

Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο,
Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών
Επιστημών, Εργαστήριο Αντοχής Υλικών

Χαρίδημος Σπύρου

*“Πειραματική και αριθμητική μελέτη της εξόλκευσης
διαυχενικών κοχλιών σπονδυλοδεσίας”*



Αθήνα
Ιούλιος 2011

Εισηγητής και επιβλέπων καθηγητής:

- **Σταύρος Κ. Κουρκουλής,**
Αναπληρωτής Καθηγητής Σχολής Ε.Μ.Φ.Ε, Ε.Μ.Π.

Συμβουλευτική επιτροπή:

- **Σταύρος Κ. Κουρκουλής,**
Αναπληρωτής Καθηγητής Σχολής Ε.Μ.Φ.Ε, Ε.Μ.Π.
- **Παναγιώτης Ε. Χατζηστέργος,**
Εμβιομηχανικός PhD

Τριμελής εξεταστική επιτροπή:

- **Σταύρος Κ. Κουρκουλής,**
Αναπληρωτής Καθηγητής Σχολής Ε.Μ.Φ.Ε, Ε.Μ.Π.
- **Δημήτριος Ευταξιόπουλος,**
Επίκουρος Καθηγητής Σχολής Ε.Μ.Φ.Ε, Ε.Μ.Π.
- **Βασίλειος Κεφαλάς,**
Επίκουρος Καθηγητής Σχολής Ε.Μ.Φ.Ε, Ε.Μ.Π.

**Στους γονείς μου,
Ηρακλή και Ελένη**

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ.....	ix
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	xi
1^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ: Βασικές Έννοιες	1
1.1 Εμβιομηχανική	1
1.2 Σπονδυλική Στήλη	3
1.2.1 Σπόνδυλοι.....	3
1.2.2 Μεσοσπονδύλιος δίσκος	9
1.2.3 Λειτουργική μονάδα της σπονδυλικής στήλης	11
1.3 Σπονδυλοδεσία.....	14
1.3.1 Σταθερότητα και αστάθεια της σπονδυλικής στήλης.....	14
1.3.2 Εσωτερική σταθεροποίηση με χρήση μεταλλικών εμφυτευμάτων..	15
1.3.3 Συστήματα σπονδυλεσίας	17
1.3.4 Επιπλοκές.....	22
2^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ: Πειραματική μελέτη εξόλκευσης διαουχενικών κοχλιών.....	25
2.1 Εισαγωγή.....	25
2.2 Μέθοδος	26
2.2.1 Υλικά	26
2.2.2 Πειραματική διαδικασία μέτρησης της δύναμης εξόλκευσης	31
2.2.3 Τεχνική τοποθέτησης	33
2.3 Πειραματική μελέτη.....	34
2.3.1 Μελέτη της επίδρασης των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού στο οποίο βρίσκεται τοποθετημένος ο κοχλίας στη δύναμη εξόλκευσης	34
2.3.2 Μελέτη της επίδρασης της κωνικότητας στην μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστόν.....	36
2.3.3 Πειραματική μελέτη της επίδρασης του πορώδους στη μέγιστη δύναμη εξόλκευσης.....	37

2.4 Αποτελέσματα	37
2.4.1 Μελέτη της επίδρασης των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού στο οποίο βρίσκεται τοποθετημένος ο κοχλίας στη δύναμη εξόλκευσης	37
2.4.2 Μελέτη της επίδρασης της κωνικότητας στην μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστόν.....	50
2.3.3 Μελέτη της επίδρασης του πορώδους στην δύναμη εξόλκευσης...	54
2.5 Συζήτηση και συμπεράσματα	58
3^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ: Αριθμητική μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς του συστήματος διαυχενικός κοχλίας- συνθετικό οστόν	61
3.1 Εισαγωγή.....	61
3.2 Μέθοδος	62
3.2.1 Περιγραφή του αρχικού προσομοιώματος πεπερασμένων στοιχείων και του μηχανισμού αστοχίας	62
3.2.2 Τροποποίηση του προσομοιώματος.....	67
3.2.3 Παραμετρική μελέτη	69
3.3 Αποτελέσματα	69
3.3.1 Μηχανική συμπεριφορά συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστόν... 72	72
3.3.2 Παραμετρική μελέτη της επίδρασης της γωνίας κωνικότητας του κοχλίας στη δύναμη εξόλκευσης.....	75
3.4 Συζήτηση και συμπεράσματα	77
ΓΕΝΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	79
ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ	81
ΑΝΑΦΟΡΕΣ.....	83

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα Διπλωματική μελέτη με τίτλο “Πειραματική και Αριθμητική μελέτη της εξόλκευσης διαυχενικών κοχλίων σπονδυλοδεσίας” εκπονήθηκε στο εργαστήριο Αντοχής Υλικών του Τομέα Μηχανικής της Σχολής Ε.Μ.Φ.Ε. τη χρονική περίοδο από το Σεπτέμβριο του 2010 μέχρι τον Ιούνιο του 2011.

Στα πλαίσια της υλοποίησής της μελετήθηκαν κυλινδρικοί αλλά και κωνικοί διαυχενικοί κοχλίες καθώς και συνθετικά οστά διαφορετικών μηχανικών ιδιοτήτων. Ιδιαίτερη προσοχή δόθηκε στην αριθμητική μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς του συστήματος κωνικός διαυχενικός κοχλίας-συνθετικό οστού.

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να ευχαριστήσω τα άτομα που με τη βοήθεια και την υποστήριξή τους συνέβαλαν στο να υλοποιηθεί η Διπλωματική αυτή μελέτη.

Καταρχάς θα ήθελα να ευχαριστήσω το Δρα. Σταύρο Κ. Κουρκουλή, Αναπληρωτή Καθηγητή του Ε.Μ.Π. ο οποίος εκτός από την επίβλεψη της παρούσας Διπλωματικής μελέτης κατάφερε μέσα από τη διδασκαλία του να με κάνει να ενδιαφερθώ για τα μαθήματα Μηχανικής και ήταν ο λόγος να επιλέξω την Ροή Εφαρμοσμένης Μηχανικής της Σ.Ε.Μ.Φ.Ε..

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω το Δρα. Παναγιώτη Ε. Χατζηστέργο για τη συνεχή και ανιδιοτελή προσφορά του καθ'όλη την διάρκεια της μελέτης. Εκτός από τη βοήθεια και τις συμβουλές του ο Δρα. Χατζηστέργος παραχώρησε ευγενικά το αριθμητικό προσομοίωμα που χρησιμοποιήθηκε για την αριθμητική μελέτη.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου για τη συνεχή τους στήριξη.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο σκοπός της παρούσας διπλωματικής μελέτης ήταν η μελέτη του φαινομένου της εξόλκευσης διαυχενικών κοχλιών σπονδυλοδεσίας. Μέσα από τη μελέτη του φαινομένου αυτού δόθηκε η δυνατότητα να εξεταστούν οι μηχανικές ιδιότητες του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού.

Η διαδικασία που ακολουθήθηκε προέβλεπε δύο μέρη. Αρχικά διενεργήθηκε το πειραματικό μέρος της εργασίας. Στη συνέχεια τα αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας χρησιμοποιήθηκαν ώστε να τροποποιηθεί κατάλληλα ένα αριθμητικό προσομοίωμα πεπερασμένων στοιχείων. Η αριθμητική μελέτη που ακολούθησε αποτέλεσε το δεύτερο μέρος της διαδικασίας.

Η πειραματική διακριτοποιήθηκε σε τρεις φάσεις. Σε πρώτο στάδιο μελετήθηκε η επίδραση των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού που βρίσκεται τοποθετημένος ο κοχλίας στη δύναμη εξόλκευσης. Μελετήθηκαν τρία δοκίμια συνθετικού οστού διαφορετικών μηχανικών ιδιοτήτων ενώ για το κάθε υλικό έγιναν δοκιμές με δύο κυλινδρικούς κοχλίες που διέφεραν μόνο στην εξωτερική διάμετρο. Από τα αποτελέσματα προκύπτει ότι η πυκνότητα του συνθετικού οστού επηρεάζει σημαντικά τη δύναμη εξόλκευσης. Επιπρόσθετα καθώς η πυκνότητα του υλικού αυξάνει η εξωτερική διάμετρος φαίνεται να μην επηρεάζει τη δύναμη εξόλκευσης.

Στη συνέχεια εξετάστηκε η επίδραση της γωνίας κωνικότητας στη μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού. Από τη μελέτη συμπεραίνουμε ότι η γωνία κωνικότητας επηρεάζει τις μηχανικές ιδιότητες του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού.

Τέλος διενεργήθηκε η μελέτη της επίδρασης του πορώδους στη δύναμη εξόλκευσης. Ενώ η μορφή που έχουν οι καμπύλες δύναμης-μετατόπισης για το πορώδες υλικό έχουν ξεκάθαρα μια γραμμική περιοχή όπως στα υπόλοιπα υλικά, εν τούτοις μετά την

πρώτη αστοχία το σύστημα εξακολουθεί να δέχεται φορτία τα οποία κάποιες φορές είναι και μεγαλύτερα από το αρχικό φορτίο αστοχίας. Από την παρατήρηση αυτή συμπεραίνουμε ότι το υλικό πιθανό να αστοχεί κατά στρώματα.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως η πειραματική διαδικασία και συγκεκριμένα τα αποτελέσματα από την μελέτη της επίδρασης της γωνίας κωνικότητας χρησιμοποιήθηκαν στην τροποποίηση ενός αριθμητικού προσομοιώματος πεπερασμένων στοιχείων. Το τροποποιημένο αυτό προσομοίωμα αξιοποιήθηκε ώστε να μελετηθεί αριθμητικά η μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού και να γίνει η παραμετρική μελέτη της επίδρασης της γωνίας κωνικότητας στη μέγιστη δύναμη εξόλκευσης.

Από την αριθμητική μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού επιβεβαιώνεται ότι και στην περίπτωση των κωνικών κοχλιών το μεγαλύτερο μέρος του φορτίου κατανέμεται στις πιο απομακρυσμένες από την ελεύθερη επιφάνεια σπείρες. Επίσης η περιοχή γύρω από την αιχμή της βαθύτερης σπείρας είναι αυτή που αστοχεί πρώτη.

Σύμφωνα με την παραμετρική μελέτη η αύξηση της γωνίας κωνικότητας επιφέρει αύξηση στην απαιτούμενη δύναμη εξόλκευσης. Επιπρόσθετα η σχέση που συνδέει τη γωνία κωνικότητας με τη δύναμη εξόλκευσης φαίνεται να είναι λογαριθμική.

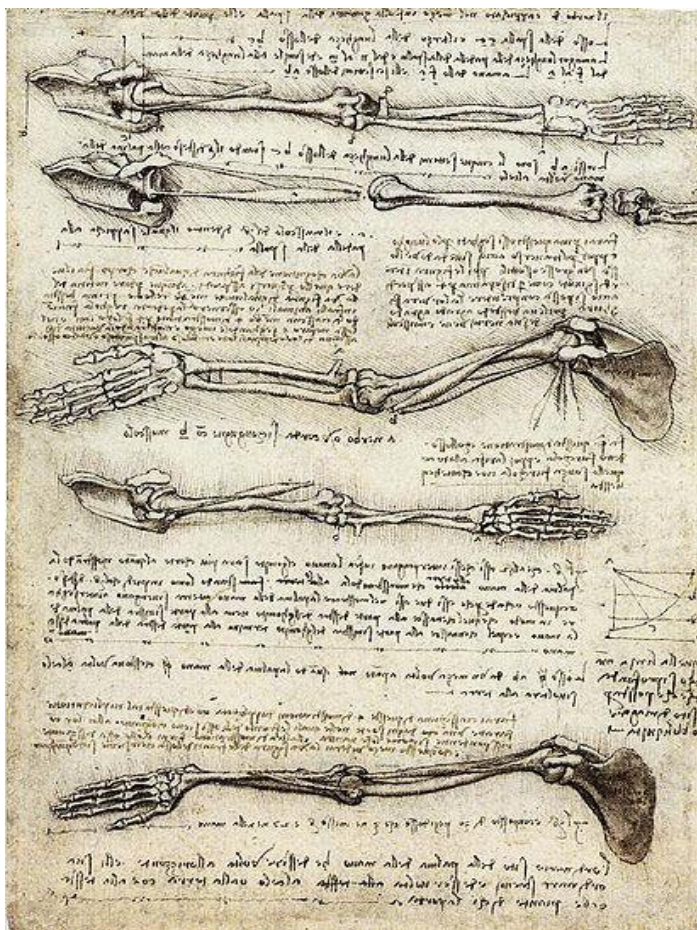
1^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ: Βασικές Έννοιες

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει μια επεξηγηματική παρουσίαση των βασικών εννοιών που θα χρησιμοποιηθούν στα ακόλουθα κεφάλαια, καθώς και μια συνοπτική ανάλυση του φυσικού αντικειμένου που θα εξεταστεί στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής μελέτης.

1.1 Εμβιομηχανική

Με τον όρο εμβιομηχανική περιγράφουμε την επιστήμη που εφαρμόζει τις διάφορες μηχανικές ιδιότητες σε βιολογικά συστήματα, όπως είναι ο άνθρωπος, τα ζώα ακόμα και τα κύτταρα.

Παρ'ότι ο όρος αυτός αναπτύχθηκε στην δεκαετία του 1970 η μελέτη της εμβιομηχανικής πηγάζει από πολύ παλιά και συγκεκριμένα από την εποχή του Αριστοτέλη, ο οποίος όχι μόνο ασχολήθηκε με την επιστήμη αυτή αλλά έγραψε και το πρώτο βιβλίο με θέμα την κίνηση των ζώων. Ο πρώτος πραγματικός εμβιομηχανικός ωστόσο θεωρείται ο Λεονάρτο ντα Βίντσι, αφού ήταν ο πρώτος που μελέτησε την ανατομία του ανθρώπινου σώματος υπό την σκοπιά της μηχανικής (Εικ.1.1). Στη συνέχεια την σκυτάλη πήρε ο Γαλιλαίος που ασχολήθηκε με τα οστά των ζώων και διατύπωσε την άποψη ότι αυτά αναπτύσσονται ανάλογα με τις φορτίσεις που δέχονται και όχι με το βάρος του ζώου. Έπειτα ακολούθησαν κατά σειρά οι Ρενέ Ντεκάρτ, Μπορέλλι, Ιούλιος Μάρεϊ, τα αδέλφια Γουεμπέρ μέχρι και ο Ιούλιος Γόλφ.



Εικόνα 1.1: Σχέδιο του Λεονάρντο ντα Βίντσι στην προσπάθειά του να μελετήσει το ανθρώπινο χέρι και συγκεκριμένα τις κινήσεις που γίνονται από τους δικάφαλους.

Σήμερα η εμβιομηχανική ασχολείται με ένα πολύ μεγάλο φάσμα εφαρμογών, από τη μελέτη της εσωτερικής λειτουργίας των κυττάρων μέχρι την ανάπτυξη των αρθρώσεων και τη μηχανική συμπεριφορά των μαλακών ιστών και των οστών.

Η επιστήμη της εμβιομηχανικής έχει ιδιαίτερη σημασία στη βιομηχανία της ορθοπαιδικής και οι γνώσεις από την μελέτη της χρησιμοποιούνται στον σχεδιασμό ορθοπαιδικών εμφυτευμάτων, συστημάτων εξωτερικής στήριξης και για διάφορους άλλους ιατρικούς σκοπούς. Είναι προφανές ότι με την επιτυχή σχεδίαση τέτοιων συστημάτων αντιμετωπίζονται σε αρκετά μεγάλο βαθμό

παθολογικές καταστάσεις που προκαλούνται είτε από χρόνιες παθήσεις είτε από ατυχήματα, βελτιώνοντας σημαντικά την ποιότητα ζωής των ανθρώπων αυτών.

Συγκεκριμένα, η μεγάλη συχνότητα εμφάνισης παθήσεων της σπονδυλικής στήλης και η κρισιμότητα αυτών, οδήγησε τα τελευταία χρόνια την επιστημονική κοινότητα να ασχοληθεί ιδιαίτερα με την περιοχή αυτή. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την εκπόνηση πολλών εμβιομηχανικών μελετών που εξετάζουν τη λειτουργία και τις μηχανικές ιδιότητες της σπονδυλικής στήλης. Καθώς οι μελέτες που διεξάγονται εμπλουτίζουν τις ήδη υπάρχουσες γνώσεις γύρω από την σπονδυλική στήλη, επικρατεί μια αισιοδοξία ότι θα οδηγήσουν στην επίλυση πολλών προβλημάτων που αντιμετωπίζουν σήμερα χιλιάδες άνθρωποι.

1.2 Σπονδυλική Στήλη

Η ανθρώπινη σπονδυλική στήλη είναι μια πολύπλοκη κατασκευή, της οποίας οι κύριες λειτουργίες είναι η προστασία του νωτιαίου μυελού, η στήριξη του κορμού και η μεταφορά των επιβαλλόμενων φορτίων από την κεφαλή και τον κορμό στη λεκάνη.

Αποτελείται από 33 σπονδύλους οι οποίοι επιτρέπουν στους παρακείμενους τους ελευθερία κινήσεως σε τρία επίπεδα. Οι σπόνδυλοι αυτοί χωρίζονται μεταξύ τους από την παρουσία των μεσοσπονδύλιων δίσκων ενώ η σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης εξασφαλίζεται από συνδέσμους και μύες. Οι μεσοσπονδύλιοι δίσκοι και οι σύνδεσμοι παρέχουν εσωτερική σταθερότητα και οι μύες εξωτερική στήριξη.

1.2.1 Σπόνδυλοι

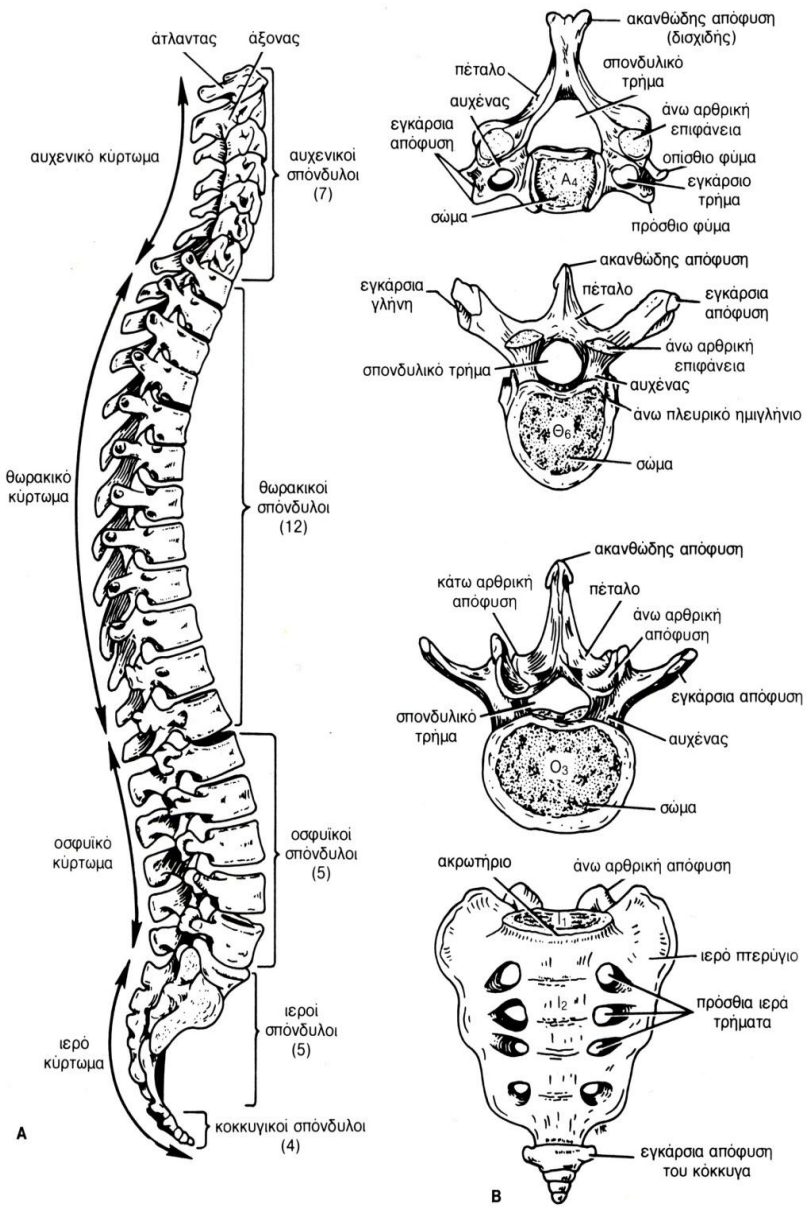
Οι 33 σπόνδυλοι που αποτελούν την σπονδυλική στήλη, ανάλογα με τα χαρακτηριστικά και τη θέση τους σε αυτή, ταξινομούνται ως εξής:

- 7 αυχενικοί
- 12 θωρακικοί
- 5 οσφυϊκοί
- 5 ιεροί
- 5 κοκκυγικοί

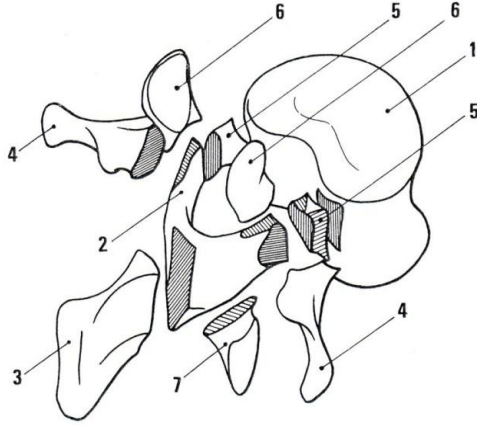
Όλοι οι σπονδύλοι εκτός από τους ιερούς και τους κοκκυγικούς ονομάζονται γνήσιοι σπόνδυλοι ενώ οι ιεροί και οι κοκκυγικοί ονομάζονται νοθοί σπόνδυλοι επειδή συμφύονται και συνοστεώνονται σχηματίζοντας το ιερό οστούν και τον κόκκυγα αντίστοιχα (Εικ.1.2).

Οι γνήσιοι τυπικοί σπόνδυλοι έχουν μεταξύ τους ορισμένα κοινά μορφολογικά χαρακτηριστικά. Στο μπροστινό μέρος του σπονδύλου βρίσκεται το σώμα (1) ενώ στο οπίσθιο το σπονδυλικό τόξο (2) (Εικ.1.3). Ενδιάμεσά τους παρεμβάλλεται ένα τμήμα που ονομάζεται σπονδυλικό τμήμα, από το οποίο διέρχεται ο νωτιαίος μυελός.

Το σπονδυλικό τόξο αποτελείται από ζεύγος κυλινδρικών τμημάτων, τους αυχένες (5), που αποτελούν τα πλάγια του τόξου, και από δύο πεπλατυσμένα τμήματα που λέγονται πέταλλα και συμπληρώνουν το τόξο προς τα πίσω. Στο σπονδυλικό τόξο υπάρχουν επτά σπονδυλικές αποφύσεις. Από αυτές οι τρεις είναι μυϊκές και χρησιμεύουν για την πρόσφυση των μυών και οι τέσσερις αρθρικές. Οι μυϊκές είναι η ακανθώδης απόφυση (3) που βρίσκεται στη μέση του τόξου και έχει κατεύθυνση προς τα πίσω και οι δύο εγκάρσιες αποφύσεις (4) τοποθετημένες στα πλάγια του σπονδυλικού τόξου κοντά στον αυχένα με κατεύθυνση προς τα πλάγια. Οι αρθρικές αποφύσεις (6,7) είναι τέσσερις, δύο πάνω και δύο κάτω. Οι αποφύσεις που κατευθύνονται προς τα άνω ονομάζονται ανάντιες ενώ αυτές που κατευθύνονται προς τα κάτω κατάντιες.

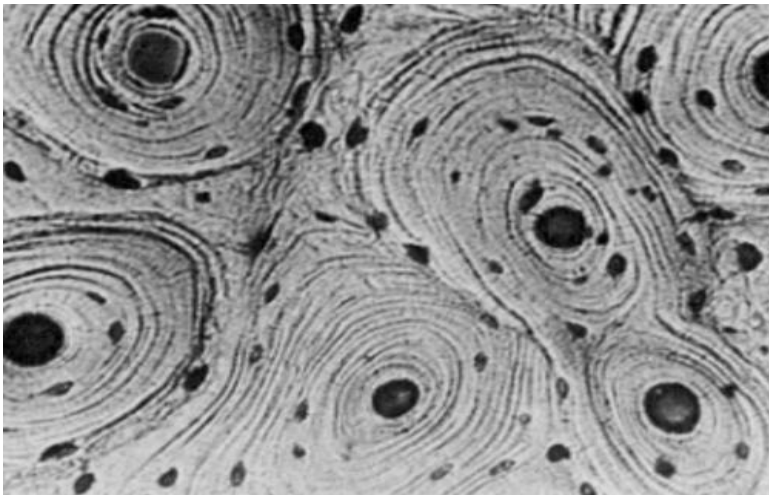


Εικόνα 1.2: (Α) Οι σπόνδυλοι της σπονδυλικής στήλης όπως φαίνονται στο οβελιαίο επίπεδο. (Β) Ανάλυση της ανατομίας του σπονδύλου για κάθε μια από τις μοίρες της σπονδυλικής στήλης [1].



Εικόνα 1.3: Τυπικός σπόνδυλος οσφυϊκής μοίρας. 1) σώμα, 2) σπονδυλικό τόξο, 3) ακανθώδης απόφυση, 4) εγκάρσιες αποφύσεις, 5) αυχένες, 6) κατάντιες αρθρικές αποφύσεις, 7) ανάντιες αρθρικές αποφύσεις [25].

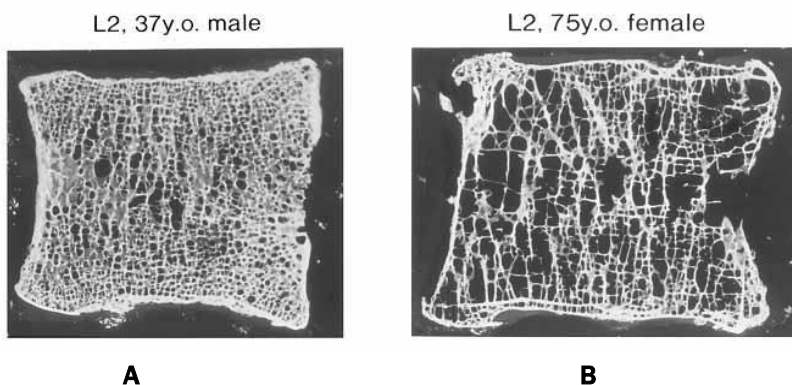
Ένας τυπικός σπόνδυλος περιβάλλεται εξωτερικά από ένα πολύ συμπαγές φλοιό, τον οστίτη ιστό. Ο οστίτης ιστός είναι πολύ ανθεκτικός και έχει σχετικά μεγάλη πυκνότητα. Είναι οργανωμένος στους οστεώνες, κάποια κυλινδρικά στοιχεία που αποτελούνται από διαδοχικές ομόκεντρες επιφάνειες (Εικ.1.4).



Εικόνα 1.4: Οι κυλινδρικοί οστεώνες από τους οποίους αποτελείται ο φλοιώδης ιστός [2].

Το εσωτερικό του σπονδύλου αποτελείται από σπογγώδες οστούν, ένα ιδιαίτερα πορώδες μέσο του οποίου η πυκνότητα και οι ιδιότητες διαφέρουν τόσο από την ανατομική περιοχή που βρίσκεται όσο και από άτομο σε άτομο.

Ο σπόνδυλος λόγω της μηχανικής του συμπεριφοράς θεωρείται σαν ένα μη ομογενές, ανισότροπο και ιξωδοελαστικό σώμα. Οι μηχανικές του ιδιότητες είναι διαφορετικές από άτομο σε άτομο, ενώ σημαντική επίδραση σε αυτές έχει η ηλικία του ατόμου και η ύπαρξη κάποιας παθολογικής κατάστασης όπως είναι η οστεοπόρωση που επηρεάζει την οστική πυκνότητα (Εικ.1.5). Χαρακτηριστικά, 25% αύξηση της πορώδους έχει ως αποτέλεσμα την μείωση κατά 50% της αντοχής του σπονδύλου.



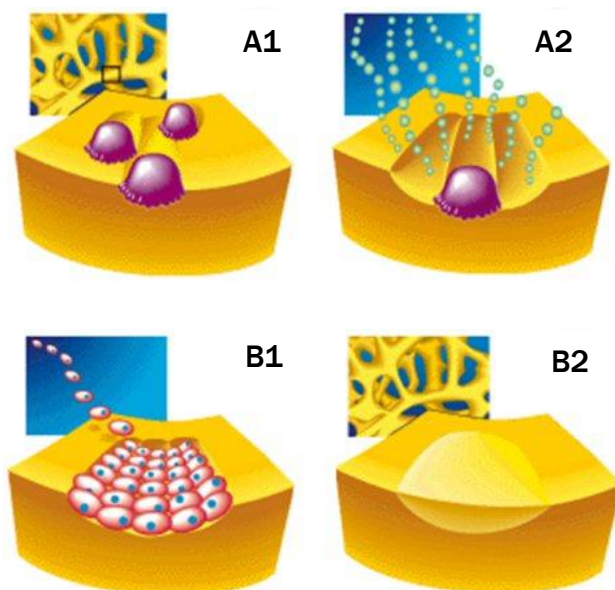
Εικόνα 1.5: Τομή τυπικού οσφυϊκού σπονδύλου στο οβελιαίο επίπεδο. Εύκολα διακρίνει κανείς την διαφορά στην οστική πυκνότητα ενός δείγματος που προέρχεται από άνδρα 37 ετών (A) και ενός δείγματος από γυναίκα 75 ετών που πάσχει από οστεοπόρωση (B).

Τα σώματα των σπονδύλων είναι σχεδιασμένα με τέτοιο τρόπο ώστε να δέχονται κυρίως θλιπτικά φορτία και είναι προοδευτικά μεγαλύτερα όσο προχωρούμε προς τα κάτω καθώς το υπερκείμενο βάρος του σώματος μεγαλώνει. Τα σώματα των οσφυϊκών σπονδύλων είναι παχύτερα και πιο πλατιά πράγμα που τους επιτρέπει να υποστηρίζουν τα μεγαλύτερα φορτία που δέχεται η σπονδυλική στήλη. Ενδεικτικά στην βιβλιογραφία η τιμή της δύναμης αστοχίας σε θλίψη για τους σπονδύλους της οσφυϊκής μοίρας είναι ίση με 5600N, σχεδόν πενταπλάσια δηλαδή από αυτή των σπονδύλων της αυχενικής μοίρας που είναι ίση με 1600N [25].

Από την πλευρά του μηχανικού, το σημαντικότερο χαρακτηριστικό του οστού που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη είναι

η ικανότητά του να προσαρμόζει την πυκνότητα, το σχήμα και τις μηχανικές του ιδιότητες σύμφωνα με το τασικό πεδίο που αναπτύσσεται σε αυτόν. Είναι δηλαδή ένας ζωντανός ιστός που αντιδρά στα μηχανικά ερεθίσματα που δέχεται.

Ο οστίτης ιστός έχει τη δυνατότητα να αποδομείται και να επανασυνδέεται συνεχώς πράγμα που οφείλεται στην ύπαρξη δύο εξειδικευμένων κυττάρων, των οστεοκλαστών και των οστεοβλαστών (Εικ.1.6). Λόγω της δυνατότητας αυτής οι αστοχίες που συμβαίνουν καθημερινά στο οστόν σε μικροσκοπικό επίπεδο επιδιορθώνονται πριν προκαλέσουν μεγαλύτερο πρόβλημα. Από παρατηρήσεις που έγιναν σε ασθενείς με μακροχρόνια παραμονή στο κρεβάτι καθώς και σε αστροναύτες που επιστρέφουν από το διάστημα προκύπτει το συμπέρασμα ότι η διαδικασία αποδόμησης-επανασύνδεσης είναι ευαίσθητη σε μεταβολές του τασικού πεδίου στο εσωτερικό του οστού [25]. Η αύξηση των φορτίων που δέχεται το οστό προκαλεί αύξηση της οστικής μάζας, ενώ η ελάττωση των φορτίων επιφέρει ελάττωσή της.



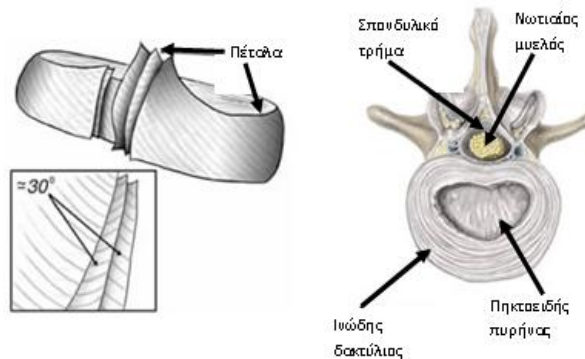
Εικόνα 1.6: A1,2) Αποδόμηση του ιστού από οστεοκλάστες. B1,2) Επαναδημιουργία ιστού από οστεοβλάστες [2].

1.2.2 Μεσοσπονδύλιος δίσκος

Οι μεσοσπονδύλιοι δίσκοι παρεμβάλλονται μεταξύ των σωμάτων δύο γειτονικών σπονδύλων. Λόγω της θέσης τους έχουν μεγάλη μηχανική και λειτουργική σημασία καθώς δέχονται και κατανέμουν τα φορτία που ασκούνται στην σπονδυλική στήλη ενώ ταυτόχρονα περιορίζουν την εκτεταμένη κίνησή της. Επιπρόσθετα λόγω της ιδιαίτερης κατασκευής τους λειτουργούν και ως αποσβεστήρες κραδασμών που προκαλούνται από την απότομη επιβολή κάποιου φορτίου στην σπονδυλική στήλη.

Εσωτερικά ο δίσκος αποτελείται από τον πυρήνα, μια πηκτώδη μάζα πλούσια σε υδρόφιλες γλυκοσαμινογλυκάνες. Η σύσταση αυτή του πυρήνα υποβαθμίζεται με την πάροδο του χρόνου και ο πυρήνας σταδιακά αφυδατώνεται.

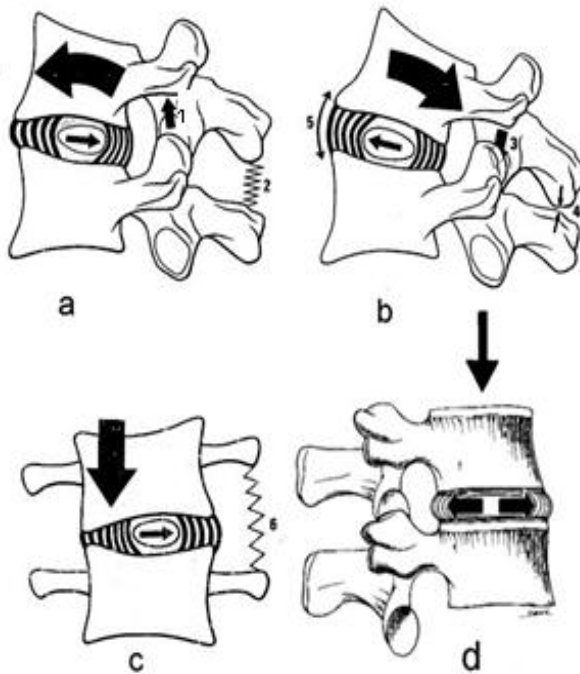
Η εσωτερική πηκτώδης μάζα του μεσοσπονδύλιου δίσκου περιβάλλεται εξωτερικά από μια εξαιρετικά ανθεκτική μοίρα, τον ινώδη δακτύλιο. Ο ινώδης δακτύλιος αποτελείται από ίνες κολλαγόνου που διατάσσονται σε συγκεκριμένα πέταλα. Οι δέσμες των ινών του κολλαγόνου προσανατολίζονται λοξά ως το εγκάρσιο επίπεδο και η φορά τους αντιστρέφεται μεταξύ των πετάλων (Εικ.1.7).



Εικόνα 1.7: Η μορφολογία τυπικού μεσοσπονδύλιου δίσκου [25].

Κατά τη διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων οι δίσκοι φορτίζονται με πολύπλοκο τρόπο και συνήθως υπόκεινται σε ένα συνδυασμό θλιπτικών, καμπτικών και στρεπτικών φορτίων.

Καθώς η σπονδυλική στήλη φορτίζεται θλιπτικά αναπτύσσεται πίεση στην ηλεκτώδη μάζα του πυρήνα. Καθώς τα υγρά είναι ασυμπίεστα ο πυρήνας αλλάζει σχήμα. Ουσιαστικά ο μεσοσπονδύλιος δίσκος μετατρέπει τα θλιπτικά φορτία που δέχεται σε εφελκυστικά λόγω της αλλαγής του σχήματός του (Εικ.1.8). Τα εφελκυστικά αυτά φορτία τα δέχονται οι ίνες κολλαγόνου που έχουν μεγάλη αντοχή σε εφελκυσμό. Με αυτό τον τρόπο αποσβένονται οι κραδασμοί μεταξύ των σπονδύλων και επιτυγχάνεται η ομαλή μεταφορά των φορτίων. Κάποιες χαρακτηριστικές τιμές των φορτίσεων που δέχονται οι μεσοσπονδύλιοι δίσκοι κατά τις καθημερινές δραστηριότητες παρουσιάζονται στον Πίνακα 1.1.



Εικόνα 1.8: Με το βέλος παρατηρεί κανείς την κατανομή των πιέσεων μέσα στον πυρήνα του μεσοσπονδύλιου δίσκου. α) Στην πρόσθια κάμψη οι πιέσεις κατανέμονται με τρόπο ώστε να εφελκύνονται οι ίνες κολλαγόνου στο πίσω μέρος του δίσκου, β) Στην οπίσθια κάμψη οι ίνες στο πρόσθιο μέρος, γ) Στην πλευρική κάμψη οι ίνες της αντίθετης πλευράς, δ) Υπό θλιπτικό φορτίο ο δίσκος εφελκύεται ακτινικά [25].

Δραστηριότητα	Πίεση στο εσωτερικό του δίσκου (kPa)	Θλιπτικό φορτίο (N)	% Υπερκείμενο Βάρους
Ορθοστασία	270	380	100
Πλευρική Κάμψη	620	870	230
Πρόσθια Κάμψη	710	990	260
Οπίσθια Κάμψη	720	1100	270
Πρόσθια Κάμψη + 40N σε κάθε χέρι	1620	2270	600

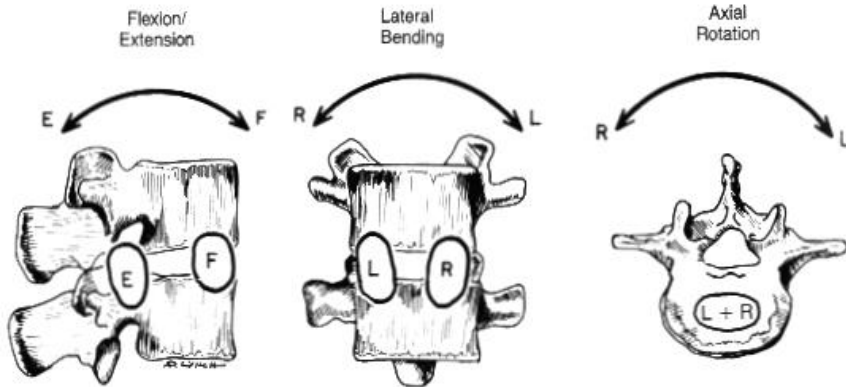
Πίνακας 1.1: Διάφορες τιμές των φορτίσεων στις οποίες υποβάλλεται ο μεσοσπονδύλιος δίσκος που παρεμβάλλεται μεταξύ των L3 και L4 σπονδύλων. Για τους υπολογισμούς χρησιμοποιείται σώμα βάρους 700N, από το οποίο το 53% βρίσκεται πάνω από τους L3-L4 [35].

1.2.3 Λειτουργική μονάδα της σπονδυλικής στήλης

Η λειτουργική μονάδα της σπονδυλικής στήλης είναι το μικρότερο τμήμα κίνησης το οποίο επιδεικνύει παρόμοιες εμβιομηχανικές ιδιότητες με αυτές της σπονδυλικής στήλης. Αποτελείται από δύο σπονδύλους, τον παρεμβάλλοντα μεσοσπονδύλιο δίσκο και τους αντίστοιχους συνδέσμους. Όπως και η σπονδυλική στήλη, έτσι και η λειτουργική μονάδα έχει έξι βαθμούς ελευθερίας κινήσεως (Εικ.1.9). Για τους εμβιομηχανικούς η μελέτη της λειτουργικής μονάδας έχει μεγάλη σημασία καθώς από αυτή εξάγονται χρήσιμα συμπεράσματα για ολόκληρη την σπονδυλική στήλη που είναι αρκετά δύσκολο να μελετηθεί.

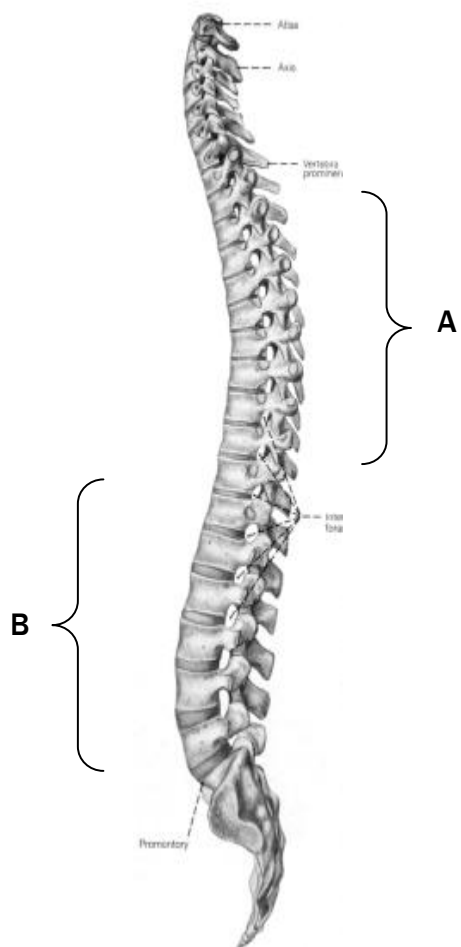
Λόγω της πολυπλοκότητάς του είναι εξαιρετικά δύσκολο να μετρηθεί κλινικά η κίνηση ενός μόνο τμήματος κίνησης. Ωστόσο μπορούν να δωθούν προσεγγιστικές τιμές για το εύρος κίνησης της σπονδυλικής στήλης. Το εύρος κίνησης είναι αυστηρά εξαρτώμενο από την ηλικία του ατόμου καθώς μειώνεται μέχρι και 30% στις περιπτώσεις ηλικιωμένων ανθρώπων. Παρόλα αυτά η περιστροφή

γύρω από τον άξονα φαίνεται να διατηρείται ακόμα και μετά την γήρανση. Διαφορές παρατηρούνται επίσης και μεταξύ των δύο φύλων. Στους άντρες σημειώνεται μεγαλύτερη δυνατότητα κίνησης στην κάμψη και στην επέκταση (extension) ενώ στις γυναίκες παρατηρείται μεγαλύτερη δυνατότητα στη πλάγια κάμψη (lateral flexion).



Εικόνα 1.9: Σχηματική απεικόνιση των βαθμών ελευθερίας μια τυπικής λειτουργικής μονάδας της οσφυϊκής μοίρας. Από αριστερά προς τα δεξιά διακρίνονται: πρόσθια και οπίσθια κάμψη, πλευρική κάμψη καθώς και η δυνατότητα περιστροφής γύρω από τον άξονα [35].

Η σπονδυλική στήλη θεωρείται σαν μια τροποποιημένη ελαστική ράβδος λόγω της ευελιξίας της, της δυνατότητας απόσβεσης κραδασμών που έχουν οι μεσοσπονδύλιοι δίσκοι και οι σπόνδυλοι καθώς και λόγω της σταθερότητας που παρέχεται σε αυτήν από τους συνδέσμους. Οι δύο κοιλότητες που σχηματίζει η σπονδυλική στήλη στο οβελιαίο επίπεδο-η κυφωτική και η λорδωτική (Εικ.1.10)- επίσης συνεισφέρουν στην ελαστική συμπεριφορά της, ενώ ταυτόχρονα της δίνουν τη δυνατότητα να δέχεται σημαντικά μεγαλύτερα φορτία απ'ότι αν ήταν ευθύγραμμη.



Εικόνα 1.10: Οι δύο κοιλότητες της σπονδυλικής στήλης. **A)** Κυφωτική, **B)** Λορδωτική [35].

1.3 Σπονδυλοδεσία

Σπονδυλοδεσία ονομάζεται η χειρουργική διαδικασία κατά την οποία δημιουργείται μια συμπαγής ένωση μεταξύ δυο ή περισσότερων σπονδύλων. Με τη δημιουργία της ένωσης αυτής οι χειρουργοί αποσκοπούν στην κατάργηση της σχετικής κίνησης του τμήματος που σπονδυλοδένεται. Έτσι θα αποκατασταθεί η σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης και θα γίνει δυνατή η ανάπτυξη συμπαγούς οστικής μάζας στον χώρο μεταξύ των σπονδύλων που σπονδυλοδένονται. Για την πραγματοποίηση της σπονδυλοδεσίας συνήθως εφαρμόζεται στην παθολογική περιοχή κάποιο σύστημα εσωτερικής σταθεροποίησης σε συνδυασμό με την τοποθέτηση οστικού μοσχεύματος.

1.3.1 Σταθερότητα και αστάθεια της σπονδυλικής στήλης

Λόγω της πολυπλοκότητας της κατάσκευης της σπονδυλικής στήλης, αλλά και των πολλών ιδιομορφιών της είναι σχεδόν αδύνατο να περιγραφούν οι όροι σταθερότητα και αστάθεια.

Όσο αφορά την αστάθεια, ο ευρύτερα αποδεκτός ορισμός οφείλεται στους White και Panjabi [4]. Επομένως με τον όρο αστάθεια περιγράφεται η κατάσταση κατά την οποία η σπονδυλική στήλη έχει απωλέσει την ικανότητά της να διατηρεί το φυσιολογικό της σχήμα, με ταυτόχρονη ύπαρξη νευρολογικής βλάβης ή μεγάλης δυσμορφίας ή πόνου που προκαλεί ανικανότητα. Εύκολα μπορεί να καταλάβει κάποιος ότι η κατάσταση η οποία μόλις περιγράφηκε μπορεί να οφείλεται σε πολλούς παράγοντες. Μερικοί από αυτούς είναι:

- κατάγματα της σπονδυλικής στήλης,
- παραμορφώσεις της σπονδυλικής στήλης,

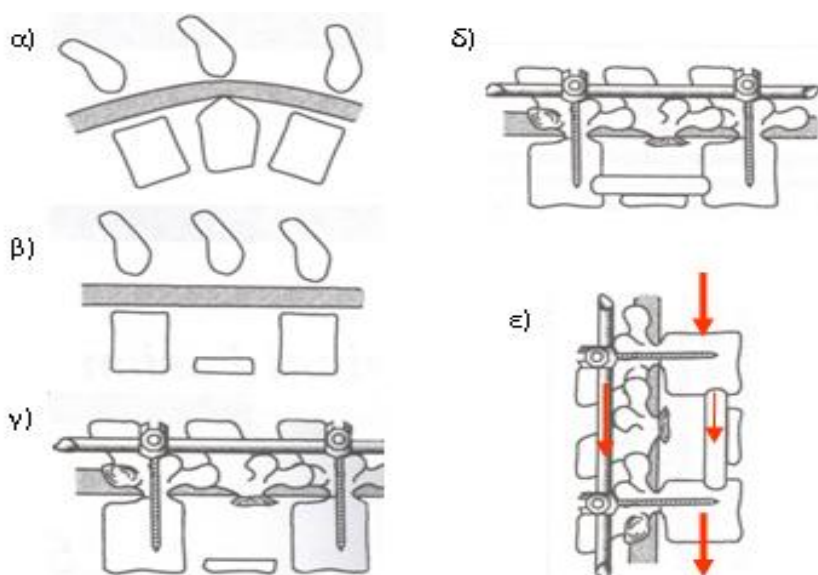
- εκφυλιστικές παθήσεις και
- περιπτώσεις όγκων της σπονδυλικής στήλης.

Με την ανάπτυξη της τεχνολογίας, της ιατρικής αλλά και με την συμβολή των πολλών εμβιομηχανικών μελετών που έχουν πραγματοποιηθεί τα τελευταία χρόνια, σήμερα η σπονδυλοδεσία θεωρείται η πλέον ενδεικνυόμενη μέθοδος θεραπείας της σπονδυλικής στήλης. Χαρακτηριστικά εκτιμάται ότι στις ΗΠΑ, πραγματοποιούνται σε ετήσια βάση περισσότερες από 300.000 σπονδυλοδεσίες [6].

1.3.2 Εσωτερική σταθεροποίηση με χρήση μεταλλικών εμφυτευμάτων

Παρά την συχνότητα με την οποία πραγματοποιούνται στις μέρες μας οι επεμβάσεις, η σπονδυλοδεσία παραμένει μια αρκετά πολύπλοκη διαδικασία που απαιτεί πολύ χρόνο και εμπειρία από το χειρουργό. Παρακάτω, θα επιχειρήσουμε να περιγράψουμε την διαδικασία με απλά βήματα.

Αρχικά θα θεωρήσουμε μια υπεραπλουστευμένη παθολογική κατάσταση [25] στην οποία μια οστική μάζα πιέζει τον νωτιαίο μυελό (Εικ.1.11α). Το πρώτο βήμα που ακολουθεί ο θεράπων ιατρός είναι να αφαιρέσει την οστική μάζα ώστε να αποσυμπιεσθεί ο νωτιαίος μυελός και να τοποθετήσει τον ασθενή με τέτοιο τρόπο ώστε η σπονδυλική του στήλη να επανέλθει στο φυσική της θέση (Εικ.1.11β). Ακολούθως με την χρήση ενός συστήματος οπίσθιας σταθεροποίησης θα γεφυρώσει μεταξύ τους τον υπερκείμενο και υποκείμενο σπόνδυλο της παθολογικής κατάστασης (Εικ.1.11γ). Στην περίπτωση της εικόνας το σύστημα που χρησιμοποιήθηκε αποτελούνταν από διαυχενικούς κοχλίες συνδεδεμένους με ράβδους. Τέλος στη θέση της οστικής μάζας που είχε αφαιρεθεί στην αρχή, θα τοποθετηθεί οστικό μόσχευμα (Εικ.1.11δ).



Εικόνα 1.11: Στάδια της διαδικασίας εσωτερικής σταθεροποίησης. α) Παθολογική κατάσταση, β) Αποσυμπίεση και επαναφορά στο αρχικό σχήμα, γ) Σταθεροποίηση, δ) Τοποθέτηση οστικού μοσχεύματος, ε) Τρόπος μεταφοράς των φορτίων μετά την επέμβαση [25].

Όπως καταλαβαίνει κανείς η σπονδυλοδεσία δεν είναι μια διαδικασία που επαναφέρει την σπονδυλική στήλη στην φυσιολογική της λειτουργία, αντίθετα περιορίζει πολλές από τις κινήσεις που εκτελεί καθημερινά ένας υγιής άνθρωπος. Μάλιστα όσο περισσότερα είναι τα σπονδυλικά επίπεδα που σπονδυλοδεύονται τόσο μειώνεται και το εύρος των κινήσεων του ασθενούς. Ωστόσο, μια επιτυχής σπονδυλοδεσία επαναφέρει την σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης και ανακουφίζει από τον πόνο. Έτσι μεταφέρονται τα φορτία εκτός της προβληματικής περιοχής μέχρι να αναπτυχθεί η απαιτούμενη οστική μάζα.

1.3.3 Συστήματα σπονδυλεσίας

Η ιστορία των συστημάτων σπονδυλοδεσίας ξεκινά το 1888 όταν ο B.F.Wilkins στο Κάνσας προσπάθησε να διορθώσει την σχετική μετατόπιση μετά από τραυματισμό των σπονδύλων ενός παιδιού. Το σύστημα του Wilkins ήταν κατασκευασμένο από άργυρο με προσμίξεις άνθρακα [7].

Την επόμενη χρονιά ο Handra περιέγραψε την θεραπεία παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης για άτομα που έπασχαν με Potts με την χρήση συρμάτων.

Η πρώτη αναφορά για την χρησιμοποίηση κοχλιών γίνεται από τον Don King ο οποίος περιέγραψε την διαδικασία τοποθέτησής τους και τις δυνατότητες που μπορεί να προσφέρει η χρήση του.

Αναπτύσσοντας την ιδέα του Don King, ο Boucher το 1959 προτείνει την χρήση βιδών που να κατευθύνονται στο σώμα του σπονδύλου.

Η σημαντικότερη εξέλιξη στον τομέα των συστημάτων σπονδυλοδεσίας έρχεται την δεκαετία του '50 από τον Paul Harrington. Ο Harrington παρουσίασε μια σύνθεση από ράβδους και άγκιστρα γνωστό ως Harrington Rod (Εικ.1.12) που σκοπό είχε αρχικά την θεραπεία της σκολίωσης.



Εικόνα 1.12: Τμήματα που αποτελούν το σύστημα Harrington. Διακρίνεται η ράβδος στο πάνω μέρος, τα άγκιστρα και οι μηχανισμοί στερέωσης.

Η σκολίωση με μηχανικούς όρους ορίζεται ως η πλευρική απόκλιση κάποιων σπονδύλων που οδηγεί την σπονδυλική στήλη να διαγράφει μια καμπύλη στο μετωπιαίο επίπεδο. Επιπρόσθετα παρουσιάζεται και μια αξονικής περιστροφής της σπονδυλικής στήλης.

Το σύστημα Harrington παρέχει ένα εσωτερικό μηχανισμό που επαναφέρει την σπονδυλική στήλη σε όρθια θέση. Τα άγκιστρα τοποθετούνται στα οπίσθια στοιχεία των σπονδύλων και ενώνονται μεταξύ τους με μια ράβδο. Ο διαστατικός αυτός μηχανισμός εφαρμόζεται στην κοιλότητα της καμπύλης (Εικ.1.13) που δημιουργεί η σκολίωση και πολλές φορές χρησιμοποιείται ενισχυτικός συμπιεστικός μηχανισμός στην κυρτότητα της καμπύλης. Η διαδικασία περιλαμβάνει επίσης την τοποθέτηση οστικού μοσχεύματος στην περιοχή για την επίτευξη καλύτερου αποτελέσματος. Το σύστημα διατηρεί την σπονδυλική στήλη σε όρθια θέση μέχρι την συγχώνευση του μοσχεύματος με το οστό, δηλαδή για μια περίοδο 9-12 μηνών. Κατά την περίοδο αυτή επιτυγχάνεται η επαναφορά της σπονδυλικής στήλης στην σωστή θέση λόγω του φαινομένου της χαλάρωσης.

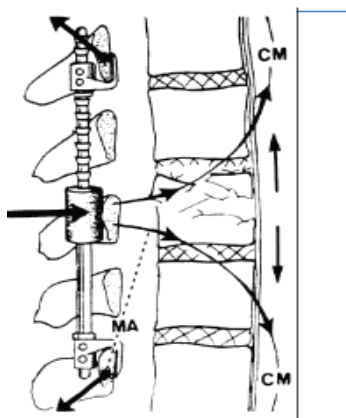


Εικόνα 1.13: Ακτινογραφία που απεικονίζει την τοποθέτηση συστήματος Harrington για την θεραπεία του ασθενή από σκολίωση.

Μια από τις εφαρμογές του συστήματος Harrington Rod ήταν και η χρησιμοποίησή του στην θεραπεία της κύφωσης (Εικ1.14). Ο εκτατικός μηχανισμός που βλέπουμε ενισχύεται με ένα μανίκι στο κέντρο της ράβδου. Με την προσθήκη αυτή εφαρμόζεται η αρχή της κάμψης τριών σημείων και διορθώνεται σημαντικά η κυφωτική περιοχή. Ο μηχανισμός αυτός είναι δημιούργημα των Zimmer και Edwards και είναι γνωστός ως Zimmer Edwards TM Rod Sleeve Devise.

Στην προσπάθειά του ο Eduardo Luque να βελτιώσει την αστάθεια που παρουσίαζε το σύστημα του Harrington σε στρέψη εισηγήθηκε την αντικατάσταση των αγκίστρων με σύρματα που θα τοποθετούνταν γύρω από τα πέταλα των σπονδύλων. Τόσο το σύστημα Harrington Rod όσο και αυτό του Eduardo Luque εγκαταλήφθηκαν σταδιακά λόγω της αυξημένης πιθανότητας παρεκτροπής τους.

Ο Roy Camille ήταν ο πρώτος που κατασκεύασε σύστημα σταθεροποίησης με διαυχενικούς κοχλίες. Λόγω των αποτελεσμάτων από την εφαρμογή του συστήματός του, η χρήση διαυχενικών κοχλίων έτυχε μεγάλης αποδοχής από την επιστημονική κοινότητα και οριστικοποίησε την χρήση των κοχλίων σε αρκετά συστήματα που κατασκευάστηκαν από τότε.



Εικόνα 1.14: Μηχανισμός Zimmer Edwards για την θεραπεία της σκολίωσης. Με τα βέλη παρατηρούμε την φορά των δυνάμεων που εφαρμόζουν στην σπονδυλική στήλη κάμψη τριών σημείων.

Οι Cotrel και Debousset κατάφεραν, συνδυάζοντας το

σύστημα άγκιστρο-ράβδος του Harrington με τα πλεονεκτήματα του τμηματικού συστήματος του Luque καθώς και την μεγάλη σταθερότητα που προσφέρει η χρήση διαυχενικών κοχλιών, να αναπτύξουν το δικό τους σύστημα οπίσθιας σπονδυλοδεσίας. Το σύστημα αυτό είναι γνωστό διεθνώς ως Cotrel-Debousset Instrumentation System. Η εφεύρεση των Cotrel και Debousset δεν παρουσιάζει τις αδυναμίες προηγούμενων συστημάτων, ενώ πετυχαίνει σε πολύ μεγάλο βαθμό την σταθεροποίηση της προβληματικής περιοχής.

Απόδειξη της σημασίας και των πολύ καλών αποτελεσμάτων που επιφέρει η χρήση διαυχενικών κοχλιών αποτελεί το μεγάλο πλήθος συστημάτων σπονδυλοδεσίας που αναπτύχθηκαν τα τελευταία χρόνια και κάνουν χρήση τέτοιων κοχλιών. Επιπρόσθετα εκπονούνται συνεχώς πολλές μελέτες που στόχο έχουν την βελτίωση των χαρακτηριστικών που πρέπει να έχει ένας διαυχενικός κοχλίας ώστε να επιτευχθούν τα βέλτιστα αποτελέσματα. Τέτοιες μελέτες οδήγησαν στη δημιουργία πολυαξονικών διαυχενικών κοχλιών (Εικ.1.15) που δίνουν την δυνατότητα στο χειρουργό να στρέψει την κεφαλή του κοχλία στο σημείο που επιθυμεί για να το προσαρτήσει καλύτερα στην ράβδο.

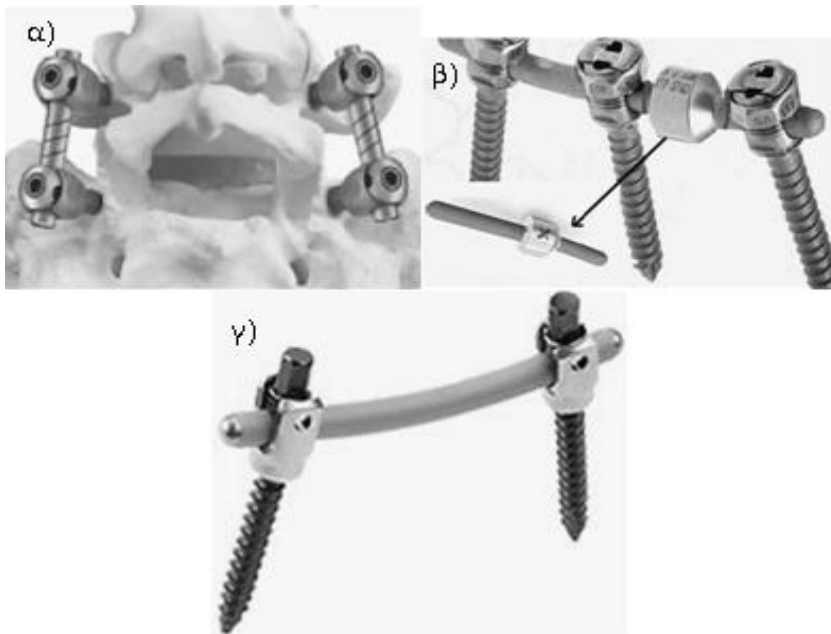


Εικόνα 1.15: Παράδειγμα πολυαξονικού κοχλίας [9].

Τα πρώτα συστήματα σπονδυλοδεσίας που αναπτύχθηκαν πετύχαιναν σχεδόν τέλεια σταθερότητα στην σπονδυλική στήλη και δεν επέτρεπαν καμία κίνηση μεταξύ των σπονδύλων. Το γεγονός ότι η οστική μάζα που θα αναπτυχθεί στην ελαττωματική περιοχή που σπονδυλοδεύεται καθώς και η ποιότητά της οφείλεται σε

μεγάλο βαθμό στο τασικό πεδίο που αναπτύσσεται, έθεσε σε αμφισβήτηση αυτά τα συστήματα καθώς δεν επέτρεπαν την φόρτιση της περιοχής και μεγάλωναν τον απαιτούμενο χρόνο ανάπτυξης οστικής μάζας.

Η ανάγκη για μείωση του χρόνου ανάπτυξης της οστικής μάζας οδήγησε στη δημιουργία των δυναμικών συστημάτων σπονδυλοδεσίας (Εικ.1.16). Τα συστήματα αυτά με την πάροδο του χρόνου χαλαρώνουν και επιτρέπουν μια σχετική κίνηση μεταξύ των σπονδύλων. Με τον τρόπο αυτό γίνεται μεταφορά των φορτίων στην σπονδυλοδεμένη περιοχή και μειώνεται ο χρόνος οστικής ανάπλασης ενώ ταυτόχρονα ελαττώνεται η πιθανότητα αστοχίας λόγω κόπωσης.



Εικόνα 1.16: Μερικώς άκαμπτα δυναμικά συστήματα σπονδυλοδεσίας. α) Accuflex Rod System, β) Isobar TTL Semi-Rigid Spinal System, γ) CD Horizon Legacy PEEK [8].

1.3.4 Επιπλοκές

Είναι πλέον κοινά αποδεκτό ότι με τη χρήση διαυχενικών κοχλίων έχουν βελτιωθεί σημαντικά οι επεμβάσεις σπονδυλοδεσίας [7, 10-12], αφού παρέχεται μια σταθερή στερέωση στην σπονδυλική στήλη. Ωστόσο η σπονδυλοδεσία παραμένει μια τεχνικά απαιτητική διαδικασία στην οποία είναι πιθανό να παρουσιαστούν αρκετές επιπλοκές. Οι επιπλοκές αυτές μπορεί να συμβούν είτε κατά την διάρκεια της επέμβασης είτε μετά από αυτή. Οι πιο συνηθισμένες είναι οι ακόλουθες:

- Λανθασμένη τοποθέτηση του κοχλία (Εικ.1.17)
- Κάταγμα του αυχένα
- Αστοχία του συστήματος
- Χαλάρωση της αγκύρωσης του κοχλία στο εσωτερικό του οστού που οδηγεί στην εξόλκευση
- Εμφάνιση μόλυνσης στην διεπιφάνεια οστού-κοχλία
- Εκφύλιση των παρακείμενων σπονδυλικών επιπέδων

Η επιπλοκή που παρουσιάζεται πιο συχνά κατά την διάρκεια της επέμβασης είναι η λανθασμένη τοποθέτηση του κοχλία, φτάνοντας μάλιστα σε ποσοστά μέχρι και 25% [14] σύμφωνα με την βιβλιογραφία. Τις περισσότερες όμως φορές δεν είναι δυνατό να γίνει αντιληπτή παρά μόνο μετεγχειρητικά. Αυτό συμβαίνει γιατί, ενώ στο χειρουργό δίνεται η εντύπωση ότι ο κοχλίας βρίσκεται εξ ολοκλήρου στην περιοχή του αυχένα του σπονδύλου, στην πραγματικότητα ο κοχλίας εμφανίζει μια κλίση στο εγκάρσιο επίπεδο κάτι που μπορεί να φανεί μέσα από μια αξονική τομογραφία. Για την ελαχιστοποίηση της πιθανότητας της επιπλοκής αυτής έχουν αναπτυχθεί τεχνικές ηλεκτρονικά υποβοηθούμενης τοποθέτησης [20-22], οι οποίες ωστόσο αυξάνουν την διάρκεια της επέμβασης κάτι που εμπεριέχει κινδύνους για την υγεία του ασθενούς.



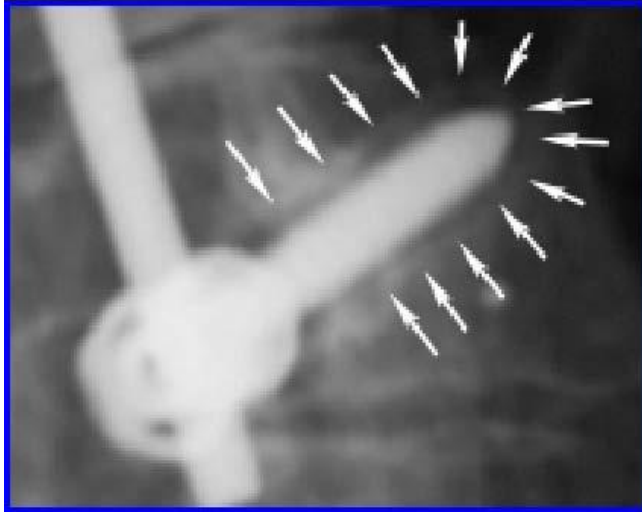
Εικόνα 1.17: Αξονική τομογραφία που παρουσιάζει τη λανθασμένη τοποθέτηση του κοχλίου, ο οποίος αντί να εισέλθει στο σώμα του σπονδύλου από τον αυχένα, διέρχεται από το σπονδυλικό τρήμα.

Για την περίπτωση της αστοχίας του κοχλίου, στην βιβλιογραφία αναφέρονται ποσοστά από 2% [10] μέχρι 12,1% [26]. Η επιπλοκή αυτή εμφανίζεται στους ασθενείς πολύ μετά την επέμβαση και στην πλειονότητα αυτών έχει επιτευχθεί συμπαγής σπονδυλοδεσία. Επιπρόσθετα θεωρείται εξαιρετικά απομακρυσμένο το ενδεχόμενο να αναπτυχθούν στο εσωτερικό του σώματος φορτία τέτοια που να οδηγήσουν σε αστοχία τον κοχλίου, που είναι κατασκευασμένος από μέταλλα με μεγάλη αντοχή, χωρίς πρώτα να αστοχήσει το οστό. Από το συνδυασμό των δυο αυτών γεγονότων προκύπτει ότι το πιθανότερο αίτιο της αστοχίας αυτής είναι η κόπωση του κοχλίου.

Όσον αφορά την χαλάρωση της αγκύρωσης του κοχλίου στο εσωτερικό του οστού, που προκαλεί τελικά την εξόγκευση του κοχλίου, οι αναφορές στην βιβλιογραφία ποικίλουν από 0,6% μέχρι 11% [24].

Η εμφάνιση μόλυνσης στην διεπιφάνεια οστού-κοχλίου αποτελεί αρκετά μεγάλο πρόβλημα, αν και σε κάποιες περιπτώσεις μπορεί να αντιμετωπιστεί πλήρως με την κατάλληλη φαρμακευτική αγωγή. Τα ποσοστά εμφάνισης της συγκεκριμένης επιπλοκής φτάνουν το 7,5%. Επειδή οι μολύνσεις οφείλονται σε εξωτερικούς

παράγοντες, πιθανή μείωση της διάρκειας της χειρουργικής διαδικασίας μάλλον θα επιφέρει μείωση και του ποσοστού εμφάνισης της μόλυνσης [10, 25].



Εικόνα 1.18: Η χαλάρωση του μολυσμένου κοχλία γίνεται αντιληπτή από την έντονη περιοχή γύρω του.

Το σύνδρομο της εμφάνισης εκφυλισμού στα παρακείμενα σπονδυλικά επίπεδα αποτελεί ένα από τα σημαντικότερα επακόλουθα που επηρεάζουν τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα της σπονδυλοδεσίας και επιβάλλουν χειρουργική επέμβαση σε ποσοστό μέχρι 16,8% σύμφωνα με την βιβλιογραφία. Παρόλο που ο εκφυλισμός αυτός μπορεί να θεωρηθεί σαν μέρος της φυσιολογικής γήρανσης, εντούτοις το φαινόμενο μάλλον συνδέεται και με τις αλλαγές των τάσεων που αναπτύσσονται λόγω της σπονδυλοδεσίας. Οι τάσεις αυτές αυξάνονται σημαντικά σαν αποτέλεσμα της σταθεροποίησης ενός ή περισσότερων σπονδυλικών μονάδων.

2^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ: Πειραματική μελέτη εξόλκευσης διαυχενικών κοχλιών

2.1 Εισαγωγή

Με τον όρο πειραματική μελέτη του φαινομένου εξόλκευσης διαυχενικού κοχλία αναφερόμαστε στη μέτρηση της μέγιστης δύναμης που απαιτείται για τον πλήρη διαχωρισμό κοχλία από το συνθετικό οστό στο οποίο βρίσκεται τοποθετημένος. Οι παράγοντες που επηρεάζουν τη δύναμη αυτή είναι τα γεωμετρικά και κατασκευαστικά χαρακτηριστικά του κοχλία, η τεχνική τοποθέτησής του καθώς και οι μηχανικές ιδιότητες του οστού [13,14].

Η μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία προέβλεπε την πειραματική μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς του συστήματος μεταλλικός κοχλίας - οστού σε τρεις φάσεις.

Αρχικά μελετήθηκε η επίδραση των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού στο οποίο βρίσκεται τοποθετημένος ο κοχλίας στη δύναμη εξόλκευσης. Συγκεκριμένα μελετήθηκε πειραματικά η σταθερότητα συγκράτησης δύο τυπικών, κυλινδρικών, διαθέσιμων στο εμπόριο διαυχενικών κοχλιών που τοποθετήθηκαν διαδοχικά σε τρία συνθετικά δοκίμια οστού με διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες.

Στη συνέχεια έγινε μελέτη για να προσδιοριστεί η επίδραση της κωνικότητας στην μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού. Για την υλοποίηση της μελέτης χρησιμοποιήθηκαν δύο τυπικοί κωνικοί διαυχενικοί κοχλίες.

Τέλος μελετήθηκε πειραματικά η επίδραση του πορώδους στην μέγιστη δύναμη εξόλκευσης. Για τη μελέτη χρησιμοποιήθηκε

ειδικά σχεδιασμένο πορώδες δοκίμιο συνθετικού οστού.

Στα πλαίσια του κεφαλαίου αυτού θα παρουσιαστεί αναλυτικά η πειραματική διαδικασία και τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής.

2.2 Μέθοδος

Σύμφωνα με το πρότυπο ASTM-F543-02 [17] η σταθερότητα συγκράτησης ενός οστικού κοχλίου μπορεί να ποσοτικοποιηθεί με την μέτρηση της δύναμης εξόλκευσής του.

2.2.1 Υλικά

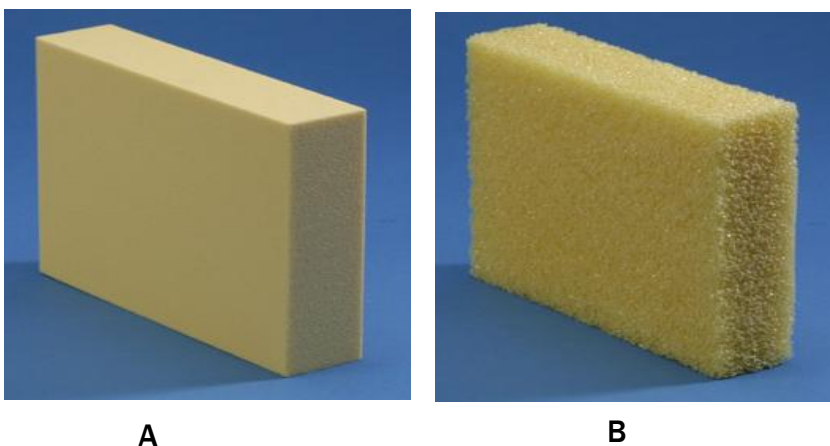
2.2.1.1 Συνθετικό Οστόν

Τα δοκίμια του συνθετικού οστού που χρησιμοποιήθηκαν στην πειραματική μελέτη είναι κατασκευασμένα από πολυουραιθάνη (Solid Rigid Polyurethane Foam (SRPF)). Έγινε χρήση τριών διαφορετικής πυκνότητας υλικών που είχε σαν αποτέλεσμα τα υλικά να παρουσιάζουν διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες.

Η SRPF (Εικ.2.1Α) χρησιμοποιείται κυρίως στην πειραματική διαδικασία σαν εναλλακτικό του ανθρώπινου σπογγώδες οστού. Ενώ το προϊόν αυτό δεν κατασκευάζεται με σκοπό την αναπαραγωγή των μηχανικών ιδιοτήτων του ανθρώπινου οστού, εν τούτοις, λόγω της σταθερότητας και της ομοιομορφίας του στις διάφορες φορτίσεις παρέχει ιδιότητες στο εύρος των ιδιοτήτων του σπογγώδες οστού. Οι σχετικές μηχανικές ιδιότητες για σύγκριση με το ανθρώπινο σπογγώδες οστόν είναι πιθανό να διαφέρουν ανάλογα με το πρότυπο της πειραματικής διαδικασίας που θα χρησιμοποιηθεί. Συγκεκριμένα στο πρότυπο [ASTM F-1839-08](#) [26] ("Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing

Orthopaedic Devices and Instruments") αναφέρεται ότι "The uniformity and consistent properties of rigid polyurethane foam make it an ideal material for comparative testing of bones screws and other medical devices and instruments".

Για την πειραματική μελέτη της επίδρασης του πορώδους στην μέγιστη δύναμη εξόλκευσης το δοκίμιο συνθετικού οστού που χρησιμοποιήθηκε ήταν κατασκευασμένο από πορώδη πολουραιθάνη (Cellular Rigid Polyurethane Foam(CRPF)). Η εμφάνιση της CRPF (Εικ.2.1B) ταιριάζει καλύτερα σε αυτή του σπογγώδους οστού, ωστόσο παρέχει λιγότερο σταθερά και ομοιόμορφα αποτελέσματα [26].



Εικόνα 2.1: Τυπικά δοκίμια πολουραιθάνης που είναι διαθέσιμα στο εμπόριο. A) SRPF (10PFC), B) CRPF (10PFC Cellural). Είναι εμφανής η ομοιότητα της CRPF με το σπογγώδες οστό. Τονίζεται ότι τα δύο υλικά έχουν την ίδια πυκνότητα [26].

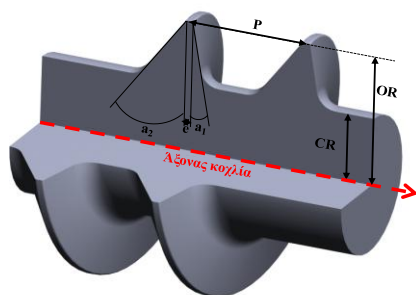
Η πυκνότητα καθώς και οι μηχανικές ιδιότητες τόσο της SRPF όσο και της CRPF παρουσιάζονται αναλυτικά στον πίνακα 2.1. Ενδεικτικά στην τελευταία στήλη του πίνακα παρουσιάζονται για συγκριτικούς σκοπούς οι τιμές των αντίστοιχων ιδιοτήτων κράματος τιτανίου από το οποίο είναι κατασκευασμένοι οι διαυχενικοί κοχλίες.

	Συνθετικό οστού					Κράμα τιτανίου (Ti-6Al-4V)
	Πυκνότητα	0,16g/cc	24g/cc	48g/cc	0,16g/cc Cellural	4430 g/cc
Εφελκυσμός	Μέτρο ελαστικότητας	86 MPa	173 MPa	592 MPa		110x10 ³ MPa
	Τάση διαρροής	2,1 MPa	3,7 MPa	12 MPa		860 MPa
Θλίψη	Μέτρο ελαστικότητας	58 MPa	123 MPa	445 MPa	23 MPa	110x10 ³ MPa
	Τάση διαρροής	2,2 MPa	4,9 MPa	18 MPa	2,3 MPa	860 MPa
Διάτμηση	Μέτρο ελαστικότητας	19 MPa	33 Mpa	87 MPa		~42x10 ³ MPa
	Τάση διαρροής	1,6 MPa	2,8 MPa	7,6 MPa		~500 MPa

Πίνακας 2.1: Οι μηχανικές ιδιότητες των SRPF και CRPF στις διάφορες φορτίσεις. Η τελευταία στήλη αφορά τις μηχανικές ιδιότητες κράματος τιτανίου από το οποίο είναι κατασκευασμένος ο κοχλίας.

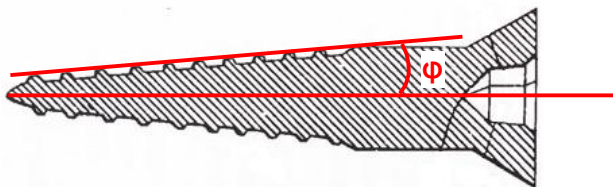
2.2.1.2 Διαυχενικοί Κοχλίες

Για την περιγραφή της γεωμετρίας ενός κοχλία απαιτείται η γνώση κάποιων βασικών γεωμετρικών ποσοτήτων όπως, η εξωτερική και η εσωτερική ακτίνα, το βήμα, η κλίση και το πάχος των κορυφών του σπειρώματος. Η κλίση του σπειρώματος ορίζεται από δύο γωνιές (Εικ.2.2).



Εικόνα 2.2: Τα βασικά μεγέθη που περιγράφουν ένα κοχλία [25].

Στην περίπτωση των κωνικών κοχλιών είναι απαραίτητη η γνώση ενός επιπλέον μεγέθους για την περιγραφή του κοχλία. Το μέγεθος αυτό είναι η γωνία κωνικότητας (Εικ2.3).

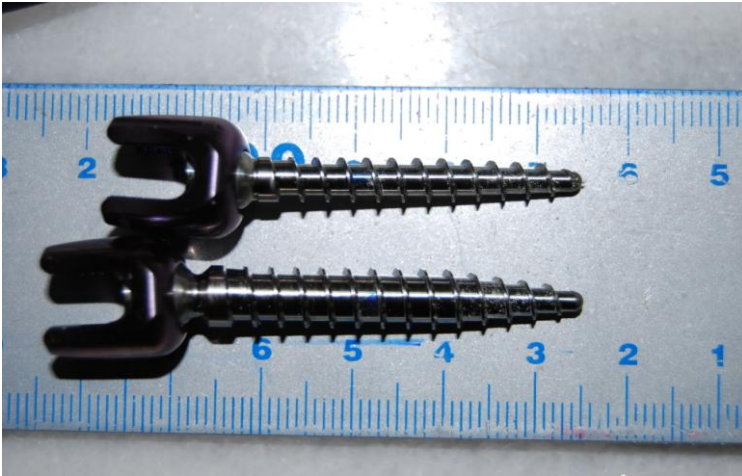


Εικόνα 2.3: Σχηματική απεικόνιση της γωνίας κωνικότητας (ϕ) του κοχλία.

Οι κοχλίες που χρησιμοποιήθηκαν για την πειραματική μελέτη ήταν οι CD Horizon Legacy 6.5 (CDH6.5) και CD Horizon Legacy 7.5 (CDH7.5) της εταιρίας Medtronic Sofamor Danek καθώς και οι κωνικοί κοχλίες RL και RS. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά παρατείνονται στον Πίνακα 2.2.

		Κοχλίας:			
Μεγέθη:	Σύμβολο:	CDH6,5	CDH7,5	RS	RL
Εξωτερική ακτίνα	OR	3,25mm	3,75mm	-	-
Εσωτερική ακτίνα	CR	2,25mm	2,75mm	-	-
Βάθος σπειρώματος	D	1,00mm		1,60mm	
Γωνίες κλίσης	$\alpha_1 \alpha_2$	5° 25°		5° 20°	
Βήμα	P	2,70mm		2,80mm	
Πάχος κορυφών σπειρώματος	e	0,20mm		0,15mm	
Αρχική Διάμετρος	δ	-		2,50mm	
Αριθμός Σπειρών με Κωνικότητα	n	-		6	
Γωνία Κωνικότητας	φ	-		2,5°	7°

Πίνακας 2.2: Γεωμετρικά χαρακτηριστικά των κοχλιών που χρησιμοποιήθηκαν στα πειράματα.



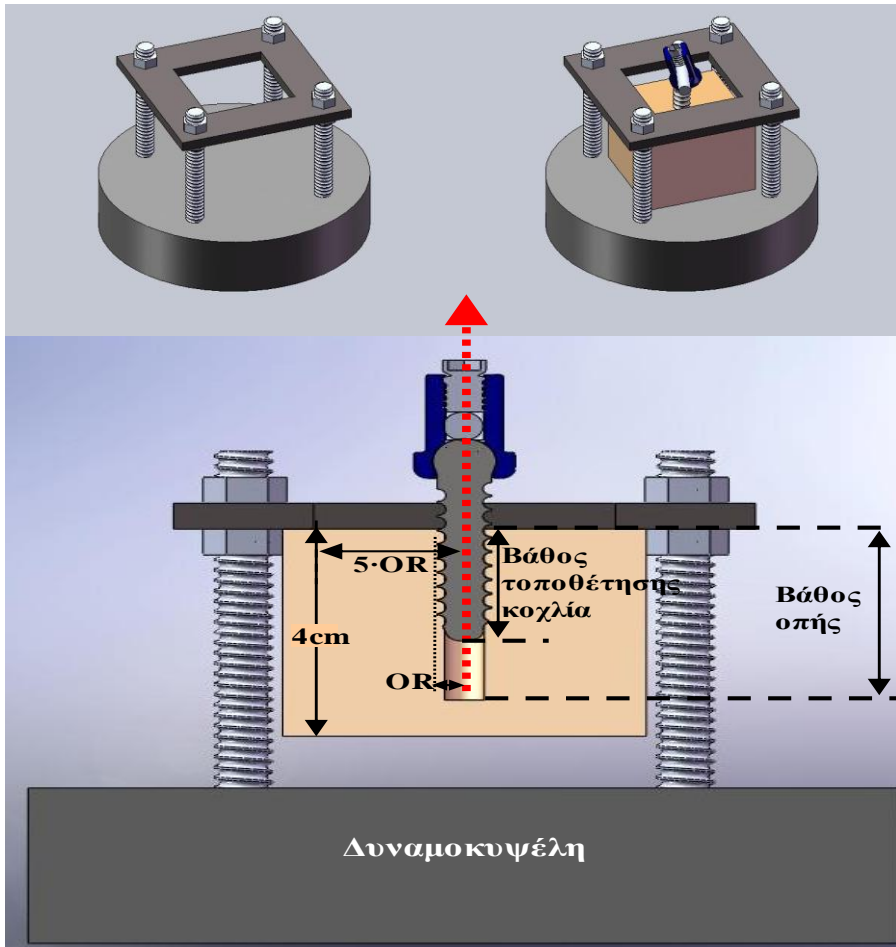
Εικόνα 2.4: Οι δύο κωνικοί κοχλίες που χρησιμοποιήθηκαν για την πραγματοποίηση των πειραμάτων.

2.2.2 Πειραματική διαδικασία μέτρησης της δύναμης εξόλκευσης

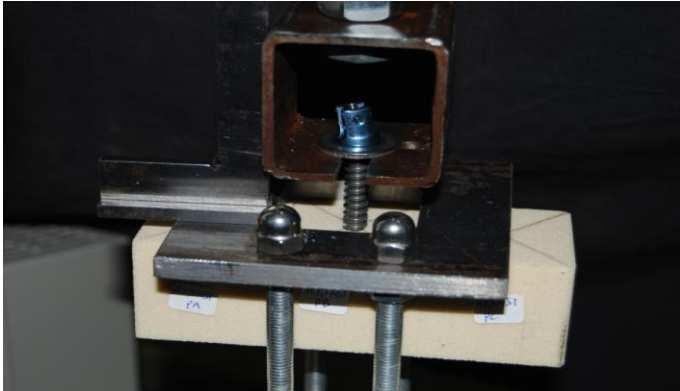
Για την υλοποίηση της πειραματικής διαδικασίας που επιλέχθηκε για την μέτρηση της δύναμης εξόλκευσης ο οστικός κοχλίας τοποθετούνταν στο υπό μελέτη δοκίμιο συνθετικού οστού. Κατά την τοποθέτηση υπήρχε η απαίτηση ο άξονας του κοχλίου να είναι κάθετος στο επίπεδο του δοκιμίου ώστε η δύναμη εξόλκευσης να είναι πράγματι η μετρούμενη και όχι μια συνιστώσα αυτής. Για να αποφευχθεί ο επηρεασμός των αποτελεσμάτων, το πρότυπο της πειραματικής διαδικασίας που επιλέχθηκε προέβλεπε ότι ο κοχλίας επρέπε να απέχει από τα σημεία στήριξης του δοκιμίου απόσταση ίση ή και μεγαλύτερη από το πενταπλάσιο της εξωτερικής του ακτίνας (Εικ.2.5). Έτσι, η στήριξη του κυβικού δοκιμίου έγινε με την χρήση μεταλλικού πλαισίου με ειδικά διαμορφωμένη τετραγωνική οπή στο κέντρο του.

Η τοποθέτηση του κοχλίου στο πλαίσιο φόρτισης έγινε με τη βοήθεια ενός τετραγωνικού μεταλλικού σωλήνα. Στη μια επιφάνεια του σωλήνα ανοίχθηκε διάυλος με διάμετρο μεγαλύτερη της εξωτερικής ακτίνας του κοχλίου και μικρότερη από την κεφαλή του. Αυτό επέτρεπε στον κοχλίο να εισέρχεται συρταρωτά στο σωλήνα χωρίς να υπάρχει κίνδυνος να εξέλθει από αυτό κατά την φόρτιση

(Εικ.2.6). Ο σωλήνας αναρτήθηκε στο πλαίσιο φόρτισης με μηχανισμό που του επέτρεπε μεγάλη ελευθερία κινήσεων.



Εικόνα 2.5: Σχηματική απεικόνιση του μεταλλικού πλαισίου που συγκρατεί το δοκίμιο, καθώς και μια οβελιαία τομή του [25].



Εικόνα 2.6: Φωτογραφία της πειραματικής διάταξης κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας. Διακρίνεται ο τετραγωνικός σωλήνας στον οποίο εισέρχεται συρταρωτά ο κοχλίας.

Η ελευθερία αυτή των κινήσεων επέτρεπε στο σύστημα να ευθυγραμμίζεται κατά την επιβολή του φορτίου. Το πείραμα πραγματοποιούνταν με την επιβολή μετατόπισης στο σύστημα με σταθερό ρυθμό ίσο με $0,01\text{mm/sec}$ μέχρι τον πλήρη διαχωρισμό του κοχλίας από το συνθετικό οστόύν. Το πλαίσιο φόρτισης ήταν συνδεδεμένο με ηλεκτρονικό υπολογιστή στον οποίο καταγραφόταν η δύναμη εξόλκευσης και η μετατόπιση με ρυθμό 10Hz . Για την κάθε δοκιμή πραγματοποιήθηκαν έξι επαναλήψεις ώστε να υπολογιστεί η μέση τιμή της δύναμης εξόλκευσης, της μετατόπισης καθώς και οι τυπικές τους αποκλίσεις.

2.2.3 Τεχνική τοποθέτησης

Η τοποθέτηση του κοχλίας έγινε σε οπή με σπείρωμα το οποίο είχε ανοιχθεί με την χρήση σπειρωτόμου (Εικ.2.7). Αρχικά στο δοκίμιο συνθετικού οστού ανοιγόταν μια κυλινδρική οπή οδηγός με διάμετρο 4mm και βάθος $3,5\text{mm}$. Στη συνέχεια ανοιγόταν θηλυκό σπείρωμα με τρεις σπειρωτόμους της ίδιας κατασκευάστριας εταιρίας με τον κοχλίας διαμέτρου $5,5\text{mm}$, $6,5\text{mm}$ και $7,5\text{mm}$ αντίστοιχα. Η διαδοχική χρήση των σπειρωτόμων εξασφάλιζε την συνέπεια με την χειρουργική

πρακτική.

Τελικά ο κοχλίας τοποθετούνταν στο συνθετικό οστόν με το χέρι και με τη βοήθεια κατάλληλου βιδολόγου ο οποίος περιόριζε την πολυαξονικότητά του σε βάθος 20mm. Με την επιλογή μικρότερου βάθους εισχώρησης του κοχλία από την οπή οδηγό και θηλυκό σπειρώμα ίδιας διαμέτρου με την εξωτερική διάμετρο του κοχλία επιτεύχθηκε η αρχική κατάσταση να είναι ελεύθερη τάσεων.



Εικόνα 2.5: Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την διάνοιξη του θηλυκού σπειρώματος και την τοποθέτηση των κοχλιών. Διακρίνονται οι κοχλίες, το κοχλιοστρόφιο και οι τρεις σπειρωτόμοι διαφορετικής διαμέτρου [25].

2.3 Πειραματική μελέτη

2.3.1 Μελέτη της επίδρασης των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού στο οποίο βρίσκεται τοποθετημένος ο κοχλίας στη δύναμη εξόλκευσης

Για την παραμετρική μελέτη της επίδρασης των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού στο οποίο βρίσκεται τοποθετημένος ο κοχλίας στη δύναμη εξόλκευσης χρησιμοποιήθηκαν τρία υλικά διαφορετικών μηχανικών ιδιοτήτων. Στον πίνακα 2.3

παρουσιάζονται οι διαφορετικές περιπτώσεις που εξετάστηκαν. Επιπρόσθετα για το κάθε υλικό έγιναν δοκιμές και με δυο οστικούς κοχλίες. Αυτοί ήταν οι κυλινδρικοί κοχλίες CDH 7,5 και CDH 6,5. Οι δυο αυτοί κοχλίες έχουν ίδια όλα τα γεωμετρικά τους χαρακτηριστικά, εκτός από την εξωτερική ακτίνα. Επομένως η σύγκριση της μέγιστης δύναμης εξόλκευσης που προέκυψε από τους κοχλίες αυτούς για το ίδιο υλικό θα μας δώσει και μια εικόνα για την επίδραση της εξωτερικής ακτίνας στην δύναμη εξόλκευσης.

α/α	Περίπτωση	Πυκνότητα (g/cc)	Κοχλίας	
1	10PFC	0,16	CDH 7,5	CDH 6,5
2	15PFC	0,24	CDH 7,5	CDH 6,5
3	30PFC	0,48	CDH 7,5	CDH 6,5

Πίνακας 2.3: Οι τρεις περιπτώσεις που μελετήθηκαν για την επίδραση της πυκνότητας στην δύναμη εξόλκευσης.



Εικόνα 2.6: Οι κυλινδρικοί κοχλίες που χρησιμοποιήθηκαν για την πειραματική διαδικασία. A) CD Horizon Legacy 7.5, B) CD Horizon Legacy 6.5.

2.3.2 Μελέτη της επίδρασης της κωνικότητας στην μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού

Για την πραγματοποίηση της μελέτης της επίδρασης της κωνικότητας στην μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού στην δύναμη εξολκείωσης χρησιμοποιήθηκαν δύο διαυχενικοί κοχλίες που διαφέρουν μόνο στη γωνία κωνικότητας. Οι κοχλίες RS και RL που χρησιμοποιήθηκαν παρουσιάζουν μια ιδιαιτερότητα στην κατασκευή τους καθώς έχουν ένα κωνικό μέρος και ένα κυλινδρικό (Εικ.2.7). Για το λόγο αυτό ακολουθήθηκε διαφορετικός τρόπος προετοιμασίας των δοκιμών. Συγκεκριμένα, στα δοκίμια ανοιγόταν μόνο οπή οδηγός διαμέτρου 2.5mm, όση είναι και η διάμετρος στην ακμή του κάθε κοχλίου. Στη συνέχεια οι κοχλίες βιδώνονταν στο συνθετικό οστό με χρήση κοχλιοστροφίου σε βάθος 20mm. Αυτό είχε σαν αποτέλεσμα ο κοχλίας να συμπιέζει ακτινικά το δοκίμιο καθώς εισέρχεται σε αυτό. Έτσι το εσωτερικό του δοκιμίου δεν ήταν ελεύθερο τάσεων. Στον πίνακα 2.4 παρουσιάζονται οι περιπτώσεις που μελετήθηκαν.

α/α	Περίπτωση	Δοκίμιο	Διάμετρος οπής οδηγού	Βάθος οπής οδηγού
1	RL	10PFC	2,5mm	20mm
2	RS	10PFC	2,5mm	

Πίνακας 2.4: Οι περιπτώσεις που μελετήθηκαν για την επίδραση της κωνικότητας στην μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστό στην δύναμη εξολκείωσης.



Εικόνα 2.6: Οι κωνικοί κοχλίες που χρησιμοποιήθηκαν για την πειραματική διαδικασία. Α) RL, Β) RS.

2.3.3 Πειραματική μελέτη της επίδρασης του πορώδους στη μέγιστη δύναμη εξόλκευσης

Για τη μελέτη της επίδρασης του πορώδους στη μέγιστη δύναμη εξόλκευσης χρησιμοποιήθηκε το υλικό 10PFC Cellural. Πραγματοποιήθηκαν δοκιμές με τους κοχλίες CD Horizon Legacy 6.5 (CDH6.5) και CD Horizon Legacy 7.5 (CDH7.5) που τοποθετήθηκαν στα δοκίμια αφού πρώτα ανοίχθηκε σε αυτά θηλυκό σπείρωμα ίσης διαμέτρου με του κοχλία (Πιν. 2.5). Στις συγκεκριμένες δοκιμές το βάθος εισχώρησης ήταν 30mm.

α/α	Υλικό	Περίπτωση	Διαστάσεις κυλινδρικής οπής οδηγού	
			Διάμετρος Σπειρώματος (mm)	Βάθος (mm)
1	10PFC Cellural	CDH7.5	7,5	30
		CDH6.5	6,5	30

Πίνακας 2.5: Οι περιπτώσεις που μελετήθηκαν για τη CFPR.

2.4 Αποτελέσματα

2.4.1 Μελέτη της επίδρασης των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού στο οποίο βρίσκεται τοποθετημένος ο κοχλίας στη δύναμη εξόλκευσης

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την πειραματική διαδικασία της μελέτης της επίδρασης της πυκνότητας του συνθετικού οστού παρουσιάζονται συνολικά στους πίνακες 2.6 και 2.7. Επιπρόσθετα στις εικόνες 2.7, 2.9, 2.11, 2.13, 2.15 και 2.17 μπορεί να παρατηρήσει κανείς τις καμπύλες δύναμης-μετατόπισης που προκύπτουν από την πειραματική διαδικασία. Επιπρόσθετα στις εικόνες 2.8, 2.10, 2.12, 2.14, 2.16 και 2.18 απεικονίζεται μια

εγκάρσια τομή του δοκιμίου ώστε να διαπιστωθεί η επιφάνεια αστοχίας για κάθε περίπτωση ξεχωριστά.

Η αρχική παρατήρηση που προκύπτει από την πειραματική διαδικασία αφορά τον τρόπο αστοχίας του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού. Σε όλες τις περιπτώσεις που μελετήθηκαν το συνθετικό οστό αστοχεί λόγω διατμητικών φορτίων που ασκούνται σε αυτό αφού ο κοχλίας παρασύρει το υλικό που βρίσκεται μεταξύ των σπειρών του καθώς εξέρχεται από αυτό. Η περιοχή αστοχίας έχει την μορφή κυλίνδρου με διάμετρο ίση με την εξωτερική διάμετρο του κοχλίου.

Επίσης παρατηρούμε ότι η αύξηση στην πυκνότητα του υλικού επιφέρει αύξηση τόσο της δύναμης που απαιτείται για την εξόλκευση του κοχλίου όσο και της μετατόπισης εξόλκευσης αλλά και της στιβαρότητας του συστήματος κοχλίας - συνθετικό οστό.

Συγκεκριμένα, η αύξηση της πυκνότητας κατά 50% (από 16g/cm^3 σε 24g/cm^3) επιφέρει 86% και 97% αύξηση στην δύναμη εξόλκευσης για τους κοχλίες CDH7.5 και CDH6.5 αντίστοιχα, ενώ η αύξηση που παρατηρείται στην στιβαρότητα είναι 143% και 35% αντίστοιχα. Για τον κοχλίο CDH6.5 προκύπτει αύξηση της μετατόπισης εξόλκευσης κατά 21%, δεν συμβαίνει το ίδιο όμως για τον CDH7.5 για τον οποίο παρατηρείται μείωση 19%. Οι μεταβολές που αναφέρονται πιο πάνω είναι στατιστικώς σημαντικές. Στην περίπτωση του κοχλίου CDH7.5 οι συντελεστές στατιστικής σημαντικότητας είναι $2.3\text{e-}5$ για την δύναμη εξόλκευσης, $2.2\text{e-}3$ για την στιβαρότητα και 0.03 για την μετατόπιση ενώ οι αντίστοιχες για τον κοχλίο CDH6.5 είναι $3\text{e-}8$, $9.6\text{e-}4$ και 0.017.

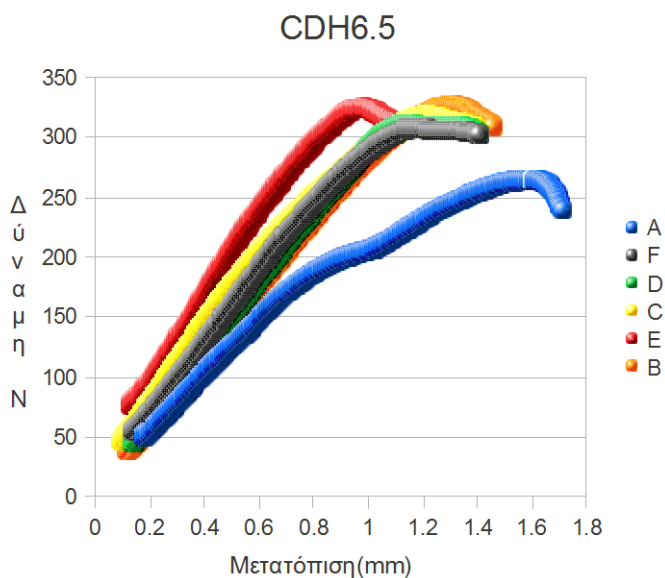
Στην σύγκριση των αποτελεσμάτων για τα υλικά 15PFC και 30PFC, για τα οποία η αύξηση της πυκνότητας ήταν της τάξης του 100% (από 24g/cm^3 σε 48g/cm^3), η δύναμη εξόλκευσης σχεδόν τετραπλασιάστηκε και για τους δύο κοχλίες (αύξηση 289%). Όσο αφορά την στιβαρότητα σε αυτή παρατηρήθηκε αύξηση της τάξης του 78% για τον κοχλίο CDH7.5 και 63% για τον CDH6.5. Τέλος οι αυξήσεις στην μετατόπιση εξόλκευσης είναι 113% και 158% αντίστοιχα για τους δύο κοχλίες. Και σε αυτή την σύγκριση οι μεταβολές έχουν στατιστική σημασία. Οι τιμές των συντελεστών στατιστικής σημαντικότητας υπολογίζονται σε $4.5\text{e-}7$ για την δύναμη εξόλκευσης, $1.6\text{e-}5$ για τη στιβαρότητα και $3.5\text{e-}7$ για την μετατόπιση εξόλκευσης. Οι τιμές αυτές αφορούν τον κοχλίο CDH7.5. Οι αντίστοιχες τιμές για τον κοχλίο CDH6.5 υπολογίζονται σε $3.5\text{e-}6$, $9.4\text{e-}4$ και $5.2\text{e-}6$.

Υλικό:	10PFC			15PFC			30PFC		
α/α δοκιμής	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)
a	265	1.62	231	586	1.61	314	0	0	0
b	326	1.32	282	608	1.45	360	2509	2.87	929
c	318	1.25	303	588	1.67	369	2422	2.61	1022
d	311	1.14	295	613	1.59	410	2322	2.35	1076
e	24	1.02	355	644	1.42	472	2270	2.29	1059
f	308	1.20	300	616	1.41	467	2338	2.35	1070
Μέση τιμή	309	1.27	294	609	1.52	399	2372	2.49	1031
Τυπική απόκλιση μέσης τιμής	23	2.05	40	21	0.11	63	94	0.24	61
Σχετικό σφάλμα (%)	7.2	16	13.5	3.5	7	15.7	3.9	9.7	5.9

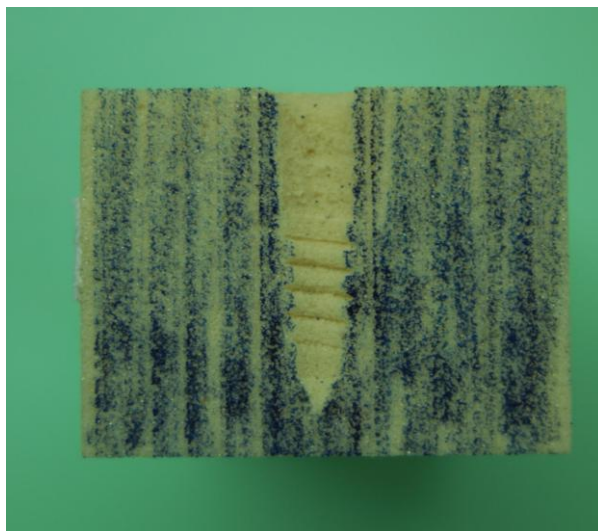
Πίνακας 2.6: Τα αποτελέσματα της πειραματικής μελέτης για τα υλικά 10PFC, 15PFC και 30PFC. Οι τιμές αφορούν τις δοκιμές που έγιναν με τον κοχλία CDH6.5.

Υλικό:	10PFC			15PFC			30PFC		
α/α δοκιμής	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)
a	331	1.51	194	0	0	0	2347	2.29	1090
b	331	1.48	195	636	1.01	762	2332	1.74	1441
c	310	1.28	286	639	1.14	551	2435	1.91	1387
d	338	1.17	348	609	1.11	647	2439	1.83	1470
e	349	1.37	358	609	0.94	703	2439	1.73	1514
f	330	1.32	227	602	1.08	602	2458	1.81	1468
Μέση τιμή	332	1.16	268	619	1.06	653	2408	1.89	1395
Τυπική απόκλιση μέσης τιμής	13	0.16	74	17	0.08	83	54	0.21	155
Σχετικό σφάλμα (%)	3.8	12	27	2.7	7.3	12	2.2	11	11

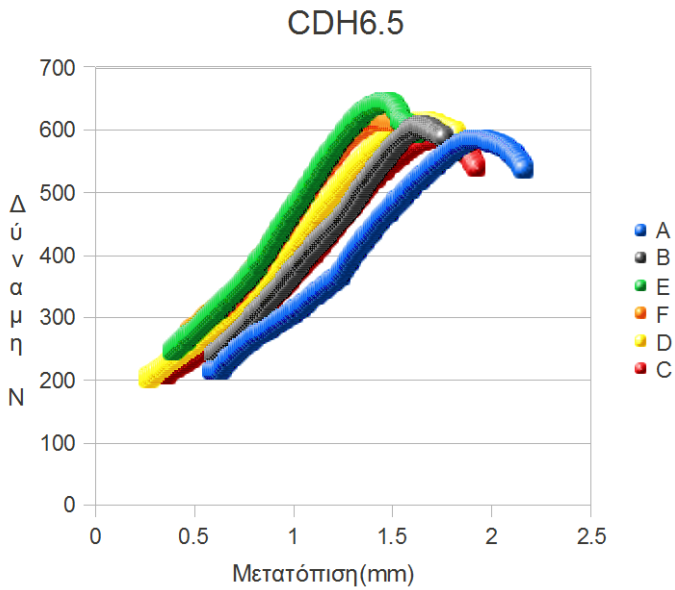
Πίνακας 2.7: Τα αποτελέσματα της πειραματικής μελέτης για τα υλικά 10PFC, 15PFC και 30PFC. Οι τιμές αφορούν τις δοκιμές που έγιναν με τον κοχλία CDH7.5.



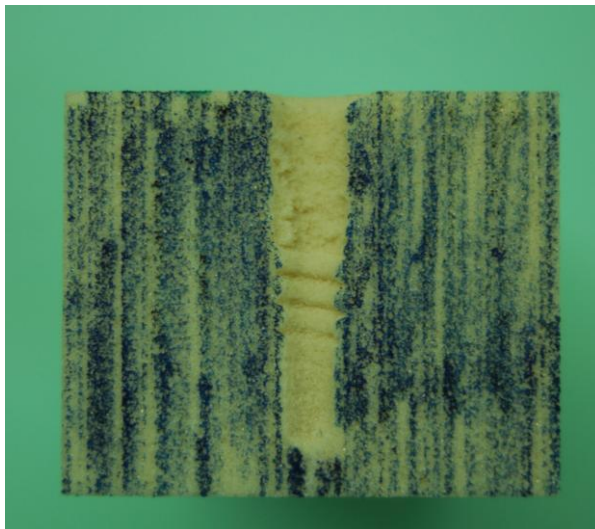
Εικόνα 2.7: Οι καμπύλες δύναμης-μετατόπισης που προκύπτουν από τις έξι επαναλήψεις όταν το σύστημα κοχλίας-συνθετικό οστού αποτελούνταν από τον κοχλία CDH6.5 και το υλικό 10PFC.



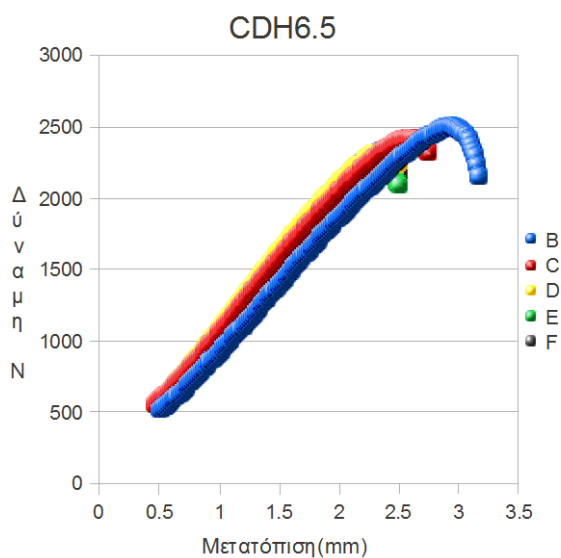
Εικόνα 2.8: Εγκάρσια τομή του δοκιμίου του συνθετικού οστού (10PFC) μετά την δοκιμή που πραγματοποιήθηκε με τον κοχλία CDH6.5. Μπορεί κανείς να διακρίνει την κυλινδρική επιφάνεια αστοχίας του δοκιμίου.



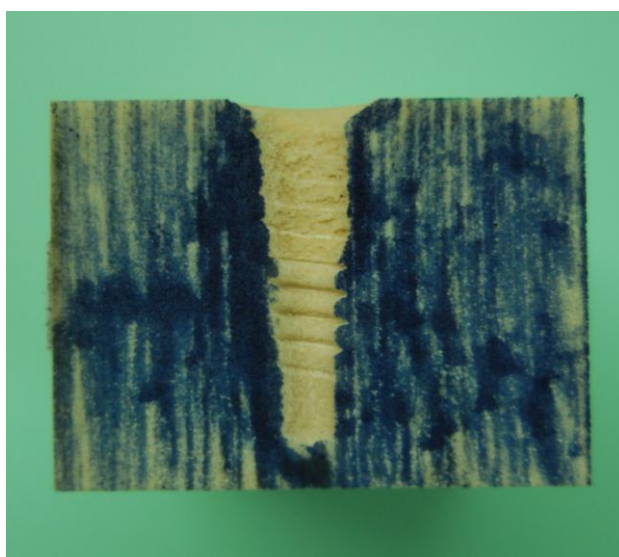
Εικόνα 2.9: Οι καμπύλες δύναμης-μετατόπισης που προκύπτουν από τις έξι επαναλήψεις όταν το σύστημα κοχλίας-συνθετικό οστού αποτελούνταν από τον κοχλία CDH6.5 και το υλικό 15PFC.



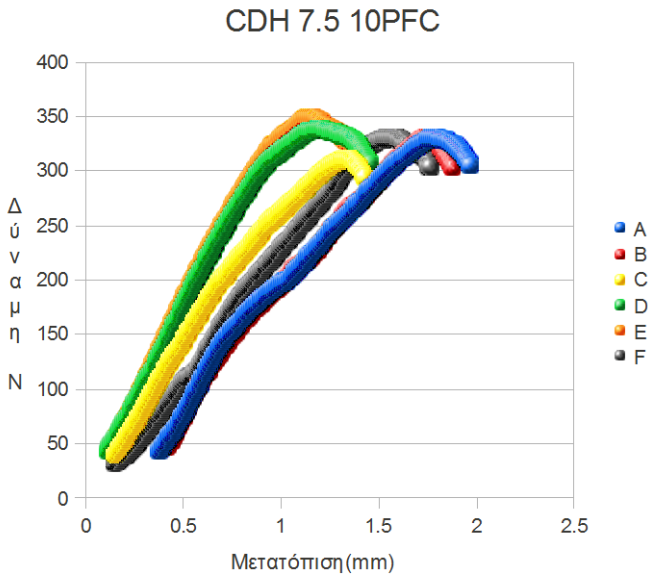
Εικόνα 2.10: Εγκάρσια τομή του δοκιμίου του συνθετικού οστού (15PFC) μετά την δοκιμή που πραγματοποιήθηκε με τον κοχλία CDH6.5. Μπορεί κανείς να διακρίνει την κυλινδρική επιφάνεια αστοχίας του δοκιμίου.



Εικόνα 2.11: Οι καμπύλες δύναμης-μετατόπισης που προκύπτουν από τις έξι επαναλήψεις όταν το σύστημα κοχλίας-συνθετικό οστού αποτελούνταν από τον κοχλία CDH6.5 και το υλικό 30PFC.



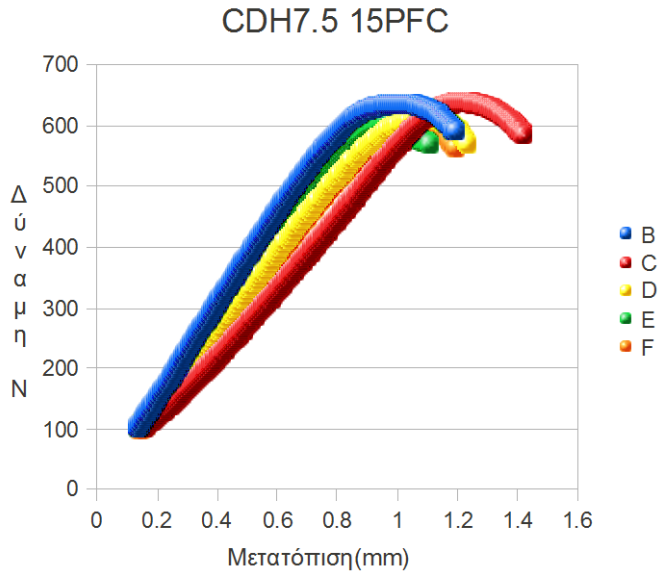
Εικόνα 2.12: Εγκάρσια τομή του δοκιμίου του συνθετικού οστού (30PFC) μετά την δοκιμή που πραγματοποιήθηκε με τον κοχλία CDH6.5. Μπορεί κανείς να διακρίνει την κυλινδρική επιφάνεια αστοχίας του δοκιμίου.



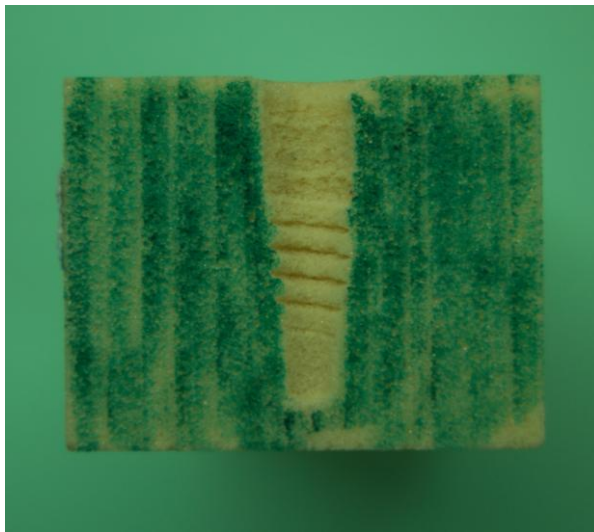
Εικόνα 2.13: Οι καμπύλες δύναμης-μετατόπισης που προκύπτουν από τις έξι επαναλήψεις όταν το σύστημα κοχλίας-συνθετικό οστού αποτελείται από τον κοχλία CDH7.5 και το υλικό 10PFC.



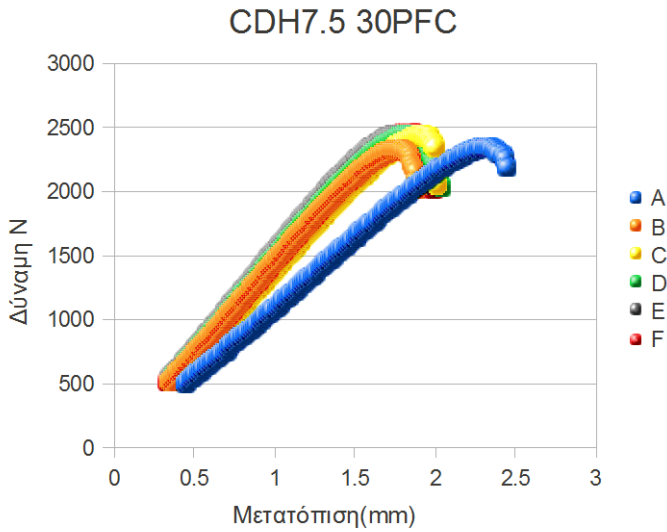
Εικόνα 2.14: Εγκάρσια τομή του δοκιμίου του συνθετικού οστού (10PFC) μετά την δοκιμή που πραγματοποιήθηκε με τον κοχλία CDH7.5. Μπορεί κανείς να διακρίνει την κυλινδρική επιφάνεια αστοχίας του δοκιμίου.



Εικόνα 2.15: Οι καμπύλες δύναμης-μετατόπισης που προκύπτουν από τις πέντε επαναλήψεις όταν το σύστημα κοχλίας-συνθετικό οστού αποτελείται από τον κοχλία CDH7.5 και το υλικό 15PFC.



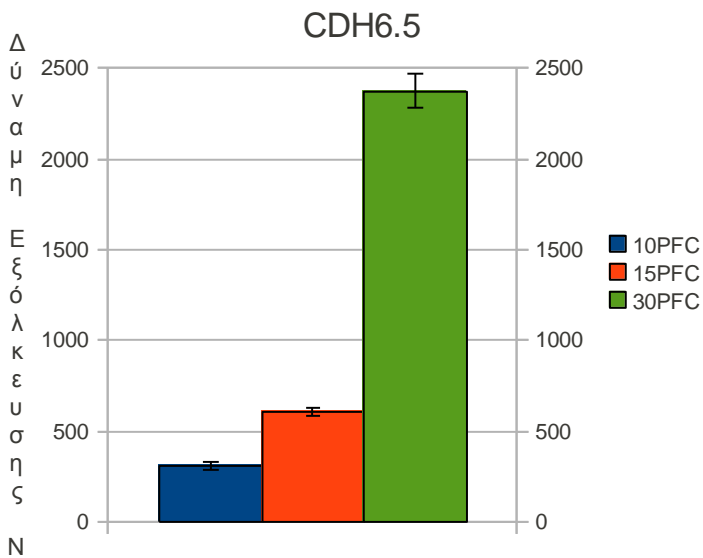
Εικόνα 2.16: Εγκάρσια τομή του δοκιμίου του συνθετικού οστού (15PFC) μετά την δοκιμή που πραγματοποιήθηκε με τον κοχλία CDH7.5. Μπορεί κανείς να διακρίνει την κυλινδρική επιφάνεια αστοχίας του δοκιμίου.



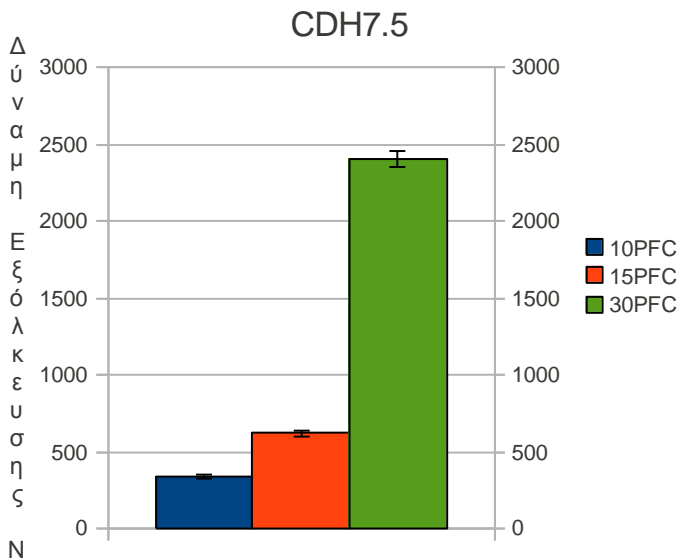
Εικόνα 2.17: Οι καμπύλες δύναμης-μετατόπισης που προκύπτουν από τις έξι επαναλήψεις όταν το σύστημα κοχλίας-συνθετικό οστού αποτελούνταν από τον κοχλία CDH7.5 και το υλικό 30PFC.



Εικόνα 2.18: Εγκάρσια τομή του δοκιμίου του συνθετικού οστού (30PFC) μετά την δοκιμή που πραγματοποιήθηκε με τον κοχλία CDH7.5. Μπορεί κανείς να διακρίνει την κυλινδρική επιφάνεια αστοχίας του δοκιμίου.

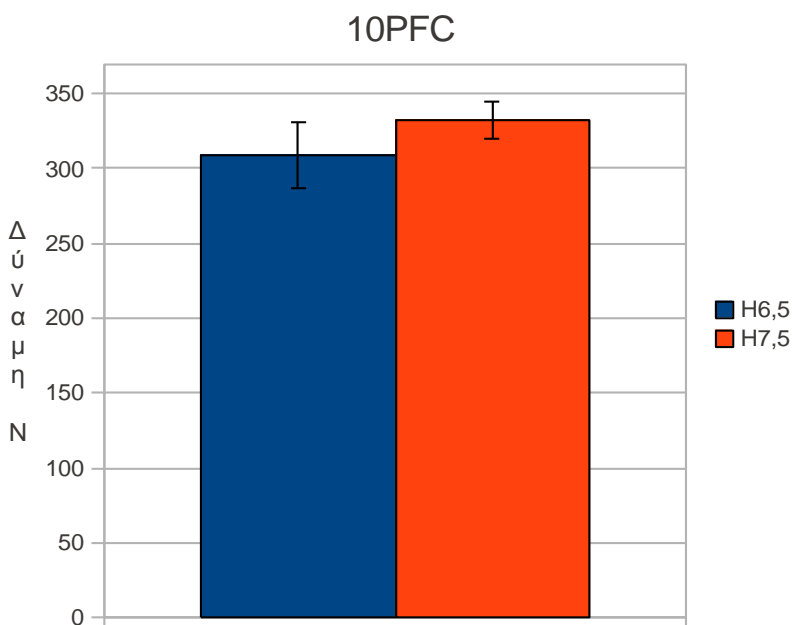


Εικόνα 2.19: Μέσες τιμές και σχετικά σφάλματα της δύναμης εξόλκησης για τα υλικά 10PFC, 15PFC και 30PFC. Οι τιμές αφορούν τον κοχλία CDH6.5.

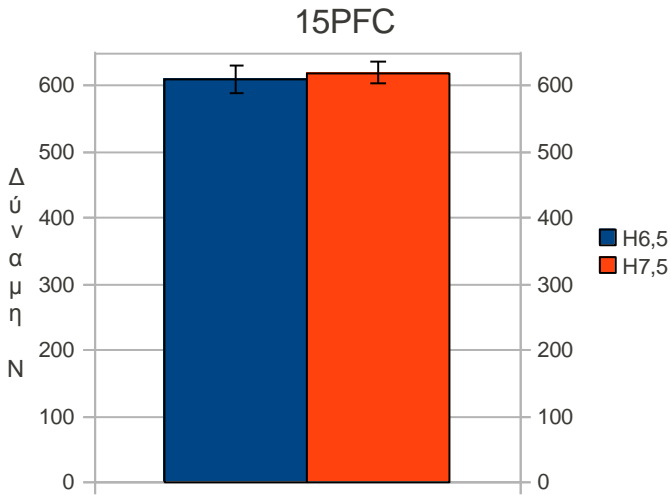


Εικόνα 2.20: Μέσες τιμές και σχετικά σφάλματα της δύναμης εξόλκησης για τα υλικά 10PFC, 15PFC και 30PFC. Οι τιμές αφορούν τον κοχλία CDH7.5.

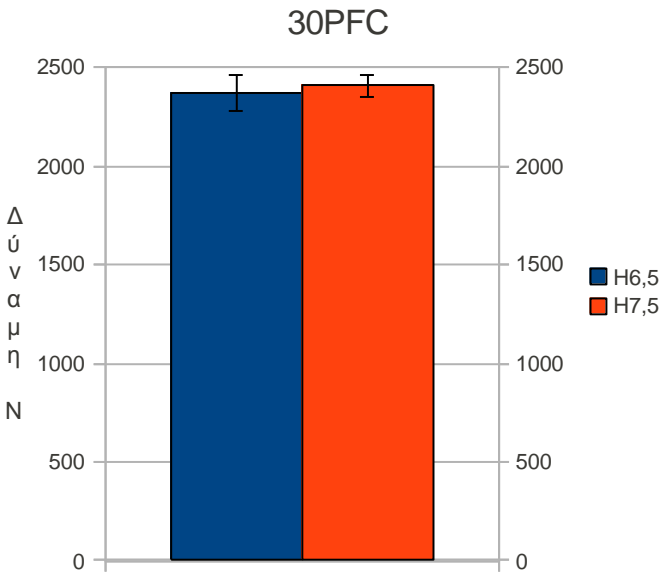
Μεγάλο ενδιαφέρον προκαλεί η σύγκριση της δύναμης εξόλκευσης που απαιτείται για το διαχωρισμό δύο κοχλιών που διαφέρουν μόνο στην εξωτερική ακτίνα όταν αυτοί τοποθετούνται στο ίδιο υλικό. Για το υλικό με την μικρότερη πυκνότητα, και συγκεκριμένα για το 10PFC, παρατηρείται μια διαφορά στη δύναμη εξόλκευσης (7,7% μεγαλύτερη για τον κοχλία CDH 7,5) (Εικ.2.21) που είναι στατιστικώς σημαντική, με συντελεστή στατιστικής σημαντικότητας ωστόσο σχετικά χαμηλό (0,0764). Στα υλικά με μεγαλύτερη πυκνότητα όμως, οι διαφορές που παρατηρούνται στη δύναμη εξόλκευσης είναι πολύ μικρές με συντελεστές στατιστικής σημαντικότητας 0,75 και 0,47 για τα υλικά 15PFC και 30PFC αντίστοιχα. Συμπερασματικά, η διαφορά στην εξωτερική ακτίνα του κοχλία φαίνεται να μην επηρεάζει την δύναμη εξόλκευσης καθώς η πυκνότητα του συνθετικού οστού στο οποίο τοποθετείται αυξάνεται.



Εικόνα 2.21: Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις της μέγιστης δύναμης εξόλκευσης όπως υπολογίζονται για τις δοκιμές που έγιναν με τους κοχλίες CDH6.5 και CDH7.5 για το υλικό 10PFC.



Εικόνα 2.22: Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις της μέγιστης δύναμης εξόλκευσης όπως υπολογίζονται για τις δοκιμές που έγιναν με τους κοχλίες CDH6.5 και CDH7.5 για το υλικό 15PFC.



Εικόνα 2.23: Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις της μέγιστης δύναμης εξόλκευσης όπως υπολογίζονται για τις δοκιμές που έγιναν με τους κοχλίες CDH6.5 και CDH7.5 για το υλικό 30PFC.

2.4.2 Μελέτη της επίδρασης της κωνικότητας στην μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού

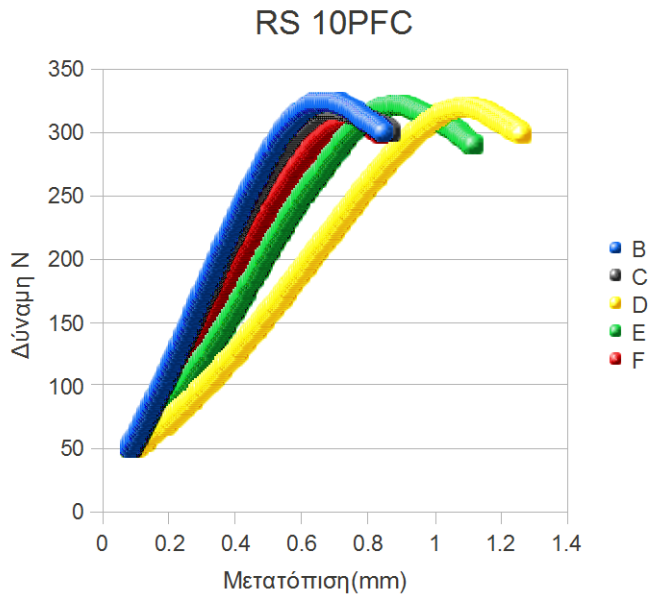
Η πειραματική μελέτη για την επίδραση της κωνικότητας στην μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού έδωσε τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται στον πίνακα 2.8. Στο γράφημα της εικόνας 2.24 και 2.26 παρουσιάζονται οι καμπύλες δύναμης-μετατόπισης για τους RS και RL αντίστοιχα για τις δοκιμές που έγιναν με το 10PFC. Στις εικόνες 2.25 και 2.27 παρουσιάζεται μια εγκάρσια τομή του δοκιμίου ώστε να φαίνεται η επιφάνεια αστοχίας.

Όπως προκύπτει από την πειραματική διαδικασία, η αστοχία του συνθετικού οστού οφείλεται, και στην περίπτωση που χρησιμοποιείται κωνικός κοχλίας, σε διατμητικά φορτία. Ωστόσο όπως αναμενόταν η επιφάνεια αστοχίας έχει το σχήμα κώνου, της περιοχής δηλαδή που περιβάλλει τον κοχλία.

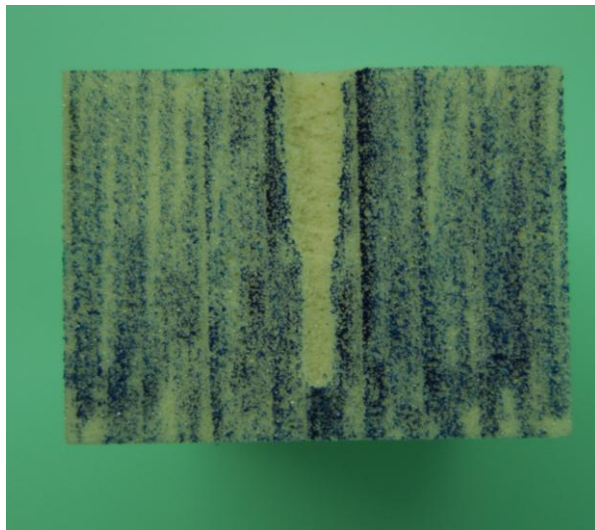
Όσο αφορά την σύγκριση μεταξύ των κοχλίων RS και RL παρατηρούμε ότι η δύναμη εξόλκευσης για τον RL είναι αυξημένη κατά 21%, μεταβολή που είναι στατιστικώς σημαντική με συντελεστή $2.9e-5$. Παρατηρούμε επίσης μια αύξηση στη μετατόπιση εξόλκευσης κατά 4% καθώς και αύξηση της στοιβαρότητας κατά 16%. Ωστόσο οι μεταβολές αυτές δεν είναι στατιστικώς σημαντικές. Οι τιμές των συντελεστών στατιστικής σημαντικότητας είναι 0.64 για τη μετατόπιση και 0.2 για την στοιβαρότητα.

Κοχλίας:	RL			RS		
α/α δοκιμής	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)
a	0	0	0	0	0	0
b	385	0.83	543	324	0.67	571
c	393	0.86	558	317	0.69	554
d	379	0.85	558	320	1.1	316
e	391	0.88	538	321	0.91	409
f	376	0.89	507	312	0.75	477
Μέση τιμή	385	0.86	541	319	0.88	465
Τυπική απόκλιση μέσης τιμής	7	0.02	21	5	0.18	106
Σχετικό σφάλμα (%)	1.9	2.8	3.8	1.4	21.9	22.7

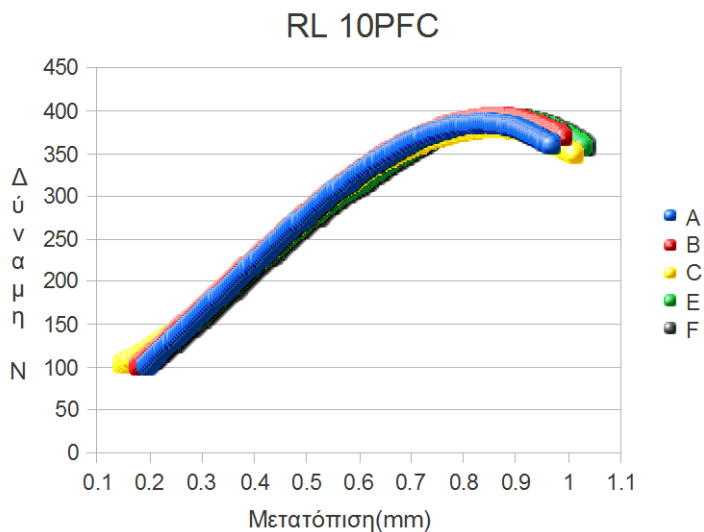
Πίνακας 2.8: Τα αποτελέσματα της πειραματικής μελέτης για τους κοχλίες RL και RS. Οι τιμές αφορούν τις δοκιμές που έγιναν με το υλικό 10PFC.



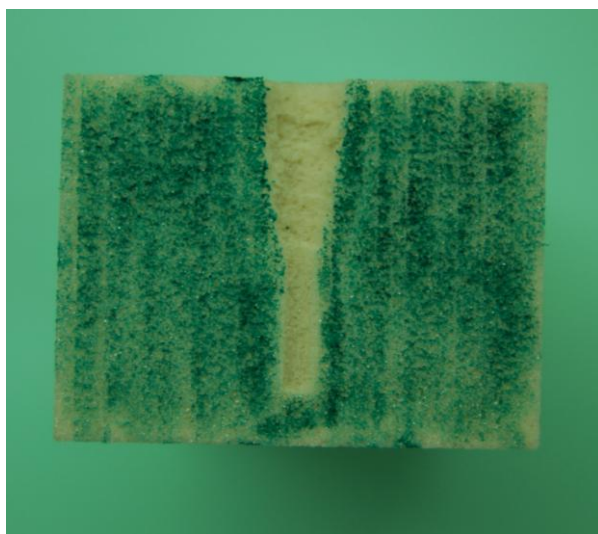
Εικόνα 2.24: Καμπύλες δύναμης-μετατόπισης για όλες τις επαναλήψεις που έγιναν για τον κοχλία RS στο υλικό 10PFC.



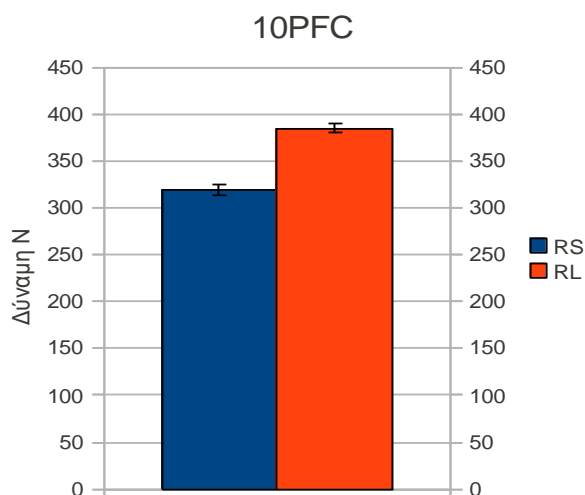
Εικόνα 2.25: Χαρακτηριστική εικόνα που απεικονίζει την επιφάνεια αστοχίας του 10PFC σε μια δοκιμή που έγινε για τον κοχλία RS. Είναι προφανές ότι η επιφάνεια έχει σχήμα κώνου που περιβάλλει τον κοχλία.



Εικόνα 2.26: Καμπύλες δύναμης-μετατόπισης για όλες τις επαναλήψεις που έγιναν για τον κοχλία RL στο υλικό 10PFC.



Εικόνα 2.27: Χαρακτηριστική εικόνα που απεικονίζει την επιφάνεια αστοχίας του 10PFC σε μια δοκιμή που έγινε για τον κοχλία RL. Είναι προφανές ότι η επιφάνεια έχει σχήμα κώνου που περιβάλλει τον κοχλία.



Εικόνα 2.28: Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις της μέγιστης δύναμης εξόλκευσης όπως υπολογίζονται για τις δοκιμές που έγιναν με τους κοχλίες RS και RL για το υλικό 10PFC.

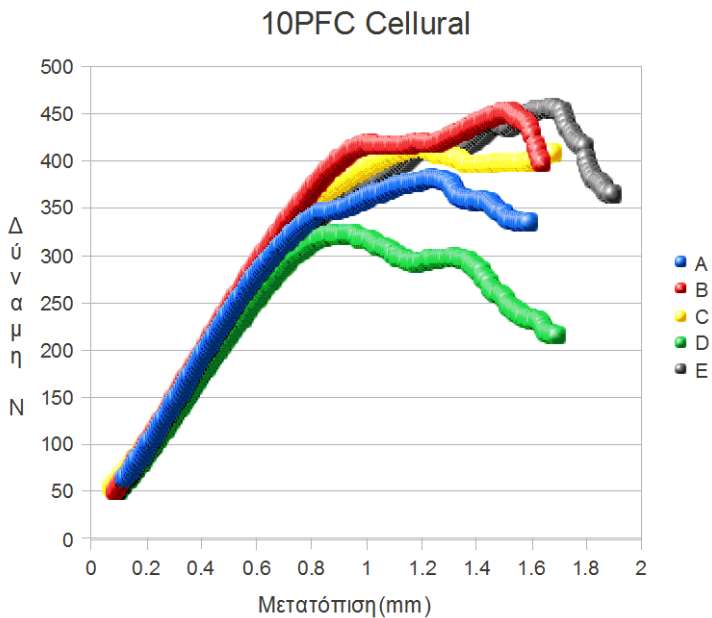
2.3.3 Μελέτη της επίδρασης του πορώδους στην δύναμη εξόλκευσης

Τα αποτελέσματα που προκύπτουν από την πειραματική μελέτη της επίδρασης του πορώδους στη δύναμη εξόλκευσης παρουσιάζονται στον πίνακα 2.9.

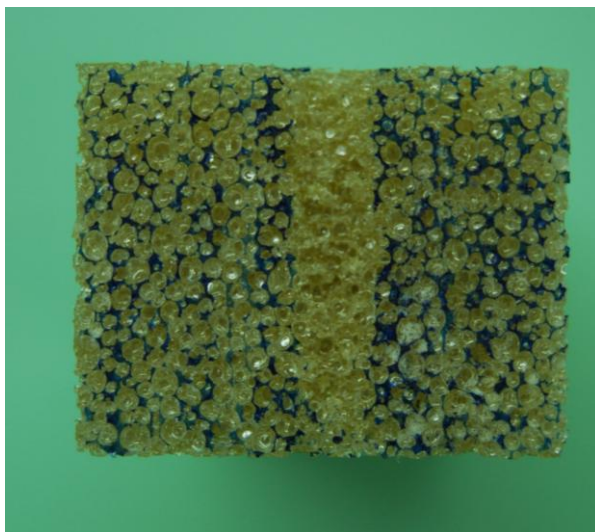
Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των δοκιμών που έδωσαν οι δύο κοχλίες για το υλικό 10PFC Cellural παρατηρούμε αύξηση στη δύναμη εξόλκευσης του κοχλίου με την μεγαλύτερη εξωτερική διάμετρο της τάξης του 15%. Η αύξηση αυτή είναι στατιστικώς σημαντική, με συντελεστή 0,025. Αντίθετα στη μετατόπιση εξόλκευσης παρατηρείται ελάχιστη μείωση, που δεν έχει όμως στατιστική σημασία. Η τιμή του συντελεστή στατιστικής σημαντικότητας είναι 0,74. Τέλος, όσο αφορά τη στοιβαρότητα, με την αύξηση της εξωτερικής διαμέτρου η στοιβαρότητα αυξάνεται κατά 17% και είναι στατιστικώς σημαντική με συντελεστή 0,019. Στις εικόνες 2.29 και 2.31 παρουσιάζονται οι καμπύλες δύναμης-μετατόπισης όπως προέκυψαν από τις δοκιμές που έγιναν και για τους δύο κοχλίες.

	10PFC Cellural					
Κοχλίας:	CDH6.5			CDH7.5		
α/α δοκιμής	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)
a	0	0	0	0	0	0
b	362	1.24	466	466	1.19	542
c	453	1.52	458	533	1.48	493
d	415	1.85	441	480	1.41	476
e	323	0.94	395	382	1.72	542
f	456	1.68	419	454	0.99	521
Μέση τιμή	406	1.44	436	467	1.36	515
Τυπική απόκλιση μέσης τιμής	55	0.36	28	55	0.28	30
Σχετικό σφάλμα (%)	13	24.9	4,2	11,8	20	5.8

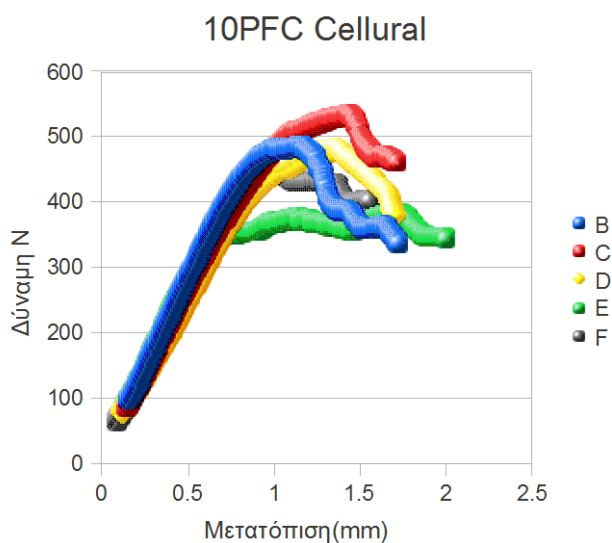
Πίνακας 2.9: Τα αποτελέσματα της πειραματικής μελέτης για τους κοχλίες CDH6.5, CDH7.5 για τις δοκιμές που έγιναν με τα υλικά 10PFC Cellural.



Εικόνα 2.29: Καμπύλες δύναμης-μετατόπισης του υλικού 10PFC Cellural για όλες τις επαναλήψεις που έγιναν με τον κοχλία CDH6.5.



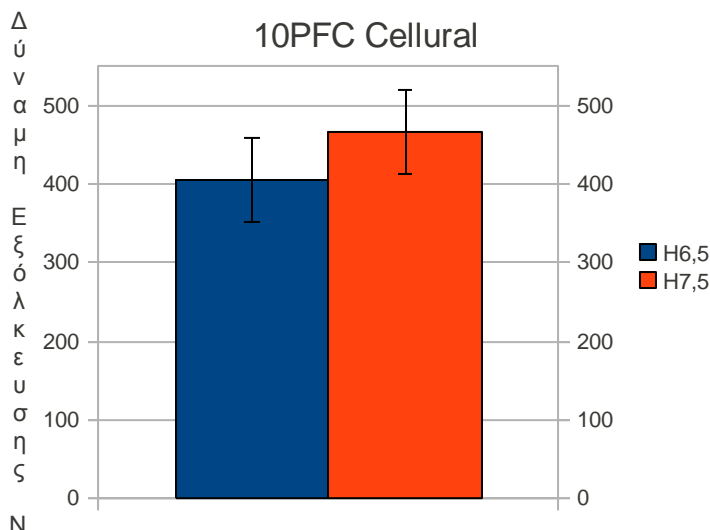
Εικόνα 2.30: Εγκάρσια τομή του δοκιμίου 10PFC Cellural στην οποία παρουσιάζεται η επιφάνεια αστοχίας του υλικού σαν κύλινδρος που περιβάλλει τις σπείρες του κοχλία.



Εικόνα 2.31: Καμπύλες δύναμης-μετατόπισης του υλικού 10PFC Cellural για όλες τις επαναλήψεις που έγιναν με τον κοχλία CDH7.5.



Εικόνα 2.30: Εγκάρσια τομή του δοκιμίου 10PFC Cellural στην οποία παρουσιάζεται η κυλινδρική επιφάνεια αστοχίας του υλικού.



Εικόνα 2.32: Μέσες τιμές και σχετικά σφάλματα της δύναμης εξόλκησης για τους κοχλίες CDH6.5 και CDH7.5.

2.5 Συζήτηση και συμπεράσματα

Στα πλαίσια του κεφαλαίου αυτού έγινε η παρουσίαση της πειραματικής μελέτης του φαινομένου της εξόλκησης οστικού κοχλία από συνθετικό οστών και η παραμετρική διερεύνηση της επίδρασης της πυκνότητας του συνθετικού υλικού στην δύναμη αυτή. Επιπρόσθετα μελετήθηκε η επίδραση του σχήματος του κοχλία στη δύναμη εξόλκησης, καθώς και η παραμετρική διερεύνηση της επίδρασης του πορώδους σε αυτή.

Από τα αποτελέσματα και τις παρατηρήσεις της πειραματικής μελέτης του φαινομένου της εξόλκησης επιβεβαιώνονται οι αναφορές της βιβλιογραφίας ότι το συνθετικό οστών αστοχεί λόγω διάτμησης. Καθώς ο κοχλίας παρασύρει κατά το διαχωρισμό του από το συνθετικό οστό το υλικό που βρίσκεται ανάμεσα στις σπείρες του, η επιφάνεια αστοχίας έχει τη μορφή κυλίνδρου που περιβάλλει τον κοχλία.

Από την πειραματική διαδικασία εξάγουμε τα ακόλουθα συμπεράσματα:

- Η επίδραση της πυκνότητας του συνθετικού οστού είναι πολύ μεγάλη στην δύναμη που απαιτείται για την εξόλκευση του οστικού κοχλίου από το υλικό. Καθώς η πυκνότητα του υλικού αυξάνεται το σύστημα έχει μεγαλύτερη σταθερότητα. Επιπρόσθετα η επίδραση αυτή φαίνεται να μην είναι γραμμική.
- Για τα δυο διαθέσιμα υλικά με την μεγαλύτερη πυκνότητα προκύπτει ότι δεν υπάρχουν διαφορές στη μέγιστη δύναμη εξόλκευσης όταν στο ίδιο υλικό τοποθετούνται κοχλίες διαφορετικής διαμέτρου. Η επίδραση της εξωτερικής ακτίνας φαίνεται να μην έχει στατιστική σημασία όσο μεγαλώνει η πυκνότητα του υλικού.
- Το σύστημα συνθετικό οστούν-κοχλίας είναι στιβαρότερο όταν ο κοχλίας έχει κωνικό σχήμα από την περίπτωση που ο κοχλίας έχει κυλινδρικό σχήμα. Παρόλο που η δύναμη εξόλκευσης δεν μεταβάλλεται σημαντικά η στιβαρότητα σε κάποιες περιπτώσεις διπλασιάζεται.
- Για το διαχωρισμό του κωνικού κοχλίου με τη μεγαλύτερη διάμετρο από το συνθετικό οστό απαιτείται μεγαλύτερη δύναμη εξόλκευσης.
- Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα για τους δύο κωνικούς κοχλίες παρατηρούμε αύξηση στη στιβαρότητα του συστήματος συνθετικό οστούν-κοχλίας στην περίπτωση του κοχλίου με τη μεγαλύτερη εξωτερική διάμετρο. Η μεταβολή ωστόσο δεν είναι στατιστικώς σημαντική, επομένως η στιβαρότητα του συστήματος δεν μεταβάλλεται με την αύξηση της εξωτερικής διαμέτρου.
- Η μορφή των καμπύλων δύναμης-μετατόπισης για το υλικό 10PFC Cellural παρουσιάζει ξεκάθαρα μια γραμμική περιοχή, ωστόσο μετά την πρώτη αστοχία το υλικό φαίνεται να συνεχίζει να δέχεται φορτία τα οποία κάποιες φορές ξεπερνούν το αρχικό φορτίο αστοχίας. Επομένως το υλικό φαίνεται να αστοχεί κατά στρώματα.

Από την πειραματική διαδικασία προκύπτει ότι στις δοκιμές που διενεργήθηκαν με το πορώδες υλικό (10PFC Cellural) παρατηρήθηκαν οι μεγαλύτερες τυπικές αποκλίσεις. Αυτό

οφείλεται στον ιδιαίτερο τρόπο κατασκευής του υλικού. Φυσικό επακόλουθο της προσπάθειας της κατασκευάστριας εταιρείας να δημιουργήσει ένα υλικό με παρόμοια εμφάνιση με το σπογγώδες οστόν είναι το υλικό αυτό να υστερεί σε ομοιογένεια.

Το γεγονός αυτό δεν υποβαθμίζει την πειραματική χρήση του συγκεκριμένου υλικού. Εξάλλου η ανομοιογένεια στο εσωτερικό του αυχένα στον οποίο τοποθετούνται οι διαυχενικοί κοχλίες είναι ένα από τα προβλήματα με τα οποία έρχεται αντιμέτωπος ο ορθοπεδικός χειρουργός κατά την σπονδυλοδεσία.

3^ο ΚΕΦΑΛΑΙΟ: Αριθμητική μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς του συστήματος διαυχενικός κοχλίας-συνθετικό οστού

3.1 Εισαγωγή

Ενώ η πειραματική διαδικασία χρησιμοποιείται στις περισσότερες μελέτες που αφορούν το φαινόμενο της εξόλκευσης διαυχενικών κοχλίων, είναι πλέον κοινά αποδεκτό ότι παρουσιάζει κάποια σημαντικά μειονεκτήματα. Η αξιοπιστία μιας καθαρά πειραματικής μελέτης απαιτεί ένα πολύ μεγάλο πλήθος δοκιμών κάτι αρκετά δύσκολο να πραγματοποιηθεί. Επιπρόσθετα καθιστά αδύνατη την μελέτη των φαινομένων που αναπτύσσονται στην διεπιφάνεια μεταξύ κοχλίας και οστού. Για το λόγο αυτό στην πλειοψηφία τους οι σύγχρονες εργασίες συνδυάζουν την πειραματική με την αριθμητική μελέτη κάτι που βελτιώνει τόσο την ακρίβεια όσο και την αξιοπιστία της κάθε μελέτης.

Στο προηγούμενο κεφάλαιο παρουσιάστηκε εκτενώς η πειραματική διαδικασία της μελέτης της επίδρασης της κωνικότητας στη μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού. Στα πλαίσια του κεφαλαίου αυτού θα γίνει η παρουσίαση της αντίστοιχης αριθμητικής μελέτης. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε ένα αξονοσυμμετρικό προσομοίωμα πεπερασμένων στοιχείων που σχεδιάστηκε από την ομάδα εμβιομηχανικής του εργαστηρίου Αντοχής Υλικών.

Το μοντέλο αυτό προσομοιώνει άριστα τη μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού. Κυρίως προσομοιώνει την επιφάνεια αστοχίας του συστήματος σαν κύλινδρο που περιβάλλει τον κοχλία όπως προκύπτει από την

πειραματική διαδικασία και παρέχει σημαντικές πληροφορίες για την διεπιφάνεια κοχλίας-συνθετικό οστού.

Ωστόσο το προσομοίωμα πρέπει να τροποποιηθεί κατάλληλα ώστε να ανταποκρίνεται με τον ίδιο τρόπο και στην περίπτωση όπου το σύστημα αποτελείται από κωνικό και όχι κυλινδρικό διαυχενικό κοχλία.

Στα πλαίσια του κεφαλαίου αυτού θα γίνει μια σύντομη παρουσίαση του αρχικού προσομοιώματος καθώς και της διαδικασίας που ακολουθήθηκε για την τροποποίηση του. Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν αναλυτικά τα αποτελέσματα από τις αριθμητικές δοκιμές σε σύγκριση με τις αντίστοιχες πειραματικές όπως και τα συμπεράσματα που προκύπτουν.

3.2 Μέθοδος

Η αριθμητική μελέτη που θα παρουσιαστεί στο κεφάλαιο αυτό θα ενισχύσει την πειραματική μελέτη που παρουσιάστηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο.

Για την υλοποίηση της αριθμητικής μελέτης χρησιμοποιήθηκε το εμπορικό πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων Ansys 11.0 (ANSYS Inc. Canonsburg, PA, USA).

3.2.1 Περιγραφή του αρχικού προσομοιώματος πεπερασμένων στοιχείων και του μηχανισμού αστοχίας

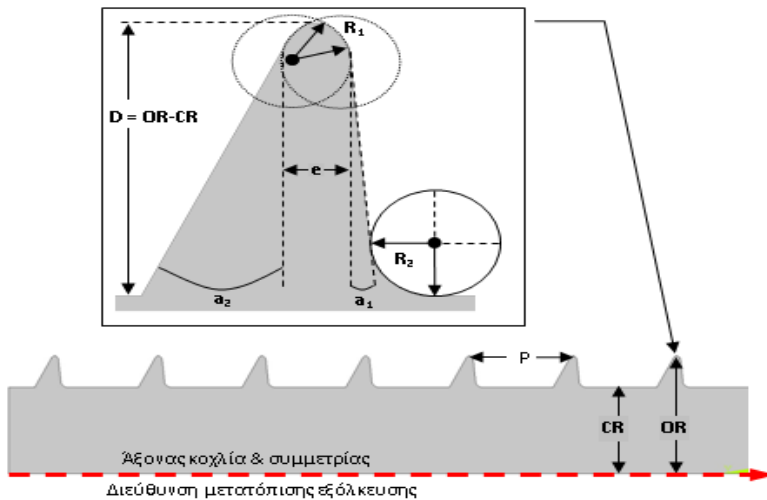
Στην αριθμητική μελέτη χρησιμοποιήθηκε ένα αξονοσυμμετρικό προσομοίωμα πεπερασμένων στοιχείων που είχε ήδη βαθμονομηθεί και αξιολογηθεί ως προς την αξιοπιστία του [25].

Το προσομοίωμα του διαυχενικού κοχλίας σχεδιάστηκε με τρόπο ώστε τα γεωμετρικά του χαρακτηριστικά να συμφωνούν με αυτά ενός τυπικού διαυχενικού κοχλίας που διατίθεται στο εμπόριο. Ένα από τα σημαντικά πλεονεκτήματα που παρέχει το προσομοίωμα είναι η δυνατότητα εύκολης αλλαγής των

παραμέτρων του. Έτσι με το ίδιο προσομοίωμα είναι δυνατή η μελέτη πολλών διαφορετικών περιπτώσεων. Στην εικόνα 3.1 παρουσιάζονται τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του προσομοιώματος πεπερασμένων στοιχείων του διαυχενικού κοχλίου.

Για τη μηχανική συμπεριφορά του κοχλίου σχεδιάστηκαν δύο διαφορετικά προσομοιώματα πεπερασμένων στοιχείων. Στο ένα ο κοχλίας προσομοιώθηκε σαν παραμορφώσιμο σώμα και στο άλλο σαν απολύτως στερεό υλικό.

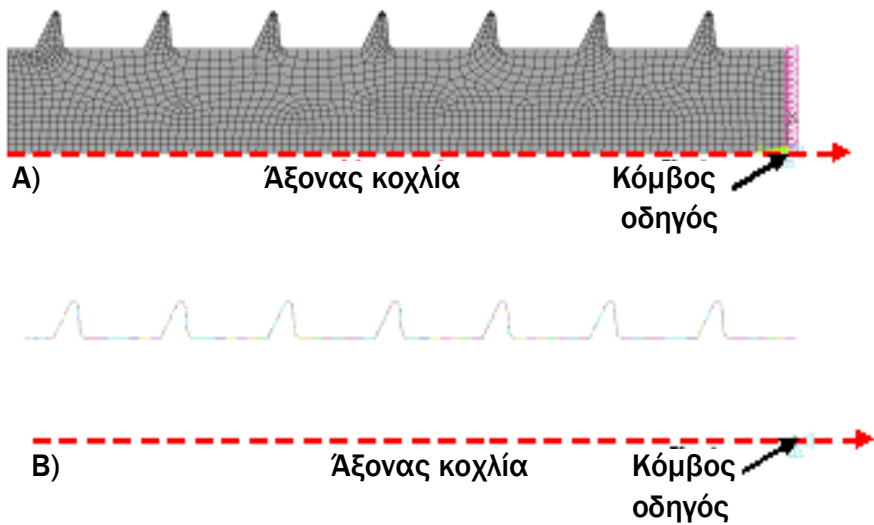
Το πρώτο μοντέλο χρησιμοποιήθηκε για τη μελέτη της επίδρασης της σχετικής ακαμψίας κοχλίου-περιβάλλοντος υλικού οπότε ο κοχλίας προσομοιώθηκε σαν συμπαγές σώμα από γραμμικώς ελαστικό -απολύτως πλαστικό υλικό (Εικ.3.2Α). Η επιφάνεια της αξονοσυμμετρικής διατομής του διακριτοποιήθηκε με διδιάστατα τετράκομβα, αξονοσυμμετρικά στοιχεία (Plane182) και οι κόμβοι της ελεύθερης επιφάνειας συνδέθηκαν με έναν κόμβο οδηγό.



Εικόνα 3.1: Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του προσομοιώματος του κοχλίου. OR: Εξωτερική ακτίνα, CR: Εσωτερική ακτίνα, P: Βήμα, R_1, R_2 : Ακτίνες καμπυλότητας, D: Βάθος Σπειρώματος [22].

Το δεύτερο μοντέλο χρησιμοποιήθηκε για την μελέτη της γεωμετρίας του κοχλίου στη δύναμη εξόλκευσης. Η μεγάλη διαφορά του μέτρου ελαστικότητας του κράματος τιτανίου από το

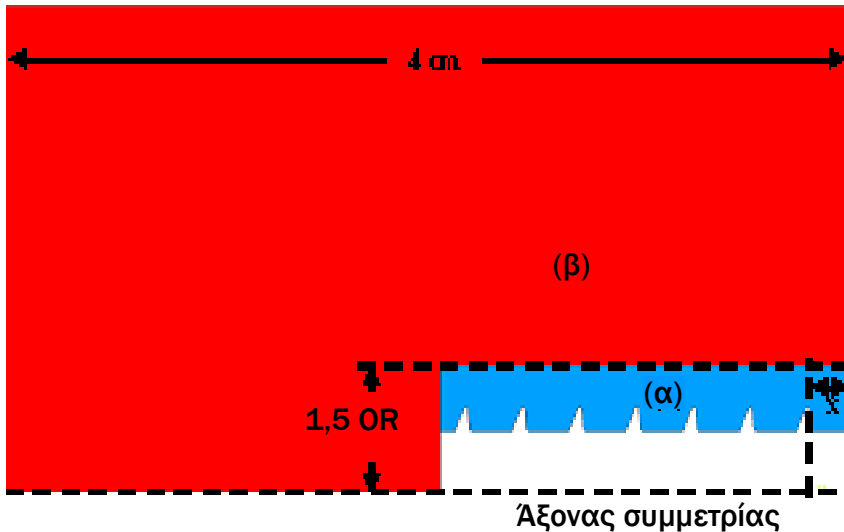
οποίο είναι κατασκευασμένος ο κοχλίας σε σχέση με το μέτρο ελαστικότητας του συνθετικού οστού δικαιολογεί τη θεώρηση ότι ο κοχλίας παραμένει πρακτικά απαραμόρφωτος. Το βασικό πλεονέκτημα της προσομοίωσης του κοχλίου σαν απολύτως στερεό σώμα είναι ότι απαιτείται διακριτοποίηση μόνο του περιγράμματός του (Εικ.3.2B). Η διακριτοποίηση γίνεται με στοιχεία επαφής (Targe 169) ενώ όλοι οι κόμβοι έχουν τους βαθμούς ελευθερίας τους συνδεδεμένους με ένα κόμβο οδηγό.



Εικόνα 3.2: Τα προσομοιώματα του κοχλίου. A) Παραμορφώσιμο σώμα, B) Απολύτως στερεό άκαμπτο υλικό [22].

Το προσομοίωμα του συνθετικού οστού σχεδιάστηκε σαν ένα διδιάστατο ορθογώνιο παραλληλόγραμμο, από το οποίο αφαιρέθηκε από το εσωτερικό του επιφάνεια ίση με την επιφάνεια του κοχλίου (Εικ. 3.3). Έτσι προσομοιώνεται η πραγματική κατάσταση όπου ο κοχλίας τοποθετείται σε οπή με θηλυκό σπείρωμα ίδιου μεγέθους και γεωμετρίας. Επίσης κατορθώνεται να είναι ελεύθερη τάσεων η αρχική κατάσταση. Αυτό δεν συμβαίνει στην περίπτωση που ο κοχλίας έχει κωνικό σχήμα. Σε τέτοιες περιπτώσεις στο εσωτερικό του συστήματος αναπτύσσεται προένταση που δεν είναι δυνατόν να αγνοηθεί. Η συνολική επιφάνεια του μοντέλου χωρίστηκε σε δύο μέρη (Εικ3.3). Η επιφάνεια διακριτοποιήθηκε με διδιάστατα, αξονοσυμμετρικά,

τετράκομβρα στοιχεία (Plane 182).



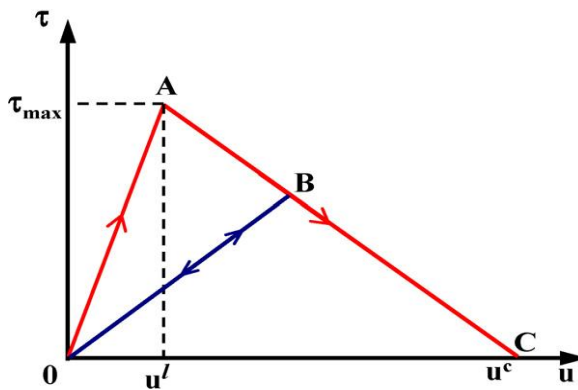
Εικόνα 3.3: Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων του συνθετικού οστού. Διακρίνονται: (α) και (β) τα δύο μέρη που χωρίστηκε το προσομοίωμα. OR: Εξωτερική ακτίνα του κοχλία [25].

Το συνθετικό οστόν προσομοιώθηκε σαν γραμμικώς ελαστικό-απολύτως πλαστικό υλικό με μέτρο ελαστικότητας 58MPa και τάση διαρροής 2.2MPa. Οι τιμές αυτές περιγράφουν τη μηχανική συμπεριφορά του υλικού υπό θλίψη.

Όπως προκύπτει από την πειραματική διαδικασία αλλά και τη βιβλιογραφία, η επιφάνεια αστοχίας έχει τη μορφή κυλίνδρου που περιβάλλει τον κοχλία. Τα διατμητικά φορτία που αναπτύσσονται στην περιοχή γύρω από τις αιχμές του κοχλία κατά την εξόλκευσή του από το συνθετικό οστόν οδηγούν στην αστοχία του υλικού. Έτσι το υλικό που βρίσκεται μεταξύ των σπειρών του κοχλία παρασύρεται και αφαιρείται δημιουργώντας την επιφάνεια αστοχίας.

Για να προσομοιώθει ο μηχανισμός αστοχίας με την μεγαλύτερη ακρίβεια, τα στοιχεία που βρίσκονταν στη γραμμή επαφής του υλικού με τον κοχλία συνενώθηκαν με τη χρήση συσσωματωμένων στοιχείων επαφής (Contra171-Targe169). Η μηχανική συμπεριφορά των συσσωματωμένων αυτών ζευγών επαφής ελέγχεται με τη χρήση του Bilinear Cohesive Zone

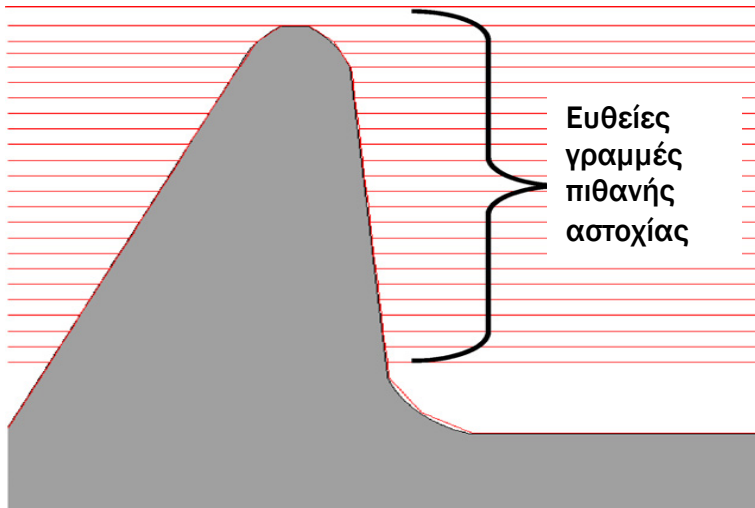
Material Model (BCZMM). Σύμφωνα με το μοντέλο αυτό, η επαπτομενική τάση (τ) που αναπτύσσεται στη διεπιφάνεια μεταξύ ενός ζεύγους στοιχείων επαφής (Contra171-Targe169) αυξάνει γραμμικά (Εικ.3.4 OA) ως προς τη σχετική του ολίσθηση μέχρι να φτάσει μια κρίσιμη τιμή (τ_{max}). Η τιμή αυτή θεωρείται ίση με την τάση διαρροής σε διάτμηση του συνθετικού οστού ($\tau_{max}=1.6\text{MPa}$). Από το σημείο αυτό, περαιτέρω αύξηση της σχετικής ολίσθησης των στοιχείων του ζεύγους επαφής οδηγεί σε μια γραμμική, μη αντιστρέψιμη μείωση της επαπτομενικής τάσης (Εικ.3.4 AC) καθώς και στο διαχωρισμό των στοιχείων του ζεύγους. Από το σημείο που αρχίζει ο διαχωρισμός των στοιχείων, τυχόν αποφόρτιση και εκ νέου φόρτιση του ζεύγους θα υλοποιηθεί στη γραμμή BO (Εικ.3.4) γεγονός που υποδεικνύει υποβάθμιση των μηχανικών ιδιοτήτων, δηλαδή εμφάνιση εσωτερικής φθοράς του συνθετικού οστού. Στην περίπτωση που η σχετική ολίσθηση των στοιχείων του ζεύγους φτάσει ένα κρίσιμο σημείο (u^c) τότε το ζεύγος έχει διαχωριστεί πλήρως και στην διεπιφάνεια των στοιχείων του εμφανίζονται απλά δυνάμεις τριβής.



Εικόνα 3.4: Καμπύλη επαπτομενικής τάσης(τ)-ολίσθησης(u) μεταξύ δύο στοιχείων επαφής σύμφωνα με το *bilinear cohesive zone material* [22].

Για την προσομοίωση του κυλινδρικού σχήματος της επιφάνειας αστοχίας, στην περιοχή που περιβάλλει το προσομοίωμα του κοχλίου σχεδιάστηκε μια σειρά ευθειών γραμμών, παράλληλων προς τον άξονα του κοχλίου (Εικ.3.5). Το

πλήθος των γραμμών αυτών καθορίστηκε με βάση το μέγεθος των πεπερασμένων στοιχείων στην περιοχή. Συγκεκριμένα η απόσταση μεταξύ δύο γραμμών αντιστοιχεί με το μήκος μιας πλευράς ενός πεπερασμένου στοιχείου. Έτσι δημιουργήθηκαν ευθείες πιθανής αστοχίας του συνθετικού οστού λόγω διάτμησης. Στις τρεις διαστάσεις οι ευθείες αυτές γραμμές αντιστοιχούν σε κυλινδρικές επιφάνειες, κάτι που βρίσκεται σε συμφωνία με την πειραματική παρατήρηση.



Εικόνα 3.5: Οι πιθανές ευθείες αστοχίας του συνθετικού οστού. Στις τρεις διαστάσεις οι γραμμές αυτές αντιστοιχούν σε κυλινδρικές επιφάνειες. Η απόσταση μεταξύ δύο γραμμών αντιστοιχεί με το μήκος μιας πλευράς ενός πεπερασμένου στοιχείου [22].

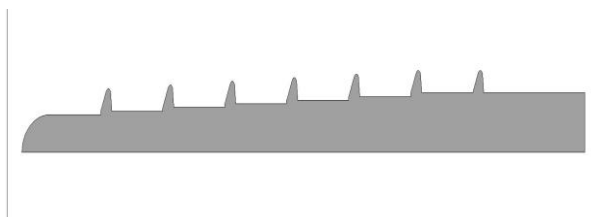
3.2.2 Τροποποίηση του προσομοιώματος

Για να τροποποιηθεί κατάλληλα το μοντέλο γίνεται η υπόθεση ότι η αρχική προένταση επιβάλλεται μόνο λόγω της ακτινικής συμπίεσης του οστού περιφεριακά του κοχλίας ώστε το οστό που τον περιβάλλει να αποκτήσει το ίδιο σχήμα με αυτόν.

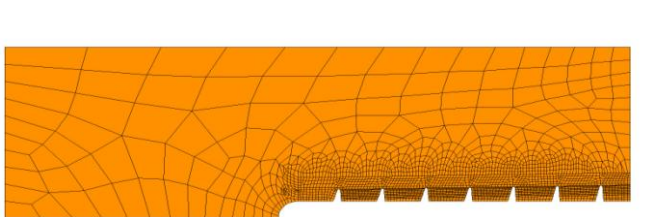
Η διαδικασία υλοποιείται σε τρία βήματα. Αρχικά ο κοχλίας τοποθετείται σε οπή με σπείρωμα χωρίς κωνικότητα. Στην συνέχεια επιβάλλεται η ακτινική διόγκωση του πυρήνα του κοχλίας

ώστε να γίνει κωνικός και τελικά πραγματοποιείται η εξόλκευση.

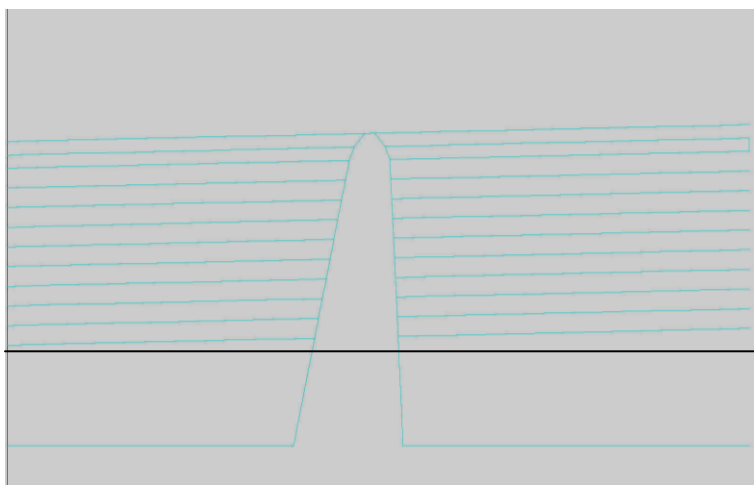
Επειδή η αστοχία λαμβάνει χώρα στην επιφάνεια ενός κώνου οι γραμμές πιθανής αστοχίας τροποποιήθηκαν ώστε να αντιστοιχούν σε κώνο με γωνία κωνικότητας ίση με αυτή του κοχλίου (Εικ.3.6, 3.7, 3.8).



Εικόνα 3.6: Το προσομοίωμα του κωνικού κοχλίου.



Εικόνα 3.7: Το προσομοίωμα του συνθετικού οστού με την αρχικά κυλινδρική οπή με σπείρωμα.



Εικόνα 3.8: Οι ευθείες γραμμές πιθανής αστοχίας. Είναι εμφανής η κλίση τους σε σχέση με το οριζόντιο επίπεδο που προσδιορίζει η μαύρη γραμμή.

3.2.3 Παραμετρική μελέτη

Το προσομοίωμα πεπερασμένων στοιχείων που περιγράφηκε πιο πάνω τελικά χρησιμοποιήθηκε για την αριθμητική μελέτη και τη βαθύτερη κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς του συστήματος διαυχενικός κοχλίας-συνθετικό οστού.

Συγκεκριμένα μελετήθηκε αριθμητικά η επίδραση της κωνικότητας στη μηχανική συμπεριφορά του συστήματος. Παρακάτω θα γίνει η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της αριθμητικής μελέτης. Επιπρόσθετα θα γίνει σύγκριση των αποτελεσμάτων αυτών με τα αντίστοιχα αποτελέσματα που προέκυψαν από την πειραματική διαδικασία.

3.3 Αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα που έδωσε η αριθμητική μελέτη παρουσιάζονται στον πίνακα 3.1.

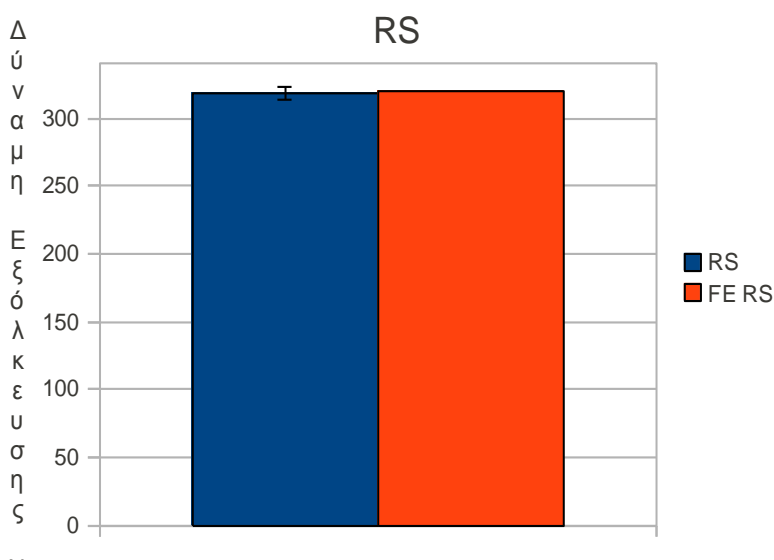
	RS			RL		
	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)	Δύναμη (N)	Μετ/ση (mm)	Ακαμψία (N/mm)
Μέση τιμή	320	0.67	564	372	0.84	593

Πίνακας 3.1: Οι τιμές που προκύπτουν από την αριθμητική μελέτη του φαινομένου της εξόλκευσης των κοχλίων RS και RL.

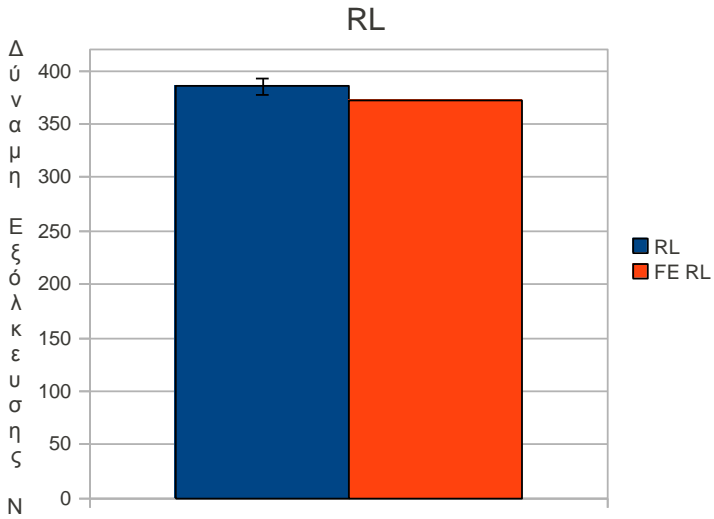
Όπως αναφέρθηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο, η δύναμη εξόλκευσης των κοχλίων RS και RL και για τοποθέτηση σε οπή διαμέτρου 2.5mm μετρήθηκε ίση με $319\pm 5\text{N}$ και $384\pm 7\text{N}$ αντιστοίχως. Οι αντίστοιχες τιμές που προέκυψαν από την αριθμητική προσομοίωση ήταν 320N και 372N. Η διαφορά

ανάμεσα στις πειραματικές και αριθμητικές τιμές είναι και στις δύο περιπτώσεις μικρότερη από 3% (Εικ.3.9 και Εικ.3.10).

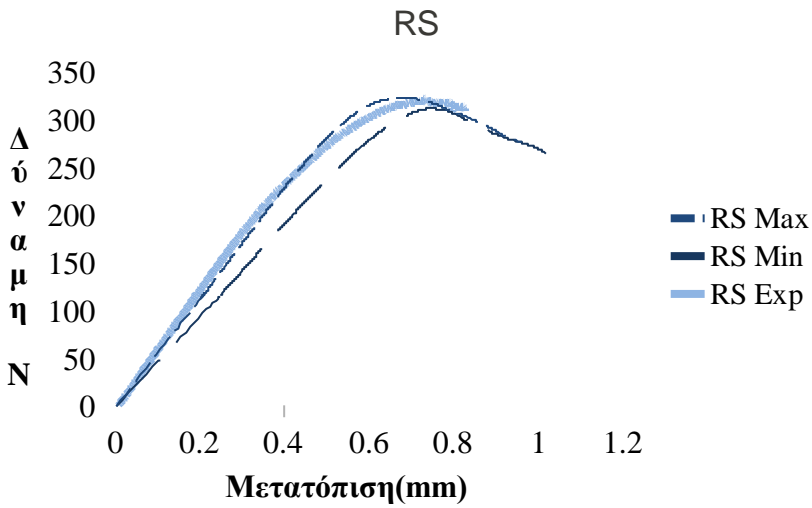
Η συμπεριφορά του προσομοιώματος εκτός από τη δύναμη εξόλκευσης παρουσιάζει επίσης εξαιρετική συμφωνία και όσον αφορά τη μορφή των καμπυλών δύναμης-μετατόπισης. Στις εικόνες 3.11 και 3.12 απεικονίζονται οι αριθμητικά υπολογισμένες καμπύλες για κάθε έναν από τους κοχλίες καθώς και οι καμπύλες μέγιστης και ελάχιστης δύναμης εξόλκευσης όπως προέκυψαν από την πειραματική διαδικασία.



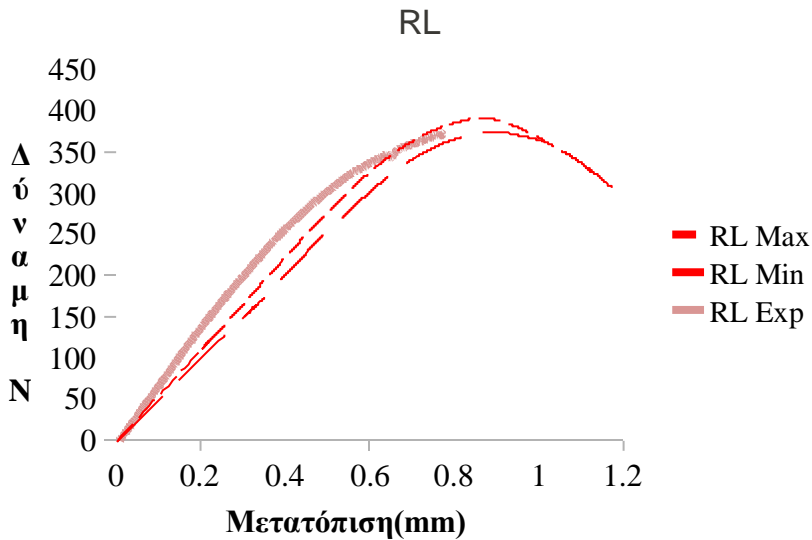
Εικόνα 3.9: Η μέγιστη δύναμη εξόλκευσης για τον κοχλία RS όπως αυτή υπολογίστηκε πειραματικά και αριθμητικά.



Εικόνα 3.10: Η μέγιστη δύναμη εξόλκευσης για τον κοχλία *RL* όπως αυτή υπολογίστηκε πειραματικά και αριθμητικά.



Εικόνα 3.11: Οι αριθμητικά υπολογισμένες καμπύλες για τον κοχλία *RS* καθώς και οι καμπύλες μέγιστης και ελάχιστης δύναμης εξόλκευσης όπως προέκυψαν από την πειραματική διαδικασία.



Εικόνα 3.12: Οι αριθμητικά υπολογισμένες καμπύλες για τον κοχλία RL καθώς και οι καμπύλες μέγιστης και ελάχιστης δύναμης εξόλκευσης όπως προέκυψαν από την πειραματική διαδικασία.

3.3.1 Μηχανική συμπεριφορά συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού

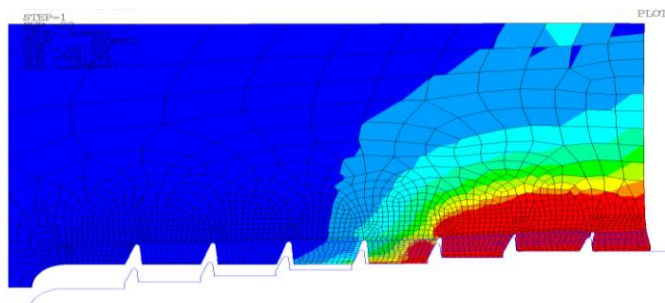
Με την χρήση του προσομοιώματος των πεπερασμένων στοιχείων δόθηκε η δυνατότητα να εξεταστεί η μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού στο εσωτερικό του συστήματος. Συγκεκριμένα μελετήθηκε η κατανομή των ισοδύναμων κατά Mises τάσεων που αναπτύσσονται στην περιοχή που περιβάλλει τον κοχλία. Στις εικόνες 3.10Α,Β,Γ,Δ και Ε παρουσιάζονται τα στιγμιότυπα από την αριθμητική μελέτη που παρουσιάζουν τις χρονικές στιγμές όπου επιβάλλεται η μισή προένταση, ολόκληρη η προένταση, η μισή δύναμη εξόλκευσης, ολόκληρη η δύναμη εξόλκευσης και τελικά η στιγμή που επέρχεται η αστοχία του συστήματος αντίστοιχα.

Όπως μπορεί κανείς να παρατηρήσει κατά την επιβολή της προέντασης αναπτύσσεται στην περιοχή που περιβάλλει τον κοχλία

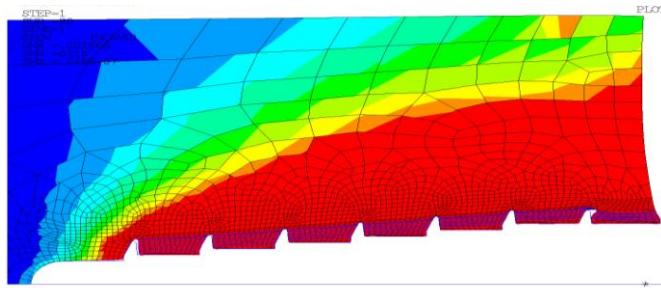
ένα ομοιόμορφο τασικό πεδίο λόγω θλιπτικών φορτίων που οφείλονται στη συμπίεση του υλικού από τον κοχλία, καθώς η διάμετρος του είναι μεγαλύτερη από την οπή οδηγό που έχει σχεδιαστεί στο προσομοίωμα του οστού.

Κατά την επιβολή της εξόλκευσης στον κοχλία η ισχυρότερη από τις συγκεντρώσεις τάσεων αναπτύσσεται στην πιο απομακρυσμένη από την ελεύθερη επιφάνεια σπείρα. Χαρακτηριστικό είναι το στιγμιότυπο κατά την επιβολή της μισής δύναμης εξόλκευσης (Εικ.3.10Γ). Συγκεκριμένα, η εγγύτερη προς την ελεύθερη επιφάνεια σπείρα παρουσιάζει πολύ χαμηλές συγκεντρώσεις τάσεων ενώ καθώς προχωράμε βαθύτερα στο υλικό οι συγκεντρώσεις αυτές αυξάνονται λαμβάνοντας την μεγαλύτερη τιμή τους στην πιο απομακρυσμένη σπείρα.

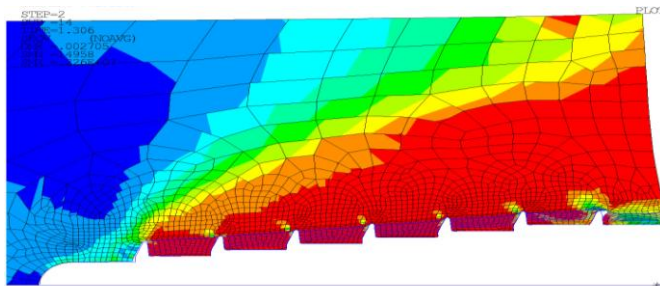
Είναι προφανές ότι η περιοχή που πιθανότατα θα αστοχήσει πρώτη είναι αυτή στην οποία αναπτύσσονται οι μεγαλύτερες τάσεις. Πράγματι αυτό επιβαιβώνεται από την αριθμητική μελέτη. Όπως παρατηρούμε στην εικόνα 3.10Δ, στην αιχμή της βαθύτερης σπείρας χάνεται η συνοχή σε ένα από τα συσσωματωμένα στοιχεία επαφής. Αυτό σηματοδοτεί την αρχή της αστοχίας στο εσωτερικό του οστού. Η περιοχή γύρω από τα σημεία στα οποία χάνεται η συνοχή παρουσιάζεται ανακουφισμένη από τάσεις (Εικ.3.10Ε).



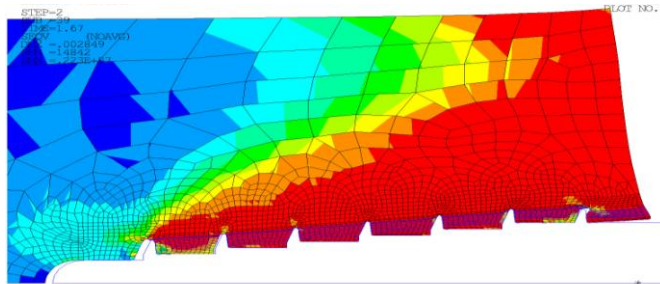
Εικόνα 3.10Α: Στιγμιότυπο κατά την επιβολή της μισής προέντασης.



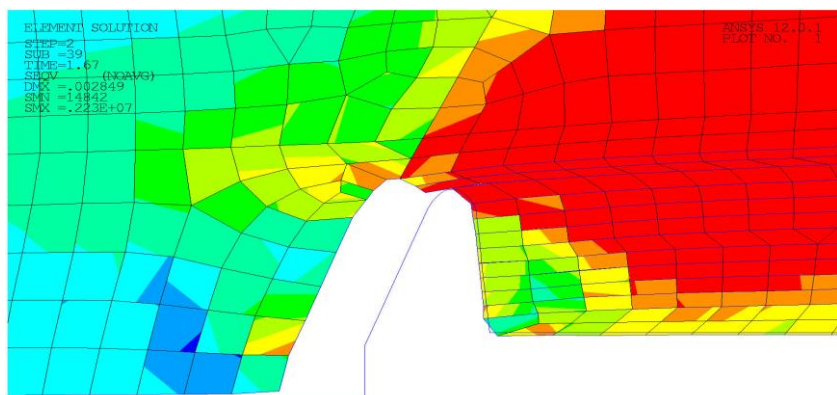
Εικόνα 3.10B: Η επιβολή ολόκληρης της προέντασης.



Εικόνα 3.10Γ: Επιβολή της μισής εξόλκευσης. Φαίνεται χαρακτηριστικά ότι οι συγκεντρώσεις των τάσεων μεγαλώνουν καθώς απομακρυνόμαστε από την ελεύθερη περιοχή.



Εικόνα 3.10Δ: Επιβολή ολόκληρης της εξόλκευσης,



Εικόνα 3.13E: Μεγέθυνση της περιοχής αστοχίας όπου μπορεί κανείς να παρατηρήσει ότι είναι ελεύθερη τάσεων

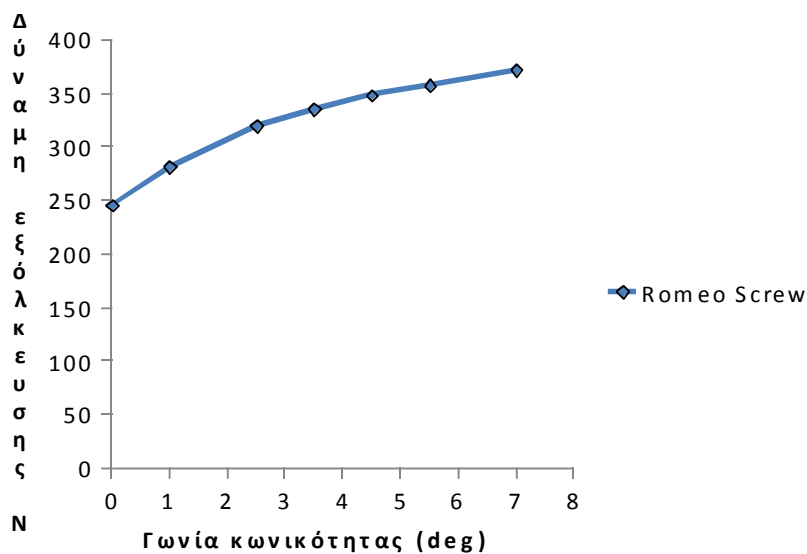
3.3.2 Παραμετρική μελέτη της επίδρασης της γωνίας κωνικότητας του κοχλίου στη δύναμη εξόλκευσης

Για τη διερεύνηση της επίδρασης της γωνίας κωνικότητας του κοχλίου στη δύναμη εξόλκευσης μελετήθηκαν επτά διαφορετικές περιπτώσεις της γωνίας κωνικότητας από 0° μέχρι 7°. Σε όλες τις περιπτώσεις το βάθος σπειρώματος διατηρήθηκε σταθερό και ίσο με 20mm. Στον πίνακα 3.2 παρουσιάζονται αναλυτικά τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την αριθμητική μελέτη.

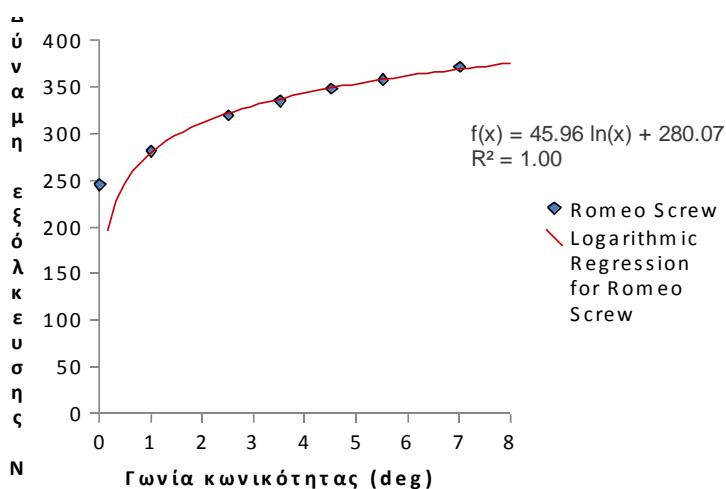
Στην εικόνα 3.11 παρουσιάζεται η καμπύλη μέγιστης δύναμης εξόλκευσης-γωνίας κωνικότητας του κοχλίου. Όπως μπορεί κανείς να παρατηρήσει, η δύναμη εξόλκευσης επηρεάζεται από τη γωνία κωνικότητας του κοχλίου. Η σχέση που συνδέει τις δύο παραμέτρους πιθανόν να είναι λογαριθμική όπως φαίνεται στην εικόνα 3.12.

α/α	Γωνία κωνικότητας (°)	Βάθος σπειρώματος (mm)	Βήμα (mm)	Μήκος αγκύρωσης (mm)	Πλήθος σπειρών	Δύναμη εξόλκευσης(N)
1	0	1,6	2,8	20	6	246
2	1					282
3	2,5					320
4	3,5					336
5	4,5					349
6	5,5					358
7	7					372

Πίνακας 3.2: Αναλυτική παρουσίαση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν από την αριθμητική διερεύνηση της επίδρασης της γωνίας κωνικότητας στη δύναμη εξόλκευσης.



Εικόνα 3.11: Η δύναμη εξόλκευσης για διαφορετικές τιμές της γωνίας κωνικότητας.



Εικόνα 3.12: Η δύναμη εξόλκεσης πιθανό να συνδέεται λογαριθμικά με τη γωνία κωνικότητας.

3.4 Συζήτηση και συμπεράσματα

Σκοπός του παρόντος κεφαλαίου ήταν να μελετηθεί αριθμητικά η μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστού για κοχλίες με κωνικότητα, ενώ έγινε και παραμετρική μελέτη της επίδρασης της κωνικότητας στη δύναμη εξόλκεσης.

Για να υλοποιηθεί αυτή η μελέτη τροποποιήθηκε κατάλληλα ένα αριθμητικό προσομοίωμα πεπερασμένων στοιχείων που είχε σχεδιαστεί από την ομάδα εμβιομηχανικής του εργαστηρίου Αντοχής Υλικών. Για την ακριβή προσομοίωση της πειραματικής διαδικασίας και τον υπολογισμό της δύναμης εξόλκεσης το προσομοίωμα τροποποιήθηκε ώστε η επιφάνεια αστοχίας στο εσωτερικό του συνθετικού οστού να έχει σχήμα κώνου.

Μετά την ανάλυση των αποτελεσμάτων της αριθμητικής μελέτης εξήχθησαν τα ακόλουθα συμπεράσματα:

- Όπως συμβαίνει με τους κυλινδρικούς κοχλίες, έτσι και στην περίπτωση των κωνικών το μεγαλύτερο μέρος του φορτίου φέρεται από τις πιο απομακρυσμένες από την ελεύθερη επιφάνεια σπείρες.
- Η περιοχή που αστοχεί πρώτη στο εσωτερικό του συνθετικού οστού είναι αυτή γύρω από την αιχμή της πιο απομακρυσμένης από την ελευθερη επιφάνεια σπείρας στην οποία παρατηρείται η μεγαλύτερη συγκέντρωση τάσεων.
- Η γωνία κωνικότητας επηρεάζει την δύναμη εξόλκευσης. Αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα ότι όσο αυξάνεται η αρχική προένταση, τόση περισσότερη δύναμη χρειάζεται για το διαχωρισμό κοχλία-συνθετικού οστού.
- Η σχέση που φαίνεται να συνδέει τα μεγέθη γωνία κωνικότητας-δύναμη εξόλκευσης είναι λογαριθμική.

Για την αξιοποίηση των αποτελεσμάτων στην κλινική πραγματικότητα χρειάζεται ιδιαίτερη προσοχή. Όπως έχουμε παρατηρήσει η προένταση επηρεάζει τη δύναμη εξόλκευσης. Ωστόσο το οστόν είναι ένας ζωντανός ιστός ο οποίος έχει την ικανότητα να προσαρμόζει την πυκνότητα, το σχήμα και τις μηχανικές του ιδιότητες σύμφωνα με το τασικό πεδίο που αναπτύσσεται σε αυτό. Επομένως με την πάροδο του χρόνου το οστόν θα αναδιαμορφωθεί με τέτοιο τρόπο ώστε οι τάσεις που θα εμφανιστούν λόγω προέντασης να ελαχιστοποιηθούν.

ΓΕΝΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Για την υλοποίηση της παρούσας διπλωματικής αρχικά μελετήθηκε η επίδραση των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού που βρίσκεται τοποθετημένος ο κοχλίας στη δύναμη εξόλκευσης. Οι επιφάνειες αστοχίας ήταν οι ίδιες σε κάθε υλικό κάτι που επιβεβαιώνει ότι το συνθετικό οστόν αστοχεί λόγω διάτμησης στην επιφάνεια ενός κυλίνδρου που περιβάλλει τις σπείρες του κοχλίας. Επιπρόσθετα παρατηρήσαμε ότι καθώς η πυκνότητα του υλικού μεγαλώνει η εξωτερική ακτίνα του κοχλίας φαίνεται να μην επηρεάζει τη δύναμη εξόλκευσης.

Στη συνέχεια μελετήθηκε η επίδραση της γωνίας κωνικότητας του κοχλίας στη μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστόν. Συμπεραίνεται αρχικά ότι το σύστημα αστοχεί με το ίδιο τρόπο που αστοχούν τα συστήματα με κυλινδρικούς κοχλίες. Ωστόσο η επιφάνεια αστοχίας στην περίπτωση κωνικών κοχλίων έχει τη μορφή κώνου που περιβάλλει τον κοχλίας. Επίσης συμπεραίνουμε ότι η αύξηση της γωνίας κωνικότητας έχει θετική επίδραση στη δύναμη εξόλκευσης.

Από την μελέτη της επίδρασης του πορώδους στη δύναμη εξόλκευσης προκύπτει ότι και στην περίπτωση που το σύστημα αποτελείται από πορώδες συνθετικό οστόν η αστοχία επέρχεται λόγω διάτμησης στην επιφάνεια ενός κυλίνδρου. Στην περίπτωση του πορώδους ωστόσο, ενώ η καμπύλη δύναμης-μετατόπισης παρουσιάζει ξεκάθαρα μια γραμμική περιοχή όπως συμβαίνει και στα άλλα υλικά, μετά την πρώτη αστοχία το υλικό φαίνεται να συνεχίζει να δέχεται φορτία τα οποία κάποιες φορές ξεπερνούν το αρχικό φορτίο αστοχίας. Επομένως το υλικό φαίνεται να αστοχεί κατά στρώματα.

Τέλος διενεργήθηκε αριθμητική μελέτη για να προσδιοριστεί η μηχανική συμπεριφορά του συστήματος κοχλίας-συνθετικό οστόν για συστήματα με κωνικούς κοχλίες. Όπως συμβαίνει με τους κυλινδρικούς κοχλίες, έτσι και στην περίπτωση των κωνικών το μεγαλύτερο μέρος του φορτίου φέρεται από τις πιο απομακρυσμένες από την ελευθερη επιφάνεια σπείρες ενώ, η αστοχία συμβαίνει αρχικά στην περιοχή γύρω από την αιχμή της πιο απομακρυσμένης σπείρας. Επίσης συμπεραίνουμε ότι γωνία κωνικότητας επηρεάζει την δύναμη εξόλκευσης επομένως, όσο αυξάνεται η αρχική προένταση, τόσο περισσότερη δύναμη

χρειάζεται για το διαχωρισμό κοχλία-συνθετικού οστού. Επιπρόσθετα η σχέση που συνδέει την γωνία κωνικότητας με τη δύναμη εξόλκευσης φαίνεται να είναι λογαριθμική.

ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Από τις γνώσεις και την εμπειρία που αποκτήθηκε κατά την υλοποίηση της μελέτης για την παρούσα Διπλωματική ύπαρχει μια σειρά ερευνητικών βημάτων που θα μπορούσαν να ακολουθηθούν σε μελλοντικές μελέτες.

Η πειραματική μελέτη διενεργήθηκε εξολοκλήρου με δοκίμια πολυουραιθάνης. Η πολυουραιθάνη έχει μηχανικές ιδιότητες παρόμοιες με τις ιδιότητες του σπογγώδους οστού, ωστόσο είναι ένα ομογενές και ισότροπο υλικό. Επομένως θα είχε μεγάλο ενδιαφέρον η επανάληψη της πειραματικής διαδικασίας σε δοκίμια ζωικού σπογγώδους οστού.

Από τη πειραματική διαδικασία προέκυψε ότι καθώς η πυκνότητα του συνθετικού οστού μεγαλώνει η επίδραση της εξωτερικής ακτίνας του κοχλίου στην δύναμη εξόλκευσης ήταν αμελητέα και χωρίς στατιστική σημασία. Το αποτέλεσμα αυτό χρήζει περαιτέρω διερεύνησης καθώς το δείγμα των δύο κοχλίων είναι μικρό για την εξαγωγή αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Θα ήταν καλύτερα το φαινόμενο να διερευνηθεί για ένα μεγαλύτερο εύρος εξωτερικών ακτινών.

Η αριθμητική μελέτη που πραγματοποιήθηκε κατά την παρούσα Διπλωματική εξέτασε παραμετρικά μόνο την επίδραση της γωνίας κωνικότητας στη δύναμη εξόλκευσης για τους κωνικούς κοχλίες. Θα είχε έντονο ενδιαφέρον να διερευνηθεί αριθμητικά και η επίδραση και των άλλων παραμέτρων των κωνικών κοχλίων. Επίσης μεγάλο ενδιαφέρον θα είχε να διερευνηθεί η μηχανική συμπεριφορά κοχλίου, ο οποίος θα έχει ένα κωνικό μέρος και ένα κυλινδρικό μέρος τοποθετημένο στο συνθετικό οστό.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ:

1. Snell, R.S., *Κλινική ανατομική*. 2000, Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας.
2. http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry.
3. Ζαφειρόπουλος, Γ.Θ., *Εμβιομηχανική του μυοσκελετικού συστήματος*, Αθήνα: Παρισιάνου Α.Ε.
4. White, A.A. and M.M. Panjabi, *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. 1990, Philadelphia: Lippincott.
5. Deyo, R.A., A. Nachemson, and S.K. Mirza, *Spinal-fusion surgery - the case for restraint*. N Engl J Med, 2004. **350**(7): p. 722-6.
6. Patil, P.G., D.A. Turner, and R. Pietrobon, *National trends in surgical procedures for degenerative cervical spine disease: 1990-2000*. Neurosurgery, 2005. **57**(4): p. 753-8; discussion 753-8.
7. Yu, W.B., *ADVANCES IN SPINAL INSTRUMENTATION*. Operative Techniques in Orthopaedics, 2003 **13**(3): p. 159-170.
8. Bono, C.M., M. Kadaba, and A.R. Vaccaro, *Posterior pedicle fixation-based dynamic stabilization devices for the treatment of degenerative diseases of the lumbar spine*. J Spinal Disord Tech, 2009. **22**(5): p. 376-83.
9. Aebi, M., J.S. Thalgott, and J.K. Webb, *AO ASIF principles in spine surgery*. 1998, Berlin ; New York: Springer. xi, 243 p.
10. Bailey, S.I., P. Bartolozzi, R. Bertagnoli, S. Boriani, A.F. van Beurden, A.T. Cross, H.P. Friedl, K.R. Gurr, H. Halm, H.J. Kruls, P. Metz-Stavenhagen, and K.J. Schulze, *The BWM spinal fixator system. A preliminary report of a 2-year prospective, international multicenter study in a range of*

indications requiring surgical intervention for bone grafting and pedicle screw fixation. Spine (Phila Pa 1976), 1996. 21(17): p. 2006-15.

11. West, J.L., 3rd, D.S. Bradford, and J.W. Ogilvie, *Results of spinal arthrodesis with pedicle screw-plate fixation. J Bone Joint Surg Am, 1991. 73(8): p. 1179-84.*
12. Yuan, H.A., S.R. Garfin, C.A. Dickman, and S.M. Mardjetko, *A Historical Cohort Study of Pedicle Screw Fixation in Thoracic, Lumbar, and Sacral Spinal Fusions. Spine (Phila Pa 1976), 1994. 19(20 Suppl): p. 2279S-2296S.*
13. Zindrick, M.R., L.L. Wiltse, E.H. Widell, J.C. Thomas, W.R. Holland, B.T. Field, and C.W. Spencer, *A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. Clin Orthop Relat Res, 1986(203): p. 99-112.*
14. Benzel, E.C., *Implant-Bone Interface, in Biomechanics of spine stabilization, N. Medansky, Editor. 2001, Thieme. p. 155-171.*
15. Johnson, J., S. Glassman, R. Puno, J. Dimar, M. Campbell, G. Frey, T. Kiaer, P. Lascombes, C.V. Leal, E. Abraham, S. Lewis, and D.F. Monterumici, *CD HORIZON®LEGACY™5.5 Spinal System-Degenerative Surgical Technique. 2004, SOFAMOR DANEK ©2004 MEDTRONIC SOFAMOR DANEK USA, INC.*
16. Thompson, J.D., J.B. Benjamin, and J.A. Szivek, *Pullout strengths of cannulated and noncannulated cancellous bone screws. Clin Orthop Relat Res, 1997(341): p. 241-9.*
17. ASTM, *F 543 - 02 Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws, in Medical Device Standards and Implant Standards. 2004.*
18. Chapman, J.R., R.M. Harrington, K.M. Lee, P.A. Anderson, A.F. Tencer, and D. Kowalski, *Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. J Biomech Eng, 1996. 118(3): p. 391-8.*
19. Koranyi, E., C.E. Bowman, C.D. Knecht, and M. Janssen,

- Holding power of orthopedic screws in bone.* Clin Orthop Relat Res, 1970. **72**: p. 283-6.
20. Zhang, Q.H., S.H. Tan, and S.M. Chou, *Effects of bone materials on the screw pull-out strength in human spine.* Med Eng Phys, 2006. **28**(8): p. 795-801.
 21. Zhang, Q.H., S.H. Tan, and S.M. Chou, *Investigation of fixation screw pull-out strength on human spine.* J Biomech, 2004. **37**(4): p. 479-85.
 22. Chatzistergos, P.E., E.A. Magnissalis, and S.K. Kourkoulis, *A parametric study of cylindrical pedicle screw design implications on the pullout performance using an experimentally validated finite-element model.* Med Eng Phys, 2009.
 23. ANSYS, *ANSYS 11.0 Release Documentation*, ANSYS Inc.: Canonsburg, PA, USA.
 24. Alfano, G. and M.A. Crisfield, *Finite element interface models for the delamination analysis of laminated composites: Mechanical and computational issues.* International Journal for Numerical Methods in Engineering, 2001. **50**(7): p. 1701-1736.
 25. Χατζηστέργος Π.Ε., *Εμβιομηχανική της σπονδυλοδεμένης σπονδυλικής στήλης*, Αθήνα Ιανουάριος 2010.
 26. <http://www.sawbones.com/products/bio/testblocks/default.aspx>
 27. Kourkoulis, S., S.A. Papanicolopoulos, A. Marinelli, and I. Vayas, *Restoration of antique temples: Experimental investigations on the pull-out behaviour of anchors in marble.* Bautechnik, 2008. **85**(2): p. 109-119.
 28. DeCoster, T.A., D.B. Heetderks, D.J. Downey, J.S. Ferries, and W. Jones, *Optimizing bone screw pullout force.* J Orthop Trauma, 1990. **4**(2): p. 169-74.
 29. Gausepohl, T., R. Mohring, D. Pennig, and J. Koebke, *Fine*

thread versus coarse thread. A comparison of the maximum holding power. Injury, 2001. 32 Suppl 4: p. SD1-7.

30. Abshire, B.B., R.F. McLain, A. Valdevit, and H.E. Kambic, *Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. Spine J, 2001. 1(6): p. 408-14.*
31. Kwok, A.W., J.A. Finkelstein, T. Woodside, T.C. Hearn, and R.W. Hu, *Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. Spine (Phila Pa 1976), 1996. 21(21): p. 2429-34.*
32. Janssen, D., R.E. Zwartele, H.C. Doets, and N. Verdonschot, *Computational assessment of press-fit acetabular implant fixation: the effect of implant design, interference fit, bone quality, and frictional properties. Proc. IMechE 2009. 224: p. 67-75.*
33. Reitman, C.A., L. Nguyen, and G.R. Fogel, *Biomechanical evaluation of relationship of screw pullout strength, insertional torque, and bone mineral density in the cervical spine. J Spinal Disord Tech, 2004. 17(4): p. 306-11.*
34. Kourkoulis, S.K. and P. Chatzistergos, *The Influence of the "Penetration-" and the "Filling-Ratios" on the Pull-out Strength of Transpedicular Screws. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2009. 9(3): p. 283-300.*
35. *Spine Biomechanics, MER/BIO SOFT TISSUE BIOMECHANICS.*