



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΠΟΛΙΤΟΥ ΔΩΡΟΘΕΑ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

*Παραμετρική Μελέτη της Μεθόδου Εξωτερικής Οστεοσύνθεσης Ilizarov με
Μοντέλο Πεπερασμένων Στοιχείων*

Επιβλέπων: Σταύρος Κ. Κουρκουλής
Αναπληρωτής Καθηγητής

ΑΘΗΝΑ
ΙΟΥΝΙΟΣ 2011

*Στην μητέρα μου και στην Αντωνία,
για την υποστήριξή τους*

Επιβλέπων καθηγητής:

- Σταύρος Κ. Κουρκουλής, *Αναπληρωτής Καθηγητής Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, ΕΜΠ.*

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή:

- Σταύρος Κ. Κουρκουλής, *Αναπληρωτής Καθηγητής Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, ΕΜΠ*
- Δέσποινα Ν. Περρέα, *Καθηγήτρια Ιατρικής Σχολής Αθηνών.*
- Βασίλειος Κεφαλάς, *Επίκουρος Καθηγητής Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, ΕΜΠ.*

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	11
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	13
ABSTRACT	16
1. Εισαγωγή στην Μέθοδο Εξωτερικής Οστεοσύνθεσης Pizaron	19
1.1. Εισαγωγή στην Μέθοδο.....	21
1.2. Η Ζωή και το Έργο του.....	22
1.3. Διατακτική Οστεογένεση.....	23
1.4. Διαδικασία Επιμήκυνσης των Οστών.....	24
1.5. Μηχανική της Συσκευής.....	26
1.6. Πλεονεκτήματα και Μειονεκτήματα.....	29
1.7. Αναγνώριση από τον Δυτικό Κόσμο και Δημοσιεύσεις.....	30
2. Βιβλιογραφική Ανασκόπηση	37
2.1. Η Μέθοδος Pizaron στην Αντιμετώπιση Καταγμάτων.....	39
2.2. Αποκατάσταση Τραύματος και Καταγμάτων.....	40
2.3. Η Εμβιομηχανική Της Εξωτερικής Οστεοσύνθεσης.....	41
2.4. Παράμετροι που Επηρεάζουν την Αξονική Ακαμψία σε Άρθρωση Αστραγάλου.....	43
2.5. Η Επιμήκυνση Οστών και οι Επιπλοκές της.....	44
2.6. Προβλήματα, Εμπόδια και Επιπλοκές της Τεχνικής Pizaron.....	45
2.7. Η Τάση Διαρροής στα Σύρματα της Συσκευής.....	47
2.8. Δακτύλιοι Pizaron από Σύνθετο Υλικό.....	48
2.9. Η Επίδραση Διαφορετικών Συνδυασμών από Κοχλίες και Σύρματα στην Ακαμψία Υβριδικής Συσκευής.....	49
2.10. Συσκευές Εξωτερικής Οστεοσύνθεσης με Δακτυλίους.....	50
2.11. Μείωση της Έντασης των Συρμάτων.....	51
2.12. Εμβιομηχανική Ανάλυση της Συσκευής Pizaron.....	53
2.13. Η Συσκευή Taylor σε Παραμορφωμένες Κνήμες.....	54
2.14. Απώλεια από την Προένταση Συρμάτων μετά από Φόρτιση.....	55
2.15. Μηχανική Τάση κατά την Άμεση και Έμμεση Φόρτιση.....	56

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

3. Παραμετρική Ανάλυση.....	59
3.1. Περιγραφή Μοντέλου.....	61
3.2. Πρώτη Περίπτωση: Διάμετρος Δακτυλίου.....	62
3.3. Δεύτερη Περίπτωση: Διάμετρος Συρμάτων.....	66
3.4. Τρίτη Περίπτωση: Απόσταση Δακτυλίων.....	69
4. Τελικά Συμπεράσματα.....	75
4.1. Γενικά.....	77
4.2. Συμπεράσματα και Συγκρίσεις.....	78
4.3. Προτάσεις για Μελλοντική Έρευνα.....	80
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	82
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	105

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα διπλωματική εργασία με τίτλο *Παραμετρική Μελέτη της Μεθόδου Εξωτερικής Οστεοσύνθεσης Ilizarov με μοντέλο πεπερασμένων Στοιχείων*, διεξήχθη το διάστημα Φεβρουαρίου - Ιουλίου 2011 στον Τομέα Μηχανικής της σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών του Ε.Μ.Π. με τη βοήθεια και καθοδήγηση του επιβλέποντα Αναπληρωτή Καθηγητή Σταύρου Κουρκουλή. Στο σημείο αυτό θα ήθελα να ευχαριστήσω:

- Τον Αναπληρωτή Καθηγητή Ε.Μ.Π. Σταύρο Κουρκουλή, τον οποίο από το πρώτο εξάμηνο της προπτυχιακής μου πορείας ξεχώρισα ως καθηγητή και άνθρωπο και έκτοτε συμβουλευόμουν συνεχώς για όλα τα προπτυχιακά θέματα. Χάρης εκείνον ανακάλυψα την πιο ενδιαφέρουσα σύγχρονη επιστήμη για να ασχοληθώ μεταπτυχιακά. Τον ευχαριστώ πάρα πολύ που μου παρακίνησε το ενδιαφέρον με την Εμβιομηχανική και με έκανε να καταλάβω πώς μπορεί κανείς να ακολουθήσει κάτι τόσο σπουδαίο και χρήσιμο από τη σχολή μας. Μετά από προσπάθειές του προστέθηκαν σημαντικά μαθήματα στη σχολή τα οποία για μένα καθόρισαν το μέλλον μου και τις επιλογές μου. Του εύχομαι ό,τι καλύτερο και να συνεχίσει να εμπνέει κι άλλους φοιτητές με τον ιδιαίτερο χαρακτήρα και ήθος του.
- Τον Δρα Μητουσούδη Αθανάσιο, για την πολύτιμη βοήθειά του με την επεξήγηση και παραχώρηση του κώδικα πεπερασμένων στοιχείων της διάταξης. Τον ευχαριστώ και για όλες τις διευκρινήσεις σε τυχόν απορίες μου, παρά τον περιορισμένο χρόνο του.
- Τον Επίκουρο Καθηγητή Ε.Μ.Π. Κεφαλά Βασίλειο, ο οποίος με τις διαλέξεις του σε μαθήματα εμβιομηχανικής μου παρακίνησε το ενδιαφέρον σε ένα διαφορετικό κομμάτι της επιστήμης αυτής. Τον ευχαριστώ πάρα πολύ που με στήριξε στις επιστολές του και σε οποιαδήποτε βοήθεια που του ζήτησα.
- Τον Καθηγητή Ε.Μ.Π. Νίκο Ανδριανόπουλο, ο οποίος με την βοήθειά του αποτέλεσε μαζί με τους παραπάνω καθηγητές έναν πολύ σημαντικό παράγοντα για τον οποίο έγινα δεκτή σε μεταπτυχιακό πρόγραμμα Εμβιομηχανικής πανεπιστημίου της Αμερικής.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η ιστορική και βιβλιογραφική ανασκόπηση καθώς και η παραμετρική μελέτη της μεθόδου εξωτερικής οστεοσύνθεσης Pizaron, για την βελτιστοποίησή της εφαρμογής της στην κλινική πράξη. Η συσκευή Pizaron αποτελεί την βάση όλων των μετέπειτα μεθόδων οστεοσύνθεσης που εξελίσσονται μέχρι και σήμερα.

Στο **πρώτο κεφάλαιο** γίνεται ιστορική ανασκόπηση της ζωής και του έργου του Γαβριήλ Αμπράμοβιτς Ιλιζάροφ, καθώς και η περιγραφή της συσκευής του. Επίσης, γίνεται αναφορά στα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα χρήσης της μεθόδου, ενώ περιγράφεται και η διαδικασία της διατατικής οστεογένεσης. Τέλος, φαίνεται από την αναδρομή το πώς γνωστοποιήθηκε η μέθοδος στην δύση και ότι υπήρχε μεγάλη καθυστέρηση στην αναγνώριση και εφαρμογή της μεθόδου, ενώ στη Ρωσία ήταν ήδη διαδεδομένη από το 1950. Δεν διασώζονται αρχικά έργα και άρθρα του Pizaron στην Αγγλική γλώσσα λόγω της μυστικότητας που επικρατούσε για την διάδοση στη δύση από τον ίδιο αλλά και από τους Ρώσους χειρουργούς. Στο **δεύτερο κεφάλαιο** επιδιώκεται μια βιβλιογραφική ανασκόπηση σύγχρονων και παλαιότερων ερευνών σχετικά με την μέθοδο του Pizaron. Αναφέρονται άρθρα που έχουν σχέση με πειραματικές μελέτες της συσκευής, έρευνες πεπερασμένων στοιχείων με προσομοιώσεις μοντέλων, αλλά και άρθρα σχετικά με κλινικές ορθοπεδικές περιπτώσεις στην πράξη. Επίσης, κάποια από τα άρθρα περιγράφουν την μέθοδο διατατικής οστεογένεσης καθώς και τις επιλοκές της κατά την εφαρμογή της. Τέλος, περιλαμβάνονται μελέτες που εξετάζουν ολόκληρη την συσκευή, ή συγκεκριμένες παραμέτρους και τμήματα της συσκευής.

Στο **τρίτο κεφάλαιο** γίνεται παραμετρική ανάλυση της συσκευής Pizaron με την μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιώντας το μοντέλο που αναπτύχθηκε από τον Δρα Μητουσούδη Αθανάσιο κατά την εκπόνηση της Διδακτορικής διατριβής του. Το μοντέλο αυτό επεξεργάστηκε έτσι ώστε να έχει δύο δακτυλίους αντί τέσσερις και αξονική φόρτιση 500N αντί 700N. Οι παράμετροι που μελετήθηκαν είναι τρεις, η διάμετρος των δακτυλίων, η διάμετρος των συρμάτων και η απόσταση των δακτυλίων. Παρουσιάζονται τα διαγράμματα φόρτισης μετατόπισης και στιβαρότητας για κάθε περίπτωση, ενώ αναγράφονται και οι πίνακες των μετατοπίσεων και των τιμών ακαμψίας για κάποιες κοινές τιμές φορτίσεων.

Στο **τέταρτο κεφάλαιο** συνοψίζονται όλα τα τελικά αποτελέσματα από τις τρεις περιπτώσεις και γίνεται σύγκριση με τα αποτελέσματα προηγούμενης διατριβής. Η περίπτωση της διαμέτρου των δακτυλίων αποδείχθηκε και η κυριότερη παράμετρος που επηρεάζει περισσότερο από οποιαδήποτε άλλη την στιβαρότητα της διάταξης. Η διάμετρος των συρμάτων επηρεάζει σε μικρότερο βαθμό, ενώ τα αποτελέσματα από την απόσταση των δακτυλίων επιβεβαιώνουν την βιβλιογραφία. Συγκεκριμένα, όσο περισσότερο πλησιάζουν ή απομακρύνονται οι δακτύλιοι μεταξύ τους, τόσο πιο ασταθής και λιγότερο στιβαρή γίνεται η συσκευή. Τέλος, παρουσιάζονται προτάσεις για περαιτέρω μελλοντική έρευνα στην τεχνική αυτή έτσι ώστε να βελτιωθεί εμβιομηχανικά και πρακτικά ως προς όφελος του ασθενή.

ABSTRACT

The purpose of this project thesis is the historical, literature review and parametric study using the method of Ilizarov's external fixation in order to optimize its implementation in the everyday clinical use. The Ilizarov fixator is the basis for all the subsequent fixation methods which still develop over time.

In the first chapter, a historical overview is given concerning the life and work of Gabriil Abramovich Ilizarov and a general description of the fixator, too. Furthermore, references are made regarding the advantages and disadvantages concerning the use of this method, while the process of distraction osteogenesis is described. Finally, it appears from how the method became known to the west that there was a big delay in the recognition and application of the method, which had already been widespread in Russia since 1950. Original works and articles written by Ilizarov are not preserved in English language because of the secrecy that prevailed between him and the Russian surgeons.

The second chapter seeks a literature review of current and past research on the method of Ilizarov. Articles are given that involve experimental studies of the frame, finite element modeling and simulations, and also articles concerning clinical orthopedic cases in practice. Moreover, some of the articles describe the method of distraction osteogenesis and its implications. Finally, studies which examine the entire or some specific parts of the fixator are included.

The third chapter includes a parametric analysis of the Ilizarov apparatus with a finite element model made by Dr Mitousoudis Athanasios for his PhD thesis. The model was altered so as to have two rings, instead of four, and 500N axial load, instead of 700N. The three parameters that have been studied are the diameter of the rings, the diameter of the wires and the distance between the rings. Diagrams of load-displacement and stiffness are displayed for each case, while the tables of displacement and axial stiffness are given for certain values of load.

The fourth chapter summarizes all the final results of the three cases and compares them with results of the previous dissertation. The case of the diameter of rings proved to be the main factor that affects more than any other the stiffness of the device. The wires' diameter affects less the

mechanical properties of the device, while the results of the distance for the rings confirm those of the literature. Specifically, the more the distance between the rings increases or decreases, the more unstable the device becomes, while the stiffness decreases. Finally, further suggestions are made for future research on this method in order for it to improve both biomechanically and practically for the benefit of the patients.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο
ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ
ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗΣ ILIZAROV

1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ

Η πρωτοποριακή μέθοδος Pizaron προέρχεται από τον ορθοπεδικό χειρουργό Γαβριήλ Αμπράμοβιτς Ιλιζάροφ. Η συσκευή Pizaron χρησιμοποιείται σε χειρουργικές επεμβάσεις για την επιμήκυνση ή την αναδιαμόρφωση παραμορφωμένων μακρών οστών, όπως και για την επούλωση καταγμάτων στις περιπτώσεις που η μόλυνση εμποδίζει την εφαρμογή οποιασδήποτε άλλης τεχνικής. Η μέθοδος Pizaron ενδείκνυται για τραύματα των άνω και κάτω άκρων, για κάθε πάθηση που απαιτεί την εφαρμογή μηχανικής δυναμικής με την αποφυγή μεγάλης παραμονής στο νοσοκομείο, καθώς και για την αποφυγή αρθριτικών ακινητοποιήσεων που οδηγούν σε αγκύλωση. Οι ασθενείς μπορούν να συνεχίσουν τις καθημερινές τους δραστηριότητες τις επόμενες μετεγχειρητικές μέρες με μοναδικό περιορισμό την επιβάρυνση της συσκευής.

Η συσκευή συνήθως χρησιμοποιείται για κατάγματα που παρουσιάζουν απώλεια οστικής μάζας. Η οστεομυελίτιδα μπορεί να αντιμετωπιστεί με την συσκευή οστεοσύνθεσης Ιλιζάροφ χωρίς να χρειαστεί να γίνει μεταμόσχευση οστού, απλώς αφαιρώντας το προσβεβλημένο μέρος του οστού. Το ίδιο εφαρμόζεται και σε περιπτώσεις ψευδάρθρωσης καθώς και σε περιπτώσεις στις οποίες το οστό έχει επουλωθεί με παραμορφωμένο τρόπο.

Ο καθηγητής Γαβριήλ Αμπράμοβιτς Ιλιζάροφ εφηύρε την διαδικασία αυτή την δεκαετία του 1950, καθώς έπρεπε να θεραπεύει δύσκολες ορθοπεδικές περιπτώσεις στο Kurgan της Σιβηρίας. Η πρώτη συσκευή που σχεδίασε την εμπνεύστηκε από τις ρόδες που βρίσκονται σε κάρα αλόγων. Φαντάστηκε τον άξονα της ρόδας ως το οστό, τις ακτίνες σαν τις βελόνες που το διαπερνούν και την περίμετρο από τις ρόδες ως τους δακτυλίους που το σταθεροποιούν. Αρχικά χρησιμοποιήθηκαν εξαρτήματα ποδηλάτου για τον σκελετό της συσκευής.

Αυτή η πρωτοποριακή τεχνική άρχισε να γίνεται δημοφιλής στην δύση μέσω των Ιταλών χειρουργών το 1980. Το 1990 χρησιμοποιήθηκε επιτυχώς από πάρα πολλούς χειρουργούς σε όλο τον κόσμο. Στις περισσότερες αναπτυσσόμενες χώρες είναι μια εξειδικευμένη τεχνική που χρησιμοποιείται μόνο από έμπειρους χειρουργούς, λόγω της πολυπλοκότητας της συσκευής, για την διόρθωση των παραμορφωμένων οστών. Περαιτέρω βελτίωση του δακτυλίου οδήγησε τον Taylor να κατασκευάσει μια πιο ευέλικτη και εύκολη στη χρήση συσκευή, αλλά πολύ

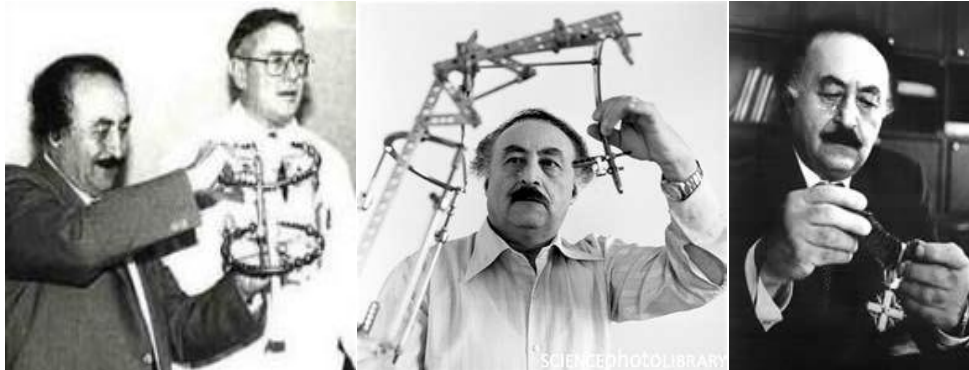
πιο δαπανηρή. Παρόλο που στις μέρες μας είναι διαθέσιμες διάφορες ενδομυελικές συσκευές επιμήκυνσης άκρων, δεν είναι κατάλληλες πάντα για την διόρθωση παραμορφωμένων οστών. [17]

1.2 Η ΖΩΗ ΚΑΙ ΤΟ ΕΡΓΟ ΤΟΥ

ΓΑΒΡΙΗΛ ΑΜΠΡΑΜΟΒΙΤΣ ΙΛΙΖΑΡΟΦ (15 Ιουνίου 1921 – 24 Ιουλίου 1992)

Γιατρός της Σοβιετικής Ένωσης, γνωστός για την εφεύρεση της συσκευής επιμήκυνσης οστών Ilizarov. Ανήκε στους Ήρωες της Σοσιαλιστικής Εργασίας (1981), νικητής του βραβείου Λένιν (1979) και μέλος της Ρωσικής Ακαδημίας Επιστημών (1991).

Γεννήθηκε στην πόλη Μπέλοβets στην Πολωνία (σημερινή Λευκορωσία) από εβραϊκή οικογένεια στο Νταγκεστάν. Σύντομα μετά την γέννησή του η οικογένεια μετακόμισε στο Κουζάρ, Αζερμπαϊτζάν όπου και μεγάλωσε. Αποφοίτησε από την Κριμαία Ιατρική Σχολή (Crimea Medical School). Το 1944 τον έστειλαν σε επαρχιακό νοσοκομείο στο Kurgan της Σιβηρίας. Το 1946 οργάνωσε εργαστήριο για την ανάπτυξη ιατρικών οργάνων με σκοπό την αντιμετώπιση των ανάπηρων και τραυματιών που επέστρεφαν από το μέτωπο του πολέμου. Μέσα σε αυτό το εργαστήριο άρχισε να εργάζεται και να ερευνά τα προγενέστερα πρωτότυπα που αργότερα θα γίνονταν γνωστά ως κυκλική συσκευή εξωτερικής οστεοσύνθεσης του Ilizarov. Το 1952 δήλωσε επίσημα την συσκευή και την μέθοδο ως δική του πατέντα (USSR certificate of authorization of patent no. 98471 on June 9, 1952) και το 1955 έγινε επικεφαλής του τμήματος χειρουργικής του νοσοκομείου. Κατά την διάρκεια της ορθοπεδικής χειρουργικής εμπειρίας του ανέπτυξε και την μέθοδο της εξωτερικής οστεοσύνθεσης. Το 1961 δημιούργησε το Κέντρο Ορθοπεδικής Αποκατάστασης του Κούργκαν (Kurgan Center of the Restoration Surgery and Orthopedy), στο οποίο ήταν και επικεφαλής μέχρι το 1991. Το Κέντρο έγινε το μεγαλύτερο ορθοπεδικό κέντρο του κόσμου. Πέθανε το 1992 από καρδιακή προσβολή. Κράτησε την μέθοδό του μυστική για πρακτικούς και εγωιστικούς λόγους ενώ ζούσε με τον φόβο ότι άλλοι θα κλέψουν τις ιδέες του. [17-18]



Εικόνα 1.1: Γαβριήλ Αμπράμοβιτς Ιλιζάροφ.

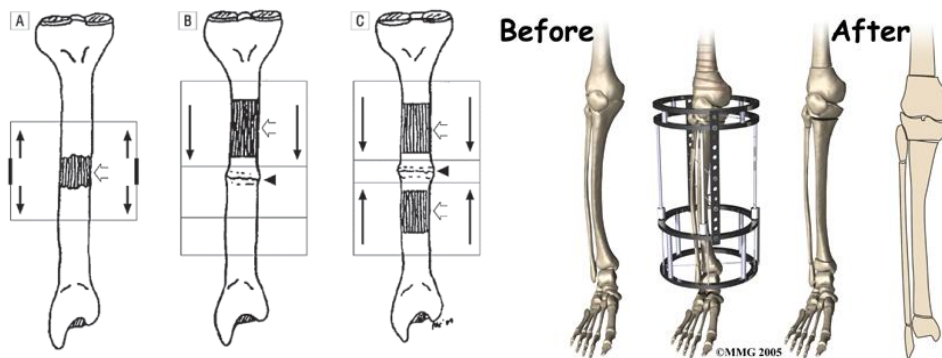
1.3 ΔΙΑΤΑΤΙΚΗ ΟΣΤΕΟΓΕΝΕΣΗ

Ο Pizaron ανακάλυψε ότι αποσπώντας προσεκτικά το οστό χωρίς να καταστρέφεται το περίοστεο γύρω του, μπορούσε να χωρίσει σε δύο μισά ένα μακρό οστό και να σταθεροποιήσει τα δύο μέρη σε συγκεκριμένο σημείο. Έτσι το οστό θα αναπτυσσόταν για να καλύψει το κενό. Επίσης, ανακάλυψε ότι το οστό ανασυντίθεται με σχετικά ίδιο ρυθμό σε όλους τους ανθρώπους.

Πολλά πειράματα οδήγησαν στο σχεδιασμό της συσκευής Pizaron η οποία σταθεροποιεί πλήρως το οστό σε συγκεκριμένο σημείο λόγω του πλαισίου και των βελόνων που διαπερνούν τα οστά. Με την διάσπαση του οστού και τον επαναλαμβανόμενο ρυθμό αύξησης της απόστασης, είναι δυνατόν να επεκταθεί το οστό σε επιθυμητό μήκος.

Η διατατική οστεογένεση είναι μια χειρουργική διαδικασία που χρησιμοποιείται για την αναδόμηση σκελετικών παραμορφώσεων και επιμήκυνση των μακρών οστών. Με την διαδικασία που ονομάζεται κορτικοτομή διασπάται το οστό σε δύο μέρη και τα δύο άκρα των οστών απομακρύνονται σταδιακά το ένα από το άλλο έτσι ώστε να επιτρέπεται ο σχηματισμός νέου οστού στο ενδιάμεσο κενό. Όταν επιτευχτεί το επιθυμητό μήκος ακολουθεί μία φάση σταθεροποίησης κατά την οποία το οστό συνεχίζει να επουλώνεται. Η διατατική οστεοσύνθεση έχει το πλεονέκτημα ότι αυξάνεται ταυτόχρονα το μήκος των οστών και ο όγκος των μαλακών ιστών.

Παρόλο που η διατακτική αυτή τεχνολογία έχει χρησιμοποιηθεί κυρίως στον τομέα της ορθοπεδικής, έχουν ξεκινήσει έρευνες για την διόρθωση παραμορφώσεων της γνάθου. Η συσκευή Pizaron είναι η παλαιότερη και πιο συνήθης μέθοδος διατακτικής οστεογένεσης. [17-18]



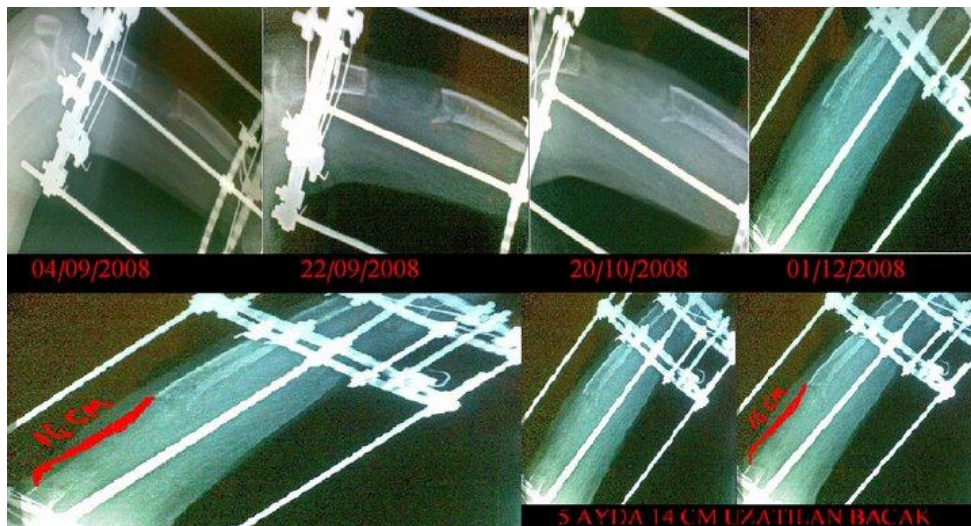
Εικόνα 1.2: οστεοσύνθεση κατάγματος και διόρθωση δυσμορφίας.

1.4 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΕΠΙΜΗΚΥΝΣΗΣ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ

Η συσκευή Pizaron χρησιμοποιείται συχνά για την διόρθωση δυσμορφίας μέσω της διατακτικής οστεογένεσης. Η διαδικασία αποτελείται από μια αρχική χειρουργική επέμβαση, κατά την οποία το οστό διασπάται χειρουργικά και συνδέεται με την συσκευή των δακτυλίων μέσω των βελόνων που διαπερνούν το δέρμα, τους μυς και το οστό. Καθώς αναρρώνει ο ασθενής το κάταγμα αρχίζει να συντίθεται. Η συσκευή προσαρμόζεται από περιστρεφόμενες κοχλίες, στο ενδιάμεσο επίπεδο του οστού, οι οποίοι βοηθούν να αυξηθεί η απόσταση μεταξύ των δύο δακτυλίων, έτσι ώστε να μεγαλώσει όχι μόνο το οστό αλλά και οι μαλακοί ιστοί που πρέπει να προσαρμοστούν στο μεγαλύτερο χάσμα. Η προσαρμογή αυτή γίνεται τέσσερις φορές την ημέρα και μετακινείται το νέο συντιθέμενο κάταγμα κατά ένα χιλιοστό ανά ημέρα. Βρέθηκε ότι ένα χιλιοστό είναι η βέλτιστη τιμή διότι μεγαλύτερη επιμήκυνση μπορεί να επιβαρύνει τους μαλακούς ιστούς και να προκαλέσει πόνο, ενώ μικρότερη οδηγεί σε γρηγορότερη σταθεροποίηση προτού ολοκληρωθεί η διαδικασία της επιθυμητής επιμήκυνσης.

Αφότου ολοκληρωθεί η οστεοσύνθεση, ο ασθενής συνεχίζει να φοράει το πλαίσιο μέχρι το νέο οστό να σταθεροποιηθεί. Η περίοδος αναμονής είναι συνήθως τέσσερις μήνες προτού χρησιμοποιηθεί πλήρως το πόδι. Ο ασθενής μπορεί να φέρει το βάρος του πλήρως στη συσκευή Pizaron και να χρησιμοποιεί πατερίτσες για να μειώνεται ο πόνος. Μόλις θεραπευτεί εντελώς χρειάζεται δεύτερη χειρουργική επέμβαση για να αφαιρεθεί η συσκευή. Το αποτέλεσμα είναι ένα άκρο σημαντικά μακρύτερο. Ίσως χρειαστούν επιπλέον χειρουργικές επεμβάσεις στην περίπτωση επιμήκυνσης κνήμης έτσι ώστε να επιμηκυνθεί και ο Αχιλλεύς τένοντας που θα πρέπει να συμβαδίζει με το μεγαλύτερο μήκος του οστού. Το μεγαλύτερο πλεονέκτημα αυτής της τεχνικής είναι ότι επειδή η συσκευή παρέχει πλήρη στήριξη, καθώς το οστό θεραπεύεται, ο ασθενής μπορεί να παραμείνει ενεργός κατά τη διάρκεια της ανάρρωσης.

Η συσκευή Pizaron επεμβαίνει ελάχιστα χωρίς μεγάλες τομές και χωρίς επικίνδυνες επιπλοκές. Ο πόνος συνηθίζεται και ενώ μπορεί να είναι σημαντικός αντιμετωπίζεται με αναλγητικά. Η προσεκτική τήρηση των κανόνων υγιεινής είναι απαραίτητη για την πρόληψη λοιμώξεων στα σημεία των βελόνων. Άλλες επιπλοκές περιλαμβάνουν πρήξιμο, κράμπες και πιάσιμο στις αρθρώσεις. Ενδείκνυται συχνά φυσιοθεραπεία. [17]



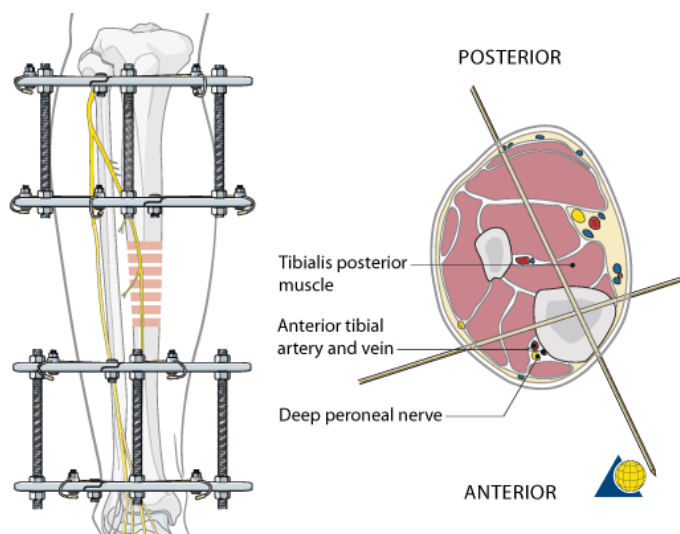
Εικόνα 1.3: Επιμήκυνση οστού κνήμης 14cm μετά από 5 μήνες.

1.5 ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΗΣ ΣΥΣΚΕΥΗΣ

Η συσκευή είναι μια εξειδικευμένη μορφή εξωτερικής οστεοσύνθεσης, κυκλική και αρθρωτή. Οι δακτύλιοι είναι φτιαγμένοι κυρίως από ανοξείδωτο χάλυβα ή τιτάνιο που ζυγίζουν περίπου επτά κιλά και στερεώνονται στο κόκκαλο μέσω ανοξείδωτων συρμάτων, τις βελόνες. Συνδέονται μεταξύ τους με ράβδους ρυθμιζόμενου σπειρώματος. Η κυκλική κατασκευή και οι τεντωμένες βελόνες παρέχουν μεγάλη στήριξη και επιτρέπουν επιβολή φορτίων. Τα νεότερα μοντέλα κατασκευάζονται από πλαστικό ενισχυμένο με ίνες άνθρακα και ζυγίζουν πολύ λιγότερο.

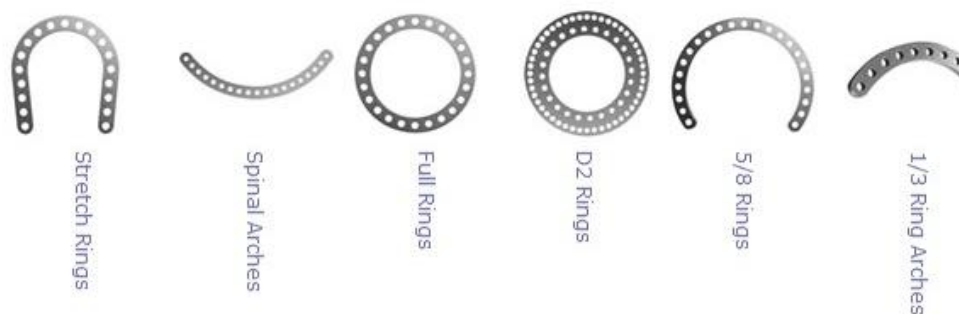
Ο υψηλότερος δακτύλιος που συνδέεται με το οστό μέσω των βελόνων επιτρέπει την μεταφορά τάσεων από τις κάθετες μεταλλικές ράβδους, παρακάμπτοντας το σημείο του κατάγματος. Στη συνέχεια η δύναμη μεταφέρεται πίσω στο υγιές οστό μέσω του χαμηλότερου δακτυλίου και των συνδεδεμένων βελόνων. Αυτό επιτρέπει στη συσκευή να λειτουργεί ως γέφυρα ακινητοποιώντας το σημείο του κατάγματος και απαλλάσσοντας το από τις τάσεις, ενώ επιτρέπει την κίνηση ολόκληρου του άκρου με μερική φόρτιση από το βάρος του ασθενή. Οι μεσαίοι δακτύλιοι κρατούν τα θραύσματα του κατάγματος στη θέση τους και παρέχουν μεγαλύτερη διαρθρωτική υποστήριξη στη συσκευή και στο άκρο. Οι σημαντικότεροι δακτύλιοι για το κρίσιμο φορτίο είναι οι ακραίοι οι οποίοι μεταφέρουν το φορτίο από το υγιές οστό πάλι στο υγιές οστό παρακάμπτοντας το κάταγμα.

Η σταθεροποίηση του κατάγματος ή των θραυσμάτων με κάθετες μεταξύ τους μεταλλικές βελόνες και γερά στερεωμένες στους δακτυλίους του πλαισίου, επιτρέπει την εφαρμογή της διαμήκους φόρτισης σε συμπίεση ή εφελκυσμό. Τα θραύσματα ή το κάταγμα διατηρούνται στην θέση τους ή τροποποιούνται εύκολα σε οποιαδήποτε επιθυμητή κατεύθυνση.

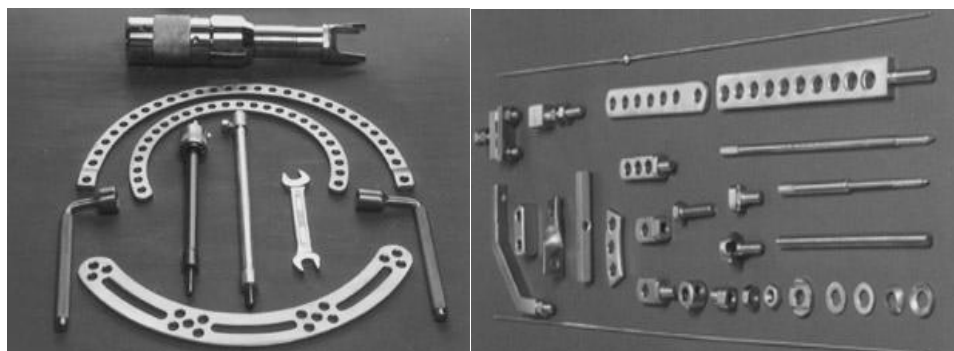


Εικόνα 1.4: Τοποθέτηση βελόνων κάθετα.

Η κατασκευή αποτελείται από δύο ή περισσότερους δακτυλίους κυκλικούς ή ημικύκλιους, που έχουν τρύπες ανά 10° της περιμέτρου έτσι ώστε να διαπερνούνται από τρεις ή περισσότερες ράβδους. Οι μεταλλικές βελόνες προσαρτώνται στους δακτυλίους με κοχλίες και παξιμάδια. Τεντώνονται με την βοήθεια συγκεκριμένων οργάνων. Η μέγιστη προένταση που μπορεί να εφαρμοστεί είναι 250Kg και μόνη της μία βελόνα μπορεί να υποστηρίξει ένταση 150Kg. Η εσωτερική διάμετρος των δακτυλίων που χρησιμοποιούνται στη κνήμη και στα άνω άκρα κυμαίνεται από 80mm έως 140mm και η εσωτερική διάμετρος για τον μηρό από 150mm έως 220mm. Επίσης αντί δακτυλίους μπορούν να χρησιμοποιηθούν, ανάλογα με την περίπτωση και το σημείο εφαρμογής, τόξα δακτυλίων 90° έως 120° . Οι βελόνες και τα σύρματα από χάλυβα συνήθως εισάγονται σε επίπεδο κάθετο προς τον άξονα διάφυσης. Για τον βραχίονα και το μηρό χρησιμοποιούνται σύρματα μεγαλύτερης διαμέτρου με σπείρωμα στο εξωτερικό μέρος.



Εικόνα 1.5: Τύποι Δακτυλίων.



Εικόνα 1.6: Δακτύλιοι, σύρματα και περικόγλια της συσκευής.

Στο επίπεδο των αρθρώσεων (ισχίο, ώμο, αγκώνα, καρπό) οι δακτύλιοι αντικαθιστούνται από τόξα έτσι ώστε να επιτρέπεται η κίνηση της άρθρωσης, αλλά χωρίς να μετατοπίζεται το δέρμα και να παρεμποδίζεται το εύρος της κίνησης αυτής. Οι βελόνες εισάγονται με τέτοιο τρόπο ώστε να σχηματίζουν σταυρό σε κάθε επίπεδο και έτσι οι δακτύλιοι τοποθετούνται σε κάθε επιμέρους επίπεδο του οστού. Η σωστή τοποθέτηση των ράβδων σύνδεσης προϋποθέτει ότι η απόσταση μεταξύ της ράβδου και του διαμήκη άξονα του οστού θα πρέπει να είναι ίση για όλες τις ράβδους που θα χρησιμοποιηθούν. Ανάλογα με τον τύπο κατάγματος εφαρμόζεται διαχρονική συμπίεση, πλευρική συμπίεση ή συνδυασμός αυτών μέσω προστιθέμενων συστημάτων στην εξωτερική συσκευή. [17]



Εικόνα 1.7: Συσκευές Ιλιζάροφ.

1.6 ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ

Τα πιο σημαντικά πλεονεκτήματα χρήσης της μεθόδου είναι τα παρακάτω,

- Σταθερότητα, πολύ περισσότερη σε σχέση με τους μονοαξονικούς σταθεροποιητές,
- Διαδερμική προσέγγιση,
- Εξαιτίας της ελαστικότητας των βελόνων το φορτίο κατά τη διάρκεια τυχαίας κινητοποίησης προκαλεί μικροκινήσεις στο σημείο του κατάγματος και έτσι γίνεται ταχύτερα η ενοποίηση,
- Ελάχιστη παρεμβολή στο περιόστεο και στον ανεφοδιασμό αίματος,
- Αναστέλλεται η αγγειοποίηση των μελών του κατάγματος καθώς δεν ξανανοίγεται το κάταγμα με χειρουργείο και έτσι ελαττώνεται ο κίνδυνος για μόλυνση,
- Προσαρμογή της ακαμψίας και στιβαρότητας ανάλογα με το στάδιο της θεραπείας,
- Διόρθωση παραμόρφωσης κατά την διάρκεια επούλωσης του κατάγματος,
- Πλήρη στήριξη του βάρους με την βοήθεια από πατερίτσες από την πρώτη μετεγχειρητική μέρα, γεγονός που βοηθάει στην καλύτερη κυκλοφορία αίματος για την πρόληψη οιδήματος και οστεοπόρωσης.

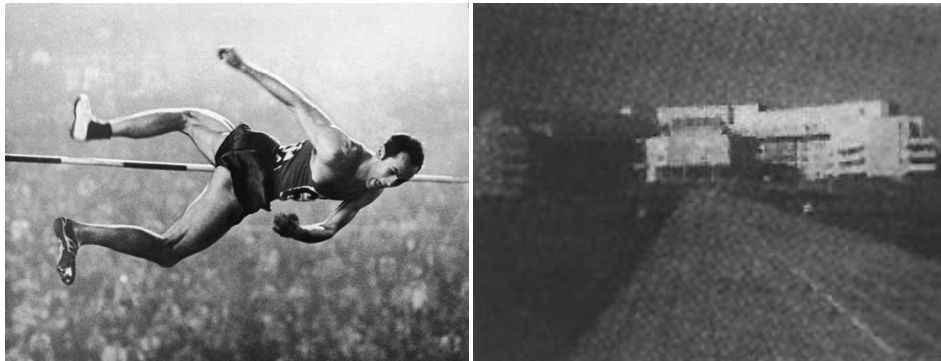
Ενώ κάποιες πιθανές επιπλοκές είναι,

- Λοίμωξη των εσωτερικών μαλακών ιστών μέσω των βελόνων. Εκδηλώνεται με τοπικό πόνο στα σημεία που διαπερνούνται, ερύθημα, οίδημα, τοπική αύξηση θερμοκρασίας και πυρετός,
- Συγκεντρωμένες εκκρίσεις σε αυτά τα σημεία,
- Αστοχία συρμάτων με αίσθηση εσωτερικής αποκοπής και με διαδεχόμενο πόνο,
- Απώλεια της μηχανικής σταθερότητας εξαιτίας χαλάρωσης των κοχλιών σε διάφορα σημεία της συσκευής,
- Φαγούρα,
- Ενοχλητικές διαταραχές και ευαισθησία των άκρων,
- Αίσθηση κίνησης γύρω από τις μεταλλικές βελόνες. [17-18]

1.7 ΑΝΑΓΝΩΡΙΣΗ ΑΠΟ ΤΟΝ ΔΥΤΙΚΟ ΚΟΣΜΟ

Αρχικά, η μέθοδος του Pizaron και η συσκευή του αμφισβητήθηκε αρκετά από αντιπάλους του. Χαρακτηριστικό είναι το γεγονός ότι στη διάσκεψη για την χρήση μεταλλικών συσκευών στην ορθοπεδική, (Conference on the use of metallic constructions in Orthopaedics at Sverdlovsk in 17-21/12/56), όπου ο καθηγητής A.V.Chinenkon είπε σε μία από τις ομιλίες του: «Ο Pizaron αναγκάζει τους ασθενείς του να περπατούν από την τρίτη μετεγχειρητική ημέρα και απαρνείται την απλή ανάγκη ανάπαυσης του χειρουργημένου άκρου, αγνοώντας τις βλάβες της λειτουργίας των μυών και της κυκλοφορίας του αίματος. Αυτή η μηχανική προσέγγιση σε χειρουργική επέμβαση δεν μπορεί να θεωρηθεί χρήσιμη».

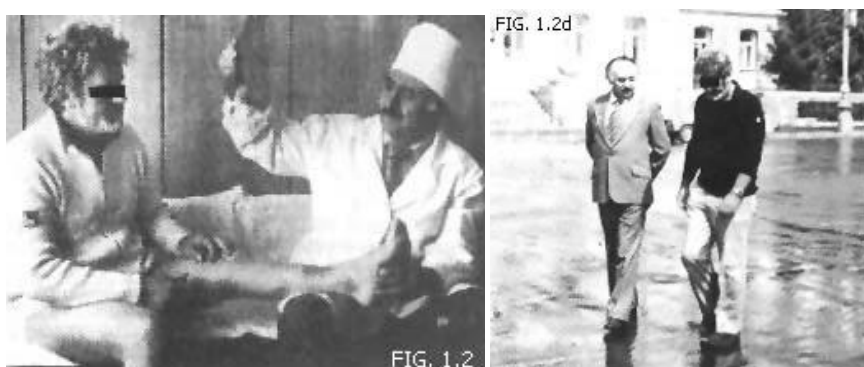
Το 1967 ο Pizaron έρχεται αντιμέτωπος με την περίπτωση του άλμα εις ύψος πρωταθλητή Ολυμπιακών αγώνων, Valery Brumel. Η επιτυχής θεραπεία του μολυσμένου κατάγματος και η επιστροφή του το 1968 στους Ολυμπιακούς αγώνες οδήγησε τόσο τον ίδιο όσο και τον Pizaron στην απόκτηση μεγάλης φήμης.



Εικόνα 1.8: αριστερά ο Valery Brumel, δεξιά το ΚΝΙΕΚΟΤ.

Το 1970 ιδρύθηκε το Ινστιτούτο Τραύματος και Ορθοπεδικής του Κούργκαν (Experimental & Clinical Institute of Trauma & Orthopaedics of Kurgan, ΚΝΙΕΚΟΤ). Εκεί ο Πιζαρον πρότεινε μια σειρά πρωτότυπων πειραμάτων για να αποδείξει τον ρόλο της κυκλοφορίας του αίματος και της σταθερότητας των οστών στην οστεογένεση. Η έρευνα εκτελέστηκε σε κυτταρικό και μοριακό επίπεδο. Την ίδια περίοδο η πιθανότητα οστεογένεσης σε εγκάρσια κατεύθυνση και όχι μόνο σε διαμήκη, αποδείχτηκε με επιτυχία. Τα πειράματα έδειξαν ότι δεν είναι μόνο τα μακρά οστά αλλά και τα σπογγώδη που μεγαλώνουν αν εφαρμοστεί η διατακτική μέθοδος. Διαπιστώθηκε ότι η διαδικασία του σχηματισμού άρχισε στην ενδιάμεση ζώνη και ότι ο οστίτης ιστός αυξάνει σε αντίθετη κατεύθυνση από αυτή της ζώνης. Η ανάπτυξη είναι χαρακτηριστική για όλους τους τύπους ιστών όπως των οστικών, μαλακών, του δέρματος, των αιμοφόρων αγγείων και των νεύρων. Τα αποτελέσματα από αυτές τις μελέτες δημοσιεύθηκαν ως ειδικές ιατρικές αναφορές.

Το 1980 την εποχή του ψυχρού Πολέμου, ένας Ιταλός δημοσιογράφος ο Carlo Mauri με την προτροπή ενός Ρώσου συναδέλφου του, ταξίδεψε στο Κούργκαν έτσι ώστε ο Πιζαρον να του θεραπεύσει ένα κάταγμα στην κνήμη το οποίο δεν είχε επουλωθεί σωστά μετά από ατύχημα στο σκι 20 χρόνια πριν. Οι Ιταλοί γιατροί είχαν χάσει κάθε ελπίδα για οποιαδήποτε χειρουργική βελτίωση. Ο Πιζαρον απέσπασε τη δύσκαμπτη κνήμη κατά 2cm και κατάφερε να θεραπεύσει την ψευδάρθρωση, διορθώνοντας την παραμόρφωση και επιμηκύνοντας το πόδι του. Κατά την επιστροφή του στην Ιταλία, η επούλωση του ποδιού του Mauri εξέπληξε τους Ιταλούς Ορθοπεδικούς χειρουργούς. Μετά από το γεγονός αυτό ο Πιζαρον κλήθηκε να είναι προσκεκλημένος ομιλητής σε συνέδριο στην Ιταλία το 1981.



Εικόνα 1.9: Carlo Mauri & Pizarov.

Στην Ιταλία ο ιατρός Renato Spinelli άρχισε να ερευνά την μέθοδο αφότου ανακάλυψε την δημοσίευση διατακτικής οστεοσύνθεσης του Pizarov (Ortopedia, Traumatologia I Protezovanea 1967). Αυτός ήταν ο πρώτος ορθοπαιδικός χειρουργός της Δύσης που επισκέφτηκε τον καθηγητή Pizarov στο Kurgan. Κατά την διάρκεια της επίσκεψης του Spinelli το 1980 ανακάλυψε ότι ο Pizarov χρησιμοποιούσε την μέθοδο της κορτικοτομής που αναπτύχθηκε το 1970. Ο Spinelli άρχισε να χρησιμοποιεί την κορτικοτομή και δημοσίευσε αυτήν την τεχνική το 1983 (International Orthopedics). Ο Spinelli ήταν βοηθός του ιατρού Monticelli και μετά από πολύ έρευνα στην τεχνική Pizarov, παρουσίασαν τη μέθοδο σε συνέδριο στη Βραζιλία ως δική τους, χωρίς καμία αναφορά του Pizarov. Άρχισαν να αναπτύσσουν το δικό τους κυκλικό πλαίσιο βελόνων “Stryker” το 1986.

Το 1981 ο Pizarov για πρώτη φορά παρουσίασε την έρευνά του στο εξωτερικό. Ο τίτλος του συνεδρίου ήταν Προφύλαξη και Θεραπεία των Οστών (Prophylaxis and Treatment of Bone Infections) στο Bellagio, Ιταλία. Αυτή ήταν η πρώτη του επίσκεψη σε δυτική χώρα. Ο καθηγητής Pizarov συνοδευόμενος από την κόρη του Svetlana παρουσίασε τρεις διαλέξεις (The treatment of Open Fractures, the Treatment of Post-Traumatic Osteomyelitis, and Bone Lengthening). Το 1983 ο Bianchi-Maiocchi δημοσίευσε το πρώτο βιβλίο σχετικά με την μέθοδο Pizarov. Αυτό περιλάμβανε πολλά αρχικά περιστατικά όπως και αντιγραφές, χωρίς άδεια, από τις διαφάνειες του Pizarov και του Stuart Green. Εκδόθηκε στα Ιταλικά και έγινε το πρώτο εγχειρίδιο χρήσης της μεθόδου Pizarov.

Το 1985 ο Bianchi-Maiocchi δημοσίευσε το δεύτερο βιβλίο που ήταν βασισμένο στις περιλήψεις και στις διαλέξεις επόμενου συνεδρίου. Τελικά, ο Bianchi-Maiocchi ήταν ο υπεύθυνος για την μετάφραση από τα Ρώσικα στα Ιταλικά των πρώτων έργων του Pizarov, οποίος και θα παρέμενε πιστός βοηθός του μέχρι τον θάνατό του. Από αυτόν η συσκευή Pizarov έγινε γνωστή και διαθέσιμη στην Δυτική Ευρώπη.



Εικόνα 1.10: δεύτερος από τα αριστερά Bianchi-Maiocchi, ASAMI.

Τον Φεβρουάριο του 1985 ο Dr. Victor Frankel, επικεφαλής χειρουργός του νοσοκομείου για ασθένειες αρθρώσεων, είδε την μέθοδο και στην επιστροφή του στη Νέα Υόρκη πήρε μία συσκευή και άρχισε να την ελέγχει εμπιομηχανικά. Ο Αμερικανός Dr Stuart Green άρχισε να εφαρμόζει την τεχνική του Pizarov τον Νοέμβρη του 1986. Έστειλε στον ίδιο τον Pizarov αντίγραφο του βιβλίου του εκφράζοντας την επιθυμία του να επισκεφτεί το Kurgan. Τελικά τα κατάφερε να κάνει το ταξίδι τον Μάιο του 1987 μαζί με τον Victor Frankel.

Η εφαρμογή και η αναγνώριση της μεθόδου στην Αμερική οφείλεται στον Dror Paley, ο οποίος άκουσε πρώτη φορά για την συσκευή το Νοέμβρη 1983. Πριν το ταξίδι του στην Ευρώπη το 1986, ο Paley εκτέλεσε μια εμπιομηχανική σύγκριση της συσκευής. Παρουσίασε τα αποτελέσματα στο Διεθνές Συνέδριο στο Kurgan. Ο Pizarov κάλεσε τον Paley να μιλήσουν ιδιαίτερος στο γραφείο του. Εκεί εξέφρασε το ενδιαφέρον του για την διάδοση της μεθόδου του στην Αμερική. Ο Pizarov είχε σταματήσει να έχει εμπιστοσύνη στους Ορθοπαιδικούς χειρουργούς της Δύσης, μετά το γεγονός με τον Spinelli ο οποίος πήγε στο Kurgan, εκπαιδεύτηκε και δεν σεβάστηκε τον Pizarov. Το 1986 οι Γάλλοι χειρουργοί παρουσίαζαν άρθρα με καταστροφικά αποτελέσματα της μεθόδου του Pizarov. Ο Pizarov απάντησε πως αυτή ήταν η συσκευή του, αλλά όχι η μεθοδός του.

Υπήρχε μεγάλη μυστικότητα στο Kurgan και πολλά ερωτήματα παρέμεναν αναπάντητα για τους ξένους χειρουργούς όπως και για τον Paley. Ο τελευταίος, βρήκε και μετέφρασε από τα Ρώσικα τα κλασικά αρχικά άρθρα που είχαν δημοσιευθεί στο Κούργκαν (βιβλιοθήκη ΚΝΙΕΚΟΤ) και δεν ήταν διαθέσιμα πουθενά αλλού. Το 1987 ο Paley πραγματοποίησε την πρώτη υπόθεση στο Νοσοκομείο για άρρωστα παιδιά, χρησιμοποιώντας την μέθοδο Pizarov. Τον Ιανουάριο του 1988 το άρθρο με τίτλο Current Techniques in Limb Lengthening, Journal of Pediatric Orthopedics του Dror Paley ήταν το πρώτο που έκανε ανασκόπηση σχετικά με την κλινική εφαρμογή της διατατικής οστεογένεσης



Εικόνα 1.11: Dror Paley & Stuart Green.

Ο Frankel και ο Paley οργάνωσαν το πρώτο συνέδριο για την μέθοδο Pizarov στις Η.Π.Α. τον Νοέμβριο του 1987 στο ξενοδοχείο Roosevelt. Μετέπειτα, νέες εξελιγμένες συσκευές και μέθοδοι προέκυψαν, όπως η υβριδική συσκευή με βελόνες του Stuart Green, οι διατατικές συσκευές του αγκώνα, των δακτύλων, του γονάτου και των αστραγάλων του Robert Hotchkiss, το πλαίσιο για διορθώσεις περίπλοκων παραμορφώσεων του Charles Taylor, και η επιμήκυνση μέσω εσωτερικών βελόνων του Paley. Το 1987 ο Paley ήταν προσκεκλημένος στο Συμπόσιο Κλινικής Ορθοπεδικής και Έρευνας (Symposium of Clinical Orthopedics and Related Research) με τίτλο «Σύγχρονες Τεχνικές Επιμήκυνσης Άκρων» (Modern Techniques of Limb Lengthening). Δημοσιεύτηκε το 1990 και περιλαμβάνει μερικά από τα κλασικά άρθρα στις εφαρμοζόμενες τεχνικές εκείνης της περιόδου.

Σε αυτό το συμπόσιο το 1987 ο Pizaron κλήθηκε να υποβάλει τα άρθρα του σε περιοδικό. Ο Pizaron συναίνεσε και έδωσε στον Green τις διαφάνειες και την διάλεξή του για να καταγραφούν σε άρθρο. Ο Green έγραψε ένα άρθρο βασισμένο σε κακή μετάφραση που είχε λάβει από τον Pizaron. Εκτύπωσε τις διαφάνειες του Pizaron και τις καθάρισε στον σκοτεινό θάλαμο του σπιτιού του για να τις παραδώσει για δημοσίευση. Τα τρία άρθρα που προέκυψαν είναι τα μοναδικά αρχικά άρθρα του Pizaron που σώζονται στην Αγγλική γλώσσα. Ο Pizaron έμεινε πολύ ευχαριστημένος από την δουλειά του Green και τον προσκάλεσε να επεξεργαστεί το βιβλίο που έγραφε για τις εκδόσεις Springer-Verlag. Το χειρόγραφο που προέκυψε ήταν η πλήρη τελική καταγραφή του έργου του, αξιοποιήσιμη για πολλά μετέπειτα χρόνια. Αν ο Green δεν είχε κάνει την διαδικασία αυτή το έργο του Pizaron μπορεί να μην είχε δημοσιευθεί ποτέ. [19]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

2.1 Η Μέθοδος Pizaron Στην Αντιμετώπιση Καταγμάτων

Ελάχιστες είναι οι σημερινές μελέτες της βέλτιστης χρήσης εξωτερικής οστεοσύνθεσης για την σωστή θεραπεία σύνθετων καταγμάτων. Οι παράγοντες που προσδίδουν ακαμψία στην συσκευή είναι ο αριθμός, η προένταση και το μέγεθος των συρμάτων-βελόνων. Ακατάλληλη προένταση μπορεί να προκαλέσει αστοχία στις βελόνες, οι οποίες πρέπει να μην ξεπερνούν τα 1.8mm ανά διάμετρο. Επίσης περισσότερες από τρεις βελόνες ανά δακτύλιο μπορεί να θεωρηθούν περιττές, ενώ πρακτικά είναι δύσκολο να αυξηθεί η γωνία μεταξύ τους λόγω ανατομικών περιορισμών. Η μείωση της διαμέτρου των δακτυλίων δεν εξυπηρετεί σε πιθανό πρήξιμο μετά την εγχείρηση, ενώ η τοποθέτησή τους πιο κοντά στο κάταγμα αυξάνει την απόσταση των δακτυλίων σε κάθε ένα από τα δύο τμήματα του οστού. Η μικρή διάμετρος των βελόνων βοηθά στο να δεσμευτούν μικρά θραύσματα του οστού και να συγκολληθούν μεταξύ τους. Η τεχνική του Pizaron είναι αξιόπιστη αλλά όχι ταχύρυθμη. Οι αξιοσημείωτες γρήγορες χρονικά θεραπεύσεις που αναφέρουν οι Ρώσοι χειρουργοί και ο Pizaron, περίπου 8 εβδομάδες για πλήρες κάταγμα κνήμης, προκύπτουν για την σύνθεση μόνο του ενδόστεου και όχι του περιόστεου. Σε πιο σοβαρές βλάβες όπως εκείνες που συνδέονται με την απώλεια οστικής μάζας, μπορεί να χρησιμοποιηθεί η μέθοδος Pizaron για να κοντύνει το οστό, και να το επιμηκύνει σε αμέτοχη περιοχή. Το όριο της συμπίεσης του κατάγματος είναι 5cm εξαιτίας του κινδύνου συστροφής των αγγείων. Σε περιπτώσεις με μεγαλύτερη απώλεια οστού χρησιμοποιείται η μέθοδος έτσι ώστε να μεταφερθεί τμήμα οστού για να καλύψει το κενό. Έτσι το οστό διατηρείται στο αρχικό του σχεδόν μήκος. Κατάγματα στην περιοχή του αστραγάλου είναι πολύ δύσκολο να αντιμετωπιστούν με μη χειρουργικό τρόπο γιατί μπορεί να οδηγήσουν σε παραμόρφωση. Σε αυτές τις περιπτώσεις η χειρουργική επέμβαση θεωρείται επικίνδυνη, ενώ υπάρχουν αναφορές που δείχνουν ότι η μέθοδος εξωτερικής οστεοσύνθεσης μπορεί να οδηγήσει σε καλύτερα αποτελέσματα αφού θα παρέχει καλύτερο κράτημα.

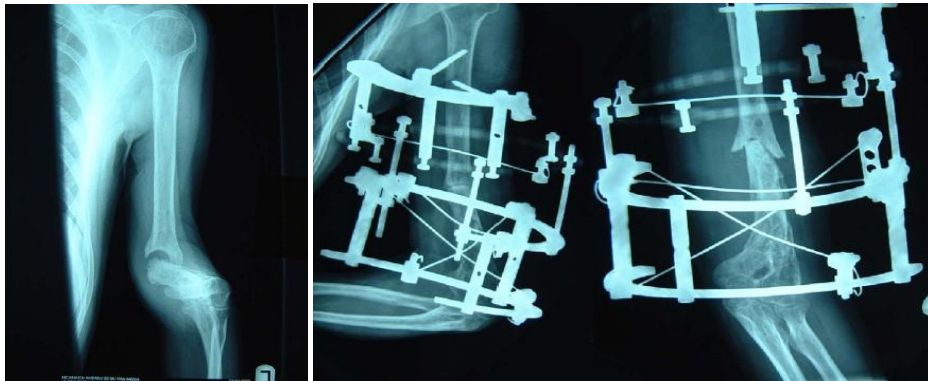
Η μέθοδος εξωτερικής οστεοσύνθεσης απαιτεί διαρκή εκπαίδευση και μεγάλη εμπειρία του ορθοπεδικού χειρουργού. Η πιο συνηθισμένη επιπλοκή της μεθόδου είναι η μόλυνση από τις βελόνες. Λιγότερο συνηθισμένες είναι οι πολύ σοβαρές λοιμώξεις που έχουν αναφερθεί από τον Green και που χρειάστηκαν νοσοκομειακή περίθαλψη, ενδοφλέβια αντιβιοτικά, ή την απομάκρυνση των συρμάτων. Μέθοδοι για την μείωση των λοιμώξεων αυτών είναι η αποφυγή της αύξησης της θερμοκρασίας του οστού κατά την διάρκεια της διάτρησής του και η ταυτόχρονη τακτική φροντίδα της

διαδερμικής περιοχής των βελόνων μαζί με την χρήση αντιβιοτικών. Άλλη πιθανή επιπλοκή στην περιοχή κυρίως του γονάτου είναι η σηπτική αρθρίτιδα που προκαλείται εξαιτίας της εσωτερικής αρθρικής θέσης σταθεροποίησης των συρμάτων. Πολλές μελέτες πραγματοποιούνται στα σημεία της άνω κνήμης και του κάτω πέρατος του μηρού για να βρεθούν τα ασφαλή όρια διέλευσης των συρμάτων. Η νευρική βλάβη λόγω των συρμάτων αποφεύγεται με την γνώση ανατομίας του άκρου. Διάτρηση του νεύρου από σύρμα θα προκαλέσει μικρή βλάβη, αλλά η περιστροφή του σύρματος θα το καταστρέψει. Έτσι, τα σύρματα ωθούνται στην επιφάνεια του οστού, διαπερνούν τον φλοιό και εξέρχονται μέσω μαλακών ιστών από την άλλη πλευρά. Η άμεση αρτηριακή βλάβη είναι πολύ σπάνια. Επίσης, η δυσκαμψία στις αρθρώσεις μπορεί να προληφθεί, ενώ πιθανό κάταγμα μετά την γρήγορη αφαίρεση της συσκευής είναι σπάνιο και συμβαίνει συνήθως στις περιοχές επαφής των συρμάτων με το οστό, ή στο αρχικό κάταγμα. [1]

2.2 Αποκατάσταση Τραύματος και Καταγμάτων

Ο Pizaron εκτέλεσε πολλά πειράματα οστεοτομής, ακολουθούμενα από επιβολή ελεγχόμενης τάσης στους μαλακούς ιστούς. Παρατήρησε ότι το παραγόμενο κολλαγόνο σχηματιζόταν κατά μήκος του επιπέδου επιβολής τάσεων. Ως επακόλουθο ήταν ο σχηματισμός οστού και στη συνέχεια η ενοποίησή του. Η ενεργή περιοχή περιέχει κολλαγόνο τύπου I και παραγόμενους οστεοβλάστες. Το νέο οστό καθορίζεται σύμφωνα με τις δέσμες κολλαγόνου και σχηματίζει στήλες παράλληλα με την εφαρμοζόμενη δύναμη απόσπασης. Μαζί με την δημιουργία νέου οστού, η επίδραση τάσεων και παραμορφώσεων προκαλεί την αγγειογένεση ανάμεσα στις δέσμες οστών. Η αυξημένη ροή αίματος επιμένει για 4 μήνες μετά την κορτικοτομή. Αυτή η απόσπαση οδηγεί επίσης και στον σχηματισμό νέων μαλακών ιστών. Οι μύες συμβαδίζουν με την επιμήκυνση, αλλά σε περίπτωση αύξησης μακρών οστών πάνω από 30%, προκαλούνται ιστολογικές αλλαγές. Ο Pizaron βρήκε πολλούς σημαντικούς παράγοντες για την βέλτιστη παραγωγή νέων ιστών. Η διαμόρφωση του κυκλικού πλαισίου θα έπρεπε να παρέχει την μέγιστη δυνατή σταθερότητα στο κάταγμα, ενώ η επιτρεπόμενη κίνηση και διαταραχή από ασταθές πλαίσιο να μην καταλήγει σε αιμορραγία με αποτέλεσμα την μη ένωση του ιστού. Ο ρυθμός απόσπασης πρέπει να είναι τέτοιος ώστε να μην προκαλεί ζημιά στους ιστούς, στους μυς και στις νευρικές απολήξεις. Επιπλέον, η πολύ γρήγορη απόσπαση προκαλεί πόνο στον ασθενή. Ο Pizaron παρατήρησε ότι 1mm την ημέρα σε τέσσερις ισόποσες αυξήσεις, είναι ο βέλτιστος ρυθμός επιμήκυνσης. Χαμηλότερος ρυθμός παράγει πρόωρη ενοποίηση οστού, ενώ

ο αυξημένος ρυθμός συνδέεται με την ανώμαλη δομή των μαλακών ιστών και την παραγωγή ινώδους ιστού στην ενεργή περιοχή. Η αρχική ζώνη κατάγματος πρέπει να διατηρείται στα 4mm έως 6mm για να αποφεύγεται η πρόωγη εξυγίανση αν είναι λιγότερη απόσταση, και η μη ένωση αν το χάσμα είναι 8mm ή περισσότερο. [2]

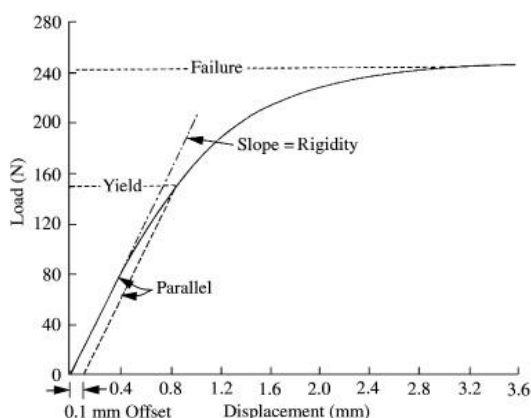


Εικόνα 2.1: Διόρθωση ψευδάρθρωσης με την συσκευή Pizarro.

2.3 Η Εμβιομηχανική Της Εξωτερικής Οστεοσύνθεσης

Κάθε μέθοδος θεραπείας καταγμάτων έχει τα δικά της εμβιομηχανικά προβλήματα και πρέπει να επιλέγεται κάθε φορά η πιο κατάλληλη ανάλογα την περίπτωση. Η τεχνική που θα χρησιμοποιηθεί στη περιοχή του κατάγματος μπορεί να έχει μεγάλη επιρροή στον τρόπο επούλωσής του. Έτσι, πρέπει να μελετηθεί η επούλωση και από μηχανικής απόψεως. Η επιτυχής αποκατάσταση του κατάγματος απαιτεί κατάλληλους βιολογικούς και μηχανικούς παράγοντες. Το μηχανικό περιβάλλον της περιοχής του κατάγματος επηρεάζει το μοτίβο και τον ρυθμό επούλωσης. Έχει παρατηρηθεί ότι τα κατάγματα που υπόκεινται σε λιγότερη εσωτερική παρεμβολή και παραμόρφωση, θεραπεύονται χωρίς τον σχηματισμό περίσπεου. Γενικά, το περίσπεο λειτουργεί έτσι ώστε να παρεμποδίζει τις κινήσεις του κατάγματος και είναι απαραίτητο για την ολοκλήρωση της οστικής ανακατασκευής. Όταν σταθεροποιείται το κάταγμα αξονικά μέσω συσκευής, η ανάγκη για την δημιουργία του περίσπεου εξασθενεί αφού η μηχανική σταθερότητα εξασφαλίζεται από την συσκευή. Επομένως, η διαδικασία της θεραπείας και της δημιουργίας οστού μπορεί να καθοριστεί από μεταβλητές όπως, τον ρυθμό παραμόρφωσης, τις εκτοπίσεις και την διάρκεια επιβολής μετατόπισης. Όλες οι μελέτες προτείνουν 1mm με 2mm

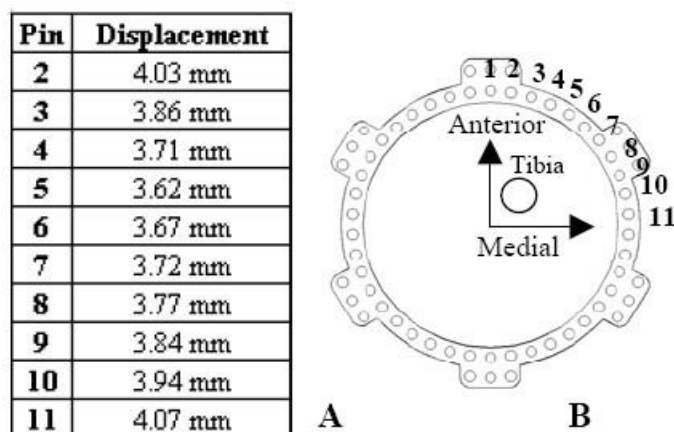
αξονικής μετατόπισης του κατάγματος. Η στιβαρότητα της συσκευής πρέπει να παραμένει σταθερή με τον χρόνο καθώς απώλεια της σταθερότητας θα οδηγήσει σε απρόβλεπτες φορτίσεις του κατάγματος. Όσο θεραπεύεται ο ασθενής και μεταφέρει πλήρως το βάρος του στην συσκευή, είναι αναγκαίο να αλλάζει η στιβαρότητα της συσκευής ώστε να διατηρείται σταθερή η παραμόρφωση των ιστών που περιβάλλουν το κάταγμα. Οι σημερινές συσκευές δεν έχουν μεγάλη ευκολία προσαρμογής. Επίσης δεν έχουν βελτιστοποιηθεί τα ακριβή μηχανικά και χρονικά χαρακτηριστικά που απαιτούνται για μεγάλο εύρος διαφορετικών καταγμάτων. Η ακαμψία της συσκευής δίνεται από την κλίση της καμπύλης της γραμμικής περιοχής, της παρακάτω γραφικής παράστασης φορτίου-μετατόπισης. Η τάση διαρροής βρίσκεται όταν σταματά η γραμμική σχέση φορτίου - μετατόπισης. Αυτό συμβαίνει όταν μία ή περισσότερες αρθρώσεις της συσκευής αρχίζουν να ολισθαίνουν. Η αστοχία συμβαίνει όταν επιβληθεί το μέγιστο φορτίο. Εάν επιβληθεί υπερβολικό φορτίο τότε η συσκευή εξωτερικής οστεοσύνθεσης, με εξαίρεση εκείνη του Pizaron, θα παραμορφωθεί μη ελαστικά με πιθανή εκτόπιση της σωστής θέσης του κατάγματος. Σε πειραματικές μελέτες η συσκευή Pizaron παρουσιάζει μεγάλη ακαμψία κατά την πλευρική κάμψη και στρέψη, αλλά κατά την αξονική φόρτιση έχει μεγάλη ελαστικότητα και μη γραμμική συμπεριφορά. Πρακτικά είναι σημαντικό να είναι σταθερή η συσκευή αλλά ταυτόχρονα να επιτρέπει αξονικές μικροκινήσεις για την ενίσχυση της οστεογένεσης. Η ακαμψία μεγαλώνει αυξάνοντας την ένταση στις βελόνες ή αυξάνοντας την απόσταση των δακτυλίων και μειώνοντας την διάμετρό τους. [3]



Γράφημα 2.1: Καμπύλη φορτίου-παραμόρφωσης.

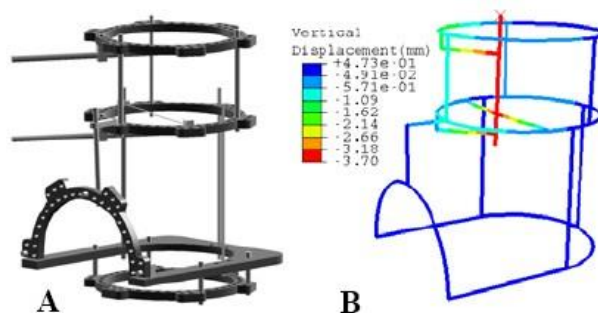
2.4 Παράμετροι που Επηρεάζουν την Αξονική Ακαμψία σε Άρθρωση Αστραγάλου

Πολλοί μηχανισμοί που επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα της διατακτικής οστεογένεσης δεν είναι πλήρως κατανοητοί. Είναι γνωστό ότι οι αρθρώσεις που αντιμετωπίζουν μικρή αρθρική επαφή εκτίθενται σε μεγαλύτερα πεδία επιβολής τάσεων σε σχέση με αυτά που παρατηρήθηκαν στις αρθρώσεις των αστραγάλων. Στις νέες κλινικές μελέτες μεθόδων θεραπείας είναι σκόπιμο να εξασφαλίζεται ότι οι αρθρικές επιφάνειες δεν εφάπτονται καθώς μεταφέρεται το βάρος του ασθενή (5mm διεγχειρητικός διαχωρισμός). Με μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων της συσκευής Pizaron και του αστράγαλου, προσδιορίζονται οι κατάλληλες ρυθμίσεις της συσκευής. Οι κυρίαρχοι παράγοντες που επηρεάζουν την μετατόπιση της κνήμης είναι αυτοί που αφορούν την δυσκαμψία των συρμάτων που βρίσκονται σταθεροποιημένα στο πρόσθιο τμήμα του δακτυλίου της κνήμης. Μειώνοντας το μήκος των συρμάτων τοποθετώντας την θέση της κνήμης 25mm πιο πρόσθια, μειώθηκε και η κάθετη μετατόπιση κατά 31% σε σύγκριση με την αρχική εκτόπιση των 3.67mm. Η αύξηση της διαμέτρου του σύρματος από 6mm στα 7mm οδήγησε σε 21% μείωση της εκτόπισης, ενώ μειώνοντας την διάμετρο στα 4mm αυξήθηκε κατά 84%. Επίσης, η εκτόπιση της κνήμης αυξήθηκε κατά 3% όταν η γωνία των συρμάτων ήταν 10° προς τα κάτω ενώ μειώθηκε 2% όταν η γωνία ήταν προς τα πάνω. Με στόχο να μειωθεί το μήκος τους, τοποθετώντας τα σύρματα στο κοντινότερο σημείο της περιφέρειας του δακτυλίου ελαχιστοποιήθηκε η εκτόπιση.



Πίνακας 2.1: Εκτόπιση κνήμης ανάλογα με την θέση του σύρματος.

Η επιλογή και η τοποθέτηση των δακτυλίων συνέβαλε κι αυτή στη μετατόπιση της κνήμης. Μεγαλύτερη διάμετρο δακτυλίων, 180mm έναντι 155mm, αύξησε την εκτόπιση κατά 56%. Αντικαθιστώντας τους δακτυλίους αλουμινίου στο μοντέλο με ίνες άνθρακα ή ανοξείδωτο χάλυβα, μείωσε την εκτόπιση κατά 25%. Η τοποθέτηση των δακτυλίων της κνήμης σε μεγαλύτερη απόσταση μεταξύ τους (από 10cm στα 13cm), μείωσε την εκτόπιση κατά 2%. Η ανάπτυξη μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων αποτελεί εργαλείο για την ανεύρεση των παραμέτρων που συμβάλλουν στην ακαμψία της συσκευής. Η πιο αποτελεσματική μείωση της εκτόπισης είναι εφικτή όταν μειωθεί το μήκος των βελόνων, δηλαδή όταν τοποθετηθεί το οστό όσο πιο κοντά γίνεται στον δακτύλιο, όπως επίσης και όταν τοποθετηθούν παραπάνω σύρματα και βελόνες.[4]

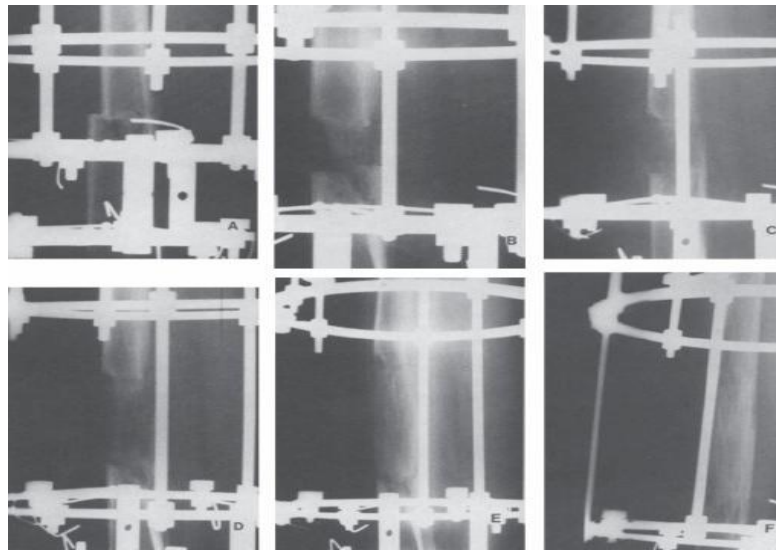


Εικόνα 2.2: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων.

2.5 Η Επιμήκυνση Οστών και οι Επιπλοκές της

Όταν ο Pizaron ανέπτυξε την τεχνική της εξωτερικής οστεοσύνθεσης για την επιμήκυνση οστών ο κύριος στόχος του ήταν να σταθεροποιήσει τα κατάγματα, να διορθώσει τις γωνιακές παραμορφώσεις και να ελαχιστοποιήσει τις αποκλίσεις του μήκους των μακρών οστών. Καθώς αυτή η τεχνική εξελισσόταν, χρησιμοποιήθηκε και για άλλες ορθοπεδικές περιπτώσεις όπως τις συστολές των αρθρώσεων, τις ψευδαρθρώσεις και για την αύξηση της αγγείωσης έτσι ώστε να αποφευχθούν ακρωτηριασμοί. Η ανισότητα στα μακρά οστά είναι ένα σύνηθες πρόβλημα που αντιμετωπίζεται κατά την διάρκεια της ανάπτυξης και προκαλείται από πολλούς λόγους. Στο παρελθόν η πολιομυελίτιδα ήταν η πιο συχνή αιτία, ωστόσο λόγω εμβολιασμού μειώθηκε αρκετά η συχνότητα εμφάνισης. Σήμερα, η ανισότητα στο μήκος οστών μπορεί να προκύψει από αναπτυξιακές ανωμαλίες ή από αναστολή ανάπτυξης του οστού λόγω

λοιμώξης ή τραύματος. Επίσης, η εσφαλμένη θέση των θραυσμάτων του κατάγματος μπορεί να συντελέσει στην δημιουργία ασυμμετριών. Μικρές ασυμμετρίες μεταξύ αριστερής και δεξιάς πλευράς από λίγα χιλιοστά έως 2cm παρατηρήθηκαν στα περίπου δύο τρίτα του αμερικανικού στρατού. Αποκλίσεις μεγαλύτερες των 2cm μπορεί να οδηγήσουν σε κλίση της θέσης της λεκάνης, σκολίωση, μεταβολές στο ρυθμό βαδίσματος και ανώμαλη φόρτιση του ισχίου με κίνδυνο πρόωρης αρθροπάθειας. Διαφορές μικρότερες των 2cm δεν είναι σημαντικές και δεν χρειάζονται χειρουργική θεραπεία. Όταν είναι από 2cm έως 6cm συνήθως το μεγαλύτερο σκέλος μειώνεται. Για μεγαλύτερες αποκλίσεις από 6cm το κοντότερο άκρο μπορεί να επιμηκυνθεί. Η κυκλική μορφή του πλαισίου ενισχύει την σταθερότητα, ενώ εξασφαλίζει την ομοιόμορφη κατανομή τάσεων κατά μήκος της κορτικοτομής και του χάσματος. Αυτός ο εμβιομηχανικός συνδυασμός της σταθερότητας του πλαισίου και της αξονικής ελαστικότητας επιτρέπει την μεταφορά βάρους στο σκέλος κατά την διάρκεια της θεραπείας. [5]

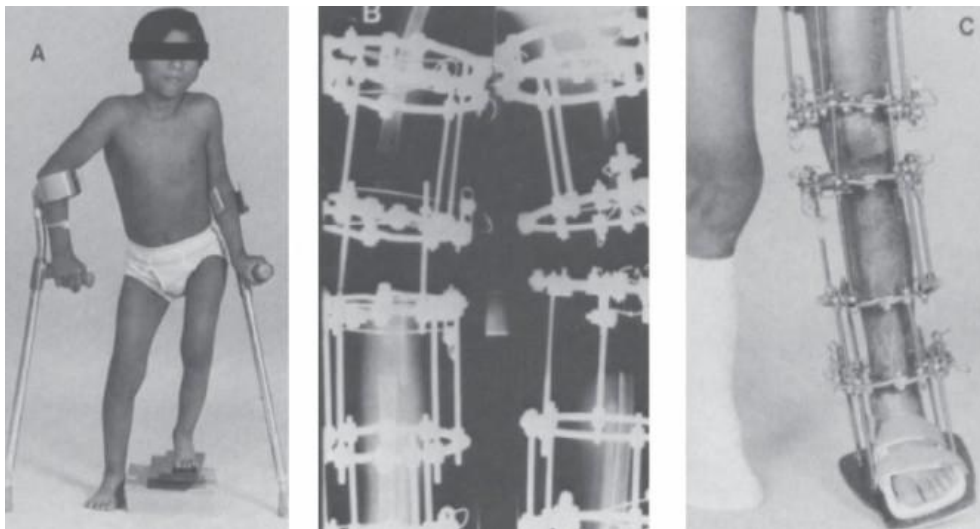


Εικόνα 2.3: Επιμήκυνση οστού 12χρονου κατά 8.5cm.

2.6 Προβλήματα, Εμπόδια και Επιπλοκές της Τεχνικής Pizarov

Ο Paley κατατάσσει ως προβλήματα, τις δυσκολίες που προκύπτουν αλλά που δεν χρειάζονται χειρουργείο για να αντιμετωπιστούν, και ως εμπόδια τις δυσκολίες που χρειάζονται χειρουργική επέμβαση. Οι πραγματικές επιπλοκές αντιπροσωπεύουν διεγχειρητικούς τραυματισμούς και όλα εκείνα τα προβλήματα που δεν επιλύονται πριν από το πέρας της θεραπείας. Διεξήγαγε μια έρευνα το 1990, στην οποία 60 μέλη θεραπεύτηκαν με την

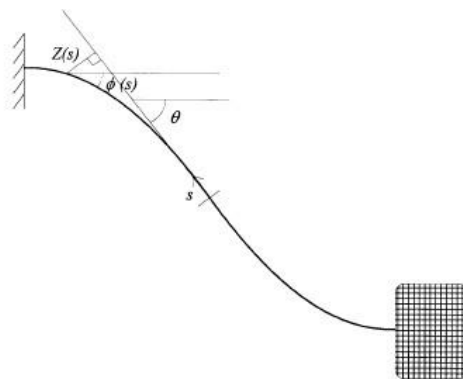
μέθοδο Pizaron. Από αυτά στα 35 εμφανίστηκαν προβλήματα, στα 11 εμπόδια και στα 27 επιπλοκές. Ωστόσο ο στόχος επιτεύχθηκε σε 57 από τις 60 περιπτώσεις. Μυϊκές συσπάσεις μπορεί να προκληθούν εξαιτίας της μη ισορροπίας των καμπτήρων στα αντίθετα άκρα του οστού. Συσπάσεις συχνά συμβαίνουν στους μύες που διασχίζουν δύο αρθρώσεις. Το εύρος της κίνησης μπορεί να μειωθεί σε όλα τα επίπεδα της άρθρωσης. Επιπλέον, μπορεί να υπάρξει σημαντικός περιορισμός επιμήκυνσης προς μία κατεύθυνση λόγω μεγάλης αντίστασης ομάδας μυών. Εξάρθρωση μπορεί να συμβεί κατά την διάρκεια επιμήκυνσης σε άρθρωση που προϋπήρχε αστάθεια ή μη ισορροπημένη ένταση μυών. Οι επιμηκύνσεις στο μηρό μπορεί να οδηγήσουν σε οπίσθια εξάρθρωση κνήμης λόγω αύξησης τάσεων του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου κατά την βάδιση. Σε ασθενείς με αστάθειες της άρθρωσης του γονάτου μπορεί να επεκταθεί η συσκευή και στις δύο πλευρές της αρθρώσεως για πρόληψη. Ακόμα, μπορεί να παρουσιαστεί λοίμωξη από βελόνες επειδή ο ασθενής δεν φροντίζει την περιοχή. Η μόλυνση πρέπει να αντιμετωπιστεί αμέσως για να αποφευχθεί η εξάπλωση σε άλλα σημεία και να προληφθεί η οστεομυελίτιδα. Τα παιδιά που υποβάλλονται στην μέθοδο Pizaron χρειάζονται ψυχολογική υποστήριξη για την προσαρμογή και την ταλαιπωρία. [6]



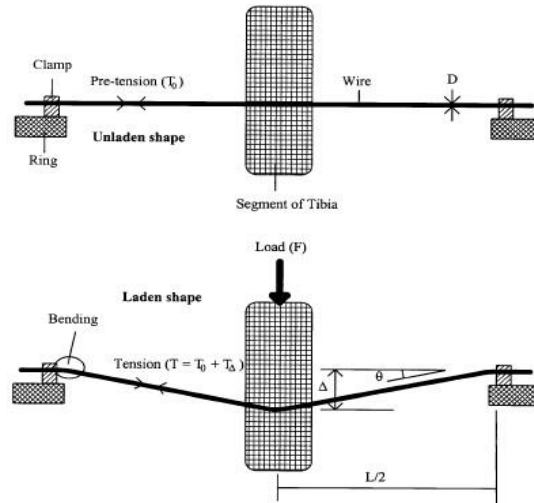
Εικόνα 2.4: Παιδί 10 χρονών με απόκλιση ύψους ποδιών 7.5cm λόγω πολιομυελίτιδας.

2.7 Η Τάση Διαρροής στα Σύρματα της Συσκευής

Τα σύρματα που χρησιμοποιούνται στη συσκευή Pizaron υποβάλλονται σε σημαντική πλαστική παραμόρφωση όταν εκτεθούν σε φορτία όπως αυτά της βάδισης. Η πλαστική παραμόρφωση προκαλεί μείωση της προέντασης του σύρματος που καταλήγει σε ελάττωση της στιβαρότητας όλης της συσκευής, ενώ διατηρείται η ικανότητα της διάταξης να αντιστέκεται σε διατμητικές τάσεις και αξονικές μικροκινήσεις υψηλής έντασης. Σε μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του συγκεκριμένου άρθρου [7], χρησιμοποιείται πλαίσιο με 6 σύρματα ανά τμήμα οστού με δακτυλίου 180mm, σύρματα διαμέτρου από 1.5mm και 891N προφόρτιση συρμάτων. Όταν το πλαίσιο υπόκειται σε ένα κύκλο φόρτισης 200N ανά σύρμα, που αντιστοιχεί σε ασθενή 80Kg κατά την βάδιση, θα προκύψει αρκετή πλαστική παραμόρφωση που θα μειώσει την ένταση του σύρματος κατά 32.8%. Αυτό οδηγεί σε πτώση της αξονικής ακαμψίας της συσκευής σχεδόν κατά 20%. Μετά από μερικούς κύκλους φόρτισης υπό σταθερό φορτίο, η πλαστική παραμόρφωση μειώνεται. Αυτό συμβαίνει γιατί το υλικό του σύρματος σκληραίνει. Μετά από κάποιους κύκλους φόρτισης η τάση διαρροής του υλικού εντοπίζεται κυρίως κοντά στους σφιγκτήρες και στο οστό. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα του μοντέλου, η σημαντικότερη παράμετρος που επηρεάζει την ακαμψία των συρμάτων είναι αρχικά η διάμετρος των δακτυλίων (ή το μήκος των συρμάτων), ακολουθούμενη από την διάμετρο των συρμάτων και την προφόρτιση. Έτσι, για να μεγιστοποιηθεί η ακαμψία, η διάμετρος των συρμάτων και η προφόρτιση θα πρέπει να μεγιστοποιηθούν και η διάμετρος του δακτυλίου να ελαχιστοποιηθεί. Επίσης, η διάμετρος του δακτυλίου έχει μικρή επιρροή στο μέγεθος της αποφόρτισης, αλλά η διάμετρος των συρμάτων και η προφόρτιση συμβάλουν αρκετά. [7]



Εικόνα 2.5.1: Τελική παραμόρφωση σύρματος.



Εικόνα 2.5.2: Μετατόπιση συρμάτων κατά την επιβολή φορτίου σε τμήμα οστού.

2.8 Δακτύλιοι Pizaron από Σύνθετο Υλικό

Οι περισσότερες συσκευές Pizaron είναι φτιαγμένες από τιτάνιο, αλουμίνιο ή χάλυβα, και είναι ακτινογραφικά συμπαγείς. Τα μεταλλικά εξαρτήματα της συσκευής θολώνουν στις ακτινογραφίες την περιοχή κατάγματος παρεμποδίζοντας την διαδικασία της θεραπείας. Κατασκευάστηκαν ακτινογραφικά διάφανοι δακτύλιοι από σύνθετα υλικά με ίνες άνθρακα, έτσι ώστε να αντικαταστήσουν τους μεταλλικούς δακτυλίους αλλά να διατηρήσουν την ακαμψία. Η θλιπτική ακαμψία και σταθερότητα μπορεί να αυξηθεί με την χρήση περισσότερων συρμάτων και μειώνοντας την απόσταση μεταξύ των δακτυλίων. Οι ιδιότητες του υλικού εξαρτώνται από την πυκνότητα των ινών. Όταν οι ίνες είναι τυχαία κατανεμημένες τότε το υλικό είναι πιο άκαμπτο κατά την θλίψη. Το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων έδειξε ότι οι μεγαλύτερες τάσεις εμφανίζονται στις τρύπες των δακτυλίων. Μεγαλύτερης διαμέτρου δακτύλιοι εμφανίζουν υψηλότερες τάσεις που προκαλούν μεγαλύτερες παραμορφώσεις. Το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων έδειξε παρόμοια αποτελέσματα τάσεων για τους δακτυλίους από χάλυβα σε σχέση με το πειραματικό μοντέλο, αλλά όχι για εκείνους από το σύνθετο υλικό. Παρόλο που οι δακτύλιοι από ίνες άνθρακα δεν είναι τόσο άκαμπτοι όπως αυτοί από χάλυβα, μπορούν να αντέξουν φορτίσεις και παραμορφώσεις μέσα σε επιτρεπτά όρια. Ο δακτύλιος από σύνθετο υλικό έχει τα δύο τρίτα της μάζας του μεταλλικού. Το πλεονέκτημά του είναι η ακτινογραφική διαφάνειά του. [8]

Table 3 Summary of results of axial compressive tests

	Radiolucency	Weight (g)	Axial stiffness (N/mm)	Comparative stiffness
Stainless steel	No	105	60.92	3674.56
Short-chopped carbon	Yes	70	39.91	2545.65

Table 4 Comparison of strain gauge and FEM stress data

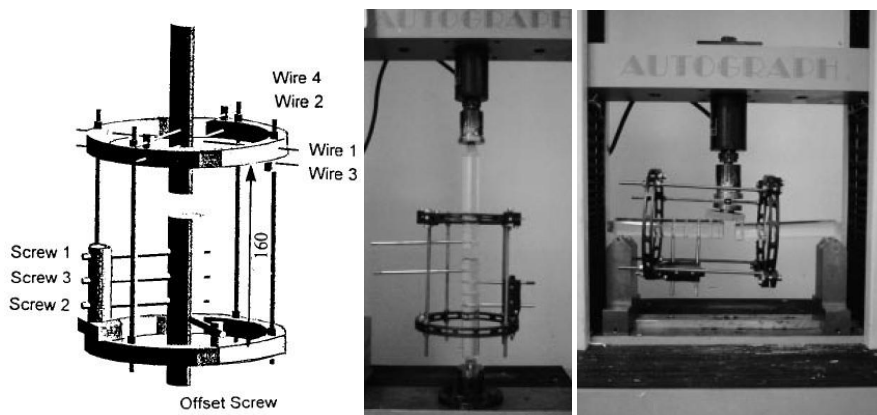
Ring type	Axial loading	Position	Experimental results			FEM
			σ_1 (MPa)	σ_2 (MPa)	σ_{vm} (MPa)	σ_{vm} (MPa)
Steel	Unloaded	1	19.8	-50.7	63.0	57.1
Steel	700 N	1	21.4	-58.8	71.9	73.6
Composite	700 N	1	57.8	-48.4	92.1	21.0
Composite	700 N	2	14.8	-48.0	56.8	13.6

Πίνακας 2.2: Αποτελέσματα αξονικής θλιπτικής ακαμψίας και σύγκριση τάσεων.

2.9 Η Επίδραση Διαφορετικών Συνδυασμών από Κοχλίες και Σύρματα στην Ακαμψία Υβριδικής Συσκευής

Η υβριδική συσκευή εξωτερικής οστεοσύνθεσης συνδυάζει την χρήση κυκλικών δακτυλίων, συρμάτων και κοχλιών. Παρέχει σημαντική ευελιξία κατά την κατασκευή και τοποθέτησή της. Στο συγκεκριμένο πείραμα τοποθετήθηκαν κοχλίες στο ένα τμήμα του οστού και σύρματα στο άλλο. Ο αριθμός και η διάμετρος των συρμάτων και των κοχλιών καθώς και η διάμετρος των δακτυλίων είναι σημαντικοί παράγοντες που επηρεάζουν την ακαμψία της συσκευής. Η ολική στιβαρότητα εξαρτάται από την διαφορετική ακαμψία του κάθε τμήματος και η ολική μετατόπιση κατά την αξονική φόρτιση είναι το σύνολο των μετατοπίσεων των δύο μερών. Έτσι κάθε αλλαγή σε οποιαδήποτε πλευρά επηρεάζει τα συνολικά αποτελέσματα. Η προσθήκη μιας επιπλέον βίδας σε ορθή γωνιά ως προς τις υπόλοιπες ώστε να τις αντισταθμίζει αύξησε την αξονική ακαμψία σε τέτοιο βαθμό που καμία άλλη επιπλέον βίδα στο κύριο επίπεδο που ήταν τοποθετημένες οι προηγούμενες δεν κατάφερε [Εικ. 2.6]. Διαπιστώθηκε επίσης ότι καθώς ο αριθμός συρμάτων αυξανόταν, η τελική μη γραμμικότητα της υβριδικής συσκευής μειωνόταν. Η καμπτική ακαμψία στο τμήμα με τους κοχλίες ήταν μεγαλύτερη σε σχέση με το τμήμα των συρμάτων. Η συσκευή Pizaron δεν

παρέχει μόνο ελαστικότητα στα σύρματα, άλλα επίσης παράγει συμμετρική φόρτιση που μεταφέρεται σε όλα τα επίπεδα συρμάτων και οστού εξαιτίας της συμμετρικής της κατασκευής. Όμως, επειδή υπάρχουν προβληματισμοί για την χρήση των συρμάτων σε σημεία διάφυσης του οστού, χρησιμοποιούνται κοχλίες και έτσι ενισχύεται η χρήση των υβριδικών συσκευών. Ο συνδυασμός τεσσάρων συρμάτων και τριών κοχλιών παρέχει παρόμοια αποτελέσματα με το πλαίσιο Pizarov. [9]

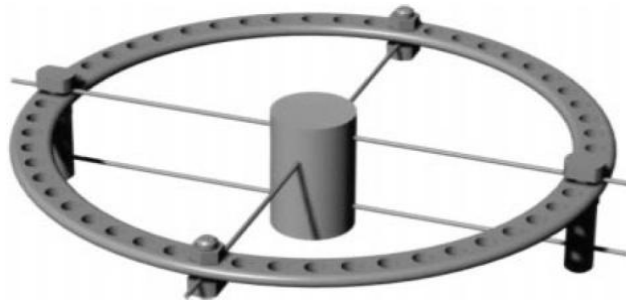


Εικόνα 2.6: Υβριδική συσκευή σε αξονική και καμπτική φόρτιση.

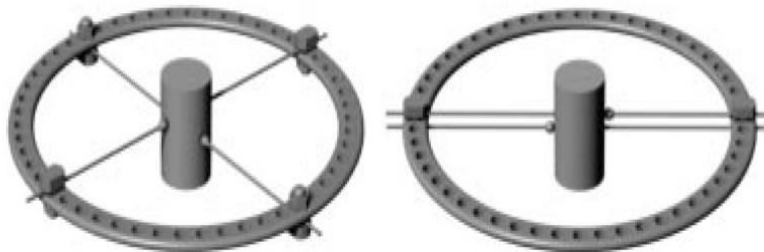
2.10 Συσκευές Εξωτερικής Οστεοσύνθεσης με Δακτυλίους

Οι συσκευές εξωτερικής οστεοσύνθεσης με δακτυλίους δημιουργούν πιθανότερο κίνδυνο ζημιάς λόγω της διαπεραστικότητας τους στους μυς, τένοντες και στα αγγεία, και είναι αρκετά χρονοβόρες. Όμως, τα σύρματα που χρησιμοποιούνται είναι μικρότερης διαμέτρου σε σχέση με άλλες διεισδυτικές βελόνες και κοχλίες από άλλες μεθόδους. Επίσης, επιτρέπουν τον έλεγχο της αξονικής στιβαρότητας μέσω προσαρμογής της συσκευής. Τα συστατικά που επηρεάζουν τις ιδιότητες και την μηχανική συμπεριφορά των συσκευών ποικίλουν. Για την βέλτιστη οστεοσύνθεση πρέπει να αποφεύγονται μικροκινήσεις σε επίπεδα εκτός του κυρίου άξονα. Το βέλτιστο αποτέλεσμα προκύπτει αν οι δακτύλιοι απέχουν μόλις δύο δάκτυλα από το δέρμα και είναι φτιαγμένοι από σύνθετο υλικό άνθρακα. Πρέπει να υπάρχουν δύο σύρματα σε κάθε δακτύλιο σε ορθή γωνία μεταξύ τους και το σημείο της διασταύρωσής τους να είναι κοντά στο κέντρο του οστού. Σε κάθε τμήμα του οστού οι δακτύλιοι πρέπει να απέχουν αρκετά

μεταξύ τους, ενώ οι δύο κεντρικοί πρέπει να βρίσκονται όσο το δυνατόν πιο κοντά στο σημείο του κατάγματος. Επίσης, για να μην προκαλούνται στο οστό παραμορφώσεις πρέπει να τοποθετούνται ο ένας κάτω από τον άλλο. Όταν τα σύρματα συγκρατούνται με μικρή ένταση τότε μπορεί να εμφανιστεί ολίσθηση μεταξύ της βίδας και του σύρματος, ενώ μεγαλύτερη τάση μπορεί να προκαλέσει μόνιμη παραμόρφωση στο σύρμα. Μέχρι σήμερα λίγη μελέτη έχει πραγματοποιηθεί σχετικά με τις ράβδους που συγκρατούν τους δακτυλίους. Υπάρχουν δύο κύριοι τύποι ράβδων, ράβδος με σπείρωμα όπως στις συσκευές Pizaron και ράβδος με σύνθετες διασπώμενες αρθρώσεις. [10]



Εικόνα 2.7: Η προσθήκη τρίτου σύρματος στον ίδιο δακτύλιο αυξάνει την ακαμψία 50%.



Εικόνα 2.8: Χρήση συρμάτων ελαίου (olive wires) για την μη ολίσθηση του οστού.

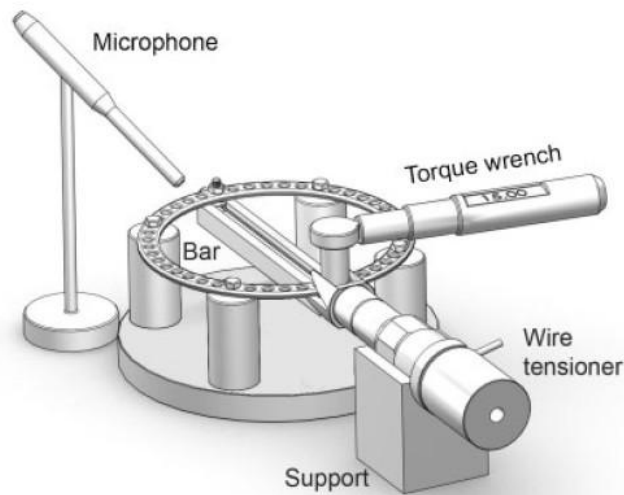
2.11 Μείωση της Έντασης των Συρμάτων

Στη συγκεκριμένη μελέτη χρησιμοποιήθηκαν ένας μόνο δακτύλιος και ένα σύρμα για την αποφυγή σφαλμάτων. Πραγματοποιήθηκαν δέκα τεστ με χαμηλή προένταση 833N, και άλλα δέκα με υψηλή 1275N, για τρία διαφορετικά περικόχλια συγκράτησης, έτσι ώστε να εξετασθεί η ολίσθηση των συρμάτων. Η σύσφιξη του σύρματος με μεγάλη ροπή προκάλεσε αυξημένη απώλεια στην ένταση του σύρματος για όλα τα είδη περικοχλίων, ανεξάρτητα από την υψηλή ή χαμηλή προένταση. Καθώς αφαιρέθηκε ο

εντατήρας παρατηρήθηκε σημαντική μείωση της έντασης στο σύρμα. Απώλεια της έντασης του σύρματος μπορεί να είναι το αποτέλεσμα της σύσφιξης των περικοχλίων που προκαλεί πλαστική παραμόρφωση και επιμήκυνση του σύρματος. Η μέγιστη απώλεια έντασης λόγω ολίσθησης έφτασε μόλις τα 71N. Η μεγαλύτερη ένταση επιτεύχθηκε με το περικόχλιο τύπου B, όπου η προσθήκη ροδέλας απέτρεψε περισσότερο την ολίσθηση του σύρματος, λόγω της επιφάνειάς της, σε αντίθεση με την μη χρήση ροδέλας. Έτσι, η πιθανή παραμόρφωση των συρμάτων φαίνεται λιγότερο σημαντική επιπλοκή σε σχέση με την ολίσθηση λόγω απώλειας έντασης του σύρματος. [11]



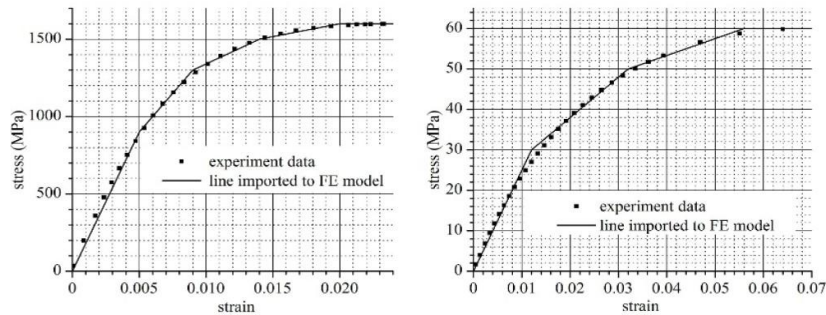
Εικόνα 2.9: Διαφορετικοί τύποι περικοχλίων και ροδέλες.



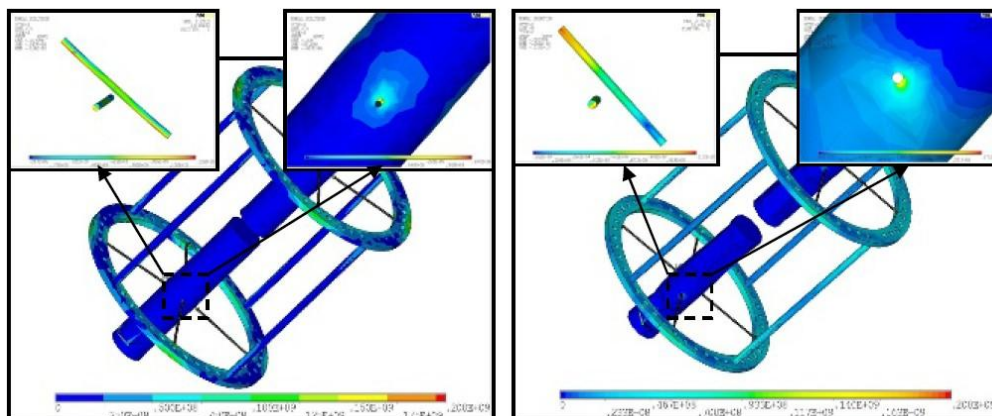
Εικόνα 2.10: Εντατήρας, δακτύλιος και σύρμα του πειράματος.

2.12 Εμβιομηχανική Ανάλυση της Συσκευής Πίζαρον

Στη συγκεκριμένη μελέτη κατασκευάστηκε μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων βασισμένο σε πειραματικά δεδομένα για διαφορετικές φορτίσεις. Ερευνήθηκαν οι παράμετροι που επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα της τεχνικής. Η απώλεια προέντασης λόγω ολίσθησης αντιμετωπίστηκε με την προσθήκη ειδικών μπουλονιών σε κάθε σύρμα. Το μοντέλο υποβλήθηκε σε αξονικές και στρεπτικές φορτίσεις. Στην αξονική φόρτιση υπήρξε συμφωνία των αποτελεσμάτων μεταξύ του πεπερασμένου μοντέλου και των πειραμάτων, ενώ στην στρέψη τα αποτελέσματα ήταν αρκετά κοντά. Η μέγιστη τάση στα σύρματα ξεπερνά το 1.2 GPa, αφού το πεδίο των τάσεων λόγω της προέντασης ενισχύεται με την παρουσία τάσεων λόγω της κάμψης που ασκείται. Οι τάσεις μεγιστοποιούνται στα σημεία επαφής των συρμάτων με το οστό. Η συσκευή θα μπορούσε να αναδιαμορφωθεί σε ελαφρύτερη και με μικρότερο κατασκευαστικό κόστος, αφού το πεδίο κατανομής τάσεων υπό φορτίσεις σε φυσιολογικές συνθήκες, εκτός των σημείων επαφής οστού σύρματος, είναι αρκετά αδύναμο. Υπεύθυνος για την ομαλή διαδικασία και επιτυχία της μεθόδου είναι ο χειρουργός, ο οποίος αντιμετωπίζει επιπλοκές και προβλήματα κατά την διάρκεια της κλινικής εφαρμογής τα οποία δεν μπορούν να είναι προβλέψιμα με πειραματικές ή αριθμητικές προσομοιώσεις. [12]



Εικόνα 2.11: Διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης πειραματικών δεδομένων και πεπερασμένου μοντέλου κατά την αξονική φόρτιση και στρέψη.



Εικόνα 2.12: Πεδίο τάσεων Von Mises.

2.13 Η Συσκευή Taylor σε Παραμορφωμένες Κνήμες

Η συσκευή Taylor μπορεί χωρίς την ανάγκη για πολύπλοκες επεμβάσεις, να χρησιμοποιηθεί για την διόρθωση της κλίσης και εκτόπισης στο στεφανιαίο, οβελιαίο και αξονικό επίπεδο. Έχουν παρατηρηθεί ελάχιστες επιπλοκές που συνδέονται με την μέθοδο αυτή. Στη συγκεκριμένη μελέτη ελέγχθησαν 102 ασθενείς που θεραπεύτηκαν με το πλαίσιο Taylor και που είχαν μεγάλες γωνιακές αποκλίσεις στο στεφανιαίο επίπεδο. Το 99% των περιπτώσεων θεραπεύτηκε και επήλθε το επιθυμητό αποτέλεσμα με ακριβής διόρθωση της παραμόρφωσης. Η μέση διάρκεια θεραπείας ήταν 130 ημέρες. Όμως, υπάρχουν αναφορές ότι με την μέθοδο Pizaron υπάρχει λιγότερη αίσθηση πόνου, ενώ είναι απλή, γρήγορη και πιο ασφαλής μέθοδος. Παρόλο που η μέθοδος Pizaron είναι πολύ αποτελεσματική σε μεγάλες οστεοτομές και στην αποφυγή οστεοαρθρίτιδας, η συσκευή Taylor παρέχει ακριβείς διορθώσεις ειδικά όταν υπάρχει ιστορικό μόλυνσης, απόκλισης μήκους οστών και ασθενείς μαλακοί ιστοί που περιβάλλουν το οστό. [13]

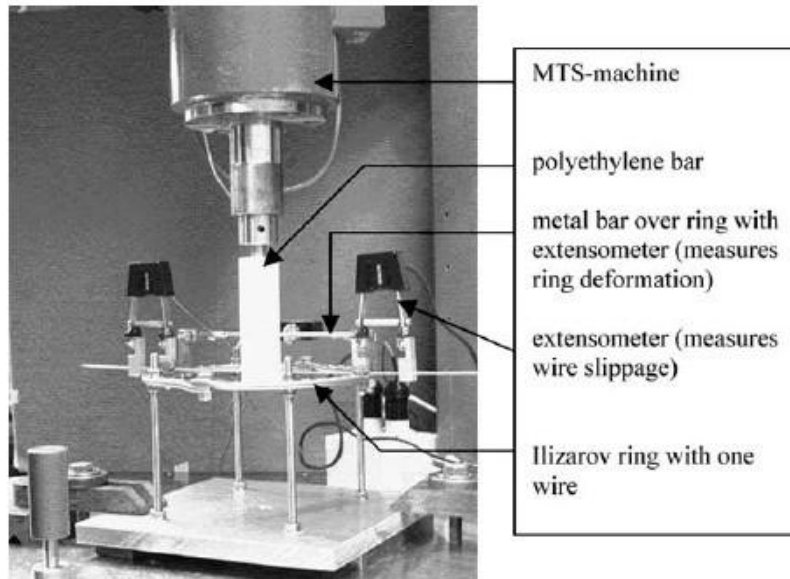


Εικόνα 2.13: Συσκευή Taylor, διορθώσεις κλίσεων και διαφορές μήκους οστών.

2.14 Απώλεια Προέντασης Συρμάτων μετά από Φόρτιση

Στην κλινική πράξη είναι δύσκολο να υπάρξει εφαρμοζόμενη ροπή σύσφιξης των συρμάτων-μπουλωνιών μεγαλύτερη των 10Nm, κυρίως λόγω του εντατήρα. Σε πειραματικές μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν, εάν σε κάθε σύρμα εφαρμοστεί φορτίο 200N, δηλαδή σε ασθενή 80Kg, η προένταση διατηρείται με τον χρόνο κατά 50% μόνο αν η αρχική ροπή είναι 20Nm. Εάν έχουμε 100N φόρτιση ενός σύρματος τότε η αρχική προένταση διατηρείται πάλι κατά 50% όταν η ροπή είναι 15Nm. Σε περιπτώσεις όπως 130kg και 90Kg προένταση με 15Nm και 10Nm ροπή αντίστοιχα, η ολίσθηση του σύρματος παρατηρήθηκε πριν καν γίνει η φόρτιση. Έτσι, ροπή 10Nm που χρησιμοποιείται στην κλινική πράξη είναι αρκετά μικρή για να διατηρήσει την ένταση του σύρματος σε έναν μέσο ασθενή ακόμα και όταν δεν μεταφερθεί πλήρως το βάρος του στην συσκευή. Είναι άγνωστο κατά πόσο η διατήρηση της προέντασης κατά την δυναμική φόρτιση θα προκαλούσε γρηγορότερη επούλωση του κατάγματος. Στα πειράματα χρησιμοποιήθηκε μπάρα από πολυαιθυλένιο που πλησιάζει αρκετά τα χαρακτηριστικά του περιόστεου. Από τους πρώτους κύκλους

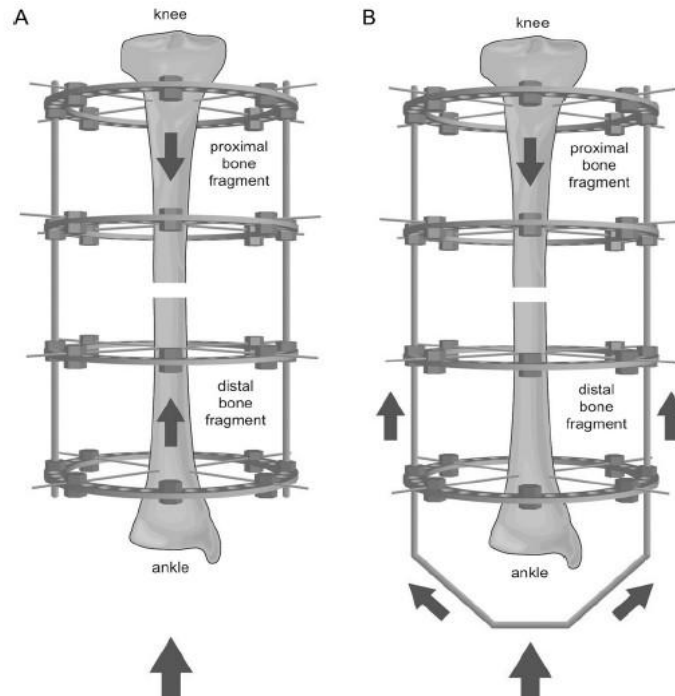
φόρτισης παρουσιάστηκε γρήγορη μείωση της έντασης των συρμάτων που κατέληγε μετά από αρκετές φορτίσεις σε μία σταθερή κατάσταση. Δεν παρουσιάστηκε πλαστική παραμόρφωση των συρμάτων πιθανώς λόγω της χαμηλής ροπής σύσφιξης. [14]



Εικόνα 2.14: Πείραμα για την μέτρηση της προφόρτισης των συρμάτων.

2.15 Μηχανική Τάση κατά την Άμεση και Έμμεση Φόρτιση

Είναι γνωστό ότι τα σύρματα χάνουν την προένταση ακόμα και κάτω από ιδανικές συνθήκες. Η ικανότητα της συσκευής να φέρει μεγάλα φορτία δεν εξαρτάται μόνο από την προένταση, την διάμετρο και το υλικό των συρμάτων αλλά και τον τρόπο που έχουν σταθεροποιηθεί στη συσκευή. Στην παρούσα μελέτη εξετάζεται η επίδραση άμεσης και έμμεσης επιβολής φορτίου στο οστό.



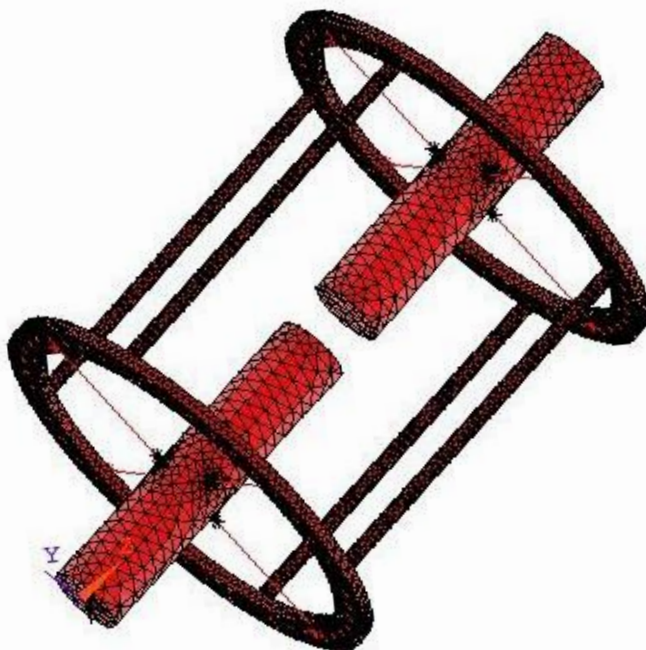
Εικόνα 2.15: Άμεση και έμμεση αξονική φόρτιση κνήμης.

Στην άμεση φόρτιση μετακινήθηκαν ταυτόχρονα και τα δύο τμήματα του οστού το ένα στο άλλο προς την κατεύθυνση της οστεοτομής. Στην έμμεση φόρτιση το εγγύτατο στο γόνατο τμήμα οστού σπρώχθηκε προς το δεύτερο τμήμα, το οποίο δεν κουνήθηκε μέχρι να υπάρξει επαφή. Στην άμεση φόρτιση υπήρξε απότομη αύξηση της παραμόρφωσης όλων των συρμάτων. Επαφή των δύο τμημάτων των οστών συνέβη όταν υποβλήθηκε αξονική φόρτιση 150N και 200N στην άμεση και έμμεση φόρτιση αντίστοιχα. Στην έμμεση φόρτιση παρατηρήθηκε παραμόρφωση των συρμάτων μόνο του εγγύτατου τμήματος οστού μέχρι να γίνει η επαφή των δύο τμημάτων. Τα αποτελέσματα των πειραμάτων έδειξαν μεγάλη παραμόρφωση στα σύρματα όταν προστέθηκε βάρος στη συσκευή. Στο εγγύτατο τμήμα υπήρξε 400% μεγαλύτερη παραμόρφωση στα σύρματα του εγγύτατου επιπέδου και 250% στο άλλο τμήμα του οστού. Όσο δεν έχει σχηματισθεί καθόλου οστό στο χάσμα, όλη η αξονική φόρτιση μεταφέρεται μόνο από την συσκευή. [15]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο
ΠΑΡΑΜΕΤΡΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

3.1 Περιγραφή Μοντέλου

Για την μελέτη των παραμέτρων που επηρεάζουν την μέθοδο Pizaron χρησιμοποιήθηκε μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων από προηγούμενη διατριβή με την χρήση του προγραμματιστικού πακέτου ANSYS. [16] Στο αρχικό μοντέλο αφαιρέθηκαν οι δύο από τους τέσσερις δακτυλίους και μελετήθηκε η συμπεριφορά του υπό αξονική φόρτιση. Έτσι, το μοντέλο αναφοράς, για τις διάφορες περιπτώσεις που εξετάστηκαν, αποτελείται από δύο δακτυλίους διαμέτρου 150mm και πάχους 5mm, δύο κάθετα μεταξύ τους σύρματα 1.8mm σε κάθε δακτύλιο που διαπερνούν το οστό και τέσσερις ράβδους που συνδέουν τους δύο δακτυλίους ανά 90 μοίρες. Τα δύο τμήματα του οστού απέχουν 2cm. Σε κάθε σύρμα επιβάλλεται αρχική προένταση 1080N. Αξονική φόρτιση 500N επιβάλλεται στο άνω τμήμα του οστού.

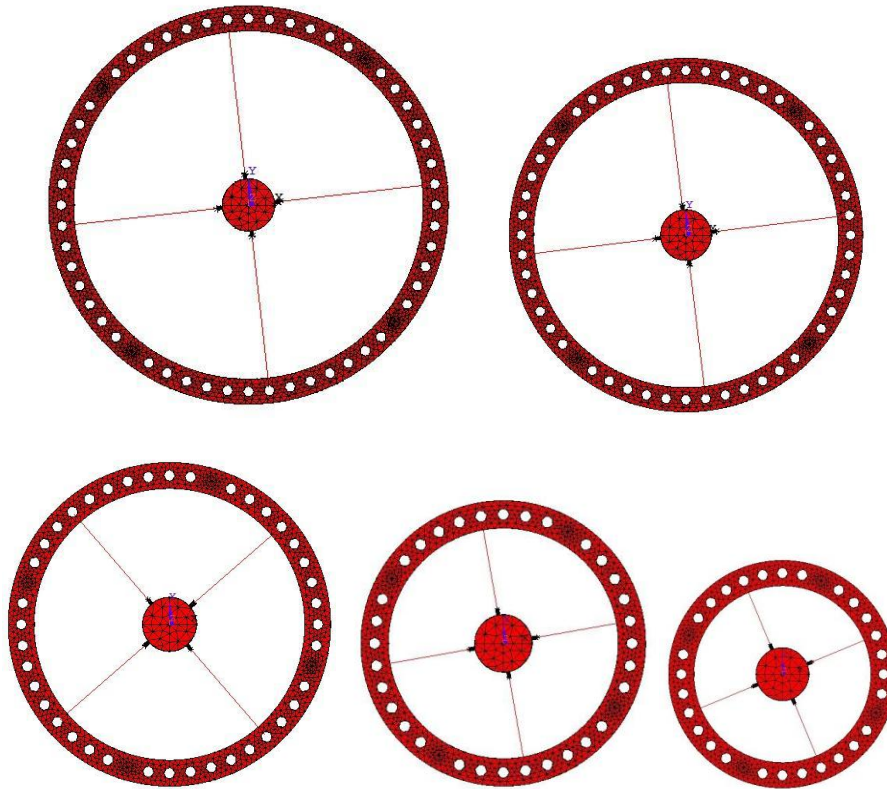


Εικόνα 3.1: Μοντέλο Αναφοράς πεπερασμένων στοιχείων για παραμετρική μελέτη.

Στην πρώτη περίπτωση εξετάστηκε η διάμετρος των δακτυλίων ή αλλιώς η μεταβολή του μήκους των συρμάτων, στην δεύτερη περίπτωση μελετήθηκε η διάμετρος των συρμάτων και στη τρίτη η απόσταση των δακτυλίων. Έγινε προσπάθεια μελέτης και του πάχους των δακτυλίων αλλά αποδεκτά αποτελέσματα παρουσιάστηκαν μόνο για τις τιμές 3mm και 5mm πάχους, ενώ για μεγαλύτερες τιμές δεν ολοκληρωνόταν η διαδικασία εξαγωγής αποτελεσμάτων.

3.2 Πρώτη Περίπτωση: Διάμετρος Δακτυλίων

Η παράμετρος της διαμέτρου των δακτυλίων φαίνεται ότι είναι η πιο σημαντική ως προς τις αξονικές φορτίσεις και επηρεάζει πολύ τις μηχανικές ιδιότητες της συσκευής. Για μεγαλύτερες τιμές της διαμέτρου η εκτόπιση του οστού αυξάνει αρκετά. Οι τιμές της διαμέτρου επιλέχθηκαν έτσι ώστε να υπάρχει ο κατάλληλος αριθμός οπών για να επιτυγχάνεται καθετότητα μεταξύ των συρμάτων.



Εικόνα 3.2: Δακτύλιοι που χρησιμοποιήθηκαν στην παραμετρική ανάλυση.

Δακτύλιος	Διάμετρος	Αριθμός Οπών	Πάχος
R100	10cm	32	5mm
R120	12cm	36	5mm
R150	15cm	44	5mm
R180	18cm	52	5mm
R200	20cm	56	5mm

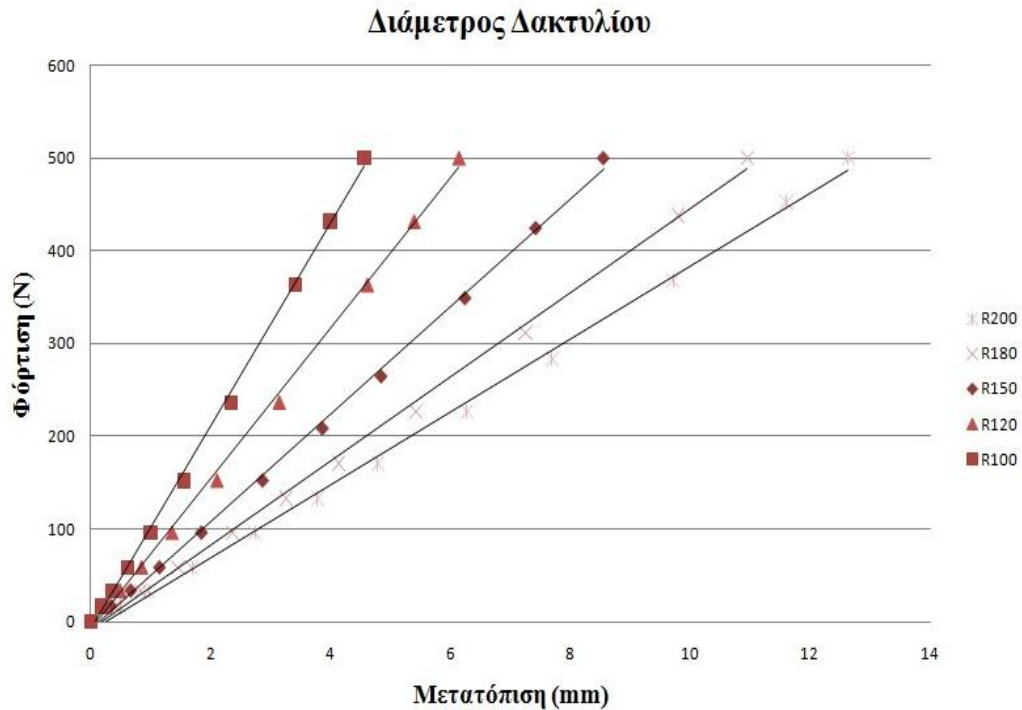
Πίνακας 3.1: Γεωμετρία δακτυλίων.

Φόρτιση	R100	R120	R150	R180	R200
16,65 N	0,18mm	0,24mm	0,33mm	0,42mm	0,49mm
33,35 N	0,36mm	0,48mm	0,66mm	0,84mm	0,97mm
58,35 N	0,62mm	0,84mm	1,14mm	1,46mm	1,69mm
95,85 N	1,00mm	1,35mm	1,84mm	2,36mm	2,74mm
500,00 N	4,56mm	6,14mm	8,55mm	10,95mm	12,63mm

Πίνακας 3.2: Μετατόπιση(mm) οστού για κοινές τιμές φόρτισης.

Όπως φαίνεται από τα αποτελέσματα στον παραπάνω πίνακα υπάρχει μεγάλη διαφορά στην εκτόπιση του οστού για τις διάφορες τιμές διαμέτρου των δακτυλίων. Αξιοσημείωτη είναι η διαφορά μεταξύ των δακτυλίων 200mm και 100mm όπου ενώ η διάμετρος υποδιπλασιάζεται, η μετατόπιση ελαττώνεται κατά 64%. Επίσης, παρατηρείται ότι στο παρόμοιο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων τεσσάρων δακτυλίων προηγούμενης διατριβής, για φόρτιση 500N σε δακτυλίους 150mm και 200mm η μετατόπιση είναι περίπου 5,45mm και 7,45 αντίστοιχα, δηλαδή 36% και 41% μικρότερη. [16]

Υπολογίστηκε και η στιβαρότητα-ακαμψία της διάταξης για κάθε διάμετρο, από την κλίση της γραφικής παράστασης φόρτισης-μετατόπισης σε κάθε περίπτωση. Όλες οι κλίσεις βρέθηκαν με την μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων, ενώ οι αποκλίσεις θεωρήθηκαν αμελητέες.

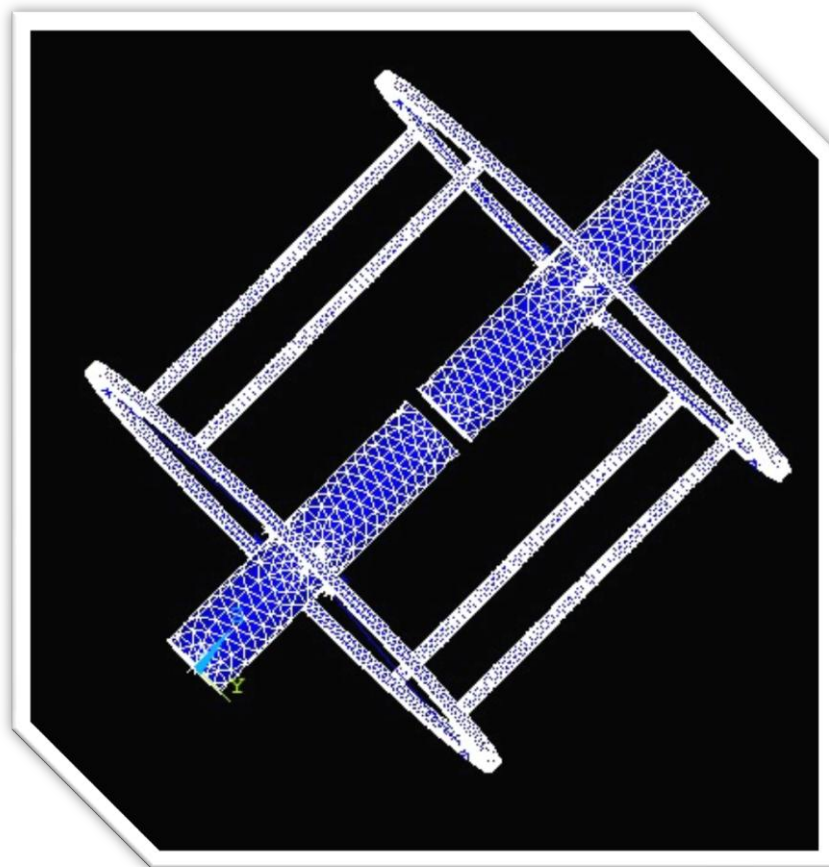


Γράφημα 3.1: Γραφική παράσταση δύναμης-μετατόπισης για τις διάφορες διαμέτρους.

Διάμετρος Δακτυλίου	Ακαμψία	Stiffness (%)
100mm	109,55 N/mm	100,00
120mm	81,26 N/mm	74,18
150mm	57,96 N/mm	52,91
180mm	45,30 N/mm	41,35
200mm	39,26 N/mm	35,84

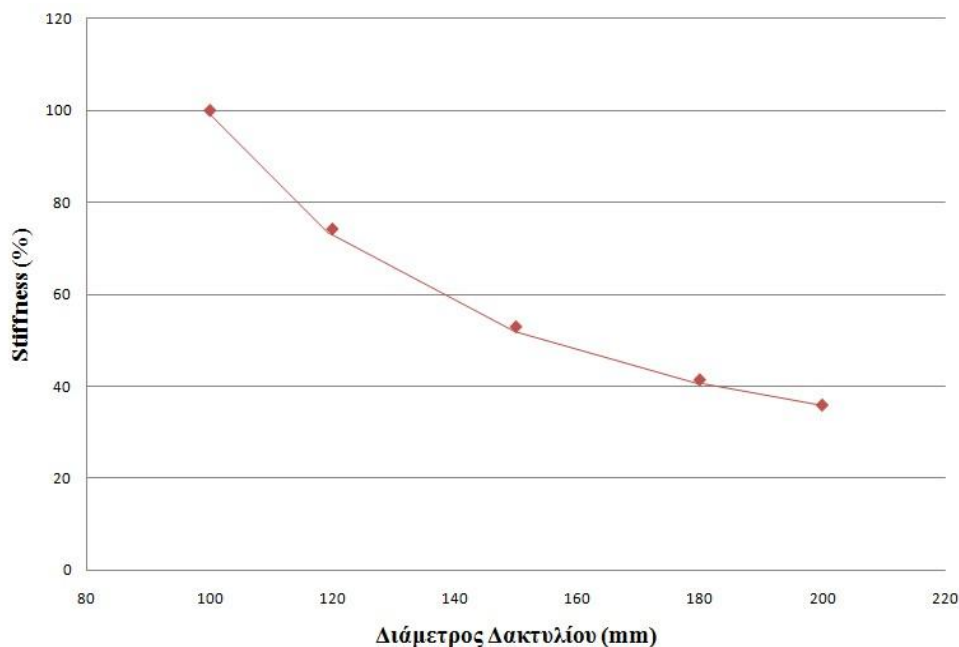
Πίνακας 3.3: Στιβαρότητα διάταξης για τις διάφορες τιμές δακτυλίων.

Τα αποτελέσματα ως προς την στιβαρότητα δείχνουν, όπως αναμενόταν, ότι για μικρότερης διαμέτρου δακτυλίους η ακαμψία αυξάνεται αρκετά. Είναι απολύτως λογικό η διάμετρος των δακτυλίων να επηρεάζει τόσο πολύ την στιβαρότητα της διάταξης αφού όσο μεγαλύτεροι δακτύλιοι τόσο αυξάνεται το μήκος των συρμάτων, το οποίο υφίσταται μεγαλύτερη κάμψη.



Εικόνα 3.3: Τελική μετατόπιση οστού σε δακτύλιους διαμέτρου 200mm.

Έτσι στη κλινική πράξη είναι προτιμότερο να χρησιμοποιούνται μικρότεροι δακτύλιοι ώστε να παρέχουν μεγαλύτερη σταθερότητα και να επιτρέψουν στον ασθενή να φέρει το βάρος του στην συσκευή. Οι μικρότεροι δακτύλιοι θα μπορούσαν επομένως να είναι πιο αποτελεσματικοί και εφαρμόσιμοι ιδιαίτερα σε μικρές ηλικίες ή στις περιπτώσεις στις οποίες οι ασθενείς δεν είναι υπέρβαροι.



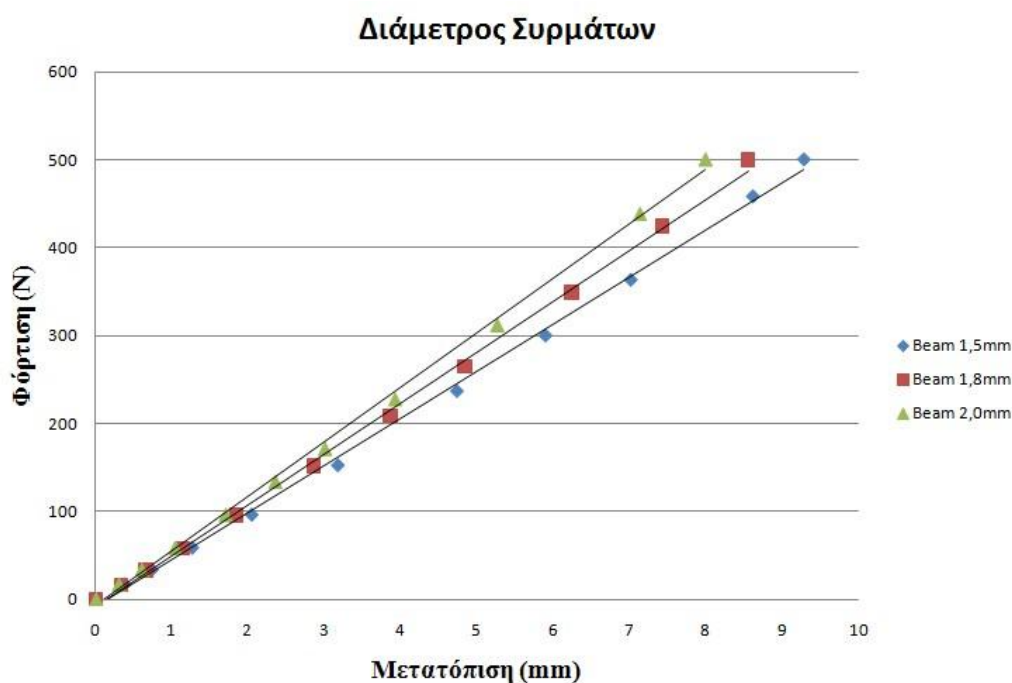
Γράφημα 3.2: Γραφική παράσταση της μεταβολής του ποσοστού ακαμψίας για τις διάφορες διαμέτρους δακτυλίων.

3.3 Δεύτερη Περίπτωση: Διάμετρος Συρμάτων

Η διάμετρος των συρμάτων είναι κι αυτή μια σημαντική παράμετρος που επηρεάζει την διάταξη σε αξονικές φορτίσεις, όμως όχι στον βαθμό που επηρεάζει η διάμετρος των δακτυλίων. Σε μοντέλο με δακτυλίους 150mm εξετάστηκαν οι περιπτώσεις για τιμές διαμέτρου σύρματος 1.5mm, 1.8mm και 2.0mm, οι οποίες χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη.

Φόρτιση	Σύρμα 2.0mm	Σύρμα 1.8mm	Σύρμα 1.5mm
16,65 N	0,30mm	0,33mm	0,37mm
33,35 N	0,60mm	0,66mm	0,73mm
58,35 N	1,04mm	1,14mm	1,26mm
95,85 N	1,70mm	1,84mm	2,04mm
500 N	7,99mm	8,55mm	9,28mm

Πίνακας 3.4: Μετατόπιση οστού (mm) για τις κοινές τιμές φόρτισης.



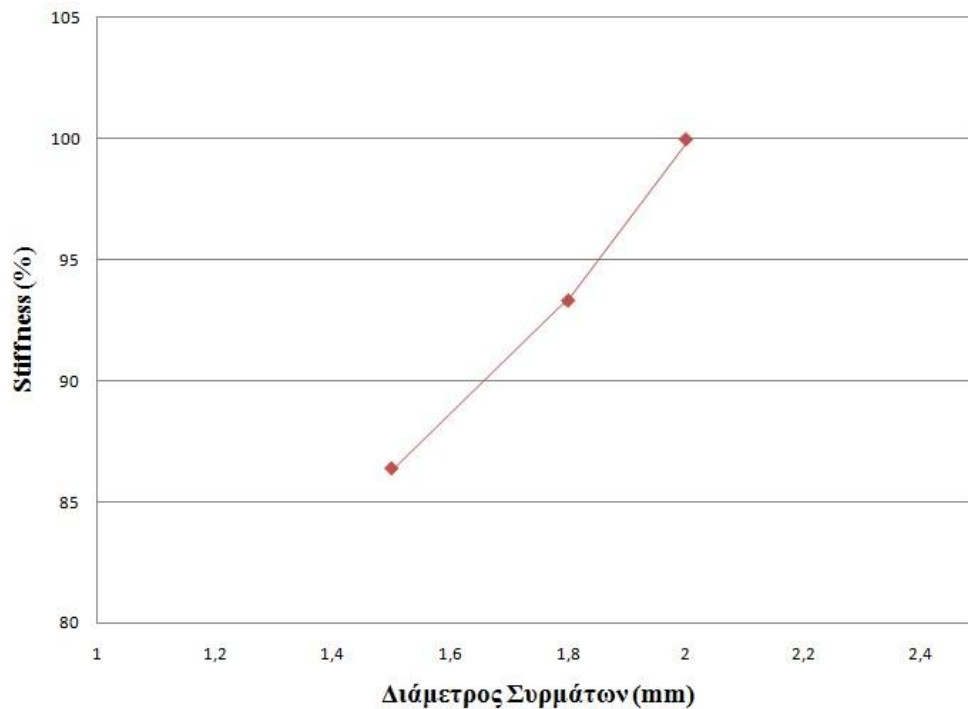
Γράφημα 3.3: Γραφική παράσταση δύναμης-μετατόπισης για τις διάφορες τιμές διαμέτρου συρμάτων.

Είναι προφανές ότι όσο μεγαλύτερη είναι η διάμετρος συρμάτων, τόσο πιο πολύ αυξάνεται η στιβαρότητα. Έτσι, για την αύξηση της διαμέτρου από 1.5mm σε 1.8mm και σε 2.0mm η τελική μετατόπιση του οστού μειώνεται κατά 8% και 14% αντίστοιχα.

Διάμετρος Συρμάτων	Ακαμψία	Stiffness (%)
2,0mm	62,1 N/mm	100
1,8mm	57,96 N/mm	93,33
1,5mm	53,64 N/mm	86,38

Πίνακας 3.5: Στιβαρότητα διάταξης για τις διάφορες τιμές της διαμέτρου των συρμάτων.

Παρατηρούμε ότι η στιβαρότητα αυξάνεται όσο μεγαλώνει η διάμετρος. Στην κλινική πράξη όμως είναι προτιμότερο να μην χρησιμοποιούνται σύρματα πολύ μεγάλης διαμέτρου λόγω της δυσκολίας που εμφανίζεται για να διαπεραστεί το οστό διατηρώντας την καθετότητα των συρμάτων, αλλά και της πιθανής ενόχλησης του ασθενή από πόνους.

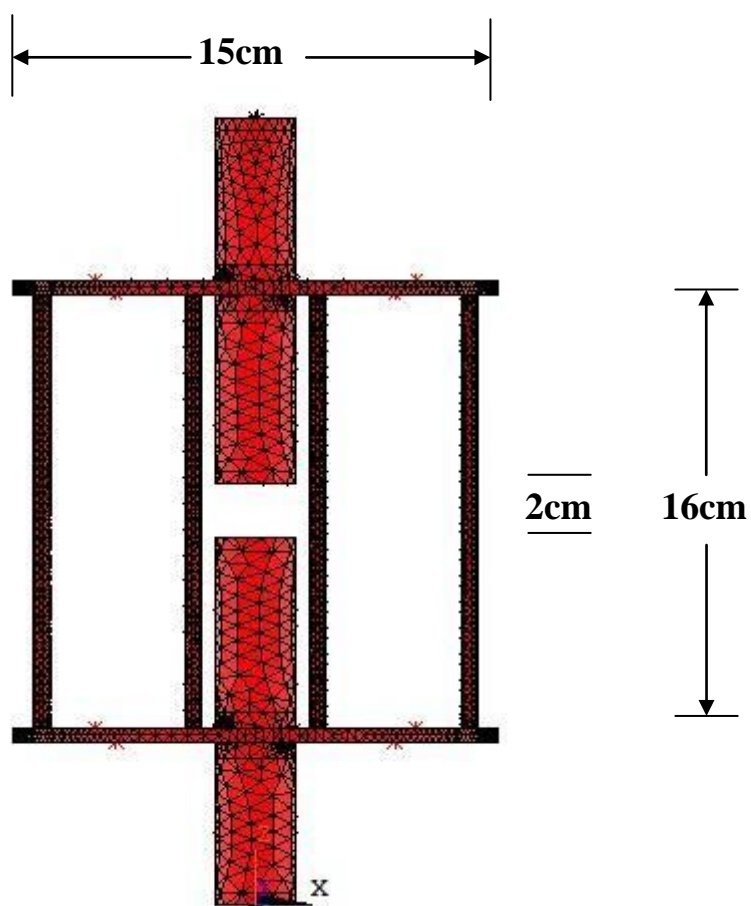


Γράφημα 3.4: Γραφική παράσταση της μεταβολής του ποσοστού ακαμψίας για τις διάφορες διαμέτρους συρμάτων.

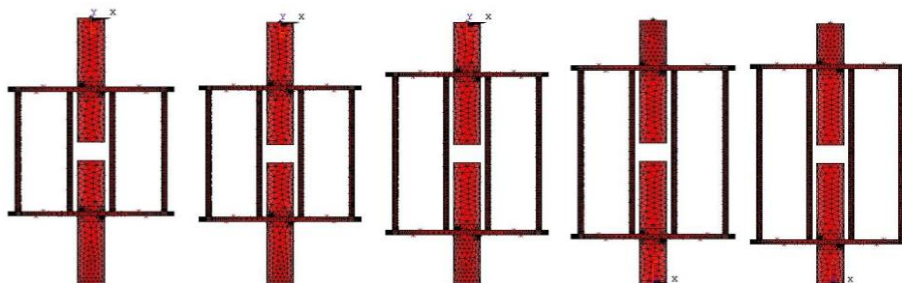
Σε σύγκριση με προηγούμενη διατριβή τεσσάρων δακτυλίων, ενώ μειώθηκε η στιβαρότητα κατά την αξονική φόρτιση στο διάστημα 1.8 mm με 1.5mm κατά 10% στην παρούσα μελέτη για το ίδιο διάστημα μειώθηκε κατά 8%. Επίσης, παρατηρείται η διαφορά στις τελικές μετατοπίσεις όπου στην παρούσα μελέτη για διάμετρο 1.8mm φτάνει τα 8.55mm ενώ στο μοντέλο τεσσάρων δακτυλίων είναι μόλις 5.45mm, δηλαδή μειώνεται κατά 36%.

3.4 Τρίτη Περίπτωση: Απόσταση Δακτυλίων

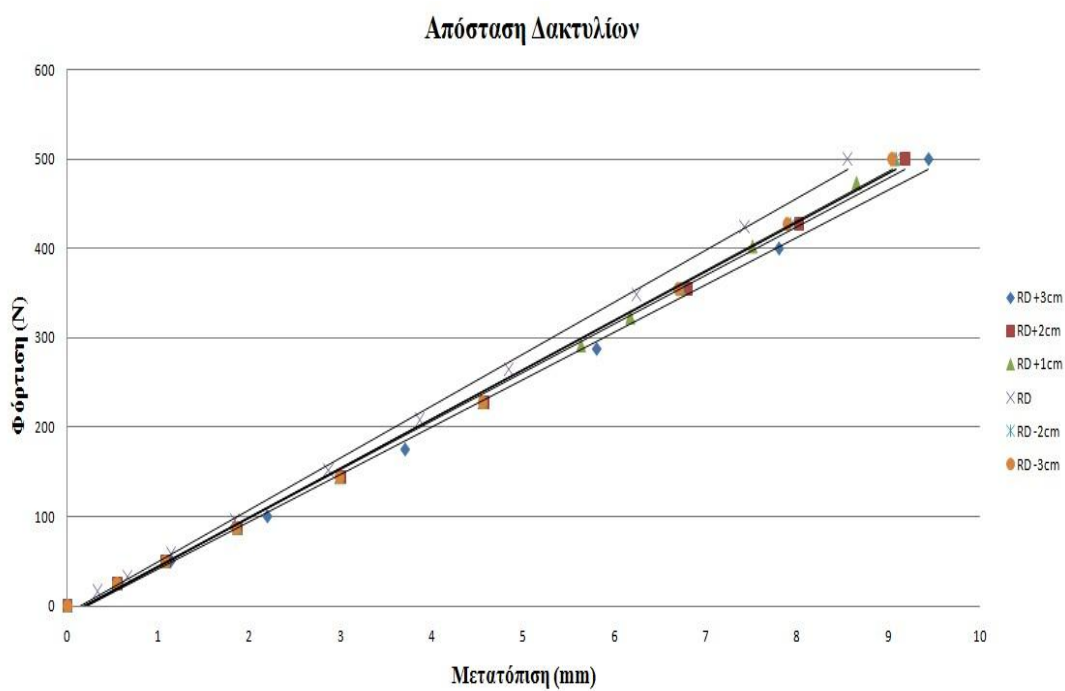
Στην τρίτη περίπτωση μεταβλήθηκε η απόσταση των δακτυλίων, ή αλλιώς το μήκος για τις ράβδους. Στο μοντέλο αναφοράς η εσωτερική απόσταση των δακτυλίων είναι αρχικά 16cm. Έτσι, μελετήθηκε η παράμετρος για τις αποστάσεις 13cm, 14cm, 17cm, 18cm 19cm.



Εικόνα 3.4: Μοντέλο αναφοράς με τις αρχικές αποστάσεις δακτυλίων.



Εικόνα 3.5: Αποστάσεις δακτυλίων από αριστερά προς δεξιά -3cm, -2cm, +1cm, +2cm, +3cm.



Γράφημα 3.5: Γραφική παράσταση δύναμης-μετατόπισης για τις διάφορες τιμές απόστασης δακτυλίων.

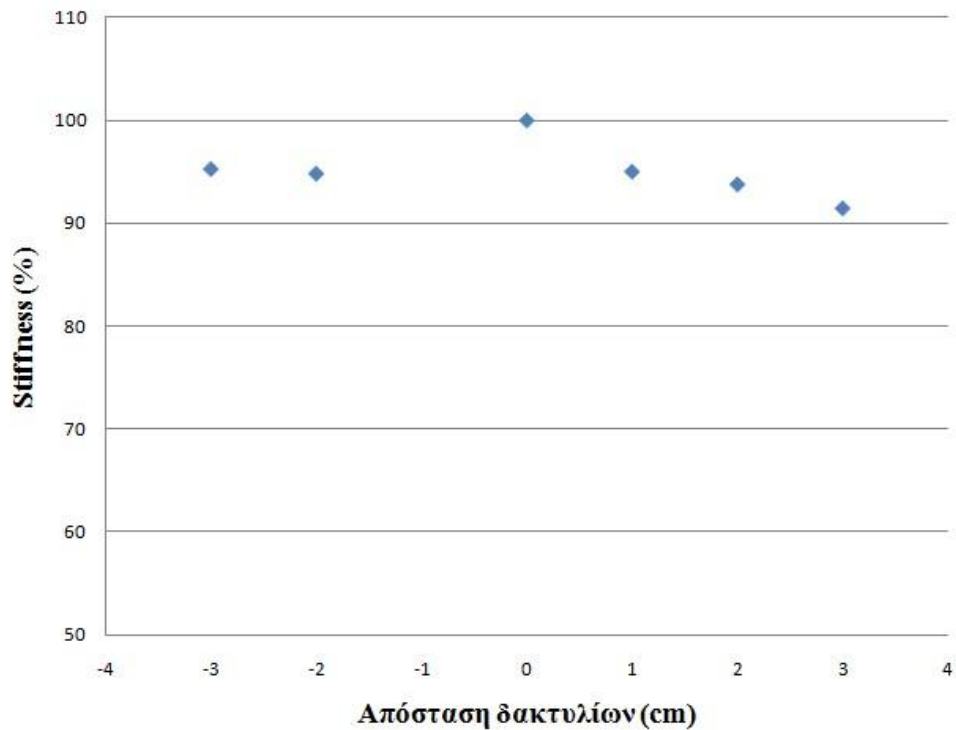
Φόρτιση	+2cm	+1cm	-2cm	-3cm
25 N	0,55mm	0,54mm	0,54mm	0,54mm
50 N	1,08mm	1,07mm	1,07mm	1,07mm
87,5 N	1,87mm	1,86mm	1,86mm	1,85mm
143,75 N	3,00mm	2,98mm	2,98mm	2,98mm
500 N	9,18mm	9,07mm	9,08mm	9,04mm

Πίνακας 3.6: Μετατόπιση οστού για κοινές τιμές φόρτισης στις διάφορες αποστάσεις δακτυλίων.

Παρατηρήθηκε ότι δεν υπήρχε ουσιαστική μεταβολή της μετατόπισης του οστού υπό αξονική φόρτιση. Μειώνοντας κατά 3cm την απόσταση των δακτυλίων η μετατόπιση του οστού αυξήθηκε από 8,55mm σε 9,04mm, δηλαδή κατά 6%. Ενώ, αυξάνοντας την απόσταση των δακτυλίων κατά 3cm η μετατόπιση του οστού αυξήθηκε πάλι σε 9,44mm, δηλαδή κατά 11%.

Απόσταση Δακτυλίων	+3cm	+2cm	+1cm	0cm	-2cm	-3cm
Ακαμψία N/mm	52,99	54,35	55,07	57,96	54,95	55,21
Stiffness (%)	91,43	93,77	95,01	100	94,81	95,26

Πίνακας 3.7: Στιβαρότητα διάταξης για τις διάφορες τιμές απόστασης δακτυλίων.



Γράφημα 3.6: Γραφική παράσταση της μεταβολής του ποσοστού ακαμψίας για τις διάφορες αποστάσεις δακτυλίων.

Επαληθεύεται, λοιπόν, και από την βιβλιογραφία το γεγονός ότι όσο πιο πολύ αυξάνει η απόσταση των δακτυλίων από το κάταγμα τόσο πιο ασταθής γίνεται η διάταξη. Το ίδιο συμβαίνει και στην περίπτωση που κι οι δύο δακτύλιοι βρίσκονται πολύ κοντά μεταξύ τους. Επομένως, η ιδανική στιβαρότητα επιτυγχάνεται σε ενδιάμεση κατάσταση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο
ΤΕΛΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

4.1 Γενικά

Η μέθοδος Pizaron είναι μια ιδιαίτερα αποτελεσματική μέθοδος για την αντιμετώπιση διαφόρων ορθοπεδικών περιπτώσεων με την αποφυγή πολύ σοβαρών επιπλοκών. Ενδείκνυται για επιμήκυνση οστών και αντιμετώπιση ψευδαρθρώσεων, καθώς με την ελάχιστη διαπερατότητα της συσκευής και τις λίγες επεμβάσεις είναι η πιο ασφαλής μέθοδος για την αποφυγή λοιμώξεων. Ο ασθενής φέρει κανονικά το βάρος του στη συσκευή και συνεχίζει την καθημερινότητά του χωρίς μακροχρόνια παραμονή στο νοσοκομείο.

Καθυστέρησε η αναγνώριση από τον δυτικό κόσμο, ενώ δεν σώζονται άρθρα του ίδιου του Pizaron πριν από το 1988, παρά μόνο στη Ρωσική γλώσσα. Βιβλιογραφικά παρατηρήθηκαν αρκετές μελέτες από Ευρώπη και Αμερική. Οι πιο πρόσφατες αναφέρονται κυρίως σε πειραματικές μελέτες της συσκευής εξωτερικής οστεοσύνθεσης, χρησιμοποιώντας διαφορετικά υλικά, κοχλίες και γεωμετρικά χαρακτηριστικά των μελών της διάταξης. Επίσης, στη σύγχρονη βιβλιογραφική ανασκόπηση αυξάνεται η χρήση της υπολογιστικής μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων ώστε να βοηθήσει στην βελτιστοποίηση της διάταξης.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία έγινε μελέτη τριών παραμέτρων της διάταξης, δηλαδή της διαμέτρου των δακτυλίων, της διαμέτρου των συρμάτων και της απόστασης των δακτυλίων. Από αυτές τις παραμέτρους η διάμετρος των δακτυλίων επηρεάζει περισσότερο την μετατόπιση του οστού υπό αξονικές φορτίσεις, ενώ η απόσταση των δακτυλίων επηρεάζει σημαντικά λιγότερο. Από τα αποτελέσματα φαίνεται ότι η μικρότερη στιβαρότητα της συσκευής εμφανίζεται για διάμετρο δακτυλίων 20cm, όπως επίσης για διάμετρο συρμάτων 1,5mm. Στην απόσταση των δακτυλίων παρατηρείται ότι είτε η απόσταση μεγαλώνει είτε ελαττώνεται κατά 3cm, η στιβαρότητα μειώνεται.

Αντίθετα, υπάρχει σημαντική αύξηση της στιβαρότητας της συσκευής με δακτυλίους 10cm. Οι δακτύλιοι αυτοί εξαιτίας του μεγέθους τους χρησιμοποιούνται συνήθως σε μικρές ηλικίες στην κνήμη ή αλλιώς στα άνω άκρα. Ακόμα, η στιβαρότητα αυξάνεται αρκετά όταν χρησιμοποιούνται σύρματα διαμέτρου 2,0mm. Όμως στην κλινική εφαρμογή είναι δύσκολο να χρησιμοποιούνται σύρματα μεγάλης διαμέτρου αφού είναι δύσκολο να διαπεραστεί το οστό για ανατομικούς λόγους ή κινδύνους τραυματισμών των μαλακών ιστών.

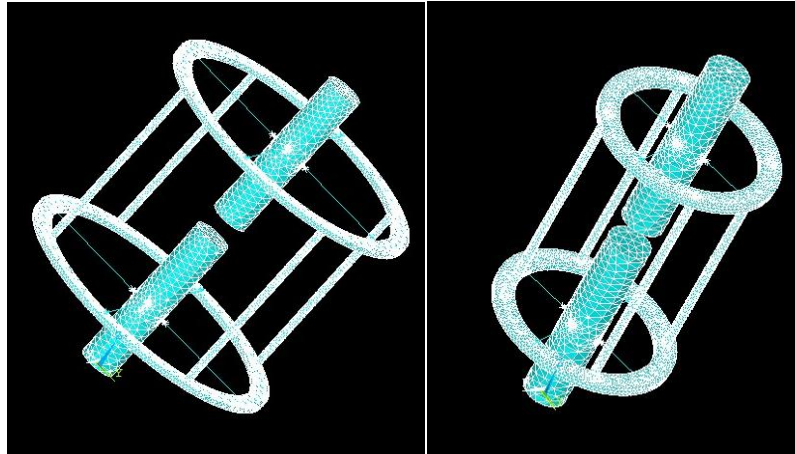
4.2 Συμπεράσματα και Συγκρίσεις

Στην πρώτη μελέτη παραμέτρου για δακτυλίους διαμέτρου 200mm και 100mm παρατηρείται μεγάλη απόκλιση της εκτόπισης του οστού, όπου ενώ η διάμετρος υποδιπλασιάζεται, η μετατόπιση ελαττώνεται κατά 64%. Ακόμα, συγκρίνοντας με παρόμοιο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων τεσσάρων δακτυλίων προηγούμενης διατριβής παρατηρείται ότι για φόρτιση 500N σε δακτυλίους 150mm και 200mm η μετατόπιση είναι περίπου 5,45mm και 7,45 αντίστοιχα, δηλαδή 36% και 41% μικρότερη. Είναι προφανές, λοιπόν, ότι στην κλινική πράξη πρέπει να χρησιμοποιείται συσκευή τεσσάρων δακτυλίων γιατί είναι σημαντική η διαφορά ως προς την στιβαρότητα της συσκευής.

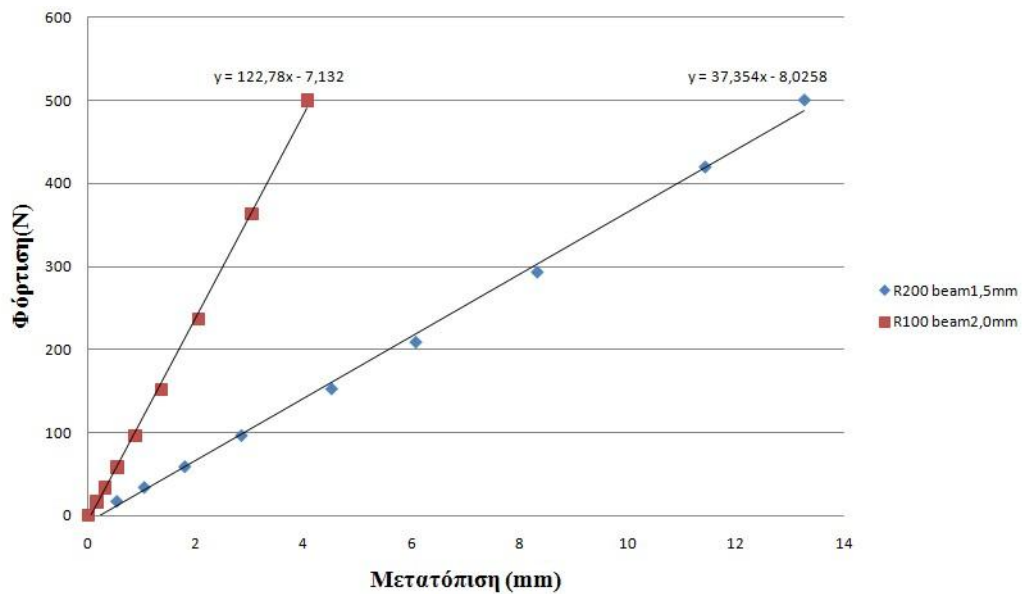
Στην δεύτερη παράμετρο που μελετήθηκε, με την αύξηση της διαμέτρου των συρμάτων από 1.5mm σε 1.8mm και σε 2.0mm η τελική μετατόπιση του οστού ελαττώθηκε κατά 8% και 14% αντίστοιχα. Σε σύγκριση με την προηγούμενη διατριβή των τεσσάρων δακτυλίων, ενώ μειώθηκε η ακαμψία υπό αξονική φόρτιση στο διάστημα 1.8 mm με 1.5mm κατά 10% στην παρούσα μελέτη για το ίδιο διάστημα μειώθηκε μόλις κατά 8%. Επίσης, παρατηρείται η μείωση κατά 36% στις τελικές μετατοπίσεις όπου στην παρούσα μελέτη για διάμετρο 1.8mm φτάνει την τελική θέση των 8,55mm, ενώ στο μοντέλο τεσσάρων δακτυλίων υποχωρεί μόλις 5,45mm.

Στην τρίτη περίπτωση παρατηρήθηκε ότι δεν υπήρχε ουσιαστική μεταβολή της μετατόπισης του οστού υπό αξονική φόρτιση. Μειώνοντας κατά 3cm την απόσταση των δακτυλίων η μετατόπιση του οστού αυξήθηκε από 8,55mm σε 9,04mm, δηλαδή κατά 6%. Ενώ, αυξάνοντας την απόσταση των δακτυλίων κατά 3cm η μετατόπιση του οστού αυξήθηκε πάλι σε 9,44mm, δηλαδή κατά 11%. Επομένως, επαληθεύτηκε το γεγονός από την βιβλιογραφία ότι μεγάλες και πολύ κοντινές αποστάσεις των δακτυλίων προκαλούν αστάθεια στην συσκευή και μειώνουν την στιβαρότητά της.

Αν συνδυαστεί η περίπτωση του μεγαλύτερου δακτυλίου 200mm με τις μικρότερες διαμέτρου βελόνες 1,5mm και συγκριθεί με τη διάταξη διαμέτρου 100mm με διάμετρο συρμάτων 2,0mm, τότε παρατηρείται ότι η μέγιστη δυνατή μετατόπιση της διάταξης υπό αξονική φόρτιση 500N είναι 13,26mm και 4,06mm αντίστοιχα. Δηλαδή στην περίπτωση των μεγάλων δακτυλίων μετατοπίζεται σχεδόν ένα εκατοστό παραπάνω.



Εικόνα 4.1: Συσκευές διαμέτρου δακτυλίων 200mm και 100mm.

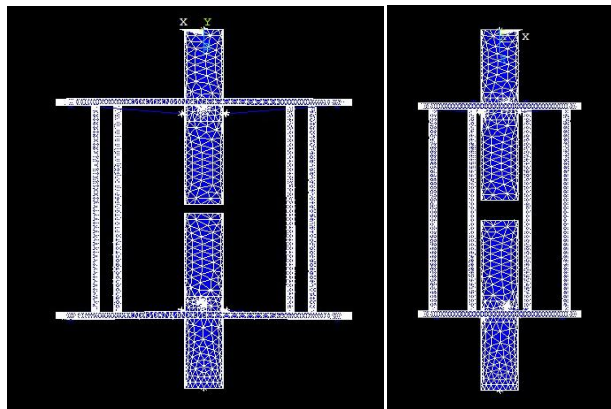


Γράφημα 4.1: Διάγραμμα Φόρτισης-Μετατόπισης για δύο ακραίες περιπτώσεις.

Βλέπουμε από το παραπάνω διάγραμμα ότι η στιβαρότητα για την περίπτωση των 100mm δακτυλίων με 2,0mm διάμετρο συρμάτων είναι 122,78 N/mm, όπως φαίνεται από την κλίση της ευθείας. Για τον συνδυασμό των δακτυλίων 200mm με διάμετρο συρμάτων 1,5mm η ακαμψία είναι μόλις 37,35 N/mm, δηλαδή η στιβαρότητα ελαττώνεται κατά 70% σε σχέση με τον πρώτο συνδυασμό. Έτσι, η στιβαρότητα της πρώτης περίπτωσης είναι σχεδόν τριπλάσια της δεύτερης.

Φόρτιση	R100- Beam 2,0mm	R200- Beam 1,5mm
16,65 N	0,16mm	0,52mm
33,35 N	0,31mm	1,03mm
58,35 N	0,54mm	1,78mm
95,85 N	0,87mm	2,83mm
152,1 N	1,36mm	4,50mm
500 N	4,06mm	13,26mm

Πίνακας 4.1: Μετατοπίσεις για τους δύο συνδυασμούς για κοινές τιμές φόρτισης.



Εικόνα 4.2: Τελικές μετατοπίσεις διάταξης υπό αξονική φόρτιση.

4.3 Προτάσεις για Μελλοντική Έρευνα

Στις σημερινές μελέτες είναι απαραίτητο να υπάρχει συνδυασμός πειραματικής και υπολογιστικής έρευνας για την σωστή εύρεση αποτελεσμάτων. Η διάταξη Pizaron συνεχίζει στις μέρες μας να μελετάται και να εξελίσσεται ως προς όφελος του ασθενή. Έγινε προσπάθεια να μελετηθεί και η παράμετρος του πάχους των δακτυλίων αλλά δεν επιτεύχθηκε λόγω του κώδικα των πεπερασμένων στοιχείων. Όπως φαίνεται το πάχος των δακτυλίων αποτελεί ενδιαφέρουσα παράμετρο που ίσως και να αποτρέπει την απώλεια προφόρτισης των συρμάτων, όπως και τυχόν παραμορφώσεις της συσκευής. Ακόμα, θα μπορούσαν να προστεθούν κι άλλοι δακτύλιοι σε διάφορες θέσεις του οστού και αναμεταξύ τους. Άλλη παράμετρος που θα μπορούσε να αλλάξει είναι ο αριθμός των συρμάτων σε κάθε δακτύλιο όπως και οι γωνίες που θα σχηματίζουν. Πρόσφατα γίνονται μελέτες που βασίζονται σε σύνθετα υλικά για την δημιουργία ελαφρύτερης συσκευής αλλά εξίσου στιβαρής. Τέλος, στην βιβλιογραφία δεν υπάρχουν μελέτες σχετικές με τις ράβδους που συγκρατούν τους δακτυλίους, έτσι θα μπορούσαν να μελετηθούν τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά τους.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Κώδικας Πεπερασμένων Στοιχείων για το Μοντέλο Αναφοράς.

```
finish
/clear,,nostart
*afun,deg
pi=3.1415926536
/prep7
numarc=16
numdiv=2
radbeam=0.00178/2
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!! Ορισμοί
ET, 1, solid185
ET, 2, beam188
ET, 3, conta173
KEYOPT, 3,10,2
KEYOPT, 3, 9, 1
ET, 4, targe170
ET, 5, SHELL63
ET, 6, conta173,,2,,1
KEYOPT, 6, 12, 5
KEYOPT, 6,9,1
ET, 7, targe170
ET, 8, targe170
ET, 9, conta175
KEYOPT, 9,12,2
KEYOPT, 9,9,1
KEYOPT, 9,1,0
ET, 10, conta177
KEYOPT, 10,9 ,1
KEYOPT, 10,12,2
r,1,0.00001 !πάχος shell63
r,2 !real για τις μπάρες και τους δακτυλίους
r,3 !real για τα volume των συρμάτων
r,4 !real για το οστόύν
r,5 !real για τους δακτυλίους
r,6 !real για τα beam των συρμάτων
r,8 !real για το masternode 1
```

```

r,9          !real για το masternode 2
r,11
r,12
r,13
r,14
r,15
r,16
SECTYPE,1,beam,CSOLID,cylid1,
SECDATA,radbeam,numarc,numdiv,
EX1=900e6/0.00529
MP, ex,1,EX1                ! as in BKIN example
TB,MKIN,1,0                ! Activate a data table
TBTEMP,.,STRAIN            ! Next TBDATA values are
strains
TBDATA,1, 0.00529,0.00697,0.00953, 0.01427,0.022 ! Strains for all
temps
TBTEMP,0.0                 ! Temperature = 0.0
TBDATA,1,900e6,1100e6,1300e6,1500e6,1600e6 ! Stresses at
temperature = 0.0
MP,PRXY ,1,0.3
mp, mu,1,0.3
MP, ex,2,30e6/0.012        ! as in BKIN example
TB,MKIN,2,0                ! Activate a data table
TBTEMP,.,STRAIN            ! Next TBDATA values are
strains
TBDATA,1, 0.012,0.032,0.056, ! Strains for all temps
TBTEMP,0.0                 ! Temperature = 0.0
TBDATA,1,30e6,50e6,60e6    ! Stresses at temperature = 0.0
MP,PRXY ,2,0.35
mp, mu,2,0.32
MP, ex,3,200e9
MP,PRXY ,3,0.3
mp, mu,3,0.3
mp, mu,4,0.3
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!ορισμός διαστάσεων
rdsout=(0.15+2*0.0143)/2    !εξωτερική ακτίνα του δακτυλίου
rdsin=0.15/2                !εσωτερική ακτίνα του δακτυλίου
depth=0.005                 !πάχος δακτυλίου
rdshole=0.0062/2           !ακτίνα των οπών του δακτυλίου
numhole=44                  !αριθμός οπών ανα δακτύλιο

```

```

radbone=0.015                !ακτίνα του οστού
pret11=1080
pret12=1080
pret21=1080
pret22=1080
numring=2                    !αριθμός δακτυλίων
rdy=0.00/2
hbone=0.06+depth+0.07+0.02+0.07+0.06+depth
    !μήκος οστού
hring1=0.06-rdy              !ύψος του 1ου δακτυλίου
hring2=0.06+depth+0.07+0.02+0.07+rdy    !ύψος
του 2ου δακτυλίου

radring1=0                    !γωνία του 1ου δακτυλίου
radring2=0                    !γωνία του 2ου δακτυλίου
steprds=360/numhole
numbar1=4
numbar2=4
numbar3=4
radbar11=9                    !γωνίες για τις μπάρες
radbar12=20
radbar13=31
radbar14=42
r1w1rds1=5*steprds           !γωνίες τών συρμάτων
r1w1rds2=27*steprds
r1w1=1
r1w2rds1=16*steprds
r1w2rds2=38*steprds
r1w2=0
r2w1rds1=5*steprds
r2w1rds2=27*steprds
r2w1=1
r2w2rds1=16*steprds
r2w2rds2=38*steprds
r2w2=0
slideall=1550
slide111=slideall
slide112=slideall
slide121=slideall
slide122=slideall

```

```

slide211=slideall
slide212=slideall
slide221=slideall
slide222=slideall
d1=0.015                !δακτύλιος
d2=0.01                !δακτύλιος
cutbone1=0.06+0.005+0.07
cutbone2=0.06+0.005+0.07+0.02
meshsize=0.0055
meshsizebar=0.0032
meshsizebone=meshsize    !LESIZE για το οστόύν
meshsizing=0.0032       !LESIZE για τους δακτυλίους και τις
ράβδους
meshsizeconta=meshsizebone/8 !LESIZE για τις γραμμές στην επαφή
σύρμα-οστού
spacemesh=-3
tolwire=1.2
tolbone=3*radbeam
newrad=((rdsin+rdsout)/2)-rdshole
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!έυρεση του κέντρου του οστού
*do,i,1,numring,1
  *do,j,1,2,1
aa%i% %j%=(sin(abs(r%i% w%j%rds1))-
sin(abs(r%i% w%j%rds2)))/(cos(abs(r%i% w%j%rds1))-
cos(abs(r%i% w%j%rds2)))
!bb%i% %j%=rdsin*(sin(abs(r%i% w%j%rds2)-
r%i% w%j%rds1)))/(cos(abs(r%i% w%j%rds1))-
cos(abs(r%i% w%j%rds2)))
bb%i% %j%=newrad*(sin(abs(r%i% w%j%rds1))-
(aa%i% %j%*cos(abs(r%i% w%j%rds1))))
  *enddo
*enddo
xc=(bb12-bb11)/(aa11-aa12)
yc=bb11+aa11*xc
xc2=(bb22-bb21)/(aa21-aa22)
yc2=bb21+aa21*xc2
*do,i,1,numring,1
  *do,j,1,2,1
dd%i% %j%=sqrt(abs((newrad*cos(abs(r%i% w%j%rds1))-
xc))*abs((newrad*cos(abs(r%i% w%j%rds1))-

```

```

xc))+abs((newrad*sin(abs(r%i%w%j%rds1))-
yc))*abs((newrad*sin(abs(r%i%w%j%rds1))-yc))
aabb%i%j%=sqrt(abs(newrad*(cos(abs(r%i%w%j%rds1))-
cos(abs(r%i%w%j%rds2))))*abs(newrad*(cos(abs(r%i%w%j%rds1))-
cos(abs(r%i%w%j%rds2)))))+abs(newrad*(sin(abs(r%i%w%j%rds1))-
sin(abs(r%i%w%j%rds2))))*abs(newrad*(sin(abs(r%i%w%j%rds1))-
sin(abs(r%i%w%j%rds2))))))
    *enddo
*enddo
LOCAL, 100,1,0,0,0,0,0
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!Δημιουργία του δακτυλίου στο 0,0,0
!!!!!!!!Πρώτο μισό
CSYS, 0
wpcsys,0
CYL4, 0, 0, rdsin, 0, rdsout, 360, depth
CSYS,100
wpcsys,100
CYL4, (rdsin+rdsout)/2, 0, 0, 0, rdshole, 360, DEPTH
VGEN, numhole, 2, , , 0, 360/numhole, 0, , , 0
VSBV, 1, all, SEPO, DELETE, DELETE
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!Δημιουργία όλων των δακτυλίων
*do,i,1,numring
NUMSTR,area, i*1000
NUMSTR,kp, i*1000
NUMSTR,line, i*1000
NUMSTR,volu, i*1000
VGEN, 2, numhole+2, , , 0, 0, hring%i%
*enddo
VDELE, numhole+2,,1
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!Δημιουργία των ράβδων
numarcbar=6
*do,i,1,numring-1,1
    NUMSTR,volu, %i%00
    *do,k,1,numarcbar,1
        CYL4, (rdsin+rdsout)/2, 0,0, (k-1)*360/numarcbar, rdshole,
k*360/numarcbar, hring%i+1%-hring%i%+depth
    *enddo
    *do,j,1,numbar%i%,1
        *do,k,1,numarcbar,1
            CSYS, 100

```

```

wpcsys,100
VGEN, 2, %i%00+k-1, , , 0, radbar%i% %j%*steprds,
hring%i%,, , 0
    *enddo
    *enddo
    vdele,%i%00,%i%00+numarcbar-1,1,1
    CSYS, 0
    wpcsys,0
    vsel,s,volu,,%i%00,%i%99
    vglue,ALL
    allsel
*enddo
*do,i,1,1,1
*IF, numring, eq, 2, exit
vsel,s,volu,,100,999
VOVLAP,ALL
allsel
*enddo
vglue,all
!!!!!!!!!!!!mesh των ράβδων και των δακτυλίων
esize,meshsizing
vatt,1,2,1
mshape,1,3d
vmesh,all
allsel
NUMMRG,node
NUMMRG,elem
NUMMRG,KP
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!δημιουργία του οστού
NUMSTR,area, 5001
NUMSTR,kp, 5001
NUMSTR,line,5001
NUMSTR,volu, 5001
CYL4, xc, yc, 0, 0, radbone, 360, hbone
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!κόψιμο του οστού στη μέση
LOCAL, 1001, 0, 0, 0, cutbone1,
CSYS, 1001
WPCSYS, , 1001
NUMSTR,area, 5001
NUMSTR,kp, 5001

```

```
NUMSTR,line, 5001
NUMSTR,volu, 5001
vsel,s,volu,,5000,5300
VSBW, all,sepo , delete
allsel
csys,0
WPCSYS, , 0
LOCAL, 1002, 0, 0, 0, cutbone2,
CSYS, 1002
WPCSYS, , 1002
NUMSTR,area, 5001
NUMSTR,kp, 5001
NUMSTR,line, 5001
NUMSTR,volu, 5001
vsel,s,volu,,5000,5300
VSBW, all,sepo , delete
allsel
csys,0
WPCSYS, , 0
CSYS, 100
vsel,s,loc,x,0,rdsin
vsel,r,loc,z,cutbone1,cutbone2
vdele,all,,1
csys,0
allsel
local,601,0,xc,yc,0,0,90
local,602,0,xc,yc,0,0,90
csys,0
wpcsys,0
asel,s,loc,z,hbone
csys,601
wpcsys,601
asbw,all,,delete
allsel
csys,0
wpcsys,0
asel,s,loc,z,hbone
csys,602
wpcsys,602
asbw,all,,delete
```

```

allsel
csys,0
wpcsys,0
movex1=0
movey1=0
VGEN, 2, 5001, , , movex1, movey1, 0, , , 1
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!κατασκευή των συρμάτων
!!!!!!!!!!!!!!!!κατασκευή των volume των συρμάτων
*do,i,1,numring,1
  *do,j,1,2,1
    CSYS, 100
    k, %i%%j%001, newrad,
r%i%w%j%rds1,hring%i+r%i%w%j%*depth
    k, %i%%j%002, newrad, r%i%w%j%rds2,
hring%i+r%i%w%j%*depth
    k, %i%%j%003, newrad, r%i%w%j%rds1, 1
    CSKP,%i%%j%0,0,%i%%j%001,%i%%j%002,%i%%j%003
    CSYS,%i%%j%0
    WPCSYS,,%i%%j%0
    CLOCAL,%i%%j%1,0,,,,,90
    CSYS,%i%%j%1
    WPCSYS,,%i%%j%1
    CLOCAL,%i%%j%2,1,,,,,
    CSYS,%i%%j%1
    WPCSYS,,%i%%j%1
    *do,k,1,numarc,1
      NUMSTR,area, %i%%j%01
      NUMSTR,kp , %i%%j%01
      NUMSTR,line, %i%%j%01
      NUMSTR,volu, %i%%j%01
      CYL4, 0, 0, 0, (k-1)*360/numarc,radbeam/2,
k*360/numarc,2*tolwire*radbone
      CYL4, 0, 0, radbeam/2, (k-
1)*360/numarc,radbeam, k*360/numarc,2*tolwire*radbone
    *enddo
    VGEN,2,%i%%j%01,%i%%j%01+2*numarc,1,0,0,dd%i%%j%-
tolwire*radbone,,1
    vsel,s,volu,,%i%%j%01,%i%%j%01+2*numarc
    vglue,all
    allsel

```

```

        csys,0
        WPCSYS,,0
    *enddo
*enddo
!!!!!!!!!!!!!!Κατασκευή των beams των συρμάτων
*do,i,1,numring,1
    *do,j,1,2,1
        CSYS,%i%%j%1
        WPCSYS,,%i%%j%1
        k,%i%%j%2,0,0,dd%i%%j%-tolwire*radbone
        k,%i%%j%3,0,0,dd%i%%j%+tolwire*radbone
        CSYS,100
        WPCSYS,,100
        k,%i%%j%1,-0.0005-
rdshole+(rdsout+rdsin)/2,r%i%w%j%rds1,hring%i%+depth*r%i%w%j
%
        k,%i%%j%4,-0.0005-
rdshole+(rdsout+rdsin)/2,r%i%w%j%rds2,hring%i%+depth*r%i%w%j
%
        CSYS,0
        WPCSYS,,0
        NUMSTR,line,%i%%j%1
        l,%i%%j%1,%i%%j%2
        l,%i%%j%3,%i%%j%4
        csys,0
        WPCSYS,,0
    *enddo
*enddo
!!!!!!!!!!!!!!subscrab των volume των συρμάτων από το οστό
csys,100
WPCSYS,,100
vsel,s,loc,z,0,cutbone1
vsel,r,loc,x,0,rdsin
vsel,u,real,,2
VSBV,5002,all,SEPO,delete,KEEP
allsel
csys,0
WPCSYS,,0
csys,100
WPCSYS,,100

```

```

vsel,s,loc,z,cutbone2,hbone
vsel,r,loc,x,0,rdsin
vsel,u,real,,2
VSBV,5001, all, SEPO, delete, KEEP
allsel
csys,0
WPCSYS,,0
!!!!!!Mesh των συρμάτων
!!!!!!volume
*do,i,1,numring,1
  *do,j,1,2,1
    *do,k,1,numarc,1
      csys,%i%%j%2
      wpcsys,%i%%j%2
      asel,s,loc,z,dd%i%%j%-tolwire*radbone
      asel,r,loc,x,0,radbeam/2
      asel,r,loc,y,(k-1)*360/numarc,k*360/numarc
      *GET, area1%i%%j%%k%,area,0, num, max
      csys,0
      wpcsys,0
      lsla,s
      lesize,all,,1
      !lesize,all,radbeam/2
      aatt,1,1,5
      MSHAPE, 1,2d
      amesh,all
      allsel
      csys,%i%%j%2
      wpcsys,%i%%j%2
      asel,s,loc,z,dd%i%%j%-tolwire*radbone
      asel,r,loc,x,radbeam/2,radbeam
      asel,r,loc,y,(k-1)*360/numarc,k*360/numarc
      *GET, area3%i%%j%%k%,area,0, num, max
      csys,0
      wpcsys,0
      lsla,s
      lesize,all,,1
      aatt,1,1,5
      MSHAPE, 0,2d
      amesh,all

```

```

allsel
csys,%i%%j%2
wpcsys,%i%%j%2
asel,s,loc,z,dd%i%%j%+tolwire*radbone
asel,r,loc,x,0,radbeam/2
asel,r,loc,y,(k-1)*360/numarc,k*360/numarc
*GET, area2%i%%j%%k%,area,0, num, max
csys,0
wpcsys,0
allsel
csys,%i%%j%2
wpcsys,%i%%j%2
asel,s,loc,z,dd%i%%j%+tolwire*radbone
asel,r,loc,x,radbeam/2,radbeam
asel,r,loc,y,(k-1)*360/numarc,k*360/numarc
*GET, area4%i%%j%%k%,area,0, num, max
csys,0
wpcsys,0
allsel
csys,%i%%j%2
wpcsys,%i%%j%2
vsel,s,loc,z,dd%i%%j%-
tolwire*radbone,dd%i%%j%+tolwire*radbone
vsel,r,loc,x,0,radbeam/2
vsel,r,loc,y,(k-1)*360/numarc,k*360/numarc
*GET, volua%i%%j%%k%,volu,0, num, max
csys,0
wpcsys,0
allsel
csys,%i%%j%2
wpcsys,%i%%j%2
vsel,s,loc,z,dd%i%%j%-
tolwire*radbone,dd%i%%j%+tolwire*radbone
vsel,r,loc,x,radbeam/2,radbeam
vsel,r,loc,y,(k-1)*360/numarc,k*360/numarc
*GET, volub%i%%j%%k%,volu,0, num, max
csys,0
wpcsys,0
allsel
esize,meshsizeconta

```

```

        vatt,1,3,1
    vsweep,volua%i%%j%%k%,area1%i%%j%%k%,area2%i%%j%%k%
%
        esize,meshsizeconta
        vatt,1,3,1
    vsweep,volub%i%%j%%k%,area3%i%%j%%k%,area4%i%%j%%k%
%
        *enddo
    *enddo
*enddo
!!!!!!beams
*do,i,1,numring,1
    *do,j,1,2,1
        lsel,s,line,,%i%%j%1,%i%%j%2,1
        latt,1,6,2,,,1
        esize,meshsizebone/6
        lmesh,all
        allsel
    *enddo
*enddo
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!Mesh του οστού
tolvmesh=0.006
*do,i,1,numring,1
    local,20%i%1,0,,hring%i%-tolvmesh
    local,20%i%2,0,,hring%i%+depth+tolvmesh
    NUMSTR,area, 5001
    NUMSTR,kp, 5001
    NUMSTR,line, 5001
    NUMSTR,volu, 5001
    vsel,s,volu,,%numring%202,%numring%203
    vsel,a,volu,,5000,5100
    CSYS, 20%i%1
    WPCSYS,,20%i%1
    VSBW, all,sepo,delete
    allsel
    csys,0
    WPCSYS,,0
    vsel,s,volu,,%numring%202,%numring%203
    vsel,a,volu,,5000,5100
    CSYS, 20%i%2

```

```

WPCSYS,,20%i%2
VSBW, all,sepo,delete
allsel
csys,0
WPCSYS,,0
*enddo
vsel,s,volu,,5001,5100
vglue,all
allsel
*do,i,1,numring,1
  *do,j,1,2,1
    csys,%i%%j%2
    wpcsys,%i%%j%2
    vsel,s,volu,,5001,5100
    aslv,s
    asel,r,loc,x,0,radbeam
    lsla,s
    lsel,u,loc,z,dd%i%%j%+radbone
    lsel,u,loc,z,dd%i%%j%-radbone
    csys,0
    wpcsys,0
    !lesize,all,meshsizeconta,,,spacemesh,1
    lesize,all,meshsizeconta,,,1
    allsel
  *enddo
*enddo
*do,i,1,numring,1
  *do,j,1,2,1
    csys,%i%%j%2
    wpcsys,%i%%j%2
    vsel,s,volu,,5001,5100
    aslv,s
    lsla,s
    lsel,r,loc,z,dd%i%%j%+radbone
    lsel,r,loc,x,0,radbeam
    csys,0
    wpcsys,0
    !lesize,all,meshsizeconta,,,spacemesh,1
    lesize,all,,,1
    allsel

```

```

        csys,%i%%j%2
        wpcsys,%i%%j%2
        vsel,s,volu,,5001,5100
        aslv,s
        lsla,s
        lsel,r,loc,z,dd%i%%j%-radbone
        lsel,r,loc,x,0,radbeam
        csys,0
        wpcsys,0
        !lesize,all,meshsizeconta,,,spacemesh,1
        lesize,all,,1
        allsel
    *enddo
*enddo
vsel,s,volu,,5001,5100
esize,meshsizebone
vatt,2,4,1
mshape,1,3d
vmesh,all
allsel
!!!!!!Βάζουμε τα contact και target στο
!!!!!!οστόν και στο σύρμα
*do,i,1,numring,1
    *do,j,1,2,1
        r,%i%%j%,,1
        csys,%i%%j%2
        wpcsys,%i%%j%2
        vsel,s,loc,z,dd%i%%j%-
tolwire*radbone,dd%i%%j%+tolwire*radbone
        vsel,r,loc,x,0,radbeam
        aslv,s
        asel,r,loc,x,radbeam
        nsla,s,1
        esln,s
        esel,r,mat,,1
        real,%i%%j%
        type,4
        csys,0
        wpcsys,0
        esurf,,tri

```

```

    allsel
    csys,%i%%j%2
    wpcsys,%i%%j%2
    vsel,s,volu,,5000,5100
    aslv,s
    asel,r,loc,x,radbeam
    nsla,s,1
    esln,s
    esel,r,mat,,2
    real,%i%%j%
    type,3
    csys,0
    wpcsys,0
    esurf
    allsel
  *enddo
*enddo
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!Διαγράφουμε τα shell elements
*do,i,1,numring,1
  *do,j,1,2,1
    csys,%i%%j%2
    wpcsys,,%i%%j%2
    asel,s,loc,z,dd%i%%j%-tolwire*radbone
    asel,a,loc,z,dd%i%%j%+tolwire*radbone
    asel,r,loc,x,0,radbeam
    aclear,all
    allsel
    csys,0
    wpcsys,,0
  *enddo
*enddo
!!!!!!!!!!Συνδέω με pilot node τα beam με τα solid
tolpilot=1.8
*do,i,1,numring,1
  *do,j,1,2,1
    r,%i%%j%1
    rmore,,,slide%i%%j%1
    rmore,slide%i%%j%1
    r,%i%%j%2
    r,%i%%j%3

```

```

nsl,r,loc,z,hrring%i%+r%i%w%j%*depth
esln,s
esel,r,type,,1
real,%i%%j%6
type,7
csys,0
wpcsys,,0
mat,4
esurf
allsel
csys,%i%%j%2
wpcsys,,%i%%j%2
nsl,s,loc,z,aabb%i%%j%-(rdsout-rdsin)/2,aabb%i%%j%
nsl,r,loc,x,0,radbeam
esln
esel,r,type,,2
real,%i%%j%6
type,10
csys,0
wpcsys,,0
esurf
allsel
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!contal75
csys,100
wpcsys,100
nsl,s,loc,x,rdsin,(rdsin+rdsout)/2
nsl,r,loc,y,r%i%w%j%rds1-
2*steprds/3,r%i%w%j%rds1+2*steprds/3
nsl,r,loc,z,hrring%i%+r%i%w%j%*depth
esln,s
esel,r,type,,1
real,%i%%j%1
type,7
csys,0
wpcsys,,0
mat,4
esurf
allsel
csys,100
wpcsys,100

```

```

nset,s,loc,x,newrad-0.0005
nset,r,loc,y,r%i%w%j%rds1
nset,r,loc,z,hrring%i%+depth*r%i%w%j%
esln,s
esel,r,type,,2
real,%i% %j% 1
type,9
csys,0
wpcsys,0
mat,4
esurf
allsel
csys,100
wpcsys,100
nset,s,loc,x,rdsin,(rdsin+rdsout)/2
nset,r,loc,y,r%i%w%j%rds2-
2*steprds/3,r%i%w%j%rds2+2*steprds/3
nset,r,loc,z,hrring%i%+r%i%w%j%*depth
esln,s
esel,r,type,,1
real,%i% %j% 4
type,7
csys,0
wpcsys,,0
mat,4
esurf
allsel
csys,100
wpcsys,100
nset,s,loc,x,newrad-0.0005
nset,r,loc,y,r%i%w%j%rds2
nset,r,loc,z,hrring%i%+depth*r%i%w%j%
esln,s
esel,r,type,,2
real,%i% %j% 4
type,9
csys,0
wpcsys,0
mat,4
esurf

```

```

allsel
csys,%i%%j%2
wpcsys,,%i%%j%2
nsel,s,loc,z,dd%i%%j%-tolwire*radbone
nsel,r,loc,x,0,radbeam
esln
esel,r,type,,1
real,%i%%j%2
type,6
csys,0
wpcsys,,0
esurf
allsel
csys,%i%%j%2
wpcsys,,%i%%j%2
nsel,s,loc,z,dd%i%%j%+tolwire*radbone
nsel,r,loc,x,0,radbeam
esln
esel,r,type,,1
real,%i%%j%3
type,6
csys,0
wpcsys,,0
esurf
allsel
real,%i%%j%2
type,7
TSHAP,pilot
kmesh,%i%%j%2
real,%i%%j%3
type,7
TSHAP,pilot
kmesh,%i%%j%3
*enddo
*enddo
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!Συνοριακές συνθήκες και φορτισεις
outr, BASIC, all
!!!!!!!!!!!!CERIG για επιβολή του φορτίου
k,9001,xc+movex1,yc+movey1,hbone
real,8

```

```
type,7
mat,2
TSHAP,pilot
kmesh,9001
k,9002,xc+movex1,yc+movey1,0
real,9
type,7
mat,2
TSHAP,pilot
kmesh,9002
csys,0
wpcsys,,0
nsel,s,loc,z,hbone
nsel,r,loc,x,xc+movex1-
meshsizebone/10,xc+movex1+meshsizebone/10
nsel,r,loc,y,yc+movey1-
meshsizebone/10,yc+movey1+meshsizebone/10
*GET, masternode,node,0, num, max
allsel
csys,0
wpcsys,,0
nsel,s,loc,z,0
nsel,r,loc,x,xc+movex1-
meshsizebone/10,xc+movex1+meshsizebone/10
nsel,r,loc,y,yc+movey1-
meshsizebone/10,yc+movey1+meshsizebone/10
*GET, masternode2,node,0, num, max
allsel
nsel,s,loc,z,hbone
esln
esel,r,type,,1
real,8
type,6
mat,2
csys,0
wpcsys,,0
esurf
allsel
nsel,s,loc,z,0
esln
```

```

esel,r,type,,1
real,9
type,6
mat,2
csys,0
wpcsys,,0
esurf
allsel
d,masternode2,all
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!Bάζουμε το pretension στα σύρματα
*do,i,1,numring,1
  *do,j,1,2,1
    csys,%i%%j%2
    wpcsys,,%i%%j%2
    vsel,s,loc,x,0,radbeam
    vsel,r,real,,3
    eslv,s
    csys,0
    wpcsys,,0
    psmesh,%i%%j%1,sec%i%%j%,,all,,%i%%j%2,z,dd%i%%j%
    allsel
  *enddo
*enddo
/solu
nsubst,30
antype,0
autots,on
nlgeom,on
d,masternode,rotz,%_FIX%
d,masternode,rotx,%_FIX%
d,masternode,roty,%_FIX%
d,masternode,ux,%_FIX%
d,masternode,uy,%_FIX%
sload,111,pl01,tiny, ,pret11,2,3
sload,221,pl01,tiny, ,pret22,2,3
sload,121,pl01,tiny, ,pret12,3,4
sload,211,pl01,tiny, ,pret21,3,4
solve
solve
solve

```

```
f,masternode,Fz,-500
solve
csys,0
wpcsys,0
/post1
ETABLE, fxj, SMISC,14
/post26
NUMVAR, 199
NSOL,2,masternode,U,z,UZ
save
:end
```

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Badri Narayan, David R.Marsh, *The Ilizarov method in the treatment of fresh fractures*, Current Orthopaedics, (2003) 17: p. 447-457.
2. N. Shortt, G.F. Keenan, *Ilizarov and trauma reconstruction*, Current Orthopaedics, (2006) 20: p. 59–71.
3. J.L.Cunningham, *The biomechanics of fracture fixation*, Current Orthopaedics, (2001) 15: p. 457- 464.
4. Jonathan K. Nielsen , Charles L. Saltzman , Thomas D. Brown, *Parameters affecting axial stiffness of tibial fixation: an Ilizarov ankle distractor*, Διαδικτυακός τόπος: mnypt.obrl.uiowa.edu.
5. Stephanie Simard, Mary Marchant, Gregory Mencio, *The Ilizarov Procedure: Limb Lengthening and Its Implications*, PhysTher. (1992) 72: p. 25-34.
6. Paley Dror, *Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique*, Clin Orthopedics, (1990) 250: p. 81-104.
7. P. Hillard, A. Harrison, R. Matkins, *The yielding of tensioned fine wires in the Ilizarov Frame*, Proc Instn Mech Engrs, (1998) Vol 212 Part H.
8. K. P. Baidya, S. Ramakrishna, M. Rahman, A. Ritchie, *Advanced textile composite ring for Ilizarov external fixator system*, Proc Instn Mech Engrs, (2001) Vol 215 Part H.
9. L. Yang, M. Saleh, S. Nayagam, *The effects of different wire and screw combinations on the stiffness of a hybrid external fixator*, Proc Instn Mech Engrs (2000) Vol 214 Part H.
10. M.A. Watson, K. J. Mathias, N.Maffulli, *External ring fixators: an overview* , Proc Instn Mech Engrs, (2000) Vol 214 Part H.
11. V. La Russa, B. Skallerud, J. Klaksvik, O. Foss, *Reduction in wire tension caused by wire clamping and wire tensioner removal: an experimental Ilizarov frame study*, Proc Instn Mech Engrs, (2000) Vol 225 Part H.
12. A.S. Mitousoudis, E.A. Magnissalis, S.K. Kourkoulis, *Biomechanical Analysis of the Ilizarov External Fixator*. The European Physical Journal (WOC), (2010) 6: p. 21002.
13. S.R. Rozbruch, K. Segal, S. Ilizarov, A.T. Fragomen, G.A. Ilizarov, *Does the Taylor Spatial Frame Accurately Correct Tibial Deformities?*, Clin Orthop Relat Res, (2010) 468: p. 1352-1361.
14. A.J.S. Renard, B.G. Schutte, N. Verdonschot, A. van Kampen, *The Ilizarov external fixator: What remains of the wire pretension after dynamic loading?*, Clinical Biomechanics, (2005) 20: p. 1126–1130.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

15. Jan Gessmann, Birger Jettkant, Thomas Armin Schildhauer, Dominik Seybold, *Mechanical stress on tensioned wires at direct and indirect loading: A biomechanical study on the Ilizarov external fixator*, Injury Int. J. Care Injured (2011).
16. Μητουσούδης Αθανάσιος, *Μελέτη της τεχνικής εξωτερικής οστεοσύνθεσης Ilizarov και των εξαρτημάτων της, με στόχο την αναζήτηση - τεκμηρίωση των βέλτιστων συγκροτημάτων για διάφορα κλινικά σενάρια*, Διατριβή Ε.Μ.Π. (2011).
17. *Distraction Osteogenesis, Ilizarov apparatus*, Διαδικτυακός τόπος: <http://en.wikipedia.org/wiki/Ilizarov>.
18. Stathis Katsoulis MD, *G.A. Ilizarov's biography*, Διαδικτυακός τόπος: <http://www.footzign.eu/ilizarov-02.html>.
- 19.a. Dror Paley, Limb Lengthening U.S, *Historical Vignettes on How the Ilizarov Method Came to the West*, Διαδικτυακός τόπος: http://www.limblengtheningdoc.org/how_Ilizarov_method_came_to_the_west.html.
- 19.b. Dror Paley, *How the Ilizarov method was introduced and developed in the west*, Dialogue magazine 1/04: p.17-18.
