



ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΗ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΚΑΙ ΒΙΟΪΛΙΚΑ ΣΤΗΝ
ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ»

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
**«ΤΟΠΟΛΟΓΙΚΗ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΓΙΑ
ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ»**

ΔΙΟΝΥΣΙΟΣ Α. ΜΠΕΚΥΡΑΣ

ΑΘΗΝΑ
ΙΟΥΝΙΟΣ 2022

Copyright © Διονύσιος Μπεκυράς
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. 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 τον συγγραφέα.

Σημείωμα Συγγραφέα

Το δοκίμιο αυτό αποτελεί διπλωματική εργασία που συντάχθηκε για το Μεταπτυχιακό πρόγραμμα «Εφαρμοσμένη Εμβιομηχανική και Βιοϋλικά στην Ορθοπαιδική» της Ιατρικής Σχολής – Α΄ Ορθοπαιδική Κλινική – Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο «Αττικών» – ΕΚΠΑ και υποβλήθηκε τον Ιούνιο του 2022.

Ο συγγραφέας βεβαιώνει ότι το περιεχόμενο του παρόντος έργου είναι αποτέλεσμα προσωπικής εργασίας και ότι έχει γίνει η κατάλληλη αναφορά στην εργασία τρίτων -όπου κάτι τέτοιο ήταν απαραίτητο-, σύμφωνα με τους κανόνες της ακαδημαϊκής δεοντολογίας.

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στο πλαίσιο των σπουδών για την απόκτηση Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης στην «Εφαρμοσμένη Εμβιομηχανική και Βιοϋλικά στην Ορθοπαιδική» που απονέμει η Ιατρική Σχολή του Εθνικού Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών.

Εγκρίθηκε την.....από την εξεταστική επιτροπή:

Όλγα Δ. Σαββίδου

Αν. Καθηγήτρια Ορθοπαιδικής, Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ
(Επιβλέπουσα)

Υπογραφή

Παναγιώτης Ι. Παπαγγελόπουλος

Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ

Υπογραφή

Παναγιώτης Κουλουβάρης

Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ

Υπογραφή

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Αρχικά θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στην αναπληρώτρια καθηγήτρια Ορθοπαιδικής της Ιατρικής Σχολής του ΕΚΠΑ, κα. Όλγα Σαββίδου, για την ακαδημαϊκή υποστήριξη κατά τη διάρκεια αυτών των ετών προς την απόκτηση αυτού του μεταπτυχιακού τίτλου και την ολοκλήρωση της διπλωματικής μου εργασίας.

Παρομοίως, θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω όλους τους διδάσκοντες του μεταπτυχιακού προγράμματος για τις αποκλειστικές γνώσεις και την πληροφόρηση που μου μετέδωσαν.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου και τους συμφοιτητές μου για κάθε είδους υποστήριξη που μου παρείχαν.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η αστοχία των ορθοπαιδικών υλικών είναι ένα σύνηθες πρόβλημα που προκαλεί στους ασθενείς πόνο, αυξημένο χρόνο νοσηλείας και επαναληπτικές χειρουργικές επεμβάσεις. Η πάρωση ενός κατάγματος αποτελεί μια σύνθετη διαδικασία που εξαρτάται τόσο από βιολογικούς όσο και από εμβιομηχανικούς παράγοντες.

Στην παρούσα εργασία περιγράφεται η τοπολογική βελτιστοποίηση μιας συμπαγούς πλάκας οστεοσύνθεσης κνήμης. Οι αναλύσεις που πραγματοποιήθηκαν προσομοίωσαν εγκάρσιο κάταγμα και την οστεοσύνθεσή του με χρήση πλάκας αποτελούμενη από λειτουργικά διαβαθμισμένη πλεγματοκή δομή υπό αξονική και στρεπτική φόρτιση.

Η τοπολογικά βελτιστοποιημένη πλάκα οστεοσύνθεσης επέδειξε μειωμένο βάρος και επιφάνεια επαφής με το οστό και πορώδες 54.01% με διασυνδεδεμένους πόρους διαμέτρου 300-600 μm , εντός των ορίων του ανθρώπινου οστού (300-700 μm). Παράλληλα, αυξήθηκε η μέση ισοδύναμη τάση στο υγιές (2.7%) και ακόμη παραπάνω στο υπό πάρωση τμήμα του οστού (8.3%), ενώ η μέγιστη τάση στο οστό σημείωσε μείωση κατά 4.9%.

Τα παραπάνω αποτελέσματα έδειξαν πως η νέα τοπολογία κατέχει ιδιότητες ικανές να δημιουργήσουν καταλληλότερο περιβάλλον για την ταχύτερη και αποτελεσματικότερη οστεοενσωμάτωση και βιωσιμότητα του οστού σε σχέση με την αντίστοιχη συμπαγή. Επίσης, η αύξηση στη μέση ισοδύναμη τάση στο οστό μπορεί να επιφέρει μετριασμό των αρνητικών επιπτώσεων του φαινομένου της «θωράκισης των τάσεων», ενώ η μείωση των μέγιστων τάσεων πιθανότατα είναι ικανή να βοηθήσει στην αποφυγή τυχόν βλαβών που δύνανται να προκληθούν από την υπερβολική άσκηση πίεσεως.

Τέλος, για τη νέα πλάκα οστεοσύνθεσης, η μέγιστη ισοδύναμη τάση παρέμεινε αρκετά μικρότερη από το όριο διαρροής του συμπαγούς κράματος τιτανίου ακόμη και για τριπλάσια αξονική συμπιεστική δύναμη. Ωστόσο, η πραγματική αντοχή αντίστοιχων διαβαθμισμένων πλεγματοκών δομών χρήζει περαιτέρω πειραματικής διερεύνησης.

Λέξεις-κλειδιά: Τοπολογική βελτιστοποίηση, Λειτουργικά διαβαθμισμένες πλεγματοκές δομές, Γυροειδές, Ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων, Εμφυτεύματα

ABSTRACT

Failure of orthopedic implants is a common problem that causes pain to patients, increased hospitalization time and recurrent surgeries. Fracture healing is a complex process that depends on both biological and biomechanical factors.

The present thesis describes the topological optimization of a solid tibial osteosynthesis plate. The analyses performed simulated a transverse fracture and its osteosynthesis by using a plate consisting of a functionally graded lattice structure under axial and torsional loading.

The topology optimized osteosynthesis plate showed reduced weight and bone contact area and a porosity of 54.01% with interconnected pores of 300-600 μm in diameter, within the limits of human bone (300-700 μm). At the same time, the average equivalent stress increased in the healthy (2.7%) and even more in the callus part of the bone (8.3%), while the maximum stress in the bone decreased by 4.9%.

The above results showed that the new topology possesses properties capable of creating a more suitable environment for the faster and more efficient osseointegration and viability of the bone compared to the corresponding solid. Furthermore, increase in mean equivalent stress in the bone can mitigate the negative effects of the "stress shielding" phenomenon, while reduction in the maximum stress is likely to help prevent any possible damage that can be caused by excessive pressure.

Finally, as far as the new osteosynthesis plate is concerned, the maximum equivalent stress remained well below the solid titanium alloy yield strength even under three times the axial compressive force. However, the actual strength of such graded lattice structures needs further experimental research.

Keywords: Topology optimization; Functionally graded lattice structures; Gyroid; Finite element analysis; Implants

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	4
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	5
ABSTRACT	6
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	7
ΛΙΣΤΑ ΕΙΚΟΝΩΝ	9
ΛΙΣΤΑ ΠΙΝΑΚΩΝ	12
ΛΙΣΤΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ	12
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ	13
1.1 Ιστορικό Υπόβαθρο	13
1.2 Σκοπός της εργασίας.....	14
1.3 Οφέλη της εργασίας.....	15
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ	17
2.1 Δομική και Τοπολογική Βελτιστοποίηση.....	17
2.2 Τρισδιάστατη Εκτύπωση και Τοπολογική Βελτιστοποίηση.....	19
2.3 Πλεγματικές Δομές.....	21
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	29
3.1 Σχεδιασμός και Προσομοίωση Αρχικού Μοντέλου	29
3.1.1 Σχεδιασμός Τρισδιάστατου Μοντέλου	30
3.1.2 Επιλογή Υλικών και Ιδιοτήτων.....	31
3.1.3 Επιφάνειες Επαφής και Πλεγματοποίηση Ansys	32
3.1.4 Επιφάνειες Επαφής και Πλεγματοποίηση nTopology	34
3.1.5 Επιλογή Παραμέτρων Φορτίσεως και Περιορισμών	35
3.1.6 Προγράμματα Ανάλυσης Πεπερασμένων Στοιχείων.....	36
3.2 Σχεδιασμός και Προσομοίωση Νέου Μοντέλου	36

3.2.1 Επιλογή Υλικών και Ιδιοτήτων.....	36
3.2.2 Επιφάνειες Επαφής, Πλεγματοποίηση και Φορτίσεις Νέου Μοντέλου	37
3.2.3 Σχεδιασμός Λειτουργικά Διαβαθμισμένης Πλεγματικής Δομής.....	37
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	41
4.1 Αποτελέσματα Αναλύσεων Επαλήθευσης Μοντέλου	41
4.1.1 Αποτελέσματα Συμπαγούς Πλάκας στο Ansys Mechanical.....	41
4.1.2 Αποτελέσματα Συμπαγούς Πλάκας στο nTopology.....	43
4.2 Δημιουργία Λειτουργικά Διαβαθμισμένης Δομής και Αποτελέσματα Αναλύσεων Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας Οστεοσύνθεσης.....	44
4.2.1 Αποτελέσματα Συμπαγούς Πλάκας με $E_{\text{callus}} = 0.5 \text{ GPa}$	44
4.2.2 Σχεδιασμός νέας πλάκας – Δημιουργία Πορώδους 300-600μm.....	46
4.2.3 Αποτελέσματα Ανάλυσης Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας.....	47
4.2.4 Αποτελέσματα Μάζας, Όγκου και Πορώδους Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας.....	49
4.2.5 Αποτελέσματα Ανάλυσης Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας με Συμπιεστική Δύναμη 2100 N.....	50
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΣΥΖΗΤΗΣΗ	53
5.1 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Επαλήθευσης Μοντέλου.....	53
5.2 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Νέου Μοντέλου	54
5.3 Επιλογή Μεταβλητών της Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας.....	56
5.3.1 Επιλογή Τύπου Πλέγματος	56
5.3.2 Επιλογή Διαβάθμισης Πλέγματος.....	57
5.3.3 Επιλογή Διαμέτρου Πόρων.....	58
5.4 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας Οστεοσύνθεσης.....	61
5.4.1 Ανάλυση με Αξονική Δύναμη 700 N και Στρεπτική Ροπή 15 Nm.....	61
5.4.2 Ανάλυση με Αξονική Δύναμη 2100 N και Στρεπτική Ροπή 15 Nm.....	64

5.5 Περιορισμοί & Μελλοντική Έρευνα	67
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	69
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	71

ΛΙΣΤΑ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1: Συγκριτική αναπαράσταση των βελτιστοποιήσεων α) μεγέθους, β) σχήματος και γ) τοπολογίας. (Gebisa and Lemu, 2017)	18
Εικόνα 2: Διαδικασία παραγωγής ικρίωματος κάτω γνάθου από τον Hollister (2005). α) Αρχική εικόνα ασθενούς. β) Ανατομικό σχέδιο. γ) Βελτιστοποιημένο αρχιτεκτονικά σχέδιο. δ) Ενσωματωμένο σχέδιο. ε) Εκτυπωμένο ικρίωμα. στ) Τοποθέτηση ικρίωματος στη θέση του ελλείμματος.	20
Εικόνα 3: Παραδείγματα κυτταρικών δομών στη φύση. α) Ανθρώπινο οστό. β) Κηρήθρα. γ) Μανιτάρι. δ) Φυσαλίδες. ε) Φτερό λιβελούλας. στ) Φύλλο δέντρου. (Nazir et al., 2019)	22
Εικόνα 4: Διαφορετικοί τύποι κυψελωτών υλικών: α) δομή αφρού, β) δομή κηρήθρας, γ) πλεγματική δομή με τοπική διαβάθμιση. (Cissé et al., 2019).....	23
Εικόνα 5: Εμφυτεύματα αρθροπλαστικής που κατασκευάστηκαν με μέθοδο τρισδιάστατης εκτύπωσης από τους Murr et al. (2012) με πλεγματικές δομές. α) Εμφύτευμα κοτύλης από κράμα Ti-6Al-4V. β) Εμφύτευμα κάτω πέρατος μηριαίου οστού για αρθροπλαστική γόνατος από κράμα Co-29Cr-6Mo. γ) Εμφύτευμα άνω πέρατος κνήμης για αρθροπλαστική γόνατος από κράμα Ti-6Al-4V.	25
Εικόνα 6: Διάφορα παραδείγματα λειτουργικά διαβαθμισμένων υλικών στη φύση: α) δόντι, β) ανθρώπινο οστό, γ) μπαμπού, δ) κορμός φοίνικα και ε) οστό δεινοσαύρου. (Saleh et al., 2020)	26
Εικόνα 7: Τα τρία νέα σχέδια που εξετάστηκαν από τους Kladovasilakis et al. (2020) με διαβαθμισμένες από: α) Voronoi, β) Gyroid και γ) Schwarz Diamond.....	27
Εικόνα 8: Διαστάσεις του μοντέλου προσομοίωσης.	30

Εικόνα 9: Τρισδιάστατη φωτορεαλιστική απεικόνιση του αρχικού μοντέλου προσομοίωσης.....	31
Εικόνα 10: Οι δύο τύποι εφαπτόμενων επιφανειών στο πρόγραμμα Altair Inspire. Μπλε χρώμα για τις δεσμευμένες επιφάνειες. Πράσινο χρώμα για τις επιφάνειες με τριβή.	32
Εικόνα 11: Αποτέλεσμα πλεγματοποίησης αρχικού μοντέλου στο Ansys.....	33
Εικόνα 12: Αποτέλεσμα πλεγματοποίησης αρχικού μοντέλου στο nTopology.....	34
Εικόνα 13: Οι φορτίσεις του μοντέλου. Στην κόκκινη επιφάνεια ασκείται η δύναμη και η ροπή όπως φαίνονται στην πάνω εικόνα, ενώ η δεξιά μπλε επιφάνεια της κάτω εικόνας είναι πακτωμένη.	35
Εικόνα 14: Τα μέρη της νέας πλάκας που παρέμειναν συμπαγή.....	39
Εικόνα 15: Αποτελέσματα προσομοίωσης συμπαγούς πλάκας στο Ansys. Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων α) στην πλάκα και β) στο οστό. Η συνολική μετατόπιση γ) στην πλάκα και δ) στο οστό.....	42
Εικόνα 16: Αποτελέσματα προσομοίωσης συμπαγούς πλάκας στο nTopology. Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων α) στην πλάκα και β) στο οστό. Η συνολική μετατόπιση γ) στην πλάκα και δ) στο οστό.	43
Εικόνα 17: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της συμπαγούς πλάκας και $E_{callus} = 0.5 \text{ GPa}$ για την πλάκα στην α) πάνω και γ) κάτω πλευρά και για το οστό στην β) πάνω και δ) κάτω πλευρά.	44
Εικόνα 18: Η κατανομή των μετατοπίσεων στο οστό με χρήση της συμπαγούς πλάκας στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά του.....	45
Εικόνα 19: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της συμπαγούς πλάκας και $E_{callus} = 0.5 \text{ GPa}$ για την πλάκα στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά. Με σκούρο μπλε απεικονίζονται τα στοιχεία με τάση μικρότερη ή ίση με 13 MPa και με σκούρο κόκκινο τα στοιχεία με τάση μεγαλύτερη ή ίση με 38 MPa	46
Εικόνα 20: Τρισδιάστατη απεικόνιση της νέας τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας οστεοσύνθεσης.....	47
Εικόνα 21: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας για την πλάκα στην α) πάνω και γ) κάτω πλευρά και για το οστό στην β) πάνω και δ) κάτω πλευρά.....	48
Εικόνα 22: Η κατανομή των μετατοπίσεων με χρήση της νέας πλάκας στο οστό στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά.....	48

Εικόνα 23: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας και $F= 2100$ N για την πλάκα στην α) πάνω και γ) κάτω πλευρά και για το οστό στην β) πάνω και δ) κάτω πλευρά.	50
Εικόνα 24: Η κατανομή των μετατοπίσεων με χρήση της νέας πλάκας και $F= 2100$ N στο οστό στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά.....	51
Εικόνα 25: Η δομή του γυροειδούς. α) Μοναδιαία κυψελίδα γυροειδούς. β) Τρισδιάστατη πλεγματική δομή από γυροειδή.	56
Εικόνα 26: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της συμπαγούς πλάκας και $E_{callus}= 0.5$ GPa για την πλάκα στην α) πάνω πλευρά, β) τομή στο επίπεδο y-z, γ) κάτω πλευρά και γ) τομή στο επίπεδο x-y στη μέση του πάχους της. Με σκούρο μπλε απεικονίζονται τα στοιχεία με τάση μικρότερη ή ίση με 13 MPa και με σκούρο κόκκινο τα στοιχεία με τάση μεγαλύτερη ή ίση με 38 MPa.....	58
Εικόνα 27: Γυροειδείς πλεγματικές δομές με πάχος τοιχώματος α) 0.81 mm και β) 0.39 mm.	59
Εικόνα 28: Τομές στο επίπεδο x-y της νέας πλάκας α) 0.5 mm, β) 1.75 mm και γ) 2.5 mm του πάχους της. Με σκούρο μπλε απεικονίζονται τα στοιχεία με απόσταση μικρότερη ή ίση των 300 μm και με σκούρο κόκκινο τα στοιχεία με απόσταση μεγαλύτερη ή ίση των 600 μm.....	60
Εικόνα 29: Τρισδιάστατη φωτορεαλιστική απεικόνιση της νέας πλάκας οστεοσύνθεσης με γυροειδή πλεγματική δομή.....	60
Εικόνα 30: Τρισδιάστατη φωτορεαλιστική απεικόνιση του νέου συνολικού μοντέλου προσομοίωσης.....	61
Εικόνα 31: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά της. Στην εικόνα, το άνω όριο (σκούρο κόκκινο) έχει μειωθεί κατά 10 φορές για καλύτερη οπτικοποίηση της κατανομής.	63
Εικόνα 32: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας και $F= 2100$ N στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά της. Στην εικόνα, το άνω όριο (σκούρο κόκκινο) έχει μειωθεί κατά 10 φορές για καλύτερη οπτικοποίηση της κατανομής.....	65
Εικόνα 33: Παράδειγμα εμφυτεύματος αποτελούμενο από πλάκα οστεοσύνθεσης και εμφύτευμα πλήρωσης χώρου για οστεοτομία με πλεγματική δομή γυροειδούς.	68

ΛΙΣΤΑ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1: Ιδιότητες υλικών για την επαλήθευση του μοντέλου.....	31
Πίνακας 2: Ιδιότητες υλικών του νέου μοντέλου.	37
Πίνακας 3: Η διαβάθμιση της πλεγματικής δομής βάσει των ορίων της τάσεως.....	38
Πίνακας 4: Τα χαρακτηριστικά των αναλύσεων πεπερασμένων στοιχείων που πραγματοποιήθηκαν.....	39
Πίνακας 5: Αποτελέσματα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων της συμπαγούς πλάκας οστεοσύνθεσης στο Ansys.	42
Πίνακας 6: Αποτελέσματα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων της συμπαγούς πλάκας οστεοσύνθεσης στο nTopology.	43
Πίνακας 7: Αποτελέσματα προσομοίωσης συμπαγούς πλάκας για $E_{callus} = 0.5 \text{ GPa}$...	45
Πίνακας 8: Αποτελέσματα προσομοίωσης νέας πλάκας.	49
Πίνακας 9: Αποτελέσματα προσομοίωσης νέας πλάκας με $F = 2100\text{N}$	50
Πίνακας 10: Αποτελέσματα προσομοιώσεων Ansys, Jia et al. (2019) και nTopology.	54
Πίνακας 11: Αποτελέσματα προσομοιώσεων συμπαγούς πλάκας με τις δύο διαφορετικές τιμές για το μέτρο ελαστικότητας του υπό πόρωση τμήματος.	55
Πίνακας 12: Σύγκριση αποτελεσμάτων προσομοιώσεων συμπαγούς και νέας πλάκας.	62
Πίνακας 13: Διαστασιακές ιδιότητες συμπαγούς και νέας πλάκας.	64
Πίνακας 14: Συνολικά αποτελέσματα προσομοιώσεων συμπαγούς και νέας πλάκας.	66

ΛΙΣΤΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ

Διάγραμμα 1: Η μεθοδολογία της παρούσας εργασίας.	29
Διάγραμμα 2: Συνολικός όγκος των στοιχείων του πλέγματος προς την αναλογία διαστάσεων (aspect ratio) των στοιχείων πλεγματοποίησης για κάθε τύπο στοιχείου.	33

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Ιστορικό Υπόβαθρο

Η αστοχία των ορθοπαιδικών εμφυτευμάτων είναι ένα σύννηθες πρόβλημα που προκαλεί ανησυχία και πόνο στους ασθενείς, αυξημένο χρόνο και κόστος νοσηλείας και επαναληπτικές χειρουργικές επεμβάσεις. Η πάρωση ενός κατάγματος είναι μια σύνθετη διαδικασία που εξαρτάται τόσο από βιολογικούς όσο και από εμφυομηχανικούς παράγοντες. Το φαινόμενο «θωράκισης των τάσεων» που εμφανίζεται λόγω της μεγάλης διαφοράς του μέτρου ελαστικότητας μεταξύ των κοινών υλικών των εμφυτευμάτων και του οστού και οι επιπλοκές που σχετίζονται με τις επιφανειακές επιστρώσεις των εμφυτευμάτων μειώνουν την απόδοση της χειρουργικής θεραπείας (Li et al., 2020). Επιπλέον, καθώς το προσδόκιμο ζωής και ο αριθμός των υπερήλικων ανθρώπων αυξάνονται σταδιακά, οι σχετιζόμενες με την ηλικία παθήσεις έχουν συμβάλει στην αύξηση του αριθμού των οστεοπορωτικών καταγμάτων, γεγονός το οποίο θέτει σε μια ακόμη πρόκληση τις συμβατικές ορθοπαιδικές πλάκες που προορίζονται για την ανακατασκευή των φυσιολογικών οστών.

Η ύπαρξη πορωδών δομών σε ορθοπαιδικά εμφυτεύματα έχει αποδειχτεί πως συμβάλλει σημαντικά στη σωστή αγγείωση, τη μεταφορά θρεπτικών ουσιών, τη σχέση μεταξύ εμφυτευμάτων και οστεοβλαστών και συνεπώς στη μακροχρόνια επιβίωση του εμφυτεύματος (Shahali et al., 2017). Ο σχεδιασμός καινοτόμων τοπολογιών για ορθοπαιδικά εμφυτεύματα και ικριώματα, τα οποία δε θα επιβραδύνουν την αναγέννηση του οστού μέσω του υψηλού μέτρου ελαστικότητάς τους, έχει καταστεί ζήτημα υψίστης προτεραιότητας.

Οι ραγδαίες εξελίξεις των τεχνολογιών προσθετικής κατασκευής και η συνεχώς αναπτυσσόμενη δυναμική των ηλεκτρονικών υπολογιστικών συστημάτων καθιστούν πλέον δυνατή την υλοποίηση βιοϋλικών με σύνθετες εσωτερικές αρχιτεκτονικές και προσαρμοσμένες μηχανικές ιδιότητες. Μέσω των μεθόδων τρισδιάστατης εκτύπωσης μπορούν να δημιουργηθούν εμφυτεύματα και ικριώματα για ορθοπαιδική χρήση που θα καλύπτουν τις ανάγκες του οστού όσον αφορά την αγγείωση, τη μεταφορά θρεπτικών ουσιών, την οστεοενσωμάτωση του εμφυτεύματος και συμπερασματικά τη

μακροχρόνια επιβίωση του εμφυτεύματος στο ανθρώπινο σώμα κατά τη διάρκεια της πώρωσης και έπειτα.

Τέλος, η τοπολογική βελτιστοποίηση έχει αναπτυχθεί τις τελευταίες δεκαετίες σε ένα πανίσχυρο εργαλείο για το σχεδιασμό βέλτιστων τρισδιάστατων δομών και με τη χρήση μεθόδων ανάπτυξης και ανάλυσης πολύπλοκων τοπολογιών είναι δυνατόν στο εξής να κατασκευαστούν ορθοπαιδικά εμφυτεύματα ικανά να καλύπτουν, όχι μόνο τις μηχανικές απαιτήσεις, αλλά και τις βιολογικές ανάγκες των ανθρώπινων οστών (Wang et al., 2016).

1.2 Σκοπός της εργασίας

Ο σκοπός της παρούσας εργασίας είναι ο σχεδιασμός και η ανάλυση μιας νέας βελτιστοποιημένης τοπολογίας με χρήση λειτουργικά διαβαθμισμένων πλεγματικών δομών για ορθοπαιδικές πλάκες οστεοσύνθεσης. Εξετάστηκε εάν η χρήση μιας τέτοιας δομής θα ήταν ικανή να αντικαταστήσει ποσοστό του όγκου των υπαρχόντων συμβατικών ορθοπαιδικών εμφυτευμάτων ώστε να μειωθεί το ποσοστό αστοχίας των εμφυτευμάτων λόγω της επίδρασης του φαινομένου της «θωράκισης των τάσεων» με συγχρόνως καλύτερη οστεοενσωμάτωση.

Βάσει του σχεδιασμού της νέας τοπολογίας για τη συγκεκριμένη ορθοπαιδική πλάκα, στόχος της εργασίας είναι η δημιουργία μιας μεθόδου για το σχεδιασμό οποιασδήποτε πλάκας οστεοσύνθεσης στην Ορθοπαιδική η οποία θα έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της αστοχίας μέσω της καλύτερης οστεοενσωμάτωσης και των επιθυμητών μηχανικών επιδόσεων. Κατά τη πραγματοποίηση της νέας αυτής τοπολογίας ελήφθησαν υπόψιν ιδιότητες που έχουν να κάνουν με τις ασκούμενες ισοδύναμες τάσεις στο εμφύτευμα, το βέλτιστο μέγεθος των πόρων, την ελάχιστη δυνατή μικροδομή που μπορεί να επιτευχθεί για το υλικό κατά την παρούσα ημέρα μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης και άλλες βιολογικές και κατασκευαστικές ιδιότητες που συμβάλουν προς την υλοποίηση μιας πιο βιοσυμβατής αρχιτεκτονικής σύμφωνα με όσα αναγράφονται στην υπάρχουσα βιβλιογραφία.

Μέσα από την προσομοίωση με χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων, έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων που εξήχθησαν υπό κοινή φυσιολογική φόρτιση της

νέας πλάκας οστεοσύνθεσης έναντι της αντίστοιχης συμβατικής συμπαγούς. Τα δεδομένα των δύο πλακών αξιολογήθηκαν και η δομή της νέας πλάκας διαμορφώθηκε κατάλληλα και διερευνήθηκε η ικανότητά της να αποδώσει ανώτερα από την αντίστοιχη κοινή ορθοπαιδική πλάκα, μειώνοντας παράλληλα τη μάζα της και δημιουργώντας βιολογικά λειτουργική πορώδη δομή.

Τέλος, αναφέρθηκαν οι περιορισμοί της παρούσας μελέτης και επισημάνθηκε η ανάγκη για μελλοντικές μελέτες πάνω σε αντίστοιχα θέματα που αφορούν την μείωση του ποσοστού αστοχίας των ορθοπαιδικών υλικών με χρήση της μεθόδου βελτιστοποίησης τοπολογίας με διαβαθμισμένες πλεγματικές δομές.

1.3 Οφέλη της εργασίας

Οι προσομοιώσεις που πραγματοποιήθηκαν προς την εκπλήρωση αυτής της εργασίας μπορεί να είναι ικανές να επιδείξουν πως πέραν των αναγκαίων μηχανικών επιδόσεων και της μείωσης του φαινομένου «θωράκισης τάσεων», η τοπολογική βελτιστοποίηση εμφυτευμάτων με λειτουργικά διαβαθμισμένες πλεγματικές δομές μπορεί να επιφέρει επιπλέον πλεονεκτήματα στον κλάδο των ορθοπαιδικών εμφυτευμάτων. Τα κυριότερα από αυτά είναι:

- βέλτιστη οστεοενσωμάτωση των εμφυτευμάτων,
- καλύτερη βιολογική απόκριση των οστεοκυττάρων,
- καλύτερη κυκλοφορία θρεπτικών ουσιών ενδιάμεσου του εμφυτεύματος,
- εξάλειψη επιπλοκών που σχετίζονται με τις επιφανειακές επιστρώσεις των εμφυτευμάτων (πχ. θραύση, αποκόλληση, παραγωγή κόκκων, αστάθεια, ηλεκτροχημική ασυμβατότητα, κτλ.),
- αύξηση της εξατομίκευσης,
- μείωση της χρήσης υλικού,
- μείωση του βάρους του εμφυτεύματος και
- μείωση του κόστους παραγωγής.

Καθώς η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης αναπτύσσεται, είναι πολύ πιθανό σύντομα οι μέθοδοι παραγωγής να προσαρμοστούν στα νέα δεδομένα και οι πλεγματικές δομές να αντικαταστήσουν τις συμπαγείς στους περισσότερους τομείς.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ

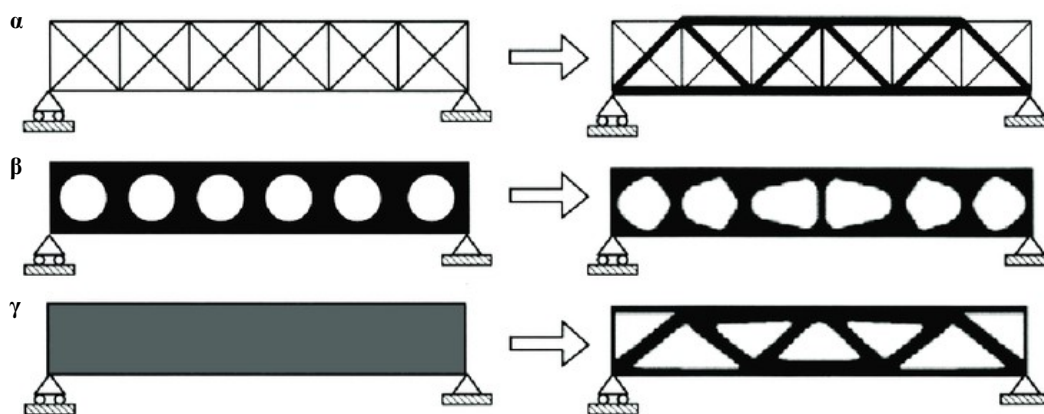
2.1 Δομική και Τοπολογική Βελτιστοποίηση

Η έννοια της δομικής βελτιστοποίησης περιγράφει το σύνολο των ενεργειών που αποβλέπουν στη μέγιστη αποδοτικότητα μιας κατασκευής ενώ ταυτόχρονα πληρούνται οι προϋποθέσεις και ικανοποιούνται οι περιορισμοί που έχουν οριστεί στο συγκεκριμένο πρόβλημα βελτιστοποίησης. Η δομική βελτιστοποίηση αποτελείται από τρεις κατηγορίες: τη βελτιστοποίηση μεγέθους (sizing optimization), τη βελτιστοποίηση σχήματος (shape optimization) και τη βελτιστοποίηση τοπολογίας (topology optimization) (Bendsøe, 1995).

Η σύγχρονη δομική βελτιστοποίηση ξεκίνησε από τον Αμερικανό μηχανικό Lucien A. Schmit (1960), ο οποίος για πρώτη φορά περιέγραψε μια μέθοδο συστηματικής σύγκλισης προς έναν βέλτιστο σχεδιασμό με στόχο την ελαχιστοποίηση του συνολικού βάρους. Στηρίχτηκε στο συνδυασμό της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων με μη γραμμικές αριθμητικές μεθόδους βελτιστοποίησης ώστε να δημιουργήσει αυτό που τελικά ονόμασε «δομική σύνθεση». Στο αντίστοιχο σύγγραμμά του τόνισε πως η έμφαση πρέπει να δοθεί εξ' ολοκλήρου στον σαφή προσδιορισμό της διαδικασίας επανασχεδίασης προκειμένου να πραγματοποιηθεί αυτοματισμός του κύκλου σχεδιασμού και όχι μόνο στη φάση της ανάλυσης. Από τότε, νέες μέθοδοι και πολλαπλοί αλγόριθμοι έχουν αναπτυχθεί ώστε σήμερα η δομική βελτιστοποίηση να αποτελεί πλέον ένα πολύ πρακτικό εργαλείο σχεδίασης στον κλάδο της μηχανικής.

Οι τρεις κατηγορίες της δομικής βελτιστοποίησης που προαναφέρθηκαν, διαχωρίστηκαν βάσει των γνωστών και των αγνώστων μεταβλητών σχεδιασμού του συστήματος προς βελτιστοποίηση. Στη βελτιστοποίηση μεγέθους, η γεωμετρία της δομής είναι γνωστή και ως μεταβλητές σχεδιασμού θέτονται ορισμένες διαστάσεις που πρέπει να καθοριστούν. Στη βελτιστοποίηση σχήματος, η τοπολογία είναι γνωστή και κάποιες καμπύλες ή επιφάνειες της δομής ορίζονται ως διακριτές σχεδιαστικές μεταβλητές προς εύρεση. Η βελτιστοποίηση τοπολογίας ή τοπολογική βελτιστοποίηση αποτελεί την πιο ολοκληρωμένη μέθοδο καθώς συμπεριλαμβάνει ταυτόχρονα τις δύο προηγούμενες υποκατηγορίες ώστε να καταλήξει στην αποδοτικότερη κατανομή μάζας

του υλικού εντός προκαθορισμένων ορίων. Αυτός είναι και ο λόγος που η τελευταία κατηγορία έχει μελετηθεί ευρέως τις τελευταίες δεκαετίες στη δομική μηχανική. (Bendsøe, 1995)



Εικόνα 1: Συγκριτική αναπαράσταση των βελτιστοποιήσεων α) μεγέθους, β) σχήματος και γ) τοπολογίας. (Gebisa and Lemu, 2017)

Ειδικότερα, ως τοπολογική βελτιστοποίηση ορίζεται η μαθηματική διαδικασία που στοχεύει στην αποδοτικότερη κατανομή της μάζας του υλικού σε προκαθορισμένο τρισδιάστατο χώρο ώστε να επιτευχθούν οι απαιτούμενοι στόχοι χωρίς όμως να παραβιαστούν κάποιοι προκαθορισμένοι περιορισμοί. Κύριος σκοπός της είναι συνήθως η δημιουργία ελαφρότερων δομών και η ελαχιστοποίηση της χρήσης πρώτης ύλης σε σχέση με το αρχικό σχέδιο σχεδιασμού. Όμως, εκτός από την επίτευξη των παραπάνω ιδιοτήτων, μία τοπολογικά βελτιστοποιημένη δομή μπορεί να διαθέτει επιπλέον πλεονεκτήματα για διάφορους κλάδους, όπως είναι το υψηλό πορώδες και η υψηλή αναλογία επιφάνειας προς όγκο στην Ορθοπαιδική. (Kladovasilakis et al., 2020)

2.2 Τρισδιάστατη Εκτύπωση και Τοπολογική Βελτιστοποίηση

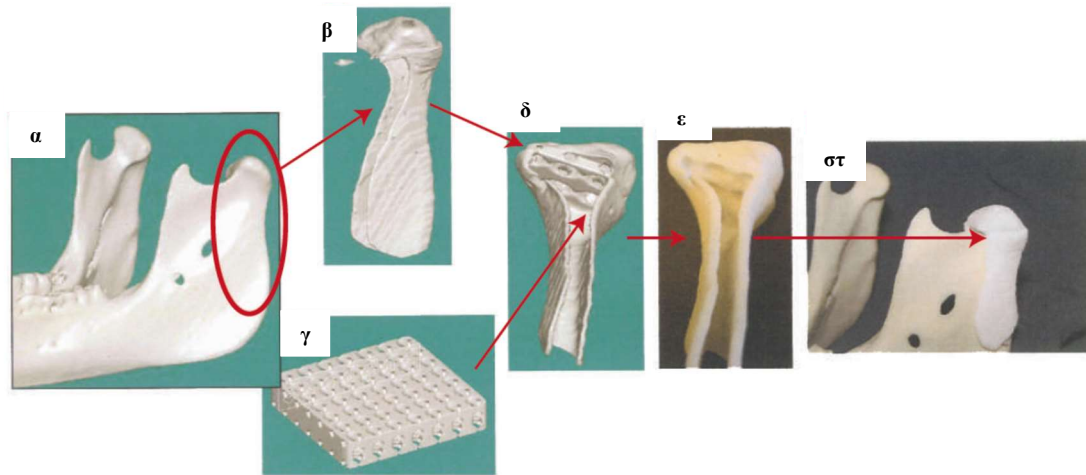
Η τρισδιάστατη εκτύπωση (3D printing) και ευρύτερα η προσθετική κατασκευή (additive manufacturing) αποτελούν μία ομάδα κατασκευαστικών τεχνολογιών και μεθόδων παραγωγής που επιτυγχάνουν την δημιουργία αντικειμένων μέσω της σταδιακής πρόσθεσης λεπτών στρωμάτων υλικού. Η χρήση των μεθόδων αυτών έχει καταστήσει δυνατή τη δημιουργία εσωτερικών δομών που άλλες συμβατικές μέθοδοι, όπως η χύτευση και η σφυρηλάτηση, δεν είναι ικανές να παραγάγουν.

Η ραγδαία ανάπτυξη του τεχνολογικού τομέα της τρισδιάστατης εκτύπωσης κατά τις τελευταίες δεκαετίες επιτρέπει πλέον τη δημιουργία δομών σε κλίμακα μικρομέτρων με αρκετά μεγάλη ακρίβεια. Σήμερα, οι τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης δεν αποτελούν μόνο μια τεχνική ταχείας δημιουργίας πρωτοτύπων, αλλά έχουν βρει μόνιμη θέση σε πολλούς βιομηχανικούς τομείς, όπως την αεροναυπηγική, τις αυτοκινητοβιομηχανίες και την παραγωγή εργαλείων. Μεταξύ άλλων πλεονεκτημάτων, οι μέθοδοι προσθετικής κατασκευής μπορούν να είναι χαμηλού κόστους, μεγάλης ταχύτητας και δεν απαιτούν τη χρήση περαιτέρω εργαλείων και μηχανημάτων για την κατασκευή του τελικού προϊόντος όπως οι περισσότερες συμβατικές μέθοδοι (Mahmoud and Elbestawi, 2017).

Όσον αφορά την Ορθοπαιδική και την Ιστομηχανική, η προαναφερθείσα εξέλιξη έχει επίσης μεγάλο αντίκτυπο στον σχεδιασμό και την παραγωγή ορθοπαιδικών εμφυτευμάτων και ικριωμάτων. Η ικανότητα δημιουργίας εμφυτεύσιμων πλακών οστεοσύνθεσης και αρθροπλαστικών με εσωτερικές και επιφανειακές πορώδεις δομές επιτρέπουν τη μείωση του «φαινομένου θωράκισης των τάσεων» και επιταχύνουν την αναγέννηση του οστού μέσω της καλύτερης οστεοενσωμάτωσης (Li et al., 2020).

Το κυριότερο πλεονέκτημα της τρισδιάστατης εκτύπωσης στην Ορθοπαιδική σε σχέση με τις συμβατικές μεθόδους είναι η ικανότητά τους να παράγουν εμφυτεύματα σύμφωνα με την ανατομία του κάθε ασθενούς (patient-specific implants) με απεριόριστη ελευθερία σχεδιασμού. Η ευκολία εφαρμογής αντίστροφης μηχανικής πάνω στις εικόνες των ιατρικών απεικονιστικών τεχνικών, όπως είναι η αξονική και η μαγνητική τομογραφία, επιτρέπουν τον προεγχειρητικό σχεδιασμό της χειρουργικής πράξης και την τρισδιάστατη εκτύπωση βιοδιασπώμενων ή μη εμφυτευμάτων, προθέσεων και ικριωμάτων. (Mahmoud and Elbestawi, 2017)

Μία από τις πρώτες ιατρικές εφαρμογές πραγματοποιήθηκε από τον Hollister (2005) με σκοπό τη δημιουργία ενός πορώδους και τοπολογικά βελτιστοποιημένου οστικού ικριώματος για την κάτω γνάθο ασθενούς. Ο ερευνητής σχεδίασε και κατασκεύασε βιοδιασπώμενα πορώδη ικριώματα από υδροξυαπατίτη μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης. Σκοπός του ήταν η διατήρηση της ισορροπίας μεταξύ της προσωρινής εμβιομηχανικής τους λειτουργίας, της ύπαρξης διόδων μεταφοράς θρεπτικών συστατικών και των επιφανειακών χαρακτηριστικών για τη διευκόλυνση της μετανάστευσης και της προσκόλλησης των οστεοκυττάρων. Κάνοντας χρήση τοπολογικά βελτιστοποιημένων πλεγματικών δομών, ανέπτυξε ένα ικριώμα με προσαρμόσιμη μακροσκοπική ακαμψία και εσωτερική διαπερατότητα με σκοπό τη χρήση του σε ανθρώπινα οστά (Εικόνα 2).



Εικόνα 2: Διαδικασία παραγωγής ικριώματος κάτω γνάθου από τον Hollister (2005). α) Αρχική εικόνα ασθενούς. β) Ανατομικό σχέδιο. γ) Βελτιστοποιημένο αρχιτεκτονικά σχέδιο. δ) Ενσωματωμένο σχέδιο. ε) Εκτυπωμένο ικριώμα. στ) Τοποθέτηση ικριώματος στη θέση του ελλείμματος.

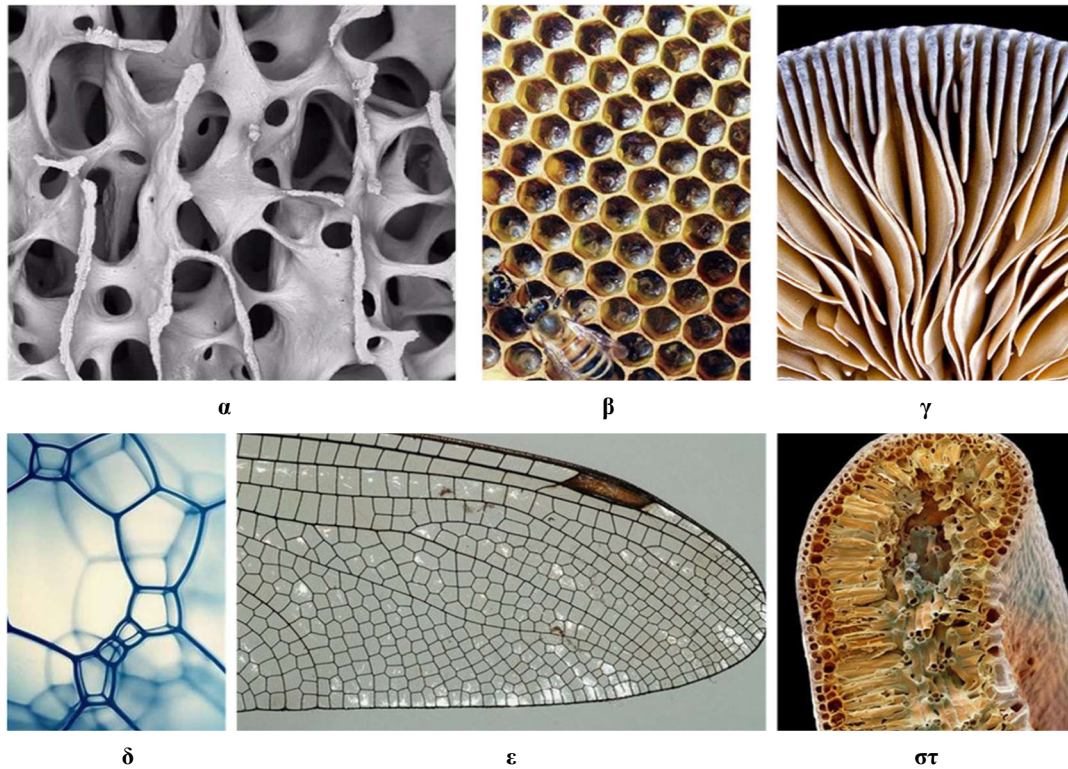
Ως συνέχεια του παραπάνω έργου και εφόσον οι πλεγματικές δομές απέκτησαν μεγάλο ενδιαφέρον τα τελευταία χρόνια, η εξέλιξη της τρισδιάστατης εκτύπωσης έχει επιτρέψει την ανάπτυξη πλεγματικών δομών και λειτουργικά διαβαθμισμένων υλικών τα οποία παρουσιάζουν εξαιρετικές ιδιότητες, προσαρμόσιμες στις ανάγκες της εμβιομηχανικής του οστών.

2.3 Πλεγματικές Δομές

Ως πλεγματικές δομές ορίζονται οι τρισδιάστατες δομές που αποτελούνται από διαδοχικά και επαναλαμβανόμενα διατεταγμένα διασυνδεδεμένες κυψελίδες. Οι δομές αυτές γίνονται επίσης αντιληπτές ως πορώδεις υλικές δομές που αποτελούνται από διασυνδεδεμένες δοκούς και κόμβους σε τρισδιάστατο χώρο (Pan et al., 2020). Με άλλα λόγια, μια πλεγματική δομή αποτελείται από επαναλαμβανόμενες μοναδιαίες κυψελίδες πλήρωσης χώρου, οι οποίες μπορούν να τμηματοποιηθούν σε οποιονδήποτε άξονα με βάση κάποιο γεωμετρικό σχήμα χωρίς τη δημιουργία κενών μεταξύ των τμημάτων αυτών (Helou and Kara, 2018). Μία πλεγματική δομή καλείται επίσης μια αρχιτεκτονική που σχηματίζεται από μία σειρά περιοδικών χωρικών μοναδιαίων κυψελίδων με ακμές και έδρες (Tao and Leu, 2016).

Όπως γίνεται αντιληπτό, η βιβλιογραφία περιέχει πληθώρα παρεμφερών ορισμών για τις πλεγματικές δομές καθώς υπάρχουν χιλιάδες τύποι με ξεχωριστά χαρακτηριστικά και ιδιότητες που μπορούν να αξιοποιηθούν σε εφαρμογές για τελείως διαφορετικούς σκοπούς. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι η τοπολογία των πλεγματικών δομών δεν σχετίζεται μόνο με την αλλαγή του μεγέθους των δοκών και τον τρόπο διασύνδεσής τους, όπως αρχικά όρισαν τις αφρώδεις δομές και τις δομές κηρήθρας οι Gibson και Ashby (1997), αλλά κάθε πλεγματική δομή έχει ξεχωριστά χαρακτηριστικά και ιδιότητες, τα οποία καθορίζονται από πλήθος σχεδιαστικών μεταβλητών ανά περίπτωση.

Μαζί με τους αφρούς (foams) και τις κηρήθρες (honeycombs), οι πλεγματικές δομές συγκροτούν μία ευρύτερη ομάδα, τα κυψελωτά υλικά (cellular materials). Ο διαχωρισμός μεταξύ των τριών κατηγοριών έγκειται κυρίως στην τοπολογία και το μέγεθος της μοναδιαίας κυψελίδας αλλά και στις προκύπτουσες ιδιότητές τους (Pan et al., 2020). Πολλές από αυτές τις δομές είναι εμπνευσμένες από υλικά που βρίσκονται στη φύση, όπως το σπογγώδες οστό, το σφουγγάρι, η κηρήθρα, ο φελλός και το φύλλο δέντρου (Εικόνα 3) (Gibson, 1989), ενώ άλλες επινοήθηκαν και κατασκευάστηκαν εξ ολοκλήρου από τον άνθρωπο για την κάλυψη των μηχανικών αναγκών κατασκευών.



Εικόνα 3: Παραδείγματα κυτταρικών δομών στη φύση. α) Ανθρώπινο οστό. β) Κηρήθρα. γ) Μανιτάρι. δ) Φυσαλίδες. ε) Φτερό λιβελούλας. στ) Φύλλο δέντρου. (Nazir et al., 2019)

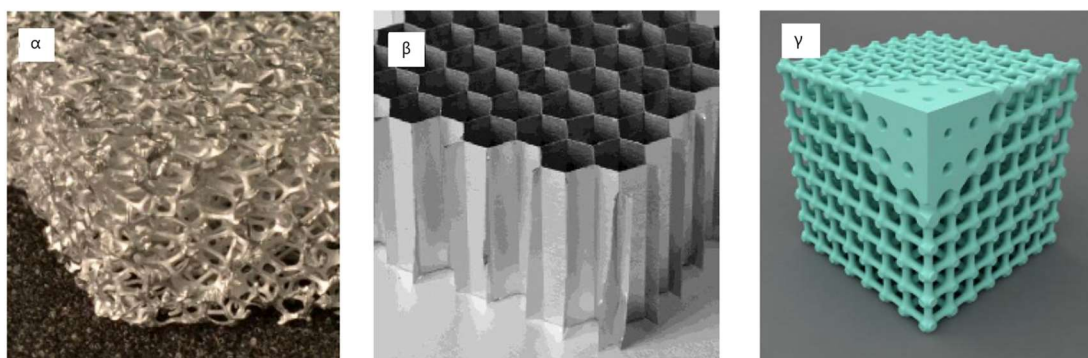
Σύμφωνα με τον Ashby (2006), οι μηχανικές ιδιότητες των κυψελωτών δομών εξαρτώνται κυρίως από τις εξής παραμέτρους:

- τις ιδιότητες του υλικού από το οποίο είναι κατασκευασμένη η δομή,
- την τοπολογία (συνδεσιμότητα) και το σχήμα των ακμών και των εδρών των κυψελίδων και
- τη σχετική πυκνότητα του αντικειμένου: $\frac{\rho_{lattice}}{\rho_{solid}}$, όπου $\rho_{lattice}$ είναι η πυκνότητα της δομής και ρ_{solid} η πυκνότητα του αντίστοιχου συμπαγούς από το οποίο είναι κατασκευασμένο το αντικείμενο.

Οι πιο διαδεδομένες κυψελωτές δομές είναι οι αφροί. Το σχήμα της μοναδιαίας κυψελίδας ενός αφρού σχηματίζεται τυχαία και τα τοιχώματά της έχουν τυχαίο προσανατολισμό στο χώρο. Σε ένα οστό, όπως και σε έναν φελλό ή ένα φύλλο, συνήθως εμπεριέχονται πολλαπλές δομές αφρού. Το πορώδες τους μπορεί να είναι πάρα πολύ υψηλό και για μια μεταλλική αφρώδη δομή μπορεί κυμαίνεται από 40% έως και 98%. Αντιθέτως, οι δομές κηρήθρας έχουν κανονικό σχήμα και κάθε μεμονωμένη κυψελίδα τους έχει το ίδιο σχήμα και μέγεθος με τις υπόλοιπες της ίδιας δομής. Το

σχήμα του μπορεί να είναι τετράεδρο, τριγωνικό πρίσμα, τετράγωνο πρίσμα, εξαγωνικό πρίσμα, κοκ. (Pan et al., 2020)

Στις πλεγματοικές δομές το σχήμα και το μέγεθος της κάθε κυψελίδας μπορεί να είναι ομοιόμορφα και μη ομοιόμορφα. Σε πολλές μελέτες, ο όρος «πλεγματοική δομή» συγγέεται με αυτόν της «κυψελωτής δομής» καθώς οι συγγραφείς αμελούν τις διαφορές τους με τις αφρώδεις δομές και τις δομές κηρήθρας. Η πραγματικότητα όμως είναι πως οι πλεγματοικές δομές έχουν καλύτερες μηχανικές ιδιότητες από τις άλλες δύο κατηγορίες και αυτό οφείλεται στην ευκολία προσαρμογής τους βάσει των εκάστοτε απαιτήσεων. Πιο συγκεκριμένα, κάθε κυψελίδα, ή ακόμα και κάθε ξεχωριστή δοκός μιας κυψελίδας πλεγματοικής δομής, μπορεί να τεθεί ως σχεδιαστική μεταβλητή ώστε να βελτιστοποιηθεί για να ικανοποιεί συγκεκριμένες λειτουργικές ανάγκες μιας κατασκευής (Dong et al., 2017). Οι ιδιότητες τους τις κάνουν να υπερτερούν σε σχέση με τους αφρούς και τις κηρήθρες καθώς μπορούν να παράγουν δομές με μικρό βάρος, υψηλή ειδική αντοχή (αντοχή προς πυκνότητα) και δυσκαμψία, ενισχυμένη απορρόφηση ενέργειας, ικανότητα διάχυσης θερμότητας και μείωσης κραδασμών/δονήσεων. Η διαμόρφωση της τοπολογίας και του μεγέθους των κυψελίδων επιτρέπει το χειρισμό των χαρακτηριστικών ιδιοτήτων του κυψελωτού υλικού για την κάλυψη των επιθυμητών απαιτήσεων της κάθε εφαρμογής (Mazur et al., 2017).



Εικόνα 4: Διαφορετικοί τύποι κυψελωτών υλικών: α) δομή αφρού, β) δομή κηρήθρας, γ) πλεγματοική δομή με τοπική διαβάθμιση. (Cissé et al., 2019)

Οι διαστασιακές και οι μηχανικές ιδιότητες των πλεγματοικών δομών μπορούν επίσης να βελτιστοποιηθούν επιλέγοντας τις κατάλληλες παραμέτρους κατασκευής τους. Για

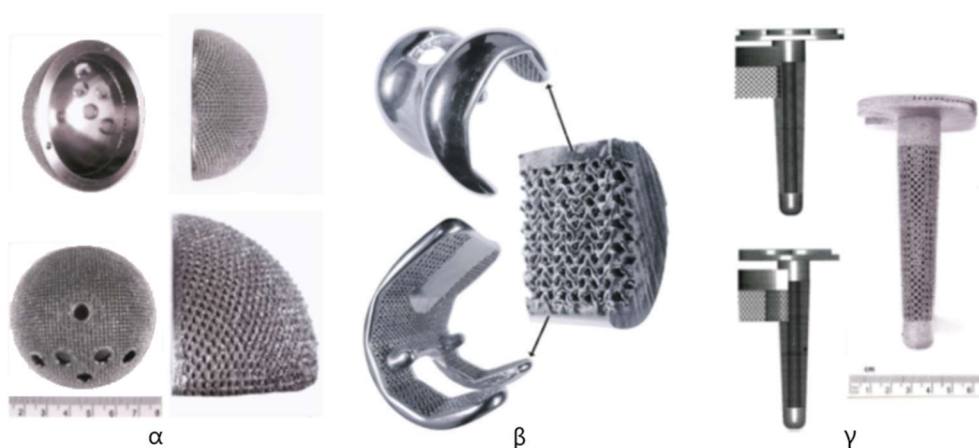
παράδειγμα, για την τρισδιάστατη εκτύπωση με χρήση SLM (Selective Laser Melting) εκτυπωτή, οι πιο σημαντικές παράμετροι είναι η ισχύς της ακτίνας laser, η ταχύτητα σάρωσης, η απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών ακτινών laser και το πάχος της στρώσης υλικού (Mahmoud and Elbestawi, 2017). Ένας ακόμα σημαντικός παράγοντας που παρατηρήθηκε από τους Tyflorouλος και Steinert (2020) πως μπορεί να επηρεάσει τις μηχανικές ιδιότητές τους είναι ο προσανατολισμός της προς εκτύπωση κατασκευής.

Ο αριθμός των εφαρμογών των πλεγματικών δομών διευρύνονται ταχύτατα ως λύση σε προηγμένες εφαρμογές, κυρίως σε κατασκευές που απαιτούν μείωση βάρους, χρήσης ενέργειας και χρόνου κατασκευής (Helou and Kara, 2018). Επίσης, οι πλεγματικές δομές έχουν τη δυνατότητα να ενσωματώνουν πάνω από μία λειτουργίες σε ένα υλικό σώμα και αυτή η ιδιότητά τους τις κάνει ιδανικότερες σε σχέση με τις συμπαγείς και τις συμβατικές κατασκευές (Tao and Leu, 2016). Οι βιομηχανικοί τομείς στους οποίους έχουν ήδη βρει χρήση οι παραπάνω ιδιότητες περιέχουν την αεροναυπηγική, τη βιοϊατρική, τον αυτοματισμό και άλλα βιομηχανικά πεδία (Pan et al., 2020).

Στην Ορθοπαιδική, η χρήση πλεγματικών δομών σε εμφυτεύματα κατασκευασμένα με τρισδιάστατη εκτύπωση έχει επιδείξει σημαντικά πλεονεκτήματα (Mahmoud and Elbestawi, 2017). Τα δύο κυριότερα είναι η μείωση της δυσκαμψίας και του βάρους των μεταλλικών εμφυτευμάτων. Σύμφωνα με το νόμο του Wolff (1986), τα οστά χρήζουν συνεχούς φορτίσεως ώστε να μπορέσουν να αναγεννηθούν και να αναπτυχθούν, ενώ σε αντίθετη περίπτωση η εξωτερική τους δομή και η εσωτερική τους αρχιτεκτονική θα αποδυναμωθούν μέσω της μείωσης της μάζας και της αύξησης του πορώδους τους αντίστοιχα. Καθώς τα περισσότερα βιοσυμβατά μέταλλα, όπως το τιτάνιο και ο ανοξείδωτος χάλυβας, έχουν μέτρο ελαστικότητας πολύ μεγαλύτερο από αυτό των οστών, εμφανίζεται το φαινόμενο «θωράκισης των τάσεων» στο οστό το οποίο επιδέχεται την οστεοσύνθεση. Κατά το φαινόμενο αυτό, το οστό δέχεται πλέον ελάχιστες τάσεις από τα φορτία του σώματος καθώς το σύνολο των τάσεων φέρονται από το μεταλλικό εμφύτευμα λόγω της μεγάλης διαφοράς μέτρου ελαστικότητας μεταξύ οστού και μετάλλου.

Επίσης, ο απόλυτος έλεγχος των πόρων του υλικού ενισχύει τα ορθοπαιδικά μεταλλικά εμφυτεύματα και ικριώματα από βιολογικής σκοπιάς, καθώς οι πόροι επιτρέπουν στα

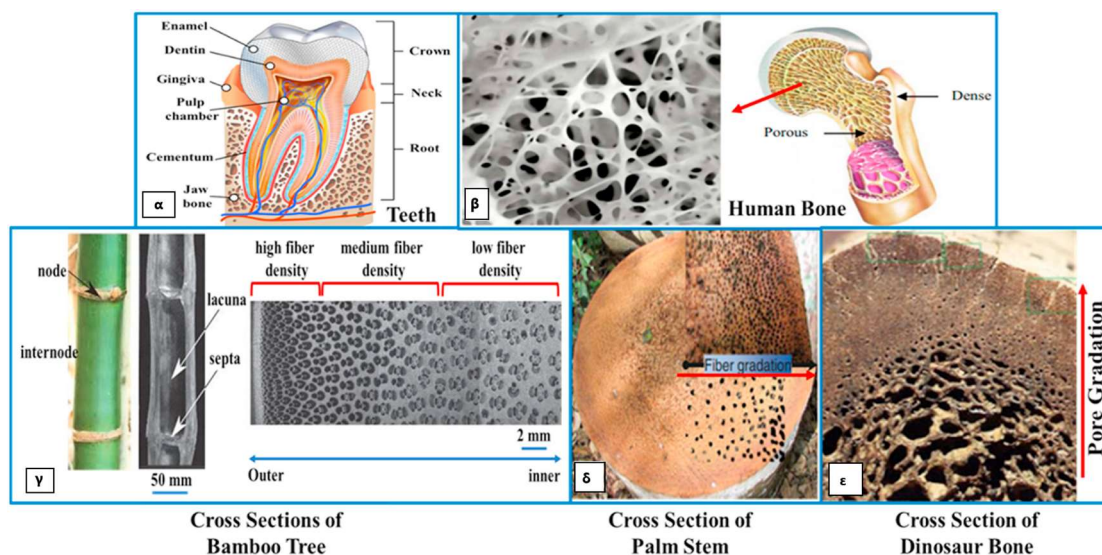
οστικά κύτταρα να εισέρχονται και να αναπτύσσονται εντός του εμφυτεύματος, δημιουργώντας ισχυρότερη ενσωμάτωση του οστού μέσα στο εμφύτευμα (Mahmoud and Elbestawi, 2017). Οι Murr et al. (2012) κατασκεύασαν κάποια νέα εξατομικευμένα εμφυτεύματα αρθροπλαστικής ισχίου και γόνατος από κράματα Ti-6Al-4V and Co-29Cr-6Mo με πλεγματικές δομές αντί για πορώδη επίστρωση (Εικόνα 5). Με αυτόν τον τρόπο επισημαίνουν πως, εκτός από τη μείωση του φαινομένου «θωράκισης των τάσεων», προλαμβάνεται ταυτόχρονα και η θραύση, η αποκόλληση, η παραγωγή μεταλλικών κόκκων, η αστάθεια και η ηλεκτροχημική ασυμβατότητα των επιστρώσεων στα ορθοπαιδικά εμφυτεύματα που συνδέονται με τη χρήση επιστρώσεων.



Εικόνα 5: Εμφυτεύματα αρθροπλαστικής που κατασκευάστηκαν με μέθοδο τρισδιάστατης εκτύπωσης από τους Murr et al. (2012) με πλεγματικές δομές. α) Εμφύτευμα κοτύλης από κράμα Ti-6Al-4V. β) Εμφύτευμα κάτω πέρατος μηριαίου οστού για αρθροπλαστική γόνατος από κράμα Co-29Cr-6Mo. γ) Εμφύτευμα άνω πέρατος κνήμης για αρθροπλαστική γόνατος από κράμα Ti-6Al-4V.

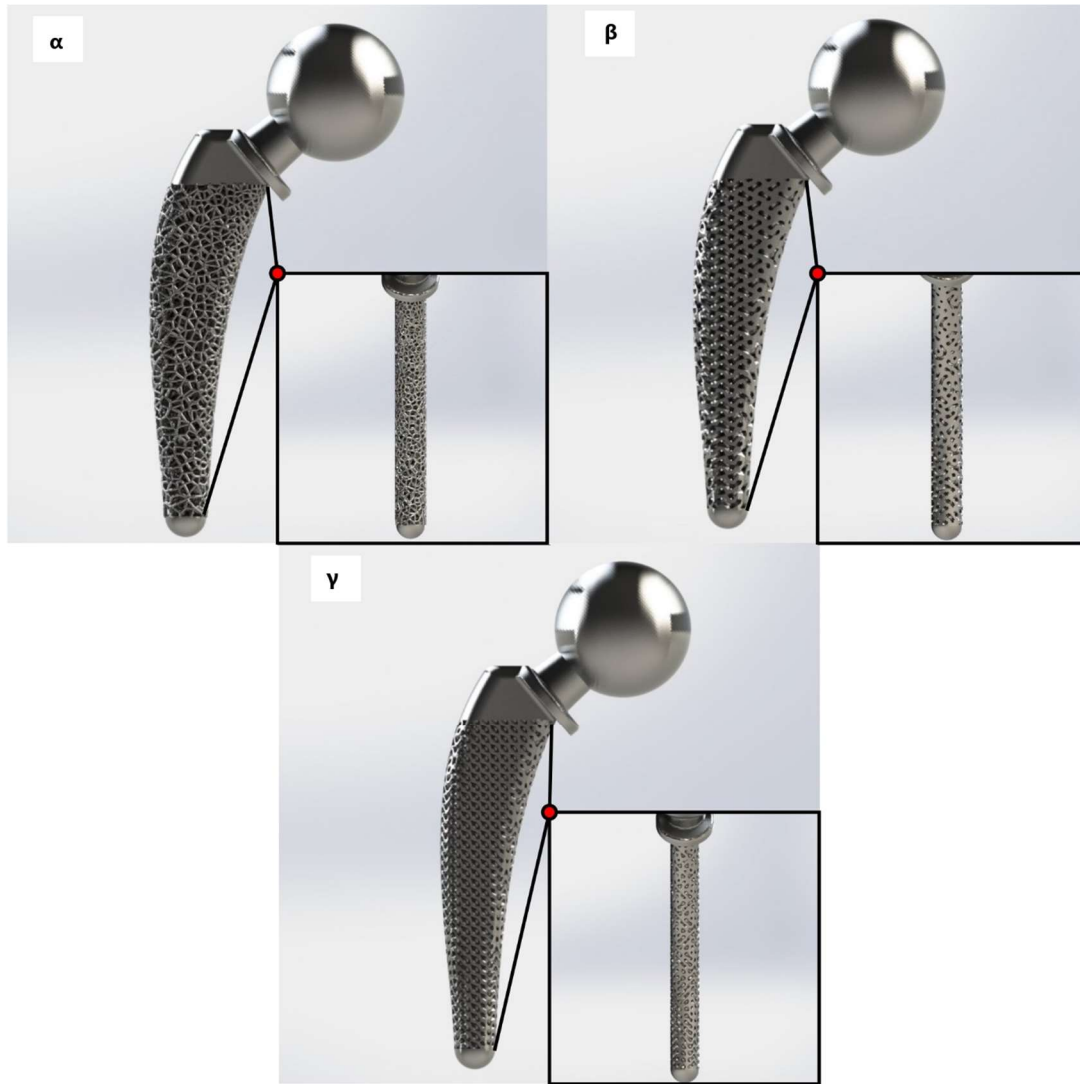
Τέλος, ένα ακόμα πλεονέκτημα της χρήσης πλεγματικών δομών είναι η δυνατότητα δημιουργίας λειτουργικά διαβαθμισμένων υλικών (Functionally Graded Materials). Τα λειτουργικά διαβαθμισμένα υλικά είναι δομές που ποικίλουν σε σύνθεση ή μικροδομή ακολουθώντας κάποιον συγκεκριμένο σχεδιαστικό κανόνα (Mahmoud and Elbestawi, 2017). Το βασικό πλεονέκτημα αυτών των υλικών έναντι των σύνθετων και των επιστρωμένων υλικών είναι πως η μετάβαση από τη μία φάση στην άλλη γίνεται διαβαθμισμένα, γεγονός το οποίο μειώνει σημαντικά τη συγκέντρωση των τάσεων κοντά στη διεπαφή των διαφορετικών φάσεων. Το ανθρώπινο σώμα περιέχει διάφορα

λειτουργικά διαβαθμισμένα υλικά, με κυριότερα παραδείγματα τα οστά και τα δόντια (Εικόνα 6). Η δομή των οστών από έξω προς τα μέσα αποτελείται αρχικά από το φλοιώδες οστό, το οποίο είναι συμπαγές και πυκνό, ενώ πλησιάζοντας το κέντρο του αλλάζει η κατανομή ώστε να σχηματίσει μία λιγότερο πυκνή και πορώδη δομή, το σπογγώδες οστό.



Εικόνα 6: Διάφορα παραδείγματα λειτουργικά διαβαθμισμένων υλικών στη φύση: α) δόντι, β) ανθρώπινο οστό, γ) μπαμπού, δ) κορμός φοίνικα και ε) οστό δεινοσαύρου. (Saleh et al., 2020)

Όσο αφορά την Ορθοπαιδική, γνωρίζοντας τα μέρη όπου η συγκέντρωση των τάσεων είναι μικρότερη ή μεγαλύτερη, μπορεί να σχεδιαστεί οποιοδήποτε εμφύτευμα έτσι ώστε να έχει μικρότερη ή μεγαλύτερη τοπική σχετική πυκνότητα και ταυτόχρονα αυξημένες μηχανικές επιδόσεις. Στη μελέτη τους, οι Kladovasilakis et al. (2020) ανέλυσαν μέσω της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων τρία νέα σχέδια μιας ήδη υπάρχουσας αρθροπλαστικής ισχίου έπειτα από τοπολογική βελτιστοποίηση με χρήση πλεγματικών δομών και λειτουργικά διαβαθμισμένων δομών (Εικόνα 7). Τα αποτελέσματά τους έδειξαν πως μέσω του σχεδίου με λειτουργικά διαβαθμισμένη δομή αποτελούμενο από γυροειδείς μοναδιαίες κυψελίδες, το νέο εμφύτευμα μπορεί να αντέξει δύο φορές τα in-vivo φορτία, προτείνοντας τελικά πως το συγκεκριμένο σχέδιο είναι ικανό να αντικαταστήσει το αντίστοιχο συμπαγές εμφύτευμα με τη νέα πορώδη και διαβαθμισμένη δομή του.



Εικόνα 7: Τα τρία νέα σχέδια που εξετάστηκαν από τους Kladovasilakis et al. (2020) με διαβαθμισμένες από: α) Voronoi, β) Gyroid και γ) Schwarz Diamond.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Στο Διάγραμμα 1 περιγράφονται τα βήματα της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκαν για την περάτωση της παρούσας εργασίας. Στις υποενότητες αυτού του κεφαλαίου παρατίθενται αναλυτικά τα χαρακτηριστικά και οι ιδιότητες των μοντέλων που σχεδιάστηκαν και των προσομοιώσεων που πραγματοποιήθηκαν.



Διάγραμμα 1: Η μεθοδολογία της παρούσας εργασίας.

3.1 Σχεδιασμός και Προσομοίωση Αρχικού Μοντέλου

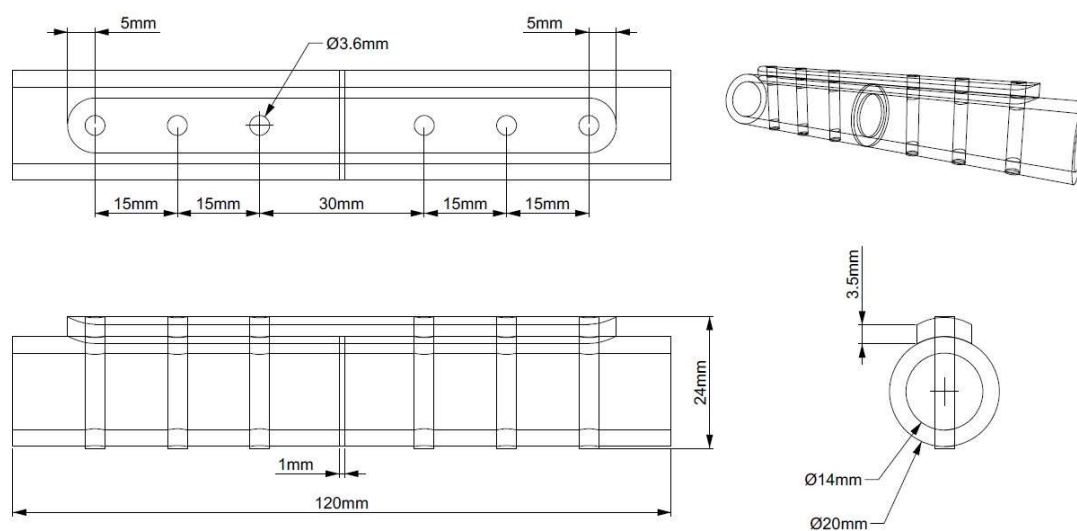
Το αρχικό μοντέλο προσομοίωσης σχεδιάστηκε βάσει του μοντέλου οστού και πλάκας οστεοσύνθεσης που χρησιμοποίησαν στη μελέτη τους οι Jia et al. (2019). Οι ιδιότητες των υλικών και οι φορτίσεις παρέμειναν κοινές για την επαλήθευση του μοντέλου. Στις παρακάτω υποενότητες περιγράφονται όλα τα δεδομένα.

3.1.1 Σχεδιασμός Τρισδιάστατου Μοντέλου

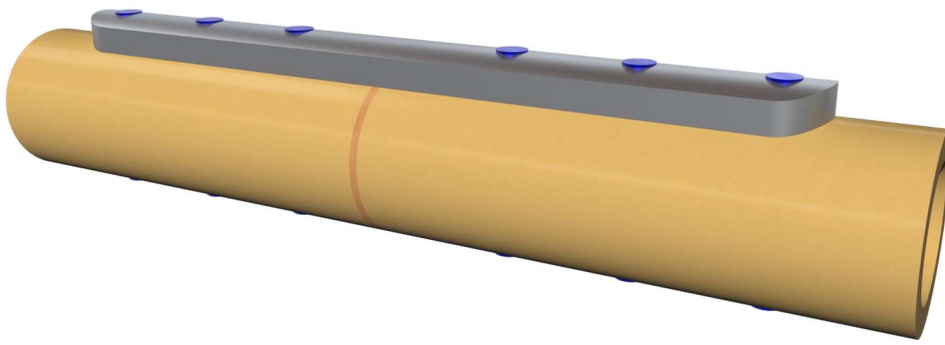
Για τη δημιουργία του μοντέλου προς ανάλυση με μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων θεωρήθηκε ως παράδειγμα ένα εγκάρσιο κάταγμα στη διάφυση της κνήμης. Για τον σχεδιασμό του οστού της κνήμης χρησιμοποιήθηκε απλοποιημένο μοντέλο οστού αποτελούμενο από έναν κύλινδρο εξωτερικής διαμέτρου 20 mm, εσωτερικής διαμέτρου 14 mm και ύψους 120 mm. Στο μέσο του ύψους του κυλίνδρου τμηματοποιήθηκε μέρος του με ύψος 1 mm που αναπαριστά την περιοχή του οστού κατά την πώρωση έπειτα από το εγκάρσιο κάταγμα.

Η αρχική συμπαγής πλάκα οστεοσύνθεσης σχεδιάστηκε με μήκος 100 mm, πλάτος 10 mm και πάχος 3.5 mm. Η κλίση της είναι τέτοια ώστε να εφάπτεται πάνω στο οστό, δηλαδή έχει ακτίνα 10 mm. Στην πλάκα αυτή εμπεριέχονται 6 οπές για βίδες οστεοσύνθεσης. Οι 6 βίδες σχεδιάστηκαν ως συμπαγείς κύλινδροι χωρίς σπειρώματα με διάμετρο 3.6 mm και μήκος 24 mm.

Ο σχεδιασμός του τρισδιάστατου μοντέλου έγινε με χρήση του προγράμματος Rhinoceros 3D. Στην Εικόνα 8 φαίνονται αναλυτικά όλα τα παραπάνω δεδομένα.



Εικόνα 8: Διαστάσεις του μοντέλου προσομοίωσης.



Εικόνα 9: Τρισδιάστατη φωτορεαλιστική απεικόνιση του αρχικού μοντέλου προσομοίωσης.

3.1.2 Επιλογή Υλικών και Ιδιοτήτων

Για το μέτρο ελαστικότητας του οστού επιλέχτηκε η τιμή $E_{bone}= 17$ GPa και για τον λόγο Poisson $\nu_{bone}= 0.3$. Για την επαλήθευση του αρχικού μοντέλου με χρήση μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων θεωρήθηκε μέτρο ελαστικότητας $E_{callus}= 12.75$ GPa για το υπό πόρωση τμήμα, που αντιστοιχεί στο 75% του φυσιολογικού οστού, και λόγος Poisson $\nu_{callus}= 0.3$. Για την πλάκα και τις βίδες οστεοσύνθεσης, επιλέχτηκε κράμα τιτανίου με μέτρο ελαστικότητας $E_{TiAlloy}= 96$ GPa και λόγο Poisson $\nu_{TiAlloy}= 0.36$. Τα όρια διαρροής για το οστό και το κράμα τιτανίου ήταν 280 και 980 MPa αντίστοιχα.

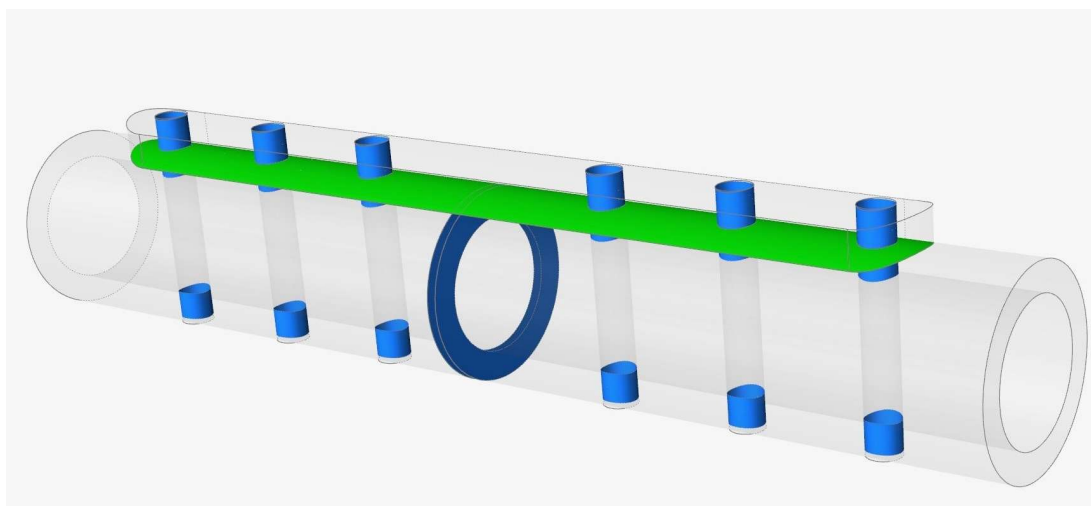
Οι τιμές αυτές επιλέχτηκαν ώστε η σύγκριση των αποτελεσμάτων με αυτά των Jia et al. (2019) να πραγματοποιηθεί υπό κοινές ιδιότητες υλικών. Όλα τα υλικά θεωρήθηκαν ομογενή, ισότροπα και με γραμμικώς ελαστική μηχανική συμπεριφορά.

Πίνακας 1: Ιδιότητες υλικών για την επαλήθευση του μοντέλου.

Υλικό	Μέτρο Ελαστικότητας, E (GPa)	Λόγος Poisson, ν	Όριο Διαρροής (MPa)
Οστό	17	0.3	280
Τμήμα Πόρωσης	12.75	0.3	-
Κράμα Τιτανίου	96	0.36	980

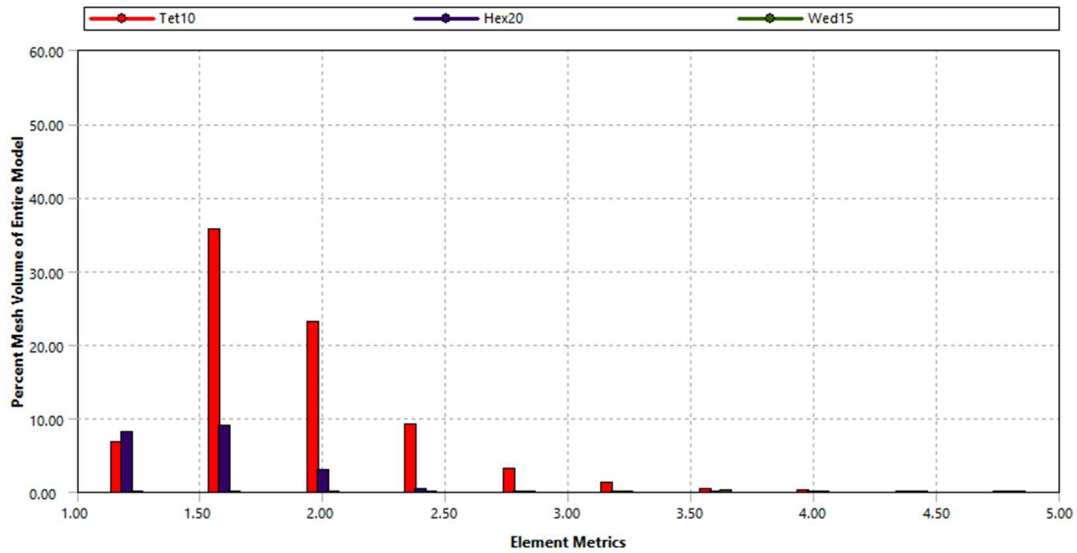
3.1.3 Επιφάνειες Επαφής και Πλεγματοποίηση Ansys

Για την ανάλυση του αρχικού μοντέλου στο πρόγραμμα Ansys Mechanical θεωρήθηκαν δύο τύποι επαπτόμενων επιφανειών: οι δεσμευμένες επιφάνειες και οι επιφάνειες υπό την επίδραση δυνάμεων τριβής. Στον πρώτο τύπο εμπεριέχονται οι επαπτόμενες επιφάνειες των οπών της πλάκας οστεοσύνθεσης με τις βίδες, καθώς επίσης και οι επιφάνειες των δύο υγείων τμημάτων του οστού με αυτές του υπό πώρωση τμήματός του. Σε αυτόν τον τύπο επαφής οι δυνάμεις τριβής θεωρούνται μηδενικές και τα δύο επαπτόμενα σώματα θεωρούνται ενωμένα. Στον δεύτερο τύπο ανήκει η κάτω επιφάνεια της πλάκας που εφάπτεται με το οστό. Μεταξύ των επιφανειών αυτών μπορούν να αναπτυχθούν δυνάμεις τριβής με καθορισμένο συντελεστή τριβής $\mu=0.3$.



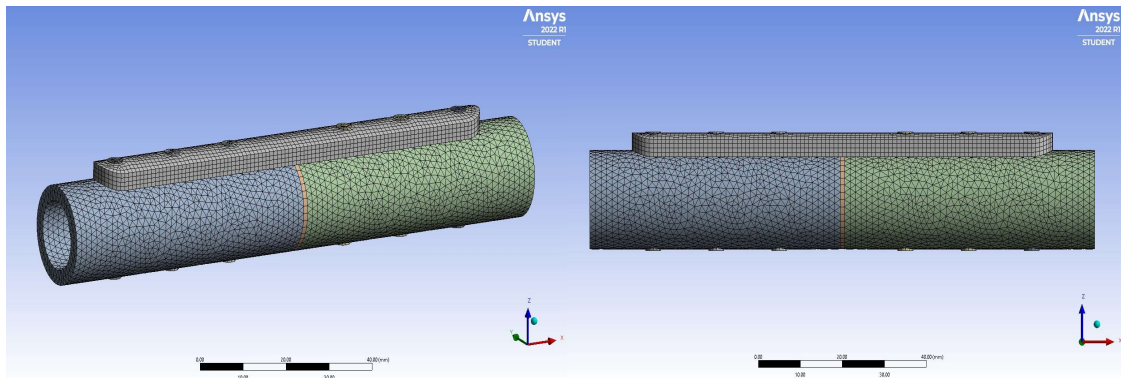
Εικόνα 10: Οι δύο τύποι επαπτόμενων επιφανειών στο πρόγραμμα Altair Inspire. Μπλε χρώμα για τις δεσμευμένες επιφάνειες. Πράσινο χρώμα για τις επιφάνειες με τριβή.

Όσο αφορά την τρισδιάστατη πλεγματοποίηση (meshing) του μοντέλου της κνήμης, το μέγεθος των στοιχείων του πλέγματος ορίστηκε 1.5mm, ενώ για την πλάκα οστεοσύνθεσης και τις βίδες ορίστηκαν στοιχεία μεγέθους 1mm. Τρεις τύποι στοιχείων χρησιμοποιήθηκαν από το πρόγραμμα αυτόματα: τετράεδρα 10 κόμβων (tet10), εξαέδρα 20 κόμβων (hex20) και τριγωνικά πρίσματα 15 κόμβων (wed15).



Διάγραμμα 2: Συνολικός όγκος των στοιχείων του πλέγματος προς την αναλογία διαστάσεων (aspect ratio) των στοιχείων πλεγματοποίησης για κάθε τύπο στοιχείου.

Τα στοιχεία του πλέγματος που δημιουργήθηκαν για το μοντέλο της κνήμης από το πρόγραμμα Ansys ήταν 50812 και οι κόμβοι 82377, για την πλάκα οστεοσύνθεσης ήταν 3816 και 20027 και για το σύνολο των βιδών ήταν 3432 και 16842 αντίστοιχα. Το σύνολο των στοιχείων του μοντέλου ήταν 58060 και των κόμβων 119246. Ο λόγος που δε χρησιμοποιήθηκαν μικρότερα μεγέθη στοιχείων είναι επειδή η εκπαιδευτική έκδοση του ANSYS Mechanical επιτρέπει την ανάλυση μοντέλων έως και 128000 κόμβων/στοιχείων.

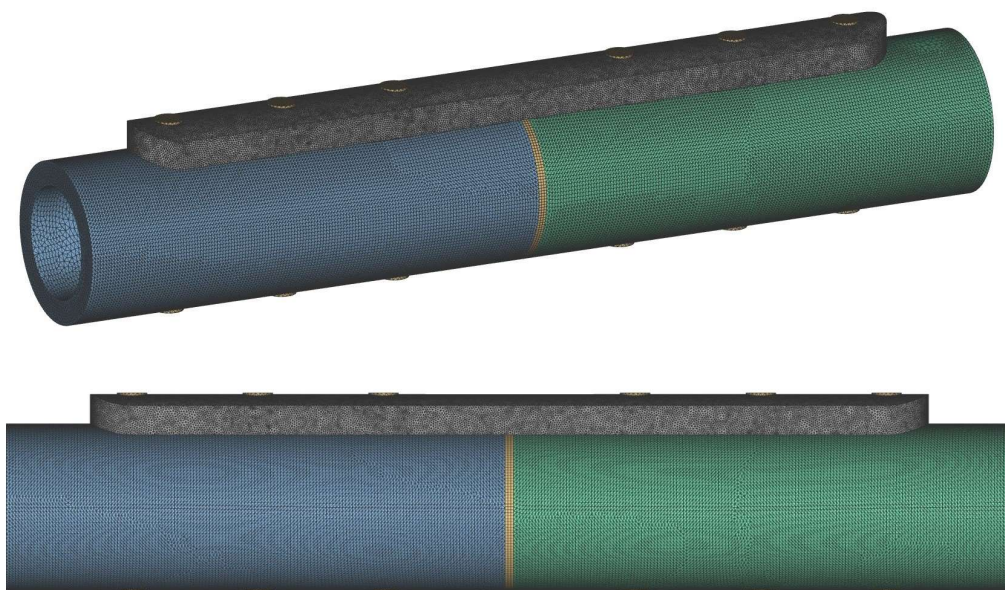


Εικόνα 11: Αποτέλεσμα πλεγματοποίησης αρχικού μοντέλου στο Ansys.

3.1.4 Επιφάνειες Επαφής και Πλεγματοποίηση nTopology

Για την ανάλυση του αρχικού μοντέλου στο πρόγραμμα nTopology θεωρήθηκε μόνο ο πρώτος τύπος επαπτόμενων επιφανειών, δηλαδή οι δεσμευμένες επιφάνειες. Στον τύπο αυτό εμπεριέχονται οι επαπτόμενες επιφάνειες μεταξύ των οπών της πλάκας οστεοσύνθεσης και των βιδών, καθώς επίσης και οι επιφάνειες μεταξύ των δύο υγείων τμημάτων του οστού με το υπό πόρωση τμήμα του. Για τις υπόλοιπες επιφάνειες επαφής δεν ορίστηκε σχέση επαφής.

Για την τρισδιάστατη πλεγματοποίηση (meshing) του μοντέλου της κνήμης και των βιδών, ως στόχος για το μήκος ακμής των στοιχείων του πλέγματος τέθηκε το 0.5 mm, ενώ για την πλάκα οστεοσύνθεσης το 0.2 mm. Για τις επόμενες αναλύσεις χρησιμοποιήθηκαν τα ίδια χαρακτηριστικά πλεγματοποίησης για μεγαλύτερη ακρίβεια στη σύγκριση. Τα στοιχεία που δημιουργήθηκαν από το πρόγραμμα ήταν τετράεδρα.



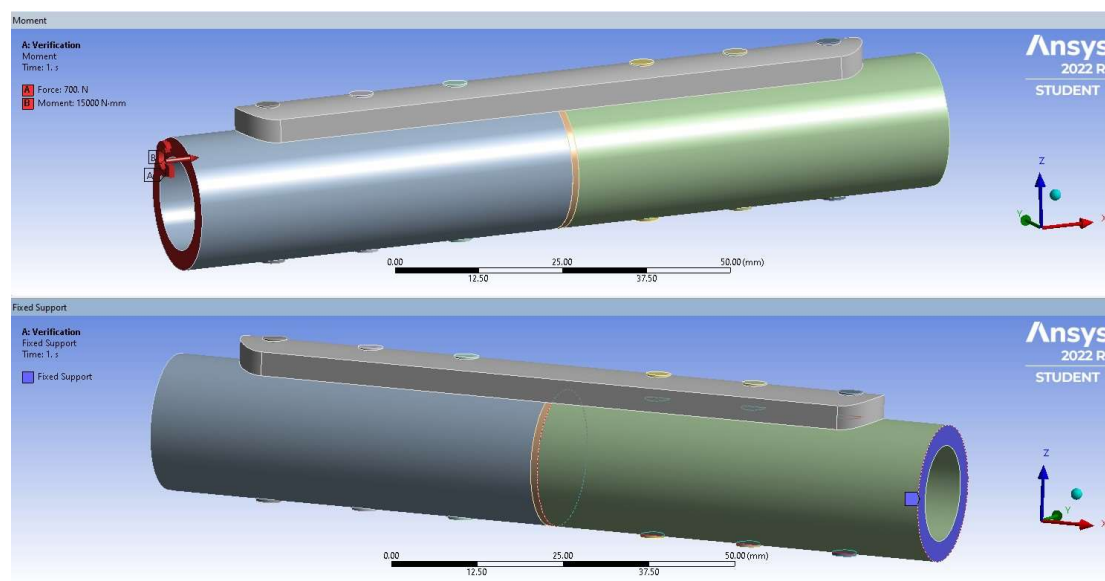
Εικόνα 12: Αποτέλεσμα πλεγματοποίησης αρχικού μοντέλου στο nTopology.

Τα στοιχεία του πλέγματος που δημιουργήθηκαν για το μοντέλο της κνήμης με το πρόγραμμα nTopology ήταν 1248212 και οι κόμβοι 232207, για την πλάκα ήταν

3017761 και 495653 και για το σύνολο των βιδών ήταν 95213 και 20958 αντίστοιχα. Συνολικά, τα στοιχεία του μοντέλου ήταν 4361186 και οι κόμβοι 748818.

3.1.5 Επιλογή Παραμέτρων Φορτίσεως και Περιορισμών

Οι φορτίσεις που ασκούνται στο οστό την κνήμη είναι ένα σύνθετο σύστημα πολλών παραγόντων για τους οποίους η βιβλιογραφία ακόμα δεν περιέχει πλήρη δεδομένα ώστε να αναλυθούν εις βάθος. Προς απλοποίηση αυτού του περίπλοκου συστήματος, στην εργασία αυτή θεωρήθηκαν δύο είδη ταυτόχρονα ασκούμενων φορτίσεων. Η πρώτη φόρτιση ήταν μια συμπιεστική δύναμη με μέτρο $F=700\text{ N}$, η οποία αντιστοιχεί σε μονοποδική στήριξη ενός ανθρώπου με βάρος 70 kg . Η δεύτερη ήταν μια στρεπτική ροπή με μέτρο $\tau=15\text{ Nm}$. Και οι δύο αυτές φορτίσεις ασκούνται επί της επιφάνειας του ίδιου άκρου του οστού. Η επιφάνεια του άλλου άκρου του οστού ορίστηκε ως περιορισμένη από οποιαδήποτε κίνηση, δηλαδή πακτωμένη (Εικόνα 13).



Εικόνα 13: Οι φορτίσεις του μοντέλου. Στην κόκκινη επιφάνεια ασκείται η δύναμη και η ροπή όπως φαίνονται στην πάνω εικόνα, ενώ η δεξιά μπλε επιφάνεια της κάτω εικόνας είναι πακτωμένη.

3.1.6 Προγράμματα Ανάλυσης Πεπερασμένων Στοιχείων

Η ανάλυση με τη χρήση πεπερασμένων στοιχείων για την επαλήθευση του αρχικού μοντέλου πραγματοποιήθηκε στα προγράμματα Ansys Mechanical και nTopology. Ο λόγος που χρησιμοποιήθηκαν αυτά τα δύο διαφορετικά προγράμματα για τις αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων είναι αρχικά επειδή το ANSYS Mechanical χρησιμοποιήθηκε από τους Jia et al. (2019) στη μελέτη τους, οπότε είναι χρήσιμο για την επαλήθευση του σχεδίου της εργασίας αυτής να χρησιμοποιηθεί το ίδιο πρόγραμμα. Έπειτα, το nTopology χρησιμοποιήθηκε επειδή είναι το πιο ανεπτυγμένο πρόγραμμα παραγωγής πλεγματικών δομών και ανάλυσης τους, καθώς η ανάλυση τέτοιων δομών έχει πολύ μεγάλες λειτουργικές και χρονικές απαιτήσεις, ειδικά σε προγράμματα που δεν είναι ανεπτυγμένα για τον σκοπό αυτό. Συμπερασματικά, οι επόμενες αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων που αφορούν τη νέα τοπολογία με διαβαθμισμένη πλεγματική δομή της πλάκας οστεοσύνθεσης πραγματοποιήθηκαν αποκλειστικά στο πρόγραμμα nTopology όπου έγινε και ο σχεδιασμός την νέας πλάκας οστεοσύνθεσης με λειτουργικά διαβαθμισμένο πλέγμα.

3.2 Σχεδιασμός και Προσομοίωση Νέου Μοντέλου

Για το σχεδιασμό του νέου μοντέλου προς ανάλυση με πεπερασμένα στοιχεία, τα μοντέλα της κνήμης και των βιδών παρέμειναν σχεδιαστικά ως είχαν στο αρχικό μοντέλο. Η τροποποίηση της νέας πλάκας οστεοσύνθεσης με λειτουργικά διαβαθμισμένη πλεγματική δομή και η ανάλυσή της έγιναν στο πρόγραμμα nTopology όπως περιγράφεται στις παρακάτω υποενότητες.

3.2.1 Επιλογή Υλικών και Ιδιοτήτων

Έπειτα από την ολοκλήρωση της επαλήθευσης του αρχικού μοντέλου, στις επόμενες αναλύσεις το μέτρο ελαστικότητας του υπό πόρωση τμήματος ορίστηκε ως $E_{callus} = 500$ MPa. Οι ιδιότητες όλων των υπόλοιπων στοιχείων του συστήματος παρέμειναν ως είχαν.

Πίνακας 2: Ιδιότητες υλικών του νέου μοντέλου.

Υλικό	Μέτρο Ελαστικότητας, E (GPa)	Λόγος Poisson, ν	Όριο Διαρροής (MPa)
Οστό	17	0.3	280
Τμήμα Πώρωσης	0.5	0.3	-
Κράμα Τιτανίου	96	0.36	980

3.2.2 Επιφάνειες Επαφής, Πλεγματοποίηση και Φορτίσεις Νέου Μοντέλου

Η τρισδιάστατη πλεγματοποίηση και οι τύποι των επαπτόμενων επιφανειών παρέμειναν ίδια με αυτές που περιγράφηκαν στην ενότητα 3.1.4. Κατά την πλεγματοποίηση της νέας πλάκας οστεοσύνθεσης με πλεγματική δομή παράχθηκαν 4590132 στοιχεία και 1098958 κόμβοι.

Οι φορτίσεις και οι περιορισμοί επίσης ήταν κοινά με αυτά της ανάλυσης για την επαλήθευση του σχεδίου. Μετά το σχεδιασμό της νέας πλάκας, εκτός από την αρχική ασκούμενη δύναμη $F= 700$ N, η νέα πλάκα ελέγχθηκε και για συμπιεστική δύναμη ίση με $F= 2100$ N, η οποία ισούται με το τριπλάσιο του βάρους του σώματος ενός ανθρώπου 70 kg. Η στρεπτική ροπή σε όλες τις περιπτώσεις ήταν ίση με $\tau= 15$ Nm.

3.2.3 Σχεδιασμός Λειτουργικά Διαβαθμισμένης Πλεγματικής Δομής

Η λειτουργικά διαβαθμισμένη πλεγματική δομή της νέας πλάκας δημιουργήθηκε βάσει των αποτελεσμάτων που εξήχθησαν από την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων της συμπαγούς πλάκας. Για το σχεδιασμό της νέας αυτής πλάκας θεωρήθηκαν ως ζητούμενα τα εξής:

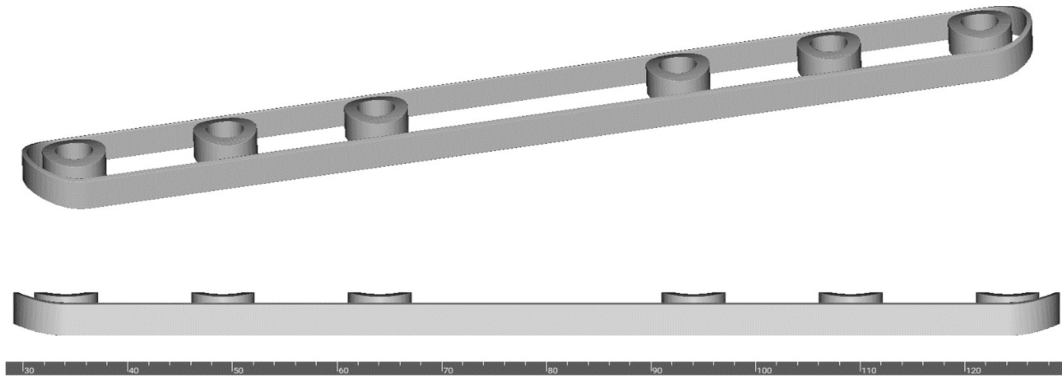
- να μη μεταβληθούν τα σχεδιαστικά όρια της αρχικής πλάκας,
- το πλέγμα να αποτελείται από μοναδιαίες κυψελίδες γυροειδών,
- το πορώδες που θα δημιουργηθεί να ορίζει πόρους στο εύρος των 300-600 μm στα τρία κάθετα επίπεδα της πλάκας,
- η τελική πλάκα να έχει τουλάχιστον 50% πορώδες και

- η τελική πλάκα να μπορεί να αντέξει τα ασκούμενα φορτία με συντελεστή ασφαλείας $SF= 1.5$ (ως προς το όριο διαρροής της συμπαγούς).

Περιφερικά η νέα πλάκα παρέμεινε συμπαγής με πάχος 0.5 mm, όπως επίσης και οι περίμετροι των οπών με πάχος 1.25 mm (Εικόνα 14). Για τη λειτουργικά διαβαθμισμένη πλεγματοκή δομή, ως μεταβλητή τέθηκε το πάχος των τοιχωμάτων της, το οποίο διαμορφώθηκε βάσει συγκεκριμένων ορίων. Δηλαδή το μέγεθος της κάθε μοναδιαίας κυροειδούς κυψελίδας ήταν σταθερό και ίσο με *Gyroid Cell Size* = $3.5 \times 3.5 \times 3.5$ mm, ενώ το πάχος των τοιχωμάτων τους ήταν μεταβλητό και κυμάνθηκε μεταξύ 0.39-0.81 mm. Το πάχος αυτό μεταβλήθηκε ανάλογα με την ισοδύναμη τάση von Mises του κάθε στοιχείου εντός των ορίων 13-38 MPa που εξήχθη από την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (Πίνακας 3). Τέλος, τα περιφερικά συμπαγή κελύφη και η εσωτερική πλεγματοκή δομή συνενώθηκαν σχεδιαστικά για να δημιουργήσουν το συνολικό νέο μοντέλο της πλάκας οστεοσύνθεσης.

Πίνακας 3: Η διαβάθμιση της πλεγματοκής δομής βάσει των ορίων της τάσεως.

Ισοδύναμη τάση von Mises (MPa)	Πάχος τοιχώματος (mm)	Μέγεθος κυψελίδας (mm)
≤ 13	0.39	3.5
13-38	0.39-0.81	3.5
≥ 38	0.81	3.5



Εικόνα 14: Τα μέρη της νέας πλάκας που παρέμειναν συμπαγή.

Πίνακας 4: Τα χαρακτηριστικά των αναλύσεων πεπερασμένων στοιχείων που πραγματοποιήθηκαν.

Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	Πλάκα Οστεοσύνθεσης	Πρόγραμμα Ανάλυσης	Μέτρο Ελαστικότητας τεμαχίου υπό πάρωση (GPa)	Συμπιεστική Δύναμη (N)	Στρεπτική Ροπή (Nm)
1η	Συμπαγής	Ansys	12.75	700	15
2η	Συμπαγής	nTopology	12.75	700	15
3η	Συμπαγής	nTopology	0.5	700	15
4η	Τοπολογικά Βελτιστοποιημένη	nTopology	0.5	700	15
5η	Τοπολογικά Βελτιστοποιημένη	nTopology	0.5	2100	15

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των αναλύσεων με μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων που πραγματοποιήθηκαν πριν και μετά τον σχεδιασμό της τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας οστεοσύνθεσης. Τα υλικά, οι ιδιότητες και οι σχέσεις των επιμέρους στοιχείων του μοντέλου περιγράφηκαν στο κεφάλαιο της Μεθοδολογίας.

4.1 Αποτελέσματα Αναλύσεων Επαλήθευσης Μοντέλου

Στην ενότητα 4.1.1 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των αναλύσεων που ελήφθησαν από το πρόγραμμα Ansys Mechanical και στην ενότητα 4.2.2 τα αποτελέσματα από το πρόγραμμα nTopology για τη συμπαγή πλάκα οστεοσύνθεσης.

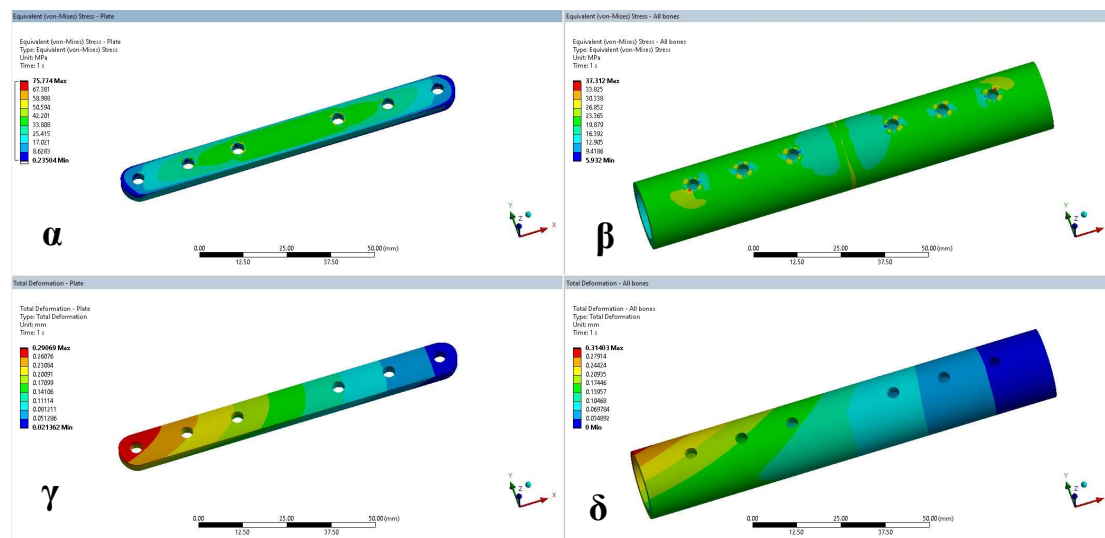
Για τις δύο αυτές αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιήθηκε ακριβώς το ίδιο σύστημα τρισδιάστατων μοντέλων κνήμης, πλάκας και βιδών οστεοσύνθεσης που σχεδιάστηκαν στο πρόγραμμα Rhinoceros 3D. Επίσης, χρησιμοποιήθηκαν οι ίδιες φορτίσεις, δηλαδή στο ένα άκρο του οστού συμπιεστική δύναμη $F= 700 \text{ N}$ και στρεπτική ροπή $\tau= 15 \text{ Nm}$ και το άλλο άκρο του πακτωμένο, όπως φαίνεται στην Εικόνα 13.

4.1.1 Αποτελέσματα Συμπαγούς Πλάκας στο Ansys Mechanical

Στην πλάκα οστεοσύνθεσης η μέγιστη τάση που υπολογίστηκε ήταν 75.77 MPa και βρέθηκε στο κάτω μέρος της περιφέρειας μίας εκ των δύο κεντρικών οπών. Η μέση τάση που εμφανίστηκε στο σύνολο της πλάκας ήταν 18.35 MPa . Η μέγιστη μετατόπιση που υπολογίστηκε ήταν 0.290 mm και παρατηρήθηκε στο άνω άκρο της από τη μεριά του σημείου εφαρμογής των φορτίσεων.

Όσο αφορά το μοντέλο της κνήμης, στα δύο υγιή τμήματά της η μέγιστη τάση που υπολογίστηκε ήταν 37.31 MPa και βρέθηκε στο άνω μέρος της περιφέρειας μίας εκ των δύο περιφερικών οπών τους. Η μέση τάση που ασκήθηκε στα υγιή τμήματα ήταν 18.45 MPa . Για το υπό πόρωση τμήμα της κνήμης, η μέγιστη τάση βρέθηκε ίση με 26.47 MPa στο ένα εκ των δύο κάτω τεταρτημορίων. Η μέγιστη μετατόπιση που

υπολογίστηκε για το σύνολο του οστού της κνήμης ήταν 0.314 mm και παρατηρήθηκε στο άκρο του οστού στο οποίο έλαβε χώρα η εφαρμογή των φορτίσεων.



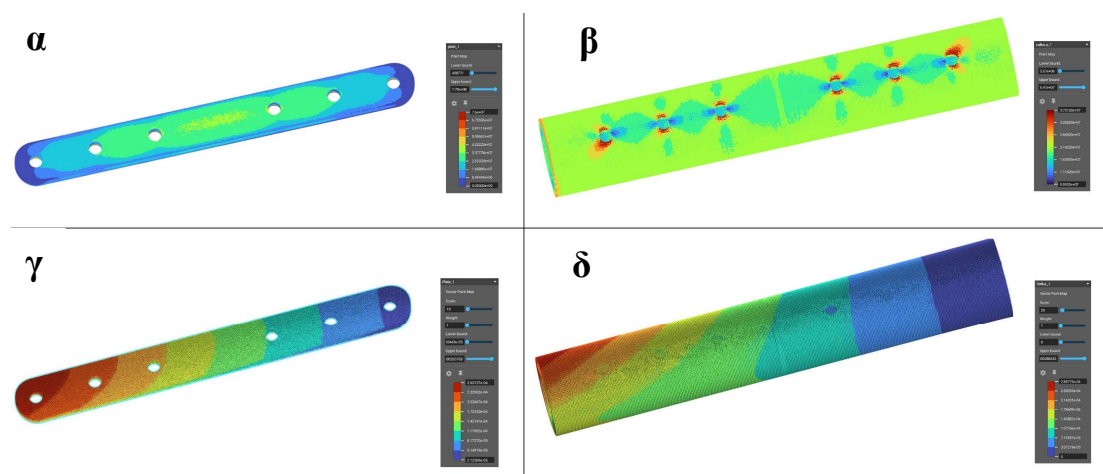
Εικόνα 15: Αποτελέσματα προσομοίωσης συμπαγούς πλάκας στο Ansys. Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων α) στην πλάκα και β) στο οστό. Η συνολική μετατόπιση γ) στην πλάκα και δ) στο οστό.

Πίνακας 5: Αποτελέσματα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων της συμπαγούς πλάκας οστεοσύνθεσης στο Ansys.

Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	ANSYS Mechanical
Μέγιστη τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	75.77
Μέση τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	18.35
Μέγιστη τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	37.31
Μέση τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	18.45
Μέγιστη τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	26.47
Μέση τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	17.59
Μέγιστη μετατόπιση πλάκας οστεοσύνθεσης (mm)	0.290
Μέγιστη μετατόπιση οστού (mm)	0.314

4.1.2 Αποτελέσματα Συμπαγούς Πλάκας στο nTopology

Τα αποτελέσματα που εξήχθησαν για τη μέγιστη τιμή των τάσεων της πλάκας οστεοσύνθεσης ήταν 170.28 MPa και για τη μέση τάση 14.20 MPa. Για τα υγιή τμήματα της κνήμης η μέγιστη τάση που σημειώθηκε ήταν 64.05 MPa και η μέση τάση τους 18.66 MPa, ενώ για το υπό πόρωση τμήμα του οστού η μέγιστη τάση ήταν 23.13 MPa και η μέση τάση 17.92 MPa. Η μέγιστη μετατόπιση της πλάκας και του συνόλου του οστού ήταν 0.263 mm και 0.286 mm αντίστοιχα.



Εικόνα 16: Αποτελέσματα προσομοίωσης συμπαγούς πλάκας στο nTopology. Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων α) στην πλάκα και β) στο οστό. Η συνολική μετατόπιση γ) στην πλάκα και δ) στο οστό.

Πίνακας 6: Αποτελέσματα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων της συμπαγούς πλάκας οστεοσύνθεσης στο nTopology.

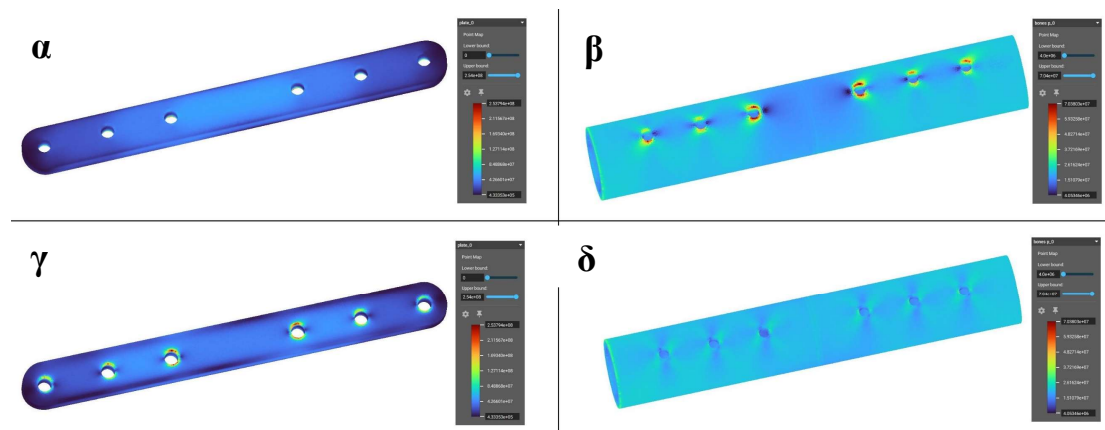
Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	nTopology
Μέγιστη τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	170.28
Μέση τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	14.20
Μέγιστη τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	64.05
Μέση τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	18.66
Μέγιστη τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	23.12
Μέση τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	17.92
Μέγιστη μετατόπιση πλάκας οστεοσύνθεσης (mm)	0.263
Μέγιστη μετατόπιση οστού (mm)	0.286

4.2 Δημιουργία Λειτουργικά Διαβαθμισμένης Δομής και Αποτελέσματα Αναλύσεων Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας Οστεοσύνθεσης

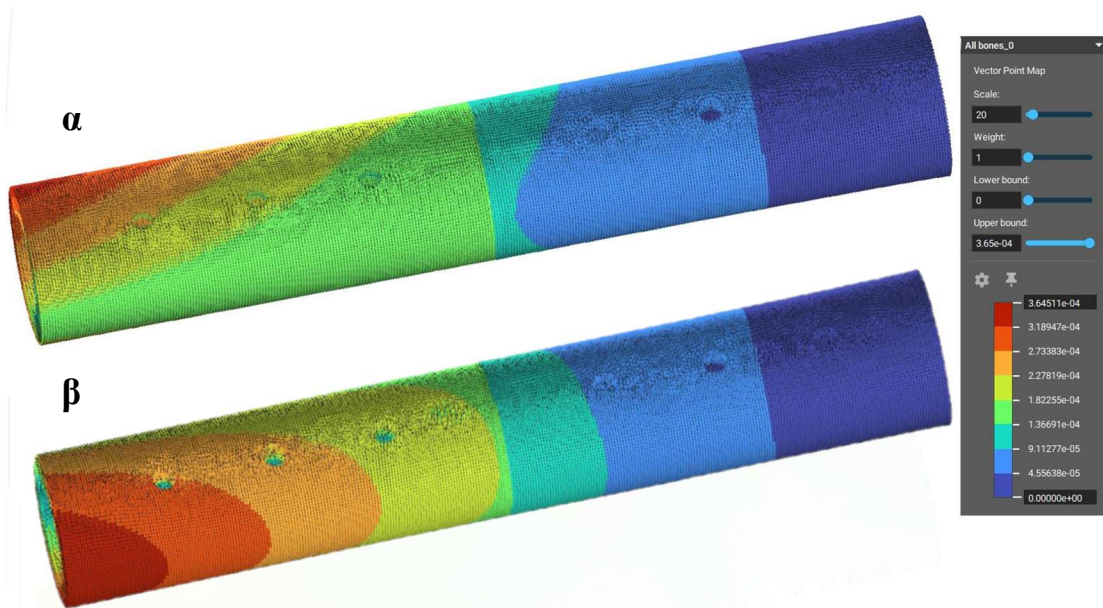
Οι προσομοιώσεις που ακολούθησαν για τη δημιουργία και τον έλεγχο της νέας πλάκας οστεοσύνθεσης πραγματοποιήθηκαν αποκλειστικά στο πρόγραμμα nTopology με μοναδική διαφορά σε σχέση με την τελευταία προσομοίωση πως το μέτρο ελαστικότητας του υπό πόρωση τμήματος τέθηκε $E_{callus} = 0.5 \text{ GPa}$ αντί της τιμής που χρησιμοποιήθηκε για την επαλήθευση του μοντέλου, η οποία ήταν 12.75 GPa . Τα υπόλοιπα στοιχεία παρέμειναν ως είχαν και προηγουμένως.

4.2.1 Αποτελέσματα Συμπαγούς Πλάκας με $E_{callus} = 0.5 \text{ GPa}$

Με το νέο μέτρο ελαστικότητας που ορίστηκε για το υπό πόρωση τμήμα της κνήμης ελήφθησαν τα νέα αποτελέσματα για τις τάσεις της συμπαγούς πλάκας οστεοσύνθεσης τα οποία στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκαν για το σχεδιασμό της νέας πλάκας.



Εικόνα 17: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της συμπαγούς πλάκας και $E_{callus} = 0.5 \text{ GPa}$ για την πλάκα στην α) πάνω και γ) κάτω πλευρά και για το οστό στην β) πάνω και δ) κάτω πλευρά.



Εικόνα 18: Η κατανομή των μετατοπίσεων στο οστό με χρήση της συμπαγούς πλάκας στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά του.

Η μέγιστη τάση που αναπτύχθηκε πάνω στη συμπαγή πλάκα ήταν 253.79 MPa και η μέση τάση 20.63 MPa. Για την κνήμη, η μέγιστη τάση ήταν 70.38 MPa και η μέση τάση 18.48 MPa, ενώ η μέγιστη μετατόπιση ήταν 0.364 mm. Στο υπό πόρωση τμήμα της η μέγιστη τάση που υπολογίστηκε ήταν 22.37 MPa και η μέση τάση στο σύνολό του 15.95 MPa, ενώ η μέγιστη μετατόπιση που παρατηρήθηκε στο σύνολο του οστού ήταν 0.181 mm.

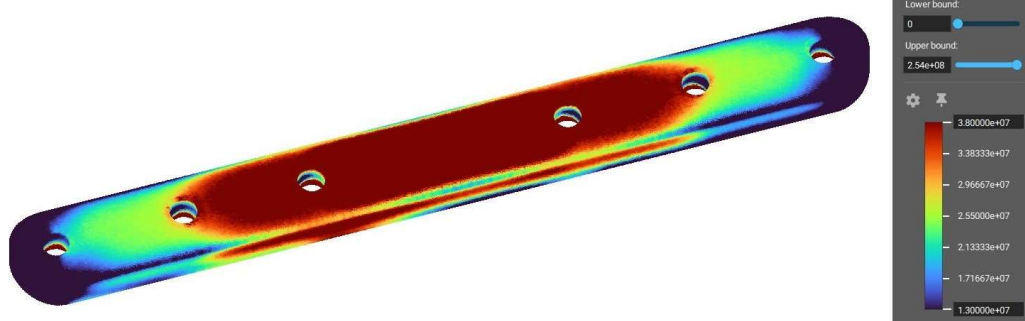
Πίνακας 7: Αποτελέσματα προσομοίωσης συμπαγούς πλάκας για $E_{callus} = 0.5$ GPa.

Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	Συμπαγής πλάκα και $E_{callus} = 0.5$ GPa
Μέγιστη τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	253.79
Μέση τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	20.63
Μέγιστη τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	70.38
Μέση τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	18.48
Μέγιστη τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	22.37
Μέση τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	15.95
Μέγιστη μετατόπιση οστού (mm)	0.364
Μέγιστη μετατόπιση στο τμήμα πόρωσης (mm)	0.181

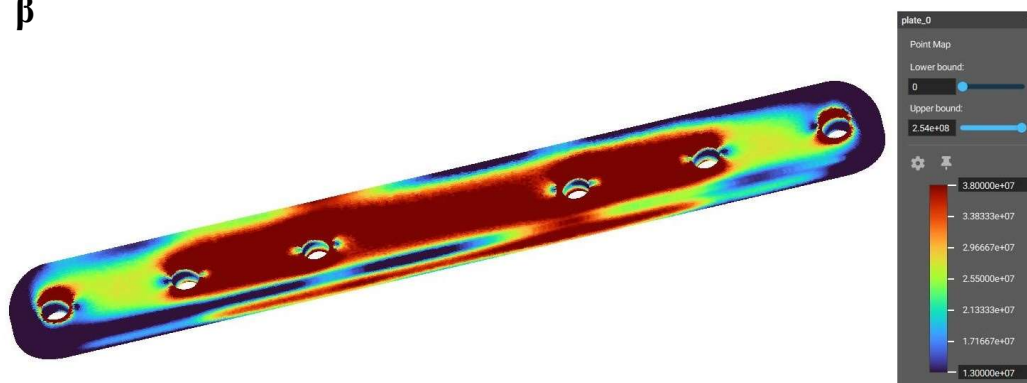
4.2.2 Σχεδιασμός νέας πλάκας – Δημιουργία Πορώδους 300-600μm

Για τη δημιουργία του διαβαθμισμένου πλέγματος της νέας πλάκας οστεοσύνθεσης τέθηκαν τα όρια 13-38 MPa. Στην Εικόνα 19 φαίνεται η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων για τις περιοχές εντός αυτών των ορίων. Οι περιοχές που απεικονίζονται με σκούρο μπλε χρώμα, δηλαδή αυτές στις οποίες η τάση ήταν μικρότερη ή ίση με 13 MPa, αντικαταστάθηκαν από πλεγματική δομή γυροειδούς με μέγεθος μοναδιαίας κυψελίδας 3.5 mm και πάχος τοιχωμάτων 0.39 mm. Οι περιοχές που απεικονίζονται με σκούρο κόκκινο χρώμα, δηλαδή αυτές στις οποίες η τάση ήταν μεγαλύτερη ή ίση με 38 MPa, αντικαταστάθηκαν από γυροειδές πλέγμα με μέγεθος μοναδιαίας κυψελίδας 3.5 mm και πάχος τοιχωμάτων 0.81 mm. Τα τοιχώματα του πλέγματος των ενδιάμεσων ζωνών σχεδιάστηκαν διαβαθμισμένα και αυτόματα από το πρόγραμμα ανάλογα με τις αντίστοιχες τάσεις της εκάστοτε ζώνης και μεταξύ πάντα των ορίων 0.39-0.81 mm. Οι περιφέρειες της πλάκας οστεοσύνθεσης και των οπών της παρέμειναν συμπαγείς με πάχη 0.5 και 1.25 mm αντίστοιχα.

α



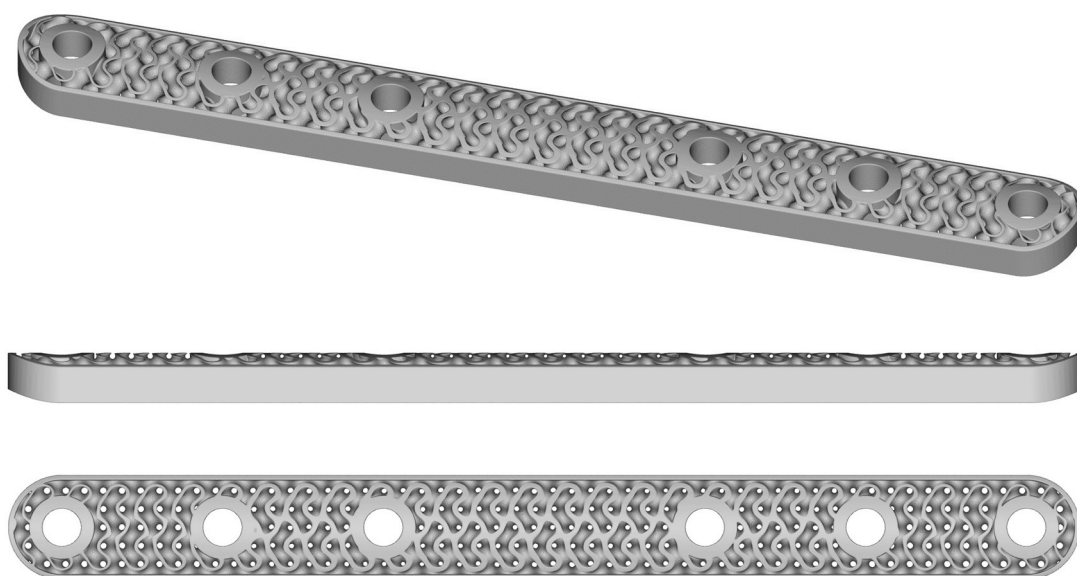
β



Εικόνα 19: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της συμπαγούς πλάκας και $E_{callus} = 0.5$ GPa για την πλάκα στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά. Με σκούρο μπλε απεικονίζονται τα

στοιχεία με τάση μικρότερη ή ίση με 13 MPa και με σκούρο κόκκινο τα στοιχεία με τάση μεγαλύτερη ή ίση με 38 MPa.

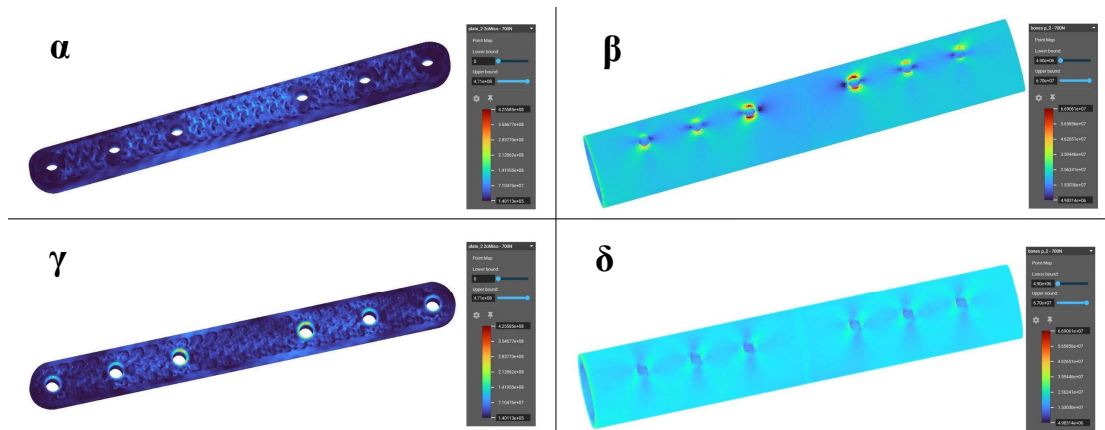
Το πορώδες που δημιουργήθηκε από το διαβαθμισμένο πλέγμα της παραπάνω διαδικασίας όρισε πόρους με διάμετρο 300-600 μm στους κάθετους άξονες. Οι πόροι με διάμετρο 300 μm δημιουργήθηκαν από τις πλεγματικές δομές με πάχος τοιχωμάτων 0.81 mm, ενώ αυτοί με διάμετρο 600 μm από τις δομές με πάχος τοιχωμάτων 0.39 μm .



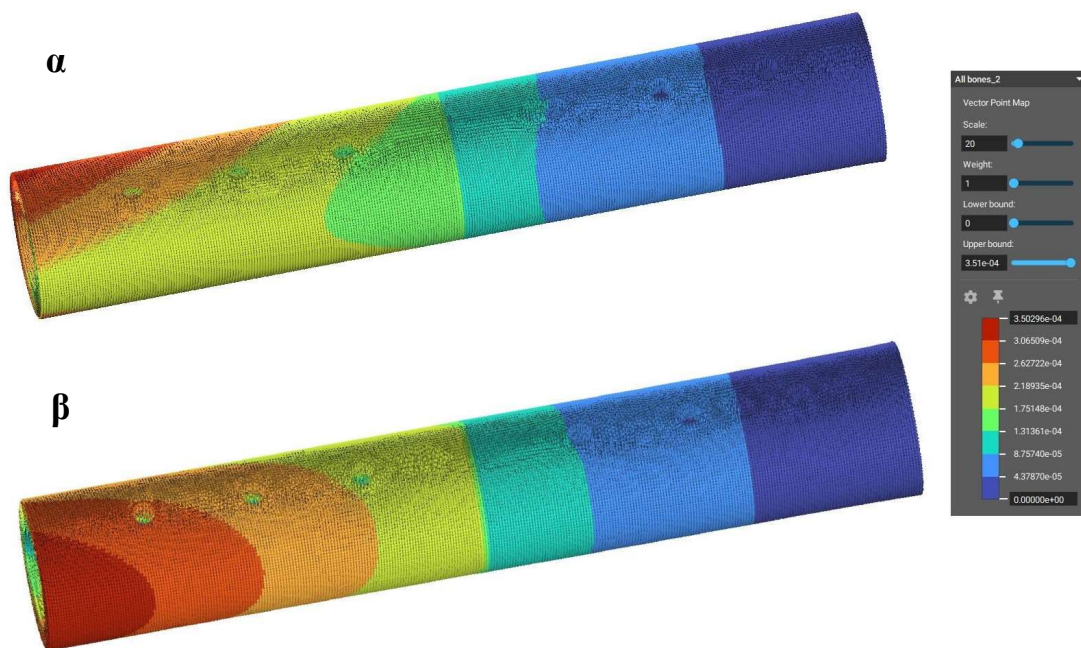
Εικόνα 20: Τρισδιάστατη απεικόνιση της νέας τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας οστεοσύνθεσης.

4.2.3 Αποτελέσματα Ανάλυσης Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας

Από την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων του μοντέλου με τη νέα πλάκα οστεοσύνθεσης με διαβαθμισμένη πλεγματική δομή και με φορτίσεις 700 N και 15 Nm εξήχθησαν τα αποτελέσματα για τις ισοδύναμες τάσεις και τις μετατοπίσεις. Για τη νέα πλάκα η μέγιστη τάση υπολογίστηκε 470 MPa και η μέση τάση 24.63 MPa. Για τα υγιή τμήματα του οστού η μέγιστη τάση υπολογίστηκε 66.90 MPa και η μέση 18.97 MPa, ενώ για το υπό πώρωση τμήμα του 23.36 MPa και 17.27 MPa αντίστοιχα. Όσον αφορά τις μέγιστες μετατοπίσεις των τμημάτων της κνήμης, στα υγιή τμήματά της υπολογίστηκε στα 0.350 mm, ενώ στο υπό πώρωση τμήμα της, 0.183 mm.



Εικόνα 21: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας για την πλάκα στην α) πάνω και γ) κάτω πλευρά και για το οστό στην β) πάνω και δ) κάτω πλευρά.



Εικόνα 22: Η κατανομή των μετατοπίσεων με χρήση της νέας πλάκας στο οστό στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά.

Πίνακας 8: Αποτελέσματα προσομοίωσης νέας πλάκας.

Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	Τοπολογικά Βελτιστοποιημένη Πλάκα
Μέγιστη τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	470.34
Μέση τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	24.63
Μέγιστη τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	66.90
Μέση τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	18.97
Μέγιστη τάση στο τμήμα πάρωσης (MPa)	23.36
Μέση τάση στο τμήμα πάρωσης (MPa)	17.27
Μέγιστη μετατόπιση οστού (mm)	0.350
Μέγιστη μετατόπιση στο τμήμα πάρωσης (mm)	0.183

4.2.4 Αποτελέσματα Μάζας, Όγκου και Πορώδους Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας

Μέσα από το πρόγραμμα nTopology η μάζα της συμπαγούς πλάκας υπολογίστηκε ίση με 14.154 g και ο όγκος της 3209.566 mm³. Για τη νέα πλάκα με διαβαθμισμένη πλεγματική δομή η μάζα υπολογίστηκε ίση με 6.510 g και ο όγκος 1476.1 mm³. Το εμβαδό της επιφάνειας της νέας πλάκας ήταν 6644.297 mm² και το εμβαδό επιφάνειας προς τον όγκο της 4.5012 mm⁻¹.

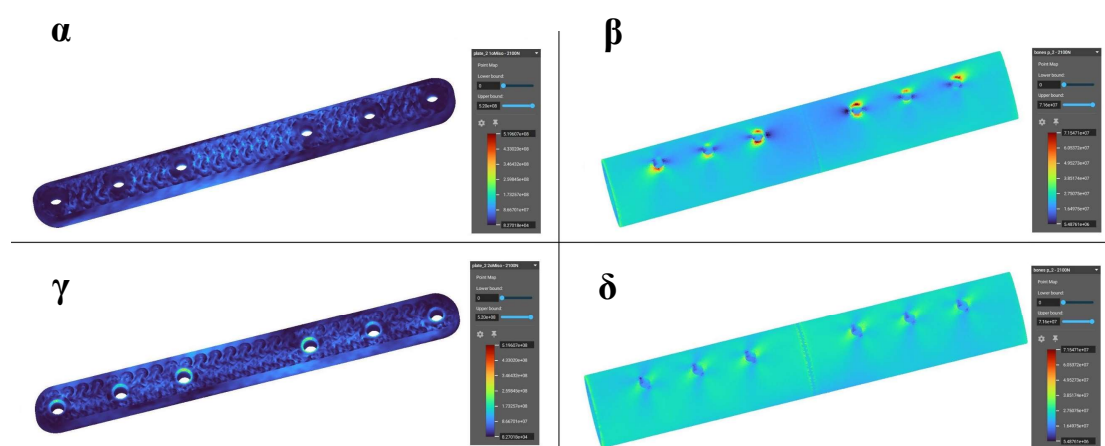
Έπειτα, υπολογίστηκε το πορώδες της νέας πλάκας από τον τύπο:

$$Porosity = \left(1 - \frac{V}{V_s}\right) \times 100\%$$

όπου V και V_s είναι οι όγκοι της πορώδους και της συμπαγούς πλάκας αντίστοιχα. Ο σχεδιασμός της νέας πλάκας οστεοσύνθεσης της προσέδωσε πορώδες 54.01%. Για τον υπολογισμό της μάζας και του όγκου της πλάκας θεωρήθηκε η πυκνότητα του κράματος τιτανίου ίση με 0.00441 g mm⁻³.

4.2.5 Αποτελέσματα Ανάλυσης Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας με Συμπιεστική Δύναμη 2100 N

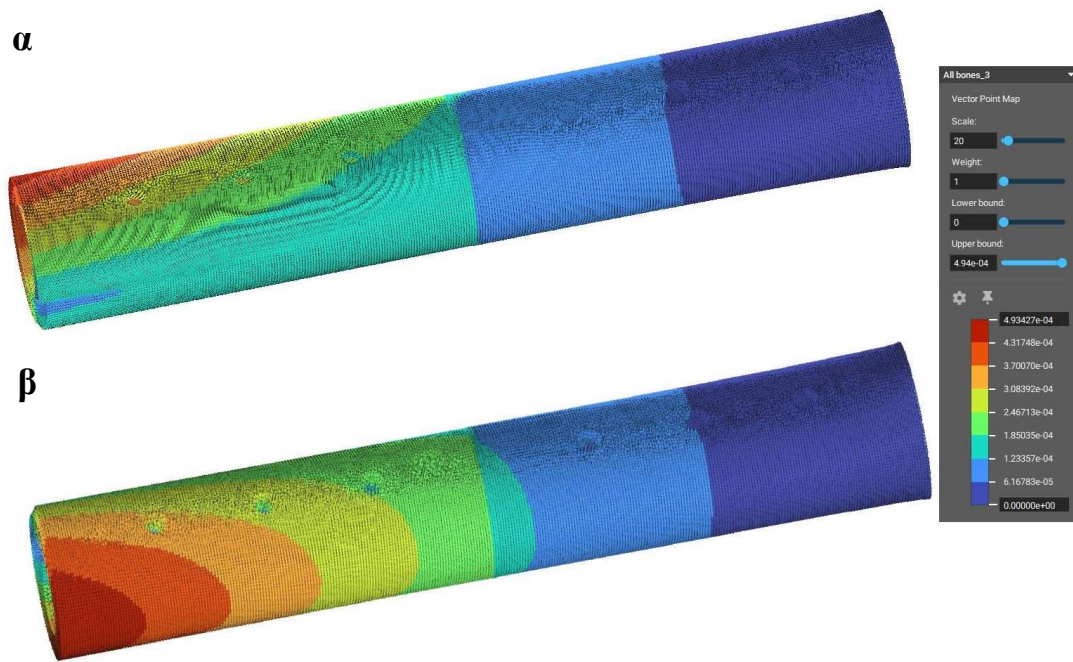
Κατά την προσομοίωση του μοντέλου με τη νέα πλάκα οστεοσύνθεσης και με φορτίσεις 2100 N και 15 Nm, η νέα πλάκα εμφάνισε μέγιστη τάση 519.60 MPa και μέση τάση 31.82 MPa. Για τα υγιή τμήματα του οστού η μέγιστη τάση υπολογίστηκε 71.55 MPa και η μέση τάση 22.08 MPa, ενώ για το υπό πόρωση τμήμα του 26.66 MPa και 18.81 MPa αντίστοιχα. Οι μέγιστες μετατοπίσεις των τμημάτων της κνήμης, στα υγιή τμήματά της υπολογίστηκε στα 0.493 mm, ενώ στο υπό πόρωση τμήμα της ήταν 0.206 mm.



Εικόνα 23: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας και $F=2100\text{ N}$ για την πλάκα στην α) πάνω και γ) κάτω πλευρά και για το οστό στην β) πάνω και δ) κάτω πλευρά.

Πίνακας 9: Αποτελέσματα προσομοίωσης νέας πλάκας με $F=2100\text{ N}$.

Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	Τοπολογικά Βελτιστοποιημένη Πλάκα 2100 N και 15 Nm
Μέγιστη τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	519.60
Μέση τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	31.82
Μέγιστη τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	71.55
Μέση τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	22.08
Μέγιστη τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	26.66
Μέση τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	18.81
Μέγιστη μετατόπιση οστού (mm)	0.493
Μέγιστη μετατόπιση στο τμήμα πόρωσης (mm)	0.206



Εικόνα 24: Η κατανομή των μετατοπίσεων με χρήση της νέας πλάκας και $F= 2100$ N στο οστό στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΣΥΖΗΤΗΣΗ

5.1 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Επαλήθευσης Μοντέλου

Οι πρώτες δύο προσομοιώσεις των οποίων τα αποτελέσματα παρατέθηκαν στις ενότητες 4.1.1 και 4.1.2 έγιναν για την επαλήθευση του μοντέλου μέσω της σύγκρισης των αποτελεσμάτων με αυτά των Jia et al. (2019). Στις προσομοιώσεις αυτές στην επιφάνεια ενός άκρου του οστού ασκήθηκε συμπιεστική δύναμη 700 N και στρεπτική ροπή 15 Nm. Και στα δύο μοντέλα προσομοίωσης παρατηρήθηκε παρόμοια κατανομή για τις ισοδύναμες τάσεις και τις μετατοπίσεις στο οστό και την πλάκα οστεοσύνθεσης για τα προγράμματα Ansys Mechanical και nTopology.

Όσο αφορά την προσομοίωση που πραγματοποιήθηκε στο Ansys, εκτός από το μοτίβο κατανομής, τα αριθμητικά αποτελέσματα ήταν επίσης παρεμφερή με αυτά της μελέτης των Jia et al. (2019). Η μέγιστη ποσοστιαία απόκλιση παρατηρήθηκε για την τιμή της μέγιστης ισοδύναμης τάσης στο υπό πάρωση τεμάχιο του οστού και ήταν 18.48%. Η δεύτερη μεγαλύτερη παρατηρήθηκε στη μέση τάση της πλάκας με μεταβολή 11.95%. Ο λόγος που δεν ήταν πανομοιότυπα τα αποτελέσματα είναι πως χρησιμοποιήθηκε μεν το ίδιο πρόγραμμα προσομοίωσης αλλά με λιγότερο λεπτομερή πλεγματοποίηση. Επίσης, το πρόγραμμα στο οποίο έγινε ο αρχικός σχεδιασμός του τρισδιάστατου μοντέλου επηρεάζει σε κάποιο βαθμό την τελική πλεγματοποίηση. Εφόσον η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων στο Ansys εξήγαγε αρκετά συγκρίσιμα αποτελέσματα, το μοντέλο μπορεί να θεωρηθεί πως επαληθεύτηκε ορθώς.

Σχετικά με τα αποτελέσματα της προσομοίωσης στο πρόγραμμα nTopology, το μοτίβο ισοδύναμων τάσεων και μετατοπίσεων φάνηκαν να επίσης συμπίπτουν γραφικά πάνω με πολύ μικρές διαφορές. Οι μέγιστες τιμές τους όμως έδειξαν μεγαλύτερες διαφορές. Πιο συγκεκριμένα, η μέγιστη τάση που παρατηρήθηκε στην πλάκα οστεοσύνθεσης ήταν 170.28 MPa και στο οστό της κνήμης 64.05 MPa συγκριτικά με τα 75.77 και 37.31 MPa αντίστοιχα του Ansys. Οι διαφορές αυτές οφείλονταν σε δύο παράγοντες. Ο πρώτος είναι η διαφορά στη πλεγματοποίηση που δημιουργήθηκε από τα δύο προγράμματα, όπως περιγράφηκαν στην ενότητα της Μεθοδολογίας. Ο δεύτερος είναι πως στο πρόγραμμα nTopology δεν ορίστηκε επίδραση δυνάμεων τριβής μεταξύ του

οστού και της πλάκας οστεοσύνθεσης, όπως έγινε στο Ansys. Αυτό έγινε λόγω αδυναμίας σε αυτή την έκδοση του προγράμματος εισαγωγής τέτοιων δυνάμεων χειροκίνητα με τις συγκεκριμένες μεταβλητές που διατέθηκαν. Οι μέσες τιμές των τάσεων και οι μέσες μετατοπίσεις είχαν τιμές πιο κοντινές στα αποτελέσματα του Ansys.

Το σύνολο των αποτελεσμάτων παρουσιάζεται συγκεντρωτικά στον Πίνακα 11. Εφόσον όλες οι επόμενες προσομοιώσεις πραγματοποιήθηκαν στο πρόγραμμα nTopology, οι συγκρίσεις έγιναν σε σχέση με τις τιμές που ελήφθησαν από το ίδιο πρόγραμμα.

Πίνακας 10: Αποτελέσματα προσομοιώσεων Ansys, Jia et al. (2019) και nTopology.

Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	Ansys	Jia et al.	nTopology
Μέγιστη τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	75.77	77.56	170.28
Μέση τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	18.35	16.39	14.20
Μέγιστη τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	37.31	40.89	64.05
Μέση τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	18.45	18.46	18.66
Μέγιστη τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	26.47	22.34	23.12
Μέση τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	17.59	17.68	17.92
Μέγιστη μετατόπιση πλάκας οστεοσύνθεσης (mm)	0.290	0.279	0.263
Μέγιστη μετατόπιση οστού (mm)	0.314	0.301	0.286

5.2 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Νέου Μοντέλου

Προτού επιλεγούν οι κατάλληλες μεταβλητές για το σχεδιασμό της νέας τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας οστεοσύνθεσης, η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων στο πρόγραμμα nTopology επαναλήφθηκε με το υπό πόρωση τμήμα της κνήμης να έχει μέτρο ελαστικότητας $E_{callus} = 0.5 \text{ GPa}$, αντί για 12.75 GPa που είχε κατά την προηγούμενη προσομοίωση.

Ο λόγος για την αλλαγή αυτή ήταν πως η τιμή των 12.75 GPa που χρησιμοποιήθηκε από τους Jia et al. (2019) ήταν πολύ υψηλή για τμήμα οστού κατά την πώρωσή του. Οπότε θεωρήθηκε σωστότερο σύμφωνα με τη βιβλιογραφία (Leong and Morgan, 2008; Miodowska and Bielski, 2019; Mora-Macías et al., 2019) να χρησιμοποιηθεί η τιμή των 0.5 GPa για το μέτρο ελαστικότητας του υπό πώρωση τεμαχίου για όλες τις παρακάτω προσομοιώσεις, η οποία είναι 25.5 φορές μικρότερη από την προηγούμενη.

Όπως διακρίνεται στον Πίνακα 12, οι τιμές της μέγιστης ισοδύναμης και της μέσης τάσεως στην πλάκα αυξήθηκαν μετά την προαναφερθείσα αλλαγή στο μέτρο ελαστικότητας. Αυτό είναι φυσιολογικό καθώς το σύνολο του οστού αποδυναμώθηκε, η πλάκα είχε να φέρει μεγαλύτερο ποσοστό της φόρτισης των δυνάμεων που ασκήθηκαν από το σώμα. Στο υπό πώρωση τμήμα πλέον αναπτύχθηκαν μικρότερες τάσεις. Οι μετατοπίσεις στα τμήματα του οστού αυξήθηκαν. Το μοτίβο κατανομών των ισοδύναμων τάσεων και των μετατοπίσεων πάνω στο σύνολο του μοντέλου παρέμειναν παρεμφερή μετά την αλλαγή παρά τις μεταβολές στις τιμές τους.

Πίνακας 11: Αποτελέσματα προσομοιώσεων συμπαγούς πλάκας με τις δύο διαφορετικές τιμές για το μέτρο ελαστικότητας του υπό πώρωση τμήματος.

Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	Συμπαγής πλάκα και $E_{callus}= 12.75$ GPa	Συμπαγής πλάκα και $E_{callus}= 0.5$ GPa
Μέγιστη τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	170.28	253.79
Μέση τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	14.20	20.63
Μέγιστη τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	64.05	70.38
Μέση τάση στα υγιή τμήματα της κνήμης (MPa)	18.66	18.48
Μέγιστη τάση στο τμήμα πώρωσης (MPa)	23.12	22.37
Μέση τάση στο τμήμα πώρωσης (MPa)	17.92	15.95
Μέγιστη μετατόπιση οστού (mm)	0.286	0.364
Μέγιστη μετατόπιση στο τμήμα πώρωσης (mm)	0.123	0.181

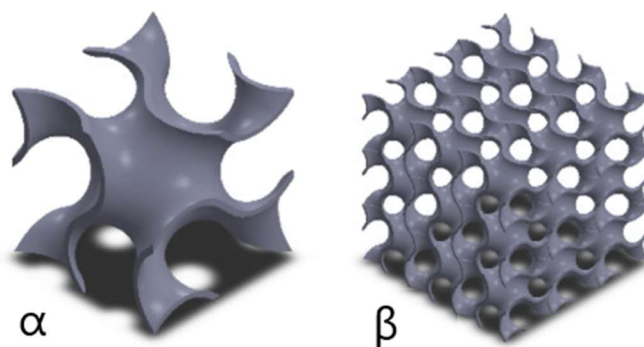
5.3 Επιλογή Μεταβλητών της Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας

5.3.1 Επιλογή Τύπου Πλέγματος

Το πρώτο στοιχείο που έπρεπε να επιλεγεί για τη δημιουργία του διαβαθμισμένου πλέγματος εντός της πλάκας οστεοσύνθεσης ήταν ο τύπος της πλεγματικής δομής του. Τα πλέγματα τύπου TPMS (Triply Periodic Minimal Surface) έχουν επιδείξει μία από τις βέλτιστες επιλογές πλεγμάτων στην Ιστομηχανική καθώς μπορούν να παράγουν λείες επιφάνειες με διασυνδεσιμότητα πόρων οι οποίες μπορούν να ικανοποιούν τις βιολογικές και μηχανικές απαιτήσεις σύνθετων οστικών ικριωμάτων (Ma et al., 2020). Επίσης, τέτοιες λείες δομές μπορούν να βελτιώσουν την αντοχή και το μέτρο ελαστικότητας μειώνοντας τη συγκέντρωση των τάσεων στους κόμβους των μοναδιαίων κυψελίδων τους, ενισχύοντας έτσι την αντοχή στην κόπωση του εμφυτεύματος για μακροχρόνιες εφαρμογές (Liu et al., 2018). Η τριπλά περιοδική ελαχίστης επιφάνειας πλεγματική δομή που επιλέχτηκε για την εργασία αυτή ήταν το γυροειδές που ανακαλύφτηκε από τον Αμερικάνο φυσικό Alan Schoen το 1970 με μαθηματική συνάρτηση:

$$F(x, y, z) = \cos(x)\sin(y) + \cos(y)\sin(z) + \cos(z)\sin(x) + a,$$

όπου x, y, z είναι οι καρτεσιανές συντεταγμένες και a είναι μεταβλητή μετατόπισης (Yuan et al., 2019). Η αρχιτεκτονική του γυροειδούς μοιάζει πολύ με την τοπολογία του ανθρώπινου δοκιδωτού οστού και επιτρέπει τη ροή υγρών όπως αίμα, θρεπτικά συστατικά και οξυγόνο μέσω των διασυνδεδεμένων πόρων του (Hameed et al., 2021).



Εικόνα 25: Η δομή του γυροειδούς. α) Μοναδιαία κυψελίδα γυροειδούς. β) Τρισδιάστατη πλεγματική δομή από γυροειδή.

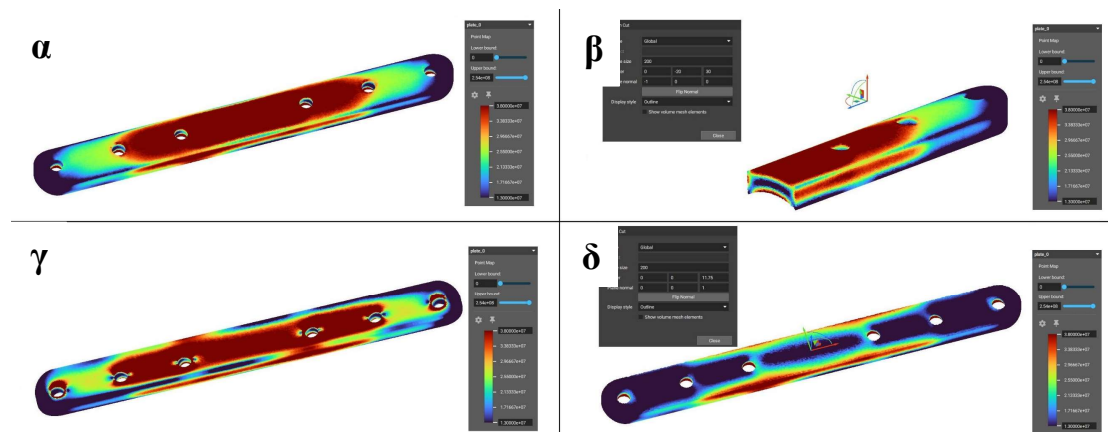
5.3.2 Επιλογή Διαβάθμισης Πλέγματος

Η διαβάθμιση του πλέγματος επιλέχτηκε να γίνει στο πάχος του τοιχώματος της εκάστοτε κυψελίδας και όχι στο μέγεθος της ίδιας της μοναδιαίας κυψελίδας. Το μέγεθος της κάθε μοναδιαίας κυψελίδας παρέμεινε σταθερό σε όλη τη δομή και ίσο με 3.5 mm στις τρεις διαστάσεις. Η διαβάθμιση των τοιχωμάτων έγινε βάσει των αποτελεσμάτων που εξήχθησαν στην τελευταία προσομοίωση που αναφέρθηκε στην ενότητα 5.2. Τα κάτω και άνω όρια του πάχους τοιχώματος ήταν 0.39 και 0.81 mm και αντιστοιχήθηκαν στα όρια των ισοδύναμων τάσεων των 13 και 38 MPa, αντίστοιχα. Δηλαδή, στα σημεία όπου η συμπαγής πλάκα οστεοσύνθεσης εμφάνισε στην προσομοίωση ισοδύναμη τάση ίση με 13 MPa ή μικρότερη, το πλέγμα το οποίο αντικατέστησε τα συμπαγή αυτά τμήματά της είχε πάχος τοιχώματος 0.39 mm. Αντίστοιχα, στα σημεία όπου η ισοδύναμη τάση ήταν 38 MPa ή μεγαλύτερη, το πάχος τοιχώματος ήταν 0.81 mm. Στα σημεία όπου η τάση ήταν μεταξύ των δύο αυτών τιμών, το πάχος κυμάνθηκε μεταξύ 0.39 και 0.81 mm ανάλογα με την αντίστοιχη ισοδύναμη τάση.

Οι τιμές των 13 και 38 MPa της ισοδύναμης τάσεως επιλέχθηκαν αρχικά ώστε η διαβάθμιση να είναι εμφανής οπτικά στη νέα πλάκα οστεοσύνθεσης. Όπως γίνεται αντιληπτό και από την Εικόνα 26, οι τάσεις ήταν μεταβαλλόμενες σε όλα τα επίπεδα πάνω στην επιφάνεια αλλά και εντός της πλάκας, και επομένως και το πάχος των τοιχωμάτων της διαβαθμισμένης πλεγματικής δομής. Συνεπώς η διαβάθμιση που δημιουργήθηκε ήταν μια σύνθετη διαδικασία που πραγματοποιήθηκε στο πρόγραμμα nTopology εφόσον ορίστηκαν τα όρια των τάσεων και του πάχους όπως περιγράφηκαν παραπάνω (Εικόνα 28).

Οι περιφέρειες της νέας πλάκας οστεοσύνθεσης και των οπών της παρέμειναν συμπαγείς με πάχη 0.5 και 1.25 mm αντίστοιχα. Ο σχεδιασμός αυτός πραγματοποιήθηκε με αυτόν τον τρόπο διότι περιμετρικά στην πλάκα δεν υπάρχει λόγος ύπαρξης της πλεγματικής δομής εφόσον δεν τίθεται θέμα οστεοενσωμάτωσης αλλά επίσης έτσι διασφαλίζεται πως η επιφάνεια θα είναι απόλυτα λεία χωρίς κενά στην περιφέρειά της για την αποφυγή πιθανού τραυματισμού των μαλακών ιστών. Είναι επίσης ένας τρόπος να διατηρηθεί η αντοχή της πλάκας σε υψηλότερο επίπεδο, ειδικά περιφερικά των οπών όπου εμφανίστηκαν και οι μεγαλύτερες ισοδύναμες τάσεις

στις προηγούμενες αναλύσεις. Οι οπές υποχρεωτικά θα έχουν συμπαγές τμήμα διότι τα σημεία όπου θα εισέρχονται τα σπειρώματα των βιδών θα πρέπει να είναι πολύ σταθερά για να επιτρέπουν απόλυτο βίδωμα σε αντίστοιχο πραγματικό περιβάλλον.



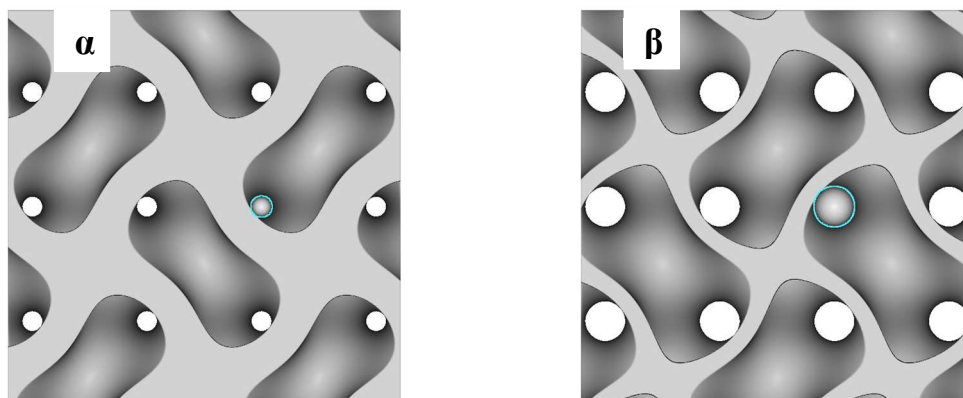
Εικόνα 26: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της συμπαγούς πλάκας και $E_{callus} = 0.5$ GPa για την πλάκα στην α) πάνω πλευρά, β) τομή στο επίπεδο y-z, γ) κάτω πλευρά και γ) τομή στο επίπεδο x-y στη μέση του πάχους της. Με σκούρο μπλε απεικονίζονται τα στοιχεία με τάση μικρότερη ή ίση με 13 MPa και με σκούρο κόκκινο τα στοιχεία με τάση μεγαλύτερη ή ίση με 38 MPa.

5.3.3 Επιλογή Διαμέτρου Πόρων

Καθώς επιλέχτηκε σταθερό μέγεθος μοναδιαίας κυψελίδας 3.5 mm, το μεταβλητό πάχος των τοιχωμάτων καθόρισε τις διαμέτρους των πόρων που δημιουργήθηκαν. Τα όρια που τέθηκαν προηγουμένως, 0.39-0.81 mm, μορφοποίησαν τις γυροειδείς πλεγματικές δομές ώστε να παράγουν πόρους με διαμέτρους 300-600 μm στα τρία κάθετα επίπεδα. Όταν τα τοιχώματα του γυροειδούς είχαν πάχος 0.81 mm, οι πόροι είχαν διάμετρο περίπου 300 μm, ενώ όταν το πάχος ήταν 0.39 mm, η διάμετρος των πόρων ήταν περίπου 600 μm (Εικόνα 27).

Η διάμετρος των 300-600 μm για τους πόρους ορίστηκε λόγω πληθώρας μελετών που έχουν πραγματοποιηθεί σε αυτή την κλίμακα (Hameed et al., 2021). Η διάμετρος των ανθρώπινων οστών είναι μεταξύ 300 και 700 μm. Σε διάφορες μελέτες αναφέρεται πως η βέλτιστη διάμετρος πόρων για μεταλλικά ικρίσματα στην Ιστομηχανική είναι 100-700 μm (Zaharin et al., 2018). Σε άλλες μελέτες τα 300-400 μm θεωρούνται να έχουν ανώτερη βιοσυμβατότητα και μηχανικές ιδιότητες σε σχέση με τα 400-700 μm (Li et

al., 2016), ενώ σε άλλες τα 600 μm επέδειξαν καλύτερη οστεοενσωμάτωση από αυτά με πόρους των 300 μm (Taniguchi et al., 2016). Σε αυτή την εργασία επιλέχτηκε το εύρος των 300-600 μm το οποίο είναι ένα σύνηθες εύρος τιμών που εξετάζεται σε άλλες μελέτες για τη δημιουργία πλεγματοικών δομών με γυροειδή και είναι εντός των ορίων των πόρων των ανθρώπινων οστών.



Εικόνα 27: Γυροειδείς πλεγματοικές δομές με πάχος τοιχώματος α) 0.81 mm και β) 0.39 mm.

Κοινά σημεία των μελετών αναφέρουν πως οι πολύ μικροί πόροι, μικρότεροι των 100 μm , εμποδίζουν την εσωτερική ανάπτυξη των οστών λόγω δημιουργίας υποξικού περιβάλλοντος, ενώ οι μεγάλοι πόροι, άνω των 700 μm , μειώνουν την επιφάνεια για την προσκόλληση των οστεοκυττάρων αλλά και την αντοχή του εμφυτεύματος σε πολύ μεγάλο βαθμό. Η τοπολογία των πόρων επηρεάζει τόσο τη μετακίνηση ουσιών (αίμα, θρεπτικά συστατικά και οξυγόνο) και κυττάρων όσο και τη βιολογική απόκριση των κυττάρων (προσκόλληση, πολλαπλασιασμός, διαφοροποίηση και σηματοδότηση μεταξύ κυττάρων) η οποία υπαγορεύει το σχηματισμό νέου ιστού (Hameed et al., 2021). Συμπερασματικά, είναι αναγκαίο να δημιουργηθεί πορώδες μεγαλύτερο του 50% και μέγεθος πόρων εντός του βέλτιστου εύρους για τη διατήρηση της καλής κυτταρικής μετανάστευσης, την αξιόπιστη μεταφορά ουσιών και την ασφαλή αγγείωση εκτός από την ύπαρξη επαρκούς επιφάνειας για την προσκόλληση των κυττάρων, καθώς και τη διατήρηση της μηχανικής σταθερότητας (Wang et al., 2013; Zaharin et al., 2018).

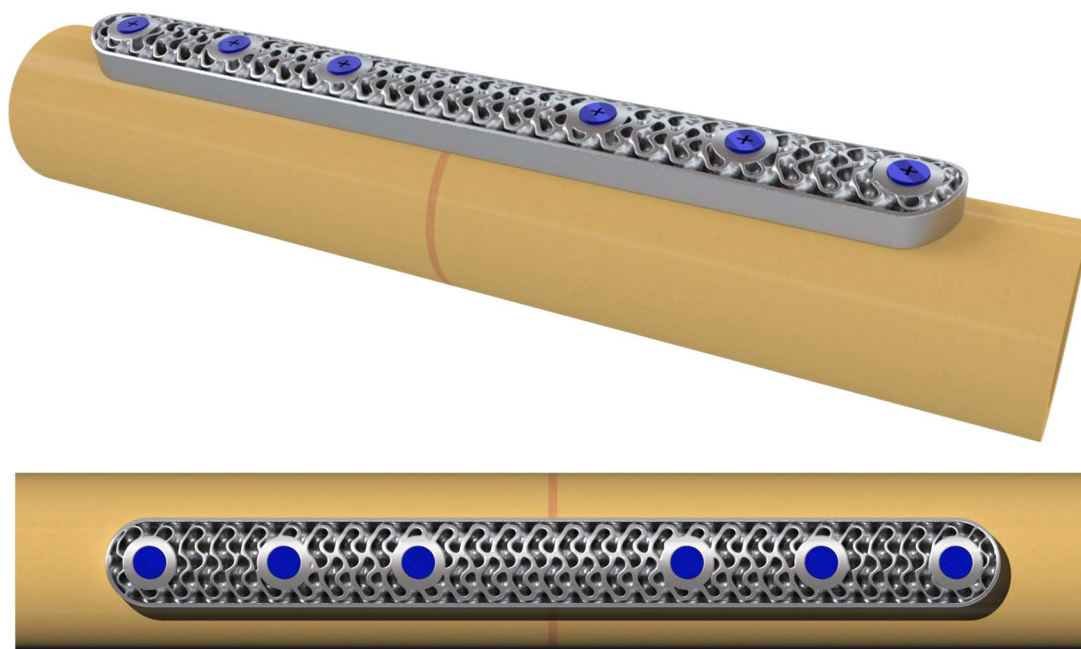
Η επιλογή των 3.5 mm μεγέθους μοναδιαίας κυψελίδας στην εργασία αυτή δεν επέτρεψε μόνο τη δημιουργία των πόρων στο επιθυμητό εύρος των 300-600 μm αλλά κι επίσης την ικανοποίηση της συνθήκης του 50% πορώδους. Δοκιμές που έγιναν με μικρότερα μεγέθη έδειξαν πως δεν μπορούσαν να σχηματιστούν πόροι αυτών των διαμέτρων και με μεγαλύτερα μεγέθη δε μπορούσε να δημιουργηθεί πορώδες άνω του 50%.



Εικόνα 28: Τομές στο επίπεδο x-y της νέας πλάκας α) 0.5 mm, β) 1.75 mm και γ) 2.5 mm του πάχους της. Με σκούρο μπλε απεικονίζονται τα στοιχεία με απόσταση μικρότερη ή ίση των 300 μm και με σκούρο κόκκινο τα στοιχεία με απόσταση μεγαλύτερη ή ίση των 600 μm.



Εικόνα 29: Τρισδιάστατη φωτορεαλιστική απεικόνιση της νέας πλάκας οστεοσύνθεσης με γυροειδή πλεγματική δομή.



Εικόνα 30: Τρισδιάστατη φωτορεαλιστική απεικόνιση του νέου συνολικού μοντέλου προσομοίωσης.

5.4 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Τοπολογικά Βελτιστοποιημένης Πλάκας Οστεοσύνθεσης

5.4.1 Ανάλυση με Αξονική Δύναμη 700 N και Στρεπτική Ροπή 15 Nm

Μετά το σχεδιασμό της νέας πλάκας οστεοσύνθεσης με διαβαθμισμένη πλεγματική δομή ακολούθησε προσομοίωση με κοινά χαρακτηριστικά με αυτήν που πραγματοποιήθηκε για τη συμπαγή πλάκα. Η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων για τη νέα πλάκα με φορτίσεις 700 N και 15 Nm έδειξε πως η μέγιστη ισοδύναμη τάση πάνω στη νέα πλάκα αυξήθηκε κατά 85% σε σχέση με τη συμπαγή. Η νέα αυτή μέγιστη τάση υπολογίστηκε 470.34 MPa, τιμή αρκετά μικρότερη των 980MPa, η οποία είναι η τιμή της τάσεως διαρροής του συμπαγούς κράματος τιτανίου που ορίστηκε στις προσομοιώσεις αυτές. Ο μέσος όρος της τάσης στην πλάκα αυξήθηκε κατά 19.4%.

Παρά την αύξηση της μέγιστης τάσης στην πλάκα, στα υγιή τμήματα του οστού παρατηρήθηκε μείωση της μέγιστης τάσης κατά 4.9%, ενώ ταυτόχρονα η μέση τάση σε

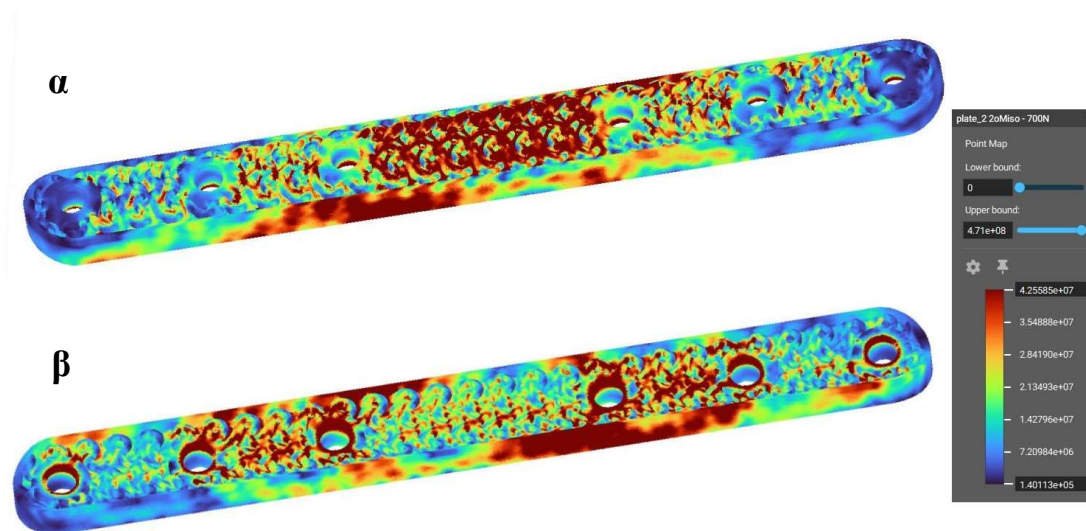
αυτά αυξήθηκε κατά 2.7%. Στο υπό πόρωση τμήμα της κνήμης, τόσο η ισοδύναμη μέγιστη τάση όσο και η μέση τάση αυξήθηκαν κατά 4.4% και 8.3% αντίστοιχα, γεγονός που καθιστά το σχεδιασμό της νέας πλάκας ευνοϊκό ως προς το αρχικό πρόβλημα προς επίλυση, δηλαδή του φαινομένου «θωράκισης των τάσεων». Σύμφωνα με τους Jia et al. (2019), η χρήση των τιμών μέσης τάσης αποτελεί πιο αξιόπιστη μέθοδο σύγκρισης συγκριτικά με τη χρήση των μεγίστων τάσεων. Οπότε και στα υγιά αλλά και στο υπό πόρωση τμήμα της κνήμης, η αύξηση της μέσης τάσης μπορεί να θεωρηθεί ως θετικό αποτέλεσμα. Στο σύνολο της κνήμης, οι τιμές των τάσεων παρέμειναν πολύ μικρότερες σε σχέση με την τάση διαρροής του οστού που ορίστηκε ως 280 MPa.

Πίνακας 12: Σύγκριση αποτελεσμάτων προσομοιώσεων συμπαγούς και νέας πλάκας.

Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	Συμπαγής Πλάκα	Τοπολογικά Βελτιστοποιημένη Πλάκα	Ποσοστιαία Μεταβολή
Μέγιστη τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	253.79	470.34	85.3%
Μέση τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	20.63	24.63	19.4%
Μέγιστη τάση στα υγιά τμήματα της κνήμης (MPa)	70.38	66.90	-4.9%
Μέση τάση στα υγιά τμήματα της κνήμης (MPa)	18.48	18.97	2.7%
Μέγιστη τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	22.37	23.36	4.4%
Μέση τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	15.95	17.27	8.3%
Μέγιστη μετατόπιση οστού (mm)	0.364	0.350	-3.8%
Μέγιστη μετατόπιση στο τμήμα πόρωσης (mm)	0.181	0.183	1.1%

Οι κατανομές των τάσεων πάνω στα μοντέλα προσομοίωσης επέδειξαν πανομοιότυπο μοτίβο γραφικώς για τη νέα πλάκα και τα τμήματα του οστού σε σχέση με τη συμπαγή. Τόσο στην πλάκα οστεοσύνθεσης όσο και στο οστό, τα σημεία όπου ασκήθηκαν οι μεγαλύτερες και οι μικρότερες τάσεις κατά την φόρτιση παρέμειναν κοινά. Και στις δύο περιπτώσεις οι μεγαλύτερες τάσεις παρουσιάστηκαν γύρω από τις οπές κοντά στην επαφή της πλάκας με το οστό όπου η νέα πλάκα οστεοσύνθεσης παρέμεινε συμπαγής κατά το νέο σχεδιασμό της. Η μέγιστη τάση που αναπτύχθηκε σε σημείο της πλεγματικής δομής υπολογίστηκε 235 MPa, δηλαδή μικρότερη του μισού της μέγιστης τάσης που μετρήθηκε στο σύνολό της. Στο κεντρικό άνω τμήμα της πλάκας

σημειώνονται οι επόμενες μεγαλύτερες τάσεις, όπως ακριβώς παρατηρήθηκε και στη συμπαγή.



Εικόνα 31: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά της. Στην εικόνα, το άνω όριο (σκούρο κόκκινο) έχει μειωθεί κατά 10 φορές για καλύτερη οπτικοποίηση της κατανομής.

Όσον αφορά τις μέγιστες μετατοπίσεις του οστού, στα υγιή τμήματα υπολογίστηκε μείωση κατά 3.8%, φτάνοντας τα 0.350 mm με τη χρήση της νέας πλάκας, σε σχέση με τα 0.364 mm με τη χρήση της συμπαγούς πλάκας, ενώ στο υπό πόρωση τμήμα του υπήρξε πολύ μικρή αύξηση 1.1% φτάνοντας τα 0.183 mm έναντι των 0.181 mm. Η κατανομή των μετατοπίσεων στα σημεία όπου παρατηρούνται αυτές, παρέμειναν όμοια ανεξαρτήτου πλάκας οστεοσύνθεσης.

Με τη νέα πλεγματική δομή, μέσω του προγράμματος nTopology υπολογίστηκε η νέα μάζα, ο όγκος, το εμβαδό επιφανείας προς τον όγκο και το πορώδες της πλάκας. Υπολογίστηκε πως η νέα πλάκα πλέον είχε μάζα ίση με 6.51 g σε σχέση με τη συμπαγή που είχε 14.154 g και το πορώδες της ανήλθε στα 54.01%, γεγονός που το θέτει εντός του επιθυμητού ορίου, δηλαδή μεγαλύτερο από 50%, όπως αναφέρθηκε στην ενότητα 5.3.3. Το εμβαδό της επιφάνειας της νέας πλάκας υπερδιπλασιάστηκε και από 2900.882 mm² της συμπαγούς ανήλθε στα 6644.297 mm². Συμπερασματικά, το εμβαδό

επιφάνειας ανά όγκο υπερτετραπλασιάστηκε φτάνοντας τα 4.5012 mm^{-1} σε σχέση με τη συμπαγή πλάκα.

Πίνακας 13: Διαστασιακές ιδιότητες συμπαγούς και νέας πλάκας.

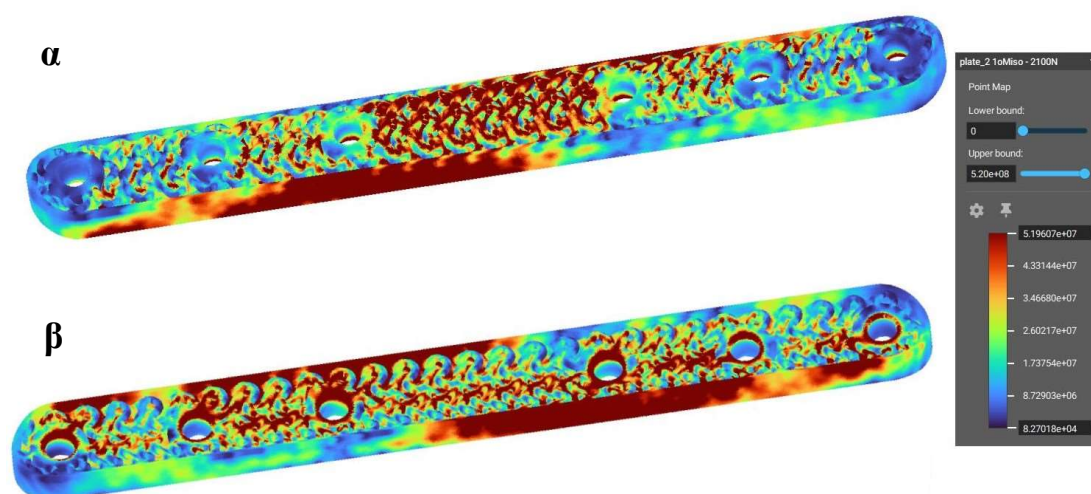
Πλάκα Οστεοσύνθεσης	Μάζα (g)	Όγκος (mm^3)	Εμβαδό Επιφάνειας προς Όγκο (mm^{-1})	Πορώδες (%)
Συμπαγής Πλάκα	14.154	3209.566	0.9038	0
Τοπολογικά Βελτιστοποιημένη Πλάκα	6.510	1476.100	4.5012	54.01

Η παραπάνω ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων έδειξε πως η χρήση της πλάκας οστεοσύνθεσης με διαβαθμισμένη πλεγματική δομή πλεονεκτεί σε σχέση με τη χρήση της συμπαγούς καθώς μειώνει τη μέγιστη ισοδύναμη τάση στο οστό, αποφεύγοντας έτσι τυχόν βλάβες που μπορεί να προκληθούν από υπερβολική άσκηση πίεσης, και ταυτόχρονα αυξάνει τη μέση τάση στο υγιές και ακόμα περισσότερο στο υπό πώρωση τμήμα του οστού, γεγονός που μπορεί να επιδράσει ευνοϊκά στη μείωση του φαινομένου «θωράκισης των τάσεων». Το βέλτιστο πορώδες μαζί με το μικρότερο βάρος και την αυξημένη επιφάνεια της νέας τοπολογίας της πλάκας, μπορούν να φανούν ικανά να δημιουργήσουν το κατάλληλο περιβάλλον για την ταχύτερη και αποτελεσματικότερη οστεοενσωμάτωση και βιωσιμότητα στο σημείο του κατάγματος αλλά και το υπόλοιπο οστό. Η μειωμένη επιφάνεια επαφής της πλάκας με το οστό που δημιουργείται λόγω της νέας τοπολογίας, επίσης, μπορεί να επιδράσει θετικά σε πιθανά σενάρια υποξίας ή υπερβάλλουσας πίεσης της συμπαγούς πλάκας οστεοσύνθεσης πάνω στην επιφάνεια του οστού κατά την οστεοσύνθεση.

5.4.2 Ανάλυση με Αξονική Δύναμη 2100 N και Στρεπτική Ροπή 15 Nm

Κατά την τελευταία προσομοίωση που πραγματοποιήθηκε με τη νέα πλάκα οστεοσύνθεσης ορίστηκε νέα αξονική φόρτιση με τριπλάσια τιμή, δηλαδή δύναμη ίση με 2100 N ενώ η στρεπτική ροπή παρέμεινε 15 Nm. Όπως ήταν αναμενόμενο, όλες οι υπολογιζόμενες τιμές αυξήθηκαν μετά από αυτή την αλλαγή.

Πιο συγκεκριμένα, η μέγιστη ισοδύναμη τάση που παρατηρήθηκε πάνω στην πλάκα ανήλθε στα 519.60 MPa, τιμή μικρότερη των 980 MPa που ορίστηκε η τάση διαρροής του συμπαγούς υλικού της πλάκας και μικρότερη επίσης από την τάση διαρροής υπό συντελεστή ασφαλείας ίσο με $SF= 1.5$ (563.33 MPa). Η μέση τάση της πλάκας αυξήθηκε κατά 29.2% καθώς ανήλθε στα 31.82 MPa σε σχέση με τα 24.63 MPa υπό την προηγούμενη φόρτιση. Όπως παρατηρήθηκε και στην προηγούμενη προσομοίωση, οι μέγιστες τάσεις πάνω στην πλάκα οστεοσύνθεσης αναπτύχθηκαν γύρω από τις οπές όπου η πλάκα παρέμεινε συμπαγής. Εκτός των συμπαγών τμημάτων της πλάκας, η μέγιστη τάση που υπολογίστηκε πάνω σε σημείο της πλεγματικής δομής κατά την προσομοίωση αυτή ήταν 242 MPa.



Εικόνα 32: Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων με χρήση της τοπολογικά βελτιστοποιημένης πλάκας και $F= 2100$ N στην α) πάνω και β) κάτω πλευρά της. Στην εικόνα, το άνω όριο (σκούρο κόκκινο) έχει μειωθεί κατά 10 φορές για καλύτερη οπτικοποίηση της κατανομής.

Η μέγιστη ισοδύναμη τάση πάνω στα υγιή τμήματα του οστού είχε μικρή αύξηση της τάξης των 5 MPa, ξεπερνώντας κατά 1 MPa τη μέγιστη τάση που είχε παρατηρηθεί με τη χρήση της συμπαγούς πλάκας. Η νέα αυτή τιμή των 71.55 MPa είναι αρκετά μικρότερη των 280 MPa που ορίστηκε η τάση διαρροής του οστού. Η μέση τάση τους έλαβε αύξηση 16.4% σε σύγκριση με την προηγούμενη προσομοίωση των 700 N και η τιμή της υπολογίστηκε ίση με 22.08 MPa. Αντίστοιχα, αυξήσεις παρατηρήθηκαν και για το υπό πώρωση τμήμα του οστού στο οποίο η μέση τάση έλαβε αύξηση 8.9% και

η μέγιστη 14.1%. Τα μοτίβα κατανομών των τάσεων και των μετατοπίσεων παρέμειναν σε μεγάλο βαθμό παρόμοια.

Όπως συμπεραίνεται από την ανάλυση αυτή, με τριπλάσια αξονική φόρτιση, η νέα πλάκα οστεοσύνθεσης δείχνει ικανή να διατηρεί τις αναπτυσσόμενες τάσεις στο οστό σε χαμηλό επίπεδο ώστε να μην κινδυνεύει να αποτύχει ως υλικό, ενώ ταυτόχρονα αυξάνει ακόμα παραπάνω τις μέσες τάσεις στα υγιά και το υπό πόρωση τμήμα του εντός των επιτρεπτών ορίων.

Πίνακας 14: Συνολικά αποτελέσματα προσομοιώσεων συμπαγούς και νέας πλάκας.

Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	Συμπαγής Πλάκα	Τοπολογικά Βελτιστοποιημένη Πλάκα (700N)	Τοπολογικά Βελτιστοποιημένη Πλάκα (2100N)
Μέγιστη τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	253.79	470.34	519.60
Μέση τάση στην πλάκα οστεοσύνθεσης (MPa)	20.63	24.63	31.82
Μέγιστη τάση στα υγιά τμήματα της κνήμης (MPa)	70.38	66.90	71.55
Μέση τάση στα υγιά τμήματα της κνήμης (MPa)	18.48	18.97	22.08
Μέγιστη τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	22.37	23.36	26.66
Μέση τάση στο τμήμα πόρωσης (MPa)	15.95	17.27	18.81
Μέγιστη μετατόπιση οστού (mm)	0.364	0.350	0.493
Μέγιστη μετατόπιση στο τμήμα πόρωσης (mm)	0.181	0.183	0.206

5.5 Περιορισμοί & Μελλοντική Έρευνα

Για την απλούστευση των υπολογισμών αυτής της εργασίας, χρησιμοποιήθηκαν συγκεκριμένες τιμές και ιδιότητες για τα υλικά που προσομοιώθηκαν. Το οστό της κνήμης θεωρήθηκε ως ισότροπος γραμμικώς ελαστικός κύλινδρος, ενώ στην πραγματικότητα η διάμετρός του δεν είναι ίδια σε όλο του το μήκος και οι ιδιότητες του σπογγώδους του τείνουν περισσότερο προς αυτές μιας ανισότροπης πλεγματικής δομής παρά σε εκείνες ενός ισότροπου γραμμικώς ελαστικού υλικού. Το ίδιο ισχύει και το υπό πώρωση τμήμα του οστού, για το οποίο οι διαστάσεις και οι μηχανικές ιδιότητες δεν είναι σταθερές και μπορούν να υπάρχουν πολύ μεγάλες διακυμάνσεις ανά περιστατικό.

Επίσης, οι φορτίσεις που χρησιμοποιήθηκαν για τις προσομοιώσεις δεν αντιστοιχούν απόλυτα στις πραγματικές συνθήκες φόρτισης του οστού της κνήμης. Δυνάμεις συμπίεσης μεταξύ βιδών, πλάκας και οστού, καθώς και δυνάμεις τριβής μεταξύ πλάκας και οστού δε συμπεριλήφθηκαν στις αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων.

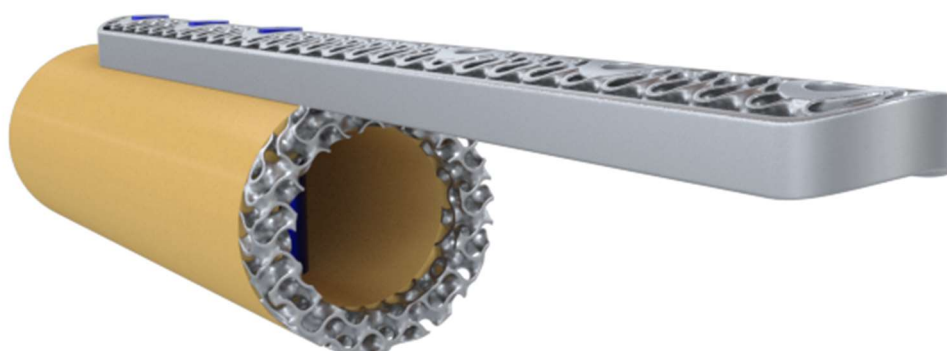
Όσο αφορά το σχεδιασμό της νέας πλάκας οστεοσύνθεσης με λειτουργικά διαβαθμισμένη πλεγματική δομή, χρησιμοποιήθηκαν συγκεκριμένες τιμές για τα πάχη της περιφέρειας της πλάκας, των περιφερειών των οπών, του εύρους των τάσεων για τη διαβάθμιση των τοιχωμάτων του γυροειδούς και τα πάχη των τοιχωμάτων αυτών. Η αλλαγή οποιουδήποτε από αυτά τα δεδομένα θα μπορούσε να τροποποιήσει τις μέγιστες αναπτυσσόμενες τάσεις και πιθανόν τη συμπεριφορά της νέας πλάκας. Κατά την πραγματοποίηση των προσομοιώσεων της εργασίας, έγινε σαφές πως οι μέγιστες ισοδύναμες τάσεις εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τα σημεία της ένωσης της πλεγματικής δομής με τα συμπαγή τμήματα. Συμπερασματικά, αλλαγές σε ένα ή παραπάνω δεδομένα από αυτά θα μπορούσαν να έχουν σημαντική επίδραση στο τελικό αποτέλεσμα της απόδοσης της πλάκας οστεοσύνθεσης.

Ακόμα, είναι γνωστό πως οι μηχανικές ιδιότητες ενός αντικειμένου με πλεγματική δομή δεν είναι ίδιες με αυτές του αντίστοιχου συμπαγούς. Η αντοχή του μειώνεται καθώς αυξάνεται το ποσοστό του πορώδους του. Αυτή η μείωση εξαρτάται επίσης από το είδος της πλεγματικής δομής, το πάχος των τοιχωμάτων της και το μέγεθος των πόρων. Σημαντικό ρόλο στην αντοχή έχει παρατηρηθεί πως παίζει και η κατεύθυνση της τρισδιάστατης εκτύπωσης, καθώς και η τεχνολογία που χρησιμοποιείται. Για μια

διαβαθμισμένη δομή μαζί με συμπαγή τμήματα σαν αυτής της εργασίας, είναι πολύ δύσκολο να υπολογίσουμε την ακριβή αντοχή και τις μηχανικές ιδιότητες του υλικού όπως το μέτρο ελαστικότητάς του και το όριο διαρροής του. Έτσι σε αυτή την εργασία τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με το όριο διαρροής του αντίστοιχου συμπαγούς υλικού.

Πέρα από την επαλήθευση του μοντέλου μέσω ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων, θα ήταν χρήσιμο να γίνει και επικύρωση του συνολικού μοντέλου με εργαστηριακά πειράματα. Ακόμη και αν εργαστηριακά πειράματα έδειχναν πως μια τέτοια τοπολογία δεν είναι ικανή να συγκρατήσει τα ασκούμενα φορτία της κνήμης στην πράξη, πιθανότατα θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για την οστεοσύνθεση άλλων οστών τα οποία δε φέρουν τόσο μεγάλα φορτία όπως για παράδειγμα οι φάλαγγες. Παρόμοιες πλεγματικές δομές θα μπορούσαν επίσης να ελεγχθούν για οστεοτομίες με χρήση εμφυτεύματος τύπου σφήνας ή με κοινό υλικό για σφήνα ενσωματωμένη σε πλάκα οστεοσύνθεσης (Εικόνα 33).

Οι διαβαθμισμένες πλεγματικές δομές είναι πολλά υποσχόμενες σε αμέτρητους κλάδους, ιδιαίτερα καθώς η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης εξελίσσεται ταχύτατα. Όπως και στα ανθρώπινα οστά, η φύση αποδεικνύει πως αυτές είναι οι αποδοτικότερες δομές, αλλά όσο αφορά τις τεχνητές δομές από τον άνθρωπο, είναι ανάγκη να ανακαλυφθούν νέες μέθοδοι ελέγχου αλλά και αυτόματου σχεδιασμού τέτοιων δομών ώστε η τεχνολογία να επωφεληθεί ταχύτερα από τα οφέλη τους.



Εικόνα 33: Παράδειγμα εμφυτεύματος αποτελούμενο από πλάκα οστεοσύνθεσης και εμφύτευμα πλήρωσης χώρου για οστεοτομία με πλεγματική δομή γυροειδούς.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα εργασία περιγράφεται η τοπολογική βελτιστοποίηση μιας συμπαγούς πλάκας οστεοσύνθεσης. Οι αναλύσεις που πραγματοποιήθηκαν προσομοίωσαν ένα εγκάρσιο κάταγμα της μεσότητας της κνήμης και την οστεοσύνθεσή της με τη χρήση πλάκας αποτελούμενη από γυροειδή λειτουργικά διαβαθμισμένη πλεγματοειδή δομή υπό ταυτόχρονη αξονική και στρεπτική φόρτιση.

Η βελτιστοποίηση της τοπολογίας της πλάκας οστεοσύνθεσης που περιγράφεται σε αυτή την εργασία δεν αναφέρεται αποκλειστικά στη βελτιστοποίηση των μηχανικών επιδόσεων της πλάκας οστεοσύνθεσης όπως ορίζει η κλασική έννοια της τοπολογικής βελτιστοποίησης, αλλά αποβλέπει πρωτίστως στη βελτιστοποίηση των βιολογικών της απαιτήσεων με ταυτόχρονη ικανοποίηση των μηχανικών της επιδόσεων.

Η νέα πλάκα οστεοσύνθεσης που σχεδιάστηκε και χρησιμοποιήθηκε για τις προσομοιώσεις της παρούσας εργασίας επέδειξε μειωμένο βάρος και επιφάνεια επαφής με το οστό, ιδιότητες οι οποίες είναι ικανές να δημιουργήσουν καταλληλότερο περιβάλλον για την ταχύτερη και αποτελεσματικότερη οστεοενσωμάτωση και βιωσιμότητα του οστού έπειτα από κάταγμα σε σχέση με την αντίστοιχη συμπαγή.

Η νέα τοπολογία δημιούργησε υπερτετραπλάσια τιμή για το εμβαδό επιφάνειας προς όγκο συγκριτικά με τη συμπαγή και πορώδες 54.01% με τρισδιάστατα διασυνδεδεμένους πόρους διαμέτρου 300-600 μm, εντός των ορίων του ανθρώπινου οστού (300-700 μm). Δηλαδή, με τη δομή αυτή χρησιμοποιείται 54.01% λιγότερο υλικό για την υλοποίησή του εμφυτεύματος και ταυτόχρονα προάγεται τόσο η αξιόπιστη μεταφορά ουσιών, όπως αίμα, θρεπτικά συστατικά και οξυγόνο, όσο και η βιολογική απόκριση των κυττάρων που υπαγορεύουν το σχηματισμό νέου ιστού σύμφωνα με τη βιβλιογραφία.

Παράλληλα με τις παραπάνω βιολογικές ιδιότητες, με τη νέα τοπολογία αυξήθηκε η μέση ισοδύναμη τάση στο υγιές (2.7%) και ακόμη παραπάνω στο υπό πόρωση τμήμα του οστού (8.3%), γεγονός που μπορεί να επιφέρει μείωση των αρνητικών επιπτώσεων του φαινομένου της «θωράκισης των τάσεων», όπως είναι η άσηπτη χαλάρωση. Ταυτόχρονα, οι μέγιστες αναπτυσσόμενες τάσεις στο οστό σημείωσαν μείωση κατά

4.9%, αποφεύγοντας έτσι τυχόν βλάβες που δύνανται να προκληθούν από υπερβολική άσκηση πίεσεως.

Τέλος, η νέα τοπολογία προσομοιώθηκε και με τριπλάσια αξονική συμπιεστική δύναμη όπου υπολογίστηκαν οι νέες αναπτυσσόμενες μέγιστες και μέσες ισοδύναμες τάσεις στο οστό και την πλάκα. Οι τιμές για τα τμήματα του οστού παρέμειναν εντός ασφαλών ορίων, υποτετραπλάσια του ορίου διαρροής του υλικού. Για την πλάκα οστεοσύνθεσης με τη νέα τοπολογία, η μέγιστη ισοδύναμη τάση παρέμεινε αρκετά μικρότερη από το όριο διαρροής του συμπαγούς κράματος τιτανίου που θεωρήθηκε ως πρώτη ύλη ακόμη και με συντελεστή ασφαλείας 1.5, αλλά η πραγματική αντοχή αντίστοιχων δομών χρήζει περαιτέρω πειραματικής διερεύνησης.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Altair Engineering, Inc, 2018. Altair Inspire 2021. Troy, MI. [Software]
- Ansys, Inc., 2008. Academic Research Mechanical (Version 2022 R1, Student Edition). Canonsburg, PA. [Software]
- Ashby, M.F., 2006. The properties of foams and lattices. *Philos. Trans. R. Soc. Math. Phys. Eng. Sci.* 364, 15–30. <https://doi.org/10.1098/rsta.2005.1678>
- Bendsøe, M.P., 1995. *Optimization of Structural Topology, Shape, and Material*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-03115-5>
- Cissé, C., Zaki, W., Ben Zineb, T., 2019. Development and implementation of an effective constitutive model for architected cellular iron-based shape memory alloys: Pressure dependency and transformation-plasticity interaction. *J. Intell. Mater. Syst. Struct.* 30, 1789–1822. <https://doi.org/10.1177/1045389X19843192>
- Dong, G., Tang, Y., Zhao, Y.F., 2017. A Survey of Modeling of Lattice Structures Fabricated by Additive Manufacturing. *J. Mech. Des.* 139, 100906. <https://doi.org/10.1115/1.4037305>
- Gebisa, A.W., Lemu, H.G., 2017. A case study on topology optimized design for additive manufacturing. *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.* 276, 012026. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/276/1/012026>
- Gibson, L.J., 1989. Modelling the mechanical behavior of cellular materials. *Mater. Sci. Eng. A* 110, 1–36. [https://doi.org/10.1016/0921-5093\(89\)90154-8](https://doi.org/10.1016/0921-5093(89)90154-8)
- Gibson, L. J. and Ashby, M. F., 1997. *Cellular Solids: Structure and Properties*. 2nd edn. Cambridge: Cambridge University Press (Cambridge Solid State Science Series). doi: 10.1017/CBO9781139878326
- Hameed, P., Liu, C.-F., Ummethala, R., Singh, N., Huang, H.-H., Manivasagam, G., Prashanth, K.G., 2021. Biomorphic porous Ti6Al4V gyroid scaffolds for bone implant applications fabricated by selective laser melting. *Prog. Addit. Manuf.* 6, 455–469. <https://doi.org/10.1007/s40964-021-00210-5>
- Helou, M., Kara, S., 2018. Design, analysis and manufacturing of lattice structures: an overview. *Int. J. Comput. Integr. Manuf.* 31, 243–261. <https://doi.org/10.1080/0951192X.2017.1407456>
- Hollister, S.J., 2005. Porous scaffold design for tissue engineering. *Nat. Mater.* 4, 518–524. <https://doi.org/10.1038/nmat1421>
- Jia, D., Li, F., Zhang, C., Liu, K., Zhang, Y., 2019. Design and simulation analysis of Lattice bone plate based on finite element method. *Mech. Adv. Mater. Struct.* 28, 1311–1321. <https://doi.org/10.1080/15376494.2019.1665759>
- Kladovasilakis, N., Tsongas, K., Tzetzis, D., 2020. Finite Element Analysis of Orthopedic Hip Implant with Functionally Graded Bioinspired Lattice Structures. *Biomimetics* 5, 44. <https://doi.org/10.3390/biomimetics5030044>
- Leong, P.L., Morgan, E.F., 2008. Measurement of fracture callus material properties via nanoindentation. *Acta Biomater.* 4, 1569–1575. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2008.02.030>
- Li, G., Wang, L., Pan, W., Yang, F., Jiang, W., Wu, X., Kong, X., Dai, K., Hao, Y., 2016. In vitro and in vivo study of additive manufactured porous Ti6Al4V

- scaffolds for repairing bone defects. *Sci. Rep.* 6, 34072. <https://doi.org/10.1038/srep34072>
- Li, J., Qin, L., Yang, K., Ma, Z., Wang, Y., Cheng, L., Zhao, D., 2020. Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. *J. Mater. Sci. Technol.* 36, 190–208. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.07.024>
- Liu, F., Mao, Z., Zhang, P., Zhang, D.Z., Jiang, J., Ma, Z., 2018. Functionally graded porous scaffolds in multiple patterns: New design method, physical and mechanical properties. *Mater. Des.* 160, 849–860. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.09.053>
- Ma, S., Song, K., Lan, J., Ma, L., 2020. Biological and mechanical property analysis for designed heterogeneous porous scaffolds based on the refined TPMS. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 107, 103727. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103727>
- Mahmoud, D., Elbestawi, M., 2017. Lattice Structures and Functionally Graded Materials Applications in Additive Manufacturing of Orthopedic Implants: A Review. *J. Manuf. Mater. Process.* 1, 13. <https://doi.org/10.3390/jmmp1020013>
- Mazur, M., Leary, M., McMillan, M., Sun, S., Shidid, D., Brandt, M., 2017. Mechanical properties of Ti6Al4V and AlSi12Mg lattice structures manufactured by Selective Laser Melting (SLM), in: *Laser Additive Manufacturing*. Elsevier, pp. 119–161. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100433-3.00005-1>
- McNeel, R. & others, 2010. *Rhinoceros 3D (Version 7 SR15)*. Seattle, WA. [Software]
- Miodowska, J., Bielski, J., 2019. The Influence of Loading Program on the Stimulated Callus Mineralization. *Appl. Sci.* 9, 4268. <https://doi.org/10.3390/app9204268>
- Mora-Macías, J., Giráldez-Sánchez, M.Á., López, M., Domínguez, J., Reina-Romo, M.E., 2019. Comparison of methods for assigning the material properties of the distraction callus in computational models. *Int. J. Numer. Methods Biomed. Eng.* 35. <https://doi.org/10.1002/cnm.3227>
- Murr, L.E., Gaytan, S.M., Martinez, E., Medina, F., Wicker, R.B., 2012. Next Generation Orthopaedic Implants by Additive Manufacturing Using Electron Beam Melting. *Int. J. Biomater.* 2012, 1–14. <https://doi.org/10.1155/2012/245727>
- nTopology, Inc, 2019. *nTopology (Version 3.21.4)*. New York, NY. [Software]
- Pan, C., Han, Y., Lu, J., 2020. Design and Optimization of Lattice Structures: A Review. *Appl. Sci.* 10, 6374. <https://doi.org/10.3390/app10186374>
- Saleh, B., Jiang, J., Fathi, R., Al-hababi, T., Xu, Q., Wang, L., Song, D., Ma, A., 2020. 30 Years of functionally graded materials: An overview of manufacturing methods, Applications and Future Challenges. *Compos. Part B Eng.* 201, 108376. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2020.108376>
- Schmit, L.A., 1960. *Structural Design by Systematic Synthesis*. Proc 2nd Conf. Electron. Comput. American Society of Civil Engineers, 105–122.
- Shahali, H., Jaggessar, A., Yarlagadda, P.K., 2017. Recent Advances in Manufacturing and Surface Modification of Titanium Orthopaedic Applications. *Procedia Eng.* 174, 1067–1076. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2017.01.259>
- Taniguchi, N., Fujibayashi, S., Takemoto, M., Sasaki, K., Otsuki, B., Nakamura, T., Matsushita, T., Kokubo, T., Matsuda, S., 2016. Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment. *Mater. Sci. Eng. C* 59, 690–701. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.10.069>

- Tao, W., Leu, M.C., 2016. Design of Lattice Structure for Additive Manufacturing. Proc. ISFA2016 2016 Int. Symp. Flex. Autom. 8.
- Tyflopoulos, E., Steinert, M., 2020. A comparative study between traditional topology optimization and lattice optimization for additive manufacturing. Mater. Des. Process. Commun. 2. <https://doi.org/10.1002/mdp2.128>
- Wang, X., Li, J., Hu, R., Kou, H., Zhou, L., 2013. Mechanical properties of porous titanium with different distributions of pore size. Trans. Nonferrous Met. Soc. China 23, 2317–2322. [https://doi.org/10.1016/S1003-6326\(13\)62735-1](https://doi.org/10.1016/S1003-6326(13)62735-1)
- Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P., Qian, M., Brandt, M., Xie, Y.M., 2016. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. Biomaterials 83, 127–141. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2016.01.012>
- Wolff, J., 1986. The Law of Bone Remodelling. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-71031-5>
- Yuan, L., Ding, S., Wen, C., 2019. Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: A review. Bioact. Mater. 4, 56–70. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2018.12.003>
- Zaharin, H., Abdul Rani, A., Azam, F., Ginta, T., Sallih, N., Ahmad, A., Yunus, N., Zulkifli, T., 2018. Effect of Unit Cell Type and Pore Size on Porosity and Mechanical Behavior of Additively Manufactured Ti6Al4V Scaffolds. Materials 11, 2402. <https://doi.org/10.3390/ma11122402>