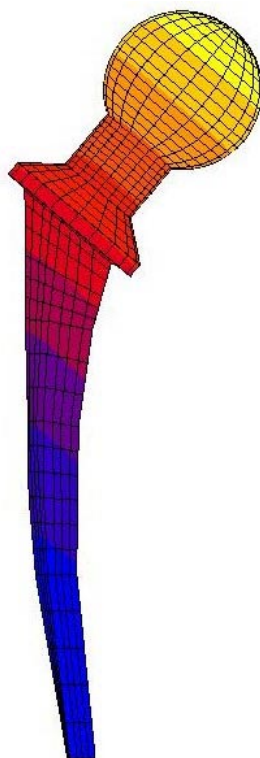




**ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΓΕΝΙΚΟ ΤΜΗΜΑ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΗΣ
ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ**



**ΜΕΛΕΤΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ
ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ ΟΛΙΚΗΣ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ
ΙΣΧΙΟΥ**



ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ Β. ΜΟΥΛΙΩΤΑΣ

Διατριβή για την απόκτηση Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης

ΧΑΝΙΑ 2003

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα εργασία αφορά τη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς ενός εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου. Η έρευνα επιστημόνων από όλο τον κόσμο στο συγκεκριμένο θέμα έχει σημειώσει αλματώδη πρόοδο τις τελευταίες πέντε δεκαετίες και συνεχίζει να εκπλήσσει με την εφαρμογή τεχνολογικών επιτευγμάτων στον αγώνα κατά του ανθρώπινου πόνου.

Ευχαριστώ θερμά τους καθηγητές :

Αγιουτάντη Ζαχαρία, Καθηγητή στο Πολυτεχνείο Κρήτης

Τσομπανάκη Ιωάννη, Επίκουρο Καθηγητή στο Πολυτεχνείο Κρήτης,

Ευχαριστώ τον καθηγητή μου

Προβιδάκη Κωνσταντίνο, Αναπληρωτή Καθηγητή στο Πολυτεχνείο Κρήτης,
για την καθοδήγησή του στην συγγραφή της εργασίας.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την Δρ. Σταυρουλάκη Μαρία, για την πολύτιμη βοήθεια της.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ολική αρθροπλαστική ισχίου είναι μία συνηθισμένη χειρουργική επέμβαση αντικατάστασης της κεφαλής του μηριαίου οστού. Εφαρμόζεται επιτυχώς ανά τον κόσμο από τα μέσα της δεκαετίας του '50. Η παρούσα μελέτη ασχολείται με την στατική φόρτιση ενός εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου, του οποίου η ενσωμάτωση στο μηριαίο οστό έχει προσομοιωθεί στο υπολογιστικό πρόγραμμα MARC Mentat 2000, το οποίο χρησιμοποιεί τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων,. Τα αποτελέσματα της αριθμητικής επίλυσης της φόρτισης δίνουν ικανοποιητικές απαντήσεις για τα αίτια πιθανής αστοχίας των υλικών, αφού εντοπίζουν τις περιοχές του εμφυτεύματος, όπου εμφανίζονται μέγιστες τάσεις και μέγιστες παραμορφώσεις.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

| | |
|---|-------|
| <u>ΕΙΣΑΓΩΓΗ</u> | σελ 7 |
| <u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1</u> | 15 |
| <u>1.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΔΙΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ ΤΗΣ ΓΛΟΥΤΙΑΙΑΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΚΑΙ ΤΟΥ ΜΗΡΟΥ.</u> | 15 |
| 1.1.1. Οστά της περιοχής του γλουτού | 15 |
| 1.1.2. Το μηριαίο οστό | 14 |
| 1.1.3. Η διάρθρωση του ισχίου | 17 |
| <u>1.2. ΜΥΕΣ ΤΟΥ ΜΗΡΙΑΙΟΥ ΚΑΙ ΤΗΣ ΓΛΟΥΤΙΑΙΑΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ.</u> | 20 |
| 1.2.1 Μύες της περιοχής του γλουτού | 20 |
| 1.2.2. Οι μύες του μηρού | 23 |
| 1.2.2.1. Οι μύες του πρόσθιου διαμερίσματος του μηρού | 23 |
| 1.2.2.2. Οι μύες του έσω διαμερίσματος του μηρού. | 25 |
| 1.2.2.3. Οι μύες του οπίσθιου διαμερίσματος του μηρού. | 26 |
| <u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2</u> | 28 |
| <u>2.1. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΑΠΟΨΕΙΣ ΤΩΝ ΚΙΝΗΣΕΩΝ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ</u> | 28 |
| <u>2.2 ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΒΗΜΑΤΙΣΜΟΥ</u> | 28 |
| <u>2.3. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΩΝ ΜΥΩΝ</u> | 30 |
| 2.3.1. Εκτείνωντες μύες του ισχίου | 30 |
| 2.3.2. Προσαγωγοί μύες του ισχίου | 31 |
| 2.3.3. Καμπτήρες μυς του ισχίου | 32 |
| <u>2.4. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ</u> | .33 |
| <u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3</u> | 35 |
| <u>3.1 ΤΟ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑ</u> | 35 |
| <u>3.2. ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΚΑΙ ΥΛΙΚΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ</u> | 35 |

| | |
|---|-----------|
| 3.2.1 Ακρυλικός συνδετικός ιστός οστών (PMMA) | 37 |
| 3.2.2 Πολυαιθυλένιο μέγιστου μοριακού βάρους (UHMWPE) | 41 |
| 3.2.3 Τα μεταλλικά μέρη του εμφυτεύματος. | 43 |
| <u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο</u> | 45 |
| <u>4. Η ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ</u> | 45 |
| <u>4.1. ΓΕΝΙΚΑ</u> | 45 |
| <u>4.2 ΕΝΤΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΙΑΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΣΤΟ ΧΩΡΟ ΤΩΝ ΤΡΙΩΝ ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ</u> | 47 |
| 4.2.1. Τρισδιάστατη ένταση | 47 |
| <u>4.3 ΒΑΣΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ</u> | 52 |
| 4.3.1. Περιγραφή του προβλήματος και εισαγωγή γεωμετρίας φορέα | 52 |
| 4.3.2. Διακριτοποίηση του φορέα | 52 |
| 4.3.3. Τύποι στοιχείων | 56 |
| 4.3.3.1 Τρισδιάστατο αυθαίρετα παραμορφώσιμο εξάεδρο μειωμένης ολοκλήρωσης | 57 |
| <u>4.4 ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΕΠΙΛΥΣΗ</u> | 59 |
| 4.4.1 Μη γραμμική συμπεριφορά | 61 |
| 4.4.2 Μέθοδοι επίλυσης μη Γραμμικών προβλημάτων | 63 |
| 4.4.3 Μέθοδος Newton - Raphson (N-R) | 66 |
| 4.4.4 Τροποποιημένη Μέθοδος Newton – Raphson | 68 |
| <u>4.5 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΕΠΙΛΥΣΗΣ</u> | 70 |
| 4.5.1 Στάδια Φόρτισης | 71 |

| | |
|--|-----|
| 4.5.2 Ελαστοπλαστική συμπεριφορά | 74 |
| 4.5.3 Συμπεριφορά υλικών σε περισσότερες διαστάσεις | 78 |
| 4.5.4 Συναρτήσεις ορίων διαρροής | 80 |
| 4.5.5 Το κριτήριο Von Mises | 80 |
| 4.6 <u>ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ</u> | 84 |
| 4.7 <u>ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ</u> | 84 |
| 4.8 <u>ΑΚΡΙΒΕΙΑ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ</u> | 85 |
| <u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5</u> | 86 |
| 5.1 <u>ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ</u> | 86 |
| 5.1.1 Το κύριο σώμα (κορμός) του εμφυτεύματος | 87 |
| 5.1.2 Η ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό | 88 |
| 5.1.3 Η κύρια στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό. | 89 |
| 5.1.4 Το οστό που περιβάλλει το εμφύτευμα | 90 |
| 5.1.5 Συνοριακές συνθήκες | 92 |
| 5.2 <u>ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ</u> | 96 |
| 5.2.1 Οι τάσεις στο οστό | 98 |
| 5.2.2 Οι τάσεις στον ακρυλικό συνδετικό ιστό οστών. | 104 |
| 5.2.3 Οι τάσεις στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό οστών | 110 |
| 5.2.4 Οι τάσεις στο εμφύτευμα | 120 |
| 5.2.5 Οι τάσεις στο σύστημα εμφύτευμα – οστό | 126 |
| 5.3 <u>ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ</u> | 129 |
| <u>ΓΕΝΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ</u> | 137 |
| <u>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</u> | 142 |

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η σημασία των εμφυτευμάτων στην επιστήμη της Ιατρικής είναι τεράστια. Τα εμφυτεύματα είναι τεχνητές συσκευές που σε πολλές περιπτώσεις, όχι μόνο βοηθούν στην καλύτερη λειτουργία, ή στήριξη των φυσικών ιστών, αλλά και τους αντικαθιστούν πλήρως. Μπορεί να απαριθμηθεί αριθμός εφαρμογών σε σχεδόν όλους τους ιστούς από τους οποίους αποτελείται το ανθρώπινο σώμα και στους οποίους συναντώνται προσθήκες εμφυτευμάτων, όπως π.χ. ο οστέινος ιστός που επιδέχεται διορθώσεις και αποκαταστάσεις όπου απαντάται, ξεκινώντας από το κρανίο και τα άκρα και καταλήγοντας στον κύριο κορμό (σπονδυλική στήλη). Μεταλλικά ελάσματα, πλάκες, ανοξείδωτοι κοχλίες, ή και πιο πολύπλοκες κατασκευές αποτελούμενες από μέρη διαφορετικού υλικού, όλα ανήκουν στην οικογένεια των κατασκευών που μπορούν να τοποθετηθούν στο ανθρώπινο σώμα, παράγοντας πολύτιμο έργο στην σωστή λειτουργία του.

Παραδείγματα συναντώνται καθημερινά σε όλες τις ηλικιακές κατηγορίες ανθρώπων. Συχνότερες περιπτώσεις χρησιμοποίησης εμφυτευμάτων αφορούν κατάγματα οστών (από τροχαία ατυχήματα ή από πέσιμο), όπου η αντιμετώπιση των καταγμάτων γίνεται με μεταλλικά ελάσματα (οι γνωστές ‘λάμες’) από ατσάλι, ή τιτάνιο, που τοποθετούνται με κοχλίες επάνω στα κόκαλα συγκρατώντας τα, για όσο καιρό χρειαστεί ο οργανισμός να παράγει καινούριο οστέινο ιστό και να αποκαταστήσει τη βλάβη. Επίσης συχνότατο παράδειγμα είναι και η χρήση συσκευών διάνοιξης αρτηριών (τα περίφημα ‘μπαλονάκια’), που στην ουσία αναφέρονται σε μεθόδους διάνοιξης αποφραγμένων αρτηριών και αποκατάσταση της αιματικής ροής με μηχανικό τρόπο, κάτι που εναλλακτικά επιτυγχάνεται και με την εφαρμογή

ενδοαυλιακών προθέσεων (stents). Σε αυτή την περίπτωση ο στόχος επιτυγχάνεται είτε χρησιμοποιώντας μια ελαστική συσκευή, που μπορεί να φουσκώνει και να ξεφουσκώνει με την εισροή αέρα, είτε χρησιμοποιώντας μια μεταλλική συσκευή, που είναι ικανή να προσαρμόζεται στο μέγεθος της προς διάνοιξη αρτηρίας και να διατηρεί τη θέση της, χωρίς ταυτόχρονα να πληγώνει τον αρτηριακό αυλό.

Τα παραδείγματα τέτοιων συσκευών είναι πραγματικά πάρα πολλά και όποιο και αν εξεταστεί προσεκτικότερα και σε βάθος, διαπιστώνονται τα χρόνια έρευνας και επίπονης προσπάθειας που χρειάστηκαν ακόμα και οι πιο απλές των κατασκευών, για να εφαρμοστούν με επιτυχία στον ανθρώπινο οργανισμό. Είναι πολλές οι παράμετροι που υπεισέρχονται στην μελέτη κατασκευής ακόμα και του πιο απλού εμφυτεύματος. Η λειτουργικότητα μιας τέτοιας συσκευής απαιτεί λεπτομέρεια στη γεωμετρία της, στην επιλογή των υλικών, στο κόστος της, στην ευκολία με την οποία μπορεί να τοποθετηθεί, ή να απομακρυνθεί κ. α.

Περίληπτική αναφορά σε κάθε μία εκ των άνω παραμέτρων θα ακολουθήσει, με απλά παραδείγματα, αν και λόγω της σημασίας τους τα συγκεκριμένα θέματα θα μας απασχολήσουν εκτενέστερα σε σχετικά κεφάλαια. Η γεωμετρία και το μέγεθος ενός εμφυτεύματος είναι απαραίτητο να μελετηθούν με γνώμονα την θέση και την λειτουργία, για την οποία προορίζεται το συγκεκριμένο εμφύτευμα.

Στην παρούσα εργασία εξετάζεται ένα εμφύτευμα ολικής αρthroπλαστικής ισχίου. Η σημασία του σωστού σχεδιασμού του εμφυτεύματος και της σωστής τοποθέτησής του είναι τεράστια, αφού πιθανό σφάλμα μπορεί να επιφέρει αφόρητους πόνους στον ασθενή και ανάγκη διορθωτικής επέμβασης [1]. Επίσης πρέπει να μελετηθεί ιδιαίτερα και ο τρόπος προσαρμογής του στον ιστό, γιατί αυτό θα επηρεάσει τον σχεδιασμό

του. Σε αυτές τις περιπτώσεις χρησιμοποιούνται μεταλλικά εμφυτεύματα που σχεδιάζονται σε επιθυμητή γεωμετρία, ικανή να προσφέρει την απαιτούμενη στήριξη. Απαραίτητες πριν από την κατασκευή του εμφυτεύματος είναι ακτινογραφίες, που θα καθορίσουν το μέγεθος και τη γεωμετρία του, καθώς και την ακριβή θέση την οποία το εμφύτευμα θα καταλάβει μέσα στο οστό.

Έπειτα από τον λεπτομερή σχεδιασμό του εμφυτεύματος, πρέπει να γίνει σωστή επιλογή του υλικού κατασκευής του. Στο στάδιο αυτό της μελέτης πρέπει να ληφθούν υπ' όψη δύο πολύ σημαντικοί παράγοντες. Οι επιθυμητές ιδιότητες του υλικού και η βιοσυμβατότητά του. Σε ότι αφορά τις ιδιότητες του υλικού, για το εμφύτευμα που εξετάζεται, είναι απαραίτητος ο υπολογισμός μιας χρυσής τομής ανάμεσα στην επιθυμητή ελαστικότητα και στην επιθυμητή ικανότητα παραλαβής φορτίων. Στην απλούστερη των περιπτώσεων το εμφύτευμα θα δέχεται εναλλαγή θλιπτικών και εφελκυστικών τάσεων ανάλογα με τις κινήσεις του σώματος. Θα πρέπει, λοιπόν, στην επιλογή του καταλληλότερου υλικού, η ζητούμενη ιδιότητά του να είναι η άριστη συμπεριφορά σε επιβολή φορτίου κόπωσης. Και αυτή η συμπεριφορά να παρουσιάζεται τόσο στις περιπτώσεις όπου η εναλλαγή φορτίων γίνεται σε τακτά χρονικά διαστήματα, που δίνουν στο σώμα χρόνο να προσαρμοστεί (π.χ. βάδισμα), όσο και στις περιπτώσεις απότομων εναλλαγών στο μέτρο και τη διεύθυνση της δύναμης (π.χ. αθλητικές δραστηριότητες). Απαραίτητη, λοιπόν, πριν από την επιλογή του καταλληλότερου υλικού, είναι η γνώση των φορτίων που αναπτύσσονται υπό φυσιολογικές συνθήκες στις σωματικές δομές (μηριαίο οστό, ισχιακή άρθρωση), στις οποίες επεμβαίνουμε, καθώς και το εύρος των κινήσεων των, και κατ' επέκταση το εύρος των κινήσεων που το εμφύτευμα θα πρέπει να φέρει εις πέρας.

Ο δεύτερος σημαντικότερος παράγοντας στην επιλογή του υλικού ενός εμφυτεύματος είναι η βιοσυμβατότητά του, δηλαδή η ικανότητα του να συνυπάρξει αρμονικά με τους ιστούς που το περιβάλλουν, χωρίς να δημιουργεί προβλήματα αποδοχής από τον οργανισμό [2]. Ο ανθρώπινος οργανισμός έχει αμυντικούς μηχανισμούς, που τον προστατεύουν από τις διάφορες μολύνσεις που τον απειλούν. Η εισχώρηση ενός ξένου σώματος σε οποιοδήποτε σημείο του οργανισμού εκκινεί αυτούς τους μηχανισμούς με ανεξέλεγκτες, πολλές φορές, επιπτώσεις. Αν για παράδειγμα ένα ψήγμα ουσίας, μη συμβατής με τον οργανισμό, εισχωρήσει σε ιστό, αναγνωρίζεται ως ξένο σώμα, προκαλεί λοίμωξη και ξεκινάει η διαδικασία απομάκρυνσής του. Η πρώτη αντίδραση του οργανισμού είναι να δημιουργήσει μία φλεγμονή. Η φλεγμονή αναπτύσσεται όταν κατεστραμμένα κύτταρα του σώματος απελευθερώσουν στο αίμα ουσίες όπως η ισταμίνη. Οι ουσίες αυτές προκαλούν αγγειοδιαστολή με συνέπεια την αυξημένη ροή του αίματος στην περιοχή της λοίμωξης. Η συγκεκριμένη περιοχή γίνεται εξέρυθρη (κόκκινη) και οίδηματώδης (πρησμένη). Η αυξημένη ποσότητα αίματος είναι απαραίτητη, γιατί το αίμα περιέχει λευκά αιμοσφαίρια, που έχουν την ικανότητα να διασπούν ξένους οργανισμούς με μία πεπτική διαδικασία που ονομάζεται φαγοκυττάρωση και να τους απομακρύνουν έπειτα από το σημείο της φλεγμονής. Τα νεκρά φαγοκύτταρα σχηματίζουν το πύο. Στις περιπτώσεις που το ξένο σώμα δεν μπορεί να απορροφηθεί από τα φαγοκύτταρα, η φλεγμονή γίνεται χρόνια κατάσταση στο συγκεκριμένο μέρος του ιστού με επιπτώσεις που, σε ακραίες περιπτώσεις, οδηγούν ακόμα και σε καρκινογένεσεις. Έχουν αναφερθεί περιπτώσεις εμφυτευμάτων, που τοποθετήθηκαν χωρίς τις απαραίτητες εξετάσεις συμβατότητας και προκάλεσαν αλλεργικά shock, ή τα υλικά κατασκευής τους ήταν τοξικά και σε επαφή με τα σωματικά υγρά οξειδώνονταν απελευθερώνοντας οξειδωτικά προϊόντα στο αίμα. Οι κίνδυνοι που ελλοχεύουν στην

εσφαλμένη επιλογή του υλικού ενός εμφυτεύματος, είναι σημαντικότεροι, λοιπόν, γιατί τα προβλήματα που δημιουργούνται από μη βιοσυμβατά υλικά, μόνο στις καλύτερες των περιπτώσεων αντιμετωπίζονται με την απλή απομάκρυνση και αντικατάσταση του εμφυτεύματος. Παραδείγματα ασθενών που υποχρεώθηκαν σε διορθωτικές επεμβάσεις με αμφίβολα αποτελέσματα υπάρχουν πολλά. Επίσης μία επέμβαση αντικατάστασης εμφυτεύματος προϋποθέτει την αντοχή του ασθενούς να την επαναλάβει. Νέοι άνθρωποι μπορούν να αντικαταστήσουν εμφυτεύματα που είτε από λάθος τοποθέτηση, είτε από λάθος επιλογή υλικού δεν τους εξυπηρετούν, μετά την πάροδο ικανού χρονικού διαστήματος. Γηραιότεροι ασθενείς, όμως, μπορεί να αδυνατούν να αντεπεξέλθουν σε δεύτερη νάρκωση μέσα σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, ή και για το υπόλοιπο της ζωής τους [3]. Στις περιπτώσεις αυτές αναγκάζονται να ακολουθούν βεβαρημένη φαρμακευτική αγωγή από αναλγητικά και αντιφλεγμονώδη φάρμακα, που στις περισσότερες των περιπτώσεων τους καταβάλουν επιβαρύνοντας τον ήδη εξασθενημένο οργανισμό τους.

Τελευταίος, αλλά ιδιαίτερα σημαντικός παράγοντας στην δημιουργία ενός εμφυτεύματος είναι το κόστος κατασκευής του. Το χαμηλό κόστος κατασκευής, επιτρέπει πρακτικά και την χρησιμοποίησή του. Αν ένα εμφύτευμα δεν δικαιολογείται από τους ασφαλιστικούς φορείς ενός κράτους, λόγω κόστους, ή η απόκτησή του συνεπάγεται υπέρογκες γραφειοκρατικές διαδικασίες, η άμεση σοβαρή συνέπεια για τον ασθενή είναι η απώλεια πολύτιμου χρόνου, αν τελικά καταφέρει να έχει πρόσβαση σε αυτό. Οι εταιρίες που ασχολούνται με τέτοιου είδους προϊόντα προτιμούν να εισάγουν και να αποθηκεύουν εμφυτεύματα, στην πώληση και αποπληρωμή των οποίων δεν θα συναντήσουν δυσκολίες, με αποτέλεσμα τα

πραγματικά τεχνολογικά προηγμένα εμφυτεύματα να μην παρουσιάζονται ως επιλογή, λόγω κόστους, στην πλειοψηφία των ασθενών.

Η ολική αθροπλαστική ισχίου είναι μία χειρουργική επέμβαση, που επιβάλλεται σε περιπτώσεις ασθενών με κατεστραμμένη ισχιακή άρθρωση. Οι λόγοι που μπορούν να οδηγήσουν σε μερική, ή ολική καταστροφή της συγκεκριμένης άρθρωσης είναι πολλοί με κυριότερους την ρευματοειδή αρθρίτιδα, την οστεοαρθρίτιδα, ένα σοβαρό κάταγμα του ισχίου, παθήσεις κατά τις οποίες η κεφαλή του μηριαίου οστού δεν αιματώνεται, σωστά με αποτέλεσμα την νέκρωσή του κ.α. Η ισχιακή άρθρωση, που αναλύεται λεπτομερώς στο κεφάλαιο1, περιλαμβάνει την κεφαλή του μηριαίου, η οποία κινείται μέσα στην κοτύλη της λεκάνης. Τόσο η κεφαλή του μηριαίου, όσο και η κοτύλη είναι καλυμμένες στα σημεία που εφάπτονται με στρώμα χόνδρου. Ο χόνδρος δεν περιέχει νεύρα, ή αιμοφόρα αγγεία και χρησιμοποιείται αφ' ενός σαν στρώμα απορρόφησης των κραδασμών της άρθρωσης και αφ' ετέρου, λόγω της λείας επιφάνειάς του, σαν υλικό εξομάλυνσης του συντελεστή τριβής μεταξύ των δύο επιφανειών. Στις περιπτώσεις οστεοαρθρίτιδας, ή χρόνιας ρευματοειδούς αρθρίτιδας, ο χόνδρος εκφυλίζεται με σοβαρές συνέπειες. Οι ασθενείς που πάσχουν από τέτοιες ασθένειες παρουσιάζουν δυσκαμψία, αδυναμία εκτέλεσης συγκεκριμένων κινήσεων και αφόρητους πόνους, με αποτέλεσμα να επηρεάζεται σημαντικά ο τρόπος ζωής τους, ιδιαίτερα αν πρόκειται για νέους ενεργητικούς ανθρώπους με έντονη κοινωνική δραστηριότητα. Με την πάροδο του χρόνου η κατάσταση δυσχεραίνει για τους πάσχοντες, αφού το μέτρο της δυσκαμψίας αυξάνεται, τα διάφορα αναλγητικά δεν επαρκούν και απλές λειτουργίες της άρθρωσης, όπως η στήριξη του σώματος, ή η απορρόφηση φορτίων ακόμα και σε οριζόντια θέση, γίνονται ιδιαίτερα επίπονες. Η χειρουργική επέμβαση στοχεύει κυρίως στην αποκατάσταση του μεγαλύτερου μέρους

των κινήσεων των ασθενών, που μπορούν, πλέον, να απολαμβάνουν δραστηριότητες χωρίς πόνο. Γενικότερα τα οφέλη μιας χειρουργικής επέμβασης συνοψίζονται στο ότι σταματάει ή μειώνει σημαντικά τον πόνο. Ακόμα και ο πόνος από την επέμβαση θα πρέπει να εξαφανιστεί σε λίγες εβδομάδες. Αυξάνει την δύναμη των κάτω άκρων. Χωρίς τον πόνο στο ισχίο οι ασθενείς χρησιμοποιούν περισσότερο τα πόδια τους με άμεσο αποτέλεσμα την ενδυνάμωση των μυών τους και τη βελτίωση της ποιότητας ζωής τους, αφού τους επιτρέπεται να εκτελούν καθημερινές δραστηριότητες με μεγαλύτερη ευκολία.

Η επιτυχία της επέμβασης εξαρτάται από την κατάλληλη για τον ασθενή επιλογή του εμφυτεύματος. Αν και τα οφέλη των περισσότερων αρθροπλαστικών επεμβάσεων διαρκούν αρκετά χρόνια, η διάρκεια παραμονής του εμφυτεύματος μέσα στον ασθενή δεν αποτελεί από μόνη της κριτήριο επιτυχίας της επέμβασης. Σε ένα νέο, δραστήριο άνθρωπο το εμφύτευμα πρέπει να διασφαλίζει την διατήρηση του ίδιου, κατά το δυνατόν, επιπέδου διαβίωσης. Το σχήμα και το υλικό κατασκευής του εμφυτεύματος θα πρέπει να διευκολύνουν μεγαλύτερο εύρος κινήσεων και απουσία πόνου, ακόμα και κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων, έστω κι αν ο ασθενής θα πρέπει να συμβιβαστεί με την επανάληψη της χειρουργικής διαδικασίας σε μικρό χρονικό διάστημα λίγων χρόνων. Η επιτυχία της επέμβασης σε τέτοιες περιπτώσεις ορίζεται από την διατήρηση της υγείας και ευεξίας του ασθενούς. Για ένα γηραιότερο ασθενή που ίσως να μην αντέξει μία δεύτερη επέμβαση, η επιλογή του εμφυτεύματος γίνεται με κύριο γνώμονα την αντοχή του εμφυτεύματος στο χρόνο. Άτομα τρίτης ηλικίας, που δεν επιδεικνύουν ιδιαίτερα έντονες κινητικές δραστηριότητες προτιμούν ένα τύπο εμφυτεύματος, με χρόνο ζωής είκοσι πέντε, ή και τριάντα χρόνια, ακόμα κι αν

παρουσιάζει μικρή δυνατότητα μεγάλου εύρους κινήσεων και μπορεί να προκαλεί και μικρής έντασης, στιγμιαίους πόνους σε δύσκολες κινήσεις.

Το συγκεκριμένο εμφύτευμα αποκτήθηκε έπειτα από εγχείρηση αντικατάστασης του, και αφού λειτούργησε επιτυχώς, αντικαθιστώντας επί δεκαεπταετία την κεφαλή του δεξιού μηριαίου οστού μίας ασθενούς 74 ετών σήμερα.

Η παρούσα διατριβή θα εξετάσει την στατική φόρτιση του εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου όταν αυτό βρίσκεται σε κάθετη θέση σε σχέση με το έδαφος. Το ενδιαφέρον θα επικεντρωθεί στις τάσεις που αναπτύσσονται στα υλικά που αποτελούν το εμφύτευμα, καθώς και στις επιπτώσεις της φόρτισης στο οστό. Οι τάσεις θα προκύψουν με τη χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων και την εφαρμογή του λογισμικού MARC – MENTAT 2000. Στο κεφάλαιο 1 θα παρατεθούν λεπτομερώς η ανατομία της διάρθρωσης του ισχίου, η ανατομία της γλουτιαίας περιοχής, και του μηριαίου οστού. Στο κεφάλαιο 2 θα αναλυθούν θέματα που αφορούν την επιστήμη της εμβιομηχανικής και περιγράφουν τον ανθρώπινο τρόπο βηματισμού. Στο κεφάλαιο 3 θα δοθεί έμφαση στη μελέτη κατασκευής και γεωμετρίας του εμφυτεύματος, που θα μελετηθεί στην παρούσα εργασία. Στο κεφάλαιο 4 θα γίνει εισαγωγή στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων και στη διαδικασία επίλυσης που ακολουθήθηκε για τον υπολογισμό των τάσεων και παραμορφώσεων του συστήματος εμφύτευμα – ισχίο. Στο κεφάλαιο 5 θα παρατεθεί η μεθοδολογία επίλυσης και θα γίνει η παρουσίαση και ανάλυση των αποτελεσμάτων. Στο τελικό μέρος της εργασίας θα παρουσιαστούν τα συμπεράσματα της παρούσας μελέτης και θα προταθούν πεδία περαιτέρω έρευνας στο αντικείμενο της ολικής αρθροπλαστικής ισχίου

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

1.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΔΙΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ ΤΗΣ ΓΛΟΥΤΙΑΙΑΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΚΑΙ ΤΟΥ ΜΗΡΟΥ.

Η διάρθρωση του ισχίου ενώνει το μηριαίο οστό με την μία εκ των δύο γλουτιαίων χωρών της πυέλου (λεκάνη). Για την καλύτερη κατανόηση των κινήσεων της ισχιακής άρθρωσης παρουσιάζεται παρακάτω ανάλυση της λειτουργίας των μυών της γλουτιαίας χώρας, των μυών του μηριαίου οστού, καθώς και των οστών και συνδέσμων που ενώνονται μαζί τους.

1.1.1 Οστά της περιοχής του γλουτού

Το ανώνυμο οστό σχηματίζεται από τη συνένωση του λαγόνιου, του ισχιακού και του ηβικού οστού (Εικόνα 1). Τα οστά αυτά συναντώνται στην κοτύλη. Τα δύο ανώνυμα οστά συντάσσονται με το ιερό οστό κατά τις ιερολαγόνιες διαρθρώσεις και σχηματίζουν τα προσθιοπλάγια τοιχώματα της πυέλου. Συντάσσονται, επίσης μεταξύ τους με την ηβική σύμφυση προς τα εμπρός.

1.1.2 Το μηριαίο οστό

Το μηριαίο οστό μπορεί να χωρισθεί στη διάφυση (το κεντρικό μέρος του μήκους του) και τις δύο επιφύσεις (τα άκρα του οστού) (Εικόνα 1). Το άνω άκρο του μηριαίου οστού εμφανίζει την κεφαλή, τον αυχένα και τον ελάσσονα και τον μείζονα τροχαντήρα. Η κεφαλή αποτελεί περίπου τα 2/3 της σφαίρας και συντάσσεται με την κοτύλη του ανώνυμου οστού σχηματίζοντας τη διάρθρωση του ισχίου. Στο κέντρο της κεφαλής υπάρχει ένα μικρό εντύπωμα, το βόθριο της κεφαλής, για την κατάφυση του στρογγυλού συνδέσμου. Μέρος της αιμάτωσης της κεφαλής μεταφέρεται μέσω του συνδέσμου αυτού. Ο αυχένας συνδέει την κεφαλή με το σώμα και φέρεται προς τα

Εικόνα 1: (Α) Έσω επιφάνεια και (Β) έξω επιφάνεια του δεξιού ανώνυμου οστού [4].

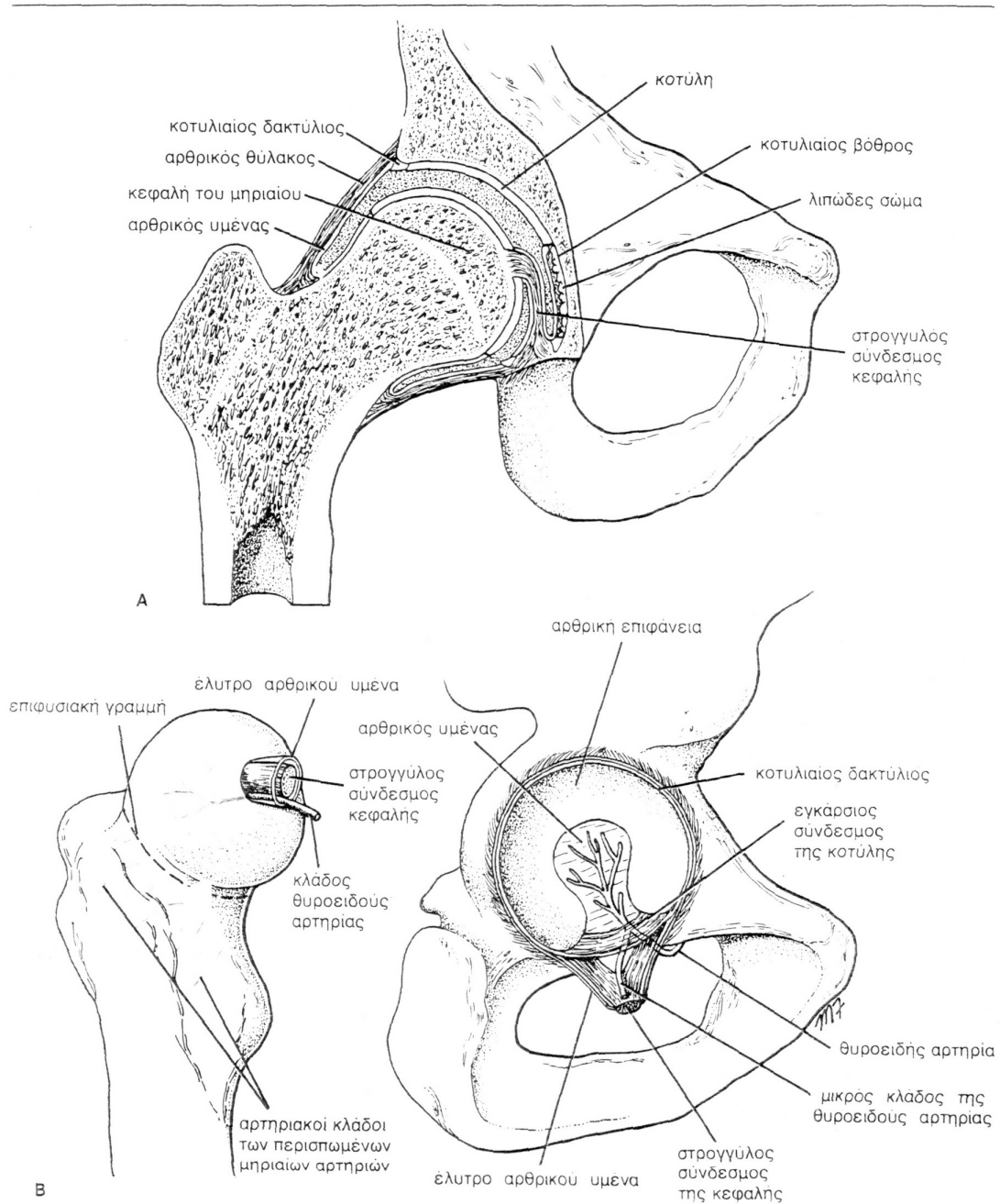


1.1.3 Η διάρθρωση του ισχίου

Η διάρθρωση του ισχίου είναι σφαιροειδής και περιέχει τις αρθρικές επιφάνειες, τον αρθρικό θύλακο, τον αρθρικό υμένα και τους συνδέσμους (Εικόνα 2).

Οι αρθρικές επιφάνειες είναι η κεφαλή του μηριαίου οστού και η μηνοειδής επιφάνεια της κοτύλης του ανώνυμου οστού. Η αρθρική επιφάνεια της κοτύλης έχει σχήμα πετάλου και προς τα κάτω είναι ατελής κατά την κοτυλιαία εντομή. Η κοιλότητα της κοτύλης βαθαίνει με την παρουσία ενός ινοχόνδρινου δακτυλίου, ο οποίος λέγεται κοτυλιαίος δακτύλιος. Το τμήμα του επιχείλιου χόνδρου που φέρεται πάνω από την κοτυλιαία εντομή λέγεται εγκάρσιος σύνδεσμος της κοτύλης. Οι αρθρικές επιφάνειες καλύπτονται από υαλοειδή χόνδρο.

Ο αρθρικός θύλακος περιβάλλει τη διάρθρωση και προσφύεται στον κοτυλιαίο δακτύλιο προς τα έσω. Πλαγίως προσφύεται προς τα εμπρός μεν στη μεσοτροχαντήρια γραμμή, ενώ προς τα πίσω κατά μήκος του αυχένα του μηριαίου οστού. Στην περιοχή πρόσφυσης κατά την μεσοτροχαντήρια γραμμή, μερικές ίνες του που περιέχουν αιμοφόρα αγγεία ανακάμπουν προς τα άνω κατά μήκος του αυχένα,. Τα αγγεία αυτά αρδεύουν την κεφαλή και τον αυχένα του μηριαίου οστού. Οι σύνδεσμοι της διάρθρωσης είναι: ο λαγονομηρικός, ο ηβομηρικός, ο ισchioμηρικός, ο εγκάρσιος σύνδεσμος της κοτύλης και ο σύνδεσμος της κεφαλής του μηριαίου. Ο λαγονομηρικός είναι πολύ ισχυρός και έχει σχήμα Y, ενώ η βάση του προσφύεται στην πρόσθια κάτω λαγόνια άκανθα προς τα άνω. Προς τα κάτω τα δύο σκέλη του Y προσφύονται στο ανώτερο και κατώτερο μέρος της μεσοτροχαντήριας γραμμής.



Εικόνα 2: (Α) Μετωπιαία διατομή της δεξιάς διάρθρωσης του ισχίου και (Β) αρθρικές επιφάνειες της δεξιάς διάρθρωσης του ισχίου και αιμάτωση της κεφαλής του μηριαίου [4].

Ο λαγονομηρικός σύνδεσμος εμποδίζει την υπερέκταση κατά την όρθια στάση. Ο ηβομηρικός σύνδεσμος έχει σχήμα τριγωνικό. Η βάση του προσφύεται στον άνω κλάδο του ηβικού οστού και η κορυφή του προσφύεται στο κατώτερο μέρος της μεσοτροχαντήριας γραμμής. Λειτουργεί περιορίζοντας την υπερβολική έκταση και απαγωγή. Ο ισchioμηρικός έχει σπειροειδές σχήμα και προσφύεται στο σώμα του ισχιακού οστού, κοντά στο χείλος της κοτύλης. Οι ίνες του φέρονται προς τα άνω και έξω και προσφύονται στο μείζονα τροχαντήρα. Λειτουργεί περιορίζοντας την έκταση. Ο εγκάρσιος σύνδεσμος της κοτύλης σχηματίζεται από το τμήμα εκείνο του κοτυλιαίου δακτυλίου, το οποίο φέρεται πάνω από την κοτυλιαία εντομή. Ο σύνδεσμος αυτός μετατρέπει την κοτυλιαία εντομή σε τρήμα μέσα από το οποίο περνούν τα αγγεία και τα νεύρα της διάρθρωσης. Ο σύνδεσμος της κεφαλής του μηριαίου είναι αποπλατυσμένος και έχει σχήμα τριγωνικό με την κεφαλή του να προσφύεται στο βόθριο της κεφαλής μηριαίου οστού και με τη βάση του στον εγκάρσιο σύνδεσμο της κοτύλης και στα χείλη της κοτυλιαίας εντομής. Βρίσκεται μέσα στη διάρθρωση και περιβάλλεται από τον αρθρικό υμένα.

Ο αρθρικός υμένας βρίσκεται υπό και κατά μήκος του αρθρικού θύλακου και προσφύεται στα χείλη των αρθρικών επιφανειών. Καλύπτει το μέρος του αυχένα του μηριαίου οστού που βρίσκεται μέσα στον αρθρικό θύλακο. Περιβάλλει το σύνδεσμο της κεφαλής του μηριαίου οστού και καλύπτει το λιπώδες υπόθεμα που βρίσκεται μέσα στον κοτυλιαίο βόθρο. Ένα κόλπωμα του αρθρικού υμένα προβάλλει συχνά μέσα από το χάσμα που υπάρχει στο πρόσθιο τοίχωμα του αρθρικού θύλακου, ανάμεσα στον ηβομηρικό και το λαγονομηρικό σύνδεσμο και σχηματίζεται έτσι ο θύλακος του ψοΐτη μυός [4].

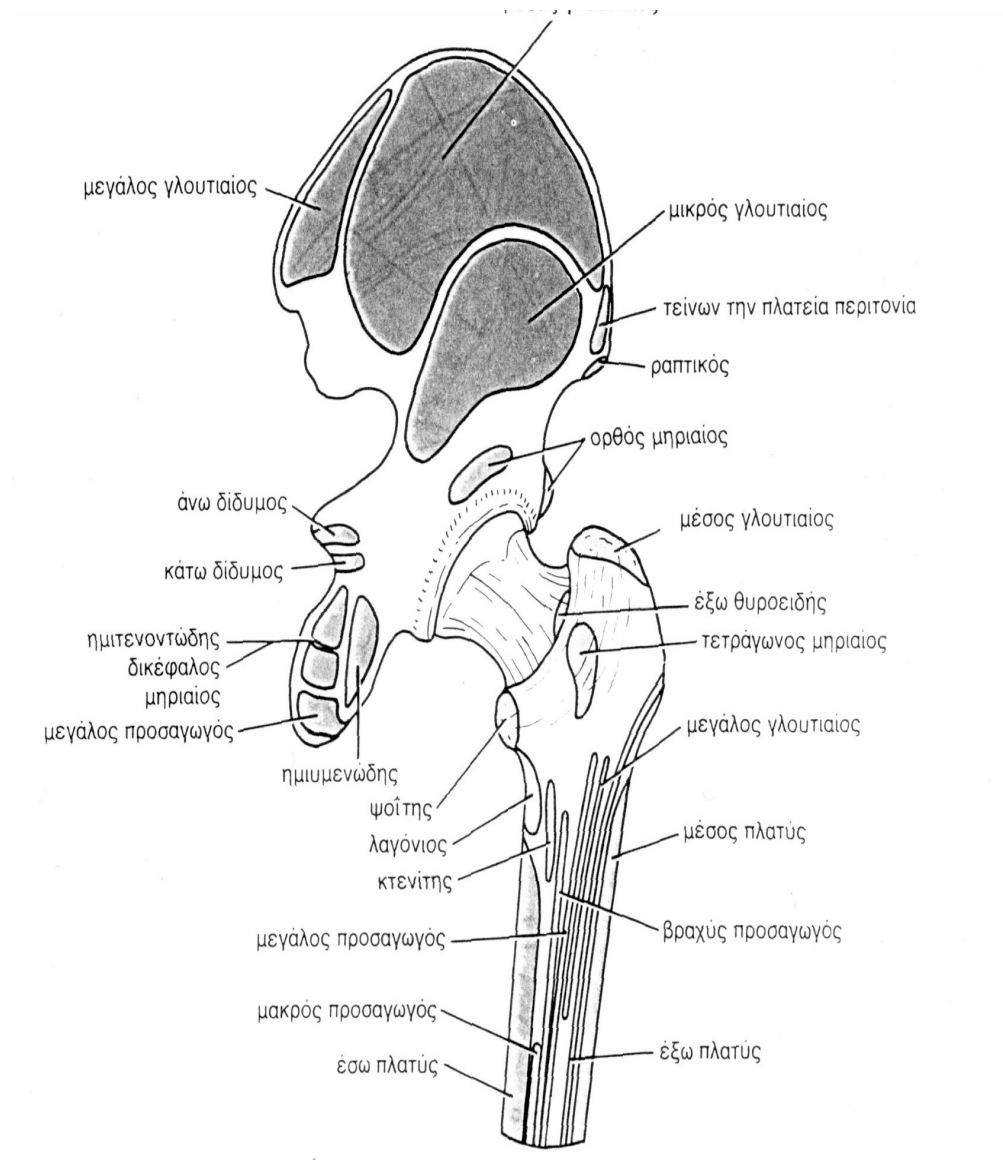
1.2 ΜΥΕΣ ΤΟΥ ΜΗΡΙΑΙΟΥ ΚΑΙ ΤΗΣ ΓΛΟΥΤΙΑΙΑΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ.

Οι μύες της γλουτιαίας περιοχής και του μηρού είναι οι υπεύθυνοι για τον ανθρώπινο βηματισμό και η γνώση της ανατομίας τους σε συνδυασμό με την ανάλυση της λειτουργίας τους, στο δεύτερο κεφάλαιο, βοηθά στην καλύτερη κατανόηση της δημιουργίας των δυνάμεων στις οποίες υπόκειται το εμφύτευμα.

1.2.1 Μύες της περιοχής του γλουτού

Οι μύες της περιοχής του γλουτού είναι οι: μεγάλος γλουτιαίος, μέσος γλουτιαίος, μικρός γλουτιαίος, ο τείνων την πλατεία περιτονία, ο απιοειδής, ο έσω θυροειδής, ο άνω δίδυμος, ο κάτω δίδυμος και ο τετράγωνος μηριαίος (Εικόνα 3).

Ο μεγάλος γλουτιαίος μυς είναι ο μεγαλύτερος μυς του σώματος, βρίσκεται στο μεγαλύτερο μέρος του στη χώρα και σε αυτόν κυρίως οφείλεται η προπέτεια του γλουτού. Η εκφύσεις του βρίσκονται: στην έξω επιφάνεια του λαγόνιου οστού, πίσω από την οπίσθια γλουτιαία γραμμή, στην παρακείμενη οπίσθια επιφάνεια του ιερού οστού και του κόκκυγα και στον μείζονα ισχιοϊερό σύνδεσμο. Οι ίνες του φέρονται προς τα κάτω και έξω και οι περισσότερες καταφύονται στην λαγονοκνημιαία ταινία. Μερικές από τις βαθύτερες ίνες του καταφύονται στο γλουτιαίο τράχυσμα του μηριαίου οστού. Ο μέσος γλουτιαίος μυς είναι παχύς, ριπιδοειδούς σχήματος και η οπίσθια επιφάνεια του καλύπτεται από το μεγαλύτερο γλουτιαίο μυ. Εκφύεται από την έξω επιφάνεια του λαγόνιου οστού, ανάμεσα στη λαγόνια ακρολοφία προς τα άνω, την οπίσθια γλουτιαία γραμμή προς τα πίσω και την πρόσθια γλουτιαία γραμμή προς τα κάτω.



Εικόνα 3: Μύες που προσφύονται στην έξω επιφάνεια του δεξιού ανώνυμου οστού και στην οπίσθια επιφάνεια του μηριαίου οστού [4].

Οι ίνες του πορεύονται προς τα κάτω και έξω και καταφύονται στην έξω μεριά του μείζονος τροχαντήρα.

Ο μικρός γλουτιαίος μυς είναι ριπιδοειδούς σχήματος και βρίσκεται υπό του μέσου γλουτιαίου μυός. Εκφύεται από την έξω επιφάνεια του λαγόνιου οστού, μεταξύ της πρόσθιας και κάτω γλουτιαίας γραμμής. Οι ίνες του πορεύονται προς τα κάτω και έξω και καταφύονται στην πρόσθια επιφάνεια του μείζονος τροχαντήρα. Ο τείνων την πλατεία περιτονία (γνωστότερη ως μηριαία περιτονία) μυς εκφύεται από τη λαγόνια ακρολοφία μεταξύ της πρόσθιας άνω λαγόνιας ακάνθας και του πρόσθιου λαγόνιου φύματος. Οι ίνες του πορεύονται προς τα κάτω και ελαφρώς προς τα πίσω, περικλειόμενες από ένα έλυτρο, που σχηματίζεται από τη λαγοκνημιαία ταινία της μηριαίας περιτονίας. Καταφύονται στη λαγοκνημιαία ταινία.

Οι δίδυμοι άνω και κάτω εκφύονται από την ισχιακή ακάνθα - ο άνω - και από το χείλος του ισχιακού κυρτώματος, ο κάτω. Και οι δύο ενώνονται με τον έσω θυροειδή και καταφύονται στο άνω χείλος του μείζονος τροχαντήρα. Ο έσω θυροειδής εκφύεται στην πύελο και περνώντας από ελάσσον ισχιακό τρήμα εισέρχεται στη γλουτιαία χώρα, όπου ενώνεται με του διδύμους. Ο τετράγωνος μηριαίος, τέλος, εκφύεται από το έξω χείλος του ισχιακού κυρτώματος, οι ίνες φέρονται προς τα έξω και καταφύονται στο ομώνυμο φύμα της μεσοτροχαντήριας ακρολοφίας του μηριαίου οστού.

1.2.2 Οι μύες του μηρού

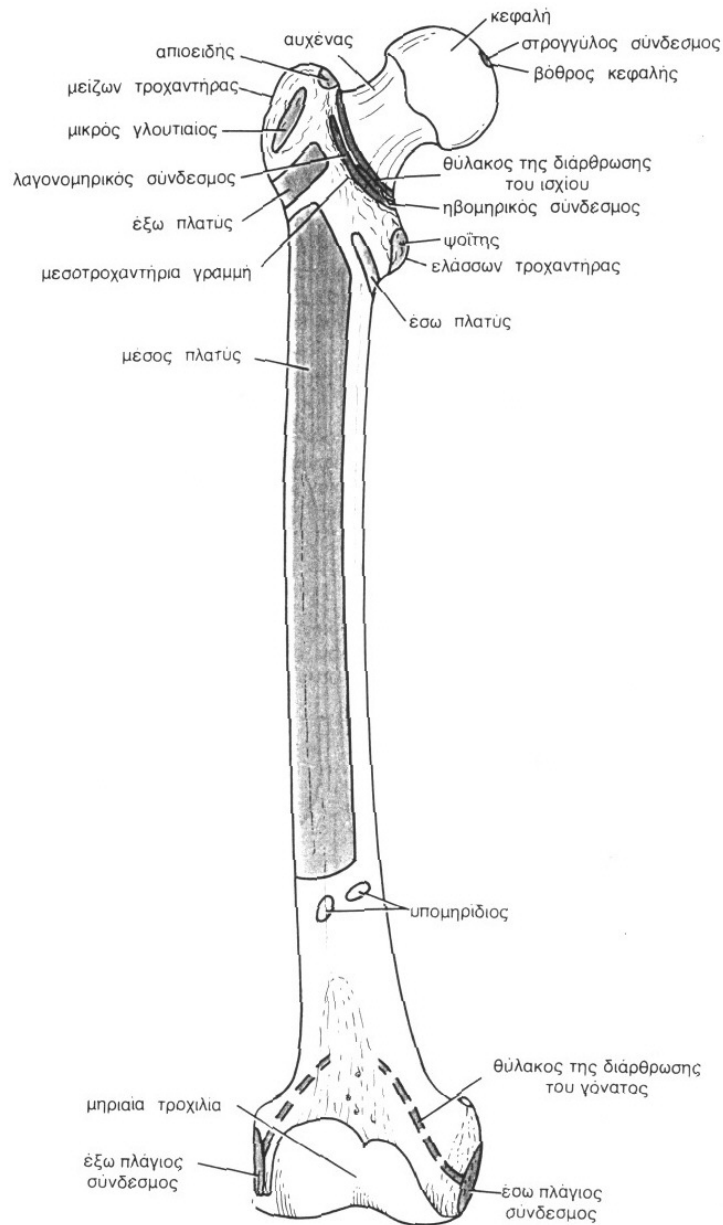
Τρία μεσομύια διαφράγματα εκτείνονται από τη μηριαία περιτονία προς την τραχεία γραμμή του μηριαίου οστού, διαιρώντας τον μηρό σε τρία διαμερίσματα: το

πρόσθιο, το έσω και το οπίσθιο, κάθε ένα από τα οποία περιέχει μυς, νεύρα και αρτηρίες.

1.2.2.1 Οι μύες του πρόσθιου διαμερίσματος του μηρού

Οι μύες του πρόσθιου διαμερίσματος είναι: ο ραπτικός, ο λαγόνιος, ο ψοίτης, ο κτενίτης και ο τετρακέφαλος μηριαίος (Εικόνα 4).

Ο ραπτικός είναι επιμήκης ταινιοειδής μυς, που καλύπτει τη μηριαία αρτηρία στο μέσο τριτημόριο του μηρού. Εκφύεται από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα και καταφύεται στην άνω μοίρα της έσω επιφάνειας της κνήμης, αφού οι ίνες του φέρονται προς τα κάτω και έσω. Ο λαγόνιος μυς εκφύεται ενδοκοιλιακώς από το λαγόνιο βόθρο και οι ίνες του συγκλίνουν και ενώνονται με τις ίνες του ψοίτη, σχηματίζοντας το λαγονοψοίτη μυ, που καταφύεται στον ελάσσονα τροχαντήρα του μηριαίου. Ο ψοίτης μυς είναι ένας μακρός ατρακτοειδής μυς που κατέρχεται το μηρό, εκφύεται εντός της κοιλίας από τις ρίζες των εγκάρσιων αποφύσεων, τα πλάγια των σωμάτων και από τους μεσοσπονδύλιους δίσκους του δωδέκατου θωρακικού και των πέντε οσφυϊκών σπονδύλων της σπονδυλικής στήλης. Οι ίνες του πορεύονται προς τα κάτω και έξω και εισέρχονται στο μηρό περνώντας υπό του βουβωνικού συνδέσου, καταφύομενες στον ελάσσονα τροχαντήρα. Ο κτενίτης μυς εκφύεται από τον άνω κλάδο του ηβικού οστού και οι ίνες του φέρονται προς τα κάτω, πίσω και έξω και εκφύονται κάτω ακριβώς από τον ελάσσονα τροχαντήρα. Ο τετρακέφαλος μηριαίος χωρίζεται στον ορθό μηριαίο, τον έξω πλατύ, τον έσω πλατύ και τον μέσο πλατύ. Ο ορθός μηριαίος εκφύεται από δύο περιοχές του λαγόνιου οστού. Η ευθεία κεφαλή του από την πρόσθια κάτω λαγόνια άκανθα και η ανεστραμμένη κεφαλή από το λαγόνιο οστό πάνω από την κοτύλη.



Εικόνα 4: μύες και σύνδεσμοι που προσφύονται στην πρόσθια επιφάνεια του δεξιού μηριαίου οστού [4].

Οι δύο κεφαλές ενώνονται μπροστά από τη διάρθρωση του ισχίου και ο μυς καταφύεται στην επιγονατίδα με τον κοινό καταφυτικό τένοντα του τετρακεφάλου. Ο έσω πλατύς μυς εκφύεται από τρεις περιοχές. Από τη μεσοτροχαντήρια γραμμή, από το έσω χείλος της τραχείας γραμμής του μηριαίου και το έσω μεσομυϊκό διάφραγμα

της μηριαίας περιτονίας. Οι ίνες του φέρονται προς τα κάτω και εμπρός και καταφύονται στην επιγονατίδα με τον κοινό καταφυτικό τένοντα του τετρακέφαλου. Ο έξω πλατύς μυς εκφύεται και καταφύεται ομοίως με τη διαφορά ότι η έκφυσή του, γίνεται από το έξω μεσομυϊκό διάφραγμα της μηριαίας περιτονίας. Ο μέσος πλατύς μυς εκφύεται από την πρόσθια και την έξω επιφάνεια του σώματος του μηριαίου οστού. Οι ίνες του φέρονται προς τα κάτω και καταφύονται μαζί με τους δύο προηγούμενους στον τένοντα του τετρακέφαλου.

1.2.2.2 Οι μύες του έσω διαμερίσματος του μηρού.

Οι μύες του έσω διαμερίσματος του μηρού είναι οι: ισχνός, μακρός προσαγωγός, βραχύς προσαγωγός, μεγάλος προσαγωγός και ο έξω θυροειδής.

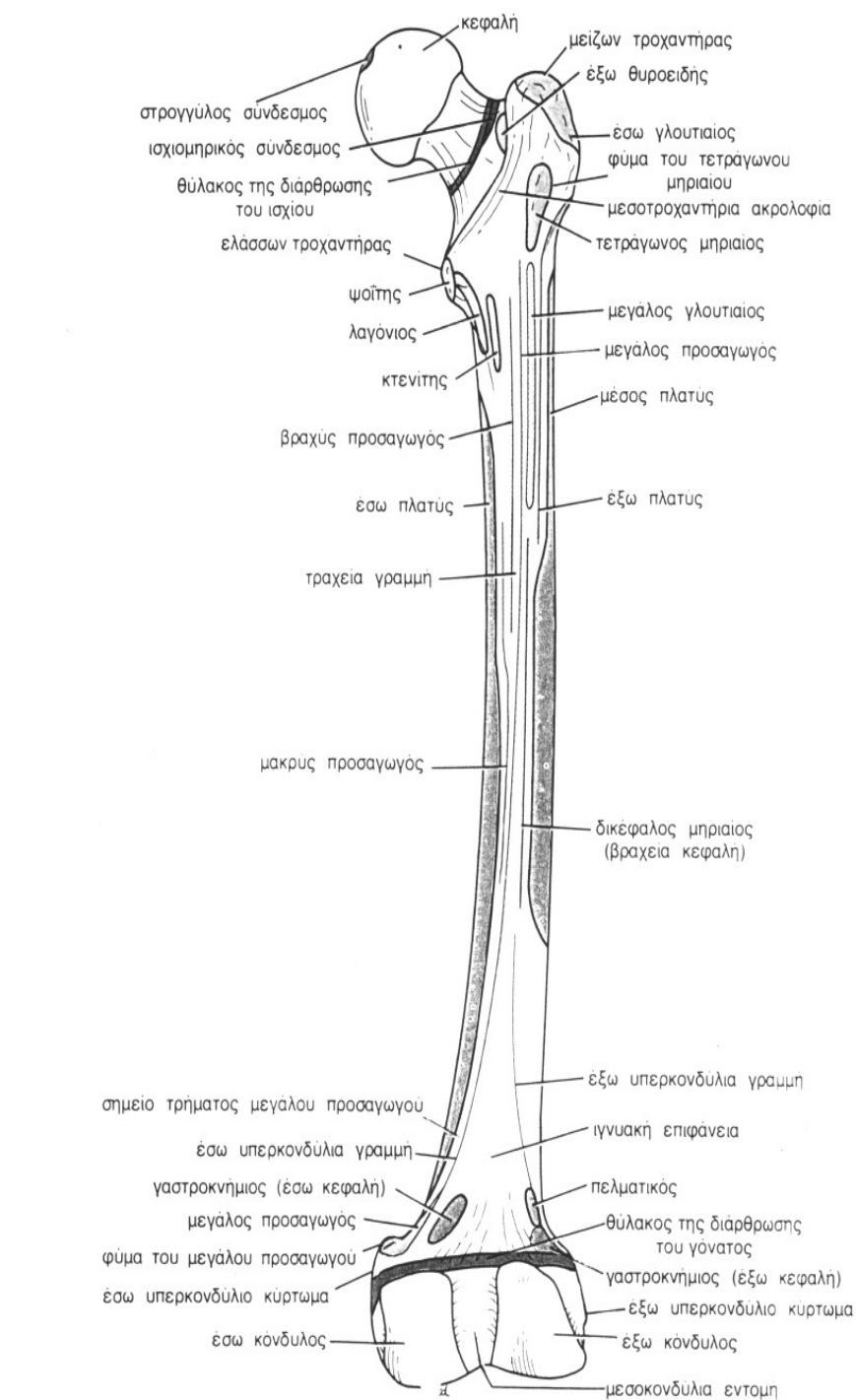
Ο ισχνός είναι μακρός ταινιοειδής μυς πορευόμενος στην έσω επιφάνεια του μηρού και του γόνατος. Εκφύεται από την έξω επιφάνεια του ηβοΐσσιακού κλάδου. Οι ίνες του φέρονται προς τα κάτω, κατά μήκος της έσω επιφάνειας του μηρού και ο τένοντας καταφύεται στο άνω μέρος της έσω επιφάνειας του σώματος της κνήμης. Ο μακρός προσαγωγός μυς είναι τριγωνικού σχήματος και ο πιο πρόσθιος από τους τρεις προσαγωγούς μύες. Εκφύεται από το σώμα του ηβικού οστού προς τα κάτω και έσω του ηβικού φύματος. Οι ίνες του αποκλίνουν καθώς φέρονται προς τα κάτω και έσω. Καταφύονται στο έσω στο έσω χείλος της τραχείας γραμμής. Ο βραχύς προσαγωγός μυς βρίσκεται πίσω από τον κτενίτη και το μακρύ προσαγωγό. Εκφύεται από την έξω επιφάνεια του κάτω κλάδου του ηβικού οστού. Οι ίνες του αποκλίνουν καθώς φέρονται προς τα κάτω και έξω και καταφύονται στην τραχεία γραμμή. Ο μεγάλος προσαγωγός μυς είναι ένας πολύ μεγάλος τριγωνικός μυς και αποτελείται από τον προσαγωγό και την εκτείνουσα μοίρα. Εκφύεται από την έξω επιφάνεια του

κάτω κλάδου του ισχιακού οστού και από το ισχιακό κύρτωμα. Οι ίνες του προσαγωγού αποκλίνουν καθώς φέρονται προς τα κάτω και έξω και καταφύονται στην οπίσθια επιφάνεια του μηριαίου οστού, κατά μήκος της τραχείας γραμμής, από το τετράγωνο φύμα προς τα άνω, ως την έσω υπερκονδύλια γραμμή προς τα κάτω. Οι ίνες της εκτείνουσας μοίρας που εκφύονται από το ισχιακό κύρτωμα καταφύονται στο φύμα του μεγάλου προσαγωγού. Ο έξω θυροειδής μυς είναι ένας τριγωνικός μυς και εκφύεται από την έξω επιφάνεια του θυροειδούς υμένα και τα χείλη των παρακείμενων κλάδων του ηβικού και του ισχιακού οστού. Οι ίνες του συγκλίνουν καθώς φέρονται προς τα έξω, αρχικά κάτω και μετά πίσω από τη διάρθρωση του ισχίου και καταφύονται στην έσω επιφάνεια του μείζονα τροχαντήρα.

1.2.2.3 Οι μύες του οπίσθιου διαμερίσματος του μηρού.

Είναι οι: δικέφαλος μηριαίος, ημιτενοντώδης, ημιυμενώδης και μικρό μέρος του μεγάλου προσαγωγού μυός (Εικόνα 5).

Η μακρά κεφαλή του δικέφαλου μηριαίου εκφύεται από το ισχιακό κύρτωμα μαζί με τον τένοντα του ημιτενοντώδους μυός. Η βραχεία κεφαλή του δικεφάλου εκφύεται από την τραχεία γραμμή, από την έξω υπερκονδύλια γραμμή και από έξω μεσομύιο διάφραγμα. Οι δύο κεφαλές ενώνονται λίγο πιο πάνω από τη διάρθρωση του γόνατος και ο κοινός τένοντας τους καταφύεται στην κεφαλή της περόνης. Ο ημιτενοντώδης εκφύεται από το ισχιακό κύρτωμα μαζί με τη μακρά κεφαλή του δικεφάλου, οι ίνες του καταφύονται με το μακρό τένοντα στην άνω μοίρα της έσω επιφάνειας του σώματος της κνήμης. Ο ημιυμενώδης μυς εκφύεται από το ισχιακό κύρτωμα και καταφύεται στην αύλακα που βρίσκεται στην οπίσθια έσω επιφάνεια του έσω κνημιαίου κονδύλου [4].



Εικόνα 5: Μύες και σύνδεσμοι που προσφύονται στην οπίσθια επιφάνεια του δεξιού μηριαίου οστού[4].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2.1 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΩΝ ΚΙΝΗΣΕΩΝ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ

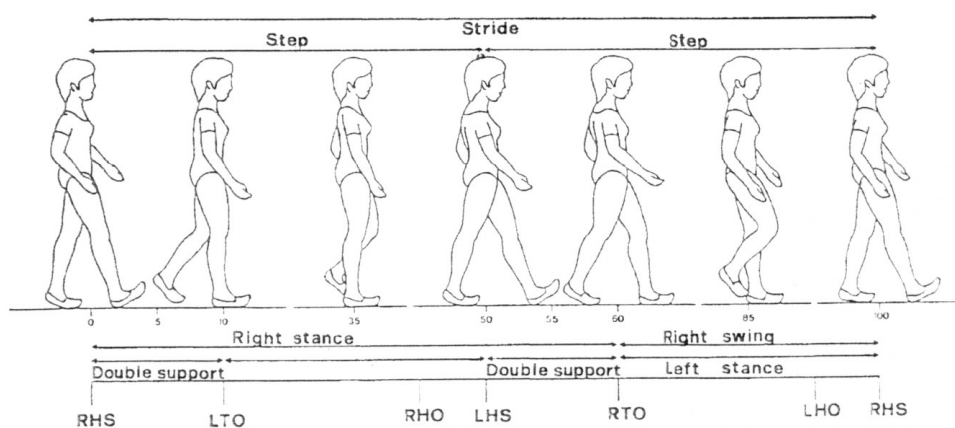
Εμβιομηχανική ονομάζεται η επιστήμη, η οποία εφαρμόζει τις αρχές της μηχανικής προκειμένου να προσομοιώσει βασικά βιολογικά συστήματα. Στη συγκεκριμένη μελέτη θα γίνει αναφορά στο κεφάλαιο της επιστήμης της εμβιομηχανικής που ασχολείται με την ανάλυση των διαδικασιών που λαμβάνουν χώρα κατά τη διάρκεια ενός πλήρους κύκλου βήματος του ανθρώπινου κάτω άκρου.

2.2 ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΒΗΜΑΤΙΣΜΟΥ

Η ανάλυση βήματος είναι μεγάλο και σημαντικό κεφάλαιο της εμβιομηχανικής επιστήμης, γιατί ασχολείται με την ανάλυση των δυνάμεων και των ροπών, που αναπτύσσονται στις αρθρώσεις και τα οστά κατά τη διάρκεια του βηματισμού. Επίσης μελετά και τον τρόπο λειτουργίας των υπεύθυνων, για τη βάδιση, μυών και συνδέσμων. Δεδομένου, ότι και ο παραμικρός πόνος επιφέρει αλλαγές στον τρόπο βαδίσματος, γίνεται κατανοητή η συμβολή της ανάλυσης βήματος στην διάγνωση και αντιμετώπιση παθήσεων των κάτω άκρων [5]..

Ως κύκλος βήματος (Κ.Β.) ορίζεται το σύνολο κινήσεων και γεγονότων, που λαμβάνουν χώρα μεταξύ δύο επιτυχών επαφών του ίδιου κάτω άκρου με το έδαφος. Το βήμα μπορεί να χωριστεί σε δύο κύριες φάσεις, τη στάση και την αιώρηση. Κατά τη φάση της στάσης το ένα εκ των κάτω άκρων παραμένει σε επαφή με το έδαφος, ενώ κατά τη φάση της αιώρησης μεταφέρεται προς τα εμπρός. Σε υγιή βηματισμό ένας πλήρης κύκλος βήματος αποτελείται από επτά στάδια (Εικόνα 6). Η φάση της στάσης αποτελείται από τρία στάδια και περιλαμβάνει ως πρώτο στάδιο (αρχική επαφή) την επαφή πτέρνας – εδάφους, ως δεύτερο στάδιο (μέση στάση) την πλήρη

στήριξη του πέλματος στο έδαφος και ως τρίτο στάδιο (οριακή στάση) την αποχώρηση του δακτύλου του ποδιού από το έδαφος, οπότε και τερματίζεται. Η φάση της αιώρησης περιλαμβάνει τέσσερα στάδια με πρώτο αυτό της αποχώρησης του δακτύλου του ποδιού από το έδαφος (προαιώρηση) το οποίο είναι κοινό και για τις δύο φάσεις, το στάδιο της αρχικής αιώρησης, το πέρασμα του αιωρούμενου κάτω άκρου από το κάθετο στο έδαφος επίπεδο (μέση αιώρηση), ενώ το τέταρτο στάδιο περιλαμβάνει το κάτω άκρο σε πλήρη έκταση (οριακή αιώρηση), λίγο πριν την επόμενη επαφή του (αρχική επαφή) με το έδαφος, που σηματοδοτεί και το τέλος ενός πλήρους κύκλου βήματος. Η απόσταση μεταξύ της μέσης στάσης του ενός κάτω άκρου και της μέσης στάσης του άλλου κάτω άκρου -σε ένα κύκλο βήματος-, ορίζεται ως βήμα. Η εναλλαγή αιώρησης – στάσης δημιουργεί άλλες δύο υποκατηγορίες του κύκλου.



Εικόνα 6: Ένας πλήρης κύκλος βήματος (Κ.Β.) [6].

Μία υποκατηγορία κατά την οποία η στήριξη του σώματος επαφίεται στο ένα κάτω άκρο και μία άλλη κατά την οποία την στήριξη του σώματος αναλαμβάνουν και τα δύο κάτω άκρα Σε ένα υγιή κύκλο βήματος και με κανονική ταχύτητα βαδίσματος

η φάση της στάσης καταλαμβάνει το 61% του συνολικού χρόνου του κύκλου, ενώ η φάση της αιώρησης το υπόλοιπο 39%.

Τα γεγονότα του κύκλου είθισται να αναφέρονται ποσοστικά, π.χ. κατά τη διάρκεια του κύκλου στο 10% και στο 50% λαμβάνει χώρα η στήριξη του σώματος με τη συμμετοχή και των δύο άκρων και η διάρκειά της είναι 20% του κύκλου. Στην αρχή της φάσης της στάσης και στο τέλος της φάσης της αιώρησης η διάρκεια της αρχικής – τελικής επαφής είναι 12% και ένα εκ των κάτω άκρων παραμένει σε πλήρη επαφή με το έδαφος για το 60% του κύκλου, ενώ το κατά το υπόλοιπο 28% η ανυψώνεται η πτέρνα με μόνο το μπροστινό μέρος του κάτω άκρου να βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος. Η διάρκεια ενός κανονικού κύκλου βήματος διαφέρει ανάλογα με το ύψος, ή το βάρος, άλλα κατά μέσο όρο δίνεται στο 1100 msec. Για τις κινήσεις των κάτω άκρων και σε ότι αφορά το ισχίο, υπεύθυνες είναι οι ομάδες ισχιακών μυών που παρουσιάζονται παρακάτω.

2.3 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΩΝ ΜΥΩΝ

Παρακάτω εξετάζεται η συνεργασία των μυών της γλουτιαίας περιοχής και των μυών του μηρού προκειμένου να επιτευχθεί ένας πλήρης κύκλος βήματος [5].

2.3.1 Εκτείνοντες μύες του ισχίου

Ο ημιτενοντώδης, ο ημιυμενώδης και ο δικέφαλος μηριαίος βοηθούν στην έκταση του κάτω άκρου και αρχίζουν την συστολή τους στο 80% του Κ.Β. (προς το τέλος της μέσης αιώρησης). Και οι τρεις επιτυγχάνουν το μέγιστο της, -αναγκαίας για την κίνηση-, ισχύος πολύ γρήγορα (ο ημιυμενώδης 30% της μέγιστης δυνατής ισχύος του και ο δικέφαλος μηριαίος 20%), στην αρχή του σταδίου της οριακής αιώρησης.

Έπειτα τα επίπεδα παραγόμενης ισχύος μειώνονται στο μισό λίγο πριν το στάδιο της αρχικής επαφής. Μετά την αρχική επαφή και κατά τη διάρκεια του υπόλοιπου κύκλου είναι και οι τρεις αμέτοχοι στην κίνηση. Ο μεγάλος προσαγωγός τίθεται σε λειτουργία κοντά στο τέλος της οριακής αιώρησης και σταδιακά αναπτύσσει την απαραίτητη ισχύ κατά τη διάρκεια του συγκεκριμένου σταδίου. Η κορύφωση της παραγόμενης ισχύος του (αύξηση κατά 40%), συμβαίνει κατά το στάδιο της αρχικής επαφής στιγμιαία, και συνεχίζει υποτυπωδώς την λειτουργία του έως και το 7% του K.B. οπότε και απενεργοποιείται τελείως. Ο μεγάλος γλουτιαίος εξυπηρετεί δύο λειτουργίες του ισχίου. Το πάνω μέρος του (κοντύτερα στο ισχίο), δρα ως απαγωγός μυς, ενώ το κάτω μέρος του δρα ως εκτείνων μυς του ισχίου. Το κάτω μέρος του μεγάλου γλουτιαίου αρχίζει τη σύσπαση στο τέλος της οριακής αιώρησης και γρήγορα παράγει την απαιτούμενη για την κίνηση ισχύ φτάνοντας το 25% των δυνατοτήτων του στο μέσο του σταδίου της αρχικής επαφής (7% του K.B.). ακολούθως μειώνει απότομα την απόδοση ισχύος στο 10% των δυνατοτήτων του, μέχρι το τέλος της αρχικής επαφής (10% του K.B.) [5,6].

2.3.2 Προσαγωγοί μύες του ισχίου

Οι προσαγωγοί μύες λειτουργούν κατά τη διάρκεια του πρώτου μισού της φάσης της στάσης και είναι οι: γλουτιαίος μέσος, ο εκτείνων το μηριαίο περιτόναιο και ο άνω μεγάλος γλουτιαίος.

Η δραστηριότητα του γλουτιαίου μέσου αρχίζει στο τέλος της οριακής αιώρησης και αυξάνεται γρήγορα στο 20% των δυνατοτήτων του, στην αρχή του σταδίου της αρχικής επαφής. Ο συγκεκριμένος μυς διατηρεί αυτό το επίπεδο απόδοσης καθ' όλη τη διάρκεια του σταδίου της μέσης στάσης. Ο άνω μεγάλος

γλουτιαίος ακολουθεί περίπου την ίδια συμπεριφορά, ξεκινώντας την δραστηριότητα του στο 95% του K.B. (τέλος οριακής αιώρησης), αγγίζοντας το 20% των δυνατοτήτων του κατά την αρχική επαφή και διατηρώντας αυτή την απόδοση έως και το τέλος της μέσης στάσης. Ο εκτείνων το μηριαίο περιτόναιο παρουσιάζει διαφορετική συμπεριφορά στο εμπρόσθιο μέρος του και διαφορετική συμπεριφορά στο οπίσθιο. Το οπίσθιο μέρος του εκτείνοντα το μηριαίο περιτόναιο εμφανίζει απόδοση ίση με το 25% των δυνατοτήτων του στην αρχή της αρχικής επαφής, ενώ το εμπρόσθιο μέρος του ενεργοποιείται μετρίως, αγγίζοντας το 10% της απόδοσης, στο τέλος της οριακής στάσης.

2.3.3 Καμπήρες μυς του ισχίου

Οι καμπήρες μυς του ισχίου είναι οι : μακρύς προσαγωγός, βραχύς προσαγωγός, ορθός μηριαίος, ισχνός προσαγωγός, ραπτικός, ψοίτης και λαγόνιος. Η δραστηριότητα τους ξεκινά προς το τέλος της οριακής στάσης, συνεχίζει κατά την αρχική αιώρηση και τερματίζεται στην αρχή της μέσης αιώρησης. Σε αυτό το διάστημα παρατηρείται μία σειρά μυϊκών δραστηριοτήτων. Ο μακρύς προσαγωγός είναι ο πρώτος που ενεργεί στο τέλος της οριακής στάσης και μένει ενεργός κατά τη διάρκεια της αρχικής αιώρησης. Πιθανότατα την ίδια συμπεριφορά επιδεικνύει και ο βραχύς προσαγωγός, αλλά επειδή είναι δύσκολη η απομόνωσή του κατά τη διεξαγωγή ηλεκρομυογραφημάτων η μελέτη της συμπεριφοράς του είναι ημιτελής. Ο ορθός μηριαίος ενεργοποιείται για πολύ μικρό χρονικό διάστημα μεταξύ της προαιώρησης και της αρχικής αιώρησης και η λειτουργία του εξαρτάται από τον τρόπο βαδίσματος. Η λειτουργία του δεν είναι επιβεβαιωμένη καθολικά. Οι δραστηριότητες του λαγόνιου, του ψοίτη, του ραπτικού και του ισχνού προσαγωγού αναπτύσσονται κατά της διάρκεια της αρχικής αιώρησης και ανάλογα με τον τύπο

βαδίσματος συνεχίζουν και στο στάδιο της μέσης αιώρησης, οπότε και τερματίζονται [7].

2.4 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ.

Το υγιές ισχίο καθιστά δυνατή την ισορροπία του σώματος κατά τη διάρκεια του βαδίσματος. Κατά τη διάρκεια της φάσης της στάσης, οι κινήσεις του ισχίου επιτρέπουν στην λεκάνη - και κατ' επέκταση στον κορμό - αν παραμείνουν στητά, όταν το ένα κάτω άκρο αιωρείται προς τα εμπρός και το άλλο είναι επιφορτισμένο με τη δυναμική στήριξη του σωματικού βάρους. Οι κινήσεις του ισχίου είναι: η κάμψη, που επιτελείται από το λαγονοψοίτη, το ραπτικό μυ και τους προσαγωγούς μύες. Η έκταση (προς τα πίσω κίνηση του κεκαμμένου μηρού) που επιτελείται από το μεγάλο γλουτιαίο και τους οπίσθιους μυς του μηρού. Η απαγωγή που επιτελείται από τους μεγάλο και μικρό γλουτιαίο και υποβοηθείται από τους ραπτικό, τον τείνοντα την μηριαία περιτονία και τον απιοειδή μυ. Η προσαγωγή που επιτελείται από το μακρύ προσαγωγό και από την προσαγωγό μοίρα του μεγάλου προσαγωγού, με υποβοήθηση των τελευταίων από τους κτενίτη και ισχνό μυ. Η έξω στροφή που επιτελείται από τον απιοειδή, τους έσω και έξω θυροειδείς, τους άνω και κάτω δίδυμους και τον τετράγωνο μηριαίο μυ, οι οποίοι υποβοηθούνται από το μεγάλο γλουτιαίο μυ. Η έσω στροφή που επιτελείται από τις πρόσθιες ίνες του μέσου και μικρού γλουτιαίου και από τον τείνοντα την μηριαία περιτονία. Οι παραπάνω κινήσεις σε συνδυασμό δίνουν την περιαγωγή.

Οι εκτείνωντες μύες του ισχίου εξυπηρετούν δύο ανάγκες. Η πρώτη έγκειται στην επιβράδυνση του αιωρούμενου κάτω άκρου και την προετοιμασία του για την αρχική επαφή και η δεύτερη στην μείωση της προς τα εμπρός ορμής της λεκάνης και του κορμού, όσο το άλλο κάτω άκρο φορτίζεται. Οι απαγωγοί μύες δρουν έτσι ώστε

να εξουδετερώνουν τις συνεχόμενες αλλαγές στην απόσταση της λεκάνης από το έδαφος, κατά τη διάρκεια του βαδίσματος. Οι καμπτικοί μύες δρουν κατά τη διάρκεια της αιώρησης προωθώντας το αιωρούμενο κάτω άκρο, αν και η συμβολή τους στην κίνηση είναι μικρή [8].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

3.1 ΤΟ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑ

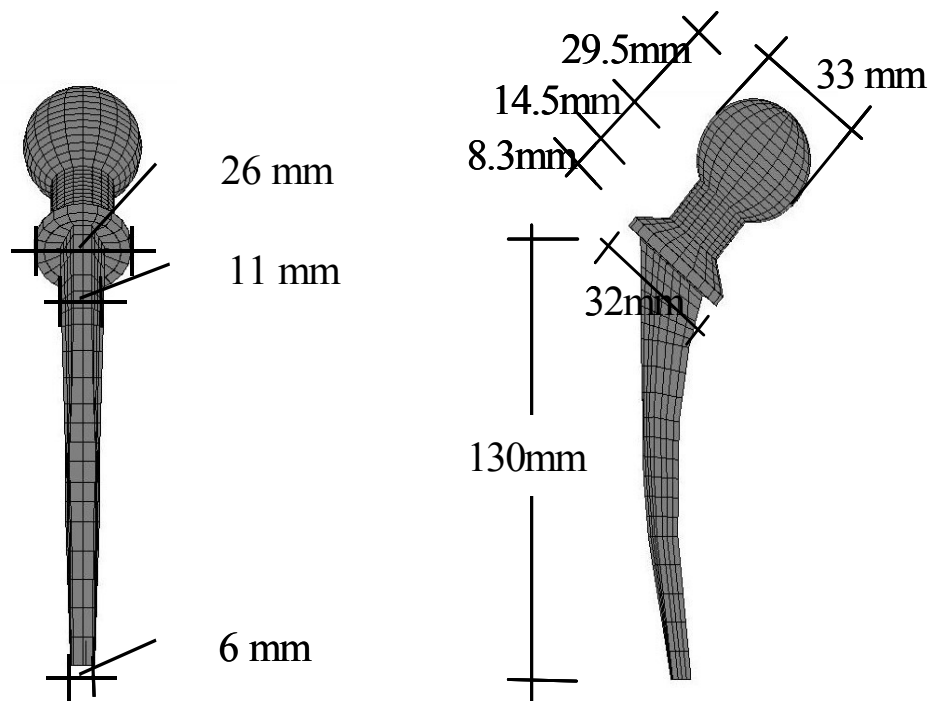
Στο κεφάλαιο αυτό θα εξεταστούν θέματα που αφορούν στην επιλογή των υλικών του συγκεκριμένου εμφυτεύματος, τα μέρη από τα οποία αποτελείται, η γεωμετρία του και ο τρόπος τοποθέτησης του στο μηριαίο.

3.2 ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΚΑΙ ΥΛΙΚΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ

Τα εμφυτεύματα που χρησιμοποιούνται στην ολική αρθροπλαστική ισχίου πρέπει μορφολογικά να προσεγγίζουν το σύστημα μηριαίο – κεφαλή μηριαίου – κοτύλη. Η ανάγκη αυτή είναι επιτακτική, αφού μία διαφορετική γεωμετρία εμφυτεύματος στο συγκεκριμένο χώρο, θα επηρέαζε τις ισορροπίες των δυνάμεων και των ροπών που ασκούνται στην άρθρωση, με άμεσο αποτέλεσμα την απώλεια στήριξης του κορμού και την αδυναμία βάδισης. Αυτό, βέβαια, δεν σημαίνει ότι όλα τα εμφυτεύματα έχουν τις ίδιες διαστάσεις, ή ακριβώς την ίδια γεωμετρία. Οι αλλαγές που παρατηρούνται οφείλονται στη διαφορετική διάπλαση του κάθε υποψήφιου λήπτη. Παραδείγματος χάριν, ψηλά άτομα εμφανίζουν μεγαλύτερο μήκος μηριαίου και μεγαλύτερη απόσταση μέγα τροχαντήρα και κοτύλης.

Το εμφύτευμα που μελετήθηκε στην παρούσα εργασία (Εικόνα 7) αποτελείται από τον στειλέο, τον αυχένα και την τεχνητή κοτύλη. Η ασθενής από την οποία αποκτήθηκε, έκανε την επέμβαση τοποθέτησης το 1985 και την επέμβαση αντικατάστασης του το 2003. Ο στειλέος, ο αυχένας και η κεφαλή κατασκευάστηκαν από κράμα κοβαλτίου χρωμίου (CoCrMo) και η τεχνητή κοτύλη, που αποτελείται από δύο διαφορετικά υλικά από πλαστικό UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) και από κράμα (CoCrMo). Ο στειλέος είναι το μέρος που εισέρχεται

στο μηριαίο, ο αυχένας βρίσκεται σε γωνία με τον στυλεό και ενώνεται με την κεφαλή του μηριαίου η οποία περιστρέφεται μέσα στην τεχνητή κοτύλη από πολυαιθυλένιο. Η τελευταία προσαρμόζεται σε ένα μεταλλικό κύπελλο από κράμα CoCrMo το οποίο προσαρμόζεται με τη σειρά του στην φυσική κοτύλη της λεκάνης. Τόσο ο στυλεός όσο και το κύπελλο ενσωματώνονται στο μηριαίο και την φυσική κοτύλη, αντίστοιχα, με τη βοήθεια ακρυλικού συνδετικού ιστού οστών (bone cement) και το οποίο αποτελείται από PMMA (Poly Methyl Methacrylate). Για τις ανάγκες της συγκεκριμένης μελέτης θα μοντελοποιηθεί μόνο ο στυλεός, ο αυχένας και η κεφαλή του μηριαίου. Οι διαστάσεις των οποίων φαίνονται στην εικόνα 7



Εικόνα 7: Οι διαστάσεις του προς μελέτη εμφυτεύματος

3.2.1 Ακρυλικός συνδετικός ιστός οστών (PMMA)

Ο ακρυλικός συνδετικός ιστός οστών ενεργεί αποσβένοντας και μεταφέροντας φορτία στο εμφύτευμα που περιβάλλει. Προκύπτει από την εξώθερμη αντίδραση του βενζοϊκού υπεροξειδίου, που βρίσκεται στο κονίαμα του πολυμεθυλμεθακρυλικού (PMMA) με το N,N-διμεθυλ-π-τολοθιδένιο (N,N-dimethyl-p-toluidene), που βρίσκεται στο υγρό μονομερές του μεθυλμεθακρυλικού (MMA), σχηματίζοντας ένα στερεό ακρυλικό υπόστρωμα συνδετικού υλικού [9]. Η άψογη συμπεριφορά του ακρυλικού συνδετικού είναι απαραίτητη, γιατί πιθανή διαμόρφωση ρωγμών, ή αποκόλληση από το εμφύτευμα συνεπάγεται απώλεια στήριξης του τελευταίου με συνέπεια την άμεση ανάγκη αντικατάστασής του. Πλήθος μελετών ασχολήθηκαν με την βελτίωση των στατικών και δυναμικών ιδιοτήτων του συγκεκριμένου υλικού. Τα αποτελέσματα τους δείχνουν ότι οι ιδιότητες του υλικού εξαρτώνται από τον τρόπο κατασκευής και απολύμανσής του, προχειρουργικά, αλλά και από την μέθοδο που χρησιμοποιείται κατά την τοποθέτησή του στο χειρουργείο.

Ο τρόπος παρασκευής (μίξη των επιμέρους συστατικών) μπορεί να είναι χειροκίνητος, ή μηχανικός (φυγοκέντριση) και επηρεάζει την κατανομή πόρων μέσα στο υλικό και το μοριακό βάρος του. Από αυτές τις δύο παραμέτρους εξαρτώνται η αντοχή θραύσης (δηλαδή η ικανότητα του υλικού να απορροφά φορτία) και η προδιάθεση στην γένεση ρωγμών [9,10]. Μελέτες που ασχολήθηκαν με τη σύγκριση των δύο τρόπων παρασκευής, δείχνουν ότι οι μέθοδοι μηχανικής μίξης των επιμέρους συστατικών παράγουν ανώτερα αποτελέσματα σε ότι αφορά στην βελτίωση των ιδιοτήτων του υλικού, τόσο των στατικών, όσο και των δυναμικών, συγκρινόμενες με τον τρόπο της χειροκίνητης μίξης.

Η αποστείρωση του υλικού γίνεται σε δύο στάδια. Για την αποστείρωση των συστατικών του υλικού σε μορφή κονιάματος χρησιμοποιείται, ή αέριο οξείδιο αιθυλενίου (EtO), ή ακτίνες γάμμα. Το υγρό μέρος των συστατικών του υλικού αποστειρώνεται με μια απλή μέθοδο διηθήσεως. Ο τρόπος αποστείρωσης επηρεάζει τη δομή του πολυμερούς. Έχει βρεθεί ότι η ακτινοβολία γάμμα είναι υπεύθυνη για τη δημιουργία ελευθέρων ριζών σε πολυμερή όπως το UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) πολυαιθυλένιο μέγιστου μοριακού βάρους, με αποτέλεσμα την διασταύρωση των μοριακών αλυσίδων και την διαίρεση τους. Το PMMA δεν εμφανίζει διασταύρωση των μοριακών αλυσίδων που το αποτελούν, αλλά η ακτινοβολία γάμμα επηρεάζει τους χημικούς δεσμούς, που συγκρατούν την δομή του πολυμερούς, με αποτέλεσμα την σχάση των μοριακών αλυσίδων και την μείωση του μοριακού βάρους του υλικού. Το μοριακό βάρος συνδέεται άμεσα με τις μηχανικές ιδιότητες του υλικού, καθώς μείωση του συνεπάγεται κατώτερης ποιότητας αντοχές. Ο συνδυασμός τρόπου παρασκευής του υλικού και τρόπου απολύμανσης του, είναι η επιθυμητή χρυσή τομή που ο παρασκευαστής του ακρυλικού συνδετικού ιστού πρέπει να επιτύχει για να μεγιστοποιήσει τις ιδιότητες του υλικού [6,7].

| Μοριακό Βάρος (g) | control | EtO | 2,5 Mrad | 5 Mrad | 10 Mrad |
|--------------------------|----------------|------------|-----------------|---------------|----------------|
| Κονίαμα | 856,094 | 850,576 | 310,466 | 188,490 | 105,677 |
| Ακρυλικό συνδετικό υλικό | 768,449 | 743,616 | 302,965 | 212,229 | — |

Πίνακας 1: Η διαφορά της τιμής του μοριακού βάρους του συστατικού του ακρυλικού συνδετικού ιστού, κονιάματος και του ακρυλικού συνδετικού, ανάλογα με τη μέθοδο αποστείρωσης [9]. Όπου rad μονάδες μέτρησης ακτινοβολίας γ.

Στους Πίνακες1 και 2 δίνονται οι τιμές μοριακού βάρους του τσιμέντου, και αντοχής θραύσης, που προκύπτουν από τις διαφορετικές μεθόδους παρασκευής και αποστείρωσης.

| Μέθοδος μίξης | control | EtO | 2,5 Mrad | 5 Mrad | 10 Mrad |
|------------------------------|---------|--------|----------|--------|---------|
| Χειροκίνητη μίξη | 1,7642 | 1,8199 | 1,7367 | 1,7458 | - |
| Μηχανική μίξη παρουσία κενού | 1,9502 | 2,0003 | 1,8197 | - | 1,6883 |

Πίνακας 2: Η διαφορά των τιμών *fracture toughness* (MPa $\sqrt{2}$) του ακρυλικού συνδετικού ιστού οστών σε σχέση με τη μέθοδο μίξης και με τη μέθοδο αποστείρωσης

Η φυγοκέντριση, η χειροκίνητη ανάμιξη, ή ακόμα και μέθοδοι που χρησιμοποιούν δονητές εφαρμόστηκαν σε μικρή κλίμακα και δεν κυριάρχησαν ως μέθοδοι παρασκευής PMMA.

| ΜΕΤΑΒΛΗΤΗ | ΠΟΛΥΑΞΟΝΙΚΟ ΜΠΟΛ | ΜΕΘΟΔΟΣ ΜΙΞΗΣ ΜΕ ΣΥΡΙΓΓΑ |
|---|------------------|--------------------------|
| Πυκνότητα/ (kg/m ³) | 1142 | 1193 |
| Σταθερά κάμψης (MPa) | 3501 | 3855 |
| Αντοχή κάμψης (MPa) | 70,85 | 89,7 |
| Μικροπόροι / (cm ²) | 0,38 | 0,03 |
| Μακροπόροι / (cm ²) | 0,03 | 0,05 |
| Επί τοις εκατό κενός χώρος / (cm ²) | 0,74 | 0,33 |

Πίνακας 3: Η διαφορά των τιμών των μηχανικών ιδιοτήτων του ακρυλικού συνδετικού ιστού οστών σε σχέση με τις διαφορετικές μεθόδους μηχανικής μίξης [11].

Σημαντικά οφέλη άλλων μεθόδων δεν μπορούν να περάσουν απαρατήρητα. Έχει βρεθεί, ότι η παρασκευή ακρυλικού τσιμέντου μέσα σε κλειστό κύκλωμα και υπό πίεση, μειώνει σημαντικά την ανάπτυξη πόρων (κενών) στο υλικό, αποτέλεσμα την βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων του [11]. Ο ακρυλικός συνδετικός ιστός σήμερα παρασκευάζεται σε κενό και υπό πίεση (ανάλογα με τη μέθοδο κυμαίνεται από 0,15 έως και 0,6 bar) και με ειδικές συσκευές περισυλλέγεται κάτω από αυτές τις συνθήκες

Στον παραπάνω πίνακα (Πίνακας 3) φαίνονται οι διαφορές στις μηχανικές ιδιότητες ακρυλικού τσιμέντου, που προέκυψε χρησιμοποιώντας την μέθοδο μίξης σε πολυαξονικό μπωλ (multiaxial bowl, σε κενό υπό πίεση) κατά αντιστοιχία με τη μέθοδο μίξης των επιμέρους υλικών χρησιμοποιώντας σύριγγες. Και τα δύο υλικά δοκιμάστηκαν σε κάμψη τεσσάρων και πέντε σημείων. Ως μικροκενά (microvoids), θεωρήθηκαν πόροι με διάμετρο μικρότερη, ή και ίση με 1 mm και ως μακροκενά (macrovoids) οι πόροι των οποίων η διάμετρος ξεπερνά το 1mm. Είναι φανερό ότι η μέθοδος της μίξης με σύριγγα παράγει υλικό ανώτερο σε πυκνότητα, αντοχή και σταθερά κάμψης.

Εξίσου σημαντική είναι και η προετοιμασία του ιστού να δεχτεί το υλικό [12]. Πριν την εισαγωγή του ακρυλικού συνδετικού υλικού στο οστό, πρέπει η οστική κοιλότητα να είναι καθαρισμένη από υπολείμματα ιστού, αίματος και μυελού. Μία απλή πλύση της κοιλότητας με τη βοήθεια μίας σύριγγας δεν είναι τις περισσότερες φορές αρκετή για τον σωστό καθαρισμό από υπολείμματα νεκρού, ή χαλαρού ιστού κυρίως μετά από ατυχήματα. Στις περιπτώσεις αυτές ειδικές βούρτσες χρησιμοποιούνται για να απομακρύνουν τυχόν υπολείμματα και να στεγνώσουν την οστική κοιλότητα από αίμα και μυελό. Σε περίπτωση που ο καθαρισμός δεν είναι επιτυχής και ποσότητες αίματος, ή μυελού, ή νεκρού ιστού παγιδευτούν μέσα στο

τσιμέντο δημιουργούν ασυνέχειες επηρεάζοντας τις μηχανικές ιδιότητές του, ιδιαίτερα στις επιφάνειες επαφής του με το οστό και το εμφύτευμα. Εκτός από τις προφανείς επιπτώσεις στις μηχανικές ιδιότητες του τσιμέντου, σημαντικότερη είναι και η συμβολή της αύξησης της πίεσεως στην ενδομυελική (μέσα στον οστικό αυλό) περιοχή, που έχει αποδειχθεί ότι οδηγεί σε αλυσιδωτές αντιδράσεις επιζήμιες για το κυκλοφορικό σύστημα στην εν λόγω περιοχή. Η περιφερική, του οστού, πίεση του αίματος πέφτει επηρεάζοντας την κεντρική κυκλοφορία του αίματος με επιπτώσεις στην σωστή πνευμονική λειτουργία.

3.2.2 Πολυαιθυλένιο μέγιστου μοριακού βάρους (UHMWPE).

Από UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) αποτελείται το κύπελλο μέσα στο οποίο εισέρχεται και περιστρέφεται η κεφαλή του εμφυτεύματος. Αν και η συγκεκριμένη μελέτη επικεντρώνεται στη συμπεριφορά του στειλεού, του ακρυλικού τσιμέντου που τον περιβάλλει και του μηριαίου και δεν αναλύονται τα φαινόμενα στο κύπελλο και την τεχνητή κοτύλη μία αναφορά στις μηχανικές ιδιότητες και τη γεωμετρία του UHMWPE θεωρείται επιβεβλημένη.

Το εσωτερικό του κυπέλλου ως κατασκευή πρέπει να έχει σχεδόν τις ίδιες διαστάσεις με την κεφαλή του εμφυτεύματος. Η κεφαλή πρέπει να εφάπτεται στο μεγαλύτερο μέρος της επιφάνειάς της με το εσωτερικό του κυπέλλου και να της επιτρέπεται περιστροφή γύρω από σταθερό κέντρο. Η τυχόν μετακίνηση της κεφαλής μέσα στο κύπελλο, παράγει δυνάμεις που μεταφέρονται είτε στο ανώνυμο οστό, είτε στο μηριαίο και το μέτρο τους είναι ανάλογο του μεγέθους της μετακίνησης. Μελέτες έχουν δείξει ότι μετακινήσεις (πέραν της αναμενόμενης περιστροφής) της κεφαλής μέσα στο κύπελλο, έχουν σαν αποτέλεσμα την δημιουργία ρωγμών στο UHMWPE

και παράλληλη απελευθέρωση σωματιδίων πλαστικού στους παρακείμενους μαλακούς ιστούς (μύες). Τα ελεύθερα σωματίδια πλαστικού είναι μία κατάσταση που σε μεγάλο αριθμό αρθροπλαστικών επεμβάσεων δεν αποφεύγεται μακροπρόθεσμα, λόγω της τριβής, που αν και μικρή αναπτύσσεται μεταξύ του πλαστικού κύπελλου και της μεταλλικής κεφαλής. Αυτά τα σωματίδια είναι σε πολλές περιπτώσεις αιτία διορθωτικής επέμβασης αντικατάστασης του εμφυτεύματος, γιατί σαν άμεση συνέπεια έχουν την ενεργοποίηση του ανθρώπινου αμυντικού συστήματος, με σκοπό την απομάκρυνσή τους και την εμφάνιση φλεγμονών στα σημεία των ιστών που βρίσκονται. Οι τυχόν μετακινήσεις της κεφαλής μέσα στο κύπελλο με τη δημιουργία ρωγμών επιταχύνουν την εμφάνιση αυτών των ελεύθερων πλαστικών σωματιδίων, μειώνοντας στην ουσία σημαντικά το χρόνο ζωής του εμφυτεύματος [13].

Το UHMWPE είναι ένα γραμμικό πολυαιθυλένιο με μοριακό βάρος που κατά μέσο όρο κυμαίνεται στα επίπεδα των 4 εκατομμυρίων γραμμαρίων ανά mol. Συντίθεται σε διαδικασία χαμηλής πίεσης κατά την παρουσία καταλύτη Ziegler. Ο βαθμός διακλάδωσης των αλυσίδων του πολυμερούς είναι πολύ μικρός και η πυκνότητά του φτάνει τα 0,938 γραμμάρια ανά κυβικό εκατοστό. Η θερμοκρασία τήξεως κυμαίνεται μεταξύ 135 – 138 °C και η αντοχή κρούσης (imp act strength) βρίσκεται μεταξύ 140 και 160 mJ/mm². Σαν υλικό επιδεικνύει υψηλότερα επίπεδα αντίστασης στην τριβή. Το UHMWPE που χρησιμοποιείται για ιατρικούς σκοπούς επεξεργάζεται, στις περισσότερες των περιπτώσεων χωρίς πρόσθετα. Εξαιτίας του υψηλού ιξώδους του υλικού (συνέπεια του μεγάλου μοριακού βάρους του), η επεξεργασία του δεν μπορεί να γίνει μέσα σε συνηθισμένα καλούπια. Παράγεται είτε σε κύβους (compression molding) οι οποίοι έπειτα επεξεργάζονται μηχανικά για να

παραχθούν οι απαραίτητες διαστάσεις και γεωμετρίες, είτε απ' ευθείας στο επιθυμητό σχήμα με ειδικά καλούπια (injection molding) [14,15].

3.2.3. Τα μεταλλικά μέρη του εμφυτεύματος.

Τα μεταλλικά μέρη του εμφυτεύματος έχουν κατασκευαστεί από κράμα κοβαλτίου – χρωμίου - μολυβδενίου (CoCrMo) ειδικά κατασκευασμένο για ιατρικές χρήσεις. Οι επιφάνειες του στείλεού, του αυχένα και του μεταλλικού μέρους της τεχνητής κοτύλης έχουν υποστεί διαφορετική επεξεργασία, σε σχέση με την επιφάνεια της κεφαλής, η οποία έχει λειανθεί στο ανώτατο δυνατό επίπεδο, προκειμένου να μειωθεί ο συντελεστής τριβής με το κύπελλο του πολυαιθυλενίου στο ελάχιστο [16,17].

| ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ | ΤΙΜΕΣ |
|----------------------------|-----------------------|
| Σκληρότητα κατά Brinell | 379 |
| Σκληρότητα κατά Knoop | 414 |
| Σκληρότητα κατά Rockwell C | 41 |
| Σκληρότητα κατά Vickers | 396 |
| Μέγιστη εφελκυστική τάση | 1399 MPa |
| Όριο διαρροής | 848 MPa |
| Σταθερά ελαστικότητας | 210 GPa |
| Πυκνότητα | 8,8 g/cm ³ |

Πίνακας 4: Οι μηχανικές ιδιότητες του CoCrMo [18].

Το κράμα αποτελείται από 0,2% – 0,3% άνθρακα (C), 66% κοβάλτιο (Co), 26% – 30% χρώμιο (Cr), 5% - 7% μολυβδαίνιο (Mo) και 0,15% - 0,2% νικέλιο (Ni) και

οι μηχανικές ιδιότητες του φαίνονται στον Πίνακα 4. Είναι μη μαγνητικό υλικό που επιδεικνύει μεγάλες αντοχές στην απορρόφηση τάσεων, υψηλό βαθμό αντίστασης στη διάβρωση και φθορά. Η διαδικασία παραγωγής του περιλαμβάνει επαγωγική τήξη υπό κενό (vacuum induction melting), διασπορά αδρανών αερίων (inert gas atomization), και εν θερμό ισοστατική συμπίεση, που οδηγούν στην παραγωγή 100% συμπαγών ράβδων, που ακολούθως επεξεργάζονται με τις συνήθειες μηχανικές μεθόδους προκειμένου να επιτευχθούν οι επιθυμητές γεωμετρίες του κράματος

| ΔΕΙΓΜΑ | ΣΥΝΘΗΚΕΣ ΦΟΡΤΙΣΗΣ | ΑΡΙΘΜΟΣ ΚΥΚΛΩΝ | ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΤΡΙΒΗΣ | ΦΘΟΡΑ UHMWPE |
|--------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|--|
| CoCrMo | Φορτίο 10 N Ταχύτητα 6 cm/sec | 30000 | 0,08 +/- 0,01 | $4,97 \times 10^{-7}$ (mm ³ /Nm) |
| CoCrMo | Φορτίο 10 N Ταχύτητα 6 cm/sec | 120000 | 0,05 | 1.65×10^{-7} (mm ³ /Nm) |

Πίνακας 5: Η μεταβολές στον συντελεστή τριβής μεταξύ CoCrMo και UHMWPE και στο μέγεθος της φθοράς του UHMWPE σε συνθήκες κόπωσης.

Για τη χρήση του συγκεκριμένου υλικού στην κατασκευή εμφυτευμάτων ολικής αρθροπλαστικής ισχίου, μεγάλη σημασία έχουν οι αντιστάσεις του στη φθορά καθώς και ο συντελεστής τριβής του με την επιφάνεια του πολυαιθυλενίου (UHMWPE). Ο πιο ασφαλής τρόπος να μελετηθούν οι παραπάνω ιδιότητες είναι η καταγραφή των τιμών που παίρνουν σε συνθήκες κόπωσης, αφού και ο συντελεστής τριβής και το μέγεθος της φθοράς του κράματος μεταβάλλονται με το χρόνο και είναι ανάλογες του μέτρου της δύναμης φόρτισης. Στον παραπάνω Πίνακα 5 φαίνονται οι μεταβολές στο συντελεστή τριβής και το μέγεθος της φθοράς ανάλογα με τον αριθμό κύκλων φόρτισης, το μέτρο και την ταχύτητα της φόρτισης

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο

4. Η ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

4.1. ΓΕΝΙΚΑ

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων Μ.Π.Σ. είναι μια από τις πιο δυναμικές διαδικασίες στην αριθμητική προσεγγιστική λύση προβλημάτων στη Μηχανική.

Ο μαθηματικός Courant[19] έκανε την πρώτη δημοσίευση πάνω στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων το 1940, η οποία όμως πέρασε απαρατήρητη ίσως γιατί ήταν δύσκολη η εφαρμογή της χωρίς τη χρήση του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Με την εφεύρεση του ηλεκτρονικού υπολογιστή η μέθοδος αυτή άρχισε να εξελίσσεται ταχύτατα.

Ουσιαστικά οι πρώτες ιδέες της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων Μ.Π.Σ. αναπτύχθηκαν στα μέσα της δεκαετίας του '50. Σύμφωνα με αυτές προτείνεται ο χωρισμός της κατασκευής σε μικρότερα τμήματα – στοιχεία που συνδέονται μεταξύ τους με συγκεκριμένο αριθμό σημείων – κόμβους. Ιστορικά η μέθοδος προέκυψε από την εξέλιξη των μητρωϊκών μεθόδων της στατικής των γραμμικών φορέων, οι οποίες αναπτύχθηκαν στις αρχές της δεκαετίας του '50 από τους Argiris [20,23], και άλλων πολλών επιστημόνων. Από εκεί και έπειτα έχουμε μια ραγδαία εξέλιξη της μεθόδου και ιδιαίτερα στους χώρους των Πανεπιστημίων.

Στην πρώτη φάση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων παρατηρείται μία προσήλωση στις στατικές αντιλήψεις, ενώ στη δεκαετία του '60 αρχίζει μια έντονη μαθηματικοποίηση της μεθόδου και μια συνεχή θεωρητική διερεύνηση, που οδηγεί στην ισχυρότερη θεμελίωση της.

Ο Courant [19] για την εφαρμογή της ιδέας του υποδιαιρούσε το σώμα σε υποπεριοχές, με τη βοήθεια διαχωριστικών επιφανειών. Οι υποπεριοχές αυτές ονομάζονται πεπερασμένα στοιχεία.

Τα πεπερασμένα στοιχεία είναι μία προσεγγιστική μέθοδο που στηρίζεται στη μέθοδο των μεταβολών, πράγμα που επιτρέπει μεγαλύτερη ευελιξία στη μέθοδο.

Βασίζονται σε αναπτυγμένες μαθηματικές σχέσεις και αποτελούν μια ισχυρότατη μέθοδο της αριθμητικής ανάλυσης για την επίλυση οριακών προβλημάτων (boundary value problems). Μια από τις δυσκολίες της μεθόδου είναι η ανάγκη εισαγωγής ενός μεγάλου αριθμού δεδομένων, συσχετισμένα με την τοπολογία ενός πλέγματος.

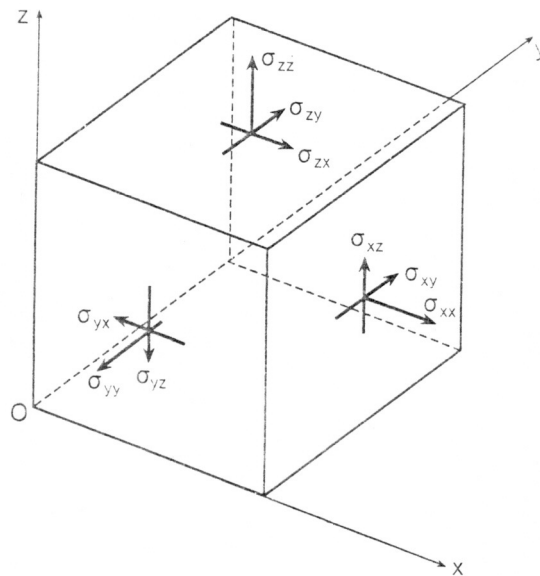
Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιούταν αρχικά κυρίως για επιστημονική έρευνα, ενώ τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιείται ευρέως στους περισσότερους κλάδους της τεχνολογίας.

4.2. ΕΝΤΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΙΑΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΣΤΟ ΧΩΡΟ ΤΩΝ ΤΡΙΩΝ ΔΙΑΣΤΑΣΕΩΝ

4.2.1. Τρισδιάστατη ένταση

Ο τανυστής των τάσεων σε τρεις διαστάσεις απεικονίζεται ως προς καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων $O(x,y,z)$ από το μητρώο των τάσεων [24].

$$[\sigma] = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad (4.1)$$



Εικόνα 8: Ο τανυστής των τάσεων στο καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων [24].

Ισορροπία ροπών στο στοιχείο παρέχει τη συμμετρία του τανυστή των τάσεων:

$$[\sigma] = [\sigma]^T \quad \text{ή} \quad \sigma_{xy} = \sigma_{yx} \quad \text{κ.ο.κ} \quad (4.2).$$

Η σχέση μεταξύ του τανυστή των τάσεων σε ένα τυχαίο σημείο P και του ελκυστή t_n , που δρα σε τυχαίο επίπεδο δια του σημείου αυτού, μπορεί να βρεθεί με τη βοήθεια των εξισώσεων ισορροπίας των δυνάμεων που ασκούνται πάνω στο στοιχειώδες τετράεδρο με κορυφή το σημείο P. Η βάση του τετραέδρου (ABΓ) λαμβάνεται κάθετη τους το μοναδιαίο διάνυσμα n και οι τρεις τους πλευρές του κάθετες τους τους άξονες του συστήματος συντεταγμένων:

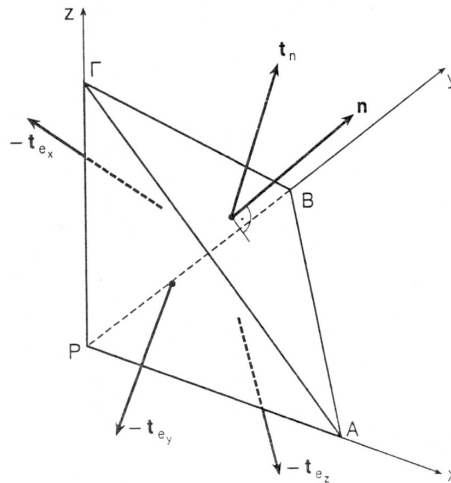
$$(AB\Gamma) = dS \quad (4.3)$$

$$(\Gamma BP) = dS_x = n_x dS \quad (4.4)$$

$$(A\Gamma P) = dS_y = n_y dS \quad (4.5)$$

$$(ABP) = dS_z = n_z dS \quad (4.6)$$

$$t_n dS - t_{ex} dS_x - t_{ey} dS_y - t_{ez} dS_z = 0 \quad (4.7)$$



Εικόνα 9: Η ισορροπία των δυνάμεων που ασκούνται πάνω στο στοιχειώδες τετράεδρο (ABΓ) με κορυφή το σημείο P [24].

Έστω :

$$t_n = \sigma_{nx}e_x + \sigma_{ny}e_y + \sigma_{nz}e_z \quad \text{κ.ο.κ} \quad (4.8.)$$

και

$$t_{ex} = \sigma_{xx}e_x + \sigma_{xy}e_y + \sigma_{xz}e_z \quad (4.9)$$

Από τις παραπάνω σχέσεις προκύπτει:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{nx} \\ \sigma_{ny} \\ \sigma_{nz} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{yx} & \sigma_{zx} \\ \sigma_{xy} & \sigma_{yy} & \sigma_{zy} \\ \sigma_{xz} & \sigma_{yz} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{Bmatrix} \quad \text{ή} \quad t_n = [\sigma]^T [n] \quad (4.10)$$

Όμοια, στις και στις δύο διαστάσεις το πρόβλημα των κυρίων τάσεων :

$$[t_n] = \sigma [n] \quad (4.11)$$

οδηγεί στο αντίστοιχο πρόβλημα ιδοτιμών:

$$\begin{vmatrix} \sigma_{xx} - \sigma & \sigma_{yx} & \sigma_{zx} \\ \sigma_{xy} & \sigma_{yy} - \sigma & \sigma_{zy} \\ \sigma_{xz} & \sigma_{yz} & \sigma_{zz} - \sigma \end{vmatrix} = 0 \quad (4.12)$$

ή

$$\sigma^3 - I\sigma^2 - II\sigma + III = 0 \quad (4.13)$$

όπου I, II και III είναι αντιστοίχως η 1^η η 2^η και η 3^η βασική αναλλοίωτη του τανυστή των τάσεων:

$$I = \sigma_{xx} + \sigma_{yy} + \sigma_{zz} \quad (4.14)$$

$$II = \begin{vmatrix} \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zz} \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} \end{vmatrix} \quad (4.15)$$

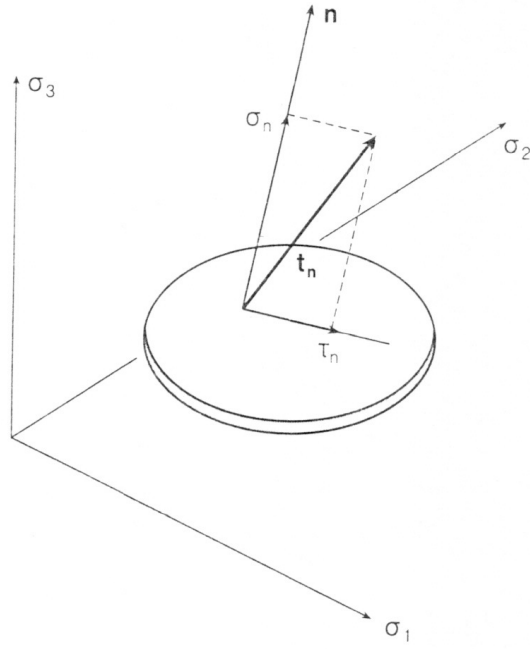
$$III = \begin{vmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{vmatrix} \quad (4.16)$$

Σε σύστημα κυρίων αξόνων το μητρώο των τάσεων είναι διαγώνιο :

$$[\sigma] = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

Ο ελκυστής \mathbf{t}_n αναλύεται σε μία ορθή συνιστώσα της έντασης σ_n και σε μια διατμητική συνιστώσα έντασης τ_n

$$\sigma_n = \mathbf{t}_n \cdot \mathbf{n} : \tau_n = \mathbf{t}_n \cdot \mathbf{t}_n - \sigma_n^2 \quad (4.18)$$



Εικόνα 10: Ανάλυση του ελκυστή \mathbf{t}_n τα συνιστώσες έντασης. Σ_n και τ_{α_n} [24].

Ισχύει

$$\{ \mathbf{t}_n \} = [\boldsymbol{\sigma}]^T \{ \mathbf{n} \} \Rightarrow \{ \mathbf{t}_n \}_1 = \sigma_1 n_1 \quad (\mathbf{t}_n)_2 = \sigma_2 n_2 \quad (\mathbf{t}_n)_3 = \sigma_3 n_3 \quad (4.19)$$

Οπότε

$$\Sigma_n = \sigma_1 n_1^2 + \sigma_2 n_2^2 + \sigma_3 n_3^2 \quad (4.20)$$

$$\tau_{\alpha_n}^2 = \sigma_1^2 n_1^2 + \sigma_2^2 n_2^2 + \sigma_3^2 n_3^2 - (\sigma_1 n_1^2 + \sigma_2 n_2^2 + \sigma_3 n_3^2)^2 \quad (4.21)$$

4.3 ΒΑΣΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

4.3.1. Περιγραφή του προβλήματος και εισαγωγή γεωμετρίας φορέα

Το βασικό στοιχείο για την επίλυση ενός προβλήματος είναι ο ακριβής ορισμός του. Άρα πρώτα πρέπει να εντοπιστεί το πρόβλημα, να καθοριστούν οι παράμετροι του, τα σταθερά στοιχεία που αποτελούν τα δεδομένα του προβλήματος καθώς και τα ζητούμενα που αποτελούν τις άγνωστες μεταβλητές.

Μετά πρέπει να δημιουργηθεί το γεωμετρικό μοντέλο της κατασκευής. Για να γίνει αυτό απαιτείται η περιγραφή των χαρακτηριστικών σημείων της, ορισμός δηλαδή των καμπυλών που καθορίζουν τα όρια της (γραμμικό μοντέλο) και η δημιουργία των επιφανειών του φορέα (επιφανειακό μοντέλο), από τα οποία συντίθεται ο όγκος της κατασκευής (χωρικό μοντέλο).

4.3.2 Διακριτοποίηση του φορέα

Η υποδιαίρεση ενός σώματος σε πεπερασμένα στοιχεία είναι μια διαδικασία κατά την οποία κρίνεται η ικανότητα ενός μηχανικού να αποφασίσει για τον αριθμό, το σχήμα, το μέγεθος και τη διάταξη των στοιχείων που θα χρησιμοποιήσει έτσι ώστε το σώμα να αναπαρασταθεί όσο το δυνατόν με μεγαλύτερη ακρίβεια. Ο αριθμός των στοιχείων που θα χρησιμοποιηθούν είναι καθοριστικός. Ο αρχικός σκοπός είναι η διακεκριμενοποίηση να γίνεται κατά τέτοιο τρόπο που το σώμα να διαιρείται σε αρκετά μικρά στοιχεία ώστε να μπορεί να προσεγγίσει όσο το δυνατόν καλύτερα την πραγματικότητα. Από την άλλη πλευρά όμως πρέπει να λαμβάνεται υπόψη ότι όσο

καλύτερη υποδιαίρεση γίνεται τόσο μεγαλύτερος κόπος απαιτείται αλλά υπάρχει και η πιθανότητα δημιουργίας ενός δύσχρηστου υπολογιστικού μοντέλου.

Η διακριτοποίηση είναι η διαδικασία μετατροπής ενός φυσικού προβλήματος σε διακριτά γεωμετρικά δεδομένα με σκοπό την ανάλυση. Αφορά τη διαίρεση του φορέα σε τμήματα με πεπερασμένο αριθμό και μέγεθος στοιχείων τα οποία ονομάζονται πεπερασμένα στοιχεία (finite element). Ανάλογα με τις δυνατότητες παραμόρφωσης που προσδίδονται στα στοιχεία και τις μορφές τους, χωρίζονται σε διάφορες κατηγορίες όπως στοιχεία ράβδου, δοκού, επίπεδα τριγωνικά ή τετραγωνικά, στερεά όπως τετραπλευρικά κ.λ.π. Επομένως η επιλογή του τύπου των στοιχείων που θα χρησιμοποιηθούν βασίζεται στην δυνατότητα τους να περιγράψουν την μηχανική συμπεριφορά της κατασκευής με καλύτερη ακρίβεια.

Ο ορισμός των στοιχείων γίνεται αρχικά με την τοποθέτηση των κόμβων (nodes). Σε κάθε κόμβο αντιστοιχούν οι βαθμοί ελευθερίας (degrees of freedom) του κόμβου μέσω των οποίων ορίζεται η δυνατότητα του κόμβου να μετακινηθεί ή να περιστραφεί. Σε κάθε κόμβο στοιχείου αντιστοιχεί επίσης και ένας αριθμός κομβικών παραμέτρων οι οποίες αποτελούν τις γενικευμένες μετατοπίσεις (οι μετατοπίσεις και οι παράγωγοί τους). Οι παραμορφώσεις σ' ένα στοιχείο συνδέονται με τις μετατοπίσεις. Οι μετατοπίσεις σε κάθε σημείο του στοιχείου εκφράζονται συναρτήσει των μετατοπίσεων των κόμβων με τη βοήθεια κάποιας συνάρτησης παρεμβολής ή συνάρτησης μορφής. Συνήθως γι' αυτή την παρεμβολή χρησιμοποιούνται πολυώνυμα. Μια διακριτοποίηση είναι ένα πλέγμα κόμβων και στοιχείων.

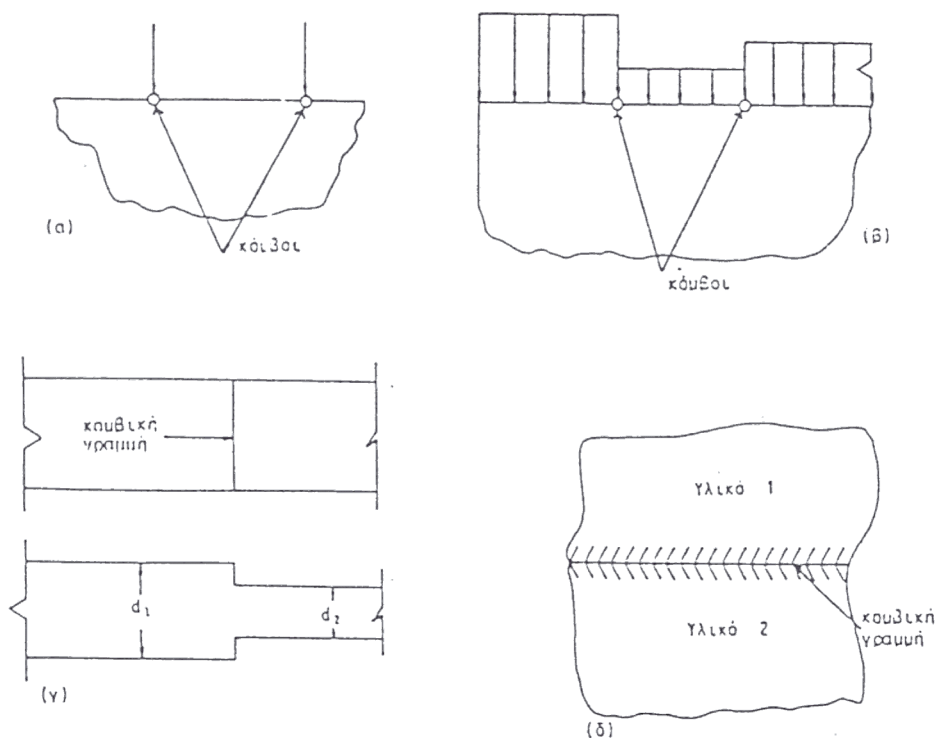
Στη διακριτοποίηση περιλαμβάνονται η τοποθέτηση γεωμετρικού συστήματος συντεταγμένων καθώς και η ομαδοποίηση των κόμβων στα στοιχεία. Στο λογισμικό MARC – MENTAT 2000, που χρησιμοποιείται στη συγκεκριμένη εργασία, για να γίνει η διακριτοποίηση, οι κόμβοι πρέπει να ανήκουν σε γεωμετρικό σύστημα συντεταγμένων και να συνδέονται με ένα στοιχείο. Τα στοιχεία λοιπόν περιγράφονται ορίζοντας τον αριθμό τους, τον τύπο τους και των αριθμό των κόμβων που περικλείουν εισάγοντας τις φυσικές συντεταγμένες των κόμβων.

Οι πιο σημαντικές θέσεις για τους κόμβους ή για τις κομβικές γραμμές και τα κομβικά επίπεδα είναι οι θέσεις όπου λαμβάνουν χώρα σημαντικές μεταβολές στη γεωμετρία, τη φόρτιση και στις ιδιότητες του υλικού. Όπως φαίνεται και στο παράδειγμα της εικόνας 11α κρίνεται απαραίτητη η ύπαρξη ενός κόμβου στη θέση που εφαρμόζεται ένα συγκεντρωμένο φορτίο για να μπορεί να αναπαρασταθεί με τα πεπερασμένα στοιχεία κατάλληλα η εξωτερική φόρτιση (με αυτόν τον τρόπο εξωτερικό φορτίο και κομβικό φορτίο συμπίπτουν). Επιπλέον στην περιοχή του σημείου εμφανίζονται έντονες τάσεις και επομένως ένας πυκνότερος κάναβος με κέντρο το σημείο εφαρμογής του φορτίου είναι αναγκαίος. Κόμβοι όμως πρέπει να προβλέπονται και στις περιοχές εκείνες όπου υπάρχει απότομη μεταβολή του κατανεμημένου φορτίου (Εικόνα 11β) για τους ανάλογους λόγους.

Αντίστοιχα στις περιοχές εκείνες που έχουμε ασυνέχειες στη γεωμετρία όπως στην Εικόνα 11γ (απότομη μεταβολή πλάκας) θα πρέπει να προβλέπονται κομβικές γραμμές (οι γραμμές εκείνες που συνδέουν δύο οποιουδήποτε κόμβους) ώστε όλα τα στοιχεία να έχουν σταθερό πάχος. Επίσης κομβικές γραμμές ή κομβικά επίπεδα

πρέπει να προβλέπονται στις περιοχές εκείνες που διαχωρίζονται δύο υλικά με διαφορετικές ιδιότητες (Εικόνα. 11δ).

Η διακριτοποίηση του φορέα μιας κατασκευής πρέπει να γίνεται προσεκτικά έτσι ώστε να περιγράψει, όσο το δυνατό πιο πιστά την πραγματική κατασκευή και τις γεωμετρικές ιδιότητες του φορέα. Ο αριθμός των στοιχείων που θα χρησιμοποιηθούν είναι καθοριστικός στην αξιοπιστία του μοντέλου. Για το σκοπό αυτό πραγματοποιούνται διαδοχικές επιλύσεις με διαδοχική πύκνωση του δικτύου των πεπερασμένων στοιχείων ελέγχοντας την σύγκλιση ή απόκλιση των αποτελεσμάτων για τον εντοπισμό του τελικού μοντέλου που θα χρησιμοποιηθεί στην ανάλυση.



:Εικόνα 11: Κόμβοι, κομβικές γραμμές, κομβικά επίπεδα

Ένας ακόμη παράγοντας που επιδρά σημαντικά στην ταχύτητα σύγκλισης είναι η μορφή των στοιχείων που χρησιμοποιούνται. Έτσι αν για παράδειγμα χρησιμοποιούνται με τριγωνικά στοιχεία έχει σημασία πόσο κανονικά ή όχι είναι. Μια κατάλληλη παράμετρος για επίπεδα στοιχεία είναι ο λόγος της μεγαλύτερης διάστασης του στοιχείου ως προς τη μικρότερη.

Εάν οι συναρτήσεις των μετατοπίσεων έχουν ομοιόμορφη συμπεριφορά και προς τις δύο κατευθύνσεις η βέλτιστη τιμή αυτού του λόγου είναι η μονάδα. Αυτό σημαίνει ότι το μικρότερο σφάλμα εμφανίζουν τα στοιχεία που έχουν κανονικό σχήμα (ισόπλευρα τρίγωνα, τετράγωνα, κανονικά τετράεδρα, κύβοι κ.λ.π.).

Ιδιαίτερα χρήσιμοι είναι και οι έλεγχοι ιδιαίτερων χαρακτηριστικών του μοντέλου με στοιχεία από μετρήσεις και πειράματα.

Στην παραγωγή τρισδιάστατου κανάβου παράγεται ένας κανάβος που αποτελείται είτε από τετραεδρικά είτε από εξαεδρικά στοιχεία.

4.3.3. Τύποι στοιχείων

Η επιλογή του είδους των στοιχείων που θα χρησιμοποιηθούν βασίζεται σε διάφορα κριτήρια μεταξύ των οποίων είναι:

- Η διάσταση του προβλήματος αν είναι δισδιάστατο ή τρισδιάστατο

- Η γεωμετρία της κατασκευής

- Το είδος του υλικού

- Το είδος και ο τρόπος της φόρτισης

- Ο τρόπος επίλυσης

Το είδος των επιθυμητών αποτελεσμάτων

Οι οικογένειες στοιχείων που βασίζονται στα τριγωνικά, ορθογωνικά και τετραεδρικά στοιχεία εν γένει δεν μπορούν να παραστήσουν ικανοποιητικά τα όρια ενός σώματος. Δηλαδή οι συντεταγμένες των στοιχείων μπορούν να μετασχηματιστούν σε νέα συστήματα στον καρτεσιανό χώρο (στοιχεία μονοδιάστατα, δισδιάστατα ή τρισδιάστατα απεικονίζονται σε παράγωγες μορφές στον καρτεσιανό χώρο). Ισοπαραμετρικά στοιχεία είναι αυτά που ο αριθμός των κόμβων σε κάθε πλευρά του στοιχείου που χρησιμοποιούνται για την περιγραφή των συντεταγμένων συμπίπτει με τον αριθμό των κόμβων που χρησιμοποιούνται για την περιγραφή των μετακινήσεων. Τα ισοπαραμετρικά στοιχεία συχνά μειώνουν την ταχύτητα σύγκλισης.

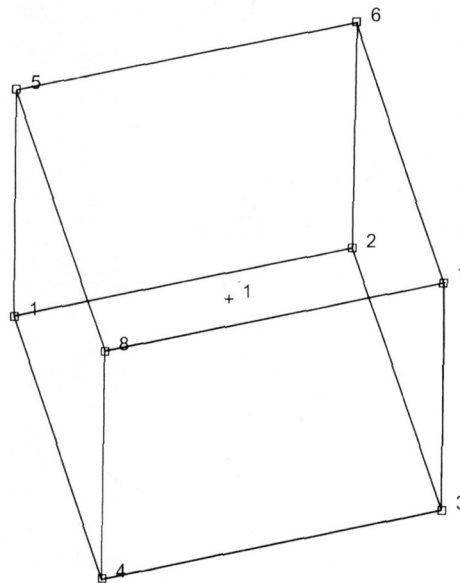
Για την περίπτωση του τρισδιάστατου προβλήματος παραμόρφωσης τα ισοπαραμετρικά στοιχεία που ανταποκρίνονται στα δεδομένα μας είναι τα παρακάτω:

- Τα στοιχεία, που οι συντεταγμένες μπορούν να μετασχηματιστούν σε νέα συστήματα στον καρτεσιανό χώρο (στοιχεία μονοδιάστατα, δισδιάστατα ή τρισδιάστατα απεικονίζονται σε παράγωγες μορφές στον καρτεσιανό χώρο).

4.3.3.1 Τρισδιάστατο αυθαίρετα παραμορφώσιμο εξάεδρο μειωμένης ολοκλήρωσης

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιείται το στοιχείο με αριθμό 117, στην βιβλιοθήκη των στοιχείων του Marc. Είναι ένα εξάεδρο με οκτώ κόμβους, μειωμένης ολοκλήρωσης, κατάλληλο για επίλυση προβλημάτων τρισδιάστατης φύσης. Το

συγκεκριμένο στοιχείο χρησιμοποιεί δεδομένη εξίσωση παραμόρφωσης, η οποία ορίζεται στις φυσικές συντεταγμένες, εξασφαλίζοντας με αυτό τον τρόπο καλύτερη απεικόνιση των διατμητικών παραμορφώσεων του στοιχείου. Το στοιχείο προτιμάται έναντι άλλων στοιχείων υψηλότερης τάξης, στην επίλυση προβλημάτων που αναλύουν φαινόμενα επαφής (contact analysis) [25,26].



Εικόνα 12: Απεικόνιση του στοιχείου 117 (έδρες και κόμβοι), καθώς και του σημείου ολοκλήρωσης [26].

Το στοιχείο 117 παρουσιάζει τα παρακάτω γνωρίσματα:

Συνοχή: Οκτώ κόμβοι ανά στοιχείο (Εικόνα 12). η αρίθμηση των κόμβων πρέπει να ακολουθεί συγκεκριμένο τρόπο. Αναλυτικότερα: οι κόμβοι 1,2,3 και 4 ορίζονται στις γωνίες της μία έδρας και αριθμούνται από την εσωτερική πλευρά του στοιχείου με ανθρωπολογιακή φορά. Ο κόμβος 5 βρίσκεται στην ίδια έδρα με τον κόμβο 1, ο κόμβος 6 βρίσκεται στην ίδια έδρα με τον κόμβο 2, ο κόμβος 7 βρίσκεται στην ίδια έδρα με τον κόμβο 3 και ο κόμβος 8 βρίσκεται στην ίδια έδρα με τον κόμβο 4.

Συντεταγμένες: Το στοιχείο 117 έχει τρεις συντεταγμένες στο παγκόσμιο σύστημα αξόνων x,y,z .

Βαθμοί ελευθερίας : Οι βαθμοί ελευθερίας του στοιχείου 117 είναι τρεις (u,v,w) ανά κόμβο

4.4 ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΕΠΙΛΥΣΗ

Εφόσον επιλεγεί ο τύπος των στοιχείων πρέπει να καθοριστούν οι ιδιότητες του υλικού και τα μηχανικά χαρακτηριστικά του με σκοπό την ακριβή προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς του φορέα.

Τα περισσότερα προβλήματα μηχανικής, είναι δυνατόν να προσομοιωθούν θεωρώντας γραμμική ελαστική συμπεριφορά. Στην πραγματικότητα όμως όλα σχεδόν τα προβλήματα που παρουσιάζονται είναι μη γραμμικά, γιατί η φύση εμφανίζεται μη γραμμική. Η διαφορά μεταξύ της γραμμικής και της μη γραμμικής λύσης κάποιου προβλήματος, καθορίζει κατά πόσο η επιλογή της γραμμικής συμπεριφοράς, είναι ικανή να δώσει σωστά αποτελέσματα για το πρόβλημα ή όχι. Όταν η απόκλιση μεταξύ γραμμικής - μη γραμμικής λύσης είναι μικρή, τότε είναι δυνατή η γραμμική προσομοίωση του προβλήματος. Αρκετές όμως είναι οι φορές που το πρόβλημα είναι έντονα μη γραμμικό οπότε δεν είναι εφικτή η επίλυσή του με γραμμικά μοντέλα.

Στην ενότητα αυτή περιγράφονται τα είδη μη γραμμικών προβλημάτων που επιλύονται με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στα προβλήματα μη γραμμικής συμπεριφοράς υλικού. Το πρώτο στάδιο μιας μη

γραμμικής ανάλυσης είναι ο προσδιορισμός της αιτίας της μη γραμμικότητας του προβλήματος και κατ' επέκταση ο προσδιορισμός του είδους της μη γραμμικής συμπεριφοράς. Αυτό (το είδος) οφείλεται στη συμπεριφορά του υλικού, ή σε μη γραμμική συμπεριφορά εφαρμοζόμενων φορτίων ή γεωμετρίας. Αφού εντοπισθούν τα παραπάνω στοιχεία, επιλέγονται τα καταστατικά μοντέλα που θα περιγράψουν τη συμπεριφορά αυτή. Τέλος επιλέγεται ο τρόπος με τον οποίο θα αναλυθεί το πρόβλημα, δηλαδή οι μέθοδοι επίλυσης που θα δώσουν τα ακριβέστερα αποτελέσματα.

Στη μηχανική κάποιο πρόβλημα θεωρείται μη γραμμικό εάν το μητρώο ακαμψίας ή το διάνυσμα φόρτισης εξαρτώνται από το διάνυσμα της μετατόπισης. Η μη γραμμικότητα σε στατικά προβλήματα μπορεί να χωρισθεί σε τρεις κατηγορίες.

1. Μη γραμμική συμπεριφορά υλικού, όπου η συμπεριφορά του κυμαίνεται μεταξύ διαφορετικών καταστάσεων, όπως είναι η ελαστική και η πλαστική.
2. Γεωμετρική μη γραμμική συμπεριφορά, η οποία σχετίζεται με μεγάλη αλλαγή της αρχικής γεωμετρίας όπως, για παράδειγμα, παρουσιάζεται σε καμπτόμενους δοκούς.
3. Μη γραμμική συμπεριφορά λόγω συνοριακών συνθηκών. Τέτοιες περιπτώσεις παρουσιάζονται σε προβλήματα επαφής (contact), καθώς επίσης και σε προβλήματα με επακόλουθες δυνάμεις (follower forces).

Γενικά, προβλήματα που δεν εξαρτώνται από το χρόνο, θεωρούνται μη γραμμικά όταν το μητρώο ακαμψίας $[K]$ και το διάνυσμα $[R]$ των δυνάμεων αποτελούν

συνάρτηση των μετατοπίσεων των κόμβων [u]. Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δίνεται στο πότε κάποιο πρόβλημα συμπεριφέρεται γραμμικά και πότε μη γραμμικά. Υπάρχουν περιπτώσεις όπου οι δύο καταστάσεις συνυπάρχουν αλλά επικρατεί μία από τις δύο.

4.4.1 Μη γραμμική συμπεριφορά

Η μη γραμμική συμπεριφορά του υλικού εμφανίζεται πριν από το όριο διαρροής του. Η μετάπτωση ενός υλικού από την μία κατάσταση στην άλλη είναι σταδιακή και όχι απότομη. Τα περισσότερα υλικά παρουσιάζουν σημαντική μη γραμμική ελαστική συμπεριφορά αρκετά πριν προσεγγίσουν το σημείο διαρροής τους .

Δεν υπάρχει σαφές όριο διαχωρισμού μεταξύ των διαφορετικών συμπεριφορών του υλικού. Το όριο διαρροής που ουσιαστικά καθορίζει τη μετάβαση μεταξύ ελαστικής και πλαστικής περιοχής, είναι μία προσεγγιστική ποσότητα η οποία προκύπτει γραφικά, μετατοπίζοντας δεξιά το γραμμικό τμήμα της καμπύλης τάσης - παραμόρφωσης κατά 0.2% και εντοπίζοντας το σημείο όπου η ευθεία γραμμή της κλίσης τέμνει τα πειραματικά δεδομένα αντοχής του υλικού. Αυτή η τιμή τάσης μπορεί να βρίσκεται χαμηλότερα ή ψηλότερα από το θεωρητικό όριο μετάβασης από την ελαστική στην πλαστική συμπεριφορά.

Όταν εξετάζεται η εντατική κατάσταση κάποιου σώματος, για να διευκρινισθεί αν θα μεταβεί από γραμμική σε μη γραμμική συμπεριφορά, πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στην έκταση της περιοχής όπου παρουσιάζεται υψηλή εντατική κατάσταση. Είναι αρκετά πιθανό, σε μικρές περιοχές κάποιου σώματος, να παρουσιάζονται τάσεις μεγαλύτερες από το όριο διαρροής. Κάτι τέτοιο δεν σημαίνει απαραίτητα ότι το υλικό έχει μεταβεί στη μη γραμμική συμπεριφορά αλλά είναι δυνατόν να υποστηρίζεται από

το γειτονικό υλικό, όποτε η συνολική συμπεριφορά του σώματος παρουσιάζει γραμμική μορφή .

Όπως γίνεται κατανοητό από τα παραπάνω, αρχικά εκτελείται ελαστική ανάλυση του προβλήματος ώστε να διευκρινισθεί αν αυτό ξεπερνά την ελαστική περιοχή και εισέρχεται στην πλαστική. Σε αυτή την ανάλυση δεν πρέπει να ελέγχονται μόνο οι μέγιστες τάσεις που παρουσιάζονται στο σώμα, αλλά και η έκταση της περιοχής στην οποία αυτές παρουσιάζονται.

Ουσιαστικός είναι επίσης και ο εντοπισμός των αιτίων εμφάνισης αυξημένων τάσεων. Όταν, για παράδειγμα, η αύξηση οφείλεται σε σημειακό φορτίο ή σημειακό περιορισμό, η περιοχή εμφάνισής τους θα είναι αρκετά περιορισμένη και θα ανακατανέμονται γρήγορα και στο υπόλοιπο σώμα. Στις περιπτώσεις αυτές το ολικό σώμα συμπεριφέρεται, κατά κύριο λόγο, γραμμικά και όχι μη γραμμικά.

Εκτός από περιπτώσεις όπου εμφανίζονται υψηλές τάσεις, μη γραμμική συμπεριφορά μπορεί να προκύψει και από εμφάνιση μεγάλων τιμών στις μετατοπίσεις. Οι μετατοπίσεις αυτές σε συνδυασμό με τους περιορισμούς που έχουν εφαρμοστεί στο μοντέλο ενδέχεται να μετατρέψουν το πρόβλημα από γραμμικό σε μη γραμμικό. Τέτοιου είδους περιπτώσεις παρουσιάζονται όταν για παράδειγμα, επίπεδη πλάκα πακτώνεται στα άκρα της και φορτίζεται κάθετα στο επίπεδο της. Τότε, κατά μήκος του επιπέδου εμφανίζονται ισχυρές εφελκυστικές τάσεις οι οποίες τείνουν να αποτρέψουν την κάμψη της πλάκας. Όταν η κάμψη είναι μεγάλη τότε το πρόβλημα περνά στη μη γραμμική συμπεριφορά. Επίσης, προβλήματα που επιδέχονται σημαντικές μετατοπίσεις στην αρχική γεωμετρία

συνήθως συμπεριφέρονται μη γραμμικά. Τέτοιου είδους περιπτώσεις είναι η μοντελοποίηση ελαστικών αυτοκινήτων, αναρτήσεων, και ελαστομερών αντικειμένων .

Ο προσδιορισμός της γραμμικής ή μη γραμμικής συμπεριφοράς κάποιου προβλήματος ή μοντέλου απαιτεί αρκετή μελέτη και μεγάλη προσοχή. Ο προσδιορισμός αυτός δεν πρέπει να πραγματοποιείται αβασάνιστα, γιατί μπορεί να αποφέρει ολέθρια αποτελέσματα στην τελική επίλυση του προβλήματος. Ισχυρά μη γραμμικό πρόβλημα επιλυμένο για γραμμική συμπεριφορά θα προσδώσει μεγάλες ανακρίβειες στα αποτελέσματα. Βέβαια, η επίλυση θα χρειαστεί σημαντικά μικρότερο υπολογιστικό χρόνο. Αντίθετα, γραμμικό πρόβλημα επιλυμένο για μη γραμμική συμπεριφορά θα δώσει τα ίδια αποτελέσματα με τη γραμμική επίλυση αλλά σε σημαντικά μεγαλύτερο υπολογιστικό χρόνο.

Η σωστή μεθοδολογία επίλυσης προβλημάτων με αμφίβολη συμπεριφορά είναι η αρχική επίλυση για γραμμική συμπεριφορά και αφού εξεταστούν προσεχτικά τα αποτελέσματα και διαφανεί ότι το πρόβλημα ξεφεύγει από τη γραμμική περιοχή, επανάληψη της επίλυσης, αυτή τη φορά για μη γραμμική συμπεριφορά.

4.4.2 Μέθοδοι επίλυσης μη Γραμμικών προβλημάτων

Η επίλυση γραμμικών προβλημάτων είναι ουσιαστικά η λύση συστήματος εξισώσεων όπου ο αριθμός των αγνώστων μεταβλητών είναι ίσος με των αριθμό των εξισώσεων. Η επίλυση γραμμικών συστημάτων απαιτεί ένα στάδιο επίλυσης. Αυτός είναι και ο λόγος που τα γραμμικά συστήματα επιλύονται αρκετά γρήγορα.

Παρότι η μη γραμμική ανάλυση προβλημάτων απαιτεί περισσότερα στάδια επίλυσης από τη γραμμική, άρα και περισσότερο υπολογιστικό χρόνο, τα τελευταία χρόνια εφαρμόζεται σε μεγάλο βαθμό. Εν μέρει, η αύξηση της χρήσης μη γραμμικών μοντέλων οφείλεται στην ραγδαία βελτίωση των δυνατοτήτων των υπολογιστών και της δημιουργίας αντιπροσωπευτικών μοντέλων μη γραμμικής συμπεριφοράς. Λεπτομερής ανάλυση της μη γραμμικής ανάλυσης δεν θα πραγματοποιηθεί στην ενότητα αυτή, θα αναλυθούν όμως κάποιες συχνά εφαρμοσμένες μέθοδοι επίλυσης και κάποια στοιχεία για τη μη γραμμική συμπεριφορά υλικών και προβλημάτων επαφής γραμμικά [27].

Όπως αναφέρθηκε προηγούμενα κάποιο μη χρονοεξαρτώμενο, μη γραμμικό πρόβλημα μπορεί να παρασταθεί από την εξίσωση:

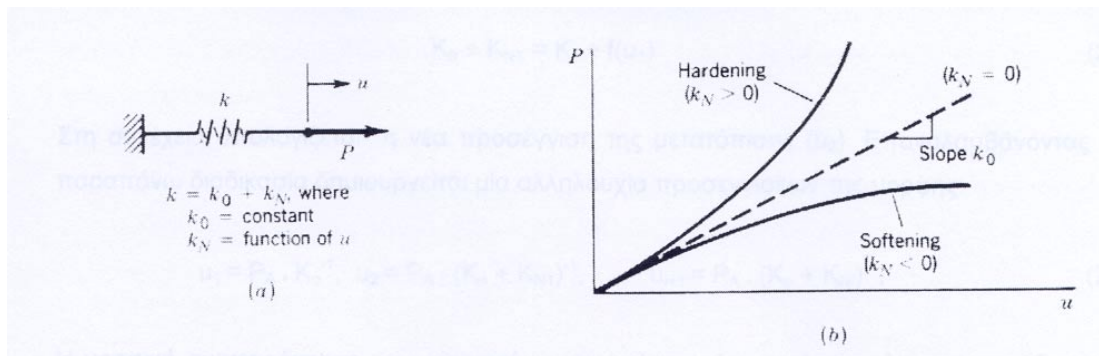
$$\{R\} = [K(R,u)] \cdot \{u\} \quad (4.22)$$

όπου $[K]$: μητρώο ακαμψίας
 $\{u\}$: διάνυσμα μετατοπίσεων κόμβων
 $\{R\}$: διάνυσμα φορτίων

Αν θεωρηθεί ότι το διάνυσμα των φορτίων $\{R\}$ είναι γνωστό και το μητρώο ακαμψίας $[K]$ είναι συνάρτηση του διανύσματος των μετατοπίσεων $\{u\}$, τότε το $[K]$ μπορεί να υπολογιστεί για δεδομένο $\{u\}$.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται κάποιες γνωστές και συχνά χρησιμοποιούμενες μέθοδοι υπολογισμού της μη γραμμικής συμπεριφοράς. Για λόγους απλότητας η

ανάλυση τους θα πραγματοποιηθεί σε μία διάσταση. Η εφαρμογή τους και σε άλλες διαστάσεις είναι ακριβώς η ίδια απλά λαμβάνονται υπόψη οι μεταβλητές για περισσότερες διαστάσεις.



Σχήμα 1: (α) Μη γραμμικό ελατήριο, (β) μη γραμμικές συμπεριφορές ελατηρίου [27].

Για το μη γραμμικής συμπεριφοράς ελατήριο που παρουσιάζεται στο σχήμα 4.4.2.1, η ακαμψία του $[K]$ αποτελείται από τον σταθερό όρο $[K_0]$ και τον εξαρτώμενο από τη μετατόπιση όρο $[K_N]$. Η μετατόπιση $[u]$ που παρουσιάζεται στο ελατήριο οφείλεται στο φορτίο $[P]$ και υπολογίζεται από την εξίσωση:

$$(K_0 + K_N) u = P \quad (4.23)$$

όπου: $K_N = f(u)$

Όταν εφαρμόζεται σε πραγματικό πρόβλημα, πραγματοποιείται η υπόθεση ότι το $[K_N]$ είναι γνωστό σε σχέση με το $[u]$, όποτε το $[P]$ μπορεί να υπολογισθεί

συναρτήσει του $[u]$. Ακριβής, όμως λύση του $[u]$ σε σχέση με το $[P]$ δεν υπάρχει οπότε για τον προσδιορισμό του $[u]$ απαιτείται η χρήση επαναληπτικών μεθόδων.

4.4.3 Μέθοδος Newton - Raphson (N-R)

Έστω, εφαρμοζόμενο φορτίο (P_A), στο ελατήριο του σχήματος 4.4.2.1. Αν με κάποιο τρόπο η μετατόπιση (u_A) υπολογιστεί από την εξίσωση 4.22 τότε:

$$(K_0 + K_{NA}) u_A = P_A \quad (4.24)$$

όπου $K_{NA} = f(u)$.

Στην συνέχεια το αρχικό φορτίο αυξάνεται σε κάποια τιμή (P_B) και παρουσιάζεται η επιφερόμενη μετατόπιση (u_B). Ένα απλό ανάπτυγμα σειράς Taylor της συνάρτησης $P = f(u)$ για το (u_A) είναι:

$$f(u_A + \Delta u_1) = f(u_A) + (dP/du) \Delta u_1 \quad (4.25)$$

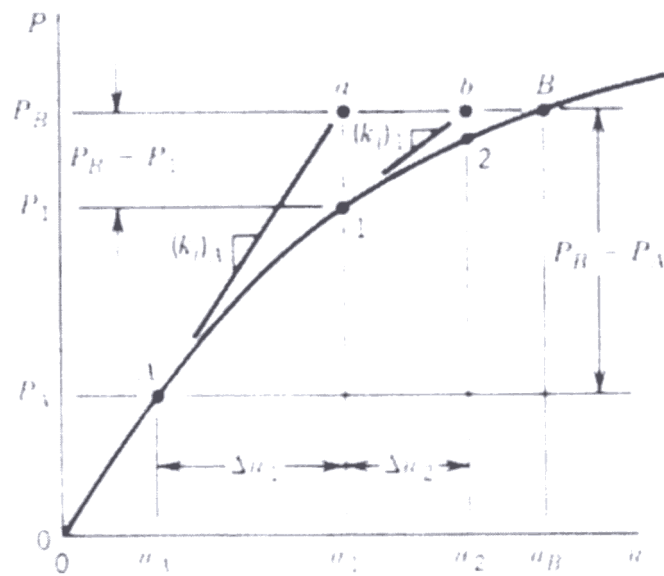
όπου

$$dP/du = d/du (K_0 u + K_N u) = K_0 + d/du (K_N u) = K_t \quad (4.26)$$

Το (K_t) ονομάζεται μέτρο εφαπτομενικής ακαμψίας. Η αναζήτηση του (Δu_1) για το οποίο ισχύει $f(u_A + \Delta u_1) = P_B$, προκύπτει για $f(u_A) = P_A$ και (K_t) στο A, οπότε η σχέση 4.25 λαμβάνει τη μορφή:

$$P_B = P_A + (K_t)_A \Delta u_1 \quad \text{ή} \quad (K_t)_A \Delta u_1 = P_B - P_A \quad (4.27)$$

όπου $P_B - P_A$ μπορεί να θεωρηθεί ως η αστάθεια φορτίου (load imbalance), δηλαδή η διαφορά μεταξύ του εφαρμοζόμενου φορτίου ($P_B - P_A$) και του φορτίου $P_A = (K_0 + K_{NA}) \cdot u_A$, στο ελατήριο όταν αυτό έχει επιμηκυνθεί σε μια τιμή μετατόπισης (u_A). Η διαδικασία επίλυσης που περιγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο παρουσιάζεται στο σχήμα 2.



Σχήμα 2:: Γραφική αναπαράσταση της μεθόδου Newton - Raphson [27].

Αφού υπολογισθεί το (Δu_1) , αναπροσαρμόζεται η πρώτη προσέγγιση της μετατόπισης σε $u_1 = u_A + \Delta u_1$. Στο επόμενο στάδιο της επανάληψης λαμβάνεται το νέο εφαρμομενικό μέτρο ακαμψίας $(K_t)_1$, με τη χρήση της σχέσης 4.23, όπου $u = u_1$. Η αναπροσαρμοσμένη προσέγγιση της μετατόπισης λαμβάνει την τιμή:

$$u_2 = u_1 + \Delta u_2 \quad (4.28)$$

όπου η (Δu_2) προέρχεται από την επίλυση της σχέσης:

$$(K_t)_1 \cdot \Delta u_2 = P_B - P_1 \quad (4.29)$$

Η μέθοδος επεκτείνεται σε περισσότερους από ένα βαθμούς ελευθερίας, όπου η σχέση $K = K_0 + K_N$, λαμβάνει μητρωϊκή μορφή $[K] = [K_0 + K_N]$, το (P) λαμβάνει τη μορφή διανύσματος $\{R\}$, και η μετατόπιση (u) , λαμβάνει επίσης τη μορφή διανύσματος $\{u\}$. Σε μεγαλύτερο του ενός βαθμού ελευθερίας, η μέθοδος Newton - Raphson $(N - R)$ περιλαμβάνει την επαναλαμβανόμενη λύση της σχέσης:

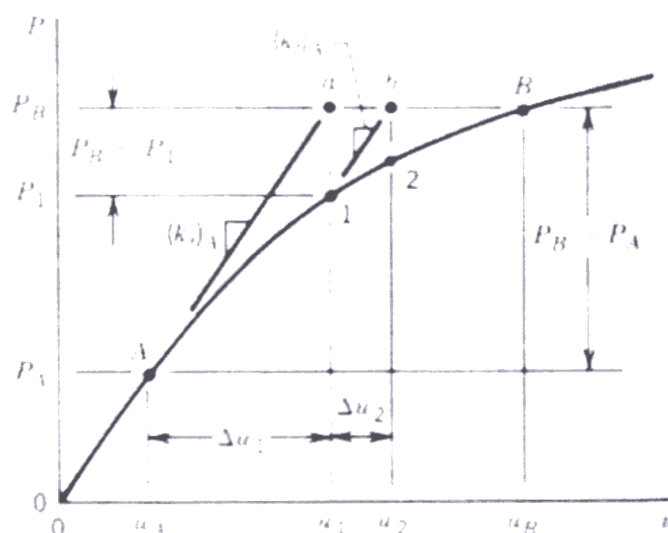
$$[K_t]_i \{\Delta u\}_{i+1} = \{\Delta R\}_{i+1} \quad (4.30)$$

όπου $[K_t]$ το εφαπτομενικό μητρώο ακαμψίας, και $\{\Delta R\}$ η αστάθεια φορτίου. Οι τιμές του μητρώου ακαμψίας και του φορτίου αστάθειας, αναπροσαρμόζονται ύστερα από κάθε κύκλο επίλυσης. Η διαδικασία επαναληπτικής λύσης τερματίζει όταν το φορτίο αστάθειας προσεγγίσει την τιμή του μηδενός.

4.4.4 Τροποποιημένη Μέθοδος Newton - Raphson

Η τροποποιημένη μέθοδος Newton - Raphson (M. N-R), διαφέρει από την $(N - R)$ μόνο στη χρήση της εφαπτομενικής ακαμψίας. Στην περίπτωση της (M. N-R) το μέτρο εφαπτομενικής ακαμψίας δεν αναπροσαρμόζεται ύστερα από την επίλυση κάθε σταδίου, αλλά μόνο στο πρώτο στάδιο ή αραιά μετά την παρέλευση αρκετών σταδίων, μεταξύ διαδοχικών αναπροσαρμογών.

Με τον τρόπο αυτό, σε προβλήματα με περισσότερους του ενός βαθμούς ελευθερίας αποφεύγεται η επίπονη και δαπανηρή, από άποψη υπολογιστικού χρόνου, επανάληψη της δημιουργίας του εφαπτομενικού μητρώου ακαμψίας.



Σχήμα 3: Γραφική αναπαράσταση της τροποποιημένης μεθόδου Newton – Raphson [27].

Ενώ στην N-R, σε κάθε στάδιο, το μητρώο ακαμψίας αναπροσαρμόζεται ώστε να προσεγγίσει καλύτερα το μέτρο ακαμψίας του υλικού στο συγκεκριμένο εντατικό πεδίο, στην τροποποιημένη N-R η προσέγγιση επιτελείται με το ίδιο, μέτρο εφαπτομενικής ακαμψίας επαναλαμβάνοντας την επίλυση για μικρότερα στάδια φόρτισης ή μετατόπισης. Παρόλα αυτά, περισσότεροι επαναληπτικοί κύκλοι επίλυσης απαιτούνται ώστε το πρόβλημα να προσεγγίσει την απαιτούμενη ακρίβεια. Η διαδικασία της τροποποιημένης μεθόδου Newton - Raphson σε μία διάσταση και για ένα βαθμό ελευθερίας παρουσιάζεται στο σχήμα 3.

Αν το $[K_t]$ αναφέρεται στην αρχική κατάσταση του προβλήματος, τότε η τροποποιημένη N-R λαμβάνει τη μορφή της μεθόδου απευθείας αντικατάστασης. Η μόνη διαφορά είναι ότι στην τροποποιημένη N-R το (u_{i+1}) υπολογίζεται από το άθροισμα του (Δu_{i+1}) με το (u_i) , ενώ στην μέθοδο της απευθείας αντικατάστασης το (u_{i+1}) υπολογίζεται απευθείας.

Η μέθοδος ολοκλήρωσης modified Newton-Raphson είναι κατάλληλη για μεγάλης κλίμακας προβλήματα με ήπια εμφάνιση μη γραμμικότητας έτσι και στη συγκεκριμένη εφαρμογή είναι αυτή που τελικά χρησιμοποιήθηκε.

4.5. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΕΠΙΛΥΣΗΣ

Στις προηγούμενες ενότητες εξετάστηκε η μαθηματική ανάλυση πίσω από τις μεθόδους επίλυσης μη γραμμικών προβλημάτων. Στη συνέχεια θα πραγματοποιηθεί ανάλυση των βημάτων για τη σωστή χρήση των παραπάνω μεθόδων. Θα αναλυθούν πρακτικές που εφαρμόζονται για τη λύση φυσικών, μη γραμμικών προβλημάτων με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων.

Όπως αναφέρθηκε και προηγούμενα η λύση μη γραμμικών προβλημάτων περιλαμβάνει μία σειρά από μικρότερα στάδια επίλυσης, όπου η τιμή της άγνωστης μεταβλητής συγκλίνει σταδιακά προς τη σωστή τιμή. Ο αριθμός των σταδίων που απαιτούνται, εξαρτάται από το βαθμό μη γραμμικότητας του προβλήματος και από την επιθυμητή ακρίβεια της ζητούμενης μεταβλητής. Τα στάδια αυτά συνήθως καθορίζονται από τον αριθμό των διαμερισμών που έχει υποστεί το ολικό εφαρμοζόμενο φορτίο και ονομάζονται στάδια φόρτισης (load steps). Σε κάθε στάδιο φόρτισης μια ενδιάμεση λύση υπολογίζεται με βάση το φορτίο εκείνου του σταδίου

και όχι του ολικού. Η τελική κατάσταση των φορτίων και των μετατοπίσεων ενός σταδίου αποτελούν τις αρχικές παραμέτρους για το επόμενο στάδιο .

Σε κάθε στάδιο επίλυσης πραγματοποιείται υπολογισμός της ακρίβειας των αποτελεσμάτων. Η ακρίβεια αυτή συγκρίνεται με προκαθορισμένες τιμές που ο χρήστης της μεθόδου έχει επιλέξει για το συγκεκριμένο πρόβλημα. Αν το σφάλμα είναι μεγαλύτερο από τις τιμές αυτές τότε η διαδικασία επίλυσης συνεχίζεται μέχρι το σημείο της επιθυμητής ακρίβειας. Στο σημείο αυτό πρέπει να διευκρινισθεί η διαφορά μεταξύ σταδίου φόρτισης και κύκλου επανάληψης της λύσης του προβλήματος. Τα στάδια φόρτισης αποτελούν το καθορισμένο εξωτερικό φορτίο ή φορτία που ασκούνται στο μοντέλο και καθορίζονται είτε από το χρήστη, είτε αυτόματα από το πρόγραμμα. Οι κύκλοι επανάληψης της επίλυσης του προβλήματος ορίζονται από τη μέθοδο που έχει επιλεγεί ώστε να προκύψει ο απαιτούμενος βαθμός ακρίβειας για το συγκεκριμένο στάδιο φόρτισης. Από το χρήστη επιλέγεται μόνο η επαναληπτική μέθοδος επίλυσης και ο βαθμός ακρίβειας που πρέπει να προσεγγίσει η μέθοδος. Είναι αντιληπτό ότι για να ολοκληρωθεί ένα στάδιο φόρτισης η μέθοδος επίλυσης ενδέχεται να έχει πραγματοποιήσει αρκετούς επαναληπτικούς κύκλους.

Στην συνέχεια αναφέρονται διάφορα σημεία στη διαδικασία επιλογής σταδίων φόρτισης ώστε να είναι δυνατή η σύγκλιση του προβλήματος με βέλτιστο αριθμό επαναλήψεων άρα και βέλτιστο υπολογιστικό χρόνο.

4.5.1 Στάδια Φόρτισης

Ο κύριος μηχανισμός που επιτρέπει την επίλυση μη γραμμικών προβλημάτων στη στατική, με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, είναι η δυνατότητα εφαρμογής

του ολικού φορτίου σε περισσότερα από ένα στάδια. Με αυτό τον τρόπο είναι εφικτός ο υπολογισμός των ενδιάμεσων σταδίων με γραμμικό τρόπο, οπότε τελικά ένα μη γραμμικό πρόβλημα επιλύεται με κάποιο αριθμό γραμμικών σταδίων. Ο αριθμός των γραμμικών αυτών σταδίων εξαρτάται από τη φύση του προβλήματος και την επιθυμητή ακρίβεια. Επίσης ο καθορισμός αυτών των σταδίων εξαρτάται από τα στάδια φόρτισης.

Τα στάδια φόρτισης ορίζουν το μέγεθος του βαθμού της μη γραμμικότητας για το συγκεκριμένο στάδιο που η επαναλαμβανόμενη μέθοδος επίλυσης πρέπει να προσεγγίσει. Αν τα στάδια φόρτισης είναι αρκετά μεγάλα τότε η μέθοδος επίλυσης που έχει επιλεγεί μπορεί να μην καταφέρει να τροποποιήσει τη διαδικασία επίλυσης ώστε να προκύψει η επιθυμητή ακρίβεια και η λύση τελικά να συγκλίνει. Αν τα στάδια φόρτισης είναι πολύ μικρά τότε η επίλυση του ολικού προβλήματος ενδέχεται να λάβει αρκετά μεγάλο υπολογιστικό χρόνο. Στην ιδανική περίπτωση τα στάδια φόρτισης πρέπει να είναι ιδανικά μικρά, ώστε η λύση του προβλήματος να συγκλίνει. Στη συνέχεια αναφέρονται κάποιες γενικές οδηγίες για τη σωστή επιλογή των σταδίων φόρτισης.

Το πρώτο στάδιο φόρτισης δεν πρέπει να ξεπερνά το όριο διαρροής του υλικού ή των υλικών και να μεταβαίνει από την ελαστική στην πλαστική ή άλλου είδους συμπεριφορά. Το μέγεθος του σταδίου φόρτισης που απαιτείται για να ικανοποιήσει την παραπάνω συνθήκη μπορεί να βρεθεί εύκολα. Η διαδικασία εύρεσης περιλαμβάνει αρχικά την επίλυση του προβλήματος στη γραμμική περιοχή και από αυτή την επίλυση βρίσκεται κατά προσέγγιση ο αριθμός των σταδίων που πρέπει να

διαιρεθεί το ολικό φορτίο ώστε κατά τη διάρκεια του πρώτου σταδίου να μην ξεφύγει το πρόβλημα από την γραμμική συμπεριφορά.

Μια άλλη συνθήκη που συνήθως εφαρμόζεται είναι η κατανομή των σταδίων φόρτισης σε μη κανονικά βήματα. Δηλαδή σε στάδια που αναμένεται απότομη μεταβολή κάποιας μεταβλητής, τα στάδια φόρτισης πυκνώνουν. Αντίθετα, σε περιπτώσεις ομαλής ή σταθερής μεταβολής των μεταβλητών, τα στάδια φόρτισης αραιώνουν. Περιπτώσεις που απαιτείται πύκνωση των σταδίων φόρτισης είναι:

Προβλήματα επαφής όπου αναπτύσσονται μεγάλες δυνάμεις ή μεγάλες ταχύτητες, όπως είναι τα προβλήματα μοντελοποίησης συγκρούσεων αυτοκινήτων ή κατασκευής πρεσαριστών υλικών

Απότομες μεταβολές στην καμπύλη τάσης - παραμόρφωσης, όπως εμφανίζεται σε διγραμμικά ή πολυγραμμικά υλικά.

Αποφόρτιση πλαστικά παραμορφωμένων σωμάτων

Κατά το ξεκίνημα λυγισμού (buckling).

Σε περιπτώσεις όπου το πρόβλημα δεν συγκλίνει κατά τη μη γραμμική ανάλυση αλλά έχει επιλυθεί σε γραμμική, η πρώτη κίνηση βελτίωσης του μοντέλου είναι η αναδιάρθρωση των σταδίων φόρτισης. Αν η διαδικασία αυτή εφαρμοστεί δύο ή τρεις φορές χωρίς επιτυχία τότε η βελτίωση του μοντέλου πρέπει να γίνει στο είδος της πύκνωσης και το βαθμό διακριτοποίησης. Πριν όμως από τη βελτίωση αυτή, αξίζει να

πραγματοποιηθεί εξέταση του αρχείου καταγραφής (log file) ή του αρχείου εξόδου (output file), της επίλυσης. Αυτά είναι τα αρχεία που συνοδεύουν κάθε επίλυση στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Σε αυτά αναγράφονται όλες οι πληροφορίες για τις διαδικασίες που λαμβάνουν χώρα στα στάδια επίλυσης. Προσεχτική εξέταση αυτών των αρχείων μπορεί να εξοικονομήσει αρκετό χρόνο από τη διαδικασία βελτίωσης του μοντέλου με διάφορους τρόπους ώστε τελικά να συγκλίνει.

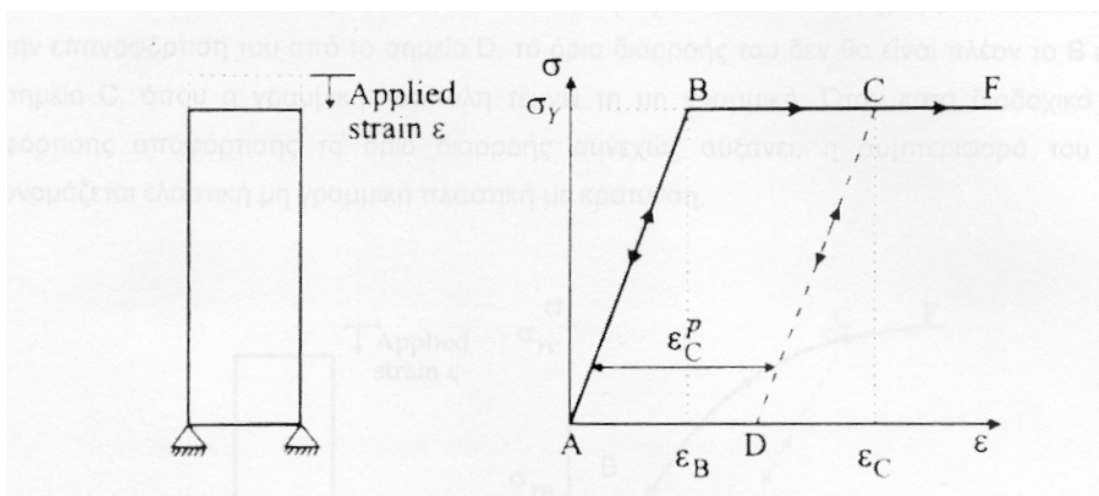
Αν υπάρχει η δυνατότητα αυτόματου καθορισμού των σταδίων φόρτισης από το λογισμικό που χρησιμοποιείται, μπορεί να εφαρμοστεί για μια πρώτη επίλυση στη μη γραμμική ανάλυση. Από αυτή την επίλυση μπορούν να εξαχθούν αρκετά συμπεράσματα για το είδος και τον αριθμό των σταδίων φόρτισης που πρέπει να εφαρμοστούν.

4.5.2 Ελαστοπλαστική συμπεριφορά

Στο σημείο αυτό θα περιγραφούν οι έννοιες της ελαστοπλαστικής συμπεριφοράς και των αντιστοίχων καταστατικών μοντέλων, καθώς επίσης και η εισαγωγή των μοντέλων αυτών στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Θα περιγραφούν οι έννοιες, του ορίου πλαστικής διαρροής (plastic yield limit), της συνάρτησης πλαστικής συμπεριφοράς (plastic potential function), της κράτυνσης (hardening), καθώς και της χαλάρωσης (softening) υλικού. Η περιγραφή για λόγους απλότητας θα πραγματοποιηθεί σε μία διάσταση, αλλά θα δοθούν εξηγήσεις για την διαδικασία επίλυσης στις τρεις διαστάσεις.

Στο σχήμα 4 παρουσιάζεται η διαδικασία μονοαξονικής φόρτισης σε ιδανικά ελαστικό, τέλεια πλαστικό υλικό. Η φόρτιση προέρχεται από την εφαρμογή μίας θλιπτικής αξονικής παραμόρφωσης (ϵ), και παρουσιάζεται η καμπύλη τάσης -

παραμόρφωσης του υλικού. Κατά την αρχική φόρτιση η συμπεριφορά του υλικού κατά μήκος της γραμμής AB είναι γραμμική - ελαστική. Η κλίση της γραμμής αυτής είναι σταθερή και ίση με το μέτρο ελαστικότητας του Young (E). Αν η φόρτιση διακοπεί πριν η τάση στο υλικό προσεγγίσει το όριο διαρροής του υλικού στο σημείο B, και ξεκινήσει αποφόρτιση του υλικού, τότε η καμπύλη τάσης - παραμόρφωσης BA θα παρουσιαστεί ταυτόσημη με αυτήν της φόρτισης.



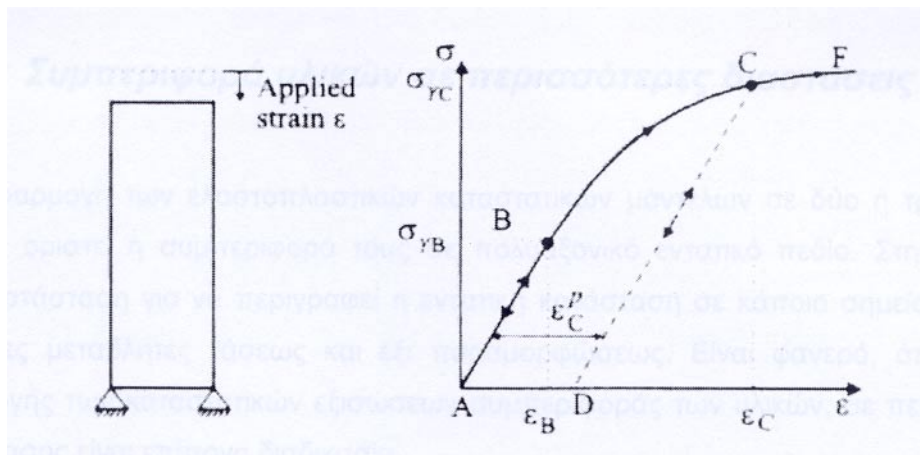
Σχήμα 4.: Γραφική αναπαράσταση ελαστικής τέλεια πλαστικής συμπεριφοράς υλικού.

Στην περίπτωση που η παραμόρφωση στο υλικό οδηγήσει την τάση στο σημείο διαρροής B τότε αυτό αρχίζει να συμπεριφέρεται πλαστικά. Η τάση όπου το υλικό μεταβαίνει από μία κατάσταση σε άλλη, ονομάζεται αρχικό όριο διαρροής (initial yield stress). Από το σημείο αυτό και πέρα δεν ακολουθείται η γραμμική σχέση μεταξύ τάσης παραμόρφωσης αλλά η τάση παραμένει σταθερή καθώς η παραμόρφωση συνεχίζεται. Αν από την πλαστική περιοχή ξεκινήσει αποφόρτιση του υλικού, η συμπεριφορά του επανέρχεται στην ελαστική κατάσταση και ακολουθεί τη

γραμμή αποφόρτισης **CD**. Η γραμμή αυτή είναι παράλληλη με τη γραμμή φόρτισης **AB**. Μετά το πέρας της αποφόρτισης η τάση στο υλικό μηδενίζεται, αντίθετα παραμένει μία τιμή παραμόρφωσης (ϵ_c^P). Από το σημείο D, αν επαναφορτισθεί το υλικό, θα παρουσιάσει ελαστική γραμμική συμπεριφορά μέχρι το σημείο C και από εκεί και πέρα θα συμπεριφερθεί πάλι πλαστικά.

Όταν η συμπεριφορά του υλικού είναι αντιστρέψιμη, ονομάζεται ελαστική. Όταν δεν είναι αντιστρέψιμη, αλλά μετά την αποφόρτιση το υλικό δεν επανέρχεται στο αρχικό του σχήμα, η συμπεριφορά ονομάζεται πλαστική. Ο συνδυασμός των συμπεριφορών αυτών απαντάται πολύ συχνά στα γεωυλικά και ονομάζεται ελαστοπλαστική συμπεριφορά .

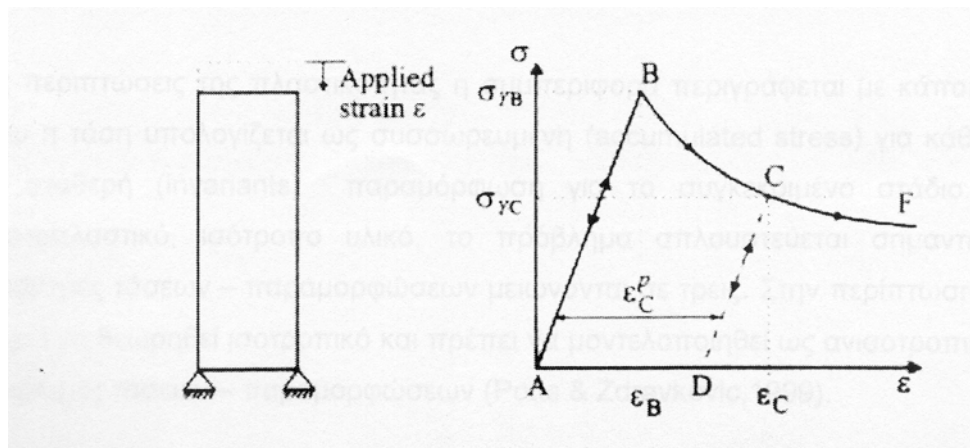
Στο σχήμα 5 παρουσιάζεται η καμπύλη τάσης - παραμόρφωσης ενός υλικού, η συμπεριφορά του οποίου, κατά τη φόρτιση από το σημείο A στο B είναι γραμμική ελαστική. Από το σημείο αρχικής διαρροής B και μετά η συμπεριφορά του γίνεται μη γραμμική. Αν η συμπεριφορά του υλικού είναι αντιστρεπτή και στη μη γραμμική περιοχή, δηλαδή κατά την αποφόρτιση η καμπύλη ακολουθεί την καμπύλη φόρτισης, το υλικό συμπεριφέρεται μη γραμμικά ελαστικά. Όταν η συμπεριφορά του δεν είναι αντιστρέψιμη, αλλά από το σημείο C κατά την αποφόρτιση το υλικό συμπεριφέρεται γραμμικά τότε αυτό ονομάζεται ελαστικό μη γραμμικό πλαστικό. Κατά την επαναφόρτισή του από το σημείο D, το όριο διαρροής του δεν θα είναι πλέον το B αλλά το σημείο C, όπου η γραμμική καμπύλη τέμνει τη μη γραμμική. Όταν κατά διαδοχικά στάδια φόρτισης – αποφόρτισης το όριο διαρροής συνεχώς αυξάνει, η συμπεριφορά του υλικού ονομάζεται ελαστική μη γραμμική πλαστική με κράτυνση.



Σχήμα 5: Γραφική αναπαράσταση ελαστικής πλαστικής συμπεριφοράς υλικού με κράτνωση .

Στην αντίθετη περίπτωση, που το όριο διαρροής μειώνεται, η συμπεριφορά του υλικού, ονομάζεται ελαστική μη γραμμική πλαστική με χαλάρωση. Η συμπεριφορά αυτή παρουσιάζεται στο σχήμα 6. Η μορφή της καμπύλης τάσης – παραμόρφωσης παρουσιάζει γραμμική ελαστική συμπεριφορά από το Α στο Β και αντίστροφα .

Το σημείο Β είναι το αρχικό όριο διαρροής και από το σημείο αυτό και μετά το υλικό συμπεριφέρεται μη γραμμικά πλαστικά, δηλαδή κατά την αποφόρτιση δεν επιστρέφει στην αρχική του θέση, αλλά παραμένει σε αυτο κάποια παραμόρφωση



Σχήμα 6: Γραφική αναπαράσταση ελαστικής πλαστικής συμπεριφοράς υλικού με χαλάρωση.

. Τα υλικά που συμπεριφέρονται κατά αυτόν τον τρόπο παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον από κατασκευαστική άποψη, γιατί αν φορτιστούν πέρα από το αρχικό όριο διαρροής, οι τάσεις που μπορούν να παραλάβουν ελαττώνεται σημαντικά.

4.5.3 Συμπεριφορά υλικών σε περισσότερες διαστάσεις

Για την εφαρμογή των ελαστοπλαστικών καταστατικών μοντέλων σε δυο ή τρεις διαστάσεις πρέπει να οριστεί η συμπεριφορά τους σε πολυαξονικό εντατικό πεδίο. Στην τρισδιάστατη εντατική κατάσταση για να περιγραφεί η εντατική κατάσταση σε κάποιο σημείο υπάρχουν έξι ανεξάρτητες μεταβλητές τάσεως και έξι παραμορφώσεως. Είναι φανερό, ότι η διαδικασία προσαρμογής των καταστατικών εξισώσεων συμπεριφοράς των υλικών, σε περισσότερες της μίας διάστασης είναι επίπονη διαδικασία.

Υπάρχουν όμως κάποιες παραδοχές που απλουστεύουν τη διαδικασία αυτή. Αν το υλικό θεωρηθεί ισοτροπικό, δηλαδή οι ιδιοτητές του είναι ανεξάρτητες από τον προσανατολισμό του υλικού και το όριο διαρροής εξαρτάται μονάχα από το μέγεθος των τάσεων, τότε απλουστεύσεις μπορούν να προκύψουν με τη χρήση αναλλοίωτων τάσεων (invariants of stress), και παραμορφώσεων. Όπως είναι γνωστό τρεις σταθερές τάσεων απαιτούνται για την περιγραφή του μεγέθους της τάσης. Αυτές μπορούν να λάβουν τις τιμές των κύριων τάσεων ή συνδυασμό αυτών.

Στις περιπτώσεις της πλαστικότητας η συμπεριφορά περιγράφεται με κάποια μορφή σταδίων όπου η τάση υπολογίζεται ως συσσωρευμένη (accumulated stress) για κάθε στάδιο με βάση την σταθερή (invariants) παραμόρφωση για το συγκεκριμένο στάδιο. Όταν θεωρείται ελαστοπλαστικό, ισότροπο υλικό, το πρόβλημα απλουστεύεται σημαντικά, αφού οι έξι μεταβλητές τάσεων - παραμορφώσεων μειώνονται σε τρεις. Στην περίπτωση που το υλικό δεν μπορεί να θεωρηθεί ισοτροπικό και πρέπει να μοντελοποιηθεί ως ανισοτροπικό απαιτούνται έξι μεταβλητές τάσεων - παραμορφώσεων.

Το σημείο B είναι το αρχικό όριο διαρροής και από το σημείο αυτό και μετά το υλικό συμπεριφέρεται μη γραμμικά πλαστικά, δηλαδή κατά την αποφόρτιση δεν επιστρέφει στην αρχική του θέση, αλλά παραμένει σε αυτό κάποια παραμόρφωση. Τα υλικά που συμπεριφέρονται κατά αυτόν τον τρόπο παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον από κατασκευαστική άποψη, γιατί αν φορτιστούν πέρα από το αρχικό όριο διαρροής, οι τάσεις που μπορούν να παραλάβουν ελαττώνεται σημαντικά.

4.5.4 Συναρτήσεις ορίων διαρροής

Η συνάρτηση διαρροής υλικού, περιγράφει τις εντατικές συνθήκες κάτω από τις οποίες το υλικό θα μεταβεί από την ελαστική στην πλαστική συμπεριφορά. Το όριο διαρροής ή κριτήριο αστοχίας όπως αλλιώς είναι γνωστό, μπορεί να εκφραστεί βάσει των τάσεων, παραμορφώσεων, ενέργειας παραμόρφωσης κλπ. Η συνάρτηση που ορίζει το όριο διαρροής, δίνεται από τη σχέση:

$$F(\{\sigma\}, \{Y\}) = 0 \quad (4.31)$$

όπου το $\{\sigma\}$ εκφράζει το εντατικό πεδίο και $\{Y\}$ την αντοχή του υλικού σε εφελκυσμό ή θλίψη.

Όπως αναφέρθηκε και προηγούμενα το όριο διαρροής παρουσιάζεται όταν $F=0$, αντίθετα για $F<0$ το υλικό συμπεριφέρεται ελαστικά.

Για την ανάπτυξη της συνάρτησης διαρροής οι μεταβλητές της τάσης συνδυάζονται σε μία παράμετρο γνωστή με τον όρο ενεργός τάση (σ_{ef}). Η ενεργός τάση στη συνέχεια συγκρίνεται με το όριο διαρροής (Y) βάσει κάποιας συνάρτησης. Η μορφή της συνάρτησης αυτής εξαρτάται από την κατηγορία στην οποία ανήκει το υλικό. Στη συνέχεια θα περιγραφούν αναλυτικά κάποιες συναρτήσεις διαρροής οι οποίες χρησιμοποιούνται ευρέως στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων.

4.5.5 Το κριτήριο Von Mises

Το κριτήριο πυκνότητας ενέργειας διάτμησης (distortional energy density criterion), ή κριτήριο Von Mises, όπως είναι πιο γνωστό, δηλώνει ότι διαρροή του υλικού εμφανίζεται όταν η πυκνότητα ενεργειακής παραμόρφωσης σε κάποιο σημείο

εξισωθεί με την πυκνότητα ενέργειας διάτμησης στο σημείο διαρροής, κατά τη μονοαξονική θλίψη ή εφελκυσμό [28].

Η πυκνότητα ενέργειας διάτμησης είναι η ενέργεια που σχετίζεται με την αλλαγή της μορφής του σώματος. Η ολική παραμορφωσιακή ενέργεια πυκνότητας (U_0) δίνεται από τη σχέση:

$$U_0 = \frac{(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3)^2}{18K} + \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{12G} \quad (4.32)$$

όπου (σ_i) ονομάζονται οι κύριες τάσεις, $K = E/[3(1-2\nu)]$ bulk modulus, και G το μέτρο διάτμησης με $G = E/[2(1+\nu)]$.

Η ολική παραμορφωσιακή ενέργεια πυκνότητας (U_0) χωρίζεται σε δύο μέρη, όπου το πρώτο μέρος:

$$U_V = \frac{(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3)^2}{18K} \quad (4.33)$$

εκφράζει την ογκομετρική αλλαγή του υλικού στο εντατικό πεδίο των κυρίων τάσεων. Το δεύτερο μέρος:

$$U_D = \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{12G} \quad (4.34)$$

εκφράζει τη στρέβλωση (distortion) που παρουσιάζεται στο υλικό εξ αιτίας της εφαρμογής του εντατικού πεδίου, εκφρασμένο με τις κύριες τάσεις.

Το κριτήριο πυκνότητας ενέργειας διάτμησης μπορεί να εκφραστεί με τη μορφή του δεύτερου τανυστή (J_2), με τη μορφή:

$$U_D = (1/2G) J_2 \quad (4.35)$$

όπου

$$J_2 = \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{6} \quad (4.36)$$

Σε σχέση με το γενικό σύστημα συντεταγμένων (X,Y,Z) ο δεύτερος αποκλίνων τανυστής (J_2), μπορεί να εκφραστεί με τις σταθερές τάσεων I_1, I_2 , με τη μορφή:

$$J_2 = I_2 + 1/3 I_1^2 \quad (4.37)$$

Στο σημείο διαρροής κατά τον εφελκυσμό ή τη μονοαξονική θλίψη, ισχύει η ισότητα:

$$\sigma_1 = \pm Y, \quad \sigma_2 = \sigma_3 = 0 \quad (4.38)$$

άρα

$$J_2 = 1/3 Y^2 \quad (4.39)$$

Από τις εξισώσεις (4.23) και (4.24) η συνάρτηση διαρροής παίρνει την μορφή :

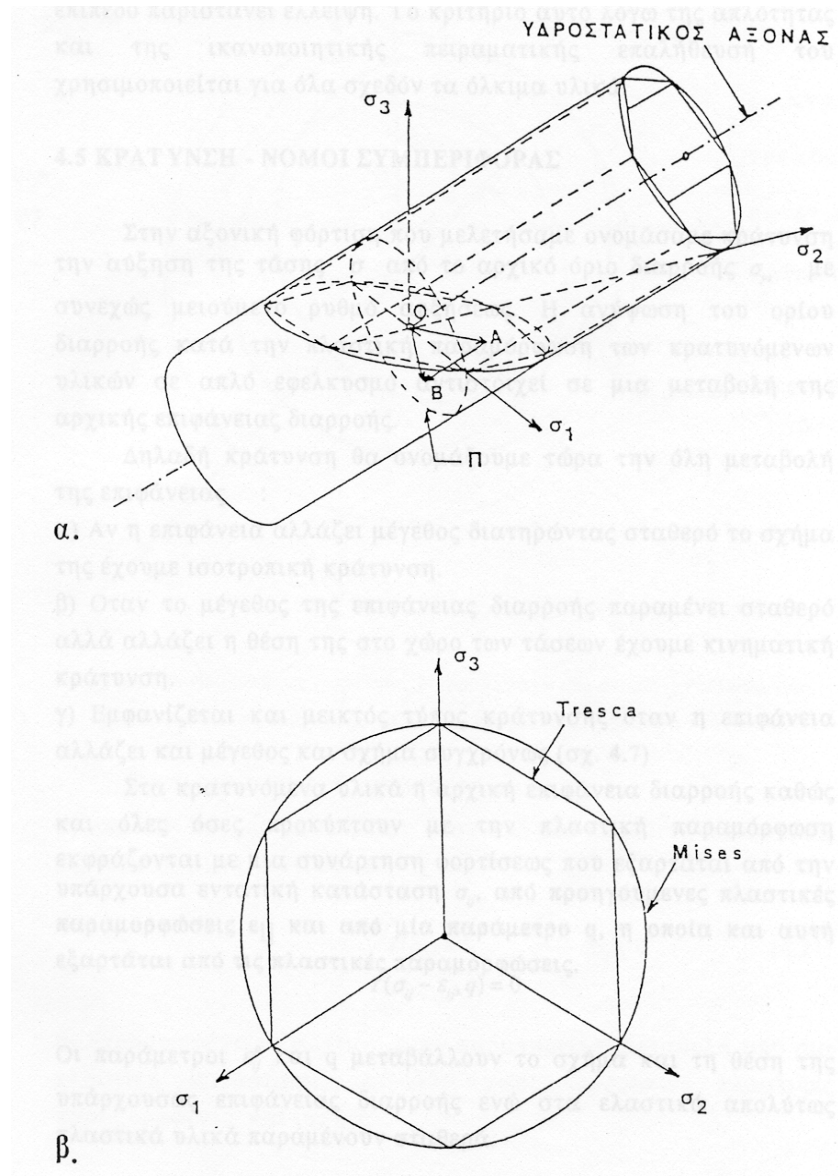
$$F = \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{6} - \frac{1}{3} \quad (4.40)$$

Εναλλακτικά η παραπάνω σχέση λαμβάνει τη μορφή :

$$F = \sigma_e^2 - Y^2 \quad (4.41)$$

Όπου

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} = \sqrt{3J_2} \quad (4.42)$$



Σχήμα 7: Γραφική αναπαράσταση της συνάρτησης διαρροής κατά Von Mises στο χώρο των κυρίων τάσεων (α) και η προβολή τους πάνω στο επίπεδο εκτροπής των τάσεων (β) [28]

4.6 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

Μετά την επιλογή της ανάλυσης και των παραμέτρων επίλυσης γίνεται η επίλυση του τελικού συστήματος δυσκαμψίας και υπολογίζονται τα τελικά εντατικά μεγέθη (τάσεις, παραμορφώσεις).

Τα αποτελέσματα μπορούν να δοθούν είτε γραφικά μέσα από τα προγράμματα μετεπεξεργασίας είτε με τη μορφή λίστας σε συγκεκριμένο αρχείο ASCII.

Υπάρχουν διάφορα προγράμματα πεπερασμένων στοιχείων όπως το APES[52], PAPST, MSC NASTRAN, MRC κ.λ.π. Στη συγκεκριμένη εφαρμογή έχει χρησιμοποιηθεί το πρόγραμμα MARC – MENTAT 2000.

4.7. ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ

Τα μειονεκτήματα της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων είναι ότι ένα αριθμητικό αποτέλεσμα προσδιορίζεται για ένα συγκεκριμένο πρόβλημα. Δεν υπάρχει κάποια έκφραση που να επιτρέπει αναλυτική μελέτη των αποτελεσμάτων αλλάζοντας διάφορες παραμέτρους του προβλήματος. Για την ορθή λύση του προβλήματος η σωστή επιλογή και προπάντων η σωστή χρήση των προγράμματος βοηθά στην εκπόνηση αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Επίσης η σωστή επιλογή υπολογιστή επηρεάζει σημαντικά το χρόνο επίλυσης του προβλήματος. Τόσο τα μεγέθη της μνήμης του υπολογιστή, όσο και της ταχύτητας του επεξεργαστή του, είναι ανάλογα της ταχύτητας επίλυσης του μοντέλου. Απαιτείται εμπειρία και καλή γνώση των αρχών της μηχανικής για να κατασκευαστεί μία σωστή διακριτοποίηση που θα περιγράφει, με ακρίβεια τη μηχανική συμπεριφορά της κατασκευής.

. Η σημασία της μεθόδου θα ήταν πολύ μικρή, εάν δεν υπήρχαν υπολογιστές μεγάλης ικανότητας που θα μπορούσαν να λύσουν τις σύνθετες περιπτώσεις προβλημάτων που αντιμετωπίζονται στην πράξη.

4.8 ΑΚΡΙΒΕΙΑ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ

Η θεωρητική ακρίβεια της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων εξαρτάται από τους παρακάτω παράγοντες:

- Τον τύπο του στοιχείου, δηλαδή τον αριθμό των κόμβων και των βαθμών ελευθερίας ανά κόμβο, τον αριθμό των κομβικών παρεμβολών και τον βαθμό του πολωνύμου.
- Τον τύπο του κανάβου, δηλαδή αραιός ή πυκνός κ.λ.π.
- Την ύπαρξη ανωμαλιών στο εξεταζόμενο πρόβλημα, δηλαδή ρωγμές κ.λ.π.
- Τον τρόπο υπολογισμού των κομβικών φορτίων και γενικά τον τρόπο εισαγωγής των συνοριακών συνθηκών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

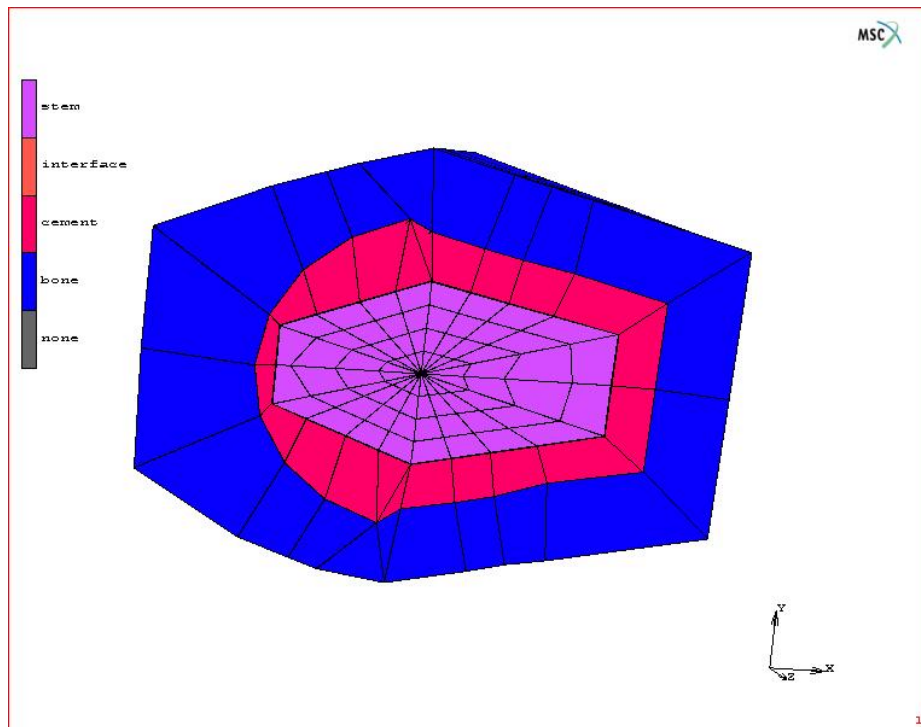
5.1 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Οι συνθήκες της στατικής φόρτισης στην οποία υποβλήθηκε το εμφύτευμα, παρατίθενται ακολούθως.

Η διακριτοποίηση του εμφυτεύματος έγινε χρησιμοποιώντας 7162 ισοπαραμετρικά εξαγωνικά στοιχεία οχτώ κόμβων του τύπου 117 μειωμένης ολοκλήρωσης. Ο συγκεκριμένος τύπος στοιχείου είναι κατάλληλος για περιγραφή μηχανικής παραμόρφωσης σε τρισδιάστατα στερεά.

Η κατασκευή περιλαμβάνει την προσομοίωση του κυρίου σώματος του εμφυτεύματος, που αποτελείται από τον στείλεό, τον αυχένα και την κεφαλή της κοτύλης. Από μία πολύ λεπτή στοιβάδα που περικλείει τον στείλεό, μέχρι την γραμμή μέγιστου – ελάχιστου τροχαντήρα και αποτελείται από ακρυλικό συνδετικό ιστό. Από το κύριο σώμα του ακρυλικού συνδετικού ιστού και από το οστό, που περικλείει όλα τα προηγούμενα.

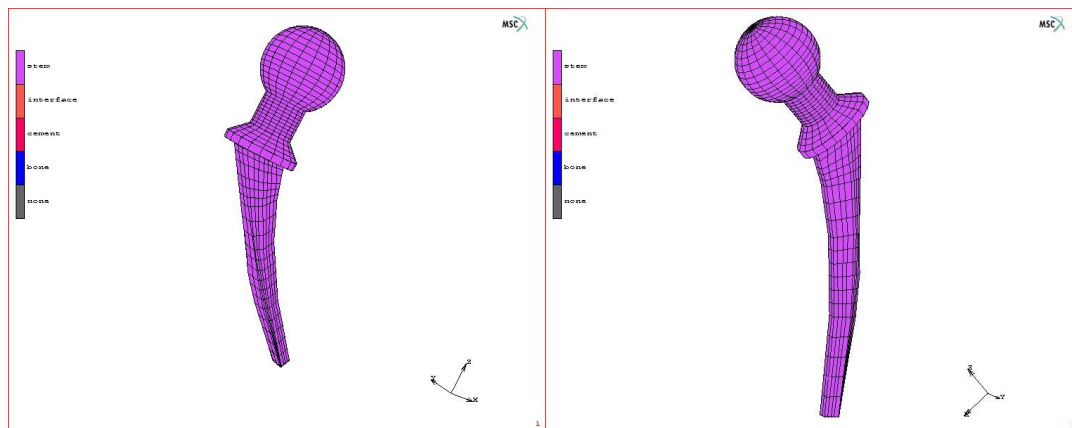
Στην εικόνα 13 φαίνονται οι τέσσερις διαφορετικές στοιβάδες που αποτελούν τα διαφορετικά υλικά του συστήματος εμφύτευμα – οστό. Η συγκεκριμένη τομή βρίσκεται στο επίπεδο της γραμμής μεγάλου – μικρού τροχαντήρα και παρουσιάζει την κάτοψη της κατασκευής. Η ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό μεταξύ του εμφυτεύματος και της κύριας στοιβάδας ακρυλικού συνδετικού δεν είναι ευδιάκριτη σε αυτό το μέγεθος λόγω του πάχους της το οποίο κυμαίνεται στα 0,05 mm.



Εικόνα 13 : Τομή – κάτοψη του συστήματος εμφύτευμα - οστό στο επίπεδο της γραμμής μεγάλου – μικρού τροχαντήρα.

5.1.1 Το κύριο σώμα (κορμός) του εμφυτεύματος

Το κύριο σώμα του εμφυτεύματος (κορμός) παρουσιάζει καμπυλότητα και για την απεικόνιση του περιγράμματός του χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό ψηφιοποίησης δυσδιάστατων γεωμετρικών σχημάτων. Το συγκεκριμένο λογισμικό παρέχει τη δυνατότητα της γνώσης των συντεταγμένων στους άξονες X και Ψ του περιγράμματος του κορμού του εμφυτεύματος. Έπειτα και με τη βοήθεια ενός μετρητή Vernier για το κάθε σημείο του κορμού, με γνωστές συντεταγμένες σε X και Ψ, μετρήθηκε η αντίστοιχη συντεταγμένη στον άξονα Z, με αποτέλεσμα την παραγωγή ενός τρισδιάστατου περιγράμματος του κορμού, πάνω στο οποίο χτίστηκε το στερεό μοντέλο.



(α)

(β)

Εικ. 14 .α: Η έξω-πρόσθια άποψη του κορμού του εμφυτεύματος του δεξιού ισχίου.

β: Η έσω-οπίσθια άποψη του κορμού του εμφυτεύματος του δεξιού ισχίου.

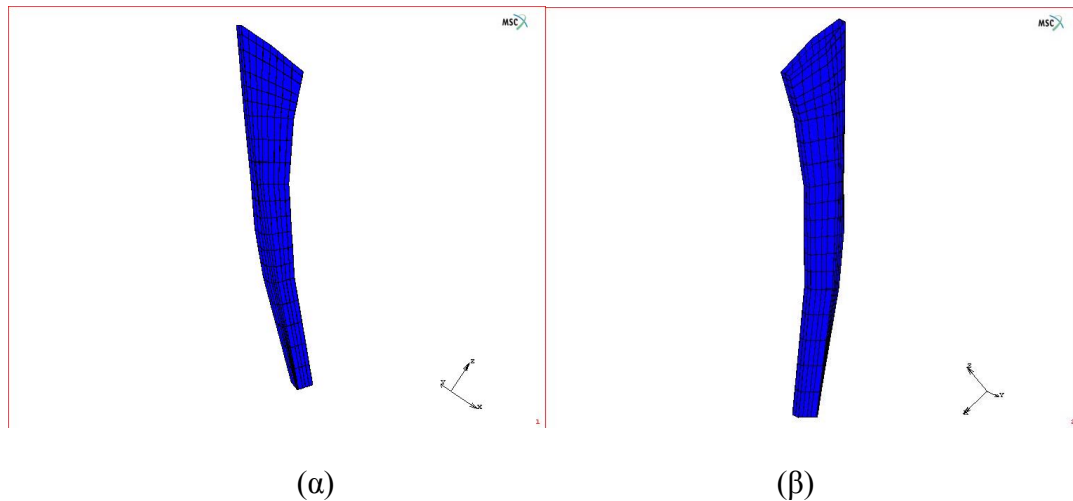
Ο κορμός του εμφυτεύματος αποτελείται από κράμα CoCrMo (Κοβαλτίου Χρωμίου Μολυβδενίου), το οποίο πλησιάζει σε ικανοποιητικό βαθμό την ελαστική ισοτροπική συμπεριφορά και σαν τέτοιο έχει θεωρηθεί και στην παρούσα μελέτη. Η σταθερά ελαστικότητας του κράματος κυμαίνεται στα $E = 210 \text{ GPa}$, η πυκνότητα του στα $d = 8,8 \text{ g/cm}^3$ και ο λόγος του Poisson $\nu = 0.25$ [29].

5.1.2. Η ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό.

Τον κύριο κορμό του εμφυτεύματος περιβάλλει μία πολύ λεπτή στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό, της οποίας το πάχος προσδιορίστηκε ίσο με $0,05 \text{ mm}$. Το συγκεκριμένο υλικό θεωρήθηκε πλήρως ενωμένο (bonded) με τον στείλεό και με την κύρια στοιβάδα ακρυλικού συνδετικού ιστού που το περιβάλλει. Αυτή η παραδοχή συνεπάγεται ότι το σύστημα στείλεός – ενδιάμεση στοιβάδα συμπεριφέρεται ως ένα σώμα που αποτελείται από δύο διαφορετικά υλικά.

Η ενδιάμεση αυτή στοιβάδα θεωρήθηκε ως ισοτροπικό υλικό με μηδενική αντοχή σε εφελκυσμό (no tension material). Αυτή η παραδοχή στοχεύει σε μία πιο

ρεαλιστική αναπαράσταση της συμπεριφοράς του ακρυλικού συνδετικού ιστού που εφάπτεται με τον στείλεό του εμφυτεύματος. Η ελαστική σταθερά της στοιβάδας είναι $E = 2200 \text{ MPa}$ και ο λόγος του Poisson είναι $\nu = 0,3$ η πυκνότητα του υλικού είναι $d = 1,16 \text{ g/cm}^3$ [29].



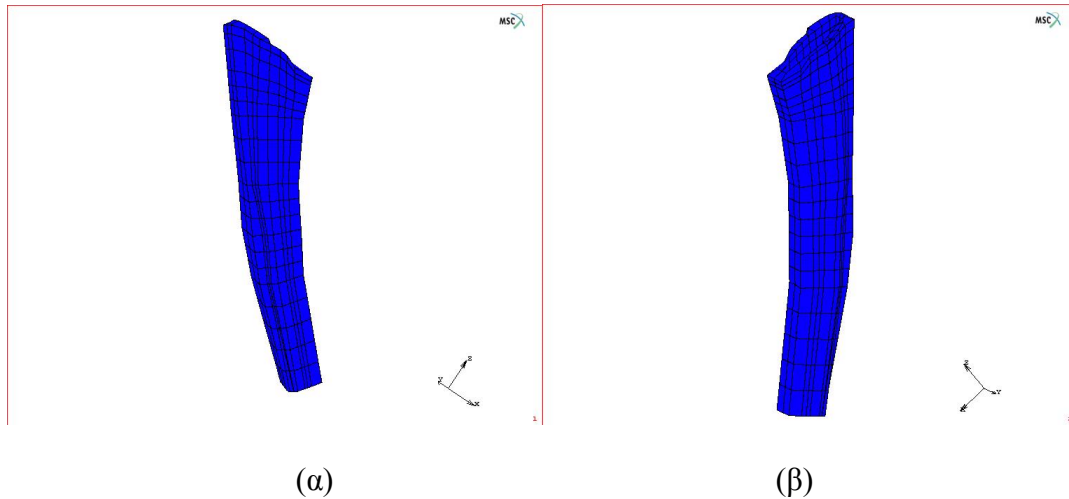
Εικόνα 15 α: Η έξω πρόσθια άποψη της ενδιάμεσης στοιβάδας από ακρυλικό συνδετικό ιστό του εμφυτεύματος του δεξιού ισχίου

β: Η έσω οπίσθια άποψη της ενδιάμεσης στοιβάδας από ακρυλικό συνδετικό ιστό του εμφυτεύματος του δεξιού ισχίου

5.1.3. Η κύρια στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό.

Την ενδιάμεση στοιβάδα που αναφέρεται στην παράγραφο 5.1.2. περικλείει η κύρια στοιβάδα του ακρυλικού συνδετικού ιστού, η οποία έχει πάχος 3 mm. Σαν υλικό δρα απορροφώντας και μεταφέροντας φορτία στο κόκαλο που την περιβάλλει. Παρουσιάζει ιδιότητες ιστροπικού ομογενούς υλικού και είναι πλήρως συνδεδεμένη τόσο με το οστό που εφάπτεται στην συνολική επιφάνεια της, όσο και με την ενδιάμεση στοιβάδα συνδετικού ακρυλικού που περιβάλλει. Οι μηχανικές ιδιότητες

είναι ίδιες με της ενδιάμεσης στοιβάδας ($E = 2200 \text{ MPa}$, $\nu = 0,3$, $d = 1,16 \text{ g/cm}^3$), χωρίς όμως, η συμπεριφορά της να υπόκειται στις αρχές της no tension ελαστοπλαστικής.



Εικόνα 16 α: Η έξω πρόσθια άποψη της κύριας στοιβάδας από ακρυλικό συνδετικό ιστό του εμφυτεύματος του δεξιού ισχίου

β: Η έσω οπίσθια άποψη της κύριας στοιβάδας από ακρυλικό συνδετικό ιστό του εμφυτεύματος του δεξιού ισχίου

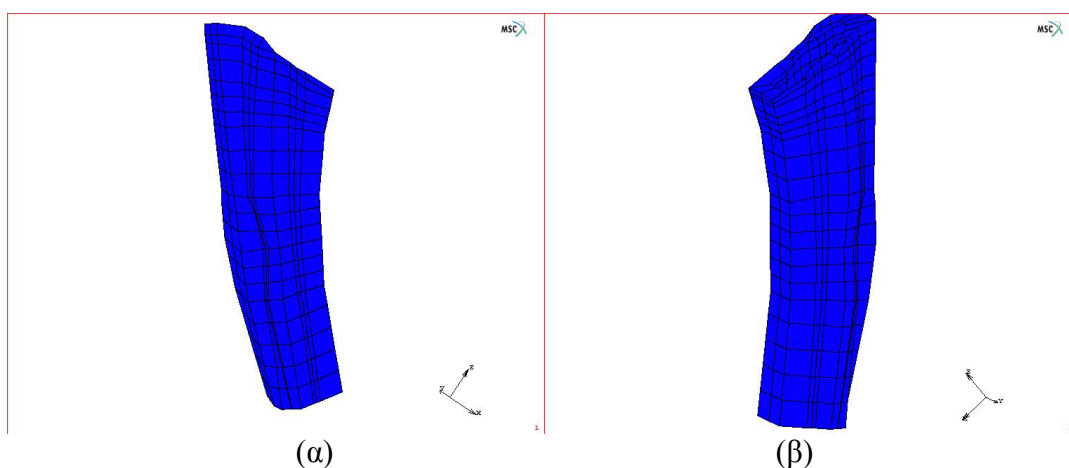
5.1.4 Το οστό που περιβάλλει το εμφύτευμα

Το οστό που περιβάλλει το εμφύτευμα έχει σχεδιαστεί με πάχος 5mm. Περικλείει την συνολική επιφάνεια του κύριου ακρυλικού συνδετικού ιστού και δέχεται τα φορτία από αυτόν. Ως υλικό θεωρείται ορθοτροπικό γιατί παρουσιάζει διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες σε κάθε διεύθυνση [30]. Η συμπεριφορά του αυτή είναι αποτέλεσμα της διακύμανσης της περιεκτικότητας σπογγώδους και συμπαγούς οστέινου ιστού που παρατηρείται κατά μήκος του. Οι μηχανικές ιδιότητες του μηριαίου οστού παρατίθενται στον παρακάτω πίνακα (πίνακας 6):

| $E_{11}(\text{MPa})$ | $E_{22}(\text{MPa})$ | $E_{33}(\text{MPa})$ | $G_{12}(\text{MPa})$ | $G_{23}(\text{MPa})$ | $G_{31}(\text{MPa})$ | ν_{12} | ν_{23} | ν_{31} |
|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|------------|------------|------------|
| 13400 | 14100 | 22900 | 4600 | 6200 | 5800 | 0,42 | 0,23 | 0,23 |

Πινάκας 6: Ορθοτροπικές ιδιότητες του μηριαίου οστού [30].

Όπου E_{11} , E_{22} , E_{33} είναι οι σταθερές ελαστικότητας του οστού στους άξονες x, y , και z αντίστοιχα. Όπου G_{12} , G_{23} , G_{31} είναι οι σταθερές διάτμησης του οστού στους άξονες x, y , και z αντίστοιχα και όπου ν_{12} , ν_{23} , ν_{31} είναι οι λόγοι του Poisson του οστού στους άξονες x, y , και z αντίστοιχα. Η πυκνότητα του οστού θεωρείται ίση με $d = 1,94\text{g/cm}^3$ [31].



Εικόνα 17 α: Η έξω πρόσθια άποψη του οστού που περιβάλλει το εμφύτευμα του δεξιού ισχίου

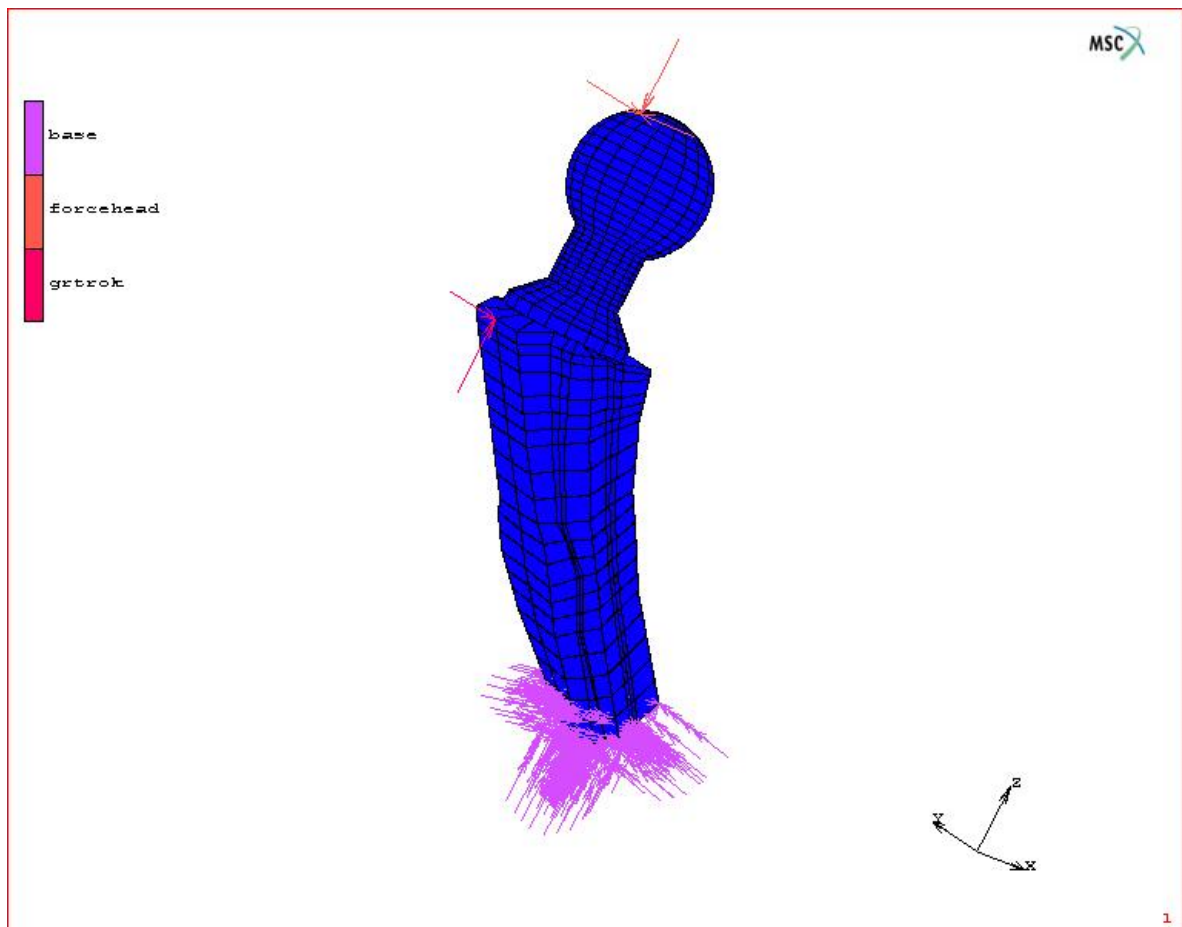
β: Η έσω οπίσθια άποψη του οστού που περιβάλλει το εμφύτευμα του δεξιού ισχίου

5.1.5. Συνοριακές συνθήκες

Για τον ορισμό των συνοριακών συνθηκών της συγκεκριμένης φόρτισης έπρεπε να μελετηθούν τα παρακάτω ερωτήματα. Σε ποια σημεία πρέπει να συγκεντρωθούν οι φορτίσεις, ποιο πρέπει να είναι το μέτρο τους, ποια η διάρκειά τους και που πρέπει να υπάρχει πάκτωση στο μοντέλο προκειμένου εξαχθούν ασφαλή συμπεράσματα για τη φόρτιση [32].

Τα ερωτήματα αυτά απαντώνται σε εμβιομηχανικές μελέτες που αφορούν την ανάλυση του βηματισμού ενός ασθενούς 30 ημέρες μετά την επέμβαση ολικής αρθροπλαστικής ισχίου [29]. Η παρούσα μελέτη ασχολήθηκε με τις φορτίσεις που αναπτύσσονται σε ένα ασθενή 75 κιλών κατά τη φάση της μέσης στάσης (στον κύκλο βήματος του). Η συγκεκριμένη χρονική στιγμή δεν διαρκεί περισσότερο από 300 msec και για τις ανάγκες της μελέτης θα θεωρηθεί **στιγμιαία** η φόρτιση. Κατά τη φάση της μέσης στάσης όλο το βάρος του ασθενούς στηρίζεται στο ένα εκ των δύο κάτω άκρων του, όταν όλη η επιφάνεια του πέλματος του τελευταίου βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος.

Τα μέτρα των δυνάμεων που αναπτύσσονται είναι διαφορετικά στην κεφαλή του μηριαίου από αυτά στο οστό.. Πιο συγκεκριμένα τα σημεία που δέχονται τις φορτίσεις (που μπορούν να θεωρηθούν σημειακές και στιγμιαίες για τη συγκεκριμένη μελέτη) βρίσκονται στην επάνω και έξω πλευρά της κεφαλής του μηριαίου και στην εξωτερική πλευρά του μεγάλου τροχαντήρα στο οστό. Ένας υγιής άνθρωπος δέχεται (στην κεφαλή του μηριαίου) κατά μέσο όρο φορτία ίσα με δύο φορές το βάρος του κατά τον x άξονα (δηλαδή από την έσω προς την έξω πλευρά του ισχίου), ενώ κατά τον ψ άξονα (από την οπίσθια προς την εμπρόσθια πλευρά) το ποσοστό αυτό μειώνεται 1,2 με 1,4 φορές το βάρος



Εικόνα 18: Η έξω πρόσθια άποψη του συστήματος εμφύτευμα – οστό με τις συνοριακές συνθήκες (δυνάμεις, πάκτωση), εμφανείς. Δεξιό ισχίο.

Η μεγαλύτερη φόρτιση παρατηρείται στον z άξονα (από το επάνω προς το κάτω μέρος του σώματος) και μπορεί να φτάσει σε περιόδους έντονης κίνησης (τρέξιμο) έως και τέσσερις φορές το σωματικό βάρος. Για τα φορτία που ο μεγάλος τροχαντήρας δέχεται ισχύουν διαφορετικές (ελαφρώς μικρότερες) τιμές [29].

Στην παρούσα μελέτη οι τιμές των δυνάμεων στην κεφαλή του μηριαίου και στο μεγάλο τροχαντήρα είναι κατά πολύ μικρότερες, γιατί αφορούν ασθενή του οποίου ο βηματισμός υποβοηθάται από ορθοπεδικά στηρίγματα (πατερίτσες).

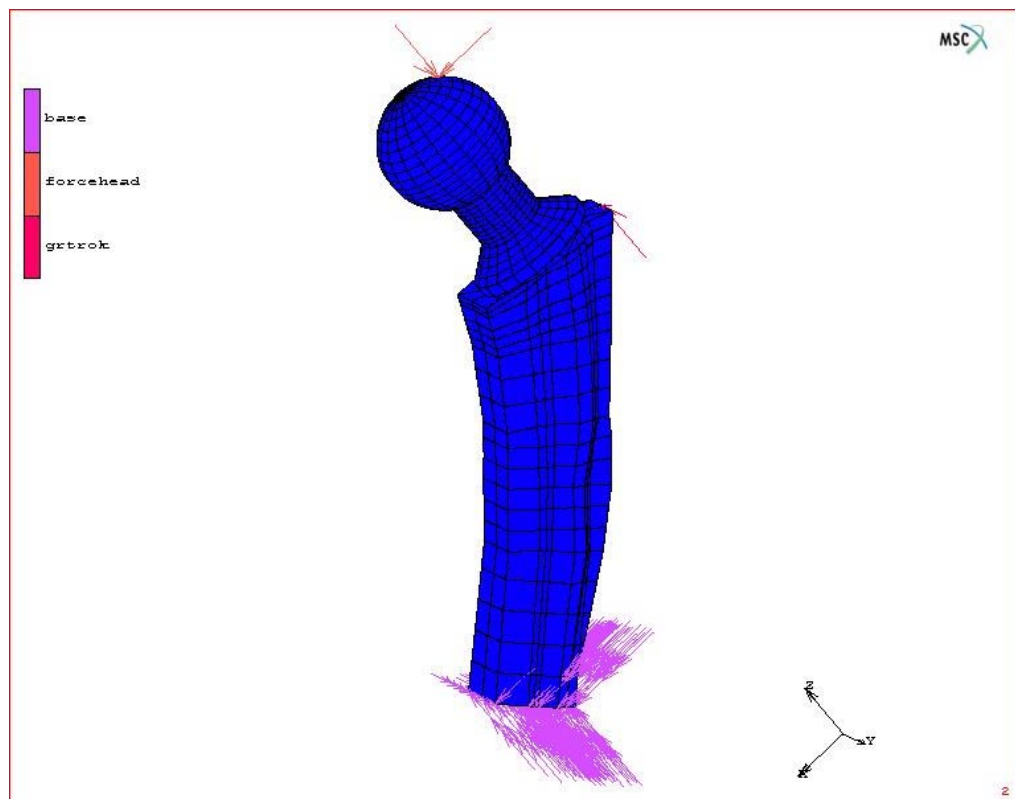
| ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΦΟΡΤΙΣΗΣ | ΤΙΜΕΣ ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΚΕΦΑΛΗΣ X, Y, Z, (N) | % ΣΩΜΑΤΙΚΟΥ ΒΑΡΟΥΣ X, Y, Z, | ΤΙΜΕΣ ΔΥΝΑΜΕΩΝ Μ. ΤΡΟΧΑΝΤ. X, Y, Z, (N) | % ΣΩΜΑΤΙΚΟΥ ΒΑΡΟΥΣ X, Y, Z, |
|-----------------------|--|-----------------------------------|--|--------------------------------------|
| ΕΝΤΟΝΗ | X:1492, Y:915, Z:-2925 | X : 198, Y : 122, Z : 390 | X : -1342, Y : -832, Z : 2055 | X : 178, Y : 111, Z : 274 |
| M.E. | X : 460, Y : 439, Z : - 2008 | X : 61, Y : 58, Z : 267 | X : -310, Y : -357, Z : 1138 | X : 41, Y : 47,6, Z : 152 |

Πίνακας 7 : Οι τιμές και οι διευθύνσεις των δυνάμεων που αναπτύσσονται στην κεφαλή του μηριαίου και στον μεγάλο τροχαντήρα, καθώς και το % ποσοστό του σωματικού βάρους για έντονη φόρτιση και για μετεγχειρητική (M.E.) φόρτιση [29]

Στον παραπάνω πίνακα (πίνακας 7) παρατίθενται το μέτρο και η διεύθυνση των δυνάμεων που αναπτύσσονται στην κεφαλή του μηριαίου και στον μεγάλο τροχαντήρα για έναν ασθενή σωματικού βάρους 75 Kg και για έναν υγιή του ίδιου σωματικού βάρους.

Όπως φαίνεται στις εικόνες 18 και 19. η στήριξη (πάκτωση) του συστήματος εμφύτευμα - οστό έχει τεθεί στη μέση περίπου του οστού, εκεί που καταλήγει ο στείλεός του εμφυτεύματος. Μία πιο ρεαλιστική προσέγγιση θα ήταν να είχε μοντελοποιηθεί και το υπόλοιπο οστό και η πάκτωση να υπήρχε στην κάτω διάφυσή του. Για λόγους οικονομίας στοιχείων και κατά συνέπεια και αριθμητικών επιλύσεων, θεωρήθηκε το υπόλοιπο μέρος του οστού απαραμόρφωτο. Η παραδοχή αυτή δεν απέχει πολύ από την αλήθεια, αφού κλινικές μελέτες που αφορούν εγχειρητικές παρεμβάσεις αντικατάστασης των εμφυτευμάτων, σπάνια αναφέρουν κατάγματα, ή

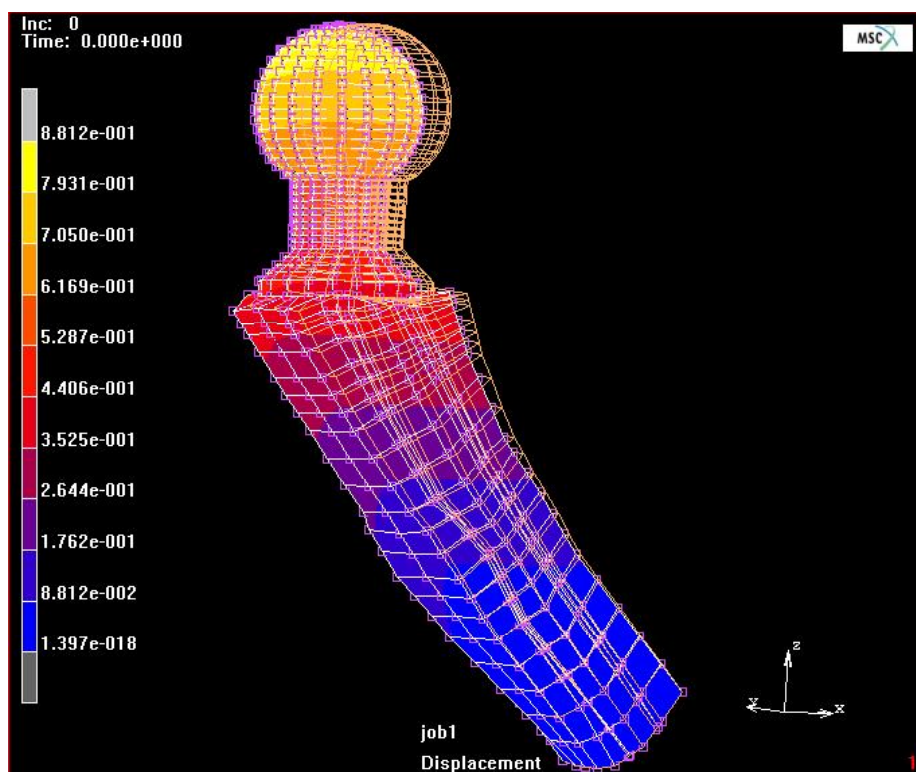
ρωγμές στο μέρος του οστού που δεν έρχεται σε επαφή με τον ακρυλικό συνδετικό ιστό.



Εικόνα 19: Η έσω οπίσθια άποψη του συστήματος εμφύτευμα – οστό με τις συνοριακές συνθήκες (δυνάμεις, πάκτωση), εμφανείς. Δεξιό ισχίο.

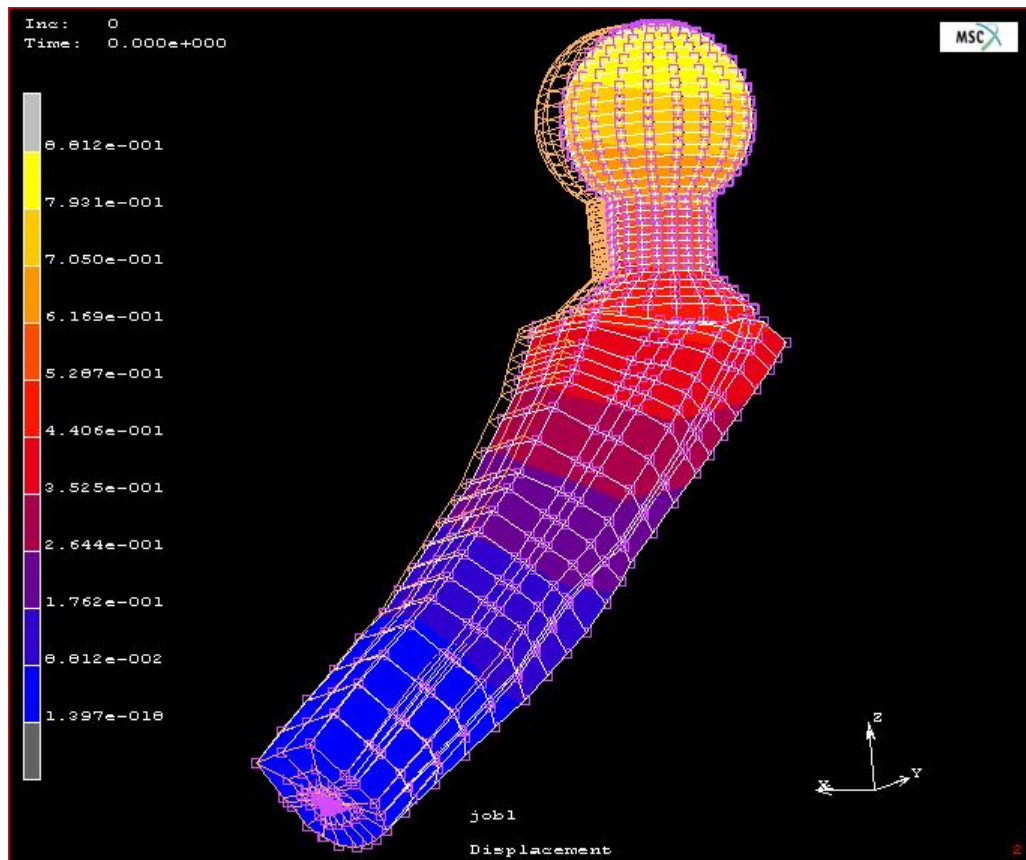
5.2 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Η θεώρηση της φόρτισης στο σύστημα εμφύτευμα – οστό ως στιγμιαία απέκλεισε την μεταβολή των αποτελεσμάτων με το χρόνο. Τα αποτελέσματα της μελέτης αφορούν: α) την ανάπτυξη των ισοδύναμων τάσεων στο σύστημα, β) την ανάπτυξη των κυρίων τάσεων στο σύστημα και γ) την ανάπτυξη των τάσεων στον z άξονα (δηλαδή κατά μήκος του εμφυτεύματος). Επίσης επιλέχθηκε στο πρόγραμμα και η εμφάνιση της συνολικής παραμόρφωσης (deformation) του συστήματος. Για την καλύτερη κατανόηση των φαινομένων, που παρουσιάζονται στην κατασκευή, οι τάσεις καθώς και η συνολική μετατόπιση εκτίθενται σε δύο όψεις. Την έξω – πρόσθια και την έσω – οπίσθια. Με αυτό τον τρόπο γίνεται πιο εύκολη η παρατήρηση των αποτελεσμάτων σε γωνία 360 ° γύρω από τον κάθετο στο έδαφος άξονα.



Εικόνα 20: Η συνολική μετατόπιση του συστήματος εμφύτευμα – οστό. Έξω πρόσθια άποψη.

Στις εικόνες 20 και 21 φαίνεται η συνολική μετατόπιση της κατασκευής η οποία μπορεί να φτάσει σε μέγεθος τα 0.8812 mm, στην περιοχή της κεφαλής του εμφυτεύματος όπου και το μέτρο της κάθετης φόρτισης είναι πολύ υψηλό σε σχέση με τις φορτίσεις στους x και y άξονες (πίνακας 7)



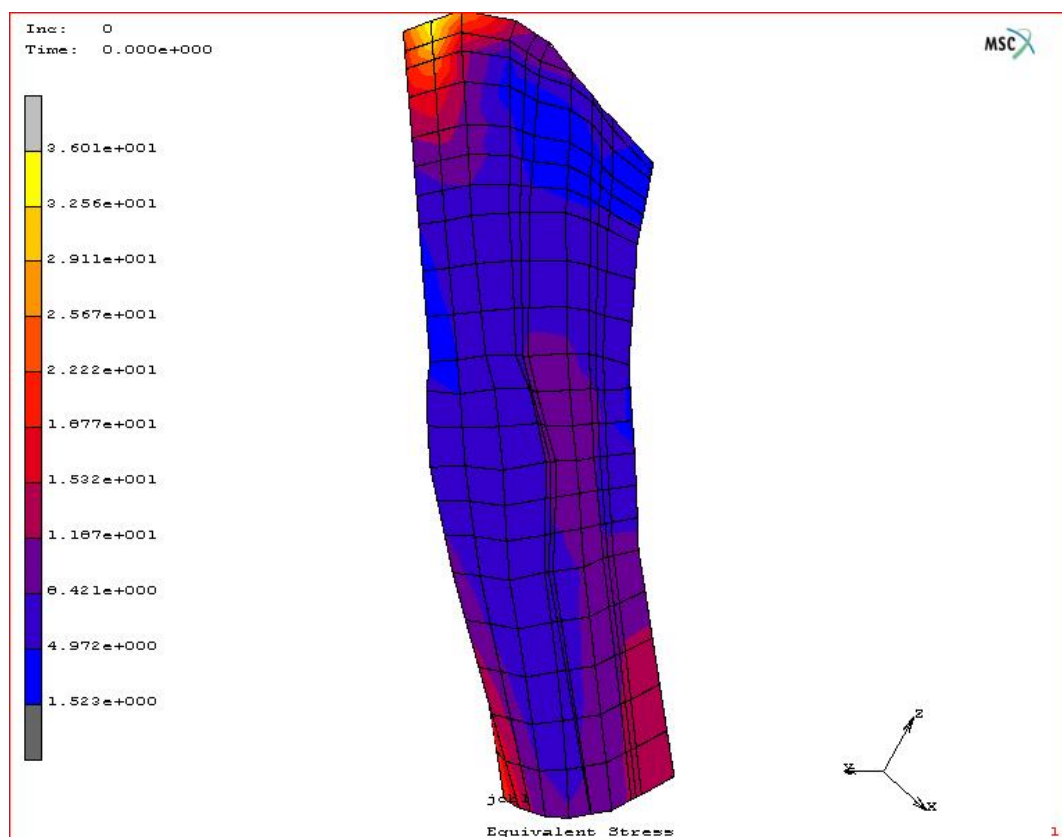
Εικόνα 21: Η συνολική μετατόπιση του συστήματος εμφύτευμα – οστό. Έσω οπίσθια άποψη

Στο επίπεδο του μεγάλου τροχαντήρα όπου και οι δυνάμεις που ασκούνται στο σύστημα είναι μικρότερες τιμές η μετατόπιση δεν ξεπερνά τα 0.5207 mm. Το μέγεθος της μετατόπισης κρίνεται ικανοποιητικό, αν ληφθεί υπ' όψη το γεγονός ότι μεταφέρεται στην πύελο (λεκάνη), όπου και απορροφάται από τους ιστούς. Προβληματική θα ήταν μία μετατόπιση αυτού του μεγέθους αν η κεφαλή του εμφυτεύματος δεν εφαρμόζε ικανοποιητικά μέσα στην κοτύλη και της επιτρέπονταν

να κινείται ελεύθερα έστω και σε μικρό χώρο. Αυτή η περίπτωση αποτελεί πρόβλημα στην επιλογή των διαστάσεων του εμφυτεύματος και όποτε συμβαίνει οι τριβές που αναπτύσσονται μεταξύ της κεφαλής του εμφυτεύματος και του πολυαιθυλενίου που αποτελεί την τεχνητή κοτύλη (παράγραφος 3.2.2) φθείρουν το πολυαιθυλένιο μειώνοντας σημαντικά το χρόνο ζωής του εμφυτεύματος.

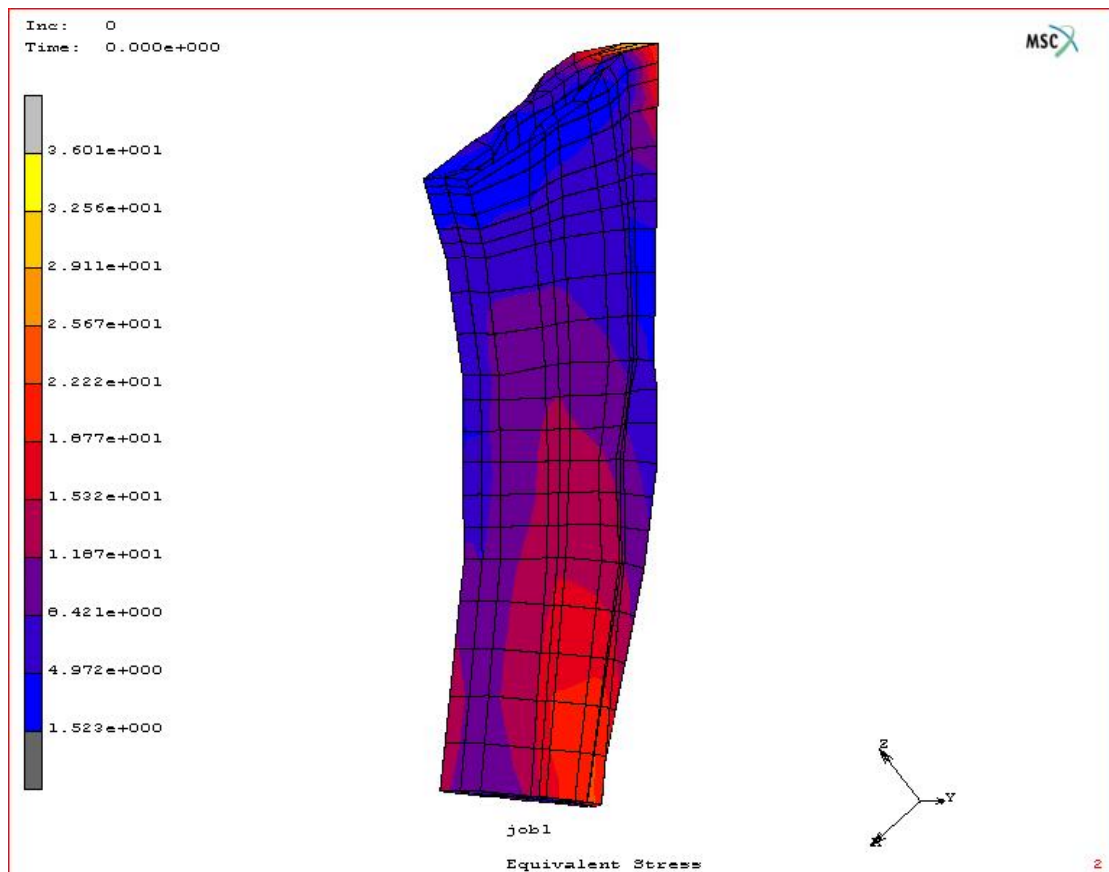
5.2.1 Οι τάσεις στο οστό

Στην ενότητα αυτή θα μελετηθούν: οι ισοδύναμες τάσεις, οι μέγιστες κύριες τάσεις και οι τάσεις στον άξονα z, που αναπτύσσονται στο οστό κατά τη διάρκεια της φόρτισης.



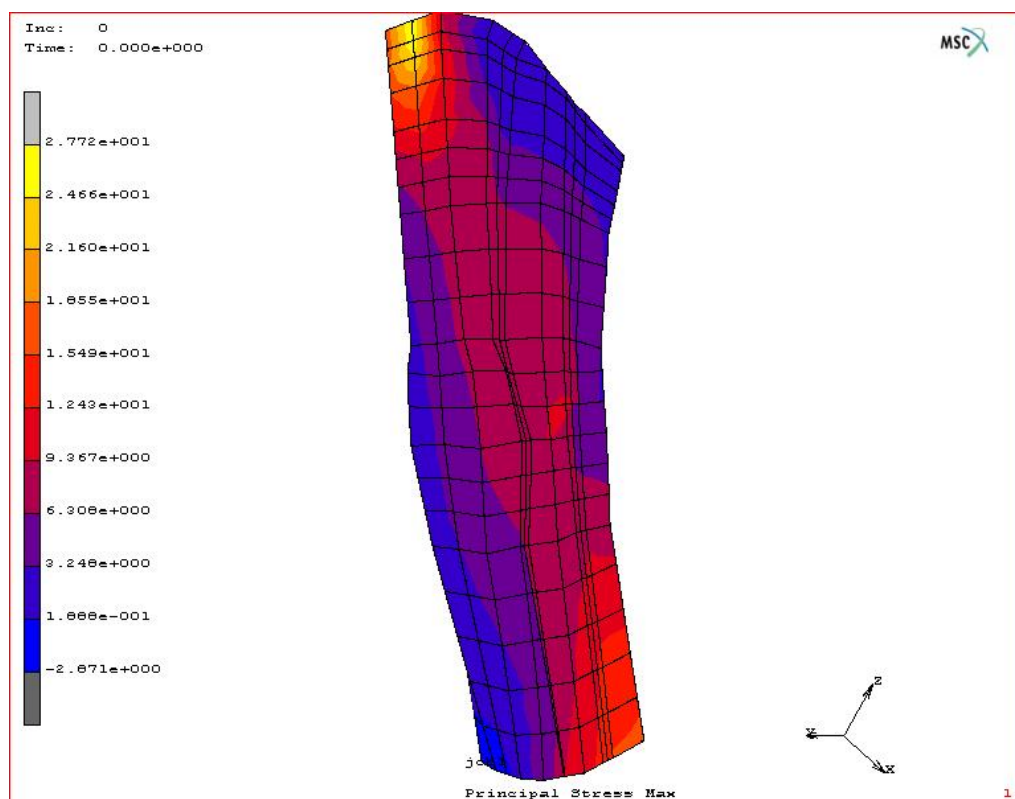
Εικόνα 22: Κατανομή των ισοδύναμων τάσεων στο οστό. Έξω – πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

Όπως φαίνεται στην εικόνα 22.το μέτρο της μέγιστης ισοδύναμης τάσης, που αναπτύσσεται ισούται με 36 MPa. Η περιοχή του οστού που δέχεται τη μέγιστη ισοδύναμη τάση είναι στην έξω πλευρά του μέγιστου τροχαντήρα, όπως και αναμενόταν, αφού εκεί δρουν οι δυνάμεις που αναπτύσσονται κατά την κίνηση. Αρκετά υψηλές τιμές ισοδύναμων τάσεων (από 15.22 MPa έως 25.67 MPa) παρατηρούνται στο κάτω οπίσθιο μέρος της έξω πλευράς του οστού και στο κάτω και έσω μέρος της εμπρόσθιας πλευράς του οστού. Οι τελευταίες μπορούν να θεωρηθούν ως αποτέλεσμα της αντίδρασης της συνθήκης στήριξης (πάκτωσης) στη φόρτιση.



Εικόνα 23: Κατανομή των ισοδύναμων τάσεων στο οστό. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

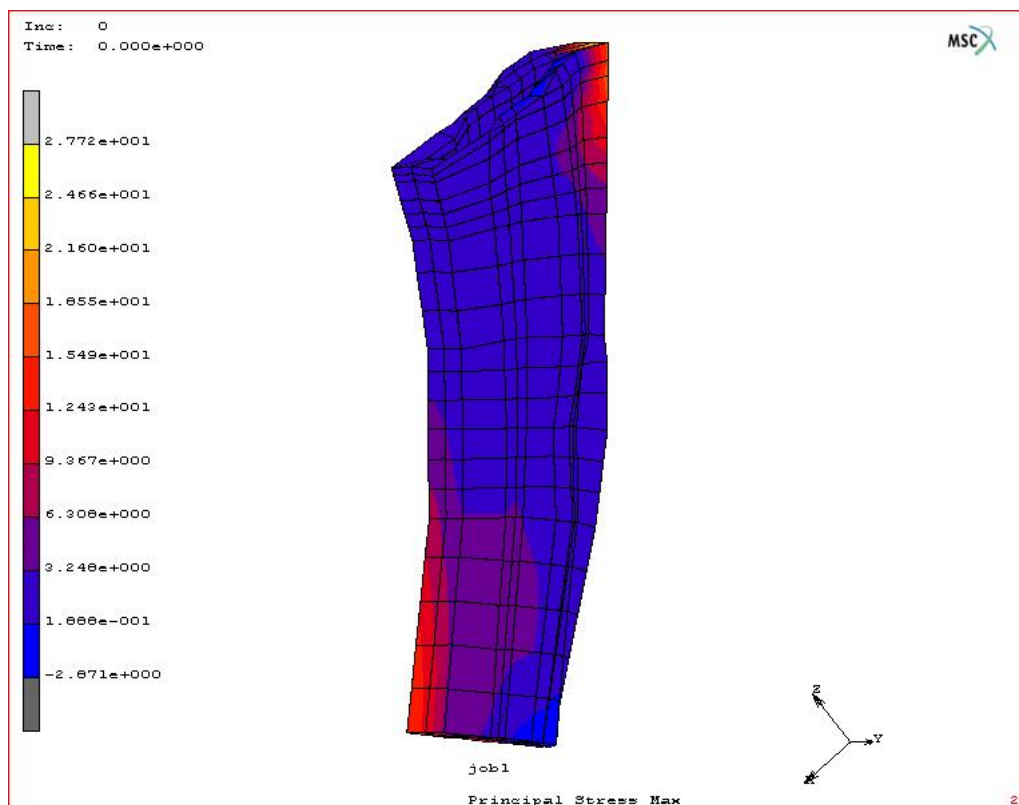
Στην εικόνα 23. διαπιστώνεται ότι ο μικρός τροχαντήρας δέχεται αισθητά μικρότερες ισοδύναμες τάσεις, σε σχέση με το μεγάλο τροχαντήρα, που το μέτρο τους δεν ξεπερνά τα 8,421 MPa. Αντιθέτως οι τάσεις στο κάτω μέρος της έσω - εμπρόσθιας πλευράς του οστού συνεχίζονται στο κάτω μέρος της οπίσθιας πλευράς ακολουθώντας μια πιο συμμετρική συμπεριφορά τόσο στη διασπορά, όσο και στο μέτρο. Κατά μήκος του οστού, τόσο στην εμπρόσθια, όσο και στην οπίσθια πλευρά παρατηρείται διασπορά τάσεων και το μέτρο τους δεν ξεπερνά τα 22,22 MPa. Οι τάσεις αυτές παρατηρούνται στο κάτω μισό του οστού και εμφανίζουν ελαφρώς μεγαλύτερα μεγέθη στην οπίσθια πλευρά.



Εικόνα 24: Κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων στο οστό. Έξω – πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

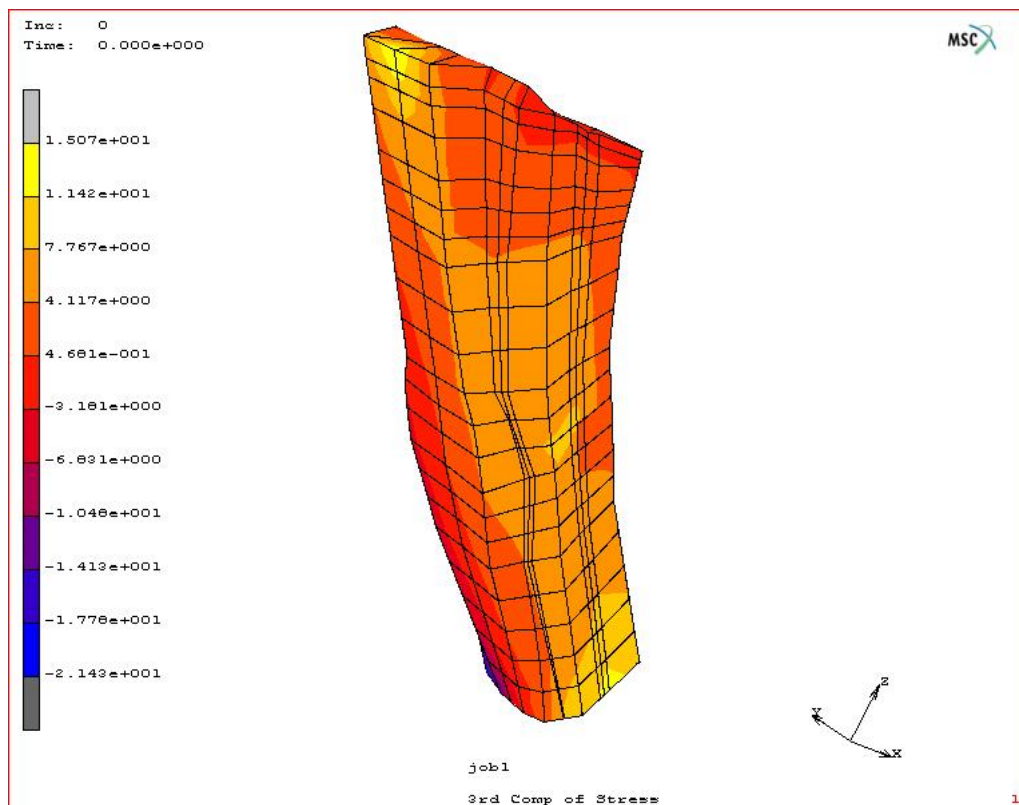
Οι μέγιστες κύριες τάσεις που αναπτύσσονται στο οστό φαίνονται στις εικόνες 24 και 25 .και αποτελούν μία πιο ρεαλιστική προσέγγιση στα φαινόμενα που λαμβάνουν χώρα στο οστό κατά τη διάρκεια της φόρτισης

Στην εικόνα 24 παρατηρείται ότι οι μέγιστες κύριες τάσεις αν και εμφανίζουν τις μέγιστες τιμές στα σημεία του οστού που και οι ισοδύναμες τάσεις δίνουν τα μέγιστα τους, παρουσιάζουν διασπορά όμοιων τιμών κατά μήκος του οστού, κάτι που δεν συμβαίνει στην διασπορά των ισοδύναμων τάσεων. Πιο συγκεκριμένα μέγιστες κύριες τάσεις μεγέθους από 9,36 MPa έως 18,55 MPa, εμφανίζονται κατά μήκος του οστού ξεκινώντας από το έσω - κάτω μέρος της εμπρόσθιας πλευράς και καταλήγοντας στο άνω μέρος της έξω πλευράς του οστού.



Εικόνα 25: Κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων στο οστό. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

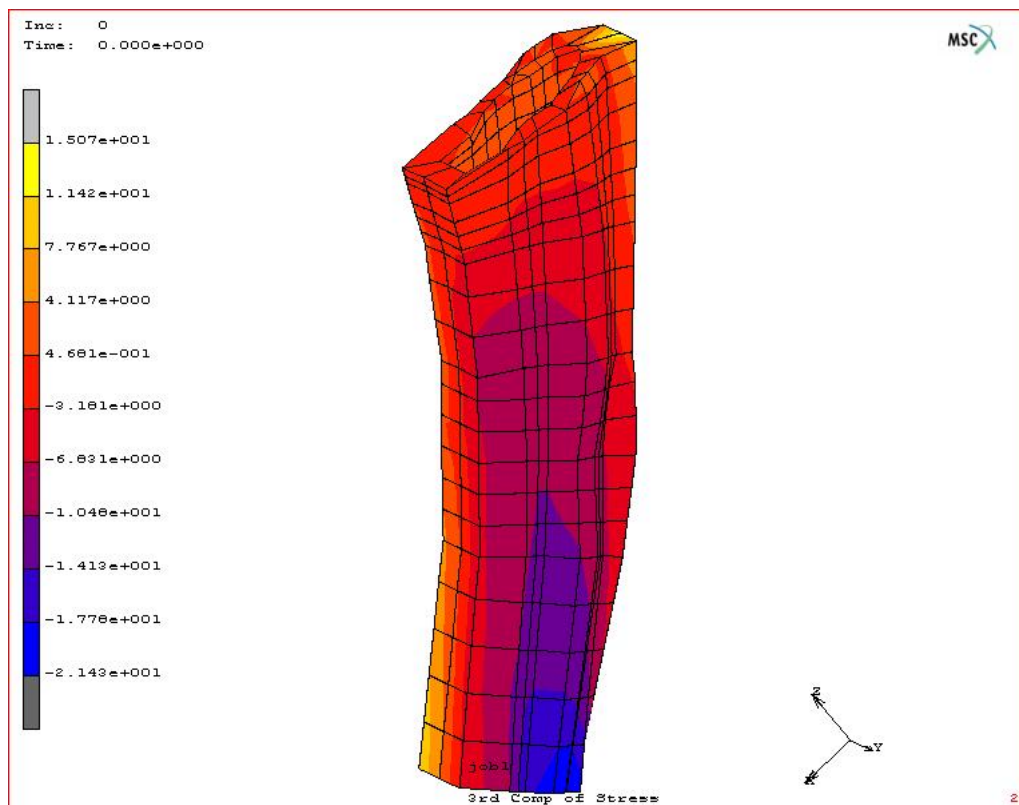
Η διασπορά των μέγιστων κύριων τάσεων δεν ακολουθείται κατά μήκος της οπίσθιας πλευράς του μηριαίου. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 25 τα μεγέθη των κύριων τάσεων στην έσω - οπίσθια πλευρά είναι κατά πολύ μικρότερα από αυτά των κύριων τάσεων της εμπρόσθιας πλευράς με τιμές που δεν ξεπερνούν τα 6,3 MPa και που στη μετάβαση έξω πλευράς και οπίσθιας πλευράς μειώνονται στα 0,18 MPa τείνοντας να δώσουν στις κύριες τάσεις εφελκυστικές διευθύνσεις.



Εικόνα 26: Κατανομή των τάσεων στον άξονα z στο οστό. Έξω – εμπρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

Όπως φαίνεται στην εικόνα 26. η διασπορά των τάσεων στον z άξονα είναι παρόμοια με τη διασπορά των μέγιστων κύριων τάσεων. Από το γεγονός αυτό μπορεί να εξαχθεί το ασφαλές συμπέρασμα ότι οι μέγιστες κύριες τάσεις αναπτύσσονται

επάνω, ή παράλληλα με τον διαμήκη άξονα του οστού. Το συγκεκριμένο φαινόμενο ήταν αναμενόμενο αφού οι δυνάμεις που ασκούνται στο σύστημα εμφύτευμα – οστό, κατά τον ανθρώπινο βηματισμό, παίρνουν μέγιστες τιμές κατά τον z άξονα, διαμορφώνοντας, έτσι, την διεύθυνση των μέγιστων κύριων τάσεων. Στα σημεία φόρτισης και πάκτωσης οι τιμές των τάσεων στον z άξονα μεγιστοποιούνται φθάνοντας τα 15 MPa, ενώ κατά μήκος της εμπρόσθιας πλευράς του οστού το μέτρο των τάσεων κυμαίνεται από 7,76 MPa έως 11,42 MPa.



Εικόνα 27: Κατανομή των τάσεων στον άξονα z στο οστό. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

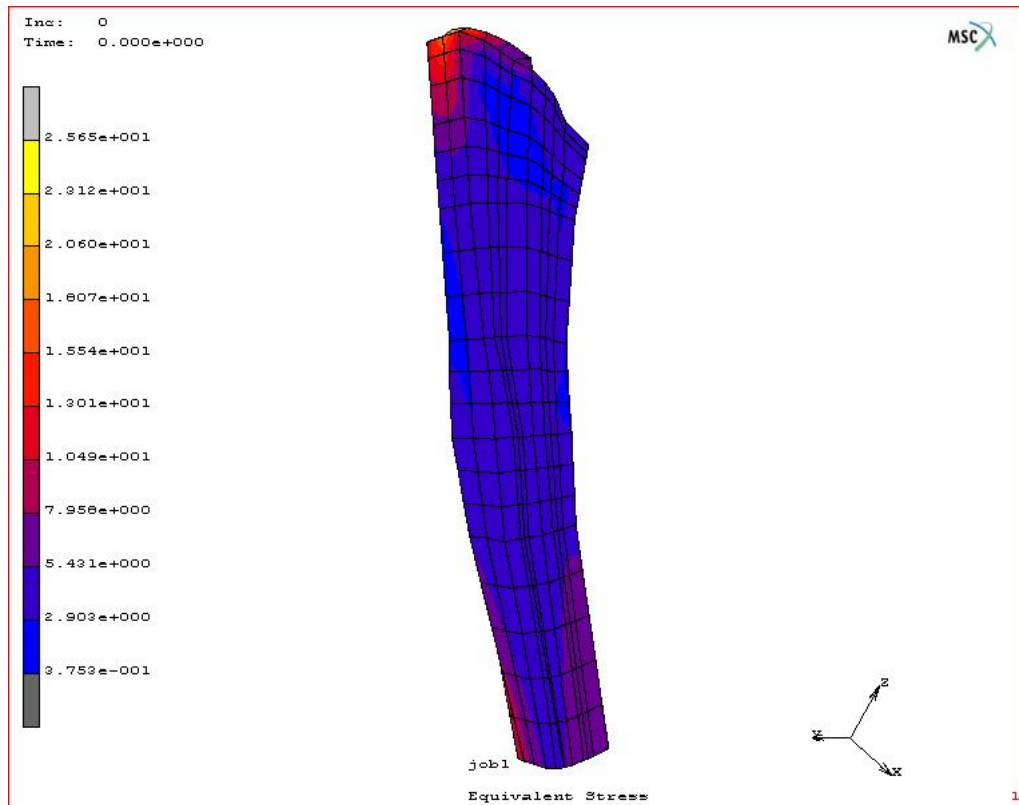
Στην έσω οπίσθια πλευρά του οστού σε ότι αφορά την ανάπτυξη των τάσεων στον z άξονα η διασπορά τους παρουσιάζει σε μεγάλο βαθμό συμπεριφορά ίδια με αυτή των μέγιστων κύριων τάσεων στην ίδια πλευρά του οστού. Διαφορές μπορούν

να εντοπιστούν στην εμφανή ανάπτυξη εφελκυστικών τάσεων (μεγέθους έως και $-17,78 \text{ MPa}$) στο κάτω μέρος της οπίσθιας πλευράς. Η ανάπτυξη εφελκυστικών τάσεων σε αυτή την περιοχή του οστού ήταν αναμενόμενη, λόγω της κλίσεως που εμφανίζει στη γεωμετρία του ο στυλός του εμφυτεύματος. Όταν το σύστημα εμφύτευμα - οστό δέχεται μονόπλευρα φορτίσεις (εικόνες 18 και 19) και παρουσιάζει κλίση ως προς τον z άξονα, είναι φυσικό ότι στην μία πλευρά του θα αναπτύσσονται ισχυρές θλιπτικές τάσεις, όταν στην απέναντι πλευρά θα κάνουν την εμφάνισή τους (σημειακά) αισθητά μικρότερου μεγέθους εφελκυστικές τάσεις, που δεν θα επηρεάζουν τη μηχανική συμπεριφορά του συστήματος. Στη συγκεκριμένη περίπτωση οι εφελκυστικές τάσεις στον z άξονα δεν μπορούν να χαρακτηριστούν αμελητέες. Το γεγονός μπορεί να εξηγηθεί ως οφειλόμενο στην γεωμετρία του μοντέλου. Για την επίτευξη της καλύτερης δυνατής γεωμετρίας του μοντέλου από τον άξονα z περνούν το κέντρο της κεφαλής του μηριαίου και το κέντρο του αυχένα του μηριαίου. Αποτέλεσμα αυτής της επιλογής είναι ο στυλός να συμπίπτει με τον z άξονα μόνο στο επάνω μέρος σε μήκος όχι μεγαλύτερο από το $1/3$ του. Κατά την επίλυση των τάσεων στον άξονα z το πρόγραμμα, στην ουσία υπολογίζει την συντεταγμένη των δυνάμεων στον z η οποία επηρεάζεται αισθητά από τις δυνάμεις στους άξονες x και y, δίνοντας στο αποτέλεσμα μεγαλύτερο μέτρο.

5.2.2. Οι τάσεις στον ακρυλικό συνδετικό υλικό οστών.

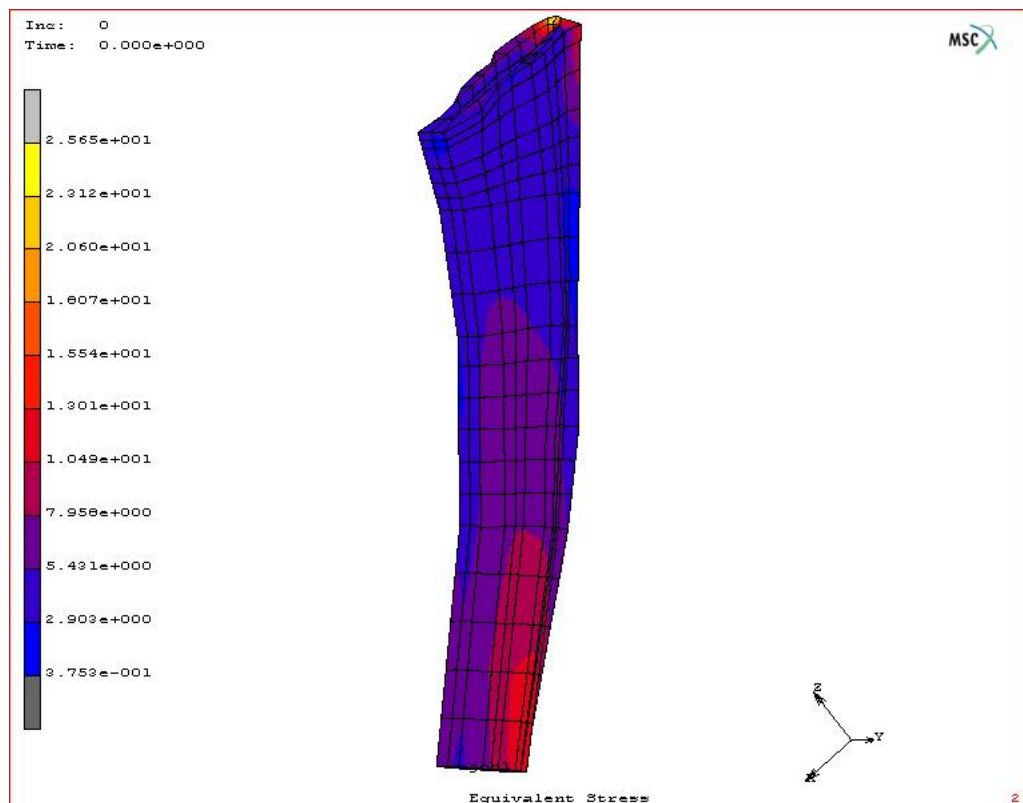
Όπως και στην παράγραφο 5.2.1 και εδώ θα εξεταστούν η κατανομή, η διεύθυνση και το μέτρο των ισοδύναμων τάσεων, των μέγιστων κύριων τάσεων και των τάσεων που αναπτύσσονται στον άξονα z του ακρυλικού συνδετικού ιστού που συνδέει το οστό με το εμφύτευμα. Εκτός της κύριας χρησιμότητας του συνδετικού αυτού υλικού, στην πάκτωση του εμφυτεύματος μέσα στο μηριαίο οστό, το

συγκεκριμένο υλικό δρα και ως μέσο απορρόφησης και μεταφοράς φορτίων από το εμφύτευμα προς το οστό.



Εικόνα 28: Κατανομή των ισοδύναμων τάσεων στον ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έξω – πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

Όπως φαίνεται στην εικόνα 28, οι περιοχές της έξω πρόσθιας πλευράς του ακρυλικού συνδετικού ιστού, όπου οι ισοδύναμες τάσεις εμφανίζουν μέγιστες τιμές είναι γύρω από τα σημεία πάκτωσης και φόρτισης. Οι τιμές των ισοδύναμων τάσεων κυμαίνονται από 10 έως 12 MPa (στην περιοχή γύρω από την πάκτωση) και μεταξύ 15,5 MPa έως 18 MPa στην περιοχή γύρω από τη φόρτιση. Αν και οι τιμές των τάσεων είναι μειωμένες σε σχέση με τις αντίστοιχες ισοδύναμες τάσεις του οστού, η κατανομή των τάσεων ακολουθεί την ίδια συμπεριφορά, τόσο στην εμπρόσθια, όσο και στην οπίσθια πλευρά του ακρυλικού συνδετικού ιστού (Εικόνα 29)

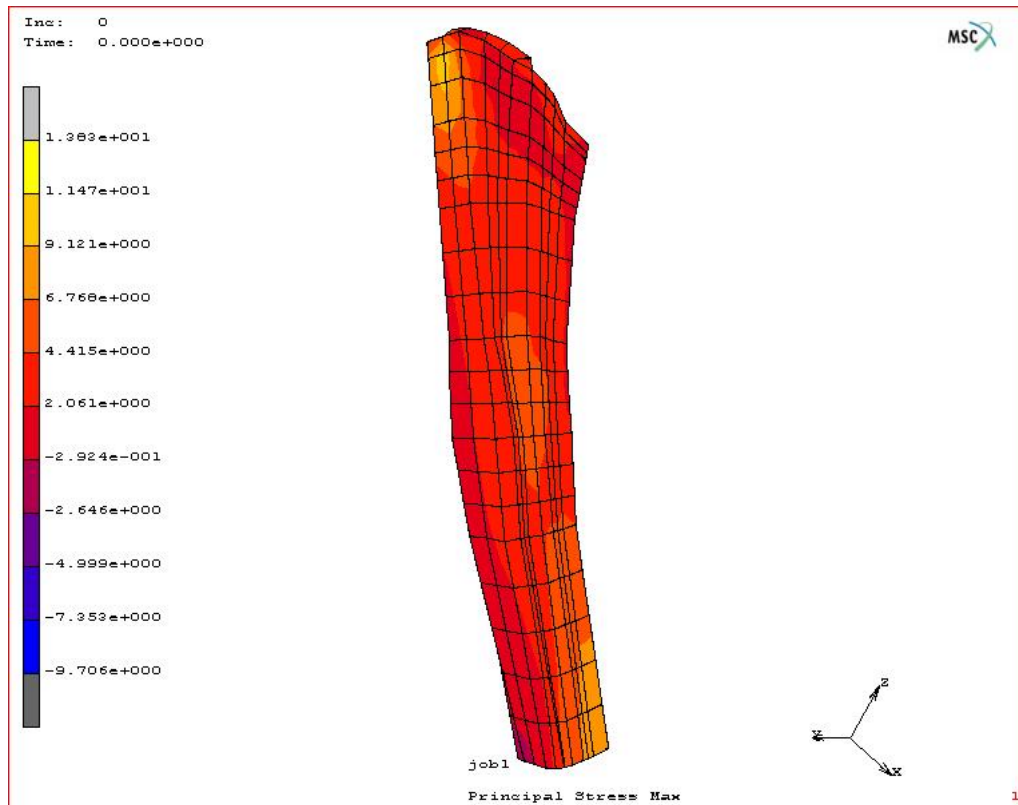


Εικόνα 29: Κατανομή των ισοδύναμων τάσεων στον ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

Οι τιμές των ισοδύναμων τάσεων στην οπίσθια πλευρά του ακρυλικού συνδετικού ιστού παίρνουν την μέγιστη τιμή τους στην περιοχή γύρω από την πάκτωση και δεν ξεπερνούν τα 18 MPa. Η διασπορά των ισοδύναμων τάσεων καλύπτει την οπίσθια πλευρά έως και λίγο πιο πάνω από το μισό της με τιμές ισοδύναμων τάσεων που κυμαίνονται από 5,5 MPa έως 10,5 MPa.

Η κατανομή των κύριων τάσεων στον ακρυλικό συνδετικό ιστό είναι ανάλογη της διασποράς των ισοδύναμων τάσεων στο ίδιο υλικό. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 30 οι μέγιστες τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων απαντώνται στις περιοχές της φόρτισης και της πάκτωσης. Για την περιοχή της φόρτισης η μέγιστη τιμή της

μέγιστης κύριας τάσης είναι 11,5 MPa, ενώ στην περιοχή της πάκτωσης η μέγιστη τιμή της μέγιστης κύριας τάσης δεν ξεπερνά τα 9,2 MPa.

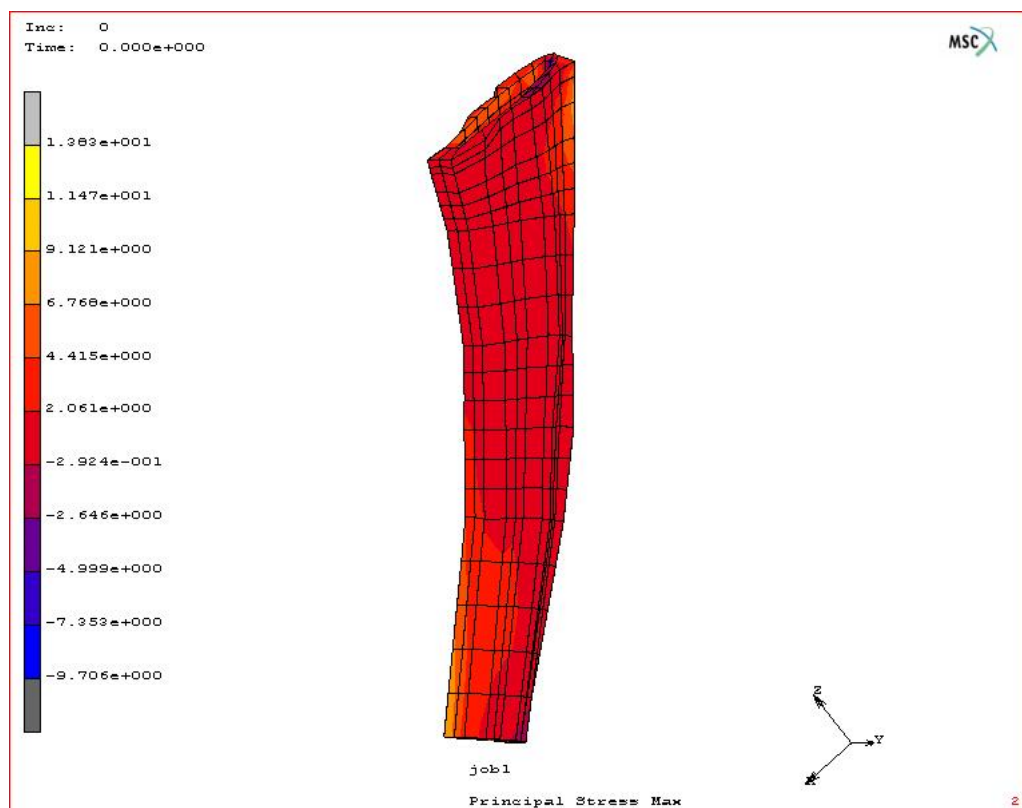


Εικόνα 30: Κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων στον ακρυλικό συνδετικό ιστό.

Έξω – πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

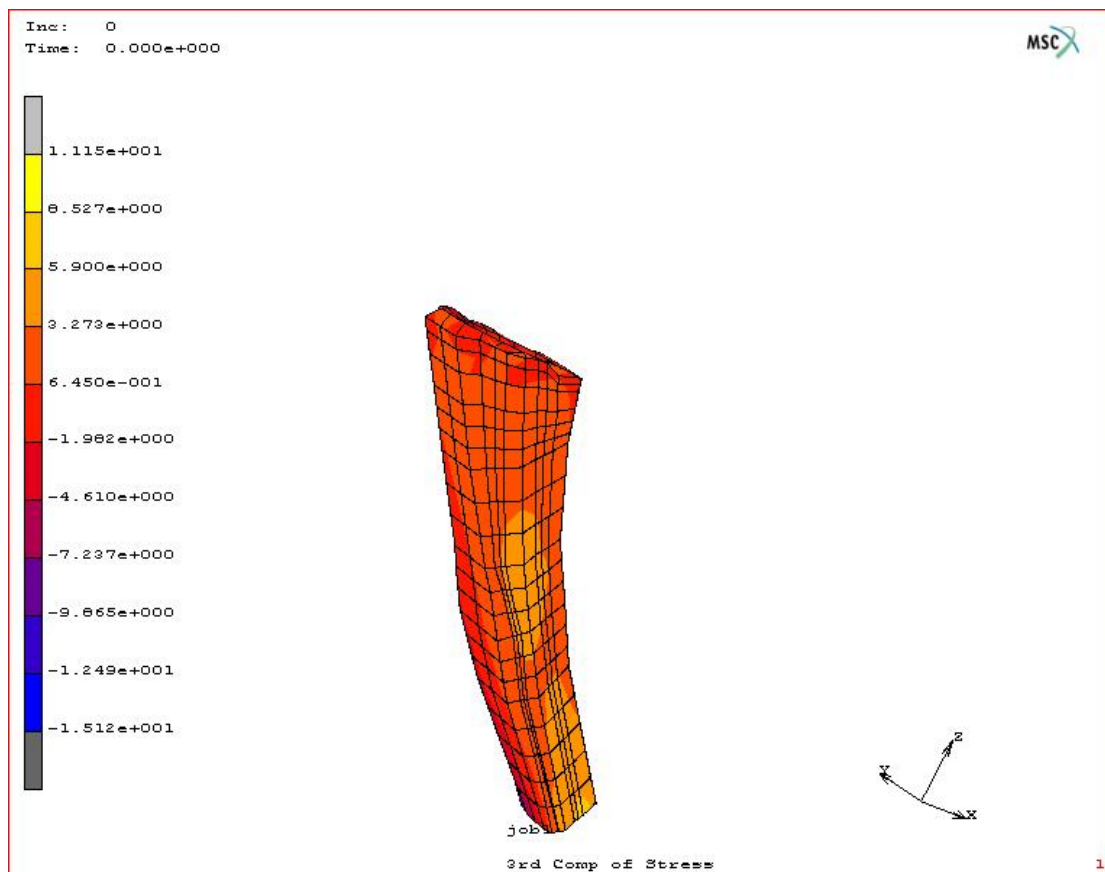
Κατά μήκος του ακρυλικού συνδετικού ιστού και στις έξω και εμπρόσθια πλευρά του οι τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων δεν ξεπερνάνε τα 9,12 MPa. Σημαντικές διαφοροποιήσεις δεν συναντώνται στην έσω - οπίσθια πλευρά του ακρυλικού συνδετικού ιστού εικόνα 31. Οι κύριες διαφορές εντοπίζονται στις τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων, οι οποίες εμφανίζονται μικρότερες κατά μήκος της έσω – οπίσθιας πλευράς. Επίσης η απουσία διαφοροποίησης του μεγέθους των τάσεων

στην περιοχή του μικρού τροχαντήρα, σε σχέση με την υπόλοιπη επιφάνεια του συνδετικού ιστού.



Εικόνα 31: Κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων στον ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

Οι τάσεις στον άξονα των z εικόνα 32 εμφανίζουν σε μεγάλο μέρος της εμπρόσθιας πλευράς του ακρυλικού συνδετικού ιστού ίδια διασπορά με τις μέγιστες κύριες τάσεις. Διαφορές μπορούν να εντοπιστούν στην εμφάνιση των μέγιστων τιμών των τάσεων στο z άξονα, οι οποίες δεν εμφανίζονται στον μεγάλο τροχαντήρα όπως στις προηγούμενες περιπτώσεις. Αντίθετα εμφανίζουν μια ομοιομορφία τόσο στη διασπορά, όσο και στο μέτρο τους, κατά μήκος της έξω εμπρόσθιας πλευράς, με τιμές τάσης στον z άξονα που κυμαίνονται από 2,5 MPa έως 6,7 MPa. Μικρή διαφορά

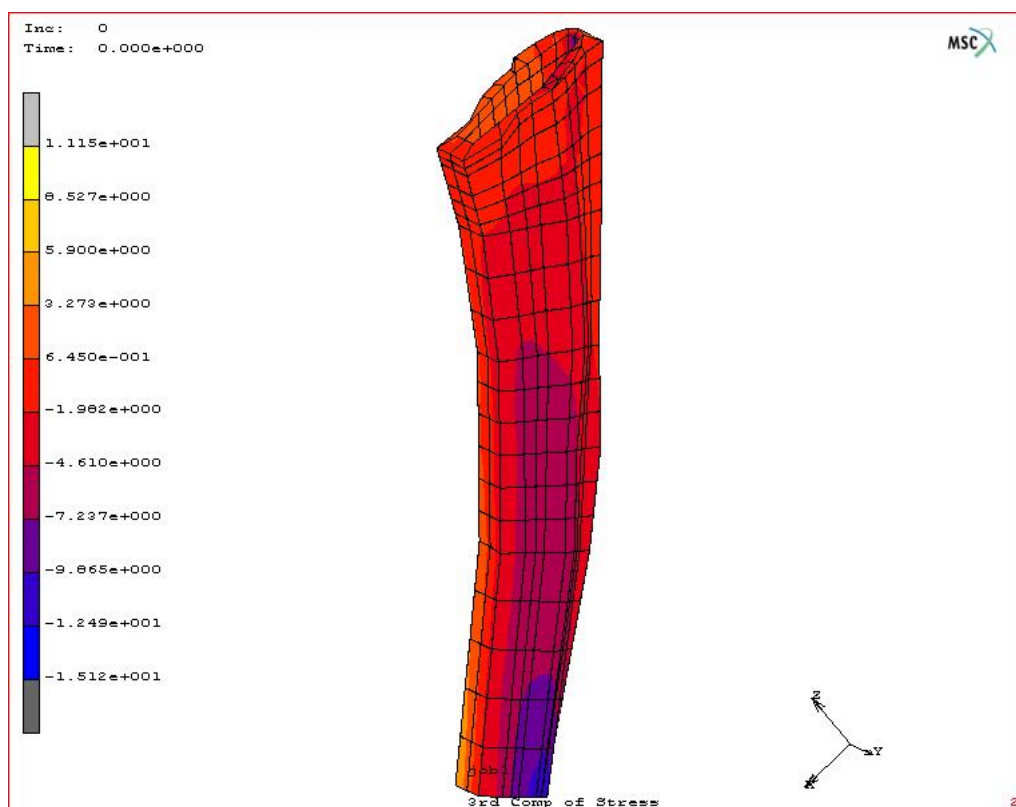


Εικόνα 32: Κατανομή των τάσεων στον άξονα των z στον ακρυλικό συνδετικό ιστό.

Έξω – πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

στις τιμές της τάσης παρατηρείται στο κάτω μέρος της έξω πλευράς κοντά στην περιοχή της πάκτωσης με τάσεις στον άξονα z που φθάνουν έως και 9.12 MPa.

Στην έσω οπίσθια πλευρά του ακρυλικού συνδετικού ιστού παρατηρείται διαφοροποίηση στις τιμές των τάσεων στον z άξονα μέχρι και το μέσο της οπίσθιας πλευράς στο κάτω μέρος της, όπως φαίνεται και στην εικόνα 33. Ορατές είναι και οι περιοχές (περιοχή γύρω από την πάκτωση) όπου οι τιμές των τάσεων στον z άξονα παίρνουν θετικές τιμές υποδηλώνοντας εφελκυσμό. Οι τιμές των τάσεων γύρω από την πάκτωση κυμαίνονται από $-12,5$ MPa έως και $-9,9$ MPa και μειώνονται στα -4.6 MPa από την περιοχή της πάκτωσης μέχρι το μέσο της οπίσθιας πλευράς.

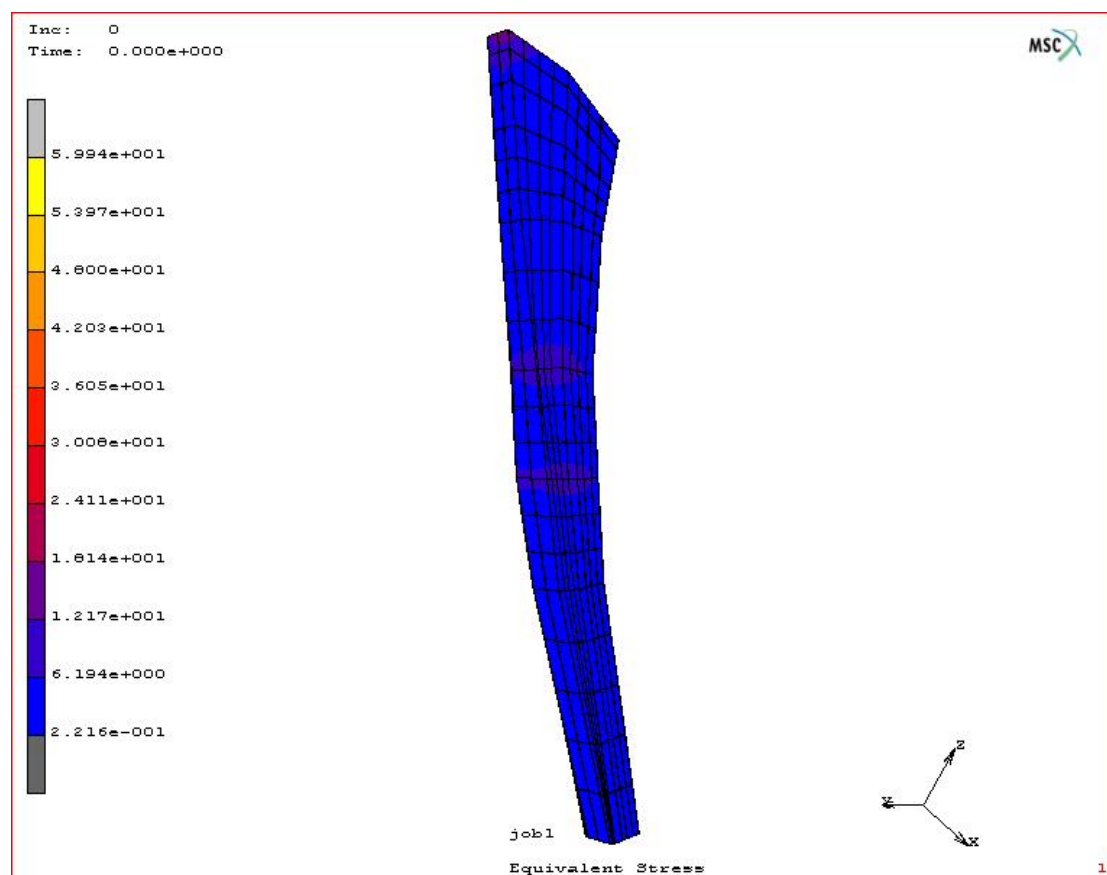


Εικόνα 33: Κατανομή των τάσεων στον άξονα z στον ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

5.2.3 Οι τάσεις στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό οστών

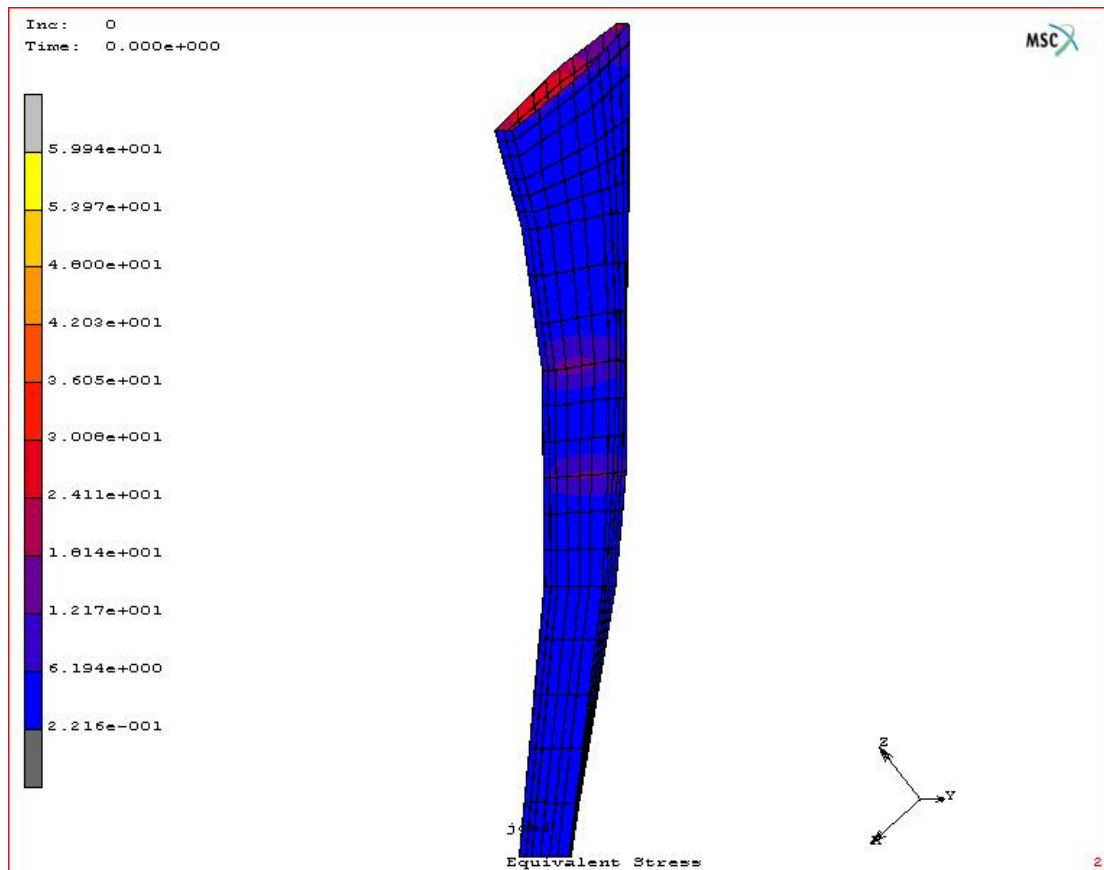
Η ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό είναι το τμήμα του συνδετικού ιστού που εφάπτεται με τον σπειλέο. Πιθανή αποκόλληση του σπειλέου από το οστό, συνήθως οφείλεται σε αδυναμία της στοιβάδας να διατηρήσει της συνοχή της ως υλικό, σε εντατικές συνθήκες μηχανικής φόρτισης [34]. Σε αυτή την ενότητα θα παρουσιαστούν για τη συγκεκριμένη στοιβάδα η κατανομή και οι τιμές των ισοδύναμων τάσεων, των μέγιστων κύριων τάσεων των τάσεων στον z άξονα και των τάσεων στον κάθετο με το εμφύτευμα άξονα (normal stress).

Στην εικόνα 34 φαίνεται η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων και οι τιμές τους στην έξω εμπρόσθια πλευρά της ενδιάμεσης στοιβάδας.



Εικόνα 34: Κατανομή των ισοδύναμων τάσεων στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έξω – πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

Στην παραπάνω εικόνα 34 φαίνεται μία ομοιόμορφη κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με τιμές που κυμαίνονται μεταξύ 6,2 MPa και περίπου 18,2 MPa. Διαφορά στην τιμή των τάσεων διακρίνεται στην περιοχή της φόρτισης στην έξω πλευρά της στοιβάδας με μεγέθη τάσεων που κυμαίνονται περίπου στα 42 MPa. Οι ίδιες συνθήκες επικρατούν και στην έσω οπίσθια πλευρά της ενδιάμεσης στοιβάδας (Εικόνα 35)

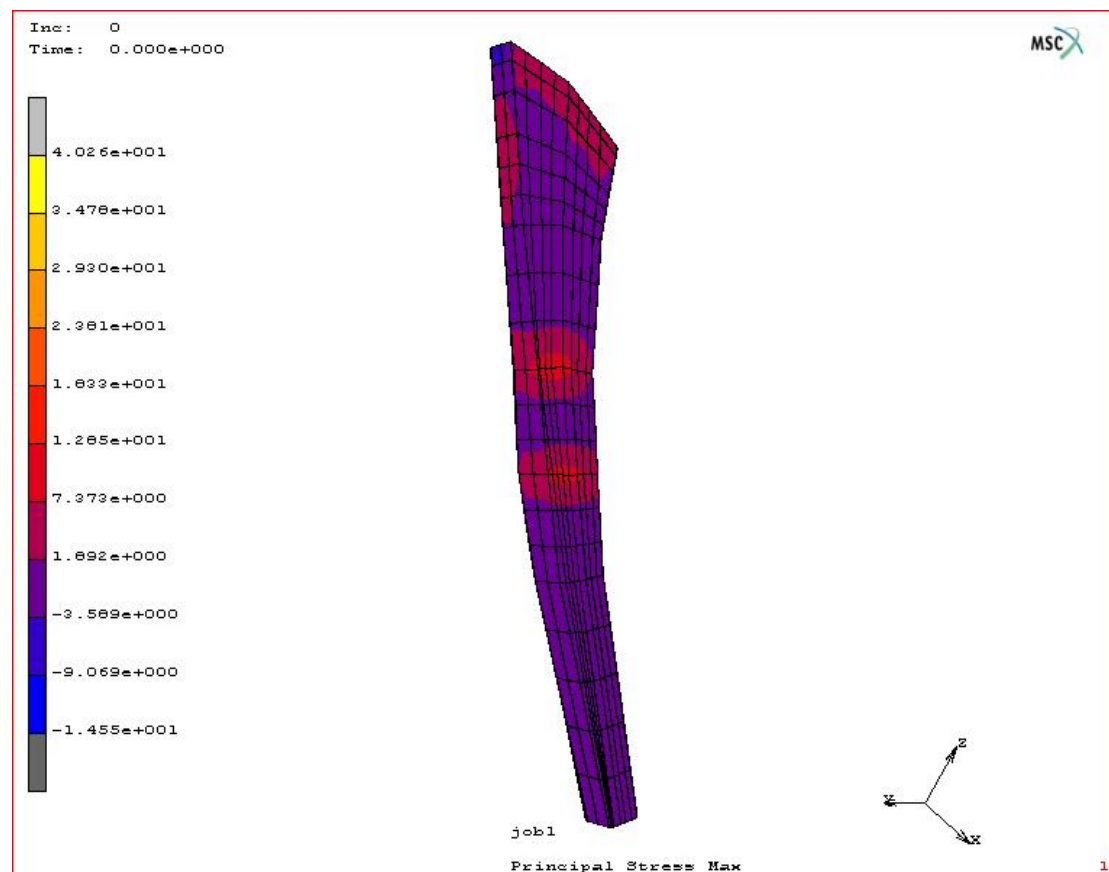


Εικόνα 35: Κατανομή των ισοδύναμων τάσεων στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

Η διαφορά στις τιμές των ισοδύναμων τάσεων (από 6,2 MPa έως 18,2 MPa) και στην κατανομή τους, στις δύο όψεις της στοιβάδας, είναι μικρή. Διαφοροποίηση μπορεί να παρατηρηθεί στο μέσο περίπου της ενδιάμεσης στοιβάδας, όπου παρατηρείται μία αύξηση της τιμής της τάσης στα 24,1 MPa. Η εσωτερική πλευρά της στοιβάδας που διακρίνεται με το έντονο κόκκινο χρώμα αφορά τις ισοδύναμες τάσεις που αναπτύσσονται στον στειλεό και θα αναφερθεί σε επόμενη ενότητα.

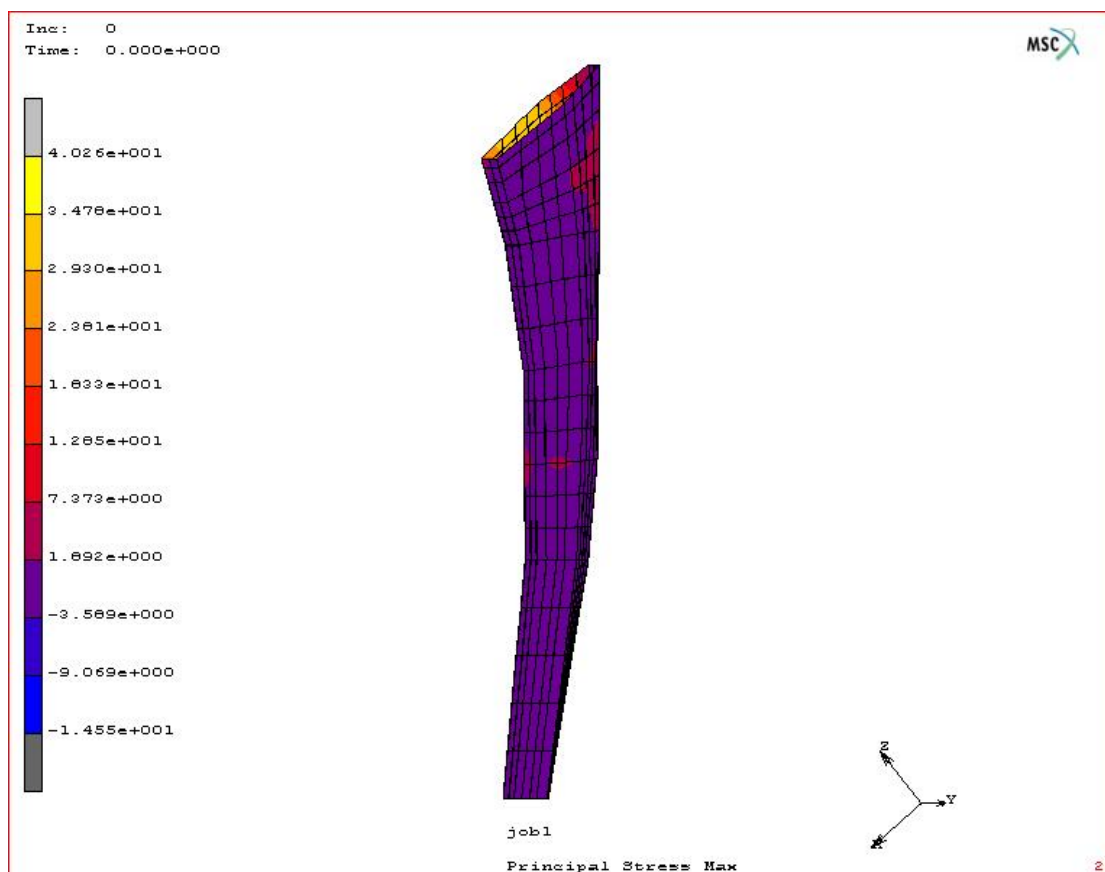
Παρατηρώντας την διασπορά και τις τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων για την έξω εμπρόσθια πλευρά της ενδιάμεσης στοιβάδας διαπιστώνονται ομοιότητες με τη διασπορά και τις τιμές των ισοδύναμων τάσεων στην έσω οπίσθια πλευρά της

ενδιάμεσης στοιβάδας. Στην εικόνα 36 φαίνεται ότι στο μέσο της εμπρόσθιας πλευράς της ενδιάμεσης στοιβάδας υπάρχει μία σημαντική αύξηση στις τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων που στην συγκεκριμένη περιοχή κυμαίνεται από 7,4 MPa έως 18,4 MPa. Οι ίδιες τιμές τάσης παρατηρούνται και στο επάνω μέρος της έξω εμπρόσθιας πλευράς.



Εικόνα 36: Κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έξω – πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

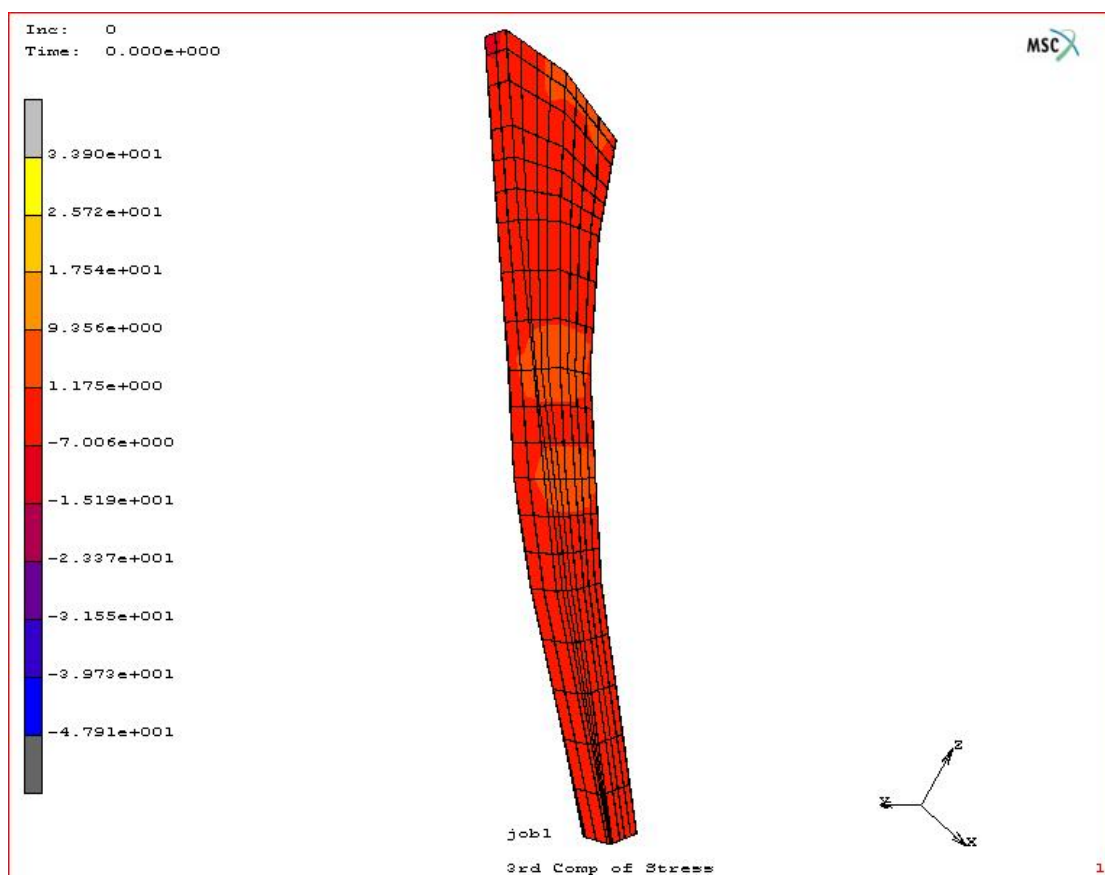
Οι τιμές στην υπόλοιπη πλευρά εμφανίζουν θλιπτικές τάσεις με μέγιστη τιμή θλιπτικής μέγιστης κύριας τάσης να εμφανίζεται στην περιοχή της φόρτισης και φθάνει τα $-14,55$ MPa.



Εικόνα 37: Κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου..

Στην οπίσθια πλευρά της στοιβάδας (Εικόνα 37.) δεν παρατηρούνται θλιπτικές τάσεις. Όλες οι μέγιστες κύριες τάσεις της οπίσθιας πλευράς είναι οριακά εφελκυστικές με το μέτρο τους να μην ξεπερνά το 1,9 MPa, με εξαίρεση μια μικρή περιοχή στο κέντρο της πλευράς, όπου η τιμή της μέγιστης κύριας τάσης φτάνει τα 12,85 MPa. Την ίδια τιμή εμφανίζουν και οι μέγιστες κύριες τάσεις στην περιοχή της μετάβασης από την άνω οπίσθια στην έξω πλευρά της ενδιάμεσης στοιβάδας.

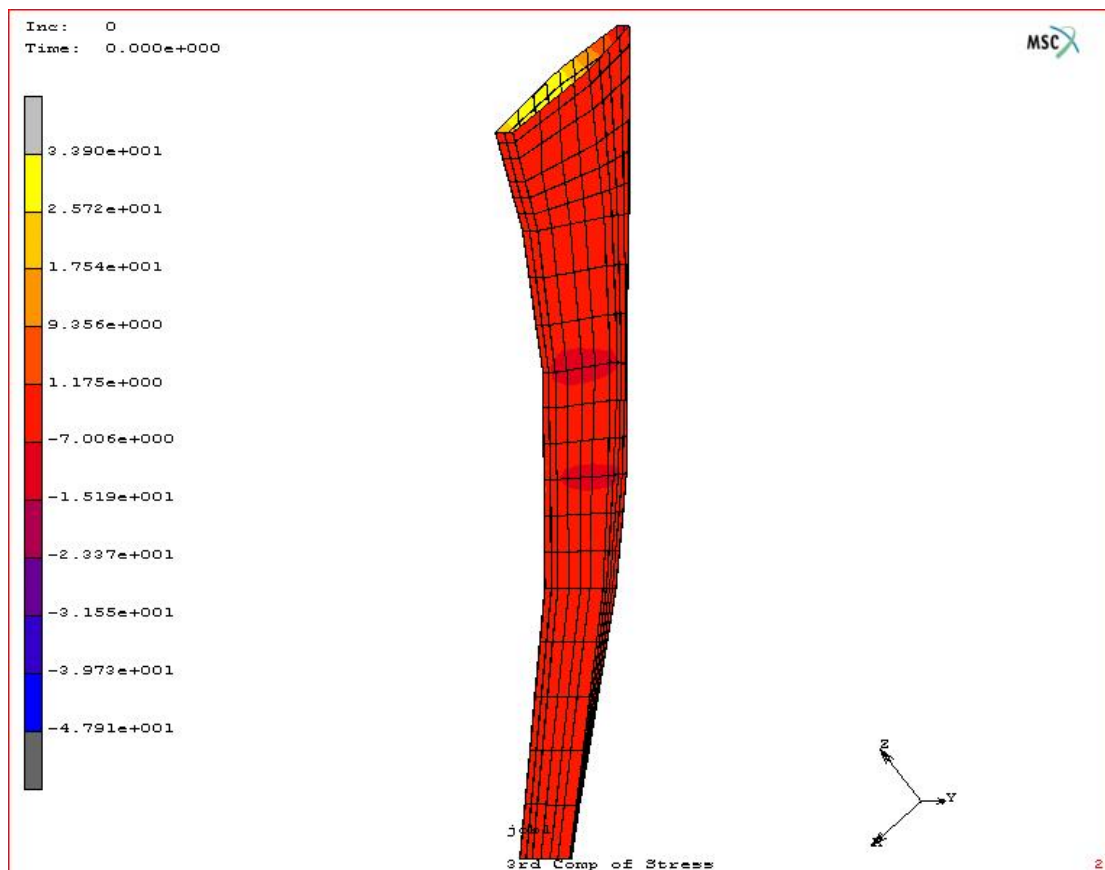
Η κατανομή των τάσεων στον z άξονα, καθώς και οι τιμές που παίρνουν στην έξω πρόσθια πλευρά φαίνεται στην εικόνα 38



Εικόνα 38: Κατανομή των τάσεων στον άξονα z στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έξω – πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

Εμφανίζεται κατανομή εφελκυστικών τάσεων στο κέντρο της πρόσθιας πλευράς οι τιμές των οποίων φθάνουν τα 17.5 MPa. Στις υπόλοιπες περιοχές της ενδιάμεσης στοιβάδας οι τιμές των τάσεων εμφανίζονται οριακά εφελκυστικές με τιμές που δεν ξεπερνάνε τα 1,2 MPa.

Στη εικόνα 39 φαίνεται η διασπορά και οι τιμές των τάσεων στον άξονα z για την έσω οπίσθια πλευρά της ενδιάμεσης στοιβάδας. Παρατηρείται ότι η εσωτερική πλευρά της ενδιάμεσης στοιβάδας παρουσιάζει κατανομή εφελκυστικών τάσεων, τα μέτρα των οποίων φτάνουν περίπου τα 24 MPa..

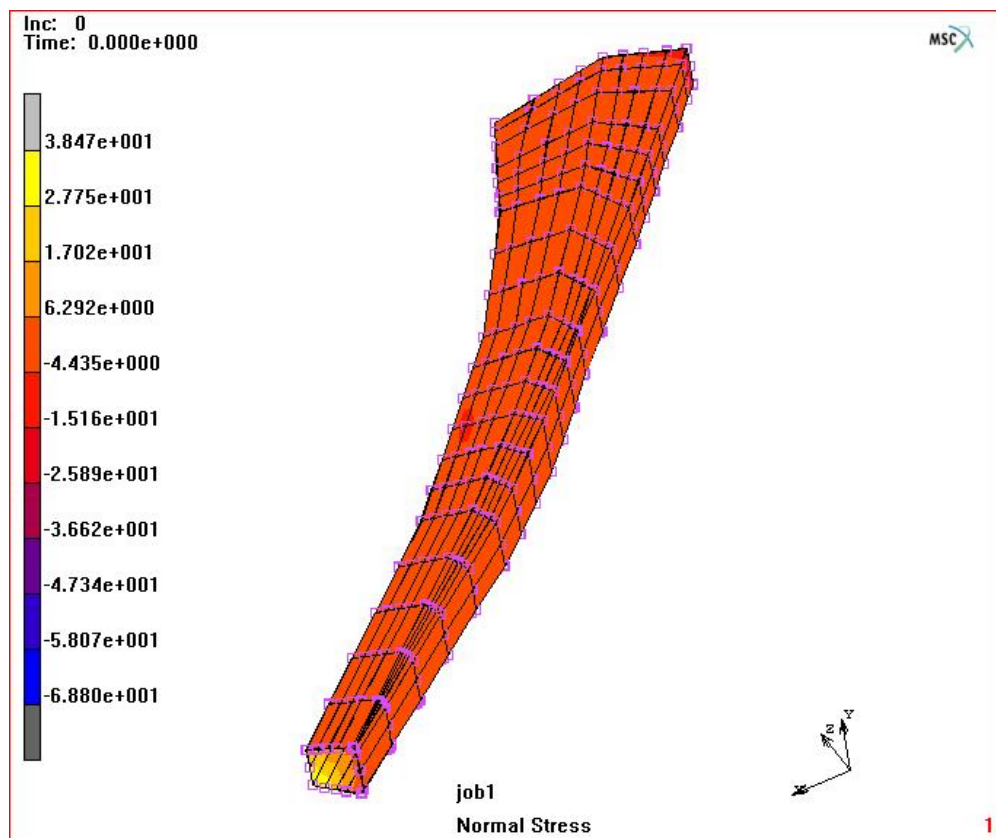


Εικόνα 39: Κατανομή των τάσεων στον άξονα z στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

Η κατανομή των τάσεων στον z άξονα είναι παρόμοια για τις δύο πλευρές της στοιβάδας. Οι τιμές των τάσεων σε όλο το εύρος της έσω οπίσθιας πλευράς κυμαίνονται από οριακές θλιπτικές - στο κέντρο της στοιβάδας - και ίσες με 1,2 MPa, έως και 9,4 MPa για την υπόλοιπη πλευρά.

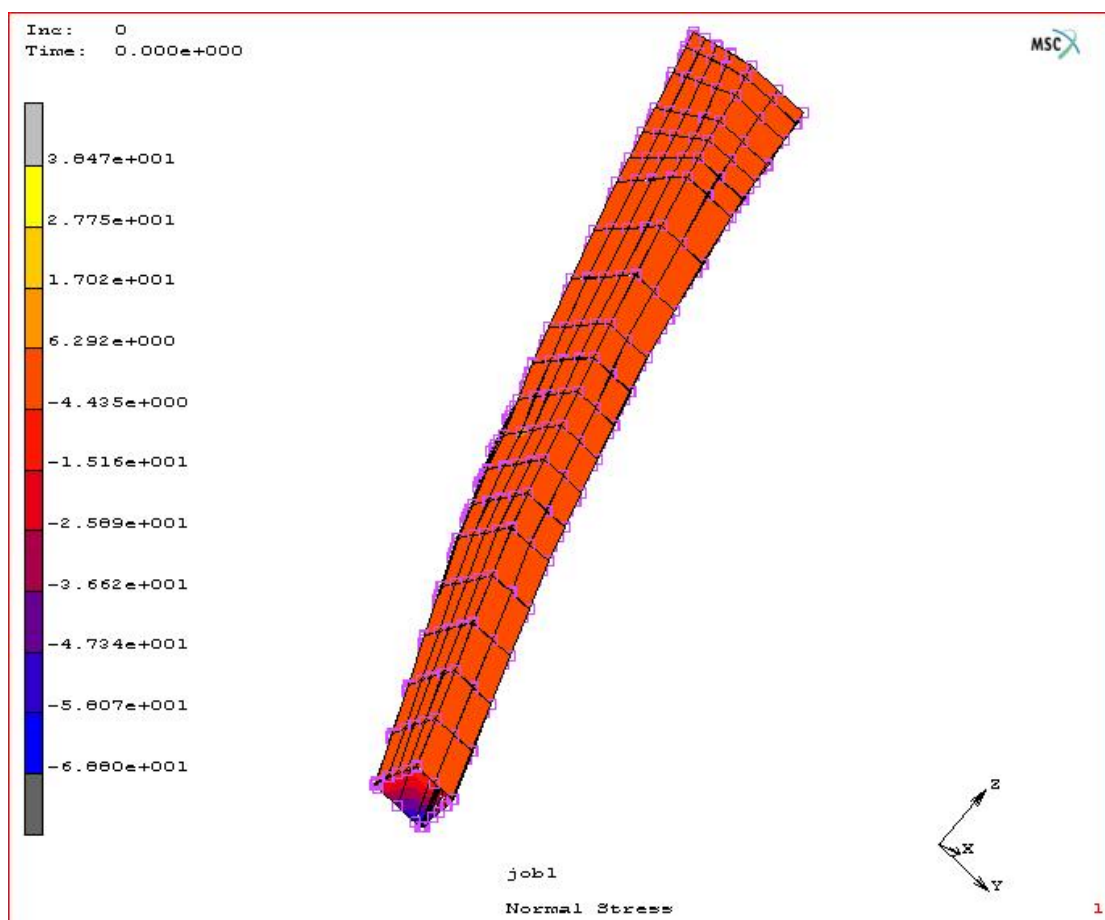
Η ενδιάμεση στοιβάδα έχει οριστεί ως υλικό με μηδενική αντοχή σε εφελκυσμό (no tension material), σε κάθετη ως προς το εμφύτευμα διεύθυνση. Όπως φαίνεται στις Εικόνες 35, 37 και 39. στο εσωτερικό της στοιβάδας αναπτύσσονται εφελκυστικές τάσεις τα μέτρα των οποίων φτάνουν για τις ισοδύναμες περίπου τα 42 MPa , για τις μέγιστες κύριες τάσεις περίπου τα 40 MPa και για τις τάσεις στον z

άξονα περίπου τα 34 MPa. Επόμενο είναι να γεννώνται ερωτήματα για τη σωστή, ή μη λειτουργία των μηχανικών ιδιοτήτων των στοιχείων της στοιβάδας (αφού ορίστηκε ως υλικό μηδενικής αντοχής σε εφελκυσμό no tension material). Μία πρώτη παρατήρηση υπαγορεύει πως το υλικό παρουσιάζει την επιθυμητή συμπεριφορά, αφού, στα αντίστοιχα των εφελκυστικών τάσεων σημεία της μέσα πλευράς, δεν παρουσιάζονται εφελκυστικές τάσεις στην έξω πλευρά (ή και αν παρουσιάζονται μπορούν στο μέτρο να θεωρηθούν και αμελητέες).



Εικόνα 40: Κατανομή των τάσεων στον κάθετο στο εμφύτευμα άξονα στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έξω – πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

Για τη διερεύνηση του συγκεκριμένου ερωτήματος είναι απαραίτητη η παρατήρηση των φαινομένων που λαμβάνουν χώρα κατά τον κάθετο στο εμφύτευμα άξονα, όπου και τέθηκε ο περιορισμός της μηδενικής αντοχής σε εφελκυσμό.



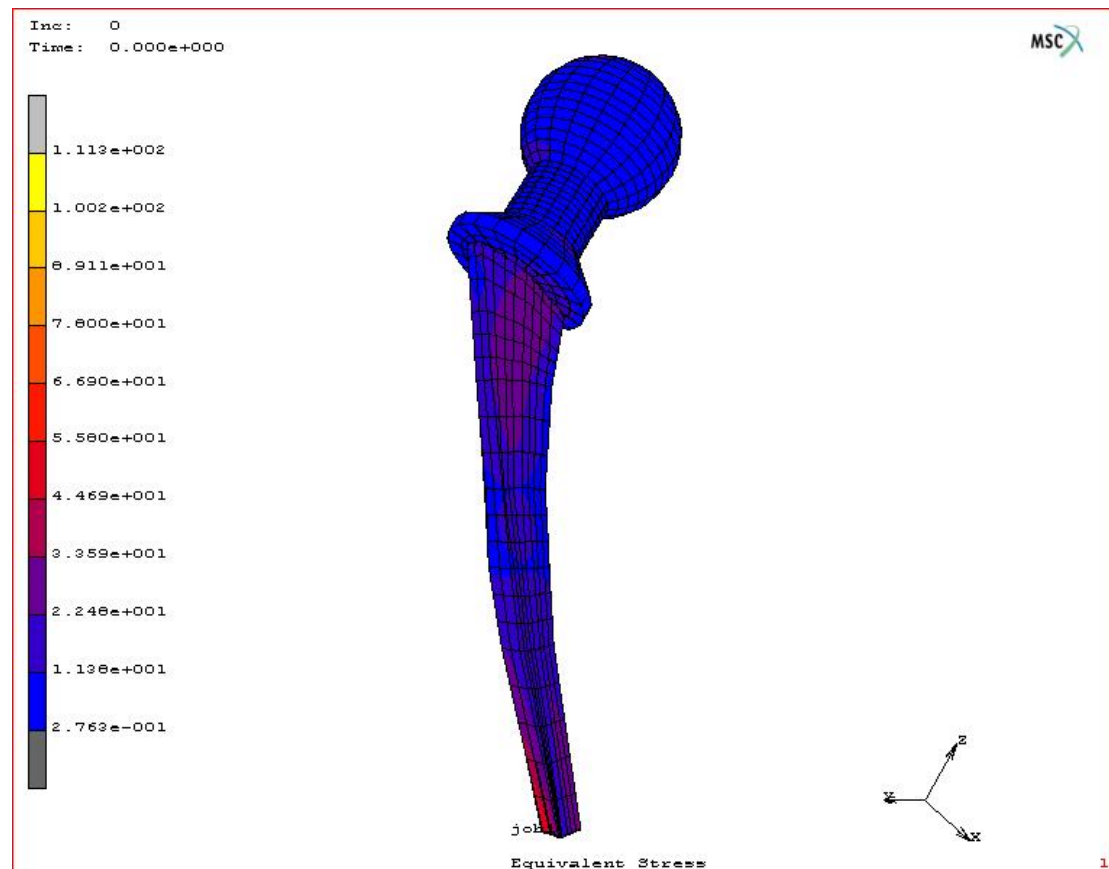
Εικόνα 41: Κατανομή των τάσεων στον κάθετο στο εμφύτευμα άξονα στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

Όπως φαίνεται στις Εικόνες 40 και 41 η κατανομή των κάθετων στο εμφύτευμα τάσεων είναι ομοιόμορφη κατά μήκος της στοιβάδας και στις δύο όψεις της. Οι τιμές των τάσεων κυμαίνονται σε οριακά θλιπτικά επίπεδα στην εξωτερική πλευρά της στοιβάδας, ακόμα και στα σημεία όπου στην εσωτερική πλευρά της εμφανίζονται αρκετά μεγάλες τιμές εφελκυστικών τάσεων, όπως στην περιοχή της στήριξης του συστήματος εμφύτευμα – οστό (Εικόνα 40). Το γεγονός ότι η στοιβάδα δέχεται στην εσωτερική πλευρά της ισχυρές εφελκυστικές τάσεις και εμφανίζει οριακά θλιπτικές, ή οριακά εφελκυστικές τάσεις στην εξωτερική πλευρά της σημαίνει

πως το υλικό απορροφά την ενέργεια των εφελκυστικών τάσεων και δεν τις μεταφέρει στις υπόλοιπες δομές του συστήματος εμφύτευμα – οστό. Οι παρατηρήσεις αυτές είναι ενδεικτικές για την συμπεριφορά της στοιβάδας, που σε γενικές γραμμές κρίνεται ικανοποιητική και στα αναμενόμενα πλαίσια. Οι μικρές αποκλίσεις από την αναμενόμενη συμπεριφορά (εμφάνιση αμελητέων εφελκυστικών τάσεων στην εξωτερική πλευρά της στοιβάδας) εξηγούνται αν ληφθεί υπ' όψη το γεγονός, ότι στη διακριτοποίηση του μοντέλου ορίστηκαν οι επιμέρους δομές του συστήματος εμφύτευμα – οστό με ένα στοιχείο ανά δομή (εκτός του εμφυτεύματος). Αυτό συνεπάγεται ότι οι πλευρές των στοιχείων της στοιβάδας εφάπτονται από τη μία μεριά με τις πλευρές των στοιχείων του εμφυτεύματος και από την άλλη πλευρά με τις πλευρές των στοιχείων της κύριας στοιβάδας από ακρυλικό συνδετικό ιστό. Τα υλικά, όμως από τα οποία αποτελούνται το εμφύτευμα και η κύρια στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό δεν έχουν οριστεί ως no tension με αποτέλεσμα να εμφανίζουν διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες, που εμφανίζουν αντοχή σε εφελκυσμό. Αυτές τους τις ιδιότητες, λόγω της συγκεκριμένης διακριτοποίησης, τις μοιράζονται, σε μία πλευρά των στοιχείων τους με την ενδιάμεση στοιβάδα. Θα μπορούσαν οι επιμέρους δομές του συστήματος εμφύτευμα – οστό να ορίζονται από δύο, ή τρία στοιχεία, αυτό όμως θα αύξανε σημαντικά (περίπου κατά το 1/3) τον αριθμό των ήδη υπαρχόντων στοιχείων με επιπτώσεις στην χρονική διάρκεια επίλυσης του προβλήματος. Δεδομένου ότι περισσότερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν ποιοτικά και όχι ποσοτικά τα αποτελέσματα, θεωρήθηκε ότι ένας τέτοιος συμβιβασμός (ένα στοιχείο ανά δομή) θα ήταν ανεκτός και με μικρό κόστος.

5.2.4. Οι τάσεις στο εμφύτευμα

Στη παρούσα ενότητα θα παρατεθούν οι ισοδύναμες τάσεις, οι μέγιστες κύριες τάσεις και οι τάσεις στον άξονα z που αναπτύσσονται στον στειλεό τον αυχένα και την κεφαλή του εμφυτεύματος.

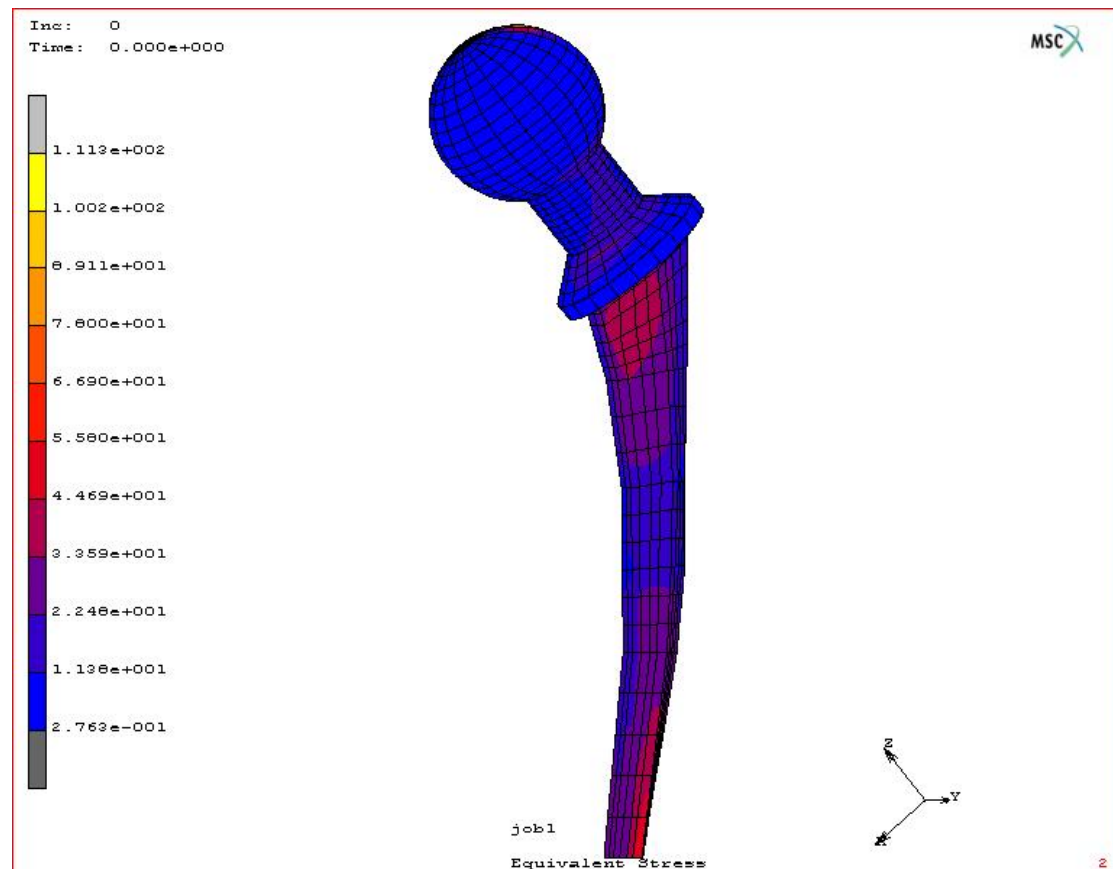


Εικόνα 41: Κατανομή των ισοδύναμων τάσεων στο εμφύτευμα. Έξω –πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

Στην εικόνα 41.φαίνεται η κατανομή και τα μέτρα των ισοδύναμων τάσεων στο εμφύτευμα. Μέγιστες εφελκυστικές τάσεις παρατηρούνται στην περιοχή γύρω από την πάκτωση και το μέτρο τους φτάνει τα 66,9 MPa. Επίσης μεγάλες τιμές τάσης εμφανίζονται και στο ανω μέρος της πρόσθιας πλευράς με μέτρο ίσο με 33,6 MPa. Το υπόλοιπο σώμα του εμφυτεύματος συμπεριλαμβανομένου του αυχένα και της

κεφαλής δέχεται ισοδύναμες εφελκυστικές τάσεις που το μέτρο τους δεν ξεπερνάει τα 22,48 MPa.

Η έσω οπίσθια όψη του εμφυτεύματος φαίνεται στην εικόνα 42

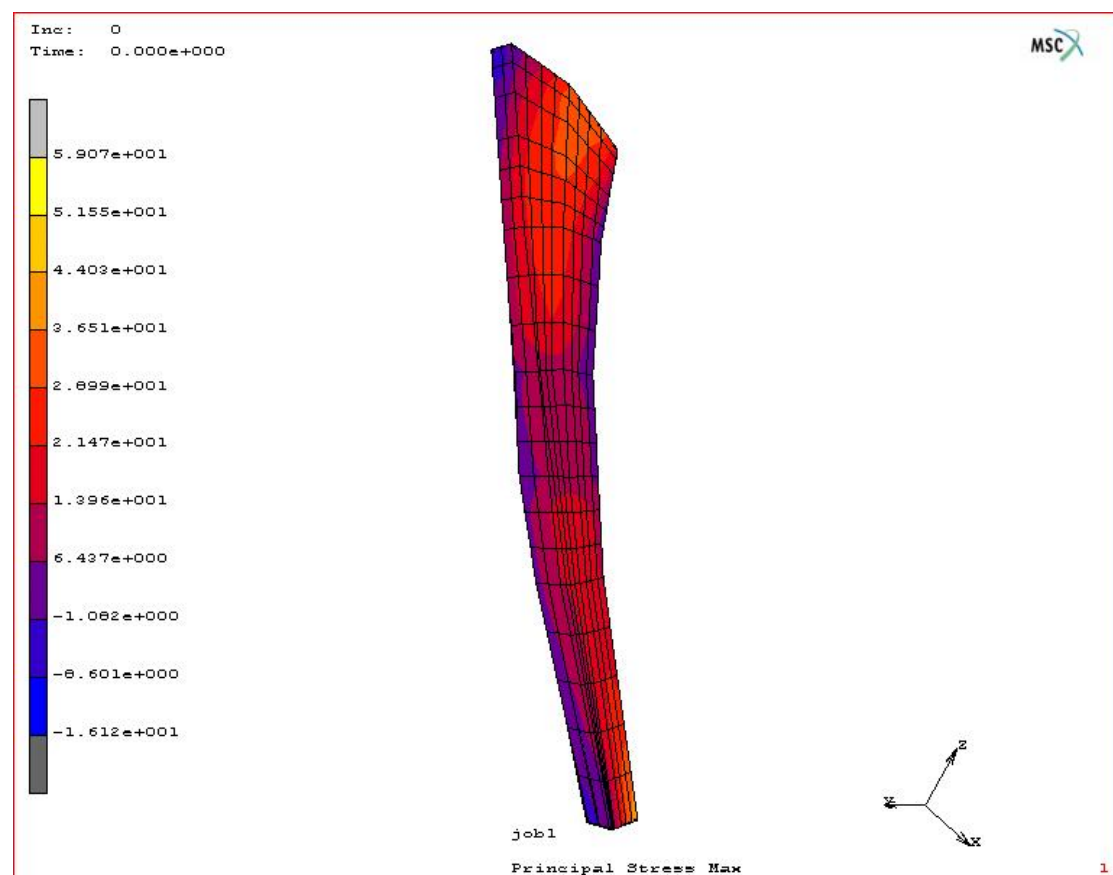


Εικόνα 42: Κατανομή των ισοδύναμων τάσεων στο εμφύτευμα. Έσω –οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων στην έσω οπίσθια πλευρά του εμφυτεύματος παρουσιάζει μικρές διαφορές συγκρινόμενη με την έξω πρόσθια πλευρά του. Πιο συγκεκριμένα, ενώ οι μέγιστες τιμές των ισοδύναμων τάσεων εμφανίζονται στα ίδια σημεία και στις δύο πλευρές, με τιμές που δεν ξεπερνούν τα 78 MPa. Κατανομή των ισοδύναμων τάσεων παρατηρείται από την άνω πρόσθια όψη

προς το κέντρο της και από την κάτω πρόσθια όψη προς το κέντρο της με τιμές τάσεων που δεν ξεπερνούν τα 33,6 MPa. Στο κέντρο της πρόσθιας πλευράς του σπειλεού του εμφυτεύματος οι τάσεις δεν ξεπερνούν τα 22,5 MPa.

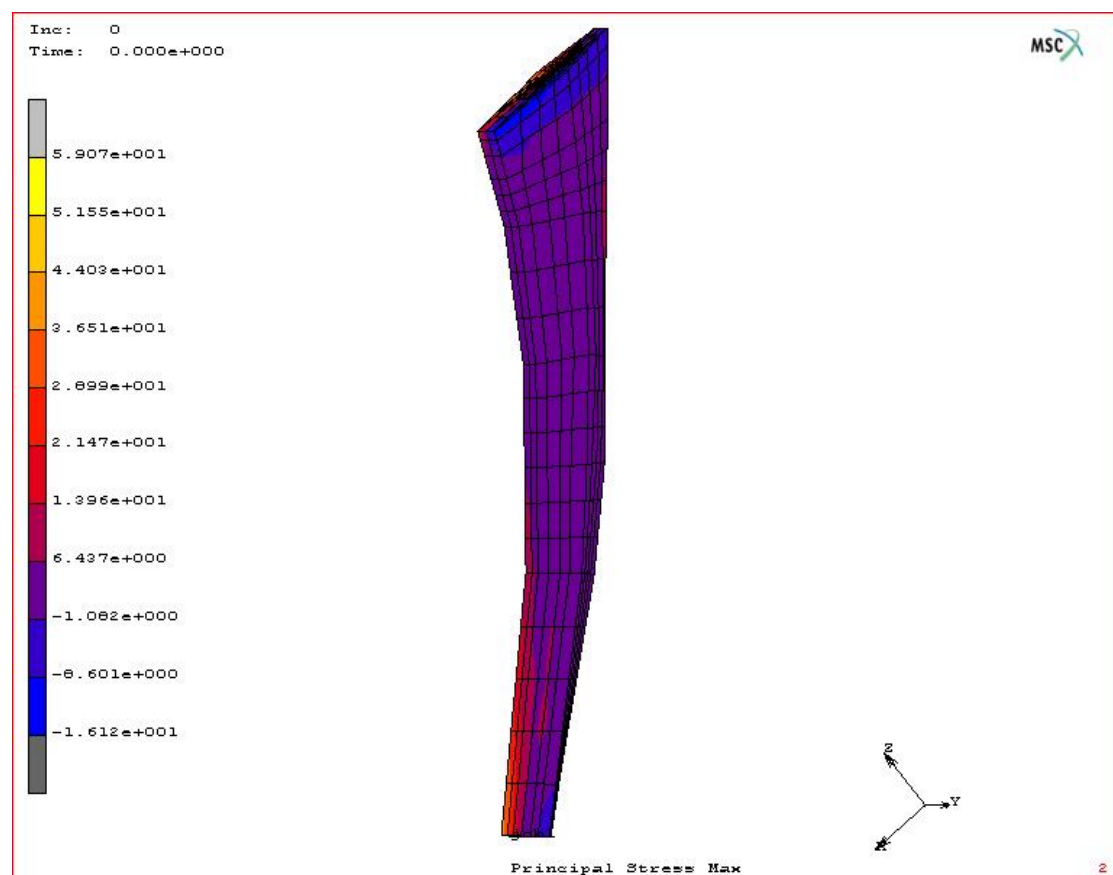
Στην εικόνα 43.φαίνονται οι μέγιστες κύριες τάσεις που αναπτύσσονται στην έξω πρόσθια πλευρά του εμφυτεύματος.



Εικόνα 43: Κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων στο σπειλεό. Έξω –πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 43. στα σημεία της φόρτισης και της πάκτωσης οι μέγιστες κύριες τάσεις αποκτούν θλιπτικό χαρακτήρα με τιμές που δεν

ξεπερνούν τα $-16,1$ MPa. Οι μεγαλύτερες τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων έχουν κατανεμηθεί ομοιόμορφα στο άνω μισό και κάτω μισό της πρόσθιας πλευράς και το μέτρο τους κυμαίνεται από $21,5$ MPa έως $36,5$ MPa. Στο κέντρο της πρόσθιας πλευράς οι μέγιστες κύριες τάσεις εμφανίζουν μικρότερα μέτρα, που δεν ξεπερνούν τα 14 MPa.

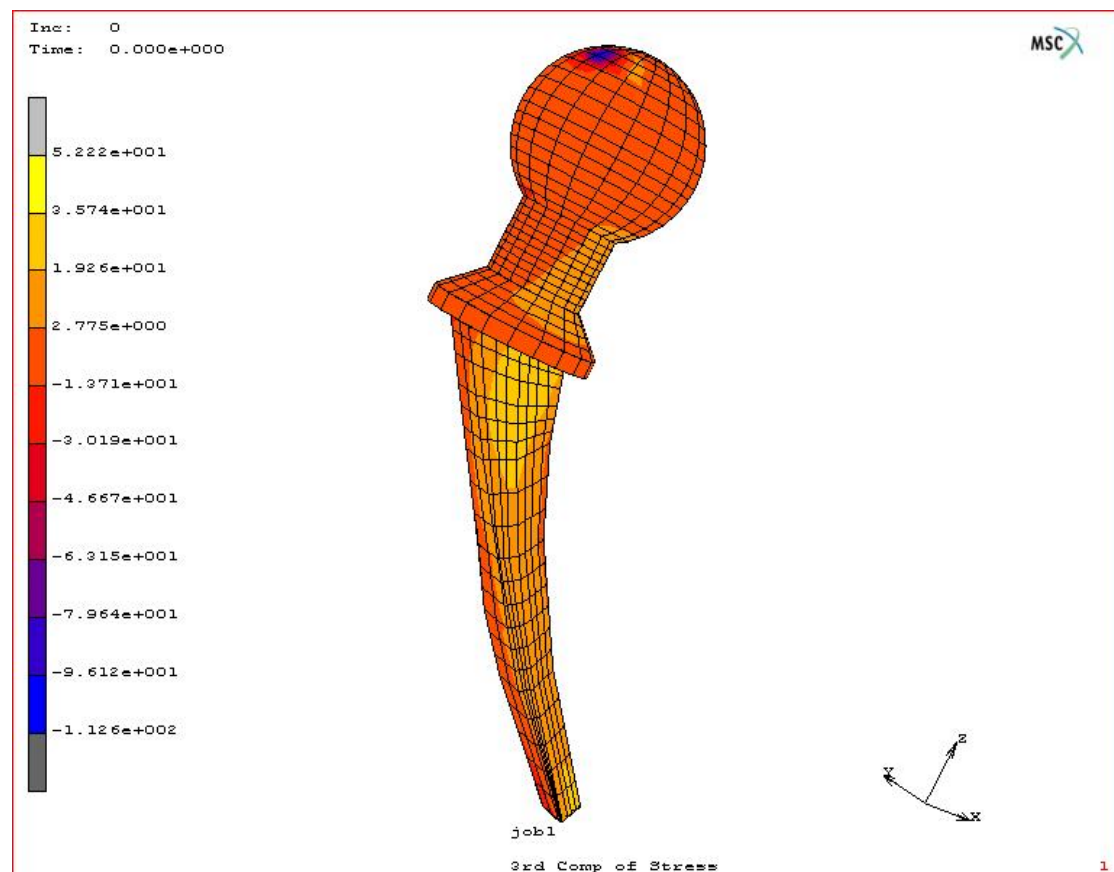


Εικόνα 44: Κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων στο στείλεό. Έσω –οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου

Στην εικόνα 44. φαίνονται οι τιμές και η κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων στον στείλεό του εμφυτεύματος. Η κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων στην οπίσθια πλευρά του στείλεού είναι ομοιόμορφη. Οι τάσεις εμφανίζονται οριακά

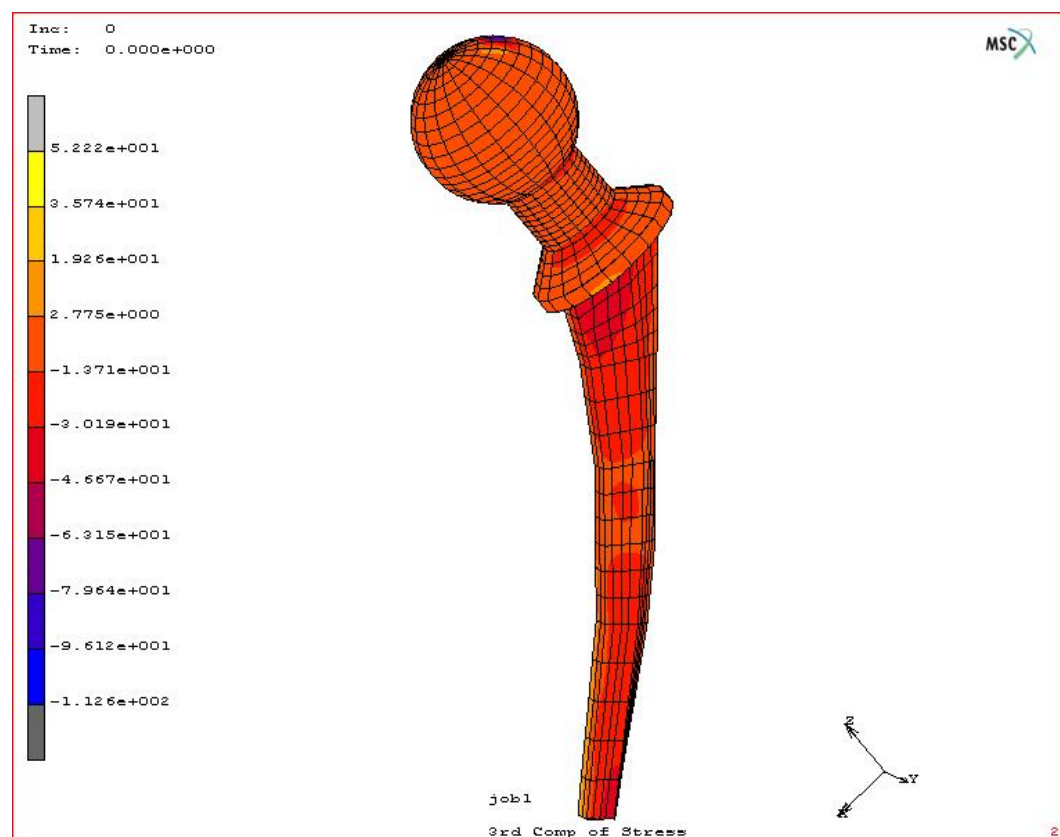
εφελκυστικές με τιμές που δεν ξεπερνούν τα 6,5 MPa. Θλιπτικό χαρακτήρα εμφανίζουν οι τάσεις στο άνω μέρος της οπίσθιας πλευράς του στελλεού με το μέτρο τους να κυμαίνεται μεταξύ $-1,1$ MPa και $-8,6$ MPa. Τη μέγιστη κύρια τάση θλιπτικού χαρακτήρα εμφανίζει η περιοχή έναντι της φόρτισης (στο μικρό τροχαντήρα, στην άνω έσω πλευρά) και η τιμή της είναι 29 MPa.

Η κατανομή των τάσεων στον z άξονα και τα μεγέθη τους, για την έξω πρόσθια πλευρά του εμφυτεύματος φαίνονται στην εικόνα 45



Εικόνα 45: Κατανομή των τάσεων στον άξονα z του εμφυτεύματος. Έξω – πρόσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 45. τη μέγιστη τιμή τάσης στον z άξονα το εμφύτευμα τη δέχεται στο άνω μέρος της πρόσθιας πλευράς του και η τιμή της δεν ξεπερνάει τα 52,2 MPa. Την ίδια τιμή η τάση παίρνει και στην περιοχή της πάκτωσης στη μετάβαση μεταξύ κάτω πρόσθιας και κάτω έσω πλευράς. Το υπόλοιπο της πρόσθιας όψης του ενφυτεύματος (μέχρι το ύψος της κεφαλής) δέχεται τάσεις των οποίων το μέτρο δεν ξεπερνά τα 35.8 MPa. Η έξω πλευρά του στειλεού και του αυχένα, καθώς και η έξω πρόσθια πλευρά της κεφαλής δέχονται θλιπτικές τάσεις των οποίων το μέτρο κυμαίνεται από $-13,7$ MPa έως $-20,2$ MPa. Τη μέγιστη θλιπτική τάση τη δέχεται το σημείο της φόρτισης στην κεφαλή του εμφυτεύματος και το μέτρο της φθάνει τα $-112,6$ MPa.



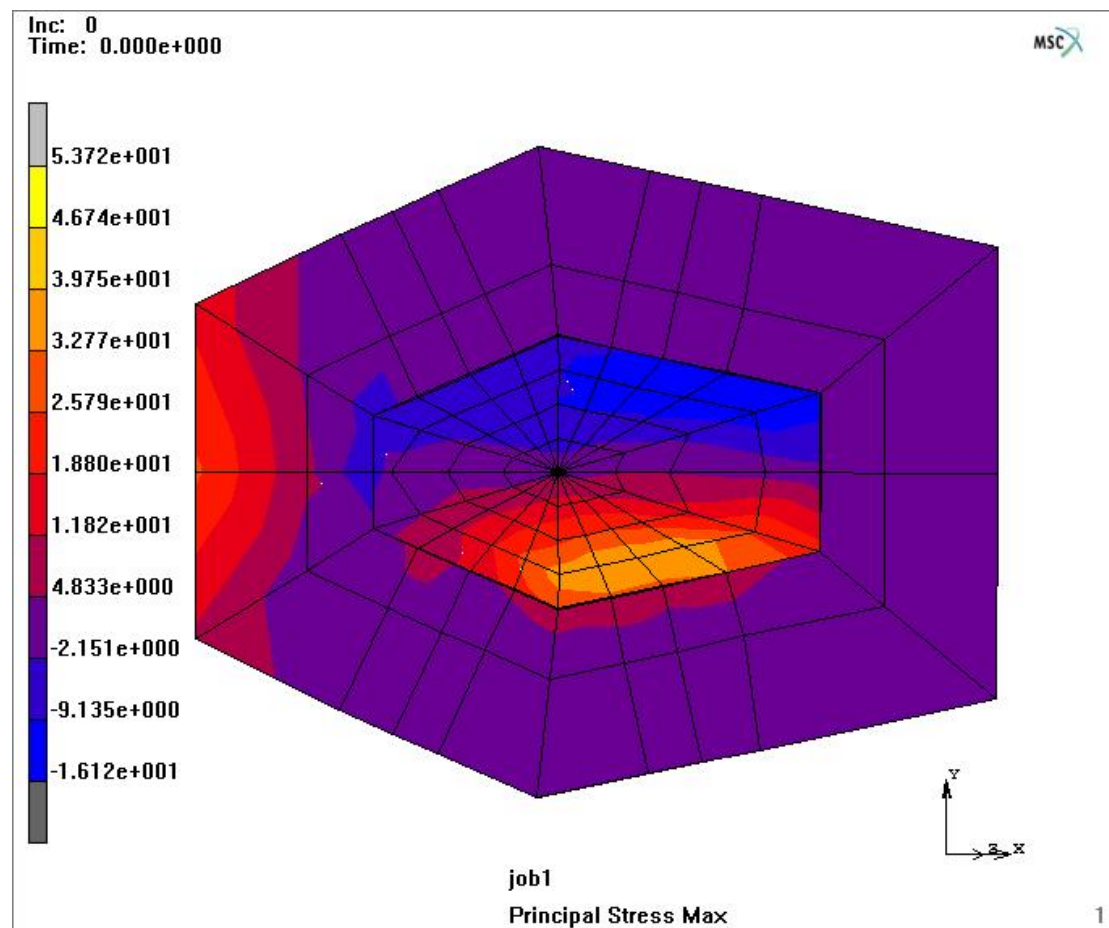
Εικόνα 46: Κατανομή των τάσεων στον άξονα z του εμφυτεύματος. Έσω – οπίσθια άποψη του δεξιού μηριαίου.

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 46 η κατανομή των τάσεων στον z άξονα στο εμφύτευμα είναι ομοιόμορφη σε όλη την επιφάνεια αυτής της πλευράς της. Οι τιμές των τάσεων κινούνται σε οριακά εφελκυστικά επίπεδα και κυμαίνονται από 2.8 MPa έως 19.26 MPa. Στο άνω μέρος της οπίσθιας πλευράς παρατηρείται η μέγιστη εφελκυστική τάση στον z άξονα και η τιμή της φθάνει τα 52,22 MPa. Η μέγιστη θλιπτική τάση στον z άξονα παρατηρείται στο άνω μέρος της επιφάνειας της κεφαλής στο κέντρο της (περιοχή φόρτισης) και είναι – 112.6 MPa.

5.2.5 Οι τάσεις στο σύστημα εμφύτευμα – οστό

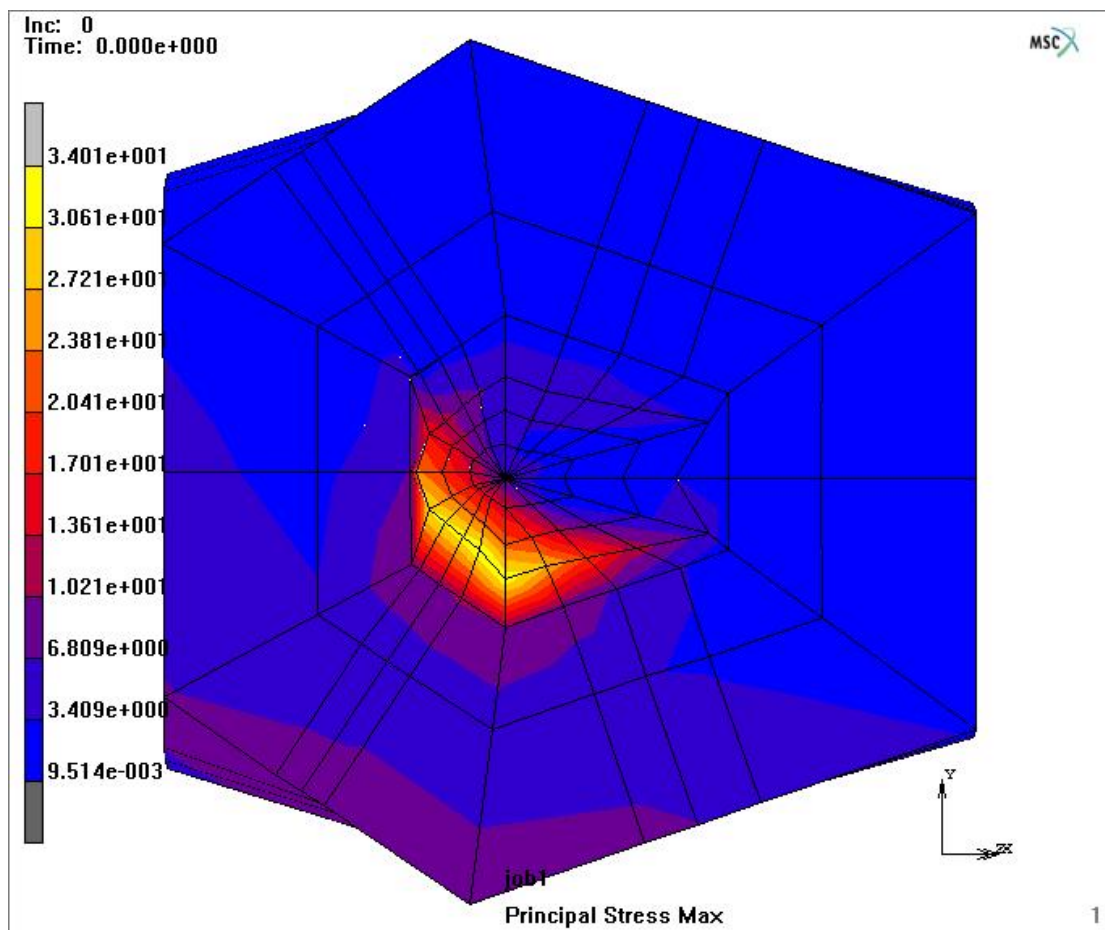
Στις παραπάνω ενότητες παρατέθηκαν τα αποτελέσματα των τάσεων για το κάθε τμήμα του συστήματος εμφύτευμα – οστό. Μεγάλο ενδιαφέρον παρουσιάζει η παρατήρηση των τάσεων σε κάτοψη για όλα τα μέρη του συστήματος ταυτόχρονα. Οι εικόνες που θα παρατεθούν στη συνέχεια είναι κατόψεις στο άνω μέρος (κοντά στον αυχένα) και στο μέσο περίπου του συστήματος. Αφορούν τη κατανομή και τις τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων. Η χρησιμότητα τους έγκειται στο γεγονός ότι προσφέρουν τη δυνατότητα παρατήρησης της κατανομής των τάσεων κατά μήκος του συστήματος

Στην παρακάτω εικόνα 47 φαίνεται η κατανομή και το μέτρο των μέγιστων κύριων τάσεων στο άνω μέρος του συστήματος εμφύτευμα – οστό. Παρατηρείται ότι οι μέγιστες κύριες τάσεις αποκτούν μέγιστες τιμές σε περιοχές που περιλαμβάνουν το επίπεδο συμμετρίας του εμφυτεύματος (32,77 MPa), την έξω πλευρά του οστού (32,77 MPa), με τις ανώτατες τιμές να εμφανίζονται στην πρόσθια πλευρά του εμφυτεύματος και της ενδιάμεσης στοιβάδας από ακρυλικό συνδετικό ιστό (53,72 MPa)



Εικόνα 47: Κάτοψη του συστήματος εμφύτευμα – οστό που αναπαριστά τις μέγιστες κύριες τάσεις στο άνω μέρος (του z άξονα) του συστήματος.

Συγκρινόμενη η κατανομή και τα μέτρα των μέγιστων κύριων τάσεων στην εικόνα 47 με αυτά της εικόνας 48 εμφανίζει τις μέγιστες κύριες τάσεις στο μέσο του εμφυτεύματος και της ενδιάμεσης στοιβάδας από ακρυλικό συνδετικό ιστό να μετακινούνται ελαφρώς προς την έξω πρόσθια πλευρά, από την αμιγώς πρόσθια που εμφανίζονται στο άνω μέρος. Επίσης παρατηρείται και ένας προσανατολισμός της κατανομής τους προς το κέντρο του εμφυτεύματος που δεν ξεπερνάει, όμως το μισό χιλιοστό.



Εικόνα 48: Κάτοψη του συστήματος εμφύτευμα – οστό που αναπαριστά τις μέγιστες κύριες τάσεις στο μέσο (του z άξονα) του συστήματος.

Αντιθέτως η συγκέντρωση των τάσεων στο οστό από την αμιγώς έξω πλευρά που εμφανιζόταν στο άνω μέρος του οστού, στο μέσο του οστού εμφανίζεται να μετακινείται προς τη μετάβαση μεταξύ έξω και πρόσθιας πλευράς (εικόνα 47). Όσον αφορά τα μέτρα των μέγιστων κύριων τάσεων εμφανίζονται μειωμένα φθάνοντας μέγιστη τιμή στο οστό τα 10,21 MPa και στο εμφύτευμα τα 34,01 MPa. Η μείωση των τιμών των μέγιστων τάσεων παρουσιάζει ομοιομορφία, καθώς η τάση στο οστό μειώνεται κατά 22,56 MPa , όταν η τάση στο εμφύτευμα μειώνεται κατά 19,71 MPa.

5.3. ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι να εξάγει ασφαλή συμπεράσματα για την συμπεριφορά του συστήματος εμφύτευμα - οστό. Το συγκεκριμένο θέμα παρουσιάζει ενδιαφέρον, διότι ένας εκ των συνηθέστερων λόγων αντικατάστασης ενός εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου είναι η αποκόλληση του στείλεού του εμφυτεύματος από το μηριαίο οστό. Τα αίτια στις περισσότερες περιπτώσεις αποκολλήσεων αποδίδονται στην ανεπάρκεια του ακρυλικού συνδετικού ιστού να επιτελέσει το έργο του [34].

Στις ενότητες 5.1 και 5.2. αναλύονται οι συνθήκες και τα αποτελέσματα της στατικής φόρτισης στην οποία υποβλήθηκε το κύριο σώμα (στείλεός, αυχένας, κεφαλή) ενός εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου. Οι συνθήκες της φόρτισης τοποθετήθηκαν κατά την φάση της μέσης στάσης ενός πλήρους κύκλου βήματος, διότι σε αυτή τη χρονική στιγμή της βάδισης τα φορτία στο εμφύτευμα παίρνουν τις μέγιστες τιμές τους. Για την καλύτερη μελέτη των φαινομένων που λαμβάνουν χώρα κατά στη συγκεκριμένη στιγμή είναι απαραίτητη η σύγκριση των τάσεων που αναπτύσσονται στο σύστημα εμφύτευμα – οστό. Επιλέχθηκαν προς μελέτη οι ισοδύναμες τάσεις, οι μέγιστες κύριες τάσεις και οι τάσεις που αναπτύσσονται στον z άξονα του συστήματος συντεταγμένων.

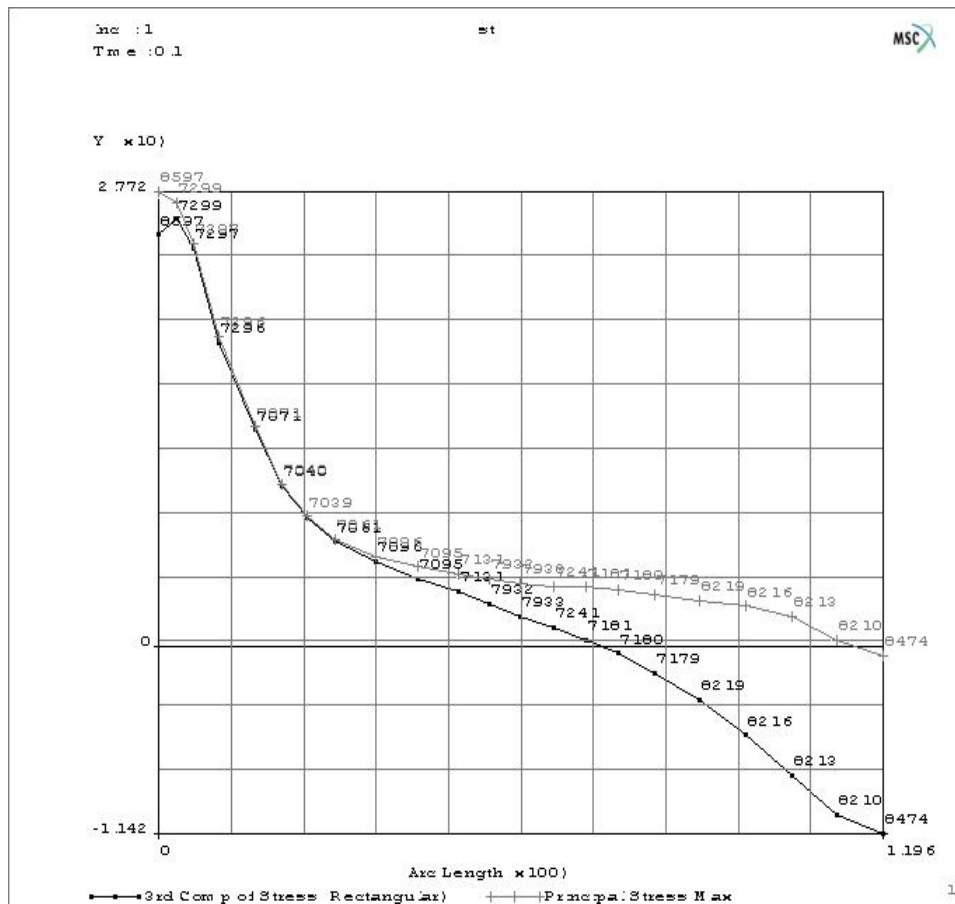
Από την παρατήρηση των ισοδύναμων τάσεων στο σύστημα εμφύτευμα – οστό φαίνεται ότι η κατανομή τους εμφανίζεται στις ίδιες περιοχές του οστού, της στοιβάδας από ακρυλικό συνδετικό ιστό, της ενδιάμεσης στοιβάδας από ακρυλικό συνδετικό ιστό και του στείλεού. Σύγκριση των τιμών που οι ισοδύναμες τάσεις παίρνουν δείχνει ότι ο στείλεός και το οστό εμφανίζουν αρκετά μεγαλύτερες τιμές

τάσεων από αυτές που εμφανίζονται στις δύο στοιβάδες. Ο ρόλος του ακρυλικού συνδετικού ιστού (που έχει σχεδιαστεί στην παρούσα μελέτη να αποτελείται από τις δύο στοιβάδες) είναι λοιπόν, να ενσωματώνει τον στειλεό στο οστό, αλλά παράλληλα δρα και ως μέσο μεταφοράς φορτίων από το στειλεό στο οστό. Αυτό φαίνεται καλύτερα αν παρατηρηθούν η κατανομή και οι τιμές των ισοδύναμων τάσεων σε μία μεμονωμένη περιοχή του συστήματος εμφύτευμα – οστό που παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον, παραδείγματος χάριν στην περιοχή γύρω από τον μεγάλο τροχαντήρα. Το οστό στη συγκεκριμένη περιοχή (εικόνες 22 και 23) εμφανίζει τις μέγιστες ισοδύναμες τάσεις με μέτρο ίσο με 36,01 MPa, γεγονός κατανοητό αφού η φόρτιση στο οστό τέθηκε στο μεγάλο τροχαντήρα. Στον ακρυλικό συνδετικό ιστό (εικόνες 28 και 29) και στην ενδιάμεση στοιβάδα, (εικόνες 34 και 35) για την ίδια περιοχή, οι τιμές των ισοδύναμων τάσεων μειώνονται διαδοχικά σε 18,07 MPa και 12,17 MPa αντίστοιχα. Στην ίδια περιοχή ο στειλεός (εικόνες 41 και 42) δέχεται φορτία που δεν ξεπερνούν τα 22,48 MPa.

Η μελέτη των ισοδύναμων τάσεων είναι γενικά αξιόπιστη πηγή εξαγωγής συμπερασμάτων για την μηχανική συμπεριφορά ενός σώματος. Στη συγκεκριμένη περίπτωση η εμφάνιση τάσεων στο σύστημα εμφύτευμα – οστό αναμένεται περιφερειακά του διαμήκους άξονα του συστήματος [29]. Η κατανομή των τάσεων αναμένεται έτσι, διότι τα μεγέθη των φορτίσεων στον z άξονα του συστήματος εμφύτευμα – οστό είναι δυσανάλογα μεγαλύτερα των μεγεθών των φορτίσεων στους x και y (πίνακας 7). Αν παρατηρηθούν τα αποτελέσματα για τις ισοδύναμες τάσεις συμπεραίνεται ότι παρουσιάζουν ομοιότητες στην κατανομή τους με τα αποτελέσματα των μέγιστων κύριων τάσεων, μόνο στο μισό μέρος του εμφυτεύματος (κατά τον διαμήκη άξονα). Το φαινόμενο εξηγείται αν ληφθεί υπ' όψη το γεγονός, ότι

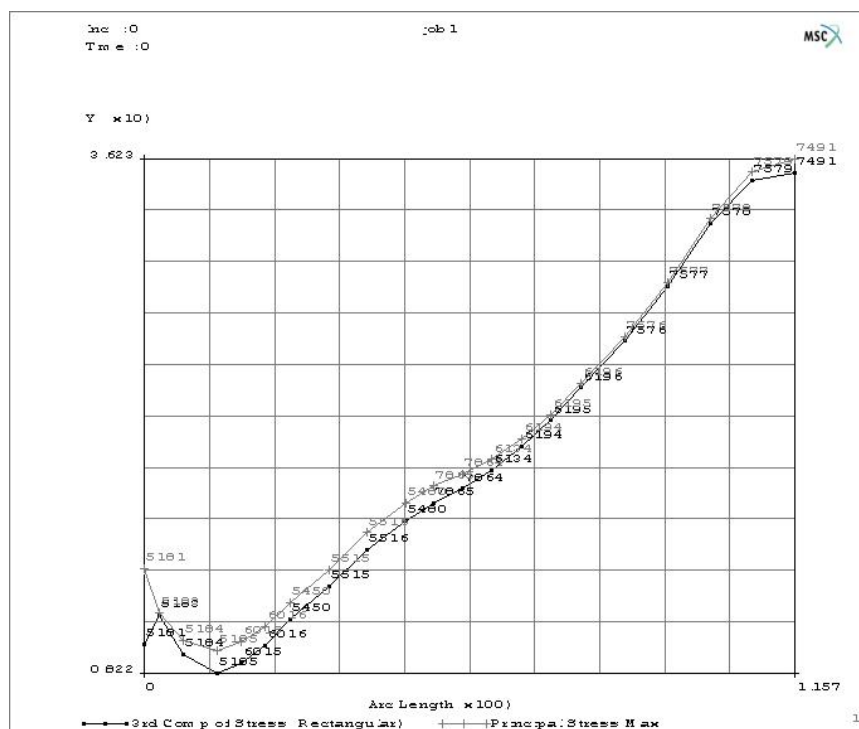
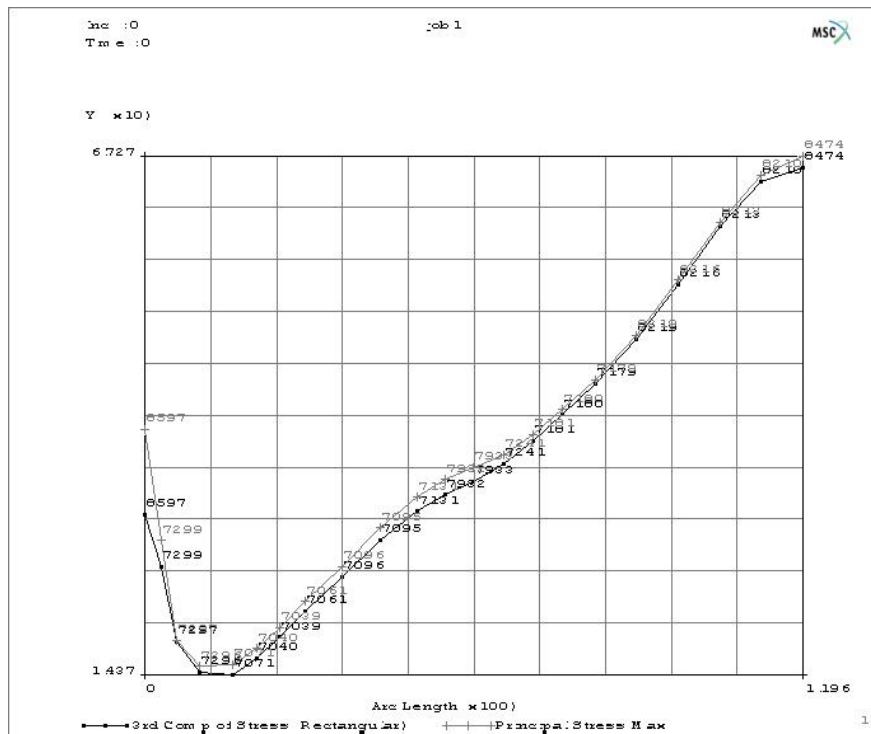
το επίπεδο συμμετρίας του στείλεου, - λόγω της καμπυλότητας του - δεν είναι εφάπτομενο του z άξονα σε όλο το μήκος του, με αποτέλεσμα οι τιμές των τάσεων στους x και y άξονες να μεταβάλλονται διαρκώς. Πιο ρεαλιστική προσέγγιση στα φαινόμενα που αναπτύσσονται στο σύστημα παρέχει η παρακολούθηση της ανάπτυξης των μέγιστων κύριων τάσεων και των τάσεων στον z άξονα..

Συγκρινόμενες οι μέγιστες κύριες τάσεις με τις τάσεις στον z άξονα παρουσιάζουν ομοιομορφία στην κατανομή τους. Και οι δυο αναλύσεις εμφανίζουν ομάδες τάσεων να αναπτύσσονται περιφερικά και κατά μήκος του συστήματος. εμφύτευμα – οστό. Στο παρακάτω διάγραμμα 1 φαίνεται η ομοιομορφία των τιμών των μέγιστων κύριων τάσεων και των τάσεων στον άξονα z κατά μήκος της έξω πλευράς του οστού. Η διαφορά που παρατηρείται μετά τον κόμβο 7095 που βρίσκεται στη μέση περίπου του στείλεου, όπου και η καμπυλότητα αυξάνεται, είναι αναμενόμενη. Το φαινόμενο εξηγείται, παρά το γεγονός ότι οι δυνάμεις στον z άξονα είναι κατά πολύ μεγαλύτερες από τις δυνάμεις στους x και y και η φορά των κύριων τάσεων θα έπρεπε να συμπίπτει με τη φορά των τάσεων στο άξονα z . Η ανομοιομορφία τιμών από το σημείο αυτό και κάτω οφείλεται στο καμπύλο σχήμα του στείλεου και στο γεγονός, ότι το επίπεδο συμμετρίας του εμφυτεύματος (που εφάπτεται του επιπέδου $x-z$), σταματά να ακολουθεί τη διεύθυνση του άξονα z που έχει οριστεί στο σύστημα συντεταγμένων, από τη μέση, περίπου του οστού και κάτω.



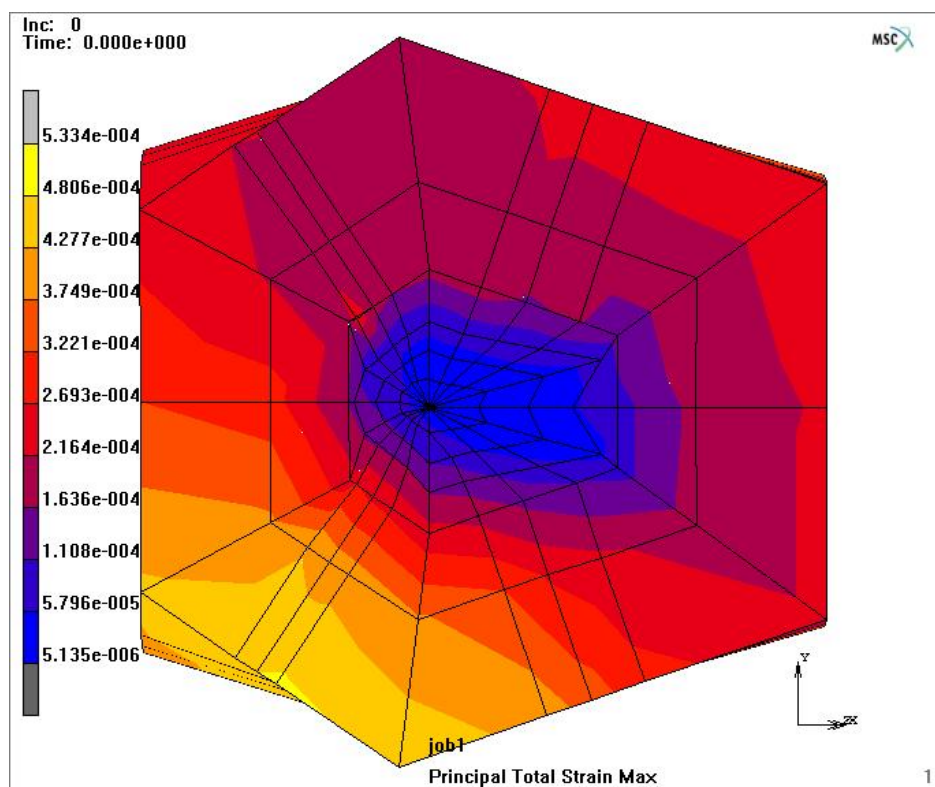
Διάγραμμα 1 : Σύγκριση των τιμών των μέγιστων κύριων τάσεων (ανοιχτόχρωμη γραμμή) με τις τιμές των τάσεων στον z άξονα (σκούρα γραμμή), στο οστό. Έξω όψη

Το συμπέρασμα αυτό ενισχύεται από τα αποτελέσματα που φαίνονται στα διαγράμματα 2 (Α) και (Β) Το διάγραμμα 5.3.2 προήλθε από μία δεύτερη επίλυση του μοντέλου, θεωρώντας ένα τοπικό σύστημα συντεταγμένων του οποίου το επίπεδο xy εφάπτεται στην κάτω επιφάνεια του μοντέλου και ο άξονας z εκτείνεται κατά μήκος του οστού. Η ομοιομορφία των τιμών των τάσεων είναι εμφανής για το συνολικό μήκος, τόσο του οστού, όσο και του ακρυλικού συνδετικού ιστού.



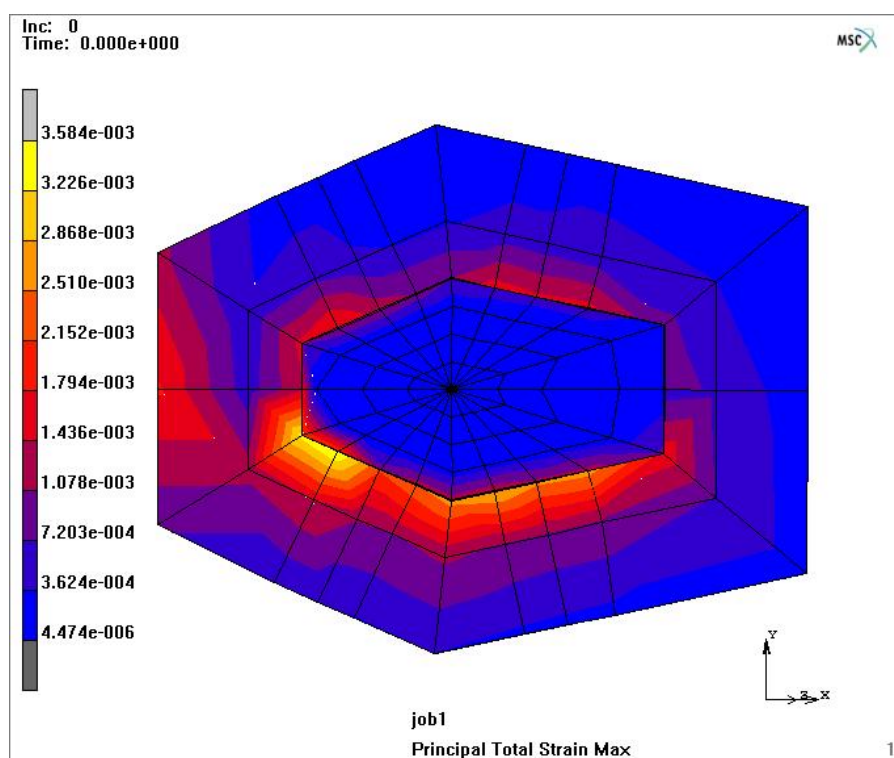
Διάγραμμα 2: σύγκριση των τιμών των τάσεων στον άξονα z με τις τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων στην έξω πλευρά (A) του οστού και (B) του ακρυλικού συνδετικού ιστού

Τα παραπάνω διαγράμματα επιβεβαιώνουν το πρόβλημα πολλών γιατρών να εντοπίσουν τις βλάβες στα εμφυτεύματα. Επειδή οι τάσεις βρίσκονται στο σύνολό τους στον διαμήκη άξονα του εμφυτεύματος (z), οι τομογραφίες, που στις περισσότερες περιπτώσεις είναι κατόψεις του οστού δεν εντοπίζουν τις ρωγμές στις δομές του συστήματος εμφύτευμα – οστό, καθώς οι τελευταίες αφ' ενός έχουν πολύ μικρή διατομή και αφ' ετέρου ακόμα κι αν διατρέχουν το σύστημα εμφύτευμα – οστό σε όλο το μήκος του, είναι κάθετες στο επίπεδο της κάτοψης και δεν διακρίνονται. Σε αρκετές μελέτες αναφέρονται περιστατικά διορθωτικών επεμβάσεων στο εμφύτευμα, κατά τη διάρκεια των οποίων οι χειρουργοί κατέστη δυνατό να ανακαλύψουν ρωγμές, που δεν είχαν εντοπιστεί στις ακτινογραφίες, μόνο δια γυμνού οφθαλμού.



Εικόνα 49: Κάτοψη του συστήματος εμφύτευμα – οστό στο μέσο του. Φαίνονται οι συνολικές κύριες παραμορφώσεις.

Τα σημεία του συστήματος εμφύτευμα – οστό τα οποία παρουσιάζουν τον μεγαλύτερο κίνδυνο αστοχίας μπορούν να προσδιοριστούν από κατόψεις (σε κομβικά σημεία του συστήματος εμφύτευμα - οστό) που απεικονίζουν την κύρια συνολική παραμόρφωση του συστήματος. Στις εικόνες 49 και 50 απεικονίζονται οι συνολικές κύριες παραμορφώσεις σε κάτοψη στο μέσο περίπου του συστήματος (εικόνα 49.) και στο ανώτερο επίπεδο (κοντά στον αυχένα) του συστήματος (εικόνα 50)



Εικόνα 50: Κάτοψη του συστήματος εμφύτευμα – οστό στο ανώτερο επίπεδό του.

Φαίνονται οι συνολικές κύριες παραμορφώσεις

Στις παραπάνω εικόνες φαίνεται ότι οι περιοχές που παρουσιάζουν τον μεγαλύτερο κίνδυνο αστοχίας στο άνω μέρος (εικόνα 50) του συστήματος εμφύτευμα – οστό βρίσκονται περιφερικά του εμφυτεύματος και εμφανίζουν τις μέγιστες παραμορφώσεις (0,003584) στην ενδιάμεση στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό και σε απόσταση από το εμφύτευμα όχι μεγαλύτερη από 1,5 mm. Στο μέσο του

συστήματος εμφύτευμα – οστό (εικόνα 49) οι περιοχές που παρουσιάζουν τον μεγαλύτερο κίνδυνο αστοχίας βρίσκονται στο οστό στην μετάβαση μεταξύ έξω και πρόσθιας πλευράς του συστήματος. Παρατηρείται στο σημείο αυτό, ότι η πλευρά του συστήματος που εμφανίζει την μεγαλύτερη παραμόρφωση και συνεπώς και τον μεγαλύτερο κίνδυνο αστοχίας παραμένει η ίδια σε όλο το μήκος του εμφυτεύματος. Η διαφοροποίηση του τμήματος του συστήματος εμφύτευμα – οστό, που παρουσιάζει τις μέγιστες παραμορφώσεις (στοιβάδα συνδετικού ακρυλικού ιστού και οστό στο μέσο του συστήματος και στο άνω μέρος του, αντίστοιχα), μπορεί να επιδράσει μόνο ευεργετικά στη μηχανική συμπεριφορά του συστήματος. Αν η μέγιστες παραμορφώσεις εμφανιζόντουσαν μόνο στην ενδιάμεση στοιβάδα, ή στο οστού, οι πιθανότητες αστοχίας στο συγκεκριμένο τμήμα του συστήματος θα ήταν σαφώς μεγαλύτερες. Επίσης από τις εικόνες 47 και 50 συμπεραίνεται ότι η εμφάνιση των μέγιστων παραμορφώσεων σε μία περιοχή, ωθεί την κατανομή των μέγιστων τάσεων σε άλλη περιοχή κοντινή της πρώτης, επιβεβαιώνοντας μελέτες που υποστηρίζουν ότι η εμφάνιση έστω και μικρών ρωγμών λειτουργεί σαν μέσο μεταφοράς φορτίων.

Γενικά για τη συγκεκριμένη περίπτωση, συμπεραίνεται από την επίλυση του προβλήματος, ότι το σύστημα εμφύτευμα – οστό συμπεριφέρεται με ικανοποιητικό τρόπο στην φόρτιση αναπτύσσοντας μεγέθη τάσεων που δεν ξεπερνούν τις αντοχές των επιμέρους υλικών. Οι φορά των τάσεων είναι περιφερική του άξονα z και κατά μήκος του, όπως και αναμενόταν.

ΓΕΝΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ο σκοπός της παρούσας μελέτης είναι να αναλύσει σε ικανοποιητικό βαθμό την μηχανική συμπεριφορά ενός εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου.

Η ολική αρθροπλαστική ισχίου είναι μία συνηθισμένη επέμβαση και οι περισσότεροι χειρουργοί ορθοπεδικοί είναι εξοικειωμένοι με το αντικείμενο. Εφαρμόζεται επιτυχώς για πάνω από τέσσερις δεκαετίες αν και οι πρώτες απόπειρες για την αποκατάσταση της λειτουργίας της ισχιακής διάρθρωσης ξεκίνησαν δύο με τρεις δεκαετίες πιο πριν. Η ανάγκη της επέμβασης υπαγορεύεται από τη σοβαρότητα των συνεπειών ενός αριθμού παθήσεων. Οι πιο συχνοί λόγοι που οδηγούν στην επέμβαση είναι η οστεοαρθρίτιδα, οι χρόνιες ρευματοειδείς αρθρίτιδες και σοβαρά κατάγματα στην περιοχή του ισχίου. Οι αρθρίτιδες στο σύνολό τους έχουν σαν αποτέλεσμα τον εκφυλισμό του χόνδρου που καλύπτει τις επιφάνειες της διάρθρωσης με άμεσα αποτελέσματα τον οξύ πόνο στα κάτω άκρα και την συνεπαγόμενη δυσκαμψία τους. Μη επίλυση τέτοιων προβλημάτων χειρουργικά, τελικώς οδηγεί στην παράλυση των κάτω άκρων. Οι περιπτώσεις ατυχημάτων που οδηγούν σε τέτοιου είδους επεμβάσεις συνήθως περιλαμβάνουν σοβαρά κατάγματα, ή τραυματισμούς στο άνω μέρος του μηριαίου οστού, ή στην περιοχή της διάρθρωσης. Η επιτυχία, ή η αποτυχία της επέμβασης είναι αμφιλεγόμενο θέμα και καθορίζεται από τις ανάγκες του κάθε ασθενούς. Το σίγουρο είναι ότι ο μεγαλύτερος αριθμός επεμβάσεων επαναλαμβάνεται με την πάροδο του χρόνου για διορθωτικούς σκοπούς. Η επιστήμη, για να καλύψει τις ανάγκες του κάθε ασθενούς έχει δημιουργήσει πολλούς τύπους εμφυτευμάτων, που διαφέρουν μεταξύ τους στο σχήμα, στα υλικά

από τα οποία κατασκευάζονται και σε ιδιαιτερότητες που αφορούν θέματα όπως η ευκολία αντικατάστασης τους.

Το εμφύτευμα της παρούσας μελέτης, για παράδειγμα ήταν τοποθετημένο στο δεξιό ισχίο μίας ηλικιωμένης κυρίας και η κύρια απαίτηση ήταν η μακροβιότητά του. Ήταν δεδομένο ότι η κάτοχος δεν θα υπέβαλε το εμφύτευμα σε έντονες μηχανικές καταπονήσεις, όπως επίσης ότι η ηλικία της ίσως να μην επέτρεπε διορθωτική επέμβαση. Το ίδιο εμφύτευμα δεν θα ήταν κατάλληλο για ένα αθλητή που μετά το τέλος της επέμβασης θα ήθελε να διατηρήσει τον τρόπο ζωής του. Επίσης δεν θα ήταν κατάλληλο για έναν υπέρβαρο εργαζόμενο μέσης ηλικίας. Οι δύο τελευταίες περιπτώσεις ασθενών θα είχαν ως γνώμονα στην επιλογή του εμφυτεύματος, αφ' ενός την μεγαλύτερη δυνατή αντοχή σε έντονες μηχανικές καταπονήσεις και αφ' ετέρου την ευκολία αντικατάστασης του εμφυτεύματος αφού είναι πολύ πιθανή η ύπαρξη μιας τέτοιας πιθανότητας.

Οι λόγοι που οδηγούν σε διορθωτικές επεμβάσεις, ή επεμβάσεις αντικατάστασης του εμφυτεύματος είναι αρκετοί, αλλά οι πιο συχνοί αφορούν την απόρριψη του εμφυτεύματος από τον οργανισμό του ασθενούς, ή την αποκόλληση του εμφυτεύματος από το οστό, που συνήθως οφείλεται σε αστοχία του ακρυλικού συνδετικού ιστού, που ενσωματώνει το εμφύτευμα στο οστό.

Αν και η βιοσυμβατότητα των υλικών που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή του εμφυτεύματος κυμαίνεται σε ικανοποιητικά επίπεδα, τα προβλήματα τριβής και κατά συνέπεια φθοράς των επιμέρους υλικών του, πολλές φορές οδηγεί στην ανάγκη αντικατάστασης του. Το μεγαλύτερο ποσοστό φθοράς παρατηρείται στην κεφαλή του

εμφυτεύματος, εξαιτίας της συνεχούς περιστροφής της μέσα στην τεχνητή κοτύλη. Το αποτέλεσμα αυτής της φθοράς είναι μετά από πάροδο χρόνου ικανή ποσότητα πολυαιθυλενίου να έχει επικαθίσει στις δομές (μύες νεύρα, αιμοφόρα αγγεία) πέριξ της διάρθρωσης. Ο οργανισμός αναγνωρίζει το πολυαιθυλένιο ως ξένο σώμα και εκκινεί τη διαδικασία απομάκρυνσής του, αναπτύσσοντας φλεγμονές στα σημεία συγκέντρωσης του. Το μέγεθος και η επιμονή της φλεγμονής καθορίζει την ανάγκη διορθωτικής επέμβασης.

Μία διορθωτική επέμβαση δεν συνεπάγεται την αντικατάσταση όλου του εμφυτεύματος. Η επιστήμη, σήμερα, έχει κατασκευάσει εμφυτεύματα με αποσπώμενη κεφαλή, με αποτέλεσμα σε μία επέμβαση εξαιτίας αποκολλήσεως του στειλεού από το οστό, να αντικαθίσταται μόνο ο στειλεός. Επίσης σε αρκετούς τύπους εμφυτευμάτων οι κεφαλές επικαλύπτονται με ειδικές μεμβράνες που μειώνουν το συντελεστή τριβής τους. Έχουν αναπτυχθεί χειρουργικές μέθοδοι που εμποτίζουν τα επιμέρους υλικά του εμφυτεύματος σε αντισηπτικό ορό, μειώνοντας έτσι τις πιθανότητες δημιουργίας φλεγμονών.

Η μελέτη κατασκευής ενός εμφυτεύματος ολικής αρthroπλαστικής ισχίου προϋποθέτει γνώση των δυνάμεων που αναπτύσσονται στη διάρθρωση του ισχίου και τις γειτονικές δομές. Οι διευθύνσεις αυτών των δυνάμεων, τα μέτρα τους και η φορά τους αναλύονται από την επιστήμη της εμβιομηχανικής. Μελέτες στο εμφύτευμα μπορούν να γίνουν ακολουθώντας συμβατικές μεθόδους (μηχανήματα μηχανικού ελέγχου), ή με τη βοήθεια υπολογιστικών προγραμμάτων.

Στη συγκεκριμένη μελέτη για την αξιολόγηση της συμπεριφοράς ενός εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου χρησιμοποιήθηκε το υπολογιστικό πρόγραμμα MARC MENTAT 2000. Το προς μελέτη εμφύτευμα υποβλήθηκε σε στατική φόρτιση. Οι συνοριακές συνθήκες της μελέτης τέθηκαν με γνώμονα τις δυνάμεις που αναπτύσσονται στο εμφύτευμα κατά τη φάση της μέσης στάσης (σε πλήρη κύκλο βήματος), όταν δηλαδή στη διάρθρωση του ισχίου αναπτύσσονται οι μέγιστες δυνατές φορτίσεις. Το ενδιαφέρον επικεντρώθηκε στη συμπεριφορά του στείλεού, της ενδιάμεσης στοιβάδας από ακρυλικό συνδετικό ιστό που ενώνει τον στείλεό με το οστό και στο οστό. Για την ρεαλιστικότερη προσομοίωση της συμπεριφοράς των προς μελέτη δομών δημιουργήθηκε μία παραπάνω στοιβάδα από ακρυλικό συνδετικό ιστό ανάμεσα στον κύριο συνδετικό ιστό και στο οστό. Η συγκεκριμένη στοιβάδα αποτελείται από υλικό διαφορετικών μηχανικών ιδιοτήτων και το μέγεθος τη είναι το μικρότερο δυνατό. Η ύπαρξή της στοχεύει στην καλύτερη κατανόηση των φαινομένων που αναπτύσσονται γύρω από το στείλεό, αφού στις περισσότερες περιπτώσεις αποκολλήσεων του στείλεού από το οστό η γένεση των αρχικών ρωγμών εμφανίζεται σε αυτή την περιοχή. Τα αποτελέσματα της μελέτης κρίνονται ικανοποιητικά, καθώς συμβαδίζουν με τα αποτελέσματα παρόμοιων μελετών.

Ενδιαφέρον θα παρουσίαζε περαιτέρω έρευνα στα φαινόμενα που αναπτύσσονται στον ακρυλικό συνδετικό ιστό. Αν στην ένωση της ενδιάμεσης στοιβάδας με το οστό, για παράδειγμα, υπήρχαν και δυνάμεις τριβής, με την εισαγωγή των φαινομένων επαφής (contact), θα μπορούσαν τα αποτελέσματα να συγκριθούν με της παρούσας μελέτης, που θεωρεί τα δύο σώματα ενωμένα. Επίσης ενδιαφέρον θα είχε η εισαγωγή διαφορετικών υλικών για τον στείλεό, ή για την

κεφαλή, αφού στην αγορά υπάρχουν εμφυτεύματα που κατασκευάζονται με συνδυασμό διαφορετικών μετάλλων, ή κεραμικών. Τα παραπάνω θα μπορούσαν να μελετηθούν σε διαφορετικές συνοριακές συνθήκες. Για παράδειγμα με μέτρα και διευθύνσεις δυνάμεων που ισχύουν για διαφορετικές φάσεις του κύκλου βήματος, όταν το εμφύτευμα βρίσκεται σε γωνία όχι μόνο με το zy επίπεδο του σώματος, αλλά και με το zx (κατά την έκταση, ή την απαγωγή). Επίσης θα ήταν ενδιαφέρουσα μία υποβολή του εμφυτεύματος σε δοκιμασία κοπώσεως. Θα μπορούσε να γίνει σύγκριση της διασποράς και των μέτρων των τάσεων σε ένα εμφύτευμα με τις ίδιες συνθήκες φόρτισης, τα ίδια υλικά κατασκευής, αλλά διαφορετική γεωμετρία (π.χ. ευθύγραμμος σπειρώδης, με μεγαλύτερη γωνία κλίσης του αυχένα). Ακόμα θα ήταν ενδιαφέρον να αλλάξουν οι συνθήκες φόρτισης για το εμφύτευμα της παρούσης, προσομοιάζοντας δυνάμεις που αναπτύσσονται σε αθλητικές δραστηριότητες. Αν θα μπορούσε το συγκεκριμένο εμφύτευμα να λειτουργήσει ικανοποιητικά σε έναν αθλητή, κ.α

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] <http://orthoinfo.aaos.org>
- [2] Rajiv K. Sethi, Mark J. Neavyn, Harry E. Rubash and Arun S. Shanbhag
«Macrophage response to cross-linked and conventional UHMWPE», Biomaterials
Vol.24 pp.2561–2573 (2003)
- [3] M. I. Gusso, L. Piso, A. Capone, F. Ennas and C. Pintus, *“The rationale of total hip arthroplasty in over 60 year old patients”*, Arch. Gerontol. Geriatr. Suppl.5 pp 485 – 492 (1996),
- [4] Richard S. Snell, *«Κλινική Ανατομία»*, Lippincott Williams & Wilkins Publishers
- [5] Perry, Jacquelin MD, *“GAIT ANALYSIS Normal and pathological function”*, Slack 1992
- [6]. S.Giannini, F Catani, M. G. Benedetti, and A. Leardini, *“Gait Analysis Methodologies and clinical applications”*, IOS Press for BTS BIOENGINEERING Technology & Systems, 1994
- [7] Craik L Rebecca. and Oatis A. Carol *“Gait Analysis, Theory and Applications”*, Mosby, 1995.
- [8] Ε.Δ. Κατρίτση και Δ.Κελέκη, *«Ανατομία, Φυσιολογία»*, Ίδρυμα Ευγενίδου, Αθήνα, 2000.
- [9] J. M. Wilkinson, R. Eveleigh, A. J. Hamer, A. Milne, A. W. Miles, and I. Stockley, *“Effect of Mixing Technique on the Properties of Acrylic Bone–Cement A CoMParison of Syringe and Bowl Mixing Systems”* The Journal of Arthroplasty, **Vol. 15**, Issue 5, 2000

- [10]. Burke DW, Gates EI, and Harris DW. “*Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement*” by Journal of Bone and Joint Surgery, **Vol 66**, Issue 8: 1265-1273, 1984
- [11] Jove Graham, MS, Lisa Pruitt, PhD, Michael Ries, MD, and Namrata Gundiah, MS “*Fracture and Fatigue Properties of Acrylic Bone Cement. The Effects of Mixing Method, Sterilization Treatment and Molecular Weight*”, The Journal of Arthroplasty **Vol. 15** No. 8 2000
- [12] Richard Iorio,MD, and Seneki Kobayashi,MD,PhD «*Cemented Total Hip Arthroplasty: Still Relevant in the New Millennium?*» Journal of the Southern Orthopaedic Association **Vol12** Issue 2 pp:79 –82, 2003
- [13] S. Affatato, B. Fernandes, A. Tucci, L. Esposito and A. Toni “*Isolation and morphological characterisation of UHMWPE wear debris generated in vitro*”, Biomaterials, **Vol.22**, Issue 17, September 2001, Pages 2325-2331
- [14] R. Buchalla, C. Schuttler, and K. W. Bogl, “*Radiation sterilization of medical devises, effects of ionizing radiation on ultra high molecular weight polyethylene*”. Radiation Physics Chemistry, **Vol. 46**, No 4-6, pp 579 – 585, 1995
- [15]. Kan Hing Mak, Tsz Kau Wong, and Nises Chandra Poddar “*Wear Debris From Total Hip Arthroplasty Presenting as an Intrapelvic Mass Case Report*”, The Journal of Arthroplasty **Vol.16**, No.5 2001
- [16] Mathys Robert “*Cobalt-base alloys used in bone surgery*”, Injury, International Journal Care Injured, **Vol 31** (2000)
- [17] D.Sheeja, B.K. Tay, S.P. Lau and L.N. Nung, “*Tribological characterisation of diamond-like carbon coatings on Co –Cr –Mo alloy for orthopaedic applications*”, Surface and Coatings Technology 146 –147 (2001)
- [18] www.matweb.com, “*Report on BioDurTM CCM PlusTM Medical Implant Alloy*”

- [19] Courant R., “*Variational methods for the solution of problem equilibrium and vibrations*”. Bull. Amer. Math. Soc, **Vol 40**, pp. 1-23, 1943.
- [20] Argyris J.H., “*Energy theorems and structural analysis*”. Butterworths, London, 1960.
- [21] Argyris J.H., “*Continua and discontinua*”, Proc. 1st Conf. Matrix Methods Struct. Mech., Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1965.
- [22] Argyris J.H., “*The impact of the digital computer on engineering sciences, Twelfth Lanchester Memorial Lecture*”, The Aeron. J. of the Royal Aeron. Soc., **Vol. 74**, 111, 1970.
- [23] Argyris J. H., “*Triangular element with linearly varying strain for the matrix displacement method*”, The Aeron. J. of the Royal Aeron. Soc., **Vol. 69**, 711, 1965.
- [24] Βαρδουλάκης Ιωάννης, «*Τεχνική Μηχανική II*», Εκδόσεις Συμμετρία Αθήνα 1999.
- [25] MARC, “*Theory and user Information*”, **Volume A**, 1997
- [26] MARC, “*Element Library*”, **Volume B**, 1997
- [27] R. Cook, D. Malkus, M. Plesha, “*Concepts and Application of Finite Element Analysis*”, J. Wiley, 1989.
- [28] Von Misses R., “*Gottinger Nachrichten*“, math.- phys. Klasse, pp. 582, 1913.
- [29] K. A. Mann, D. L. Bartel, T. M. Wright, A. H. Burstein «*Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: a more realistic model*», Journal of Biomechanics, **Vol 28**, No 9, 1995
- [30] W.R.Taylor, E.Roland, H.Ploeg, D.Hertig, R.Klabunde, M.D.Warner, M.C.Hobatho, L.Rakotomanana, S.E.Clift «*Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis*» Journal of Biomechanics **Vol. 35** (2002), pp. 767 .773

- [31] Jepsen, J. Karl and Davy T. Dwight “*Comparison of damage of accumulation measures in human cortical bone*” Journal of Biomechanics, **Vol. 30** No 9, pp.891 – 894, 1997
- [32] DT Davy, GM Kotzar, RH Brown, KG Heiple, VM Goldberg, KG Heiple, J Berilla, AH Burstein ,”*Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty*”, The Journal of Bone and Joint Surgery, **Vol 70**, Issue 1 45-50, 1988
- [33] Gregory A. Schmale, MD, Paul F. Lachiewicz, MD, and Scott S. Kelley, MD “*Early Failure of Revision Total Hip Arthroplasty With Cemented Precoated Femoral Components Comparison With Uncemented Components at 2 to 8 Years*” The Journal of Arthroplasty **Vol. 15** No. 6 (2000)
- [34] S.C. Scholes , A. Unsworth , R.M. Hall, and R. Scott “*The effects of material combination and lubricant on the friction of total hip prostheses*” Wear Issue 241, pp 209–213 (2000)