του στο ελληνικής προελεύσεως φλάουτο *aulos* που ήταν επίσης γνωστό και ως *tibia*. Είναι κοινώς αναγνωρισμένο ως το οστό εκείνο που μπορεί να αντέξει το μεγαλύτερο βάρος στο ανθρώπινο σώμα.

Στον άνδρα, η διεύθυνσή του είναι κάθετη και παράλληλη με το οστό της απέναντι πλευράς. Στη γυναίκα, έχει μία ελαφρώς λοξή κατεύθυνση προς τα κάτω και πλάγια, για να αντισταθμίσει την μεγαλύτερη λοξότητα του μηρού.

Η μορφή του είναι πρισματοειδής, επεκτείνεται προς το επάνω μέρος, όπου εισέρχεται στην άρθρωση του γόνατος, στο χαμηλότερο 1/3 στενεύει, και στη συνέχεια διευρύνεται και πάλι στο κάτω μέρος, αλλά σε μικρότερο βαθμό.

Κατά τη διάρκεια του βαδίσματος, η κνήμη δέχεται μία αξονική δύναμη που φτάνει μέχρι και 4,7 φορές το σωματικό βάρος.



Εικόνα 6: Το οστό της κνήμης σε ακτίνες X

2.4 Κατάγματα και πόρωση του οστού

Τα κατάγματα είναι η λύση της συνέχειας του οστού. Οι άλλες λέξεις που χρησιμοποιούνται για τα κατάγματα είναι ρωγή και σπάσιμο.

Τα κατάγματα μπορούν να συμβούν με ποικίλους τρόπους, αλλά υπάρχουν τρεις κοινές αιτίες:

- Αποτέλεσμα τραύματος. Παραδείγματος χάριν, μια πτώση, ένα ατύχημα ή ένα τροχαίο μπορούν να οδηγήσουν σε ένα κάταγμα.
- Η οστεοπόρωση μπορεί επίσης να συμβάλει στα κατάγματα. Η οστεοπόρωση είναι μια ασθένεια των οστών που οδηγεί στη "εκλέπτυνση" του οστού. Τα οστά γίνονται εύθραυστα και εύθρυπτα.
- Η κατάχρηση οδηγεί μερικές φορές στα κατάγματα κοπώσεως. Αυτά είναι συνηθισμένα στους αθλητές και τους νεοσύλλεκτους.

Η διάγνωση είναι συνήθως εύκολη και γίνεται με την κλινική εξέταση και ακτινογραφίες. Σε ορισμένες περιπτώσεις πρέπει να γίνει αξονική ή μαγνητική τομογραφία. Τα κατάγματα κοπώσεως είναι δυσκολότερο να εντοπιστούν, επειδή μπορούν να μην εμφανιστούν αμέσως σε μια ακτινογραφία.

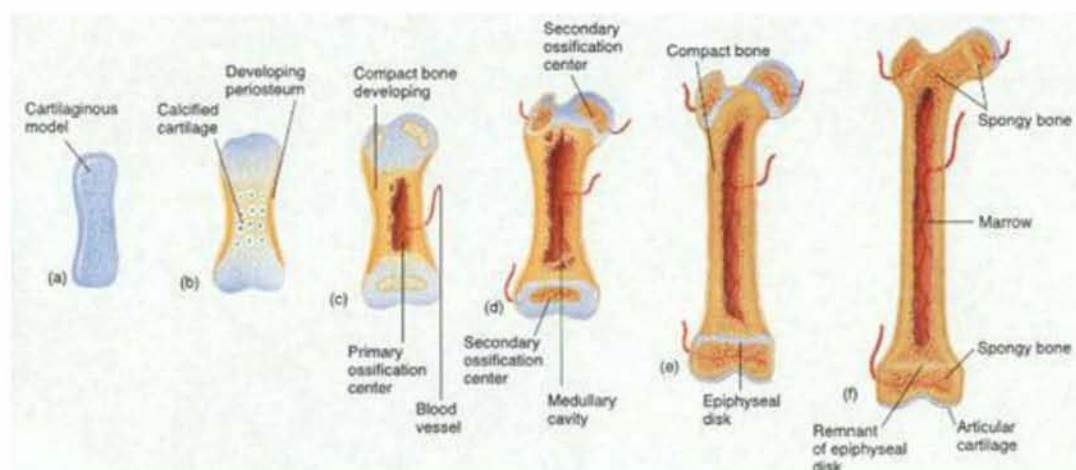
Μόλις γίνει το κάταγμα, τις πρώτες 48 ώρες, δημιουργείται γύρω από αυτό ένας προστατευτικός θρόμβος αίματος (αιμάτωμα). Εν συνεχεία ο οργανισμός με μια διαδικασία η οποία ονομάζεται πόρωση (Εικόνα 7), δημιουργεί μέσα σε αυτό τον θρόμβο αίματος ινώδη και στη συνέχεια οστίτη ιστό (νέο οστό). Τα νέα "νήματα" των κυττάρων οστίτη ιστού αρχίζουν να αυξάνονται και στις δύο πλευρές της γραμμής σπασίματος. Αυτά τα νήματα αυξάνονται το ένα προς το άλλο μέχρι να κλείσει το κάταγμα.

Το οστό είναι το μοναδικό βιολογικό υλικό που μετά την κάκωση έχει την ιδιότητα να αναγεννάται και να επουλώνεται. Η δημιουργία νέων πόρων οστού (πόρωση) αποτελεί πολύπλοκη διαδικασία με την οποία ο οργανισμός αποκαθιστά την συνέχεια του οστού και μπορεί να διαρκέσει από εβδομάδες έως μήνες. Εξαρτάται από το είδος του κατάγματος και την ηλικία του ασθενή. Σε ορισμένες περιπτώσεις το οστό δεν δείχνει να κολλά και χρειάζεται χειρουργική αντιμετώπιση.

Πώρωση του κατάγματος έχουμε και δίχως να ακινητοποιήσουμε το κάταγμα. Η ακινητοποίηση του κατάγματος είτε με γύψο είτε χειρουργικά γίνεται για να τοποθετήσουμε το κάταγμα σε σωστή θέση. Σε ορισμένα κατάγματα όπως κατάγματα μεταταρσίων ο ασθενής θα έχει καλύτερο αποτέλεσμα εάν δεν υπάρξει ακινητοποίηση και συνεχίζει να βαδίζει μέχρι να ολοκληρωθεί η διαδικασία της συγκόλλησης.

Η πώρωση εξελίσσεται χωρίς διακοπή. Για πρακτικούς όμως λόγους την διακρίνουμε στα παρακάτω στάδια:

- A. Στάδιο του αιματώματος
- B. Στάδιο του μαλακού πόρου
- Γ. Στάδιο του στερεού πόρου
- Δ. Στάδιο ανακατασκευής του οστού (remodeling)



Εικόνα 7: Σχηματισμός πόρου

2.4.1 Παράγοντες που επηρεάζουν την πώρωση

Η πώρωση του κατάγματος γίνεται διαμέσου των κυττάρων και επομένως οι παράγοντες που επηρεάζουν τον μεταβολισμό των κυττάρων, λογικά επηρεάζουν και την πώρωση. Στην κλινική πράξη πολύ λίγες καταστάσεις επηρεάζουν την πώρωση. Με λίγα λόγια, ο σχηματισμός πόρου εξαρτάται από:

1. την τοπική αγγείωση
2. την θέση
3. τον βαθμό ακινητοποίησης.
4. τον τύπο του κατάγματος και του οστού (σπογγώδες ή φλοιώδες)
5. την σταθερότητα – ακαμψία του συστήματος
6. τις συνθήκες φόρτισης
7. την ηλικία του ασθενή
8. την διατροφή
9. την δράση ορμονών
10. την ύπαρξη οστικής νόσου (οστεοπόρωση, νεοπλάσματα κ.α.)

2.4.2 Τύποι καταγμάτων

Υπάρχουν πολλές κατηγορίες καταγμάτων (Εικόνα 8) και η κάθε μία από αυτές έχει τις ενδείξεις για τους τύπους της ακινητοποίησης που πρέπει ο γιατρός να χρησιμοποιήσει όταν αυτό είναι αναγκαίο.

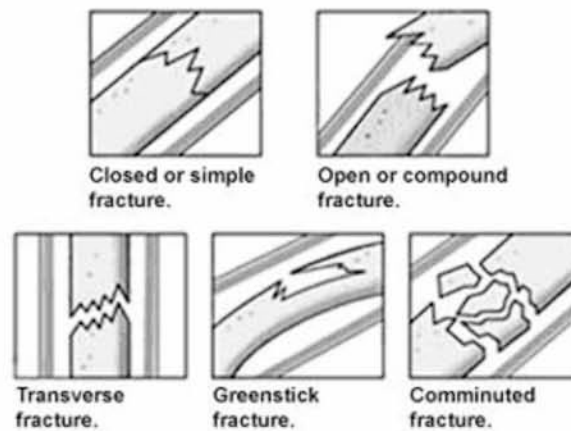
Συγκεκριμένα:

- Κατάγματα μακρών οστών (κνήμης, βραχιονίου, μηρού, αντιβραχίου)
- Κατάγματα ενδοαρθρικά (κοτύλης, πηχεοκαρπικής, ποδοκνημικής)

Άλλη κατάταξη είναι:

- Κλειστό ή απλό κάταγμα. Το οστό είναι σπασμένο, αλλά το δέρμα δεν πληγώνεται.
- Ανοικτό ή σύνθετο ή επιπεπλεγμένο κάταγμα. Το δέρμα μπορεί να διαπεραστεί από το οστό ή από ένα χτύπημα που σπάζει το δέρμα κατά την διάρκεια του τραυματισμού. Το οστό μπορεί να είναι ή να μην είναι ορατό στην πληγή. Πιθανότατα θα αναπτυχθεί μικροβιακή φλεγμονή.
- Εγκάρσιο κάταγμα. Το σπάσιμο είναι κάθετο στο μακρό άξονα του οστού.
- Σπάσιμο «δίκην γλωρού ξύλου». Σπάσιμο σε μια πλευρά του οστού, που προκαλεί μια κάμψη στην άλλη πλευρά του.

- Συντριπτικό κάταγμα. Ένα σπάσιμο που οδηγεί σε τρία ή περισσότερα τεμάχια οστών.



Εικόνα 8: Τύποι καταγμάτων

2.4.3 Θεραπεία και μορφές ακινητοποίησης

Εδώ μπορούμε πάλι να κατηγοριοποιήσουμε τις ακινητοποιήσεις σε χειρουργικές και μη, καθώς και σε δυναμικές ή ουδετεροποίησης.

Οι γιατροί χρησιμοποιούν γυψεπιδέσμους, νάρθηκες, ήλους, πλάκες με βίδες, σύρματα ή άλλες συσκευές για να κρατήσουν ένα σπάσιμο στη σωστή θέση κατά τη διάρκεια επούλωσης (πώρωσης) του κατάγματος.

- Οι εξωτερικές μέθοδοι σταθεροποίησης περιλαμβάνουν τους επιδέσμους από γύψο ή φίμπεργκλας, τους νάρθηκες, και άλλες συσκευές.
- Οι εσωτερικές μέθοδοι σταθεροποίησης κρατούν τα σπασμένα κομμάτια του οστού στην κατάλληλη θέση με μεταλλικές πλάκες, με ενδομυελικούς ήλους, με βίδες και άλλες συσκευές μέχρι αυτό να πωρωθεί (κολλήσει).

Εάν το κάταγμα είναι παρεκτοπισμένο τότε κάτω από κάποιο τύπο αναισθησίας γίνεται ανάταξη του κατάγματος.

Όλα τα είδη θεραπείας των καταγμάτων ακολουθούν ένα βασικό κανόνα. Τα κατάγματα θα πρέπει να ανατάσσονται και να διατηρούν την ανάταξή τους μέχρι να

επουλωθούν πλήρως. Τα κατεαγώτα οστά επουλώνονται με το σχηματισμό πόρου που γεφυρώνει τα κατεαγώτα άκρα.

Η μέθοδος θεραπείας εξαρτάται από:

- Τη σοβαρότητα του κατάγματος
- Αν πρόκειται περί ανοικτού ή κλειστού κατάγματος
- Το οστό το οποίο υπέστη το κάταγμα (π.χ. ένας σπασμένος σπόνδυλος αντιμετωπίζεται διαφορετικά από ένα σπασμένο μακρό οστό ή μια σπασμένη πλευρά)

Η πιο απλή μορφή ακινητοποίησης είναι με γύψο (Εικόνα 9). Η δυναμική ακινητοποίηση με γύψο είναι αυτή που βασίζεται στην γνώση ότι εάν διατηρήσουμε την φυσιολογική κίνηση (βάδισμα) σε ένα κάταγμα κνήμης θα υπάρξει ταχυτάτη πόρωση του κατάγματος. Αυτός ο τρόπος θεραπείας επιτρέπει περιορισμένη ή ελεγχόμενη κινητοποίηση παρακείμενων αρθρώσεων. Ο Sarmiento (1970) αντιμετώπισε όλα τα κατάγματα με αυτή την τεχνική, οι δε νάρθηκες που χρησιμοποιούνται ακόμη και σήμερα ονομάζονται λειτουργικοί νάρθηκες. Ατυχώς αυτή η τεχνική δίνει άριστα αποτελέσματα μόνο για κατάγματα κνήμης, κάτω τριτημορίου μηρού και βραχιονίου.



Εικόνα 9: Αντιμετώπιση κατάγματος με ακινητοποίηση σε γύψινο επίδεσμο

Ένας άλλος τρόπος αντιμετώπισης είναι η έλξη. Ο τρόπος αυτός χρησιμοποιείται σποραδικά για να ανατάξει τα οστά με εφαρμογή ήπιας σταθερής και διαρκούς δύναμης. Η εφαρμοζόμενη δύναμη ανάταξης μεταφέρεται στα κατεαγώτα άκρα μέσω δερματικών ταινιών που επικολλούνται στερεά στο δέρμα του ασθενή ή

μέσω διοστικών βελονών. Η έλξη μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί σαν είδος πρώιμης θεραπείας πριν την οριστική.

Εν συνεχεία υπάρχουν πάρα πολλές μορφές χειρουργικής αντιμετώπισης (οστεοσύνθεση). Ο πλέον κλασικός τρόπος είναι πλάκα και βίδες για να πετύχουμε χειρουργικά την ανατομική ανάταξη ενός κατάγματος. Υπάρχουν πλάκες που μπορούν να συμπιέσουν τα άκρα ενός κατάγματος ενώ άλλες απλώς να το κρατήσουν στη θέση τους. Οι τεχνικές χρήσης των πλακών έχουν κωδικοποιηθεί από την εταιρεία AO ASIF (www.aofoundation.org) τις οποίες πρέπει να γνωρίζει άπταιστα ο χειρουργός. Άλλος τρόπος ακινητοποίησης είναι με ενδομυελικούς ήλους ή ήλο σε συνδυασμό με πλάκα και βίδες που μεταχειριζόμαστε σε κατάγματα ισχίου.

Οι εξωτερικές οστεοσυνθέσεις είναι ο ιδανικός τρόπος αντιμετώπισης καταγμάτων συντριπτικών ή καταγμάτων όπου υπάρχει φόβος μικροβιακής φλεγμονής (επιπεπλεγμένων). Έχουν μειονέκτημα ότι καθυστερεί χρονικά, πολλές φορές, η πόρωση του κατάγματος αλλά πλεονεκτούν στο ότι δεν χρειάζονται μεγάλες χειρουργικές τομές.

2.4.4 Αποκατάσταση κατάγματος

Τα κατάγματα παίρνουν αρκετές εβδομάδες έως αρκετούς μήνες για να θεραπευτούν, ανάλογα με την έκταση του τραυματισμού και πόσο καλά ακολουθεί ο ασθενής τις συμβουλές του γιατρού. Ο πόνος σταματά συνήθως πολύ πριν το σπάσιμο να είναι αρκετά στερεό να χειριστεί τις πιέσεις της κανονικής δραστηριότητας.

Ακόμα και αφού αφαιρείται ο γύψος ή ο νάρθηκας, μπορεί ο ασθενής να πρέπει να συνεχίσει να προστατεύει το σκέλος με μειωμένη δραστηριότητα έως ότου το οστό είναι αρκετά στερεό για να ανταποκριθεί στις φορτίσεις της κανονικής δραστηριότητας.

Συνήθως, ώσπου να ολοκληρωθεί η επούλωση (πόρωση) του κατάγματος, οι μύες ατροφούν επειδή δεν έχουν χρησιμοποιηθεί. Ακόμα οι αρθρώσεις μπορεί να γίνουν δύσκαμπτες από την μη χρησιμοποίησή τους.

Θα χρειαστεί μια περίοδο αποκατάστασης που περιλαμβάνει ασκήσεις και βαθμιαία αυξανόμενη δραστηριότητα προτού να φτάσει ο ασθενής σε επίπεδο λειτουργίας παραπλήσιο με αυτό προ του τραυματισμού του.

2.4.5 Κατάγματα της κνήμης και της περόνης

Ένα κατάγμα κνήμης κολλάει εάν όλα πάνε καλά περίπου σε 3 μήνες. Το συγκεκριμένο κατάγμα μπορεί να αντιμετωπιστεί με γύψο, με λειτουργικό νάρθηκα, με πλάκα και βίδες, με ενδομυελικό ήλο, είτε με εξωτερική οστεοσύνθεση.

Τις περισσότερες φορές τα δύο οστά σπάζουν ταυτόχρονα σε οποιαδήποτε θέση μεταξύ του γόνατος και της ποδοκνημικής άρθρωσης. Επειδή η κνήμη βρίσκεται αμέσως κάτω από το δέρμα, τα ανοιχτά κατάγματα είναι αρκετά συχνά και προκαλούν μεγάλη παραμόρφωση με γωνίωση και στροφή. Συμβαίνουν τις περισσότερες φορές έπειτα από ένα δυνατό άμεσο χτύπημα στο πρόσθιο χείλος της κνήμης (κοινώς στο καλάμι). Το κατάγμα της περόνης μπορεί να προκληθεί ακόμη και με ελαφρό χτύπημα.

Αυτά τα κατάγματα πρέπει να ακινητοποιούνται με ένα σταθερό επιμήκη νάρθηκα, με ένα νάρθηκα αέρα ή και με ένα νάρθηκα έλξης. Η ελαφρά σταθερή έλξη για τον ευθειασμό του σκέλους μπορεί να διορθώσει ενδεχόμενη κακή κυκλοφορία του άκρου. Ακόμη, η ακινητοποίηση του άκρου που έχει κατάγμα μπορεί να γίνει με δέσιμο στο υγιές μέλος με φαρδείς ελαστικούς επιδέσμους. Τέλος, τα ανοικτά (επιπεπλεγμένα) κατάγματα κνήμης χρειάζονται πλήρη αντισηψία κατά τη διάρκεια των χειρισμών ακινητοποίησης, διότι υπάρχει μεγάλος κίνδυνος μόλυνσης του οστού.

2.4.6 Ψευδάρθρωση

Όταν ένα κατάγμα δεν πωρωθεί μέσα στο συνήθη χρόνο, που είναι 2 - 6 μήνες για τα περισσότερα κατάγματα, τότε πρόκειται για καθυστερημένη πώρωση. Αν περάσουν 8 μήνες θεραπείας και η πώρωση δεν έχει επιτευχθεί, τότε μιλάμε για ψευδάρθρωση.

Ψευδάρθρωση είναι η κατάσταση όπου ένα κατάγμα δεν κολλά και παρουσιάζει κίνηση που ομοιάζει αυτή της άρθρωσης. Αντιμετωπίζεται χειρουργικά. Το χειρουργείο συνίσταται στην νεαροποίηση των άκρων του κατάγματος και τοποθέτηση οστικών μοσχευμάτων ώστε να ξεκινήσει ξανά η διαδικασία της πώρωσης.

2.4.7 Φλεγμονή

Η φλεγμονή που παρουσιάζεται μετά από ένα επιπλεγμένο κατάγμα ή μετεγχειρητικά υπήρξε ένα δύσκολο και άλυτο πρόβλημα των ορθοπεδικών. Λόγω της κατασκευής του οστού πολλές φορές τα αντιβιοτικά δεν έχουν ικανοποιητική δράση στην περιοχή του κατάγματος. Τα τελευταία χρόνια τεράστια πρόοδος στην καταπολέμηση της φλεγμονής έχει επέλθει με την χρήση υπερβαρικού οξυγόνου.

2.4.8 Ανακεφαλαίωση

Η αντιμετώπιση ενός κατάγματος μόνο απλή δεν μπορεί να θεωρηθεί και προϋποθέτει άριστη γνώση και εμπειρία πολλών διαφορετικών τεχνικών αντιμετώπισης, από τον ορθοπεδικό.

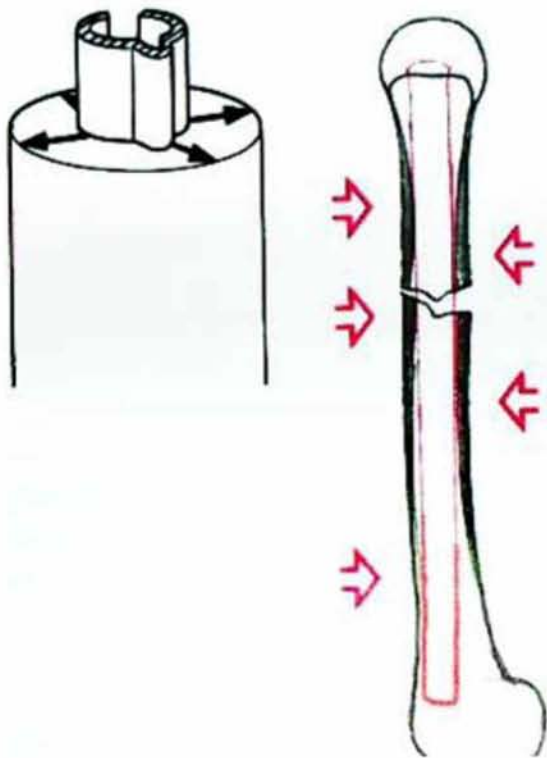
Αφού μελετήσαμε τόσο τα οστά όσο και τα κατάγματα και τον τρόπο με τον οποίο ο οργανισμός αντιμετωπίζει τέτοιες καταστάσεις, συνεχίζουμε με την ανάλυση των συσκευών εξωτερικής οστεοσύνθεσης.

2.5 Σύστημα υποστήριξης της οστεογένεσης

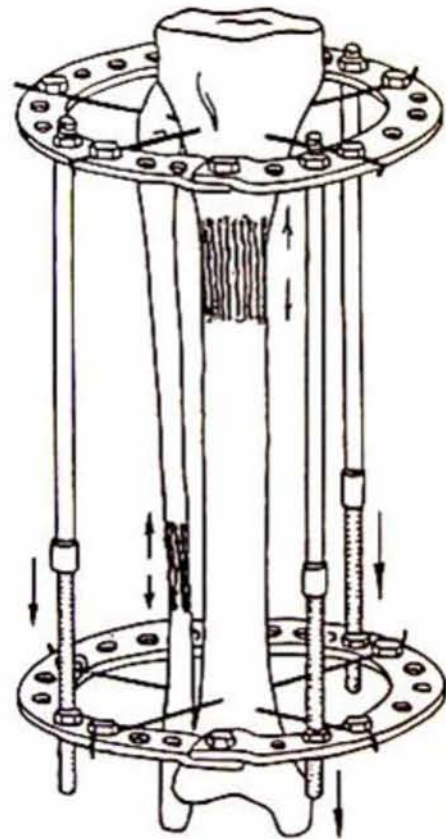
Οι συσκευές υποστήριξης της οστεογένεσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε για την αντιμετώπιση καταγμάτων, είτε για την επιμήκυνση των οστών.

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

- 1) Σε συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης (Εικόνα 11)
- 2) Σε ενδομυελικό σύστημα (Εικόνα 10)



Εικόνα 10: Ενδομυελικό σύστημα
(ήλος Küntscher)



Εικόνα 11: Σύστημα εξωτερικής
οστεοσύνθεσης Ilizarov

Τα πρώτα επίσης μπορούν να χωρισθούν σε δύο ομάδες :

- 1) Στα μονοεπίπεδα ετερόπλευρα συστήματα με βελόνες, που συγκρατούνται σε ισχυρή επιμήκη ράβδο, και
- 2) Στα πολυεπίπεδα δακτυλιοειδή συστήματα που χρησιμοποιούν βελόνες υπό τάση που συγκρατούνται σε δακτυλίους ή ημικύκλια.

Έχει αποδειχθεί ότι η αξονική μικροκίνηση μεταξύ των δύο τμημάτων του οστού που προκύπτουν από την θραύση ευνοεί την πόρωση και οι διατμητικές δυνάμεις την εμποδίζουν. Οπότε, τα μηχανικά χαρακτηριστικά ενός συστήματος συγκράτησης της οστεοτομίας είναι η μεγάλη σταθερότητα σε διατμητικές δυνάμεις και η μικρή αξονική ακαμψία.

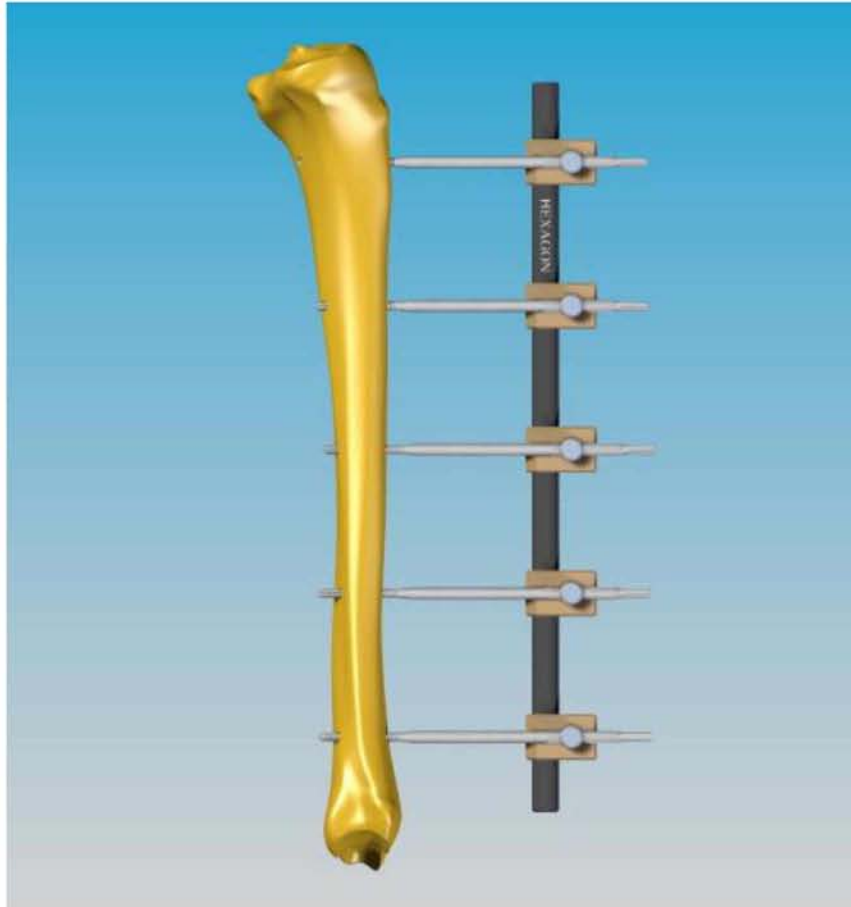
2.5.1 Μονοεπίπεδες συσκευές

Οι μονοεπίπεδες συσκευές (Εικόνα 12, Εικόνα 13) χρησιμοποιούν ισχυρές βελόνες με σπείρωμα, που συγκρατούνται με σφιγκτήρες και συνδέονται με την επιμήκη ράβδο μέσω άρθρωσης. Η άρθρωση μπορεί να είναι πολυαξονική. Αυτές οι συσκευές που έχουν πολυαξονική άρθρωση επιτρέπουν κάποιες διορθώσεις και μετά την τοποθέτησή τους στον ασθενή. Η μηχανική σταθερότητα του συστήματος βασίζεται σε μία άκαμπτη ράβδο, και σε μεγάλες διαμέτρου βελόνες που λειτουργούν σαν προτεταμένες δοκοί. Σε πειραματική εργασία ο Behrens (1989) διαπίστωσε ότι οι συσκευές αυτές έχουν μεγάλη σταθερότητα σε δυνάμεις αξονικής συμπίεσης, ιδίως όταν υπάρχει ανάταξη του κατάγματος. Έχουν επίσης μεγάλη σταθερότητα σε δυνάμεις που ασκούνται στο επίπεδο τοποθέτησης των βελονών, ενώ σε δυνάμεις γωνίωσης στο προσθιοπίσθιο επίπεδο είναι λιγότερο σταθερές (ειδικά αυτές που έχουν πολυαξονικές αρθρώσεις).

Η σταθερότητα του συστήματος είναι μικρότερη σε δυνάμεις στροφικής παραμόρφωσης και ελαττώνεται ακόμη περισσότερο αν υπάρχουν χαλαρωμένες βελόνες.

Η σταθερότητα των μονοεπίπεδων συστημάτων αυξάνεται όταν:

- 1) Χρησιμοποιηθούν περισσότερες βελόνες στο σύστημα, π.χ. 6 αντί 4.
- 2) Ελαττωθεί η απόσταση μεταξύ της επιμήκους ράβδου και του οστού.
- 3) Αυξηθεί η απόσταση μεταξύ των βελονών.
- 4) Όταν αυξηθεί η διάμετρος των βελονών, και
- 5) Όταν χρησιμοποιηθεί δεύτερη ράβδος στο σύστημα.



Εικόνα 12: Μονοεπίπεδη συσκευή με μία επιμήκη ράβδο και 5 βελόνες

Ο Behrens (1989) προτείνει επίσης τοποθέτηση του συστήματος έτσι ώστε το επίπεδο των βελονών να συμπίπτει με το επίπεδο της μεγαλύτερης ροπής γωνίωσης του οστού. Η φόρτιση, το είδος του πλαισίου, η διάταξη των βελονών και ο τρόπος που εφάπτονται τα οστά μεταξύ τους παίζουν ρόλο στη σταθερότητα του συστήματος.

Ο Chao και οι συνεργάτες του (1989) σε πειραματική εργασία εξετάζοντας διάφορα μονοεπίπεδα συστήματα διαπίστωσαν ότι σε φόρτιση 20 kg προκαλείται

αξονική κίνηση από 0,5 έως 1 mm όταν τα άκρα του οστού δεν είναι σε επαφή. Σε σύγκριση συστήματος 4 βελονών με συστήματα 6 βελονών διαπίστωσαν ότι αυτό με τις λιγότερες βελόνες είχε το 70% της ακαμψίας σε σχέση με το άλλο σε δυνάμεις αξονικής και στροφικής παραμόρφωσης και σε δυνάμεις που ασκούνται στο επίπεδο των βελονών. Σε δυνάμεις όμως που ασκούνται στον προσθιοπίσθιο άξονα η σταθερότητα ήταν μόνο στο 50% σε σχέση με το σύστημα των 6 βελονών.

Η ανάπτυξη περιστικού πόρου ήταν μεγαλύτερη στο σύστημα με τις λιγότερες βελόνες αλλά ιστολογικά ο πόρος ήταν υποδεέστερος και η σταθερότητα του συστήματος μικρότερη, γεγονός που οδήγησε σε συχνότερη χαλάρωση των βελονών.

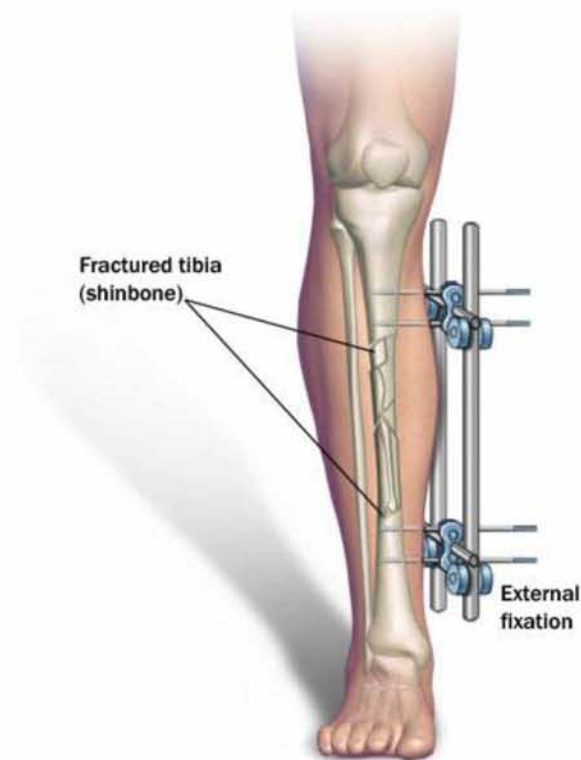
Πλεονεκτήματα

Οι μονοεπίπεδες συσκευές έχουν τα μεγάλα πλεονεκτήματα της εύκολης και γρήγορης τοποθέτησης τους στον ασθενή. Οι βελόνες τους περνούν από ασφαλή σημεία και δεν προκαλούν μεγάλη βλάβη στους ιστούς. Γι' αυτό το λόγο η δυσκαμψία που μπορεί να παρατηρηθεί σε παρακείμενες αρθρώσεις μετά την τοποθέτησή τους δεν είναι μεγάλη. Επίσης είναι καλύτερα ανεκτές από τον ασθενή και λόγω του μικρού όγκου τους επιτρέπουν ευκολότερη προσπέλαση στην περιοχή της βλάβης, αν χρειαστεί να επέμβουμε.

Μειονεκτήματα

Τα μειονεκτήματά τους είναι:

- 1) Το περιορισμένο πεδίο εισόδου των βελονών που καθορίζεται από το μέγεθος του σφιγκτήρα.
- 2) Αν χρειαστεί να αφαιρέσουμε βελόνα λόγω χαλάρωσης ή φλεγμονής πρέπει να χαλαρώσουμε το σφιγκτήρα που την συγκρατεί και αυτό μπορεί να οδηγήσει σε απώλεια της ανάταξης.
- 3) Επίσης, οι πολυαξονικές αρθρώσεις μπορεί να χαλαρώσουν στη διάρκεια της επιμήκυνσης.



Εικόνα 13: Μονοεπίπεδη συσκευή με δύο επιμήκειες ράβδους και 4 βελόνες

2.5.2 Δακτυλιοειδείς συσκευές

Στις συσκευές με δακτυλίους τα οστά συγκρατούνται με διοστικά σύρματα υπό τάση ή από ισχυρές βελόνες. Στην εμβιομηχανική του συστήματος αυτά που παίζουν καθοριστικό ρόλο είναι:

- 1) Η τάση των συρμάτων.
- 2) Η γωνία τοποθέτησης των βελονών.
- 3) Η θέση του οστού σε σχέση με το δακτύλιο και το μέγεθος του δακτυλίου.

Μεγαλύτερη αξονική σταθερότητα επιτυγχάνεται με την αύξηση της τάσης των συρμάτων και την ελάττωση της διαμέτρου του δακτυλίου. Η γωνία τοποθέτησης των συρμάτων παίζει καθοριστικό ρόλο στη σταθερότητα του συστήματος σε διατμητικές δυνάμεις. Όσο αυτή πλησιάζει το $90^{\circ}/90^{\circ}$ τόσο σταθερότερο γίνεται το σύστημα. Οι Fleming, Paley, Kristiansen, Pope (1989) σε πειραματική εργασία συνέκριναν 8 συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης (E.O.) μονόπλευρα και δίπλευρα μονοεπίπεδα με 5 συστήματα Ilizarov, με διαφορετική το κάθε ένα τάση

συρμάτων και διάταξη βελονών στο δακτύλιο, και βρήκαν ότι η Pizaron έχει μικρότερη σταθερότητα από μερικά μονοεπίπεδα πλαίσια στη γωνιακή παραμόρφωση (καθορίζοντας σαν επίπεδο γωνίωσης το επίπεδο τοποθέτησης βελονών στα μονοεπίπεδα συστήματα).

Έχει επίσης ίδια ή μεγαλύτερη σταθερότητα από τα μονοεπίπεδα στην προσθιοπίσθια γωνίωση και στη στροφική παραμόρφωση. Εκεί όμως που έχει μεγάλη διαφορά είναι στην αξονική φόρτιση όπου παρουσιάζει 75% μικρότερη σταθερότητα, η οποία όμως αντί ροπίζεται από την ελαστική επαναφορά του συστήματος στην αρχική του θέση μετά την άρση της φόρτισης. Έχει επίσης μεγαλύτερη ακαμψία σε διατμητικές δυνάμεις από τα μονοεπίπεδα συστήματα που συγκρίθηκε.

Από την άλλη πλευρά, σύμφωνα με τον Paley (1990), ένα μονόπλευρο σύστημα που συνδέεται στο οστό με κοχλιωτές βελόνες 6 mm παρέχει υψηλή ακαμψία που μπορεί να συγκριθεί με μια συσκευή Pizaron για την κνήμη που αποτελείται από 2 δακτυλίους, 2 ημιδακτυλίους και βελόνες 1,5 mm. Υβριδικά συστήματα, που περιλαμβάνουν, τόσο δακτυλίους και βελόνες 1,5 - 1,8 mm όσο και κοχλιωτές βελόνες 6 mm, παρέχουν ακαμψία ενδιάμεση μεταξύ μονόπλευρου και κυκλικού συστήματος ενώ μπορούν να τοποθετηθούν σε δύσκολες ανατομικές περιοχές όπως το εγγύς πέρας του μηριαίου.

Σύμφωνα με τον Pizaron (1989), η μέγιστη σταθερότητα στην περιοχή της φλοιοτομής μπορεί να εξασφαλισθεί με ένα κυκλικό σύστημα το οποίο επιτρέπει μόνο αξονικές μικροκινήσεις στην περιοχή της φλοιοτομής ενώ απαγορεύει οποιαδήποτε κίνηση στους υπόλοιπους άξονες. Έτσι αποτρέπονται οι γωνιακές δυνάμεις (stress shielding) πάνω στην περιοχή του πόρου και προφυλάσσεται η ακεραιότητα του.

Τη σταθερότητα του συστήματος αυξάνουν επίσης:

- 1) Η χρήση βελονών με ελαία.
- 2) Ο αριθμός των βελονών (όσο περισσότερες βελόνες τοποθετηθούν, τόσο σταθερότερο γίνεται το σύστημα).
- 3) Η διάμετρος των βελονών (μεγαλύτερη διάμετρος αυξάνει τη σταθερότητα).
- 4) Ο αριθμός των δακτυλίων σε κάθε οστικό τμήμα.
- 5) Η ελάττωση της διαμέτρου των δακτυλίων.
- 6) Και η τοποθέτηση κεντρικών δακτυλίων κοντά στην εστία του κατάγματος.

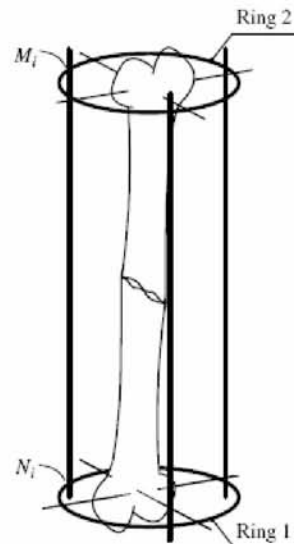
Πλεονεκτήματα

- 1) Το μεγάλο πλεονέκτημα των δακτυλιοειδών συστημάτων είναι η δυνατότητα τους να επιτρέπουν σταδιακές διορθώσεις μήκους, γωνίωσης, στροφικής παραμόρφωσης και πλάγιας μετατόπισης του οστού.
- 2) Επίσης προσφέρουν μοναδική δυνατότητα μετεγχειρητικών διορθώσεων της ανάταξης σε όλα τα επίπεδα.
- 3) Η σταθερότητα της οστεοσύνθεσης επιτρέπει τη γρήγορη κινητοποίηση του ασθενή και τη φόρτιση του σκέλους ελαπτόνοντας τη μετεγχειρητική νοσηρότητα και τον ενδονοσοκομειακό χρόνο νοσηλείας.
- 4) Λόγω της μεγάλης δυνατότητας παραλλαγής της δομής τους μπορεί να χρησιμοποιηθούν για τη πλειοψηφία των καταγμάτων.
- 5) Επιτρέπουν την άριστη μετεγχειρητική φροντίδα τόσο του πρωταρχικού τραυματισμού όσο και του εγχειρητικού τραύματος.
- 6) Αποφυγή δεύτερης χειρουργικής επέμβασης για την αφαίρεση των υλικών.
- 7) Ελαχιστοποιούν τον κίνδυνο μετεγχειρητικής φλεγμονής και οστεομυελίτιδας.

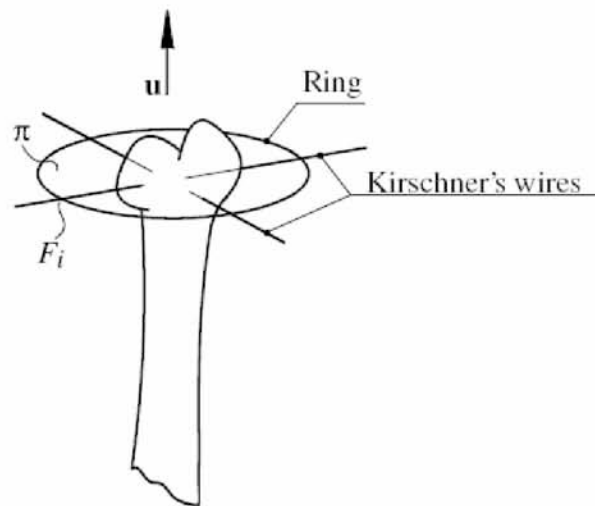
Μειονεκτήματα

Τα μειονεκτήματα των συστημάτων αυτών είναι:

- 1) Η χρονοβόρος εφαρμογή τους που απαιτεί 2 - 6 ώρες.
- 2) Συχνά οι βελόνες περνούν από επικίνδυνα ή ανασφαλή σημεία, δηλαδή σημεία όπου βρίσκονται αγγεία, νεύρα, τένοντες και μεγάλες μυϊκές μάζες. Για το λόγο αυτό προκαλούν μεγαλύτερη δυσκαμψία στις παρακείμενες αρθρώσεις και παρουσιάζουν αυξημένο ποσοστό επιφανειακών φλεγμονών στα σημεία εισόδου και εξόδου των βελονών διατάσεως.
- 3) Επίσης, μερικοί ασθενείς πονούν μετά την εφαρμογή του συστήματος.
- 4) Γενικά, τα συστήματα αυτά δεν είναι πολύ καλά ανεκτά από τους ασθενείς.
- 5) Είναι ογκώδη και δυσκολεύουν την προσπέλαση στην περιοχή της βλάβης, αν χρειαστεί να επέμβουμε.
- 6) Προϋποθέτουν άριστη συνεργασία με τον ασθενή



Εικόνα 14: Σχηματική απεικόνιση ενδεικτικής διάταξης οστεογένεσης

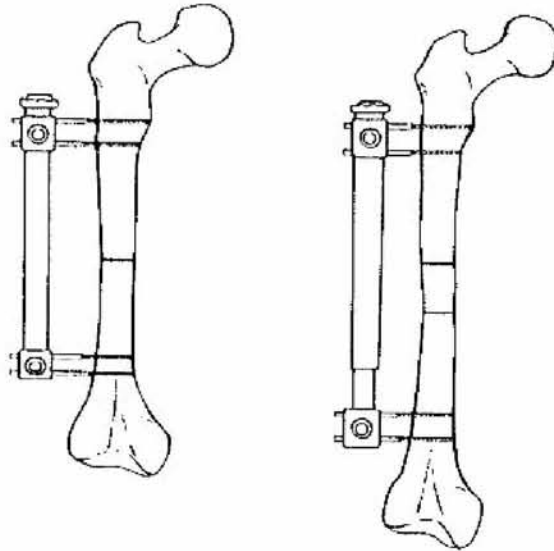


Εικόνα 15: Στερέωση οστών στους δακτυλίους

2.5.3 Σύστημα Ε.Ο. Τύπου Wagner

Είναι μονοεπίπεδο σύστημα με σφιγκτήρες (Εικόνα 16). Η σύνδεση τους με την επιμήκη τηλεσκοπική ράβδο δεν γίνεται με πολυεπίπεδη άρθρωση. Περιστρέφοντας τον κοχλία που βρίσκεται στο άκρο της ράβδου κατά μία πλήρη στροφή μεταβάλλεται το μήκος του συστήματος κατά 1,5 χιλιοστά. Η τεχνική Wagner για την επιμήκυνση των οστών χρησιμοποιεί 2 βελόνες Schanz στην άνω, και 2 στην μετάφυση του οστού. Μετά την τοποθέτηση της συσκευής γίνεται η οστεοτομία στο κέντρο της διάφυσης σε ίση απόσταση από τα 2 ζεύγη των βελονών χωρίς να σέβεται το περίοστεο. Η επιμήκυνση αρχίζει αμέσως με εύρος επιμήκυνσης

1,5 mm ημερησίως. Αφού επιτευχθεί σταδιακά η επιμήκυνση ακολουθεί οστεοσύνθεση με ειδική πλάκα χωρίς τρύπες στο κεντρικό της τμήμα και τοποθέτηση λαγονίων μοσχευμάτων.



Εικόνα 16: Σύστημα τύπου *Wagner*

2.5.4 Σύστημα *Exfire*

Είναι μονοεπίπεδο με σφιγκτήρες που συνδέονται με την επιμήκη ράβδο με πολυαξονική άρθρωση (Εικόνα 17). Η επιμήκης ράβδος αποτελείται από 2 τηλεσκοπικούς σωλήνες τετραγωνικής διατομής, και το μήκος της μεταβάλλεται κατά 1 mm με μία πλήρη περιστροφή της βίδας που βρίσκεται στο άκρο της. Το σύστημα χρησιμοποιεί 4 βελόνες αυτοκοπτούσες σε κάθε σφιγκτήρα 5 - 6 mm. Διόρθωση γωνιώσεων και στροφής μπορεί να γίνει με τη μονάδα ανάταξης των καταγμάτων μέσω του συστήματος κοχλιών της.



Εικόνα 17: Σύστημα τύπου *Exfire*

2.5.5 Σύστημα E.O. Τύπου Hoffmann - Monotube

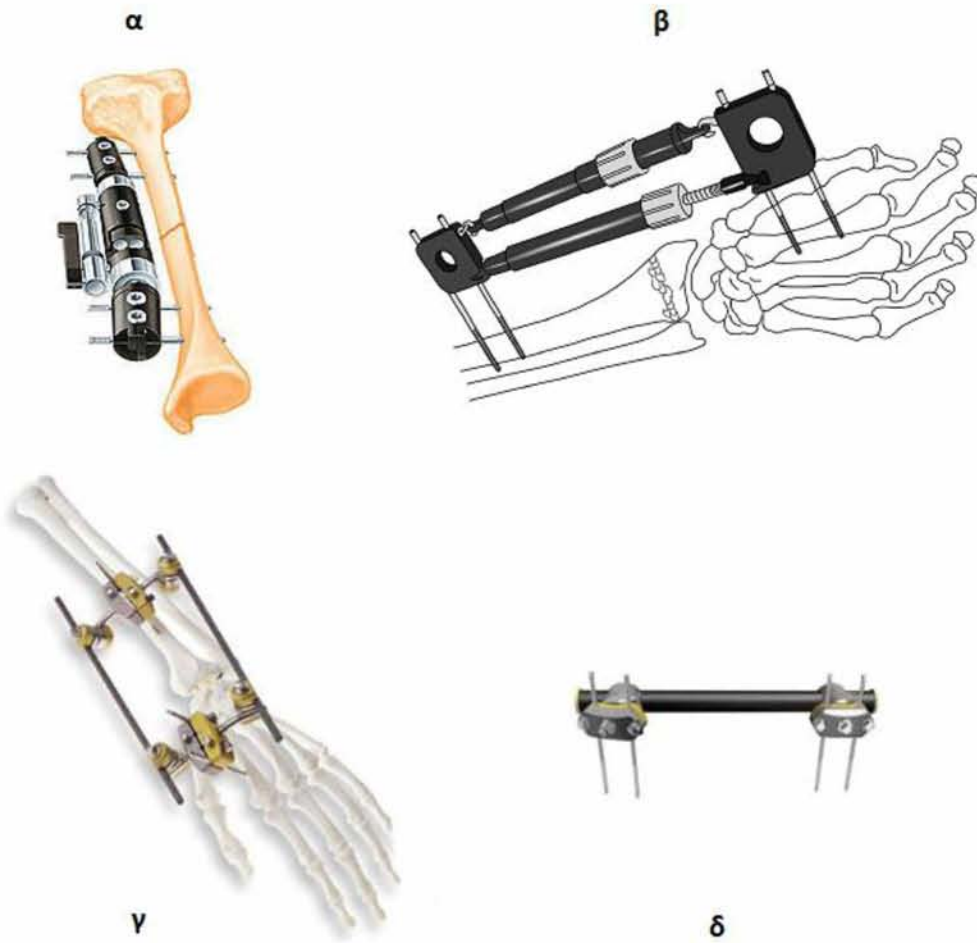
Είναι μονοεπίπεδο σύστημα με σφιγκτήρες, και η σύνδεσή τους με την κεντρική ράβδο γίνεται με πολυεπίπεδη άρθρωση (Εικόνα 18). Η επιμήκης ράβδος αποτελείται από 2 τηλεσκοπικούς κυλινδρικούς σωλήνες που το μήκος τους μεταβάλλεται κατά 1 mm σε μία πλήρη περιστροφή της βίδας που βρίσκεται στο ένα άκρο. Με σύστημα κοχλιών στο άλλο άκρο έχει τη δυνατότητα να κάνει αξονική κίνηση με ελεγχόμενο βαθμό ελαστικότητας. Για τις επιμηκύνσεις χρησιμοποιείται επίσης συσκευή με ανεξάρτητο σφιγκτήρα για κάθε βελόνα.

2.5.6 Σύστημα E.O. Orthofix

Τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιείται για τις επιμηκύνσεις των οστών ένα σύστημα που δεν περιλαμβάνει σφαιροειδείς αρθρώσεις, αλλά ολισθαίνοντες σφιγκτήρες πάνω στην επιμήκη ράβδο (Εικόνα 18). Αυτό γίνεται για να αποφευχθεί πάνω η χαλάρωση των σφαιροειδών αρθρώσεων που παρατηρούνται στις standard συσκευές κατά τη διάρκεια της επιμήκυνσης. Για την μεταφορά οστικών μοσχευμάτων και για διπλοεστιακή επιμήκυνση χρησιμοποιείται σύστημα με 3 σφιγκτήρες.

Και άλλες τροποποιήσεις του συστήματος έχουν εφαρμοσθεί όπως το Orthofix σχήματος T με δυνατότητα τοποθέτησης βελονών οριζόντια στους μηριαίους ή κνημιαίους κονδύλους. Συνιστάται η εφαρμογή 3 βελονών κεντρικά και 3 περιφερειακά διότι δίνουν μεγαλύτερη ασφάλεια σε περίπτωση που κάποια βελόνα χαλαρώσει και πρέπει να βγει. Το τμήμα της βελόνας που έχει το σπείραμα έχει σχήμα κωνικό για σταθερότερη στήριξη και αποφυγή χαλάρωσης.

Προτιμάται η χρησιμοποίηση βελονών φλοιού εκτός αν η διάμετρος και η σύσταση του οστού απαιτούν βελόνες σπογγώδους.



Εικόνα 18: Συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης: α) Τύπου Orthofix, β) Τύπου Hoffmann, γ) Τύπου Hoffmann II, δ) Τύπου Monotube

2.5.7 Σύστημα E.O. Pizaron

Είναι σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης (E.O.) (Εικόνα 23) με δακτυλίους που συγκρατούνται σε επιμήκεις ράβδους. Χρησιμοποιεί βελόνες Kirschner διαμέτρου 1,5 - 1,8 χιλιοστών που βρίσκονται υπό τάση.

Η χρήση λεπτών βελονών επιβάλλει την εφαρμογή προέντασης ώστε να επιτευχθεί η αναγκαία ακαμψία τους και να υπερνικηθεί η αντίσταση των ενδιάμεσων μαλακών μορίων.

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

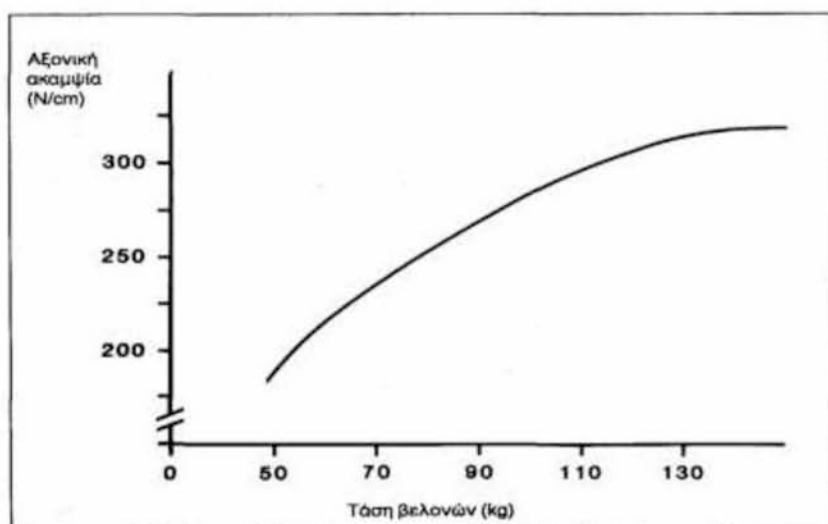
Η εξωτερική οστεοσύνθεση Pizaron προσφέρει πολλά πλεονεκτήματα, συγκρινόμενη με τις μονόπλευρες εξωτερικές οστεοσυνθέσεις. Οι κυκλοτερείς εξωτερικές οστεοσυνθέσεις είναι περισσότερο σταθερές στην κύρτωση, παρουσιάζουν μη γραμμική αξονική ακαμψία και ικανότητα εύκολης διόρθωσης σύνθετων παραμορφώσεων. Για φορτία έως 100 N, η συσκευή Pizaron είναι λιγότερη άκαμπτη σε αξονικές φορτίσεις από τις μονόπλευρες εξωτερικές οστεοσυνθέσεις. Σε μεγαλύτερα φορτία (>500 N) η συσκευή Pizaron εμφανίζει παρόμοια ακαμψία με τις μονόπλευρες εξωτερικές οστεοσυνθέσεις. Αυτή η γραμμική συμπεριφορά της συσκευής Pizaron είναι χαρακτηριστική ιδιότητα της αυξανόμενης τάσης των βελονών υπό την άσκηση του βάρους.

Η ακαμψία της συσκευής Pizaron στην κύρτωση, αυξάνεται με την αύξηση της αξονικής φόρτισης. Σε δυνάμεις στρέψης η συσκευή Pizaron είναι ελάχιστα λιγότερη σταθερή. Μεγάλες αποστάσεις μεταξύ των δακτυλίων μπορούν να οδηγήσουν σε στροφική παραμόρφωση της συσκευής.

Το μέγεθος των δακτυλίων έχει σημαντική επίδραση στην αξονική ακαμψία. Οι Gasser et al. (1990) αναφέρει αύξηση 250% στην αξονική ακαμψία όταν το μέγεθος των δακτυλίων ελαττώνεται από 16 cm εσωτερική διάμετρο σε 6,25 cm. Οι σημαντικότεροι παράμετροι σταθερότητας των βελονών είναι το μέγεθος, η τάση, ο προσανατολισμός και ο αριθμός τους. Βελόνες διαμέτρου 1,5 mm και 1,8 mm είναι οι συνήθως χρησιμοποιούμενες. Έχει βρεθεί μια αύξηση 10 - 20% σε όλες τις παραμέτρους ακαμψίας για βελόνες 1,8 mm συγκρινόμενες με βελόνες 1,5 mm.

Η τάση των βελονών επιδρά επίσης στην ακαμψία (ιδιαίτερα στην αξονική). Μέγιστα όρια είναι 90 kg για βελόνες 1,5 mm ή 130 kg για 1,8 mm διότι πάνω από

αυτά τα όρια οι βελόνες ενδίδουν -παραμορφώνονται πλαστικά- ή γλιστρούν από τις βίδες με τις οποίες καθηλώνονται στους δακτυλίους. Ο διπλασιασμός στην τάση των βελονών από 60 kg σε 120 kg προσφέρει 10% αύξηση της ακαμψίας (Εικόνα 19).



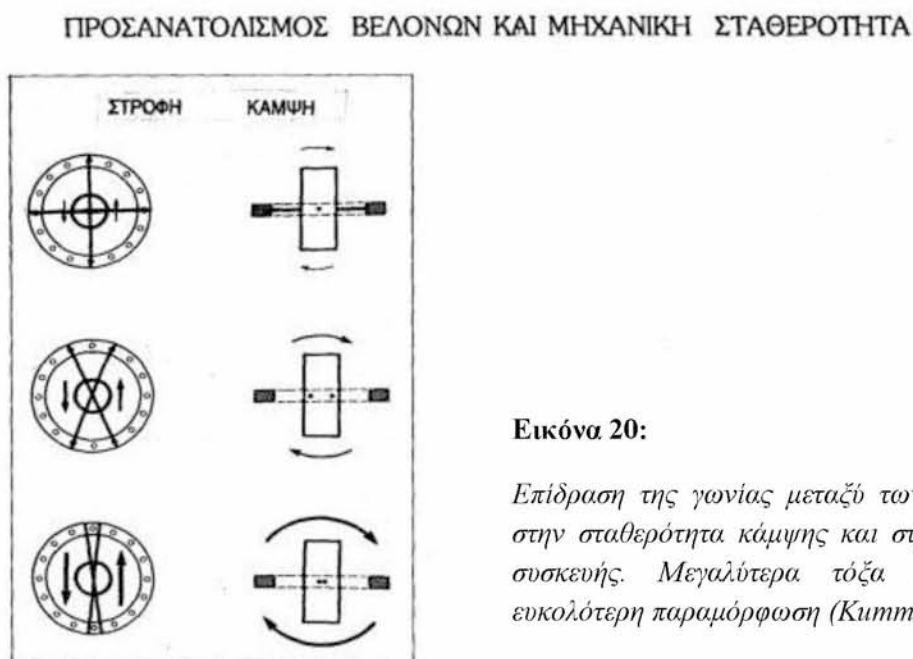
Εικόνα 19: Επίδραση της τάσης των βελονών στην αξονική ακαμψία της συσκευής (1,8 mm βελόνες, 150 mm δακτύλιοι) (Kummer 1992)

Αξίζει να σημειωθεί ότι η αύξηση της ακαμψίας είναι μη γραμμική (ο ρυθμός αύξησης ελαττώνεται με την αύξηση της τάσης).

Ο προσανατολισμός των βελονών είναι ένας άλλος παράγοντας που καθορίζει την σταθερότητα. Η πλειονότητα των περιπτώσεων ανήκει σε δύο κατηγορίες. Η μία όταν το οστό δεν είναι στο κέντρο του δακτυλίου και η άλλη όταν το οστό είναι στο κέντρο, αλλά οι βελόνες περνούν με διαφορετικές γωνίες. Οι Podolsky et al. (1990) αναφέρει υψηλότερη αξονική και στροφική σταθερότητα, όταν το οστό είναι τοποθετημένο έκκεντρα ως προς το δακτύλιο. Οι Orbay et al. (1992) και Fleming et al. (1989) έχουν αποδείξει ότι η σταθερότητα κύρτωσης στο επίπεδο των βελονών ελαττώνεται δύο φορές, καθώς η γωνία μεταξύ των βελονών από 90° γίνει 45°. Οι Orbay et al. (1992) απέδειξαν ότι ο αριθμός των βελονών είναι απ' ευθείας ανάλογος της αξονικής σταθερότητας κύρτωσης. Η χρήση βελονών με "ελαία" βελτιώνει σημαντικά την σταθερότητα κύρτωσης. Η γωνία μεταξύ των βελονών επιδρά στην στροφική σταθερότητα και στην σταθερότητα κύρτωσης όπως φαίνεται στην Εικόνα

20. Δηλαδή όσο η γωνία μεταξύ των βελονών τείνει προς τις 90°, τόσο μεγαλύτερη είναι η στροφική σταθερότητα και η σταθερότητα κύρτωσης.

Άλλοι παράγοντες που μπορεί να επηρεάσουν την σταθερότητα στην περιοχή της οστεοτομίας είναι η κατεύθυνση της οστεοτομίας, η οστική πυκνότητα, καθώς και οι προσφύσεις μυών, τενόντων ή συνδέσμων στα εμπλεκόμενα οστικά τμήματα και τέλος το ποσοστό της οστικής επαφής των βελονών και ο ρυθμός διάτασής τους.



Συνοψίζοντας αναφέρονται οι σπουδαιότεροι παράγοντες σταθερότητας της εξωτερικής οστεοσύνθεσης Pizaron.

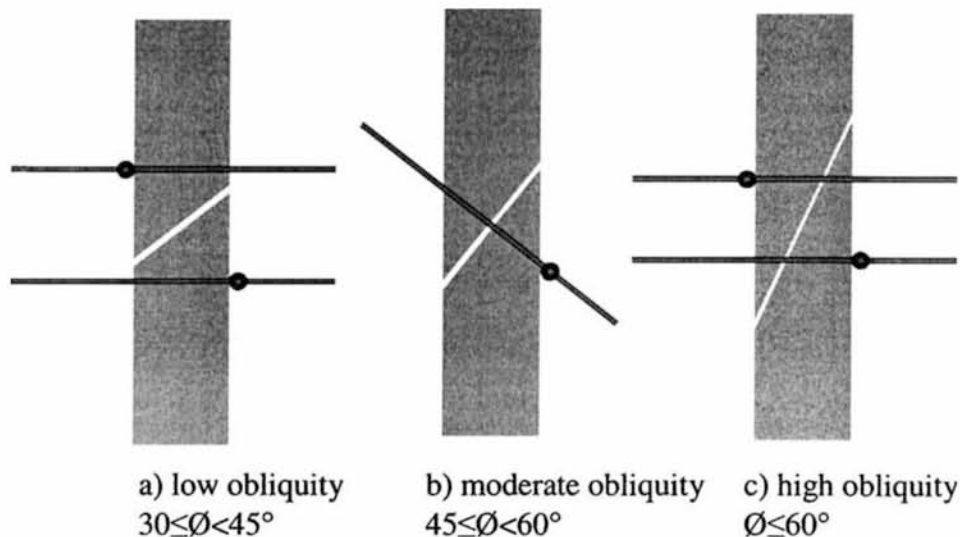
1. Χρησιμοποίηση των μικρότερων σε διάμετρο κατά το δυνατόν δακτυλίων (αφήνοντας 2 cm περιμετρικά για το οίδημα των μαλακών μορίων)
2. Ελάττωση του μήκους μεταξύ των δακτυλίων χρησιμοποιώντας περισσότερους ή μεγαλύτερους συνδετήρες δακτυλίων ή τοποθετώντας ένα ενδιάμεσο ελεύθερο δακτύλιο.
3. Χρησιμοποίηση βελονών με “ελαία” για καλύτερο έλεγχο των οστικών τμημάτων ιδιαίτερα στη συμπίεση.
4. Χρησιμοποίηση μεγαλύτερων βελονών ή μεγαλύτερου αριθμού αυτών ανά δακτύλιο με την μέγιστη τάση για μεγαλύτερη ακαμψία της συσκευής.

5. Προσπάθεια τοποθέτησης βελονών με γωνία τουλάχιστον 60°. Όπου αυτό είναι δυνατό να προστίθεται μία επιπλέον βελόνα σε απόσταση τουλάχιστον 4 cm από τις προηγούμενες.

Να αναφέρουμε πως οι βελόνες με “ελαία” μπορούν να επιτελέσουν πολλές λειτουργίες. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως σταθεροποιητικά στοιχεία της διάταξης, αποτρέποντας την ολίσθηση του οστού κατά μήκος των βελονών. Επίσης χρησιμοποιούνται για να φέρουμε το οστό σε μία επιθυμητή κατεύθυνση και ως σημείο περιστροφής γύρω από το οποίο θέλουμε να υπάρξει διόρθωση μιας δυσμορφίας. Τέλος, μπορεί να χρησιμοποιηθεί και ως μέθοδος για τη δημιουργία συμπίεσης μεταξύ των τεμαχίων του οστού (interfragmentary compression) (Hutson Jr JJ & Zych GA 2000; Antoci V. 1997; Antoci V & Betisor V. 1996; Hutson Jr JJ 2002). Οι Schwartsman V. & Schwartsman R. (1990) αναφέρουν τη χρήση βελονών με “ελαία” στη θέση λείων βελονών για να επιτευχθεί μια σταθερή στερέωση για τα κατάγματα των οστεοπορωτικών οστών. Οι Pizaron et al. (1976) συνιστούν τη χρήση των βελονών με “ελαία” κυρίως για να μειωθούν τα τεμάχια των οστών και να δημιουργηθεί συμπίεση μεταξύ τους. Οι Metcalfe et al. (2003) συνιστούν τη χρήση των βελονών με “ελαία” σε κυκλικά συστήματα E.O. όπου αντιμετωπίζονται πλάγια κατάγματα της κνήμης, έτσι ώστε να μειωθεί ο χρόνος θεραπείας.



Εικόνα 21: Βελόνα με “ελαία” σε περίπτωση κατάγματος με μέτρια λοξότητα



Εικόνα 22: Προτάσεις για τη χρήση βελονών με “ελαία” για κατάγματα με a) χαμηλή λοξότητα ($30^\circ \leq \theta < 45^\circ$), b) μέτρια λοξότητα ($45^\circ \leq \theta < 60^\circ$), c) μεγάλη λοξότητα ($\theta \leq 60^\circ$) (Tucker et al. 1982). Για κατάγματα με λοξότητα κάτω από 30° δεν απαιτούνται πρόσθετες βελόνες με “ελαία” για τη στερέωση των τεμαχίων του οστού. Η λοξότητα του κατάγματος αντιπροσωπεύεται από την γωνία θ (0° σε απλό εγκάρσιο κάταγμα)

Απαραίτητες προϋποθέσεις για την εφαρμογή του συστήματος είναι:

- 1) Οι δακτύλιοι και οι βελόνες να είναι κάθετα στον επιμήκη άξονα του οστού στην συγκεκριμένη θέση.
- 2) Οι βελόνες να μη λυγίζουν, και
- 3) Να έχουν την ενδεικνυόμενη τάση.
- 4) Οι επιμήκεις ράβδοι να είναι παράλληλες μεταξύ τους και παράλληλες επίσης με τον επιμήκη άξονα του οστού.

Ιδιαίτερη σημασία έχει η σωστή εφαρμογή και σύνδεση των επιμέρους τμημάτων του συστήματος. Ο ‘χρυσός κανόνας’ σύμφωνα με τον Ilizarov είναι να προσαρμόζονται οι δακτύλιοι στις βελόνες και όχι το αντίθετο. Εάν οι βελόνες λυγίζουν έτσι ώστε να προσαρμοστούν στον δακτύλιο, τότε μετά την προέντασή τους θα προκαλέσουν παρεκτόπιση στην περιοχή της οστεοτομίας. Επίσης εάν οι ράβδοι που συνδέουν τους δακτυλίους δεν τοποθετηθούν συμμετρικά θα προκαλέσουν πλάγια ή στροφική παρεκτόπιση στον μηχανικό άξονα του οστού.

Μεγαλύτερη τάση μπορεί να οδηγήσει σε θραύση των συρμάτων, και σε παραμόρφωση των δακτυλίων, ενώ μικρότερη τάση προκαλεί μεγαλύτερες τηλεσκοπικές κινήσεις, χαλάρωση των βελονών και πόνο. Το σύστημα Ilizarov

μπορεί να διορθώνει σταδιακά μεγάλου βαθμού παραμορφώσεις μήκους, γωνίωσης και στροφής.

Η τεχνική Ilizarov για την σταθεροποίηση της άνω μετάφυσης του μηριαίου χρησιμοποιεί βελόνες Kirschner. Η τροποποίηση της Ιταλικής σχολής χρησιμοποιεί κάθετες βελόνες Hoffman σε 3 επίπεδα.

Παραλλαγή της Ilizarov μπορεί να θεωρηθεί η Monticelli - Spinelli η οποία διαφέρει από την Ilizarov διότι δεν έχει τρύπες στους δακτυλίους αλλά εγχοπές, φέρει σφαιροειδείς αρθρώσεις στη σύνδεση των δακτυλίων με τις επιμήκεις ράβδους που είναι και αυτές παχύτερες από τις αντίστοιχες της Ilizarov. Χρησιμοποιεί και αυτή βελόνες Hoffman στην άνω μετάφυση του μηριαίου.

Για τις βασικές αρχές της εγχειρητικής τεχνικής ο αναγνώστης μπορεί να ανατρέξει στη Διδακτορική διατριβή του κ. Πέτρου Ι. Γιανναδάκη με τίτλο “Επιμηκύνσεις μακρών οστών με τη μέθοδο Ilizarov και η σημασία των υπερήχων στον έλεγχο της νεοστεογένεσης”, Σελ. 35 – 39.

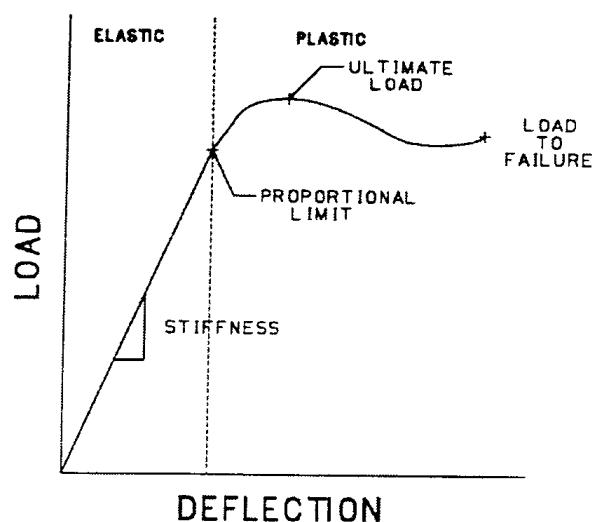


Εικόνα 23: Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov

2.5.7 Εμβιομηχανική μελέτη κυκλικών και υβριδικών συστημάτων Ε.Ο.

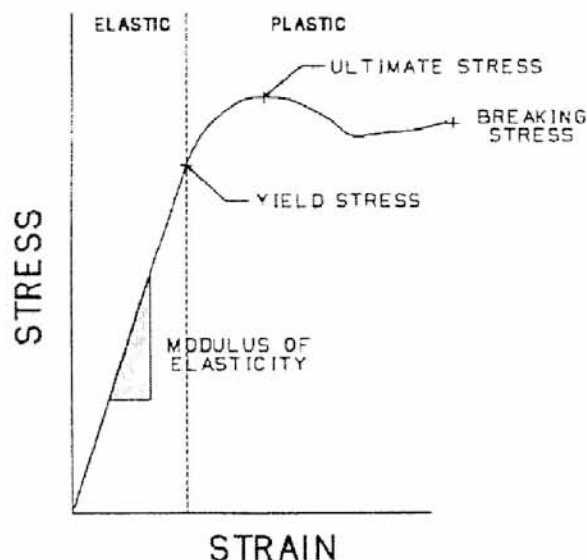
Τα μηχανικά χαρακτηριστικά των υλικών οστεοσύνθεσης που χρησιμοποιούνται για τη σταθεροποίηση ενός κατάγματος εξαρτώνται από το υλικό κατασκευής τους και τη γεωμετρία του σχηματισμού και καθορίζουν τις συνθήκες εκείνες μέσα στις οποίες το συγκεκριμένο κάταγμα είτε θα οδηγηθεί σε επιτυχή πώρωση ή η διαδικασία επούλωσης του οστίτη ιστού θα διαταραχθεί με αποτέλεσμα την πλημμελή πώρωση, την ψευδάρθρωση ή ακόμη και την οστική φλεγμονή.

Εάν κάποιο υλικό κατά τη διάρκεια μιας δοκιμασίας φορτισθεί μέχρι αποτυχίας, προκύπτει μια καμπύλη η οποία περιγράφει τη μηχανική συμπεριφορά του υλικού στη συγκεκριμένη φόρτιση. Το σχήμα της καμπύλης μπορεί να χωρισθεί σε μια ελαστική περιοχή που αντιστοιχεί στο αρχικό ευθύγραμμο τμήμα της καμπύλης και σε μια πλαστική περιοχή που αντιστοιχεί στο μη ευθύγραμμο τμήμα της καμπύλης. Η κλίση του ελαστικού τμήματος της καμπύλης ορίζει την ακαμψία του υλικού (stiffness) και δείχνει το βαθμό παραμόρφωσης που υφίσταται το υλικό κατά τη συγκεκριμένη φόρτιση. Φορτιζόμενο μέσα στο ελαστικό αυτό όριο το υλικό επανέρχεται στο αρχικό του σχήμα μετά την άρση της φόρτισης. Όταν όμως η φόρτιση ξεπεράσει κάποιο όριο, όριο αναλογικότητας (proportional limit), το υλικό υφίσταται μια διαρκή πλαστική παραμόρφωση που προκαλεί μόνιμη αλλαγή στο σχήμα του συγκεκριμένου υλικού. Οποιαδήποτε μόνιμη αλλαγή του σχήματος των υλικών οστεοσύνθεσης διαταράσσει το μηχανικό περιβάλλον μέσα στο οποίο επιτελείται η διαδικασία επούλωσης του οστίτη ιστού με συνέπεια να δημιουργείται ένα δυναμικό που οδηγεί σε αποτυχία τη πώρωση του κατάγματος (Εικόνα 24).



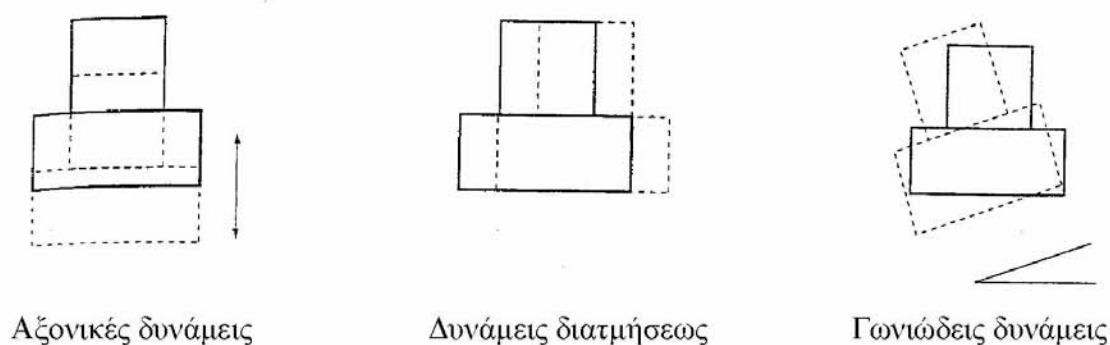
Εικόνα 24: Καμπύλη φόρτισης- παραμόρφωσης ενός υλικού

Ταυτόχρονα, οι μηχανικές ιδιότητες ενός υλικού αναπαριστώνται γραφικά στο διάγραμμα τάσης - παραμόρφωσης (stress - strain). Η τάση ορίζεται σαν τη δύναμη που ασκείται στην επιφάνεια διατομής ενός υλικού, ενώ σαν παραμόρφωση ορίζεται η αλλαγή του μήκους (σχήματος) του αντικειμένου διαιρούμενη δια του αρχικού του μήκους. Το αρχικό ευθύ τμήμα της καμπύλης που προκύπτει αντιστοιχεί στην ελαστική περιοχή και υλικά φορτιζόμενα εντός των ελαστικών ορίων τους επιστρέφουν στο αρχικό τους σχήμα. Η κλίση αυτής της ευθείας γραμμής ορίζεται σαν συντελεστής ελαστικότητας (modulus of elasticity) και εκφράζει την αναλογία της τάσης προς τη παραμόρφωση. Το πέρασμα από την ελαστική στη πλαστική παραμόρφωση ορίζεται σαν yield stress και από τη στιγμή που αυτό ξεπερνιέται, προκύπτει κάποια μόνιμη αλλαγή στο σχήμα του υλικού. Ένα υλικό καθορίζεται σαν εύθραυστο όταν επέρχεται αποτυχία του (failure) με μικρή ή καθόλου πλαστική παραμόρφωση (Εικόνα 25).



Εικόνα 25: Καμπύλη τάσης- παραμόρφωσης ενός υλικού

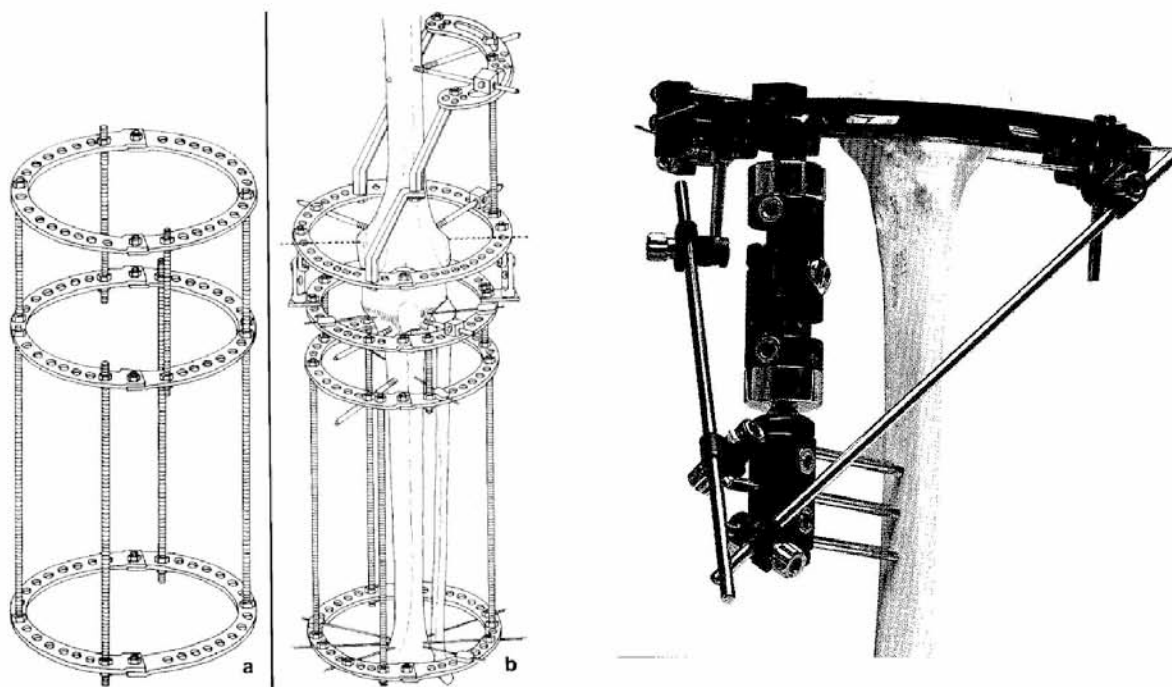
Παρά το γεγονός ότι το επιθυμητό μηχανικό περιβάλλον μέσα στο οποίο ένα κάταγμα θα οδηγηθεί σε επιτυχή πώρωση παραμένει δυσδιάκριτο, πληθώρα βιβλιογραφικών δεδομένων από κλινικές και πειραματικές μελέτες συγκλίνουν στο ότι μόνο οι αξονικές κυκλικές μικροκινήσεις στην εστία του κατάγματος συνιστούν ευεργετικό ερέθισμα για τη διαδικασία της πώρωσης. Για τις δυνάμεις κάμψης στο πλάγιο και μετωπιαίο επίπεδο δεν υπάρχει βιβλιογραφική απόδειξη ότι επιταχύνουν την πώρωση, ενώ αντίθετα υπάρχει ομοφωνία μεταξύ των συγγραφέων αναφορικά με τη καταστροφική επίδραση των δυνάμεων διατμήσεως (shear forces) στη διαδικασία επούλωσης των καταγμάτων (Εικόνα 26).



Εικόνα 26: Οι ασκούμενες επί της εστίας του κατάγματος δυνάμεις και η σχετική κίνηση των καταγματικών άκρων

Με βάση τις ανωτέρω υποθέσεις το ιδεατό σύμπλεγμα της εξωτερικής οστεοσύνθεσης θα πρέπει να συνδυάζει υψηλή ακαμψία σε δυνάμεις διατμήσεως και ταυτόχρονα χαμηλή ακαμψία σε αξονικές δυνάμεις χωρίς όμως να επέρχεται γρήγορα η πλαστική του παραμόρφωση, ελαχιστοποιώντας έτσι τη βλαβερή, για τη πόρωση του κατάγματος, off axis κίνηση των καταγματικών άκρων.

Τα κυκλικά συστήματα, σε αντίθεση με τα παραδοσιακά μονόπλευρα συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης, βασίζονται σε μικρής διαμέτρου λείες και χωρίς σπείραμα βελόνες (τύπου Kirschner) διατάσεως (transfixion wires), οι οποίες διερχόμενες αρχικά δια των μαλακών ιστών και του οστού και στη συνέχεια σταθεροποιούμενες υπό ελεγχόμενη τάση σε πλήρεις ή ημι-δακτυλίους συγκρατούν τα οστικά τεμάχια. Με αυτό τον τρόπο, οι λεπτές εύκαμπτες βελόνες δυναμοποιούμενες μετατρέπονται σε ιδιαίτερος άκαμπτα υλικά. Οι δακτύλιοι με τη σειρά τους συνδεόμενοι είτε μεταξύ τους με επιμήκεις ράβδους είτε με μονόπλευρες μπάρες (υβριδικά συστήματα) ολοκληρώνουν το σύμπλεγμα (frame) της εξωτερικής οστεοσύνθεσης (Εικόνα 27).

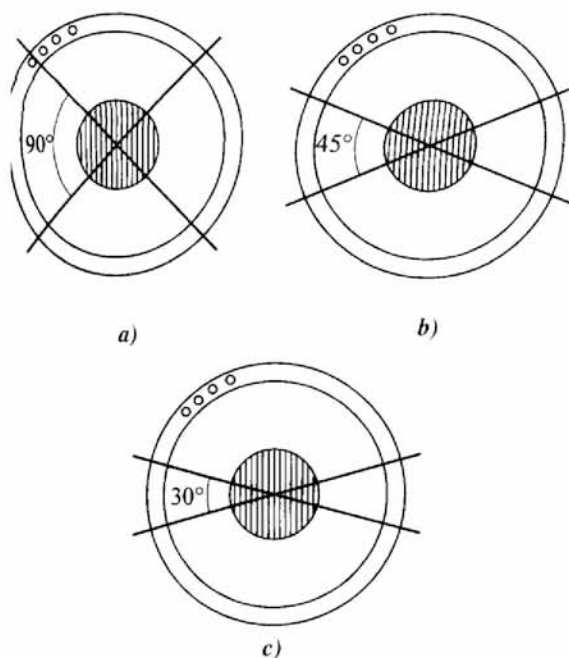


Εικόνα 27: Αριστερά, κυκλικό σύστημα Pizarov, και δεξιά υβριδικό σύστημα Sheffield-Orthofix.

Οι βασικές γνώσεις για την εμβιομηχανική συμπεριφορά των κυκλικών συστημάτων οστεοσύνθεσης προέρχονται από τη μηχανική ανάλυση του συστήματος Pizaron. Τα τελευταία χρόνια δημιουργήθηκαν ορισμένες εξελικτικές μορφές του συστήματος Pizaron με περιορισμένες όμως διαφοροποιήσεις των μηχανικών χαρακτηριστικών του. Αντίθετα, τα υβριδικά συστήματα παρουσιάζουν χαρακτηριστικές εμβιομηχανικές ιδιότητες που θα αναφερθούν παρακάτω.

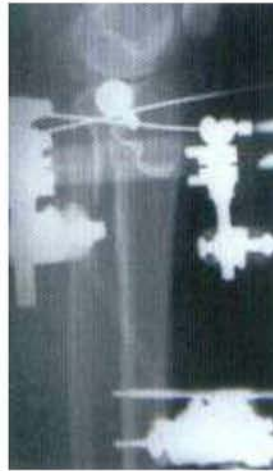
Σύμφωνα με μελέτη που πραγματοποίησε ο Κατσένης Λ. Δημήτρης (2003) μπορούν να εξαχθούν τα παρακάτω συμπεράσματα για τη σταθερότητα του συμπλέγματος (βελόνες - δακτύλιοι):

1. Είναι ανάλογη της γωνίας που σχηματίζουν μεταξύ τους οι βελόνες διατάσεως. Διοστικές βελόνες σε γωνία 90° προσφέρουν σημαντικά σταθερότερη συγκράτηση του κατάγματος αναφορικά με τις ασκούμενες δυνάμεις διατμήσεως (shear forces) από κάθε αντίστοιχο σύμπλεγμα με βελόνες σε γωνία μικρότερη των 90° . Επειδή όμως η τοποθέτηση των βελόνων υπό γωνία 90° δεν είναι εφικτή λόγω της πορείας των ανατομικών στοιχείων, οι βελόνες θα πρέπει να τοποθετούνται με τη μεγαλύτερη ασφαλή γωνία, που σε κάθε περίπτωση θα πρέπει να είναι μεγαλύτερη από 45° (Εικόνα 28).



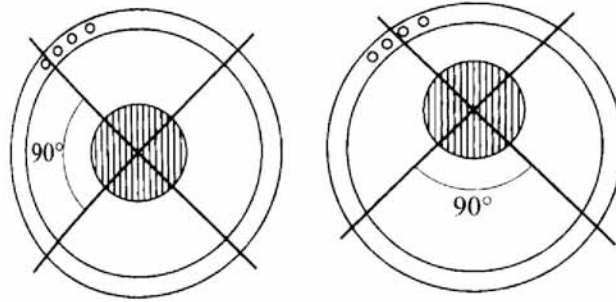
Εικόνα 28: Σταθερότητα $a > b > c$

2. Είναι ανάλογη του αριθμού των βελονών διάταξης. Ο ελάχιστος αριθμός βελονών που απαιτείται για την επαρκή σταθεροποίηση του κατάγματος είναι τρεις ανά επίπεδο κατάγματος. Κυκλικό ή υβριδικό σύστημα με λιγότερες από τρεις βελόνες διατάσεως για το περιαρθρικό κάταγμα ή με γωνία μεταξύ των βελονών μικρότερη από 45° θεωρείται ανεπαρκές για την εξουδετέρωση των διακαταγματικών δυνάμεων στο μετωπιαίο επίπεδο (Εικόνα 29).



Εικόνα 29: *Ανεπαρκής υβριδικός σχηματισμός με δύο βελόνες για το περιαρθρικό κάταγμα τοποθετημένες με γωνία μικρότερη από 45°*

3. Είναι ανάλογη του αριθμού των χρησιμοποιηθέντων βελονών με ελαία. Η τοποθέτηση διασταυρούμενων από αντίθετη κατεύθυνση διοστικών βελονών με ελαία αυξάνει σημαντικά τη σταθερότητα του συστήματος, ιδιαίτερα στα λοξά διαφυσιακά κατάγματα.
4. Είναι ανάλογη του αριθμού των δακτυλίων που χρησιμοποιούνται για τη σταθεροποίηση του καταγματικού σχηματισμού (fracture pattern). Σχηματισμός τεσσάρων δακτυλίων (δύο για κάθε καταγματικό άκρο), αποτελεί από τους περισσότερους συγγραφείς, το προτεινόμενο σύμπλεγμα δακτυλίων (Εικόνα 23).
5. Είναι αντιστρόφως ανάλογη της απόστασης της εστίας του οστού (κύριο κάταγμα) από το κέντρο του δακτυλίου. Το οστό πρέπει να βρίσκεται στο κέντρο του δακτυλίου (Εικόνα 30), και η απόσταση του δέρματος από την εσωτερική επιφάνεια των δακτυλίου να είναι η μικρότερη δυνατή, αρκετή όμως να «φιλοξενήσει» το μετεγχειρητικό οίδημα των μαλακών μοριών. Περιμετρική απόσταση δέρματος - δακτυλίου πέντε εκατοστών θεωρείται επαρκής.



Εικόνα 30: Σταθερότητα $a > b$

6. Είναι ανάλογη της διαμέτρου των βελονών διατάσεως. Στο κλασσικό σύστημα Πίζαρον, καθώς και στα περισσότερα από τα νεότερα κυκλικά συστήματα οστεοσύνθεσης, χρησιμοποιούνται βελόνες διατάσεως διαμέτρου μικρότερης από δύο χιλιοστά (συνήθως 1.5, 1.8 ή 2.0 χιλιοστά). Στη συγκεκριμένη διάμετρο (μικρότερη από 2 χιλιοστά) οι βελόνες διατάσεως συνδυάζουν χαμηλή ακαμψία σε αξονικές φορτίσεις και δυνάμεις κάμψεως, αυξημένη αντίσταση σε θραύση ή μόνιμη πλαστική παραμόρφωση, ενώ ταυτόχρονα προκαλούν το μικρότερο δυνατό ερεθισμό των μαλακών ιστών μέσα από τους οποίους διέρχονται.
7. Είναι ανάλογη της διάτασης των βελονών. Διάταση άνω των 120 kg/mm, που σημαίνει συνολική διάταση 210 kg για τις βελόνες των 1.5 χιλιοστών και διάταση 305 kg για τις βελόνες των 1.8 χιλιοστών, προκαλεί μόνιμη πλαστική παραμόρφωση των βελονών (yield stress point), ενώ επιπλέον διάτασή τους οδηγεί σε θραύση του υλικού (ultimate stress point). Η διάταση των βελονών για να παραμείνει ευεργετική στη σταθεροποίηση και τη πώρωση του κατάγματος δεν θα πρέπει να υπερβαίνει το 50% της διάτασης που οδηγεί σε αποτυχία του υλικού, συνεπώς δεν θα πρέπει να υπερβαίνει τα 105 kg για τις βελόνες των 1.5 χιλιοστών και τα 130 kg για τις βελόνες των 1.8 χιλιοστών. Ο Πίζαρον στα συγγράμματα του συνιστά η διάταση των βελονών να μην υπερβαίνει τα 80 kg με 90 kg. Σε οστεοπορωτικά οστά συνιστάται ακόμη μικρότερη διάταση των βελονών.
8. Είναι αντιστρόφως ανάλογη της διαμέτρου του δακτυλίου. Σε ενήλικες, η διάμετρος των δακτυλίων κυμαίνεται από 150 έως 220 χιλιοστά. Δακτύλιοι με μικρή διάμετρο

παρουσιάζουν χαμηλή ακαμψία στις αξονικές και καμπτικές δυνάμεις και ταυτόχρονα μεγάλη ακαμψία στις δυνάμεις διατμήσεως.

9. Είναι αντιστρόφως ανάλογη της απόστασης των δύο κοντινότερων προς το κύριο κάταγμα δακτυλίων από την εστία του κατάγματος. Αντίθετα, η απόσταση μεταξύ των άλλων δακτυλίων που συγκρατούν το ίδιο καταγματικό άκρο δεν επηρεάζει τη σταθερότητα του συμπλέγματος.

Όλοι οι ανωτέρω παράγοντες σε συνδυασμό με:

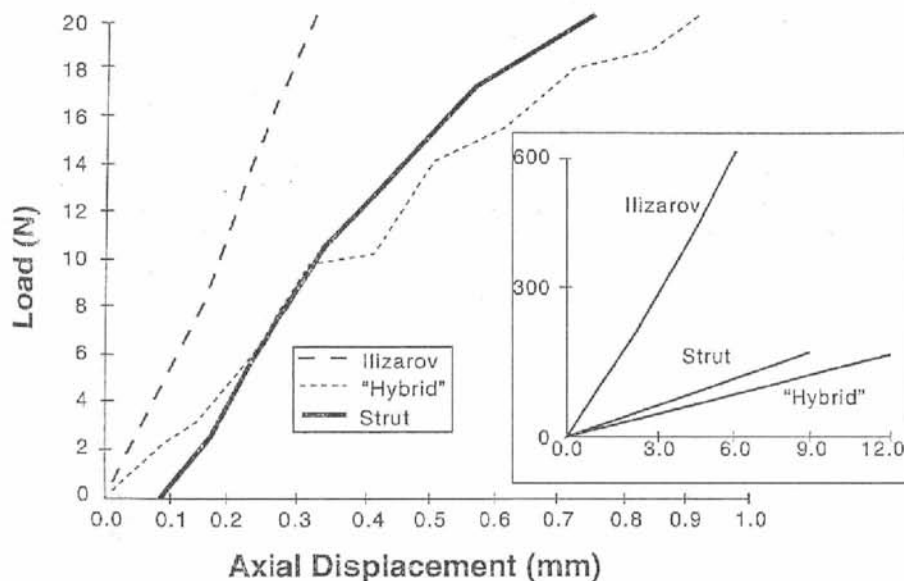
1. τη μορφολογία (fracture pattern) του κατάγματος (συντριπτικό, εγκάρσιο, σπειροειδές κλπ)
2. την επάρκεια επαφής μεταξύ των οστικών τεμαχίων
3. το μέγεθος του υπάρχοντος οστικού ελλείμματος και
4. τη τάση των μαλακών μορίων που περιβάλλουν το οστό

καθορίζουν τις τελικές ιδιότητες του συμπλέγματος κάταγμα - βελόνες διατάσεως - δακτύλιοι οστεοσύνθεσης, δηλαδή την καμπύλη ακαμψίας, το όριο πλαστικής παραμόρφωσης, και την αντίσταση των συγκεκριμένων υλικών στις διακαταγματικές φορτίσεις μετωπιαίας και πλάγιας κάμψης, στροφής, πλάγιας παρεκτόπισης και αξονικής συμπίεσης.

Τα υβριδικά συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης δημιουργήθηκαν σαν μια εξελικτική μορφή των κυκλικών συστημάτων, με σκοπό να συνδυάσουν τις δυνατότητες τους (στην ανάταξη και σταθεροποίηση των καταγμάτων) και ταυτόχρονα να ελαχιστοποιήσουν τις επιπλοκές τους όπως τη δυσμενή επίδραση των διοστικών βελονών (transfixion wires) στους μαλακούς ιστούς. Οι περιφερικοί δακτύλιοι αντικαταστάθηκαν με μονόπλευρες ράβδους εξωτερικής οστεοσύνθεσης και οι διαφυσιακές διοστικές βελόνες διατάσεως με οστικούς κοχλίες.

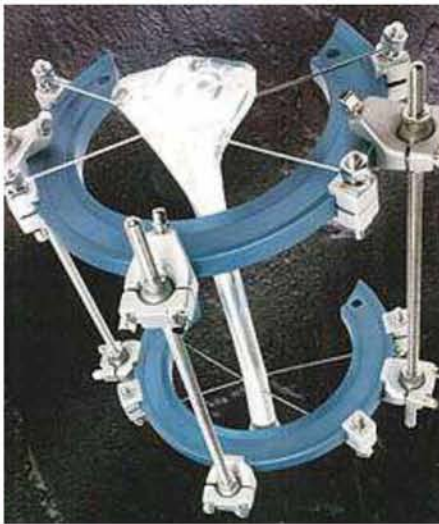
Οι κύριες διαφορές στις εμβιομηχανικές ιδιότητες μεταξύ των κυκλικών και των υβριδικών συστημάτων εξωτερικής οστεοσύνθεσης προέρχονται: 1) από το διαφορετικό υλικό κατασκευής, και 2) από το διαφορετικό γεωμετρικό σχήμα. Οι πρώτες συγκριτικές μηχανικές μελέτες μεταξύ του κλασσικού κυκλικού συστήματος Pizaron και των υβριδικών συστημάτων έδειξαν ανώτερη μηχανική συμπεριφορά του κυκλικού συστήματος αναφορικά με την εξουδετέρωση των διακαταγματικών δυνάμεων και την ελαχιστοποίηση της off axis κίνησης των καταγματικών άκρων.

Το σύστημα Ilizarov και τα υβριδικά συστήματα παρουσιάζουν παρόμοια αρχική ακαμψία. Η ακαμψία όμως του κυκλικού συστήματος αυξάνεται καθώς αυξάνεται η παραμόρφωση αντίθετα με την ακαμψία των υβριδικών συστημάτων η οποία μειώνεται (Εικόνα 31). Η παρατήρηση αυτή είναι σύμφωνη με την άποψη ότι τα υβριδικά συστήματα παρουσιάζουν μηχανικές ιδιότητες παρόμοιες με αυτές των μονόπλευρων συστημάτων εξωτερικής οστεοσύνθεσης.

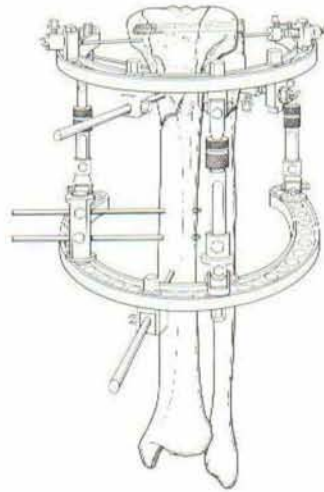


Εικόνα 31: Γραφική αναπαράσταση της μηχανικής συμπεριφοράς συστήματος Ilizarov, υβριδικού συστήματος, και υβριδικού συστήματος με πρόσθετες ενισχυτικές ράβδους μεταξύ του δακτυλίου και της κύριας διαφυσικής μπάρας (strut)

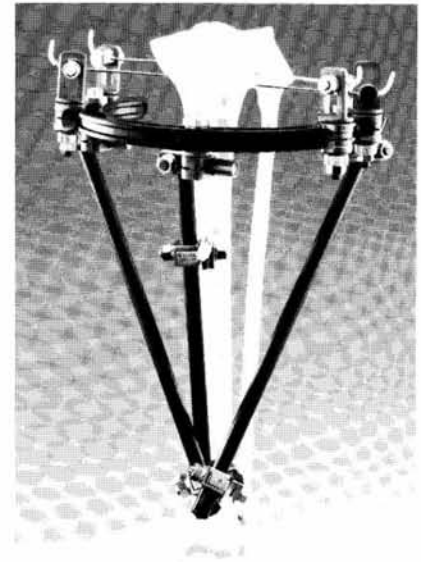
Νεώτερες συγκριτικές μελέτες, μεταξύ του κλασσικού κυκλικού συστήματος Ilizarov, του κυκλικού συστήματος Monticelli – Spinelli, δύο διαφορετικών υβριδικών συστημάτων (AO-Synthes, Ace-Fischer) (Εικόνα 32), και ενός υβριδικού συστήματος με δύο δακτυλίους για τη σταθεροποίηση του μεταφυσιακού κατάγματος, κατέδειξαν παραπλήσιες τιμές ακαμψίας στα περισσότερα είδη διακαταγματικών δυνάμεων εκτός από τις στροφικές φορτίσεις (Εικόνα 33).



α

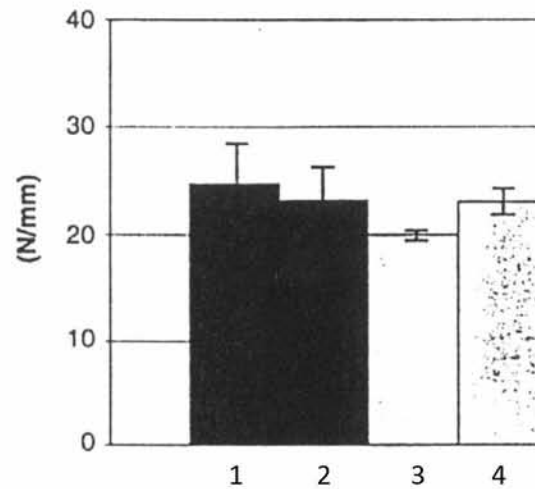
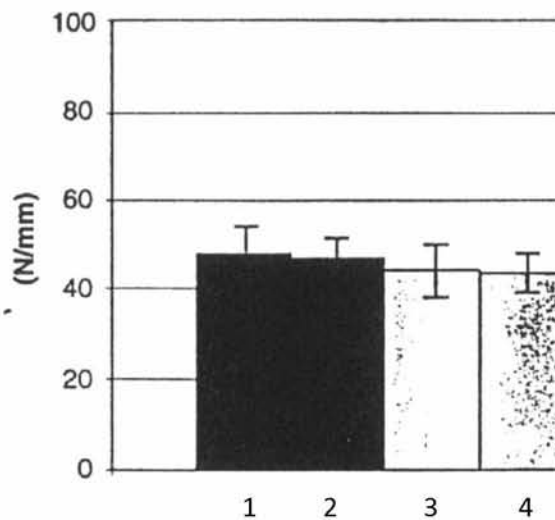


β



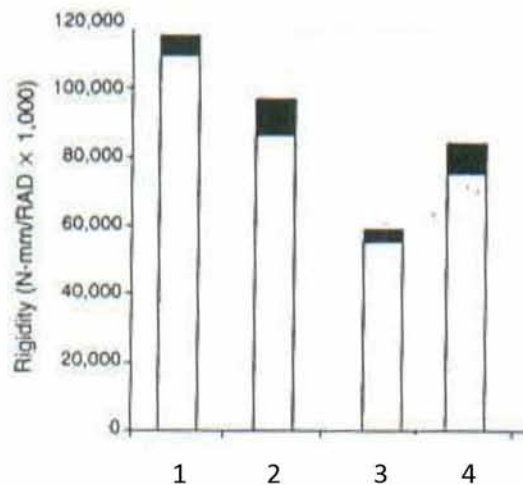
γ

Εικόνα 32: α) κυκλικό σύστημα Monticelli-Spinelli, β) υβριδικό σύστημα AO-Synthese, γ) υβριδικό σύστημα Ace-Fischer



Εικόνα 33: 1) Ace – Fischer, 2) Ilizarov, 3) AO-Synthese, και 4) Monticelli-Spinelli. Διάγραμμα ακαμψίας στις αξονικές φορτίσεις (δεξιά), και αντίστοιχο διάγραμμα στις στροφικές φορτίσεις (αριστερά)

Αναφορικά με τις στροφικές διακαταγματικές φορτίσεις, τα υβριδικά συστήματα παρουσιάζουν ελαττωμένη δυνατότητα εξουδετέρωσης των στροφικών δυνάμεων και κατά συνέπεια μεγαλύτερη off axis κίνηση των καταγματικών άκρων κατά τις φορτίσεις αυτές. Η προσθήκη στα υβριδικά συστήματα ενός επιπλέον δακτυλίου για τη σταθεροποίηση του μεταφυσιακού κατάγματος, αυξάνει την ακαμψία τους (Εικόνα 34) καθιστώντας τα επαρκή για την αντιμετώπιση ασταθών ενδαρθρικών και μεταφυσιακών καταγμάτων.

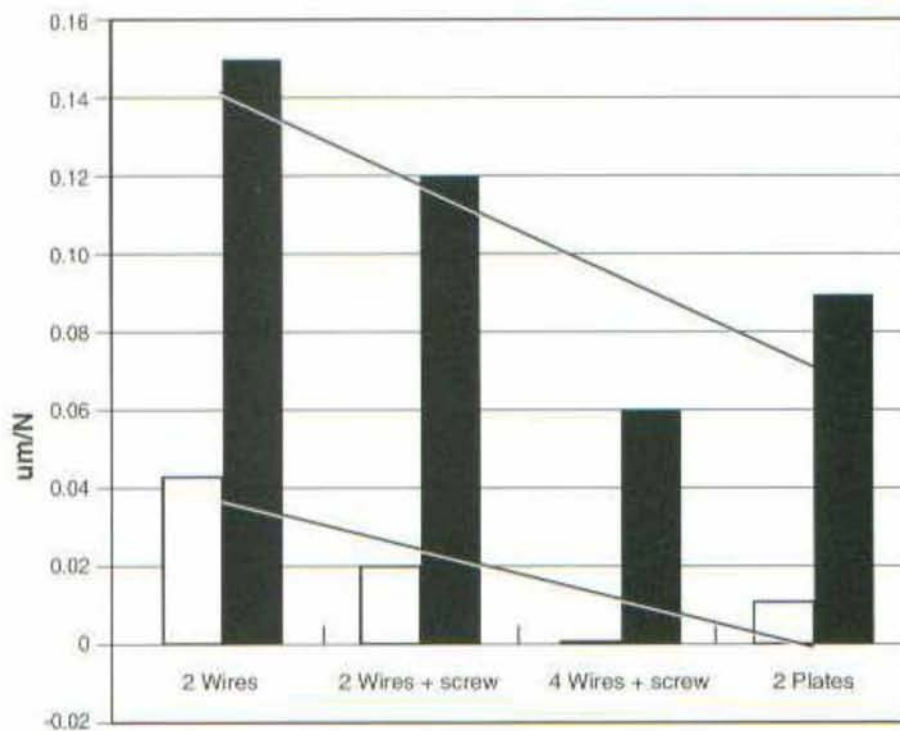


Εικόνα 34: Γραφική αναπαράσταση της μηχανικής συμπεριφοράς κυκλικών και υβριδικών συστημάτων στις διακαταγματικές στροφικές φορτίσεις. 1) κυκλικό σύστημα Pizaron με τέσσερις δακτυλίους, 2) κυκλικό σύστημα Pizaron με τρεις δακτυλίους, 3) υβριδικό σύστημα με ένα μεταφυσιακό δακτύλιο, 4) υβριδικό σύστημα με δύο μεταφυσιακούς δακτυλίους.

Όταν μονόπλευρη ράβδος χρησιμοποιείται για τη σταθεροποίηση του διαφυσιαίου κατάγματος, αυτή θα πρέπει να συνδυάζεται με δύο ακόμη ράβδους με αθροιστική γωνία 270° , ώστε το σύμπλεγμα περιαρθρικός δακτύλιος – ράβδοι – διαφυσιαίοι κοχλίες να είναι επαρκές για τη σταθερότητα του διαφυσιαίου κατάγματος. Μειονέκτημα του ανωτέρου σχηματισμού είναι η αδυναμία για μελλοντική δυναμοποίησή του.

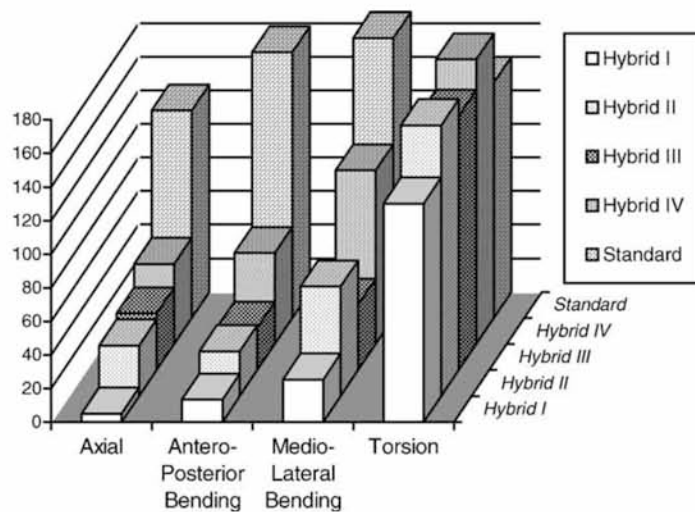
Οι παρατηρήσεις αυτές στοιχειοθετούν την άποψη ότι ο συνδυασμός διπλού μεταφυσιακού δακτυλίου, βελονών διατάσεως (transfixion wires) για το μεταφυσιαίο κάταγμα, μονόπλευρων ράβδων και κοχλιών ενός φλοιού (half pins) παρέχει στα υβριδικά συστήματα συνδυασμένες μηχανικές ιδιότητες, τόσο από τα κυκλικά όσο και από τα μονόπλευρα συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης.

Παράλληλα με το κυκλικό ή υβριδικό σύμπλεγμα της εξωτερικής οστεοσύνθεσης, η εφαρμοζόμενη εσωτερική οστεοσύνθεση επηρεάζει άμεσα την τελική σταθερότητα του κατάγματος. Εμβιομηχανικές μελέτες έχουν καταδείξει ότι ο συνδυασμός τεσσάρων βελονών διατάσεως και μιας διακαταγματικής βίδας συνιστά την επαρκέστερη οστεοσύνθεση για το περιαρθρικό κάταγμα ακολουθούμενος από την εφαρμογή δύο πλακών εσωτερικής οστεοσύνθεσης. Βελόνες διατάσεως λιγότερες από τρεις, ακόμη και όταν συνδυάζονται με διακαταγματικές βίδες είναι ανεπαρκείς για τη σταθεροποίηση του περιαρθρικού κατάγματος (Εικόνα 35).



Εικόνα 35: Ακαμψία τεσσάρων διαφορετικών συμπλεγμάτων οστεοσύνθεσης διακονδύλιων καταγμάτων που δείχνει το συνδυασμό των τεσσάρων βελονών διατάσεως και μιας διακαταγματικής βίδας να υπερέχει σημαντικά ακολουθούμενος από το συνδυασμό των δύο πλακών εσωτερικής οστεοσύνθεσης. Τα λευκά παραλληλόγραμμα αντιπροσωπεύουν τον έξω κόνδυλο ενώ τα μαύρα τον έσω.

Τέλος, στην μελέτη των Yilmaz et al. (2003) η αξονική ακαμψία του πλαισίου Pizaron βρέθηκε υψηλότερη σε σχέση με τα υβριδικά συστήματα που μελετήθηκαν, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 36.



Εικόνα 36: Σύγκριση ακαμψίας κυκλικού συστήματος Ilizarov με υβριδικά συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης (Yilmaz et al. 2003)

Ανακεφαλαιώνοντας:

Το ιδεατό κυκλικό σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης αποτελείται από:

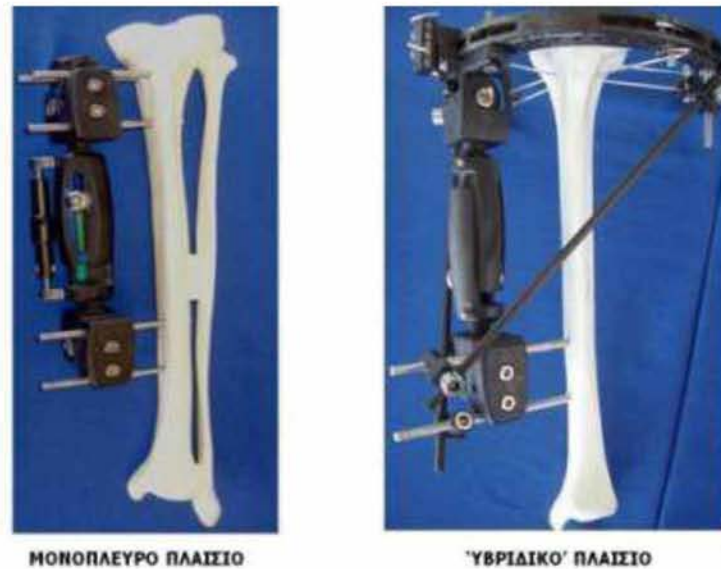
- 1) τρεις εξωθυλακικές διοστικές βελόνες (2 με ελαία) ανά καταγματικό άκρο με διάμετρο 2,0 mm, διάταση μέχρι 130 kg και γωνία > 45° σε συνδυασμό με ελεύθερες διακαταγματικές βίδες,
- 2) δύο δακτυλίους ανά επίπεδο κατάγματος,
- 3) το οστό το οποίο βρίσκεται στο κέντρο των δακτυλίων, το κύριο κάταγμα σε απόσταση <3cm από τους παρακείμενους δακτυλίους και περιμετρική απόσταση του δέρματος από το δακτύλιο 5cm,
- 4) τέσσερις παράλληλες συνδετικές ράβδους μεταξύ των δακτυλίων.

Και το ιδεατό υβριδικό σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης αποτελείται από:

- 1) τρεις εξωθυλακικές διοστικές βελόνες στη περιοχή του κατάγματος,

2) τρεις βίδες ενός φλοιού στη διάφυση του οστού σε απόσταση 5 εκατοστά από το κάταγμα,

3) δύο δακτυλίους συνδεόμενους μεταξύ τους με τρεις μονόπλευρες ράβδους παράλληλες ή με αθροιστική γωνία 270° .



Εικόνα 37: Διαφορές μεταξύ μονόπλευρου και υβριδικού συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης



Εικόνα 38: Ολοκληρωμένο υβριδικό σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης

2.5.8 Δυναμοποίηση συστήματος Ε.Ο.

Με την εξωτερική οστεοσύνθεση μπορούμε να εισάγουμε μηχανικά ερεθίσματα στο κάταγμα με διάφορες μορφές και σε οποιονδήποτε χρόνο της θεραπείας. Αυτό περιγράφεται σαν δυναμοποίηση του συστήματος (fixator frame dynamization) και είναι ένα από τα μοναδικά χαρακτηριστικά της εξωτερικής οστεοσύνθεσης στην παραγωγή νέου οστού και πώρωση των καταγμάτων.

Κάτω από συνθήκες εξωτερικής οστεοσύνθεσης παρατηρούμε τρεις μορφές δυναμοποίησης, οι οποίες εξαρτώνται από το χρησιμοποιούμενο σύστημα:

- α) Παθητική δυναμοποίηση (passive dynamization)
- β) Ενεργητική δυναμοποίηση (active dynamization)
- γ) Ελεγχόμενη δυναμοποίηση (controlled dynamization)

Παθητική δυναμοποίηση

Η δυναμοποίηση επιτυγχάνεται μόνο με τη φόρτιση του σκέλους ή τη σύσπαση των μυών. Οφείλεται στην ελαστική παραμόρφωση (elastic deformation) του συστήματος (σώματος αρθρώσεων και βελονών). Με την αποφόρτιση του σκέλους το δυναμικό αυτό φαινόμενο εξαφανίζεται αφήνοντας τον ενδοκαταγματικό χώρο (gap) στην αρχική του μορφή. Ο βαθμός της παθητικής δυναμοποίησης είναι αντιστρόφως ανάλογος της ακαμψίας του συστήματος. Έτσι, η ελάττωση της ακαμψίας οδηγεί σε αύξηση της παθητικής δυναμοποίησης.

Πρέπει να σημειωθεί ότι το μηχανικό ερέθισμα στην ενδοκαταγματική επιφάνεια δεν είναι ομοιόμορφο εξ' αιτίας της μη παράλληλης, αλλά υπό γωνία δράσης των βελονών και των αρθρώσεων του συστήματος επί του οστού. Επιπλέον παρουσιάζονται αυξημένες φορτίσεις στα σημεία επαφής (interface) βελονών-οστού σε κάθε επαναλαμβανόμενη παθητική δυναμοποίηση.

Ενεργητική δυναμοποίηση

Αυτός ο τύπος δυναμοποίησης συμβαίνει όταν το σώμα και οι αρθρώσεις του συστήματος οστεοσύνθεσης ολισθαίνουν χωρίς εμπόδιο με τη βοήθεια τηλεσκοπικού

μηχανισμού. Τέτοια αξονική δυναμοποίηση επιτρέπει ομοιόμορφη συμπίεση και ενδοκαταγματική τάση. Το αρχικό ερέθισμα ενεργητικής δυναμοποίησης είναι και εδώ η φόρτιση του άκρου και η σύσπαση των μυών. Ο ενδοκαταγματικός χώρος (fracture gap) όμως θα παραμείνει κλειστός ακόμη και μετά τη λήξη της εξωτερικής ή εσωτερικής φόρτισης. Το αποτέλεσμα της ενεργητικής οστεοσύνθεσης εξαρτάται από τη σωστή λειτουργία του τηλεσκοπικού μηχανισμού. Λόγω των έκκεντρων φορτίσεων ο τηλεσκοπικός μηχανισμός μπορεί να πάθει εμπλοκή.

Ελεγχόμενη δυναμοποίηση

Προκαλείται μηχανικό ερέθισμα στο κάταγμα με ελεγχόμενη αξονική κίνηση μέσω ενός γραμμικού ωθητικού μηχανισμού (linear actuator) που τοποθετείται στο σώμα της εξωτερικής οστεοσύνθεσης (η εξωτερική οστεοσύνθεση είναι επίσης τηλεσκοπικού τύπου). Πλεονεκτεί σε περιπτώσεις πολυτραυματιών, που δεν μπορούν να κινηθούν και η δυναμοποίηση γίνεται στο κρεβάτι. Σήμερα ελέγχεται η οστεοπαραγωγική δυνατότητα της ελεγχόμενης δυναμοποίησης σε ψευδαρθρώσεις χωρίς τη χρήση μοσχευμάτων.

Ανεξάρτητα του τύπου της δυναμοποίησης επέρχεται πόρωση του κατάγματος. Εν τούτοις ο μηχανισμός πόρωσης και η διαδικασία επαναδόμησης (bone remodeling process) διαφέρουν ανάλογα με τον τύπο του μηχανικού ερεθίσματος, που προκαλείται από τη δυναμοποίηση (Chao et al. 1990).

2.5.9 Επιπλοκές συστήματος Ε.Ο.

Ο Paley (1990) ορίζει σαν αληθείς επιπλοκές αυτές που παραμένουν μετά την αφαίρεση του συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης, στο τέλος της θεραπείας. Τις άλλες κατά τη διάρκεια της θεραπείας τις ονομάζει ανάλογα με τη βαρύτητα τους προβλήματα ή δυσκολίες.

Ο Pizaron (1989) ορίζει σαν επιπλοκή ότι αλλάζει το σχέδιο θεραπείας ή την ποιότητα αποτελεσμάτων.

Οι επιπλοκές ανάλογα με τη σοβαρότητά τους ταξινομούνται σε 3 βαθμούς.

α) Βαθμός (I): Μικρές, β) βαθμός (II): Σοβαρές και γ) βαθμός (III): Βαριές. Οι βαθμοί (II) και (III) επειδή προκαλούν νοσηρότητα θεωρούνται Μεγάλες. Οι Μικρές επιπλοκές δεν επηρεάζουν το αποτέλεσμα της θεραπείας. Οι επιπλοκές που είναι είτε μεγάλες και πρόσκαιρες, είτε μικρές και μόνιμες θεωρούνται Σοβαρές. Οι επιπλοκές που απαιτούν μη προγραμματισμένη εγχείρηση ή αφήνουν μόνιμες βλάβες θεωρούνται Βαριές.

Ο Dahl και οι συνεργάτες του (1994) έδειξαν με τις λεγόμενες καμπύλες μάθησης, πόσο μεγάλη σημασία έχει στα ποσοστά των επιπλοκών η εμπειρία του χειρουργού αλλά και η σοβαρότητα της παραμόρφωσης που διορθώνεται.

Οι επιπλοκές στην εφαρμογή ενός συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης έχουν σχέση με τις βελόνες των συστημάτων, τους μυς, τις αρθρώσεις, τα οστά, τα νεύρα, τα αγγεία και τέλος την ψυχική σφαίρα.

2.5.10 Σύνοψη

Μεγάλη έρευνα έχει γίνει τα τελευταία χρόνια πάνω στις εμβιομηχανικές ιδιότητες διαφόρων συστημάτων εξωτερικής οστεοσύνθεσης. Παρότι υπάρχουν σημαντικές διαφορές ανάμεσα στα συστήματα, δεν έχει αποδειχθεί σαφώς ότι πλεονεκτεί κάποιο από αυτά σε όλους τους τομείς, ενώ επιτυχή κλινικά αποτελέσματα έχουν επιτευχθεί τόσο με κυκλικά όσο και με μονόπλευρα συστήματα. Ιδανικό εμβιομηχανικά σύστημα θεωρείται αυτό που περιορίζει τις διατμητικές και στροφικές δυνάμεις που ασκούν ανασταλτική επίδραση στον πόρο ενώ επιτρέπει ελεγχόμενα τις αξονικές που δρουν ευεργετικά στην ανάπτυξη και ωρίμανσή του.

Στο χώρο αυτό κυριαρχούν τα συστήματα της εξωτερικής οστεοσύνθεσης είτε τα δακτυλιοειδή, με τη δυνατότητα τους να διορθώνουν ελεγχόμενα και σταδιακά μεγάλες παραμορφώσεις μήκους, γωνίωσης, στροφής και παράλληλης μετατόπισης, είτε τα ετερόπλευρα συστήματα που έχουν το μεγάλο πλεονέκτημα της απλότητας, της ευκολίας της εφαρμογής τους και είναι πιο ανεκτά από τον ασθενή.

Τέλος, υπάρχουν και τα υβριδικά συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης τα οποία δημιουργήθηκαν σαν μια εξελικτική μορφή των κυκλικών συστημάτων, με σκοπό να συνδυάσουν τις δυνατότητες τους και ταυτόχρονα να ελαχιστοποιήσουν τις επιπλοκές τους. Η κατάλληλη χρήση των υβριδικών συστημάτων παρέχει συνδυασμένες μηχανικές ιδιότητες, τόσο από τα κυκλικά όσο και από τα μονόπλευρα συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης.

Συμπερασματικά, η γνώση των μηχανικών χαρακτηριστικών και των ιδιοτήτων των κυκλικών και των υβριδικών συστημάτων οστεοσύνθεσης, σε συνδυασμό με τη λεπτομερή ανάλυση των ιδιοτήτων κάθε κατάγματος οδηγεί στη ορθολογική και σωστή εφαρμογή τους εξασφαλίζοντας τις πλέον ευοδατικές για την πόρωση του κατάγματος συνθήκες.

Μένει στον χειρουργό να διαλέξει ανάλογα με την εμπειρία του και τις ανάγκες του ασθενή, το σύστημα που θα εφαρμόσει.

Κεφάλαιο 3 Υπολογιστική ανάλυση

3.1 Μέθοδος παραγωγής μοντέλου

Ένα από τα πιο σημαντικά βήματα της ανάλυσης είναι να αποτυπώσουμε με όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ακρίβεια τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του τμήματος του σώματος που επιθυμούμε να μελετήσουμε, το οποίο στην περίπτωση μας είναι το οστό της κνήμης. Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφουμε με ακρίβεια τις μεθόδους που ακολουθήσαμε για να το πετύχουμε αυτό και να δημιουργήσουμε το διακριτοποιημένο μοντέλο της ανάλυσης μας.

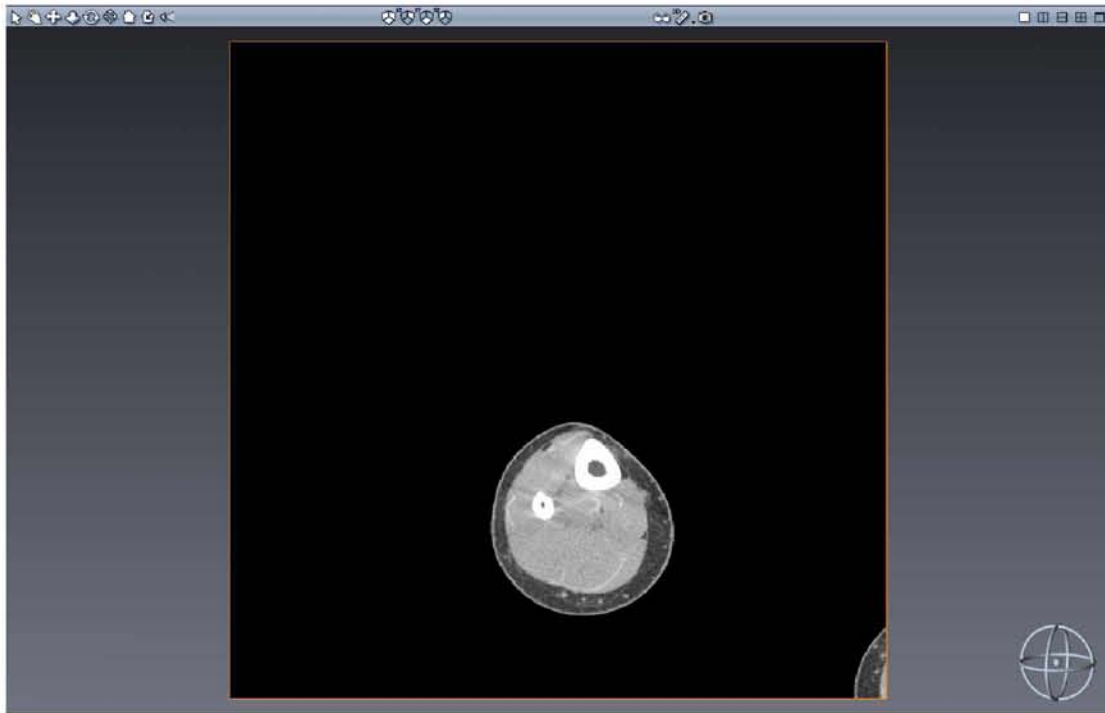
3.2 Παραγωγή γεωμετρίας μοντέλου

Για να καταλήξουμε στο μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων του οστού της κνήμης ακολουθήθηκαν τα παρακάτω βήματα:

Βήμα 1: Αξονική Τομογραφία (CT scan)

Ο τομογράφος σαρώνει την περιοχή του σώματος για την οποία επιθυμούμε να εξάγουμε πληροφορίες.

Η συλλογή τέτοιων πληροφοριών αποτελεί το πιο βασικό κομμάτι της όλης διαδικασίας διότι από τα δεδομένα των τομογραφιών θα παράγουμε το τελικό μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων. Οι πληροφορίες αυτές αποθηκεύονται σε εικόνες δύο διαστάσεων (2D) και κάθε μία από αυτές τις εικόνες είναι ουσιαστικά μία τομή – slice (Εικόνα 39) η οποία αποτυπώνει με πολύ μεγάλη ακρίβεια τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά ενός πολύ μικρού μέρους του σώματος σε μια συγκεκριμένη θέση. Η εξαγωγή των εικόνων γίνεται με αρχεία τύπου DICOM (Digital Imaging in Communications and Medicine) που αποτελούν τον καθιερωμένο τύπο αρχείων στη Ραδιολογία. Η συγκεκριμένη μορφή αρχείων εξυπηρετεί την εύκολη διαχείριση, αποθήκευση και μετάδοση πληροφοριών σχετικών με ιατρικές εικόνες.



Εικόνα 39: Αξονική τομογραφία του ποδιού. Διακρίνονται τα οστά της κνήμης και της περόνης

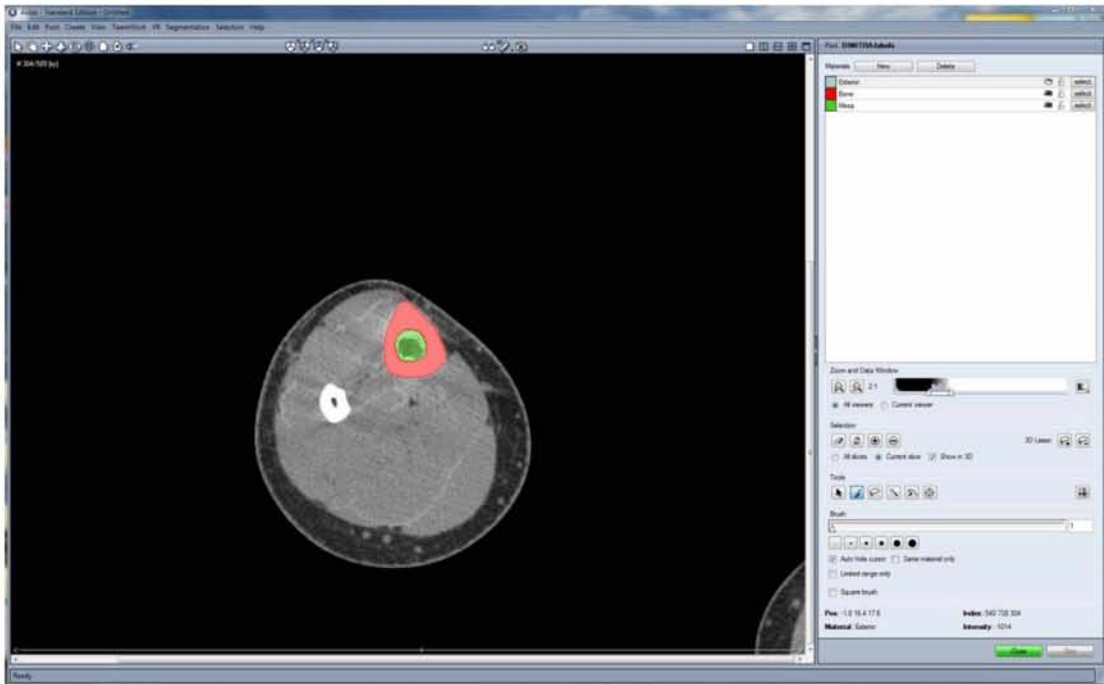
Για την παραγωγή του μοντέλου μας χρησιμοποιήσαμε 357 εικόνες τύπου DICOM οι οποίες απέχουν μεταξύ τους 1 mm. Η απόσταση των τομών αυτών καθώς και το πάχος τους επιτελούν σημαντικό ρόλο στην κατασκευή του μοντέλου μας. Όσο μικρότερο πάχος έχουν οι τομές τόσο μεγαλύτερη λεπτομέρεια θα επιτύχουμε στην αποτύπωση των γεωμετρικών χαρακτηριστικών. Ο όγκος των δεδομένων βέβαια θα αυξηθεί αρκετά.

Βήμα 2: Παραγωγή στερεού αντικειμένου

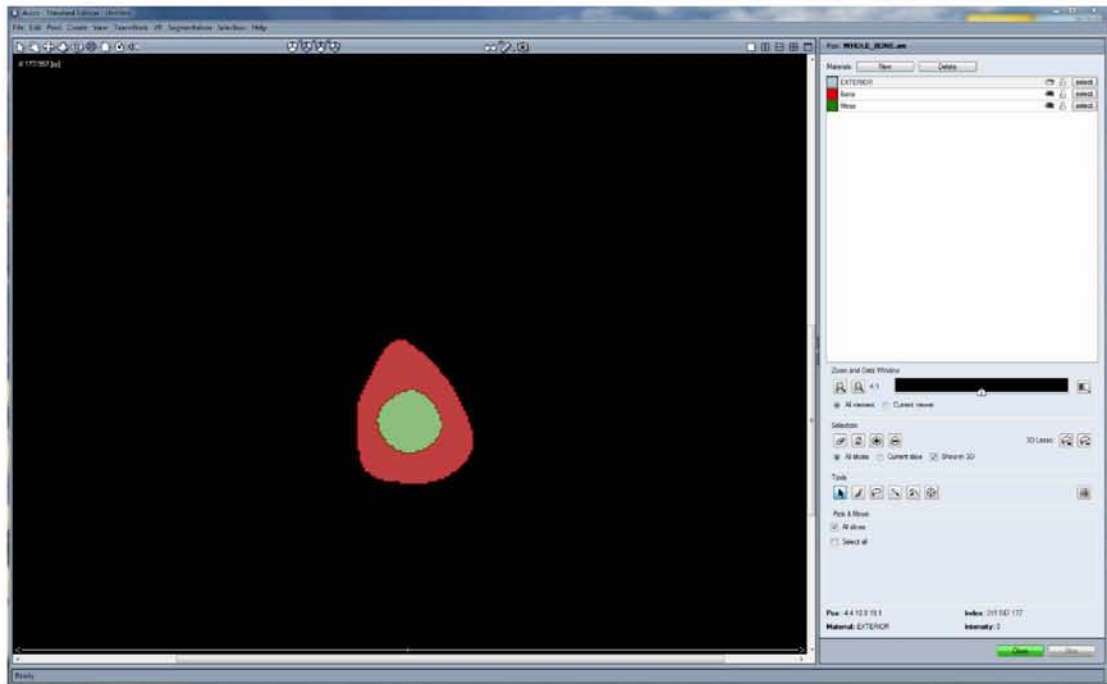
Η αποτύπωση της γεωμετρίας των οστών γίνεται με τη μέθοδο της ανακατασκευής (reconstruction).

Στο στάδιο αυτό πραγματοποιείται η εισαγωγή των δεδομένων σε πρόγραμμα επεξεργασίας ιατρικών εικόνων όπου επεξεργάζονται οι εικόνες που προέκυψαν από τον αξονικό τομογράφο (Medical Image Processing).

Χωρίζουμε τις εικόνες που προκύπτουν σε τμήματα (segments) ώστε να αποκτήσουμε τις εξωτερικές επιφάνειες του οστού της κνήμης και του μυελού των οστών. Η διαδικασία αναφέρεται ως τμηματοποίηση (segmentation) και πραγματοποιήθηκε με το πρόγραμμα Avizo. (Εικόνα 40, Εικόνα 41)



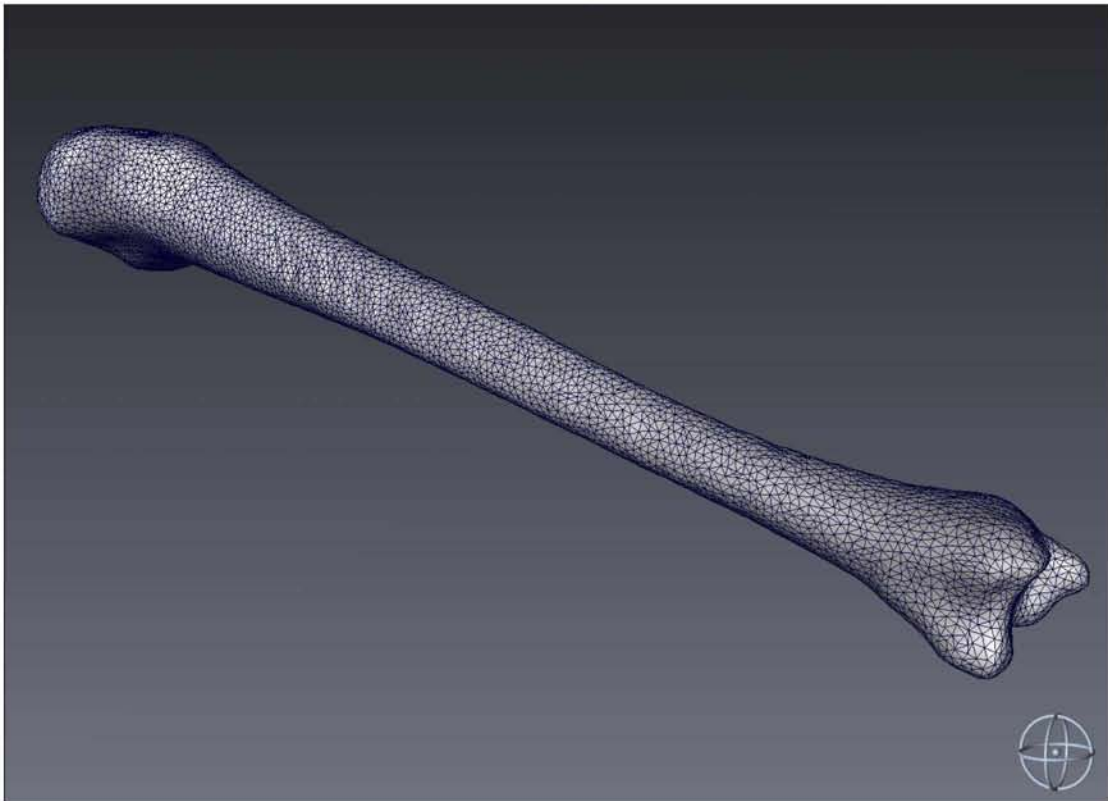
Εικόνα 40: Τμηματοποίηση τομής αξονικού τομογράφου. Διακρίνεται η οριοθέτηση του οστού της κνήμης και του μυελού των οστών με διαφορετικά χρώματα



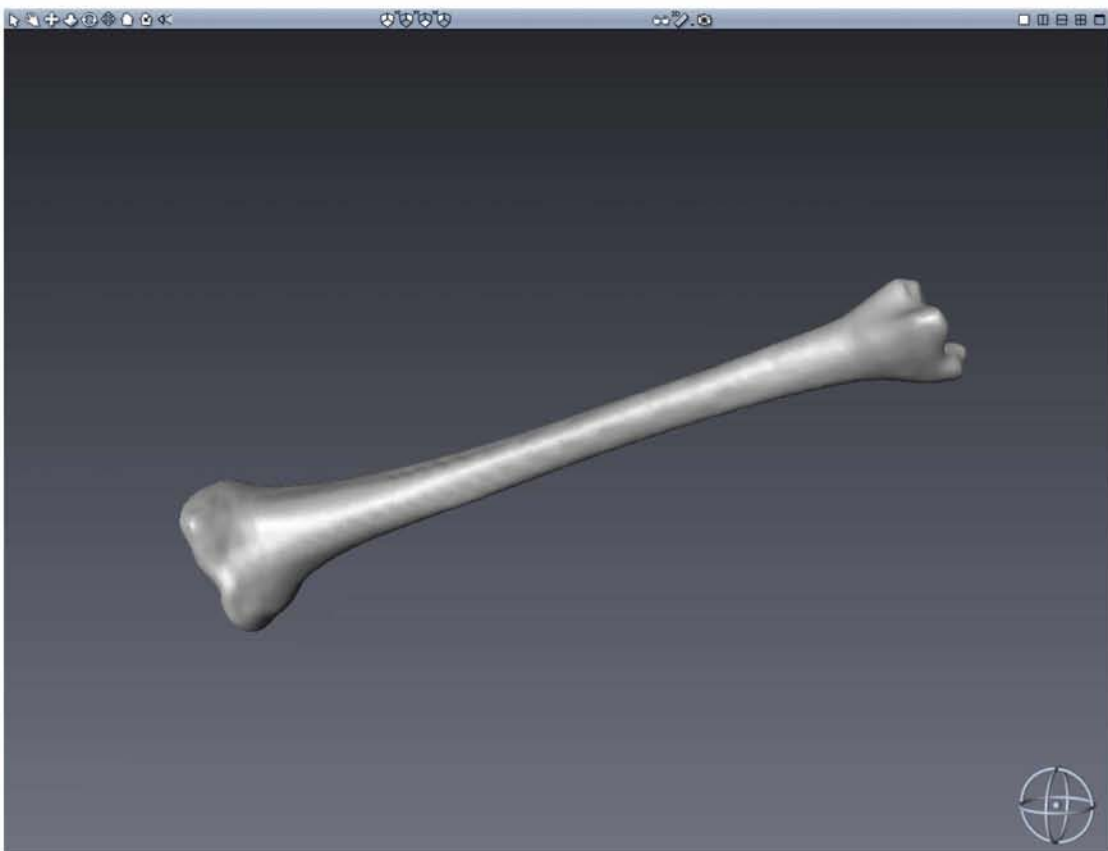
Εικόνα 41: Τελικό βήμα τμηματοποίησης τομής

Αφού ολοκληρώσουμε τη διαδικασία της τμηματοποίησης όλων των εικόνων συνεχίζουμε με την ανακατασκευή (reconstruction) των τμηματοποιημένων εικόνων. Στην ανακατασκευή ενώνονται όλες οι τομές – slices για την παραγωγή τελικά της 3D γεωμετρίας του μοντέλου.

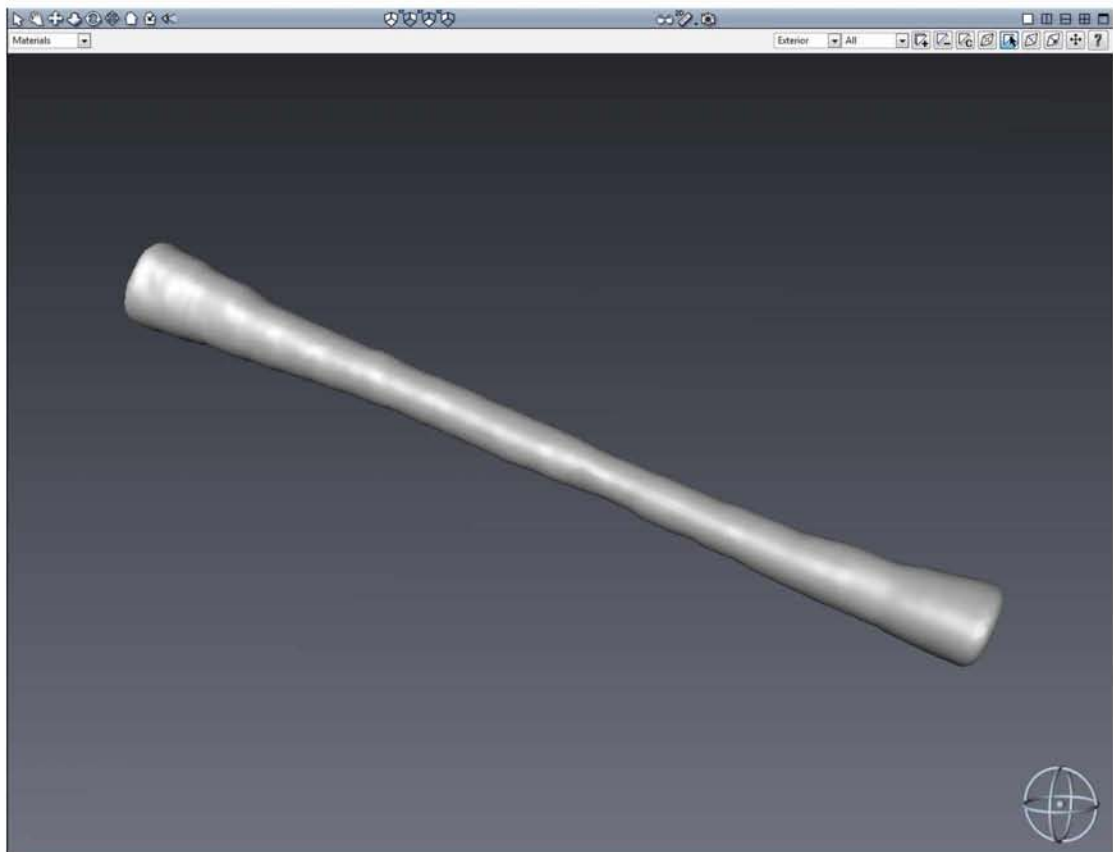
Με την ολοκλήρωση της φάσης της ανακατασκευής έχουμε κατασκευάσει το στερεό αντικείμενο (surface) που προέκυψε από τις αρχικές τομογραφίες (Εικόνα 42). Έχουμε ένα αρχείο STL (Simple format for triangular surfaces) για το οστό (Εικόνα 43) και άλλο ένα για τον μυελό των οστών (Εικόνα 44).



Εικόνα 42: Στερεό αντικείμενο (*surface*) που προέκυψε από τις αρχικές τομογραφίες



Εικόνα 43: Αρχείο *STL* του οστού της κνήμης



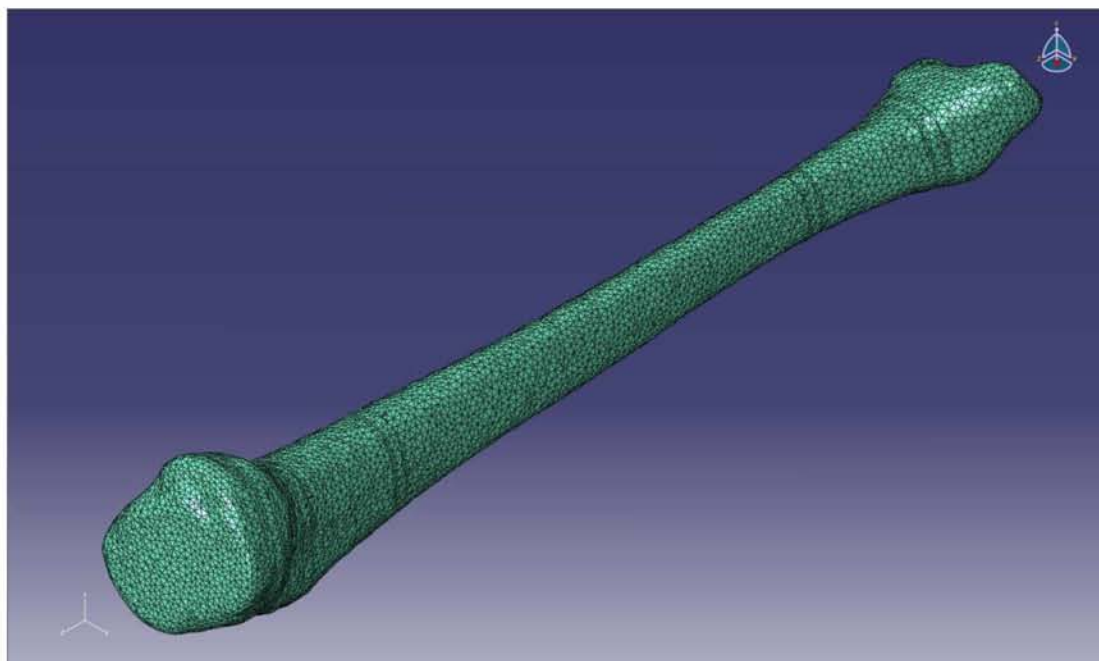
Εικόνα 44: *Αρχείο STL του μελού των οστών*

Βήμα 3: Διακριτοποίηση στερεού μοντέλου

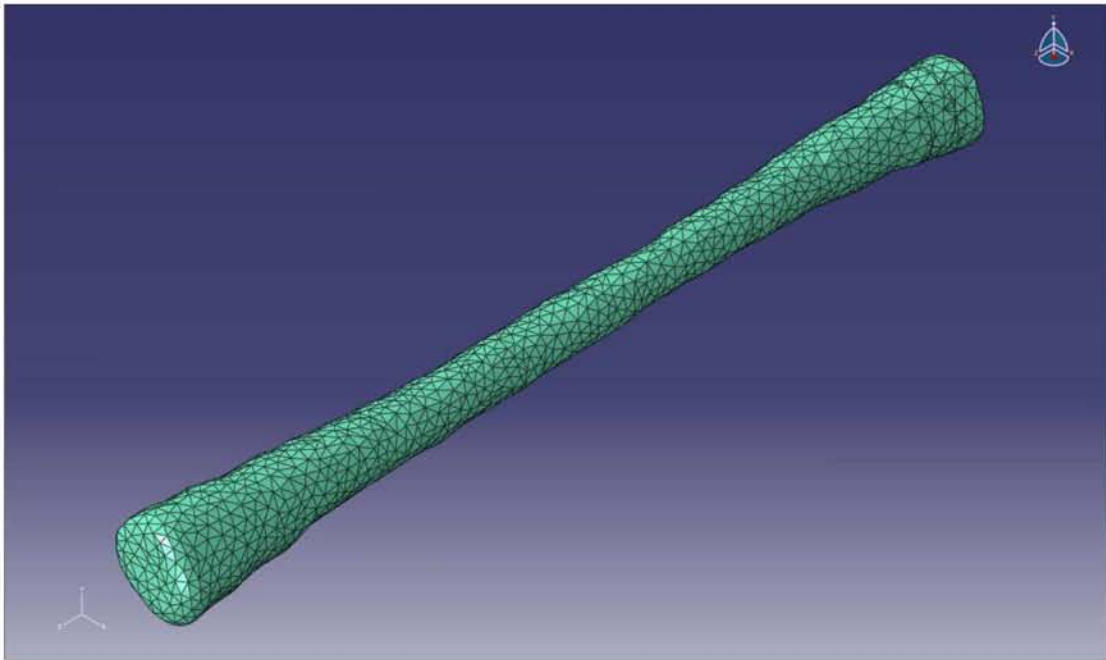
Τα αρχεία STL που αναπτύχθηκαν στο Βήμα 2 μετατράπηκαν σε αρχεία τύπου IGES (Initial Graphics Exchange Specification) για την εισαγωγή τους στο ABAQUS και την δημιουργία του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων. Η μετατροπή των αρχείων STL σε IGES έγινε με το πρόγραμμα Solidworks.

Το πλαίσιο Ilizarov κατασκευάστηκε εξ' ολοκλήρου στο ABAQUS.

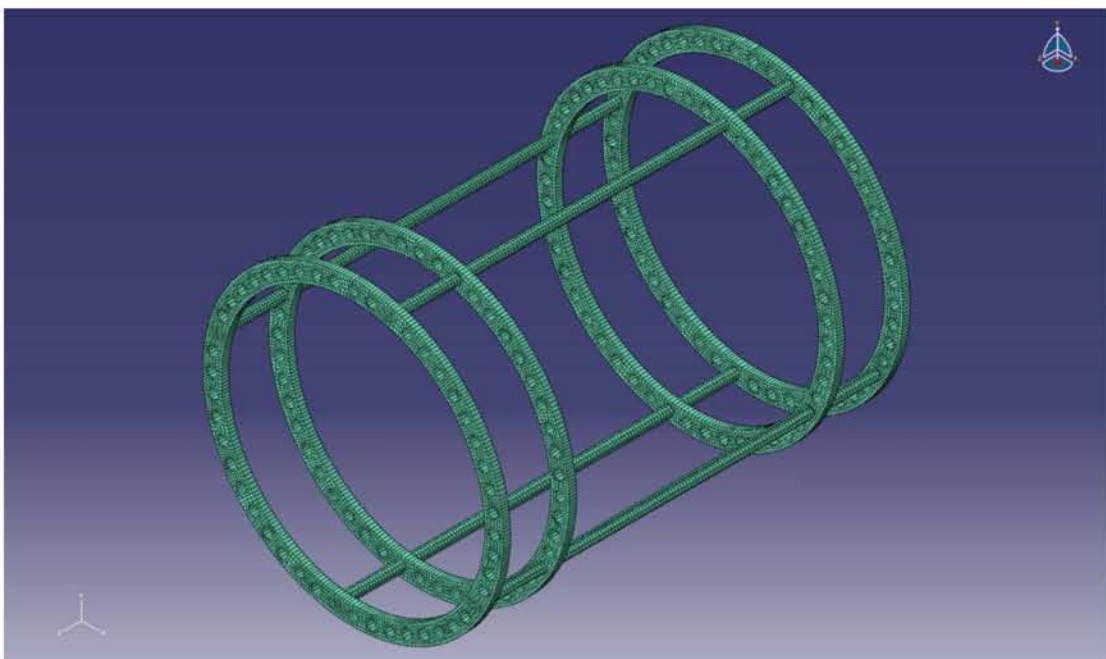
Για τη διακριτοποίηση του οστού (Εικόνα 45) και του μυελού των οστών (Εικόνα 46) χρησιμοποιήθηκαν τετραεδρικά στοιχεία (tet elements), ενώ για το πλαίσιο (Εικόνα 47) επιλέξαμε εξαεδρικά στοιχεία (hex elements). Οι βελόνες Kirschner μοντελοποιήθηκαν ως στοιχεία beam (beam elements).



Εικόνα 45: Διακριτοποιημένο μοντέλο του οστού της κνήμης



Εικόνα 46: Διακριτοποιημένο μοντέλο του μελού των οστών

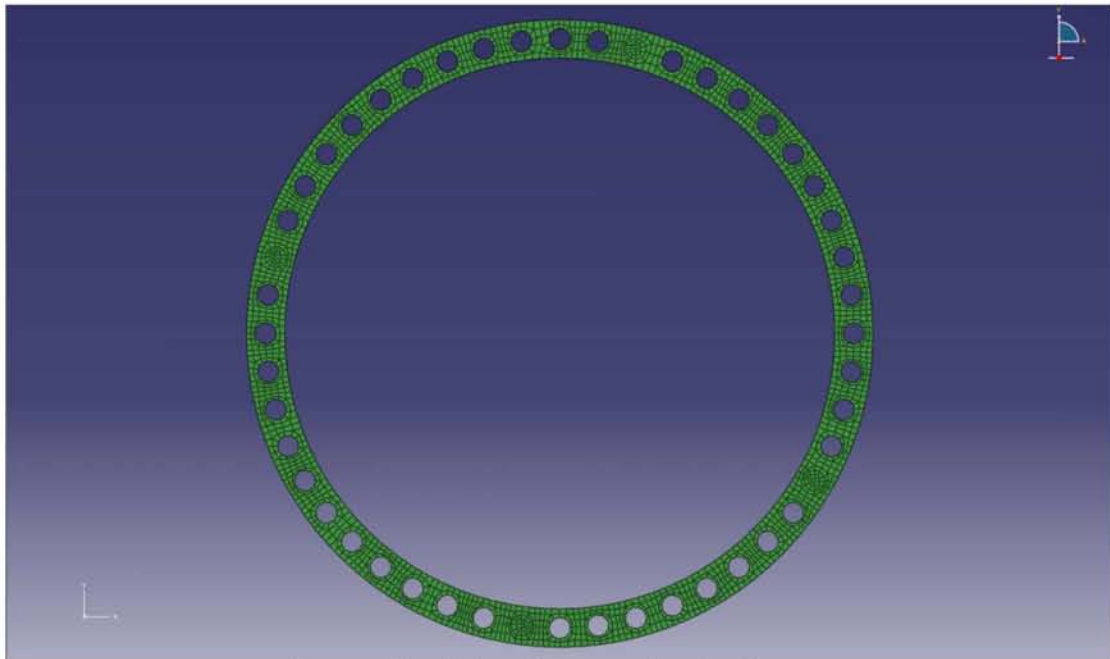


Εικόνα 47: Διακριτοποιημένο μοντέλο του πλαισίου Ilizarov

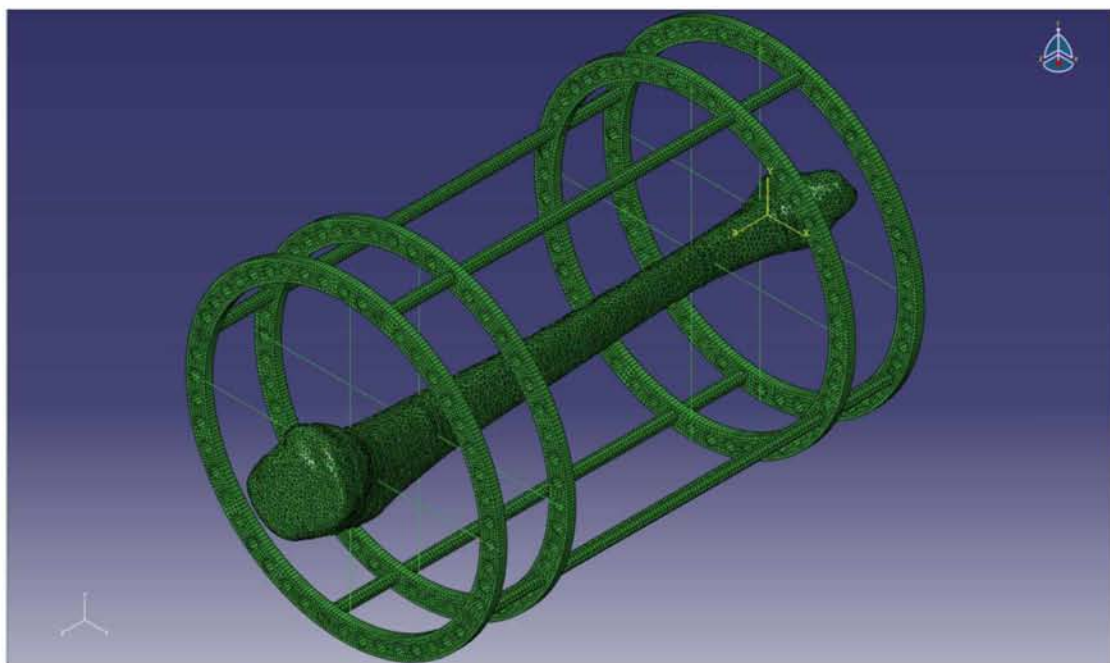
Για το σχεδιασμό του πλαισίου Ilizarov χρησιμοποιήθηκε η “πρωτότυπη” κατασκευή που μας παραχωρήθηκε από την Ορθοπεδική Κλινική της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας (Εικόνα 48). Η κατασκευή αποτελείται από 4 δακτυλίους, 4 κάθετες ράβδους και 2 βελόνες ανά δακτύλιο. Ο δακτύλιος του μοντέλου (Εικόνα 49) έχει εξωτερική ακτίνα 102,5 mm και εσωτερική ακτίνα ίση με 90 mm. Έχει 44 τρύπες που κατανέμονται συμμετρικά σε όλη την περιφέρεια του.



Εικόνα 48: “Πρωτότυπο” πλαίσιο Ilizarov



Εικόνα 49: Ο δακτύλιος του πλαισίου Pizarro



Εικόνα 50: Το τελικό μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του συστήματος E.O. Pizarro

Το πάχος των δακτυλίων είναι 5 mm και συνδέονται μεταξύ τους με επιμήκεις ράβδους μήκους 278 mm και διαμέτρου 5,8 mm. Οι δακτύλιοι απέχουν μεταξύ τους 40 mm και οι δύο κεντρικοί 178 mm. Το μήκος του κνημιαίου οστού είναι 35 cm.

Το ABAQUS χρησιμοποιήθηκε τόσο για την παραγωγή του τελικού μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων όσο και για την ανάλυση των τάσεων.

3.3 Περιγραφή και ανάλυση μοντέλου

Μετά την εξαγωγή του μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων του συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Πίζαρον συνεχίζουμε με επιπλέον επεξεργασία ώστε να αναλύσουμε τις τάσεις που ασκούνται στο σύστημα μας υπό συνθήκες συγκεκριμένης φόρτισης.

3.3.1 Επιλογή υλικών

Η επιλογή των καταστατικών μοντέλων (σχέσεις τάσεων – παραμορφώσεων) για τα υλικά μιας κατασκευής αποτελεί ένα από τα βασικά στάδια για τη μηχανική ανάλυση της κατασκευής με τη Μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων.

Στην παρούσα μελέτη τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν τόσο για το οστό όσο και για το πλαίσιο Πίζαρον είναι ισότροπα και γραμμικώς ελαστικά.

Οστό

Το υλικό που χρησιμοποιούμε στο μοντέλο μας για το οστό της κνήμης είναι ισότροπο και γραμμικά ελαστικό με μέτρο Young $E = 20000$ MPa και λόγο Poisson $\nu=0.4$ όπως προέκυψε από την μελέτη των W. Walke, J. Marciniak, Z. Paszenda, and M. Kaczmarek (2008). Οι παραπάνω ερευνητές προχώρησαν σε εμβιομηχανική ανάλυση του οστού της κνήμης με ιδιότητες $E = 18600$ MPa και λόγο Poisson $\nu = 0.4$

Μυελός των οστών

Στην εργασία των P.M. Cattaneo, M. Dalstra, and B. Melsen (2005) αναφέρονται οι παρακάτω ιδιότητες οι οποίες και χρησιμοποιήθηκαν. Το μέτρο Young $E = 200$ MPa και ο λόγος Poisson $\nu=0.3$

Πλαίσιο Pizarov

Σύμφωνα με την εργασία των K. P. Baidya, S. Ramakrishna, M. Rahman and A. Ritchie, (2001) τα υλικά τα οποία χρησιμοποιούνται τις περισσότερες φορές στο πλαίσιο Pizarov είναι ο ανοξείδωτος χάλυβας (stainless steel) και το αλουμίνιο. Για τις μηχανικές ιδιότητες προτείνεται μέτρο Young $E=210$ GPa και λόγος Poisson $\nu=0.31$. Οι M. Watson, K. J. Mathias, N. Maffulli, D. W. L. Hukins, and D. E. T. Shepherd, (2007) προτείνουν μέτρο Young $E=197$ GPa και λόγο Poisson $\nu=0.29$ για ολόκληρο το σύστημα Pizarov. Τελικά χρησιμοποιήθηκε μέτρο Young $E=200$ GPa και λόγος Poisson $\nu=0.3$

Βελόνες Kirschner

Για τις βελόνες Kirschner χρησιμοποιήθηκαν παρόμοιες μηχανικές ιδιότητες με αυτές του υπόλοιπου πλαισίου Pizarov, δηλαδή μέτρο Young $E=200$ GPa και λόγος Poisson $\nu=0.3$. Πρέπει να σημειωθεί πως στη βιβλιογραφία χρησιμοποιούνται διάφορες τιμές για το μέτρο ελαστικότητας, όπως $E=151$ GPa (Hillard et al. 1998), $E=193$ GPa (Zhang 2004a,b) και $E=197$ GPa (Watson et al. 2003a,b).

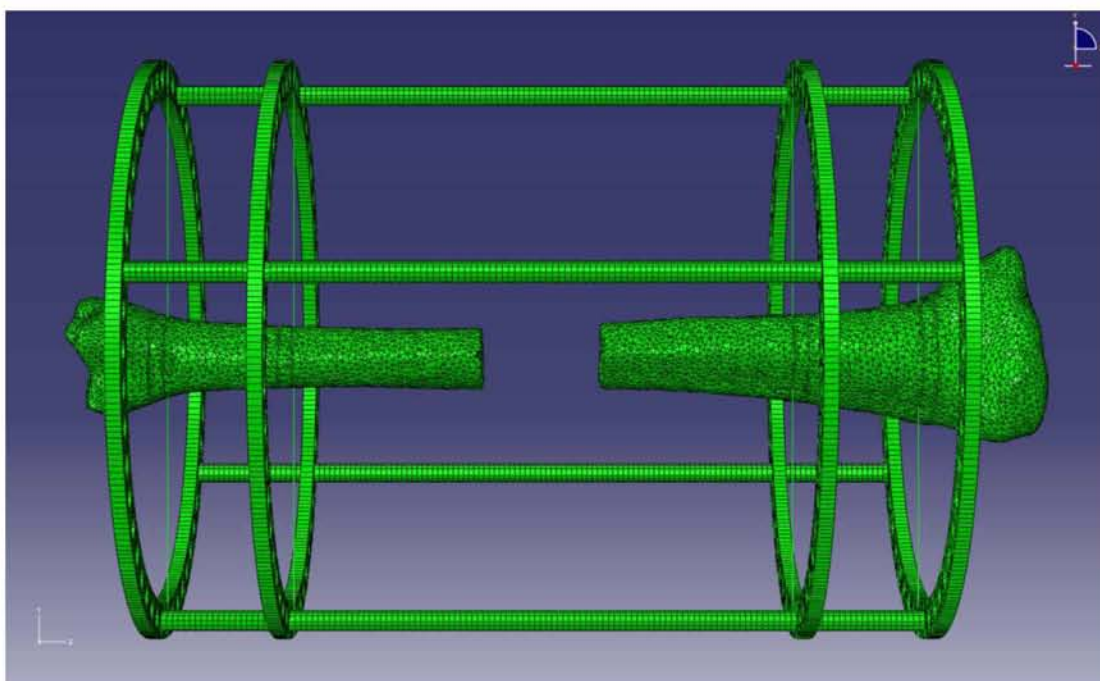
3.3.2 Σύνοψη μοντελοποίησης

Το μοντέλο του συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Pizarov που έχουμε κατασκευάσει περιλαμβάνει το οστό της κνήμης, τον μυελό των οστών και το πλαίσιο Pizarov που αποτελείται από 4 δακτυλίους που συγκρατούνται μεταξύ τους με 4 επιμήκεις ράβδους. Χρησιμοποιούμε 2 βελόνες Kirschner διαμέτρου 1,5 – 2,0 mm σε κάθε δακτύλιο οι οποίες σχηματίζουν ορθή γωνία μεταξύ τους. Ο συνολικός αριθμός των βελονών στο σύστημα μας είναι 8. Οι βελόνες βρίσκονται υπό τάση. Η τάση αυτή εξαρτάται από την ηλικία και το βάρος του ασθενή.

Στην ανάλυση μας θεωρήσαμε διαφορετικές τιμές προέντασης σε συνδυασμό με διαφορετικές τιμές για τη διάμετρο των δακτυλίων και τη διάμετρο των βελονών. Ο κύκλος φόρτισης φτάνει τα 650 N για βελόνες διαμέτρου 1,5 mm και τα 1000 N για βελόνες 1,8 mm και 2,0 mm.

3.3.3 Ενσωμάτωση κατάγματος στο μοντέλο

Το κάταγμα ενσωματώθηκε στο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων ως ένα κενό στο κεντρικό τμήμα του οστού της κνήμης (Εικόνα 51). Το κενό αυτό έχει μήκος λίγο μεγαλύτερο από 40 mm ώστε να αποφύγουμε την επαφή των δύο κομματιών κατά τη διάρκεια της ανάλυσης. Στην περίπτωση αυτή όλη η δύναμη μεταφέρεται στο πλαίσιο διαμέσου των βελονών Kirschner.



Εικόνα 51: Διακριτοποιημένο μοντέλο με ενσωμάτωση κατάγματος

Το τελικό μοντέλο αποτελείται από:

Στοιχεία	222118
Κόμβοι	74824
Μεταβλητές	223776

Πίνακας 1: Μέγεθος του προβλήματος

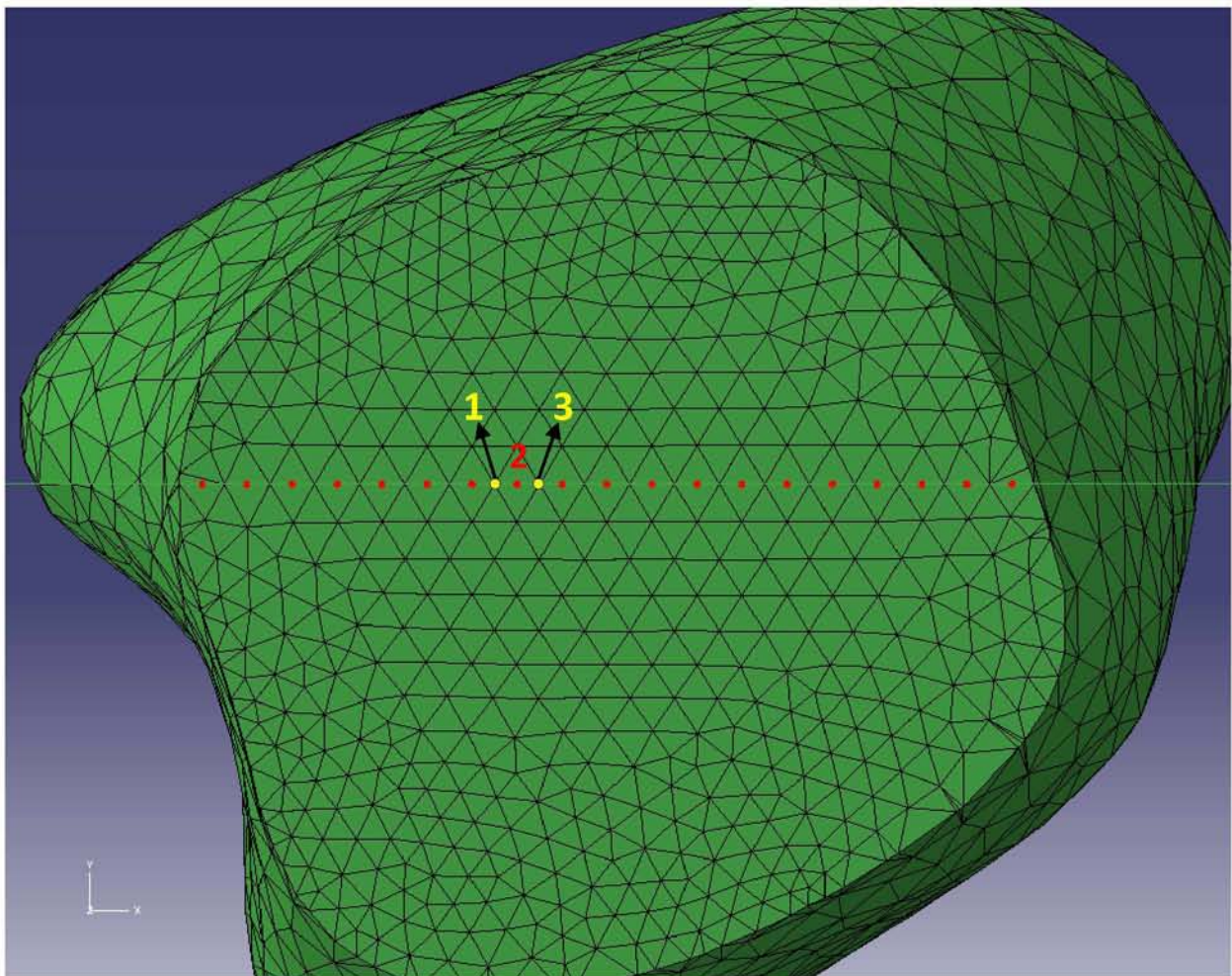
Οι μεταβλητές εμπεριέχουν τους βαθμούς ελευθερίας του προβλήματος και τους πολλαπλασιαστές Lagrange.

Πολύ σημαντική για τη διεξαγωγή της ανάλυσης είναι η εισαγωγή στο μοντέλο των περιορισμών που θα αναγκάζουν τις βελόνες Kirschner να γλιστράνε παράλληλα με την επιφάνεια του οστού και να μην μετακινούνται πάνω ή κάτω πάρα μόνο σε ευθεία με τους κόμβους του οστού. Γι' αυτό το λόγο οι κόμβοι του οστού στην επιφάνεια αυτή και οι κόμβοι της βελόνας σχεδιάστηκαν ώστε να βρίσκονται στην ίδια ευθεία και εφαρμόστηκε ένας MPC (Multi-point constraint) περιορισμός στους κόμβους της βελόνας. Έτσι με την εντολή

*MPC

SLIDER,2,1,3

περιορίζεται ο κόμβος 2 που ανήκει στη βελόνα, ώστε να κινείται σε ευθεία με τους κόμβους 1 (αριστερά) και 3 (δεξιά) που ανήκουν στο οστό (Εικόνα 52).



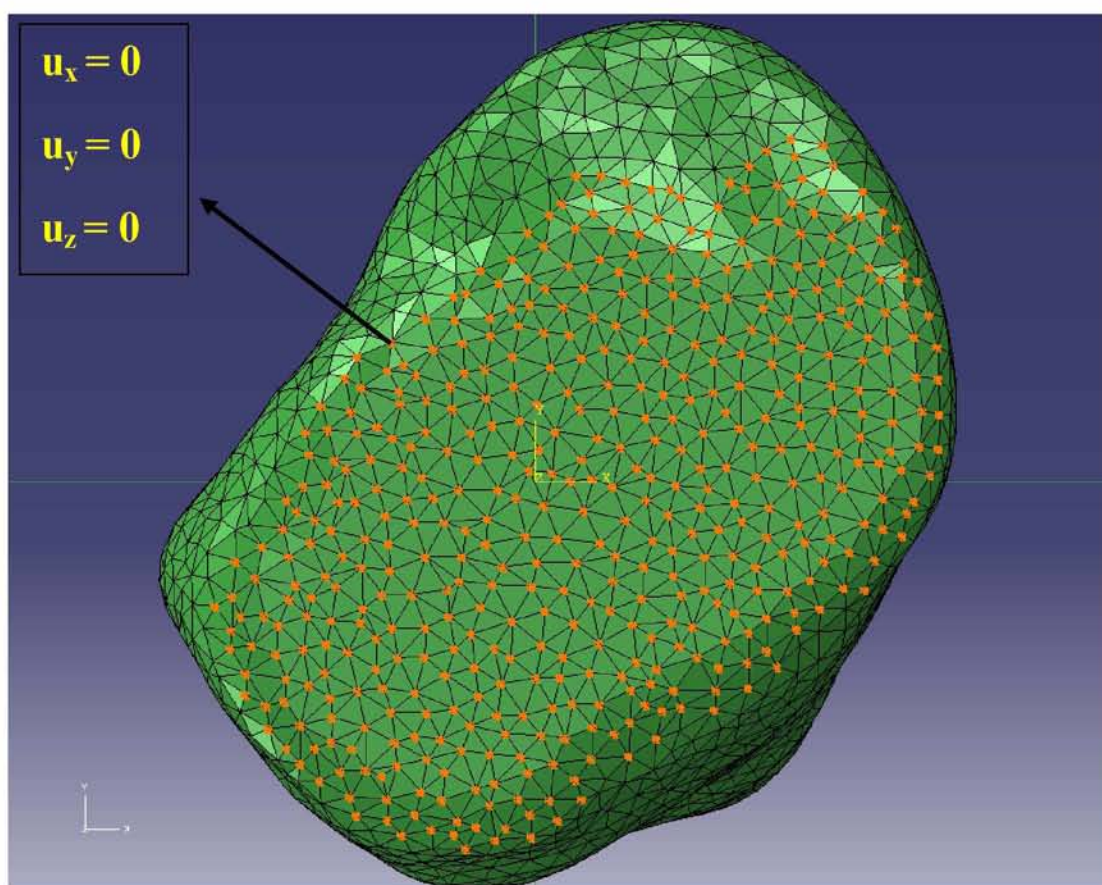
Εικόνα 52: MPC (Multi-point constraint) περιορισμός στους κόμβους της βελόνας Kirschner

Η προένταση στις βελόνες εισήχθη ως αρχική συνθήκη στο πρόβλημα με την εντολή

*INITIAL CONDITIONS, TYPE=STRESS

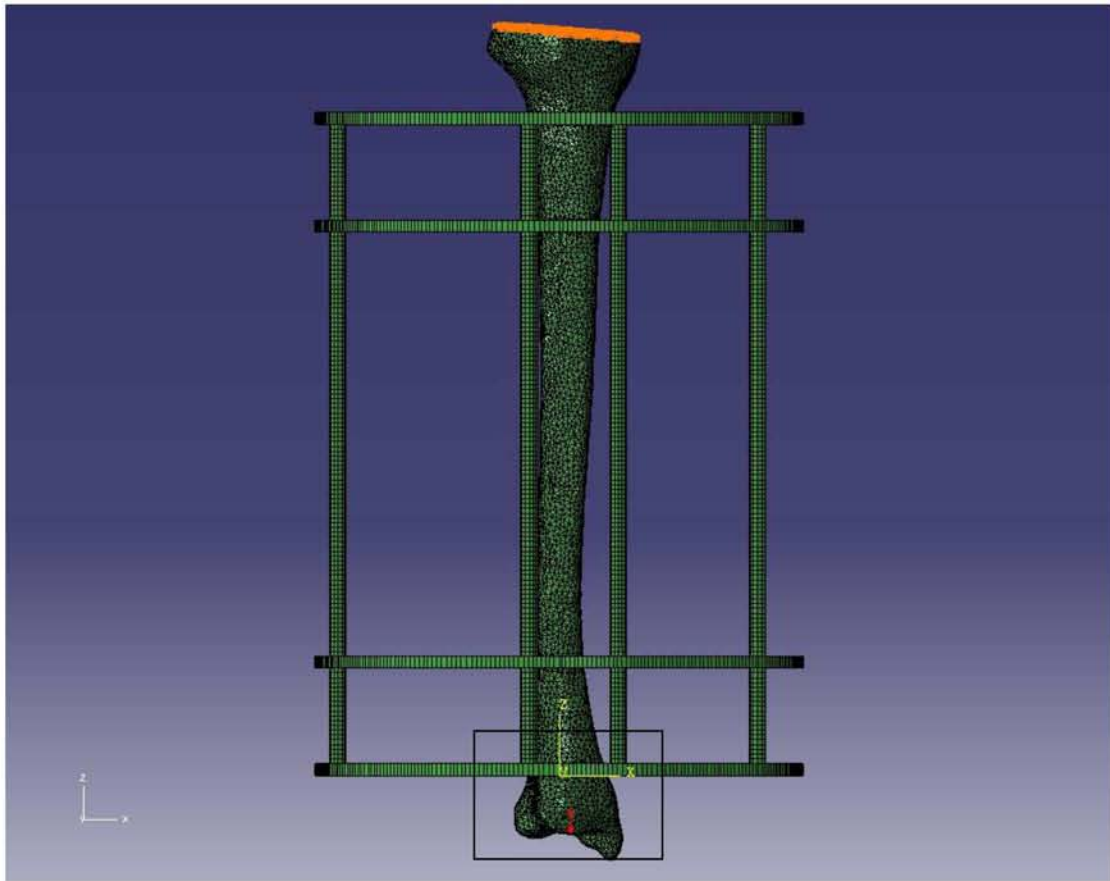
3.3.4 Συνοριακές συνθήκες

Πριν προχωρήσουμε στην ανάλυση του μοντέλου και στην εξαγωγή αποτελεσμάτων είναι αναγκαίο να ορίσουμε τις συνοριακές συνθήκες του προβλήματος. Για να αναπαραστήσουμε όσο το δυνατόν καλύτερα τις πραγματικές συνθήκες περιορίσαμε τους κόμβους της πάνω επιφάνειας του οστού και στις 3 διευθύνσεις. (Εικόνα 53, Εικόνα 54)

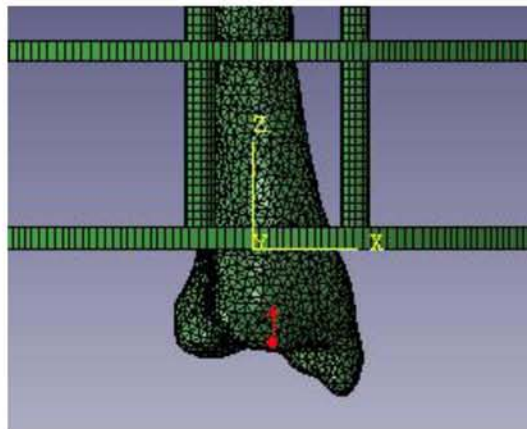


Εικόνα 53: Συνοριακές συνθήκες του προβλήματος

Οι κύκλοι φόρτισης των 650 N και 1000 N εφαρμόστηκαν στο κάτω μέρος του οστού κατά τη διεύθυνση του άξονα z. (Εικόνα 54, Εικόνα 55)

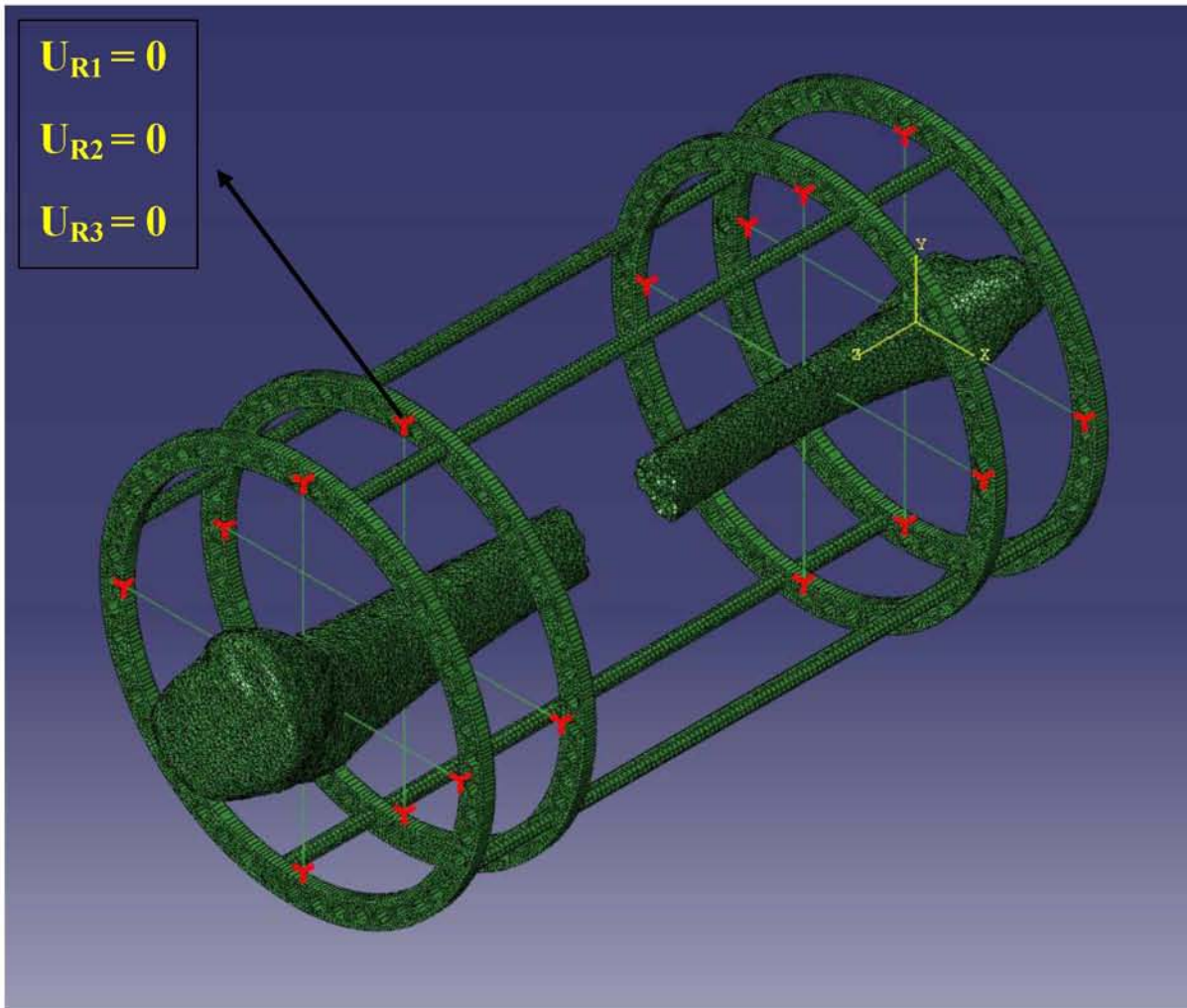


Εικόνα 54: Συνοριακές συνθήκες του προβλήματος και φόρτιση



Εικόνα 55: Λεπτομέρεια φόρτισης

Επίσης περιορίστηκαν όλοι οι κόμβοι που συνδέουν τις βελόνες με τους δακτυλίους ώστε να μην επιτρέπονται οι στροφές στους άξονες x,y και z. (Εικόνα 56)



Εικόνα 56: Περιορισμός κόμβων ως προς τις στροφές στους άξονες x,y και z

Κεφάλαιο 4 Αποτελέσματα

4.1 Φόρτιση υγιούς κνημιαίου οστού

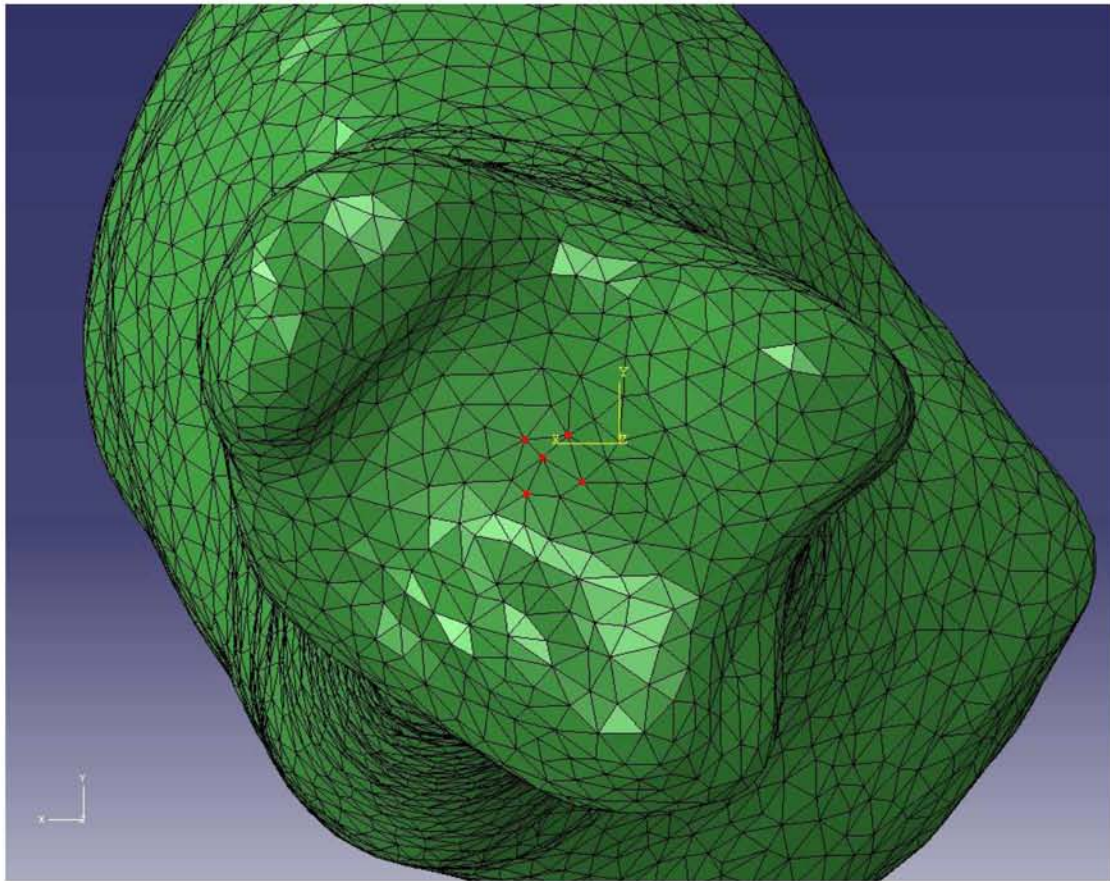
Το πρώτο στάδιο των πειραματικών διεργασιών περιλαμβάνει την φόρτιση ενός υγιούς οστού της κνήμης ώστε να κατανοήσουμε την επιρροή που θα έχουν τα φορτία που ασκούνται πάνω στο οστό στην κατανομή των τάσεων στις διάφορες περιοχές του οστού. Ακολουθήσαμε παρόμοια διαδικασία με αυτή που προτείνεται από τους W. Walke, J. Marciniak, Z. Paszenda, M. Kaczmarek, (2008) στη μελέτη τους.

4.1.1 Συνοριακές συνθήκες

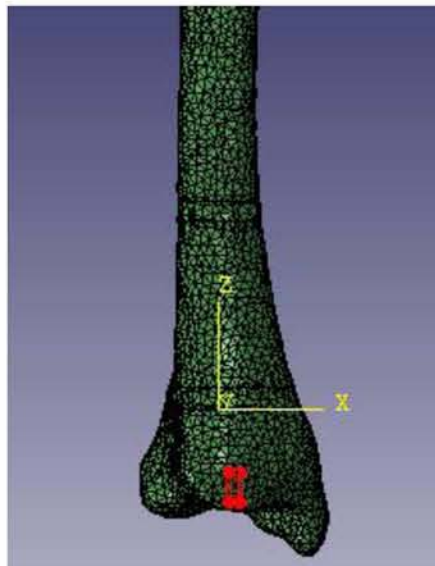
Για να μπορέσουμε να ολοκληρώσουμε τους υπολογισμούς μας είναι απαραίτητο να επιλέξουμε τις αρχικές και συνοριακές συνθήκες του προβλήματος που θα αναπαριστούν το πραγματικό φαινόμενο με τη μεγαλύτερη ακρίβεια. Γι' αυτό το λόγο έγιναν οι παρακάτω υποθέσεις:

- Η πάνω μεριά του οστού ακινητοποιήθηκε (Όλοι οι βαθμοί ελευθερίας μηδενίστηκαν $U_1=U_2=U_3=0$). Αυτό επέτρεψε μετατοπίσεις στο κάτω μέρος του οστού και απέτρεψε πιθανές στροφές.
- Η κάτω μεριά του οστού φορτίστηκε με δυνάμεις εύρους 100 N, 500 N, 1000 N και 2000 N.
- Οι τάσεις που υπολογίστηκαν στην ανάλυση είναι οι τιμές σύμφωνα με την υπόθεση Huber-Mises.

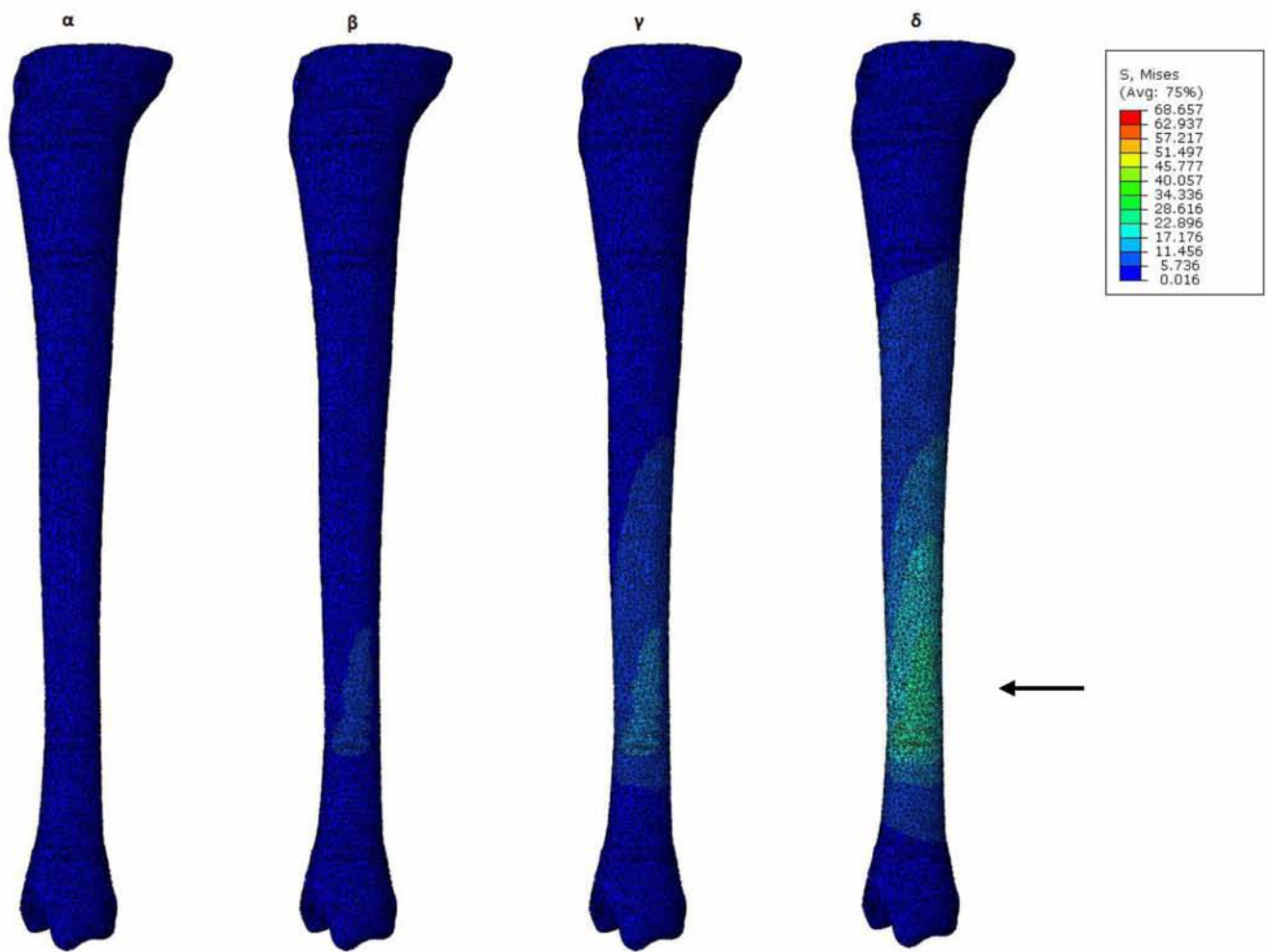
Να αναφέρουμε πως οι δυνάμεις σε κάθε περίπτωση εφαρμόστηκαν συμμετρικά ως 5 διανύσματα με συνολική συνισταμένη δύναμη ίση με 100 N, 500 N, 1000 N και 2000 N αντίστοιχα (Εικόνα 57, Εικόνα 58).



Εικόνα 57: Κόμβοι στους οποίους εφαρμόστηκε η φόρτιση



Εικόνα 58: Λεπτομέρεια φόρτισης



Σχήμα 1: Περιοχή μέγιστης καταπόνησης στο υγιές οστό της κνήμης για φορτία
 α)100 N, β)500 N, γ)1000 N, δ)2000 N

4.1.2 Συμπεράσματα

Τα αποτελέσματα των αναλύσεων συμφωνούν με αυτά των W. Walke, J. Marciniak, Z. Paszenda, M. Kaczmarek (2008). Οι τάσεις που εμφανίστηκαν δεν ξεπερνούν την αντοχή του οστού που είναι περίπου 160 MPa. Η ανάλυση του υγιούς οστού μας έδωσε τη δυνατότητα να εκτιμήσουμε την περιοχή της μέγιστης καταπόνησης του οστού της κνήμης. Η περιοχή αυτή απεικονίζεται στο Σχήμα 1. Στο ίδιο σχήμα παρατηρούμε τη διακύμανση των τάσεων στην περιοχή της μέγιστης καταπόνησης και τον τρόπο με τον οποίο εξαπλώνονται καθώς αυξάνεται η φόρτιση.

4.2 Φόρτιση κνημιαίου οστού με κάταγμα

Όπως έχουμε ήδη αναφέρει στο Κεφάλαιο 2.5.2, υπάρχουν ορισμένες παράμετροι οι οποίες έχουν σημαντική επίδραση στη συμπεριφορά και τη σταθερότητα του συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov.

Στην παρούσα εργασία εξετάστηκαν οι παρακάτω παράμετροι:

- A) Η διάμετρος των βελονών
- B) Η διάμετρος των δακτυλίων
- Γ) Η αρχική προένταση στις βελόνες

Κατ' αυτό τον τρόπο διαπιστώθηκε κατά πόσο επηρεάζουν σημαντικά μεγέθη του προβλήματος όπως είναι οι τάσεις και οι μετατοπίσεις. Πιο αναλυτικά μελετήθηκαν οι παρακάτω περιπτώσεις:

Διάμετρος δακτυλίων	Διάμετρος βελονών	Προένταση βελονών
150 mm	1,5 mm	50 kg, 70 kg, 90 kg
	1,8 mm	50 kg, 70 kg, 90 kg 110 kg, 130 kg
	2,0 mm	50 kg, 70 kg, 90 kg 110 kg, 130 kg
180 mm	1,5 mm	50 kg, 70 kg 90 kg
	1,8 mm	50 kg, 70 kg, 90 kg 110 kg, 130 kg
	2,0 mm	50 kg, 70 kg, 90 kg 110 kg, 130 kg

Πίνακας 2: Περιπτώσεις παραμέτρων που μελετήθηκαν

Οι βελόνες με διάμετρο 1,5 mm προεντείνονται μέχρι και τα 90 kg το οποίο είναι το μέγιστο όριο, αφού μετά από το όριο αυτό οι βελόνες ενδίδουν – παραμορφώνονται πλαστικά– ή γλιστρούν από τις βίδες με τις οποίες καθλώνονται στους δακτυλίους. Στις περιπτώσεις όπου χρησιμοποιούνται βελόνες διαμέτρου 1,8 mm και 2,0 mm η μέγιστη επιτρεπόμενη προένταση είναι 130 kg.

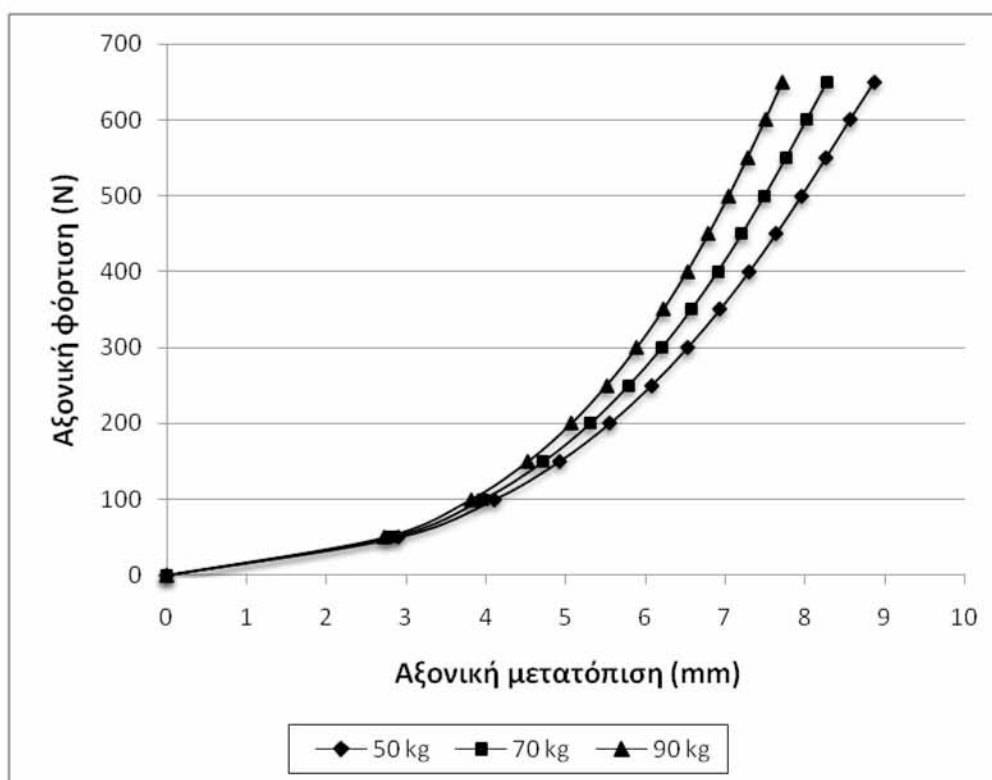
Το σύστημα υποβάλλεται σε ένα κύκλο φόρτισης 650 N για βελόνες διαμέτρου 1,5 mm και σε κύκλο φόρτισης 1000 N για βελόνες 1,8 mm και 2,0 mm. Το φορτίο αυξάνεται κατά 50 N σε κάθε βήμα.

Για κάθε περίπτωση σχεδιάζονται διαγράμματα που δείχνουν τη συμπεριφορά του συστήματος στις αλλαγές των παραμέτρων.

Τα ποσοστά που υπολογίζονται σε κάθε περίπτωση και δηλώνουν αύξηση ή μείωση ενός μεγέθους αναφέρονται σε φορτίσεις 650 N και 1000 N (ανάλογα με την περίπτωση).

4.2.1 Περίπτωση 1

Στην πρώτη περίπτωση η διάμετρος των δακτυλίων είναι 150 mm και η διάμετρος των βελονών 1,5 mm.

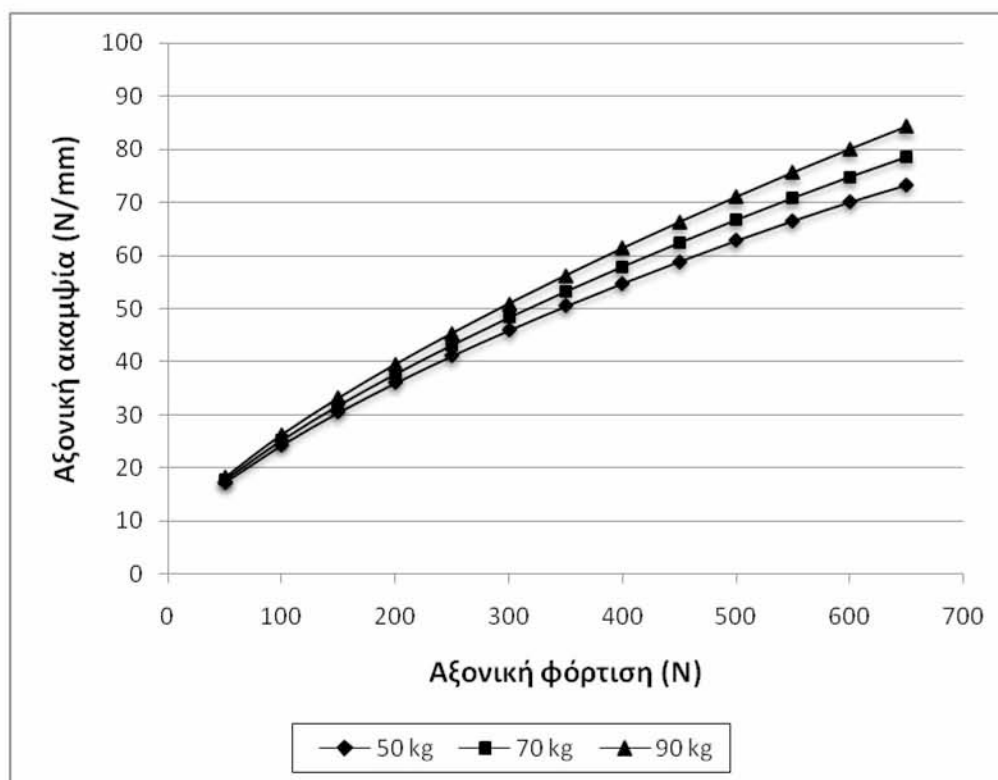


Διάγραμμα 1: Επίδραση της προέντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

Στο Διάγραμμα 1 παρατηρούμε την αξονική μετατόπιση του συστήματος καθώς αυξάνεται η φόρτιση στο οστό για διαφορετικές προεντάσεις των βελονών. Αύξηση της προέντασης από 50 kg σε 90 kg έχει ως αποτέλεσμα την μείωση της αξονικής μετατόπισης κατά 14,93%. Επίσης παρατηρούμε τη μη γραμμική συμπεριφορά της καμπύλης σε μικρές φορτίσεις, ενώ σε μεγαλύτερα φορτία παρουσιάζεται μια γραμμικότητα η οποία οφείλεται στην αυξανόμενη τάση των βελονών υπό την άσκηση του βάρους.

Εφ' όσον η συμπεριφορά των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην ανάλυση χαρακτηρίζεται από γραμμική ελαστικότητα, τότε η μη γραμμικότητα που παρατηρείται στα διαγράμματα της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με την αξονική φόρτιση οφείλεται προφανώς στη γεωμετρία του προβλήματος σύμφωνα με τον Zhang (2004a,b).

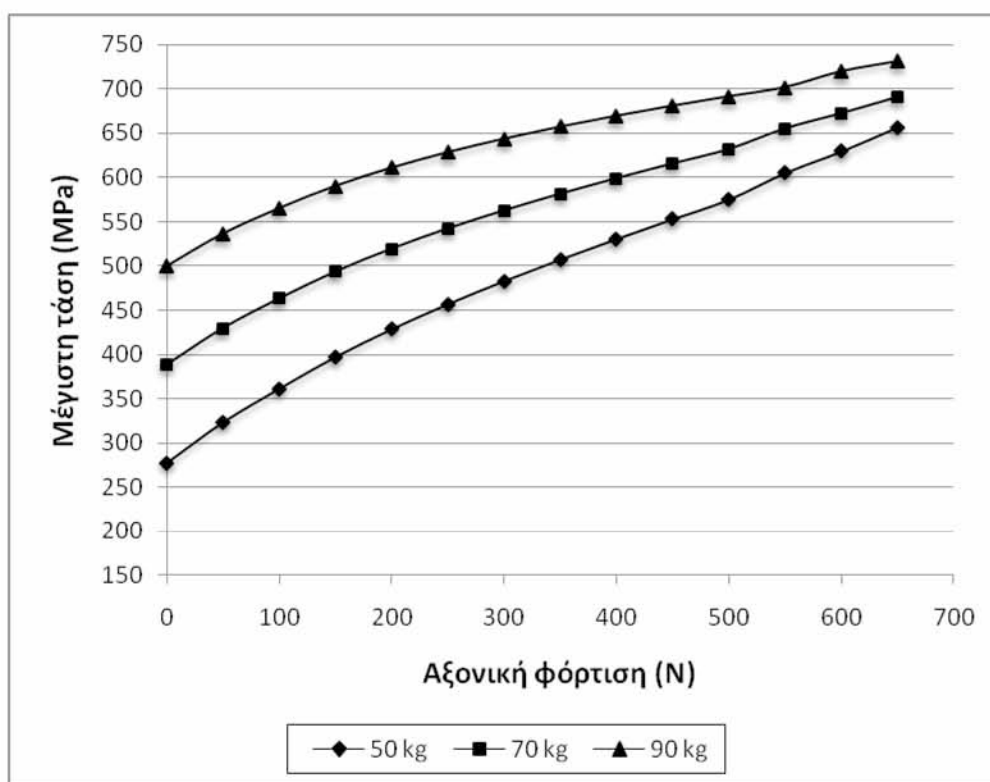
Η ακαμψία της συσκευής Pizaron αυξάνεται με την αύξηση της αξονικής φόρτισης όπως φαίνεται και από το Διάγραμμα 2. Παρατηρούμε πως η συσκευή έχει μια αρχική ακαμψία η οποία οφείλεται στην προένταση των βελονών.



Διάγραμμα 2: Επίδραση της προέντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

Μεγαλύτερη προένταση των βελονών οδηγεί σε μεγαλύτερη ακαμψία της συσκευής. Η αύξηση φτάνει το 12,99% για προένταση 90 kg σε σχέση με την επιβαλλόμενη προένταση των 50 kg.

Στη συνέχεια παρατηρούμε τη συμπεριφορά της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε συνάρτηση με την αύξηση της αξονικής φόρτισης. (Διάγραμμα 3)



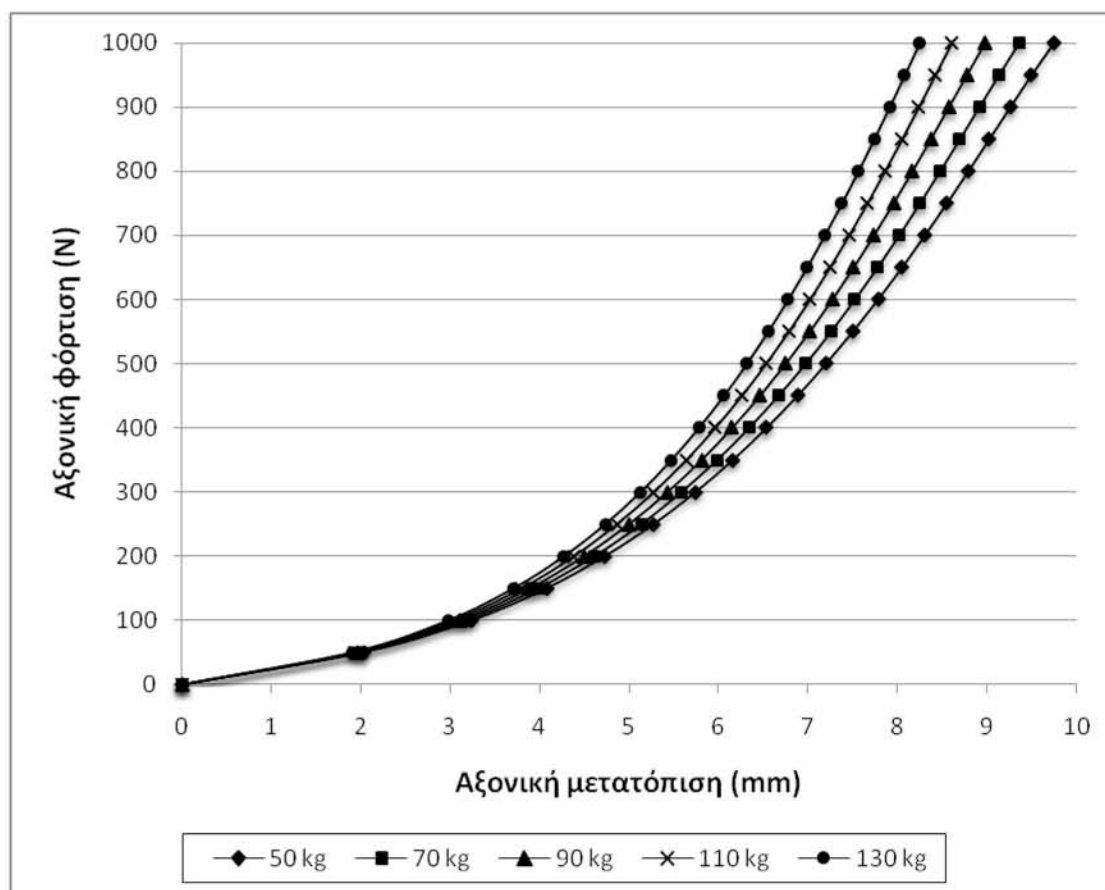
Διάγραμμα 3: Επίδραση της προέντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

Η τιμή της αρχικής τάσης οφείλεται στην προένταση των βελονών. Παρατηρείται ότι κατά την επιβολή της αξονικής φόρτισης, οι τάσεις τείνουν να συγκλίνουν ασχέτως με το μέγεθος της αρχικής προέντασης.

Για προένταση 50 kg εμφανίζεται μια αρχική τάση 277,8 MPa και η τελική τιμή της μέγιστης τάσης είναι 656,7 MPa. Παρουσιάζεται δηλαδή μια αύξηση 57,7 %. Για προένταση 90 kg σε κάθε βελόνα εμφανίζεται μια αρχική τάση 500 MPa και μια τελική τιμή 730,9 MPa. Η αύξηση είναι 31,6 %. Παρατηρούμε την πολύ μεγάλη αύξηση της μέγιστης τάσης στις βελόνες που εφαρμόστηκε προένταση 50 kg σε σχέση με εκείνες στις οποίες εφαρμόστηκε προένταση 90 kg.

4.2.2 Περίπτωση 2

Στη δεύτερη περίπτωση η διάμετρος των δακτυλίων είναι 150 mm και η διάμετρος των βελονών 1,8 mm.

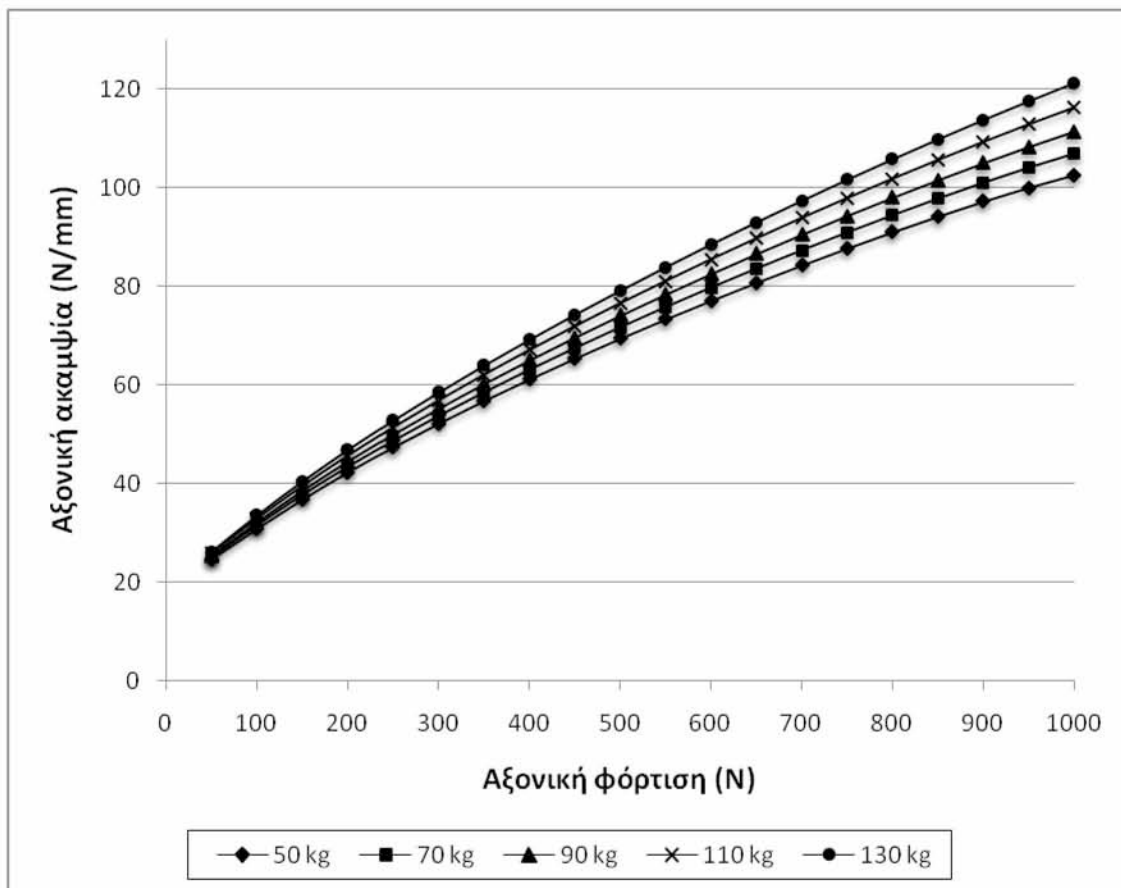


Διάγραμμα 4: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

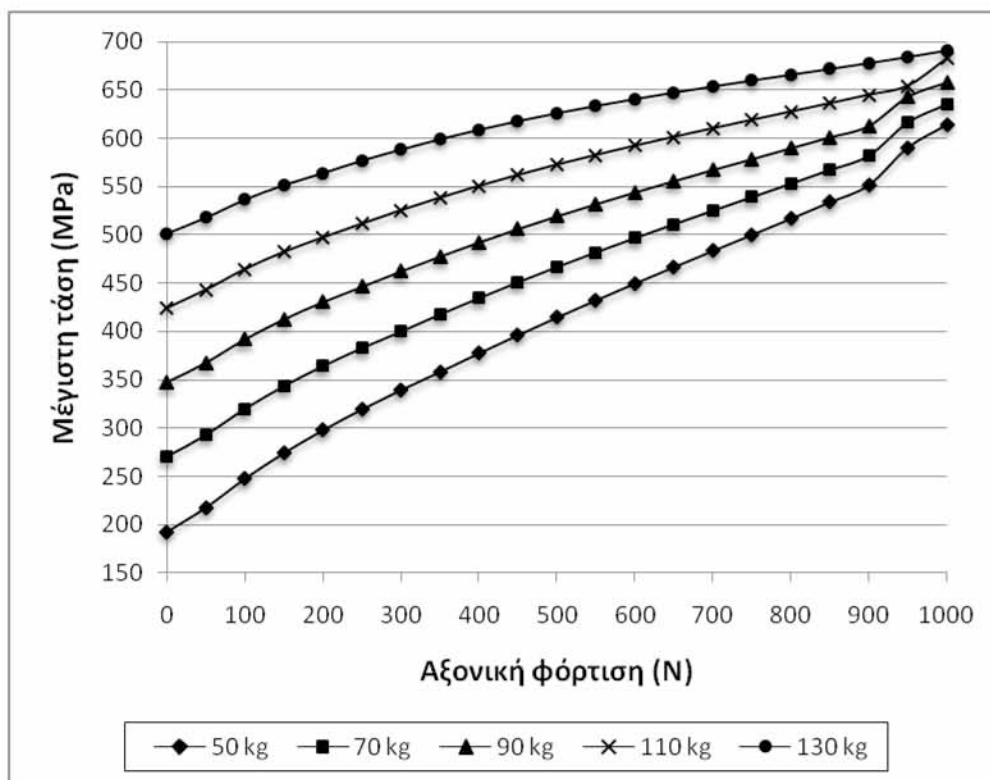
Παρατηρούμε μείωση της αξονικής μετατόπισης κατά 18,18% για αύξηση της πρόεντασης από 50 kg σε 130 kg (Διάγραμμα 4) και αύξηση της ακαμψίας κατά 15,39% (Διάγραμμα 5).

Για χαμηλές αξονικές φορτίσεις οι γραφικές παραστάσεις του Διαγράμματος 4 παρουσιάζουν μη-γραμμική συμπεριφορά. Καθώς αυξάνεται η φόρτιση η συμπεριφορά γίνεται γραμμική. Όσο μεγαλύτερο είναι το επίπεδο πρόεντασης στις βελόνες, τόσο πιο γρήγορα επέρχεται η γραμμική συμπεριφορά. Το ίδιο φαινόμενο μπορεί να παρατηρηθεί και στα αποτελέσματα προηγούμενων πειραματικών (Watson

et al. 2000), υπολογιστικών (Hillard et al. 1998; Zhang 2004b) και θεωρητικών (Zamani & Oyadiji 2008) μελετών.



Διάγραμμα 5: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης



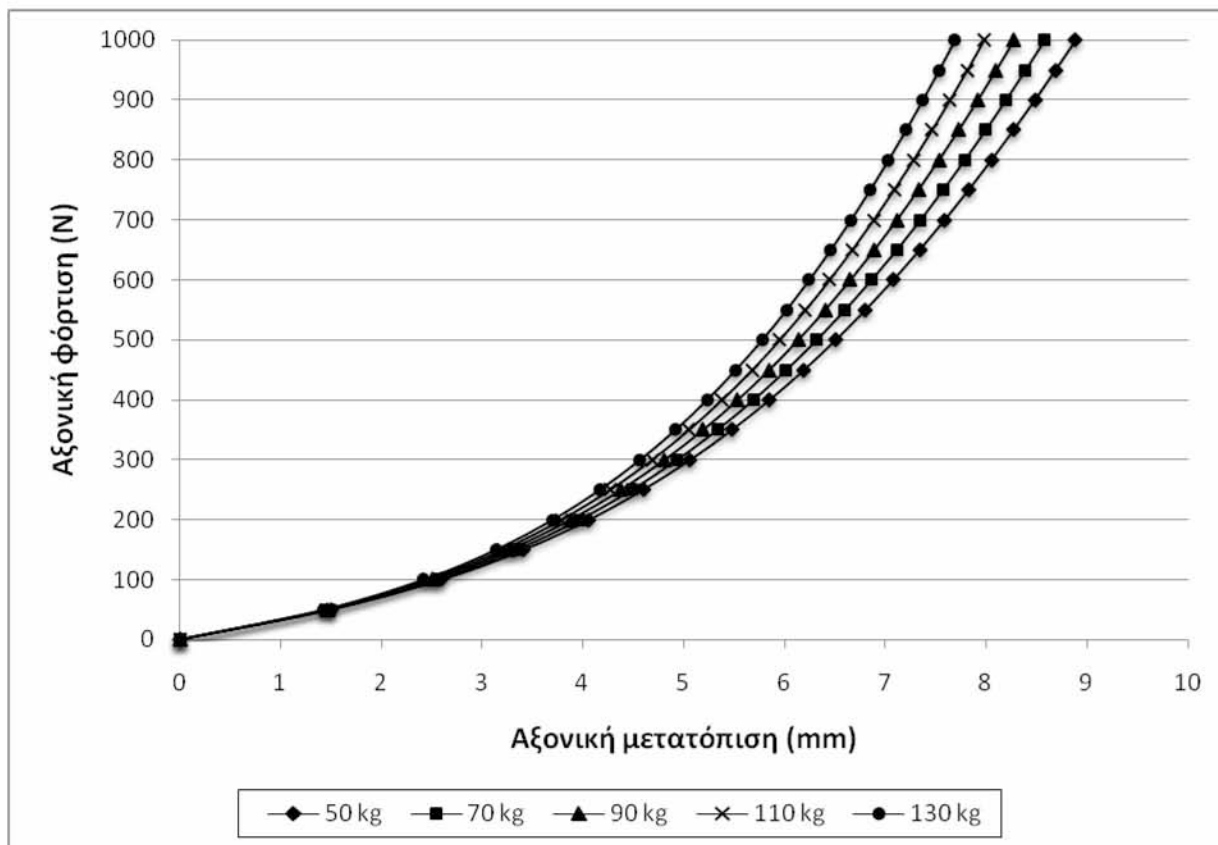
Διάγραμμα 6: Επίδραση της προέντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

Και εδώ παρατηρείται μείωση της καμπυλότητας στο διάγραμμα της μέγιστης τάσης συναρτήσει της αξονικής φόρτισης, κυρίως σε μεγαλύτερες τιμές προέντασης, ενώ σε μικρότερες προεντάσεις φαίνεται μια απότομη αύξηση σε μεγάλα φορτία (Διάγραμμα 6).

Σε δοκιμές που πραγματοποίησαν οι Hillard et al. (1998) σε δείγμα 12 βελονών από χάλυβα διαμέτρου 1,8 mm βρέθηκε πως η τάση διαρροής είναι κοντά στα 685 MPa και το σημείο θραύσης των βελονών στα 1287 MPa. Στην μελέτη των Watson et al. (2003) αναφέρεται ως όριο διαρροής για τις βελόνες από χάλυβα διαμέτρου 1,8 mm τα 896 MPa, σύμφωνα με τις ιδιότητες που προτείνουν οι Benham & Crawford (1987) και η Carpenter Technology Corporation που ειδικεύεται στις κατασκευή κραμάτων για ιατρικές εφαρμογές. Τέλος, στην μελέτη των Ryan et al. (2009) το όριο διαρροής για βελόνες από ανοξείδωτο χάλυβα δίνεται στα 1177,6 MPa για διάμετρο 1,5 mm και στα 1175,6 MPa για διάμετρο 1,8 mm, σύμφωνα με δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν από την μελέτη των Aronson & Harp (1992).

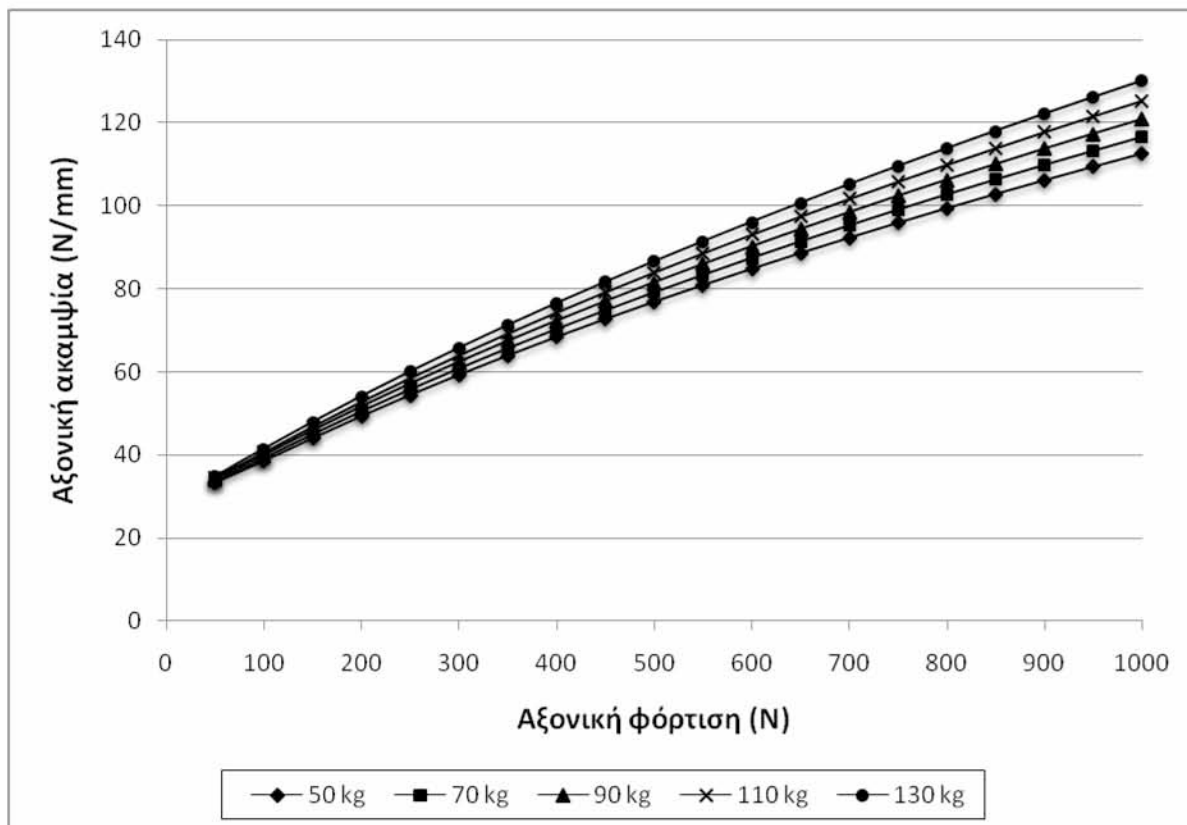
4.2.3 Περίπτωση 3

Στην τρίτη περίπτωση η διάμετρος των δακτυλίων είναι 150 mm και η διάμετρος των βελονών 2,0 mm.



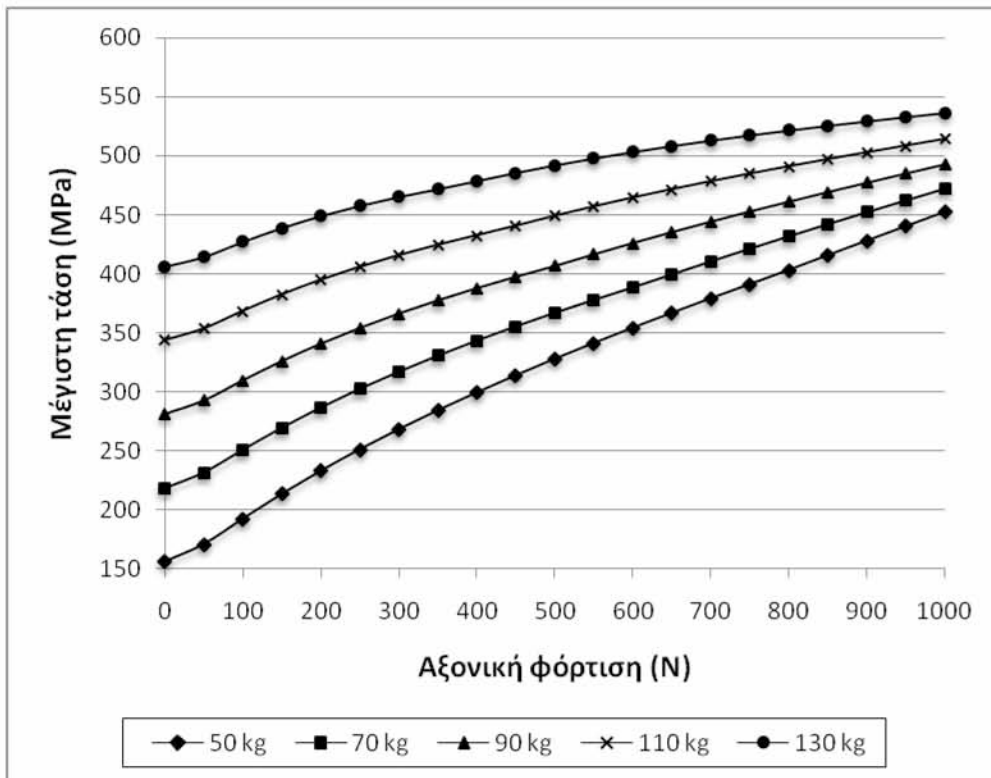
Διάγραμμα 7: Επίδραση της προέντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

Σύμφωνα με το Διάγραμμα 7, η αξονική μετατόπιση μειώνεται κατά 15,56% καθώς η προένταση στις βελόνες αυξάνεται από 50 kg σε 130 kg. Και στις υπόλοιπες περιπτώσεις προέντασης των βελονών η μείωση της αξονικής μετατόπισης είναι αισθητή.



Διάγραμμα 8: Επίδραση της προέντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

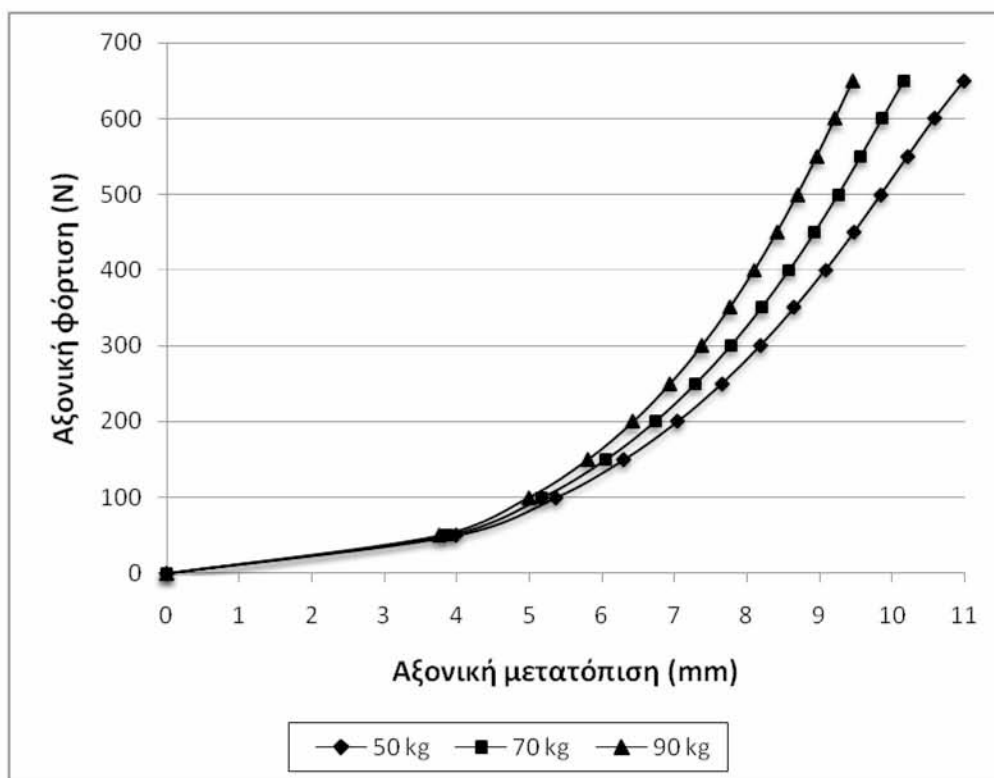
Η ακαμψία της συσκευής αυξάνεται κατά 13,47% καθώς αυξάνουμε την προένταση των βελονών από 50 kg σε 130 kg. (Διάγραμμα 8)



Διάγραμμα 9: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

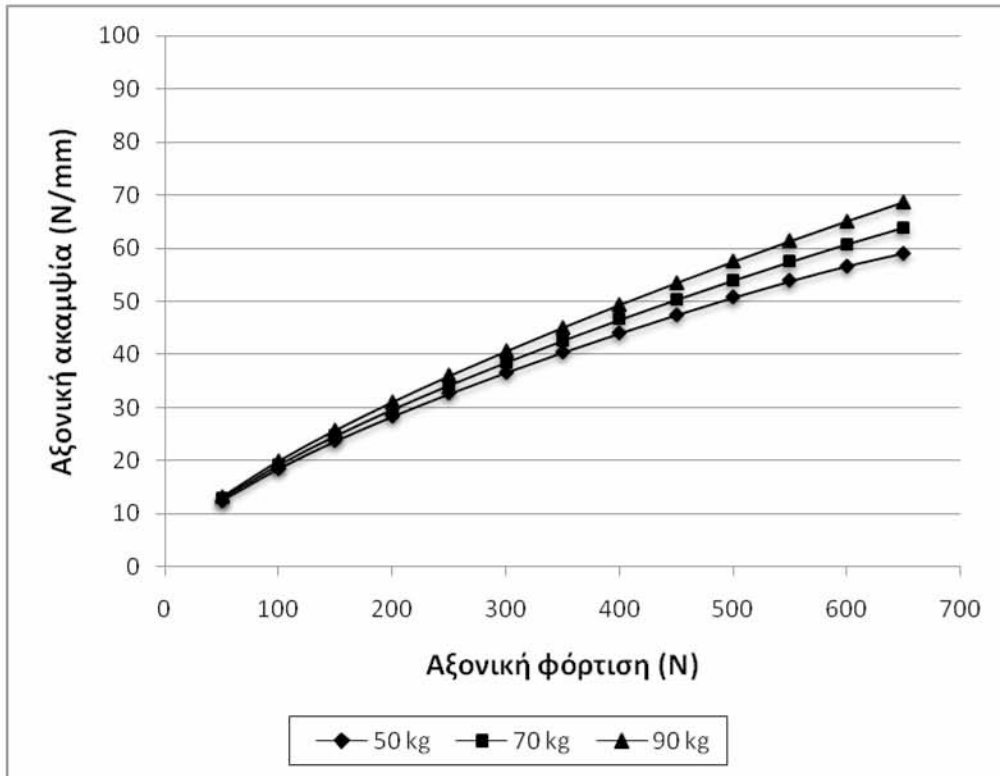
4.2.4 Περίπτωση 4

Στην επόμενη περίπτωση η διάμετρος των δακτυλίων είναι 180 mm και η διάμετρος των βελονών 1,5 mm. Και εδώ μπορούν να γίνουν παρόμοιες παρατηρήσεις με τις περιπτώσεις όπου η διάμετρος των δακτυλίων είναι 150 mm.

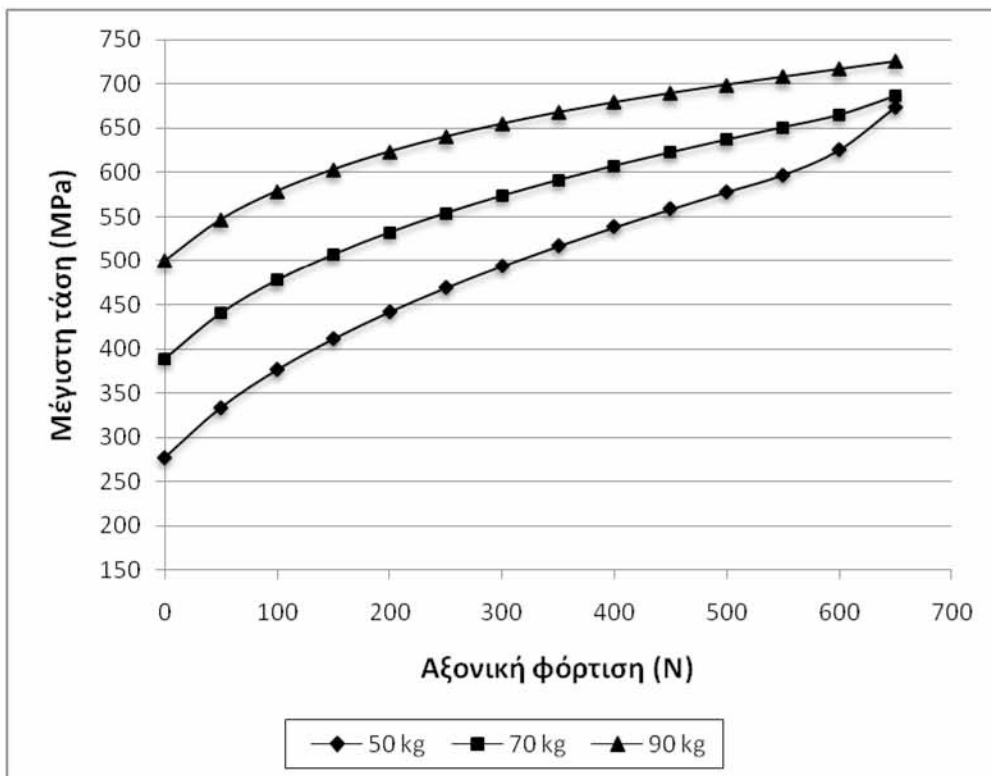


Διάγραμμα 10: Επίδραση της προέντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

Στο Διάγραμμα 10 παρουσιάζεται η αξονική μετατόπιση του συστήματος σε συνάρτηση με την αξονική φόρτιση. Για αύξηση της προέντασης από 50 kg σε 90 kg, η αξονική μετατόπιση μειώνεται κατά 16,22%. Αντίστοιχα, η ακαμψία αυξάνεται κατά 13,96% (Διάγραμμα 11).



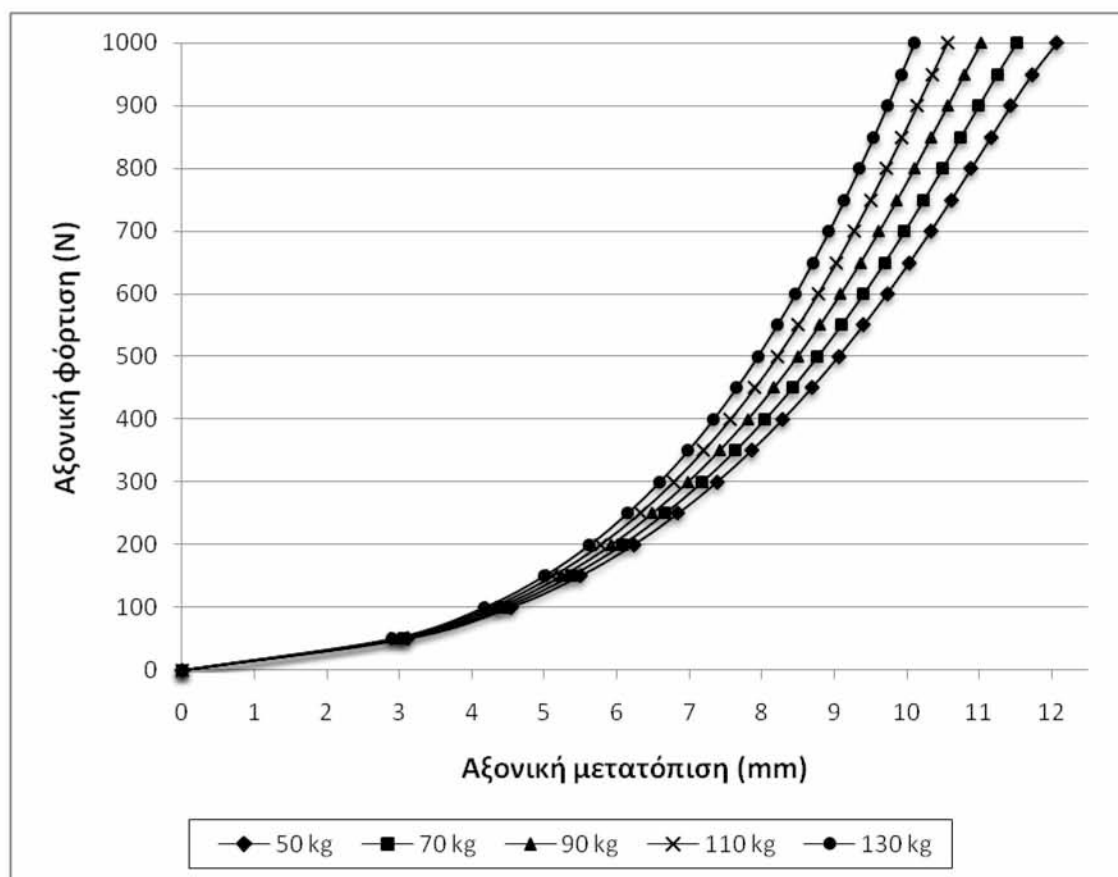
Διάγραμμα 11: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης



Διάγραμμα 12: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

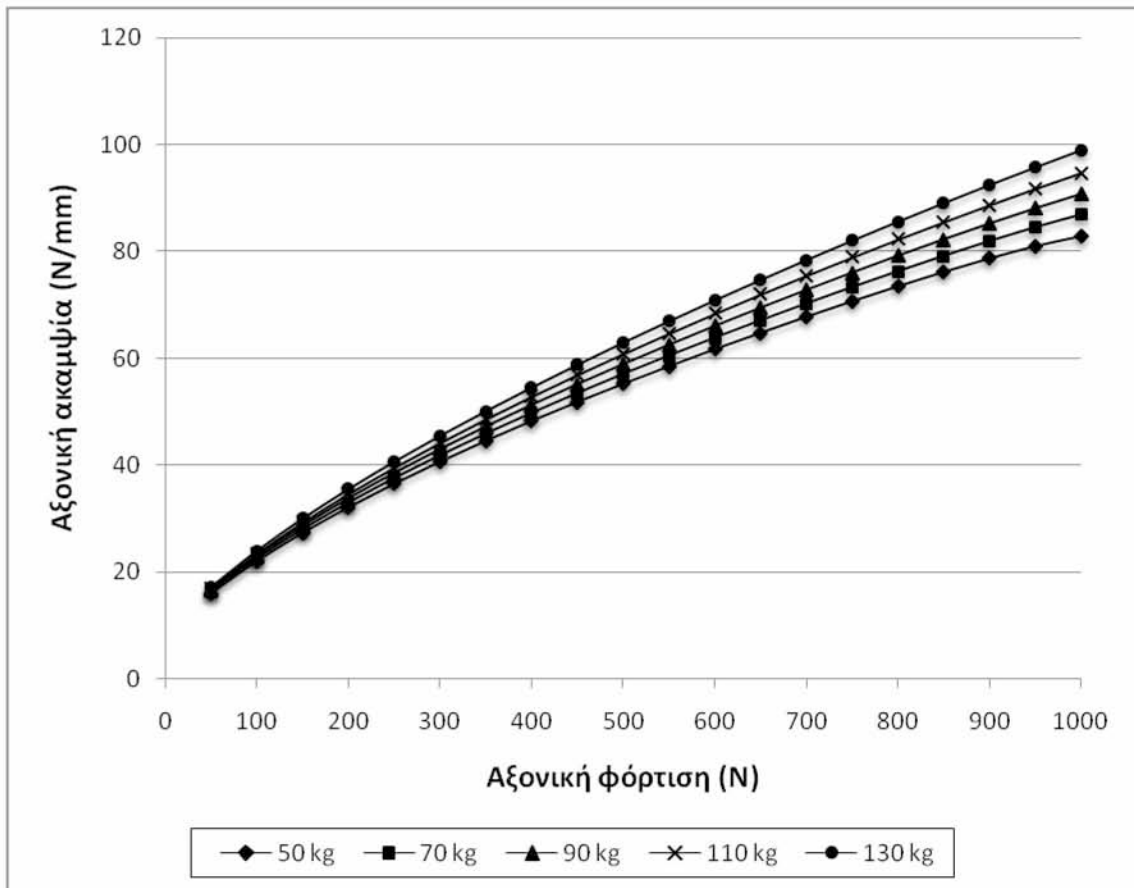
4.2.5 Περίπτωση 5

Στην περίπτωση αυτή η διάμετρος των δακτυλίων είναι 180 mm και η διάμετρος των βελονών 1,8 mm.

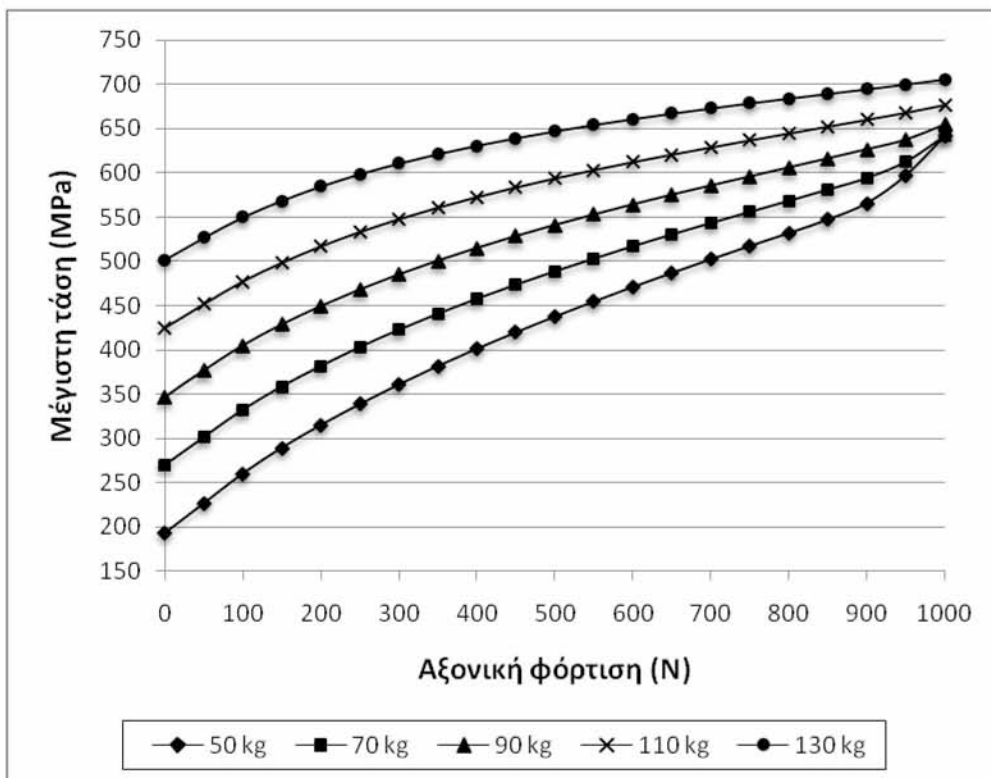


Διάγραμμα 13: Επίδραση της προέντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

Στο Διάγραμμα 13 παρατηρείται μείωση 19,44% στην αξονική μετατόπιση καθώς αυξάνουμε την προένταση των βελονών από 50 kg σε 130 kg. Αντίστοιχα, η ακαμψία του συστήματος αυξάνεται 16,28% (Διάγραμμα 14).



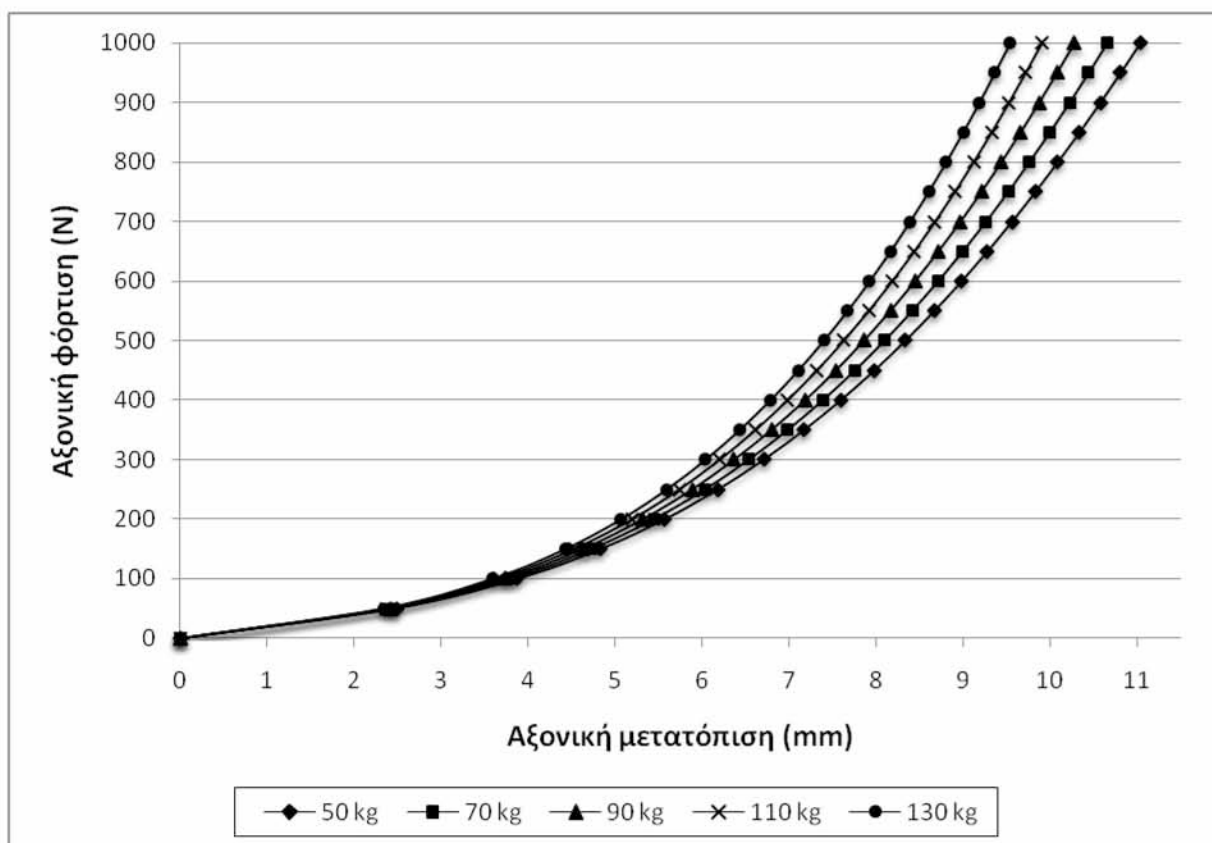
Διάγραμμα 14: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης



Διάγραμμα 15: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

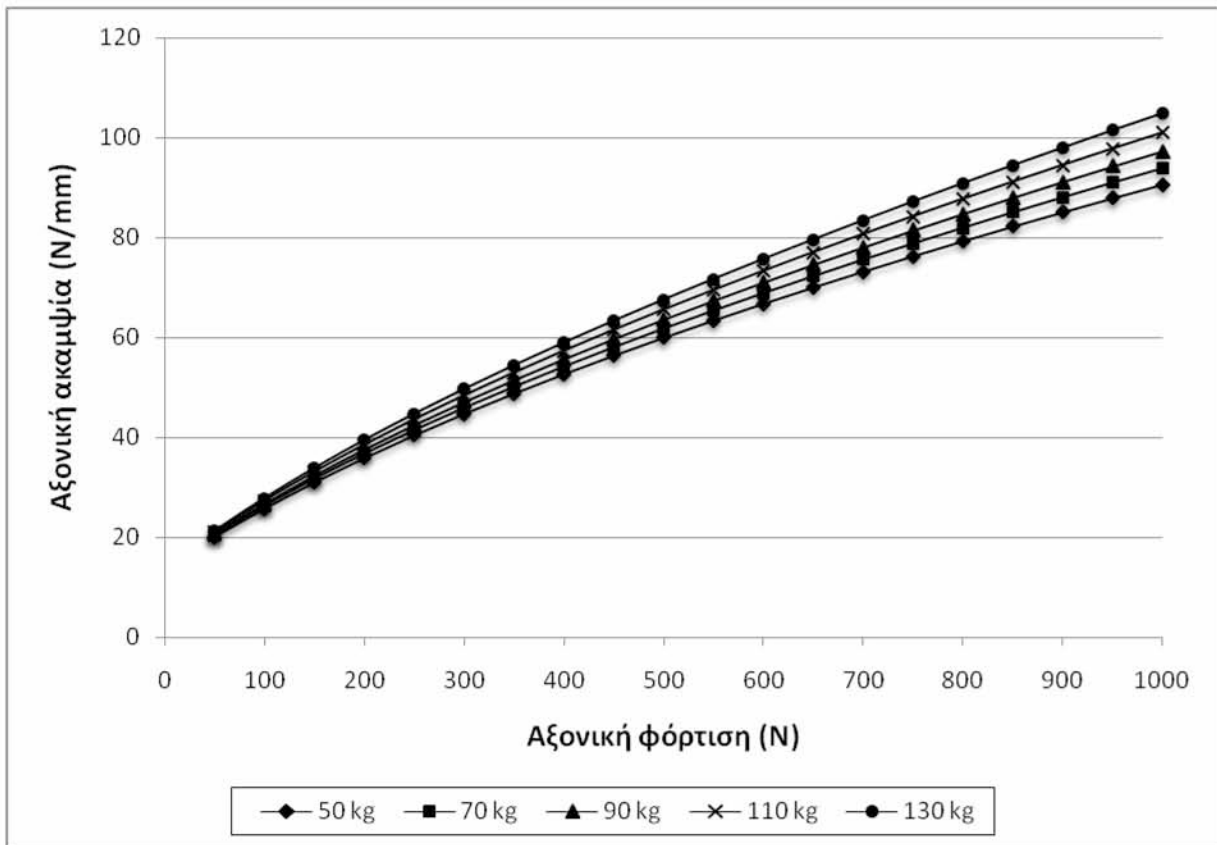
4.2.6 Περίπτωση 6

Στην τελευταία περίπτωση η διάμετρος των δακτυλίων είναι 180 mm και η διάμετρος των βελονών 2,0 mm.

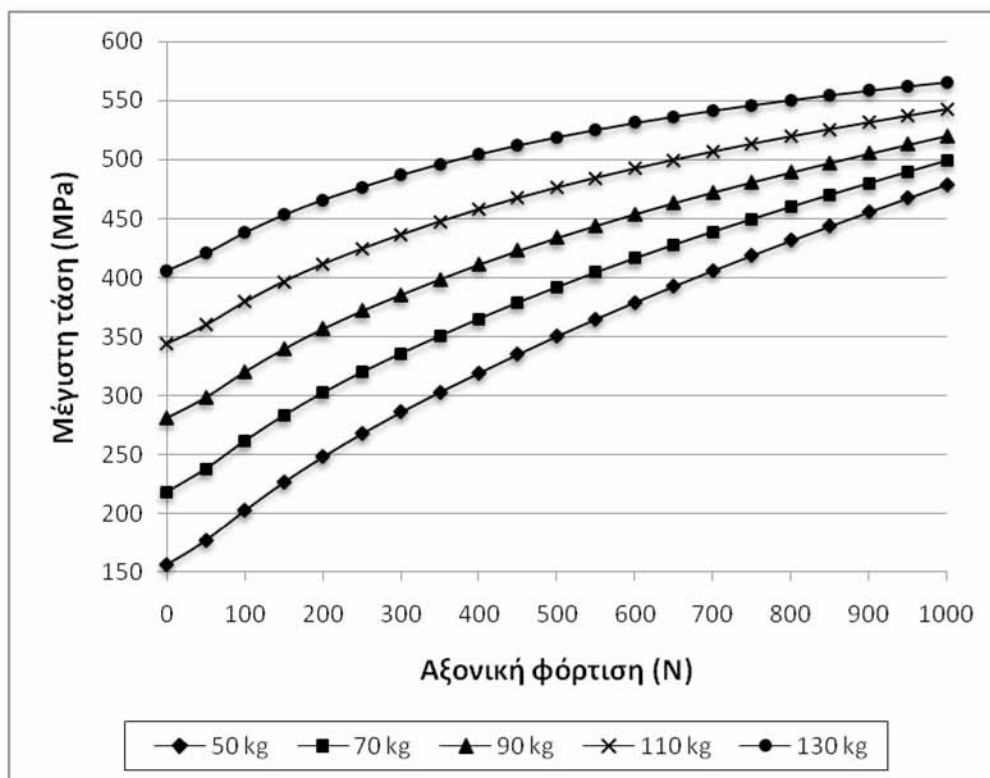


Διάγραμμα 16: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

Παρατηρούμε μείωση της αξονικής μετατόπισης κατά 15,7% και αύξηση της ακαμψίας κατά 13,57% για αύξηση της πρόεντασης στις βελόνες από 50 kg σε 130 kg. (Διάγραμμα 16, Διάγραμμα 17)



Διάγραμμα 17: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης



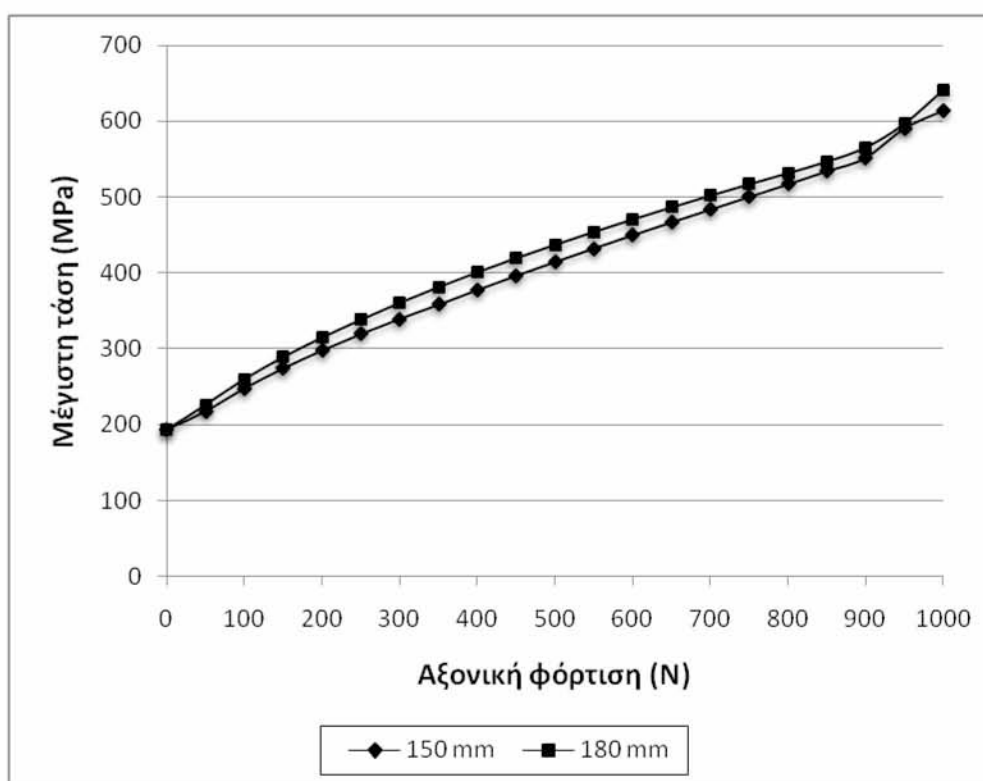
Διάγραμμα 18: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης

4.2.7 Σύγκριση περιπτώσεων

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται σύγκριση μεταξύ των περιπτώσεων που εξετάστηκαν και παραθέτονται και τα αντίστοιχα διαγράμματα.

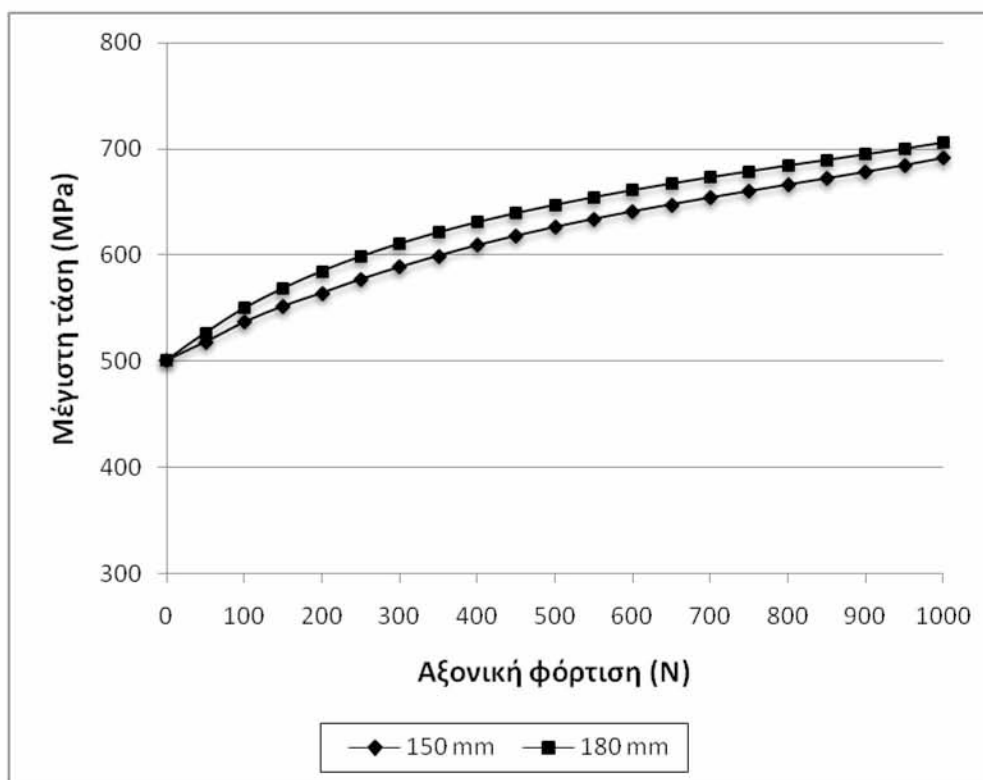
4.2.7.1 Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων και της διαμέτρου των βελονών στην καμπύλη μέγιστης τάσης – αξονικής φόρτισης

Στο Διάγραμμα 19 και στο Διάγραμμα 20 σχεδιάζουμε τις καμπύλες της μέγιστης τάσης στις βελόνες για διαφορετικές διαμέτρους δακτυλίων για προένταση 50 kg και για προένταση 130 kg. Οι μετρήσεις αφορούν βελόνες διαμέτρου 1,8 mm. Παρατηρούμε τη μικρή επίδραση που έχει η διάμετρος των δακτυλίων στην τελική μέγιστη τάση πάνω στις βελόνες. Αύξηση της διαμέτρου από 150 mm σε 180 mm (16,67% αύξηση), επιδρά στην μέγιστη τάση μόνο κατά 4,21% για προένταση 50 kg και κατά 2,07% για προένταση 130 kg.



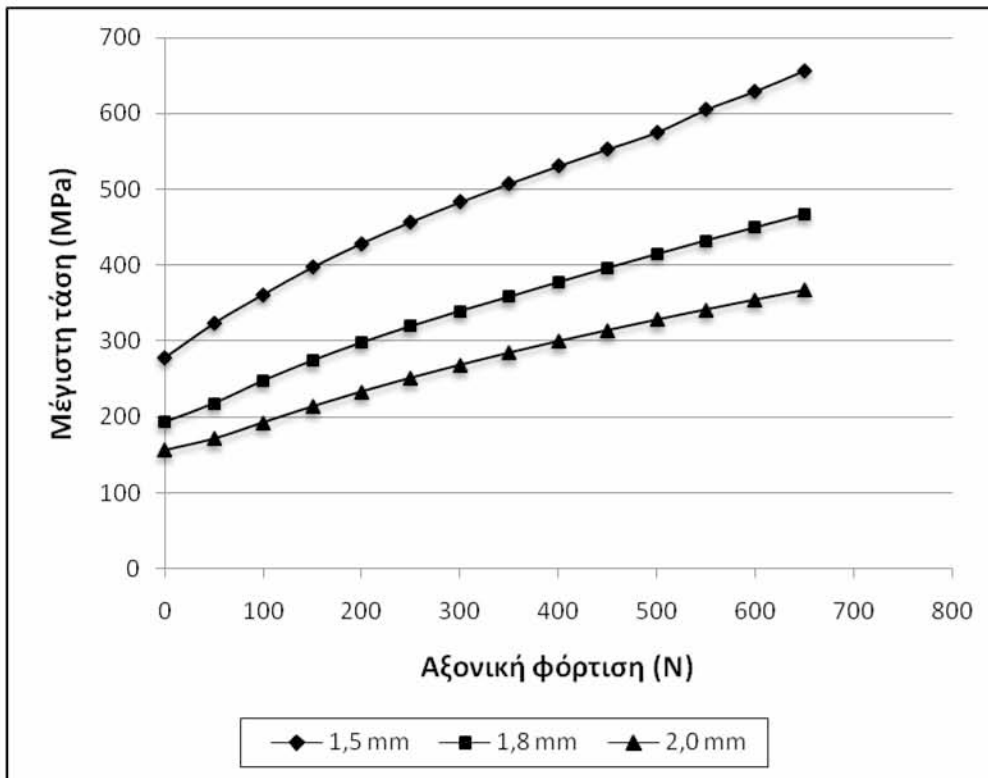
Διάγραμμα 19: Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στην τιμή της μέγιστης τάσης στις βελόνες Kirschner σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης για προένταση 50 kg (490,5 N) και για βελόνες διαμέτρου 1,8 mm

Αυτό σημαίνει πως η επιλογή της διαμέτρου των δακτυλίων είναι μικρής σημασίας όσον αφορά την μέγιστη τάση στις βελόνες Kirschner. Η συμπεριφορά που παρουσιάζεται συμφωνεί με τα αποτελέσματα των Zamani & Oyadiji (2008).

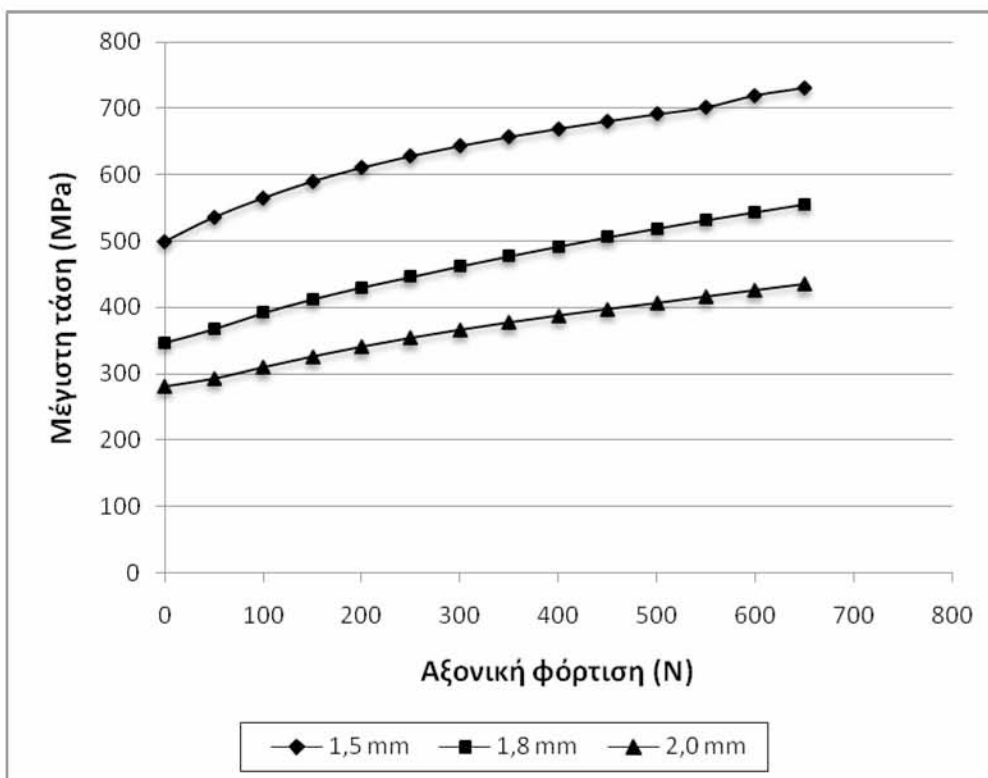


Διάγραμμα 20: Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στην τιμή της μέγιστης τάσης στις βελόνες Kirschner σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης για προένταση 130 kg (1275,3 N) και για βελόνες διαμέτρου 1,8 mm

Στη συνέχεια, παρατηρούμε την επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης (Διάγραμμα 21, Διάγραμμα 22). Εδώ φαίνεται η μεγαλύτερη επίδραση που έχει η διάμετρος των βελονών στην τελική μέγιστη τάση πάνω στις βελόνες καθώς αυξάνεται το φορτίο. Παρατηρείται μια πιο ομαλή συμπεριφορά για προένταση 90 kg. Και στις δύο περιπτώσεις οι βελόνες διαμέτρου 1,5 mm και 1,8 mm βρίσκονται πιο κοντά όσον αφορά τις μέγιστες τάσεις σε σχέση με τις βελόνες διαμέτρου 2,0 mm. Η συμπεριφορά για βελόνες μικρότερης διαμέτρου προσεγγίζει τη γραμμική.



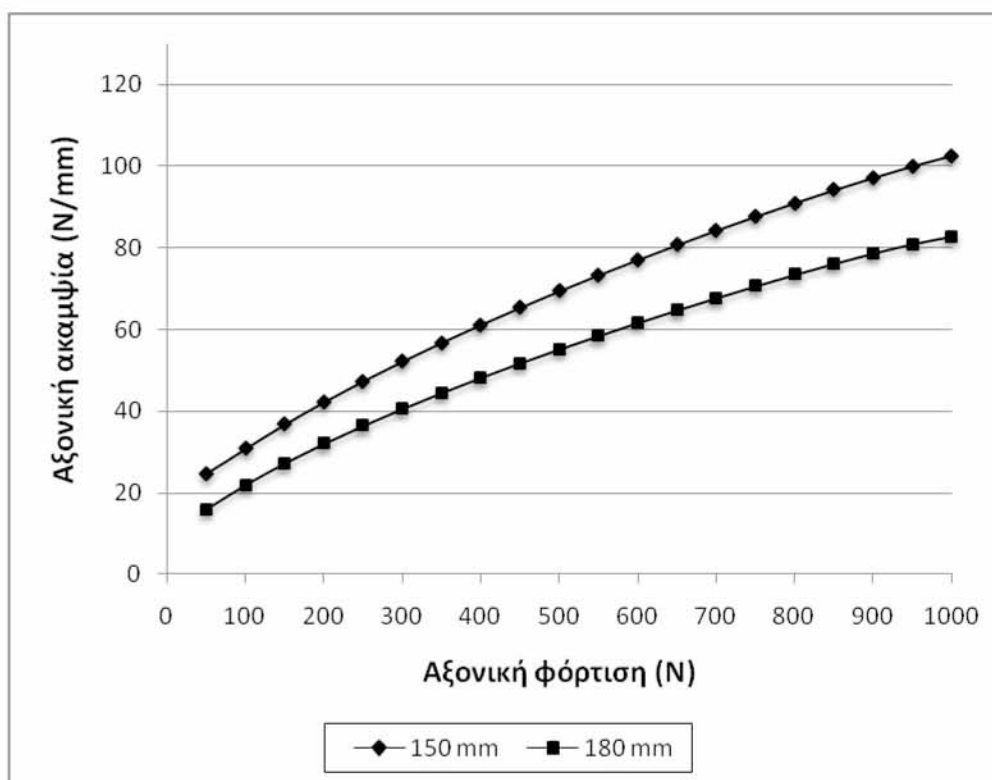
Διάγραμμα 21: Επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης στις βελόνες Kirschner σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης για προένταση 50 kg (490,5 N) και για διάμετρο δακτυλίων ίση με 150 mm



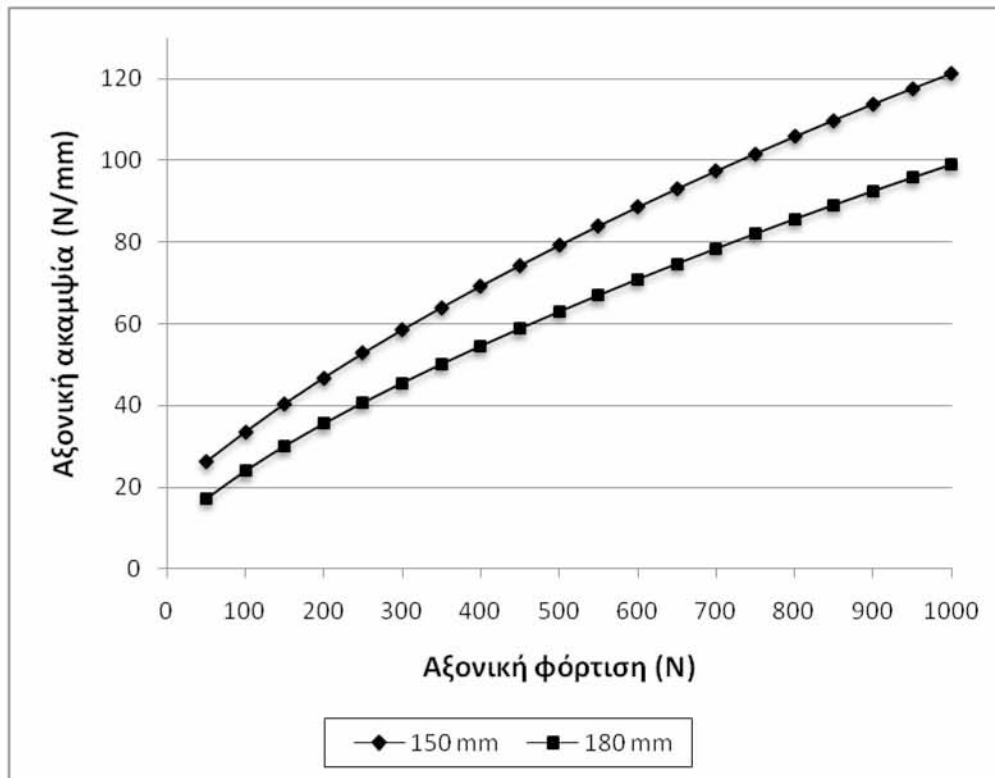
Διάγραμμα 22: Επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης στις βελόνες Kirschner σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης για προένταση 90 kg (882,9 N) και για διάμετρο δακτυλίων ίση με 150 mm

4.2.7.2 Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων και της διαμέτρου των βελόνων στην αξονική ακαμψία

Τα Διαγράμματα 23 και 24 αποκαλύπτουν την σημασία της διαμέτρου των δακτυλίων στην αξονική ακαμψία του συστήματος Πιζαρον. Μείωση της διαμέτρου των δακτυλίων κατά 20% (από 180 mm σε 150 mm) οδηγεί σε αύξηση της αξονικής ακαμψίας κατά 19,24% για προένταση 50 kg και κατά 18,38% για προένταση 130 kg. Παρατηρούμε τη μη γραμμική σχέση μεταξύ της αξονικής ακαμψίας και του μεγέθους της αξονικής φόρτισης. Επίσης φαίνεται πόσο σημαντικό είναι να αναφέρεται το εύρος φορτίσεων στο οποίο ένα συγκεκριμένο σύστημα Πιζαρον έχει μια καθορισμένη τιμή αξονικής ακαμψίας.

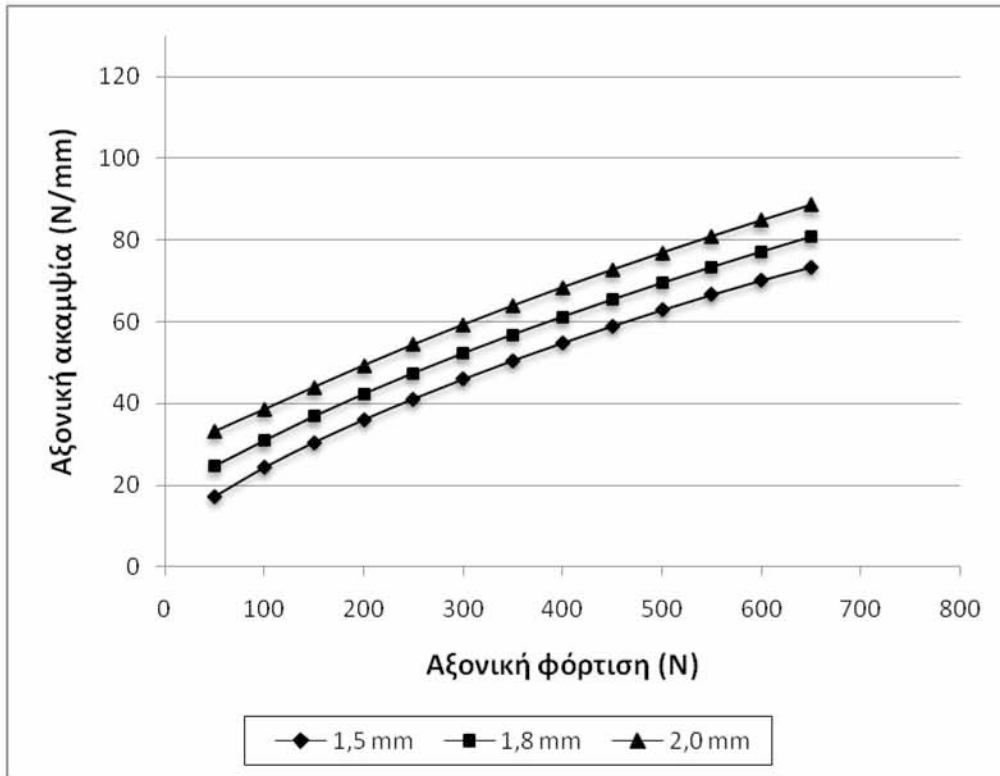


Διάγραμμα 23: Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στην τιμή της αξονικής ακαμψίας για προένταση 50 kg (490,5 N) και για βελόνες διαμέτρου 1,8 mm

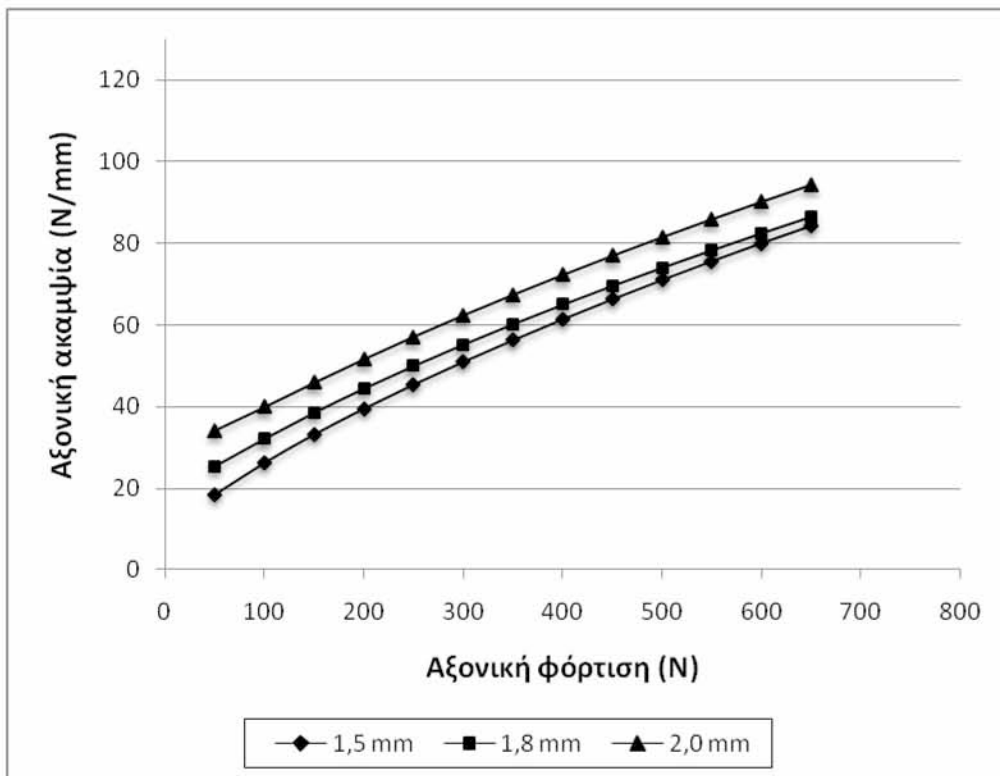


Διάγραμμα 24: Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στην τιμή της αξονικής ακαμψίας για προένταση 130 kg (1275,3 N) και για βελόνες διαμέτρου 1,8 mm

Στη συνέχεια, παρατηρούμε την επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην αξονική ακαμψία του συστήματος (Διάγραμμα 25, Διάγραμμα 26). Αύξηση της διαμέτρου από 1,5 mm σε 2,0 mm επιφέρει αύξηση της ακαμψίας κατά 17,23% για προένταση 50 kg και για διάμετρο δακτυλίων ίσο με 150 mm. Για προένταση 130 kg η αύξηση είναι 10,71%. Για προένταση 90 kg φαίνεται πως οι τιμές της αξονικής ακαμψίας για βελόνες διαμέτρου 1,5 mm και 1,8 mm τείνουν να συγκλίνουν.



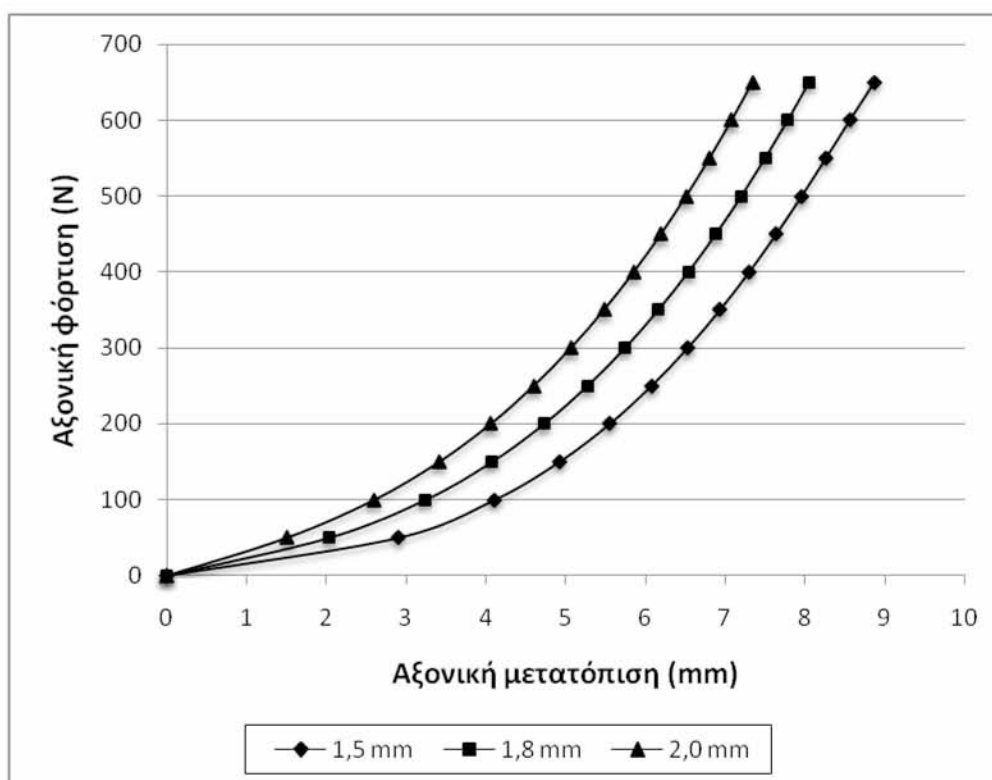
Διάγραμμα 25: Επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας για προένταση 50 kg (490,5 N) και για δακτυλίους διαμέτρου 150 mm



Διάγραμμα 26: Επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας για προένταση 90 kg (882,9 N) και για δακτυλίους διαμέτρου 150 mm

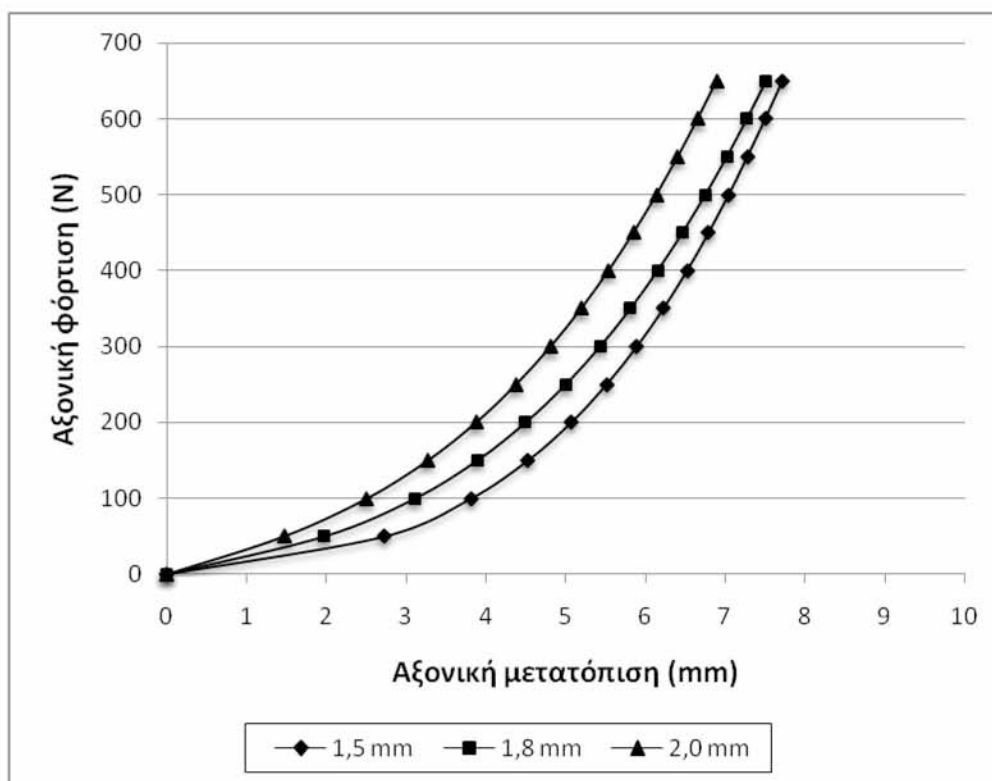
4.2.7.3 Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων και της διαμέτρου των βελονών στην αξονική μετατόπιση

Οι καμπύλες αξονικής φόρτισης – αξονικής μετατόπισης σχεδιάζονται στα Διαγράμματα 27 και 28. Από αυτές μπορούμε να συμπεράνουμε πως η διάμετρος των δακτυλίων έχει τη σημαντικότερη επίδραση στην αξονική ακαμψία του συστήματος. Αμέσως μετά βρίσκονται η διάμετρος των βελονών και στη συνέχεια η προένταση τους. Έτσι, για να μεγιστοποιήσουμε την ακαμψία του συστήματος, η διάμετρος των βελονών και η προένταση τους πρέπει να μεγιστοποιηθεί και η διάμετρος των δακτυλίων να ελαχιστοποιηθεί. Για 25% αύξηση της διαμέτρου από 1,5 mm σε 2,0 mm παρουσιάζεται μείωση 28,57% στην αξονική μετατόπιση για διάμετρο δακτυλίων ίση με 150 mm και για προένταση 50 kg, ενώ για προένταση 90 kg η μείωση είναι 16,13%.



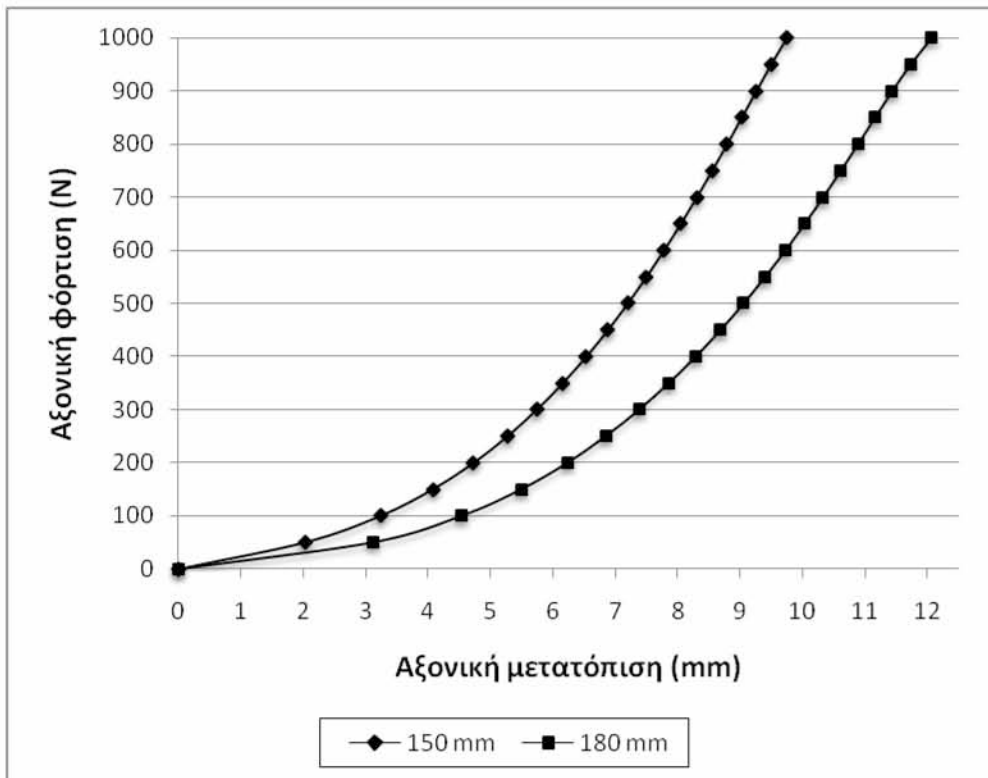
Διάγραμμα 27: Η επίδραση της διαμέτρου των βελονών στη σχέση μεταξύ του μεγέθους της αξονικής φόρτισης και την αξονική μετατόπιση για προένταση 50 kg (490,5 N) και για διάμετρο δακτυλίων 150 mm

Παρατηρούμε πως για προένταση των βελονών στα 130 kg οι τιμές της αξονικής μετατόπισης για βελόνες 1,5 mm και 1,8 mm τείνουν να συγκλίνουν, καθώς αυξάνεται η αξονική φόρτιση. Δεν συμβαίνει το ίδιο όμως για τις βελόνες με διάμετρο 2,0 mm. (Διάγραμμα 28)

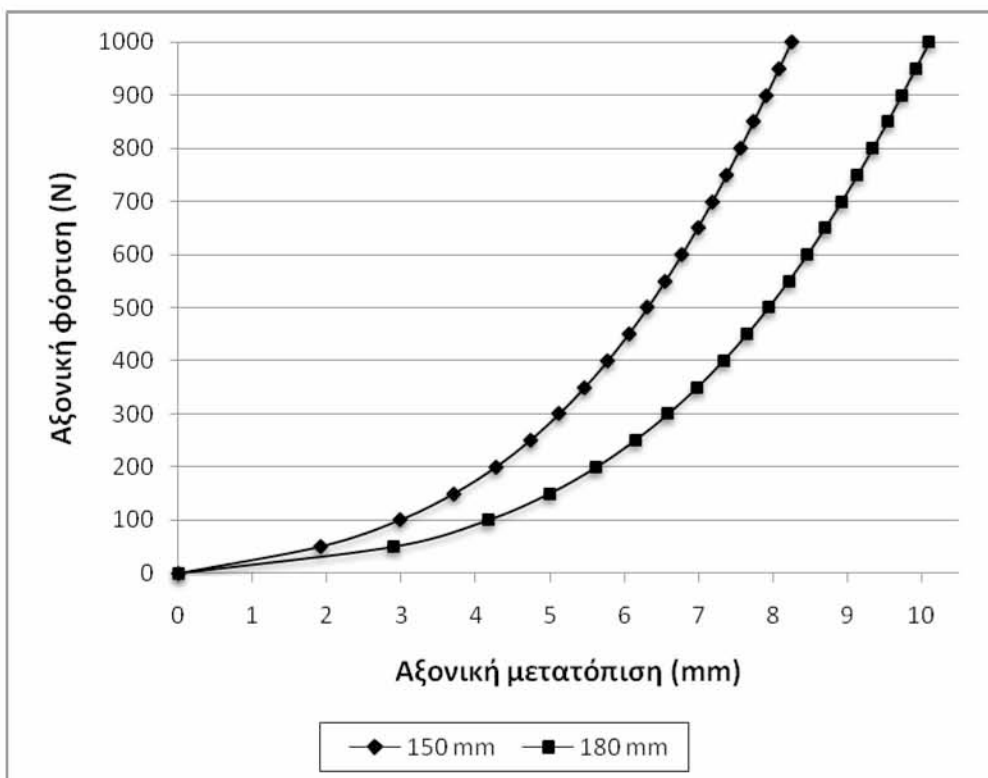


Διάγραμμα 28: Η επίδραση της διαμέτρου των βελονών στη σχέση μεταξύ του μεγέθους της αξονικής φόρτισης και την αξονική μετατόπιση για προένταση 90 kg (882,9 N) και για διάμετρο δακτυλίων 150 mm

Στη συνέχεια, στα Διαγράμματα 29 και 30, παρατηρούμε πώς επηρεάζεται η αξονική μετατόπιση σε σχέση με την αξονική φόρτιση για διαφορετικές διαμέτρους δακτυλίων. Τα αποτελέσματα αφορούν βελόνες διαμέτρου 1,8 mm και προέντασης 50 kg και 130 kg αντίστοιχα. Για 20% μείωση της διαμέτρου των δακτυλίων από 180 mm σε 150 mm παρατηρείται 23,09% μείωση στην αξονική μετατόπιση για προένταση 50 kg και μείωση 26,33% για προένταση 130 kg.



Διάγραμμα 29: Η επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στη σχέση μεταξύ του μεγέθους της αξονικής φόρτισης και της αξονικής μετατόπισης για προένταση 50 kg (490,5 N) και για διάμετρο βελονών 1,8 mm

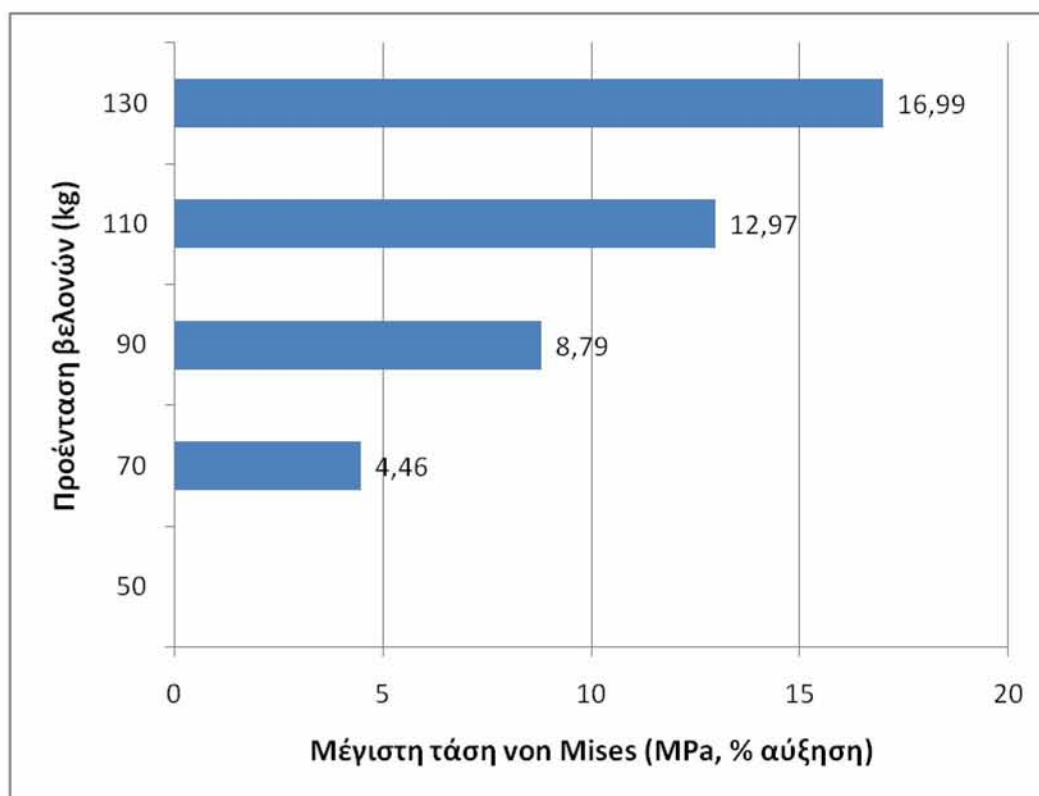


Διάγραμμα 30: Η επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στη σχέση μεταξύ του μεγέθους της αξονικής φόρτισης και της αξονικής μετατόπισης για προένταση 130 kg (1275,3 N) και για διάμετρο βελονών 1,8 mm

4.2.7.4 Επίδραση των παραμέτρων στις μέγιστες τάσεις πάνω στο πλαίσιο Pizaron

Στα επόμενα διαγράμματα παρατηρούμε τον τρόπο με τον οποίο οι αλλαγές στις διάφορες παραμέτρους επηρεάζουν τις μέγιστες τάσεις κατά von Mises στο πλαίσιο Pizaron. Τα αποτελέσματα δίνονται με τη μορφή ποσοστών διότι οι τιμές είναι πλασματικές λόγω συγκέντρωσης τάσεων στα σημεία σύνδεσης των βελονών με το πλαίσιο.

Τυχόν σφάλματα που μπορούν να παρουσιαστούν με τη Μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων, όπως συγκεντρώσεις τάσεων, αναφέρονται στο Παράρτημα (Σελ. 137).

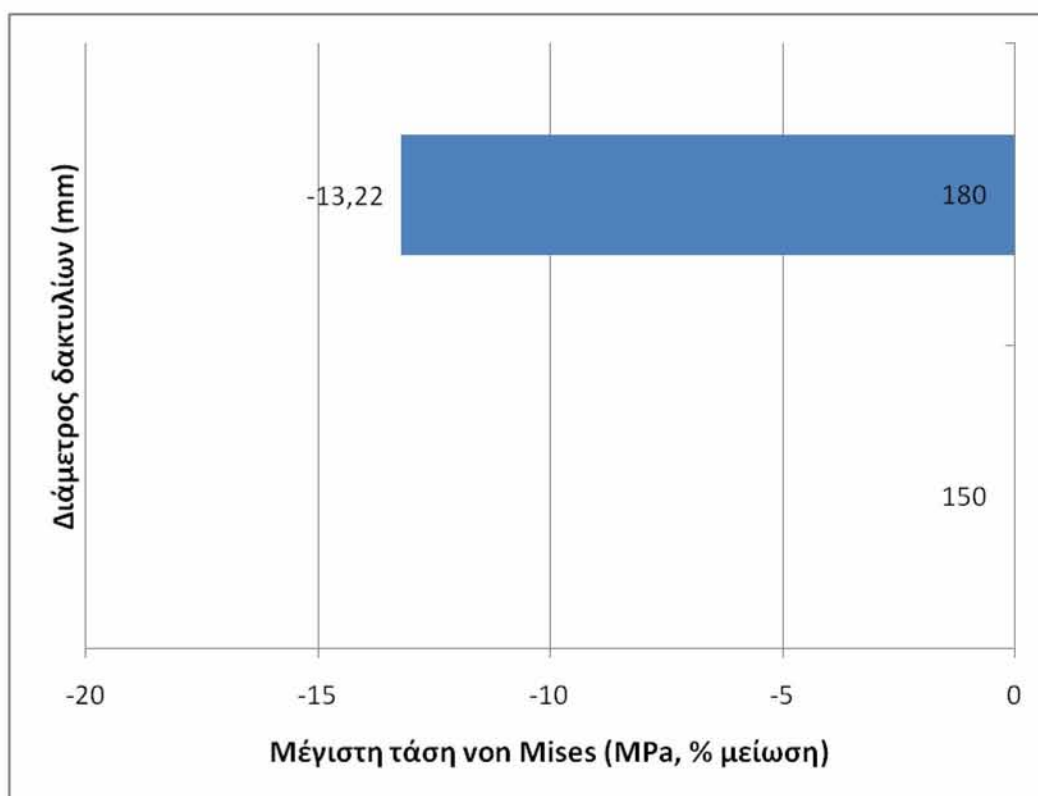


Διάγραμμα 31: Η επίδραση της προέντασης των βελονών στην μέγιστη τάση στο πλαίσιο Pizaron για διάμετρο δακτυλίων 150 mm και διάμετρο βελονών 1,8 mm

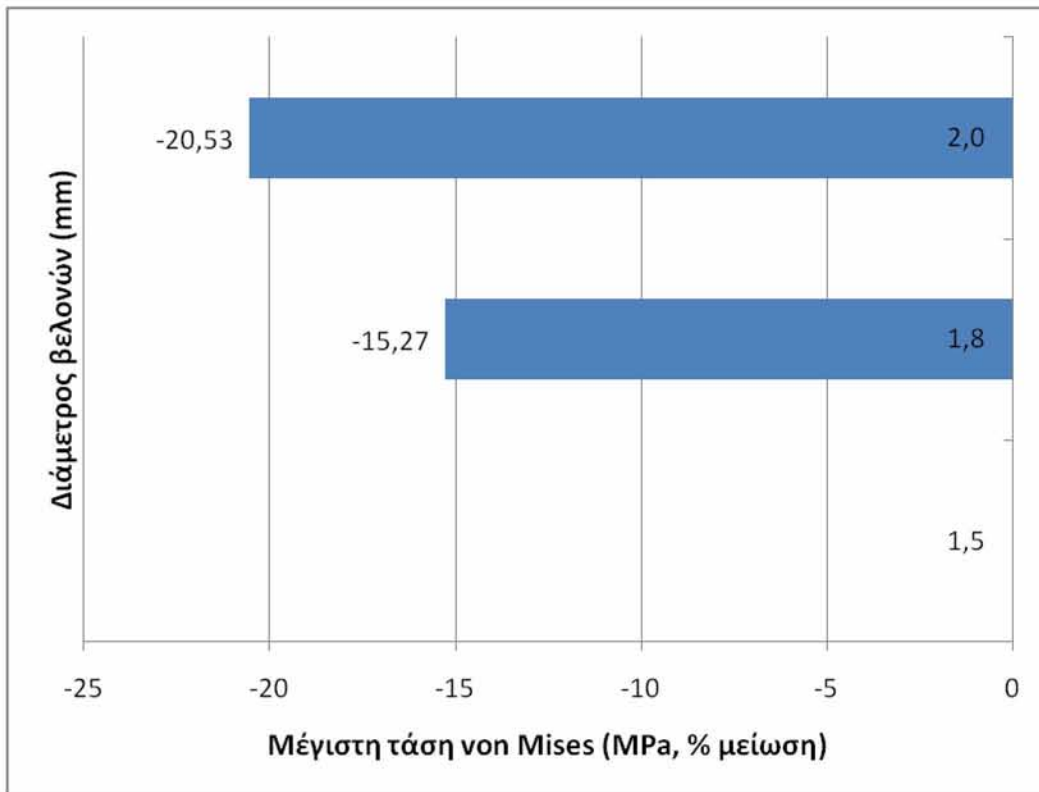
Στο Διάγραμμα 31 παρατηρούμε την επίδραση της προέντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στο πλαίσιο Pizaron. Αύξηση της αρχικής προέντασης από 50 kg σε 130 kg έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της μέγιστης τάσης κατά 16,99%. Οι ενδιάμεσες τιμές σε σχέση με την προένταση των 50 kg φαίνονται στο διάγραμμα.

Στη συνέχεια παρουσιάζεται η επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων. Αύξηση της διαμέτρου από 150 mm σε 180 mm οδηγεί σε μείωση της μέγιστης τάσης κατά 13,22% (Διάγραμμα 32).

Τέλος, στο Διάγραμμα 33 φαίνεται η επίδραση της διαμέτρου των βελονών. Αύξηση της διαμέτρου από 1,5 mm σε 1,8 mm έχει ως συνέπεια μείωση 15,27%, ενώ για αύξηση από 1,5 mm σε 2,0 mm παρουσιάζεται μείωση 20,53%.



Διάγραμμα 32: Η επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στην μέγιστη τάση στο πλαίσιο Pizaron για προένταση 130 kg (1275,3 N) και διάμετρο βελονών ίση με 1,8 mm



Διάγραμμα 33: Η επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην μέγιστη τάση στο πλαίσιο Ilizarov για πρόνταση 90 kg (882,9 N) και για διάμετρο δακτυλίων ίση με 150 mm

4.2.8 Σύγκριση αποτελεσμάτων με βιβλιογραφία

Τα αποτελέσματα που βρέθηκαν είναι συγκρίσιμα με τα αποτελέσματα των A.R. Zamani και S.O. Oyadiji (2008) που βρίσκουν τιμές για την αξονική ακαμψία από 12 – 70 N/mm. Ο F. J. Kummer (1992) παραθέτει τιμές από διάφορες μελέτες. Οι A. Podolsky και E.Y.S Chao (1990) βρίσκουν τιμές για την αξονική ακαμψία που κυμαίνονται από 45 – 145 (N/mm), οι B. Gasser, B. Boman, D. Wyder και E. Schneider (1990) βρίσκουν τιμές 60 – 125 (N/mm), οι D. Paley, B. Fleming, M. Catagni, T. Kristiansen και M. Pope (1990) βρίσκουν τιμές 40 – 60 (N/mm). Ο F. J. Kummer (1989) σε δική του μελέτη βρίσκει 110 N/mm. Οι Bronson et al. (1998) μελετώντας την σταθερότητα της κυκλικής εξωτερικής οστεοσύνθεσης και προχωρώντας σε εμβιομηχανική ανάλυσή της βρίσκουν τιμές από 56 – 132 N/mm. Οι Hillard et al. (1998) υπολογίζουν τιμές από 10 – 105 N/mm. Οι K. P. Baidya, S. Ramakrishna, M. Rahman and A. Ritchie (2001) βρίσκουν 60,92 N/mm. Ο Κατσένης (2003) βρίσκει τιμές κοντά στα 50 N/mm. Οι Antoci et al. (2006) μελετώντας την επίδραση των βελονών με “ελαία” στην ακαμψία του κυκλικού συστήματος E.O. βρίσκουν αξονική ακαμψία 131,3 N/mm για χρήση απλών βελονών. Οι Watson et al. (2007) βρίσκουν 32,4 N/mm. Οι Yilmaz et al. (2003) συγκρίνουν το κλασσικό κυκλικό σύστημα E. O. Pizaron με διάφορες υβριδικές διατάξεις και βρίσκει 123,39 N/mm. Στην παρούσα εργασία υπολογίστηκαν τιμές που κυμαίνονται από 12 – 130 N/mm. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.

Η μεγάλη αυτή διακύμανση των τιμών οφείλεται στις διαφορετικές τιμές της αξονικής φόρτισης. Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή της αξονικής φόρτισης τόσο μεγαλύτερη είναι και η ακαμψία του συστήματος. Επίσης, διαφορές στην υποστήριξη του πλαισίου, στα στοιχεία του πλαισίου (μέγεθος δακτυλίων και βελονών) και στην προένταση των βελονών δικαιολογούν αυτές τις διαφορές στις τιμές της αξονικής ακαμψίας.

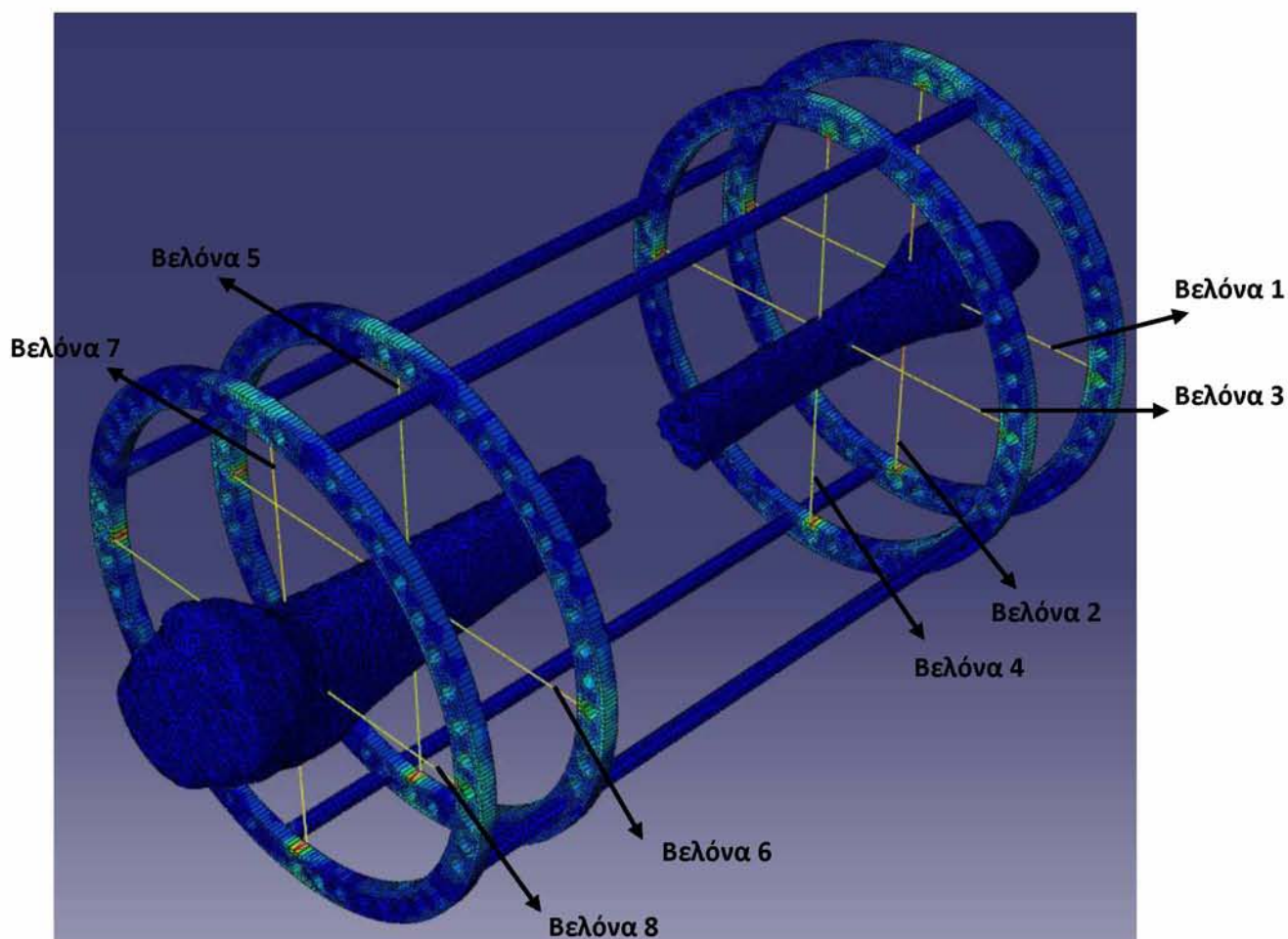
	Αξονική ακαμψία (N/mm)
Kummer (1989)	110
Podolsky & Chao (1990)	45 – 145
Gasser et al. (1990)	60 – 125
Paley et al. (1990)	40 – 60
Bronson et al. (1998)	56 – 134
Hillard et al. (1998)	10 – 105
Baidya et al. (2001)	61
Κατσένης (2003)	50
Yilmaz et al. (2003)	123
Antoci et al. (2006)	131
Watson et al. (2007)	32
Zamani & Oyadiji (2008)	12 – 70
Παρούσα εργασία	12 – 130

Πίνακας 3: Σύγκριση τιμών αξονικής ακαμψίας από διάφορες μελέτες

4.3 Κατανομή τάσεων στο πλαίσιο Ilizarov

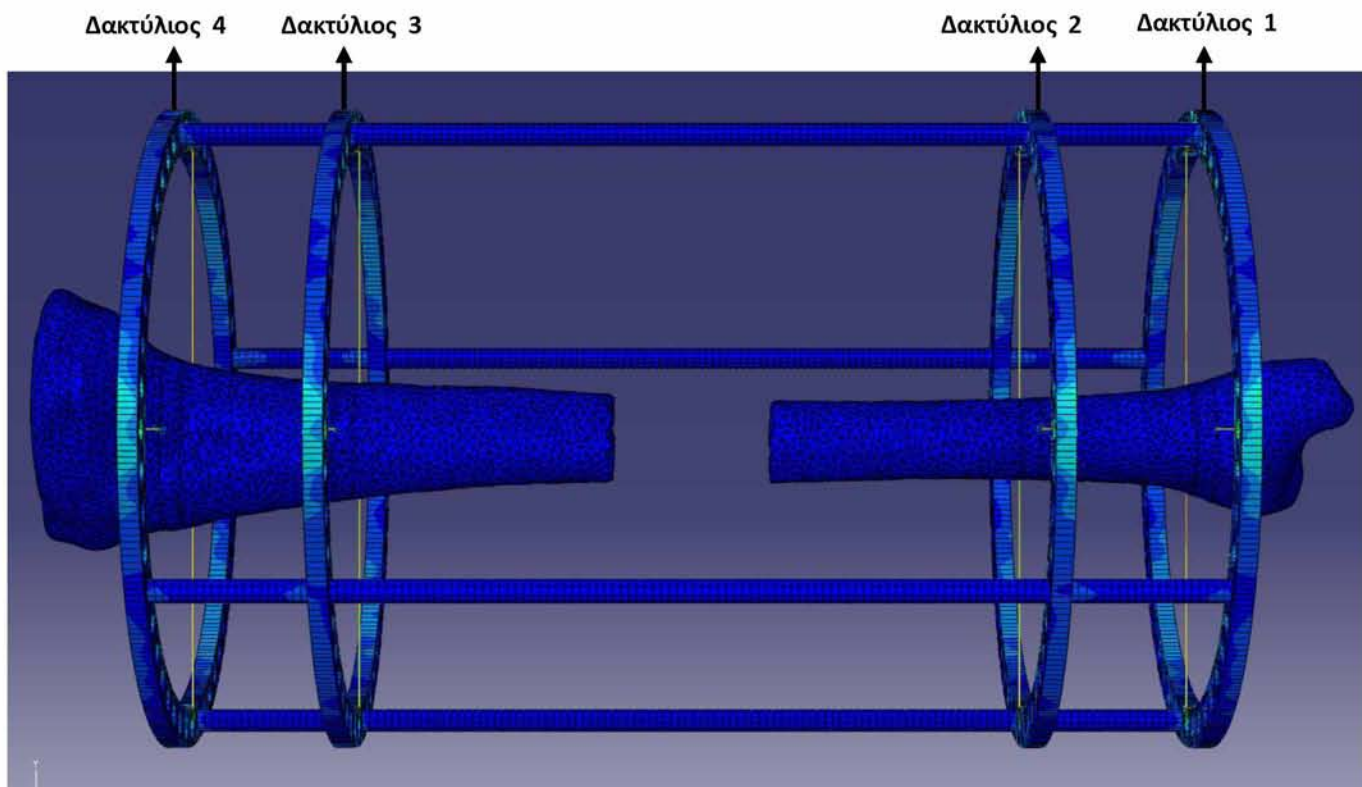
Σε αυτή την παράγραφο παραθέτουμε σχήματα στα οποία φαίνεται η κατανομή των τάσεων κατά von Mises στα διάφορα στοιχεία του πλαισίου Ilizarov. Τα σχήματα σχεδιάστηκαν για δακτυλίους διαμέτρου 150 mm, βελόνες διαμέτρου 1,8 mm και εφαρμόστηκε προένταση 130 kg (1275,3 N) σε κάθε βελόνα. Στα σημεία στα οποία οι βελόνες συνδέονται με το πλαίσιο παρουσιάζονται συγκεντρώσεις τάσεων οπότε οι αυξημένες τάσεις που εμφανίζονται στα σημεία αυτά είναι πλασματικές. Το ίδιο συμβαίνει και στα σημεία όπου οι βελόνες διαπερνούν το οστό της κνήμης.

Αρχικά παρατηρούμε την όλη κατασκευή και μπορούμε να διακρίνουμε τις 8 βελόνες Kirschner οι οποίες διαπερνούν το οστό και συνδέονται με τους δακτυλίους (Σχήμα 2).



Σχήμα 2: Βελόνες Kirschner στο πλαίσιο Ilizarov

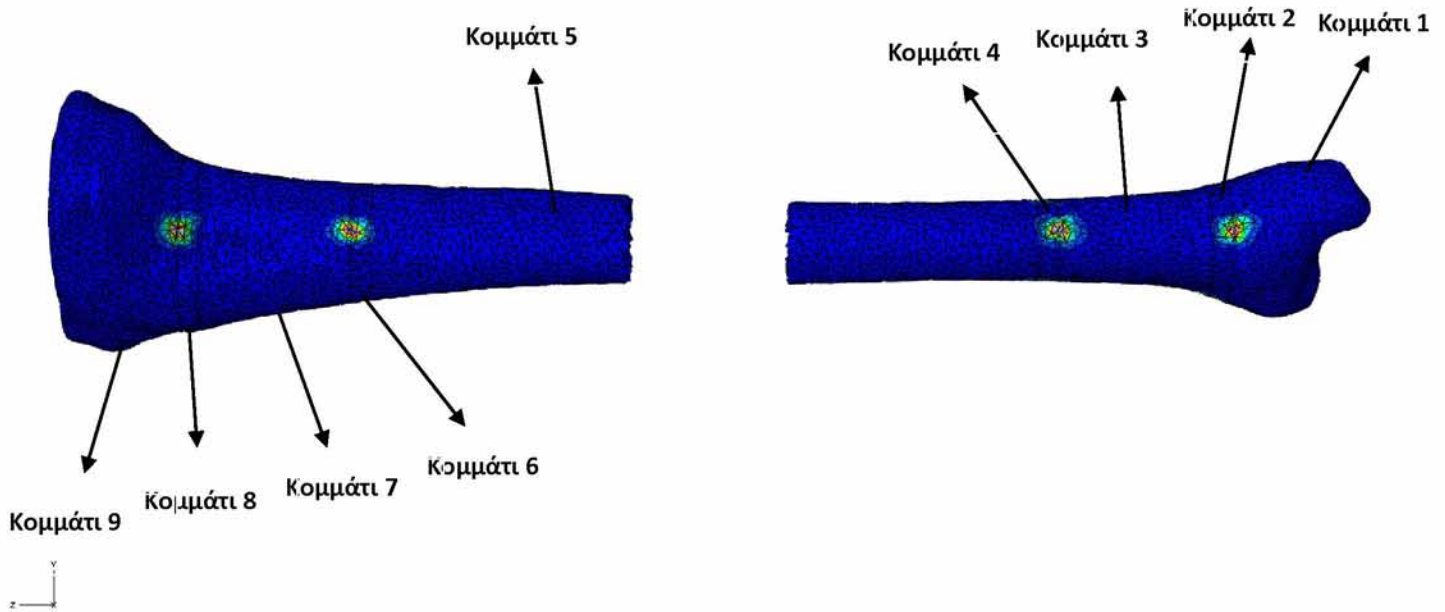
Στη συνέχεια παρατηρούμε τους 4 δακτυλίους του πλαισίου Pizaron που συνδέονται μεταξύ τους με 4 επιμήκειες ράβδους (Σχήμα 3).



Σχήμα 3: Δακτύλιοι πλαισίου Pizaron

Οι βελόνες χωρίζουν το οστό σε 9 περιοχές - κομμάτια, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 4. Στις θέσεις αυτές, όπου οι βελόνες διαπερνούν το οστό, έχουμε δημιουργήσει τομές (partitions) και με τον τρόπο αυτό παρατηρούμε τις κατανομές των τάσεων σε αυτές τις περιοχές.

Στο Σχήμα 5 φαίνεται η κατανομή των τάσεων πάνω στον Δακτύλιο 1 (βλ. Σχήμα 3), καθώς αυξάνεται η αξονική φόρτιση από 200 N σε 1000 N. Στον Δακτύλιο 1 συνδέονται η βελόνα 1 και η βελόνα 2 (βλ. Σχήμα 2). Σε μικρές φορτίσεις παρατηρούμε αυξημένες τάσεις στα σημεία σύνδεσης των βελονών με το δακτύλιο (Σχήμα 5α). Στη συνέχεια, οι τάσεις αυξάνονται στα εξωτερικά σημεία του δακτυλίου (Σχήμα 5γ) και στα εσωτερικά σημεία (Σχήμα 5δ). Ιδιαίτερα σημαντικό είναι το γεγονός της παρουσίας τάσεων γύρω από τις οπές του δακτυλίου, οι οποίες παρουσιάζονται σε φορτίσεις 400 N και πάνω (Σχήμα 5ε).



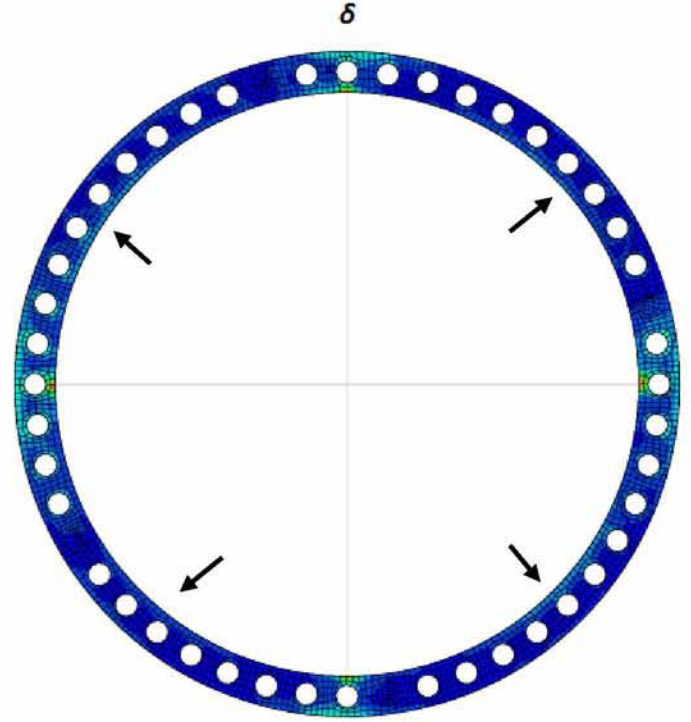
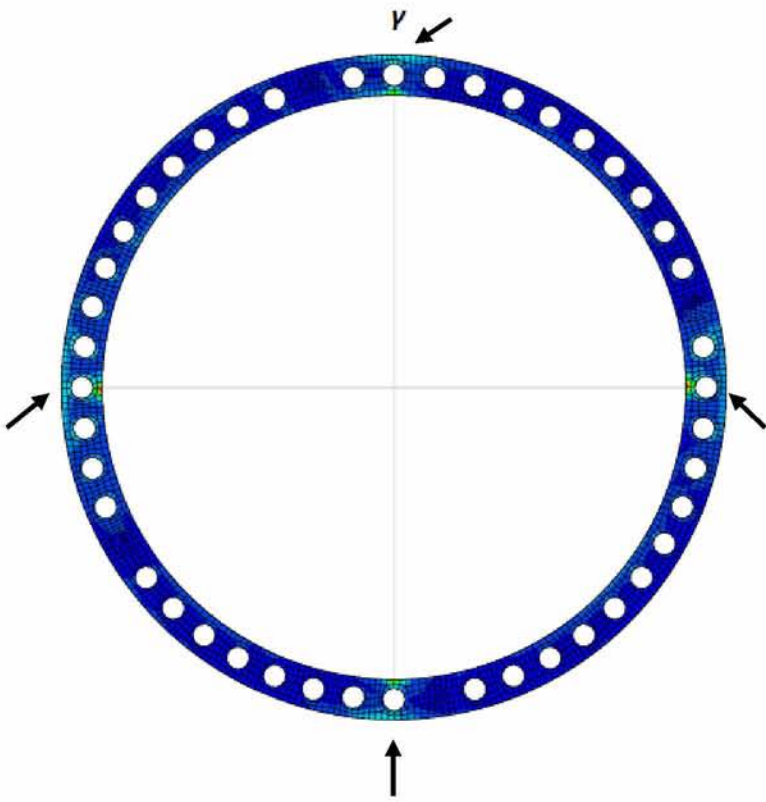
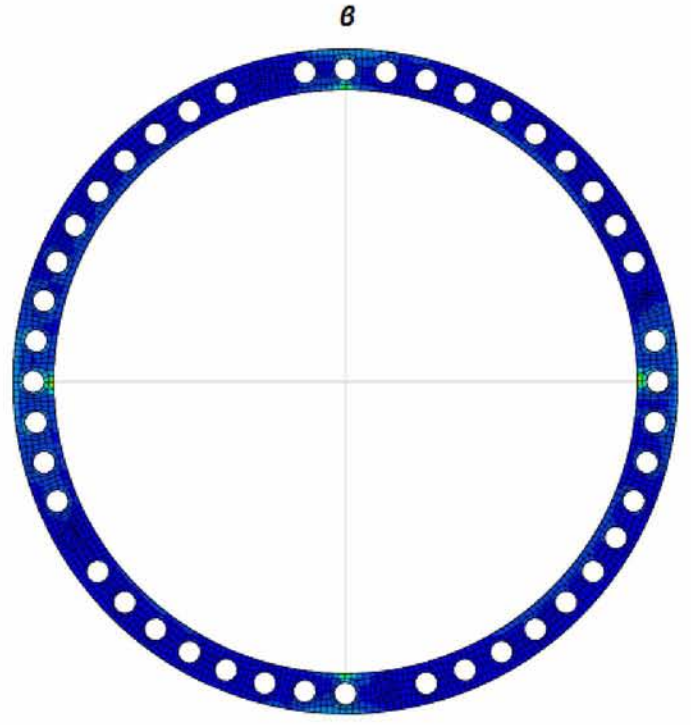
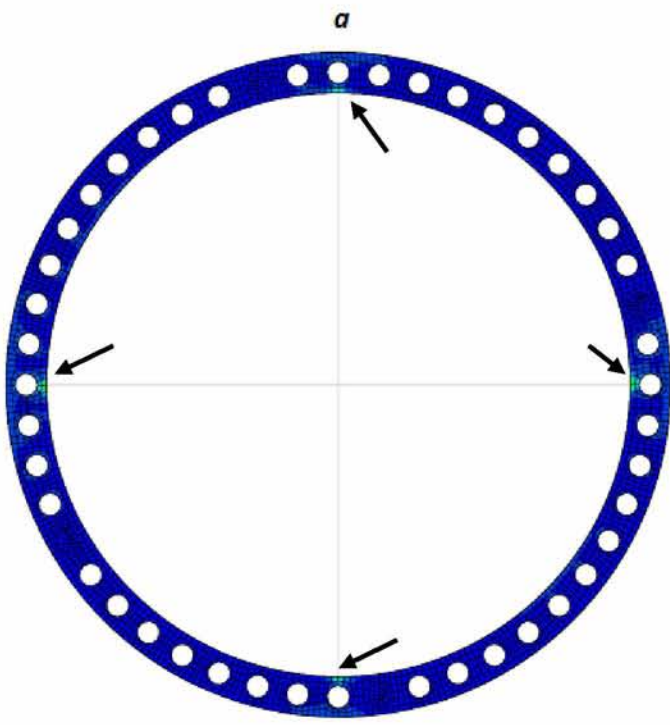
Σχήμα 4: Οι περιοχές στις οποίες οι βελόνες Kirschner χωρίζουν το οστό

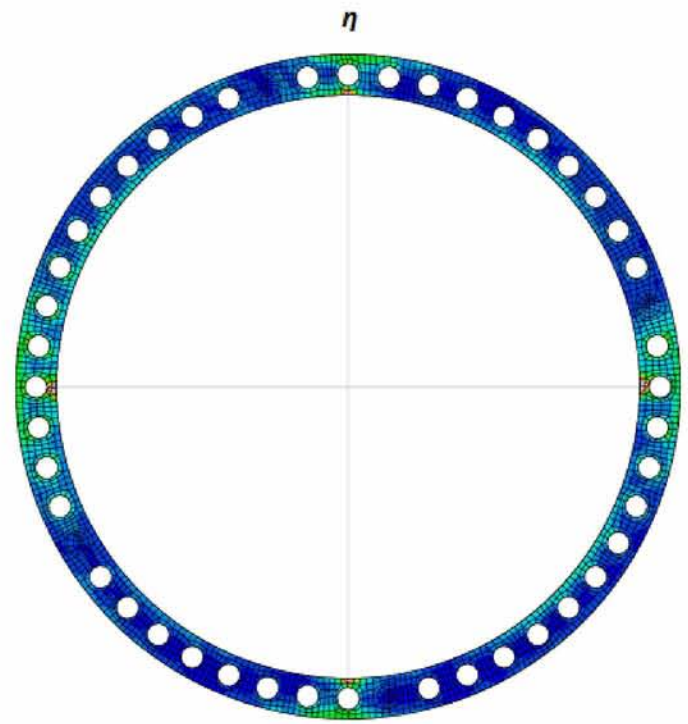
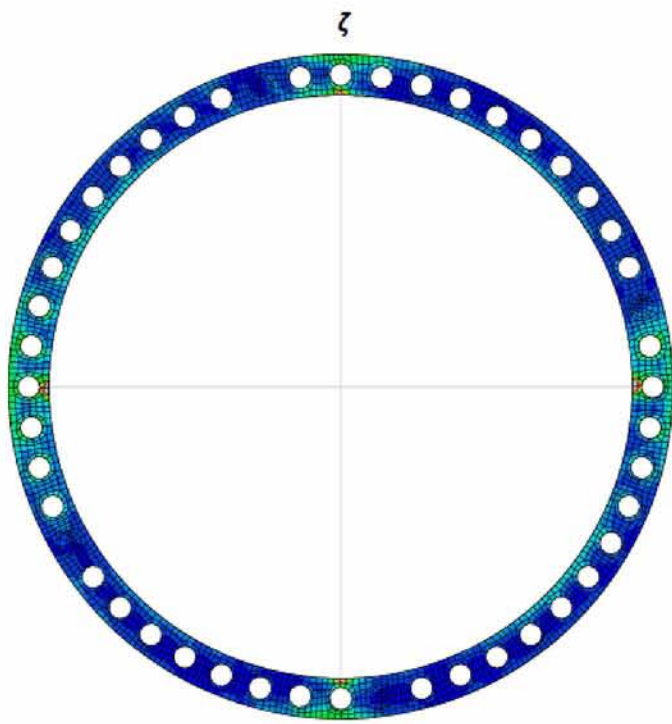
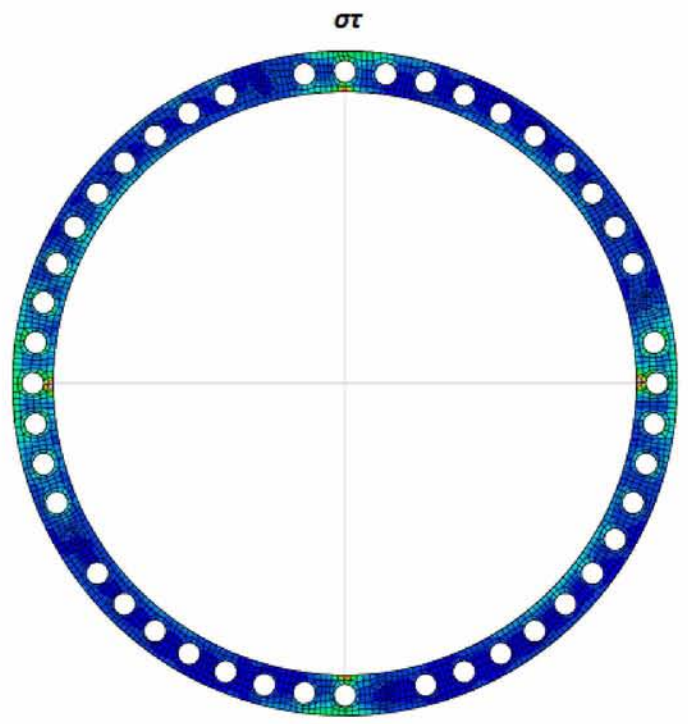
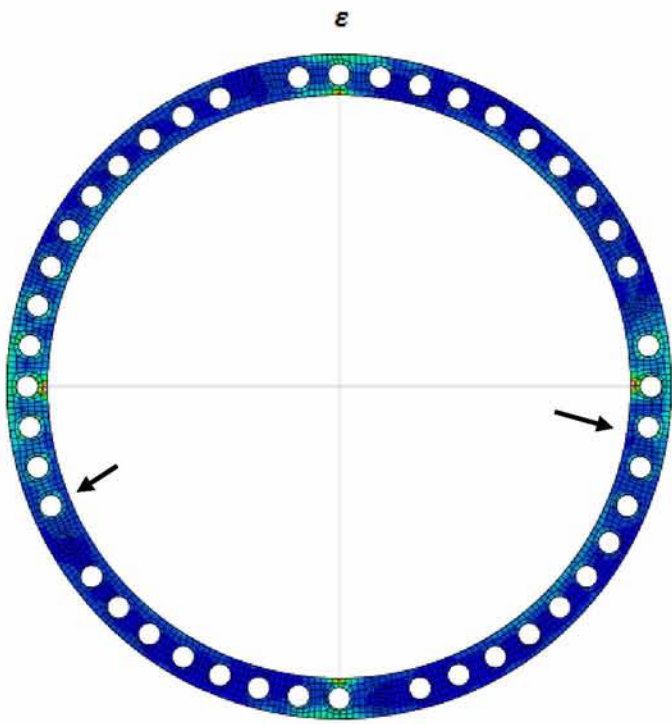
Στο Σχήμα 6, φαίνεται η κατανομή των τάσεων πάνω στις βελόνες Kirschner για αξονική φόρτιση ίση με 1000 N. Παρατηρούμε πως οι μέγιστες τάσεις εμφανίζονται στην βελόνα 2 (βλ. Σχήμα 2), ενώ αυξημένη καταπόνηση δέχονται και οι υπόλοιπες βελόνες. Οι μέγιστες τάσεις παρατηρούνται στα σημεία όπου έχουμε κάμψη της βελόνας. Στο Σχήμα 7 φαίνεται η παραμορφωμένη κατάσταση των βελονών. Είναι εμφανής η κάμψη που υφίστανται.

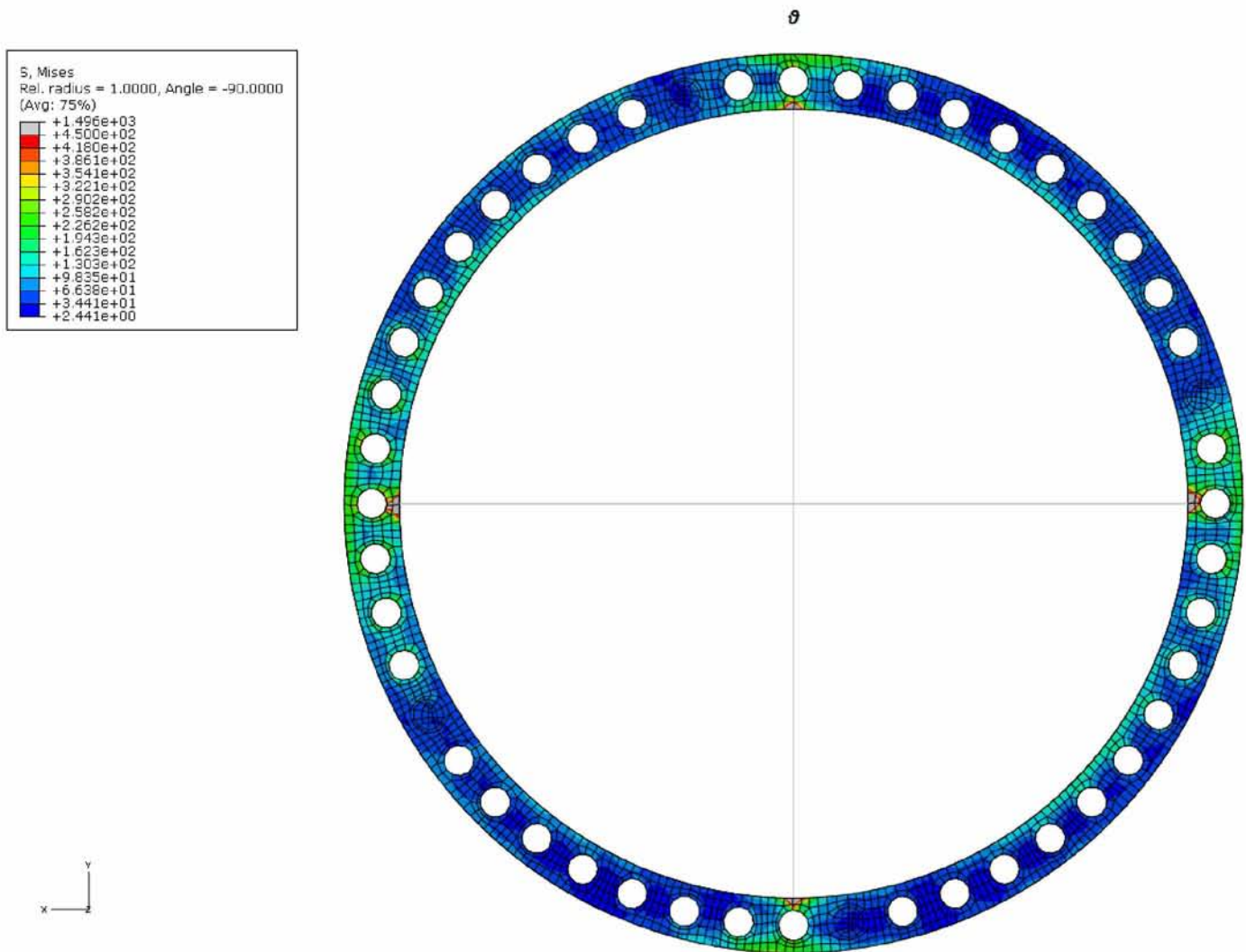
Στο Σχήμα 8 και στο Σχήμα 9 παρατηρούμε την κατανομή των τάσεων στο πλαίσιο Pizaron για αξονική φόρτιση ίση με 1000 N. Φαίνεται πως η κατανομή των τάσεων στους δακτυλίους είναι συμμετρική.

Στο Σχήμα 10 φαίνεται η κατανομή των τάσεων πάνω στο οστό στο επίπεδο όπου περνάει η βελόνα 1 (βλ. Σχήμα 2). Παρατηρούμε την υψηλή συγκέντρωση τάσεων στα σημεία όπου η βελόνα κάμπτεται (αριστερά και δεξιά) και τον τρόπο με τον οποίο οι τάσεις διαχέονται προς το εσωτερικό του οστού. Μικρότερες τάσεις παρουσιάζονται στο πάνω και στο κάτω μέρος του οστού λόγω της κάμψης της βελόνας 2 η οποία όμως δεν περνάει από το ίδιο επίπεδο.

Παρόμοια συμπεριφορά παρατηρούμε και στα υπόλοιπα κομμάτια του οστού. Αυξημένες τάσεις επικρατούν στα σημεία όπου έχουμε κάμψη της βελόνας η οποία περνάει από το ίδιο επίπεδο και μικρότερες τάσεις στα σημεία απ' όπου περνάει η δεύτερη βελόνα που συνδέεται στον ίδιο δακτύλιο αλλά σε διαφορετικό επίπεδο.



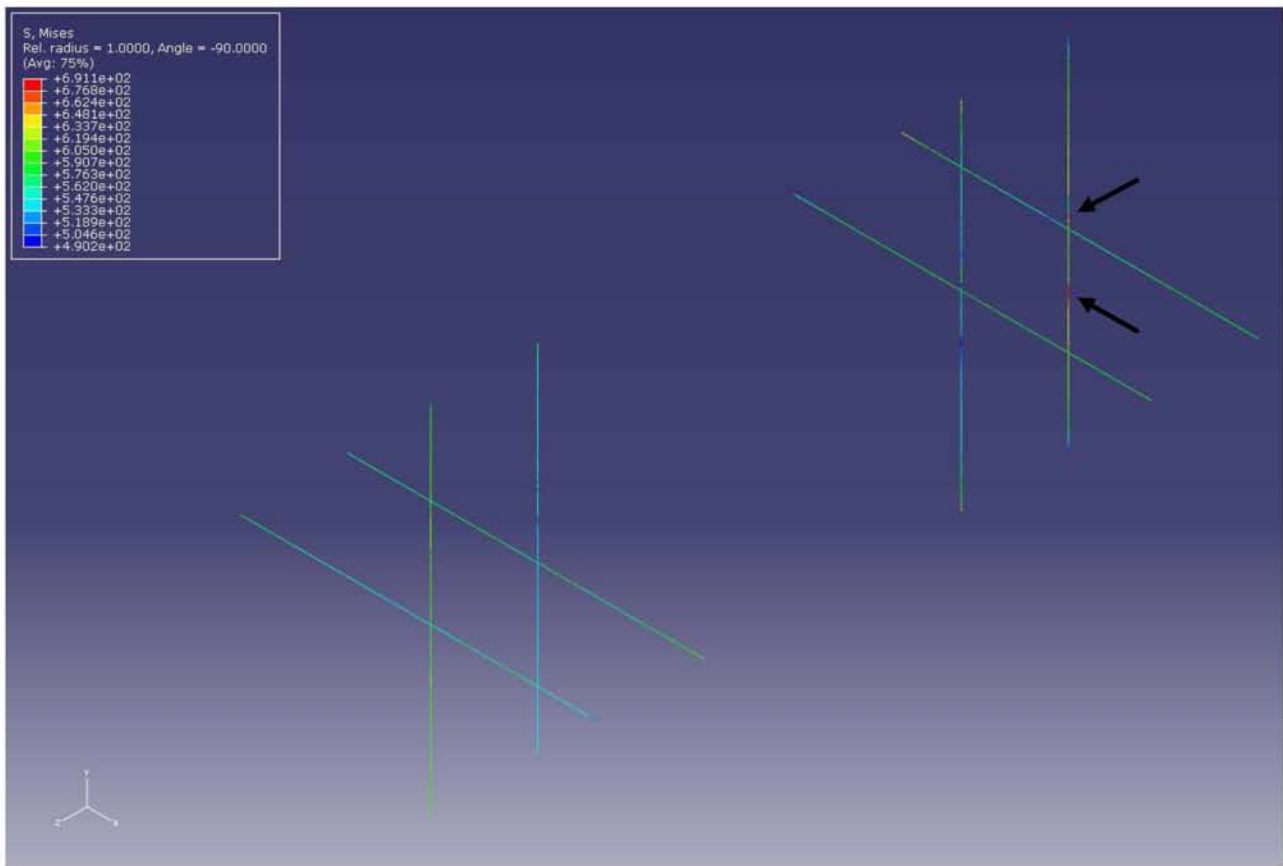




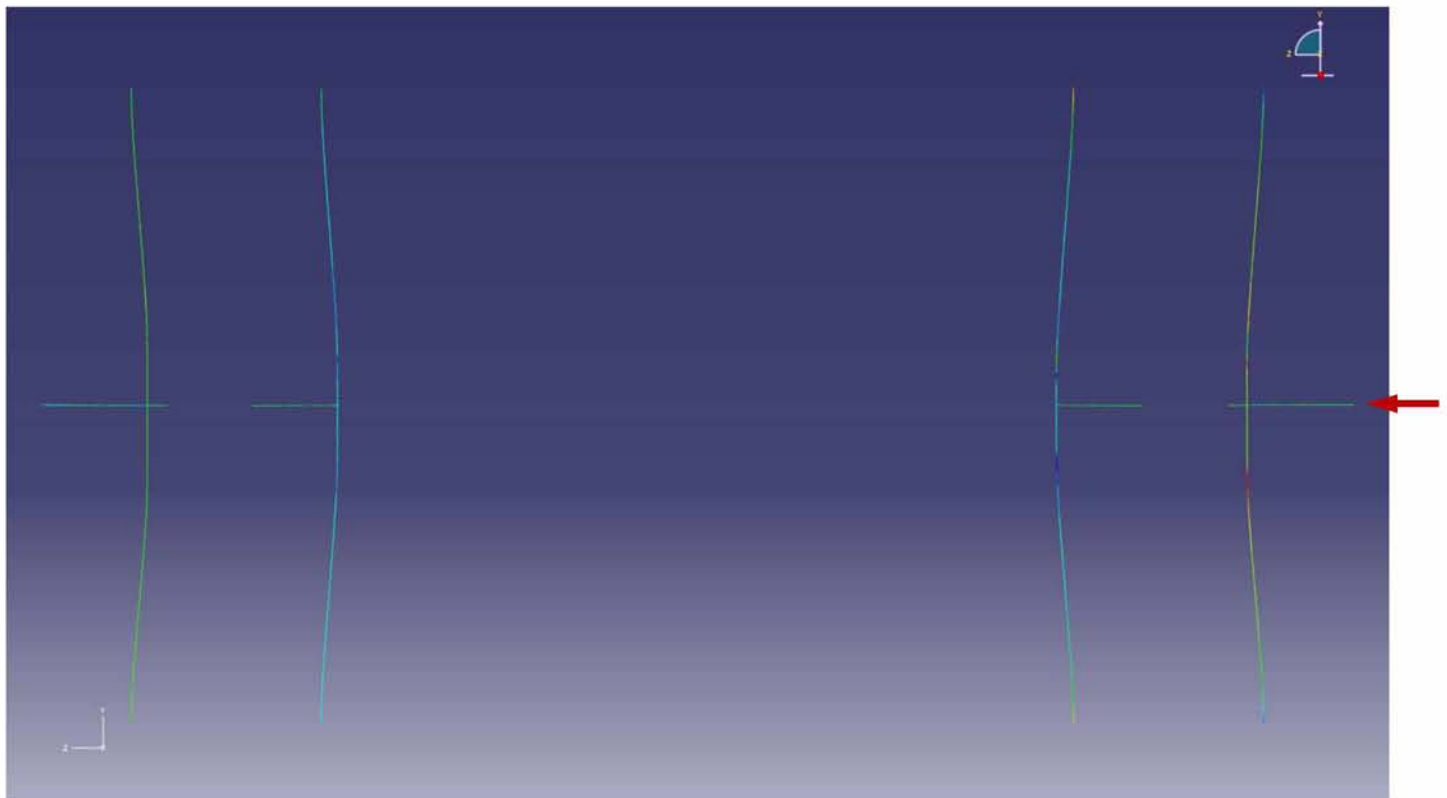
Σχήμα 5: Κατανομή τάσεων στο Δακτύλιο 1 για αξονική φόρτιση: α) 200 N, β) 300 N, γ) 400 N, δ) 500 N, ε) 600 N, στ) 700 N, ζ) 800 N, η) 900 N, θ) 1000 N

Στο Σχήμα 12 παρατηρούμε την κατανομή των τάσεων στο οστό η οποία διακόπτεται από το μυελό των οστών. Παρόμοια συμπεριφορά φαίνεται και στο Σχήμα 13.

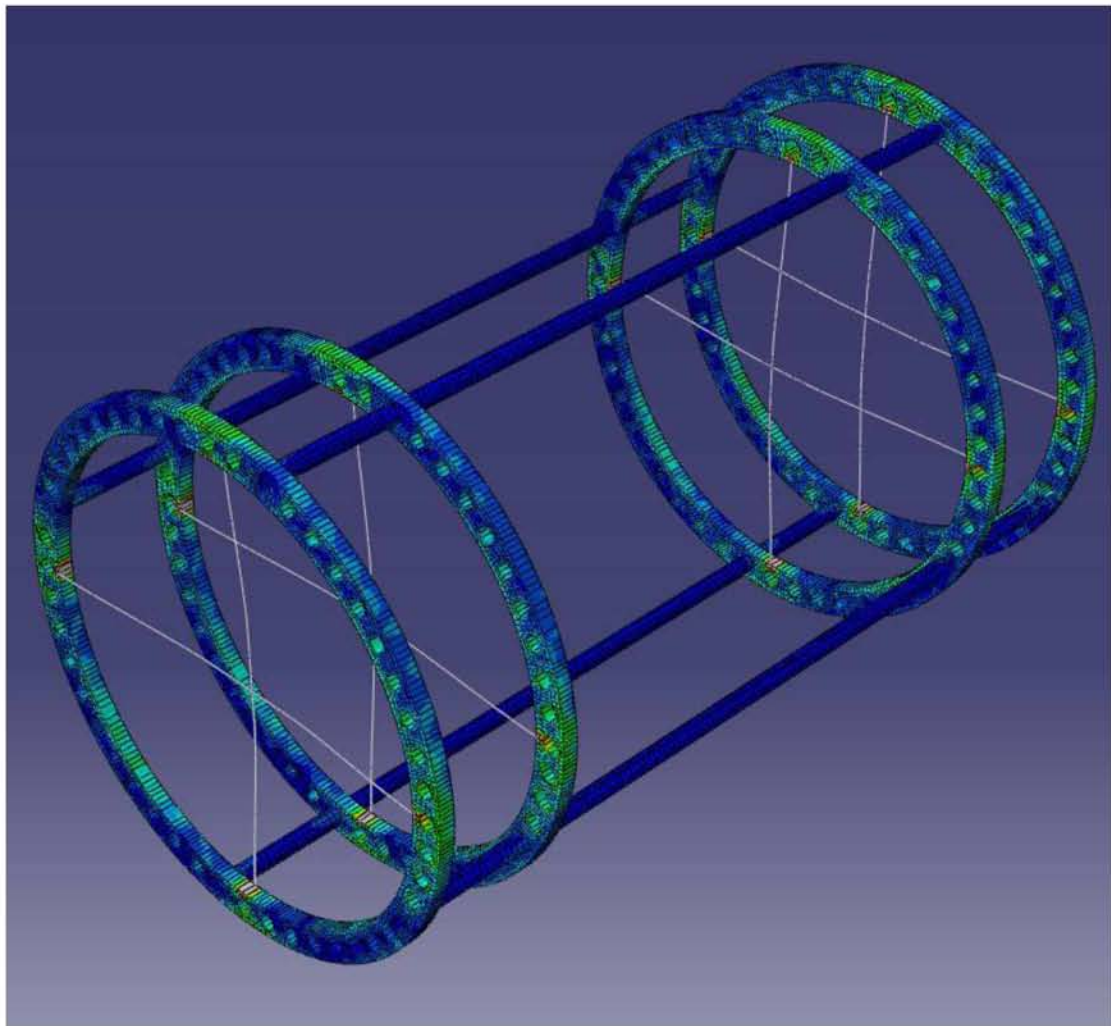
Στα υπόλοιπα σχήματα (Σχήματα 14, 15, 16, 17) παρατηρείται παρόμοια συμπεριφορά με το Σχήμα 10.



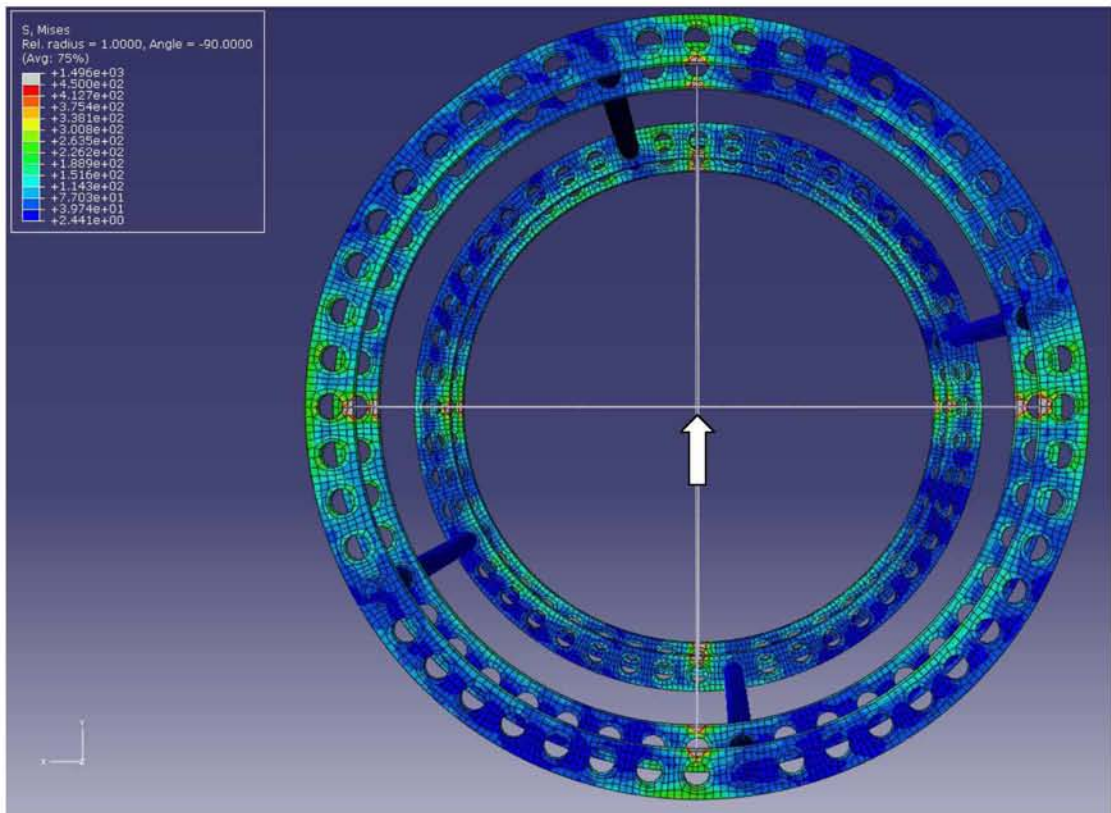
Σχήμα 6: Κατανομή τάσεων στις βελόνες Kirschner για αξονική φόρτιση ίση με 1000 N



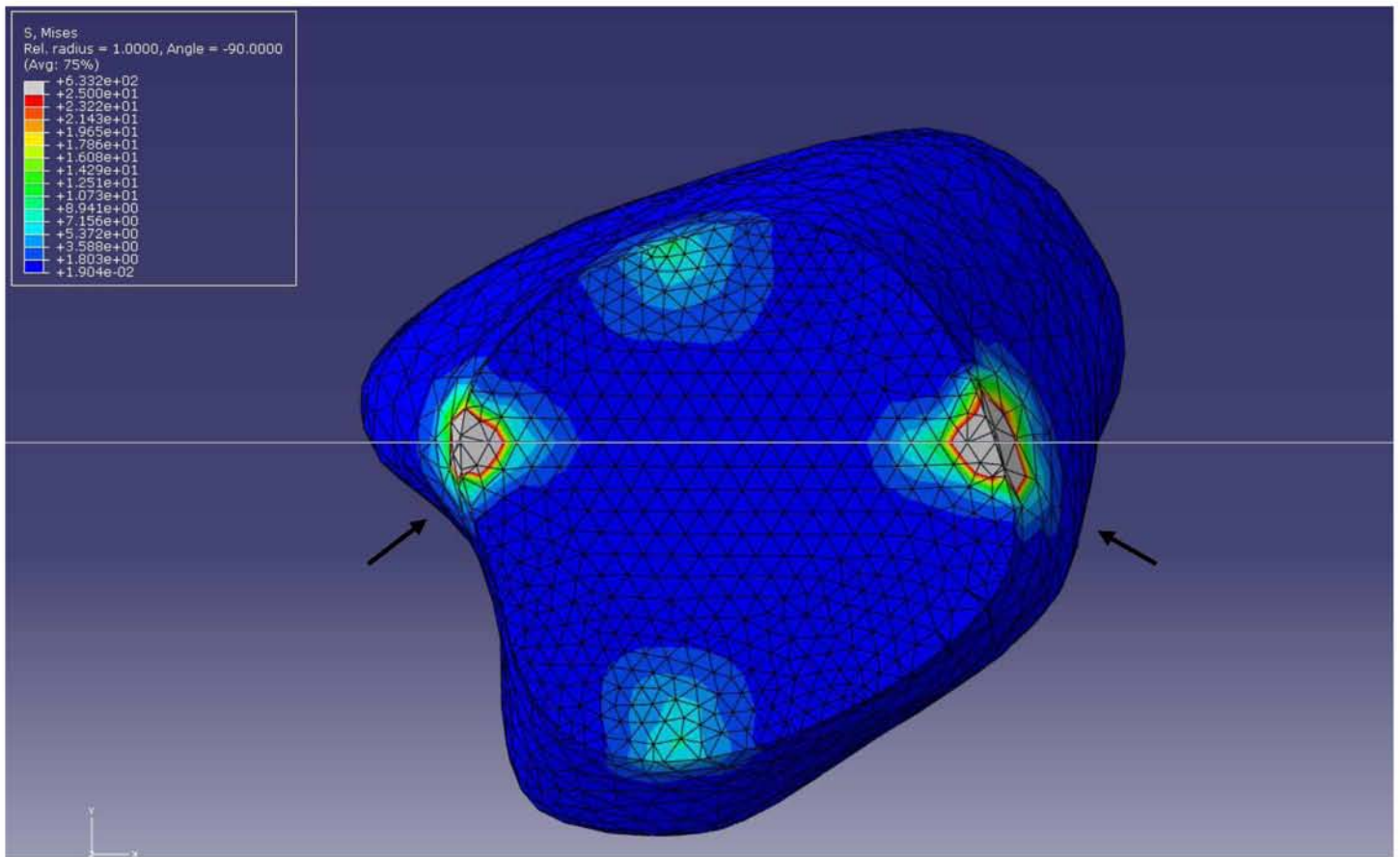
Σχήμα 7: Παραμορφωμένη κατάσταση βελονών Kirschner για αξονική φόρτιση ίση με 1000N. Φαίνεται η φορά της αξονικής φόρτισης.



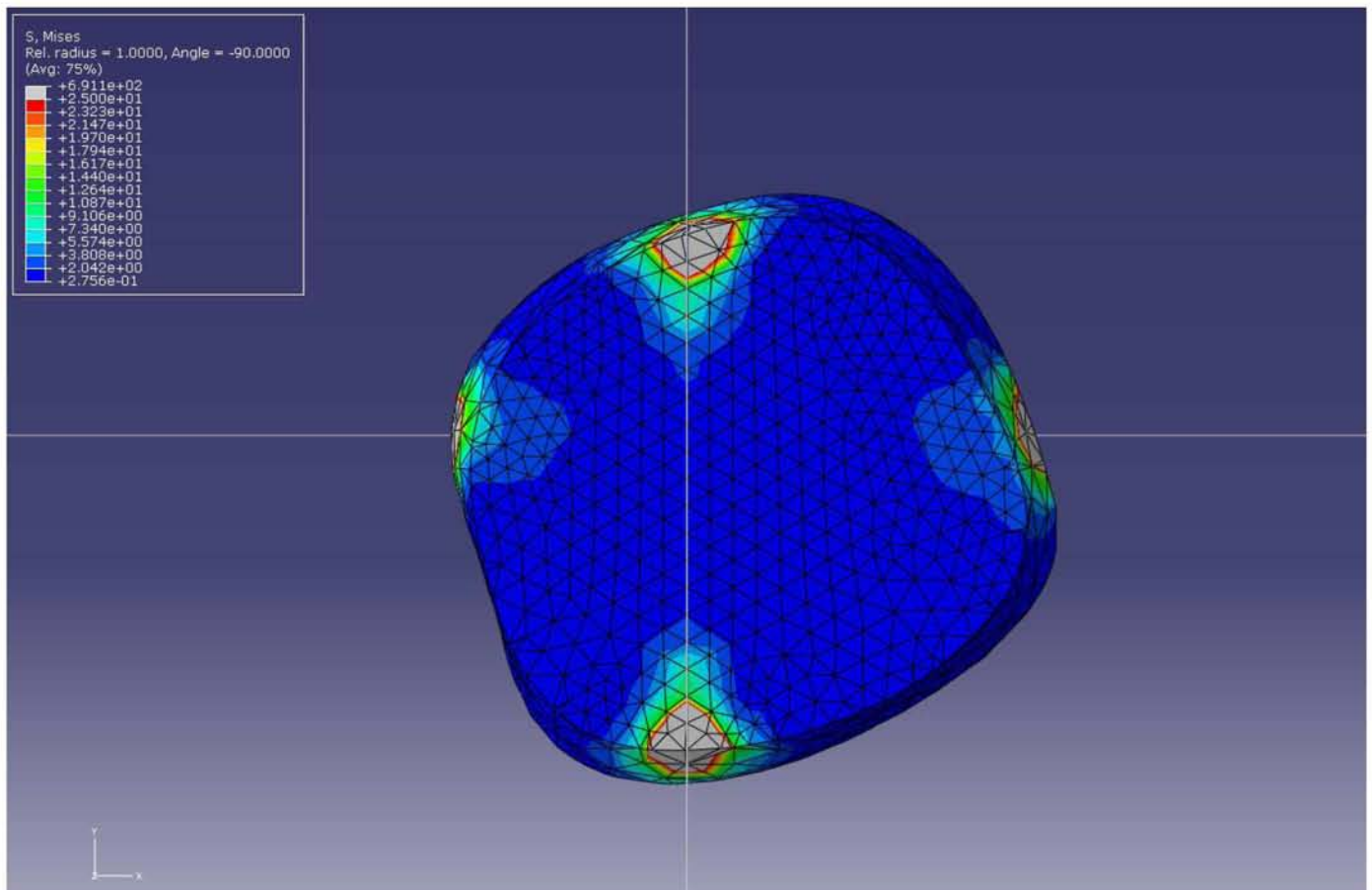
Σχήμα 8: Κατανομή τάσεων στο πλαίσιο Ilizarov για αξονική φόρτιση ίση με 1000 N. Φαίνεται η παραμορφωμένη κατάσταση.



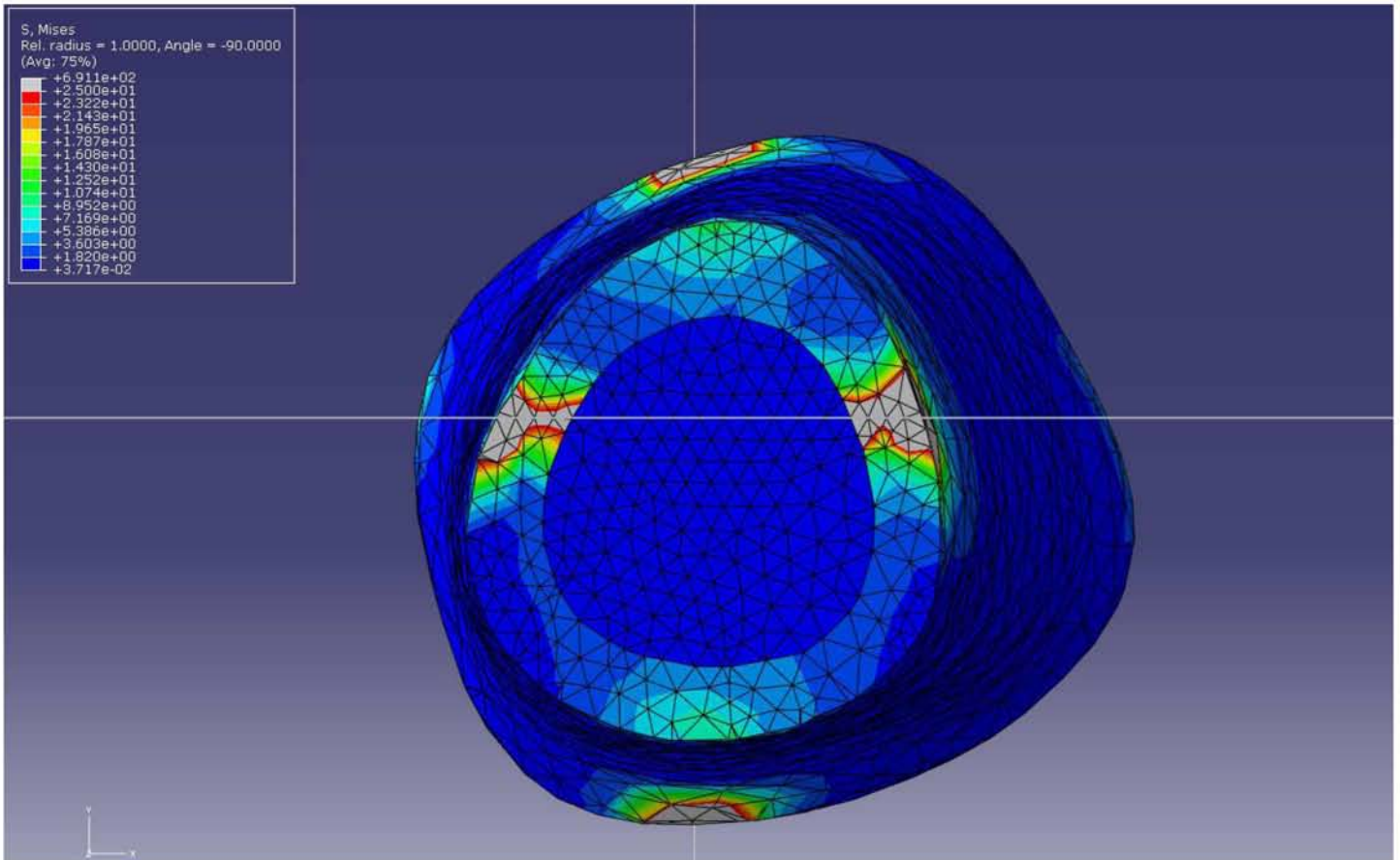
Σχήμα 9: Κατανομή τάσεων στο πλαίσιο Ilizarov για αξονική φόρτιση ίση με 1000 N. Φαίνεται η φορά της φόρτισης.



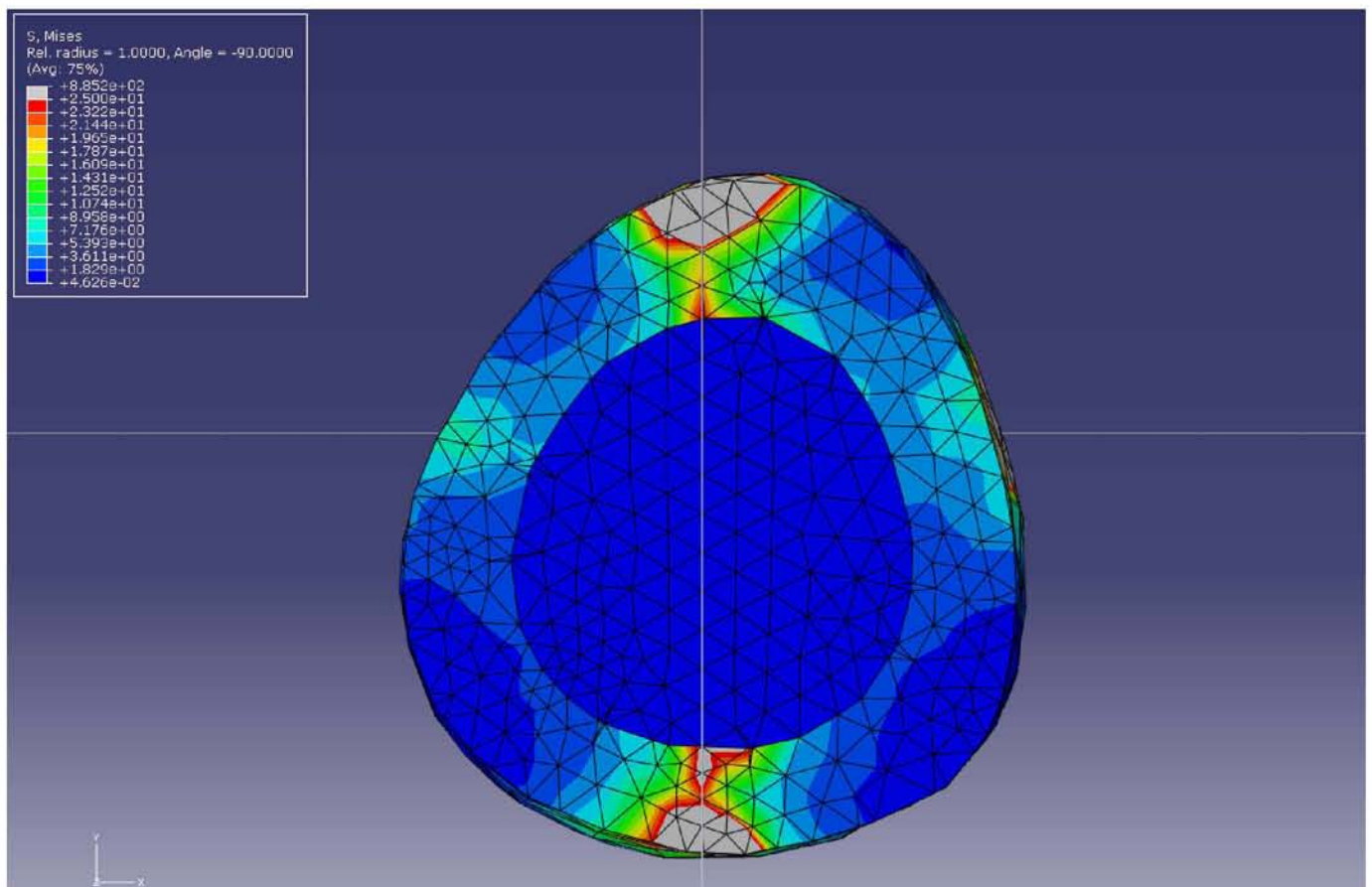
Σχήμα 10: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 1 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 1



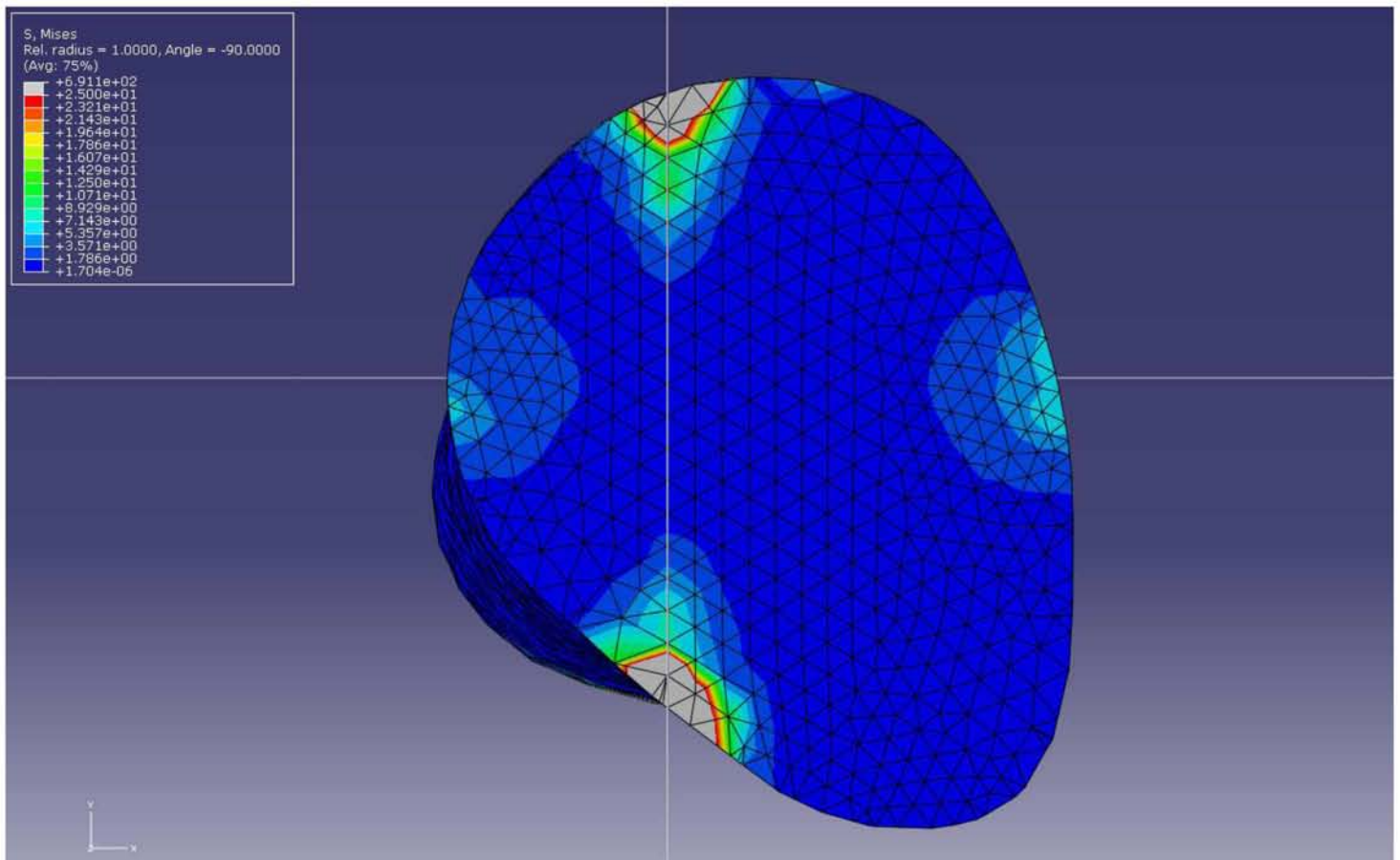
Σχήμα 11: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 2 του οστού, όπου περνάει η βελόνα



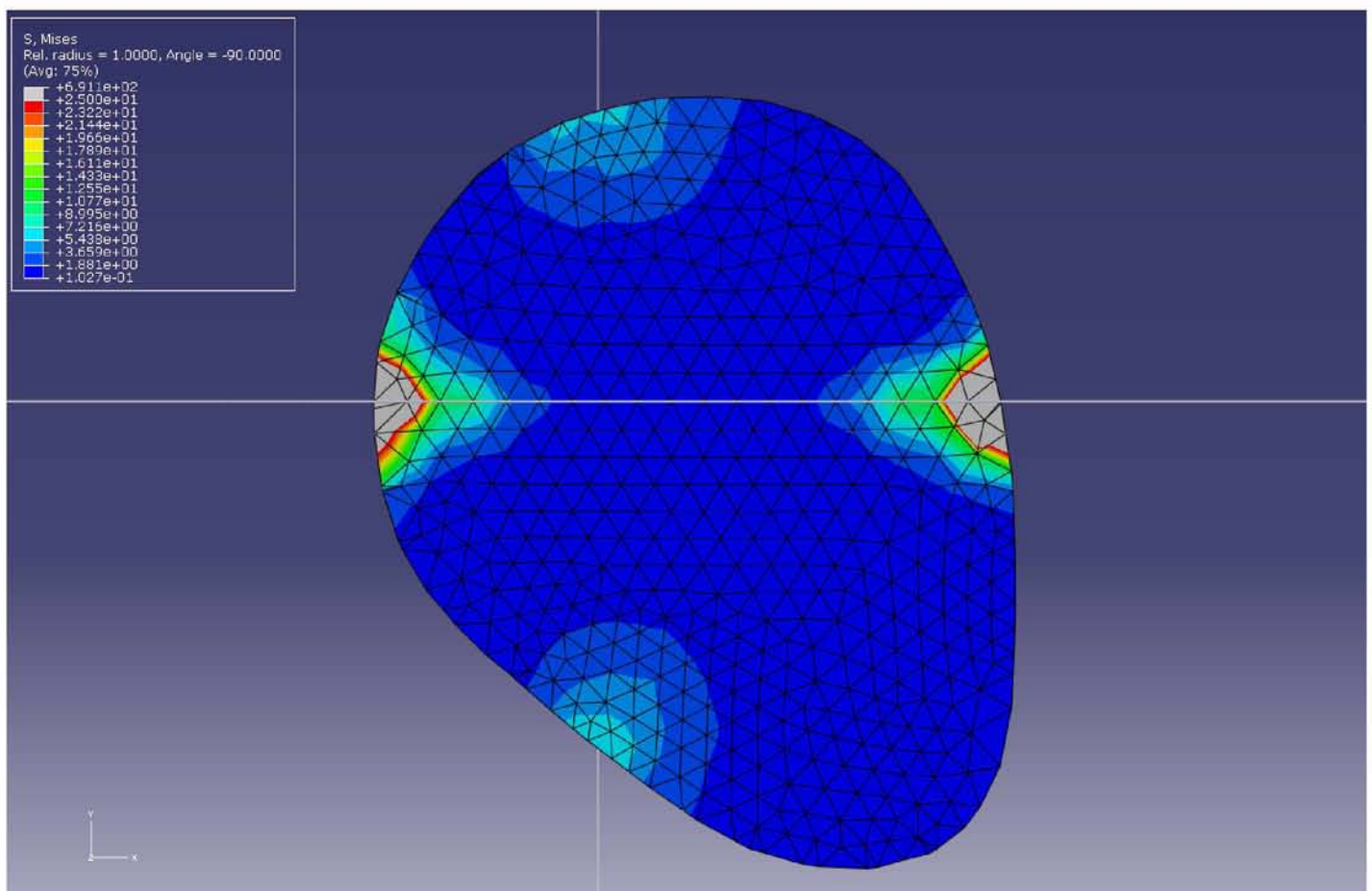
Σχήμα 12: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 3 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 3



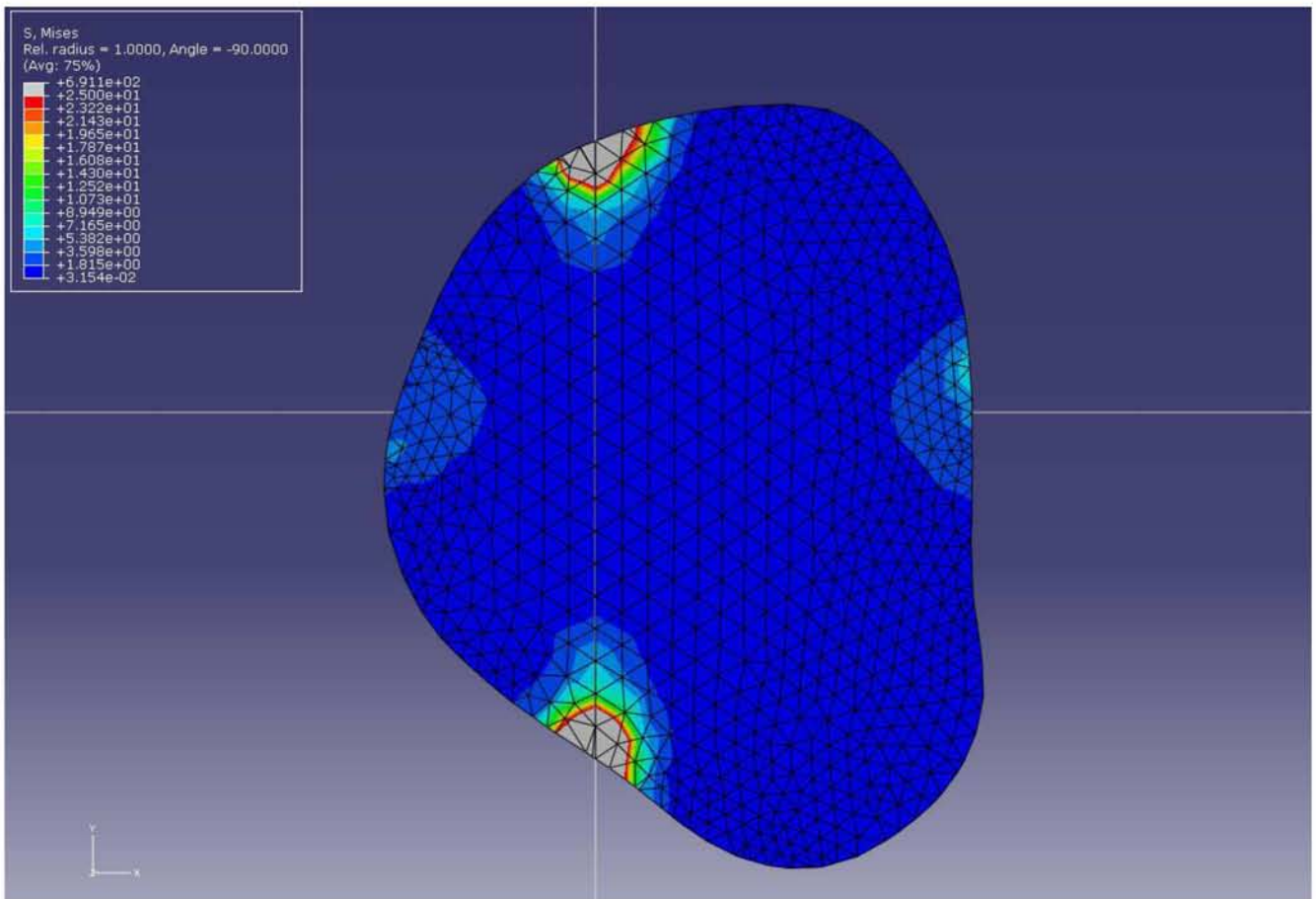
Σχήμα 13: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 4 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 4



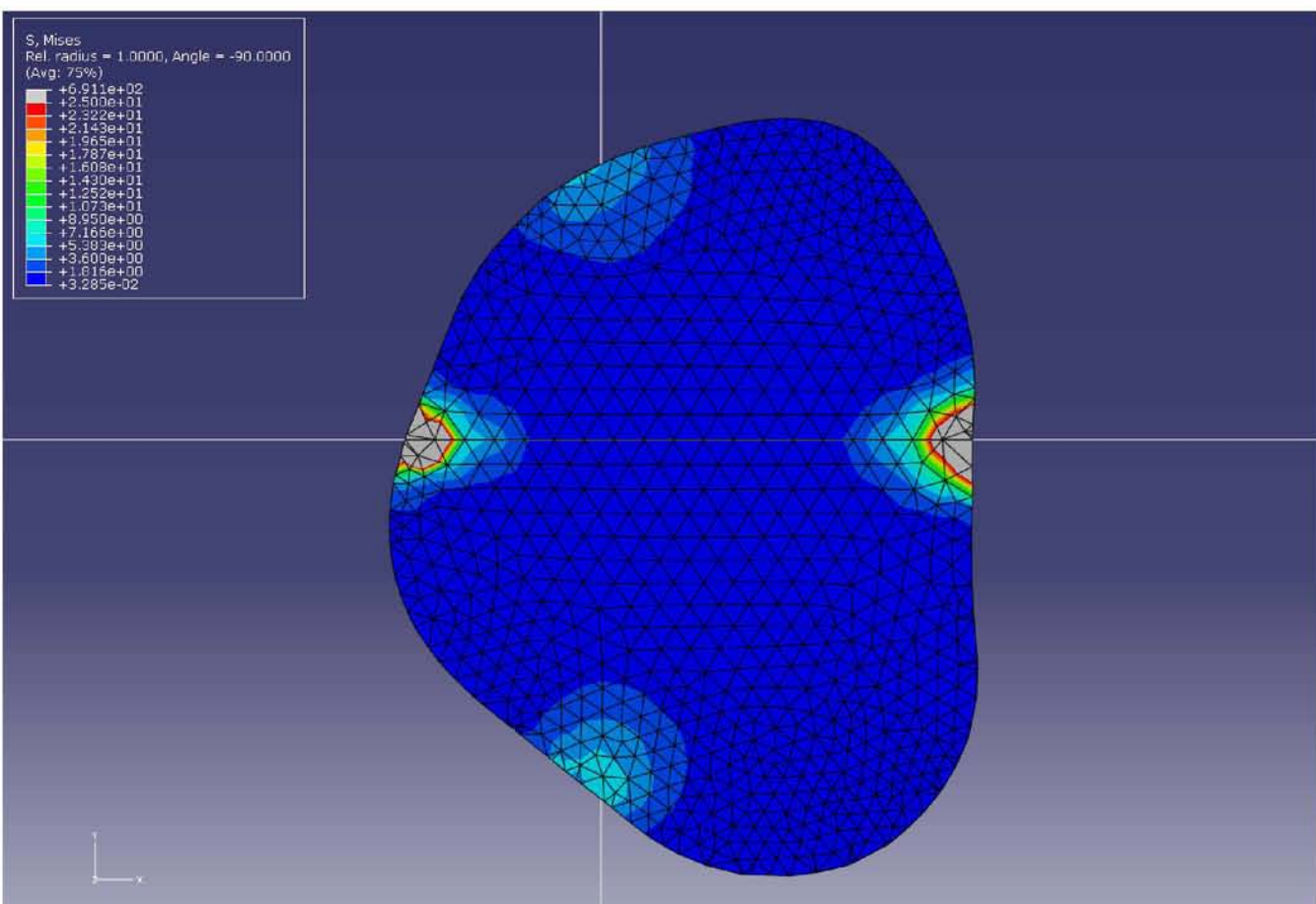
Σχήμα 14: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 5 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 5



Σχήμα 15: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 6 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 6



Σχήμα 16: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 7 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 7

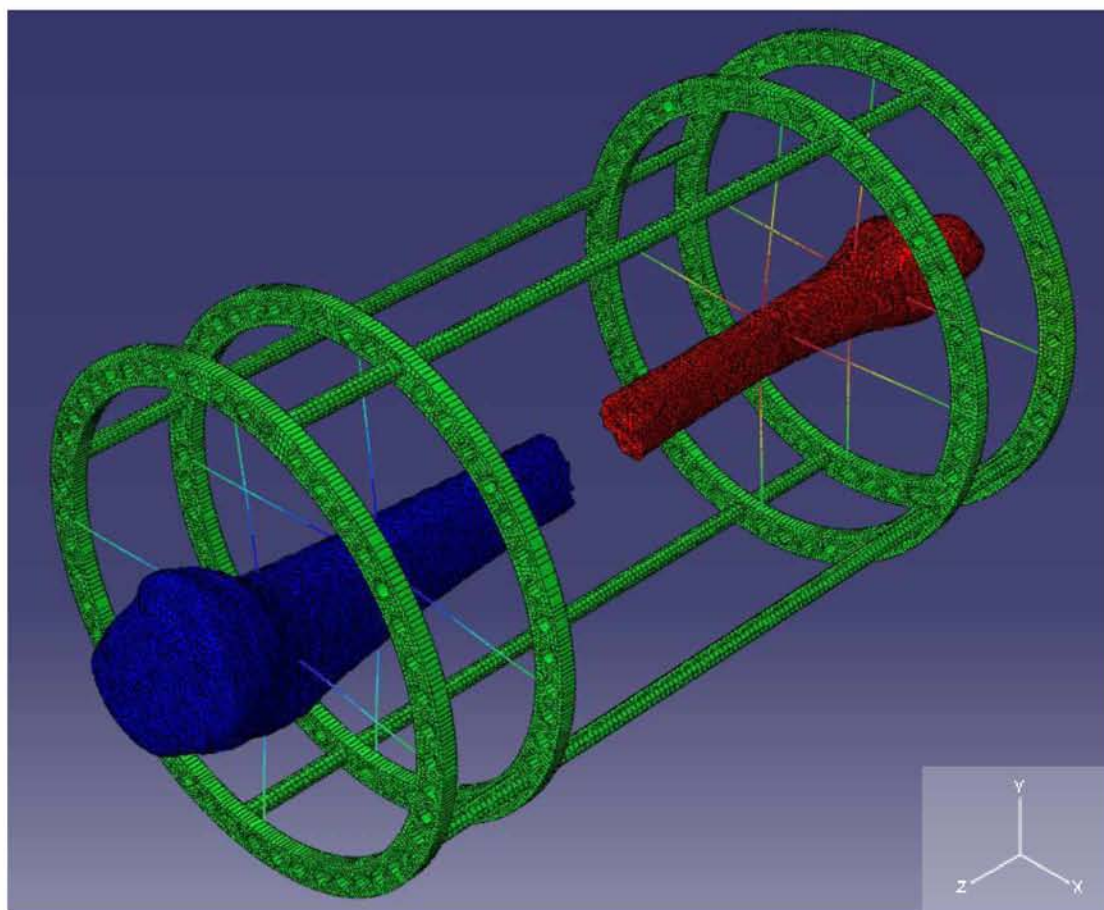


Σχήμα 17: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 8 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 8

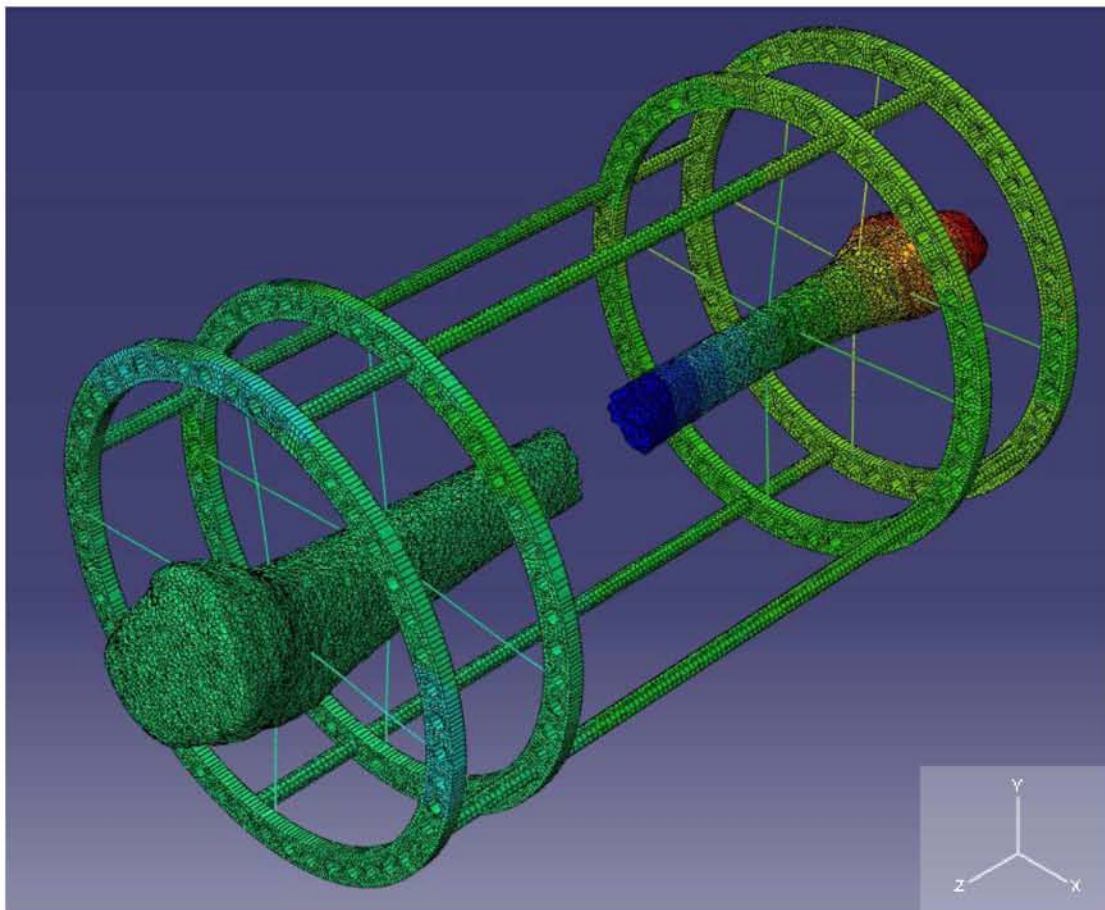
4.4 Μετατοπίσεις πάνω στο πλαίσιο Pizaron

Στα επόμενα σχήματα μπορούμε να παρατηρήσουμε τις μετατοπίσεις πάνω στο πλαίσιο Pizaron για αξονική φόρτιση ίση με 1000 N. Στο Σχήμα 18 φαίνονται οι αξονικές μετατοπίσεις. Οι περιοχές της κατασκευής που παρουσιάζουν μεγάλες μετατοπίσεις χρωματίζονται με κόκκινο χρώμα, ενώ με μπλε οι περιοχές που παρουσιάζουν αμελητέα έως μηδενική μετατόπιση. Το πράσινο δηλώνει ενδιάμεσες τιμές.

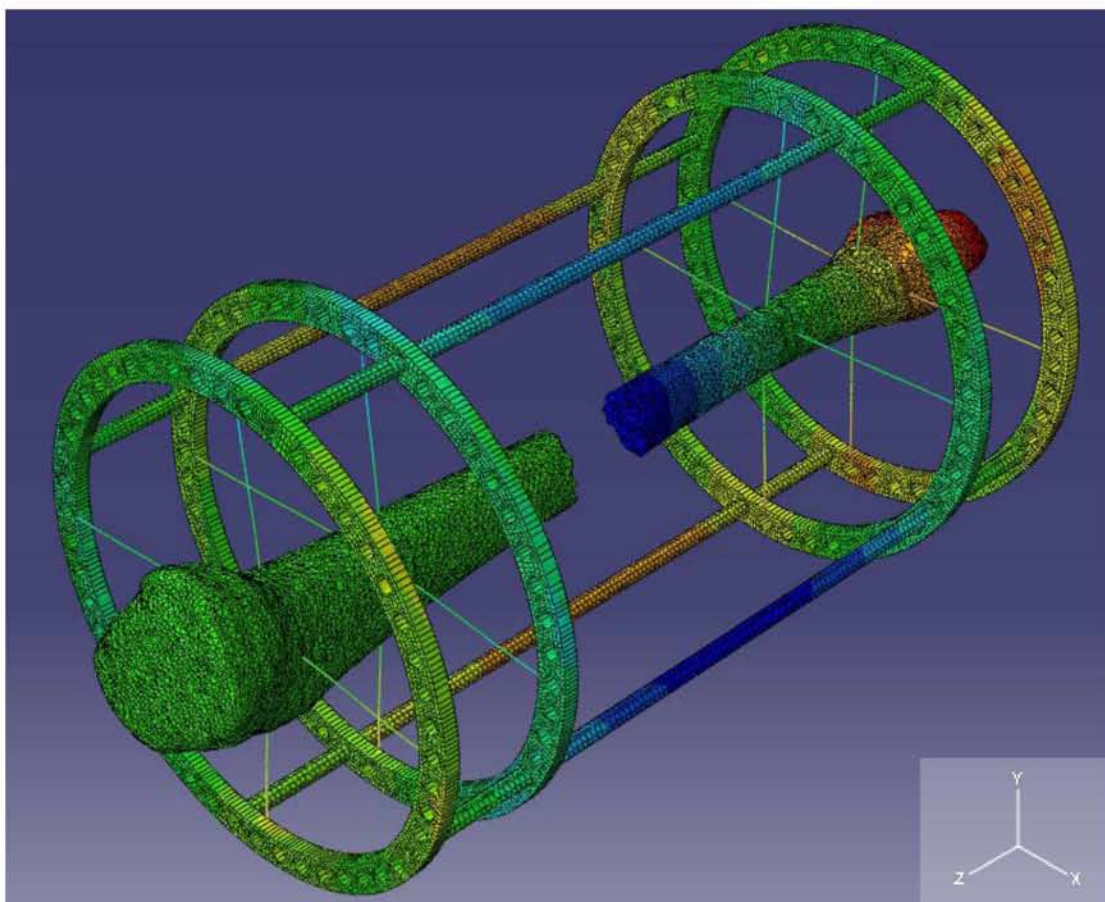
Για τις πλάγιες μετατοπίσεις παρατηρούμε παρόμοια συμπεριφορά πάνω στο οστό και συμμετρική κατανομή πάνω στο πλαίσιο. Το κόκκινο χρώμα δηλώνει και εδώ τις μεγάλες τιμές των μετατοπίσεων, ενώ το μπλε δηλώνει μικρότερες τιμές αλλά σε αντίθετη διεύθυνση. Οι ενδιάμεσοι χρωματισμοί αντιστοιχούν σε περιοχές με ενδιάμεσες τιμές μετατοπίσεων. (Σχήμα 19 και Σχήμα 20).



Σχήμα 18: Αξονικές μετατοπίσεις U3 (z άξονας) στην κατασκευή για φόρτιση ίση με 1000 N. Προένταση βελονών 130 kg, διάμετρος δακτυλίων 150 mm, διάμετρος βελονών 1,8 mm



Σχήμα 19: Πλάγιες μετατοπίσεις U1 (x άξονας) στην κατασκευή για φόρτιση ίση με 1000 N. Προένταση βελονών 130 kg, διάμετρος δακτυλίων 150 mm, διάμετρος βελονών 1,8 mm



Σχήμα 20: Πλάγιες μετατοπίσεις U2 (y άξονας) στην κατασκευή για φόρτιση ίση με 1000 N. Προένταση βελονών 130 kg, διάμετρος δακτυλίων 150 mm, διάμετρος βελονών 1,8 mm

Παρατηρούμε πως κοντά στην περιοχή του κατάγματος δεν παρουσιάζονται μεγάλες τιμές πλάγιων μετατοπίσεων τόσο στον x άξονα όσο και στον y άξονα οι οποίες δεν βοηθούν την διαδικασία της πόρωσης του οστού και αναστέλλουν την οστεογένεση κατά τους Aronson (1994) και Kenwright (1990). Οι πλάγιες μετατοπίσεις παρουσιάζονται λόγω της ανάπτυξης διατμητικών δυνάμεων και έτσι επέρχεται πλάγια μετατόπιση στο επίπεδο της οστεοτομίας.

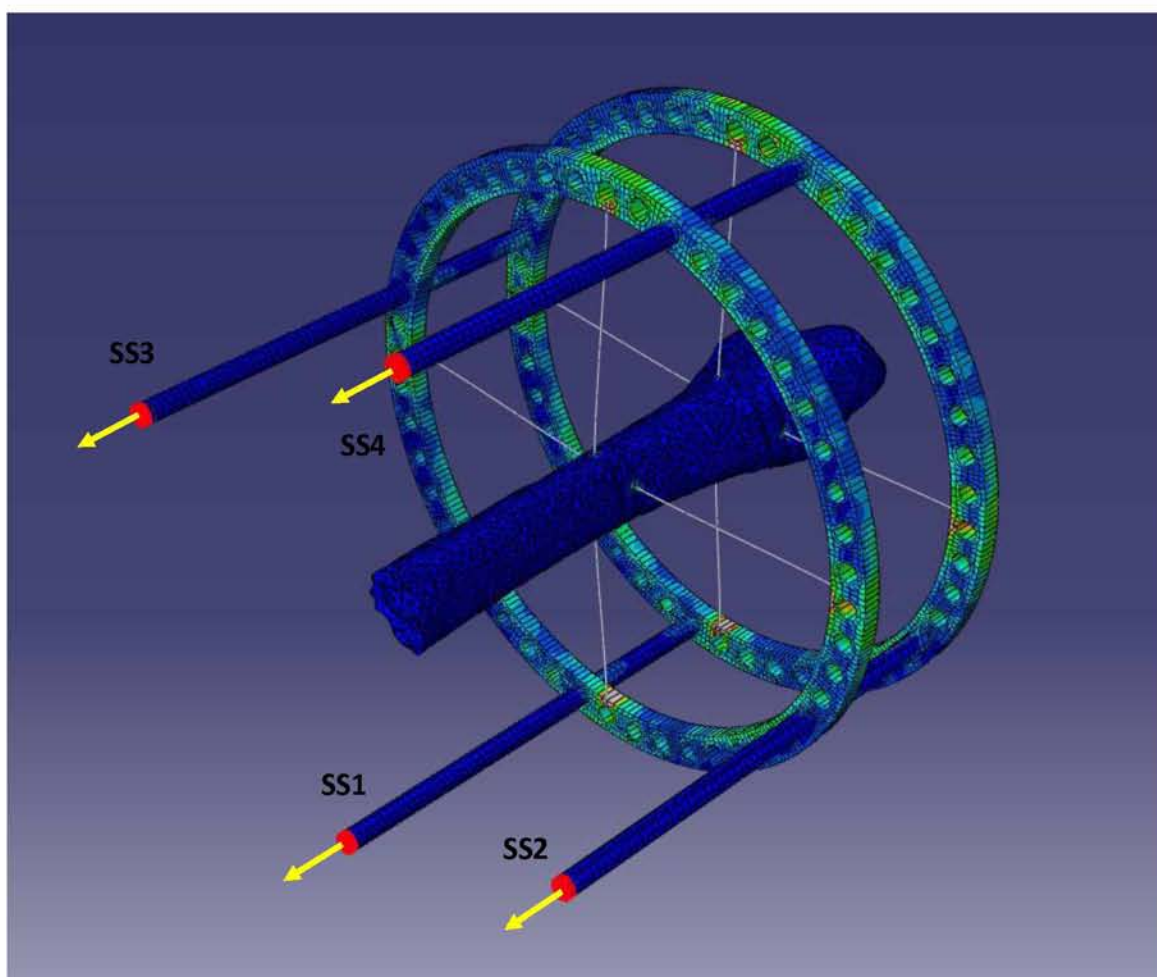
Αντίθετα αξονικές επαναλαμβανόμενες μικροκινήσεις (cyclic elastic axial micromotion) αυξάνουν την παραγωγή οστού. Πιθανώς και οι γωνιακές μικροκινήσεις (cyclic bending micromotion) να αυξάνουν και αυτές την παραγωγή οστού.

4.5 Διάγραμμα ελευθέρου σώματος κατασκευής

Στις ράβδους που συνδέουν τους δακτυλίους μεταξύ τους δημιουργήσαμε τις επιφάνειες SS1, SS2, SS3 και SS4 (Σχήμα 21).

Με αυτό τον τρόπο κατασκευάζουμε το διάγραμμα ελευθέρου σώματος για την κατασκευή.

Αναλύουμε το πρόβλημα με διάμετρο δακτυλίων 150 mm, διάμετρο βελονών 1,8 mm και προένταση σε κάθε βελόνα ίση με 130 kg.



Σχήμα 21: Διάγραμμα ελευθέρου σώματος για την κατασκευή.
Παρατηρούμε τις επιφάνειες SS1, SS2, SS3 και SS4

Για τη περίπτωση όπου ασκείται δύναμη στο οστό ίση με 500 N η κατανομή των δυνάμεων στις 4 κάθετες ράβδους είναι:

Επιφάνειες	SOFM
SS1	151.1 N
SS2	94.0 N
SS3	87.1 N
SS4	167.8 N
Σύνολο	500 N

Πίνακας 4: Δυνάμεις που ασκούνται στις ράβδους στη z - διεύθυνση στις επιφάνειες SS1, SS2, SS3 και SS4 – δύναμη 500 N

Όπως θα περιμέναμε η δύναμη των 500 N που ασκείται στο κάτω μέρος του οστού μεταφέρεται εξ' ολοκλήρου στις ράβδους διαμέσου των συρμάτων Kirschner.

Παραθέτουμε και τα αποτελέσματα από τη περίπτωση όπου ασκείται αξονική φόρτιση ίση με 1000 N.

Τα αποτελέσματα είναι τα εξής:

Επιφάνειες	SOFM
SS1	293.8 N
SS2	196.9 N
SS3	176.7 N
SS4	332.5 N
Σύνολο	1000 N

Πίνακας 5: Δυνάμεις που ασκούνται στις ράβδους στη z- διεύθυνση στις επιφάνειες SS1,SS2,SS3 και SS4 – δύναμη 1000 N

Κεφάλαιο 5 Συζήτηση - Συμπεράσματα

Η παραγωγή ενός υπολογιστικού μοντέλου για μια συσκευή εξωτερικής οστεοσύνθεσης αποτελεί σημαντικό εργαλείο για την μελέτη της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς της. Το μοντέλο δίνει τη δυνατότητα για τη μελέτη πολλών διαφορετικών περιπτώσεων για διάφορες φορτίσεις του οστού και διάφορα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των στοιχείων της συσκευής.

Στην παρούσα εργασία ξεκινήσαμε παραθέτοντας πληροφορίες για τα οστά και την κνήμη, ενώ συνεχίσαμε με την ανάλυση των καταγμάτων και την διαδικασία πώρωσης που αποτελεί ένα μοναδικό μηχανισμό στον ανθρώπινο οργανισμό που ευθύνεται για την επούλωση των καταγμάτων. Καταλήξαμε στο συμπέρασμα πως η επούλωση ενός κατάγματος είναι μια σύνθετη διαδικασία και προϋποθέτει άριστη γνώση και εμπειρία πολλών διαφορετικών τεχνικών αντιμετώπισης, από τον ορθοπεδικό.

Στη συνέχεια μελετήσαμε τα συστήματα υποστήριξης της οστεογένεσης σε θεωρητικό επίπεδο. Χωρίζονται σε συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης και σε ενδομυελικά συστήματα. Τα πρώτα, που μας απασχόλησαν στην παρούσα εργασία, χωρίζονται σε μονοεπίπεδα ετερόπλευρα και σε πολυεπίπεδα δακτυλιοειδή. Απαριθμήσαμε τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα τους και αναλύσαμε διεξοδικά την εξωτερική οστεοσύνθεση Ilizarov. Υπάρχουν επίσης και τα υβριδικά συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης τα οποία δημιουργήθηκαν σαν μια εξελικτική μορφή των κυκλικών συστημάτων, με σκοπό να συνδυάσουν τις δυνατότητες τους και ταυτόχρονα να ελαχιστοποιήσουν τις επιπλοκές τους. Η κατάλληλη χρήση των υβριδικών συστημάτων παρέχει συνδυασμένες μηχανικές ιδιότητες, τόσο από τα κυκλικά όσο και από τα μονόπλευρα συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης. Μένει στον χειρουργό να διαλέξει ανάλογα με την εμπειρία του και τις ανάγκες του ασθενή, το σύστημα που θα εφαρμόσει.

Για την υπολογιστική ανάλυση του πλαισίου Ilizarov κατασκευάσαμε ένα γεωμετρικά ακριβές μοντέλο του οστού της κνήμης βασισμένο σε δεδομένα αξονικών τομογραφιών του πραγματικού οστού στο πρόγραμμα Aniso. Το γεωμετρικό μοντέλο του πλαισίου Ilizarov κατασκευάστηκε στο πρόγραμμα ABAQUS CAE v. 6.9-3. Στη συνέχεια περιγράψαμε την μέθοδο παραγωγής του μοντέλου και ακολούθησε η ανάλυσή του. Έγινε η επιλογή των υλικών και αποφασίστηκαν οι συνοριακές συνθήκες και οι φορτίσεις του προβλήματος.

Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (FEA) είναι ένα ισχυρό υπολογιστικό εργαλείο για προβλήματα που εμπεριέχουν περίπλοκες γεωμετρίες και μη-γραμμικότητες υλικών ή γεωμετρίας.

Για τη δημιουργία του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιήθηκαν τετραεδρικά στοιχεία για το οστό, εξαεδρικά για το πλαίσιο και οι βελόνες Kirschner μοντελοποιήθηκαν ως beam elements.

Συνεχίζοντας με την πειραματική διαδικασία παραθέτουμε τα αποτελέσματα που προέκυψαν. Αρχικά μελετήσαμε ένα υγιές κνημιαίο οστό σε διαφορές φορτίσεις και βρέθηκε πως η κατανομή των τάσεων ακολουθεί γραμμική συμπεριφορά. Οι τάσεις που εμφανίστηκαν δεν ξεπερνούν την αντοχή του οστού και τα αποτελέσματα είναι συγκρίσιμα με αυτά των Walke et al. (2008).

Έπειτα ενσωματώθηκε το κάταγμα στο μοντέλο και έγινε εμβιομηχανική μελέτη του συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov. Δοκιμάστηκαν βελόνες διαμέτρου 1.5 mm, 1.8 mm και 2.0 mm και δακτύλιοι εσωτερικής διαμέτρου 150 mm και 180 mm για διάφορες προεντάσεις από 50 kg έως 130 kg. Το οστό τοποθετήθηκε στο κέντρο των δακτυλίων και οι βελόνες σε γωνία 90° μεταξύ τους. Το μοντέλο φορτίστηκε με δυνάμεις από 50 – 1000 N.

Για κάθε σενάριο παρουσιάζονται διαγράμματα που δείχνουν την επίδραση των παραμέτρων στην αξονική ακαμψία του συστήματος, στην αξονική μετατόπιση και στην μέγιστη τάση πάνω στις βελόνες Kirschner.

Διαπιστώθηκε η κλινικά και πειραματικά αποδεδειγμένη μη γραμμική συμπεριφορά του συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov (Kummer 1992; Podolsky & Chao 1993; Bronson et al. 1998). Η χαμηλή ακαμψία στις μικρές φορτίσεις μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την προώθηση της επούλωσης των οστών, ενώ η αυξημένη ακαμψία σε μεγαλύτερες φορτίσεις μπορεί να προστατέψει τους επιδιορθωμένους ιστούς από υπερβολικές πιέσεις (Stein et al. 1997; Gasser et al. 1990; Fink et al. 1996).

Αύξηση της διαμέτρου των βελονών οδηγεί σε αύξηση της αξονικής ακαμψίας, το ίδιο και η αύξηση της επιβαλλόμενης προέντασης. Αντίθετα, αύξηση της διαμέτρου των δακτυλίων προκαλεί μείωση της ακαμψίας. Υπολογίστηκαν τιμές από 12 – 130 N / mm για την αξονική ακαμψία ανάλογα με την τιμή της αξονικής φόρτισης οι οποίες συμφωνούν με τις προγενέστερες μελέτες (Πίνακας 3).

Στο επόμενο κεφάλαιο παραθέτουμε σχήματα στα οποία φαίνεται η κατανομή των τάσεων πάνω στο πλαίσιο Ilizarov. Πιο συγκεκριμένα παρατηρούμε την

κατανομή των τάσεων πάνω στους δακτυλίους και στο οστό όπου οι μέγιστες τάσεις εμφανίζονται στα σημεία όπου οι βελόνες διαπερνούν το οστό, αφού στα σημεία αυτά έχουμε κάμψη των βελονών. Επίσης ιδιαίτερα αυξημένες τάσεις παρουσιάζονται και στις βελόνες Kirschner (Σχήμα 6). Όσον αφορά τους δακτυλίους του πλαισίου Pizaron (Σχήμα 5), οι μέγιστες τάσεις βρίσκονται στα σημεία όπου οι βελόνες συνδέονται με τους δακτυλίους. Λόγω συγκέντρωσης των τάσεων στις περιοχές αυτές, δεν μπορούμε να έχουμε μια “καθαρή” εκτίμηση για το μέγεθος της μέγιστης τάσης. Αυξημένες βρέθηκαν και οι τάσεις γύρω από τις τρύπες των δακτυλίων. Τα αποτελέσματα για την κατανομή των τάσεων στους δακτυλίους του πλαισίου είναι συγκρίσιμα με αυτά των Baidya et al. (2001).

Η αύξηση της προέντασης στις βελόνες οδηγεί σε αύξηση των μέγιστων τάσεων. Οι πλάγιες μετατοπίσεις δεν βοηθούν την διαδικασία της πόρωσης του οστού και αναστέλλουν την οστεογένεση κατά τους Aronson (1994) και Kenwright (1990).

Όσον αφορά τη μηχανική συμπεριφορά των βελονών προσοχή πρέπει να δοθεί στην πλαστική παραμόρφωση τους σε μεγάλες προεντάσεις. Πρόσφατες έρευνες δείχνουν πως δεν παρατηρείται πλαστική παραμόρφωση στις βελόνες (Renard et al. 2005). Η παραμόρφωση των δακτυλίων και η ολίσθηση των βελονών από τις βίδες με τις οποίες καθλώνονται στους δακτυλίους μπορεί να επηρεάσουν τις μέγιστες τάσεις στις βελόνες.

Τέλος κατασκευάσαμε διάγραμμα ελευθέρου σώματος για να διαπιστώσουμε πώς κατανέμονται οι δυνάμεις στην κατασκευή. Εφ’ όσον δεν υφίσταται επαφή των δύο τεμαχίων του οστού κατά τη διάρκεια της ανάλυσης οι δυνάμεις μεταφέρονται εξ’ ολόκληρου διαμέσου των βελονών και μέσω των ράβδων στο άλλο κομμάτι του οστού.

Στην επίλυση του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων λήφθηκαν υπόψη γεωμετρικές μη γραμμικότητες. Παρ’ όλα αυτά, τα αποτελέσματα των αναλύσεων πρέπει να επαληθευτούν πειραματικά σε συνθήκες εργαστηρίου για να διαπιστωθεί η ορθότητά τους.

Το υπολογιστικό μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων που κατασκευάστηκε μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να προβλέψει τις χαρακτηριστικές αποκρίσεις διαφόρων συστημάτων Pizaron. Μπορεί να σχεδιαστεί ένα πιο φιλικό υπολογιστικό περιβάλλον που θα επιτρέπει στους χειρουργούς να επιλέξουν τα απαραίτητα και πιο κατάλληλα για την κάθε περίπτωση χαρακτηριστικά των στοιχείων του συστήματος

χωρίς να χρειάζεται να χρησιμοποιήσουν ένα πρόγραμμα επίλυσης πεπερασμένων στοιχείων. Ο στόχος είναι να κατασκευαστεί ένα υπολογιστικό μοντέλο το οποίο θα λύνεται μέσα σε λίγα λεπτά και θα βοηθήσει τον προκλινικό σχεδιασμό για την κατάλληλη επιλογή του συστήματος Pizaron που πρέπει κάθε φορά να χρησιμοποιηθεί.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Π1 Σφάλματα της Μεθόδου των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΜΠΣ)

Τα σφάλματα που συνδέονται με την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (FEA) μπορούν να ταξινομηθούν σε τρεις ομάδες:

1. Σφάλματα μοντελοποίησης τα οποία προκύπτουν από υποθετικές απλοποιήσεις, παραδοχές, εξιδανικεύσεις και απλουστεύσεις που γίνονται στην κατασκευή και στη διατύπωση του μαθηματικού μοντέλου (idealization errors). Στις περισσότερες περιπτώσεις το μαθηματικό μοντέλο είναι ήδη αρκετά απλοποιημένο.
2. Σφάλματα διακριτοποίησης τα οποία προκύπτουν καθώς γίνεται προσπάθεια ένα συνεχές μαθηματικό μοντέλο να διακριτοποιηθεί σε ένα μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων δηλαδή σε ένα σύνολο διακριτών περιοχών. (discretization errors).
3. Σφάλματα επίλυσης τα οποία προκύπτουν από την διαδικασία της αριθμητικής επίλυσης των εξισώσεων των πεπερασμένων στοιχείων.

Θα πρέπει επίσης να σημειωθεί πως σφάλματα μπορούν να προκύψουν και από τις εσφαλμένες ερμηνείες των αποτελεσμάτων από τους χρήστες. Για να ελαχιστοποιηθεί ο κίνδυνος να συμβεί κάτι τέτοιο, ο χρήστης οφείλει να χρησιμοποιεί πάντα μονάδες SI.

Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων περιλαμβάνει την προσέγγιση και την ανάλυση μιας κατασκευής. Γι' αυτό το λόγο υπάρχουν πολλές πιθανές πηγές σφάλματος.

Για περαιτέρω πληροφορίες όσον αφορά τη χρήση της Μεθόδου των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΜΠΣ) κατά την μελέτη των κατασκευών μπορείτε να ανατρέξετε στο Κεφάλαιο 7 του βιβλίου του κ. Πέτρου Α. Καρύδη, Αναπληρωτή Καθηγητή στον Τομέα Θαλασσίων Κατασκευών της Σχολής Ναυπηγών Μηχανολόγων Μηχανικών ΕΜΠ, «Υπολογιστικές Μέθοδοι και Εφαρμογές σε Λεπτότοιχες Κατασκευές».

Παρακάτω αναφέρονται οι κύριες πηγές σφαλμάτων:

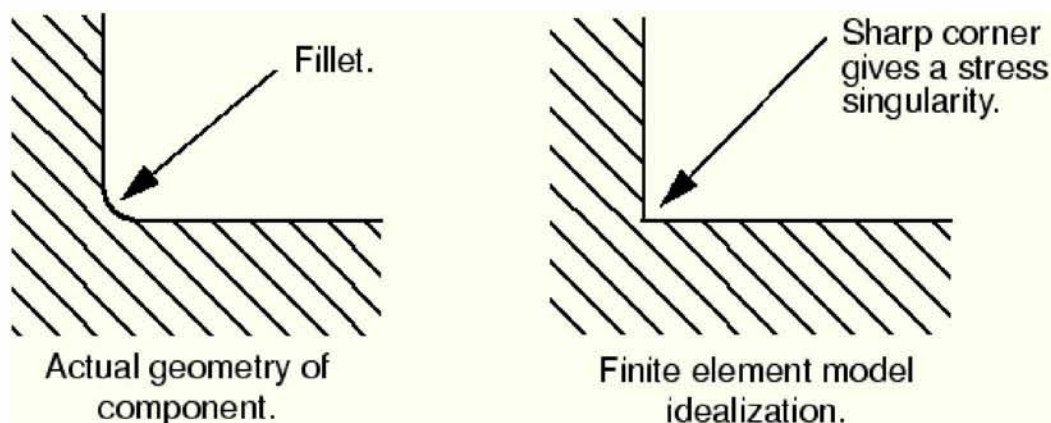
Π1.1 Απλοποιήσεις μοντέλου

Είναι σύνηθες να παραλείπονται μικρές λεπτομέρειες, όπως οι ακτίνες λωρίδων (fillet radius) από ένα μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων, για να απλοποιηθεί η ανάλυση και για να παραμείνει το μέγεθος του μοντέλου σε λογικό επίπεδο. Αυτή η διαδικασία αναφέρεται ως «defeaturing». Αυτές οι παραλείψεις δίνουν ικανοποιητικό αποτέλεσμα, αν οι καταπονήσεις στις περιοχές όπου τα στοιχεία αυτά έχουν παραλειφθεί είναι χαμηλές.

Πρέπει να υπενθυμίσουμε ότι οι μικρές ακτίνες μπορεί να αυξήσουν σημαντικά τις τάσεις. Συνήθως είναι καλύτερα να ξεκινήσουμε με μια πολύ απλή αναπαράσταση των πραγματικών στοιχείων, να την αναλύσουμε και να δούμε αν συμπεριφέρεται όπως αναμένεται. Αν όλα είναι εντάξει τότε μπορούν σταδιακά να προστεθούν περισσότερες λεπτομέρειες και να επαναλαμβάνεται η ανάλυση κάθε φορά που προσθέτουμε παραπάνω πληροφορίες στο μοντέλο. Ακολουθώντας αυτή την διαδικασία είναι δυνατόν να εκτιμήσουμε το ποσό της λεπτομέρειας που χρειάζεται να συμπεριληφθεί στην ανάλυση.

Π1.1.1 Ιδιόμορφες τάσεις (Stress Singularities)

Όλα τα στοιχεία στο μοντέλο έχουν πεπερασμένη ακτίνα στις γωνίες, ωστόσο, για τις μικρές ακτίνες, μια κοινή απλούστευση είναι να αγνοήσει κανείς την ακτίνα και να την αντικαταστήσει με μια αιχμηρή γωνιά, όπως φαίνεται στην Εικόνα 59.



Εικόνα 59: Εξιδανίκευση μιας λωρίδας ως αιχμηρή γωνία.

Εντούτοις, η εισαγωγή οποιασδήποτε αιχμηρής γωνίας σε ένα μοντέλο θα οδηγήσει σε μια ιδιομορφία τάσης (stress singularity) σε εκείνη την θέση. Αυτό έχει κανονικά μια αμελητέα επίδραση στη γενική απόκριση του μοντέλου, αλλά οι προβλεφθείσες τάσεις που βρίσκονται κοντά στην ιδιομορφία θα είναι ανακριβείς. Τα αποτελέσματα των μετατοπίσεων μπορεί να είναι αποδεκτά.

Κάθε προσπάθεια βελτίωσης του πλέγματος θα δώσει αυξανόμενες τιμές για την τάση (χωρίς κάποιο όριο) καθώς το μέγεθος των στοιχείων μειώνεται. Θεωρητικά η τάση είναι άπειρη σε αυτήν την θέση. Μια ιδιομορφία τάσης υπάρχει στη γωνία της υποδοχής όπου συνδέεται με την υπόλοιπη κατασκευή.

Επομένως, η αύξηση της πυκνότητας του πλέγματος δεν θα παράγει μια συγκλιμένη τιμή τάσης σε αυτήν την θέση. Αυτή η ιδιομορφία εμφανίζεται λόγω των εξιδανικεύσεων που χρησιμοποιούνται στο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων. Η σύνδεση μεταξύ της υποδοχής και της υπόλοιπης κατασκευής έχει διαμορφωθεί άκαμπτα. Αυτές οι εξιδανικεύσεις οδηγούν στην ιδιομορφία τάσης. Στην πραγματικότητα πιθανώς να υπάρξει μια μικρή λωρίδα (fillet) μεταξύ της υποδοχής και της υπόλοιπης κατασκευής (μητρική), και η μητρική κατασκευή θα είναι παραμορφώσιμη, μη άκαμπτη. Εάν απαιτείται η ακριβής τάση σε αυτήν την θέση, πρέπει να διαμορφωθεί με ακρίβεια η λωρίδα μεταξύ των συστατικών και να ληφθεί υπόψη η ακαμψία της μητρικής κατασκευής.

Ένας τρόπος για να μειώσουμε το πρόβλημα είναι να μοντελοποιήσουμε τα διάφορα κομμάτια του μοντέλου μας με κάποιο υλικό το οποίο να μπορεί να δέχεται πλαστική παραμόρφωση, παρ' όλα αυτά οι παραμορφώσεις στις αιχμηρές γωνίες θα παραμείνουν άπειρες.

Εάν οι τάσεις δεν μας ενδιαφέρουν, για παράδειγμα στον υπολογισμό των ιδιοσυχνοτήτων, τότε η προσθήκη αιχμηρών γωνιών στο μοντέλο μας δεν θα επηρεάσει τα αποτελέσματα και η απλοποίηση αυτή θα συμβάλλει στην απλούστευση του μοντέλου.

Π1.1.2 Σημειακά φορτία

Όσον αφορά τα φορτία, οι συγκεντρωμένες φορτίσεις επιφανειακών στοιχείων πρέπει να επιβάλλονται σε δύο ή τρεις παραπλήσιους κόμβους. Το φορτίο τότε ασκείται σε επιφάνεια που έχει πεπερασμένο εμβαδόν. Με βάση τις κλασσικές

θεωρίες δοκών, ελασμάτων και στερεών σωμάτων (θεωρία ελαστικότητας), στο σημείο που ασκείται ένα σημειακό φορτίο προκύπτουν αντίστοιχα:

- Πεπερασμένη μετατόπιση και πεπερασμένη τάση (θεωρία δοκών)
- Πεπερασμένη μετατόπιση και άπειρη τάση (θεωρία λεπτών ελασμάτων)
- Άπειρη μετατόπιση και άπειρη τάση (θεωρία ελαστικότητας)

Τα διάφορα αυτά αποτελέσματα οφείλονται στις διαφορετικές παραδοχές που γίνονται σχετικά με τη φύση των εντατικών πεδίων σε κάθε μια από τις παραπάνω θεωρίες. Στη πράξη, ούτε υπάρχουν πραγματικά σημειακά φορτία, ούτε μπορεί ένα πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων (ΠΣ) να προβλέψει άπειρη τάση. Από την άλλη, η τάση στο σημείο επιβολής συγκεντρωμένου φορτίου αυξάνεται όσο πιο πυκνό γίνεται το πλέγμα στην περιοχή του σημείου. Αντίστοιχες παρατηρήσεις ισχύουν και στην περίπτωση των κατανεμημένων φορτίων.

Η δομή του μοντέλου, όπως ήδη αναφέραμε, αναπαριστάται από διακριτά σημεία (τους κόμβους). Με τον ίδιο τρόπο ένα φορτίο ασκείται σαν μία πίεση πάνω σε μία περιοχή πεπερασμένου εμβαδού αλλά και αυτό πρέπει να αναπαρασταθεί από διακριτά κομβικά φορτία. Έτσι κάθε φόρτιση ασκείται σαν ένα ισοδύναμο σετ από κομβικά φορτία. Εάν ασκήσουμε μία δύναμη σε ένα ενιαίο κόμβο, τότε είναι σαν να ασκείται άπειρη πίεση σε περιοχή μηδενικού εμβαδού. Έτσι δημιουργείται η ιδιομορφία, όπως προκύπτει και από τον ορισμό της τάσης. (Τύπος 1)

$$\sigma_{\text{avg}} = \frac{F_n}{A} \approx \sigma$$

Τύπος 1: Ορισμός της τάσης

Π1.1.3 Ιδιομορφίες σημειακών περιορισμών (Point Constraint Singularities)

Όταν απλοποιούμε σημεία συγκολλήσεων, μπουλόνια, πριτσίνια και άλλα παρόμοια συνδετικά στοιχεία και σημεία σύνδεσης και τα μοντελοποιούμε ως

σημειακούς περιορισμούς, τότε αυτό θα προκαλέσει σημαντικά σφάλματα καθώς οι μέγιστες παραμορφώσεις τείνουν στο άπειρο όσο το πλέγμα βελτιώνεται.

Ένας σημειακός περιορισμός μπορεί να χρησιμοποιηθεί εάν στο μοντέλο ασκείται ένα ισορροπημένο σετ δυνάμεων και ο αναλυτής θέλει να περιορίσει τις κινήσεις ενός στερεού σώματος.

Οι περιορισμοί μπορούν επίσης να δημιουργήσουν ιδιομορφίες, αλλά μόνο κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες, όπως όταν το μοντέλο μας περιέχει υπερβολικά πολλούς περιορισμούς.

Π1.2 Τάξη των στοιχείων

Στα περισσότερα πακέτα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων (FEA packages) ('H' method), ο αναλυτής επιλέγει την τάξη των στοιχείων. Σε μερικά όμως πακέτα, όπως για παράδειγμα στο PTC Mechanical 'Structure' ('P' method), η τάξη των στοιχείων μπορεί να επιλεγεί και από το λογισμικό. Στις περιπτώσεις όπου ο χρήστης καθορίζει την τάξη των στοιχείων, είναι σημαντικό να επιλεγεί ένας κατάλληλος συνδυασμός πυκνότητας πλέγματος και τάξης στοιχείων, διότι διαφορετικά τα αποτελέσματα θα είναι χαμηλής ακρίβειας. Αυτό σημαίνει πως πρέπει να δοθεί μεγάλη προσοχή σε περιοχές όπου υπάρχουν ταχέως μεταβαλλόμενες τάσεις π.χ. σε εγχοπές.

Π1.2.1 Μέγεθος των στοιχείων

Η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων γίνεται σε ένα σύνολο διακριτών στοιχείων και όχι σε ένα συνεχές μέσο. Όσο μικρότερο είναι το μέγεθος των στοιχείων και συνεπώς όσο καλύτερο είναι το πλέγμα, τόσο πιο μικρό θα είναι και το σφάλμα διακριτοποίησης. Ο χρόνος υπολογισμού όμως θα αυξηθεί.

Π1.2.2 Σύνδεση διαφορετικών στοιχείων

Σε αρκετές περιπτώσεις είναι αναγκαίο να συνδεθούν περιοχές στις οποίες χρησιμοποιούνται διαφορετικά είδη στοιχείων. Όταν σε δύο στοιχεία υπάρχει μία

κοινή πλευρά τότε η συνάρτηση που περιγράφει τις μετατοπίσεις σε αυτή την πλευρά πρέπει να είναι η ίδια και για τα δύο στοιχεία. Αυτό μπορεί να προκαλέσει δυσκολίες όταν λεπτά τμήματα στοιχείων συνδέονται με πιο παχιά π.χ. πτερύγια ψύξης σε ένα κύλινδρο. Το σώμα του κυλίνδρου μπορεί να διακριτοποιηθεί πολύ καλά με συμπαγή τετραεδρικά στοιχεία (solid tetrahedral) αλλά για λόγους αποδοτικότητας τα πτερύγια να μοντελοποιηθούν ως λεπτές πλάκες. Έτσι θα πρέπει να επιτευχθεί η κατάλληλη σύνδεση ώστε να εξασφαλιστεί πως το μοντέλο είναι μια αντιπροσωπευτική αναπαράσταση της πραγματικής κατασκευής.

Π1.3 Φορτία και συνοριακές συνθήκες

Οι συνοριακές συνθήκες απαιτούνται για να επιτευχθεί η σωστή αναπαράσταση της συμπεριφοράς της κατασκευής.

Αν και ο υπολογισμός των φορτίων και η επιλογή των συνοριακών συνθηκών φαίνεται να είναι απλή υπόθεση, πολλές φορές είναι πιο δύσκολη απ' ό,τι είχαμε θεωρήσει αρχικά. Αυτό ισχύει ιδιαίτερα στα προβλήματα όπου έχουμε στρέψη. Εφαρμόζοντας μια δύναμη στην άκρη ενός κλειδιού έχει ως συνέπεια την εφαρμογή μιας άμεσης δύναμης σε συνδυασμό με μία ροπή.

Ένα αξιοσημείωτο ζήτημα που προκύπτει σε σχεδόν όλες τις μηχανολογικές εφαρμογές είναι ότι τα φορτία θα έχουν διακυμάνσεις και αυξομειώσεις και θα πρέπει να γίνουν ορισμένες παραδοχές. Για παράδειγμα όταν κάποιος σκαρφαλώνει σε μία σκάλα, η δύναμη που ασκεί στα σκαλοπάτια ξεπερνάει κατά πολύ το σωματικό του βάρος. Για πολλούς κωδικούς σχεδιασμού προϊόντων (συμπεριλαμβανομένων διαφορετικών τύπων σκάλας), υπάρχουν π.χ. βρετανικά πρότυπα (British Standards), στα οποία ορίζεται ακριβώς το είδος της δοκιμής στην οποία το προϊόν θα πρέπει να αντέχει. Το σχέδιο του προϊόντος θα πρέπει προφανώς να αναλυθεί υπό συγκεκριμένες φορτίσεις που ορίζουν τα πρότυπα ώστε να ανταποκρίνεται σε αυτά. Για κάποια κρίσιμα στοιχεία του προϊόντος μπορεί να χρειαστούν και πειραματικές δοκιμές.

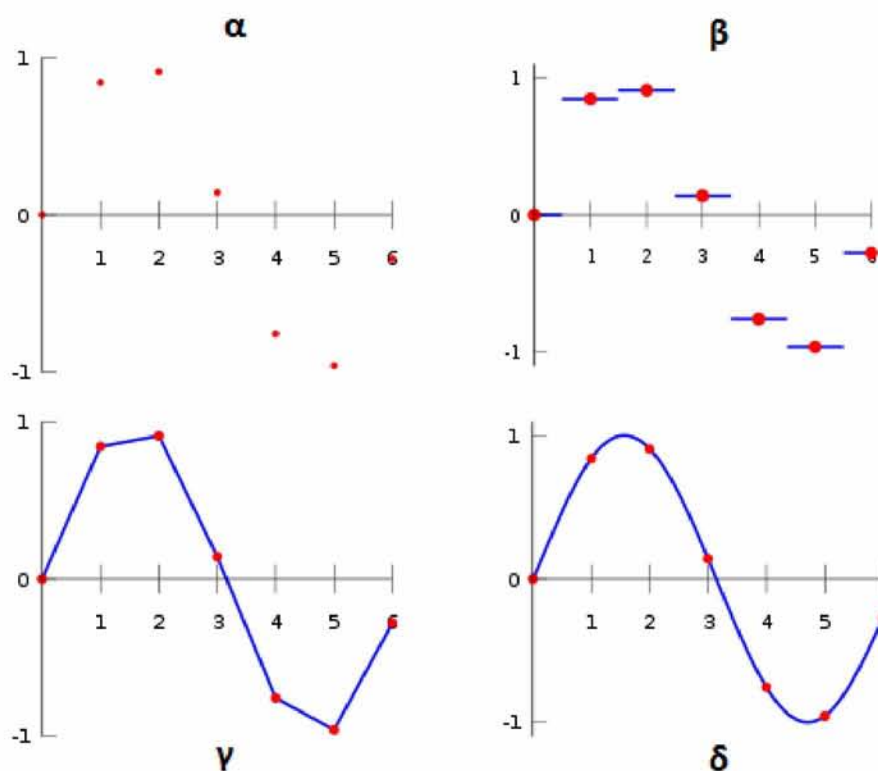
Οι φορτίσεις που προκαλούν ο άνεμος και τα κύματα της θάλασσας είναι δύο είδη φορτίσεων που παρουσιάζουν μεγάλες διακυμάνσεις και χρειάζονται κάποιες εξειδικευμένες γνώσεις και κατανόηση στατιστικών στοιχείων. Κατά τη διάρκεια των τελευταίων 30 ετών η βιομηχανία αυτοκινήτων έχει δαπανήσει πολύ χρόνο και χρήμα

στη συλλογή πραγματικών στοιχείων από οχήματα δοκιμών που λειτουργούν σε μια ευρεία ποικιλία συνθηκών.

Ένα πρόβλημα κατά την εφαρμογή σταθερών συνοριακών συνθηκών είναι ότι κατά τη διάρκεια της ανάλυσης των πεπερασμένων στοιχείων αυτό μεταφράζεται ως άπειρα άκαμπτες, ενώ στην κλασική μηχανική οι σταθερές συνοριακές συνθήκες δεν μπορούν να είναι απείρως άκαμπτες. Για παράδειγμα, ακόμη και αν μια δοκός είναι συγκολλημένη σε ένα μεγάλο, στερεό κομμάτι μετάλλου, το μεγάλο κομμάτι μετάλλου θα παραμορφωθεί ελαφρώς όταν η δοκός είναι φορτισμένη.

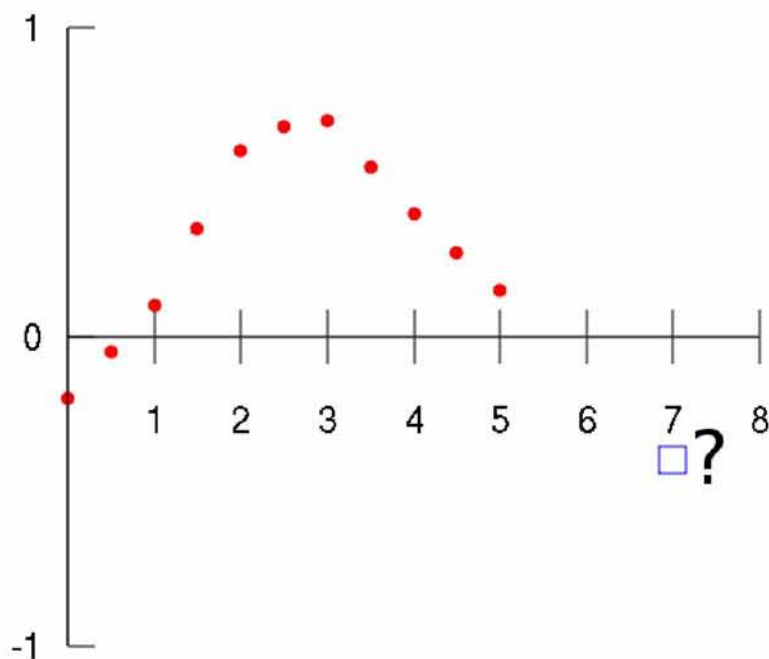
Π1.4 Αριθμητικά σφάλματα

Οι υπολογισμένες τιμές, όπως είναι οι τάσεις και οι παραμορφώσεις, εκτιμώνται σε σημεία Gauss (Gauss points) τα οποία βρίσκονται μέσα στα όρια των στοιχείων. Οι τιμές στις υπόλοιπες θέσεις υπολογίζονται είτε με παρεμβολή (interpolation) (Εικόνα 60) είτε με παρεκβολή (extrapolation) (Εικόνα 61).



Εικόνα 60: Παράδειγμα παρεμβολής. **α.** Αρχικά σημεία δεδομένων, **β.** Σημειακή παρεμβολή, **γ.** Γραμμική παρεμβολή, **δ.** Πολυωνυμική παρεμβολή

Παρεκβολή είναι η μαθηματική διαδικασία κατά την οποία κατασκευάζονται νέα σημεία δεδομένων που βρίσκονται έξω από ένα διακριτό σετ από γνωστά σημεία δεδομένων. Είναι παρόμοια με τη διαδικασία της παρεμβολής, η οποία κατασκευάζει νέα σημεία ανάμεσα από γνωστά σημεία, αλλά τα αποτελέσματα της παρεκβολής είναι συχνά λιγότερο βαρυσήμαντα και προκαλούν μεγαλύτερη αβεβαιότητα.



Εικόνα 61: Παράδειγμα παρεκβολής, όπου στο σημείο 7 δόθηκε μία τιμή που θα μπορούσε να είναι σωστή σύμφωνα με τα δεδομένα που αναπαριστούν οι κόκκινες τελείες.

Εάν οι διαδικασίες της παρεμβολής και της παρεκβολής γίνουν κατά μήκος των συνόρων μεταξύ δύο στοιχείων, τότε θα πρέπει να είναι αρκετά ακριβείς. Όμως παρεκβάλλοντας την άκρη ενός στοιχείου στην άκρη ενός άλλου στοιχείου που ανήκει σε διαφορετικό κομμάτι του μοντέλου και έχει διαφορετική δομή, μπορεί να οδηγήσει σε σημαντικά σφάλματα σε ταχέως μεταβαλλόμενα πεδία τάσεων. Σε αυτά τα σημεία η κατανομή των τάσεων είναι ιδιαίτερα σημαντική, οπότε θα πρέπει η πυκνότητα του πλέγματος καθώς και η τάξη των στοιχείων να μην είναι χαμηλές.

Οι επιφάνειες ισοδυναμικών καμπυλών (contour plots) είναι μια εναλλακτική αναπαράσταση μιας τρισδιάστατης επιφάνειας. Εάν ο χρήστης το επιθυμεί οι περιοχές μεταξύ των καμπυλών μπορούν να σκιαστούν ή να χρωματιστούν για να υποδείξουν το μέγεθος τους. Οι ρουτίνες κατασκευής και απεικόνισης ισοδυναμικών καμπυλών (contour plotting routines) χρησιμοποιούν την διαδικασία της παρεμβολής, οπότε μία

μέγιστη τιμή ενδέχεται να είναι διαφορετική από την αντίστοιχη μέγιστη στην επιφάνεια των ισοδυναμικών καμπυλών.

Η ακανόνιστη γεωμετρία των στοιχείων αποτελεί πηγή σφαλμάτων. Εξ' αιτίας των μετασχηματισμών που γίνονται στα περισσότερα πακέτα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων, η περαιτέρω παρέκκλιση της γεωμετρίας των στοιχείων από την κανονική γεωμετρία (π.χ. ορθογώνια στοιχεία αντί για τετράγωνα), οδηγεί σε μεγαλύτερα σφάλματα. Τα περισσότερα πακέτα έχουν εξελιγμένους ελέγχους και δίνουν αρκετά λεπτομερείς προειδοποιήσεις, αλλά για τον 'P' τύπο ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων, όπου ακόμα και πολύ σημαντικές αποκλίσεις από την κανονική γεωμετρία είναι αποδεκτές, ο χρήστης μπορεί να βρεθεί αντιμέτωπος με την επιλογή του να πρέπει να χαλαρώσει τις ανοχές των στοιχείων ώστε να είναι δυνατή η ολοκλήρωση της αυτόματης δημιουργίας του πλέγματος («Auto Gem» στο *Mechanica Structure*) ή να μειώσει τον αριθμό των στοιχείων έτσι ώστε η εργασία να προσαρμοστεί στους διαθέσιμους πόρους.

Π1.5 Σύγκλιση

Η διαδικασία της σύγκλισης προσθέτει βαθμούς ελευθερίας στο μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων ώστε να παρατηρήσουμε πως αλλάζουν τα αποτελέσματα. Βαθμοί ελευθερίας προστίθενται είτε χρησιμοποιώντας περισσότερα στοιχεία (mesh refinement, h convergence), είτε χρησιμοποιώντας μεγαλύτερες τάξεις στοιχείων (p-convergence).

Η σύγκλιση πρέπει να αποδεικνύει πως τα αποτελέσματα τείνουν σε μία μοναδική τιμή και έτσι δεν είναι σημαντικά εξαρτώμενα από την επιλογή της διακριτοποίησης. Το πλέγμα λέγεται ότι είναι συγκλιμένο όταν η περαιτέρω πύκνωσή του παράγει μια αμελητέα αλλαγή στη λύση. Εάν η διαδικασία δείξει πως τα αποτελέσματα είναι άμεσα εξαρτημένα από την διακριτοποίηση τότε τα αποτελέσματα είναι αναξιόπιστα.

Π2 Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1: Μέγεθος του προβλήματος...	77
Πίνακας 2: Περιπτώσεις παραμέτρων που μελετήθηκαν...	86
Πίνακας 3: Σύγκριση τιμών αξονικής ακαμψίας από διάφορες μελέτες...	115
Πίνακας 4: Δυνάμεις που ασκούνται στις ράβδους στη z - διεύθυνση στις επιφάνειες SS1, SS2, SS3 και SS4 – προένταση συρμάτων 130 kg – δύναμη 500 N...	132
Πίνακας 5: Δυνάμεις που ασκούνται στις ράβδους στη z- διεύθυνση στις επιφάνειες SS1, SS2, SS3 και SS4 – προένταση συρμάτων 130 kg – δύναμη 1000 N...	132

Π3 Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1: Περιοχή μεγίστης καταπόνησης στο υγιές οστό της κνήμης για φορτία α) 100 N, β) 500 N, γ) 1000 N, δ) 2000N.....	84
Σχήμα 2: Βελόνες Kirschner στο πλαίσιο Ilizarov.....	116
Σχήμα 3: Δακτύλιοι πλαισίου Ilizarov.....	117
Σχήμα 4: Οι περιοχές στις οποίες οι βελόνες Kirschner χωρίζουν το οστό.....	118
Σχήμα 5: Κατανομή τάσεων στο Δακτύλιο 1 για αξονική φόρτιση: α) 200 N, β) 300 N, γ) 400 N, δ) 500 N, ε) 600 N, στ) 700 N, ζ) 800 N, η) 900 N, θ) 1000 N.....	119-121
Σχήμα 6: Κατανομή τάσεων στις βελόνες Kirschner για αξονική φόρτιση ίση με 1000 N.....	122
Σχήμα 7: Παραμορφωμένη κατάσταση βελονών Kirschner για αξονική φόρτιση ίση με 1000N. Φαίνεται η φορά της αξονικής φόρτισης.....	122
Σχήμα 8: Κατανομή τάσεων στο πλαίσιο Ilizarov για αξονική φόρτιση ίση με 1000 N. Φαίνεται η παραμορφωμένη κατάσταση.....	123
Σχήμα 9: Κατανομή τάσεων στο πλαίσιο Ilizarov για αξονική φόρτιση ίση με 1000 N. Φαίνεται η φορά της φόρτισης.....	123
Σχήμα 10: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 1 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 1.....	124
Σχήμα 11: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 2 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 2.....	124
Σχήμα 12: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 3 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 3.....	125
Σχήμα 13: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 4 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 4.....	125
Σχήμα 14: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 5 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 5.....	126
Σχήμα 15: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 6 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 6.....	126
Σχήμα 16: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 7 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 7.....	127
Σχήμα 17: Κατανομή τάσεων στο κομμάτι 8 του οστού, όπου περνάει η βελόνα 8.....	127
Σχήμα 18: Αξονικές μετατοπίσεις U3 (z άξονας) στην κατασκευή για φόρτιση ίση με 1000 N. Προένταση βελονών 130 kg, διάμετρος δακτυλίων 150 mm, διάμετρος βελονών 1,8 mm.....	128
Σχήμα 19: Πλάγιες μετατοπίσεις U1 (x άξονας) στην κατασκευή για φόρτιση ίση με 1000 N. Προένταση βελονών 130 kg, διάμετρος δακτυλίων 150 mm, διάμετρος βελονών 1,8 mm.....	129

Σχήμα 20: Πλάγιες μετατοπίσεις U_2 (y άξονας) στην κατασκευή για φόρτιση ίση με 1000 N. Προένταση βελονών 130 kg, διάμετρος δακτυλίων 150 mm, διάμετρος βελονών 1,8 mm.....129

Σχήμα 21: Διάγραμμα ελευθέρου σώματος για τις τέσσερις ράβδους. Παρατηρούμε τις επιφάνειες SS1,SS2,SS3 και SS4..... 131

Π4 Κατάλογος Διαγραμμάτων

Διάγραμμα 1: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 150 mm – Διάμετρος βελονών 1,5 mm..... 87

Διάγραμμα 2: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 150 mm – Διάμετρος βελονών 1,5 mm..... 88

Διάγραμμα 3: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 150 mm – Διάμετρος βελονών 1,5 mm..... 89

Διάγραμμα 4: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 150 mm – Διάμετρος βελονών 1,8 mm. 90

Διάγραμμα 5: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 150 mm – Διάμετρος βελονών 1,8 mm..... 91

Διάγραμμα 6: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 150 mm – Διάμετρος βελονών 1,8 mm..... 92

Διάγραμμα 7: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 150 mm – Διάμετρος βελονών 2,0 mm..... 93

Διάγραμμα 8: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 150 mm – Διάμετρος βελονών 2,0 mm..... 94

Διάγραμμα 9: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 150 mm – Διάμετρος βελονών 2,0 mm..... 95

Διάγραμμα 10: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 180 mm – Διάμετρος βελονών 1,5 mm..... 96

Διάγραμμα 11: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 180 mm – Διάμετρος βελονών 1,5 mm..... 97

Διάγραμμα 12: Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 180 mm – Διάμετρος βελονών 1,5 mm. 97

- Διάγραμμα 13:** Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 180 mm – Διάμετρος βελονών 1,8 mm.....98
- Διάγραμμα 14:** Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 180 mm – Διάμετρος βελονών 1,8 mm.....99
- Διάγραμμα 15:** Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 180 mm – Διάμετρος βελονών 1,8 mm.....99
- Διάγραμμα 16:** Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής μετατόπισης σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 180 mm – Διάμετρος βελονών 2,0 mm.....100
- Διάγραμμα 17:** Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 180 mm – Διάμετρος βελονών 2,0 mm.....101
- Διάγραμμα 18:** Επίδραση της πρόεντασης των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης κατά von Mises στις βελόνες σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης. Διάμετρος δακτυλίων 180 mm – Διάμετρος βελονών 2,0 mm.....101
- Διάγραμμα 19:** Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στην τιμή της μέγιστης τάσης στις βελόνες Kirschner σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης για προένταση 50 kg (490,5 N) και για βελόνες διαμέτρου 1,8 mm.....102
- Διάγραμμα 20:** Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στην τιμή της μέγιστης τάσης στις βελόνες Kirschner σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης για προένταση 130 kg (1275,3 N) και για βελόνες διαμέτρου 1,8 mm.....103
- Διάγραμμα 21:** Επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης στις βελόνες Kirschner σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης για προένταση 50 kg (490,5 N) και για βελόνες μήκους 150 mm.....104
- Διάγραμμα 22:** Επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην τιμή της μέγιστης τάσης στις βελόνες Kirschner σε σχέση με το μέγεθος της αξονικής φόρτισης για προένταση 90 kg (882,9 N) και για βελόνες μήκους 150 mm.....104
- Διάγραμμα 23:** Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στην τιμή της αξονικής ακαμψίας για προένταση 50 kg (490,5 N) και για βελόνες διαμέτρου 1,8 mm.....105
- Διάγραμμα 24:** Επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στην τιμή της αξονικής ακαμψίας για προένταση 130 kg (1275,3 N) και για βελόνες διαμέτρου 1,8 mm.....106
- Διάγραμμα 25:** Επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας για προένταση 50 kg (490,5 N) και για βελόνες μήκους 150 mm.....107
- Διάγραμμα 26:** Επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην τιμή της αξονικής ακαμψίας για προένταση 90 kg (882,9 N) και για βελόνες μήκους 150 mm.....107

Διάγραμμα 27: Η επίδραση της διαμέτρου των βελονών στη σχέση μεταξύ του μεγέθους της αξονικής φόρτισης και την αξονική μετατόπιση για προένταση 50 kg (490,5 N) και για διάμετρο δακτυλίων 150 mm... ..108

Διάγραμμα 28: Η επίδραση της διαμέτρου των βελονών στη σχέση μεταξύ του μεγέθους της αξονικής φόρτισης και την αξονική μετατόπιση για προένταση 90 kg (882,9 N) και για διάμετρο δακτυλίων 150 mm... ..109

Διάγραμμα 29: Η επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στη σχέση μεταξύ του μεγέθους της αξονικής φόρτισης και της αξονικής μετατόπισης για προένταση 50 kg (490,5 N) και για διάμετρο βελονών 1,8 mm... ..110

Διάγραμμα 30: Η επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στη σχέση μεταξύ του μεγέθους της αξονικής φόρτισης και της αξονικής μετατόπισης για προένταση 130 kg (1275,3 N) και για διάμετρο βελονών 1,8 mm... ..110

Διάγραμμα 31: Η επίδραση της προέντασης των βελονών στην μέγιστη τάση στο πλαίσιο Pizaron για διάμετρο δακτυλίων ίση με 150 mm και διάμετρο 1,8 mm... ..111

Διάγραμμα 32: Η επίδραση της διαμέτρου των δακτυλίων στην μέγιστη τάση στο πλαίσιο Pizaron για προένταση 130 kg (1275,3 N) και διάμετρο βελονών ίση με 1,8 mm... ..112

Διάγραμμα 33: Η επίδραση της διαμέτρου των βελονών στην μέγιστη τάση στο πλαίσιο Pizaron για προένταση 90 kg (882,9 N) και για διάμετρο δακτυλίων ίση με 150 mm... ..113

Π5 Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1: Μορφολογία και δομή μακρών οστών. Στην εικόνα διακρίνεται το περίοστεο, το συμπαγές οστό, το σπογγώδες οστό, ο μυελός των οστών αλλά και τα αγγεία του αίματος τα οποία διεισδύουν στο οστό.....	17
Εικόνα 2: Σκελετός ενήλικα ανθρώπου.....	18
Εικόνα 3: Οστά του κάτω άκρου.....	19
Εικόνα 4: Τα οστά της κνήμης (tibia) και της περόνης (fibula).....	20
Εικόνα 5: Πραγματικό κνημιαίο οστό (πρόσθια πλευρά).....	21
Εικόνα 6: Το οστό της κνήμης σε ακτίνες Χ.....	22
Εικόνα 7: Σχηματισμός πόρου.....	24
Εικόνα 8: Τύποι καταγμάτων.....	26
Εικόνα 9: Αντιμετώπιση κατάγματος με ακινητοποίηση σε γύψινο επίδεσμο.....	27
Εικόνα 10: Ενδομυελικό σύστημα (ήλος Küntscher).....	31
Εικόνα 11: Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov.....	31
Εικόνα 12: Μονοεπίπεδη συσκευή με μία επιμήκη ράβδο και 5 βελόνες.....	33
Εικόνα 13: Μονοεπίπεδη συσκευή με δύο επιμήκεις ράβδους και 4 βελόνες.....	35
Εικόνα 14: Σχηματική απεικόνιση ενδεικτικής διάταξης οστεογένεσης.....	38
Εικόνα 15: Στερέωση οστών στους δακτυλίους.....	38
Εικόνα 16: Σύστημα τύπου Wagner.....	39
Εικόνα 17: Σύστημα τύπου Exfire.....	39
Εικόνα 18: Συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης: α) Τύπου Orthofix, β) Τύπου Hoffmann, γ) Τύπου Hoffmann II, δ) Τύπου Monotube.....	41
Εικόνα 19: Επίδραση της τάσης των βελονών στην αξονική ακαμψία της συσκευής (1,8 mm βελόνες, 150 mm δακτύλιοι.....	43
Εικόνα 20: Επίδραση της γωνίας μεταξύ των βελονών στην σταθερότητα κάμψης και στροφής της συσκευής. Μεγαλύτερα τόξα σημαίνουν ευκολότερη παραμόρφωση.....	44
Εικόνα 21: Βελόνα με “ελαία” σε περίπτωση κατάγματος με μέτρια λοξότητα.....	45

Εικόνα 22: Προτάσεις για τη χρήση βελονών με “ελαία” για κατάγματα με α) χαμηλή λοξότητα ($30^\circ \leq \theta < 45^\circ$), b) μέτρια λοξότητα ($45^\circ \leq \theta < 60^\circ$), c) μεγάλη λοξότητα ($\theta \leq 60^\circ$) (Tucker et al. 1982). Για κατάγματα με λοξότητα κάτω από 30° δεν απαιτούνται πρόσθετες βελόνες με ελαία” για τη στερέωση των τεμαχίων του οστού. Η λοξότητα του κατάγματος αντιπροσωπεύεται από την γωνία θ (0° σε απλό εγκάρσιο κάταγμα).....	46
Εικόνα 23: Σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov.....	47
Εικόνα 24: Καμπύλη φόρτισης- παραμόρφωσης ενός υλικού.....	49
Εικόνα 25: Καμπύλη τάσης- παραμόρφωσης ενός υλικού.....	50
Εικόνα 26: Οι ασκούμενες επί της εστίας του κατάγματος δυνάμεις και η σχετική κίνηση των καταγματικών άκρων.....	50
Εικόνα 27: Αριστερά, κυκλικό σύστημα Ilizarov, και δεξιά υβριδικό σύστημα Sheffield-Orthofix.....	51
Εικόνα 28: Σταθερότητα $a > b > c$	52
Εικόνα 29: Ανεπαρκής υβριδικός σχηματισμός με δύο βελόνες για το περιφερικό κάταγμα τοποθετημένες με γωνία μικρότερη από 45°	53
Εικόνα 30: Σταθερότητα $a > b$	54
Εικόνα 31: Γραφική αναπαράσταση της μηχανικής συμπεριφοράς συστήματος Ilizarov, υβριδικού συστήματος, και υβριδικού συστήματος με πρόσθετες ενισχυτικές ράβδους μεταξύ του δακτυλίου και της κύριας διαφυσικής μπάρας (strut).....	56
Εικόνα 32: α) κυκλικό σύστημα Monticelli-Spinelli, β) υβριδικό σύστημα AO-Synthese, γ) υβριδικό σύστημα Ace-Fischer.....	57
Εικόνα 33: 1) Ace – Fischer, 2) Ilizarov, 3) AO-Synthese, και 4) Monticelli-Spinelli. Διάγραμμα ακαμψίας στις αξονικές φορτίσεις (δεξιά), και αντίστοιχο διάγραμμα στις στροφικές φορτίσεις (αριστερά).....	57
Εικόνα 34: Γραφική αναπαράσταση της μηχανικής συμπεριφοράς κυκλικών και υβριδικών συστημάτων στις διακαταγματικές στροφικές φορτίσεις. 1) κυκλικό σύστημα Ilizarov με τέσσερις δακτυλίους, 2) κυκλικό σύστημα Ilizarov με τρεις δακτυλίους, 3) υβριδικό σύστημα με ένα μεταφυσιακό δακτύλιο, 4) υβριδικό σύστημα με δύο μεταφυσιακούς δακτυλίους.....	58
Εικόνα 35: Ακαμψία τεσσάρων διαφορετικών συμπλεγμάτων οστεοσύνθεσης διακονδύλιων καταγμάτων που δείχνει το συνδυασμό των τεσσάρων βελονών διατάσεως και μιας διακαταγματικής βίδας να υπερέχει σημαντικά ακολουθούμενος από το συνδυασμό των δύο πλακών εσωτερικής οστεοσύνθεσης. Τα λευκά παραλληλόγραμμα αντιπροσωπεύουν τον έξω κόνδυλο ενώ τα μαύρα τον έσω.....	59
Εικόνα 36: Σύγκριση ακαμψίας κυκλικού συστήματος Ilizarov με υβριδικά συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης.....	60
Εικόνα 37: Διαφορές μεταξύ μονόπλευρου και υβριδικού συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης.....	61
Εικόνα 38: Ολοκληρωμένο υβριδικό σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης.....	61

Εικόνα 39: Αξονική τομογραφία του ποδιού. Διακρίνονται τα οστά της κνήμης και της περόνης...	67
Εικόνα 40: Τμηματοποίηση τομής αξονικού τομογράφου. Διακρίνεται η οριοθέτηση του οστού της κνήμης και του μυελού των οστών με διαφορετικά χρώματα...	69
Εικόνα 41: Τελικό βήμα τμηματοποίησης τομής ...	70
Εικόνα 42: Στερεό αντικείμενο (surface) που προέκυψε από τις αρχικές τομογραφίες...	69
Εικόνα 43: Αρχείο STL του οστού της κνήμης...	69
Εικόνα 44: Αρχείο STL του μυελού των οστών...	70
Εικόνα 45: Διακριτοποιημένο μοντέλο του οστού της κνήμης...	71
Εικόνα 46: Διακριτοποιημένο μοντέλο του μυελού των οστών...	72
Εικόνα 47: Διακριτοποιημένο μοντέλο του πλαισίου Pizaron...	72
Εικόνα 48: “Πρωτότυπο” πλαίσιο Pizaron ...	73
Εικόνα 49: Ο δακτύλιος του πλαισίου Pizaron...	74
Εικόνα 50: Το τελικό μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του συστήματος E.O. Pizaron...	74
Εικόνα 51: Διακριτοποιημένο μοντέλο με ενσωμάτωση κατάγματος...	77
Εικόνα 52: MPC (Multi-point constraint) περιορισμός στους κόμβους της βελόνας Kirschner...	78
Εικόνα 53: Συνοριακές συνθήκες του προβλήματος...	79
Εικόνα 54: Συνοριακές συνθήκες του προβλήματος και φόρτιση...	80
Εικόνα 55: Λεπτομέρεια φόρτισης...	80
Εικόνα 56: Περιορισμός κόμβων ως προς τις στροφές στους άξονες x,y και z...	81
Εικόνα 57: Κόμβοι στους οποίους εφαρμόστηκε η φόρτιση...	83
Εικόνα 58: Λεπτομέρεια φόρτισης...	83
Εικόνα 59: Εξιδανίκευση μιας λωρίδας ως αιχμηρή γωνία...	139
Εικόνα 60: Παράδειγμα παρεμβολής. α. Αρχικά σημεία δεδομένων, β. Σημειακή παρεμβολή, γ. Γραμμική παρεμβολή, δ. Πολυωνυμική παρεμβολή...	144
Εικόνα 61: Παράδειγμα παρεκβολής, όπου στο σημείο 7 δόθηκε μία τιμή που θα μπορούσε να είναι σωστή σύμφωνα με τα δεδομένα που αναπαριστούν οι κόκκινες τελείες...	145

Βιβλιογραφία

ABAQUS User's and Theory Manual, version 6.4

Στοιχεία documentation του ABAQUS

Antoci V, Betisor V., “The stable functional osteosynthesis with the external fixator in the treatment of fractures, dislocations, and their consequences”, *J Orthop Trauma*, Romania;4:177–85, 1996

Antoci V., “The osteosynthesis with external extrafocal apparatus in the treatment of fractures, dislocations, and their consequences”, Chisinau, Moldova, 1997.

Antoci Valentin, Voor J. Michael, Antoci Jr Valentin, Roberts S. Craig., “Biomechanics of Olive Wire Positioning and Tensioning Characteristics”, *Eur J Trauma* ;32:456–63, 2006

Aquarius René, Van Kampen Albert, Verdonshot Nico., “Rapid pre-tension loss in the Ilizarov external fixator: An in vitro study”, *Acta Orthopaedica*; 78 (5): 654–660, 2007

Arazi M., Memik R., Ögün T. C., Yel M., “Ilizarov external fixation for severely comminuted supracondylar and intercondylar fractures in the distal femur”, *J Bone Joint Surg (Br)*; 83 (5): 663-7, 2001

Aronson J., Harp J. H., “Mechanical considerations in using tensioned wires in a transosseous external fixator system”, *Clin Orthop*; (280): 23-9, 1992

Aronson J., Harp J.H., “Mechanical forces as predictors of healing during tibial lengthening by distraction osteogenesis”, *Clin. Orthop.* ; 301:73-9, 1994

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

Avizo 5 Standard Edition User's Guide

The 3D visualization Software for Scientific and Industrial data

User documentation

Baidya K. P., Ramakrishna S., Rahman M. and Ritchie A., “Advanced textile composite ring for Ilizarov external fixator system”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers -- Part H -- Journal of Engineering in Medicine*, 11-23, 2001

Bedzinski R., “Engineering biomechanics”, *Printing House of the Wroclaw University of Technology*, Wroclaw, 1997 (in Polish).

Behrens F., “General theory and principles of external fixation”, *Clin Orthop Relat Res* Apr; (241) pp. 15–23, 1989

Benham, P. P. and Crawford, R. J., “Mechanics of Engineering Materials”, pp. 610 (John Wiley, New York), 1987

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

Carpenter Specialty Alloys, “BioDur and Other Specialty Alloys for Medical Applications: BioDur 316LS Stainless Steel Technical Data Sheet”, (Carpenter Technology Corporation, Reading, Pennsylvania).

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

Cattaneo P.M., Dalstra M., and Melsen B., “The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement”, *Journal of Dental Research*, 84 (5), 428-433, 2005

Chao E.Y.S., Aro H.T., Lewallen D.G., Kelly P.J., “The effect of rigidity on fracture healing in external fixation”, *Clin. Orthop.* 241, 24–35, 1989

Chao E.Y., Podolsky A. and Stoddard M.E., “Comparison of dynamization performance in different external fixator designs”, *Proceedings of the University of Montpellier 1990 meeting on the Evolution of external fixation*, p.87, 1990

Dahl M.T., Gulli B. and Berg T., “Complications of limb lengthening. A learning curve”, *Clin Orthop Relat Res* 301, pp. 10–18, 1994

Fink B. et al., “Osteoneogenesis and its influencing factors during treatment with the Ilizarov method”, *Clin. Orthop.* 323, 261-272, 1996

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

Grieve J. David, “Errors Arising in FEA”

<http://www.tech.plym.ac.uk/sme/mech335/feaerrors.htm>

original: 30th April 2002, modified: 20th July 2004, 14th June 2005,
20th January 2006.

Hillard, P. J., Harrison, A. J. & Atkins, R. M., “The yielding of tensioned fine wires in the Ilizarov frame”, *Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med.* 212, 37–47, 1998 (doi:10.1243/ 0954411981533809)

Hutson Jr JJ, Zych GA., “Treatment of comminuted intraarticular distal femur fractures with limited internal and external tensioned wire fixation”, *J Orthop Trauma* ;14: 405–13, 2000

Hutson Jr JJ., “Practical biomechanics for the application of Ilizarov fixators to fractures of the tibia”, *Tech Orthop*;17:15–25, 2002

Ilizarov GA, Deveatov AA, Konstantinov BK., “The osteosynthesis of closed tibia fractures with Ilizarov fixator”, *Tech Recommendations*, Kurgan 1976.

Ilizarov GA., “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 GA., “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”, *Springer, Heidelberg*, pp. 3–279, 1991

Kenwright J., Spriggins A.J., Cunningham J.L., “Response of the growth plate to distraction close to skeletal maturity: is fracture necessary?”, *Clin. Orthop.* ; 250:61-72, 1990

Kummer, F. J., “Technical note: Evaluation of new Ilizarov rings”, *Bull. Hosp. J. Dis. Orthop. Inst.* 50:88, 1990

Kummer, F. J., “Biomechanics of the Ilizarov external fixator”, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 280, 11–14, 1992

Kurowski Paul, President, Design Generator Inc., London, Ontario, Canada

Edited by Paul Dvorak, “Easily made errors mar FEA results”

<http://machinedesign.com/article/easily-made-errors-mar-fea-results-0913>

September 13, 2001

Marsh D. R., Shah S., Elliott J., Kurdy N., “The Ilizarov method in nonunion, malunion and infection of fractures”, *J Bone Joint Surg (Br)*; 79 (2): 273-9, 1997

Metcalf AJ, Branfoot T, Shelbrooke K, Oleksak M. Saleh M. “Tibial fractures treated with circular fixation: Does the use of olive wires at the fracture site improve healing? ”, *Injury*;34:145–9, 2003

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

Nele U., Maffuli N., Pintore E., “Biomechanics of radio transparent circular external fixators”, *Clin. Orthop.* 308, 68–72, 1994

Nikonovas A., Harrison A. J. L., “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: 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): 645-8, 1995

Orbay G.L., Frankel V.H., Kummer F.J., “The effect of wire configuration on the stability of the Ilizarov external fixator”, *Clin. Orthop.* 279, 299–302, 1992

Paley D., Fleming B., Catagni M., Kristiansen T., Pope M., “Mechanical evaluation external fixators used in limb lengthening”, *Clin. Orthop.* 250:50, 1990

Paley D., “Problems, obstacles and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique”, *Clin Orthop Rel Res* 250:81–104, 1990

Podolsky A., Chao E.Y.S., “Biomechanical performance of Ilizarov external fixators”, *Trans.Orthop. Res.*, 15:416, 1990

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

Ramesh L. J., Rajkumar S. A., Rajendra R., Rajagopal H. P., Phaneesha M. S., Gaurav S., “Ilizarov ring fixation and fibular strut grafting for C3 distal femur fractures”, *J Orthop Surg (Hong Kong)*; 12 (1): 91-5, 2004

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: 1126-30, 2005

Ryan Stewart, Ehrhart Nicole, Zuehlsdorff Kelly and James Susan, “Comparison of Alternate and Simultaneous Tensioning of Wires in a Single-Ring Fixator Construct”, *Veterinary Surgery* 38:96–103, 2009

Sardis A., Panagiotopoulos E., Tyllianakis M., Matzaroglou C., Vadoros N., Lambiris E., “The use of the Ilizarov method as a salvage procedure in infected nonunion of the distal femur with bone loss”, *Journal Bone Joint Surg (Br)*; 88 (2): 232-7, 2006

Sarmiento A., “A functional below-the-knee brace for tibial fractures. A report on its use in one hundred thirty-five cases”, *J Bone Joint Surg Am.* Mar;52(2): 295-311, 1970

Schell H., Epari D. R., Kassir 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: 1022-8, 2005

Schwartzman V, Schwartzman R. “Techniques of fracture reduction: The Ilizarov method”, *Tech Orthop*;5:53–9, 1990

Stein H., Mosheiff R., Baumgart F., Frigg R., Perren S.M., Cordey J., “The hybrid ring tubular external fixator: a biomechanical study”, *Clin. Biomech.* 12, 259–266, 1997

Tucker HL, Kendra JC, Kinnebrew TE., “Management of unstable open and closed tibial fractures using the Ilizarov method”, *Clin Orthop Relat Res*;280:125–35, 1982

Walke W., Marciniak J., Paszenda Z., Kaczmarek M., “Biomechanical analysis of tibia – double threaded screw fixation”, *Archives of Materials Science and Engineering*, 30 (1), 41-44, 2008

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

Watson, M. A., Mathias, K. J., Maffulli, N. & Hukins, D. W. L. “The effect of clamping a tensioned wire: implications for the Ilizarov external fixation system”, *Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med.* 217, 91–98, 2003a
(doi:10.1243/09544110360579295)

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, 367–374, 2003b (doi:10.1243/095441103770802531)

Watson M., Mathias K. J., Maffulli N., Hukins D. W. L. and Shepherd D. E. T., “Finite element modelling of the Ilizarov external fixation system”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers -- Part H -- Journal of Engineering in Medicine*, 863-871, 2007

Wolf S., Janousek A., Pfeil J., Veith W., Haus 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: 359-64, 1998

Wu J.J., Shyr H.S., Chao E.Y., Kelly P.J., “Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics”, *J. Bone Joint Surg. Am.* 66 (8), 1258–1264, 1984

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

Yilmaz Erhan, Belhan Oktay, Karakurt Lokman, Arslan Nurettin, Serin Erhan, “Mechanical performance of hybrid Ilizarov external fixator in comparison with Ilizarov circular external fixator”, *Clinical Biomechanics* 18, 518–522, 2003

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, 967–976, 2008 (doi:10.1243/09544119JEIM373)

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

Zhang, G., “Geometric and material nonlinearity in tensioned wires of an external fixator”, *Clin. Biomech.* 19, 513–518, 2004a (doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.01.009)

Zhang, G., “Avoiding material nonlinearity in an external fixation device”, *Clin. Biomech.* 19, 746–750, 2004b (doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.04.001)

Γιανναδάκης Ι. Πέτρος, “Επιμηκύνσεις μακρών οστών με τη μέθοδο Ilizarov και η σημασία των υπερήχων στον έλεγχο της νεοστεογένεσης”, *Διδακτορική διατριβή*, Πανεπιστήμιο Πατρών, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Ιατρικής, Πάτρα (1995)

Εξαδάκτυλος Ε. Γ., Καθηγητής Πολυτεχνείου Κρήτης, “Εισαγωγή στη Θεωρία Ελαστικότητας και στη Θραυστομηχανική (Με εφαρμογές σε προβλήματα μηχανικής των υλικών, υπόγειων έργων και σηράγγων)”, Χανιά (2006)

Καϊμακάμης Ευάγγελος, MD, MSc, “Μυοσκελετικό Σύστημα”, Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών Ιατρικής Πληροφορικής (IPROMEΣHP), Θεσσαλονίκη 13/11/06

Καλονάκης Γ. Κωνσταντίνος, “Ανάλυση οστών με χρήση φασματοσκοπίας Raman”, *Διπλωματική εργασία για το δίπλωμα ειδίκευσης*, Τμήμα Φαρμακευτικής Πανεπιστημίου Πατρών, Εργαστήριο Ενόργανης Φαρμακευτικής Ανάλυσης, Σχολή Επιστημών Υγείας, Πάτρα, Οκτώβριος 2007

Κανελίδου Ελένη, “Ολική αρθροπλαστική γόνατος στην οστεοαρθρίτιδα”, *Πτυχιακή εργασία*, Σχολή Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοιας, Τμήμα Φυσιοθεραπείας, 2008

Καρύδης Α. Πέτρος, Αναπληρωτής Καθηγητής, Τομέας Θαλασσίων Κατασκευών, Σχολή Ναυπηγών Μηχανολόγων Μηχανικών ΕΜΠ, “Υπολογιστικές Μέθοδοι και Εφαρμογές σε Λεπτότοιχες Κατασκευές”, Κεφάλαιο 7: *Η χρήση της ΜΠΣ κατά τη μελέτη των κατασκευών*, Σελ. 242-243

Κατσένης Α. Δημήτρης, “Η εφαρμογή των κυκλικών συστημάτων εξωτερικής οστεοσύνθεσης στην αντιμετώπιση των υψηλής ενέργειας καταγμάτων του άνω πέρατος της κνήμης”, *Διδακτορική διατριβή*, Πανεπιστήμιο Πατρών, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Ιατρικής, Πάτρα (2003)

Παπαδόπουλος Χ. Ανδρέας, “Αντικατάσταση εξωτερικής οστεοσύνθεσης από ενδομυελικό ήλο στη φάση σταθεροποίησης της οστικής επιμήκυνσης”, *Διδακτορική διατριβή*, Πανεπιστήμιο Πατρών, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Ιατρικής, Πάτρα (2005)

Παπαϊωάννου Αντώνιος, “Προσομοίωση κινηματικών εξισώσεων ορθοπεδικής διάταξης οστεογένεσης”, *Διπλωματική εργασία*, Πανεπιστήμιο Πατρών, Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών, Τομέας Συστημάτων και Αυτομάτου Ελέγχου, Πάτρα (2007)

Σπύρου Λεωνίδα, “Ανάλυση τάσεων στο ανθρώπινο πόδι”, *Μεταπτυχιακή εργασία*, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Βιομηχανίας, Βόλος (2006)

2ο Πανελλήνιο Σεμινάριο σταδιακής επιμήκυνσης των άκρων, Αρχείο συνεδρίων Ορθοπαιδική κλινική Π.Γ.Ν Ιπποκράτειο Θεσσαλονίκης, 23-24 Σεπτεμβρίου 1995

<http://en.wikipedia.org/wiki/>