



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΥΤΟΜΑΤΙΣΜΟΥ»

Μεταπτυχιακή Εργασία

**ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΤΕΛΕΧΩΝ ΙΣΧΙΑΚΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΜΕ ΤΗ
ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ**

Σουζάνα Χ. Τουλουμτζή

Επιβλέπων: Δημήτριος Ε. Μανωλάκος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2016



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΥΤΟΜΑΤΙΣΜΟΥ»

Μεταπτυχιακή Εργασία

**ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΤΕΛΕΧΩΝ ΙΣΧΙΑΚΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΜΕ ΤΗ
ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ**

Σουζάνα Χ. Τουλουμτζή

Επιβλέπων: Δημήτριος Ε. Μανωλάκος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την2016.

.....
Δ. Μανωλάκος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Ι. Αντωνιάδης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γ.Χ. Βοσνιάκος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2016

.....
Σουζάνα Χ. Τουλουμτζή

Διπλωματούχος Φυσικός Εφαρμογών Ε.Μ.Π.

© 2016, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τη συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τη συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Ευχαριστίες

Ολοκληρώνοντας τη μεταπτυχιακή μου εργασία θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον επιβλέποντά μου, Καθηγητή Δημήτριο Μανωλάκο για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε με την ανάθεση του θέματος.

Ευχαριστώ θερμά τον Λέκτορα Άγγελο Μαρκόπουλο για την πολύτιμη καθοδήγησή του και τον Δρ. Πρωτεσίλαο Κωστάζο για τη βοήθειά του κατά την εκπόνηση της εργασίας.

Τέλος, σε προσωπικό επίπεδο θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για την υπομονή και τη στήριξή της καθ'όλη τη διάρκεια των σπουδών μου.

Πίνακας Περιεχομένων

Περίληψη	7
Abstract.....	8
Ευρετήριο Σχημάτων.....	9
Ευρετήριο Πινάκων.....	11
Κεφάλαιο 1. Ιδιότητες των Οστών και της Ισχιακής Άρθρωσης	13
1.1 Φυσιολογία των οστών	13
1.2 Παθήσεις των οστών.....	15
1.3 Μηχανικές ιδιότητες οστών	16
1.4 Ανατομία της ισχιακής άρθρωσης	19
1.5 Κινηματική της ισχιακής άρθρωσης	20
1.6 Μηχανική καταπόνηση του ισχίου	21
1.7 Δυσλειτουργία της ισχιακής άρθρωσης και αντιμετώπιση	22
Κεφάλαιο 2. Η Ολική Αρθροπλαστική Ισχίου	25
2.1 Περιγραφή της επέμβασης	25
2.2 Ενδείξεις για την πραγματοποίηση ΟΑΙ.....	26
2.3 Επέμβαση αναθεώρησης αρθροπλαστικής ισχίου.....	26
2.4 Προδιαγραφές υλικών κατασκευής προθεμάτων	27
2.5 Υλικά κατασκευής εξαρτημάτων τεχνητής ισχιακής άρθρωσης	29
2.5.1 Κατασκευή σφαιρικής κεφαλής και μηριαίου στελέχους.....	30
2.5.2 Κατασκευή κυπελλίου κοτύλης.....	33
2.5.3 Επιλογή σταθεροποιητικού παράγοντα.....	33
2.6 Μέθοδοι στήριξης μηριαίων προθεμάτων	34
2.7 Αξιολόγηση των μεθόδων στήριξης	37
2.8 Πιθανά αίτια αποτυχίας ΟΑΙ	38
Κεφάλαιο 3. Έλεγχος Μηχανικής Αντοχής Μηριαίων Στελεχών.....	43
3.1 Σχεδιαστικές απαιτήσεις για βελτίωση των ισχιακών εμφυτευμάτων.....	43
3.2 Διεθνή πρότυπα πιστοποίησης ISO για την αντοχή ισχιακών εμφυτευμάτων	44
3.3 Μηχανική αντοχή εμφυτευμάτων	45
3.4 Γεωμετρία των υπό μελέτη στελεχών	48
3.5 Μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων (FEM).....	50
3.6 Μοντελοποίηση με τη Μέθοδο Πεπερασμένων Στοιχείων στο LS-DYNA	53
3.7 Φόρτιση μοντέλων.....	57
3.8 Αποτελέσματα προσομοιώσεων	58
3.9 Αξιολόγηση των αποτελεσμάτων.....	75
3.10 Συμπεράσματα και μελλοντική εργασία	77
Βιβλιογραφία.....	78

Περίληψη

Το αντικείμενο της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας είναι ο έλεγχος μηχανικής αντοχής μηριαίων στελεχών εμφυτευμάτων τεχνητού ισχίου. Συγκεκριμένα εξετάζονται με τη Μέθοδο Πεπερασμένων Στοιχείων τρία διαφορετικά μηριαία στελέχη, τα οποία έχουν σχεδιαστεί σε προηγούμενη μεταπτυχιακή εργασία, ως προς την αντοχή τους σε φορτία που αντιστοιχούν σε καθημερινές κινήσεις, κατά τις οποίες καταπονείται η ισχιακή άρθρωση. Σκοπός της μελέτης είναι να συλλεγούν δεδομένα, τα οποία θα μπορούσαν μελλοντικά να βοηθήσουν στη σχεδίαση των μηριαίων προθεμάτων, με στόχο την αύξηση της διάρκειας ζωής τους και τη δυνατότητα οστεοενσωμάτωσης μετά την επέμβαση αρθροπλαστικής.

Η εργασία αναπτύσσεται σε 3 κεφάλαια. Στο πρώτο γίνεται περιγραφή της φυσιολογίας και των ιδιοτήτων των οστών, καθώς και της ανατομίας, της κινηματικής και των παθήσεων της ισχιακής άρθρωσης. Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται μια σύντομη περιγραφή της Ολικής Αρθροπλαστικής Ισχίου (ΟΑΙ) και δίνονται πληροφορίες για τα υλικά που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή των εμφυτευμάτων, τους τρόπους στήριξης των μηριαίων στελεχών, αλλά και τα πιθανά προβλήματα που μπορούν να προκύψουν και να οδηγήσουν σε επέμβαση αναθεώρησης ΟΑΙ. Στο τρίτο κεφάλαιο αναφέρονται οι σχεδιαστικές προδιαγραφές, παρουσιάζονται τα προτεινόμενα σχέδια και περιγράφεται η διαδικασία που ακολουθείται για τη μοντελοποίηση με το λογισμικό πεπερασμένων στοιχείων LS-DYNA. Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων.

Abstract

The research topic of this master thesis is the testing of the mechanical behavior of femoral stems of artificial hip implants. Specifically, a Finite Element Analysis is conducted on three different femoral stems, which have formerly been designed during a master thesis, in order to test their strength when exposed to various loads related to common daily activities that stress the hip joint. The aim of this study is to collect data, which could be used in the future design of hip implants in order to increase their longevity and osteointegration potential, after a total hip replacement operation.

The thesis is separated in three chapters. The first chapter includes a description of the physiology and properties of the bones, as well as a description of the anatomy, kinematic and possible disorders of the hip joint. The second chapter includes a brief description of the Total Hip Replacement operation and gives information on the materials used for the construction of hip implants, the fixation techniques and the complications that may occur and lead to a revision surgery. The third chapter includes the design requirements for the new stems, images of the proposed new models and a description of their modeling using the LS-DYNA finite element software, followed by the results of the simulations.

Ευρετήριο Σχημάτων

Σχήμα 1.1: Μορφολογία και δομή μακρών οστών.....	15
Σχήμα 1.2: Τύποι καταγμάτων των μακρών οστών.....	16
Σχήμα 1.3: Ανατομία της λεκάνης και της ισχιακής άρθρωσης.....	19
Σχήμα 1.4: Χαρακτηριστικές γωνίες της ισχιακής άρθρωσης.....	20
Σχήμα 1.5: Κινήσεις της ισχιακής άρθρωσης.....	21
Σχήμα 1.6: Συστήματα οστικών δοκίδων – τρίγωνο του Ward.....	22
Σχήμα 2.1: Αντικατάσταση της ισχιακής άρθρωσης με τεχνητή.....	25
Σχήμα 2.2: Συνδυασμοί υλικών για την κεφαλή και το κυπέλλιο κοτύλης.....	30
Σχήμα 2.3: Επιλογές για το μηριαίο στέλεχος.....	30
Σχήμα 2.4: Σταθεροποίηση με τσιμέντο και με επίστρωση μεταλλικών σφαιρών.....	37
Σχήμα 2.5: Στήριξη χωρίς τσιμέντο (Α) και στήριξη με τσιμέντο (Β).....	38
Σχήμα 3.1: Πειραματική διάταξη για τον έλεγχο αντοχής ισχιακών εμφυτευμάτων.....	45
Σχήμα 3.2: Διάγραμμα μέσων ασκούμενων φορτίων από κοινές δραστηριότητες.....	46
Σχήμα 3.3: Διάγραμμα υψηλών ασκούμενων φορτίων από κοινές δραστηριότητες.....	47
Σχήμα 3.4: Γεωμετρία των υπό μελέτη δοκιμίων και διαστάσεις των οπών.....	49
Σχήμα 3.5: Τρισδιάστατη απεικόνιση των τριών προτεινόμενων στελεχών.....	50
Σχήμα 3.6: Τμήματα του μοντέλου στο περιβάλλον του LS-DYNA.....	54
Σχήμα 3.7: Διακριτοποίηση των τριών στελεχών στο LS-DYNA.....	55
Σχήμα 3.8: Διακριτοποίηση του περιβάλλοντος οστού στο LS-DYNA.....	55
Σχήμα 3.9: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1500N (standing up).....	59
Σχήμα 3.10: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1500N.....	59
Σχήμα 3.11: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 1500N.....	60
Σχήμα 3.12: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1800N (standing on 1 leg).....	60
Σχήμα 3.13: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1800N.....	61
Σχήμα 3.14: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 1800N.....	61
Σχήμα 3.15: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1900N (going up stairs).....	62
Σχήμα 3.16: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1900N.....	62
Σχήμα 3.17: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 1900N.....	63
Σχήμα 3.18: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2000N (going down stairs).....	63

Σχήμα 3.19: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2000N.....	64
Σχήμα 3.20: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 2000N.....	64
Σχήμα 3.21: Σύγκριση των 3 στελεχών ως προς τις μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises.....	65
Σχήμα 3.22: Σύγκριση των 3 στελεχών ως προς τις μέγιστες τιμές μετατόπισης.....	65
Σχήμα 3.23: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2600N (kneebend).....	66
Σχήμα 3.24: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2600N.....	67
Σχήμα 3.25: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 2600N.....	67
Σχήμα 3.26: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2900N (standing up).....	68
Σχήμα 3.27: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2900N.....	68
Σχήμα 3.28: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 2900N.....	69
Σχήμα 3.29: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 3600N (standing on 1 leg).....	69
Σχήμα 3.30: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 3600N.....	70
Σχήμα 3.31: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 3600N.....	70
Σχήμα 3.32: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 3900N (walking).....	71
Σχήμα 3.33: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 3900N.....	71
Σχήμα 3.34: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 3900N.....	72
Σχήμα 3.35: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 4200N (going up stairs).....	72
Σχήμα 3.36: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 4200N.....	73
Σχήμα 3.37: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 4200N.....	73
Σχήμα 3.38: Σύγκριση των 3 στελεχών ως προς τις μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises.....	74
Σχήμα 3.39: Σύγκριση των 3 στελεχών ως προς τις μέγιστες τιμές μετατόπισης.....	74

Ευρετήριο Πινάκων

Πίνακας 1: Σύγκριση τιμών για το μέτρο ελαστικότητας.....	17
Πίνακας 2: Αντοχή οστών σε εφελκυσμό και θλίψη.....	17
Πίνακας 3: Μηχανικές ιδιότητες μεταλλικών κραμάτων.....	32
Πίνακας 4: Μέσα ασκούμενα φορτία για σωματικό βάρος 750 N.....	47
Πίνακας 5: Υψηλά ασκούμενα φορτία για σωματικό βάρος 1000 N.....	48
Πίνακας 6: Τύποι υλικών που έχουν επιλεγεί στο Keyword Manager.....	56
Πίνακας 7: Ορισμός επαφών των τμημάτων του μοντέλου.....	57
Πίνακας 8: Δυνάμεις που εφαρμόζονται στην άνω πλάκα.....	58
Πίνακας 9: Χαρακτηριστικά κράματος Ti6Al4V.....	75
Πίνακας 10: Αποτελέσματα της έρευνας των O. Kayabasi, F. Erzincanli 2006.....	76

Κεφάλαιο 1. Ιδιότητες των Οστών και της Ισχιακής Άρθρωσης

1.1 Φυσιολογία των οστών

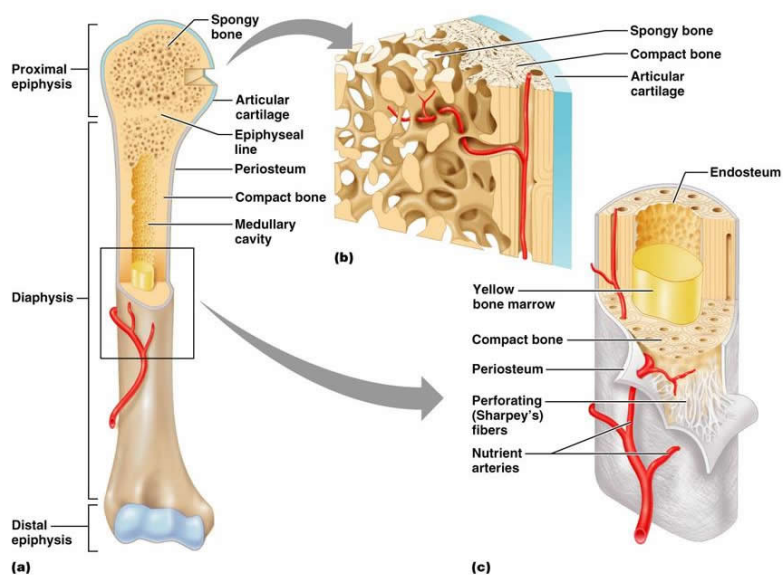
Τα οστά είναι σκληροί συνδετικοί ιστοί που αποτελούν το μεγαλύτερο μέρος του σκελετού. Αποτελούνται τόσο από οργανικά μέρη (κύτταρα), όσο και από ανόργανα ή μεταλλικά μέρη. Είναι υπεύθυνα για διάφορες μηχανικές λειτουργίες του οργανισμού, προσφέρουν την απαιτούμενη συνοχή για τη στατική υποστήριξη και κίνησή του και προστατεύουν τα ζωτικά όργανα. Επίσης συμμετέχουν σε λειτουργίες του οργανισμού όπως η παραγωγή ερυθρών αιμοσφαιρίων από το μυελό των οστών και η αποθήκευση απαραίτητων ανόργανων ιχνοστοιχείων. Στο σκελετό αποθηκεύεται το 99% του ασβεστίου του οργανισμού, το οποίο εκτός από σημαντικό δομικό συστατικό, είναι και απαραίτητο για μια σειρά από μεταβολικές δραστηριότητες. Τα οστά αποτελούν δυναμικές δομές που υφίστανται συνεχείς αλλαγές και αναδιαμορφώσεις αποκρινόμενα στις αλλαγές του περιβάλλοντός τους [30]. Μπορούν να αντιδρούν και να αποκρίνονται σε περιβαλλοντικά ερεθίσματα, να αυξομειώνουν το μέγεθός τους και να δυναμώνουν όταν χρειαστεί. Σε περίπτωση θραύσης είναι από τα λίγα όργανα του σώματος που μπορούν να αναγεννηθούν χωρίς ουλές [31]. Υπάρχουν 206 οστά στο ανθρώπινο σώμα με μεγάλο εύρος μεγεθών, που ποικίλλει από τα μικροσκοπικά οστά στο εσωτερικό του αυτιού που μεταδίδουν μηχανικά ακουστικά κύματα στα αισθητήρια όργανα, μέχρι το μεγαλύτερο σε μέγεθος οστό στο ανθρώπινο σώμα, το μηριαίο οστό που αντέχει βάρος έως 30 φορές αυτό του σώματος.

Το οστό δεν αποτελείται από ομοιογενές συμπαγές υλικό, αλλά έχει μορφή πλέγματος με περιοχές διαφορετικής πυκνότητας και σύστασης. Ο θεμελιώδης ιστός του οστού, ο οστίτης ιστός, αποτελείται από ένα σύνθετο υλικό, η σύσταση του οποίου είναι: περίπου 60% ανόργανος ανθρακικός υδροξυαπατίτης $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ μαζί με ιχνοστοιχεία όπως Μαγνήσιο, Νάτριο και Κάλιο, 15% νερό και 25% οργανική ύλη με κυριότερο συστατικό της το κολλαγόνο, μια ελαστική πρωτεΐνη που κάνει τα οστά ανθεκτικά στη θραύση και προσφέρει μια περιορισμένη ευλυγισία. Στην οργανική ύλη ανήκουν και κάποιες μη κολλαγονικές πρωτεΐνες όπως είναι οι πρωτεογλυκάνες, η οστεοποντίνη, η οστεοκαλσίνη και η οστεονεκτίνη.

Τα βασικά δομικά στοιχεία του οστού είναι το συμπαγές ή φλοιώδες οστό (cortical or compact bone) που αποτελεί περίπου το 80% της συνολικής οστικής μάζας του ανθρώπινου σκελετού, το σπογγώδες οστό (cancellous or spongy bone), το περίοστεο, το ενδόστεο και ο μυελός. Το συμπαγές οστό αποτελείται από ισχυρό και πυκνό ιστό και βρίσκεται κυρίως στις λείες εξωτερικές επιφάνειες όλων των οστών. Το πάχος του συμπαγούς οστού κυμαίνεται από οστό σε οστό, αλλά και μέσα στο ίδιο οστό ανάλογα με τις απαιτήσεις αντοχής που υπάρχουν. Αυτό το είδος οστού είναι σκληρό και ανθίσταται σε κάμψη και λυγισμό. Το σπογγώδες οστό είναι πορώδες και αποτελείται από μικρές οστέινες βελόνες που προεξέχουν προς το κέντρο του οστού. Οι βελόνες αυτές έχει παρατηρηθεί ότι προσανατολίζονται στη διεύθυνση των εξωτερικών φορτίων, έτσι ώστε να εξασφαλίζουν τη μεγαλύτερη δυνατή αντοχή με το μικρότερο βάρος για κάθε οστό. Τα σπογγώδη οστά είναι ιδιαίτερα ανθεκτικά σε θλίψη.

Τα μακρά οστά έχουν 3 διακριτές ζώνες: την επίφυση, τη μετάφυση και τη διάφυση. Κατά την ανάπτυξη, η επίφυση και η μετάφυση χωρίζονται από μια τέταρτη ζώνη, τον επιφυσιικό δίσκο που είναι ένα κομμάτι χόνδρου και αποτελεί την περιοχή από την οποία το οστό αναπτύσσεται σε μήκος. Οι παθήσεις του επιφυσιικού δίσκου, όπως για παράδειγμα η αχονδροπλασία, επηρεάζουν την ανάπτυξη και οδηγούν σε σκελετικές δυσπλασίες. Κατά την ενηλικίωση ο δίσκος σταματά να λειτουργεί και οστεοποιείται [31]. Η επίφυση είναι η περιοχή στα άκρα των μακρών οστών και περιλαμβάνει ένα λεπτό συμπαγές οστικό κέλυφος που περικλείει σπογγώδες οστό για την απορρόφηση των κραδασμών και την απόσβεση των φορτίων. Η μετάφυση είναι η μεταβατική ζώνη μεταξύ επίφυσης και διάφυσης και περιλαμβάνει λεπτά τοιχώματα φλοιώδους οστού και υψηλής πυκνότητας σπογγώδες οστό. Στο μέσο των μακρών οστών βρίσκεται η διάφυση, που αποτελείται από παχύ φλοιώδες οστό με μικρό ποσοστό σπογγώδους οστού και περικλείει τη μυελική αύλακα. Η λειτουργία της διάφυσης είναι κυρίως δομική: καθορίζει το μήκος του οστού και προσφέρει την επιφάνεια για την προσκόλληση μυών και τενόντων [31].

Το οστό περιβάλλεται σε όλη την ελεύθερη επιφάνειά του, εκτός δηλαδή από τις περιοχές που περιβάλλονται από χόνδρο, από έναν σκληρό, ινώδη και γεμάτο αγγεία ιστό που ονομάζεται περίοστεο. Η εξωτερική επιφάνεια του περιόστεου συνδέεται με πολλά εξωτερικά αιμοφόρα αγγεία και νεύρα, μερικά από τα οποία εισέρχονται μέχρι το εσωτερικό του οστού. Η εσωτερική επιφάνεια του περιόστεου συνδέεται ισχυρά με το οστό με ίνες κολλαγόνου που εισχωρούν σε βάθος σε αυτό. Μερικές ίνες του περιόστεου συνδέονται με ίνες από τους τένοντες και έτσι παρέχουν ισχυρή σύνδεση με τους μύες. Ομοίως γίνεται και η σύνδεση των οστών με τους συνδέσμους. Στο σχήμα 1.1 διακρίνονται τα κυριότερα μέρη ενός μακρού οστού [33].



Σχήμα 1.1: Μορφολογία και δομή μακρών οστών

1.2 Παθήσεις των οστών

Οι εξωτερικές επιδράσεις επηρεάζουν σημαντικά την ανάπτυξη των οστών κατά τη διάρκεια της ζωής μας. Μηχανικά φορτία, βιοχημικά ερεθίσματα και ηλεκτρομαγνητικά φορτία μπορεί να επηρεάσουν σημαντικά την πορεία της ζωής διαφόρων ιστών, ανάμεσά τους και τα οστά, τα οποία αντιδρούν σε εξωτερικά ερεθίσματα όπως π.χ. η άσκηση, αλλά και εσωτερικά ερεθίσματα όπως η παραγωγή ορμονών, οπότε κατά τη διάρκεια της ζωής ενός ανθρώπου η οστέινη μάζα του μπορεί να αυξηθεί ή να μειωθεί.

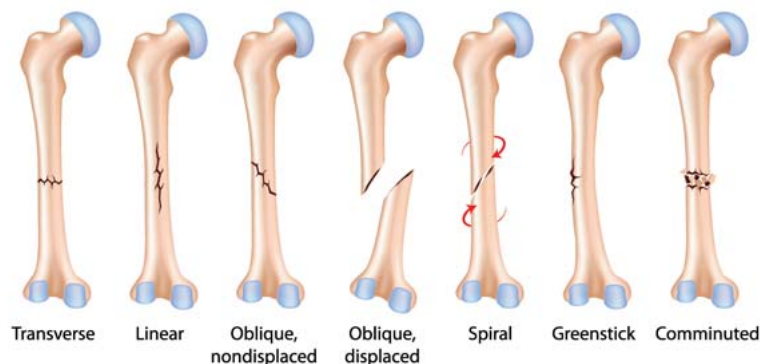
Μερικές από τις συνηθέστερες αιτίες δυσλειτουργίας των οστών είναι οι εξής [34]:

- Πρωτοπαθής οστεοπόρωση: σε αυτήν ανήκουν η μετεμμηνοπαυσιακή και η γεροντική οστεοπόρωση.
- Δευτεροπαθής οστεοπόρωση: προκαλείται από συγκεκριμένη πάθηση όπως η νόσος του Cushing, ο διαβήτης, η δρεπανοκυτταρική αναιμία, η παρατεταμένη ακινητοποίηση, το πολλαπλούν μυέλωμα, ο υπερπαραθυρεοειδισμός κ.α.
- Τοπική μορφή οστεοπόρωσης: σε αυτήν ανήκουν η οστεοπόρωση μετά από ακινητοποίηση καταγμάτων, η οστική ατροφία Sudeck, η ιδιοπαθής παροδική οστεοπόρωση μιας άρθρωσης (κυρίως του ισχίου) κ.α.
- Καρκίνος των οστών: οι συνηθέστερες μορφές είναι το οστεοσάρκωμα, το χονδροσάρκωμα και το σάρκωμα του Ewing και προσβάλλουν στις περισσότερες περιπτώσεις τα μακρά οστά, όπως το μηριαίο.
- Μικροβιακές φλεγμονές των οστών όπως π.χ. η οξεία οστεομυελίτιδα, η οποία στο 70% των περιπτώσεων προσβάλλει το μηριαίο οστό.
- Εκ γενετής και κληρονομικές δυσλειτουργίες όπως π.χ. η ατελής οστεογένεση ή οστεοψαθύρωση, η οστεοσκλήρυνση και η αχονδροπλασία.
- Μη νεοπλασματικές ασθένειες όπως π.χ. η ινώδης δυσπλασία, η ανευρυσματική οστική κύστη και το ηωσινόφιλο κοκκίωμα των οστών.

- Κατάγματα είτε λόγω ισχυρής πρόσκρουσης, στρέψης, κάμψης ή άλλης μηχανικής δύναμης σε υγιές οστό, είτε σαν επακόλουθο κάποιας πάθησης.

Τα κατάγματα προκαλούνται ανάλογα με τον τύπο και την κατεύθυνση της φόρτισης. Δυνάμεις ελκυσμού δημιουργούν εγκάρσια κατάγματα, συμπιεστικές δυνάμεις λοξά και στροφικές σπειροειδή. Το οστό είναι ανισοτροπικό υλικό και επομένως οι ιδιότητές εξαρτώνται από τον άξονα κατά τον οποίο φορτίζεται. Το οστό είναι ισχυρότερο στον επιμήκη άξονά του, παρά στον εγκάρσιο. Τα κατάγματα των οστών στην περιοχή της διάφυσης (σχήμα 1.2) διακρίνονται στους εξής τύπους [35]:

- Εγκάρσιο
- Γραμμικό
- Διαγώνιο χωρίς παρεκτόπιση
- Διαγώνιο με παρεκτόπιση
- Ελικοειδές
- Τύπου greenstick
- Συντριπτικό.



Σχήμα 1.2: Τύποι καταγμάτων των μακρών οστών

1.3 Μηχανικές ιδιότητες οστών

Οι πιο σημαντικές μηχανικές ιδιότητες του οστού είναι η αντοχή και η ακαμψία του, οι οποίες διαφέρουν ανάλογα με την ηλικία, το φύλο και την κατάσταση της υγείας ενός ανθρώπου και εξαρτώνται από το σχήμα και τη σύσταση του οστού, τα ποσοστά οργανικής και ανόργανης ύλης, τη θερμοκρασία, την τοποθεσία του οστού στο σώμα και το βαθμό ενυδάτωσής του. Λόγω της ανισοτροπικής δομής του οστού, οι μηχανικές του ιδιότητες πρέπει να εξετάζονται σε 2 κατευθύνσεις, την εγκάρσια και τη διαμήκη που είναι συνήθως και η διεύθυνση της φόρτισης. Το οστό μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται πρωτίστως από ίνες κολλαγόνου και ανόργανο πλέγμα, οπότε απλουστευτικά μπορεί να αναλυθεί ως ινώδες σύνθετο υλικό [32].

Το μέτρο ελαστικότητας Young των σύνθετων υλικών ευθυγραμμισμένων ινών μπορεί να υπολογιστεί χρησιμοποιώντας το Νόμο της Σύνθεσης και τον Αντίστροφο Νόμο της Σύνθεσης για φόρτιση παράλληλη και κάθετη στις ίνες αντίστοιχα.

Νόμος της Σύνθεσης: $E_{ax} = fE_f + (1 - f)E_m$

Αντίστροφος Νόμος της Σύνθεσης: $E_{trans} = \left[\frac{f}{E_f} + \frac{(1-f)}{E_m} \right]^{-1}$

όπου

E_f = μέτρο Young για ίνες

E_m = μέτρο Young για πλέγμα

E_{ax} = μέτρο Young του σύνθετου στην αξονική διεύθυνση

E_{trans} = μέτρο Young του σύνθετου στην εγκάρσια διεύθυνση

f = κλάσμα όγκου των ινών.

Οι σχέσεις αυτές προβλέπουν ότι το σύνθετο υλικό θα είναι πιο δύσκαμπτο στην αξονική διεύθυνση παρά στην εγκάρσια, οπότε το συμπαγές οστό είναι πιο ισχυρό στη διεύθυνση παράλληλα στους οστεώνες.

Στον πίνακα 1 φαίνονται οι τιμές του μέτρου ελαστικότητας Young για το φλοιώδες οστό σε διαμήκη και εγκάρσια διεύθυνση σε σύγκριση με αυτές του κολλαγόνου και του υδροξυαπατίτη [32].

Υλικό	Μέτρο Ελαστικότητας (GPa)
Κολλαγόνο	6
Μεταλλικό στοιχείο (υδροξυαπατίτης)	80
Φλοιώδες οστό, διαμήκης διεύθυνση	11-21
Φλοιώδες οστό, εγκάρσια διεύθυνση	5-13

Πίνακας 1: Σύγκριση τιμών για το μέτρο ελαστικότητας

Οστά όπως το μηριαίο υπόκεινται σε ροπές κάμψεως κατά τη φυσιολογική φόρτιση, οι οποίες δημιουργούν εφελκυστικές και θλιπτικές τάσεις σε διαφορετικές περιοχές του οστού. Υπάρχει μεγάλη απόκλιση στις τιμές που έχουν μετρηθεί για την αντοχή του οστού σε εφελκυσμό και θλίψη (πίνακας 2), καθώς τα διάφορα οστά στο σώμα δέχονται διαφορετικές καταπονήσεις. Επίσης η ηλικία είναι καθοριστικός παράγοντας για την αντοχή των οστών [32].

	Διαμήκης διεύθυνση	Εγκάρσια διεύθυνση
Αντοχή σε εφελκυσμό (MPa)	60-70	~50
Αντοχή σε θλίψη (MPa)	70-280	~50

Πίνακας 2: Αντοχή οστών σε εφελκυσμό και θλίψη

Η ανόργανη ύλη του οστού έχει τις ιδιότητες κεραμικού υλικού και παρουσιάζει ομαλή ελαστική συμπεριφορά, δηλαδή η σχέση τάσης-παραμόρφωσης είναι γραμμική. Αντιθέτως, το κολλαγόνο είναι πολυμερές που παρουσιάζει J-shaped καμπύλη τάσης - παραμόρφωσης. Το οστό γενικά έχει μέγιστη ολική επιμήκυνση της τάξης του 0.5-3%, οπότε μπορεί να χαρακτηριστεί ψαθυρό υλικό.

Όσον αφορά τη δυσθραυστότητα, οι τιμές της είναι μεγαλύτερες στην εγκάρσια διεύθυνση από ότι στη διαμήκη. Αυτό οφείλεται στη μικροδομή του οστού που ευνοεί τη διάδοση ρωγμών παράλληλα στους οστεώνες, μειώνοντας έτσι τη δυσθραυστότητα του φλοιώδους οστού στη διαμήκη διεύθυνση. Παρόλο που το οστό κατηγοριοποιείται ως ψαθυρό υλικό (αφού το κύριο συστατικό του είναι η ανόργανη ύλη), η σκληρότητά του είναι άριστη. Η ενέργεια θραύσης του οστού G_c είναι περίπου 1.5 kJ/m^2 , η οποία είναι συγκρίσιμη με αυτή του ατσαλιού σε χαμηλές θερμοκρασίες. Είναι πολύ ανθεκτικότερο από τα τεχνητά κεραμικά λόγω της παρουσίας των ινών κολλαγόνου [32].

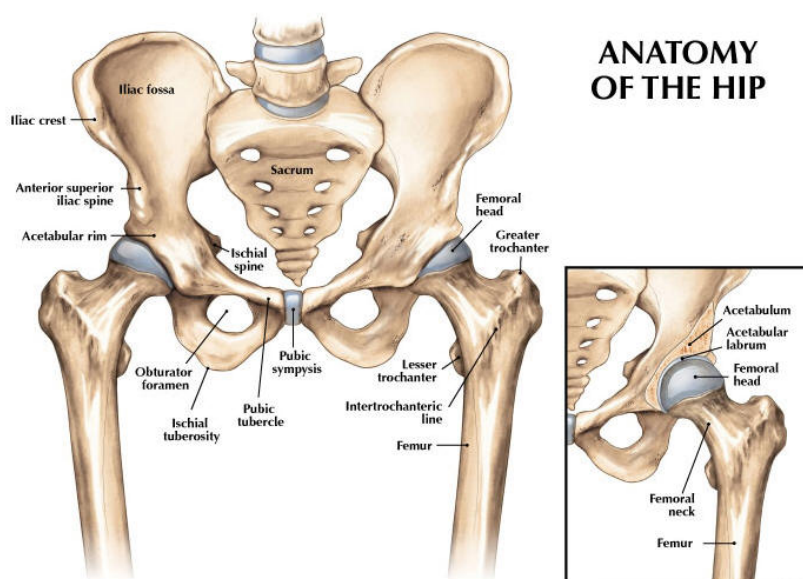
Πολλές φορές χρειάζεται να γίνει μεταμόσχευση οστού, για παράδειγμα μετά από ατύχημα ή μετά από την αφαίρεση ενός όγκου. Οι επιλογές που υπάρχουν είναι:

- Μοσχεύματα από οστό άλλου ασθενή, με το ρίσκο ωστόσο της μόλυνσης ή της απόρριψης του μοσχεύματος αλλά και της μείωσης της αντοχής του οστού λόγω αποστείρωσης.
- Μοσχεύματα από οστό του ίδιου ασθενή από άλλο σημείο του σώματός του, π.χ. παίρνοντας οστό από τη λεκάνη. Παρόλο που μειώνεται ο κίνδυνος της απόρριψης, η ποσότητα διαθέσιμου υλικού είναι περιορισμένη και επιπλέον αυξάνεται ο πόνος και ο κίνδυνος μόλυνσης, καθώς χρειάζονται 2 επεμβάσεις.
- Συνθετικά υλικά που γίνονται όλο και πιο δημοφιλή. Ο υδροξυαπατίτης, για παράδειγμα, μπορεί να παρασκευαστεί εύκολα σε εργαστήριο, αλλά δε χρησιμοποιείται μόνος του σε εφαρμογές μεγάλης κλίμακας επειδή είναι ψαθυρός. Σύνθετα υλικά με υδροξυαπατίτη και διασπώμενα πολυμερή μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν, επιτρέποντας στο οστό να αναπτυχθεί και να γεμίσει το κενό.

Σε πολλές περιπτώσεις οι λόγοι για την αντικατάσταση οστού σχετίζονται με την ηλικία του ασθενούς. Η αρθρίτιδα για παράδειγμα είναι μια πάθηση που σχετίζεται με τη γήρανση, καθώς ο χόνδρος στις αρθρώσεις φθείρεται και τα οστά τρίβονται μεταξύ τους προκαλώντας πόνο και δυσκινησία. Επίσης με την αύξηση της ηλικίας των ανθρώπων, τα οστά τους γίνονται πιο ψαθυρά και η οστική πυκνότητα ελαττώνεται λόγω της οστεοπόρωσης, με αποτέλεσμα να αυξάνεται ο κίνδυνος κατάγματος στο ισχίο. Σε αυτές τις περιπτώσεις η επισκευή του υπάρχοντος οστού είναι αδύνατη και απαιτείται ολική αντικατάσταση της άρθρωσης. Η αρθροπλαστική ισχίου είναι μια από τις πιο συνηθισμένες επεμβάσεις με χρήση εμφυτευμάτων.

1.4 Ανατομία της ισχιακής άρθρωσης

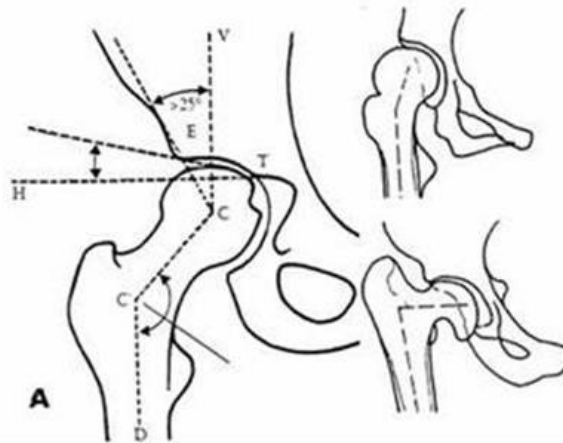
Οι αρθρώσεις αποτελούν πολύ σημαντικά δομικά στοιχεία του σκελετικού συστήματος. Βρίσκονται στις συμβολές των οστών, όπου τα φορτία μεταδίδονται από οστό σε οστό μέσω της μυϊκής δραστηριότητας, η οποία φυσιολογικά συνοδεύεται και από σχετική κίνηση των οστών που συμμετέχουν. Η συνδετική επιφάνεια κάθε άρθρωσης είναι καλυμμένη με χόνδρο, ο οποίος αποτελείται από σωματικά υγρά που λιπαίνουν τις αρθρώσεις και παρέχουν μια διεπιφάνεια με πολύ χαμηλό συντελεστή τριβής που διευκολύνει την ολισθητική κίνηση των οστών. Η ισχιακή άρθρωση βρίσκεται στη συμβολή της λεκάνης με το μηριαίο οστό, αποτελείται από μια σφαίρα και μια υποδοχή και επιτρέπει ένα σχετικά μεγάλο εύρος περιστροφικών κινήσεων. Συγκεκριμένα, το μηριαίο οστό καταλήγει στο άνω άκρο του σε μια σφαιρική κεφαλή, η οποία εφαρμόζει σε μια κοιλότητα που ονομάζεται κοτύλη και ανήκει στη λεκάνη [36]. Η κοτύλη σχηματίζεται στην ένωση τριών πυελικών οστών, του λαγόνιου, του ηβικού και του ισχιακού. Η κοτύλη αγκαλιάζει σχεδόν τη μισή κεφαλή, ενώ η λαβή ενισχύεται με ένα δαχτυλίδι που ονομάζεται επιχείλιος χόνδρος. Η κοτύλη και η κεφαλή του μηριαίου οστού καλύπτονται από υαλώδη χόνδρο, ο οποίος απορροφά τους κραδασμούς και αποτρέπει τη σύγκρουση των οστών κατά την κίνηση. Ανάμεσα στα στρώματα υαλώδους χόνδρου βρίσκονται αρθρικές μεμβράνες που εκκρίνουν υδάτινο αρθρικό υγρό για να λιπαίνεται η άρθρωση. Η άρθρωση περιβάλλεται από πολλούς σκληρούς συνδέσμους που αποτρέπουν τη μετατόπιση. Οι ισχυροί μύες της περιοχής του ισχίου επίσης βοηθούν στη συγκράτηση της άρθρωσης. Στο σχήμα 1.3 φαίνεται η ανατομία της λεκάνης και της ισχιακής άρθρωσης.



Σχήμα 1.3: Ανατομία της λεκάνης και της ισχιακής άρθρωσης

Χαρακτηριστικές παράμετροι για την περιγραφή της ισχιακής άρθρωσης είναι οι γωνίες που σχηματίζονται από τα επιμέρους τμήματά της, όπως αυτές διακρίνονται στο σχήμα 1.4 [37]:

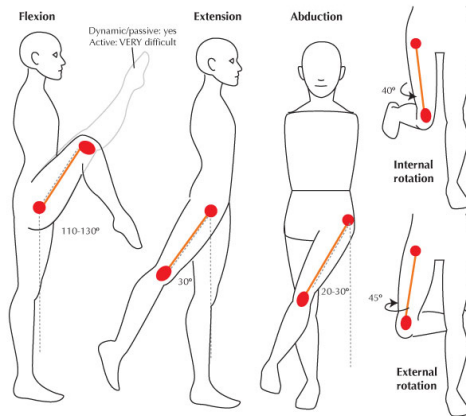
- Η γωνία CCD ονομάζεται αυχενοδιαφυσιαία γωνία και σχηματίζεται από τον άξονα της διάφυσης και τον άξονα του αυχένα. Στο νεογνό φθάνει περίπου τις 150° και τον τρίτο χρόνο ελαττώνεται στις 145°. Η φυσιολογική της τιμή στους ενήλικες είναι 120°-135°, ενώ στους υπερήλικες φτάνει τις 120°. Για γωνία μικρότερη από 120° το ισχίο ονομάζεται ραιβό (coxa vara), ενώ για γωνία μεγαλύτερη από 135° το ισχίο ονομάζεται βλαισό (coxa valga). Η αυχενοδιαφυσιαία γωνία επηρεάζει τη σχέση του σώματος του μηριαίου με τη γραμμή φόρτισης του κάτω άκρου, η οποία φυσιολογικά διέρχεται από το μέσο της κεφαλής του μηριαίου, δια της μεσότητας της άρθρωσης του γόνατος, μέχρι τη μεσότητα του αστραγάλου. Οι παθολογικές μεταβολές της αυχενοδιαφυσιαίας γωνίας έχουν σαν αποτέλεσμα την ανώμαλη θέση των κάτω άκρων.
- Η γωνία ΗΤΕ είναι η γωνία κλίσης της οροφής της κοτύλης.
- Η γωνία VCE σχηματίζεται από την κάθετο στο κέντρο της κεφαλής και τη γραμμή που ενώνει το κέντρο της κεφαλής με το άνω έξω όριο της κοτύλης [37].



Σχήμα 1.4: Χαρακτηριστικές γωνίες της ισχιακής άρθρωσης

1.5 Κινηματική της ισχιακής άρθρωσης

Οι ενεργητικές κινήσεις της ισχιακής άρθρωσης, δηλαδή αυτές που εκτελούνται με την ενεργοποίηση των μυών που την περιβάλλουν, είναι κάμψη (flexion)/έκταση (extension), προσαγωγή (adduction)/απαγωγή (abduction) και έσω περιστροφή (internal rotation)/έξω περιστροφή (external rotation) και φαίνονται στο σχήμα 1.5.



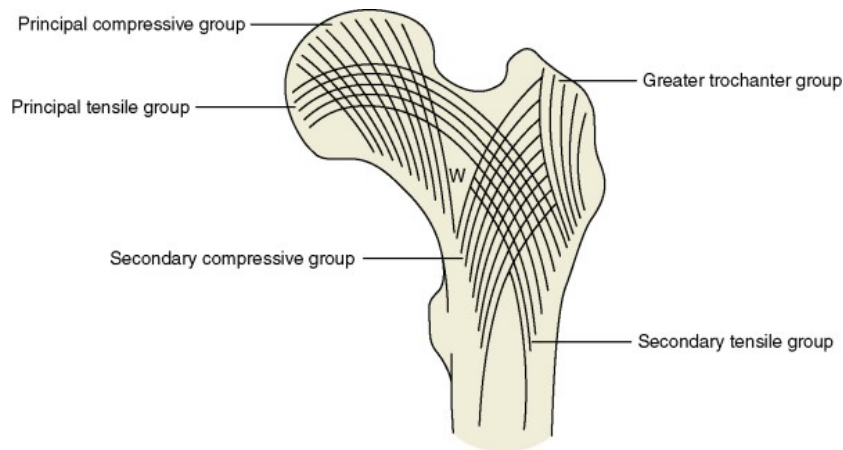
Σχήμα 1.5: Κινήσεις της ισχιακής άρθρωσης

Συγκεκριμένα, όταν το σώμα είναι σε κανονική όρθια θέση και η πύελος ακίνητη, είναι δυνατή η κάμψη σε οβελιαίο επίπεδο περίπου μέχρι τις 90° με τεντωμένο γόνατο, ενώ με λυγισμένο γόνατο η κάμψη φτάνει τις 120°. Η κάμψη άνω των 120° συνήθως απαιτεί παθητική κίνηση. Η έκταση φτάνει περίπου τις 30°.

Σε μετωπιαίο επίπεδο η προσαγωγή, δηλαδή η στροφή της άρθρωσης προς τα μέσα, φτάνει τις 30°, ενώ η απαγωγή, δηλαδή η στροφή της άρθρωσης προς τα έξω, φτάνει τις 45°. Σε εγκάρσιο επίπεδο η άρθρωση δύναται να εκτελέσει έσω περιστροφή έως 40° και έξω περιστροφή έως 45°.

1.6 Μηχανική καταπόνηση του ισχίου

Ο αυχέννας του μηριαίου οστού εξαναγκάζεται σε κάμψη, ιδιαίτερα κατά τη φάση της ορθοστασίας, από τα φορτία που εφαρμόζονται στην κεφαλή του μηριαίου. Οι τάσεις θλίψης και εφελκυσμού που δημιουργούνται με αυτόν τον τρόπο, εξισορροπούνται από τα συστήματα των οστικών δοκίδων που πορεύονται κατά την κατεύθυνση των μεγίστων τάσεων. Η σπογγώδης ουσία μπορεί έτσι να διακριθεί στα εξής συστήματα: την κύρια εφελκυστική και την κύρια θλιπτική ομάδα δοκίδων που διασταυρώνονται στην κεφαλή του μηριαίου, τη δευτερεύουσα εφελκυστική ομάδα και τη δευτερεύουσα θλιπτική ομάδα. Η περιοχή που περικλείεται από τα παραπάνω συστήματα ονομάζεται τρίγωνο του Ward (σχήμα 1.6).



Σχήμα 1.6: Συστήματα οστικών δοκίδων - τρίγωνο του Ward

Οι δυνάμεις που ασκούνται στο ισχίο, συμπίπτουν με τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους κατά τη βάρδιση. Κατά τη διάρκεια της κατάκλισης και της παθητικής κίνησης, η δύναμη του ισχίου αντιστοιχεί σε μισή έως μία φορά το βάρος του σώματος. Σε υποβοηθούμενη βάρδιση η μέγιστη δύναμη του ισχίου αυξάνεται κατά 1.5 φορές το βάρος του σώματος, ενώ σε βάρδιση χωρίς εξωτερική βοήθεια η δύναμη της άρθρωσης φθάνει τις 2.2 φορές το βάρος του σώματος. Με τη χρήση μιας βακτηρίας στο αντίθετο χέρι μπορεί να ελαττωθεί η δύναμη πίεσης του ισχίου κατά την επαφή με το έδαφος στο 17-26% του βάρους του σώματος.

Κατά τη δίποδη στήριξη και απουσία μυϊκής δραστηριότητας, η γραμμή του κέντρου βάρους του σώματος περνά ακριβώς πίσω από την ηβική σύμφυση και η ασκούμενη δύναμη σε κάθε μηριαία κεφαλή ισούται με το μισό του υπερκείμενου σωματικού βάρους. Κατά συνθήκη, το βάρος κάθε κάτω άκρου ισούται με το 1/6 του ολικού σωματικού βάρους, άρα σε κάθε μηριαία κεφαλή ασκείται δύναμη ίση με το 1/3 του σωματικού βάρους. Παρουσία μυϊκής δραστηριότητας η δύναμη αυξάνεται. Στη μονόποδη στήριξη, η γραμμή του κέντρου βάρους μετατοπίζεται προκαλώντας ροπές στην άρθρωση του ισχίου, οι οποίες εξισορροπούνται από τη μυϊκή δραστηριότητα, άρα αυξάνεται η δύναμη που ασκείται στην ισχιακή άρθρωση. Κατά τη μονόποδη στήριξη η δύναμη που ασκείται στο ισχίο έχει υπολογιστεί να είναι 3 φορές μεγαλύτερη του σωματικού βάρους του ατόμου [1].

1.7 Δυσλειτουργία της ισχιακής άρθρωσης και αντιμετώπιση

Η συνηθέστερη αιτία πόνου και δυσλειτουργίας του ισχίου είναι η αρθρίτιδα, δηλαδή η φλεγμονή των αρθρώσεων. Παρόλο που υπάρχουν περισσότεροι από 100 τύποι αρθρίτιδας, πάνω από το 95% των επεμβάσεων αντικατάστασης ισχίου οφείλονται στους εξής τύπους [38]:

1. Την οστεοαρθρίτιδα, η οποία είναι εκφυλιστική νόσος των αρθρώσεων που επέρχεται με την αύξηση της ηλικίας και αποτελεί μια από τις συχνότερες παθήσεις του ανθρώπου, καθώς εκτιμάται ότι το 80% του πληθυσμού έχει ακτινογραφικά στοιχεία της οστεοαρθρίτιδας από την ηλικία των 65 ετών. Τα βασικά ακτινολογικά ευρήματα της οστεοαρθρίτιδας είναι η στένωση

του μεσάρθριου διαστήματος που οφείλεται στη φθορά του αρθρικού χόνδρου και τα οστεόφυτα (άλατα) που αναπτύσσονται στα όρια των αρθρικών επιφανειών.

2. Τη μετατραυματική αρθρίτιδα που μπορεί να συμβεί σε οποιαδήποτε ηλικία μετά από σοβαρό κάταγμα της λεκάνης ή μετατόπιση του ισχίου, οδηγώντας σε καταστροφή του χόνδρου της αρθρικής επιφάνειας, είτε λόγω άμεσου τραύματος είτε λόγω απώλειας συνοχής στην άρθρωση.
3. Τη ρευματοειδή αρθρίτιδα, ένα αυτοάνοσο νόσημα κατά το οποίο ασθενεί η αρθρική μεμβράνη, παράγοντας υπερβολικά μεγάλες ποσότητες αρθρικού υγρού και φλεγμονωδών ουσιών, που οδηγούν στη σταδιακή καταστροφή του αρθρικού χόνδρου, προκαλώντας πόνο και δυσκαμψία.
4. Την άσηπτη νέκρωση κεφαλής μηριαίου, η οποία δεν είναι ακριβώς τύπος αρθρίτιδας, αλλά πάθηση κατά την οποία η κυκλοφορία στην κεφαλή διαταράσσεται και το οστό στην περιοχή αυτή νεκρώνει και καταρρέει αλλάζοντας σχήμα, οπότε προκαλείται αρθρίτιδα λόγω μη συμμετρίας, κακής επαφής και απώλειας του χόνδρου στην αρθρική επιφάνεια [38].

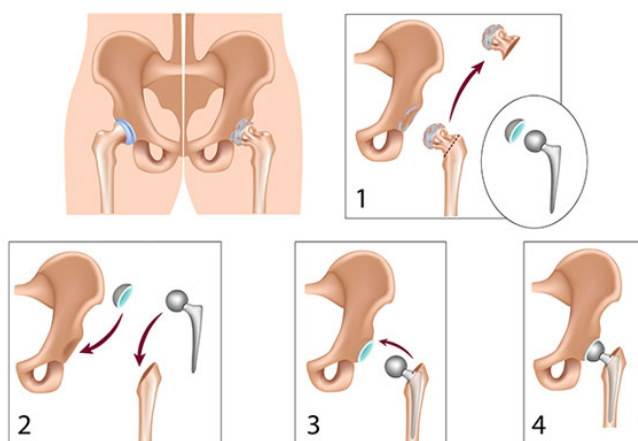
Η θεραπευτική αντιμετώπιση της οστεοαρθρίτιδας δεν είναι αιτιολογική, όμως μπορεί να επιβραδυνθεί η εξέλιξή της και να αντιμετωπιστούν τα συμπτώματά της. Για το σκοπό αυτό, χρησιμοποιούνται είτε φυσικά μέσα όπως η φυσικοθεραπεία και η υδροθεραπεία, είτε φαρμακευτική θεραπεία με αναλγητικά και αντιφλεγμονώδη σκευάσματα, αλλά και ενδαρθρικές εγχύσεις με υαλουρονικά, τα οποία θεωρείται ότι έχουν λιπαντικές και αντιφλεγμονώδεις ιδιότητες. Στα προχωρημένα στάδια της οστεοαρθρίτιδας τη λύση δίνουν οι χειρουργικές επεμβάσεις τοποθέτησης τεχνητής άρθρωσης.

Κεφάλαιο 2. Η Ολική Αρθροπλαστική Ισχίου

2.1 Περιγραφή της επέμβασης

Η Ολική Αντικατάσταση Ισχίου (ΟΑΙ) είναι μια αποδοτική οικονομικά επέμβαση που πραγματοποιείται για να ανακουφίσει από τον πόνο και να επαναφέρει τη φυσιολογική λειτουργία της ισχιακής άρθρωσης. Κάθε χρόνο πραγματοποιούνται παγκοσμίως περισσότερες από 1 εκατομμύριο αρthroπλαστικές και ο αριθμός αυτός αναμένεται να διπλασιαστεί μέσα στις επόμενες δύο δεκαετίες. Η εποχή της σύγχρονης αρthroπλαστικής ισχίου ξεκίνησε τη δεκαετία του 1970, μετά τη διάδοση των προθεμάτων που εισήχθησαν από τον John Charnley [19].

Η επέμβαση περιλαμβάνει τη χειρουργική εκτομή της κεφαλής και του αυχένα του μηριαίου οστού και την αφαίρεση του κοτυλιαίου χόνδρου και του υποχονδριακού οστού. Στο μηριαίο οστό δημιουργείται μια τεχνητή αύλακα στην περιοχή του μυελού και εισάγεται σε αυτή ένα μεταλλικό προσθετικό μέλος αποτελούμενο από ένα στέλεχος και μια κεφαλή μικρής διαμέτρου. Στην κοίλη επιφάνεια της κοτύλης της πυέλου όπου έχει αφαιρεθεί η φθαρμένη επιφάνεια, σταθεροποιείται μια ημισφαιρική τεχνητή κοτύλη μέσα στην οποία τοποθετείται ένα δεύτερο ένθεμα από υψηλού μοριακού βάρους πολυαιθυλένιο ή κεραμικό υλικό. Για να είναι επιτυχής η επέμβαση πρέπει τα εξαρτήματα του τεχνητού ισχίου να σταθεροποιηθούν γερά στο οστό με την κατάλληλη τεχνική.



Σχήμα 2.1: Αντικατάσταση της ισχιακής άρθρωσης με τεχνητή

Κατά το ομαλό περπάτημα, το ανθρώπινο ισχίο υφίσταται κυκλική φόρτιση που μπορεί να ασκήσει στα προσθετικά εξαρτήματα δυνάμεις μεγέθους 3-5 φορές το βάρος του σώματος. Σε πιο έντονη δραστηριότητα όπως τρέξιμο ή αναρρίχηση, η άρθρωση υφίσταται πολύ μεγαλύτερες δυνάμεις – μέχρι και 12 φορές το βάρος του σώματος. Για το λόγο αυτό οι τεχνητές ισχιακές αρθρώσεις σχεδιάζονται έτσι ώστε να προσεγγίζουν το δυνατότερο τη λειτουργία του φυσικού ισχίου.

2.2 Ενδείξεις για την πραγματοποίηση ΟΑΙ

Η συμπτωματική οστεοαρθρίτιδα είναι σε περισσότερες από το 90% των περιπτώσεων η αιτία για την πραγματοποίηση της επέμβασης και η συχνότητά της αυξάνεται συνεχώς λόγω της γήρανσης του πληθυσμού και των ποσοστών παχυσαρκίας. Συγκεκριμένα, στο Ηνωμένο Βασίλειο οι ενδείξεις είναι η οστεοαρθρίτιδα (93%), η οστεονέκρωση (2%), το κάταγμα στον αυχένα του μηριαίου οστού (2%), η αναπτυξιακή δυσπλασία του ισχίου (2%) και η φλεγμονώδης αρθρίτιδα. Άλλες πιθανές ενδείξεις είναι ο τραυματισμός, η νόσος του Paget, η αγκυλωτική σπονδυλίτιδα και ο συστηματικός ερυθματώδης λύκος. Οι παράγοντες κινδύνου για την οστεοαρθρίτιδα σχετίζονται το φύλο, την προχωρημένη ηλικία (>65 ετών) και την παχυσαρκία. Το μεγαλύτερο ποσοστό των επεμβάσεων πραγματοποιείται σε ασθενείς άνω των 65 ετών, όμως το ποσοστό των ασθενών κάτω των 65 υπολογίζεται να αυξηθεί κατά 50% σε όλες τις αρθροπλαστικές μέχρι το 2030 [19].

Τα συμπτώματα αρχικά περιλαμβάνουν έντονο πόνο και περιορισμό στις δραστηριότητες της καθημερινής ζωής λόγω της κακής λειτουργίας της άρθρωσης, ενώ οι ενδείξεις για την πραγματοποίηση του χειρουργείου περιλαμβάνουν σωματική εξέταση και ακτινολογικά ευρήματα. Τα βέλτιστα χειρουργικά αποτελέσματα εξασφαλίζονται μέσω της προσεκτικής επιλογής ασθενών και του προεγχειρητικού προγραμματισμού. Είναι προτιμότερο η επέμβαση να πραγματοποιείται σε ασθενείς άνω των 60 ετών επειδή σε αυτή την ηλικία οι φυσικές απαιτήσεις για το τεχνητό μέλος είναι λιγότερες και η μακροβιότητα της επέμβασης προσεγγίζει το προσδόκιμο ζωής του ασθενούς. Ωστόσο με κάθε δεκαετία που προστίθεται μετά τα 65, αυξάνεται κατά 40% το ρίσκο για επιπλοκές, ενώ σε ασθενείς κάτω των 50 ετών πρέπει να αντιμετωπιστούν οι προκλήσεις που σχετίζονται με τη μακροβιότητα του εμφυτεύματος και την πιθανότητα πρόωρης φθοράς και αστοχίας λόγω έντονης δραστηριότητας [19].

2.3 Επέμβαση αναθεώρησης αρθροπλαστικής ισχίου

Παρά τα υψηλά ποσοστά επιτυχίας, η ολική αρθροπλαστική ισχίου παρουσιάζει περιστασιακά επιπλοκές. Οι ασθενείς συχνά τρέφουν μη ρεαλιστικές προσδοκίες για το βαθμό δραστηριότητας που το τεχνητό ισχίο επιτρέπει με ασφάλεια. Τα συχνά επαναλαμβανόμενα φορτία λόγω δραστηριοτήτων όπως το τρέξιμο και τα

άλματα οδηγούν τα προσθετικά μέλη σε φθορά και χαλάρωση μειώνοντας τη διάρκεια ζωής τους. Σε περιπτώσεις αποτυχίας εμφυτευμένου προσθετικού μέλους, πραγματοποιείται επέμβαση αναθεώρησης, όπου το τσιμέντο και τα προσθετικά εξαρτήματα αφαιρούνται προσεκτικά ώστε να μην υποστεί ζημιά το οστό και αντικαθίστώνται από νέα εξαρτήματα που σταθεροποιούνται με ή χωρίς τσιμέντο. Οι ενδείξεις για αναθεώρηση αρθροπλαστικής περιλαμβάνουν χαλάρωση των εξαρτημάτων, οστεόλυση από θραύσματα λόγω φθοράς, οξεία ή χρόνια μόλυνση, μηχανική αστοχία των εξαρτημάτων και χρόνια επαναλαμβανόμενη εξάρθρωση. Η χειρουργική αναθεώρηση είναι τεχνικά πιο δύσκολη από την αρχική επέμβαση γιατί είναι μειωμένο το απόθεμα σε οστό και γιατί η αφαίρεση του υποστηρικτικού τσιμέντου ή των προσθετικών εξαρτημάτων μπορεί να οδηγήσει σε κάταγμα ή διάτρηση του οστού. Με κάθε διαδοχική αναθεώρηση ολικής αρθροπλαστικής αυξάνεται και ο κίνδυνος μόλυνσης και η πιθανότητα συμπτωματικής χαλάρωσης. Η συχνότητα ωστόσο αυτής της επέμβασης αυξάνει συνεχώς παγκοσμίως τα τελευταία χρόνια ως αποτέλεσμα του μεγάλου αριθμού ολικών αρθροπλαστικών ισχίου που έχουν γίνει τις τελευταίες δεκαετίες ιδίως σε νεότερα και πιο δραστήρια άτομα.

2.4 Προδιαγραφές υλικών κατασκευής προθεμάτων

Το τεχνητό ισχίο χωρίζεται σε 4 βασικά τμήματα: το μηριαίο στέλεχος, την κεφαλή που προσκολλάται στο στέλεχος αυτό, την τεχνητή κοτύλη που στερεώνεται στη λεκάνη και ένα παράγοντα σταθεροποίησης που ασφαρίζει το στέλεχος στο μηριαίο οστό και την κοτύλη στη λεκάνη. Οι προδιαγραφές των υλικών που θα χρησιμοποιηθούν για τα στοιχεία αυτά είναι πολύ αυστηρές εξαιτίας της χημικής και μηχανικής πολυπλοκότητας του ισχίου [36].

Όταν εισάγεται κάποιο ξένο υλικό στο ανθρώπινο σώμα, συμβαίνουν διάφορες αντιδράσεις απόρριψης. Το μέγεθος της απόρριψης μπορεί να κυμαίνεται από ήπιο ερεθισμό ή φλεγμονή έως και θάνατο. Για το λόγο αυτό, τα υλικά των εμφυτευμάτων πρέπει να είναι βιοσυμβατά, δηλαδή να προκαλούν τον ελάχιστο δυνατό βαθμό απόρριψης. Τα παράγωγα που προκύπτουν από αντιδράσεις με τα υγρά του σώματος πρέπει να είναι ανεκτά από τους περιβάλλοντες ιστούς, έτσι ώστε η φυσιολογική λειτουργία των ιστών να μην επηρεάζεται. Η βιοσυμβατότητα εξαρτάται τόσο από την τοποθεσία του μοσχεύματος, όσο και από τη χημική σύσταση και το σχήμα του [36].

Τα σωματικά υγρά αποτελούνται από ένα αεριούχο θερμό διάλυμα που περιέχει περίπου 1 wt% χλωριούχο νάτριο μαζί με άλλα άλατα και οργανικές ενώσεις σε σχετικά χαμηλές συγκεντρώσεις. Αυτό τα καθιστά ιδιαίτερα διαβρωτικά και τα μεταλλικά κράματα μπορεί να υποστούν όχι μόνο ομοιόμορφη οξείδωση αλλά και διάβρωση χαραγής (crevice attack), διάβρωση με βελονισμούς (pitting) και, όταν εμφανίζονται τάσεις, ψαθυρή θραύση από διάβρωση με μηχανική καταπόνηση (stress corrosion cracking), διάβρωση εκτριβής (fretting corrosion) και διάβρωση κόπωσης (corrosion fatigue). Έχει υπολογιστεί ότι ο μέγιστος ανεκτός ρυθμός διάβρωσης για εμφυτεύματα μεταλλικών κραμάτων είναι περίπου 0.01 mm/year [36].

Άλλη μια δυσμενής παρενέργεια της διάβρωσης είναι η παραγωγή προϊόντων που είτε είναι τοξικά είτε αλληλεπιδρούν με τις φυσιολογικές σωματικές λειτουργίες. Αυτές οι ουσίες μεταφέρονται ταχύτατα παντού μέσα στο σώμα, ενώ κάποιες μπορεί να απομονωθούν σε συγκεκριμένα όργανα. Όσο συνεχίζεται η διάβρωση οι τοξικές ουσίες θα παραμένουν σε υψηλές συγκεντρώσεις μέσα στο σώμα.

Τα οστά και τα εξαρτήματα της αρθροπλαστικής ισχίου θα πρέπει να μπορούν να αντέχουν δυνάμεις που προέρχονται από το εξωτερικό του σώματος, όπως για παράδειγμα η βαρύτητα. Πρέπει επίσης να μπορούν να μεταδίδουν δυνάμεις που προκύπτουν από μυϊκή δραστηριότητα όπως το βάδισμα. Αυτές οι δυνάμεις είναι σύνθετες και παρουσιάζουν με το χρόνο διακυμάνσεις σε μέγεθος, διεύθυνση και ρυθμό εφαρμογής. Επομένως, μηχανικά χαρακτηριστικά όπως το μέτρο ελαστικότητας (modulus of elasticity), η τάση διαρροής (yield stress), η αντοχή σε εφελκυσμό (tensile strength), η αντοχή σε κόπωση (fatigue strength), η δυσθραυστότητα (fracture toughness) και η ολκιμότητα (ductility) πρέπει να λαμβάνονται σοβαρά υπόψη κατά την επιλογή υλικών για κατασκευή προσθετικού ισχίου. Για παράδειγμα, το υλικό που θα χρησιμοποιηθεί για το μηριαίο στέλεχος θα πρέπει να έχει ελάχιστη τάση διαρροής περίπου 500 MPa, ελάχιστη αντοχή σε εφελκυσμό περίπου 650 MPa και ελάχιστη ολκιμότητα 8% EL. Επιπλέον, η αντοχή σε κόπωση θα πρέπει να είναι τουλάχιστον 400 MPa για 10^7 κύκλους φόρτισης. Για τον μέσο άνθρωπο, το φορτίο στην ισχιακή άρθρωση κυμαίνεται στην τάξη των 10^6 κύκλων φόρτισης ανά έτος. Ιδανικά, το μέτρο ελαστικότητας του προσθετικού υλικού θα πρέπει να ταιριάζει με αυτό του οστού. Μια σημαντική διαφορά θα μπορούσε οδηγήσει σε επιδείνωση του περιβάλλοντος οστικού ιστού και σε αστοχία του εμφυτεύματος, κάτι που απαιτεί επαναληπτικό χειρουργείο και καινούργιο εμφύτευμα [36].

Επειδή οι επιφάνειες της άρθρωσης κεφαλής-κοτύλης τρίβονται μεταξύ τους είναι καταλληλότερα τα πολύ σκληρά υλικά ώστε να ελαχιστοποιείται η φθορά αυτών των επιφανειών. Η υπερβολική και άνιση φθορά θα οδηγούσε σε αλλαγή σχήματος και δυσλειτουργία του τεχνητού ισχίου. Επίσης, τα σωματίδια που παράγονται από τη φθορά των επιφανειών μπορεί να προκαλέσουν φλεγμονή στους περιβάλλοντες ιστούς. Οι δυνάμεις τριβής πρέπει να ελαχιστοποιούνται και για την πρόληψη της χαλάρωσης της διάταξης και της μετακίνησης των τμημάτων που έχουν στερεωθεί με τον σταθεροποιητικό παράγοντα.

Ιδανικά, μια τεχνητή ισχιακή άρθρωση θα έπρεπε να λειτουργεί ικανοποιητικά για το υπόλοιπο της ζωής του αποδέκτη και να μην απαιτείται αντικατάσταση. Ωστόσο για τα σύγχρονα εμφυτεύματα ο χρόνος ζωής κυμαίνεται μεταξύ 15 και 25 ετών. Αν και αυτό αποτελεί σημαντική βελτίωση σε σχέση με το παρελθόν όπου τα εμφυτεύματα απαιτούσαν αντικατάσταση μετά από 5-10 χρόνια, είναι σαφώς επιθυμητή η περαιτέρω επιμήκυνση του χρόνου ζωής του τεχνητού ισχίου [36].

Όσον αφορά τη βιοσυμβατότητα των εμφυτευμάτων, αυτή προσδιορίζεται συνήθως εμπειρικά, δηλαδή πραγματοποιούνται έλεγχοι των υλικών σε πειραματόζωα και η βιοσυμβατότητα κρίνεται με βάση τις αντιδράσεις απόρριψης, τα επίπεδα διάβρωσης, την παραγωγή τοξικών ουσιών κλπ. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται έπειτα σε ανθρώπους για υλικά που βρέθηκαν βιοσυμβατά στα

ζώα. Γενικά είναι δύσκολο να προβλεφθεί η βιοσυμβατότητα ενός υλικού. Για παράδειγμα ο υδράργυρος σε περίπτωση κατάποσης είναι δηλητηριώδης, ωστόσο τα οδοντιατρικά αμαλγάματα, τα οποία έχουν υψηλή περιεκτικότητα σε υδράργυρο, είναι γενικά αρκετά βιοσυμβατά.

Σημαντικό επίσης είναι τα υλικά του εμφυτεύματος να είναι μη-μαγνητικά, γιατί σε περίπτωση που ο ασθενής υποβληθεί σε εξέταση MRI, λόγω του ισχυρού μαγνητικού πεδίου του τομογράφου, θα μπορούσε να προκληθεί ζημιά στο εμφύτευμα αλλά και στον ασθενή. Στα σιδηρομαγνητικά υλικά που πρέπει να αποφεύγονται ανήκουν για παράδειγμα κράματα όπως ο φερριτικός και ο μαρτενσιτικός ανοξείδωτος χάλυβας, καθώς και κράματα με υψηλή περιεκτικότητα σε νικέλιο και κοβάλτιο.

2.5 Υλικά κατασκευής εξαρτημάτων τεχνητής ισχιακής άρθρωσης

Τα υλικά που επιλέγονται για χρήση στα ορθοπεδικά εμφυτεύματα προκύπτουν έπειτα από πολυετή έρευνα όσον αφορά τις χημικές και φυσικές τους ιδιότητες. Ιδανικά, πρέπει όχι μόνο να είναι βιοσυμβατά αλλά να έχουν και παρόμοιες μηχανικές ιδιότητες με το βιοϋλικό που αντικαθίσταται, δηλαδή το οστό. Ωστόσο κανένα συνθετικό υλικό δεν είναι ταυτόχρονα και βιοσυμβατό και άψογο ως προς τον συνδυασμό ιδιοτήτων του οστού και της φυσικής ισχιακής άρθρωσης, οπότε πρέπει να γίνονται συμβιβασμοί. Τα πιο βιοσυμβατά και δυνατά υλικά έχουν και υψηλό μέτρο ελαστικότητας που δεν ταιριάζει με αυτό του οστού και αυτό προκαλεί επιτάχυνση στην επιδείνωση του οστικού ιστού που εφάπτεται στο εμφύτευμα.

Τα υλικά κατασκευής των εξαρτημάτων ενός τεχνητού ισχίου είναι τριών κατηγοριών: μεταλλικά κράματα, κεραμικά και πολυμερή. Τα περισσότερα ισχιακά εμφυτεύματα αποτελούνται από ένα κυπέλλιο κατασκευασμένο από πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους, μία σφαιρική κεφαλή κατασκευασμένη από μεταλλικό ή κεραμικό κράμα και ένα μηριαίο στέλεχος από μεταλλικό συνήθως κράμα. Στην τεχνική με τσιμέντο χρησιμοποιείται πολυμεθυλ-μεθακρυλικό για τη στήριξη του μηριαίου στελέχους και στην τεχνική χωρίς τσιμέντο το προσθετικό μέλος αλληλεπιδρά απευθείας με το οστό. Στις σύγχρονες επεμβάσεις σπάνια χρησιμοποιείται τσιμέντο στα κοτυλιαία εξαρτήματα, ενώ στην άνευ τσιμέντου τεχνική αυτά σταθεροποιούνται στην πύελο με ανάπτυξη του οστού μέσα σε ένα εξωτερικό πορώδες μεταλλικό κέλυφος που περιβάλλει το κυπέλλιο πολυαιθυλενίου.



Σχήμα 2.2: Συνδυασμοί υλικών για την κεφαλή και το κυπέλλιο κοτύλης

Κατά την επιλογή των υλικών για κάθε περίπτωση ισχιακής αρθροπλαστικής πρέπει να λαμβάνονται υπ'όψιν μεταξύ άλλων και οι αλληλεπιδράσεις των διαφορετικών υλικών μεταξύ τους και να γίνεται ο βέλτιστος συνδυασμός ώστε να ελαττώνεται η τριβή και η φθορά λόγω τριβής.

2.5.1 Κατασκευή σφαιρικής κεφαλής και μηριαίου στελέχους

Ο κύριος στόχος στην κατασκευή του μηριαίου στελέχους είναι να εξασφαλισθεί η μακροχρόνια βιοσυμβατότητα και υψηλή αντίσταση σε επαναλαμβανόμενα κυκλικά φορτία που καταπονούν το ισχίο στην φυσιολογική του λειτουργία. Στα πρώτα εμφυτεύματα τεχνητού ισχίου που σχεδιάστηκαν, το μηριαίο στέλεχος και η σφαίρα ήταν κατασκευασμένα από το ίδιο υλικό, τον ανοξείδωτο χάλυβα. Αργότερα έγιναν βελτιώσεις και άρχισαν να χρησιμοποιούνται και άλλα υλικά εκτός από τον ανοξείδωτο χάλυβα, διαφορετικά μάλιστα για κάθε εξάρτημα του προσθετικού μέλους. Ο ανοξείδωτος χάλυβας πλέον χρησιμοποιείται σπάνια στα σύγχρονα εμφυτεύματα. Καινοτομία στο σχεδιασμό των μηριαίων στελεχών αποτέλεσε η εισαγωγή των ξεχωριστών αρθρωτών κεφαλών που σταθεροποιούνται στο τμήμα του αυχένα του μηριαίου στελέχους. Η επιλογή διαφορετικών μηκών αυχένα στο στοιχείο της κεφαλής επιτρέπει την ακριβή προσαρμογή στο μήκος του ποδιού και το τέντωμα του μαλακού ιστού. Στο σχήμα 2.3 φαίνονται διάφορες επιλογές για το μηριαίο στέλεχος.



Σχήμα 2.3: Επιλογές για το μηριαίο στέλεχος

Πλέον το μηριαίο στέλεχος κατασκευάζεται από 2 βασικούς τύπους μεταλλικών κραμάτων: κράματα τιτανίου και κράματα κοβαλτίου-χρωμίου. Σε μερικά μοντέλα εξακολουθεί να χρησιμοποιείται ανοξείδωτος χάλυβας 316L που αποτελείται κυρίως από σίδηρο (60-65%) με σημαντικές προσθήκες χρωμίου (17-20%) και νικέλιο (12-14%), όπως επίσης και από ποσοστά αζώτου, μαγγανίου, μολυβδαινίου, φωσφόρου και πυριτίου, ενώ έχει χαμηλή περιεκτικότητα σε θείο (<0.002%) [36]. Η προσθήκη χρωμίου του επιτρέπει την ανάπτυξη αντίστασης στη διάβρωση σχηματίζοντας στην επιφάνειά του ένα ισχυρό οξείδιο (Cr_2O_3). Ο ανοξείδωτος χάλυβας κατέχει μεγαλύτερη ολκιμότητα από άλλα μέταλλα, έχει όμως τα εξής μειονεκτήματα: είναι επιρρεπής σε διάβρωση χαραγής (crevice corrosion) και διάβρωση με βελονισμό (pitting), που συμβαίνει όταν ο ανοξείδωτος χάλυβας εκτίθεται σε περιβάλλον από το οποίο λείπει το οξυγόνο ή σε περιβάλλον όπου άλλα ιόντα ανταγωνίζονται το οξυγόνο ως οξειδωτικό μέσο. Επίσης έχει σχετικά χαμηλή αντοχή σε κόπωση.

Τα κράματα κοβαλτίου χρωμίου CoCr χωρίζονται σε χυτά (cast alloys) και σφυρήλατα (wrought alloys). Και οι δύο ομάδες περιέχουν περισσότερο από 20% χρώμιο, παρέχοντας καλή αντίσταση στη διάβρωση λόγω του παθητικού υμενίου που δημιουργείται στην επιφάνεια. Τα σφυρήλατα κράματα έχουν χαμηλότερη περιεκτικότητα σε Cr από τα χυτά κράματα. Στη βιοϊατρική οι πιο γνωστοί τύποι κραμάτων κοβαλτίου-χρωμίου είναι το CoCrMo (Βιτάλλιο) και το CoCrNiMo. Από τα ποικίλα κράματα CoCrMo (κοβάλτιο-χρώμιο-μολυβδαίνιο) που χρησιμοποιούνται στην τεχνητή ισχιακή άρθρωση, ιδιαίτερα κατάλληλος έχει βρεθεί ο τύπος F75 με σύνθεση 66 wt% Co, 28 wt% Cr και 6 wt% Mo. Το συγκεκριμένο κράμα παρουσιάζει άριστες ιδιότητες ως προς την αντοχή σε διάβρωση και κόπωση [36]. Τα κράματα CoCrNiMo που περιέχουν μεγάλα ποσοστά νικελίου (Ni) προσφέρουν αυξημένη αντίσταση στη διάβρωση, αλλά υπάρχει ενδεχόμενο τοξικότητας ή/και ανοσολογικής ενεργότητας από το απελευθερωμένο νικέλιο.

Παρόλο που τα σχέδια κοβαλτίου-χρωμίου έχουν αποδειχθεί επιτυχή για πολλά χρόνια, το τιτάνιο είναι το πιο βιολογικά αδρανές από όλα τα μέταλλα και το σχετικά χαμηλό μέτρο ελαστικότητάς του προσεγγίζει ικανοποιητικά αυτό του μηριαίου φλοιώδους οστού. Επίσης η στρεπτική και αξονική ακαμψία των κραμάτων τιτανίου είναι πιο κοντά σε αυτή των οστών και θεωρητικά παρέχουν λιγότερη αποφόρτιση από τα κράματα κοβαλτίου και τον ανοξείδωτο χάλυβα. Όσον αφορά την πυκνότητά του, είναι πολύ χαμηλότερη σε σύγκριση με άλλων μεταλλικών βιοϋλικών κι έτσι τα εμφυτεύματα τιτανίου είναι πολύ ελαφρύτερα από τα όμοιά τους που είναι κατασκευασμένα από ανοξείδωτους χάλυβες ή κράματα κοβαλτίου-χρωμίου. Η αντίσταση του τιτανίου στη διάβρωση και στην κόπωση σε ένα χλωριούχο περιβάλλον είναι άριστη. Η προστατευτική του επιφάνεια είναι υψηλά αδρανής και αναμορφώνεται εύκολα μετά από βλάβη. Επιπλέον το τιτάνιο διατηρεί τη χημική του σταθερότητα και είναι μη αλλεργιογόνο, μη καρκινογενετικό και δεν προκαλεί φλεγμονώδεις αντιδράσεις. Είναι σχετικά ακτινοπερατό, σχεδόν στον ίδιο βαθμό με το οστό. Το επικρατέστερο και πιο βιοσυμβατό είναι μάλλον το υψηλής καθαρότητας κράμα (ELI - extra low interstitial) τιτανίου-αλουμινίου-βαναδίου Ti-6Al-4V. Η σύνθεσή του είναι 90 wt% Ti, 6 wt% Al και 4 wt% V. Οι βέλτιστες ιδιότητες αυτού του υλικού προκύπτουν με

τη διαδικασία της θερμής σφυρηλάτησης (hot forging). Περαιτέρω παραμόρφωση ή θερμική επεξεργασία θα πρέπει να αποφεύγεται ώστε να μη σχηματιστούν μικροδομές που θα βλάψουν τη βιοσυμβατότητα [36]. Στον πίνακα 3 συνοψίζονται οι μηχανικές ιδιότητες των παραπάνω υλικών [39].

Κράμα	Μέτρο Ελ. Young (GPa)	Όριο Διαρροής (MPa)	Αντοχή σε Εφελκυσμό (MPa)	Επιμήκυνση σε Θραύση (%)	Αντοχή σε Κόπωση, 10^7 Κύκλοι (MPa)	Ρυθμός Διάβρωσης (mpy)
316L Stainless Steel	200	689	862	12	383	0.001-0.002
Co-28Cr-6Mo F75	210	483	772	8	300	0.003-0.009
Ti-6Al-4V F620	120	827	896	10	580	0.007-0.04

Πίνακας 3: Μηχανικές ιδιότητες μεταλλικών κραμάτων

Μια από τις πρόσφατες βελτιώσεις για τα εμφυτεύματα είναι η χρήση κεραμικού υλικού αντί για μεταλλικό κράμα στο σφαιρικό στέλεχος. Σε in-vitro δοκιμές τα κεραμικά έχουν επιδείξει σημαντικά χαμηλότερο συντελεστή τριβής σε επαφή με πολυαιθυλένιο, σε σχέση με κράματα κοβαλτίου-χρωμίου και έχουν χρησιμοποιηθεί σε πολλά χειρουργεία. Τα κεραμικά που επιλέγονται είναι είτε υψηλής καθαρότητας πολυκρυσταλλική αλουμίνα Al_2O_3 (οξειδίο του αργιλίου) είτε ζirkονία ZrO_2 (οξειδίο του ζirkονίου).

Η αντοχή της πολυκρυσταλλικής αλουμίνας εξαρτάται από το μέγεθος των κόκκων και το πορώδες. Γενικά, όσο μικρότεροι είναι οι κόκκοι, τόσο χαμηλότερο το πορώδες και υψηλότερη η αντοχή. Η υψηλή σκληρότητα, ο χαμηλός συντελεστής τριβής και η άριστη αντίσταση διάβρωσης της αλουμίνας προσφέρουν ένα πολύ χαμηλό ποσοστό φθοράς στις επιφάνειες των αρθρώσεων στις ορθοπεδικές εφαρμογές. Το μέσο μέγεθος των κόκκων της αλουμίνας που προορίζεται για ιατρική χρήση δεν ξεπερνά τα 7 μm και η επιφάνειά της παρουσιάζει τραχύτητα μικρότερη των 0.2 μm . Εντούτοις, σε περίπτωση που η επιφάνεια της αλουμίνας τροποποιηθεί ή χρησιμοποιηθεί άμεσα στην περιοχή της άρθρωσης, μπορεί να αναπτυχθεί στη διεπαφή μια ινώδης μεμβράνη. Τα προϊόντα αλουμίνας τα οποία προορίζονται για εμφυτεύματα παρουσιάζουν 99.9% πιθανότητα να επιβιώσουν για 50 χρόνια σε συνθήκες πίεσης της τάξεως των 112 MPa. Σε εργασία των Oonishi και συνεργατών (2000), αναφέρθηκε ότι η φθορά του συνδυασμού αλουμίνα/UHMWPE στις ολικές αρθροπλαστικές ισχίων ήταν κατά 25-30% μικρότερη από τη φθορά του συνδυασμού μέταλλο/UHMWPE όπως προέκυψε από τα κλινικά αποτελέσματα σε δοκιμές προσομοιωτών ισχίων [28]. Λόγω των μηχανικών της ιδιοτήτων η αλουμίνα αποτελεί το ιδανικό υλικό για κατασκευή των μηριαίων κεφαλών σε νεαρά άτομα που απαιτούν πλήρη επαναφορά των σωματικών τους λειτουργιών.

Η ζirkονία έχει επιδείξει εξαιρετική βιοσυμβατότητα και αρκετά καλή αντίσταση στη φθορά και την τριβή, όταν συνδυάζεται με UHMWPE, ωστόσο οι φυσικές της ιδιότητες είναι κάπως κατώτερες από αυτές της αλουμίνης. Η μερικώς σταθεροποιημένη ζirkονία χρησιμοποιείται σε ΟΑΙ σε συνδυασμό με UHMWPE. Μέσα από μελέτες σε προσομοιωτές αντικατάστασης ισχίων και μηριαίων οστών έχει αποδειχθεί πως τα βιοκεραμικά εμφυτεύματα που έχουν κατασκευαστεί από μερικώς σταθεροποιημένη ζirkονία παρουσιάζουν τη μικρότερη φθορά όσον αφορά της αλληλεπίδρασή τους με τον ορό του αίματος.

2.5.2 Κατασκευή κυπέλλου κοτύλης

Το εξάρτημα της κοτύλης αρχικά κατασκευαζόταν από πολυαιθυλένιο υψηλής πυκνότητας, το οποίο αντικαταστάθηκε στη συνέχεια από πολυαιθυλένιο πολύ υψηλού μοριακού βάρους (Ultra High Molecular Weight Polyethylene, UHMWPE) το οποίο υπερέχει σε αντίσταση στη φθορά, έχει ικανοποιητική ομοιογένεια και χημική σταθερότητα και είναι εικονικά αδρανές στο περιβάλλον του ανθρώπινου σώματος, ενώ δεν προκαλεί φλεγμονές, μολύνσεις και τοξικές αντιδράσεις. Επιπλέον έχει αρκετά χαμηλό συντελεστή τριβής όταν βρίσκεται σε επαφή με τα υλικά που χρησιμοποιούνται στο σφαιρικό εξάρτημα. Το μέτρο ελαστικότητάς του είναι 0.50 GPa, η αντοχή του σε εφελκυσμό 35 MPa, ο λόγος Poisson 0.45, η σκληρότητα κατά Vickers 5.30 και η πυκνότητά του 0.945 g/cm³. Το πολυαιθυλένιο συγκαταλέγεται στα βιοδραστικά βιοϋλικά. Η φύση του υλικού επιτρέπει την κοπή και τη διαμόρφωσή του με αιχμηρό αντικείμενο χωρίς να επηρεαστεί η δομή των πόρων του. Επίσης είναι κακός αγωγός της θερμότητας, του ψύχους και του ηλεκτρισμού, δεν επηρεάζεται από τις θερμοκρασιακές αλλαγές του σώματος και είναι εντελώς αδιάλυτο στα σωματικά υγρά. Διατηρεί τη μορφή που του έχει δοθεί και έτσι δεν προκαλεί τραυματισμούς που οφείλονται σε παραμόρφωση. Κατά μέσο όρο το μέγεθος των πόρων του UHMWPE ξεπερνά τα 100 μm και ο όγκος που καταλαμβάνουν στο εμφύτευμα είναι περίπου το 50%. Λόγω της πορώδους δομής του είναι ευπαθές σε μικροοργανισμούς και αυτό είναι το βασικό του μειονέκτημα. Πριν την έρευνα του Charnley το κυπέλλιο της κοτύλης κατασκευαζόταν από μέταλλο και αρθρωνόταν απευθείας με την κεφαλή, όμως τα σχέδια αυτά αργότερα αποσύρθηκαν λόγω της τριβής μεταξύ των μεταλλικών επιφανειών που οδηγούσε σε φθορά και χαλάρωση του εμφυτεύματος.

2.5.3 Επιλογή σταθεροποιητικού παράγοντα

Για την επιτυχημένη απόδοση της τεχνητής ισχιακής άρθρωσης είναι σημαντική η ασφαλής προσκόλληση του μηριαίου στελέχους στο μηριαίο οστό και του κυπέλλου της κοτύλης στη λεκάνη, ώστε να αποφευχθεί η χαλάρωση κάποιας συνιστώσας και η επιταχυνόμενη αποδόμηση της άρθρωσης. Υπάρχουν δύο μέθοδοι σταθεροποίησης που χρησιμοποιούνται συνηθέστερα για την ασφάλιση των εξαρτημάτων στις περιβάλλουσες οστικές δομές: με χρήση οστικού τσιμέντου και χωρίς χρήση οστικού τσιμέντου [36].

Για την προσκόλληση με τσιμέντο, ο σταθεροποιητικός παράγοντας που χρησιμοποιείται είναι το πολυμεθυλ-μεθακρυλικό τσιμέντο (PMMA), ένα θερμοπλαστικό πολυμερές που προκύπτει με πολυμερισμό του μονομερούς

μεθακρυλικού μεθυλίου. Η αντοχή του σε εφελκυσμό είναι περίπου 70 MPa. Προκειμένου να παρασκευαστεί το οστικό τσιμέντο, αναμειγνύεται η πολυμερική σκόνη με μονομερές υγρό τη στιγμή που πρέπει να χρησιμοποιηθεί και αυτά τα συστατικά αλληλεπιδρούν χημικά μέσω διεργασίας πολυμερισμού. Το προϊόν υφίσταται διαδοχικές φάσεις σκλήρυνσης, μέχρι να δημιουργηθεί μια σκληρή δομή που μοιάζει με αυτή του plexiglass. Η τεχνική της εμφύτευσης οστικού τσιμέντου έχει αποδειχθεί πολύ σημαντική στην εξασφάλιση της καλής μακροχρόνιας σταθεροποίησης, αρκεί να γίνεται σωστή διεύθυνση του τσιμέντου στο οστό και επαρκές γέμισμα των κενών διαστημάτων γύρω από την επιφάνεια του προσθετικού μέλους. Αυτό επιτυγχάνεται με την εισαγωγή του τσιμέντου υπό πίεση. Το οστικό τσιμέντο πρέπει να παρασκευάζεται είτε με διεγχειρητική φυγοκέντριση είτε σε κενό αέρα για να αφαιρούνται οι φυσαλίδες αέρα κατά τα αρχικά στάδια πολυμερισμού. Αν απομείνουν φυσαλίδες στο τσιμέντο που έχει ήδη στερεοποιηθεί, μπορεί να δράσουν σαν αδύναμα σημεία ή σημεία συγκέντρωσης τάσεων που διευκολύνουν τη διάδοση ρωγμών στο μανδύα οστικού τσιμέντου. Επίσης η αντίδραση πολυμερισμού πρέπει να ελέγχεται προσεκτικά, επειδή η θερμότητα που εκλύεται κατά τον πολυμερισμό μπορεί να βλάψει τον οστικό ιστό. Σε πολλές περιπτώσεις το τσιμέντο εμποτίζεται με αντιβιοτικά για να μειωθεί ο κίνδυνος μετεγχειρητικής μόλυνσης, αν και κάποιες μελέτες έχουν δείξει ότι τα αντιβιοτικά μπορεί να αποδυναμώσουν το πολυμερές.

Για την προσκόλληση χωρίς τσιμέντο, το μηριαίο στέλεχος και το κυπέλλιο επικαλύπτονται με μια πορώδη επίστρωση και η σταθεροποίηση εξασφαλίζεται με την ανάπτυξη οστικής μάζας μέσα στους πόρους της επιφάνειας. Η πορώδης επίστρωση αποτελείται είτε από πυροσυσσωματωμένη μεταλλική σκόνη είτε από ηλεκτροψευκασμένο μέταλλο. Η ανάπτυξη οστικού ιστού εντός αυτού του τρισδιάστατου δικτύου πόρων, σε περίπτωση επιτυχίας, προσφέρει πολύ ασφαλή ένωση οστού-εμφυτεύματος.

2.6 Μέθοδοι στήριξης μηριαίων προθεμάτων

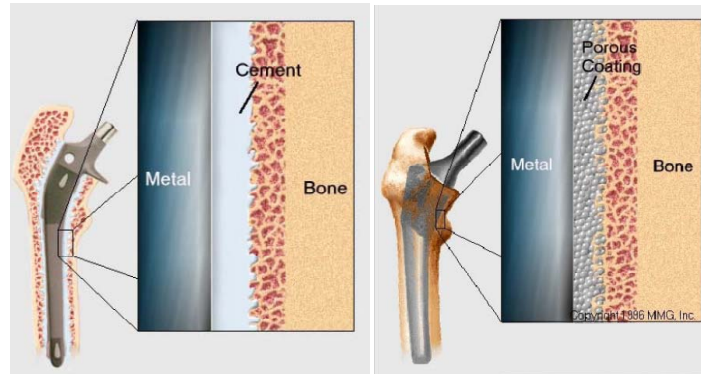
- **Στήριξη με χρήση πολυμεθυλ-μεθακρυλικού τσιμέντου PMMA.** Το 1961 ο Charnley παρουσίασε τη χρήση ακρυλικού τσιμέντου για τη σταθεροποίηση των προθέσεων σε ΟΑΙ. Το τσιμέντο παρείχε άμεση σταθεροποίηση και λειτουργούσε κατανέμοντας τα φορτία πιο ισομερώς στο οστό. Συνολικά επιτεύχθηκε ένα ποσοστό κλινικής επιτυχίας περίπου 90% για τις ΟΑΙ που έγιναν τη δεκαετία του 1970, όμως τα αποτελέσματα ήταν απογοητευτικά σε νεότερους και πιο δραστήριους ασθενείς, λόγω αυξημένου ποσοστού χαλάρωσης των προθέσεων. Βελτιώσεις στην τεχνική εφαρμογής του τσιμέντου ελάττωσαν τα ποσοστά χαλάρωσης, τουλάχιστον για τη μηριαία πρόθεση. Οι Harris και McGann για παράδειγμα, βρήκαν άσηπτη χαλάρωση μόνο στο 1.7% μετά από μέσο χρόνο παρακολούθησης 3.3 χρόνια. Όσον αφορά το κοτυλιαίο εμφύτευμα όμως, έχει παρατηρηθεί μια σχεδόν γραμμική αύξηση της χαλάρωσης και οι βελτιώσεις στην εφαρμογή τσιμέντου είναι λιγότερο εφαρμόσιμες. Γι'αυτό και χρησιμοποιούνται πολλές φορές, ιδίως σε λιγότερο δραστήριους και ηλικιωμένους ασθενείς, κοτυλιαία κυπέλια με πορώδη επικάλυψη σε συνδυασμό με μηριαίες προθέσεις με χρήση τσιμέντου.

- **Στήριξη με μέθοδο Press Fitting.** Η σταθεροποίηση με αυτή τη μέθοδο χρησιμοποιήθηκε αρχικά τη δεκαετία του 1950. Συνίσταται στη δημιουργία διεγχειρητικά μικρότερου χώρου στο μηριαίο οστό για την πρόθεση από την ίδια την πρόθεση, η οποία κατόπιν προωθείται με πίεση στον διαμορφωμένο γι' αυτή χώρο. Σε μερικές περιπτώσεις εμφανίζεται χαλάρωση και σε άλλες το φαινόμενο stress shielding όταν τα φορτία μεταφέρονται δια της πρόθεσης κυρίως στο περιφερικό τμήμα του οστού, με αποτέλεσμα οστική απορρόφηση στο εγγύς τμήμα του μηριαίου.
- **Σταθεροποίηση μέσω ανάπτυξης νέου οστού σε πορώδη επιφάνεια.** Η σταθεροποίηση χωρίς τσιμέντο αναπτύχθηκε τη δεκαετία του 1970 σε απάντηση στην αυξημένη επίπτωση άσηπτης χαλάρωσης των προθέσεων με χρήση τσιμέντου. Οι στόχοι αυτής της τεχνικής ήταν η εξασφάλιση μιας ανθεκτικής αρθροπλαστικής με ικανοποιητικό μακροχρόνιο κλινικό αποτέλεσμα, η αποφυγή χρήσης τσιμέντου και η διατήρηση του οστικού αποθέματος. Αυτά θα επιτυγχάνονταν με την ανάπτυξη οστού μέσα στην πορώδη επιφάνεια. Μελέτες μετά από αφαίρεση υλικών έδειξαν όμως ότι η ανάπτυξη νέου οστού ήταν περιορισμένη και πιο συχνή στο μηριαίο παρά στο κοτυλιαίο εμφύτευμα. Σε μια ανασκόπηση οι Haddad και συνεργάτες συμπέραναν ότι ο συνδυασμός περιορισμένης ανάπτυξης νέου οστού και εκτεταμένης ανάπτυξης ινώδους ιστού είναι επαρκής για τη σταθεροποίηση. Η ανάπτυξη οστού γύρω από τις προθέσεις με πορώδεις επιφάνειες εξαρτάται από ορισμένα σχεδιαστικά χαρακτηριστικά της πρόθεσης, τη στενή επαφή του οστού και της πορώδους επιφάνειας και την αρχική σταθεροποίηση των εμφυτευμάτων είτε με τη μέθοδο press fit είτε με τη χρήση άλλων μέσων όπως βίδες. Η ανάπτυξη νέου οστού αναμένεται να εμφανιστεί στις 4 έως 6 εβδομάδες μετεγχειρητικά και συχνά μέχρι τότε οι ασθενείς βαδίζουν με μερική στήριξη. Συγκρίνοντας ασθενείς με προθέσεις με και χωρίς τσιμέντο, με μέσο follow-up 4 έτη φάνηκε υψηλότερο λειτουργικό αποτέλεσμα στην ομάδα χωρίς τσιμέντο, αν και η ανακούφιση από τον πόνο ήταν ίδια και στις δύο ομάδες. Η σταθεροποίηση των προθέσεων μπορεί να είναι αποτέλεσμα είτε ανάπτυξης νέου οστίτη ιστού είτε ινώδους ιστού. Ιδανική θεωρείται η ανάπτυξη νέου οστού. Η εκτίμηση της σταθερότητας των προθέσεων εξαρτάται από την αξιολόγηση των ακτινογραφιών. Συγκρίνοντας την αρχική ακτινογραφία και μια μετά από 2 χρόνια οι Engh και Massin περιέγραψαν τρεις ακτινολογικές κατηγορίες βιολογικής στερέωσης και σταθερότητας. Η καλύτερη είναι αυτή που απεικονίζει σταθεροποίηση μέσω ανάπτυξης οστού, λιγότερο καλή αλλά σταθερή είναι αυτή που απεικονίζει ανάπτυξη καθυστερημένης σταθεροποίησης μέσω ινώδους ιστού και ασταθής σταθεροποίηση είναι αυτή που δεν απεικονίζει ανάπτυξη οστίτη ή ινώδους ιστού γύρω από την πρόθεση μέσα στον πρώτο χρόνο. Η σταθεροποίηση με την ανάπτυξη οστού καταδεικνύεται από την απουσία αντιδραστικών γραμμών γύρω από την πρόθεση και την παρουσία νέου οστού που γεμίζει την περιοχή μεταξύ ενδοοστικής επιφάνειας και εμφυτεύματος. Όταν εμφανίζεται σταθεροποίηση με την ανάπτυξη ινώδους ιστού, αυτή καταδεικνύεται σε ακτινογραφίες 1 χρόνο μετεγχειρητικά με την παρουσία λεπτών σκληρωτικών γραμμών. Κατά τους Engh και Massin εάν η εικόνα παραμείνει αμετάβλητη και καμία αλλαγή δεν έχει γίνει στη θέση της πρόθεσης 2 χρόνια μετά την επέμβαση, η πρόθεση έχει σταθεροποιηθεί από ισχυρό ινώδη ιστό και διαμόρφωση οστού στο κάτω

άκρο του στελέχους. Αντίθετα, αν υπάρξει περαιτέρω μετατόπιση της πρόθεσης τότε αυτή είναι ασταθής [1].

- **Προθέσεις με επικάλυψη υδροξυαπατίτη.** Η επικάλυψη επιτρέπει το σχηματισμό χημικών δεσμών με το οστό και προάγει την οστεοενσωμάτωση. Η επικάλυψη που δεν είναι ακτινολογικά ορατή, ψεκάζεται στο εγγύς τμήμα της μηριαίας πρόθεσης, δεν είναι τοξική και απορροφάται αργά με το πέρασμα του χρόνου. Με παρόμοια επικάλυψη υπάρχουν και κοτυλιαίες προθέσεις. Το στρώμα υδροξυαπατίτη, με το οποίο επικαλύπτονται ορισμένες προθέσεις ολικής αρθροπλαστικής ισχίου χωρίς τσιμέντο, έχει οστεοεπαγωγικές ιδιότητες, ενισχύοντας τον άμεσο σχηματισμό οστίτη ιστού στο διάκενο μεταξύ πρόθεσης και οστού, χωρίς ενδιάμεσο στρώμα ινώδους ιστού. Αυτή η διαδικασία αναγέννησης του οστίτη ιστού και η σύνδεσή του με το υπάρχον οστό συντελείται σε σχετικά μικρό χρονικό διάστημα, ακόμη και υπό συνθήκες φόρτισης του σκέλους. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, τα πρώιμα και τα μεσοπρόθεσμα αποτελέσματα της ολικής αρθροπλαστικής ισχίου με επικάλυψη υδροξυαπατίτη είναι ελπιδοφόρα. Ιστολογικές αναλύσεις έχουν δείξει ότι η δημιουργία νέου οστίτη ιστού και η αφομοίωσή του από το υπάρχον οστό εμφανίζεται αρκετά νωρίς. Επιπλέον, μελέτες σε πειραματόζωα έχουν δείξει ότι ο υδροξυαπατίτης έχει θετική επίδραση στην κάλυψη των διάκενων μεταξύ προθέσεων και οστού, με τη μετατροπή του ινώδους ιστού σε οστίτη σε φορτιζόμενη πρόθεση.
- **Στήριξη με επίστρωση μεταλλικών υλικών.** Εναλλακτική λύση των συγκολλημένων προσθέσεων αποτελεί η στήριξη των εμφυτευμάτων με χρήση μεταλλικών υλικών με τη μορφή επιστρώσεων για τη σύνδεσή τους με τα οστά. Υπάρχουν 3 τεχνικές επίστρωσης. Η τεχνική ψεκασμού πλάσματος, που χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά η εταιρεία Biomet Inc. για την επίστρωση πυκνού τιτανίου, η οποία δημιουργεί ένα μέγεθος πόρων του υλικού 100-1000 μm παρέχοντας μια μεγάλη περιοχή επαφής μεταξύ των σωματιδίων και του υποστρώματος. Η δεύτερη είναι η τεχνική συμπύκνωσης σφαιρών (sintered bead porous coating) όπου τα σφαιρικά σωματίδια που χρησιμοποιούνται είναι 50-1000 μm από τιτάνιο ή κράμα κοβαλτίου-χρωμίου και η τρίτη η τεχνική επίστρωσης μεταλλικών ινών (diffusion bonding porous coating). Η επίστρωση με μεταλλικές ίνες διαφέρει από την επίστρωση σφαιρών στο ότι η πορώδης επιφάνεια είναι πιο συνεκτική, που μπορεί να καταλήξει σε χαμηλές τάσεις στη διεπαφή του εμφυτεύματος. Πρόσφατα, ερευνητές σύγκριναν διαφορετικού τύπου πορωδών επιστρώσεων και βρήκαν ότι μια επίστρωση τιτανίου με ψεκασμό πλάσματος μείωσε σημαντικά τη μικροκίνηση των κυπελλίων της κοτύλης, συγκριτικά με μια Co-Cr επίστρωση σφαιρών. Επιπρόσθετα, η αντοχή κόπωσης της plasma-sprayed πορώδους επίστρωσης αποδείχθηκε καλύτερη από τις άλλες επιστρώσεις [40]. Η χρήση των μεταλλικών επιστρώσεων έχει παρουσιάσει κάποια καλά αποτελέσματα, όμως η παρουσία ιόντων από τα μεταλλικά υλικά και η πιθανότητα αποτυχίας της αναδιαμόρφωσης του φυσικού οστού, δίνουν μια ώθηση στη χρήση κεραμικού υλικού ως επίστρωση σε μεταλλικό εμφύτευμα. Αυτή η τεχνική χρησιμοποιείται σήμερα και σε οδοντιατρικές εφαρμογές και σε προσθετικές αρθρώσεων. Αν και κάποια μεταλλικά εμφυτεύματα με κεραμικές επιστρώσεις είναι ήδη διαθέσιμα, οι έρευνες συνεχίζονται [41]. Η διαδικασία των κεραμικών επιστρώσεων σε ένα μεταλλικό υπόστρωμα είναι αρκετά πολύπλοκη και γίνεται με πολλούς τρόπους. Η κλινική επιτυχία εξαρτάται από αυτή την επίστρωση, από τη στιγμή

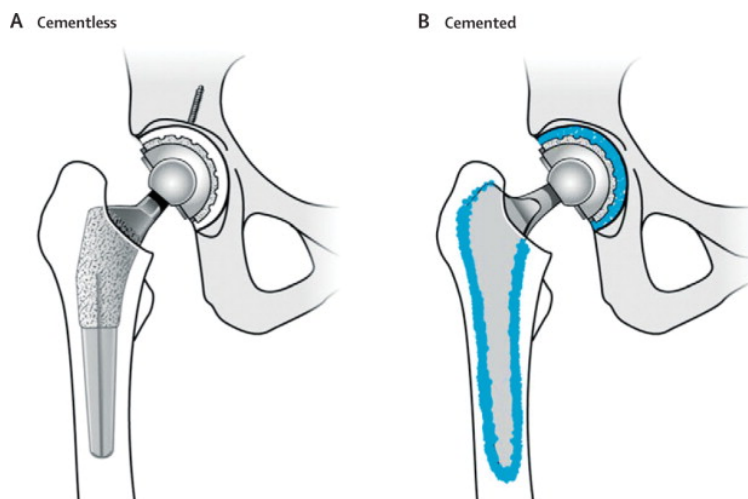
που η ποιότητα και η ανθεκτικότητα της σύνδεσης της διεπαφής εξαρτάται σημαντικά από τη χημική σύνθεση και την καθαρότητα της επίστρωσης, το μέγεθος των πόρων, το πάχος της επίστρωσης και τη μορφολογία της επιφάνειας του υποστρώματος [42].



Σχήμα 2.4: Σταθεροποίηση με τσιμέντο και με επίστρωση μεταλλικών σφαιρών

2.7 Αξιολόγηση των μεθόδων στήριξης

Το μηριαίο στέλεχος που τοποθετείται με οστικό τσιμέντο μεταδίδει και κατανέμει τη δύναμη που αναπτύσσεται στο κέντρο της άρθρωσης, διαμέσου του τσιμέντου, στο κεντρικό τμήμα του μηριαίου. Το μέγεθος και ο τρόπος φόρτισης του τσιμέντου επηρεάζονται σημαντικά από το σχήμα της εγκάρσιας τομής του στελέχους. Προθέσεις με στενές επιφάνειες και μικρή περιοχή ροπών αδράνειας προκαλούν υψηλές συμπιεστικές δυνάμεις καταπόνησης. Επιθυμητή κατανομή των καταπονήσεων προκύπτει από στελέχη με ευρεία έσω επιφάνεια και ακόμα ευρύτερη εξωτερική επιφάνεια. Με την αύξηση του μήκους του μηριαίου στελέχους αυξάνονται οι καταπονήσεις του, ενώ με την ελάττωση του μήκους του αυξάνονται οι καταπονήσεις του τσιμέντου. Με τη αύξηση του εμβαδού των εγκαρσίων τομών του στελέχους ελαττώνονται οι καταπονήσεις και στο στέλεχος και στο τσιμέντο. Αυξάνοντας την ελαστικότητα του υλικού του στελέχους, επιτυγχάνεται ελάττωση των καταπονήσεων του στελέχους, ωστόσο επέρχεται αύξηση των καταπονήσεων του τσιμέντου και ταυτόχρονη μεταφορά των καταπονήσεων στο κεντρικό τμήμα του τσιμέντου. Το αντίθετο συμβαίνει για σκληρότερο υλικό. Θεωρητικά τα πιο δύσκαμπτα στελέχη θα μπορούσαν να προκαλέσουν οστική απορρόφηση, λόγω αχρησίας του κεντρικού τμήματος του μηριαίου. Αντίθετα τα πιο εύκαμπτα στελέχη θα προκαλούσαν κόπωση στο κεντρικό τμήμα του τσιμέντου με αποτέλεσμα αύξηση της χαλάρωσης.



Σχήμα 2.5: Στήριξη χωρίς τσιμέντο (A) και στήριξη με τσιμέντο (B)

Με την ελπίδα αποφυγής προβλημάτων όπως η αφαίρεση του τσιμέντου σε περίπτωση επέμβασης αναθεώρησης ΟΑΙ, έχει εκδηλωθεί αυξημένο ενδιαφέρον για τις ΟΑΙ χωρίς οστικό τσιμέντο, όπου το στέλεχος σταθεροποιείται σε τρεις φάσεις βιολογικής αντίδρασης: 1) στην πρώιμη φάση χρειάζεται μηχανική στερέωση για να επέλθει ανάπτυξη του οστού, 2) στην ενδιάμεση φάση γίνεται ανακατασκευή του οστού καθώς αυτό προσαρμόζεται στις νέες καταπονήσεις και 3) επακολουθεί η φάση σταθερότητας.

Η ολική αρθροπλαστική ισχίου χωρίς τσιμέντο κέρδισε σημαντικό έδαφος τις τελευταίες 2 δεκαετίες βασιζόμενη στην πεποίθηση ότι η περιπροθετική οστεόλυση, που αποτελεί τον κύριο λόγο χαλάρωσης μιας αρθροπλαστικής, θα μπορούσε να μειωθεί σημαντικά με την εξάλειψη της ανάγκης χρήσης τσιμέντου. Η επιβίωση της ολικής αρθροπλαστικής ισχίου βασίζεται τόσο στην πρωτογενή όσο και στη δευτερογενή σταθερότητα της μηριαίας και της κοτυλιαίας πρόθεσης. Η αρχική εμπειρία με ολικές αρθροπλαστικές χωρίς τσιμέντο οδήγησε σε τροποποιήσεις του σχεδιασμού τους, με στόχο την αύξηση της πρωτογενούς σταθερότητας της μηριαίας πρόθεσης, τη μείωση της διαμέτρου της μηριαίας κεφαλής, καθώς και τη βελτίωση της κοτυλιαίας πρόθεσης και της ποιότητας του ένθετου πολυαιθυλενίου.

Σε περιπτώσεις που ο ρυθμός ανάπτυξης του οστού είναι χαμηλός λόγω παθήσεων που επηρεάζουν την ποιότητα των οστών, προτιμάται η στήριξη με τσιμέντο. Γενικά έχει καθιερωθεί σε άτομα άνω των 80 ετών να χρησιμοποιείται PMMA, διότι η πιθανότητα το οστό να αναπτυχθεί περιμετρικά του προθέματος και να ενισχύσει τη στήριξή του είναι ελάχιστη.

2.8 Πιθανά αίτια αποτυχίας ΟΑΙ

Οι κυριότερες ενδείξεις προβλήματος με την τεχνητή ισχιακή άρθρωση και ανάγκης για αναθεώρηση της ολικής αρθροπλαστικής είναι η επώδυνη, άσηπτη χαλάρωση του εμφυτεύματος, η σηπτική χαλάρωση, η προοδευτική απώλεια οστού, το

περιπροθετικό κάταγμα που συμβαίνει συνήθως σε ήδη χαλαρωμένη πρόθεση, τα υποτροπιάζονται εξαρθήματα που οφείλονται σε κακό προσανατολισμό των εμφυτευμάτων και η θραύση ή μηχανική αστοχία των υλικών.

1. Άσηπτη χαλάρωση. Η συχνότερη αιτία αναθεώρησης της ΟΑΙ είναι η άσηπτη χαλάρωση, η αποτυχία δηλαδή σταθεροποίησης της κοτυλιαίας ή της μηριαίας πρόθεσης, που οφείλεται κυρίως σε βιολογικούς και μηχανικούς παράγοντες. Η χαλάρωση των προθέσεων και η απώλεια στήριξης επέρχονται όταν ο στηρικτικός για την πρόθεση ιστός απολέσει την ικανότητά του να τη σταθεροποιεί. Αυτό συμβαίνει είτε λόγω εκτεταμένης περιπροθετικής οστεόλυσης, είτε λόγω θραύσης και ανεπαρκούς αποκατάστασης των στηρικτικών οστικών δοκίδων, όπως γίνεται στις περιπτώσεις αυξημένων μηχανικών απαιτήσεων του οργανισμού ή σε συνθήκες τροποποίησης της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς του ισχίου, με οστεοαραίωση της εγγύς μηριαίας μετάφυσης [3].

Η περιπροθετική οστεόλυση θεωρείται από τις σοβαρότερες και συχνότερες απώτερες επιπλοκές της ΟΑΙ. Όσον αφορά στον παθογενετικό της μηχανισμό, μέχρι τις αρχές του 1980 πιστεύονταν ότι το βιολογικό τσιμέντο ήταν το κύριο αίτιο για τη δημιουργία οστεόλυσης γύρω από την πρόθεση, λόγω της αντίδρασης του οργανισμού προς ξένο σώμα, της τοξικότητας του μονομερούς, καθώς και της νέκρωσης των ιστών από την υψηλή θερμοκρασία που αναπτύσσεται κατά την ανάμειξη και τον πολυμερισμό. Με την πρόοδο της έρευνας γύρω από το αντικείμενο αυτό και την εισαγωγή προθέσεων με πορώδεις επιφάνειες που στηρίζονται στο μηριαίο αυλό με την απευθείας ανάπτυξη οστού μεταξύ των πόρων της πρόθεσης, διαπιστώθηκε ότι η οστεόλυση μπορεί να συμβεί και στις προθέσεις αυτές, παρόλο που δε χρησιμοποιείται βιολογικό τσιμέντο [3].

Αιτία είναι τα σωματίδια φθοράς που προέρχονται κυρίως από τις αρθρούμενες επιφάνειες των τμημάτων της πρόθεσης, τις μη αρθρούμενες επιφάνειες του μηριαίου και του κοτυλιαίου εμφυτεύματος και το οστικό τσιμέντο (αν υπάρχει), και τα οποία ξεκινούν ένα είδος αντίδρασης του οργανισμού προς ξένο σώμα. Αυτά τα μικροσκοπικά σωματίδια προκαλούν την ενεργοποίηση των κυκλοφορούντων μονοκυττάρων που παράγουν κυτοκίνες, οι οποίες προσελκύουν μακροφάγα στην περιοχή. Η αποτυχία των μακροφάγων να πέσουν και να διαλύσουν τα ξένα σωματίδια προκαλεί κυτταρικό θάνατο και απελευθέρωση περισσότερων κυτοκινών που προσελκύουν ακόμη πιο πολλά μακροφάγα. Κατά τη δοκιμασία αυτή εμφανίζεται οστική διάβρωση, λόγω της δράσης των κυτοκινών και υπάρχουν ακτινολογικά ευρήματα οστεόλυσης. Τελικά σχηματίζεται μια χαρακτηριστική ψευδομεμβράνη μεταξύ της προθέσεως και του οστού, η οποία όπως αποδείχθηκε από ανοσοϊστοχημικές και βιοχημικές μελέτες, αποτελείται κυρίως από μακροφάγα, πολυπύρρηνα γιγαντοκύτταρα και ινοβλάστες οργανωμένα σε κοκκιώματα τύπου ξένου σώματος.

Κατά την ιστολογική εξέταση παρασκευασμάτων που λαμβάνονται στις επεμβάσεις αναθεώρησης αναγνωρίζονται προϊόντα φθοράς που παράγονται κυρίως από τη συνεχή τριβή της κεφαλής της μηριαίας πρόθεσης επάνω στο πολυαιθυλένιο της κοτύλης και ονομάζονται προϊόντα φθοράς πολυαιθυλενίου. Ηπιότερες αντιδράσεις προκαλούνται από την παρουσία σωματιδίων ακρυλικού πολυμερούς, αλλά και προϊόντων φθοράς των μεταλλικών

κραμάτων. Το μέγεθος των σωματιδίων παίζει ρόλο στη βιολογική απόκριση του οργανισμού. Σωματίδια μεγαλύτερα από 10μm δεν προκαλούν ελευθέρωση κυτοκινών, ενώ σωματίδια μικρότερα από 10μm την πυροδοτούν.

2. **Σηπτική χαλάρωση.** Αποτελεί σοβαρότατη επιπλοκή και η συχνότητά της ανέρχεται στο 1.6% των αρθροπλαστικών. Προδιαθεσικά αίτια θεωρούνται η ανοσοκαταστολή, η ρευματοειδής αρθρίτιδα, ο σακχαρώδης διαβήτης, η οστεομυελίτιδα, καθυστέρηση επούλωσης του τραύματος κ.ά. Οι συχνότεροι παθογόνοι μικροοργανισμοί που ευθύνονται για τη σηπτική χαλάρωση είναι ο χρυσίζων σταφυλόκοκκος, ο επιδερμικός σταφυλόκοκκος, οι μύκητες και τα μυκοβακτηρίδια. Στις απλές ακτινογραφίες είναι συνήθως εμφανής η υποχόνδρια οστική απορρόφηση, η παρουσία εκτεταμένων οστεολυτικών περιοχών, η χαλάρωση της πρόθεσης και η έκτοπη οστεοποίηση. Ιδίως αν οι ακτινολογικές αυτές αλλαγές εμφανίζονται μέσα στον πρώτο μετεγχειρητικό χρόνο, η σηπτική χαλάρωση θα πρέπει να θεωρείται πολύ πιθανή [3].
3. **Περιπροθετικά κατάγματα.** Συμβαίνουν συνήθως γύρω από μια ήδη χαλαρωμένη πρόθεση, σαν συνέπεια της οστεολυτικής διαδικασίας. Τα περιπροθετικά κατάγματα του μηριαίου κατατάσσονται ανάλογα το σημείο του κατάγματος σε σχέση με την πρόθεση. Σύμφωνα με την ταξινόμηση Vancouver διακρίνονται σε τύπου A, όταν αφορούν την περιοχή των τροχαντήρων και της κεντρικής μετάφυσης της μηριαίας πρόθεσης, σε τύπου B όταν αφορούν την περιοχή της διάφυσης της πρόθεσης και σε τύπου C όταν εκτείνονται περιφερικότερα του άκρου της πρόθεσης. Τα τύπου B υποδιαιρούνται σε τύπου B1 αν το stem είναι σταθερό, B2 αν είναι χαλαρό και B3 σε περιπτώσεις με σημαντικό οστικό έλλειμμα. Τα τύπου A συμβαίνουν συχνότερα σε ήδη χαλαρωμένη πρόθεση. Περιπροθετικό κάταγμα μπορεί να συμβεί και στο κοτυλιαίο εμφύτευμα, πρόκειται όμως για σπάνια κάκωση [3].
4. **Stress shielding.** Η εμφύτευση της μηριαίας πρόθεσης αλλάζει το μηχανικό περιβάλλον διανομής φορτίων στο οστό που το φιλοξενεί, αναλαμβάνοντας σχετικά μεγάλο μερίδιο του φορτίου από το μηρό, λόγω του αυξημένου μέτρου ελαστικότητας που έχουν τα υλικά των εμφυτευμάτων συγκριτικά προς τα οστά. Μόλις τοποθετηθεί η μηριαία πρόθεση, η πίεση που κανονικά εξασκείται στο μηριαίο οστό μειώνεται, καθώς το πιο άκαμπτο υλικό υφίσταται το μεγαλύτερο φορτίο από τη δύναμη, μεταβιβάζοντάς το στο οστό στην περιοχή της διάφυσης και αφήνοντας την περιοχή της μετάφυσης χωρίς φορτίο. Έτσι προκαλείται φθορά του κεντρικού τμήματος του μηριαίου. Αυτό το φαινόμενο φθοράς γύρω από τη μηριαία πρόθεση, αποκαλούμενο “stress shielding”, είναι μια από τις σημαντικότερες επιπλοκές της ολικής αρθροπλαστικής ισχίου χωρίς τσιμέντο. Οι πιθανές επιπλοκές ως αποτέλεσμα του stress shielding περιλαμβάνουν τον πρόσθιο μηριαίο πόνο, την πρόιμη χαλάρωση της μηριαίας πρόθεσης ή ακόμα και τη θραύση εξαιτίας της απορρόφησης του οστού στην περιοχή της μετάφυσης λόγω ελλιπούς στήριξης. Το stress shielding μπορεί να περιοριστεί με τη χρήση σύνθετων υλικών που προσφέρουν υψηλή αντοχή και ελαστικές ιδιότητες ανάλογες με του οστού. Συγκεκριμένα το τιτάνιο και τα κράματά του προτιμώνται περισσότερο λόγω του μικρότερου μέτρου ελαστικότητας.
5. **Κόπωση (fatigue).** Η κόπωση είναι μια μορφή αστοχίας των υλικών που εμφανίζεται συνήθως μετά από μια μακρά χρονική περίοδο επαναλαμβανόμενων κυκλικών τάσεων ή παραμορφώσεων. Γενικά, υπάρχουν 3 τύποι κυκλικών τάσεων. Η αναστρεφόμενη κυκλική τάση, κατά την οποία η

τάση εναλλάσσεται από μια μέγιστη εφελκυστική τιμή σε μια μέγιστη θλιπτική ίσου μεγέθους, η επαναλαμβανόμενη κυκλική τάση, κατά την οποία η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή τάσης είναι ασύμμετρη ως προς το επίπεδο μηδενικής τάσης και ο τυχαίος κύκλος τάσης.

Η συχνότητα της φόρτισης και οι κυμαινόμενες τάσεις, που συναντώνται στο σώμα κατά τη διάρκεια μιας συγκεκριμένης χρονικής περιόδου, είναι καθοριστικές για τη διάρκεια ζωής των εμφυτευμάτων. Επαναλαμβανόμενες καθημερινές δραστηριότητες, όπως το βάδισμα, το τρέξιμο, το τέντωμα, το σκαρφάλωμα, μπορεί να αναπτύξουν ρωγμές στα εμφυτεύματα και να οδηγήσουν στην αποτυχία τους. Για παράδειγμα, το οστό του ισχίου υποβάλλεται σε κυκλική φόρτιση περίπου 10^6 κύκλους το χρόνο. Ένας γρήγορος ρυθμός βαδίσματος αντιστοιχεί σε ένα ολοκληρωμένο κύκλο βαδίσματος – 2 βήματα/sec. Για ένα δραστήριο άτομο, ο αριθμός των βημάτων μπορεί να είναι 2 ή 3 φορές μεγαλύτερος από τον αριθμό των βημάτων ενός μέσου ανθρώπου.

Η φύση της αστοχίας σε κόπωση προσομοιάζει την ψαθυρή θραύση ακόμη και στα όλκιμα μέταλλα και συνήθως η επιφάνεια θραύσης είναι κάθετη στη διεύθυνση της εφαρμοζόμενης εφελκυστικής τάσης. Η διαδικασία αστοχίας σε κόπωση χαρακτηρίζεται από 3 βήματα: α) έναρξη ρωγμής, όπου μια μικρή ρωγή σχηματίζεται σε κάποιο σημείο μεγάλης συγκέντρωσης τάσης, β) διάδοση ρωγμής, η οποία αυξάνεται με κάθε κύκλο τάσης, γ) τελική αστοχία, η οποία εμφανίζεται όταν η ρωγή αποκτήσει κρίσιμο μέγεθος.

Για να αναπτυχθεί ρωγή κόπωσης, δεν είναι απαραίτητο το εμφύτευμα να φορτιστεί στην περιοχή της πλαστικής παραμόρφωσης. Τοπικές τάσεις που εμφανίζονται στις συνθήκες ελαστικής παραμόρφωσης είναι αρκετές ώστε να ξεκινήσουν ρωγμές στην επιφάνεια του εμφυτεύματος. Η πλειοψηφία των αποτυχιών που παρουσιάζονται σε ορθοπεδικά εμφυτεύματα είναι αστοχίες κόπωσης. Σε πολλές περιπτώσεις, οι ρωγμές αρχίζουν λόγω φαινομένων διάβρωσης. Για την παρεμπόδιση της κόπωσης, στη περίπτωση αυτή, υπάρχουν διάφορες προσεγγίσεις. Για παράδειγμα, με τη μείωση του ρυθμού διάβρωσης μέσω επικάλυψης της επιφάνειας του υλικού ή με μείωση του επιπέδου της εφαρμοζόμενης εφελκυστικής τάσης και επιβολή θλιπτικών τάσεων στην επιφάνεια του υλικού. Αστοχία κόπωσης μπορεί επίσης να εμφανιστεί λόγω της ανάρμοστης εγκατάστασης και της παρουσίας κενού μεταξύ των οστών μετά από την εμφύτευση [9].

- 6. Φθορά λόγω τριβής και συνδυασμού υλικών.** Η φθορά είναι η μηχανική μεταβολή των υλικών κατά τη διάρκεια της διαδικασίας της σχετικής κίνησης μεταξύ δύο ή περισσότερων επιφανειών που έρχονται σε επαφή. Επηρεάζεται από παράγοντες όπως το είδος των υλικών, τις τάσεις επαφής, την επιφανειακή σκληρότητα και τραχύτητα, την παρουσία σωματιδίων, τον τύπο της άρθρωσης και την κινηματική του, καθώς και τον αριθμό των κύκλων φόρτισης. Η φθορά τριβής προκύπτει από την καταστροφή ή τη χάραξη της επιφάνειας ενός μαλακότερου υλικού από μια σκληρότερη επιφάνεια. Η παρουσία σκληρών σωματιδίων μπορεί να προκύπτει από τις μηχανικές ιδιότητες του υλικού μιας εκ των επιφανειών ή από σωματίδια φθοράς τα οποία έχουν παγιδευτεί μεταξύ των δύο επιφανειών. Γενικά η αντίσταση στην τριβή μπορεί να συσχετιστεί με τη σκληρότητα του υλικού, όμως αυτή η σχέση δεν είναι απόλυτα ανάλογη. Σημεία με έντονη τραχύτητα μιας σκληρής επιφάνειας κόβουν μια μαλακότερη επιφάνεια καταλήγοντας στην καταστροφή του υλικού. Αυτή είναι η φθορά

τριβής δύο σωμάτων, ενώ στην τριών σωμάτων παγιδεύονται μικρά σωματίδια μεταξύ των υλικών χαράσσοντας τις επιφάνειες.

Μια από τις σημαντικότερες επιδράσεις της φθοράς των υλικών παρατηρείται στις τεχνητές αρθρώσεις λόγω του συνδυασμού υλικών διαφορετικών μηχανικών ιδιοτήτων. Ο συνδυασμός μέταλλο σε πολυμερές υλικό παρέχει έναν χαμηλό συντελεστή τριβής, αλλά έναν υψηλό ογκομετρικό ρυθμό φθοράς. Η ογκομετρική φθορά του συνδυασμού ανοξείδωτου χάλυβα – πολυαιθυλενίου είναι μεγαλύτερη από το συνδυασμό CoCr – πολυαιθυλενίου. Ο συνδυασμός που χρησιμοποιείται εκτενώς σε μεταλλικούς συνδυασμούς είναι CoCr με CoCr. Ανοξείδωτος χάλυβας με ανοξείδωτο χάλυβα και τιτάνιο με τιτάνιο παρουσιάζουν υψηλό ρυθμό φθοράς και υψηλό ρυθμό τριβής. Τον χαμηλότερο ρυθμό φθοράς παρουσιάζει ο συνδυασμός αλουμίνα με αλουμίνα. Επειδή τα κεραμικά έχουν μικρό ρυθμό φθοράς, το ποσοστό των θραυσμάτων και των σωματιδίων φθοράς που απελευθερώνονται στο αίμα είναι πολύ χαμηλότερο από ότι με άλλα υλικά [9].

Κεφάλαιο 3. Έλεγχος Μηχανικής Αντοχής Μηριαίων Στελεχών

3.1 Σχεδιαστικές απαιτήσεις για βελτίωση των ισχιακών εμφυτευμάτων

Για να ικανοποιηθούν οι τρέχουσες απαιτήσεις της αγοράς στα ισχιακά εμφυτεύματα, η καλύτερη στρατηγική είναι η αξιοποίηση και βελτίωση των ήδη δοκιμασμένων εμφυτευμάτων. Με την προσέγγιση αυτή διατηρούνται τα πλεονεκτήματα που έχουν τα σύγχρονα σχέδια, ενώ γίνεται προσπάθεια να αντιμετωπιστούν τα μειονεκτήματά τους. Συγκεκριμένα, η γενικά καλή βιοσυμβατότητα και η ικανοποιητική αντίσταση στη φθορά του κυπέλλιου κοτύλης μας οδηγούν στο να επικεντρώσουμε την προσοχή μας στα προβλήματα που δημιουργεί το μηριαίο στέλεχος και τα οποία οφείλονται κυρίως στην κατανομή των τάσεων μετά την εισαγωγή του στο μηριαίο οστό. Συγκεκριμένα, οι υπερβολικά συγκεντρωμένες τάσεις μπορούν να οδηγήσουν σε οστεόλυση, τοπικό κάταγμα, νέκρωση και κατά συνέπεια μείωση της οστεοενσωμάτωσης και της σταθερότητας του στελέχους. Επιπλέον, η υπερβολική δυσκαμψία των στελεχών προκαλεί ασύμμετρη κατανομή των δυνάμεων στα πόδια του ασθενή κατά τις καθημερινές δραστηριότητες, οδηγώντας σε κακή ευθυγράμμιση του σώματος.

Τα εξαρτήματα μιας σύγχρονης αρθροπλαστικής θα πρέπει να είναι έτσι σχεδιασμένα και κατασκευασμένα ώστε να αντιστέκονται για πολλά χρόνια σε κυκλικές φορτίσεις ίσες με τουλάχιστον τρεις έως πέντε φορές το βάρος του σώματος του ασθενούς, όπως και σε κάποιες στιγμιαίες υπερφορτίσεις ίσες με δέκα έως δώδεκα φορές το σωματικό βάρος.

Η προτεινόμενη αντιμετώπιση αφορά στο σχεδιασμό ενός νέου στελέχους, του οποίου η γεωμετρία θα μπορούσε να βελτιώσει τις μηχανικές απαιτήσεις και την κατανομή των τάσεων. Συγκεκριμένα, η γεωμετρία του νέου στελέχους [20]:

- θα πρέπει να έχει κοιλότητες, οι οποίες να μπορούν να δεχθούν γεμίσματα, αν χρειαστεί, με οστό ή με πορώδες τιτάνιο, ώστε να διευκολύνεται η ανάπτυξη του οστού μετά την εμφύτευση του στελέχους και επομένως η οστεοενσωμάτωση.
- θα πρέπει να μη χρειάζεται τσιμέντο για τη σταθεροποίηση, οπότε να υποστηρίζεται η μέθοδος press-fit.

- Θα πρέπει να μειώνει την ακαμψία του εμφυτεύματος.
- Θα πρέπει να προκύπτει από τις ήδη υπάρχουσες λύσεις όσον αφορά τις βασικές διαστάσεις.
- Θα πρέπει να μπορεί να εξατομικεύεται ανάλογα με το σκελετό του ασθενούς [20].

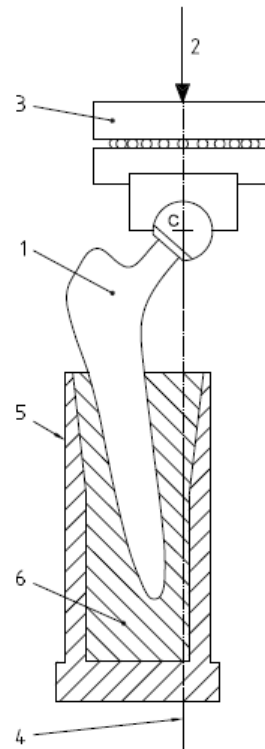
Αυτά τα χαρακτηριστικά είναι σημεία-κλειδιά στη βελτίωση του προϊόντος, γιατί αναμένεται να δημιουργήσουν μια ισχυρή ένωση μεταξύ του στελέχους και του μηριαίου οστού μέσω της εσωτερικής ανάπτυξης. Τα παραδοσιακά στελέχη σταθεροποιούνται στη μυελική αύλακα, οι τάσεις κατανέμονται κατά μήκος της επιφάνειάς της και η αγγείωση του μηριαίου οστού μειώνεται, καθώς τα 2/3 αυτής προερχόταν από τη μυελική αύλακα. Με τα νέα σχέδια των στελεχών θα είναι δυνατή η εσωτερική ανάπτυξη οστικού ιστού, οι τάσεις θα κατανέμονται σε ολόκληρη την περιοχή του μηριαίου και η κεντρική αγγείωση θα βελτιωθεί. Αυτό θα μειώσει τις πιθανότητες για τοπικές υψηλές συγκεντρώσεις τάσεων, νέκρωση και αστάθεια. Επιπλέον η κατασκευή εξατομικευμένων εμφυτευμάτων θα ανταποκρίνεται καλύτερα στις ανάγκες των ασθενών, οι οποίες για να ικανοποιούνται στο βέλτιστο βαθμό θα πρέπει το νέο στέλεχος:

- να είναι κατασκευασμένο από τα ήδη δοκιμασμένα κράματα τιτανίου που εγγυώνται καλή βιοσυμβατότητα, αντοχή και χαμηλό βάρος
- να έχει αρθρωτό σχεδιασμό ώστε να μπορεί να συνδυαστεί με τους λαιμούς, τις κεφαλές και τα κυπέλλια που υπάρχουν ήδη στην αγορά
- να έχει μηχανική αντοχή σε καθημερινές δραστηριότητες και να ανταποκρίνεται στα πρότυπα του ISO 7206.

3.2 Διεθνή πρότυπα πιστοποίησης ISO για την αντοχή ισχιακών εμφυτευμάτων

Το ISO 7206/4 διευκρινίζει την πειραματική διαδικασία για τον προσδιορισμό της αντοχής όλων των μερών που αποτελούν το ισχίο σε συνθήκες εργαστηρίου. Διευκρινίζονται αυτές οι συνθήκες έτσι ώστε οι σημαντικοί παράγοντες που επηρεάζουν τα διαφορετικά μέρη να λαμβάνονται υπ'όψιν και περιγράφεται το πώς είναι στημένη η πειραματική διάταξη για τις μετρήσεις. Με βάση τα στοιχεία του προτύπου, ασκείται κατακόρυφο φορτίο στο κεφάλι του στελέχους, έτσι ώστε να δοκιμαστεί σε στρέψη και κάμψη, μέχρις ότου αστοχήσει ή μέχρι να ολοκληρωθούν οι προγραμματισμένες επαναλήψεις του πειράματος. Σύμφωνα με την περιγραφή του ISO 7206/4, το στέλεχος στηρίζεται περιφερειακά με τσιμέντο, αν υποτεθεί ότι δεν υποστηρίζεται κεντρικά. Το τσιμέντο συγκρατεί το κατώτερο άκρο του στελέχους ξεκινώντας στα 80 χιλιοστά από το κέντρο της μηριαίας κεφαλής, δηλαδή περίπου στο μέσο του στελέχους μέχρι το κάτω άκρο. Επιπλέον, το στέλεχος ευθυγραμμίζεται σε 10° στην προσαγωγή και 9° σε κάμψη. Ένα κυκλικό φορτίο μεταξύ 300 και 2300 N εφαρμόζεται στο μηριαίο εξάρτημα κεφαλής με μία συχνότητα που κυμαίνεται από 1 έως 10 Hz. Τέλος, το πρότυπο ορίζει ότι ένα ανθεκτικό στην κόπωση στέλεχος θα πρέπει να αντέχει σε 5*10⁶ κύκλους φόρτισης. Το πρότυπο περιλαμβάνει επίσης τα σχέδια της πειραματικής διάταξης, όπου πραγματοποιείται ο έλεγχος των εμφυτευμάτων (σχήμα 3.1). Οι σφιγκτήρες που συγκρατούν το δείγμα έχουν δομή και διαστάσεις ώστε να

ταιριάζουν στη διάταξη και να εφαρμόζουν πλήρως στη μηχανή και το δείγμα. Ο μηχανισμός συγκρατεί το δείγμα από την κεφαλή και το κρατά ευθυγραμμισμένο κατά τη διαδικασία του πειράματος χωρίς να το αφήνει να μετατοπιστεί από την αρχική θέση ευθυγράμμισής του [1].



Key	
1	Test specimen
2	Load
3	Loading mechanism (see 6.3)
4	Load line
5	Example of test specimen holder (construction and dimensions to suit test specimen and testing machine)
6	Embedding medium

NOTE Point C is designated in ISO 7206-1.

Σχήμα 3.1: Πειραματική διάταξη για τον έλεγχο αντοχής ισχιακών εμφυτευμάτων

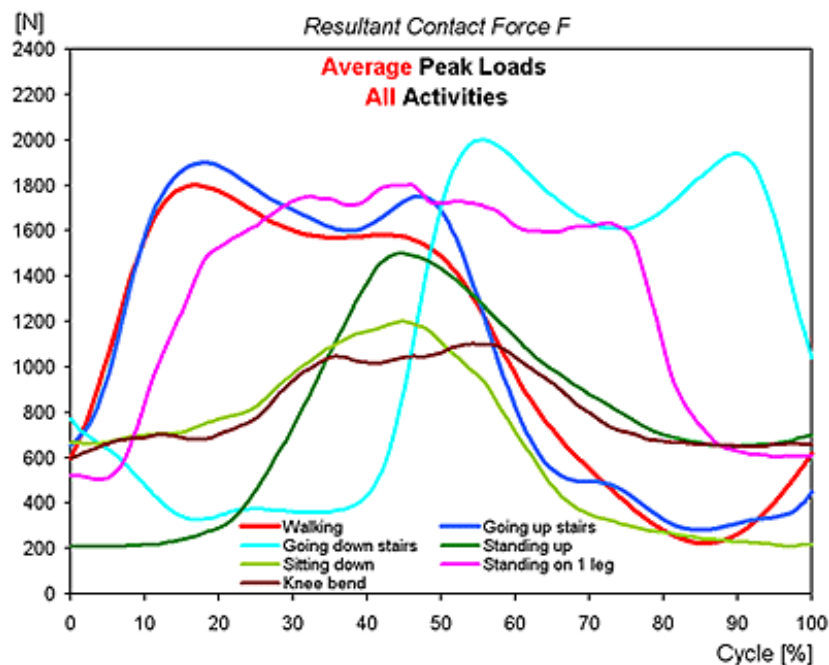
3.3 Μηχανική αντοχή εμφυτευμάτων

Ένα προσθετικό μέλος για να είναι εμφυτεύσιμο πρέπει, όπως έχει ήδη αναφερθεί, να πιστοποιηθεί σύμφωνα με τα τρέχοντα πρότυπα (ISO 7206). Έρευνα που διεξήχθη στη Γερμανία το 2009 είχε στόχο να προσδιορίσει ρεαλιστικές συνθήκες φόρτισης για τον έλεγχο αντοχής των μηριαίων προθέσεων των τεχνητών ισχιακών αρθρώσεων, λαμβάνοντας υπόψη in vivo μετρήσεις δυνάμεων επαφής και να ελέγξει αν τα πρότυπα ISO προσομοιώνουν πραγματικά φορτία. Τα σενάρια φόρτισης βασίστηκαν σε δυνάμεις που μετρήθηκαν in vivo σε ασθενείς κατά τη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων και σε ιστορικά δραστηριότητας ασθενών. Τα σενάρια φόρτισης προσαρμόστηκαν ανάλογα με την περίπτωση, εφαρμόζοντας average ή high peak φορτία, καθώς και high-impact ή low-impact δραστηριότητες, ανάλογα με τις ανάγκες και την καθημερινότητα του ασθενούς. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα πρότυπα ISO στην πραγματικότητα υποτιμούν τα πραγματικά φορτία που δέχονται τα ισχιακά εμφυτεύματα κατά τις καθημερινές

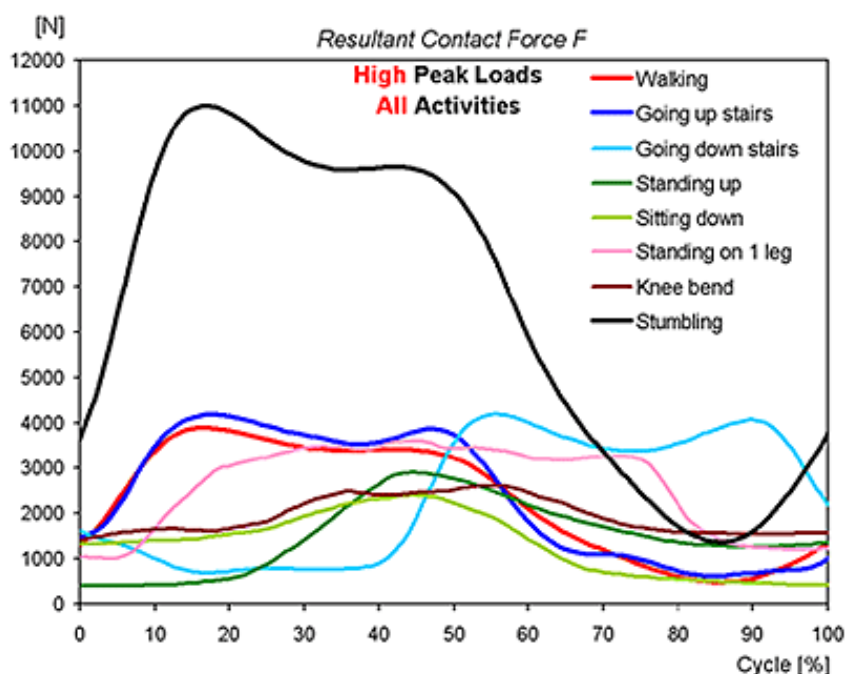
δραστηριότητες, ειδικά σε υπέρβαρους αλλά και σε αρκετά δραστήριους ασθενείς. Οι πραγματικές συνθήκες φόρτισης είναι λοιπόν πιο κρίσιμες από αυτές που προσδιορίζονται από τα πρότυπα ISO για τα τεστ κόπωσης.

Ενδεικτικά, στις πιο κοινές κουραστικές δραστηριότητες συγκαταλέγονται η βάδιση με average peak forces 1800 N και high peak forces 3900 N και το ανέβασμα σκαλιών με average peak forces 1900 N και high peak forces 4200 N. Σκόπιμο επίσης θεωρήθηκε να δοκιμαστεί η καταπόνηση σε περίπτωση σκοντάμματος (stumbling) με high peak force της τάξης των 11000 N. Επιπλέον, βρέθηκε ότι η στρεπτική ροπή είναι 50% μεγαλύτερη κατά το ανέβασμα σκαλιών από αυτή κατά το περπάτημα. Όσον αφορά τη διάρκεια ζωής των εμφυτευμάτων, 10 εκατομμύρια κύκλοι φόρτισης του εμφυτεύματος προσομοιώνουν 3.9 έτη σε δραστήριους ασθενείς. Βρέθηκε επίσης ότι οι in vitro ιδιότητες κόπωσης των εμφυτευμάτων με στήριξη χωρίς τη χρήση τσιμέντου υπερβαίνουν σε περίπτωση σκοντάμματος.

Στην παρούσα εργασία τα προτεινόμενα σχέδια για το στέλεχος του ισχιακού εμφυτεύματος θα εξεταστούν ως προς τη μηχανική αντοχή με βάση τα αποτελέσματα της έρευνας των Bergmann G., Graichen F. et al. "Realistic loads for testing hip implants" [7], τα οποία είναι δημοσιευμένα στη βάση δεδομένων Orthoload.



Σχήμα 3.2: Διάγραμμα μέσων ασκούμενων φορτίων από κοινές δραστηριότητες



Σχήμα 3.3: Διάγραμμα υψηλών ασκούμενων φορτίων από κοινές δραστηριότητες

Στους ακόλουθους πίνακες συνοψίζονται τα φορτία που αντιστοιχούν στις κοινές καθημερινές δραστηριότητες που καταπονούν την ισχιακή άρθρωση. Στον πίνακα 4 παρουσιάζονται οι δυνάμεις επαφής με τη μηριαία κεφαλή (σε Newton) που ασκούνται στο ισχίο όταν ο ασθενής έχει σωματικό βάρος 750 N (δηλαδή 76.48 kg) και στον πίνακα 5 παρουσιάζονται οι δυνάμεις επαφής όταν ο ασθενής έχει σωματικό βάρος 1000 N (δηλαδή 101.97 kg).

Activity	'Average peak loads'								Data file
	Peak contact force F (N)				Direction of F (degree)			Peak moment (Nm)	
	F	$-F_x$	$-F_y$	$-F_z$	A_x	A_y	A_z	$M_{z'}$	
<i>Walking</i>	<i>1800</i>	<i>403</i>	<i>249</i>	<i>1736</i>	<i>81.8</i>	<i>13.1</i>	<i>31.8</i>	<i>-11.5</i>	<i>Walking_Average.HIP</i>
<i>Going up stairs</i>	<i>1900</i>	<i>446</i>	<i>464</i>	<i>1787</i>	<i>75.5</i>	<i>14.0</i>	<i>46.1</i>	<i>-17.1</i>	<i>UpStairs_Average.HIP</i>
Going down stairs	2000	370	292	1944	81.5	10.8	38.3	-13.7	DownStairs_Average.HIP
Standing up	1500	420	105	1436	85.8	16.3	14.0	-7.8	StandingUp_Average.HIP
Sitting down	1200	323	-5	1155	90.2	15.6	-0.8	-3.9	SittingDown_Average.HIP
Standing on 1 leg	1800	203	108	1785	86.5	6.5	28.1	-9.0	Stance_Average.HIP
Knee bend	1100	290	39	1060	87.9	15.3	7.7	-4.4	KneeBend_Average.HIP
Stumbling	Not included in 'Average peak loads'								

Notes: Peak values of resultant contact force F and torsional moment $M_{z'}$. Average loads for a body weight of 750 N. The 2 'high-impact activities', most critical for implant strength and fixation are printed in italic. The other activities belong to the 'low-impact activities'. Stumbling is excluded from the 'average peak loads'. See Table 4 for cycle times and cycle numbers. F – resultant force, $-F_x$, $-F_y$, $-F_z$ – components of F . A_x , A_y , A_z – angles clockwise around the x , y , z axes. $M_{z'}$ – torsional moment around z' axis (see Fig. 1). Data files are available from www.OrthoLoad.com (HIP98).

Πίνακας 4: Μέσα ασκούμενα φορτία για σωματικό βάρος 750 N

‘High peak loads’									
Activity	Peak contact force F (N)				Direction of F (degree)			Peak moment (Nm)	Data file
	F	$-F_x$	$-F_y$	$-F_z$	A_x	A_y	A_z		
<i>Walking</i>	3900	873	540	3761	81.8	13.1	31.8	-25.0	<i>Walking_High.HIP</i>
<i>Going up stairs</i>	4200	385	1025	3951	75.5	14.0	46.1	-37.3	<i>UpStairs_High.HIP</i>
Going down stairs	4200	776	613	4082	81.5	10.8	38.3	-28.8	DownStairs_High.HIP
Standing up	2900	813	203	2776	85.8	16.3	14.0	-15.1	StandingUp_High.HIP
Sitting down	2400	647	-9	2311	90.2	15.6	-0.8	-7.8	SittingDown_High.HIP
Standing on 1 leg	3600	405	217	3570	86.5	6.5	28.1	-18.1	Stance_High.HIP
Knee bend	2600	685	93	2506	86.5	6.5	28.1	-10.3	KneeBend_High_HIP
<i>Stumbling</i>	<i>11,000</i>	685	93	2506	<i>81.8</i>	<i>13.1</i>	<i>31.8</i>	<i>-70.5</i>	<i>Stumbling_High.HIP</i>

Notes: Peak values of resultant contact force F and torsional moment M_z' . Highest loads for a body weight of 1000 N. The 3 ‘high-impact activities’ are printed in italic. Stumbling is included in the ‘high peak loads’. See also Table 2. Data files are available from www.OrthoLoad.com (HIP98).

Πίνακας 5: Υψηλά ασκούμενα φορτία για σωματικό βάρος 1000 N

3.4 Γεωμετρία των υπό μελέτη στελεχών

Πειραματικές μελέτες πριν και μετά την εισαγωγή του στελέχους, έχουν αποδείξει ότι οι πιέσεις και οι τάσεις πλησιάζουν το φυσιολογικό περισσότερο στα χωρίς τσιμέντο παρά στα τσιμεντούχα στελέχη και ότι η οστική ανεπάρκεια μπορεί να αντιμετωπιστεί καλύτερα με οστικά μοσχεύματα παρά με επιπλέον ποσότητα οστικού τσιμέντου. Ένα εμφύτευμα που αφήνει τη δυνατότητα και τον απαραίτητο χώρο στο οστό να αναδιαμορφωθεί, επιτρέποντας στα αγγεία να αναπτυχθούν και να παρέχουν στο μηριαίο οστό τις απαραίτητες ποσότητες αίματος, έχει περισσότερες πιθανότητες επιτυχίας και μακροπρόθεσμης σωστής λειτουργίας. Για όλους τους προαναφερθέντες λόγους, οι γεωμετρίες που δοκιμάζονται στην παρούσα μελέτη αφορούν στελέχη χωρίς τσιμέντο.

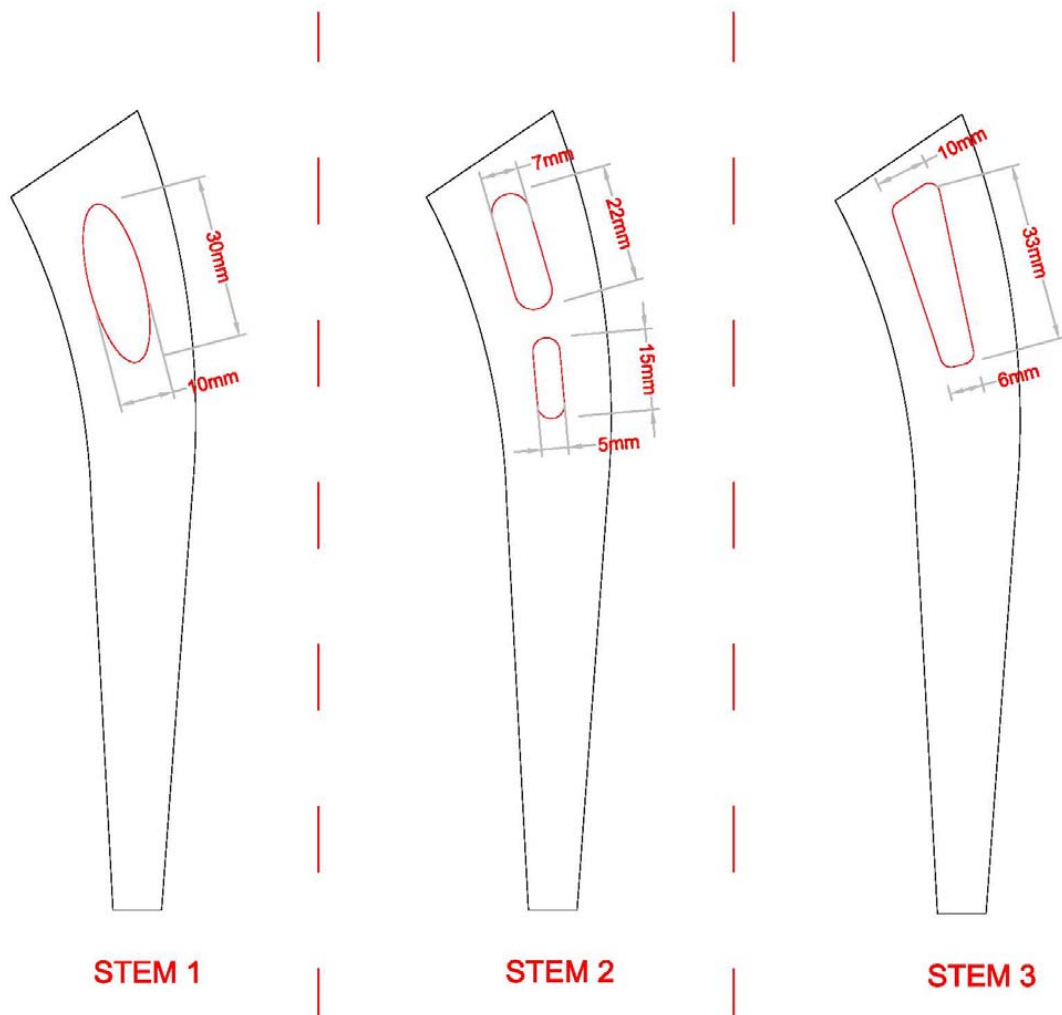
Έχοντας σκοπό να διατηρηθούν τα πλεονεκτήματα των εμφυτευμάτων που υπάρχουν στην αγορά, τα μοντέλα που δοκιμάζονται ακολουθούν τις σχεδιαστικές προδιαγραφές που ορίζουν τα διεθνή πρότυπα πιστοποίησης ISO 7206. Κατά τη μοντελοποίηση επιλέγονται ιδιότητες υλικών που χρησιμοποιούνται ήδη και συγκεκριμένα του κράματος τιτανίου Ti6Al4V. Το τιτάνιο και στα εμφυτεύματα χωρίς τσιμέντο αποδεικνύεται να είναι το πιο ανθεκτικό υλικό, εγγυάται βιοσυμβατότητα, αντοχή και χαμηλό βάρος.

Ιδιαίτερη προσοχή δίνεται στις γεωμετρίες που προτείνονται γιατί μειώνουν αισθητά την αντοχή του υλικού επηρεάζοντας τη σταθερότητα και την κατανομή στο εμφύτευμα. Τέλος τα μοντέλα των στελεχών που έχουν σχεδιαστεί υποστηρίζουν τον αρθρωτό σχεδιασμό, προκειμένου να μπορούν να συνδεθούν με τα υπόλοιπα τμήματα που υπάρχουν στο εμπόριο και να δημιουργηθεί μια πρόθεση με τον καλύτερο δυνατό συνδυασμό.

Τα τρία διαφορετικά μοντέλα, τα οποία θα μελετηθούν ως προς τη μηχανική τους αντοχή, έχουν σχεδιαστεί στα πλαίσια της εκπόνησης προηγούμενης μεταπτυχιακής εργασίας (Λ. Αλιφέρη 2013), με τη βοήθεια του 3D CAD προγράμματος μηχανολογικής σχεδίασης SOLIDWORKS 2013. Ο έλεγχος της

αντοχής τους σε συγκεκριμένες συνθήκες φόρτισης θα πραγματοποιηθεί με τη βοήθεια της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Element Method), με τη χρήση αντίστοιχου προγράμματος προσομοίωσης.

Παρακάτω παρουσιάζονται οι τρεις διαφορετικές προτεινόμενες γεωμετρίες για το μηριαίο στέλεχος (Stem) που μελετώνται. Η γεωμετρία του λαιμού (Neck) και της βάσης του λαιμού (Base Neck) παραμένει ίδια και στις τρεις περιπτώσεις, καθώς δεν αποτελούν μέρος της παρούσας μελέτης, αλλά υποστηρικτικά στοιχεία για την άσκηση της δύναμης και τη συναρμολόγηση του προθέματος. Το βασικό γεωμετρικό χαρακτηριστικό που διαφοροποιείται στα 3 δοκίμια είναι οι εγκάρσιες οπές στο στέλεχος.



Σχήμα 3.4: Γεωμετρία των υπό μελέτη δοκίμιων και διαστάσεις των οπών



Σχήμα 3.5: Τρισδιάστατη απεικόνιση των τριών προτεινόμενων στελεχών

3.5 Μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων (FEM)

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων αποτελεί σημαντικό εργαλείο σε πολλές δραστηριότητες του μηχανικού. Πρόκειται για μια μέθοδο καλά δοκιμασμένη, που χρησιμοποιείται για το σχεδιασμό πληθώρας προϊόντων – από ηλεκτρονικά συστήματα μέχρι μεγάλες κατασκευές κτηρίων.

Η αύξηση της υπολογιστικής ικανότητας των σύγχρονων ηλεκτρονικών υπολογιστών δίνει τη δυνατότητα μελέτης και ανάλυσης όλο και συνθετότερων προβλημάτων. Σε αυτά συμπεριλαμβάνεται και η μελέτη του ισχίου. Μπορούν να γίνουν επίσης πειραματικές και κλινικές μελέτες, που θα μπορούσαν να θεωρηθούν επαρκείς, ωστόσο, η μοντελοποίηση με πεπερασμένα στοιχεία παρέχει πληροφορίες που τα εργαστηριακά πειράματα αδυνατούν να δώσουν. Για παράδειγμα επιτρέπει τη μελέτη ενός τεραστίου εύρους και συνδυασμού φυσιολογικών συνθηκών, που βοηθά στην καλύτερη και σε βάθος κατανόηση της εμβιομηχανικής του συστήματος. Επιπλέον, παρέχει τη δυνατότητα μελέτης διαφορετικών μεθόδων θεραπείας και χειρουργικών επεμβάσεων, χωρίς κανένα κόστος για την υγεία του ασθενούς, βοηθώντας με αυτό τον τρόπο στην επιλογή της καταλληλότερης θεραπείας ή χειρουργικής επέμβασης. Τέλος βοηθά στη βελτίωση των εμφυτευμάτων που χρησιμοποιούνται.

Η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων είναι μια προσεγγιστική μέθοδος της αριθμητικής ανάλυσης. Μέσω αυτής, γίνεται φυσική προσέγγιση του προβλήματος διαμερίζοντας τον χώρο σε επιμέρους διακριτά πεπερασμένα στοιχεία, στα οποία ορίζονται εξισώσεις που έχουν ακριβή λύση. Λόγω του ότι τα προβλήματα της μηχανικής του παραμορφώσιμου στερεού περιγράφονται με διαφορικές εξισώσεις μερικών παραγώγων, μπορούν να επιλυθούν με τη μέθοδο των πεπερασμένων

στοιχείων. Οι διαφορικές εξισώσεις που περιγράφουν τα προβλήματα της μηχανικής προκύπτουν από άλλες σχέσεις, όπως οι παρακάτω:

Σχέσεις ανηγμένων παραμορφώσεων-μετατοπίσεων:

$$\varepsilon_x = \frac{\theta_u}{\theta_x}, \varepsilon_y = \frac{\theta_v}{\theta_y}, \varepsilon_z = \frac{\theta_w}{\theta_z}$$

$$\gamma_{zx} = \frac{\theta_w}{\theta_x} + \frac{\theta_u}{\theta_z}, \gamma_{yx} = \frac{\theta_w}{\theta_y} + \frac{\theta_v}{\theta_z}, \gamma_{xy} = \frac{\theta_u}{\theta_y} + \frac{\theta_v}{\theta_x}$$

Εξισώσεις συμβιβαστού των παραμορφώσεων:

$$\frac{\theta^2 \varepsilon_i}{\theta_j^2} + \frac{\theta^2 \varepsilon_j}{\theta_i^2} = \frac{\theta^2 \gamma_{ij}}{\theta_i \theta_j}$$

όπου τα i, j είναι x, y ή y, z ή z, x.

Εξισώσεις ισορροπίας:

$$\frac{\theta \sigma_{ix}}{\theta_x} + \frac{\theta \sigma_{iy}}{\theta_y} + \frac{\theta \sigma_{iz}}{\theta_z} + F_i = 0$$

όπου τα i=x,y,z και F_i οι μαζικές δυνάμεις.

Κάθε πρόβλημα όμως που εκφράζεται με διαφορικές εξισώσεις έχει κάποιες συνοριακές συνθήκες. Έτσι και στα συγκεκριμένα προβλήματα έχουμε συνοριακές συνθήκες, όπως φυσικές συνοριακές συνθήκες (φορτίσεις κλπ) και βασικές συνοριακές συνθήκες (συνθήκες Dirichlet και Neumann) (δεσμεύσεις, στηρίξεις κλπ).

Συνοριακές συνθήκες $\sigma_{ij} \cdot n_j = G_j$, όπου n στο σύνορο και G_j η δύναμη ανά μονάδα επιφανείας στο σύνορο.

Επίσης, εάν $u_i = F_i$, η παραπάνω σχέση σημαίνει ότι το διάνυσμα των μετατοπίσεων ορίζεται σε περιοχές του σώματος.

Για την αριθμητική επίλυση του προβλήματος χρησιμοποιείται η αρχή των δυνατών έργων. Έστω σ_{ij} και ε_{ij} οι τανυστές των τάσεων και των ανηγμένων παραμορφώσεων αντίστοιχα και P_i, δ_i είναι τα φορτία και οι δυνατές μετακινήσεις. Το έργο που προκαλείται από τα φορτία πρέπει να ισούται με το δυνατό έργο των παραμορφώσεων. Δηλαδή:

$$\sum P_i \delta_i = \int \sigma_{ij} \cdot \varepsilon_{ij} dV$$

Προκειμένου να καταστρωθεί το πρόβλημα των πεπερασμένων στοιχείων, πρέπει να χωριστεί το πεδίο του προβλήματος – το οποίο καταλαμβάνει κάποιο πεπερασμένο όγκο – σε πεπερασμένο αριθμό στοιχείων απλούστερου σχήματος.

Καθένα από τα πεπερασμένα στοιχεία, στα οποία χωρίζεται το πεδίο του προβλήματος, αποτελείται από κάποιο αριθμό κόμβων. Κάθε κόμβος έχει κάποιους βαθμούς ελευθερίας. Το πρόβλημα λοιπόν ανάγεται στην απόδοση τιμών σε αυτούς τους βαθμούς ελευθερίας. Τα στοιχεία συναρμολογούνται σε κάποιους κοινούς βαθμούς ελευθερίας. Έτσι σε έναν κόμβο μπορεί να συνδεόνται 2, 3 ή και παραπάνω στοιχεία. Το πρόβλημα μπορεί να διατυπωθεί ως εξής:

$$[K] \cdot u = F$$

όπου u είναι διάνυσμα διάστασης n , όπου το n ισούται με τους βαθμούς ελευθερίας του προβλήματος. Κάποιοι από τους βαθμούς ελευθερίας είναι δεσμευμένοι και αποτελούν τις συνθήκες Dirichlet. Το F είναι επίσης διάνυσμα διάστασης n και περιέχει τις συνοριακές συνθήκες των φορτίσεων, δηλαδή δυνάμεις στους κόμβους, πιέσεις στις πλευρές των στοιχείων και μαζικές δυνάμεις. Ο πίνακας $[K]$ είναι διάστασης $n \times n$ και ονομάζεται πίνακας δυσκαμψίας. Ο πίνακας $[K]$ περιλαμβάνει τη γεωμετρία και τις φυσικές ιδιότητες των υλικών του προβλήματος. Ονομάζεται πίνακας δυσκαμψίας διότι, δείχνει τη δυσκαμψία του προβλήματος να αντιδράσει σε κάποια εξωτερική φόρτιση – ή αλλιώς δείχνει την απόκριση του συστήματος σε εξωτερικά αίτια. Τελικά, προκειμένου να επιλυθεί το πρόβλημα, επιλύεται το παραπάνω σύστημα εξισώσεων ως προς u . Αφού προσδιοριστούν οι τιμές των u με κατάλληλες αναγωγές μπορούν να προκύψουν και άλλα παράγωγα μεγέθη, όπως οι τάσεις [8].

Η Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων εφαρμόζεται στα εξής διαδοχικά στάδια:

- Εισάγεται η γεωμετρία της κατασκευής σε ένα πρόγραμμα CAD και δημιουργείται το τρισδιάστατο μοντέλο.
- Χωρίζεται το μοντέλο σε πεπερασμένα στοιχεία και αφού ετοιμαστεί το πλέγμα επιλέγεται το είδος της επίλυσης και εισάγονται τα επιπλέον δεδομένα που απαιτούνται. Παραδείγματος χάριν, αν επιλεγεί να λυθεί το μοντέλο σε στατική καταπόνηση θα πρέπει να δοθούν τα δεδομένα για τις δυνάμεις και τις στηρίξεις. Αυτή η διαδικασία πραγματοποιείται με τα λεγόμενα pre processor προγράμματα.
- Όταν ετοιμαστούν τα δεδομένα για επίλυση, εισάγονται σε ένα πρόγραμμα το οποίο θα κάνει την επίλυση του προβλήματος. Τέτοιου είδους προγράμματα λέγονται solver και χρησιμοποιούνται για τις επιλύσεις αριθμητικών μεθόδων.
- Όταν τελειώσει η επίλυση και διαμορφωθούν τα αποτελέσματα πρέπει να χρησιμοποιηθεί το λεγόμενο post processor πρόγραμμα για να μπορέσει ο μελετητής να δει τα αποτελέσματα.

Υπάρχει πληθώρα προγραμμάτων ανάλυσης κατασκευών με τη ΜΠΣ, όπως τα ABAQUS, ADINA, ALGOR, ANSYS, COSMOS/M, DYTRAN, MARC, NISA, LSDYNA3D, LUSAS, MSC/NASTRAN, SOLVIA και άλλα.

Το λογισμικό που έχει επιλεγεί για την πραγματοποίηση της ανάλυσης της παρούσας μελέτης είναι το LS_DYNA 3D, λογισμικό με ευρεία χρήση τόσο σε πανεπιστημιακά όσο και σε βιομηχανικά εργαστήρια.

Στις ιατρικές εφαρμογές η δυνατότητα της εκτέλεσης ακριβούς υπολογιστικής προσομοίωσης επιτρέπει την ανάλυση και τη σύγκριση διαφορετικών τεχνικών και διαφορετικών σχεδίων: σχήματα, διαστάσεις, τραχύτητα της επιφάνειας, υλικά, μέθοδοι στήριξης. Με τη χρήση της ΜΠΣ μειώνεται το κόστος και ο κίνδυνος άλλων δοκιμαστικών διαδικασιών, επιτρέποντας να επιτευχθεί μια σίγουρη εξατομικευση, αφού η γεωμετρία του οργάνου και οι ιδιότητες των υλικών μπορούν να αναπαρασταθούν με τη βοήθεια ιατρικών οργάνων απεικόνισης. Άμεση συνέπεια των παραπάνω είναι ότι η ΜΠΣ συμβάλλει στην επιλογή της καταλληλότερης θεραπείας ή χειρουργικής επέμβασης.

Η ΜΠΣ έχει χρησιμοποιηθεί εκτεταμένα για την πρόβλεψη της μηχανικής συμπεριφοράς διαφόρων τύπων οστικών εμφυτευμάτων καθώς και την επίδραση των κλινικών παραγόντων που συμβάλλουν στην επιτυχία της εμφύτευσης. Η χρήση της μηχανικής των υλικών στην ανάλυση εμφυτευμάτων υπήρξε η βάση της ανάπτυξης της επιστήμης της εμβιομηχανικής.

Τις τελευταίες τρεις δεκαετίες, η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων έχει αποδειχθεί ένα πολύ σημαντικό εργαλείο για την πρόβλεψη της επίδρασης των αναπτυσσόμενων τάσεων στα εμφυτεύματα ισχίου και στο περιβάλλον οστό. Οι ορθές και εγκάρσιες φορτίσεις εξαιτίας της κίνησης του έλους, προκαλούν αξονικές φορτίσεις και ροπές κάμψης με αποτέλεσμα είτε τη συγκέντρωση τάσεων (δηλαδή απότομη αύξηση της τιμής των τάσεων) είτε την αποφόρτιση τόσο στο εμφύτευμα όσο και στο οστό. Ο πιο σημαντικός παράγοντας για την επιτυχία ή την αποτυχία του εμφυτεύματος είναι ο τρόπος μεταφοράς φορτίου στο περιβάλλον οστό. Η μεταφορά αυτή εξαρτάται από τον τύπο της φόρτισης, τη διεπιφάνεια οστού-εμφυτεύματος, το μήκος και τη διάμετρο του εμφυτεύματος, το σχήμα και τα χαρακτηριστικά της επιφάνειας του εμφυτεύματος, τον τύπο της πρόσθεσης και την ποσότητα και ποιότητα του περιβάλλοντος οστού. Η ανάλυση με πεπερασμένα στοιχεία επιτρέπει στους ερευνητές να προβλέψουν την κατανομή τάσεων στην περιοχή επαφής των εμφυτευμάτων με το συμπαγές οστό και στην περιοχή που το εμφύτευμα έρχεται σε επαφή με το σπογγώδες οστό.

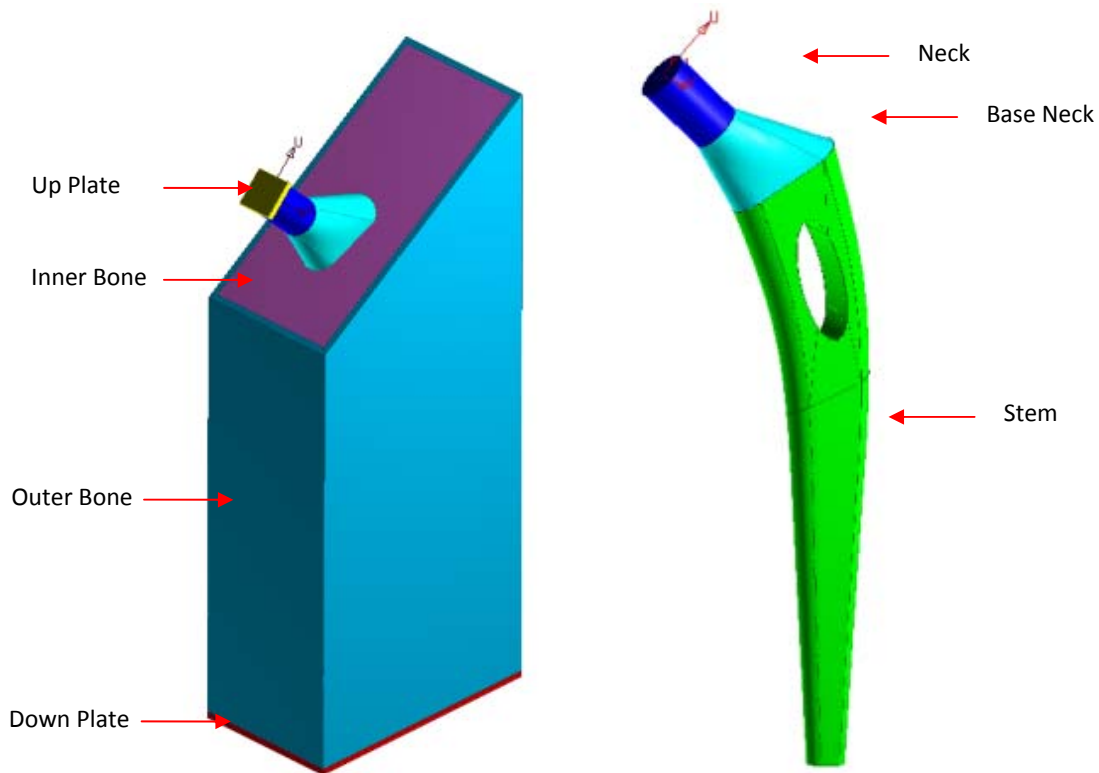
3.6 Μοντελοποίηση με τη Μέθοδο Πεπερασμένων Στοιχείων στο LS-DYNA

Τα τρία προτεινόμενα εμφυτεύματα που έχουν σχεδιαστεί στο 3D σχεδιαστικό πρόγραμμα αποθηκεύονται σε μορφή IGES ή STEP για να μπορούν να εισαχθούν στον pre-processor του LS-DYNA.

Το κάθε μοντέλο αποτελείται από 7 τμήματα:

1. Neck
2. Base Neck
3. Stem
4. Inner Bone
5. Outer Bone
6. Up Plane
7. Down Plane

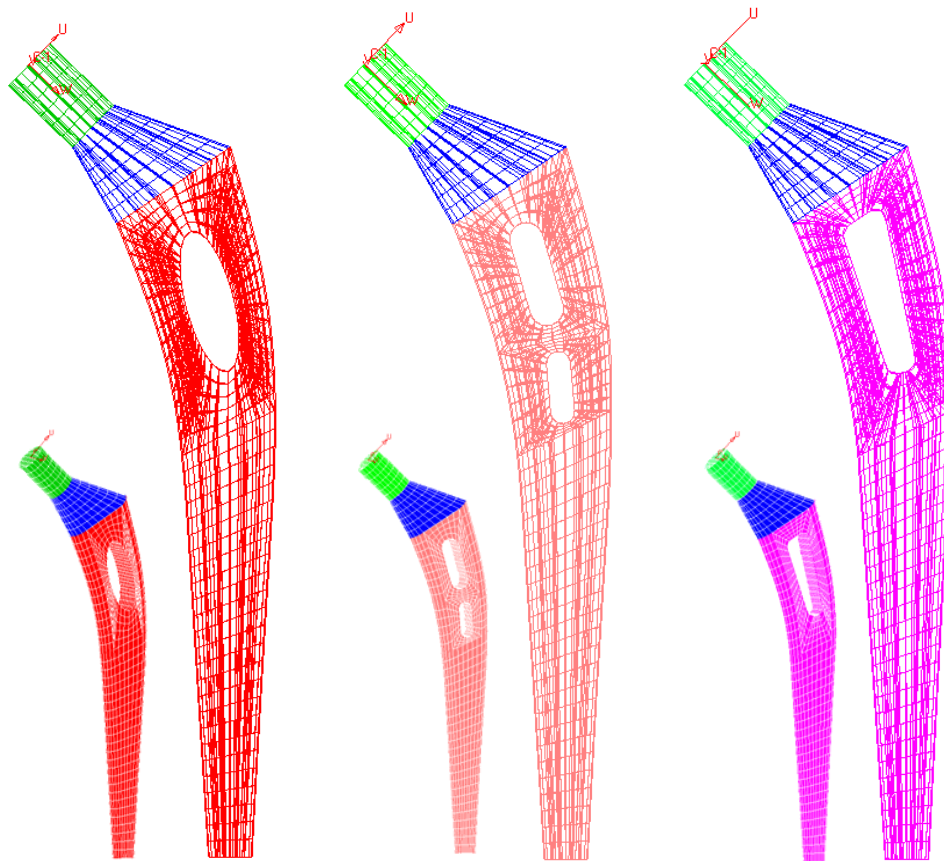
Όλα τα τμήματα, εκτός από το Stem, παραμένουν ίδια και για τα τρία μοντέλα. Η Up Plane και η Down Plane είναι οι επιφάνειες που έρχονται σε επαφή με τα εμφυτεύματα και ασκούν σε αυτά τις δυνάμεις. Το Inner Bone προσομοιώνει το εσωτερικό σπογγώδες τμήμα του μηριαίου οστού και το Outer Bone το εξωτερικό τμήμα του μηριαίου οστού.



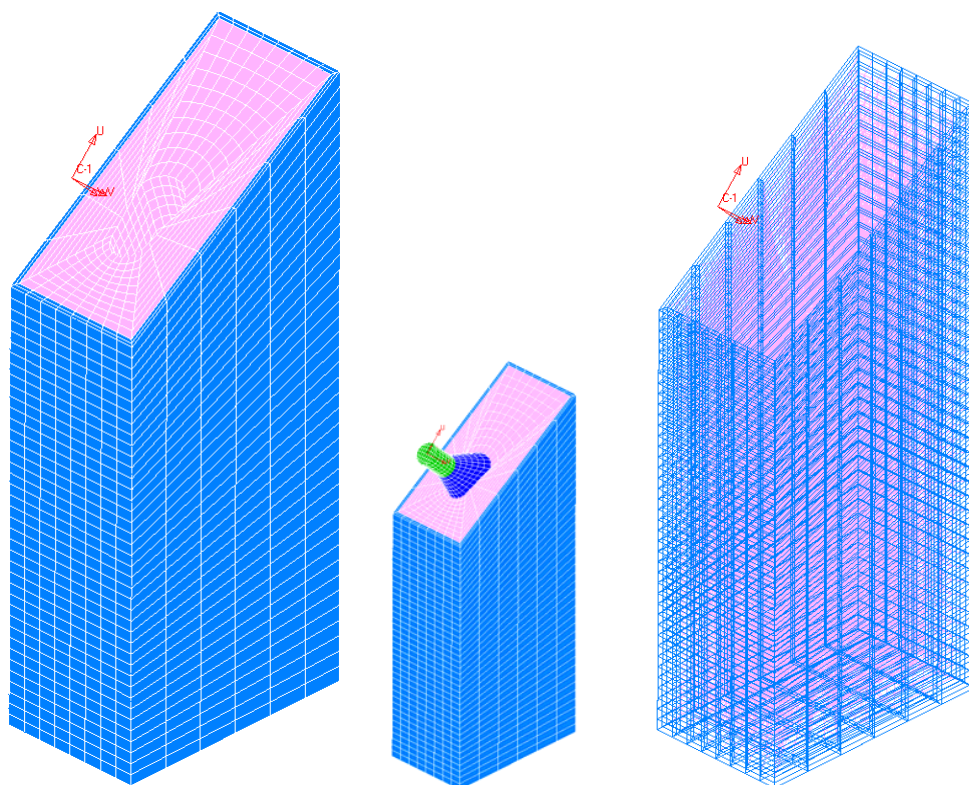
Σχήμα 3.6: Τμήματα του μοντέλου στο περιβάλλον του LS-DYNA

Για τη διακριτοποίηση τα τμήματα έχουν χωριστεί σε τρισδιάστατα εξαεδρικά πεπερασμένα στοιχεία των 12 ακμών (12-lines solid mesh). Ο αριθμός των στοιχείων και το μέγεθός τους σε κάθε τμήμα συμπίπτουν με τα αντίστοιχα στοιχεία του άμεσα επαπτόμενου σε αυτό τμήμα, με σκοπό οι κόμβοι κάθε στοιχείου να συμπίπτουν με το διπλανό τους για τη μεγαλύτερη ακρίβεια υπολογισμών. Έτσι προκύπτει όλα τα τμήματα να έχουν όμοια διακριτοποίηση.

Στο σύνολό τους τα πεπερασμένα στοιχεία που απαρτίζουν τα μοντέλα είναι περίπου 17500 και διαμορφώνουν ένα τρισδιάστατο συμπαγές πλέγμα (solid mesh). Ο μέσος όρος ακμής των στοιχείων που διαμορφώθηκαν μετά τη διακριτοποίηση είναι 3 mm.



Σχήμα 3.7: Διακριτοποίηση των τριών στελεχών στο LS-DYNA



Σχήμα 3.8: Διακριτοποίηση του περιβάλλοντος οστού στο LS-DYNA

Για κάθε τμήμα του μοντέλου έχει επιλεγεί, μέσω του Keyword Manager, ο αντίστοιχος τύπος υλικού (πίνακας 6).

PART	MATERIAL
Neck	MAT_024_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY
Base Neck	MAT_024_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY
Stem	MAT_024_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY
Inner Bone	MAT_003_PLASTIC_KINEMATIC
Outer Bone	MAT_059_COMPOSITE_FAILURE_SOLID_MODEL
Up Plane	MAT_020_RIGID
Down Plane	MAT_020_RIGID

Πίνακας 6: Τύποι υλικών που έχουν επιλεγεί στο Keyword Manager

Για τα τρία τμήματα του εμφυτεύματος έχει επιλεγεί το υλικό MAT_024_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY που προσομοιώνει τις ιδιότητες του κράματος Ti6Al4V. Για το σπογγώδες οστό έχει επιλεγεί το υλικό MAT_003_PLASTIC_KINEMATIC που είναι ομογενές και ισότροπο, ενώ για το συμπαγές οστό το υλικό MAT_059_COMPOSITE_FAILURE_SOLID_MODEL, το οποίο επιτρέπει τον καθορισμό της διατμητικής, θλιπτικής και εφελκυστικής αντοχής σε όλες τις διευθύνσεις, διαμήκη και εγκάρσια. Οι πλάκες αποτελούν απαραμόρφωτα βοηθητικά στοιχεία, οπότε προσομοιώνονται με το MAT_020_RIGID.

Μέσω του Keyword Manager έχουν οριστεί επίσης οι τύποι των επαφών μεταξύ των τμημάτων και οι συντελεστές τριβής. Σε κάθε επαφή έχει οριστεί το τμήμα που αποτελεί το master (master segment ID) και το τμήμα που αποτελεί το slave (slave segment ID). Η επιλογή γίνεται σύμφωνα με το ποιο υλικό είναι περισσότερο άκαμπτο, οπότε το master υλικό έχει τη μικρότερη παραμόρφωση. Οι τύποι επαφών που έχουν οριστεί είναι TIED_SURFACE_TO_SURFACE και SURFACE_TO_SURFACE. Όταν μια επαφή ορίζεται ως Tied, θεωρείται ότι δεν έχει τριβή και οι δύο επιφάνειες είναι δεμένες μεταξύ τους. Στην επαφή Surface to Surface υπάρχει τριβή. Τα τμήματα των μοντέλων είναι στερεά, και καθώς έρχονται σε επαφή μεταξύ τους, δημιουργούν ξηρά μηχανική τριβή, η οποία παίζει σημαντικό ρόλο στη διεξαγωγή των αποτελεσμάτων. Για την παρούσα μελέτη, ο συντελεστής τριβής μεταξύ σπογγώδους οστού και στελέχους έχει οριστεί ίσος με 0.22, ενώ ο συντελεστής τριβής μεταξύ άνω πλάκας και λαιμού ίσος με 0.8.

Εφαπτόμενα Τμήματα	Τύπος επαφής	Master	Slave
Outer Bone/Inner Bone	TIED_SURFACE_TO_SURFACE	Outer Bone	Inner Bone
Inner Bone/Stem	SURFACE_TO_SURFACE	Stem	Inner Bone
Down Plane/Outer Bone	TIED_SURFACE_TO_SURFACE	Down Plane	Outer Bone
Up Plane/Neck	SURFACE_TO_SURFACE	Up Plane	Neck

Πίνακας 7: Ορισμός επαφών των τμημάτων του μοντέλου

Όσον αφορά τις συνοριακές συνθήκες, η κάτω πλάκα (Down Plane) θεωρείται πακτωμένη με μηδενική δυνατότητα περιστροφής και μετακίνησης. Το συμπαγές οστό (Outer Bone) είναι δεμένο στην κάτω πλάκα. Η άνω πλάκα (Up Plane) περιορίζεται ώστε να κινείται μόνο κατά τον άξονα Z και κατά τον άξονα X, με δυνατότητα περιστροφής μόνο κατά τον άξονα Y.

3.7 Φόρτιση μοντέλων

Στην καρτέλα DEFINE_CURVE του Keyword Manager ορίζονται με τη μορφή γραφικής παράστασης οι δυνάμεις που θα ασκηθούν στα εμφυτεύματα σε συνάρτηση με το χρόνο. Τα φορτία εφαρμόζονται στα άκρα των εμφυτευμάτων πάνω στις επίπεδες solid επιφάνειες Up & Down Plane και μπορεί να θεωρηθεί ότι ασκούν ομοιόμορφη πίεση σε όλους τους κόμβους των επιφανειών αυτών. Βασικός στόχος είναι να επιτευχθεί ομοιόμορφη μεταφορά φορτίων και ελαχιστοποίηση της συγκέντρωσης τάσεων.

Για τη μελέτη των φορτίων που δέχεται το ισχιακό εμφύτευμα, εφαρμόζονται σε κάθε μοντέλο 2 δυνάμεις. Η πρώτη, η οποία αποτελεί το κύριο φορτίο που ασκείται στην πρόθεση, εφαρμόζεται κάθετα στην άνω πλάκα (Up Plane) και οι τιμές που της δίνονται αντιπροσωπεύουν τις κοινές δραστηριότητες ενός τυπικού ασθενούς. Η δεύτερη εφαρμόζεται κάθετα στην κάτω πλάκα (Down Plane) με κατεύθυνση προς την πρόθεση στη διαμήκη διεύθυνση του μηριαίου οστού και προσομοιώνει το φορτίο που δέχεται το εμφύτευμα από τις μυϊκές ομάδες που βρίσκονται κάτω από αυτό και γύρω από το μηριαίο οστό. Για τη δύναμη αυτή γίνεται παραδοχή, λόγω έλλειψης ανάλογων δημοσιευμένων εργαστηριακών μετρήσεων, ότι παραμένει σταθερή και ίση με 250 N, ανεξαρτήτως των αλλαγών της πρώτης δύναμης.

Η ανάλυση θα πραγματοποιηθεί για “Average Peak” φορτία που αφορούν ασθενή με σωματικό βάρος 750 N και για “High Peak” φορτία που αφορούν ασθενή με σωματικό βάρος 1000 N. Οι δραστηριότητες και οι αντίστοιχες τους δυνάμεις, που συγκαταλέγονται στις παραπάνω δύο κατηγορίες, συνοψίζονται στον ακόλουθο πίνακα.

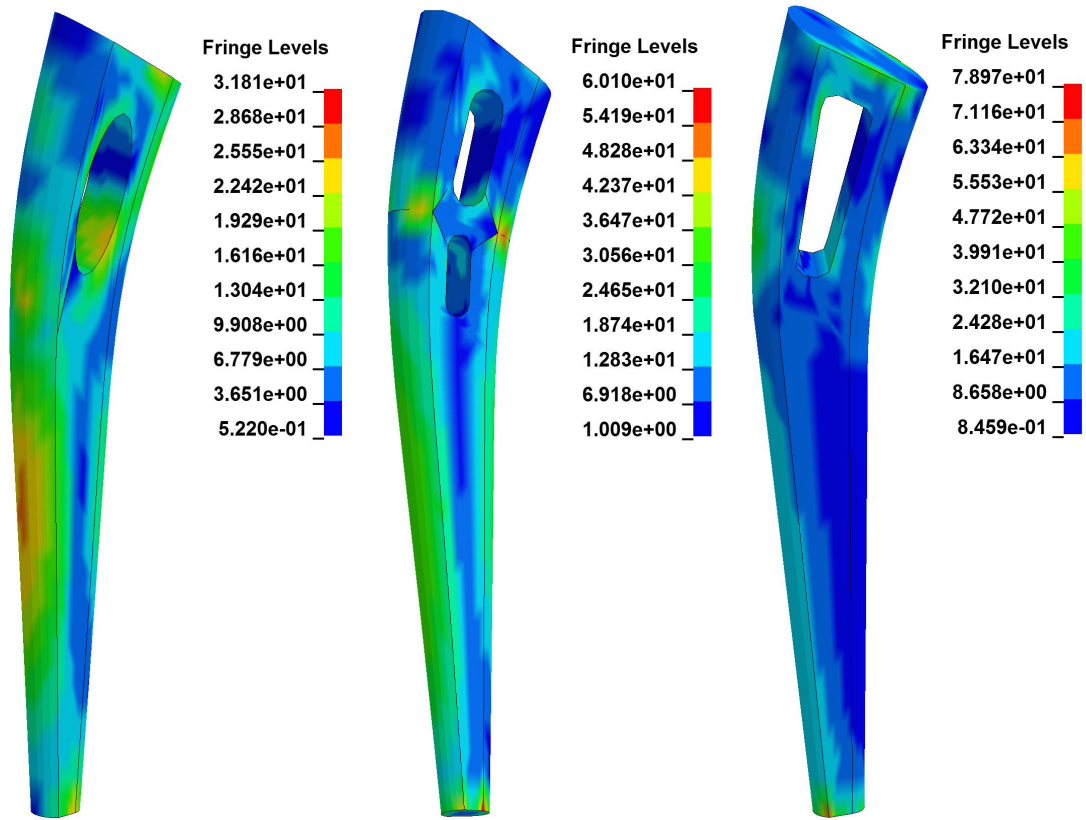
Average Peak Loads (Body Weight 750 N)	
Activity	Force (N)
Standing up	1500
Standing on 1 leg	1800
Walking	1800
Going up stairs	1900
Going down stairs	2000
High Peak Loads (Body Weight 1000 N)	
Activity	Force (N)
Knee bend	2600
Standing up	2900
Standing on 1 leg	3600
Walking	3900
Going up stairs	4200

Πίνακας 8: Δυνάμεις που εφαρμόζονται στην άνω πλάκα

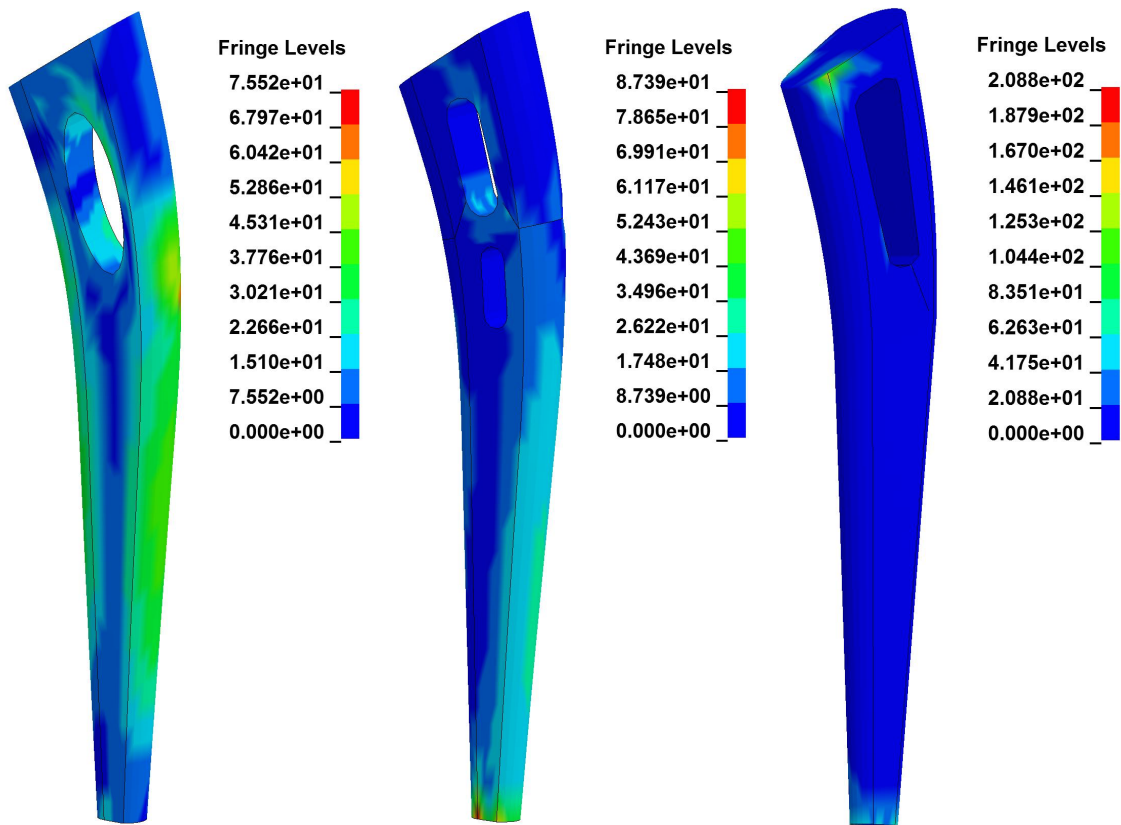
Μέσω της καρτέλας CONTROL_TERMINATION του Keyword Manager τίθεται χρόνος ολοκλήρωσης της ανάλυσης 5 sec με βήμα 0.1 sec.

3.8 Αποτελέσματα προσομοιώσεων

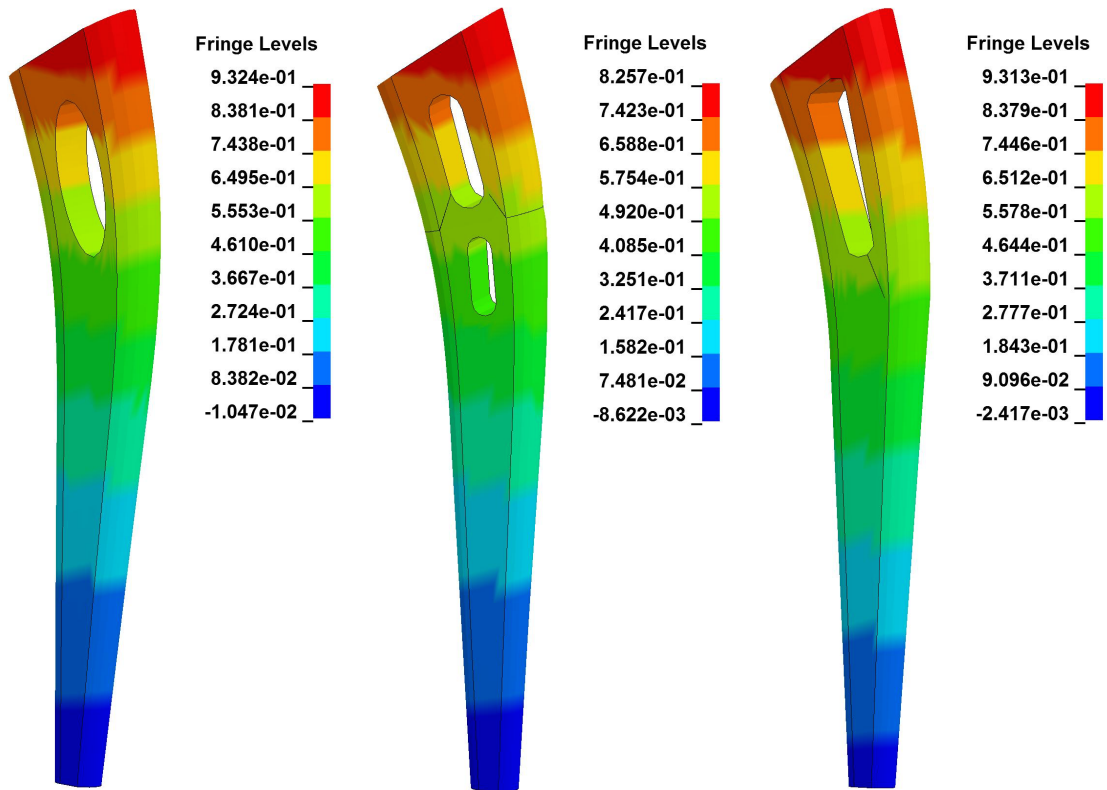
Ακολουθούν τα αποτελέσματα από τις δοκιμές σε φορτία που αφορούν ασθενή σωματικού βάρους 75 kg. Τα φορτία αντιστοιχούν στις εξής δραστηριότητες: σήκωμα, όρθια στήριξη στο ένα πόδι, ανέβασμα σκαλιών και κατέβασμα σκαλιών. Για κάθε στέλεχος δίνεται ένα τυχαίο στιγμιότυπο από την κατανομή των τάσεων κατά Von Mises, στο οποίο διακρίνονται οι περιοχές με την υψηλότερη συγκέντρωση τάσεων, ένα στιγμιότυπο που δείχνει τη μέγιστη τιμή τάσης κατά Von Mises που εμφανίζεται στο στέλεχος και ένα στιγμιότυπο από τη μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα (x-displacement).



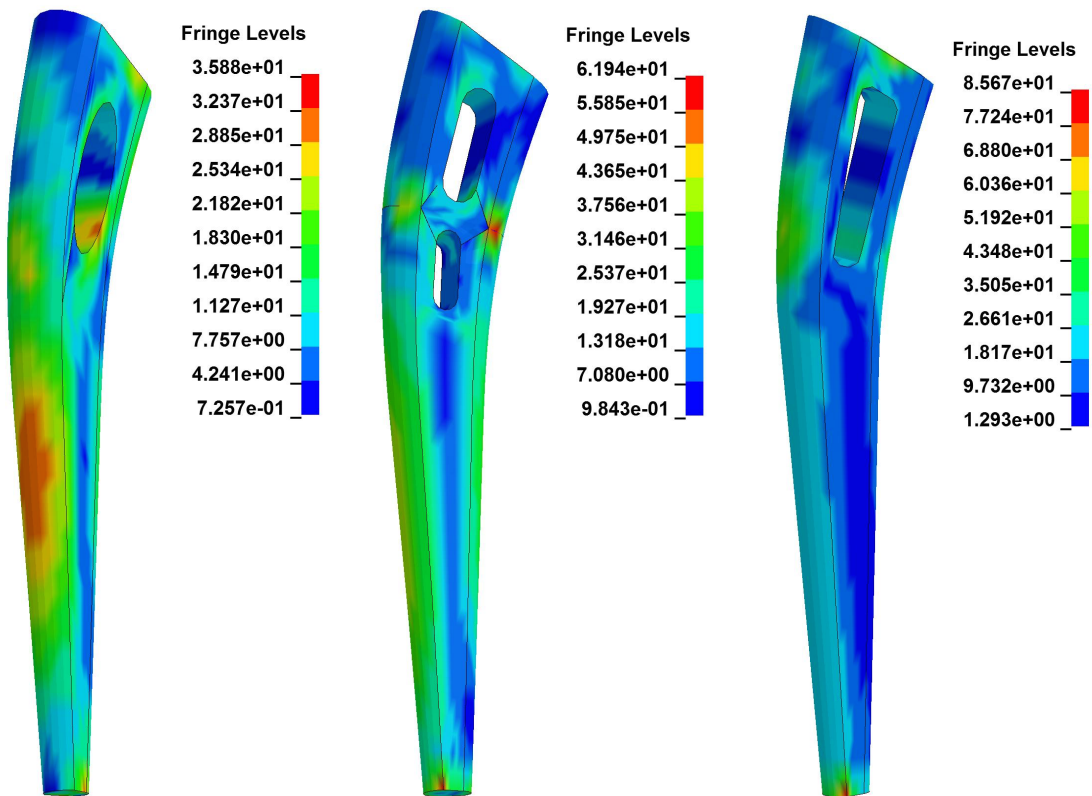
Σχήμα 3.9: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1500N (standing up)



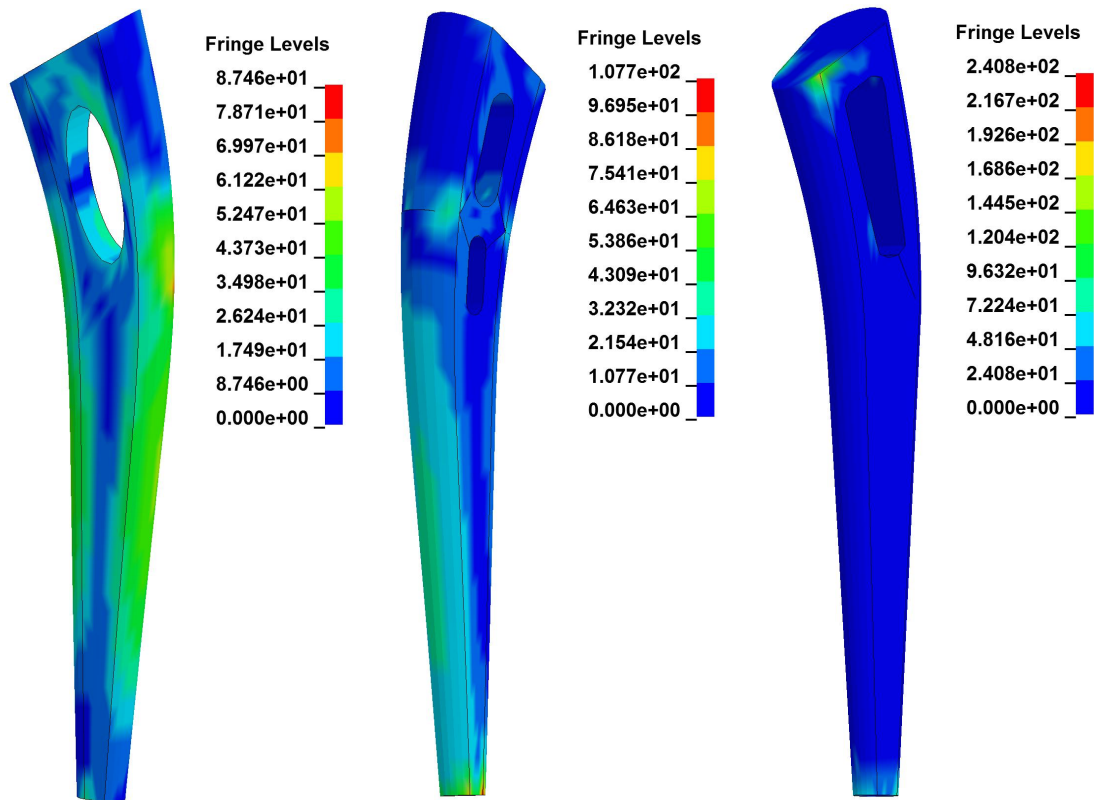
Σχήμα 3.10: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1500N



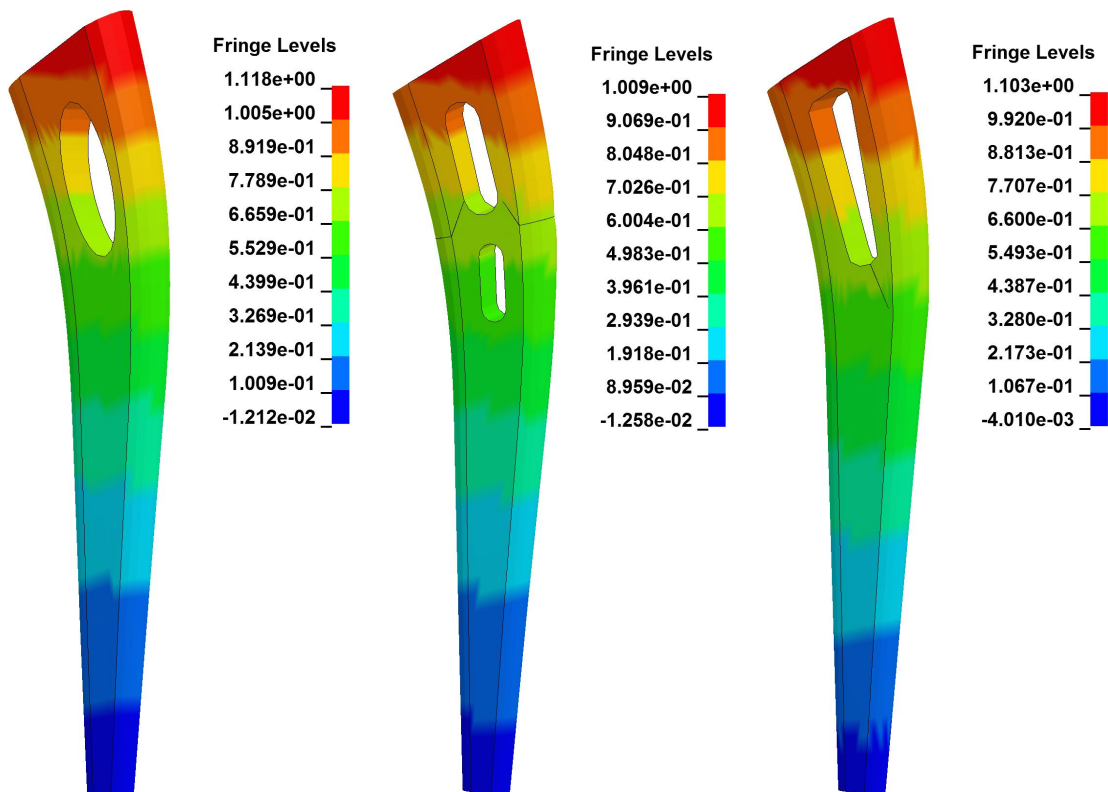
Σχήμα 3.11: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 1500N



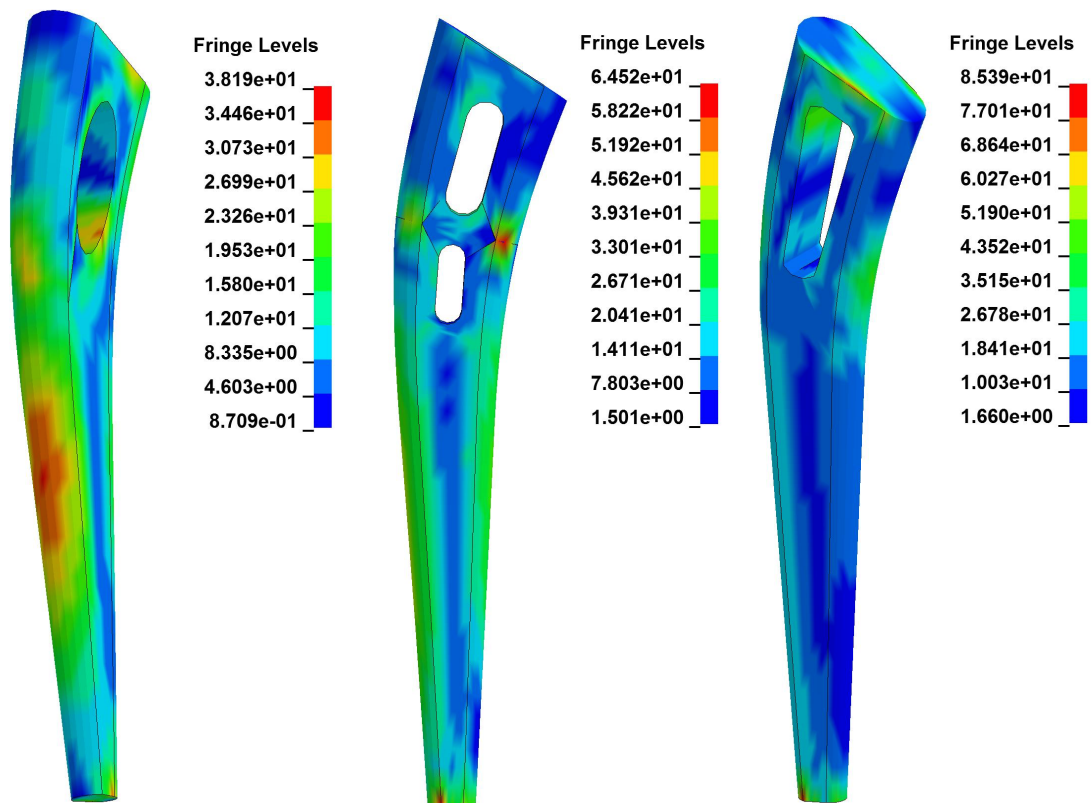
Σχήμα 3.12: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1800N (standing on 1 leg)



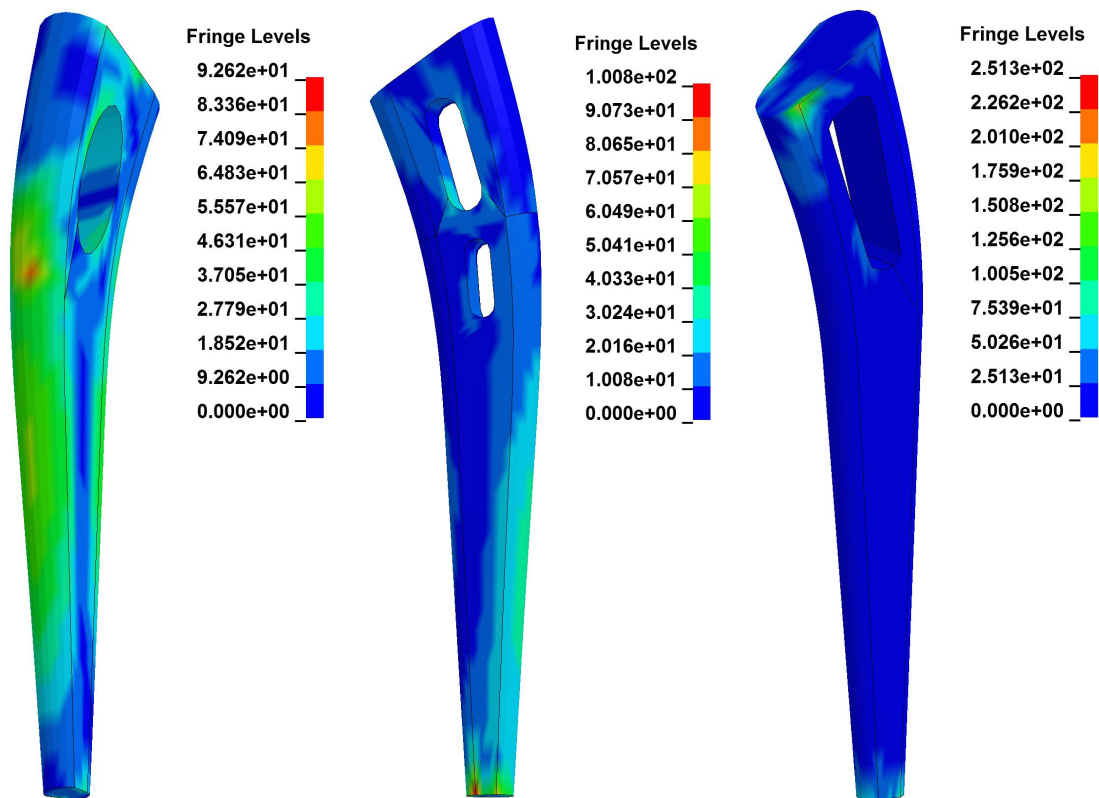
Σχήμα 3.13: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1800N



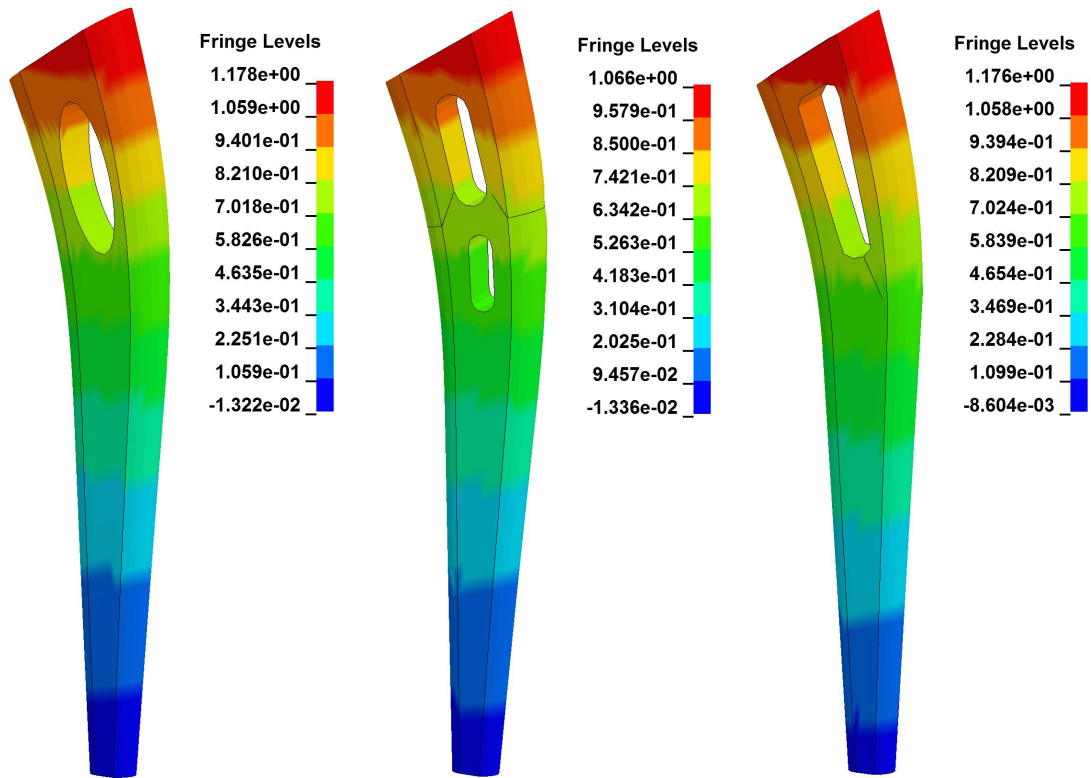
Σχήμα 3.14: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 1800N



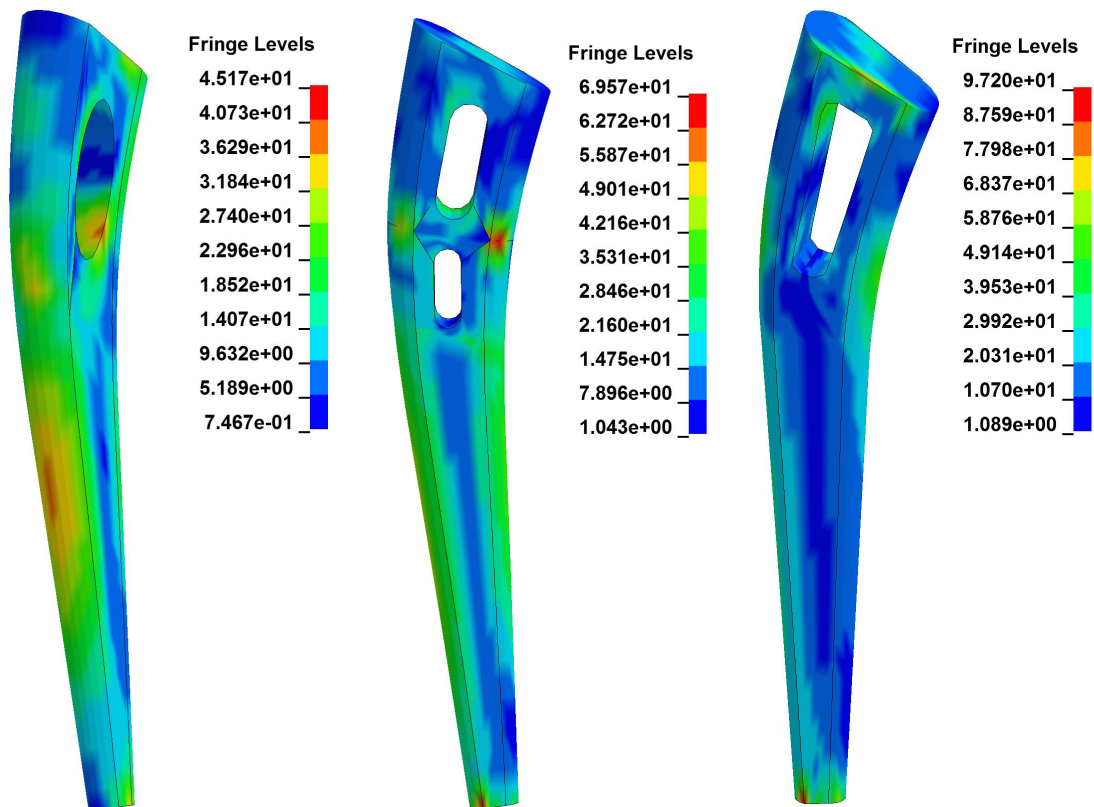
Σχήμα 3.15: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1900N (going up stairs)



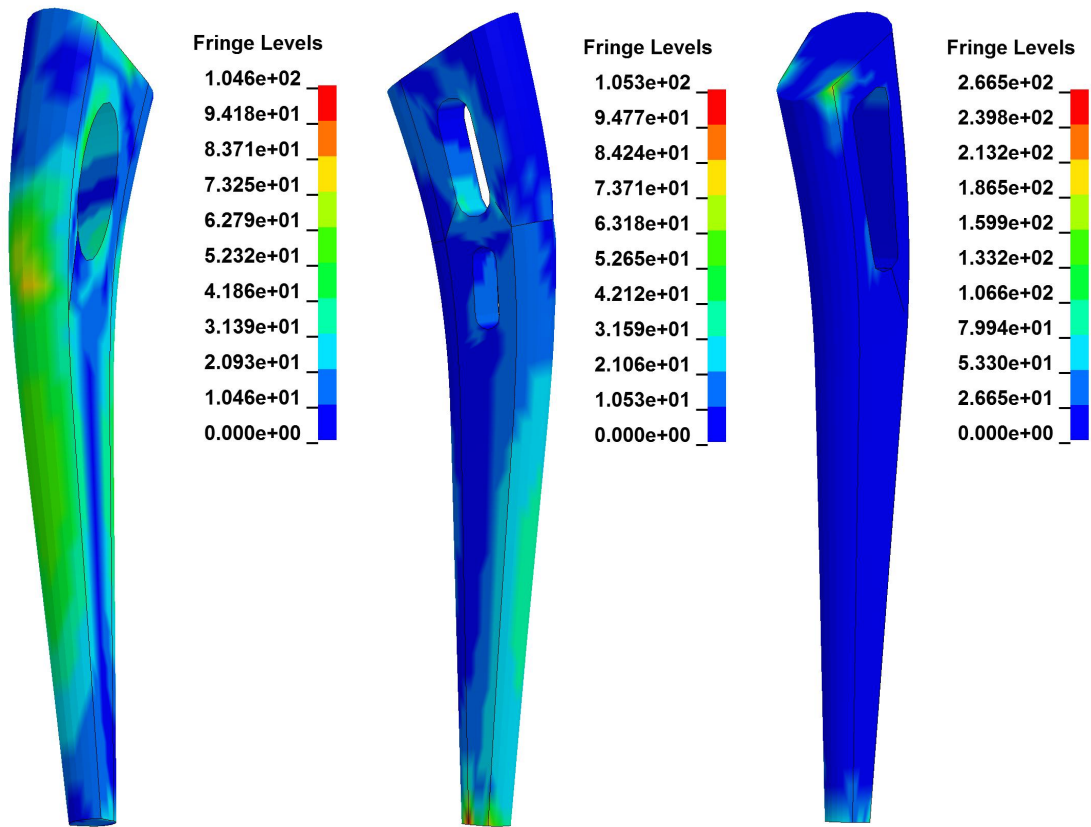
Σχήμα 3.16: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 1900N



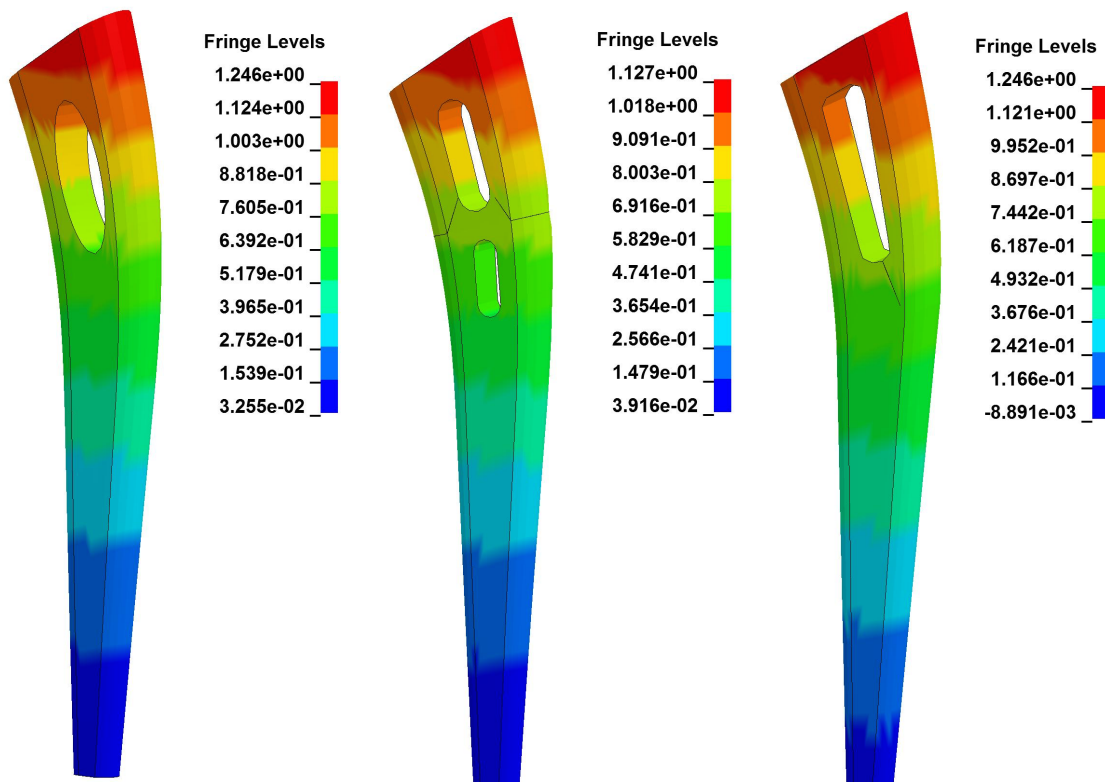
Σχήμα 3.17: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 1900N



Σχήμα 3.18: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2000N (going down stairs)

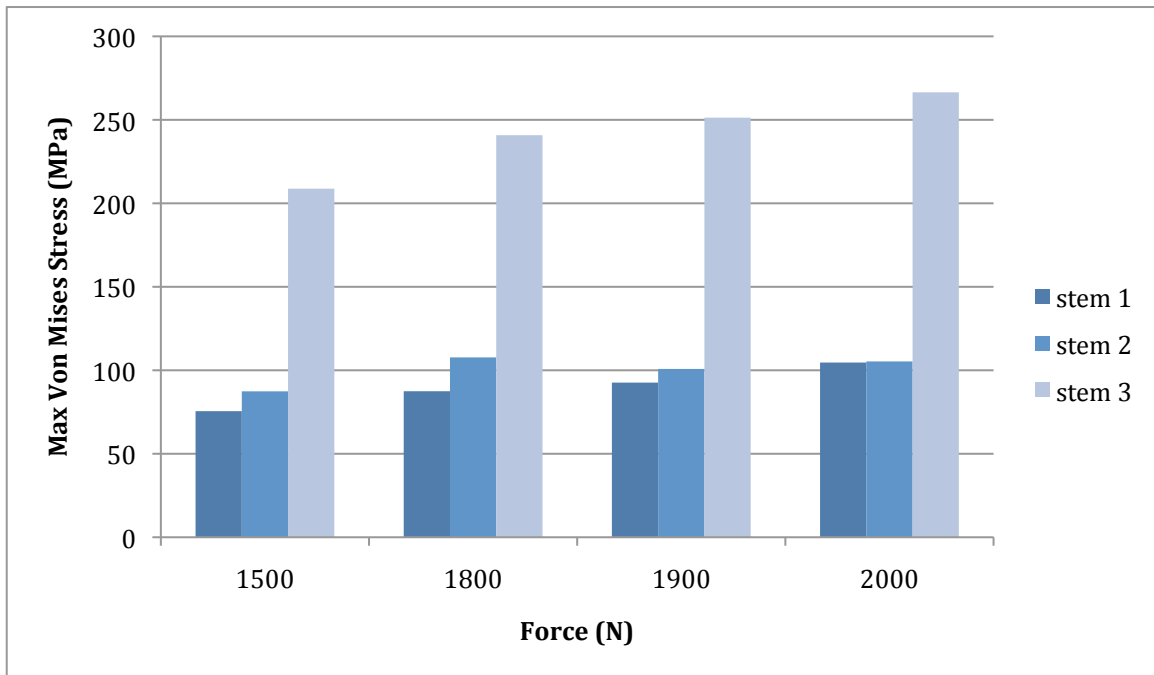


Σχήμα 3.19: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2000N

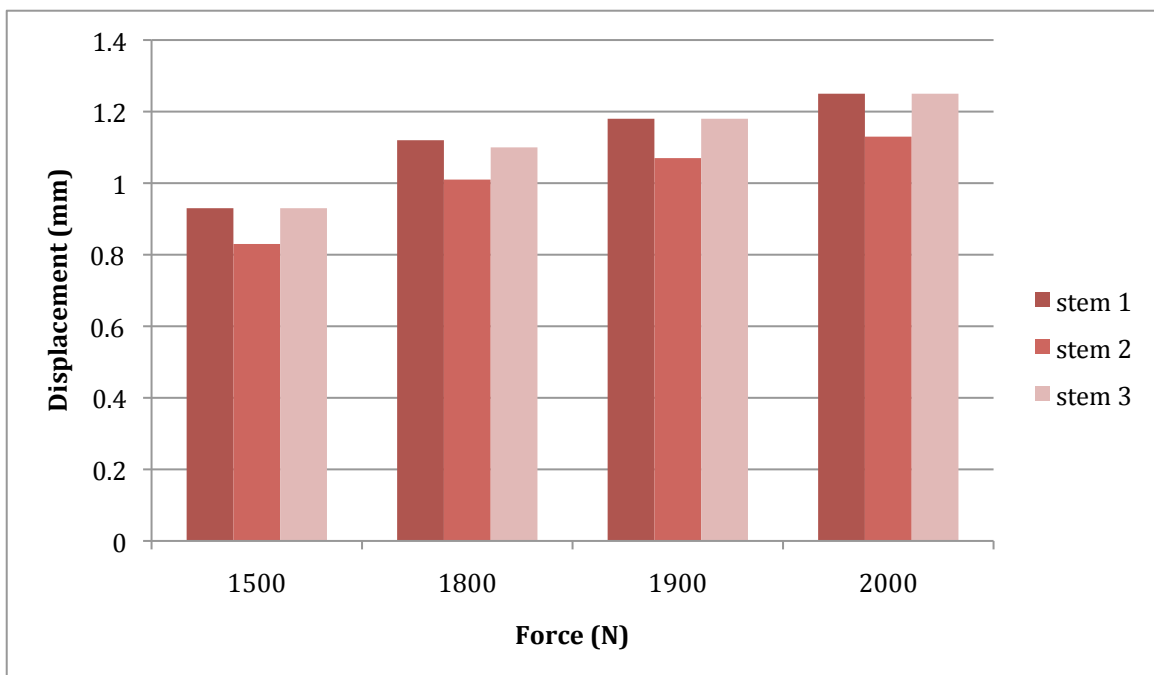


Σχήμα 3.20: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 2000N

Στα ακόλουθα διαγράμματα φαίνεται η σύγκριση των τριών διαφορετικών στελεχών ως προς τις μέγιστες τιμές των τάσεων κατά Von Mises και τις μέγιστες τιμές των μετατοπίσεων για κάθε δύναμη που εφαρμόζεται.



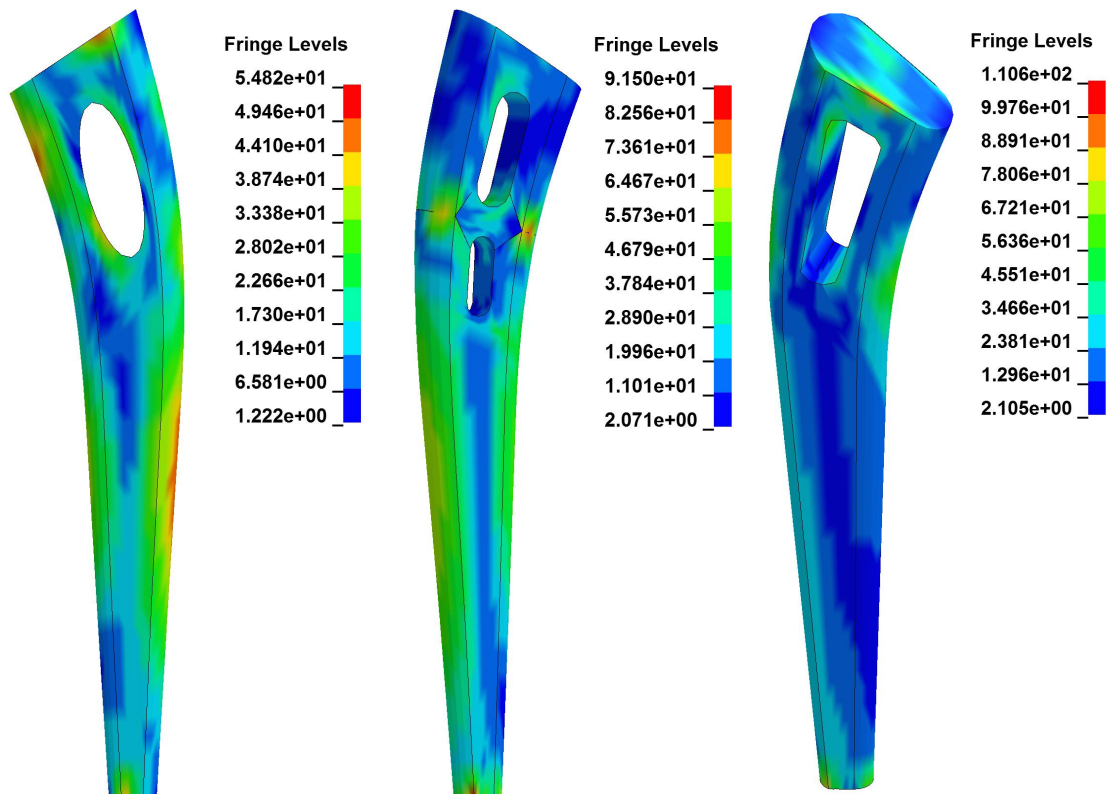
Σχήμα 3.21: Σύγκριση των 3 στελεχών ως προς τις μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises



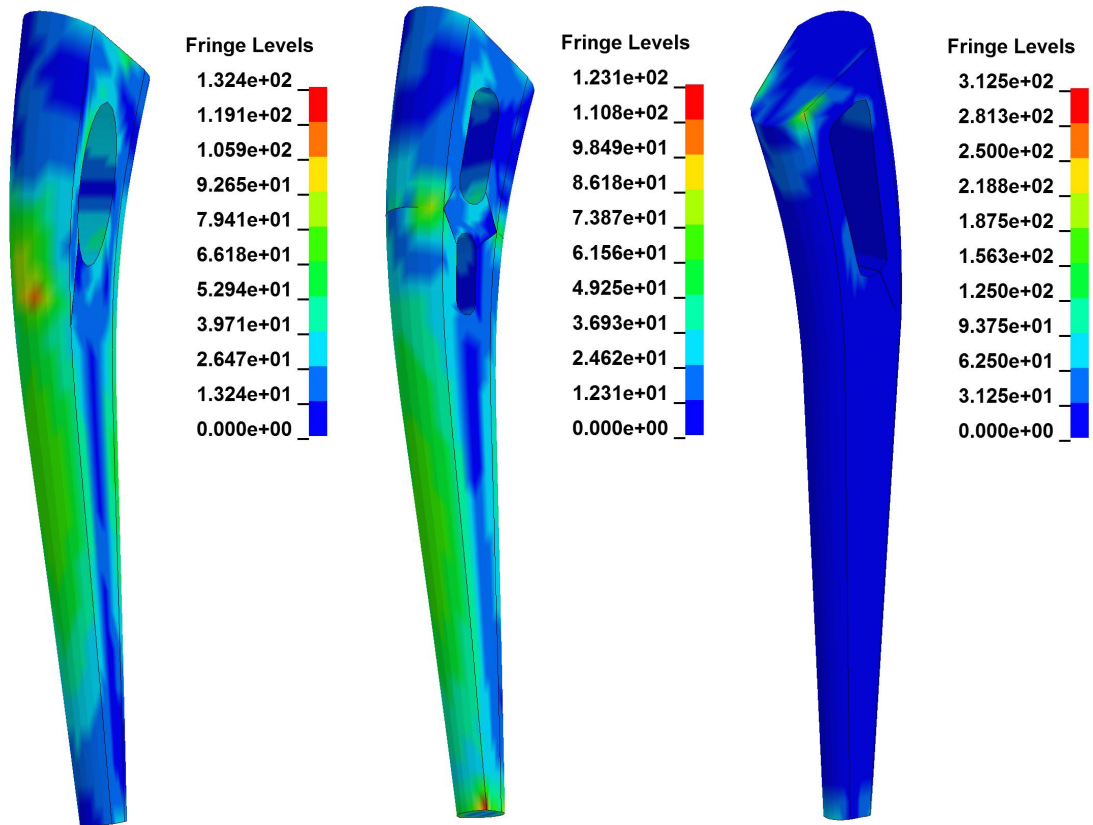
Σχήμα 3.22: Σύγκριση των 3 στελεχών ως προς τις μέγιστες τιμές μετατόπισης

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από τις αναλύσεις που πραγματοποιήθηκαν εφαρμόζοντας υψηλά φορτία, τα οποία αφορούν ασθενή σωματικού βάρους 100 kg και αντιστοιχούν στις εξής δραστηριότητες: λύγισμα γονάτων (2600 N), σήκωμα (2900 N), όρθια στήριξη στο ένα πόδι (3600 N), βάδιση (3900 N) και ανέβασμα σκαλιών (4200 N). Για φορτίο με τιμή 11000 N, το οποίο αντιστοιχεί στην καταπόνηση λόγω σκοντάμματος, η ανάλυση στο LS-DYNA δεν ήταν δυνατό να ολοκληρωθεί, καθώς ο υπολογισμός τερματιζόταν λόγω σφάλματος (error termination).

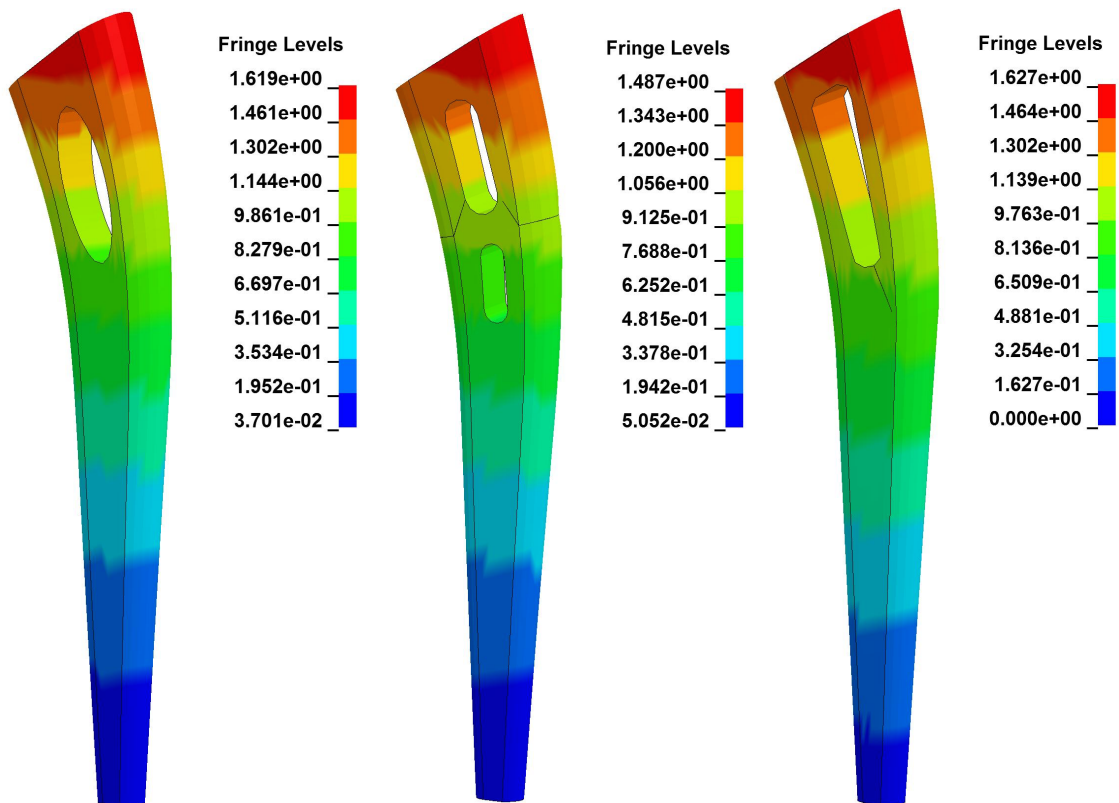
Όπως και στα προηγούμενα αποτελέσματα, δίνεται για κάθε στέλεχος ένα τυχαίο στιγμιότυπο από την κατανομή των τάσεων κατά Von Mises, στο οποίο διακρίνονται οι περιοχές με την υψηλότερη συγκέντρωση τάσεων, ένα στιγμιότυπο που δείχνει τη μέγιστη τιμή τάσης κατά Von Mises που εμφανίζεται στο στέλεχος και ένα στιγμιότυπο από τη μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα.



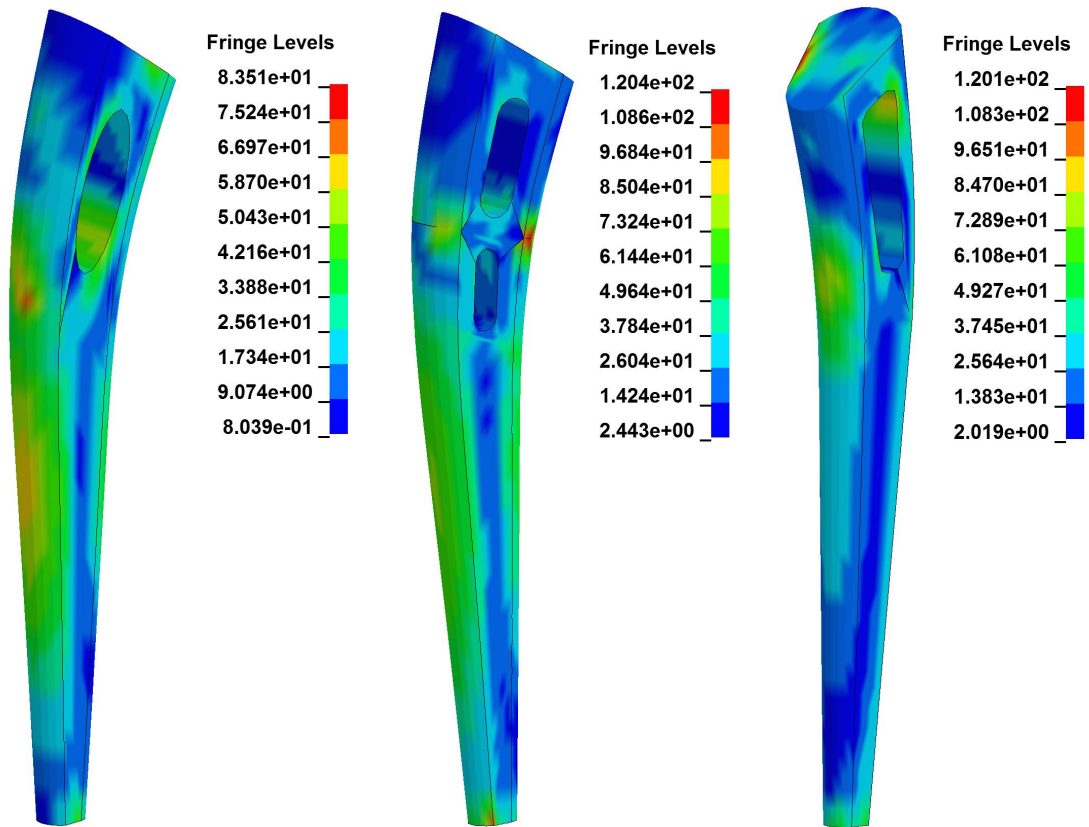
Σχήμα 3.23: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2600N (kneebend)



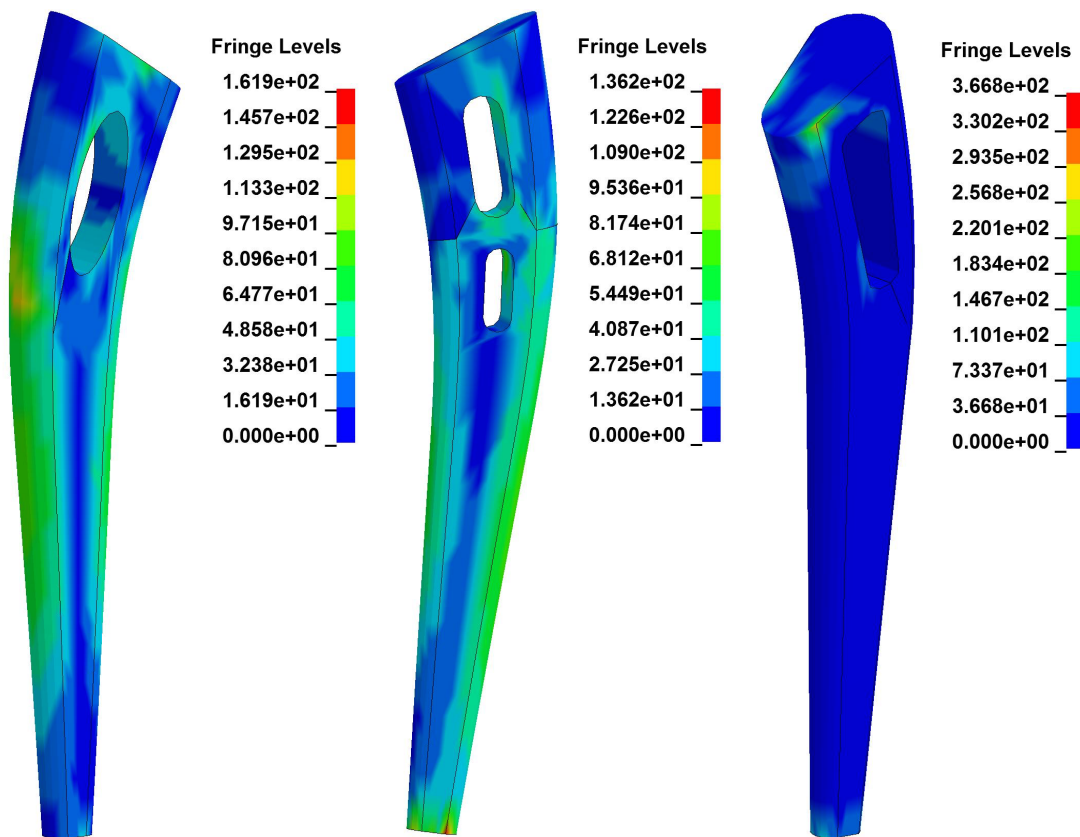
Σχήμα 3.24: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2600N



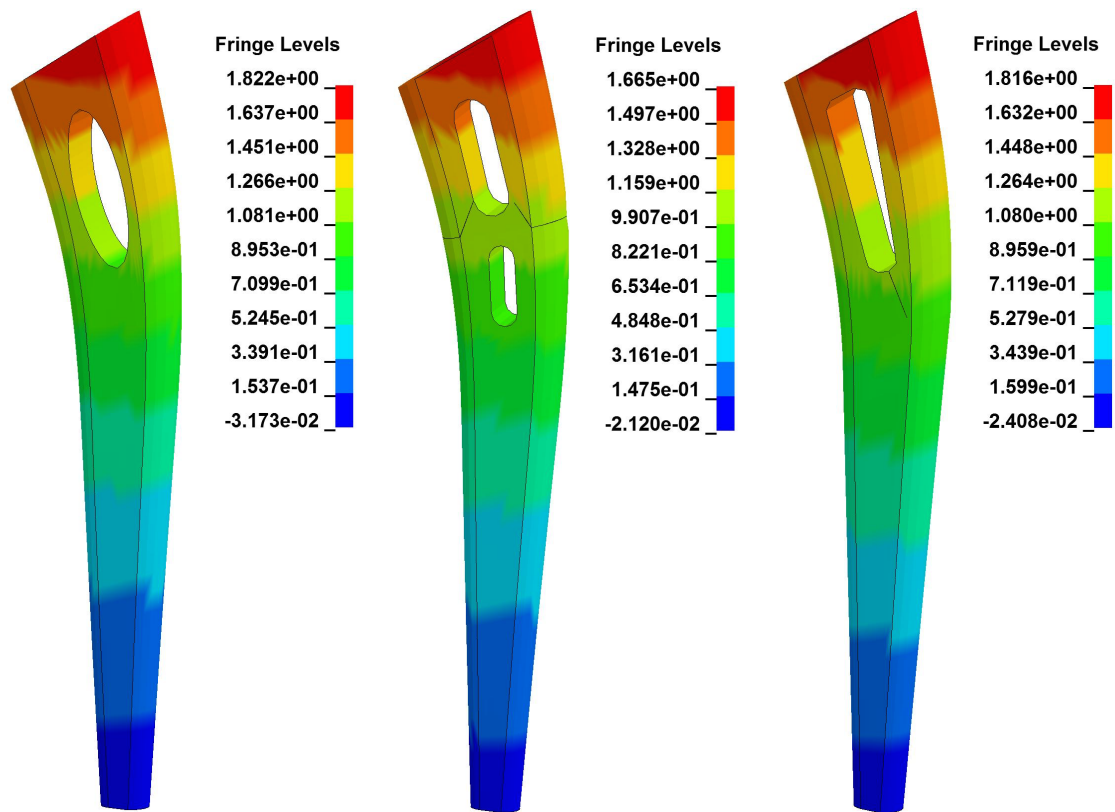
Σχήμα 3.25: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 2600N



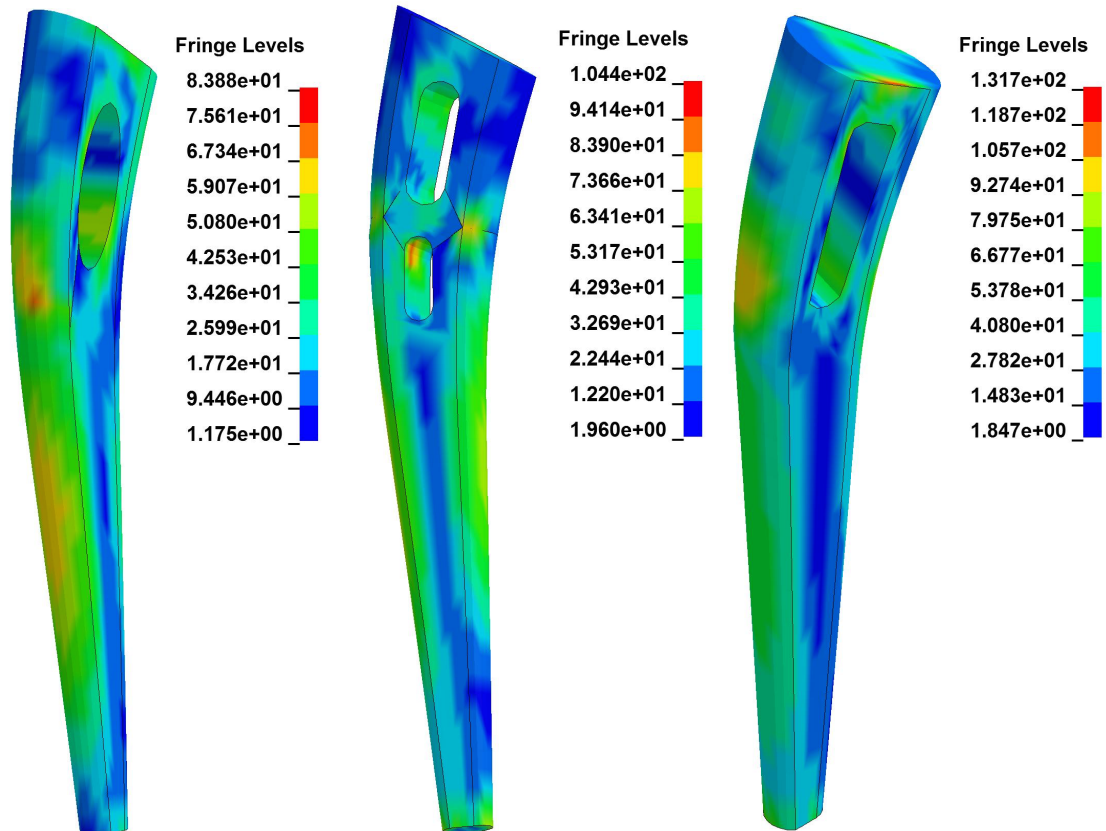
Σχήμα 3.26: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2900N (standing up)



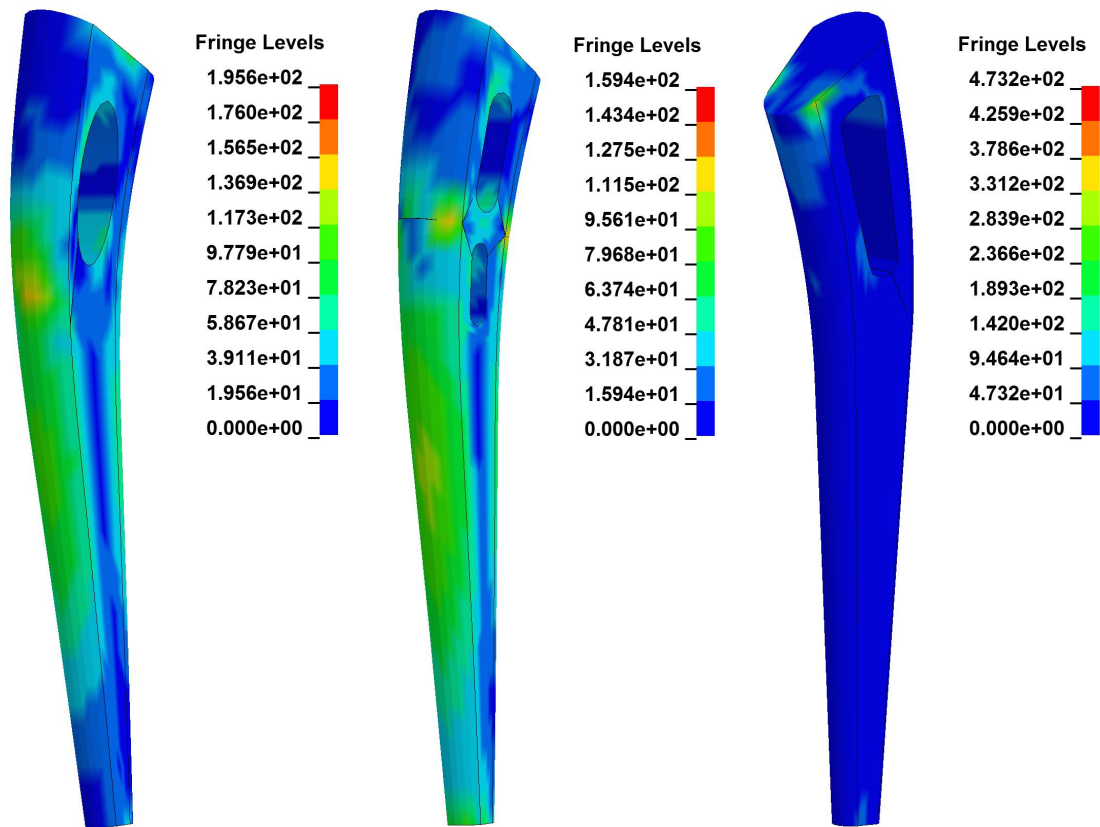
Σχήμα 3.27: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 2900N



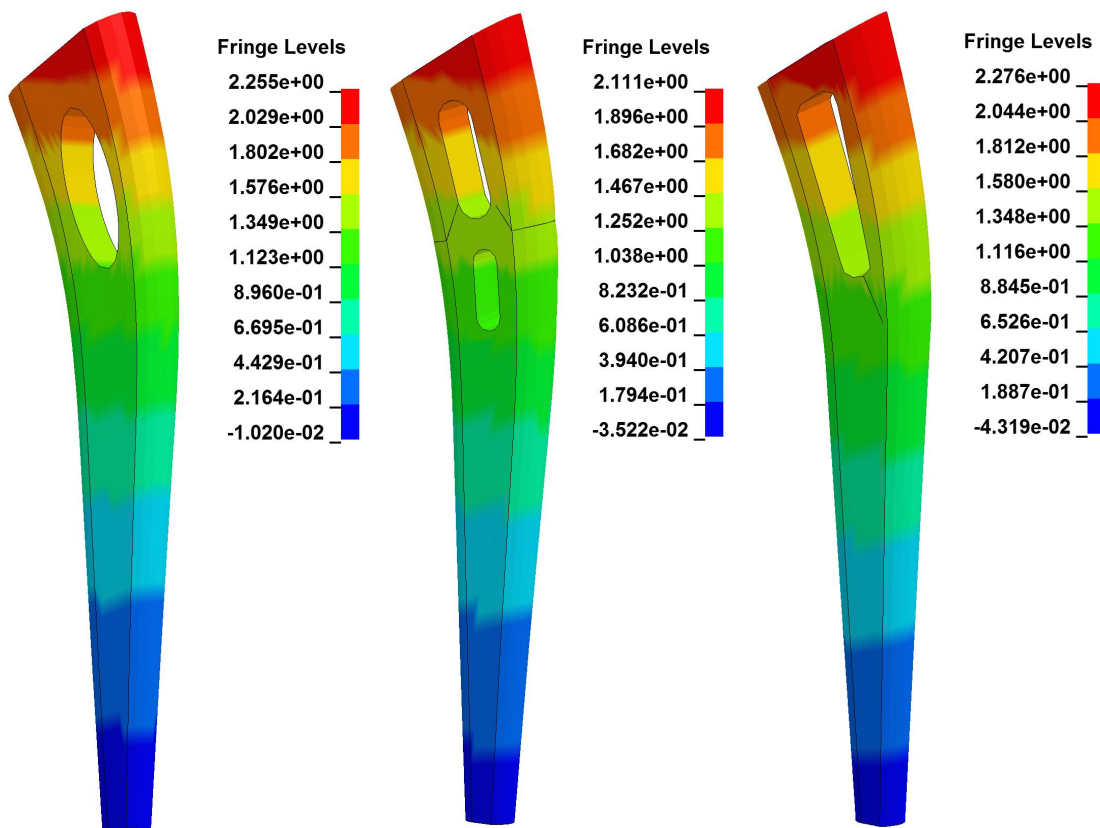
Σχήμα 3.28: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 2900N



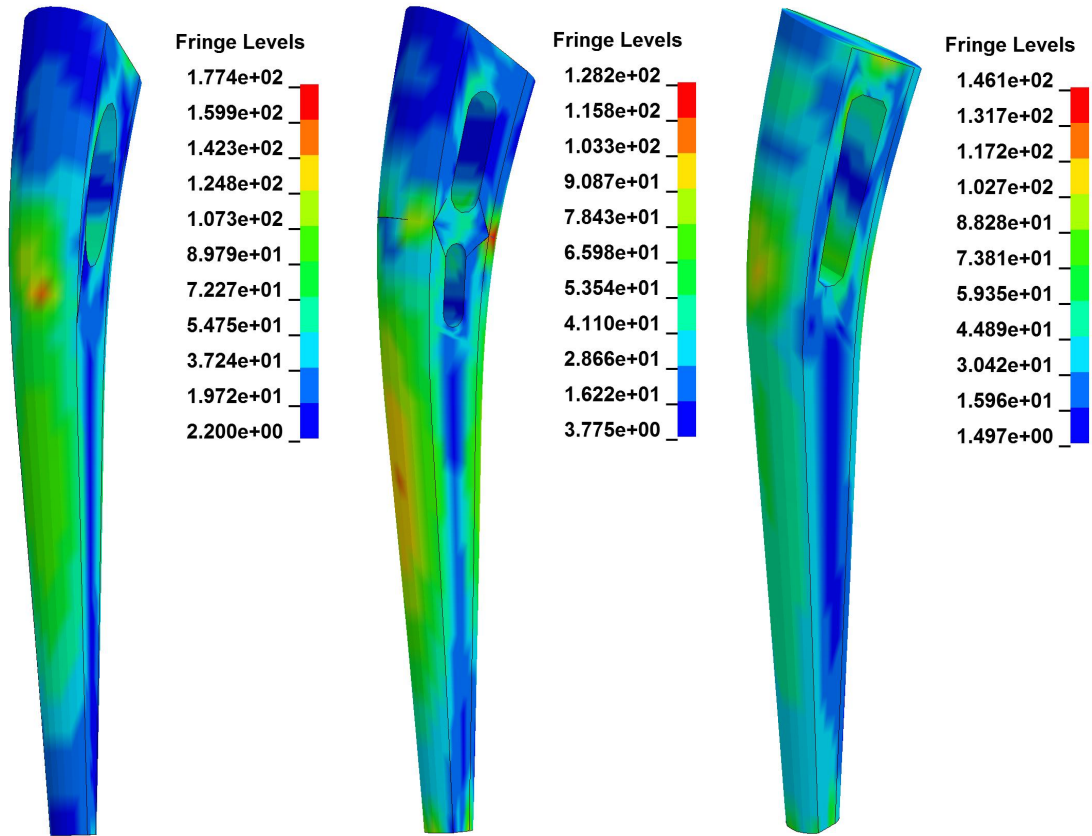
Σχήμα 3.29: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 3600N (standing on 1 leg)



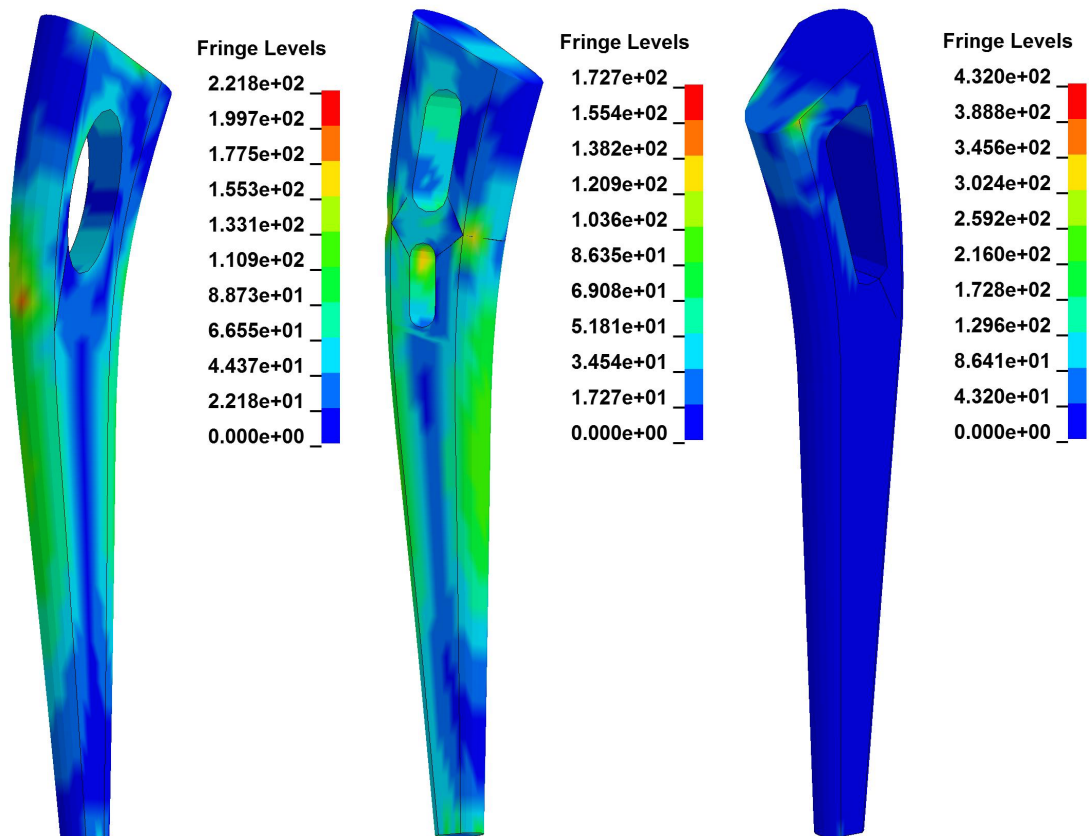
Σχήμα 3.30: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 3600N



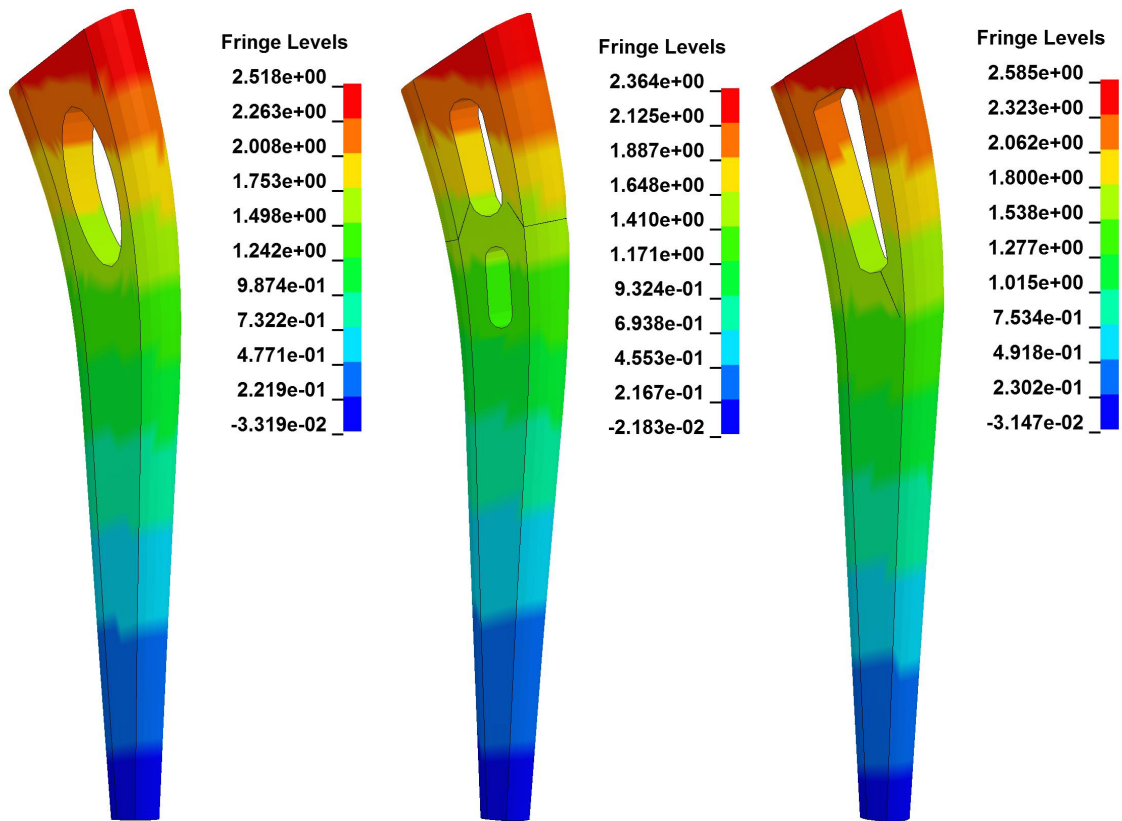
Σχήμα 3.31: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 3600N



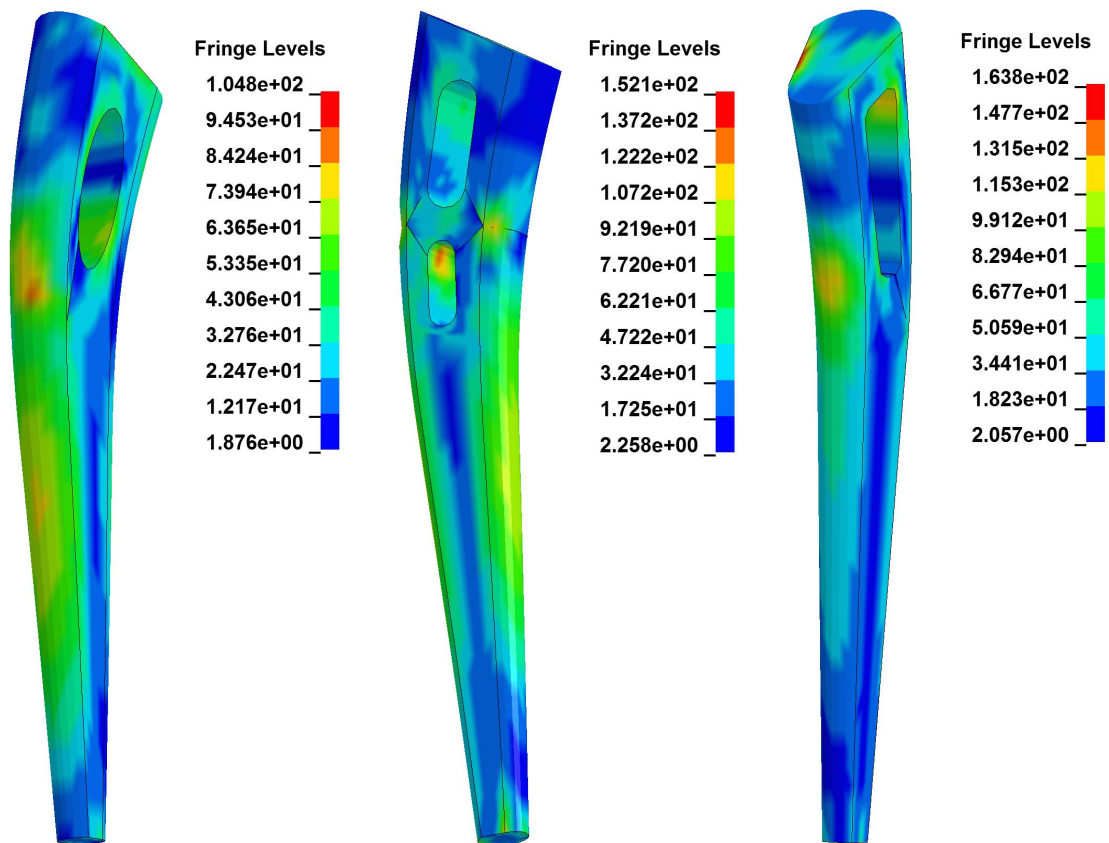
Σχήμα 3.32: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 3900N (walking)



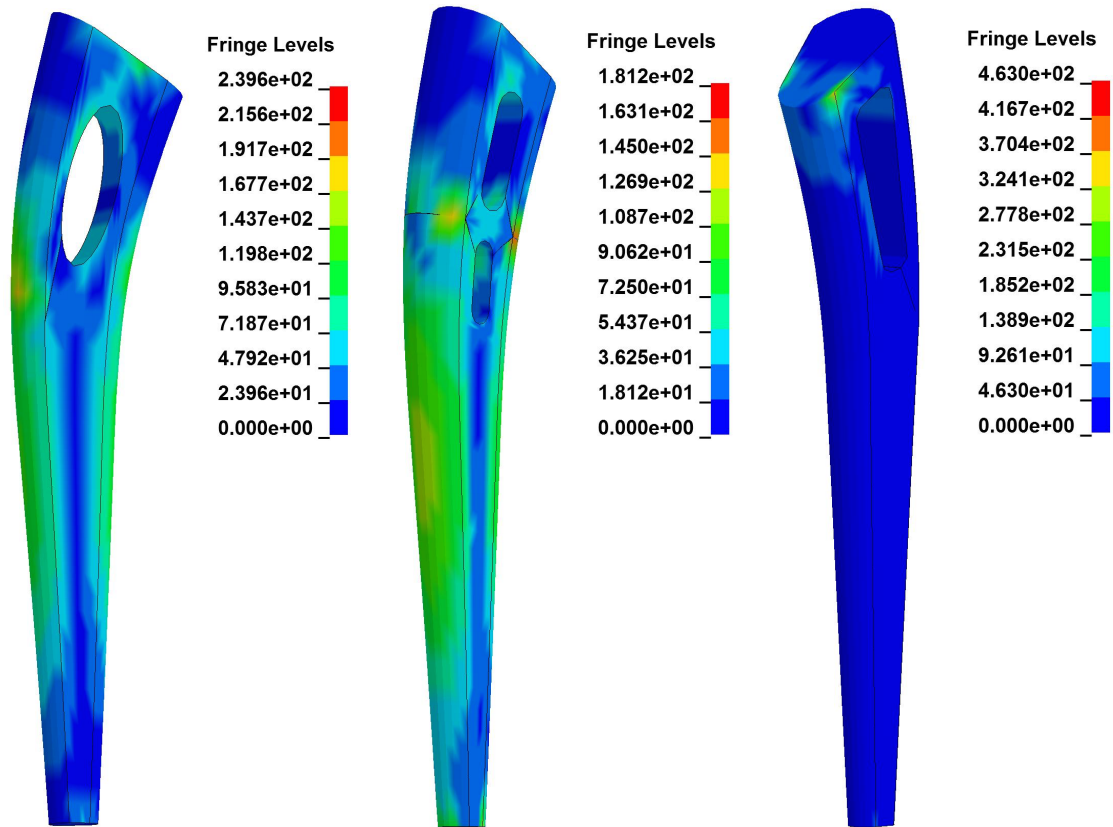
Σχήμα 3.33: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 3900N



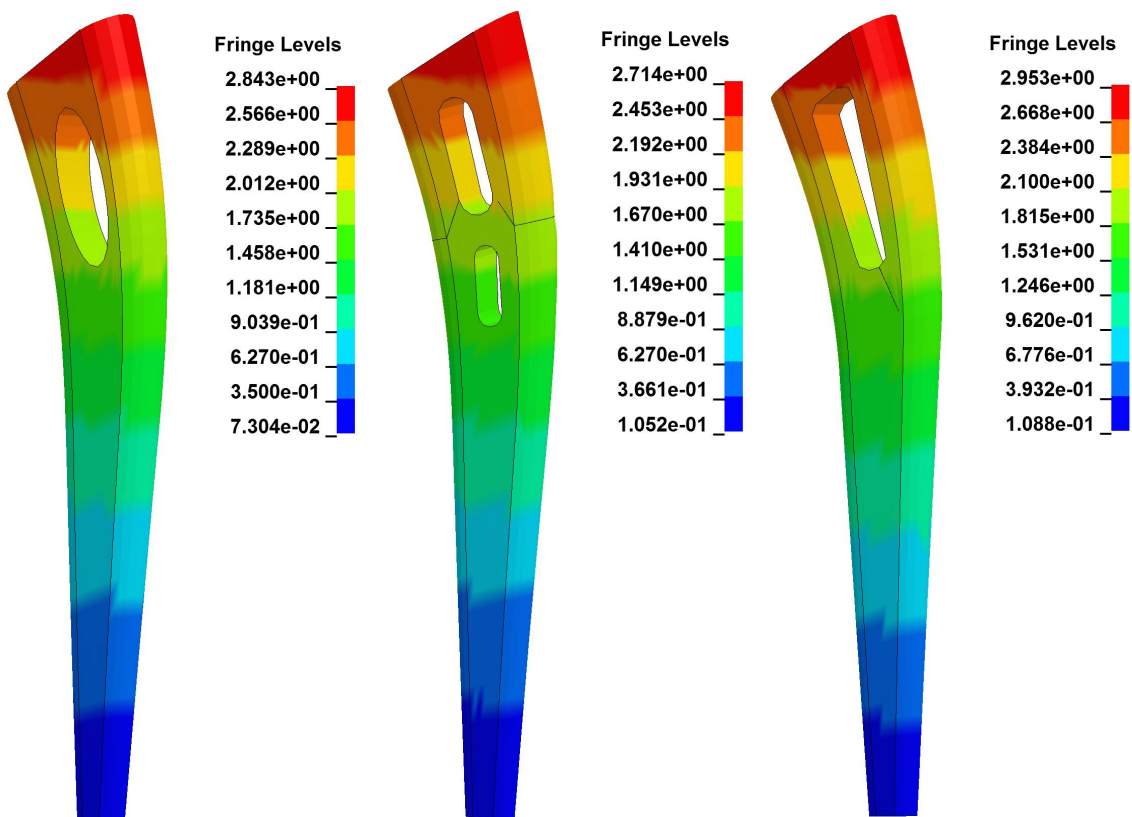
Σχήμα 3.34: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 3900N



Σχήμα 3.35: Κατανομή τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 4200N (going up stairs)

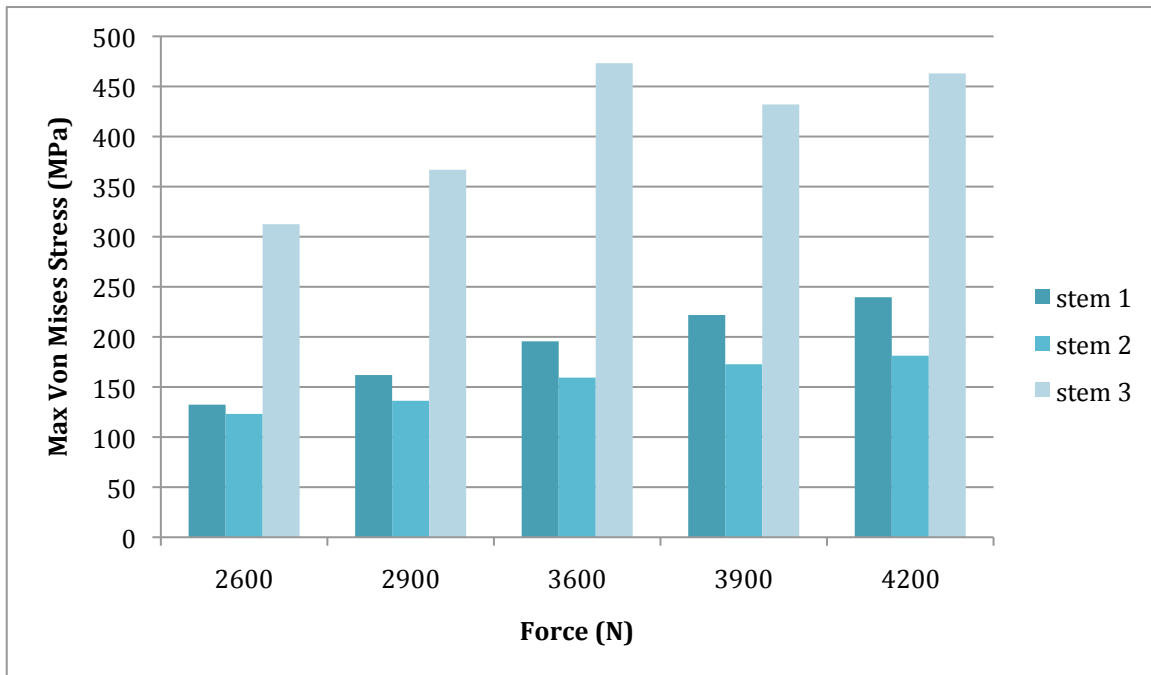


Σχήμα 3.36: Μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises για φορτίο 4200N

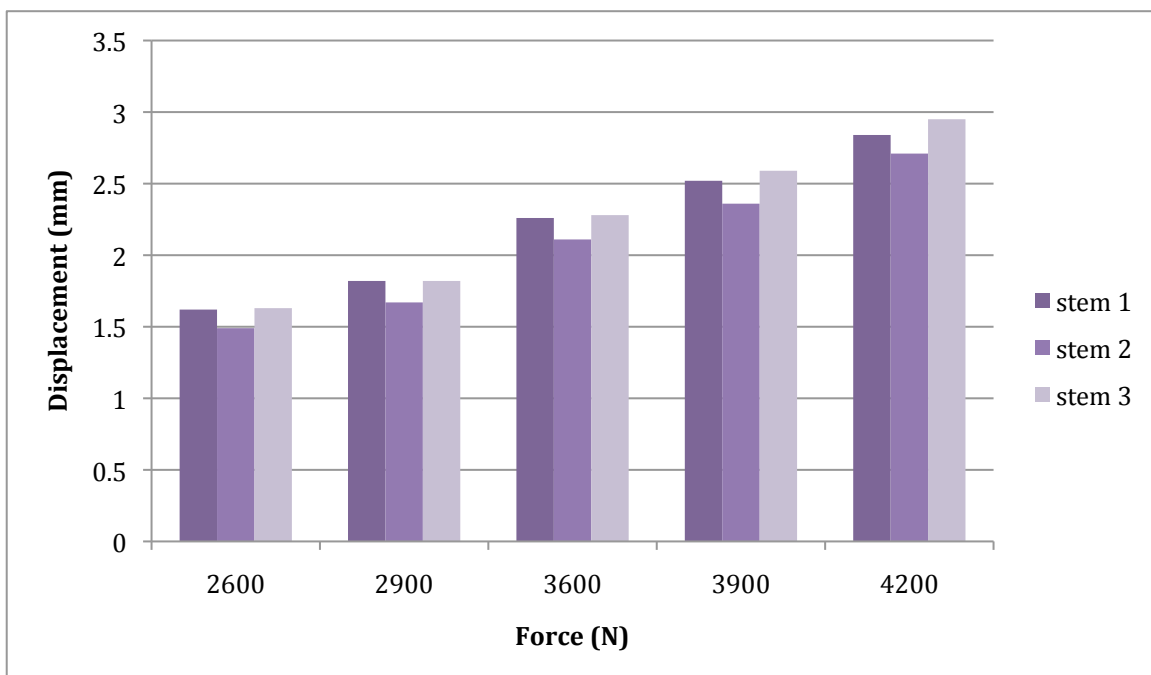


Σχήμα 3.37: Μέγιστη μετατόπιση κατά τον x-άξονα για φορτίο 4200N

Στα ακόλουθα διαγράμματα φαίνεται η σύγκριση των τριών διαφορετικών στελεχών ως προς τις μέγιστες τιμές των τάσεων κατά Von Mises και τις μέγιστες τιμές των μετατοπίσεων για κάθε δύναμη που εφαρμόζεται.



Σχήμα 3.38: Σύγκριση των 3 στελεχών ως προς τις μέγιστες τιμές τάσεων κατά Von Mises



Σχήμα 3.39: Σύγκριση των 3 στελεχών ως προς τις μέγιστες τιμές μετατόπισης

3.9 Αξιολόγηση των αποτελεσμάτων

Λόγω περιορισμένων ανάλογων δημοσιεύσεων, ως αναφορά για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας θα χρησιμοποιηθούν στοιχεία από έρευνα των A. Fiorentino και συνεργατών (University of Brescia) που δημοσιεύθηκε το 2013 [20]. Σύμφωνα με την έρευνα αυτή, η οποία βασίζεται στις προδιαγραφές του ISO 7206 για τα ισχιακά εμφυτεύματα, για να περάσουν τα δοκίμια τα τεστ κοπώσεως θα πρέπει η μέγιστη μετατόπιση να μην ξεπερνά τα 5mm. Όπως παρατηρούμε στο σχήμα 3.22, όπου γίνεται η σύγκριση των μέγιστων μετατοπίσεων στα 3 διαφορετικά στελέχη όταν ασκούνται μέτρια φορτία, η μεγαλύτερη τιμή είναι 1.25mm και εμφανίζεται στα στελέχη 1 και 3 όταν ασκείται δύναμη 2000N. Στο σχήμα 3.39, όπου γίνεται η σύγκριση των μέγιστων μετατοπίσεων στα στελέχη όταν ασκούνται υψηλά φορτία, παρατηρούμε ότι η μεγαλύτερη τιμή είναι 2.95mm και εμφανίζεται στο στέλεχος 3 όταν ασκείται δύναμη 4200N. Όσον αφορά λοιπόν τη μέγιστη μετατόπιση, οι προδιαγραφές ικανοποιούνται και από τα τρία στελέχη.

Όσον αφορά την αξιολόγηση ως προς τη συγκέντρωση τάσεων κατά Von Mises, παρατηρείται στα σχήματα 3.21 και 3.38, όπου γίνονται οι συγκρίσεις των τιμών μέγιστων τάσεων στα τρία στελέχη, ότι σε όλες τις περιπτώσεις οι τάσεις είναι πολύ μικρότερες από το όριο διαρροής του τιτανίου Ti6Al4V (πίνακας 9), οπότε σε πρώτη φάση και τα τρία στελέχη παραμένουν ασφαλή στην ελαστική τους περιοχή κάτω από τις επιβαλλόμενες δυνάμεις.

Material	Ti6Al4V
<i>Modulus of Elasticity</i>	113.8 GPa
<i>Tensile Strength</i>	
<i>Yield</i>	880 MPa
<i>Ultimate</i>	950 MPa
<i>Fatigue Strength (1E+7 cycles)</i>	
<i>Smooth surface</i>	510 MPa
<i>Stress concentration ($K_t = 3.3$)</i>	240 MPa

Πίνακας 9: Χαρακτηριστικά κράματος Ti6Al4V

Στην έρευνα των A. Fiorentino και συνεργατών [20] πραγματοποιήθηκε προσομοίωση με ένα στέλεχος που είναι ήδη διαθέσιμο στο εμπόριο και το οποίο έχει τις απαιτούμενες πιστοποιήσεις για εμφύτευση, έτσι ώστε να χρησιμοποιηθεί σαν αναφορά για την ανάλυση των καινούργιων σχεδιαστικών λύσεων. Το εμπορικό αυτό στέλεχος παρουσίασε μέγιστη τάση ίση με 378MPa και μέγιστη μετατόπιση ίση με 2.3mm.

Σε έρευνα των O. Kayabasi και F. Erzincanli που δημοσιεύθηκε το 2006, ως αναφορά για τη σύγκριση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκαν τα

αποτελέσματα από έρευνα του John Charnley [26]. Τα αποτελέσματα της έρευνας αυτής όσον αφορά τις μέγιστες τιμές των τάσεων κατά Von Mises, καθώς και οι τιμές αναφοράς του Charnley φαίνονται στον πίνακα 10.

Maximum von Mises stresses of stem shapes under static and dynamic loading

Stem shapes	Max. von Mises stress (Static) (MPa)		Max. von Mises stress (Dynamic) (MPa)	
	Ti-6Al-4V	Cobalt-chromium	Ti-6Al-4V	Cobalt-chromium
Charnley	179.3	193.4	207.4	221.5
Stem-1	162.9	182.1	189.8	210.9
Stem-2	151.2	169.7	172.8	194.4
Stem-3	145.6	160.2	169.9	184.4
Stem-4	147.2	162.9	172.9	188.6

Πίνακας 10: Αποτελέσματα της έρευνας των O. Kayabasi, F. Erzincanli 2006

Η τιμή αναφοράς του Charnley για τη μέγιστη τάση Von Mises σε εμφύτευμα από Ti-6Al-4V για δυναμικό φορτίο είναι ίση με 207.4 MPa. Στα διαγράμματα 3.21 και 3.38 της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας, όπου συγκρίνονται οι μέγιστες τιμές τάσεων Von Mises των τριών στελεχών, παρατηρούμε ότι το στέλεχος 2 (stem 2) εμφανίζει σε όλες τις δοκιμές μέγιστη τάση μικρότερη από την τιμή αναφοράς τόσο του Charnley, όσο και του εμπορικού στελέχους από την έρευνα των Fiorentino και συνεργατών [20]. Το στέλεχος 2 λοιπόν ικανοποιεί τις προδιαγραφές των διαθέσιμων δημοσιεύσεων και υπερτερεί των άλλων δύο στελεχών, ιδιαίτερα στις καταπονήσεις από υψηλά φορτία. Το στέλεχος 1 παρατηρούμε ότι ικανοποιεί τις προδιαγραφές όταν υπόκειται σε μέτρια φορτία (σχήμα 3.21), εμφανίζει όμως μεγαλύτερες τιμές τάσεων από την τιμή αναφοράς του Charnley όταν δοκιμάζεται σε δυνάμεις 3900 και 4200N. Ωστόσο ικανοποιεί σε κάθε περίπτωση τα κριτήρια της έρευνας των Fiorentino et al. Το στέλεχος 3 εμφανίζει ιδιαίτερα υψηλές τιμές μεγίστων τάσεων Von Mises και ξεπερνά την τιμή αναφοράς του Charnley όταν δοκιμάζεται σε μέτρια φορτία, αλλά και την τιμή αναφοράς των Fiorentino et al. όταν δοκιμάζεται σε υψηλά φορτία.

3.10 Συμπεράσματα και μελλοντική εργασία

Στην παρούσα μεταπτυχιακή εργασία πραγματοποιήθηκαν προσομοιώσεις με τη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων για να ελεγχθεί η μηχανική αντοχή τριών προτεινόμενων μηριαίων στελεχών τεχνητής ισχιακής άρθρωσης, όταν σε αυτά εφαρμόζονται ρεαλιστικά φορτία που αντιπροσωπεύουν την καταπόνηση από κοινές δραστηριότητες της καθημερινής ζωής ενός ασθενούς. Τα μοντέλα που μελετήθηκαν είναι σχεδιασμένα με βάση τις ανάγκες της αγοράς στον τομέα των προθεμάτων ισχίου. Οι γεωμετρίες που προτείνονται έχουν σκοπό να προωθήσουν τη στήριξη εμφυτευμάτων χωρίς τη χρήση τσιμέντου, στα πλαίσια της βελτίωσης της οστεοενσωμάτωσης και της επαναγγείωσης της περιοχής που περιβάλλει το μηριαίο στέλεχος.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι από τα τρία προτεινόμενα σχέδια υπερτερεί το στέλεχος 2 τόσο στις καταπονήσεις από μέτρια όσο και από υψηλά φορτία. Το στέλεχος 1 κρίνεται επίσης κατάλληλο για περαιτέρω μελέτη, αφού ικανοποιεί τις προδιαγραφές σε σύγκριση με στέλεχος που βρίσκεται ήδη στο εμπόριο. Στο στάδιο αυτό δεν κρίνεται σκόπιμο να απορριφθεί κάποιο από τα προτεινόμενα στελέχη, αφού η ολική αρθροπλαστική ισχίου είναι μια επέμβαση που προσφέρει εξατομικευμένες λύσεις, οπότε ένα εμφύτευμα που κρίνεται ακατάλληλο για υπέρβαρους ασθενείς μπορεί να ενδείκνυται για ασθενείς με χαμηλό σωματικό βάρος ή για ασθενείς που είναι λιγότερο δραστήριοι.

Λόγω περιορισμού σε δημοσιευμένες εργαστηριακές μετρήσεις, δεν μπορεί να ελεγχθεί με ακρίβεια η εγκυρότητα των αποτελεσμάτων της παρούσας εργασίας. Οι παράμετροι που εισήχθησαν στον pre-processor του LS-DYNA για τη μοντελοποίηση θεωρείται ότι προσεγγίζουν σε ικανοποιητικό βαθμό τις πραγματικές συνθήκες, ωστόσο συνίσταται περαιτέρω μελέτη για εξακρίβωση των δεδομένων ώστε να εξασφαλιστεί η ρεαλιστική μοντελοποίηση. Προτείνεται επίσης να εξεταστούν οι αλλαγές στη μοντελοποίηση, που θα επιτρέπουν τους υπολογισμούς με την εφαρμογή ακραίων φορτίων, οι οποίοι δεν ήταν δυνατό να ολοκληρωθούν κατά την εκπόνηση της παρούσας εργασίας.

Η μελλοντική έρευνα θα μπορούσε να προσανατολιστεί σε προσδιορισμό της διάρκειας ζωής των προτεινόμενων στελεχών και ανάλυση αστοχίας λόγω κόπωσης με την εφαρμογή επαναλαμβανόμενων κυκλικών φορτίων. Σε επόμενο στάδιο κρίνεται σκόπιμο να πραγματοποιηθεί πειραματική δοκιμή των προτεινόμενων λύσεων και έλεγχος ως προς τη βιοσυμβατότητα.

Βιβλιογραφία

- [1] Αλιφέρη Λ., “Σχεδίαση, ανάλυση και έλεγχος στελεχών εμφυτευμάτων τεχνητού ισχίου”. Μεταπτυχιακή Εργασία, Ε.Μ.Π., 2013
- [2] Γαλάνης Ν., “Κατεργασιμότητα λίαν υψηλής ακριβείας βιολογικών εμφυτευμάτων τεχνητού ισχίου”. Διδακτορική Διατριβή, Ε.Μ.Π., 2011
- [3] Ρεπάντης Θ., “Ολική αρθροπλαστική χωρίς τιμέντο τύπου Zweymüller σε εγχειρήσεις αναθεώρησης μετά από αποτυχία ημιολικών και ολικών αρθροπλαστικών ισχίου με ή χωρίς τη χρήση ακρυλικού τιμέντου”. Διδακτορική Διατριβή, Πανεπιστήμιο Πατρών, 2010
- [4] Antonia Dalla Pria Bankoff, “*Biomechanical Characteristics of the Bone*”, Human Musculoskeletal Biomechanics, Dr. Tarun Goswami (Ed.), ISBN: 978-953-307-638-6, InTech, 2012
- [5] Gard P., Iorio R., Healy W., “*Hip Replacement: Choosing an Implant*”, Operative Techniques in Orthopaedics, Vol 10, No 2 (April), 2000: pp 94-101
- [6] Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G.N., “*Hip contact forces and gait patterns from routine activities*”, Journal of Biomechanics 34, 2001, 859-871
- [7] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A., Bender A., Heinlein B., Duda G.N., Heller M.O., Morlock M.M., “*Realistic loads for testing hip implants*”, Biomedical materials and engineering 20(2): 65-75, 2010
- [8] Σακελλαρίου Μ., Κοζάνης Σ. “*Ανάπτυξη προγράμματος πεπερασμένων στοιχείων*”, Ε.Μ.Π., 1996
- [9] Παπακωνσταντίνου Κ., “*Σχεδίαση οστικών εμφυτευμάτων*”, Διπλωματική Εργασία, Πανεπιστήμιο Αιγαίου, Σύρος 2006
- [10] Bouziane M., Benbarek S., Tabeti E., Bouiadjra B., Benseddiq N., Serier B., Albedah A., “*The effect of dynamic loading from routine activities on mechanical behavior of the total hip arthroplasty*”, Design and Computation of Modern Engineering Materials, Advanced Structured Materials 54, 2014
- [11] El'Sheikh H., MacDonald B., Hashmi M., “*Finite element simulation of the hip joint during stumbling: a comparison between static and dynamic loading*”, Journal of Materials Processing Technology, Vol 143-144, Pages 249-255, 2003
- [12] Desai C., Hirani H., Chawla A., “*Life estimation of hip joint prosthesis*”, Journal of The Institution of Engineers (India): Series C, 2014
- [13] Siopack J., Jergesen H., “*Total Hip Arthroplasty*”, West J Med 1995, 162:243-249
- [14] McLaughlin J., Lee K., “*Total hip arthroplasty with an uncemented femoral component*”, The Journal of Bone and Joint Surgery, 1997

- [15] Learmonth I., Young C., Rorabeck C., *"The operation of the century: total hip replacement"*, Lancet 2007; 370: 1508-19
- [16] Rabbani M., Saidpour H., *"Stress analysis of a total hip replacement subjected to realistic loading conditions"*, Journal of Robotics and Mechanical Engineering Research 1(1): 18-23, 2015
- [17] Yang C.T., Wei H.W., Kao H.C., Cheng C.K., *"Design and test of hip stem for medullary revascularization"*, Medical Engineering & Physics 31 (2009) 994-1001
- [18] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A., Linke H., *"Hip joint forces during load carrying"*, Clinical Orthopaedics and Related Research, 335, pp 190-201, 1997
- [19] Pivec R., Johnson A., Mears S., Mont M., *"Hip arthroplasty"*, Lancet 2012; 380: 1768-77
- [20] Fiorentino A., Zarattini G., Pazzaglia U., Ceretti E., *"Hip prosthesis design. Market analysis, new perspectives and an innovative solution"*, Procedia CIRP 5 (2013) 310-314
- [21] El-Shiekh H., *"Finite Element Simulation of Hip Joint Replacement under Static and Dynamic Loading"*, Ph.D. Thesis, Dublin City University, 2002
- [22] Keaveny T., Hayes W., *"Mechanical properties of cortical and trabecular bone"*, Bone, Vol 7: Bone Growth-B, CRC Press, pp.285-344, 1993
- [23] Young N., Cheah D., Waddell J., Wright J., *"Patient characteristics that affect the outcome of total hip arthroplasty: a review"*, Canadian Journal of Surgery, Vol. 41, No. 3, June 1998
- [24] Livermore Software Technology Corporation: LS-DYNA Keyword User's Manual
- [25] Livermore Software Technology Corporation: LS-PREPOST Training
- [26] Kayabasi O., Erzincanli F., *"Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis"*, Advances in Engineering Software 37 (2006) 477-483
- [27] Kini U., Nandeesh B., *"Physiology of Bone Formation, Remodeling, and Metabolism"*, Radionuclide and Hybrid Bone Imaging, Springer 2012
- [28] Oonishi H., Wakitani S., Murata N., et al., *"Clinical experience with ceramics in total hip replacement"*, Clin Orthop Relat Res 2000; 379: 77-84
- [29] Pekedis M., Yildiz H., *"Comparison of fatigue behaviour of eight different hip stems: a numerical and experimental study"*, Journal of Biomedical Science and Engineering, 2011, 4, 643-650
- [30] Manolagas S., *"Normal skeletal development and regulation of bone formation and resorption"*, UpToDate, <http://www.uptodate.com/contents/normal-skeletal-development-and-regulation-of-bone-formation-and-resorption>
- [31] Einhorn T., O'Keefe R., Buckwalter JA., *"Form and function of bone"*, Orthopaedic Basic Science: Foundations of Clinical Practice. 3rd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2007. 129-174
- [32] *"Mechanical properties of bone"*, Structure of bone and implant materials, TLP Library, Dissemination of IT for the promotion of Materials Science, University of Cambridge, http://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/bones/bone_mechanical.php
- [33] *"Bones and Skeletal Tissues"*, Midlands Technical College, online classes <http://classes.midlandstech.edu/carterp/Courses/bio210/chap06/lecture1.html>
- [34] U.S. Department of Health and Human Services. Bone Health and Osteoporosis: A Report of the Surgeon General. Rockville, MD: Office of the Surgeon General, 2004
- [35] The Orthopedic Institute at Southwest Health, Types of Fractures, <http://orthopedic-institute.org/fracture-care/types-of-fractures/>

- [36] Artificial Total Hip Replacement, Case Study 4, http://www.wiley.com/college/callister/1118061608/case_studies/ch04.pdf
- [37] Hip Anatomy, Institut de la Hanche, <http://www.institut-hanche.com/en/hip-arthritis.php>
- [38] University of Washington Medicine, *“What is Hip Replacement? A Review of Total Hip Arthroplasty”*, S. Leopold M.D., UW Orthopaedics & Sports Medicine, 2013
- [39] G. Lewis, *“Selection of Engineering Materials”*, 1990, p. 189. Adapted by permission of Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ; and D.F. Gibbons, *“Materials for Orthopedic Joint Prostheses”*, Ch. 4, p. 116, in *Biocompatibility of Orthopedic Implants*, Vol. I, D.F. Williams, CRC Press, Boca Raton, FL, 1982
- [40] S.J. Hollister, *“Porous scaffold design for tissue engineering, nature materials”*, Vol. 4 (2005), www.nature.com/naturematerials
- [41] A. Lopez-Sastre, J.M. Gonzalo-Orden, J.A.R. Altonaga, J.R. Altonaga, M.A. Orden, *“Coating titanium implants with bioglass and with hydroxyapatite. A comparative study in sheep”*, *International Orthopaedics* (1998) Vol. 22 p. 380-383
- [42] Geng JP et al. *“Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature”*, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, Vol. 85, Issue 6, p. 585-598