



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΧΗΜΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
Δ.Π.Μ.Σ. «ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗ»

**Τοπολογική Βελτιστοποίηση Εξατομικευμένων Τρισδιάστατα
Εκτυπωμένων Ορθώσεων Άνω Άκρων**

Διπλωματική εργασία που υποβλήθηκε για τη μερική ικανοποίηση των απαιτήσεων
για την απόκτηση Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης

από τη

Χαρούλα Κουσιάτσα

Επιβλέπων: Νικόλαος Λαγαρός
Αναπληρωτής Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2019



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΧΗΜΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
Δ.Π.Μ.Σ. «ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗ»

**Τοπολογική Βελτιστοποίηση Εξατομικευμένων Τρισδιάστατα
Εκτυπωμένων Ορθώσεων Άνω Άκρων**

Διπλωματική εργασία που υποβλήθηκε για τη μερική ικανοποίηση των απαιτήσεων
για την απόκτηση Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης

από τη

Χαρούλα Κουσιιάτζα

Επιβλέπων: Νικόλαος Λαγαρός
Αναπληρωτής Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή:

(Υπογραφή)

.....

Νικόλαος Λαγαρός
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....

Ευστάθιος Θεοτόκογλου
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....

Αιμίλιος Σιδερίδης
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2019

(Υπογραφή)

.....

ΧΑΡΟΥΛΑ ΚΟΥΣΙΑΤΖΑ

Διπλωματούχος Μηχανολόγος και Αεροναυπηγός Μηχανικός Πανεπιστημίου Πατρών

© 2019 – All rights reserved

Copyright © Χαρούλα Κουσιάτζα 2019.

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.

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

Ευχαριστίες

Η παρούσα μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στα πλαίσια του Διατμηματικού Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Υπολογιστική Μηχανική» της Σχολής Χημικών Μηχανικών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον κ. Νικόλαο Λαγαρό, Αν. Καθηγητή του Ε.Μ.Π. για την καθοδήγηση, την πολύτιμη βοήθειά του, καθώς και την άψογη συνεργασία μας κατά την εκπόνηση της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας, παράγοντες που έπαιξαν καταλυτικό ρόλο στην επιτυχή ολοκλήρωσή της.

Οι ιδιαίτερες ευχαριστίες μου απευθύνονται και στα υπόλοιπα μέλη της εξεταστικής επιτροπής, τον κ. Αιμίλιο Σιδερίδη, Αν. Καθηγητή του Ε.Μ.Π. και τον κ. Ευστάθιο Θεοτόκογλου, Καθηγητή του Ε.Μ.Π. για τον χρόνο και τις ουσιαστικές παρατηρήσεις τους επί της παρούσας διατριβής.

Επιπροσθέτως, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Δημήτρη Καραλέκα, Καθηγητή του Πανεπιστημίου Πειραιώς για την παραχώρηση εργαστηριακού εξοπλισμού του Εργαστηρίου Σύγχρονων Τεχνολογιών Παραγωγής και Ελέγχου, ώστε να πραγματοποιηθούν οι διαδικασίες της Τρισδιάστατης Σάρωσης (3D Scanning) και της Τρισδιάστατης Εκτύπωσης (3D Printing) των υπό μελέτη εξατομικευμένων ορθώσεων άνω άκρων.

Τέλος, ευχαριστώ την οικογένειά μου για τη στήριξή της και την εμπιστοσύνη που μου δείχνει όλα αυτά τα χρόνια.

Η παρούσα εργασία χρηματοδοτήθηκε από το πρόγραμμα OptArch: “Optimization Driven Architectural Design of Structures” (No: 689983) στο πλαίσιο του έργου H2020-MSCA-RISE-2015.

ACKNOWLEDGEMENTS

This research has been supported by the OptArch project: “Optimization Driven Architectural Design of Structures” (No: 689983) belonging to the Marie Skłodowska-Curie Actions (MSCA) Research and Innovation Staff Exchange (RISE) H2020-MSCA-RISE-2015.

Χαρούλα Κουσιάτζα
Αθήνα, Οκτώβριος 2019

Περίληψη

Οι ορθώσεις άνω άκρων και πιο συγκεκριμένα, οι νάρθηκες καρπού χρησιμοποιούνται ευρέως στις μέρες μας σε διάφορες κλινικές περιπτώσεις με στόχο την αποκατάσταση αρκετών παθήσεων και τραυματισμών. Η κλασική κατασκευαστική διαδικασία των εξατομικευμένων νάρθικων καρπού, οι οποίοι αποτελούν αντικείμενο μελέτης της παρούσας εργασίας, γίνεται χειροκίνητα και βασίζεται κυρίως στην εμπειρία του εκάστοτε ειδικού/θεραπευτή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, τις περισσότερες φορές, οι νάρθηκες αυτοί να μην εξασφαλίζουν ένα ικανοποιητικό αποτέλεσμα, δημιουργώντας βασικά ζητήματα που αφορούν τη λειτουργικότητα, απόδοση και αισθητική τους, καθώς και την υγιεινή και άνεση του ασθενή. Με βάση τα παραπάνω, η ανάπτυξη εξατομικευμένων νάρθικων καρπού που δίνουν λύση στα προαναφερθέντα ζητήματα βασιζόμενη σε καινοτόμες μεθόδους σχεδιασμού και κατασκευής κρίνεται αναγκαία.

Τα τελευταία χρόνια, διάφορες μελέτες έχουν επικεντρωθεί στην κατασκευή εξατομικευμένων νάρθικων καρπού μέσω της χρήσης της Προσθετικής Κατασκευής (Additive Manufacturing), ή αλλιώς Τρισδιάστατης Εκτύπωσης (3D Printing), λόγω της σημαντικής προόδου που έχει παρουσιάσει η τεχνολογία αυτή σε διάφορους τομείς συμπεριλαμβανομένου και αυτού της Ορθοπαιδικής Ιατρικής. Οι μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί έως σήμερα στο συγκεκριμένο αντικείμενο προτείνουν διάφορους σχεδιασμούς νάρθικων καρπού που προκύπτουν κυρίως με βάση την κρίση και σχεδιαστική εμπειρία του ερευνητή/σχεδιαστή. Οι παράγοντες αυτοί είναι σημαντικοί στο κομμάτι του σχεδιασμού, αλλά είναι αδύνατο να εξασφαλίσουν ένα βέλτιστο σχεδιαστικό αποτέλεσμα, ειδικά σε περίπλοκα προβλήματα, όπως είναι αυτό της ανάπτυξης εξατομικευμένων ορθώσεων, οι οποίες καλούνται να επιτύχουν συγκεκριμένους στόχους κάτω από διάφορους περιορισμούς.

Στο πλαίσιο αυτό, το αντικείμενο της παρούσας μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας είναι η ανάπτυξη και κατασκευή ενός εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού, μέσω της χρήσης

προηγμένων σχεδιαστικών εργαλείων και κατασκευαστικών μεθόδων. Συγκεκριμένα, για την επίτευξη ενός βέλτιστου σχεδιαστικού αποτελέσματος γίνεται μελέτη της εφαρμογής μεθόδων Τοπολογικής Βελτιστοποίησης (TB), ενώ η κατασκευαστική διαδικασία βασίζεται στη χρήση της Μοντελοποίησης Εναπόθεσης με Σύντηξη (Fused Deposition Modeling – FDM), η οποία εμπίπτει στη συνεχώς εξελισσόμενη τεχνολογία της Προσθετικής Κατασκευής (ΠΚ).

Η TB στη μελέτη αυτή καλείται να δώσει λύση στο πως θα γίνει η κατανομή υλικού στον εξατομικευμένο νάρθηκα, ο οποίος υπόκειται σε συγκεκριμένες συντοριακές συνθήκες, ώστε να δημιουργηθεί ο βέλτιστος σχεδιασμός της δομής με το ελάχιστο δυνατό βάρος και τη μέγιστη αντοχή, ενώ επιπλέον λαμβάνονται υπόψη και ζητήματα που αφορούν τη λειτουργικότητα και αισθητική του νάρθηκα καρπού, καθώς και την υγιεινή και άνεση του ασθενή. Η διαδικασία υλοποιείται με τη χρήση αριθμητικής μεθόδου ανάλυσης (μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων) σε συνδυασμό με αλγόριθμο βελτιστοποίησης που λαμβάνει υπόψη διάφορα κριτήρια/περιορισμούς.

Το αρχικό χωρίο σχεδιασμού (design domain) προς βελτιστοποίηση δημιουργείται με τη χρήση εμπορικών σχεδιαστικών εργαλείων (CAD design tools), έχοντας ως βάση την ανατομία ενός υγιούς ανθρώπινου χεριού, η οποία λαμβάνεται σε ψηφιακή μορφή μέσω της εφαρμογής της σύγχρονης τεχνολογίας της Τρισδιάστατης Σάρωσης (3D Scanning). Στη συνέχεια, η επίλυση του προβλήματος TB πραγματοποιείται σε ένα ειδικό και υψηλής απόδοσης CAE λογισμικό. Τέλος, η τεχνολογία της ΠΚ δίνει τη δυνατότητα δημιουργίας των τελικών βελτιστοποιημένων, εξατομικευμένων μοντέλων νάρθηκων καρπού, οι οποίοι λόγω της εφαρμογής της μεθόδου TB παρουσιάζουν αρκετά πολύπλοκα γεωμετρικά χαρακτηριστικά, καθιστώντας δύσκολη έως αδύνατη την κατασκευή τους μέσω των κλασικών τεχνικών δημιουργίας νάρθηκων καρπού.

Τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας παρουσιάζουν τη δυνατότητα εφαρμογής της συγκεκριμένης μεθοδολογίας, η οποία βασίζεται στη χρήση της μεθόδου TB σε συνδυασμό με την τεχνολογία της ΠΚ, ως μία πολλά υποσχόμενη εναλλακτική επιλογή για τον σχεδιασμό και την κατασκευή εξατομικευμένων ορθώσεων άνω άκρων. Σε σύγκριση με τους

συμβατικά κατασκευασμένους νάρθηκες καρπού, η εφαρμογή της παρούσας μεθοδολογίας είναι ικανή να προσφέρει μια πιο άνετη, εύχρηστη και υγιεινή λύση, επιτυγχάνοντας παράλληλα ελαφρύτερους σχεδιασμούς ορθώσεων με αρκετά υψηλή αντοχή. Τέλος, σημειώνεται ότι η συγκεκριμένη μεθοδολογία δύναται να εφαρμοσθεί μελλοντικά και σε άλλες κλινικές περιπτώσεις πέραν της θεραπείας καταγμάτων καρπού, καθώς και για τη δημιουργία άλλων ειδών ορθώσεων (π.χ. ορθώσεις κάτω άκρων και σπονδυλικής στήλης).

Λέξεις κλειδιά: Τοπολογική Βελτιστοποίηση (TB), εξατομικευμένοι νάρθηκες καρπού, Τρισδιάστατη Εκτύπωση (TE), Τρισδιάστατη Σάρωση (TS), Σχεδιασμός/Μηχανική με τη Βοήθεια Υπολογιστή (CAD/CAE)

Περιεχόμενα

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Εισαγωγή | 13 |
| 1.1 | Βελτιστοποίηση και Προσθετική Κατασκευή στη διαδικασία ανάπτυξης προϊόντος | 13 |
| 1.2 | Πλαίσιο εργασίας και κίνητρα..... | 15 |
| 1.3 | Στόχος της εργασίας | 17 |
| 1.4 | Δομή της εργασίας..... | 19 |
| 2 | Προσθετική Κατασκευή | 21 |
| 2.1 | Εισαγωγή στην Προσθετική Κατασκευή..... | 21 |
| 2.2 | Μέθοδοι Προσθετικής Κατασκευής..... | 24 |
| 2.3 | Προσθετική Κατασκευή στην Ορθοπαιδική..... | 28 |
| 2.4 | Προσθετική Κατασκευή εξατομικευμένων νάρθηκων καρπού – Βιβλιογραφική ανασκόπηση..... | 31 |
| 3 | Βελτιστοποίηση | 37 |
| 3.1 | Εισαγωγή στη Δομική Βελτιστοποίηση | 37 |
| 3.1.1 | Κατηγορίες Δομικής Βελτιστοποίησης | 38 |
| 3.2 | Μαθηματική διατύπωση προβλήματος Βελτιστοποίησης..... | 40 |
| 3.3 | Τοπολογική Βελτιστοποίηση..... | 43 |
| 3.3.1 | Αλγόριθμοι Τοπολογικής Βελτιστοποίησης..... | 44 |
| 3.3.2 | Μέθοδος SIMP..... | 46 |
| 3.3.2.1 | Ιστορική αναδρομή της μεθόδου SIMP | 47 |
| 3.3.2.2 | Τοπολογική Βελτιστοποίηση με τη μέθοδο SIMP..... | 48 |
| 3.4 | Ορισμός προβλήματος Τοπολογικής Βελτιστοποίησης | 51 |
| 3.5 | Τοπολογική Βελτιστοποίηση στο HyperWorks | 52 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 4 | Τοπολογική Βελτιστοποίηση εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού | 55 |
| 4.1 | Κλινικό υπόβαθρο | 55 |
| 4.1.1 | Ανατομία και κινησιολογία άκρας χειρός – καρπού | 56 |
| 4.1.1.1 | Οστά, σύνδεσμοι και αρθρώσεις..... | 56 |
| 4.1.1.2 | Κινηματική καρπού..... | 59 |
| 4.1.2 | Παθολογία άκρας χειρός – καρπού..... | 60 |
| 4.1.3 | Συμβατικές μέθοδοι κατασκευής εξατομικευμένων ορθώσεων άνω άκρων..... | 62 |
| 4.2 | Ορισμός προβλήματος Τοπολογικής Βελτιστοποίησης προς επίλυση..... | 64 |
| 4.3 | Μεθοδολογία ανάπτυξης του αρχικού σχεδιασμού του νάρθηκα καρπού | 65 |
| 4.3.1 | Τρισδιάστατη Σάρωση της ανατομίας χεριού..... | 66 |
| 4.3.2 | Δημιουργία του μοντέλου νάρθηκα καρπού με χρήση σχεδιαστικών λογισμικών..... | 71 |
| 4.4 | Τοπολογική Βελτιστοποίηση του νάρθηκα καρπού στο HyperWorks..... | 75 |
| 4.4.1 | Διαχωρισμός πεδίων σχεδιασμού και μη-σχεδιασμού..... | 76 |
| 4.4.2 | Ανάλυση με χρήση Πεπερασμένων Στοιχείων | 77 |
| 4.4.3 | Επίλυση του προβλήματος Τοπολογικής Βελτιστοποίησης του νάρθηκα καρπού | 83 |
| 4.4.4 | Εφαρμογή κατασκευαστικών περιορισμών και επίλυση του προβλήματος Τοπολογικής Βελτιστοποίησης του νάρθηκα καρπού | 94 |
| 5 | Κατασκευή πρωτοτύπων νάρθηκων καρπού με Μοντελοποίηση Εναπόθεσης με Σύντηξη | 103 |
| 5.1 | Εξοπλισμός και παράμετροι εκτύπωσης..... | 103 |
| 5.2 | Προσθετική Κατασκευή του μη-βελτιστοποιημένου νάρθηκα καρπού | 106 |
| 5.3 | Προσθετική Κατασκευή των τοπολογικά βελτιστοποιημένων νάρθηκων καρπού | 109 |
| 5.3.1 | Πρώτο πρωτότυπο νάρθηκα – Μοντέλο κάμψης καρπού | 109 |
| 5.3.2 | Δεύτερο πρωτότυπο νάρθηκα – Μοντέλο με ασκούμενες δυνάμεις σε πολλαπλά σημεία | 111 |
| 6 | Συμπεράσματα – Μελλοντική έρευνα | 115 |

| | | |
|-----|--------------------------------------|------------|
| 6.1 | Σύνοψη και συμπεράσματα | 115 |
| 6.2 | Προτάσεις για μελλοντική έρευνα..... | 116 |
| | Βιβλιογραφία | 117 |

Λίστα Σχημάτων

| | |
|---|----|
| Εικόνα 2.1: Διαδικασία Ταχείας Προτυποποίησης [8]. | 21 |
| Εικόνα 2.2: Σύγκριση στις βασικές αρχές της κατασκευαστικής διαδικασίας μεταξύ της (α) Προσθετικής Κατασκευής (ή Ταχείας Προτυποποίησης), (β) των αφαιρετικών τεχνολογιών και (γ) των τεχνικών μορφοποίησης [9]..... | 22 |
| Εικόνα 2.3: Διάγραμμα ποσοστιαίας κατανομής για τους βιομηχανικούς κλάδους που χρησιμοποιούν τις μεθόδους ΠΚ [34]. | 24 |
| Εικόνα 2.4: Σχηματική αναπαράσταση της (α) Μοντελοποίησης Εναπόθεσης με Σύντηξη, (β) Στερεολιθογραφίας, (γ) Επιλεκτικής Συσσωμάτωσης με Λείζερ και (δ) Κατασκευής με Πολλαπλό Ψεκασμό..... | 27 |
| Εικόνα 2.5: (α) Τρισδιάστατα εκτυπωμένα εμφυτεύματα για αντικατάσταση οστών της λεκάνης, (β) οστών και συνδέσμων του ισχίου και (γ) της σπονδυλικής στήλης [42], (δ) τρισδιάστατη εκτυπωμένη πρόσθεση για κάτω από τον αγκώνα [43], (ε) τρισδιάστατες εκτυπωμένες ορθώσεις σπονδυλικής στήλης και (στ) κάτω άκρων [44]. | 30 |
| Εικόνα 2.6: Τρισδιάστατα εκτυπωμένοι νάρθηκες άνω άκρων: (α) Cortex [46], (β) Osteoid [47], (γ) μοντέλο νάρθηκα που αναπτύχθηκε από τους Palousek et al. [50] και (δ) μοντέλο νάρθηκα που αναπτύχθηκε από τους Blaya et al. [7].... | 32 |
| Εικόνα 2.7: Μοντέλο τρισδιάστατα εκτυπωμένου νάρθηκα άνω άκρου που αναπτύχθηκε, αντίστοιχα, από τους: (α) Paterson et al. [4], [6], (β) Mohammed et al. [51] και (γ) Fitzpatrick et al. [52]. | 33 |
| Εικόνα 3.1: Συγκριτική απεικόνιση της Βελτιστοποίησης Μεγέθους, Σχήματος και Τοπολογίας [61]. | 39 |
| Εικόνα 3.2: Τοπολογική Βελτιστοποίηση μίας προβόλου [63]. | 44 |
| Εικόνα 3.3: Σχετική δυσκαμψία ως συνάρτηση της πυκνότητας με επιβολή διαφορετικών τιμών στο συντελεστή ποιότητος. | 49 |

| | |
|---|----|
| Εικόνα 4.1: Μπροστινή ή παλαμιαία (αριστερά) και πίσω ή ραχιαία όψη (δεξιά) οστών άκρας χείρας δεξιού χεριού [94]. | 56 |
| Εικόνα 4.2: Αρθρώσεις του καρπού [95]. | 59 |
| Εικόνα 4.3: Κινήσεις καρπού. | 60 |
| Εικόνα 4.4: (α) Κάταγμα κερκίδας τύπου Colles [97] και (β) Νάρθηκας άσκησης πίεσης σε 3 σημεία (3-point pressure) [98]. | 61 |
| Εικόνα 4.5: Κλασικός τρόπος δημιουργίας εξατομικευμένων νάρθηκων καρπού. (α) Δημιουργία μοτίβου, (β) διαμόρφωση νάρθηκα απευθείας πάνω στην ανατομία του ασθενή και (γ) εφαρμογή ειδικών δεσιμάτων (λουριά Velcro). | 63 |
| Εικόνα 4.6: Διαδικασία Τρισδιάστατης Σάρωσης της ανατομίας του χεριού. (α) Απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο της τρισδιάστατα σαρωμένης επιφάνειας του χεριού, (β) 3D Scanner και (γ) στηρίγματα που χρησιμοποιήθηκαν ως βοηθήματα ακινητοποίησης του χεριού. | 69 |
| Εικόνα 4.7: (α) Παλαμιαία και (β) ραχιαία όψη της τρισδιάστατα σαρωμένης ανατομίας του δεξιού χεριού. | 70 |
| Εικόνα 4.8: Στάδια επιδιόρθωσης του τρισδιάστατου μοντέλου χεριού μέσω του λογισμικού MeshMixer. | 72 |
| Εικόνα 4.9: Αφαίρεση περιοχής δαχτύλων και πήχη για τη δημιουργία της επιφάνειας του νάρθηκα. | 73 |
| Εικόνα 4.10: Δημιουργία στερεού μοντέλου νάρθηκα καρπού δίνοντας πάχος 3 mm στην εξωτερική επιφάνεια. (α) Πλάγια και (β) πίσω όψη. | 73 |
| Εικόνα 4.11: CAD μοντέλα του νάρθηκα καρπού που προκύπτουν μέσω της δημιουργίας (α) ενός πυκνότερου και (β) ενός αραιότερου πλέγματος από splines στο Geomagic Design X. | 74 |
| Εικόνα 4.12: Παραμετρικός σχεδιασμός του μοντέλου νάρθηκα καρπού. (α) Τομή στα δύο άκρα (πήχης και δάχτυλα), (β) σχεδιασμός splines σε απόσταση 15 mm από την πλευρά του πήχη και 30 mm από την πλευρά των δαχτύλων, (γ) δημιουργία επιπέδου κατά μήκος του μοντέλου και splines σε απόσταση 7.5 mm από το μεσαίο επίπεδο και (δ) τελικό μοντέλο εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού βάσει του οποίου γίνεται η επίλυση του προβλήματος TB. | 75 |
| Εικόνα 4.13: Απεικόνιση με μπλε χρώμα της περιοχής μη-σχεδιασμού και με γκρι χρώμα της περιοχής σχεδιασμού του νάρθηκα καρπού σε διάφορες όψεις: α) | |

| | |
|---|----|
| παλαμιαία επιφάνεια, β) ραχιαία επιφάνεια, γ) πλάγια όψη μικρού δαχτύλου-ωλένης και δ) πλάγια όψη αντίχειρα-κερκίδας..... | 77 |
| Εικόνα 4.14: α) Αραιότερο πλέγμα διακριτοποίησης με μέγεθος στοιχείων 1.5 mm και β) πυκνότερο πλέγμα διακριτοποίησης με μέγεθος στοιχείων 1.0 mm που εφαρμόστηκε στην περίπτωση φόρτισης της κερκιδικής απόκλισης και κάμψης του καρπού. | 78 |
| Εικόνα 4.15: Επιβαλλόμενα φορτία και περιορισμοί για την περίπτωση: α) κερκιδικής απόκλισης, β) παλαμιαίας κάμψης του καρπού και γ) άσκησης δυνάμεων σε πολλαπλά σημεία του νάρθηκα καρπού λόγω εφαρμογής της δομής από ασθενή..... | 82 |
| Εικόνα 4.16: Σύνολο αναλύσεων που πραγματοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία. | 85 |
| Εικόνα 4.17: Κερκιδική απόκλιση (Load case 1). Μείωση στο 50% του αρχικού όγκου του μοντέλου νάρθηκα καρπού με (α) το αραιό και (β) το πυκνό πλέγμα ΠΣ.... | 86 |
| Εικόνα 4.18: Κερκιδική απόκλιση (Load case 1). Μείωση στο 25% του αρχικού όγκου του μοντέλου νάρθηκα καρπού με (α) το αραιό και (β) το πυκνό πλέγμα ΠΣ.... | 87 |
| Εικόνα 4.19: Κερκιδική απόκλιση (Load case 1). Μείωση του αρχικού όγκου (α) στο 50% και (β) στο 25% στα μοντέλα των νάρθηκων καρπού με το πυκνό πλέγμα ΠΣ..... | 88 |
| Εικόνα 4.20: Κάμψη του καρπού (Load case 2). Μείωση στο 50% του αρχικού όγκου του μοντέλου νάρθηκα καρπού με (α) το αραιό και (β) το πυκνό πλέγμα ΠΣ..... | 89 |
| Εικόνα 4.21: Κάμψη του καρπού (Load case 2). Μείωση στο 25% του αρχικού όγκου του μοντέλου νάρθηκα καρπού με (α) το αραιό και (β) το πυκνό πλέγμα ΠΣ..... | 90 |
| Εικόνα 4.22: Κάμψη του καρπού (Load case 2). Μείωση του αρχικού όγκου (α) στο 50% και (β) στο 25% στα μοντέλα των νάρθηκων καρπού με το πυκνό πλέγμα ΠΣ. | 91 |
| Εικόνα 4.23: Δυνάμεις σε πολλαπλά σημεία του νάρθηκα καρπού (Load case 3). Μείωση του αρχικού όγκου (α) στο 50% και (β) στο 25% στα μοντέλα των νάρθηκων καρπού με το πυκνό πλέγμα ΠΣ..... | 92 |
| Εικόνα 4.24: Κερκιδική απόκλιση (Load case 1). Μείωση του αρχικού όγκου στο 25%. Σύγκριση αποτελεσμάτων της μη-χρήσης, καθώς και της εφαρμογής των παραμέτρων CHECKER και MINDIM στα μοντέλα νάρθηκων με (α-η) το αραιό και (θ-ιστ) το πυκνό πλέγμα ΠΣ..... | 97 |

- Εικόνα 4.25: Κάμψη του καρπού (Load case 2). Μείωση του αρχικού όγκου στο 25%. Σύγκριση αποτελεσμάτων της μη-εφαρμογής και της εφαρμογής των παραμέτρων CHECKER και MINDIM στα μοντέλα ναρθήκων με (α-η) το αραιό και (θ-ιστ) το πυκνό πλέγμα ΠΣ..... 99
- Εικόνα 4.26: Δυνάμεις σε πολλαπλά σημεία του νάρθηκα καρπού (Load case 3). Μείωση του αρχικού όγκου στο 25%. Σύγκριση αποτελεσμάτων της μη-εφαρμογής και της εφαρμογής των παραμέτρων CHECKER και MINDIM στα μοντέλα ναρθήκων με (α-η) το πυκνό πλέγμα ΠΣ..... 100
- Εικόνα 5.1: FDM 3D printers που χρησιμοποιήθηκαν για την εκτύπωση (α) του αρχικού μη-βελτιστοποιημένου σχεδιασμού και (β) των τελικών TB μοντέλων ναρθήκων καρπού..... 106
- Εικόνα 5.2: Διαχωρισμός γεωμετρίας αρχικού μη-βελτιστοποιημένου νάρθηκα καρπού σε δύο επιμέρους κομμάτια. 107
- Εικόνα 5.3: Μοντελοποίηση με Εναπόθεση Τηγμένου υλικού του αρχικού μη-βελτιστοποιημένου σχεδιασμού του νάρθηκα καρπού μέσω του τρισδιάστατου εκτυπωτή Stratasys Dimension Elite. (α) Κάτω και (β) άνω επιμέρους κομμάτι του νάρθηκα, (γ)-(δ) πλήρης και άνετη εφαρμογή του πρωτοτύπου του νάρθηκα καρπού στο χέρι της συγγραφέα. 108
- Εικόνα 5.4: Βέλτιστος σχεδιασμός του μοντέλου νάρθηκα για την περίπτωση της κάμψης του καρπού (α) πριν και (β) μετά το στάδιο της ομαλοποίησης των επιφανειών στα διάφορα τμήματά του..... 110
- Εικόνα 5.5: Κατασκευή του TB νάρθηκα καρπού για την περίπτωση της παλαμιαίας κάμψης στον τρισδιάστατο εκτυπωτή FlashForge Creator 3. (α) Κάτω (λευκό χρώμα) και (β) άνω (μπλε χρώμα) επιμέρους κομμάτι του νάρθηκα, (γ)-(δ) εφαρμογή του πρώτου πρωτοτύπου του νάρθηκα καρπού στο χέρι της συγγραφέα..... 110
- Εικόνα 5.6: Βέλτιστος σχεδιασμός του μοντέλου νάρθηκα για την περίπτωση της κάμψης του καρπού (α) πριν και (β) μετά το στάδιο της ομαλοποίησης των κατασκευαστικών μελών του..... 112
- Εικόνα 5.7: Διαχωρισμός γεωμετρίας του νάρθηκα καρπού σε δύο επιμέρους κομμάτια για την περίπτωση μελέτης της άσκησης δυνάμεων σε πολλά σημεία κατά μήκος και περιμετρικά της δομής. 112

Εικόνα 5.8: Κατασκευή του TB νάρθηκα καρπού για την περίπτωση άσκησης δυνάμεων σε διάφορα σημεία του μοντέλου στον τρισδιάστατο εκτυπωτή FlashForge Creator 3. (α) Κάτω (λευκό χρώμα) και (β) άνω (μπλε χρώμα) επιμέρους κομμάτι του νάρθηκα, (γ)-(δ) εφαρμογή του πρώτου πρωτοτύπου του νάρθηκα καρπού στο χέρι της συγγραφέα. 113

Λίστα Πινάκων

| | |
|--|-----|
| Πίνακας 2.1: Κατηγοριοποίηση των μεθόδων ΠΚ από ISO και ASTM [19]. | 25 |
| Πίνακας 4.1: Εξωγενείς και ενδογενείς σύνδεσμοι του καρπού. | 58 |
| Πίνακας 4.2: Τεχνικές προδιαγραφές του 3D Scanner. | 68 |
| Πίνακας 4.3: Ιδιότητες υλικού ABS [103]. | 79 |
| Πίνακας 4.4: Συνθήκες φόρτισης του νάρθηκα για τις περιπτώσεις της κερκιδικής απόκλισης και κάμψης του καρπού. | 80 |
| Πίνακας 4.5: Μέγεθος επιβαλλόμενης δύναμης σε κάθε σημείο του μοντέλου νάρθηκα καρπού [59]. | 81 |
| Πίνακας 5.1: Παράμετροι εκτύπωσης και τεχνικά χαρακτηριστικά των τρισδιάστατων εκτυπωτών. | 105 |

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

1.1 Βελτιστοποίηση και Προσθετική Κατασκευή στη διαδικασία ανάπτυξης προϊόντος

Στη σύγχρονη βιομηχανία, ο κύκλος ζωής ενός προϊόντος έχει μειωθεί δραματικά, λόγω του υψηλού ανταγωνισμού, καθώς και των ραγδαίων εξελίξεων στους τομείς της τεχνολογίας και της επιστήμης, με αποτέλεσμα να παίζει καθοριστικό ρόλο και να κρίνεται αναγκαία η γρήγορη μετάβαση του προϊόντος στη μαζική παραγωγή από τη στιγμή που θα γίνει η σύλληψη της αρχικής ιδέας.

Η επίτευξη του συγκεκριμένου στόχου ήταν πολύ δύσκολη στο παρελθόν, καθώς η παραδοσιακή διαδικασία ανάπτυξης ενός προϊόντος βασιζόταν κυρίως στην εμπειρία και κρίση του εκάστοτε σχεδιαστή/μηχανικού. Επιπλέον, χαρακτηρίζονταν από μία επαναληπτική διαδικασία δοκιμών, όπου τα λάθη γίνονταν αντιληπτά με ιδιαίτερη καθυστέρηση, κάποιες φορές ακόμα και στο στάδιο της τελικής παραγωγής, με αποτέλεσμα η δημιουργία του τελικού προϊόντος με τα βέλτιστα σχεδιαστικά χαρακτηριστικά και απόδοση να χρειαζόταν μήνες ή ακόμα και χρόνια. Ταυτόχρονα, σημαντικό ρόλο σε αυτήν την διαδικασία έπαιζε και ο τρόπος δημιουργίας των εκάστοτε πρωτοτύπων, ο οποίος πραγματοποιούνταν κυρίως από επιδέξιους τεχνίτες που χρησιμοποιούσαν όμως χρονοβόρες και εντατικής εργασίας τεχνικές κατασκευής.

Στις μέρες μας, η διαδικασία μαζικής παραγωγής και εισαγωγής ενός νέου προϊόντος στην αγορά μπορεί να γίνει πολύ πιο γρήγορα, με αρκετά χαμηλότερο κόστος και επιτυγχάνοντας βέλτιστα σχεδιαστικά αποτελέσματα με αρκετά μεγάλη ακρίβεια, χάρις την ανάπτυξη που

έχει προηγηθεί τις τελευταίες δύο δεκαετίες στην τεχνολογία των ηλεκτρονικών υπολογιστών, όσον αφορά τις δυνατότητες και την ταχύτητα επεξεργασίας δεδομένων σε συνδυασμό με την βελτίωση των σχεδιαστικών/λογισμικών πακέτων που βασίζονται στη χρήση των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΠΣ). Οι συγκεκριμένοι παράγοντες έδωσαν ώθηση σε πολλούς σχεδιαστές/μηχανικούς να επενδύσουν σε τεχνικές Δομικής Βελτιστοποίησης (Structural Optimization) στον τομέα του σχεδιασμού κατά τη διαδικασία ανάπτυξης νέων προϊόντων, οι οποίες χρησιμοποιούνται ευρέως στην αγορά την τελευταία δεκαετία [1] και φαίνεται να παρουσιάζουν σημαντικά πλεονεκτήματα και δυνατότητες.

Η Δομική Βελτιστοποίηση (ΔΒ) [1]–[3] είναι ένα ισχυρό εργαλείο στη διαδικασία σχεδιασμού δομών που υπόκεινται σε συγκεκριμένες φορτίσεις και περιορισμούς, το οποίο στοχεύει στη βέλτιστη λύση σχεδιασμού για δημιουργία ελαφρών κατασκευών, ικανοποιώντας παράλληλα κριτήρια και περιορισμούς που είναι καθορισμένα από τον σχεδιαστή/μηχανικό που σχετίζονται με την αντοχή, τη λειτουργικότητα, κλπ. των τελικών προϊόντων. Μία από τις πιο κοινές μεθόδους ΔΒ είναι η Τοπολογική Βελτιστοποίηση (Topology Optimization). Η μέθοδος αυτή σήμερα είναι ενσωματωμένη σε εμπορικά υπολογιστικά πακέτα λογισμικών (CAE software), τα οποία χρησιμοποιούνται ευρέως στην αγορά.

Σημαντικό είναι να σημειωθεί ότι συνηθώς οι βέλτιστες λύσεις που δίνονται μέσω της χρήσης της μεθόδου Τοπολογικής Βελτιστοποίησης (TB) οδηγούν σε δομές οι οποίες χαρακτηρίζονται από υψηλή δομική απόδοση και έχουν το ελάχιστο δυνατό βάρος, αλλά τις περισσότερες φορές είναι δύσκολο έως αδύνατο να παραχθούν από τις κλασικές κατασκευαστικές διαδικασίες (αφαιρετικές τεχνολογίες και τεχνικές μορφοποίησης), λόγω της αρκετά υψηλής πολυπλοκότητας όσον αφορά την τελική γεωμετρία τους. Επομένως, γίνεται εύκολα αντιληπτό ότι η κατασκευασσιμότητα (manufacturability) των δομών που προκύπτουν είναι μία εξίσου σημαντική παράμετρος που πρέπει να ληφθεί υπόψιν.

Η συνεχώς εξελισσόμενη τεχνολογία της Προσθετικής Κατασκευής (Additive Manufacturing), ευρέως γνωστή ως Τρισδιάστατη Εκτύπωση (3D Printing), δίνει λύση στο ζήτημα αυτό, καθώς έχει εκτείνει εξαιρετικά τα όρια της κατασκευασσιμότητας. Η τεχνολογία

αυτή βασίζεται στη συνεχόμενη πρόσθεση στρώσεων υλικού της μίας πάνω στην άλλη (από εκεί προκύπτει και η ονομασία Προσθετική Κατασκευή-ΠΚ) απευθείας από κάποιο CAD μοντέλο, επιτρέποντας τη δημιουργία αρκετά πολύπλοκων γεωμετρικών χαρακτηριστικών που δεν επιβαρύνουν όμως το κόστος της εκάστοτε τελικής δομής. Επομένως, η δυνατότητα που δίνει η τεχνολογία της ΠΚ για σχεδιαστική ελευθερία κάνει εφικτή τη δημιουργία στοιχείων και συστημάτων, τα οποία προκύπτουν από την TB και έχουν θεωρητικά το βέλτιστο δυνατό σχεδιαστικό αποτέλεσμα.

Ο συνδυασμός της TB ως σχεδιαστικό εργαλείο σε συνδυασμό με τα πλεονεκτήματα της τεχνολογίας ΠΚ ως κατασκευαστική μέθοδος μπορεί να επιφέρει μία νέα επανάσταση στον σχεδιασμό και στην κατασκευή νέων καινοτόμων προϊόντων για τη σύγχρονη βιομηχανία και για αυτό το λόγο μελετάται εκτενώς τα τελευταία χρόνια σε διάφορα πεδία εφαρμογής, όπως π.χ. στην ιατρική, αεροδιαστημική, αεροναυπηγική, αυτοκινητοβιομηχανία, κ.ά.

1.2 Πλαίσιο εργασίας και κίνητρα

Οι νάρθηκες καρπού χρησιμοποιούνται ευρέως στις μέρες μας σε διάφορες κλινικές περιπτώσεις, όπως π.χ. στην περίπτωση κατάγματος, χρόνιων παθήσεων (αρθρίτιδα), μετά από κάποιο χειρουργείο, λόγω τενοντίτιδας ή τραυματισμού, κλπ., με σκοπό να προστατέψουν, να υποστηρίξουν και να θέσουν σε ακινησία διάφορους συνδέσμους ή μύες, επιτρέποντας την κίνηση άλλων, μέχρι να πραγματοποιηθεί η πλήρης αποκατάσταση του ασθενή. Κατά τη διαδικασία της αποκατάστασης σημαντικό είναι για το ασθενή να μπορεί να νιώθει άνεση, φορώντας τον νάρθηκα, καθώς πραγματοποιεί τις καθημερινές του δραστηριότητες.

Οι νάρθηκες αυτοί μπορεί να προκατασκευασμένοι ή ειδικά κατασκευασμένοι για τον εκάστοτε ασθενή. Βασικό ζήτημα των προκατασκευασμένων νάρθηκων καρπού είναι η μη-συμβατότητα που παρουσιάζουν τις περισσότερες φορές με τον ασθενή. Για το λόγο αυτό, στην παρούσα εργασία αντικείμενο μελέτης είναι οι εξατομικευμένοι νάρθηκες, οι οποίοι άλλωστε χρησιμοποιούνται πιο συχνά για ένα εύρος περιστατικών.

Οι κλασικοί εξατομικευμένοι νάρθηκες καρπού κατασκευάζονται χειροκίνητα μέσω της χρήσης ειδικών θερμοδιαμορφώμενων πλαστικών. Οι νάρθηκες αυτοί τις περισσότερες φορές δεν εξασφαλίζουν ένα ικανοποιητικό αποτέλεσμα, τόσο όσον αφορά την αισθητική, όσο και την λειτουργικότητά τους. Πιο συγκεκριμένα, κάποια από τα βασικά ζητήματα που υπάρχουν σε αυτούς τους νάρθηκες είναι η ανεπαρκής ή εσφαλμένη εφαρμογή στον ασθενή, δημιουργώντας έτσι πίεση και συγκέντρωση τάσεων σε συγκεκριμένα σημεία του χεριού που μπορεί να οδηγήσουν ακόμα και σε δημιουργία πληγών. Επιπλέον, παρουσιάζουν θέματα χαμηλής αισθητικής και περιορισμένης αποδοτικότητας κατά τη διάρκεια εκτέλεσης καθημερινών δραστηριοτήτων, καθώς και δυσκολία στο να φορεθούν και να διατηρηθούν καθαροί. Σημαντικό μειονέκτημα είναι επίσης η ογκώδης, δύσμορφη και πλήρως στερεή γεωμετρία που έχουν, χωρίς την ύπαρξη οπών, προκαλώντας έτσι μειωμένο αερισμό του δέρματος, κνησμό, αλλεργίες, υψηλά ποσοστά εφίδρωσης, αδυναμία καθαρισμού του χεριού και κατ' επέκταση μεγάλη πιθανότητα για συγκέντρωση βακτηρίων, καθώς και πολλά άλλα θέματα σχετικά με την υγιεινή του ασθενή [4]–[7]. Όλοι οι παραπάνω λόγοι επηρεάζουν δραματικά την πορεία της θεραπευτικής αγωγής που δίνεται από τους γιατρούς προς τους ασθενείς, όπως επίσης και τα αποτελέσματα της θεραπείας.

Εξαιτίας των προαναφερόμενων ζητημάτων και σε συνδυασμό με την ανάπτυξη που έχει παρουσιάσει τις τελευταίες δεκαετίες η τεχνολογία της Τρισδιάστατης Εκτύπωσης, προσπάθειες έχουν γίνει τα τελευταία χρόνια όσον αφορά την κατασκευή εξατομικευμένων νάρθηκων καρπού μέσω της μεθόδου ΠΚ. Σκοπός των μελετών που έχουν γίνει είναι να επιτευχθεί πλήρης συμβατότητα του νάρθηκα με την ανατομία του ασθενή, ελαφρύτερες δομές οι οποίες θα έχουν ειδικά κοψίματα και γεωμετρικά χαρακτηριστικά που θα επιτρέπουν τον σωστό αερισμό και υγιεινή του δέρματος σε συνδυασμό με υψηλότερα επίπεδα αισθητικής, καθώς και δυνατότητα καθαρισμού του νάρθηκα.

Οι μελέτες που έχουν γίνει σε αυτόν τον τομέα μέχρι σήμερα παρά το γεγονός ότι εξετάζουν την εναλλακτική της κατασκευής καινοτόμων νάρθηκων χεριού μέσω της χρήσης της τεχνολογίας της ΠΚ, με έμφαση την πλήρη εξατομίκευση, άνεση, σωστή υγιεινή και υψηλή αισθητική για τον κάθε ασθενή, δεν παύουν να παρουσιάζουν κάποια ελλειμματικά στοιχεία όσον αφορά την προσέγγιση του σχεδιασμού. Όπως φαίνεται από τη βιβλιογραφική

ανασκόπηση που γίνεται στο αντικείμενο αυτό και παρουσιάζεται στην Ενότητα 2.4, οι προαναφερόμενοι τρισδιάστατα εκτυπωμένοι νάρθηκες μπορεί να είναι ελαφρύτεροι σε σχέση με τους κλασικά κατασκευασμένους νάρθηκες, αλλά η τελική τους μορφή βασίζεται καθαρά σε μοτίβα που έχει επιλέξει ο σχεδιαστής να δημιουργήσει εμπειρικά πάνω στο νάρθηκα μέσω της χρήσης εμπορικών σχεδιαστικών πακέτων, αφαιρώντας με αυτόν τον τρόπο υλικό από τη δομή κατά το στάδιο της ΠΚ. Με βάση τα παραπάνω, ένα ενδιαφέρον και πολύ σημαντικό αντικείμενο προς έρευνα, το οποίο φαίνεται να έχει μελετηθεί ελάχιστα με βάση τη βιβλιογραφία που διατίθεται (Ενότητα 2.4) αποτελεί η δημιουργία εξατομικευμένων και τρισδιάστατα εκτυπωμένων νάρθηκων καρπού, των οποίων όμως ο σχεδιασμός να γίνεται με βάση την εφαρμογή προηγμένων μεθόδων σχεδιασμού, όπως είναι η Τοπολογική Βελτιστοποίηση, με στόχο την επίτευξη ενός βέλτιστου σχεδιαστικού αποτελέσματος.

1.3 Στόχος της εργασίας

Στο πλαίσιο αυτό, το αντικείμενο μελέτης της παρούσας μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας είναι η ανάπτυξη και κατασκευή εξατομικευμένων νάρθηκων καρπού, μέσω της χρήσης προηγμένων σχεδιαστικών εργαλείων και κατασκευαστικών μεθόδων. Συγκεκριμένα, για την επίτευξη ενός βέλτιστου σχεδιαστικού αποτελέσματος γίνεται μελέτη της εφαρμογής μεθόδων TB, ενώ η κατασκευή των πρωτοτύπων βασίζεται στη χρήση της Μοντελοποίησης Εναπόθεσης με Σύντηξη (Fused Deposition Modeling – FDM), η οποία είναι μία από τις πιο ευρέως διαδεδομένες κατασκευαστικές μεθόδους που εμπίπτουν στη συνεχώς εξελισσόμενη τεχνολογία της ΠΚ.

Η TB στη μελέτη αυτή καλείται να δώσει λύση στο πως θα γίνει η κατανομή του υλικού στον εκάστοτε εξατομικευμένο νάρθηκα, ο οποίος υπόκειται σε συγκεκριμένες φορτίσεις και περιορισμούς, ώστε να δημιουργηθεί ο βέλτιστος σχεδιασμός της δομής με το ελάχιστο δυνατό βάρος και υψηλή στιβαρότητα, ενώ παράλληλα λαμβάνονται υπόψη σημαντικά ζητήματα που αφορούν τη λειτουργικότητα και αισθητική του νάρθηκα καρπού, καθώς και την υγιεινή και άνεση του ασθενή. Η διαδικασία υλοποιείται με τη χρήση αριθμητικής μεθόδου ανάλυσης (μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων) σε συνδυασμό με αλγόριθμο βελτιστοποίησης που λαμβάνει υπόψη διάφορα κριτήρια/περιορισμούς. Ταυτόχρονα, η

τεχνολογία της ΠΚ δίνει τη δυνατότητα δημιουργίας ενός τέτοιου εξατομικευμένου νάρθηκα που λόγω της εφαρμογής της μεθόδου TB παρουσιάζει αρκετά πολύπλοκα τελικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά, καθιστώντας επομένως δύσκολη την κατασκευή του μέσω των κλασικών μεθόδων δημιουργίας νάρθηκων καρπού.

Το αρχικό χωρίο σχεδιασμού (design domain) προς βελτιστοποίηση δημιουργείται με τη χρήση διαφόρων εμπορικών σχεδιαστικών εργαλείων (CAD design tools), έχοντας για βάση την ανατομία ενός ανθρώπινου χεριού (πιο συγκεκριμένα, αυτού της συγγραφέα), η οποία λαμβάνεται σε ψηφιακή μορφή ως ένα τρισδιάστατο μοντέλο μέσω της εφαρμογής της σύγχρονης τεχνολογίας της Τρισδιάστατης Σάρωσης (3D Scanning). Στη συνέχεια λαμβάνονται υπόψιν οι φορτίσεις και περιορισμοί που επιβάλλονται στο νάρθηκα καρπού, μέσω της επιλογής τριών διαφορετικών σεναρίων φόρτισης, και σε συνδυασμό με συγκεκριμένα κριτήρια/στόχους και περιορισμούς (γεωμετρικούς, κατασκευαστικούς, κλπ.) αναζητείται το βέλτιστο σχεδιαστικό αποτέλεσμα με βάση την εφαρμογή της μεθόδου TB.

Η παρούσα μελέτη περιλαμβάνει τα ακόλουθα επιμέρους στοιχεία:

- Βιβλιογραφική ανασκόπηση των μελετών που έχουν πραγματοποιηθεί στον τομέα της κατασκευής εξατομικευμένων νάρθηκων καρπού, μέσω της χρήσης της ΠΚ και σε συνδυασμό με εφαρμογή της μεθόδου TB για τον βέλτιστο σχεδιασμό και την καλύτερη δομική απόκριση των δομών αυτών,
- Δημιουργία του αρχικού χωρίου σχεδιασμού του μοντέλου νάρθηκα καρπού, μέσω της χρήσης εξοπλισμού 3D Scanner και εμπορικών σχεδιαστικών λογισμικών πακέτων,
- Καθορισμός των φορτίσεων και συνοριακών συνθηκών με βάση τη βιβλιογραφία και κλινικές περιπτώσεις για τον σχηματισμό των προς επίλυση προβλημάτων τοπολογίας,
- Επίλυση των προβλημάτων με χρήση απλών παραδοχών και τεχνικών TB,
- Επίλυση των προβλημάτων λαμβάνοντας υπόψιν κάποιους επιπλέον περιορισμούς (π.χ. κατασκευαστικούς),
- Κατασκευή των πρωτοτύπων νάρθηκα καρπού με βάση τα αποτελέσματα της TB, μέσω της χρήσης FDM τρισδιάστατου εκτυπωτή.

1.4 Δομή της εργασίας

Η παρούσα μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία χωρίζεται σε 6 Κεφάλαια με βάση τα προαναφερόμενα βασικά θέματα μελέτης. Στο Κεφάλαιο 1 γίνεται μία συνοπτική εισαγωγή στις έννοιες της Βελτιστοποίησης και της Προσθετικής Κατασκευής, ενώ παράλληλα παρουσιάζονται το αντικείμενο μελέτης και ο στόχος της εργασίας.

Στο Κεφάλαιο 2 γίνεται μία εισαγωγή στην τεχνολογία της ΠΚ και παρουσιάζονται βασικές πληροφορίες σχετικά με την εφαρμογή της στον κλάδο της ιατρικής και πιο συγκεκριμένα, στη χρήση της για την κατασκευή ορθώσεων με προηγμένα δομικά χαρακτηριστικά και ιδιότητες. Επιπλέον, παρουσιάζεται η βιβλιογραφική ανασκόπηση που έγινε σχετικά με τη χρήση της ΠΚ, όπως επίσης της ΠΚ σε συνδυασμό με εφαρμογή της μεθόδου TB για τη δημιουργία εξατομικευμένων ναρθήκων καρπού.

Στη συνέχεια, στο Κεφάλαιο 3 παρουσιάζονται τα βασικά θεωρητικά στοιχεία όσον αφορά τη ΔΒ, ενώ ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στη μέθοδο της TB, η οποία αποτελεί αντικείμενο μελέτης της εργασίας.

Στο Κεφάλαιο 4 γίνεται περιγραφή του κλινικού υποβάθρου και της μεθοδολογίας ανάπτυξης του αρχικού σχεδιασμού του νάρθηκα καρπού, όπως επίσης και ο σχηματισμός και η επίλυση του προβλήματος TB που μελετάται στην παρούσα μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία. Εν συνεχεία, γίνεται συζήτηση των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από την TB του εκάστοτε νάρθηκα καρπού, αρχικά χωρίς να λαμβάνονται υπόψιν στην επίλυση του προβλήματος οποιοδήποτε κατασκευαστικού περιορισμοί, ενώ μετέπειτα γίνεται μελέτη και αυτής της περίπτωσης.

Στο Κεφάλαιο 5 παρουσιάζονται τα πρωτότυπα ναρθήκων, τα οποία κατασκευάστηκαν μέσω της διαδικασίας της Μοντελοποίησης Εναπόθεσης με Σύντηξη (Fused Deposition Modeling), η οποία είναι μία από τις πιο ευρέως διαδεδομένες μεθόδους ΠΚ. Τα πρωτότυπα αυτά αντιστοιχούν στον αρχικό μη-βελτιστοποιημένο σχεδιασμό του νάρθηκα καρπού και στα μοντέλα των τελικών ναρθήκων που προέκυψαν από τη μελέτη TB.

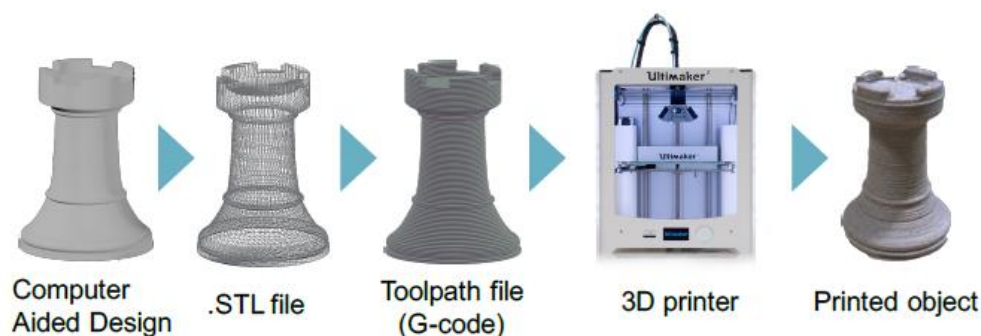
Τέλος, στο Κεφάλαιο 6 γίνεται μία σύνοψη των αποτελεσμάτων και συμπερασμάτων που προέκυψαν από την εργασία αυτή, ενώ επιπλέον παρουσιάζονται και κάποιες προτάσεις προς μελλοντική διερεύνηση.

Κεφάλαιο 2

Προσθετική Κατασκευή

2.1 Εισαγωγή στην Προσθετική Κατασκευή

Ταχεία Προτυποποίηση (Rapid Prototyping) ήταν ο αρχικός όρος που χρησιμοποιούνταν για να περιγράψει ένα εύρος κατασκευαστικών τεχνικών, οι οποίες έχουν τη δυνατότητα να δημιουργήσουν γρήγορα φυσικά αντικείμενα, απευθείας από κάποιο CAD (Computer Aided Design) μοντέλο, μέσω της συνεχόμενης πρόσθεσης υλικού σε μορφή στρώσεων της μίας πάνω στην άλλη. Η ανάπτυξη και η επιτυχής εμπορευματοποίηση αυτής της καινοτόμου οικογένειας κατασκευαστικών τεχνικών ξεκίνησε στα τέλη του 1980 και από τότε έχει παρουσιάσει μεγάλη και ραγδαία πρόοδο.

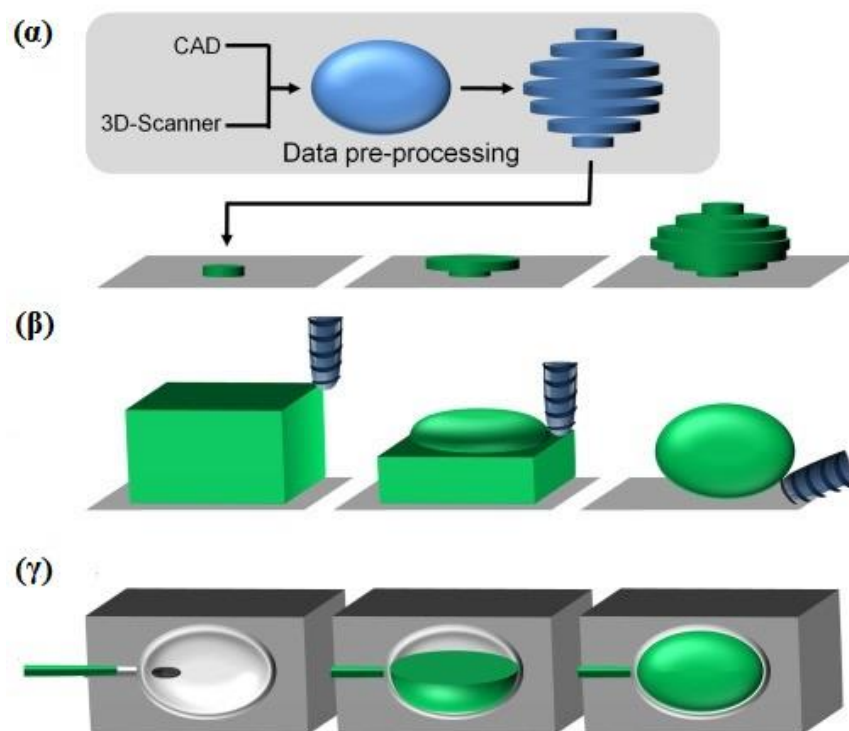


Εικόνα 2.1: Διαδικασία Ταχείας Προτυποποίησης [8].

Η κατασκευαστική διαδικασία του εκάστοτε αντικειμένου ξεκινάει με το αρχικό τρισδιάστατο CAD μοντέλο (3D CAD model), το οποίο έχει σχεδιαστεί ή έχει δημιουργηθεί μέσω σκαναρίσματος της γεωμετρίας και μετατροπής της σε ψηφιακό αρχείο CAD. Στη συνέχεια, αυτό το αρχείο εισάγεται σε ένα λογισμικό, το οποίο συνδέεται απευθείας με τον

τριδιάστατο εκτυπωτή. Εκεί, το αρχικό μοντέλο παραμετροποιείται μαθηματικά και μετατρέπεται σε ένα μοτίβο στρώσεων, ενώ παράλληλα δημιουργούνται οι τροχιές που θα διανύσει η κεφαλή του εκτυπωτή κατά την διάρκεια της εκτύπωσης (δημιουργία .stl αρχείου). Η συνεχόμενη δημιουργία των επάλληλων στρώσεων υλικού οδηγεί στην κατασκευή του τελικού φυσικού αντικείμενου (Εικόνα 2.1).

Οι τεχνικές Ταχείας Προτυποποίησης (ΤΠ) είναι το άκρως αντίθετα από τις κλασικές αφαιρετικές κατασκευαστικές μεθόδους, όπως είναι η CNC (Computer Numerical Control) διαδικασία κοπής, όπου η τελική δομή κατασκευάζεται μέσω αφαίρεσης υλικού, ενώ επιπλέον διαχωρίζονται τελείως από τις τεχνικές μορφοποίησης, όπως είναι η μέθοδος χύτευσης μέσω έγχυσης σε καλούπι και χύτευσης σε κενό αέρος, όπου το τελικό αντικείμενο παράγεται με τη χρήση καλουπιού μέσα στο οποίο το υλικό που εγχέεται στερεοποιείται (Εικόνα 2.2).

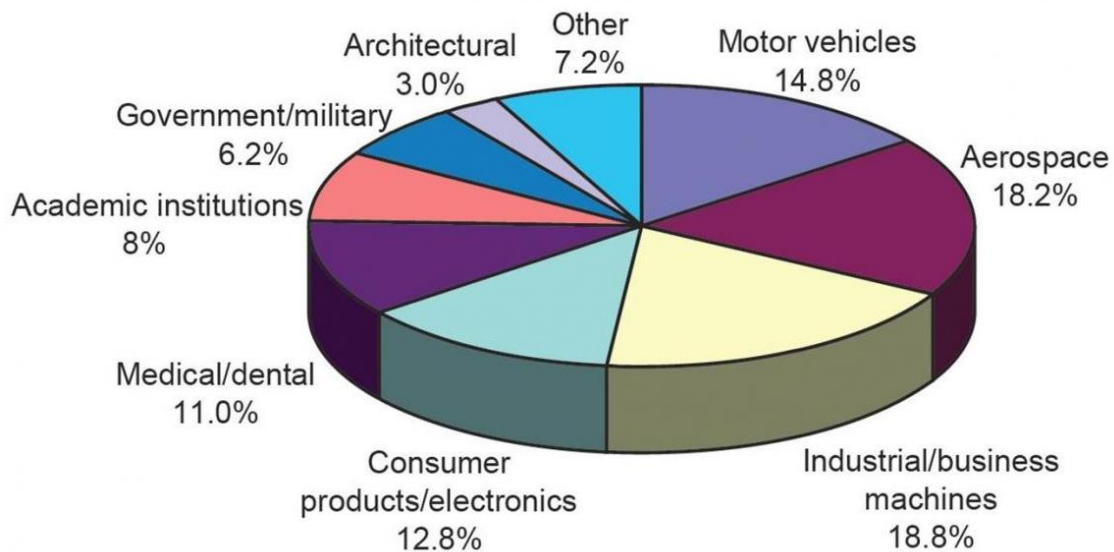


Εικόνα 2.2: Σύγκριση στις βασικές αρχές της κατασκευαστικής διαδικασίας μεταξύ της (α) Προσθετικής Κατασκευής (ή Ταχείας Προτυποποίησης), (β) των αφαιρετικών τεχνολογιών και (γ) των τεχνικών μορφοποίησης [9].

Το αρχικό οικονομικό κίνητρο για την εισαγωγή των μεθόδων ΤΠ σε διάφορες βιομηχανίες ήταν να υποστηρίξει τη διαδικασία ανάπτυξης προϊόντων μέσω της δυνατότητας που προσφέρει για κατασκευή φυσικών μοντέλων και πρωτοτύπων σε ταχείς ρυθμούς και με χαμηλό κόστος, ώστε να γίνει απεικόνιση της αρχικής ιδέας, εξακρίβωση της επιτυχίας του τελικού σχεδίου, καθώς και δοκιμή της κινηματικής λειτουργικότητας σε περιπτώσεις όπου γίνεται συναρμολόγηση επιμέρους στοιχείων. Παρόλα αυτά, οι σημαντικές βελτιώσεις που υπήρξαν στον τομέα των υλικών και του τεχνολογικού εξοπλισμού τις τελευταίες τρεις δεκαετίες, σε συνδυασμό με τα επιτεύγματα που έγιναν στη διαδικασία σχεδιασμού και στον τομέα της μοντελοποίησης με χρήση Πεπερασμένων Στοιχείων επέτρεψαν στις μεθόδους ΤΠ να εξελιχθούν περαιτέρω και να έχουν πλέον την ικανότητα κατασκευής λειτουργικών στοιχείων για απευθείας χρήση σε ένα τελικό προϊόν, πέρα από τον αρχικό σκοπό που ήταν η δημιουργία πρωτοτύπων. Έτσι, αρκετοί χρήστες της τεχνολογίας ΤΠ γρήγορα συνειδητοποίησαν ότι ο αρχικός όρος «Ταχείας Προτυποποίηση» δεν ήταν αρκετά επαρκής να περιγράψει τις πιο πρόσφατες εφαρμογές της τεχνολογίας αυτής και παράλληλα παραέβλεπε τη βασική αρχή της όσον αφορά την κατασκευή των τελικών φυσικών αντικειμένων, η οποία βασίζεται στη διαδικασία πρόσθεσης επάλληλων στρώσεων υλικού (προσθετική προσέγγιση) [10], [11]. Σε αυτό το πλαίσιο, ο όρος Προσθετική Κατασκευή [12] επιλέχθηκε από την ASTM F42 Τεχνική Επιτροπή ως ο πλέον επίσημος για να χρησιμοποιείται και να αντικαταστήσει τον μέχρι τότε ευρέως κοινό όρο της Ταχείας Προτυποποίησης.

Τα βασικά πλεονεκτήματα των μεθόδων ΠΚ είναι η δυνατότητα που δίνουν για κατασκευή λειτουργικών στοιχείων με αρκετά πολύπλοκα γεωμετρικά χαρακτηριστικά, τοπικά ελεγχόμενες ιδιότητες (πορώδες, πυκνότητα, κλπ.) [13]–[15], καθώς και συγκεκριμένες μηχανικές ιδιότητες [16], [17], παράμετροι που είναι δύσκολο έως αδύνατο να επιτευχθούν με τις κλασικές κατασκευαστικές μεθόδους. Επιπλέον, εξατομικευμένα προϊόντα μπορούν να παραχθούν γρήγορα με σχεδόν μηδαμινή σπατάλη υλικού και με έναν οικονομικά αποδοτικό τρόπο [18], [19]. Κάποια πλεονεκτήματα ακόμα της τεχνολογίας ΠΚ βασίζονται στο γεγονός ότι παρουσιάζεται περιβαλλοντικά και οικολογικά να είναι αρκετά υποσχόμενη [20], [21]. Ταυτόχρονα, μία πληθώρα διαφορετικών υλικών μπορούν να

χρησιμοποιηθούν στις μεθόδους ΠΚ, στα οποία συμπεριλαμβάνονται μέταλλα [22], κεραμικά [23], πολυμερή [24], σύνθετα υλικά [25], βιο-μελάνια [26], γυαλί [27], τσιμέντο [28], κ.ά. Λόγω των προαναφερόμενων χαρακτηριστικών, η τεχνολογία της ΠΚ βρίσκει εφαρμογή σε ένα αρκετά μεγάλο εύρος πεδίων, όπως π.χ. στην αυτοκινητοβιομηχανία [29], αεροναυπηγική [30], αεροδιαστημική [31], στον τομέα της ιατρικής και οδοντιατρικής [32], [33], στην εκπαίδευση και σε πολλά άλλα (Εικόνα 2.3).



Εικόνα 2.3: Διάγραμμα ποσοστιαίας κατανομής για τους βιομηχανικούς κλάδους που χρησιμοποιούν τις μεθόδους ΠΚ [34].

2.2 Μέθοδοι Προσθετικής Κατασκευής

Διάφορες μέθοδοι ΠΚ εισήχθησαν στην αγορά από μεγάλες εταιρείες της βιομηχανίας, οι οποίες σχετίζονται με την κατασκευή τρισδιάστατων εκτυπωτών, συμπεριλαμβανομένων μεταξύ άλλων της εταιρείας Stratasys και της 3D Systems στις ΗΠΑ, της EOS στη Γερμανία και της Materialise NV στο Βέλγιο. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα οι πλέον διαθέσιμες κατασκευαστικές τεχνικές ΠΚ να διαφέρουν αρκετά μεταξύ τους, τόσο ως προς την αρχή λειτουργίας τους, όσο και στα υλικά τα οποία χρησιμοποιούν ως πρώτη ύλη.

Υπάρχουν πάρα πολλοί διαφορετικοί τρόποι με βάση τους οποίους μπορεί κανείς να κατηγοριοποιήσει τις τεχνικές ΠΚ που υπάρχουν σήμερα διαθέσιμες στην αγορά, όπως π.χ. με βάση τον τρόπο που γίνεται η δημιουργία των στρώσεων υλικού, ανάλογα με τη μορφή της χρησιμοποιούμενης πρώτης ύλης, κ.ά. Πρόσφατα πρότυπα που ορίστηκαν από τον Διεθνή Οργανισμό Τυποποίησης (International Organization for Standardization – ISO/TC 261) και από την Αμερικανική Εταιρεία Δοκιμών και Υλικών (American Society for Testing and Materials – ASTM F42) κατατάσσουν τις μεθόδους ΠΚ σε επτά κατηγορίες: 1) εξώθηση υλικού (material extrusion), 2) φωτοπολυμερισμός σε θάλαμο (vat photopolymerization), 3) συγκόλληση κόκκων με σύντηξη (powder bed fusion), 4) ψεκασμός υλικού (material jetting), 5) ψεκασμός συγκολλητικής ουσίας (binder jetting), 6) συγκόλληση επάλληλων φύλλων (sheet lamination) και 7) κατευθυνόμενη εναπόθεση ενέργειας (directed energy deposition) [12], [35], [36]. Αυτή η κατάταξη παρουσιάζεται στον Πίνακα 2.1 μαζί με τα υλικά που μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε κάθε κατηγορία.

Πίνακας 2.1: Κατηγοριοποίηση των μεθόδων ΠΚ από ISO και ASTM [19].

| Materials | Example materials | Process categories | | | | | | |
|------------------------------|---|---------------------------|------------------|----------------|-------------------|--------------------|----------------------------|------------------|
| | | Vat photo-polymer-ization | Material jetting | Binder jetting | Powder bed fusion | Material extrusion | Directed energy deposition | Sheet lamination |
| Thermoset Polymers | Epoxies and acrylates | X | X | | | | | |
| Thermo-plastic polymers | Polyamide, ABS, PPSF | | X | X | X | X | | X |
| Wood | paper | | | | | | | X |
| Metals | Steel, Titanium alloys, Cobalt chromium | | | X | X | | X | X |
| Industrial ceramic materials | Alumina, Zirconia, Silicone nitride | X | | X | X | | | X |
| Structural ceramic materials | Cement, Foundry sand | | | X | X | X | | |

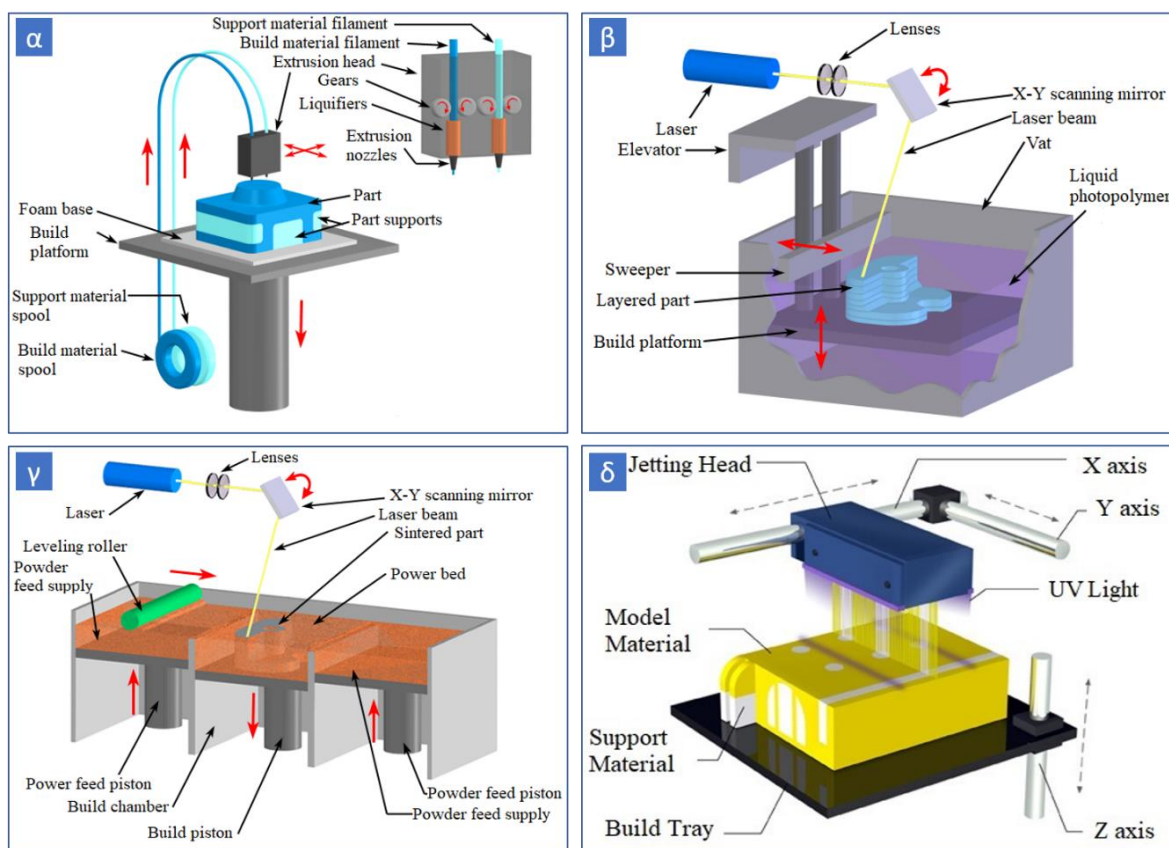
Note: Combinations of the above material classes, e.g. a composite, are possible

Στις μέρες μας, όπως προαναφέρθηκε, έχουν αναπτυχθεί πάρα πολλές διαφορετικές τεχνικές ΠΚ. Μέσα στις πιο γνωστές και ευρέως διαδεδομένες τεχνολογίες ΠΚ συγκαταλέγονται οι εξής κατασκευαστικές μέθοδοι: Μοντελοποίηση Εναπόθεσης με Σύντηξη υλικού (Fused Deposition Modelling – FDM), Στερεολιθογραφία (Stereolithography Apparatus – SLA), Επιλεκτική Συσσωμάτωση με Λείζερ (Selective Laser Sintering – SLS) και Κατασκευή με Πολλαπλό Ψεκασμό (Multi-Jet Modelling – MJM).

Η Μοντελοποίηση Εναπόθεσης με Σύντηξη βασίζεται στη χρήση θερμοπλαστικού υλικού, το οποίο σε μορφή νήματος (filament) τροφοδοτείται στη θερμαινόμενη κεφαλή του εκτυπωτή. Εκεί, το υλικό τήκεται και στη συνέχεια εξωθείται μέσω ενός ακροφυσίου πάνω στην πλατφόρμα χτισίματος, όπου γρήγορα επαναστερεοποιείται δημιουργώντας έτσι την εκάστοτε στρώση και κατ' επέκταση την τελική δομή (Εικόνα 2.4α). Μεταξύ των διαφόρων τεχνικών ΠΚ, η κατασκευαστική αυτή διαδικασία είναι μία από τις πιο υποσχόμενες και ευρέως διαδεδομένες, λόγω της σχετικά απλής αρχής λειτουργίας της, του χαμηλού κόστους των υλικών εκτύπωσης και του εξοπλισμού FDM, ενώ ταυτόχρονα μεγάλη είναι και η ποικιλία στο εμπόριο των θερμοπλαστικών νημάτων που χρησιμοποιούνται στη μέθοδο αυτή ως πρώτες ύλες.

Στην τεχνική της Στερεολιθογραφίας, η κατασκευή των τελικών δομών γίνεται μέσω φωτοπολυμερισμού φωτοευαίσθητης μονομερούς ρητίνης, όταν αυτή εκτίθεται σε υπεριώδη (UV) ακτινοβολία με τη μορφή εστιασμένης ακτίνας λέιζερ. Η πλατφόρμα χτισίματος ενός εκτυπωτή SLA βρίσκεται εμβαπτισμένη μέσα σε ένα κάδο με υγρή ρητίνη. Κατά τη διαδικασία της εκτύπωσης η ακτίνα λέιζερ σκανάρει μία στρώση υγρής ρητίνης κάθε φορά από την όλη τελική γεωμετρία, σύμφωνα με τα δεδομένα εκτύπωσης που παρέχονται από το .stl αρχείο. Με το πέρασμα της ακτίνας λέιζερ πάνω από την υγρή ρητίνη, πραγματοποιείται φωτοπολυμερισμός, με αποτέλεσμα το υλικό να στερεοποιείται αμέσως πάνω στην ακριβώς προηγούμενη στρώση. Στη συνέχεια, η τράπεζα του εκτυπωτή κατεβαίνει προς τα κάτω κατά το ύψος μιας στρώσης, ενώ ταυτόχρονα βυθίζεται πάλι μέσα στον κάδο με την υγρή ρητίνη για να επαναληφθεί η ίδια διαδικασία (Εικόνα 2.4β).

Η διαδικασία Επιλεκτικής Συσσωμάτωσης με Λείζερ χρησιμοποιεί ένα υψηλής ισχύος λέιζερ CO₂ προκειμένου να μπορεί να κατεργαστεί μια ποικιλία υλικών σε μορφή κόκκων/πούδρας (powder). Στη συγκεκριμένη μέθοδο έχουν δοκιμαστεί διάφορα υλικά όπως νάιλον, γυαλί, ελαστομερή, συνθετικά κεριά, κεραμικά καθώς και συγκεκριμένα κράματα μετάλλων. Η κατασκευή ενός αντικειμένου με χρήση εκτυπωτή SLS γίνεται μέσω της επαναληπτικής εναπόθεσης στρώσεων κόκκων πρώτης ύλης και της επιλεκτικής θέρμανσης τους με λέιζερ προκειμένου να προκληθεί η κατά τόπους συσσώμωση/συγκόλληση των σωματιδίων της πρώτης ύλης. Ανάλογα με το υλικό διαφέρει η ισχύς του λέιζερ, ενώ για κάποια υλικά μπορεί να απαιτηθεί περαιτέρω κατεργασία σκλήρυνσης (Εικόνα 2.4γ).



Εικόνα 2.4: Σχηματική αναπαράσταση της (α) Μοντελοποίησης Εναπόθεσης με Σύντηξη, (β) Στερεολιθογραφίας, (γ) Επιλεκτικής Συσσωμάτωσης με Λείζερ και (δ) Κατασκευής με Πολλαπλό Ψεκάσμο.

Τέλος, στην Κατασκευή με Πολλαπλό Ψεκασμό, η εκάστοτε στρώση από το τελικό αντικείμενο δημιουργείται μέσω ψεκασμού σταγόνων φωτοπολυμεριζόμενης ρητίνης πάνω στην πλατφόρμα χτισίματος. Πάνω στην κεφαλή του MJM εκτυπωτή βρίσκονται UV λάμπες μαζί με τα ειδικά στόμια ψεκασμού. Καθώς η κεφαλή κινείται για να γίνει ο ψεκασμός του πολυμερούς, οι UV λάμπες αναβοσβήνουν ώστε να επιτευχθεί εν μέρη πολυμερισμός του υλικού, στερεοποίησή του και σύνδεση της υπό εκτύπωση στρώσης με την ακριβώς προηγούμενη. Μετά την εκτύπωση και της τελευταίας στρώσης του μοντέλου, η κεφαλή του εκτυπωτή περνάει αρκετές φορές πάνω από το κατασκευασμένο αντικείμενο με τις UV λάμπες να σκανάρουν συνεχώς τη δομή, έτσι ώστε να ολοκληρωθεί πλήρως η διαδικασία του πολυμερισμού (Εικόνα 2.4δ).

2.3 Προσθετική Κατασκευή στην Ορθοπεδική

Η ΠΚ από την εισαγωγή της στην αγορά στα τέλη του 1980 μέχρι σήμερα έχει παρουσιάσει τεράστια ανάπτυξη, αποτελώντας πλέον μία μεγάλη παγκόσμια δύναμη. Οι δυνατότητες και τα σημαντικά πλεονεκτήματα που παρέχουν οι κατασκευαστικοί μέθοδοι της ΠΚ έγιναν γρήγορα αντιληπτά στον τομέα της ιατρικής. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, η τεχνολογία της ΠΚ να παρουσιάζει σήμερα μία πρωτοφανή περίοδο ανάπτυξης στη βιομηχανία της ιατρικής, η οποία αναμένεται να έχει ξεπεράσει τα \$8.1 δις μέχρι το 2029 [37].

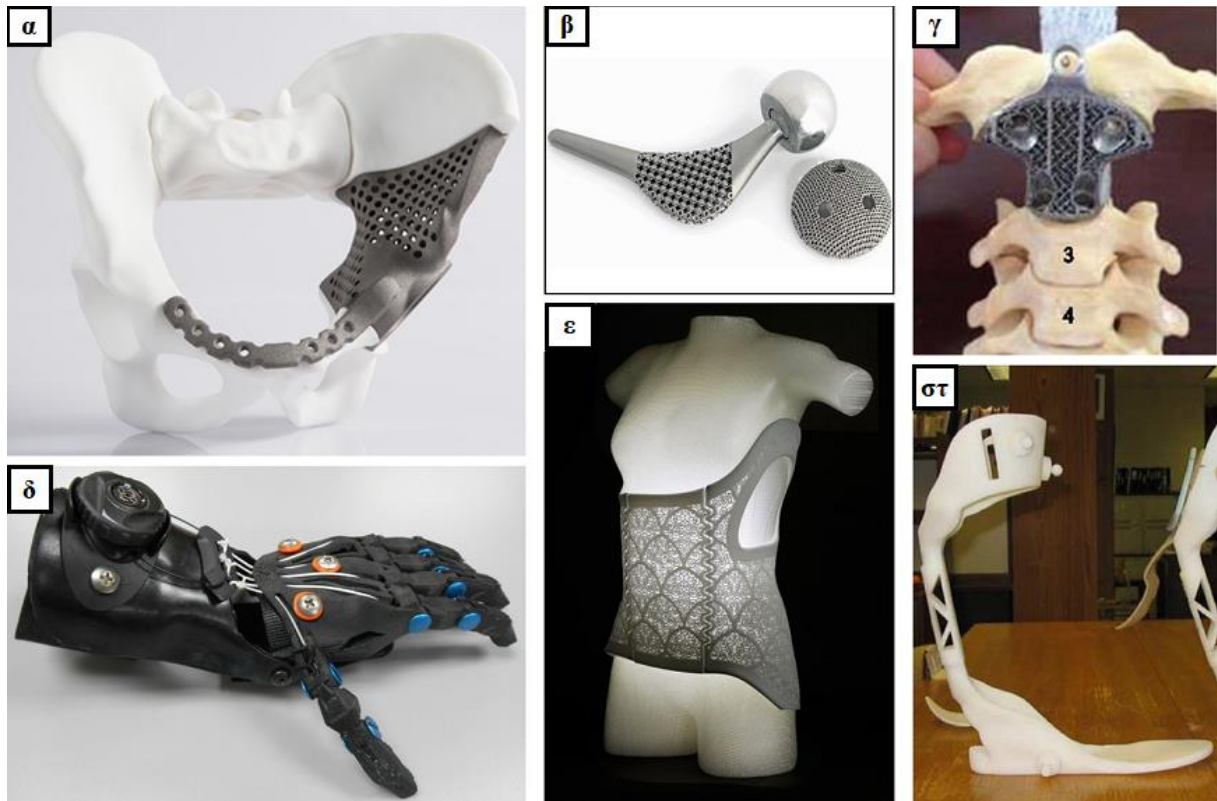
Στον κλάδο της Ορθοπεδικής, πιο συγκεκριμένα, η συνεισφορά της ΠΚ έχει παίξει καθοριστικό ρόλο. Ένας σημαντικός λόγος που έχει γίνει τόσο περιζήτητη σε αυτόν τον κλάδο είναι η δυνατότητα που προσφέρει για δημιουργία εξατομικευμένων ιατρικών δομών, δίνοντας έτσι λύση στο γεγονός ότι η φυσιολογία του κάθε ανθρώπου είναι διαφορετική. Παράλληλα, η πολυπλοκότητα της ανθρώπινης ανατομίας δεν αποτελεί πρόβλημα για την τεχνολογία της ΠΚ, η οποία μπορεί να δημιουργήσει δομές με αρκετά πολύπλοκα γεωμετρικά χαρακτηριστικά σε αντίθεση με τις κλασικές μεθόδους κατασκευής. Κάποιες από τις πιο σημαντικές εφαρμογές της τεχνολογίας αυτής στον τομέα της Ορθοπεδικής είναι η δημιουργία μοσχευμάτων/εμφυτευμάτων (implants), όπως επίσης και η κατασκευή εξατομικευμένων ορθοπεδικών προσθέσεων (prostheses) και ορθώσεων (orthoses) [38], [39].

Για να επιτευχθούν εξατομικευμένες και λειτουργικές ιατρικές δομές (μοσχεύματα, προσθέσεις και ορθώσεις), η συλλογή δεδομένων όσον αφορά την ανατομία του εκάστοτε ασθενή είναι απαραίτητη. Η Μαγνητική Τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging – MRI), η Αξονική Τομογραφία (Computed Tomography – CT), καθώς και η σύγχρονη τεχνολογία της Τρισδιάστατης Σάρωσης (3D Scanning) μπορούν να δώσουν ακριβή, γρήγορα και μεγάλης ευκρίνειας δεδομένα, όσον αφορά την ανατομία ενός ασθενή, τα οποία μπορούν να μετατραπούν σε ένα τελικό τρισδιάστατο ψηφιακό μοντέλο μέσω της χρήσης CAD λογισμικών. Μετά τη δημιουργία του τελικού ψηφιακού μοντέλου, η κατασκευή μιας εξατομικευμένης ιατρικής συσκευής αποτελεί μια εύκολη και ταχεία διαδικασία κάνοντας χρήση των μεθόδων ΠΚ.

Ο σχεδιασμός και η εκτύπωση προηγμένων μοσχευμάτων για τον ανθρώπινο σκελετό με σκοπό τη θεραπεία ασθενών με οστικά ελλείμματα, τη διόρθωση παραμορφώσεων των οστών και της σπονδυλικής στήλης, ή την αποκατάσταση φθαρμένων αρθροπλαστικών έχει γίνει πραγματικότητα μέσω της ανάπτυξης της ΠΚ, η οποία πολλές φορές μπορεί να αποτελεί και μοναδική λύση για αρκετούς ασθενείς. Η δημιουργία εξατομικευμένων, βιοσυμβατών εμφυτευμάτων σε οποιοδήποτε γεωμετρικό σχήμα, καθώς και η κατασκευή πορωδών δομών με ελεγχόμενο μέγεθος και σχήμα πόρων (scaffolds), οι οποίες προσομοιάζουν τη μορφολογία των ανθρώπινων οστών, μπορούν να γίνουν γρήγορα και σε ένα αρκετά προσιτό κόστος μέσω των μεθόδων της ΠΚ. Η χρήση της τεχνολογίας ΠΚ στην Ορθοπεδική Χειρουργική έχει ήδη εφαρμοσθεί σε διάφορες κλινικές περιπτώσεις, όπως π.χ. για την αντικατάσταση οστών και συνδέσμων της σπονδυλικής στήλης, της λεκάνης και του ισχίου (Εικόνα 2.5α-γ), του γονάτου, κ.ά. [40], παρουσιάζοντας επιτυχή αποτελέσματα.

Ταυτόχρονα, οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές εισβάλλουν όλο και πιο δυναμικά στον κλάδο των προσθετικών άκρων με στόχο την παραγωγή φθηνών και πλήρως λειτουργικών μελών για άτομα που έχουν υποστεί ακρωτηριασμό. Οι προσθέσεις μπορούν να διαχωριστούν σε τέσσερις βασικές κατηγορίες ανάλογα με τη λειτουργία τους, οι οποίες είναι: 1) προσθέσεις για πάνω από τον αγκώνα (above elbow – AE), 2) κάτω από τον αγκώνα (below elbow – BE), 3) προσθέσεις για πάνω από το γόνατο (above knee – AK) και 4) κάτω από το γόνατο (below knee – BK) [41]. Η ανάγκη για κατασκευή προσθέσεων μέσω της ΠΚ γίνεται όλο και πιο

μεγάλη, ειδικά στις αναπτυσσόμενες χώρες, όπου ένα μεγάλο ποσοστό του πληθυσμού των ακρωτηριασθέντων δεν χρησιμοποιεί τεχνητά άκρα λόγω του υψηλού κόστους τους. Μέσω της τεχνολογίας ΠΚ και των πολυάριθμων σχεδιαστικών επιλογών που πλέον είναι διαθέσιμες ακόμα και στο διαδίκτυο, η κατασκευή εξατομικευμένων προσθέσεων με υψηλή αισθητική μπορεί να γίνει άμεσα και με πολύ χαμηλό κόστος (Εικόνα 2.5δ).



Εικόνα 2.5: (α) Τρισδιάστατα εκτυπωμένα εμφυτεύματα για αντικατάσταση οστών της λεκάνης, (β) οστών και συνδέσμων του ισχίου και (γ) της σπονδυλικής στήλης [42], (δ) τρισδιάστατη εκτυπωμένη πρόθεση για κάτω από τον αγκώνα [43], (ε) τρισδιάστατες εκτυπωμένες ορθώσεις σπονδυλικής στήλης και (στ) κάτω άκρων [44].

Τέλος, η χρήση της ΠΚ για τη δημιουργία εξατομικευμένων, λειτουργικών και άνετων ορθώσεων για τη σπονδυλική στήλη, καθώς και για τα άνω και κάτω άκρα έχει παρουσιάσει σημαντική άνοδο (Εικόνα 2.5ε-στ). Όλο και περισσότερες μελέτες γίνονται στον τομέα αυτό, οι οποίες στοχεύουν στην αντικατάσταση των κλασικών μεθόδων κατασκευής των ορθώσεων από την προηγμένη τεχνολογία της ΠΚ. Οι πρώτες έρευνες επικεντρώθηκαν κυρίως στην

ανάπτυξη ορθώσεων για τα κάτω άκρα και πιο συγκεκριμένα στη δημιουργία ορθώσεων ποδιού (foot orthoses – FO) και ορθώσεων ποδιού-αστράγαλου (ankle-foot orthoses – AFO), αποδεικνύοντας ότι η απόδοση των τρισδιάστατα εκτυπωμένων ορθώσεων είναι ισοδύναμη με αυτών που κατασκευάζονται από τις κλασικές μεθόδους [41], [45]. Αυτή τη στιγμή, συνεχώς αυξανόμενο είναι το ερευνητικό ενδιαφέρον όσον αφορά την κατασκευή εξατομικευμένων ορθώσεων άνω άκρων μέσω των μεθόδων ΠΚ με αρκετές μελέτες να έχουν επικεντρωθεί στους νάρθηκες παλάμης-καρπού-πήχη (ή πηγεοκαρπικούς νάρθηκες). Βασικός σκοπός των μελετών είναι να αντικατασταθούν οι κλασικοί ορθοπεδικοί νάρθηκες με προηγμένες, τρισδιάστατα εκτυπωμένες και εξατομικευμένες συσκευές, ώστε να εξαλειφθούν τα προβλήματα μη-συμβατότητας, περιορισμένης άνεσης και λειτουργικότητας, καθώς και κακής υγιεινής λόγω της συνεχούς χρήσης, τα οποία παρουσιάζονται συχνά.

2.4 Προσθετική Κατασκευή εξατομικευμένων νάρθηκων καρπού – Βιβλιογραφική ανασκόπηση

Τα τελευταία χρόνια, διάφορες ερευνητικές μελέτες έχουν επικεντρωθεί στη διερεύνηση της εφαρμογής των μεθόδων ΠΚ για τη δημιουργία εξατομικευμένων νάρθηκων άνω άκρων. Ένα από τα πρώτα μοντέλα νάρθηκα παλάμης-καρπού-πήχη (hand-wrist-forearm splint) που κατασκευάστηκε μέσω της τεχνολογίας ΠΚ, κάνοντας χρήση της μεθόδου 3D Scanning ήταν το Cortex (Εικόνα 2.6α), το οποίο σχεδιάστηκε από τον Jake Evill [46]. Ο νάρθηκας αυτός δημιουργήθηκε από Nylon υλικό μέσω της τεχνικής SLS έχοντας μία πλεγματοειδής δομή. Σε μία αντίστοιχη ιδέα βασίστηκε και ο νάρθηκας Osteoid [47] (Εικόνα 2.6β) που σχεδιάστηκε την ίδια χρονιά από τον Deniz Karasahin. Το μοντέλο αυτό κατασκευάστηκε από ανακυκλώσιμο υλικό ABS μέσω της μεθόδου FDM. Το καινοτόμο χαρακτηριστικό αυτού του νάρθηκα είναι το σύστημα χαμηλής έντασης παλμικών υπερήχων, το οποίο ενσωματώθηκε πάνω στο σκελετό με σκοπό να είναι πιο γρήγορη η θεραπευτική διαδικασία. Επιπλέον, η εταιρεία Exonite [48] πρότεινε ένα μοντέλο νάρθηκα που στοχεύει στη μείωση του χρόνου αποκατάστασης του ασθενή μέσω της ενσωμάτωσης ενός συστήματος ηλεκτροδιέγερσης.

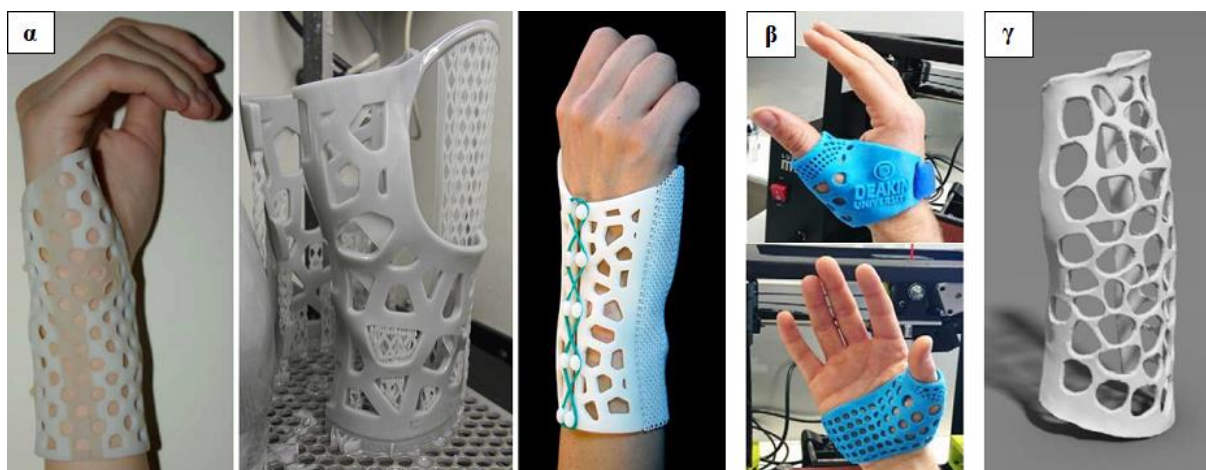
Οι Kim et al. [49] πρότειναν ένα υβριδικό μοντέλο νάρθηκα, το οποίο αποτελείται από δύο επιμέρους στοιχεία. Έναν εσωτερικό σκελετό, ο οποίος εφαρμόζεται πλήρως πάνω στην ανατομία του ασθενή και είναι κατασκευασμένος μέσω της ΠΚ, καθώς και ένα εξωτερικό κάλυμμα κατασκευασμένο από τις κλασικές μεθόδους παραγωγής (έγχυση σε καλούπι). Οι Palousek et al. [50] μελέτησαν τη χρήση της ΠΚ για τη δημιουργία ενός μοντέλου νάρθηκα, αλλά η δουλειά τους περιορίστηκε κυρίως στην κατασκευή ενός πρωτοτύπου το οποίο καλύπτει μόνο τη μία πλευρά του χεριού. Επιπλέον, το σχέδιο του νάρθηκα είναι αρκετά ογκώδες, καθώς προοριζόταν αρχικά να κατασκευασθεί μέσω των κλασικών μεθόδων παραγωγής νάρθηκων, ενώ δεν παρουσιάζει υψηλά επίπεδα αισθητικής (Εικόνα 2.6γ). Στη μελέτη που έγινε από τους Blaya et al. [7] αναπτύσσεται μία μεθοδολογία για την κατασκευή ενός τρισδιάστατα εκτυπωμένου πηγεοκαρπικού νάρθηκα, με σκοπό την αποκατάσταση ασθενών με κατάγματα στις άκρες της κερκίδας/ωλένης (Εικόνα 2.6δ). Η προτεινόμενη μεθοδολογία βασίζεται στην εφαρμογή τεχνικών τρισδιάστατης ψηφιοποίησης και στη δημιουργία τρισδιάστατων μοντέλων μέσω της χρήσης λογισμικών αντίστροφης μηχανικής (reverse engineering).



Εικόνα 2.6: Τρισδιάστατα εκτυπωμένοι νάρθηκες άνω άκρων: (α) Cortex [46], (β) Osteoid [47], (γ) μοντέλο νάρθηκα που αναπτύχθηκε από τους Palousek et al. [50] και (δ) μοντέλο νάρθηκα που αναπτύχθηκε από τους Blaya et al. [7].

Οι Paterson et al. έκαναν επίσης μία σειρά από μελέτες σχετικά με τον σχεδιασμό και την κατασκευή τρισδιάστατα εκτυπωμένων νάρθηκων καρπού. Σε μία από τις δουλειές τους [6]

μελέτησαν τα σχεδιαστικά χαρακτηριστικά και την τελική δομή νάρθκων που κατασκευάστηκαν από τέσσερις διαφορετικές μεθόδους ΠΚ και πιο συγκεκριμένα από τις τεχνικές SLS, FDM, SLA και PolyJet. Οι ερευνητές συμπέραναν ότι οι τεχνικές SLS, SLA και PolyJet παρουσιάζουν πολύ καλύτερα αποτελέσματα σε σχέση με τη μέθοδο FDM, ενώ κατέληξαν ότι κρίνεται αναγκαία η περαιτέρω ανάπτυξη των μεθόδων ΠΚ, των διαθέσιμων υλικών, καθώς και η βελτιστοποίηση των σχεδίων των νάρθκων για να επιτευχθεί το βέλτιστο δυνατό αποτέλεσμα. Επιπλέον, σε μία άλλη εργασία τους [4] διερευνούν κάποια επιπλέον χαρακτηριστικά όσον αφορά την κατασκευή τρισδιάστατα εκτυπωμένων νάρθκων, όπως είναι η δυνατότητα ενσωμάτωσης διαφορετικών μοτίβων/σχεδίων στις δομές και η χρήση πολλαπλών υλικών σε μία εκτύπωση, κατασκευάζοντας την τελική γεωμετρία με εκτυπωτή Objet Connex.



Εικόνα 2.7: Μοντέλο τρισδιάστατα εκτυπωμένου νάρθηκα άνω άκρου που αναπτύχθηκε, αντίστοιχα, από τους: (α) Paterson et al. [4], [6], (β) Mohammed et al. [51] και (γ) Fitzpatrick et al. [52].

Οι Mohammed et al. [51] και οι Fitzpatrick et al. [52], [53] αξιοποιώντας τις δυνατότητες που δίνονται από την τεχνολογία του 3D Scanning, τα προηγμένα εμπορικά σχεδιαστικά πακέτα, καθώς και από τις τεχνικές ΠΚ δημιούργησαν λειτουργικούς, εξατομικευμένους νάρθηκες αντίχειρα-καρπού και παλάμης-καρπού-πήχη, αντίστοιχα, με στόχο την αύξηση των επιπέδων αισθητικής στην τελική δομή και της άνεσης του ασθενή, όπως επίσης και με σκοπό τη μείωση του βάρους των νάρθκων, της αναπτυσσόμενης υγρασίας στο δέρμα και του κόστους κατασκευής.

Σε κάποιες πρόσφατες μελέτες, έχει γίνει διερεύνηση, επιπροσθέτως, της δομικής ακεραιότητας και μηχανικής απόδοσης των εξατομικευμένων τρισδιάστατα εκτυπωμένων νάρθηκων που αναπτύχθηκαν, μέσω της ανάλυσης με Πεπερασμένα Στοιχεία (Finite Element Analysis – FEA). Πιο συγκεκριμένα, οι Lin et al. [54] και οι Li et al. [55] χρησιμοποίησαν τη μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων για να υπολογίσουν την αντοχή των μοντέλων νάρθηκων που ανέπτυξαν. Στο ίδιο πλαίσιο, οι Cazon et al. [56] έτρεξαν αναλύσεις με ΠΣ για να υπολογίσουν τις μέγιστες τάσεις και μετατοπίσεις που αναπτύσσονται στο μοντέλο νάρθηκα, το οποίο σχεδίασαν για να κατασκευασθεί μέσω της τεχνολογίας ΠΚ, όταν αυτό υπόκειται σε εξωτερικές φορτίσεις λόγω της φυσικής κίνησης του καρπού (κάμψη/έκταση καρπού, κερκιδική/ωλένια απόκλιση). Τα αποτελέσματα αυτά συγκρίθηκαν επιπλέον με τα αντίστοιχα αποτελέσματα που προέκυψαν για ένα τυποποιημένο μοντέλο νάρθηκα.

Παρά το γεγονός ότι οι μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί στο αντικείμενο αυτό δείχνουν τις εξαιρετικές προοπτικές που παρουσιάζει η τεχνολογία της ΠΚ για να εφαρμοστεί στον τομέα της κατασκευής εξατομικευμένων νάρθηκων, μειώνοντας έτσι δραστικά τα μειονεκτήματα που εμφανίζουν οι κλασικά κατασκευασμένες ορθώσεις, ένα σημαντικό ερευνητικό θέμα που έχει διερευνηθεί ελάχιστα, με βάση τη βιβλιογραφία που υπάρχει έως σήμερα, είναι η ανάπτυξη βέλτιστων σχεδιαστικών μοντέλων νάρθηκων με σκοπό στη συνέχεια να εκτυπωθούν, κάνοντας χρήση προηγμένων σχεδιαστικών μεθόδων όπως είναι η Τοπολογική Βελτιστοποίηση. Οι εργασίες που έχουν δημοσιευθεί πάνω σε αυτό το αντικείμενο είναι ελάχιστες και πολύ πρόσφατες, επισημαίνοντας επομένως την ανάγκη που υπάρχει για περαιτέρω μελέτη στο συγκεκριμένο ερευνητικό τομέα.

Πιο συγκεκριμένα, οι Costa et al. [57] στη δουλειά που έκαναν χρησιμοποίησαν την τεχνική του 3D Scanning για να δημιουργήσουν το ψηφιακό μοντέλο του χεριού του ασθενή και στη συνέχεια βελτιστοποίησαν το 3D CAD μοντέλο που προέκυψε εφαρμόζοντας αλγορίθμους TB. Ο βέλτιστος σχεδιασμός κατασκευάστηκε μετέπειτα μέσω της τεχνολογίας ΠΚ. Επίσης, σημαντική είναι η δουλειά που πραγματοποιήθηκε από τους Zhang et al. [58] και από τους Yan et al. [59], οι οποίοι εφάρμοσαν τη μέθοδο της TB για να σχεδιάσουν καινοτόμα μοντέλα νάρθηκων προς εκτύπωση, χρησιμοποιώντας δισδιάστατα στοιχεία λεπτών πλακών (thin plate elements) στις δισδιάστατες πολλαπλότητες επιφανειών (2-

manifold surfaces) του 2D σχεδιαστικού χωρίου νάρθηκα, και αντίστοιχα, τρισδιάστατα στερεά στοιχεία πλέγματος (solid elements) στο 3D σχεδιαστικό χωρίο νάρθηκα για να λύσουν το εκάστοτε πρόβλημα βελτιστοποίησης. Τα αποτελέσματα της πρώτης μελέτης δείχνουν ότι η μέθοδος που αναπτύχθηκε μπορεί αποτελεσματικά να προσαρμόσει μία στενά εφαρμοζόμενη δομή όπως είναι ο νάρθηκας, βελτιώνοντας τα επίπεδα αερισμού και μειώνοντας την κατανάλωση υλικού. Αντίστοιχα, τα αποτελέσματα της δεύτερης μελέτης δείχνουν ότι ο βέλτιστος σχεδιασμός που προέκυψε από την TB παρουσιάζει περισσότερο από 40% μείωση του βάρους, ενώ ταυτόχρονα η μηχανική απόδοση του σχεδιασμένου νάρθηκα πληροί τις προϋποθέσεις για μια σωστή θεραπεία με βάση τα αποτελέσματα των αναλύσεων.

Κεφάλαιο 3

Βελτιστοποίηση

3.1 Εισαγωγή στη Δομική Βελτιστοποίηση

Στον σχεδιασμό κατασκευών και στη δημιουργία νέων προϊόντων, ο βασικός στόχος είναι η ανάπτυξη του βέλτιστου δυνατού συστήματος το οποίο πληροί όλες τις απαραίτητες κατασκευαστικές προδιαγραφές, λειτουργικές και εργονομικές προϋποθέσεις, ενώ παράλληλα επιτυγχάνονται συγκεκριμένα κριτήρια/στόχοι, όπως για παράδειγμα υψηλή απόδοση, αρκετά χαμηλό κόστος και όσο το δυνατόν ελαφρύτερο βάρος της κατασκευής. Όσο πιο περίπλοκη είναι η δομή και όσο περισσότερο ποικίλουν οι σχεδιαστικοί στόχοι και περιορισμοί, τόσο πιο δύσκολη είναι μια παραδοσιακή, εμπειρική και επαναληπτική βελτίωση του σχεδιασμού με το χέρι βασισμένη σε διαδοχικές αναλύσεις. Η Δομική Βελτιστοποίηση (Structural Optimization) μπορεί να βοηθήσει στην επίτευξη ενός βέλτιστου σχεδιασμού, αντικαθιστώντας την διαισθητική λήψη αποφάσεων με μια συστηματική διαδικασία βασισμένη σε αυστηρή μαθηματική διατύπωση του σχεδιαστικού προβλήματος.

Η διαδικασία της Δομικής Βελτιστοποίησης (ΔΒ) υλοποιείται με τη χρήση αριθμητικών μεθόδων ανάλυσης (μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων) σε συνδυασμό με αλγόριθμο βελτιστοποίησης που λαμβάνει υπόψη διάφορα κριτήρια και περιορισμούς, οι οποίοι δεν πρέπει να παραβιασθούν προκειμένου η μέθοδος να οδηγήσει στο βέλτιστο δυνατό αποτέλεσμα. Καθώς οι περισσότερες δομές λειτουργούν κάτω από εξωτερικά φορτία, η δομική ανάλυση με εφαρμογή της μεθόδου ΠΣ είναι αναγκαία πλέον στις σύγχρονες διαδικασίες ανάπτυξης προϊόντων, όπου η δημιουργία φυσικών πρωτοτύπων ελαχιστοποιείται σημαντικά, λόγω των συνεχώς αυξανόμενων απαιτήσεων για υψηλή ποιότητα και για

προϊόντα χαμηλού κόστους με σύντομο χρόνο ανάπτυξης. Τις τελευταίες δεκαετίες, η εκτεταμένη διαθεσιμότητα οικονομικά προσιτών προσωπικών υπολογιστών υψηλής απόδοσης και εμπορικών λογισμικών πακέτων για δομικές αναλύσεις με χρήση ΠΣ σε συνδυασμό με την ανάπτυξη των αλγορίθμων που χρησιμοποιούνται για σχεδιασμό με μεθόδους βελτιστοποίησης συνέβαλλαν σημαντικά στην εισαγωγή της ΔΒ στο στάδιο της διαδικασίας σχεδιασμού νέων προϊόντων και κατασκευών. Έτσι, όλο και περισσότεροι σχεδιαστές/μηχανικοί άρχισαν σταδιακά να πειραματίζονται με τις τεχνικές ΔΒ που είναι διαθέσιμες ακόμα και μέσα από έτοιμα υπολογιστικά πακέτα.

3.1.1 Κατηγορίες Δομικής Βελτιστοποίησης

Οι τεχνικές Δομικής Βελτιστοποίησης μπορούν να χωριστούν σε τρεις βασικές κατηγορίες: Βελτιστοποίηση Μεγέθους (Sizing), Σχήματος (Shape) και Τοπολογίας (Topology). Στις επόμενες παραγράφους γίνεται περιγραφή της κάθε κατηγορίας ξεχωριστά. Η μέθοδος της Βελτιστοποίησης Τοπολογίας ή Τοπολογικής Βελτιστοποίησης θα αναλυθεί εκτενώς στη συνέχεια του συγκεκριμένου Κεφαλαίου, καθώς είναι η τεχνική ΔΒ που θα χρησιμοποιηθεί στην παρούσα εργασία.

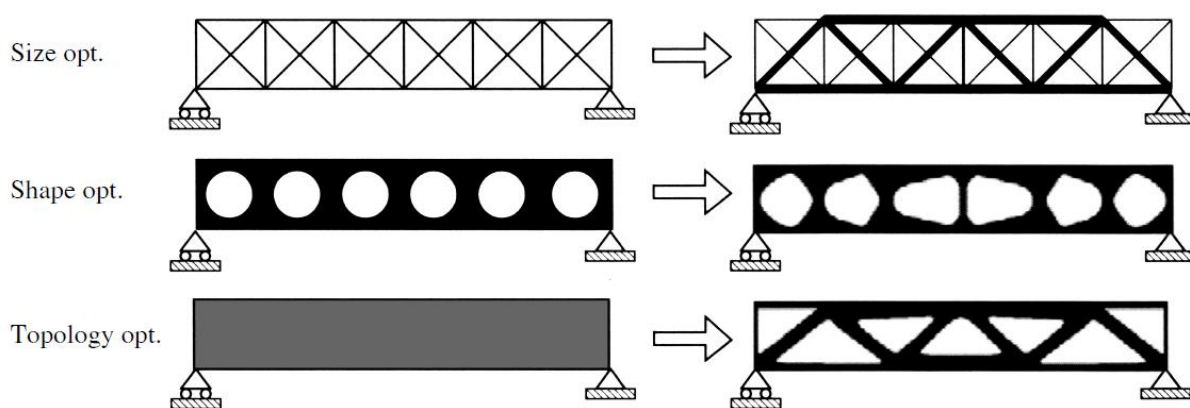
1) Βελτιστοποίηση Μεγέθους (Sizing Optimization)

Η Βελτιστοποίηση Μεγέθους (BM) είναι η απλούστερη τεχνική ΔΒ που χρησιμοποιείται με σκοπό να βρεθεί ο καλύτερος τελικός σχεδιασμός μεταβάλλοντας τις διαστάσεις ενός φορέα (Εικόνα 2.8α). Στη BM η διάταξη της κατασκευής είναι προκαθορισμένη και η μόνο παράμετρος που μπορεί να μεταβληθεί (σχεδιαστική μεταβλητή), ώστε να επιτευχθούν οι στόχοι σχεδίασης, είναι το μέγεθος της ίδιας της δομής ή η διατομή επιμέρους στοιχείων από την όλη κατασκευή, σε περίπτωση που μελετάται μία πλεγματοειδής δομή. Για παράδειγμα, κάποια τυπικά προβλήματα BM είναι η εύρεση του βέλτιστου πάχους για μία πλάκα/κέλυφος ή να βρεθούν οι βέλτιστες διαστάσεις των διατομών κάποιων επιμέρους στοιχείων (π.χ. ράβδων) από μία πλαισιωτή/δικτυωτή κατασκευή. Στόχος της συγκεκριμένης προσέγγισης είναι συνήθως να ελαχιστοποιηθεί το βάρος της κατασκευής ή των επιμέρους πιο κρίσιμων στοιχείων της κάτω από συγκεκριμένους περιορισμούς που μπορεί να συνδέονται για

παράδειγμα με τις μέγιστες τάσεις σε κάποιους φορείς ή τις μέγιστες μετατοπίσεις κάποιων κόμβων [60].

2) Βελτιστοποίηση Σχήματος (Shape Optimization)

Στα προβλήματα Βελτιστοποίησης Σχήματος (ΒΣ) ο βασικός στόχος είναι να βρεθεί το βέλτιστο σχήμα του πεδίου σχεδιασμού (design domain), τροποποιώντας τα εσωτερικά ή/και εξωτερικά περιγράμμάτα του, τα οποία έχουν οριστεί από πριν, ώστε να βελτιωθεί η απόδοση της κατασκευής, επιτυγχάνοντας την καλύτερη δυνατή κατανομή τάσεων στο εσωτερικό της (Εικόνα 2.8β). Ως μεταβλητή σχεδίασης στα προβλήματα ΒΣ θεωρείται το διάνυσμα που περιλαμβάνει τις παραμέτρους που καθορίζουν τη μορφή των συνόρων της κατασκευής (π.χ. τα σημεία ελέγχου των συνοριακών επιφανειών ή καμπυλών).



Εικόνα 3.1: Συγκριτική απεικόνιση της Βελτιστοποίησης Μεγέθους, Σχήματος και Τοπολογίας [61].

3) Βελτιστοποίηση Τοπολογίας (Topology Optimization)

Η Τοπολογική Βελτιστοποίηση (ΤΒ) είναι μία από τις πλέον ευρέως διαδεδομένες τεχνικές ΔΒ, η οποία οδηγεί στον καλύτερο δυνατό σχεδιασμό μιας κατασκευής, βρίσκοντας την βέλτιστη κατανομή υλικού στο αρχικό πεδίο σχεδιασμού (Εικόνα 2.8γ). Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται για να βρεθεί η βέλτιστη διαδρομή φορτίου, συνήθως μέσω της ανάλυσης με ΠΣ για μία δομή που υπόκειται συγκεκριμένες συνοριακές συνθήκες. Στις περιοχές της κατασκευής που δεν παραλαμβάνουν μεγάλο φορτίο από τις εξωτερικές ασκούμενες φορτίσεις και δεν υφίστανται σημαντικές παραμορφώσεις γίνεται αφαίρεση υλικού, καθώς

δεν συνεισφέρουν στην συνολική απόδοση της κατασκευής. Η ΤΒ σε σύγκριση με τις άλλες μεθόδους ΔΒ παρέχει μεγάλη σχεδιαστική ελευθερία, οδηγώντας στη δημιουργία δομών που η τελική τους μορφή είναι εντελώς διαφορετική από το αρχικό προϊόν, ενώ επιπλέον μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον σχεδιασμό κατασκευών τόσο μεγάλης (γέφυρες και κτήρια), όσο και μικρής κλίμακας (για τη δημιουργία περιοδικών μικροδομών σε ικρίωματα).

3.2 Μαθηματική διατύπωση προβλήματος Βελτιστοποίησης

Ένα πρόβλημα βελτιστοποίησης ορίζεται από τρία βασικά στοιχεία: (1) ένα διάνυσμα δεδομένων εισόδου (μεταβλητές σχεδιασμού) που περιγράφουν κάθε πιθανό σχεδιασμό του συστήματος, (2) ένα σύνολο από μία ή περισσότερες αντικειμενικές συναρτήσεις που περιγράφουν τους στόχους του συστήματος και (3) ένα προαιρετικό σύνολο από συναρτήσεις περιορισμών που καθορίζουν την υλοποιησιμότητα του εκάστοτε οποιουδήποτε σχεδιασμού.

Μόλις οριστεί ένα πρόβλημα βελτιστοποίησης, ο στόχος της διαδικασίας βελτιστοποίησης είναι να βρει τους συνδυασμούς των δεδομένων εισόδου που ικανοποιούν καλύτερα την αντικειμενική συνάρτηση ενώ δουλεύουν εντός των ορίων των περιορισμών. Για την επίλυση τέτοιων προβλημάτων, οι μαθηματικοί και οι επιστήμονες υπολογιστών έχουν αναπτύξει μια σειρά διαφορετικών στρατηγικών που ονομάζονται αλγόριθμοι βελτιστοποίησης.

Η γενική μαθηματική μορφή ενός προβλήματος βελτιστοποίησης μπορεί να διατυπωθεί ως εξής:

$$\begin{aligned}
 \text{Objective:} & \quad \min/\max f(\mathbf{x}) \\
 \text{Subject to:} & \quad \begin{cases} h_i(\mathbf{x}) = 0, & i = 1, \dots, m \\ g_j(\mathbf{x}) \leq 0, & j = 1, \dots, p \end{cases} \\
 & \quad \mathbf{x} = (x_1, \dots, x_n)^T \\
 & \quad \mathbf{x} \in R^n.
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

Όπου, $f(\mathbf{x})$ είναι η αντικειμενική συνάρτηση που πρέπει να μεγιστοποιηθεί ή ελαχιστοποιηθεί, ενώ οι συναρτήσεις $h(\mathbf{x})$ και $g(\mathbf{x})$ είναι οι ισοτικοί και ανισοτικοί

περιορισμοί, αντίστοιχα, οι οποίοι πρέπει να ικανοποιούνται και ο αριθμός των οποίων συμβολίζεται με m και p . Το x αντιπροσωπεύει το διάνυσμα των μεταβλητών σχεδιασμού, το πλήθος των οποίων συμβολίζεται με n .

- Μεταβλητές σχεδιασμού:

Οι μεταβλητές σχεδιασμού ονομάζονται αλλιώς παράμετροι σχεδιασμού ή μεταβλητές ελέγχου. Ουσιαστικά, ο σχεδιασμός μιας δομής μπορεί να ορισθεί πλήρως προσδίδοντας συγκεκριμένες τιμές στις επιλεγμένες μεταβλητές σχεδίασης. Οι παράμετροι σχεδιασμού επιλέγονται από τον σχεδιαστή/μηχανικό και παίζουν πολύ σημαντικό ρόλο στη λύση του προβλήματος βελτιστοποίησης. Διαφορετικοί συνδυασμοί μεταβλητών σχεδίασης οδηγούν σε διαφορετικούς τελικούς βέλτιστους σχεδιασμούς.

Οι μεταβλητές σχεδιασμού μπορεί να παίρνουν συνεχείς (πραγματικοί αριθμοί) ή διακριτές τιμές (ακέραιοι αριθμοί). Ένα παράδειγμα συνεχούς παραμέτρου είναι το μήκος μίας ράβδου, ενώ αντίστοιχο παράδειγμα διακριτής παραμέτρου είναι ο τύπος ενός δομικού υλικού που μπορεί να παρουσιάζεται με κάποιον κωδικό προϊόντος. Ένας βασικός κανόνας όσον αφορά τον σχηματισμό του προβλήματος βελτιστοποίησης είναι η επιλογή όσο το δυνατόν λιγότερων παραμέτρων σχεδιασμού, οι οποίες ταυτόχρονα να μην είναι εξαρτημένες μεταξύ τους, με σκοπό να μειωθεί όσο περισσότερο γίνεται η πολυπλοκότητα του προβλήματος.

- Αντικειμενική συνάρτηση:

Σε κάθε πρόβλημα υπάρχουν διάφοροι εφικτοί σχεδιασμοί, εκ των οποίων κάποιοι υπερτερούν έναντι άλλων, ενώ ένας αποτελεί τη βέλτιστη λύση. Η αντικειμενική συνάρτηση μπορεί να θεωρηθεί ως ένα κριτήριο που συγκρίνει και αξιολογεί αν ένας δεδομένος σχεδιασμός είναι καλύτερος από τους άλλους. Η αντικειμενική συνάρτηση εξαρτάται από τις μεταβλητές σχεδίασης και για κάθε σχεδιασμό λαμβάνει μία ορισμένη τιμή. Ένας συγκεκριμένος συνδυασμός σχεδιαστικών μεταβλητών καθορίζει τη βέλτιστη τιμή της αντικειμενικής συνάρτησης.

Κατά τον ορισμό ενός προβλήματος βελτιστοποίησης πρέπει να προσδιορισθεί εάν ο στόχος είναι να ελαχιστοποιηθεί ή να μεγιστοποιηθεί η τιμή της αντικειμενικής συνάρτησης. Στη συνέχεια, ο αλγόριθμος βελτιστοποίησης θα προσπαθήσει να κάνει αυτήν την τιμή όσο το δυνατόν μικρότερη ή μεγαλύτερη βάσει του στόχου. Κάποια τυπικά παραδείγματα αντικειμενικών συναρτήσεων είναι η ελαχιστοποίηση του κόστους, του βάρους, του όγκου, των τάσεων, η μεγιστοποίηση της στιβαρότητας, της ασφάλειας της κατασκευής, κ.ά.

Σημαντικό είναι να σημειωθεί ότι κάθε πρόβλημα βελτιστοποίησης πρέπει να περιλαμβάνει τουλάχιστον μία αντικειμενική συνάρτηση για να καθοδηγεί τη διαδικασία βελτιστοποίησης. Παρόλα αυτά, υπάρχουν και προβλήματα που ορίζονται από περισσότερες από μία αντικειμενικές συναρτήσεις. Στην περίπτωση αυτήν, επειδή έχουν πολλαπλούς στόχους, μερικοί από τους οποίους ενδέχεται να ανταγωνίζονται μεταξύ τους, τα προβλήματα αυτά είναι υπολογιστικά δαπανηρά και κατά κανόνα πιο δύσκολο να επιλυθούν. Ως εκ τούτου, ο σημαντικότερος στόχος επιλέγεται ως αντικειμενική συνάρτηση, ενώ οι άλλοι στόχοι συμπεριλαμβάνονται στο πρόβλημα ως περιορισμοί των οποίων οι τιμές δεσμεύονται μέσα σε ένα συγκεκριμένο εύρος.

- Συναρτήσεις περιορισμών:

Οι περιορισμοί είναι συναρτήσεις που εισάγονται στο πρόβλημα βελτιστοποίησης, ώστε να καθορίσουν την υλοποιησιμότητα των διαφορετικών λύσεων στο χώρο του σχεδιασμού. Όπως οι αντικειμενικές συναρτήσεις, έτσι και οι περιορισμοί περιγράφουν κάτι όσον αφορά την απόδοση του κάθε σχεδιασμού. Ωστόσο, αντί να μετρήσουν τη σχετική επιθυμητότητα ενός σχεδιασμού, υπαγορεύουν εάν ένας σχεδιασμός θα μπορούσε να θεωρηθεί ως επιλογή, μειώνοντας σημαντικά το πλήθος των αποδεκτών λύσεων. Για παράδειγμα, στην περίπτωση που μελετάται η τροποποίηση της διατομής κάποιων στοιχείων σε ένα δικτύωμα ώστε η τελική κατασκευή να παρουσιάζει υψηλή αντοχή, μία λύση του προβλήματος η οποία προκύπτει προσδίδοντας στο εμβαδόν των στοιχείων (π.χ. δοκών) αρνητική τιμή δεν μπορεί να είναι εφικτή, άρα ούτε υλοποιήσιμη.

Κάθε απαίτηση του σχεδιαστή που μπορεί να σχετίζεται με τη λειτουργικότητα, κατασκευασιμότητα, ασφάλεια μίας κατασκευής εισάγεται στο μαθηματικό μοντέλο του

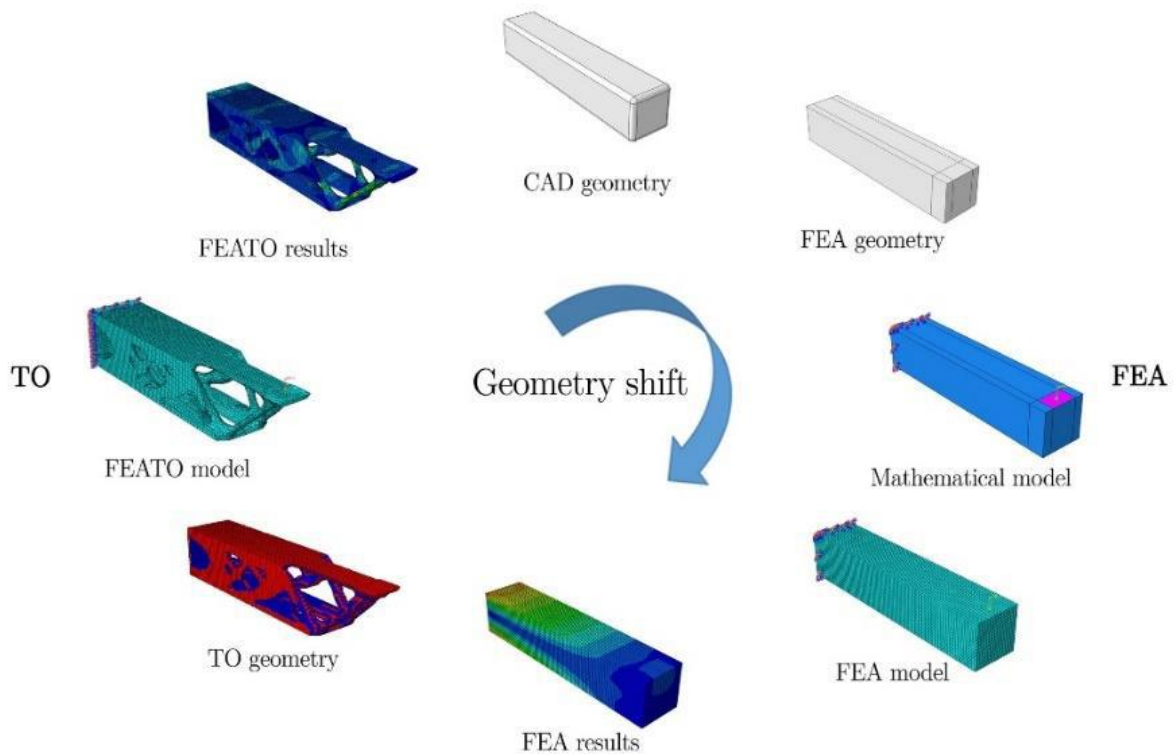
προβλήματος βελτιστοποίησης με τη μορφή ισοτήτων ή ανισοτήτων (περιορισμοί). Οι συναρτήσεις των περιορισμών, όσον αφορά τη μαθηματική τους μορφή, εκφράζονται εξαρτώμενες από τουλάχιστον μία μεταβλητή σχεδιασμού του προβλήματος. Οι περιορισμοί που μπορεί να επιβληθούν σε ένα πρόβλημα βελτιστοποίησης συνήθως σχετίζονται με τάσεις, παραμορφώσεις και κόστη που δεν πρέπει να υπερβαίνουν κάποια όρια.

3.3 Τοπολογική Βελτιστοποίηση

Η Τοπολογική Βελτιστοποίηση είναι μια από τις τεχνικές ΔΜ, όπου οι ρίζες της χρονολογούνται στα τέλη του 1980 και από τότε μέχρι σήμερα έχει παρουσιάσει μία αξιοσημείωτη ανάπτυξη. Σε δομές συνεχούς μέσου, η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται με σκοπό να βελτιωθεί η κατανομή του υλικού μέσα σε ένα ορισμένο σχεδιαστικό χωρίο κάτω από συγκεκριμένες φορτίσεις και περιορισμούς, ενώ παράλληλα εκπληρώνονται οι απαιτήσεις απόδοσης της κατασκευής (π.χ. στιβαρότητας, βάρους ή όγκου, κλπ.) [62]. Η βέλτιστη λύση λαμβάνεται μέσω του προσδιορισμού των τιμών των μεταβλητών σχεδιασμού που ορίζουν την τοπολογία με την καλύτερη δομική συμπεριφορά.

Η TB συνήθως πραγματοποιείται με τη συλλογική χρήση των εννοιών του σχεδιασμού με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD) και της ανάλυσης με τη μέθοδο των ΠΣ σε συνδυασμό με κάποιον αλγόριθμο βελτιστοποίησης για επίλυση του προβλήματος, λαμβάνοντας παράλληλα υπόψη και τις κατασκευαστικές μεθόδους που είναι διαθέσιμες. Αρχικά, για την επίλυση του προβλήματος TB γίνεται καθορισμός του πεδίου σχεδιασμού, δηλαδή του χωρίου που θα γίνει η κατανομή του υλικού, όπως επίσης και των συνοριακών συνθηκών και φορτίσεων. Το χωρίο σχεδιασμού διακριτοποιείται με έναν αριθμό από πεπερασμένα στοιχεία (mesh), όπου για το καθένα αντιστοιχεί μια μεταβλητή σχεδιασμού (π.χ. πυκνότητα υλικού, ρ_e). Η TB κάνει μία επαναληπτική διαδικασία ανακατανομής του διαθέσιμου υλικού, μέσω μιας στρατηγικής αφαίρεσης ή διατήρησής του, έως ότου να επιτευχθεί η βέλτιστη λύση. Πιο συγκεκριμένα, κατά τη διαδικασία επίλυσης του προβλήματος, μελετάται με εφαρμογή της μεθόδου των ΠΣ η δομική απόκριση της κατασκευής και παράλληλα, το μέγεθος της συμβολής του κάθε στοιχείου στη στιβαρότητα της δομής. Έτσι, τα στοιχεία που συμβάλλουν λιγότερο αφαιρούνται από την κατασκευή καθώς είναι δομικά μη απαραίτητα. Δηλαδή, κατά τον

υπολογισμό, τα στοιχεία αυτά αντιμετωπίζονται ως στοιχεία που είναι εικονικά ανύπαρκα στο χωρίο σχεδιασμού, μέσω της μείωσης του μέτρου ελαστικότητας (Young's modulus) / πυκνότητάς τους. Επομένως, στο τέλος της διαδικασίας βελτιστοποίησης κάθε στοιχείο αντιπροσωπεύει είτε ένα κενό στοιχείο ($\rho = 0$), είτε ένα στοιχείο στερεού ($\rho = 1$). Η διαδικασία της επίλυσης ενός προβλήματος TB παρουσιάζεται στην Εικόνα 3.2.



Εικόνα 3.2: Τοπολογική Βελτιστοποίηση μίας προβόλου [63].

3.3.1 Αλγόριθμοι Τοπολογικής Βελτιστοποίησης

Διάφορες μεθοδολογίες έχουν αναπτυχθεί τις τελευταίες δεκαετίες για την επίλυση προβλημάτων TB. Οι αλγόριθμοι TB μπορούν να ομαδοποιηθούν στις εξής τρεις κατηγορίες: 1) Μέθοδοι Μαθηματικού Προγραμματισμού (Mathematical Programming – MP), 2) Βέλτιστων Κριτηρίων (Optimality Criteria – OC) και 3) Εξελικτικού Προγραμματισμού (Evolutionary Programming – EP) [64].

Οι μέθοδοι Μαθηματικού Προγραμματισμού (ΜΠ) προέρχονται από τους επιστημονικούς κλάδους των μαθηματικών, των οικονομικών και της επιχειρησιακής έρευνας. Μερικά παραδείγματα μεθόδων ΜΠ είναι ο Γραμμικός Προγραμματισμός (Linear Programming – LP), ο Μη-Γραμμικός Προγραμματισμός (Non-Linear Programming – NLP), ο Ακέραιος Προγραμματισμός (Integer Programming – IP) και ο Δυναμικός Προγραμματισμός (Dynamic Programming – DP). Ο Διαδοχικός Κυρτός Προγραμματισμός (Sequential Convex Programming – SCP) αποτελεί παράδειγμα της προσέγγισης ΜΠ που έχει χρησιμοποιηθεί για την επίλυση προβλημάτων ΤΒ. Συγκεκριμένα, η Μέθοδος των Κινούμενων Ασύμπτωτων (Method of Moving Asymptotes – MMA), η οποία αναπτύχθηκε από τον Svanberg [65] είναι ο πιο ευρέως διαδεδομένος SCP αλγόριθμος που χρησιμοποιείται στον τομέα της ΔΒ λόγω της καλής του απόδοσης.

Οι μέθοδοι Βέλτιστων Κριτηρίων (ΒΚ) είναι έμμεσες μέθοδοι βελτιστοποίησης και ικανοποιούν μία σειρά κριτηρίων που σχετίζονται με τη συμπεριφορά της κατασκευής. Συνήθως, αυτές οι μέθοδοι βασίζονται στη συνθήκη βέλτιστου Kuhn-Tucker [66], γεγονός που τις καθιστά ιδιαίτερα ενδεδειγμένες. Κατά κύριο λόγο είναι κατάλληλες για προβλήματα που περιλαμβάνουν λίγους περιορισμούς και μεγάλο αριθμό μεταβλητών σχεδιασμού. Γενικά, οι μέθοδοι ΒΚ είναι περισσότερο υπολογιστικά αποδοτικές από τις συμβατικές μεθόδους ΜΠ. Παραδείγματα μεθόδων ΒΚ είναι η Ομογενοποίηση (Homogenization) [62], [67], [68], η μέθοδος Στερεού Ισοτροπικού Υλικού με Ποινικοποίηση (Solid Isotropic Material with Penalization – SIMP) [67], [69], [70], η μέθοδος των Ισοϋψών (Level-set) [71], [72] και η μέθοδος Ανάπτυξης για Δομές Αντηρίδων (Growth Method for Truss Structures) [73].

Τέλος, οι εξελικτικές μέθοδοι είναι ευρετικές ή διαισθητικές προσεγγίσεις, οι οποίες χρησιμοποιούν μηχανισμούς εμπνευσμένους από εξελικτικές διαδικασίες της φύσης, όπως είναι η αναπαραγωγή, η μετάλλαξη και η επιβίωση του ισχυρότερου, με στόχο να εντοπισθεί η βέλτιστη λύση ενός προβλήματος. Ορισμένες από τις ευρετικές μεθόδους βελτιστοποίησης είναι η Εξελικτική Μέθοδος Δομικής Βελτιστοποίησης (Evolutionary Structural Optimization – ESO) [74], [75], η Αμφίδρομη Εξελικτική Μέθοδος Δομικής Βελτιστοποίησης (Bidirectional Evolutionary Structural Optimization – BESO) [76], [77] και η μέθοδος

Απόρριψης και Αποδοχής Διαδοχικών Στοιχείων (Sequential Element Rejection and Admission – SERA) [73].

Επισημαίνεται σε αυτό το σημείο ότι οι μέθοδοι Βέλτιστων Κριτηρίων, όπως επίσης και η Μέθοδος των Κινούμενων Ασύμπτωτων (MMA) είναι τεχνικές που βασίζονται στον υπολογισμό παραγώγων (gradient-based), σε αντίθεση με τους Γενετικούς Αλγόριθμους (Genetic Algorithms – GA), τη μέθοδο ESO, κ.ά. που δεν χρειάζονται πληροφορίες σχετικά με τις παραγώγους (non-gradient based) για την επίλυση ενός προβλήματος.

3.3.2 Μέθοδος SIMP

Η σημερινή πιο δημοφιλής μέθοδος για την επίλυση προβλημάτων TB, βασισμένη αριθμητικά στη χρήση ΠΣ είναι η μέθοδος SIMP, η οποία αναπτύχθηκε στα τέλη της δεκαετίας του '80. Η μέθοδος αυτή εμφανίζεται μερικές φορές και ως μέθοδος “υλικού παρεμβολής – material interpolation”, “τεχνητού υλικού – artificial material”, “νόμου εξουσίας – power law” ή μέθοδος “πυκνότητας – density”, αλλά ο όρος “SIMP” χρησιμοποιείται πλέον παγκοσμίως. Ο όρος **SIMP** προκύπτει από το **Solid Isotropic Material with Penalization** που μεταφράζεται ως μέθοδος Στερεού Ισοτροπικού Υλικού με Ποινικοποίηση για ενδιάμεσες πυκνότητες υλικού. Η βασική ιδέα της προσέγγισης αυτής προτάθηκε από τον Bendsoe [67], ενώ ο όρος SIMP επινοήθηκε αργότερα και παρουσιάστηκε πρώτη φορά σε ένα επιστημονικό άρθρο των Rozvany et al. [78].

Κατά την επίλυση ενός προβλήματος TB ενδιαφερόμαστε να προσδιορισθεί η βέλτιστη τοπολογία υλικού στο χωρίο σχεδιασμού, μέσω του προσδιορισμού των σημείων του χώρου που απαιτείται να είναι υλικά σημεία και αυτών που πρέπει να είναι κενά (χωρίς υλικό). Μετά τη διακριτοποίηση του χωρίου σχεδιασμού με ΠΣ, η γεωμετρική παρουσίαση της κατασκευής μπορεί να παρομοιασθεί με μία ασπρόμαυρη οθόνη τηλεόρασης διαχωρισμένη σε πολλά μικρά pixels (πεπερασμένα στοιχεία), όπου μέσω της ενεργοποίησης/απενεργοποίησης του υλικού σε κάθε pixel χωριστά μπορεί να παραχθεί η εικόνα της τελικής βέλτιστης κατασκευής. Έτσι, κάθε στοιχείο στο χωρίο σχεδιασμού μπορεί να είναι είτε στερεό υλικό είτε κενό (0-1 ή αλλιώς μαύρο-άσπρο πρόβλημα). Η λύση του προβλήματος 0-1 έχει επιχειρηθεί. Ωστόσο, η απλή χρήση αυτής της διατύπωσης οδηγεί σε ένα διακριτό πρόβλημα

βελτιστοποίησης για το οποίο δεν υπάρχουν μέθοδοι επίλυσης που να μπορούν να χειριστούν τον υψηλό αριθμό πεπερασμένων στοιχείων (μεταβλητών σχεδιασμού) που είναι απαραίτητα για την μοντελοποίηση του πεδίου σχεδιασμού.

Η τεχνική SIMP αντιμετωπίζει αυτό το πρόβλημα ορίζοντας το υλικό μέσα σε κάθε ένα από τα πεπερασμένα στοιχεία ως μία συνεχή αντί για μία διακριτή μεταβλητή σχεδιασμού, μέσω της εισαγωγής μίας παραμέτρου “ψευδο-πυκνότητας” (pseudo-density parameter). Ταυτόχρονα, προκειμένου να αποφευχθεί η παρουσία υλικού ενδιάμεσης πυκνότητας (γκρι περιοχές στο μαύρο-άσπρο πρόβλημα) στο χωρίο του τελικού σχεδιασμού, χρησιμοποιείται κάποια μορφή ποινής (penalization), ώστε να οδηγηθούμε σε λύση με τιμές 0-1. Δηλαδή, το υλικό στο εκάστοτε στοιχείο του τελικού βέλτιστου πεδίου σχεδιασμού προσεγγίζει να είναι είτε κενό είτε πλήρως στερεό. Η μαθηματική διατύπωση της μεθόδου SIMP παρουσιάζεται παρακάτω στην παρούσα Ενότητα.

3.3.2.1 Ιστορική αναδρομή της μεθόδου SIMP

Έως το 1989 μόνο ακέραιες τιμές χρησιμοποιούνταν ως μεταβλητές σχεδιασμού για τα προβλήματα ΔΒ. Την ίδια χρονιά, στην εργασία του ο Bendsoe [67] πρότεινε μια μέθοδο με σκοπό τη συνεχή μεταβολή των μεταβλητών σχεδίασης, η οποία οδηγούσε σε μία μη-διακριτή λύση. Για να ληφθεί μια μη-διακριτή λύση, η οποία προσεγγίζει μια διακριτή λύση, το μαθηματικό μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε για την εκτέλεση της ανάλυσης της δομής τροποποιήθηκε ώστε να δώσει μικρότερη επίδραση στις ενδιάμεσες τιμές των μεταβλητών σχεδιασμού. Αργότερα, οι Rozvany και Zhou [69], [79], [80], κάνοντας διάφορες μετατροπές σε αυτό το αρχικό μαθηματικό μοντέλο ανέπτυξαν πλήρως τις υπολογιστικές λεπτομέρειες της μεθόδου που ονομάστηκε SIMP.

Το 2000, οι Buhl et al. [81] χρησιμοποίησαν την προσέγγιση SIMP σε συνδυασμό με τη Μέθοδο των Κινούμενων Ασύμπτωτων (MMA) [65] για να ελαχιστοποιήσουν διάφορες αντικειμενικές συναρτήσεις σε προβλήματα που είναι για γεωμετρικά μη-γραμμικές δομές, οι οποίες υπόκεινται σε περιορισμούς όγκου. Το 2001, ο Rietz [82] έδειξε πως η συνάρτηση ποινής στη μέθοδο SIMP ήταν επαρκής για να δώσει διακριτές λύσεις κάτω από ορισμένες συνθήκες. Το 2001, οι Stolpe και Svanberg [83] συζήτησαν τη χρήση μιας μεθόδου

συνέχισης, με στόχο την προοδευτική αύξηση της παραμέτρου ποινής στη μέθοδο SIMP. Κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι με την εφαρμογή αυτή μπορεί να γίνει αποφυγή των πολλών τοπικών ελαχίστων, τα οποία μπορεί να προκύψουν όταν χρησιμοποιείται μια σταθερή τιμή της παραμέτρου ποινής, παράλληλα όμως η όλη διαδικασία αυξάνει το υπολογιστικό κόστος.

Η μέθοδος SIMP έγινε γενικά αποδεκτή κυρίως μετά τη δημοσίευση ενός εκπαιδευτικού άρθρου από τον Sigmund, το 2001, το οποίο περιλάμβανε έναν κώδικα TB βασισμένο στη διατύπωση SIMP [84], σε συνδυασμό με το πρόγραμμα TB που ήταν ελεύθερα διαθέσιμο στο διαδίκτυο [85]. Τα προβλήματα που μελετήθηκαν από τον Sigmund με εφαρμογή της μεθόδου SIMP περιλάμβαναν μεταξύ άλλων, μηχανισμούς συμμόρφωσης [86], διεγέρτες διαφορετικών εξωτερικών ερεθισμάτων [87] και δομές φωτονικών κρυστάλλων [88].

Οι Kharmanda et al. [89] μελέτησαν επίσης την εφαρμογή της SIMP σε προβλήματα που βασίζονται στην αξιοπιστία, ενώ το 2008, ένα παράδειγμα βιομηχανικής εφαρμογής της μεθόδου SIMP δόθηκε από τους Sardan et al. [90], οι οποίοι παρουσίασαν τη βελτιστοποίηση Μικρο-Ηλεκτρο-Μηχανικών Συστημάτων (Micro Electro Mechanical Systems – MEMS) που λειτουργούν ως λαβίδες, με σκοπό να χρησιμοποιηθούν στην κατασκευή νανοσωλήνων άνθρακα.

3.3.2.2 Τοπολογική Βελτιστοποίηση με τη μέθοδο SIMP

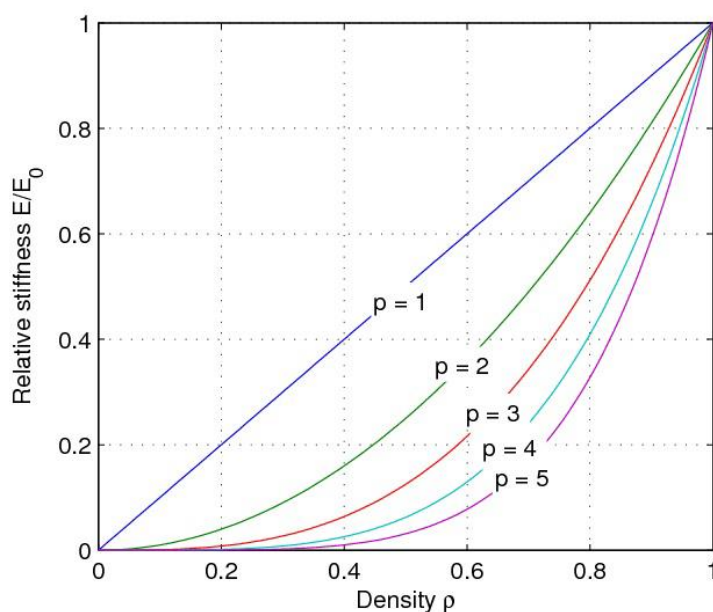
Σε δομές συνεχούς μέσου, η TB έχει ως σκοπό να βελτιστοποιήσει την κατανομή των πυκνοτήτων υλικού, οι οποίες αποτελούν μεταβλητές σχεδίασης μέσα σε ένα χωρίο σχεδιασμού. Για την αριθμητική επίλυση του προβλήματος TB, η διακριτοποίηση του πεδίου σχεδιασμού μέσω της χρήσης ΠΣ είναι απαραίτητη.

Η μέθοδος SIMP αποτελεί μία από τις πιο ευρέως διαδεδομένες τεχνικές που χρησιμοποιούνται για την επίλυση προβλημάτων TB. Η SIMP είναι μία gradient-based μέθοδος βασισμένη σε ένα συνεχώς συγκλίνων αλγόριθμο, ο οποίος ελέγχεται από μία παράμετρο ποινικοποίησης, p . Στο αρχικό πεδίο σχεδιασμού, κάθε πεπερασμένο στοιχείο του διακριτοποιημένου αρχικού χωρίου αντιστοιχεί σε μία μεταβλητή σχεδίασης, η οποία γενικά

θεωρείται ως η σχετική πυκνότητα του στοιχείου, ρ_e . Αυτή η σχετική πυκνότητα στο κάθε στοιχείο συνδέεται με το μέτρο Ελαστικότητας, E_e , με βάση την ακόλουθη εξίσωση:

$$E_e = (\rho_e)^p E_e^0 \quad (3.2)$$

όπου E_e^0 είναι το αρχικό μέτρο Ελαστικότητας του στοιχείου στη στερεή φάση που αντιστοιχεί σε $\rho = 1$, E_e είναι το νέο “τεχνητό” μέτρο Ελαστικότητας του υπ’ αριθμού στοιχείου e και η παράμετρος p είναι ο συντελεστής ποινής που όσο περισσότερο αυξάνεται, τόσο περισσότερο μειώνει την απόδοση των στοιχείων ενδιάμεσης πυκνότητας και επιβάλλει στο σχεδιασμό να είναι κοντά σε μία λύση 0/1 (κενό/στερεό), όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.3. Μία τυπική τιμή του συντελεστή ποινής για πλάκες και δομές κελύφους είναι $p = 2$ και για στερεά είναι $p \geq 3$.



Εικόνα 3.3: Σχετική δυσκαμψία ως συνάρτηση της πυκνότητας με επιβολή διαφορετικών τιμών στο συντελεστή ποινής.

Θεωρώντας γραμμική ελαστική ανάλυση, το μητρώο δυσκαμψίας του στοιχείου, k_e , συνδέεται γραμμικά με το μέτρο Ελαστικότητας του στοιχείου, E_e . Αντίστοιχα, η σχετική

πυκνότητα στο κάθε στοιχείο συνδέεται με το μητρώο δυσκαμψίας με βάση την ακόλουθη εξίσωση:

$$k_e = (\rho_e)^p k_e^0 \quad (3.3)$$

Ένα πρόβλημα TB συνήθως διατυπώνεται ως πρόβλημα ελαχιστοποίησης του μέτρου ενδοτικότητας, C , ή αλλιώς μεγιστοποίησης της δυσκαμψίας K , το οποίο υπόκειται σε έναν περιορισμό όγκου. Η μαθηματική διατύπωση του προβλήματος TB βασισμένη στη μέθοδο SIMP έχει την εξής μορφή:

$$\begin{aligned} \text{Objective:} \quad & \min C = U^T K U = \sum_{e=1}^N \mathbf{u}_e^T k_e \mathbf{u}_e = \sum_{e=1}^N (\rho_e)^p \mathbf{u}_e^T k_e^0 \mathbf{u}_e \\ \text{Subject to:} \quad & K U = F, \\ & V = \sum_{e=1}^N \rho_e v_e \leq V_0 - V^*, \\ & 0 < \rho_{min} \leq \rho_e \leq 1. \end{aligned} \quad (3.4)$$

Όπου, K είναι το καθολικό μητρώο δυσκαμψίας και εξαρτάται από τις πυκνότητες, ρ_e , του εκάστοτε στοιχείου e , όπου $e = 1, \dots, N$ με N να είναι ο συνολικός αριθμός των στοιχείων στο διακριτοποιημένο χωρίο σχεδιασμού, ενώ $U = \{u_e\}$ και F είναι τα διανύσματα των καθολικών μετατοπίσεων και δυνάμεων, αντίστοιχα. Επιπλέον, k_e είναι και το μητρώο δυσκαμψίας του στοιχείου μετά τη βελτιστοποίηση και k_e^0 είναι το αρχικό μητρώο δυσκαμψίας του στοιχείου στη στερεή φάση υλικού. Με V , v_e , V_0 και V^* συμβολίζονται ο όγκος της κατασκευής μετά τη βελτιστοποίηση, ο όγκος του κάθε στοιχείου, ο αρχικός όγκος της κατασκευής και η ποσότητα υλικού που πρέπει να αφαιρεθεί, αντίστοιχα. Θεωρητικά, η σχετική πυκνότητα, ρ_e , μπορεί να κυμαίνεται από τιμές μεταξύ του 0 και 1. Παρόλα αυτά, για να αποφευχθούν τυχόν προβλήματα ευστάθειας στην ανάλυση, τα οποία προκύπτουν με την τιμή 0, ένα κατώτερο όριο πολύ μικρής, θετικής τιμής ορίζεται για τη σχετική πυκνότητα του στοιχείου (π.χ. $\rho_{min} = 10^{-3}$).

3.4 Ορισμός προβλήματος Τοπολογικής Βελτιστοποίησης

Πριν την επίλυση ενός προβλήματος TB προηγείται ο σχηματισμός του, ο οποίος απαιτεί μεγάλη προσοχή. Το πρόβλημα πρέπει να είναι σωστά και με ακρίβεια ορισμένο, έτσι ώστε μετά την επίλυσή του να εξασφαλίζεται η βέλτιστη λύση. Όπως προαναφέρθηκε παραπάνω, μέσω του ορισμού των μεταβλητών σχεδιασμού, της αντικειμενικής συνάρτησης και των περιορισμών μπορεί να σχηματισθεί το προς επίλυση πρόβλημα TB. Πιο συγκεκριμένα, τα εξής 5 βήματα πρέπει να ακολουθηθούν κατά το σχηματισμό του προβλήματος TB [61]:

Βήμα 1. *Ανάπτυξη της δήλωσης του προβλήματος TB*

Σε αυτό το βήμα διευκρινίζεται ο στόχος του προβλήματος, μία σειρά από κριτήρια, καθώς και τι θέλουμε να επιτευχθεί μέσα από τη βελτιστοποίηση.

Βήμα 2. *Συλλογή των απαραίτητων δεδομένων και πληροφοριών*

Σε αυτό το βήμα, όλες οι απαραίτητες πληροφορίες για τον καθορισμό του προβλήματος συλλέγονται.

Βήμα 3. *Εξακρίβωση/καθορισμός σχεδιαστικών μεταβλητών*

Στο βήμα αυτό, οι μεταβλητές σχεδιασμού που περιγράφουν το πρόβλημα αναγνωρίζονται και καθορίζονται. Το πλήθος των μεταβλητών σχεδίασης επηρεάζει άμεσα το υπολογιστικό κόστος της διαδικασίας.

Βήμα 4. *Προσδιορισμός του κριτηρίου προς βελτιστοποίηση*

Σε αυτό το βήμα αποσαφηνίζονται τα κριτήρια αξιολόγησης και τερματισμού διαδικασίας βελτιστοποίησης. Αυτά τα κριτήρια ονομάζονται αντικειμενικές συναρτήσεις και ανάλογα με τις απαιτήσεις του προβλήματος πρέπει να μεγιστοποιούνται ή ελαχιστοποιούνται.

Βήμα 5. *Προσδιορισμός των περιορισμών*

Τέλος, στο βήμα αυτό εντοπίζονται οι περιορισμοί του προβλήματος, οι οποίοι εξάγονται από τους πόρους, τις απαιτήσεις απόδοσης, καθώς και τις κατασκευαστικές απαιτήσεις.

Στις ελάχιστες εργασίες που έχουν δημοσιευθεί μέχρι σήμερα, όσον αφορά την ανάπτυξη τοπολογικά βελτιστοποιημένων εξατομικευμένων νάρθηκων καρπού, ο στόχος (αντικειμενική συνάρτηση) των προβλημάτων TB είναι η ελαχιστοποίηση της ενδοτικότητας, ή η ελαχιστοποίηση της ενέργειας παραμόρφωσης ή αλλιώς η μεγιστοποίηση της καθολικής δυσκαμψίας της δομής με τον περιορισμό της μείωσης της μάζας ή του όγκου, ενώ δεν υπάρχουν συγκεκριμένες αναφορές όσον αφορά τους κατασκευαστικούς περιορισμούς που λαμβάνονται υπόψη [58], [59], [91]. Ο σχηματισμός του προς επίλυση προβλήματος TB της παρούσας μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας παρουσιάζεται αναλυτικά στο Κεφάλαιο 4 μαζί με τα αποτελέσματα που προκύπτουν από τη διαδικασία βελτιστοποίησης.

3.5 Τοπολογική Βελτιστοποίηση στο HyperWorks

Στην παρούσα μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία χρησιμοποιήθηκε το εμπορικό λογισμικό HyperWorks® 14.0 (Altair Engineering Inc., Troy, Michigan, USA) για την TB του εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού. Το HyperMesh, το Optistruct και το HyperView είναι όλα λογισμικά, τα οποία είναι μέρος της σουίτας του HyperWorks® 14.0 και έχουν σχεδιαστεί με τέτοιο τρόπο ώστε να ενσωματώνονται και να αλληλοεπιδρούν εύκολα μεταξύ τους. Πιο συγκεκριμένα, το HyperMesh (pre-processor) χρησιμοποιείται για την προεργασία του μοντέλου προς βελτιστοποίηση, η οποία περιλαμβάνει τη διακριτοποίηση (meshing) του αρχικού πεδίου σχεδιασμού (design domain), την εφαρμογή των συνοριακών συνθηκών, τον ορισμό των ιδιοτήτων των υλικών που χρησιμοποιούνται στο μοντέλο CAD, καθώς και τον καθορισμό του προβλήματος που πρέπει να επιλυθεί (αντικειμενική συνάρτηση, περιορισμοί, κλπ.) Από το HyperMesh εξάγεται ένα αρχείο, το οποίο περιγράφει πλήρως το πρόβλημα και στη συνέχεια επεξεργάζεται χρησιμοποιώντας το Optistruct (solver) για την επίλυση του προβλήματος TB. Το HyperView (post-processor) χρησιμοποιείται αντίστοιχα για την οπτικοποίηση και περαιτέρω ανάλυση των τελικών αποτελεσμάτων μαζί με το HyperMesh.

Σημειώνεται ότι το Optistruct για την επίλυση των προβλημάτων TB χρησιμοποιεί τη μέθοδο SIMP, όπως αναγράφεται και στο εγχειρίδιο χρήσης του λογισμικού Optistruct, ενώ οι αλγόριθμοι βελτιστοποίησης που είναι διαθέσιμοι προς επιλογή είναι η Μέθοδος Εφικτών Κατευθύνσεων (Method of Feasible Directions – MFD), ο Διαδοχικός Τετραγωνικός

Προγραμματισμός (Sequential Quadratic Programming – SQP), ο Δυϊκός Βελτιστοποιητής με βάση την Προσέγγιση Ξεχωριστών Κυρτών (Dual Optimizer based on Separate Convex Approximation – DUAL) και ο Αλγόριθμος Βελτιστοποίησης Μεγάλης Κλίμακας (Large Scale Optimization Algorithm – BIGOPT) [92].

Κεφάλαιο 4

Τοπολογική Βελτιστοποίηση εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού

4.1 Κλινικό υπόβαθρο

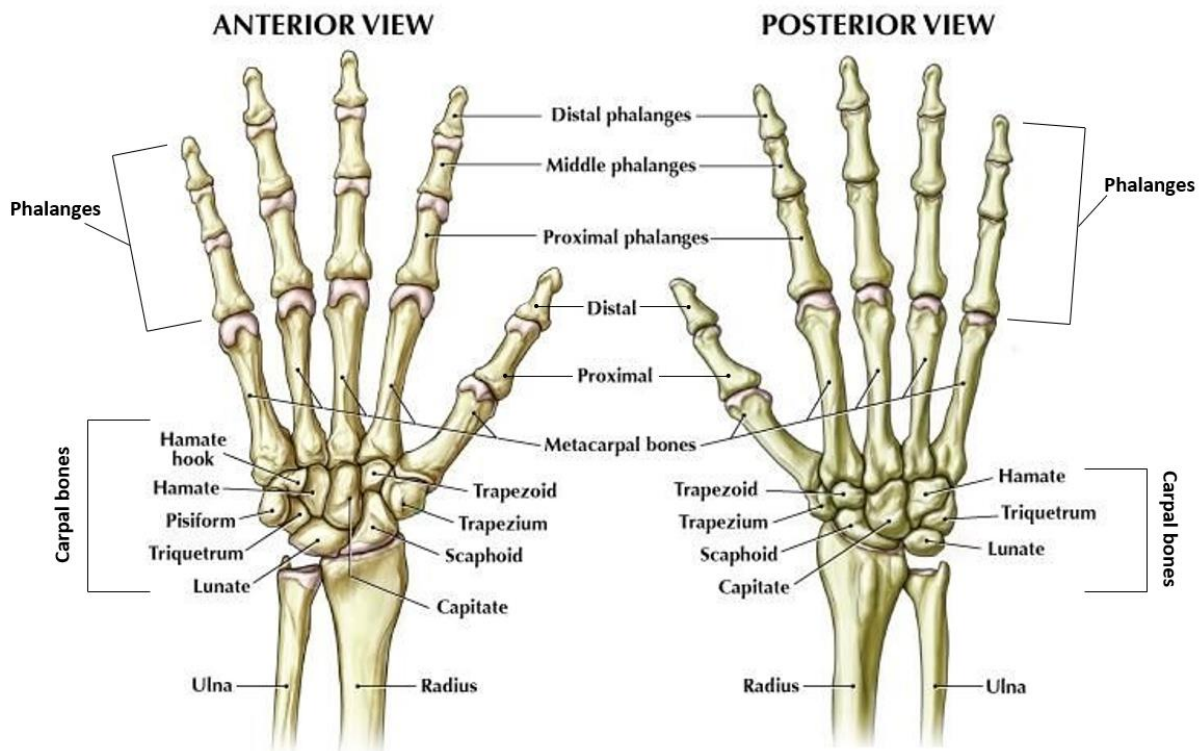
Η δημιουργία ειδικών ιατρικών συσκευών για τα άνω άκρα, τα οποία παρουσιάζουν δυσλειτουργία λόγω τραυματισμού ή κάποιας πάθησης δεν είναι μια νέα έννοια στον τομέα της Ορθοπεδικής. Μια ορθωτική συσκευή ή αλλιώς όρθωση είναι σχεδιασμένη για την προστασία, ακινησία, αποκατάσταση και επιδιόρθωση αδύναμων ή αναποτελεσματικών αρθρώσεων και μυών. Συχνά οι ορθώσεις αναφέρονται εναλλακτικά και ως κηδεμόνες/οδηγοί ή νάρθηκες, παρά τις λεπτές διαφορές που είναι εμφανείς μεταξύ αυτών των ορισμών, λόγω των αρκετά κοινών χαρακτηριστικών που παρουσιάζουν. Οι ορθώσεις χρησιμοποιούνται σε διάφορες κλινικές περιπτώσεις με σκοπό την αύξηση της λειτουργίας, την σταθεροποίηση αρθρώσεων, την αποφυγή/επιδιόρθωση παραμορφώσεων, τον περιορισμό της κίνησης, για να αφήσουν περιθώρια στην ανάπτυξη/αναδιαμόρφωση των ιστών, κ.ά. [93].

Για τη δημιουργία ενός βέλτιστου σχεδιασμού όρθωσης καρπού, με σκοπό την εφαρμογή της σε μια σωστή και πλήρη θεραπευτική διαδικασία είναι αρχικά απαραίτητη η πλήρης κατανόηση των ανατομικών και βιομηχανικών χαρακτηριστικών των άνω άκρων. Σε κάθε κλινική περίπτωση τραυματισμού ή πάθησης, το μοντέλο του νάρθηκα καλείται να ανταποκριθεί σε διαφορετικές απαιτήσεις. Επομένως, η αναφορά των διάφορων παθήσεων και συχνών τραυματισμών του καρπού κρίνεται σημαντική. Στην Ενότητα αυτή γίνεται περιγραφή της ανατομίας, κινησιολογίας και παθολογίας της άκρας χειρός – καρπού, καθώς και των συμβατικών μεθόδων κατασκευής εξατομικευμένων ορθώσεων για τα άνω άκρα.

4.1.1 Ανατομία και κινησιολογία άκρας χειρός – καρπού

4.1.1.1 Οστά, σύνδεσμοι και αρθρώσεις

Η άκρα χείρα παρουσιάζει μία αρκετά περίπλοκη ανατομία, η οποία παίζει καθοριστικό ρόλο στη σωστή λειτουργία και κίνησή της. Η ανατομία του χεριού και του καρπού αποτελείται από 27 οστά, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.1, τα οποία χωρίζονται σε τρεις κατηγορίες: τα οστάρια του καρπού, τα μετακάρπια οστά και τις φάλαγγες των δακτύλων.



Εικόνα 4.1: Μπροστινή ή παλαμιαία (αριστερά) και πίσω ή ραχιαία όψη (δεξιά) οστών άκρας χειράς δεξιού χεριού [94].

Τα οστάρια του καρπού είναι συνολικά 8 και διατάσσονται σε δύο σειρές, όπου στην καθεμία συμπεριλαμβάνονται 4 οστάρια στο σύνολο. Πιο συγκεκριμένα, η εγγύς σειρά (κεντρική ή πρώτη) αποτελείται από το σκαφοειδές (scaphoid), το μηνοειδές (lunate), το πυραμοειδές (triquetrum) και το πισοειδές (pisiform) οστό, ενώ η περιφερική σειρά (ή δεύτερη) αποτελείται από τα υπόλοιπα τέσσερα που είναι το μείζον πολύγωνο (trapezium), το

έλασσον πολύγωνο (trapezoid), το κεφαλωτό (capitate) και το αγκιστρωτό (hamate) οστό. Η εγγύς σειρά συνδέεται με τα οστά του αντιβραχίου, δηλαδή την κερκίδα (radius) και την ωλένη (ulna), ενώ η περιφερική σειρά ενώνεται με τα 5 μετακάρπια οστά [95]. Τα οστάρια του καρπού σε συνδυασμό με τα εγγύς τμήματα των μετακαρπίων και τα περιφερειακά τμήματα των οστών του αντιβραχίου (συνολικά 15 οστά) απαρτίζουν την πηγεοκαρπική άρθρωση, η οποία λειτουργεί ως μία γέφυρα μεταξύ του χεριού και του πήχη.

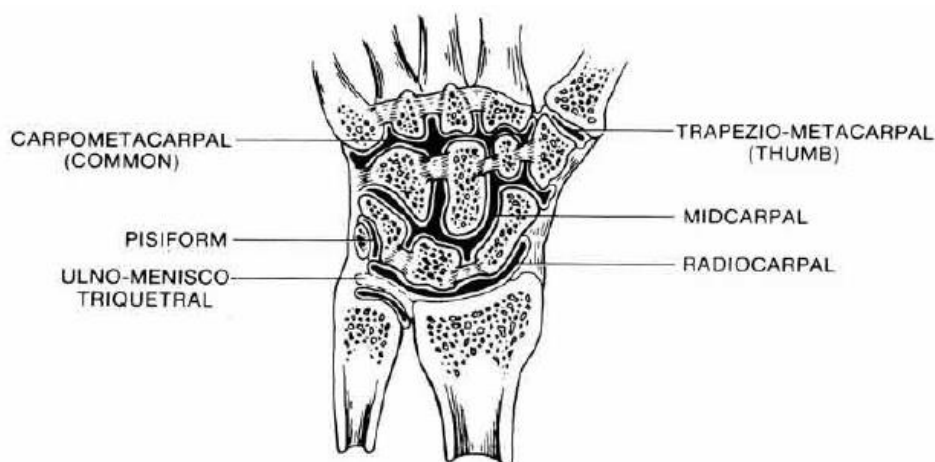
Τα δάχτυλα του χεριού αποτελούνται από τα μετακάρπια οστά και τις φάλαγγες (συνολικά 14 σε αριθμό), παρουσιάζοντας μεταξύ τους σχεδόν ίδιο ανατομικό σχεδιασμό με μόνη εξαίρεση τον αντίχειρα. Συγκεκριμένα, ο αντίχειρας έχει μόνο δύο φάλαγγες, σε αντίθεση με τον δείκτη, μεσαίο, παράμεσο και μικρό δάχτυλο, τα οποία έχουν τρεις φάλαγγες, ονομαστικά, την εγγύς ή κεντρική, μέση και την περιφερική ή ακραία [93]. Σημειώνεται ότι το πρώτο μετακάρπιο οστό είναι βραχύτερο συγκριτικά με τα υπόλοιπα τέσσερα, παρόλα αυτά όμως ο αντίχειρας συνεισφέρει στο 40% περίπου της λειτουργικότητας του χεριού και είναι απαραίτητος για τον ακριβή και ισχυρό δραγμό.

Τα καρπικά οστά υποστηρίζονται από ένα μεγάλο αριθμό συνδέσμων, οι οποίοι διαχωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες με βάση το είδος τους: τους εξωγενείς και τους ενδογενείς συνδέσμους. Οι εξωγενείς ή θυλακικοί σύνδεσμοι διατρέχουν τους στοίχους του καρπού και συνδέουν τα καρπικά οστά με την ωλένη, την κερκίδα ή τα μετακάρπια, ενώ οι ενδογενείς ή μεσόστεοι σύνδεσμοι είναι ενδαρθρικοί σύνδεσμοι που γεφυρώνουν τα οστάρια του καρπού μεταξύ τους. Οι εξωγενείς και ενδογενείς σύνδεσμοι του καρπού [96] παρουσιάζονται συνοπτικά στον Πίνακα 4.1.

Τα οστάρια του καρπού συνδέονται γερά μέσω συνδέσμων, έχοντας τη δυνατότητα να κινηθούν παθητικά το ένα σχετικά με το άλλο. Οι αρθρικοί θύλακες και οι μεσόστεοι σύνδεσμοι διαχωρίζουν την αρθρική κοιλότητα σε ξεχωριστές αρθρώσεις: κερκιδοκαρπική (radiocarpal), μεσοκαρπιαία (midcarpal), μείζονος πολυγώνου-μετακάρπια (trapezio-metacarpal), καρπομετακάρπια (carpometacarpal), πισοειδο-πυραμοειδή (pisiform-triquetral) και ωλενιο-μηνο-πυραμοειδή (ulno-menisco-triquetral) [95], όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.2.

Πίνακας 4.1: Εξωγενείς και ενδογενείς σύνδεσμοι του καρπού.

| Εξωγενείς Σύνδεσμοι | | | |
|--|--------------------------------------|--|--|
| Παλαμιαίοι | | Ραχιαίοι | |
| Κερκίδο-σκαφο-κεφαλωτός (RSC) | | Ραχιαίος μεσοκαρπικός | |
| Μακρύς κερκίδο-μηνοειδής (l-RL) | | Ραχιαίος κερκίδοκαρπικός | |
| Βραχύς κερκίδο-μηνοειδής (s-RL) | | | |
| Κερκίδο-σκαφο-μηνοειδής (RSL) | | | |
| Ωλενιο-κεφαλωτός (UC) | | | |
| Ωλενιο-μηνοειδής (UL) | | | |
| Ωλενιο-πυραμοειδής (UT) | | | |
| Ενδογενείς Σύνδεσμοι | | | |
| Παλαμιαίοι μεσοκαρπικοί | Ραχιαίοι μεσοκαρπικοί | Μεσόστευι της εγγύς σειράς | Μεσόστευι της περιφερικής σειράς |
| Παλαμιαίος πυραμοειδο-αγκιστρωτός (TH) | Ραχιαίος μεσοκαρπικός | Σκαφο-μηνοειδής (SL) (Ραχιαία και Παλαμιαία Μοίρα) | Μείζονος-ελάσσονος πολυγώνου (TT) (Ραχιαία και Παλαμιαία Μοίρα) |
| Πυραμοειδο-κεφαλωτός (TC) | Ραχιαίος πυραμοειδο-αγκιστρωτός (TH) | Μηνο-πυραμοειδής (LT) (Ραχιαία και Παλαμιαία Μοίρα) | Κεφαλο-ελάσσονος πολυγώνου (CT) (Ραχιαία και Παλαμιαία Μοίρα) |
| Σκαφο-μείζονος-ελάσσονος πολυγώνου (STT) | | | Κεφαλο-αγκιστρωτός (CH) (Ραχιαία και Παλαμιαία Μοίρα) |
| Σκαφοκεφαλωτός (SC) | | | |



Εικόνα 4.2: Αρθρώσεις του καρπού [95].

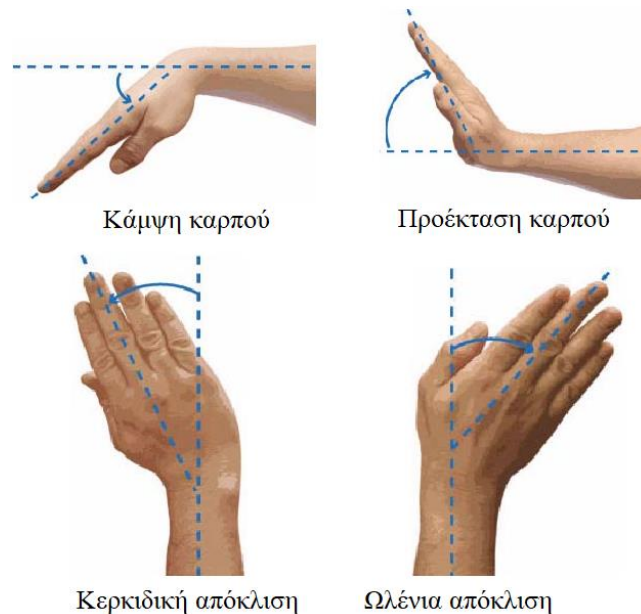
Επιπλέον, οι μετακαρπιοφαλαγγικές αρθρώσεις είναι κονδυλοειδής αρθρώσεις, οι οποίες βρίσκονται ανάμεσα στις στρογγυλεμένες περιφερικές κεφαλές των μετακαρπίων και τα κοίλα άκρα των κεντρικών φαλάγγων, ενώ οι μεσοφαλαγγικές αρθρώσεις είναι γίγγλυμες αρθρώσεις που βρίσκονται ανάμεσα στις φάλαγγες των δακτύλων. Ο αντίχειρας έχει μόνο μία μεσοφαλαγγική άρθρωση, ενώ τα υπόλοιπα δάκτυλα έχουν το καθένα από δύο.

4.1.1.2 Κινηματική καρπού

Ο καρπός πραγματοποιεί πολλές περίπλοκες κινήσεις, λόγω της ανατομίας του, οι οποίες είναι απαραίτητες για την εξυπηρέτηση του μεγάλου εύρος των λειτουργικών ικανοτήτων που έχει η άκρα χειρός. Ο καρπός κινείται κυρίως κατά μήκος δύο αξόνων, πραγματοποιώντας τέσσερις βασικές κινήσεις, οι οποίες είναι η κάμψη και έκταση του καρπού, καθώς και η κερκιδική και ωλένια απόκλισή του. Κάθε άλλη κίνηση του καρπού αποτελεί συνδυασμό των παραπάνω κινήσεων.

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.3, κατά την κάμψη του καρπού, η παλαμιαία επιφάνεια κινείται προς την πρόσθια επιφάνεια του αντιβραχίου. Αντίθετα, κατά την έκταση, η ραχιαία επιφάνεια του χεριού κινείται προς την οπίσθια επιφάνια του αντιβραχίου. Επιπλέον, κατά την απαγωγή ή κερκιδική απόκλιση, η γωνία που σχηματίζεται από το εσωτερικό πλευρικό σύνορο του χεριού και το αντιβράχιο μειώνεται, δηλαδή, ο αντίχειρας κινείται πιο κοντά προς

την κερκίδα, ενώ κατά την προσαγωγή ή ωλένια απόκλιση, η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ του εξωτερικού πλευρικού συνόρου και του αντιβραχίου μειώνεται, δηλαδή, το μικρό δάχτυλο του χεριού προσεγγίζει την ωλένη. Τα τέσσερα είδη κινήσεων του καρπού που περιεγράφηκαν παραπάνω προκύπτουν από τις μετατοπίσεις, αλλά και τις περιστροφές των καρπικών οστών σε συνδυασμό με τους συνδέσμους.



Εικόνα 4.3: Κινήσεις καρπού.

Το μέσο εύρος της κίνησης για την κάμψη του καρπού είναι μεταξύ 75-85°, ενώ για την έκταση 70-80°. Αντίστοιχα, το μέσο εύρος της κίνησης για την κερκιδική απόκλιση είναι μεταξύ 15-20°, ενώ η ωλένια απόκλιση έχει εύρος 30-40°. Ο καρπός βρίσκεται σε ουδέτερη στάση όταν είναι μεταξύ κάμψης και έκτασης, καθώς και μεταξύ κερκιδικής και ωλένιας απόκλισης, σχηματίζοντας 0° σε σχέση με τους δύο αντίστοιχους άξονες κίνησής του.

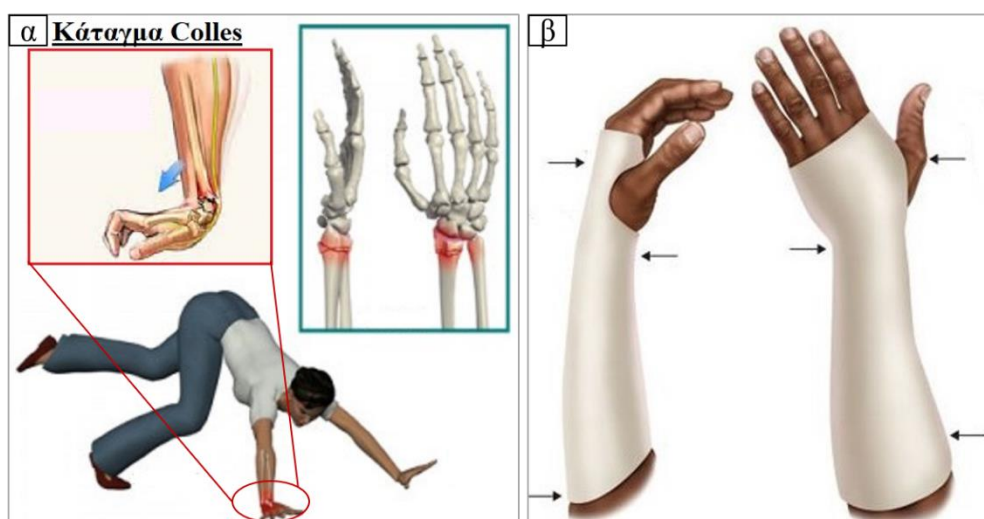
4.1.2 Παθολογία άκρας χειρός – καρπού

Η άκρα χείρα αποτελεί ένα από τα πολυτιμότερα εργαλεία για τον άνθρωπο, καθώς δίνει τη δυνατότητα εκτέλεσης μιας σειράς πολύπλοκων κινήσεων, οι οποίες είναι αποτέλεσμα μιας ταυτόχρονης και καλά συγχρονισμένης λειτουργίας οστών, τενόντων, μυών, συνδέσμων, νεύρων και αγγείων. Η χρόνια καταπόνηση διάφορων περιοχών της άκρας χειρός, λόγω

εκτεταμένης χρήσης, μπορεί να είναι αιτία εμφάνισης σοβαρών παθήσεων και δυσλειτουργιών, πέραν της περίπτωσης τραυματισμού. Οι πιο συνηθισμένες παθήσεις και αντίστοιχα τραυματισμοί, στις οποίες ως λύση για τη θεραπεία αποκατάστασης αποτελεί η εφαρμογή νάρθηκα άνω άκρου, είναι η ρευματοειδής αρθρίτιδα, το σύνδρομο καρπιαίου σωλήνα, τενοντίτιδες του καρπού και των δακτύλων (νόσος De Quervain), καθώς και κατάγματα του οστού της κερκίδας και του σκαφοειδούς. Στην παρούσα εργασία μελετάται η δημιουργία TB εξατομικευμένων νάρθηκων καρπού για τη θεραπεία καταγμάτων της κερκίδας στην άκρα χείρα και γι' αυτό το λόγο γίνεται μία σύντομη περιγραφή αυτής της κλινικής περίπτωσης παρακάτω.

- Κάταγμα της κερκίδας:

Κατάγματα ονομάζονται το σπάσιμο ή το ράγισμα των οστών σε οποιοδήποτε σημείο του σώματος και μπορεί να οφείλεται σε διάφορα αίτια. Η κερκίδα είναι το μεγαλύτερο από τα δύο οστά του αντιβραχίου. Τα κατάγματα του περιφερικού άκρου της κερκίδας αποτελούν τα πιο συχνά κατάγματα του καρπού. Υπάρχουν διάφοροι τύποι καταγμάτων κερκίδας, αλλά τα περισσότερα κατάγματα εντοπίζονται στα 2-3 εκατοστά από το περιφερικό άκρο της. Το συχνότερο κάταγμα περιεγράφηκε πρώτη φορά από τον Ιρλανδό χειρουργό Abraham Colles από τον οποίο πήρε και το όνομά του (Εικόνα 4.4α).



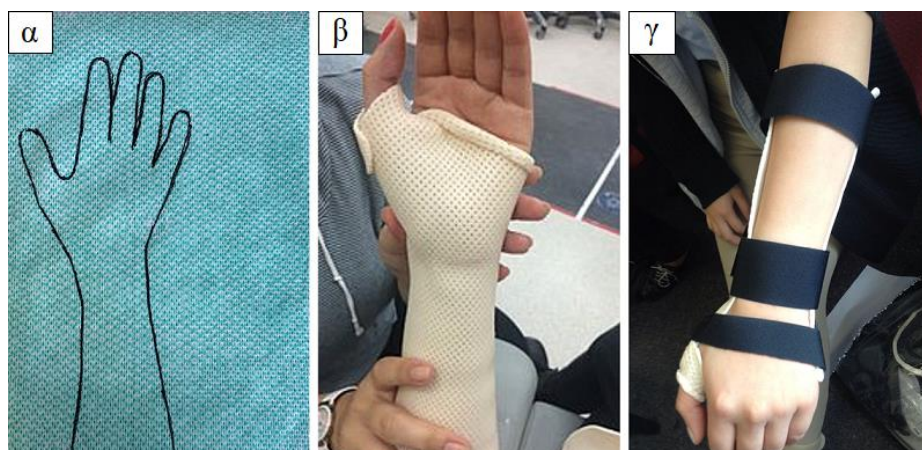
Εικόνα 4.4: (α) Κάταγμα κερκίδας τύπου Colles [97] και (β) Νάρθηκας άσκησης πίεσης σε 3 σημεία (3-point pressure) [98].

Η πιο κοινή αιτία για κάταγμα της περιφερικής κερκίδας είναι η πτώση πάνω σε τεντωμένο χέρι (Εικόνα 4.4α). Η θεραπεία όλων των καταγμάτων ακολουθεί ένα βασικό κανόνα: τα τμήματα του οστού που έχει υποστεί κάταγμα πρέπει να επανέλθουν στη σωστή τους θέση και να παραμείνουν εκεί μέχρι να επουλωθούν. Εάν τα τμήματα του οστού δεν έχουν παρεκτοπιστεί και δεν έχουν δημιουργηθεί πολλά μικρά θραύσματα, τότε μπορεί να γίνει εφαρμογή όρθωσης με ασκούμενη πίεση σε τρία σημεία (Εικόνα 4.4β), ώστε να μειωθεί η μετατόπιση των τμημάτων του οστού που έχουν υποστεί κάταγμα και να διατηρηθούν στη σωστή θέση μέχρι να γίνει πλήρης αποκατάσταση [97]–[99].

4.1.3 Συμβατικές μέθοδοι κατασκευής εξατομικευμένων ορθώσεων άνω άκρων

Οι ορθώσεις που υπάρχουν και χρησιμοποιούνται για θεραπευτικούς λόγους μπορούν να διαχωριστούν στις ιατρικές συσκευές που είναι ειδικά κατασκευασμένες από τον θεράποντα ιατρό για να προσαρμόζονται στον εκάστοτε ασθενή και σε αυτές που διατίθενται προπαρασκευασμένες στο εμπόριο σε ένα συγκεκριμένο εύρος μεγεθών. Παρόλο που στη δεύτερη περίπτωση το βασικό πλεονέκτημα είναι η ευκολία απόκτησης μίας τέτοιας ορθωτικής συσκευής, ο βασικός περιορισμός που παρουσιάζεται τις περισσότερες φορές είναι η αδυναμία προσαρμογής της δομής στα μοναδικά χαρακτηριστικά που έχει η ανατομία του κάθε ανθρώπου. Αντιθέτως, οι εξατομικευμένες ορθώσεις κατασκευάζονται με τέτοιο τρόπο ώστε να ταιριάζουν στις ανατομικές και καθημερινές λειτουργικές ανάγκες του κάθε ασθενή, οδηγώντας επομένως σε υψηλότερα επίπεδα άνεσης και εφαρμογής [100].

Ο κλασικός τρόπος κατασκευής των εξατομικευμένων ορθώσεων για την άκρα χείρα βασίζεται στην εμπειρία και τις ικανότητες του εκάστοτε θεραπευτή, καθώς είναι μια χειροκίνητη διαδικασία. Το υλικό που χρησιμοποιείται κατά κύριο λόγο είναι φύλλα θερμοδιαμορφώμενου θερμοπλαστικού υλικού χαμηλής θερμοκρασίας (Low Temperature Thermoplastic – LTT), τα οποία όταν εμβαπτίζονται σε ζεστό νερό συγκεκριμένης θερμοκρασίας (γύρω στους 60-70°C) γίνονται εύκαμπτα και μπορούν να διαμορφωθούν βάσει της ανατομίας του ασθενή.



Εικόνα 4.5: Κλασικός τρόπος δημιουργίας εξατομικευμένων νάρθηκων καρπού. (α) Δημιουργία μοτίβου, (β) διαμόρφωση νάρθηκα απευθείας πάνω στην ανατομία του ασθενή και (γ) εφαρμογή ειδικών δεσιμάτων (λουριά Velcro).

Η τυπική διαδικασία (Εικόνα 4.5α-γ) που ακολουθείται από τον ειδήμονα θεραπευτή είναι αρχικά η δημιουργία του μοτίβου του νάρθηκα, ζωγραφίζοντας γύρω από τον καρπό και την άκρα χείρα του ασθενή πάνω σε ένα κομμάτι χαρτί, δίνοντας ταυτόχρονα προσοχή στα σχετικά σημεία αναφοράς που μπορεί να αποτελούν σημεία άσκησης εκτενούς δύναμης. Το χαρτί κόβεται με βάση το σχεδιασμένο μοτίβο και δοκιμάζεται πάνω στην ανατομία του ασθενή, ενώ στη συνέχεια το αντίστοιχο μοτίβο δημιουργείται πάνω στο φύλλο του θερμοδιαμορφώμενου θερμοπλαστικού υλικού (LTT). Αφού το LTT εμβαπτιστεί στο νερό και μαλακώσει, τότε διαμορφώνεται απευθείας πάνω στην ανατομία του ίδιου του ασθενή, το επιπλέον υλικό κόβεται, ενώ ταυτόχρονα πραγματοποιούνται οι απαραίτητες μικρές μετατροπές (π.χ. στρογγύλεμα και εξομάλυνση των επιφανειών στις άκρες του νάρθηκα για μείωση της ασκούμενης πίεσης). Στη συνέχεια, το υλικό καθώς ψύχεται γίνεται όλο και πιο σκληρό μέχρι να φτάσει στο σημείο που πλέον παίρνει το τελικό του σχήμα. Τέλος, σημαντικό κομμάτι της διαδικασίας αυτής αποτελεί η επιλογή και η εφαρμογή ειδικών δεσιμάτων (συνήθως Velcro λουριά) που χρησιμοποιούνται για να συγκρατούν την όρθωση στο επιθυμητό σημείο, καθώς και των ειδικών “μαξιλαριών” που τοποθετούνται σε συγκεκριμένα σημεία του νάρθηκα που έρχονται σε επαφή με οστικές προεξοχές του χεριού με σκοπό την αποφυγή τραυματισμών και δημιουργίας πληγών [101], [102].

4.2 Ορισμός προβλήματος Τοπολογικής Βελτιστοποίησης προς επίλυση

Οι εξατομικευμένοι νάρθηκες καρπού που δημιουργούνται μέσω των κλασικών μεθόδων κατασκευής, τις περισσότερες φορές δεν εξασφαλίζουν ένα βέλτιστο αποτέλεσμα, τόσο όσον αφορά την αισθητική, όσο και την λειτουργικότητά τους. Πιο συγκεκριμένα, κάποια από τα βασικά ζητήματα που υπάρχουν σε αυτούς τους νάρθηκες είναι η ανεπαρκής ή εσφαλμένη εφαρμογή τους στον ασθενή, λόγω του χειροκίνητου τρόπου κατασκευής, δημιουργώντας έτσι πίεση και συγκέντρωση τάσεων σε συγκεκριμένα σημεία του χεριού. Επιπλέον, παρουσιάζουν θέματα περιορισμένης αποδοτικότητας κατά τη διάρκεια εκτέλεσης καθημερινών δραστηριοτήτων, καθώς και δυσκολία στο να φορεθούν και να διατηρηθούν καθαροί. Σημαντικό μειονέκτημα είναι επίσης η ογκώδης, πλήρως στερεή και χαμηλής αισθητικής μορφολογία που παρουσιάζουν, χωρίς την ύπαρξη οπών για σωστό αερισμό του δέρματος, προκαλώντας έτσι βασικά προβλήματα υγιεινής στον ασθενή. Οι παραπάνω λόγοι επηρεάζουν δραματικά την πορεία της θεραπευτικής αγωγής που δίνεται από τους γιατρούς, όπως επίσης και τα αποτελέσματα της θεραπείας. Επιπλέον, μία σημαντική παράμετρος που είναι απαραίτητο να λαμβάνεται υπόψιν κατά την κατασκευή εξατομικευμένων νάρθικων είναι η επίτευξη μίας μέγιστης αντοχής, έτσι ώστε το τελικό προϊόν να πληροί όλες τις λειτουργικές προϋποθέσεις για μια σωστή και ολοκληρωμένη θεραπεία.

Εξαιτίας των προαναφερόμενων ζητημάτων και απαιτήσεων, αντικείμενο μελέτης της παρούσας εργασίας είναι η διερεύνηση ανάπτυξης καινοτόμων εξατομικευμένων ορθώσεων για τα άνω άκρα και συγκεκριμένα νάρθικων άκρας χειρός-καρπού, μέσω της εφαρμογής των νέων τεχνολογιών που βασίζονται στη χρήση του υπολογιστή, τόσο για το σχεδιασμό όσο και για την κατασκευή των τελικών μοντέλων νάρθικα. Πιο συγκεκριμένα, σκοπός της μελέτης αυτής είναι η εφαρμογή της μεθόδου TB για την επίτευξη ενός βέλτιστου σχεδιαστικού αποτελέσματος και στη συνέχεια κατασκευή των τελικών βέλτιστων μοντέλων μέσω της τεχνολογίας της ΠΚ. Σημειώνεται ότι στην παρούσα εργασία γίνεται μελέτη δημιουργίας στατικών νάρθικων καρπού, κυρίως με σκοπό τη θεραπεία και αποκατάσταση καταγμάτων της κερκίδας στην άκρα χείρα. Όπως παρουσιάζεται και στη συνέχεια, οι

νάρθηκες καρπού που μελετώνται βασίζονται στην κλασική θεωρία άσκησης δυνάμεων σε τρία σημεία, ενώ πολύ σημαντικό ρόλο σε επίπεδο ανάλυσης με τη μέθοδο των ΠΣ και επιβολής των κατάλληλων συνοριακών συνθηκών παίζει η κινηματική της άκρας χειρός. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, η κίνηση του χεριού στο επίπεδο του καρπού είναι διαξονική. Οι περιπτώσεις που μελετώνται στην εργασία αυτή είναι η κάμψη καρπού και η κερκιδική απόκλιση. Επιπλέον, μελετάται και η περίπτωση φόρτισης του νάρθηκα σε πολλαπλά σημεία κατά το μήκος και περιφερειακά της δομής λόγω εφαρμογής της από τον ασθενή, βάσει μετρήσεων που διατίθενται στην υπάρχουσα βιβλιογραφία.

Στο πλαίσιο αυτό, ο στόχος που θέλουμε να επιτευχθεί μέσω της παρούσας μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας είναι η ανάπτυξη βέλτιστων σχεδιασμών μέσω της εφαρμογής της μεθόδου TB, καθώς και η τρισδιάστατη εκτύπωση τοπολογικά βελτιστοποιημένων και εξατομικευμένων νάρθηκων καρπού που παρουσιάζουν πλήρη συμβατότητα με την ανατομία του ασθενή, υψηλή αντοχή και ταυτόχρονα αρκετά χαμηλότερο βάρος με συγκεκριμένα γεωμετρικά χαρακτηριστικά (βέλτιστη κατανομή του διατιθέμενου υλικού στο τελικό σχεδιασμένο μοντέλο), τα οποία θα επιτρέπουν τον σωστό αερισμό και υγιεινή του δέρματος σε συνδυασμό με υψηλότερα επίπεδα αισθητικής, καθώς και δυνατότητα καθαρισμού τόσο του νάρθηκα όσο και του χεριού.

4.3 Μεθοδολογία ανάπτυξης του αρχικού σχεδιασμού του νάρθηκα καρπού

Η δημιουργία ενός αρχικού μοντέλου νάρθηκα καρπού είναι απαραίτητη, έτσι ώστε πάνω στο σχεδιασμό αυτό να γίνει η εφαρμογή της μεθόδου TB και μετέπειτα η κατασκευή του τελικού βελτιστοποιημένου μοντέλου νάρθηκα, μέσω της τεχνολογίας της ΠΚ. Για τη δημιουργία αυτού του αρχικού σχεδιασμού αναπτύχθηκε μία μεθοδολογία στην παρούσα εργασία, η οποία βασίζεται στη χρήση της τεχνολογίας της Τρισδιάστατης Σάρωσης (ΤΣ), όπως επίσης και στην εφαρμογή και χρήση διάφορων εμπορικών σχεδιαστικών πακέτων. Μέσω της ΤΣ επιτυγχάνεται η ψηφιακή αναπαράσταση των περίπλοκων ανατομικών χαρακτηριστικών της άκρας χειρός-καρπού ενός συγκεκριμένου ατόμου, η οποία στη συνέχεια αποτελεί βάση για

την ανάπτυξη του αρχικού μοντέλου του εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού, μέσω της εφαρμογής μιας σειράς υπολογιστικών σχεδιαστικών λογισμικών. Τα βήματα της συγκεκριμένης μεθοδολογίας, η οποία αποτελεί σημαντικό κομμάτι για την όλη διαδικασία TB του νάρθηκα καρπού, περιγράφονται αναλυτικά σε αυτήν την Ενότητα.

4.3.1 Τρισδιάστατη Σάρωση της ανατομίας χεριού

Για την ψηφιακή αναπαράσταση της ανθρώπινης ανατομίας υπάρχουν στις μέρες μας διάφορες μέθοδοι που μπορούν να χρησιμοποιηθούν, όπως για παράδειγμα είναι η Αξονική Τομογραφία (Computed Tomography – CT ή Computerized Axial Tomography – CAT), η Μαγνητική Τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging – MRI), καθώς και η τεχνολογία της Τρισδιάστατης Σάρωσης (3D Scanning). Καθεμία από αυτές τις μεθόδους χαρακτηρίζεται από ξεχωριστά πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα, κάνοντας επομένως την εφαρμογή της εκάστοτε τεχνολογίας κατάλληλη σε συγκεκριμένες περιπτώσεις για την επίτευξη διαφορετικών στόχων.

Συγκεκριμένα, τόσο η Αξονική όσο και η Μαγνητική τομογραφία προσφέρουν τη δυνατότητα της ψηφιακής αναπαράστασης ακόμα και των εσωτερικών τμημάτων της ανθρώπινης ανατομίας με αρκετά μεγάλη ακρίβεια. Παρόλα αυτά, οι συγκεκριμένες μέθοδοι είναι αρκετά χρονοβόρες, ταυτόχρονα αυξάνουν κατά πολύ το ποσοστό των δεδομένων που χρήζουν επεξεργασία για την αναπαράσταση της τελικής ανατομίας, ενώ επιπλέον σημειώνεται ότι ο αντίστοιχος εξοπλισμός είναι υψηλού κόστους και διατίθεται σε συγκεκριμένες εγκαταστάσεις (π.χ. κλινικές, νοσοκομεία, κλπ.).

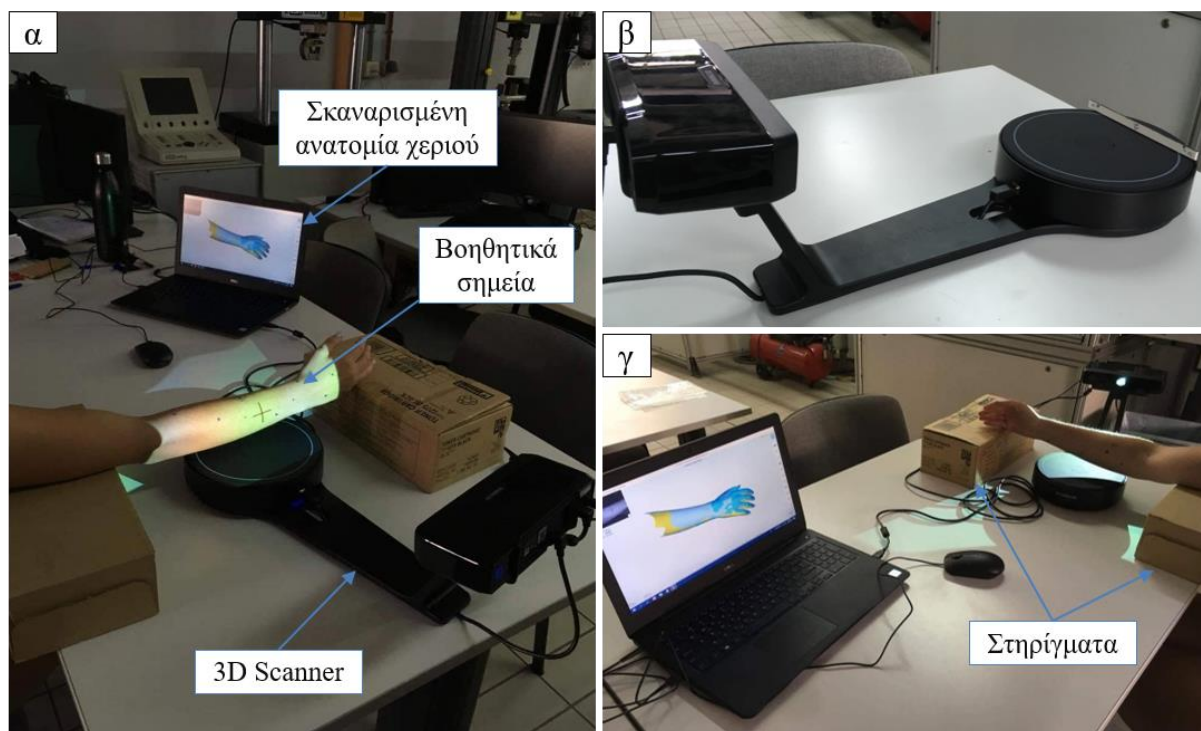
Για τη δημιουργία εξατομικευμένων ορθώσεων, η ψηφιακή αναπαράσταση της εσωτερικής μορφολογίας της ανθρώπινης ανατομίας δεν είναι απαραίτητη και για αυτό το λόγο η συνεχώς εξελισσόμενη τεχνολογία της ΤΣ παίζει σημαντικό ρόλο σε αυτόν τον τομέα, καθώς δίνει τη δυνατότητα απεικόνισης μόνο των εξωτερικών επιφανειών, μειώνοντας έτσι σε μεγάλο βαθμό τόσο τα δεδομένα που πρέπει να ληφθούν όσο και το χρόνο επεξεργασίας τους για την απόδοση του τελικού ψηφιακού μοντέλου. Επιπλέον, ο εξοπλισμός που διατίθεται στο εμπόριο είναι μεγάλου εύρους (και αντίστοιχου κόστους), δίνοντας αρκετά ικανοποιητικά και ακριβή αποτελέσματα σε επίπεδο ανάλυσης.

Όπως και οι μέθοδοι της Αξονικής και Μαγνητικής Τομογραφίας, έτσι και η τεχνολογία της ΤΣ παρουσιάζει αντίστοιχα κάποια μειονεκτήματα, τα οποία συμπεριλαμβάνουν αδυναμία λήψης δεδομένων με μεγάλη ακρίβεια στις επιφάνειες της ανατομίας που χαρακτηρίζονται από αρκετά περίπλοκα γεωμετρικά χαρακτηριστικά (π.χ. περιοχές ανάμεσα στα δάχτυλα στην άκρα χείρα), με αποτέλεσμα να προκύπτουν είτε κενά είτε ανεπιθύμητη σύγκλιση σημείων στις αντίστοιχες περιοχές, κάνοντας έτσι απαραίτητη την περαιτέρω επεξεργασία των ληφθέντων δεδομένων με σκοπό την επιδιόρθωση του τελικού μοντέλου. Επιπλέον, ένα άλλο μειονέκτημα είναι η παρουσία θορύβου στο τελικό μοντέλο λόγω πιθανής κίνησης της ανατομίας κατά τη διάρκεια της ΤΣ, κάνοντας έτσι αναγκαία, συνήθως, τη χρήση ειδικών προσαρμοσμένων στηρίξεων σε συγκεκριμένα σημεία για αποφυγή της ακούσιας κίνησης.

Στην παρούσα μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία, η δημιουργία του τρισδιάστατου ψηφιακού μοντέλου της ανατομίας χεριού της συγγραφέα έγινε χρησιμοποιώντας τον EinScan-SE 3D Scanner (Shining 3D[®] Tech Co., Hangzhou, China), ο οποίος διατίθεται με δικό του λογισμικό (EinScan-SE software). Ο συγκεκριμένος εξοπλισμός πραγματοποιεί τη σάρωση επιφανειών με χρήση δομημένου φωτός (structured-light 3D Scanner), ενώ αποτελείται από μία περιστρεφόμενη πλατφόρμα που διευκολύνει τη σάρωση αντικειμένων μεσαίου και μικρού μεγέθους. Ένας 3D Scanner δομημένου φωτός είναι μια 3D συσκευή σάρωσης για την αναπαράσταση τρισδιάστατων αντικειμένων, χρησιμοποιώντας μοτίβα προβαλλόμενου φωτός και ένα σύστημα φωτογραφικής μηχανής. Η αρχή λειτουργίας του συγκεκριμένου τύπου 3D Scanner βασίζεται στην προβολή ενός μοτίβου από πολλές παράλληλες λωρίδες φωτός στην επιφάνεια ενός τρισδιάστατου αντικειμένου, το οποίο εμφανίζεται παραμορφωμένο από άλλες οπτικές γωνίες διαφορετικές από εκείνη του προβολέα. Η μετατόπιση των λωρίδων επιτρέπει την ακριβή ανάκτηση των 3D συντεταγμένων οποιωνδήποτε λεπτομερειών πάνω στην επιφάνεια του εκάστοτε αντικειμένου. Σημειώνεται ότι οι τεχνικές προδιαγραφές του 3D Scanner EinScan-SE συνοψίζονται στον Πίνακα 4.2. Επιπλέον, στην Εικόνα 4.6α-γ παρουσιάζεται η διαδικασία της Τρισδιάστατης Σάρωσης (ΤΣ) του χεριού της συγγραφέα μέσω του EinScan-SE, όπως επίσης και ο ίδιος ο εξοπλισμός.

Πίνακας 4.2: Τεχνικές προδιαγραφές του 3D Scanner.

| 3D Scanner | EinScan-SE, Shining 3D® Tech Co. | |
|---|---|--|
| Λειτουργία σάρωσης | Επεξεργασμένη | Αυτόματη |
| Τρόπος ευθυγράμμισης | Βάσει χαρακτηριστικών / Χειροκίνητα | Χειροκίνητα / Περιστρεφόμενη πλατφόρμα |
| Ακρίβεια μονής λήψης | $\leq 0.1 \text{ mm}$ | |
| Ελάχιστος όγκος σάρωσης | $30 \times 30 \times 30 \text{ mm}$ | |
| Μέγιστος όγκος σάρωσης | $700 \times 700 \times 700 \text{ mm}$ | $200 \times 200 \times 200 \text{ mm}$ |
| Εύρος μονής λήψης | $200 \times 150 \text{ mm}$ | |
| Ταχύτητα σάρωσης | $< 8 \text{ s}$ | $< 2 \text{ mins}$ |
| Απόσταση σημείων | $0.17 \text{ mm} \sim 0.2 \text{ mm}$ | |
| Ανάλυση υφής | Ναι | |
| Μορφή αρχείου | .obj, .stl, .asc, .ply | |
| Ανάλυση φωτογραφικής μηχανής | 1.3 Mega Pixels | |
| Πηγή φωτός | Λευκό φως | |
| Απόσταση για σάρωση | $290 \sim 480 \text{ mm}$ | |
| Διαστάσεις 3D Scanner | $570 \times 210 \times 210 \text{ mm}$ | |
| Πλάκα καλιμπραρίσματος | Περιλαμβάνεται | |
| Περιστρεφόμενη πλάκα | Ναι | |
| Φορτίο που αντέχει η περιστρεφόμενη πλάκα | 5 kg | |



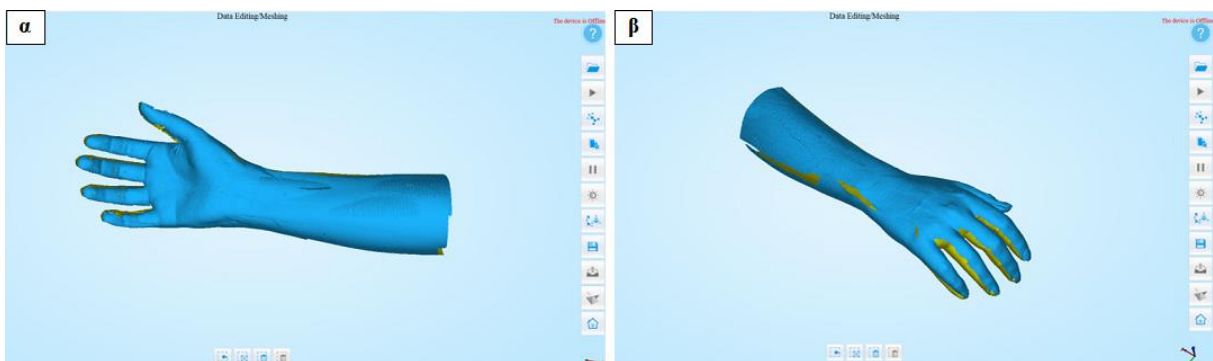
Εικόνα 4.6: Διαδικασία Τρισδιάστατης Σάρωσης της ανατομίας του χεριού. (α) Απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο της τρισδιάστατα σαρωμένης επιφάνειας του χεριού, (β) 3D Scanner και (γ) στηρίγματα που χρησιμοποιήθηκαν ως βοηθήματα ακινητοποίησης του χεριού.

Κατά τη διαδικασία της ΤΣ, το ψηφιακό μοντέλο της ανατομίας του χεριού δημιουργείται σταδιακά μέσω της σάρωσης διαφορετικών επιφανειών, οι οποίες στη συνέχεια συνδέονται μεταξύ τους είτε αυτόματα από το λογισμικό EinScan-SE, αν αυτό είναι εφικτό, είτε χειροκίνητα από τον χρήστη, ορίζοντας κάποια σημεία ένωσης με προγενέστερη επιφάνεια που έχει ήδη ανακτηθεί σε ψηφιακή μορφή. Είναι σημαντικό να σημειωθεί πως για τη βέλτιστη σύνδεση των επιμέρους σαρωμένων επιφανειών του χεριού, ώστε να δημιουργηθεί το τελικό μοντέλο της άκρας χειρός, έγινε ο σχεδιασμός κάποιων σημείων “οδηγών” πάνω στο χέρι, τα οποία ήταν αρκετά ευδιάκριτα από το 3D Scanner. Τα σημεία αυτά παρουσιάζονται στην Εικόνα 4.6α, γ.

Το χέρι παρέμενε σταθερό κατά τη διαδικασία της σάρωσης της κάθε επιφάνειας, ενώ στη συνέχεια μετατοπιζόταν με τέτοιο τρόπο ώστε να ληφθούν δεδομένα και από τα υπόλοιπα τμήματα της ανατομίας που ήταν απαραίτητο. Η σταθεροποίηση και όσο το δυνατόν

περισσότερη ακινησία του χεριού κρίνεται αναγκαία με σκοπό να ληφθεί ένα καλό ψηφιακό μοντέλο αναπαράστασης της πραγματικής ανατομίας. Για το λόγο αυτό, η χρήση κάποιων υποστηριγμάτων (Εικόνα 4.6α, γ) κρίθηκε απαραίτητη μετά τις πρώτες δοκιμές σάρωσης, καθώς ύστερα από τα πρώτα λεπτά της διαδικασίας ήταν δύσκολος ο έλεγχος της θέσης, καθώς και η πλήρης ακινησία του χεριού.

Το χέρι κατά τη διάρκεια της ΤΣ βρισκόταν σε ουδέτερη θέση, σχηματίζοντας 0° ως προς τους δύο άξονες κίνησης, ενώ τα δάχτυλα της άκρας χειρός βρίσκονταν σε θέση που αναπαριστούσε το κράτημα ενός ποτηριού (Εικόνα 4.6α, γ), δίνοντας έτσι τη δυνατότητα ευκολότερης λήψης δεδομένων στις “κρυφές” περιοχές που βρίσκονται κυρίως ανάμεσα στα δάχτυλα. Το αποτέλεσμα της εκάστοτε σαρωμένης επιφάνειας, από την όλη ανατομία του χεριού που μελετήθηκε, ήταν ορατό σε πραγματικό χρόνο κατά τη διάρκεια της ΤΣ. Επίσης, είναι σημαντικό να τονισθεί ότι η όλη διαδικασία διήρκησε περίπου 15 λεπτά μετά τις πρώτες δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν, κυρίως λόγω αδυναμίας πλήρους ακινητοποίησης του χεριού και της μεγάλης περιπλοκότητας που παρουσίαζε η επιφάνεια προς σάρωση.



Εικόνα 4.7: (α) Παλαμιαία και (β) ραχιαία όψη της τρισδιάστατα σαρωμένης ανατομίας του δεξιού χεριού.

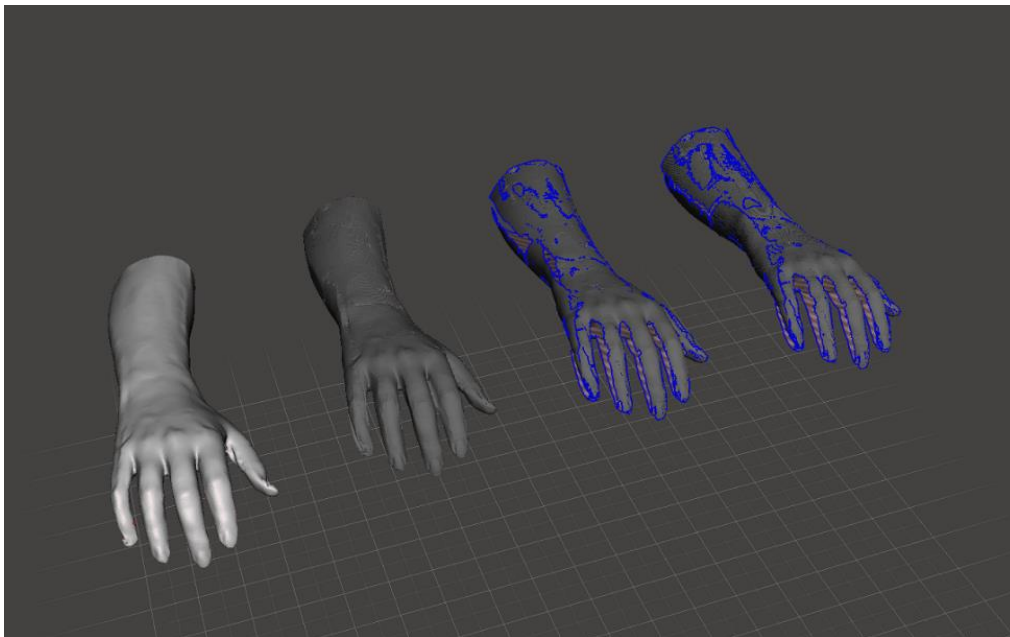
Η τελική γεωμετρία που ελήφθη μέσω τη ΤΣ, έχοντας εφαρμόσει κάποια διαθέσιμα φίλτρα του λογισμικού EinScan-SE, παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.7α-β. Με κίτρινο χρώμα απεικονίζονται οι μικρές ατέλειες που προέκυψαν, λόγω αδυναμίας ανάκτησης κάποιων “κρυφών” σημείων της ανατομίας, καθιστώντας απαραίτητη την επιδιόρθωση του τελικού μοντέλου μέσω περαιτέρω επεξεργασίας.

4.3.2 Δημιουργία του μοντέλου νάρθηκα καρπού με χρήση σχεδιαστικών λογισμικών

Με την ολοκλήρωση της διαδικασίας της ΤΣ επιτυγχάνεται η ανάκτηση του ψηφιακού μοντέλου της άκρας χειρός του εκάστοτε ασθενούς (στην παρούσα εργασία της υγιούς άκρας χειρός της συγγραφέα), το οποίο περιλαμβάνει όλα τα ανατομικά χαρακτηριστικά που είναι διαφορετικά για τον κάθε άνθρωπο. Αυτό το μοντέλο αποτελεί τη βάση (καλούπι) στη μεθοδολογία που αναπτύχθηκε για τη δημιουργία του αρχικού σχεδιασμού του εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού, ο οποίος στη συνέχεια βελτιστοποιείται εφαρμόζοντας τη μέθοδο TB. Το ψηφιακό αυτό μοντέλο αρχικά είναι απαραίτητο να υποστεί περαιτέρω επεξεργασία, όπως προαναφέρθηκε, ώστε να μειωθεί ο θόρυβος και να εξαλειφθούν οι μικρές ατέλειες που προέκυψαν. Στη συνέχεια, ο σκοπός είναι να δημιουργηθεί το αρχικό μοντέλο του νάρθηκα καρπού, κάνοντας χρήση κάποιων σχεδιαστικών λογισμικών τα οποία καθίστανται απαραίτητα και ονομαστικά είναι: MeshMixer (Autodesk), Geomagic Design X (3D Systems) και SolidWorks (Dassault Systèmes). Η συγκεκριμένη διαδικασία περιγράφεται στις επόμενες παραγράφους.

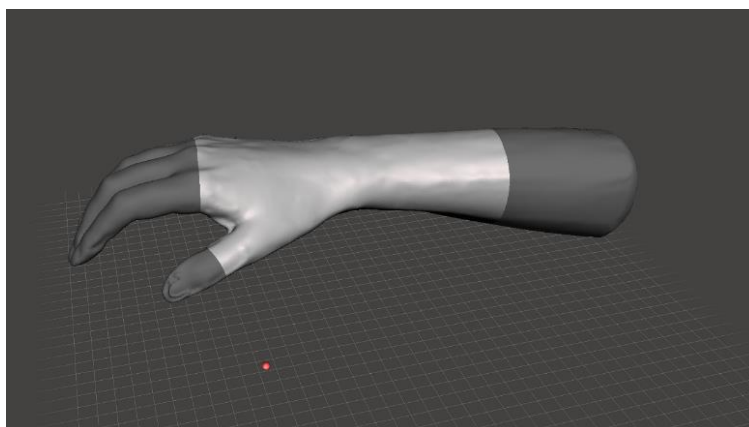
Μετά την ολοκλήρωση της ΤΣ πραγματοποιήθηκε επιπλέον επεξεργασία στο μοντέλο της ανατομίας του χεριού, ώστε να επιδιορθωθούν κάποιες ατέλειες στη γεωμετρία, οι οποίες ήταν αδύνατον να εξαλειφθούν μέσω των φίλτρων που διαθέτει το λογισμικό του 3D Scanner. Έτσι, το πλήθος των σημείων στο χώρο (point cloud) που λήφθηκε κατά τη διάρκεια της ΤΣ και αναπαριστά ψηφιακά την πραγματική ανατομία, μετατράπηκε αυτόματα από το λογισμικό EinScan-SE σε ένα πλέγμα πολυγώνων (mesh) και εξήχθη ως αρχείο .stl (stereolithography) για περαιτέρω επεξεργασία στο λογισμικό MeshMixer (Autodesk, San Rafael, California, USA). Η διαδικασία επιδιόρθωσης περιλάμβανε τις εξής σημαντικές διεργασίες: εξάλειψη δεδομένων που αποτελούν “θόρυβο” για το μοντέλο του χεριού, αναδιαμόρφωση και γέμισμα ασυνεχειών κυρίως στις περιοχές των δαχτύλων καθώς και σε ένα μικρό τμήμα του πήχη, εξομάλυνση της εξωτερικής επιφάνειας (smoothing) σε διάφορα σημεία, όπως επίσης και μείωση του αριθμού των πολυγώνων του πλέγματος ώστε να μειωθεί το μέγεθος του αρχείου, το οποίο είναι απαραίτητο να υποστεί περαιτέρω μοντελοποίηση. Η μείωση του αριθμού των πολυγώνων του πλέγματος ήταν τέτοια ώστε να μην επηρεάσει το

τελικό αποτέλεσμα, όσον αφορά την αντιπροσωπευτική αναπαράσταση λεπτομερειών την πραγματικής ανατομίας. Η σταδιακή επιδιόρθωση του μοντέλου του χεριού που πραγματοποιήθηκε στο λογισμικό MeshMixer παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.8. Με μπλε χρώμα απεικονίζονται οι ατέλειες του μοντέλου στα αρχικά στάδια επιδιόρθωσης, ενώ με γκρι ανοιχτό χρώμα φαίνεται το τελικό μοντέλο που προέκυψε ύστερα από την ολοκλήρωση αυτής της διαδικασίας.



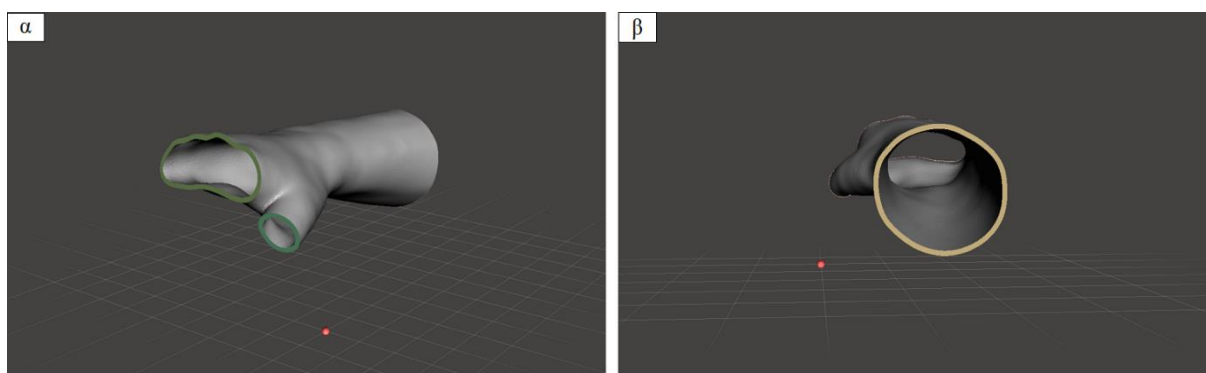
Εικόνα 4.8: Στάδια επιδιόρθωσης του τρισδιάστατου μοντέλου χεριού μέσω του λογισμικού MeshMixer.

Ύστερα από την ολοκλήρωση της επιδιόρθωσης του μοντέλου χεριού, επόμενο στάδιο της προτεινόμενης μεθοδολογίας αποτελεί η ανάπτυξη ενός αρχικού σχεδιασμού εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού με βάση τον οποίο θα πραγματοποιηθεί η επίλυση του προβλήματος TB. Μέρος αυτής της διαδικασίας γίνεται στο λογισμικό MeshMixer. Αρχικά, είναι απαραίτητο να γίνει τέτοια επεξεργασία του μοντέλου χεριού, έτσι ώστε ο σχεδιασμός του νάρθηκα που θα προκύψει να πληροί τις βασικές γεωμετρικές προδιαγραφές μίας τέτοιας όρθωσης. Για αυτό το σκοπό απαραίτητο είναι να αφαιρεθούν τμήματα της ανατομίας που δεν χρειάζονται στα οποία συνεπάγονται μέρος του πήχη καθώς και οι περιοχές των δαχτύλων, εξασφαλίζοντας έτσι την πλήρη κίνησή τους (Εικόνα 4.9).



Εικόνα 4.9: Αφαίρεση περιοχής δαχτύλων και πήχη για τη δημιουργία της επιφάνειας του νάρθηκα.

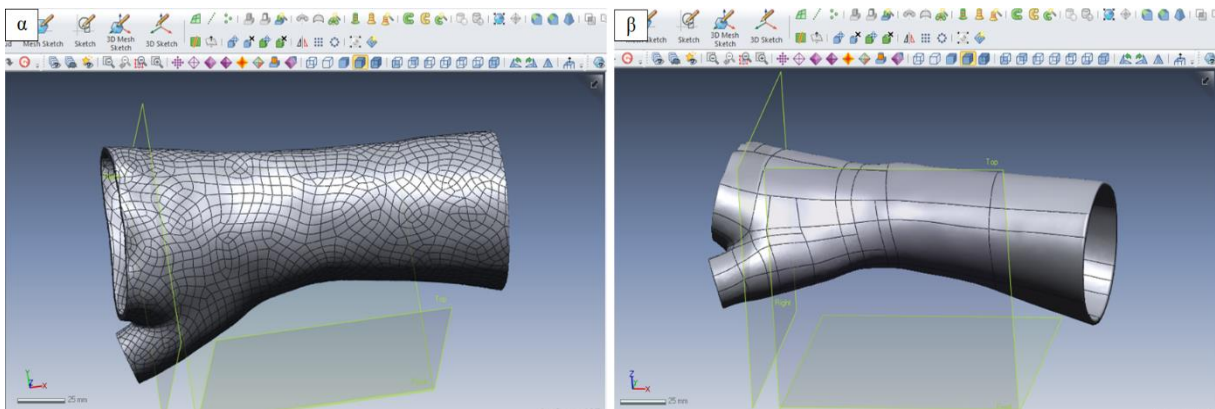
Στη συνέχεια, η εξωτερική επιφάνεια της συγκεκριμένης γεωμετρίας μετατοπίζεται προς τα έξω κατά 1 mm (offset), με σκοπό να επιτευχθεί η πλήρης άνεση του ασθενή κατά τη διάρκεια εφαρμογής του νάρθηκα και η αποφυγή δημιουργίας πληγών, λόγω άσκησης πίεσης, ειδικά στις οστικές προεξοχές του χεριού. Η τελική επιφάνεια που προκύπτει μετατρέπεται μετέπειτα σε μία πλήρως στερεή δομή πάχους 3 mm, η οποία φαίνεται στην Εικόνα 4.10α-β.



Εικόνα 4.10: Δημιουργία στερεού μοντέλου νάρθηκα καρπού δίνοντας πάχος 3 mm στην εξωτερική επιφάνεια. (α) Πλάγια και (β) πίσω όψη.

Λόγω ότι το μοντέλο που εξάγεται από τη διαδικασία της ΤΣ είναι σε μορφή αρχείου .stl απαραίτητο είναι να μετατραπεί σε CAD μοντέλο για περαιτέρω σχεδιαστική επεξεργασία σε λογισμικά που βασίζονται σε μία παραμετρική σχεδίαση, όπως είναι π.χ. το PTC Creo και το SolidWorks. Χρησιμοποιώντας το λογισμικό Geomagic Design X (3D Systems, Rock Hill, South Carolina, USA), το μοντέλο μετατρέπεται σε CAD μοντέλο μέσω της δυνατότητας που

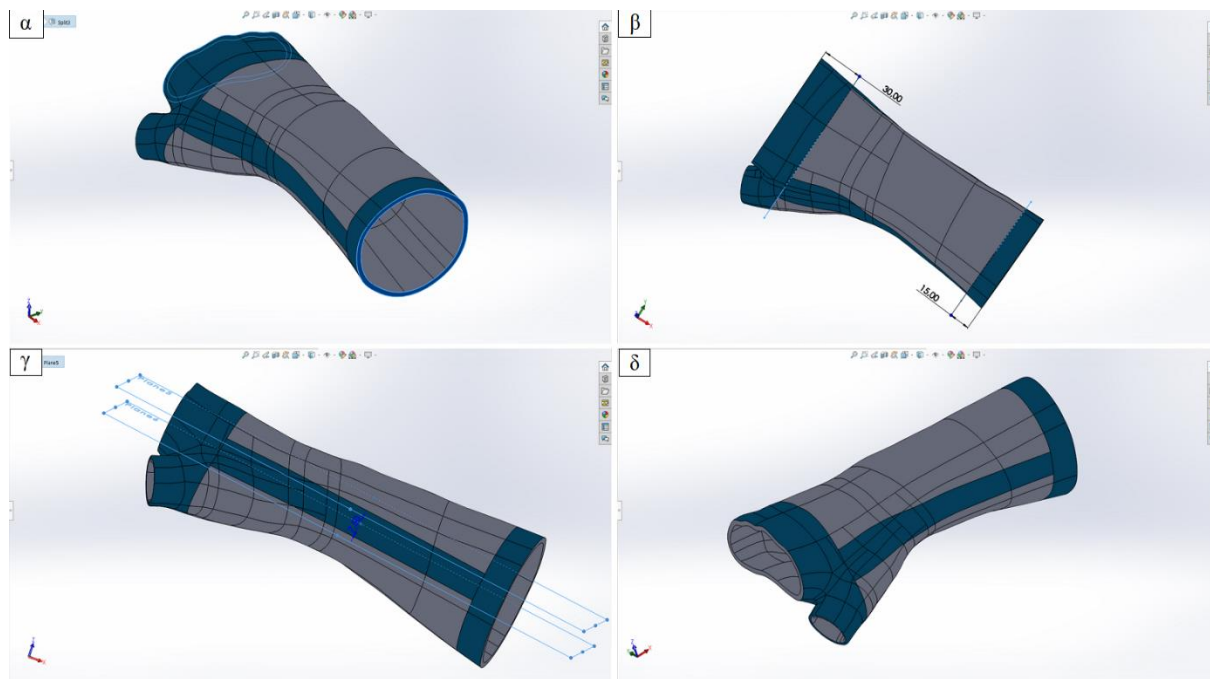
δίνει το εργαλείο *auto surfacing*. Στην Εικόνα 4.11α-β παρουσιάζονται τα CAD μοντέλα που προκύπτουν μέσω της δημιουργίας ενός πυκνότερου και ενός αραιότερου πλέγματος από splines, αντίστοιχα, τα οποία ορίζουν την τελική επιφάνεια του εκάστοτε μοντέλου. Το μοντέλο του νάρθηκα καρπού που αποτελείται από το αραιότερο πλέγμα με splines είναι αυτό που επιλέγεται για περαιτέρω επεξεργασία στο σχεδιαστικό πακέτο SolidWorks (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France), με σκοπό να δημιουργηθεί ένα αρκετά ελαφρύτερο υπολογιστικό μοντέλο για τη διαδικασία της TB.



Εικόνα 4.11: CAD μοντέλα του νάρθηκα καρπού που προκύπτουν μέσω της δημιουργίας (α) ενός πυκνότερου και (β) ενός αραιότερου πλέγματος από splines στο Geomagic Design X.

Στο SolidWorks πραγματοποιήθηκε ο παραμετρικός σχεδιασμός του μοντέλου νάρθηκα καρπού. Συγκεκριμένα, έγινε ο σχεδιασμός ενός επιπέδου κατά μήκος του μοντέλου βάσει του οποίου θα διαχωρισθεί μετέπειτα η όρθωση σε δύο κομμάτια για λόγους ευκολίας κατά την εφαρμογή του, όπως επίσης και δύο επίπεδων τομής στα δύο άκρα (Εικόνα 4.12α), με σκοπό ο νάρθηκας να ικανοποιεί τα απαραίτητα σχεδιαστικά και εργονομικά κριτήρια, λαμβάνοντας παράλληλα υπόψη και τον περιορισμό των διαστάσεων που είναι εφικτό να κατασκευασθούν στην πλατφόρμα εκτύπωσης των διατιθέμενων τρισδιάστατων εκτυπωτών. Επιπλέον, γίνεται ο σχεδιασμός κάποιων splines (Εικόνα 4.12β-γ) σε συγκεκριμένες αποστάσεις από τα δύο άκρα (15 mm από την πλευρά του πήχη και 30 mm από την πλευρά των δαχτύλων), καθώς και από το μέσο επίπεδο (7.5 mm), τα οποία μέσω της εντολής *split line* θα οδηγήσουν στη δημιουργία των περιοχών σχεδιασμού και μη-σχεδιασμού στο μοντέλο νάρθηκα. Οι περιοχές αυτές, όπως αναλύεται παρακάτω, παίζουν πολύ σημαντικό

ρόλο στον τρόπο επίλυσης του προβλήματος TB. Το μοντέλο του εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού που προκύπτει μέσω του παραμετρικού σχεδιασμού στο SolidWorks και απεικονίζεται στην Εικόνα 4.12δ, αποθηκεύεται σε μορφή αρχείου .iges (Initial Graphics Exchange Specification) και είναι αυτό βάσει του οποίου γίνεται εν συνέχεια η επίλυση του προβλήματος TB.



Εικόνα 4.12: Παραμετρικός σχεδιασμός του μοντέλου νάρθηκα καρπού. (α) Τομή στα δύο άκρα (πήχη και δάχτυλα), (β) σχεδιασμός splines σε απόσταση 15 mm από την πλευρά του πήχη και 30 mm από την πλευρά των δαχτύλων, (γ) δημιουργία επιπέδου κατά μήκος του μοντέλου και splines σε απόσταση 7.5 mm από το μεσαίο επίπεδο και (δ) τελικό μοντέλο εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού βάσει του οποίου γίνεται η επίλυση του προβλήματος TB.

4.4 Τοπολογική Βελτιστοποίηση του νάρθηκα καρπού στο HyperWorks

Σε αυτήν την Ενότητα καθορίζεται το προς επίλυση πρόβλημα TB του εξατομικευμένου νάρθηκα καρπού στο εμπορικό λογισμικό HyperWorks. Αρχικά, διαχωρίζονται τα πεδία σχεδιασμού και μη-σχεδιασμού του μοντέλου νάρθηκα στο HyperMesh με οδηγούς τα splines που δημιουργήθηκαν πρωτίτερα στο σχεδιαστικό πακέτο SolidWorks. Στη συνέχεια, γίνεται

ανάλυση των συνθηκών φόρτισης της δομής, βάσει των τριών διαφορετικών περιπτώσεων που μελετώνται στην παρούσα διπλωματική εργασία, καθώς και ο ορισμός των ιδιοτήτων του υλικού και εισαγωγή των αντίστοιχων δυνάμεων και περιορισμών μετατόπισης στο μοντέλο Πεπερασμένων Στοιχείων που έχει δημιουργηθεί. Τέλος, επιλύεται το πρόβλημα TB με χρήση απλών παραδοχών και τεχνικών βελτιστοποίησης μέσω του OptiStruct (solver). Συγκεκριμένα τα βήματα που ακολουθούνται είναι τα εξής:

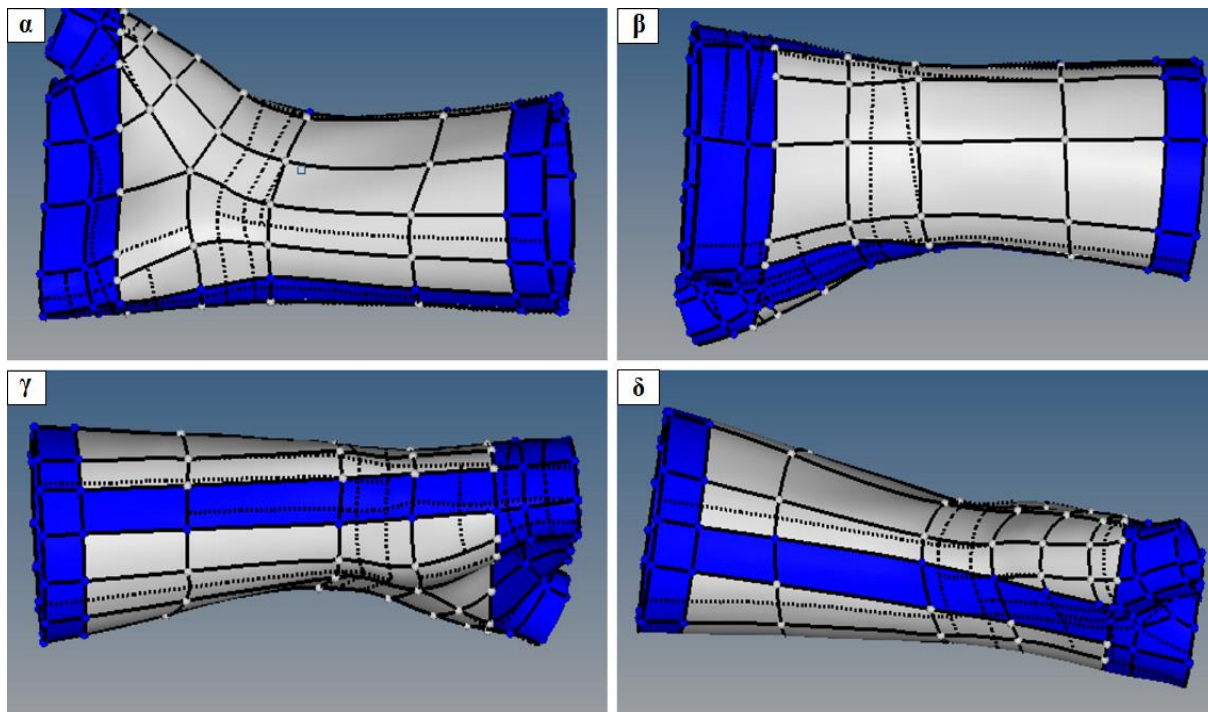
- Διαχωρισμός πεδίων σχεδιασμού και μη-σχεδιασμού (design and non-design domain)
- Ορισμός ιδιοτήτων του υλικού και επιβολή φορτίσεων – περιορισμών μετατόπισης στο διακριτοποιημένο χωρίο με Πεπερασμένα Στοιχεία (Finite Element Analysis – FEA)
- Καθορισμός αντικειμενικής συνάρτησης και περιορισμών (objective function and constraints)
- Επίλυση προβλήματος Τοπολογικής Βελτιστοποίησης (Topology Optimization).

4.4.1 Διαχωρισμός πεδίων σχεδιασμού και μη-σχεδιασμού

Το πεδίο σχεδιασμού (design domain) είναι το χωρίο εκείνο από το οποίο μπορεί να αφαιρεθεί υλικό κατά τη διάρκεια της επίλυσης του προβλήματος TB μέχρι να επιτευχθεί το βέλτιστο σχεδιαστικό αποτέλεσμα. Αντιθέτως, το πεδίο μη-σχεδιασμού είναι η περιοχή από την οποία δεν είναι δυνατή οποιαδήποτε τροποποίηση, καθώς συνήθως πραγματοποιείται σύνδεση με άλλα κομμάτια και εξαρτήματα.

Στη συγκεκριμένη περίπτωση οι περιοχές που εμπίπτουν στην περιοχή μη-σχεδιασμού είναι εκείνες που κρίνεται απαραίτητο να μην υποστούν οποιαδήποτε τροποποίηση κατά την επίλυση του προβλήματος TB, τόσο για τη σωστή ένωση των δύο επιμέρους κομματιών του νάρθηκα, τα οποία προκύπτουν κατά το στάδιο της κατασκευαστικής διαδικασίας (Μοντελοποίηση Εναπόθεσης με Σύντηξη), όσο και για να ικανοποιούνται οι προϋποθέσεις σχεδιασμού, λειτουργικότητας και εργονομίας ενός νάρθηκα καρπού. Στην Εικόνα 4.13α-δ παρουσιάζονται διάφορες όψεις του αρχικού μοντέλου του νάρθηκα καρπού στο περιβάλλον του HyperMesh, όπου με μπλε χρώμα απεικονίζεται το πεδίο μη-σχεδιασμού από το οποίο δεν μπορεί να αφαιρεθεί υλικό, ενώ αντίστοιχα με γκρι χρώμα απεικονίζεται η περιοχή

σχεδιασμού, στην οποία μπορούν να γίνουν σημαντικές τροποποιήσεις στο μοντέλο όσον αφορά την κατανομή του διατιθέμενου υλικού σε κάθε βήμα επίλυσης του προβλήματος TB.



Εικόνα 4.13: Απεικόνιση με μπλε χρώμα της περιοχής μη-σχεδιασμού και με γκρι χρώμα της περιοχής σχεδιασμού του νάρθηκα καρπού σε διάφορες όψεις: α) παλαμιαία επιφάνεια, β) ραχιαία επιφάνεια, γ) πλάγια όψη μικρού δαχτύλου-ωλένης και δ) πλάγια όψη αντίχειρα-κερκίδας.

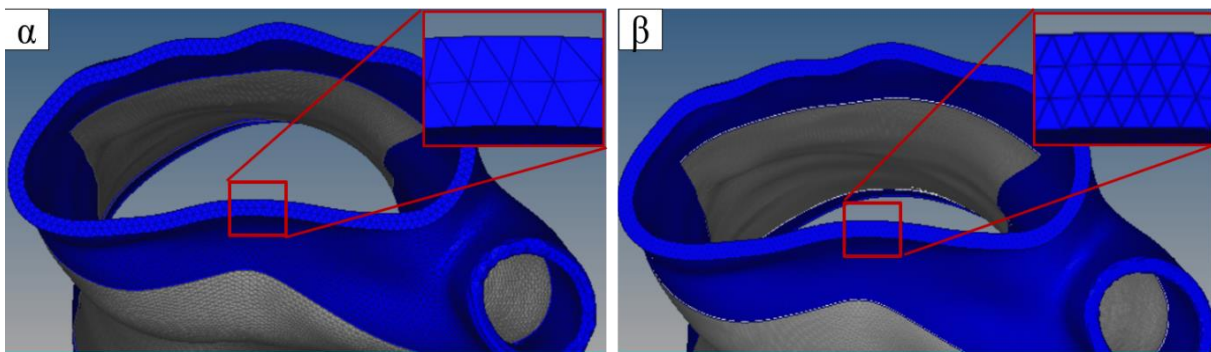
4.4.2 Ανάλυση με χρήση Πεπερασμένων Στοιχείων

Μετά τον ορισμό του αρχικού χωρίου σχεδιασμού και μη-σχεδιασμού, τα στάδια που ακολουθούν για την ανάλυση με χρήση της μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων είναι τα εξής:

- Διακριτοποίηση της γεωμετρίας (meshing)
- Καθορισμός των ιδιοτήτων του υλικού (material properties)
- Εισαγωγή συνοριακών συνθηκών (loads and constraints)
- Καθορισμός του βήματος επίλυσης (load step).

Διακριτοποίηση του χωρίου του νάρθηκα καρπού

Η διακριτοποίηση του χωρίου του νάρθηκα καρπού με ΠΣ πραγματοποιήθηκε στο περιβάλλον του HyperMesh, αφού το αρχικό μοντέλο εισήχθη σε μορφή αρχείου .iges στο λογισμικό. Στις αναλύσεις που πραγματοποιήθηκαν για τις δύο πρώτες περιπτώσεις φόρτισης, συγκεκριμένα της κερκιδικής απόκλισης και κάμψης του καρπού, γίνεται σύγκριση των αποτελεσμάτων που προκύπτουν λόγω της δημιουργίας ενός αραιότερου και ενός πυκνότερου κανάβου. Πιο συγκεκριμένα, τα στοιχεία που χρησιμοποιούνται για τη διακριτοποίηση του τρισδιάστατου χωρίου είναι στερεά 4-κομβά τετραεδρικά (3D solid 4-node tetrahedral) με μέγεθος (size element) 1.5 mm στην περίπτωση του αραιότερου πλέγματος (211422 στοιχεία / 56168 κόμβοι), ενώ στην περίπτωση του πυκνότερου πλέγματος το μέγεθος των στοιχείων επιλέχθηκε να είναι 1 mm κατά το πάχος του μοντέλου (668088 στοιχεία / 157395 κόμβοι). Το αραιότερο και το πυκνότερο πλέγμα ΠΣ που δημιουργήθηκε στο αρχικό χωρίο του νάρθηκα παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.14α-β, αντίστοιχα. Όσον αφορά την τρίτη περίπτωση φόρτισης, οι αναλύσεις που έγιναν βασίστηκαν σε διακριτοποίηση του μοντέλου με στοιχεία μεγέθους 1 mm. Η δημιουργία ενός πυκνότερου πλέγματος κρίθηκε απαραίτητη στην περίπτωση αυτή λόγω της περιπλοκότερης κατάστασης φόρτισης.



Εικόνα 4.14: α) Αραιότερο πλέγμα διακριτοποίησης με μέγεθος στοιχείων 1.5 mm και β) πυκνότερο πλέγμα διακριτοποίησης με μέγεθος στοιχείων 1.0 mm που εφαρμόστηκε στην περίπτωση φόρτισης της κερκιδικής απόκλισης και κάμψης του καρπού.

Μία άλλη προσέγγιση όσον αφορά τη διακριτοποίηση του χωρίου θα μπορούσε να είναι η χρήση στοιχείων κελύφους (2.5D shell elements), επιλέγοντας είτε την εσωτερική είτε την εξωτερική επιφάνεια του νάρθηκα και θεωρώντας σταθερό πάχος 3 mm, δηλαδή ίσο με το

πάχος της δομής. Αυτή η μεθοδολογία θα οδηγούσε σε μικρότερο αριθμό ΠΣ και θα μείωνε τον υπολογιστικό χρόνο για την επίλυση του προβλήματος TB, γι' αυτό το λόγο είναι σημαντικό να ενταχθεί στο πλαίσιο της εργασίας σε επίπεδο μελλοντικής διερεύνησης με σκοπό τη σύγκριση των αντίστοιχων αποτελεσμάτων με αυτά της παρούσας διπλωματικής.

Ιδιότητες υλικού

Όπως παρουσιάζεται και παρακάτω στην Ενότητα 5.1, το υλικό από το οποίο παράγονται οι τελικοί βελτιστοποιημένοι νάρθηκες καρπού μέσω της τεχνικής Μοντελοποίησης με Εναπόθεση Τηγμένου υλικού είναι ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene). Οι ιδιότητες του συγκεκριμένου υλικού παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στον Πίνακα 4.3.

Πίνακας 4.3: Ιδιότητες υλικού ABS [103].

| Παράμετρος | Τιμή |
|---|-------------|
| Μέτρο Ελαστικότητας σε εφελκυσμό, E (GPa) | 2.2 |
| Λόγος Poisson, ν | 0.35 |
| Πυκνότητα, ρ (kg/m ³) | 1040 |

Φορτία και περιορισμοί μετατόπισης

Στην παρούσα διπλωματική εργασία οι νάρθηκες που μελετώνται είναι αυτοί που χρησιμοποιούνται για την θεραπεία καταγμάτων του καρπού και πιο συγκεκριμένα του περιφερικού άκρου της κερκίδας, καθώς αποτελεί την πιο συχνή περίπτωση κατάγματος. Επομένως, με σκοπό τη θεραπεία μιας τέτοιας κλινικής περίπτωσης τα σενάρια φόρτισης που μελετώνται είναι τρία διαφορετικά. Επούλωση του κατάγματος του περιφερικού άκρου της κερκίδας μελετώντας τις περιπτώσεις της κερκιδικής απόκλισης (radial deviation) και της παλαμιαίας κάμψης (flexion) του καρπού, όπως επίσης και της άσκησης δυνάμεων σε πολλαπλά σημεία κατά το μήκος και περιμετρικά του νάρθηκα λόγω της εφαρμογής του από τον ασθενή.

Για την επιβολή των κατάλληλων δυνάμεων στο μοντέλο ΠΣ του νάρθηκα καρπού, σε κάθε περίπτωση που μελετάται, έγινε ανασκόπηση της διατιθέμενης βιβλιογραφίας, έτσι ώστε

να βρεθούν οι μέγιστες δυνάμεις που μπορεί να αναπτυχθούν στην ανατομία της άκρας χειρός-καρπού βάσει κλινικών δοκιμών που έχουν πραγματοποιηθεί σε διάφορους ανθρώπους. Για τις δύο πρώτες περιπτώσεις (κερκιδικής απόκλισης και κάμψης του καρπού), οι τιμές που αναφέρονται στη βιβλιογραφία [104], όσον αφορά τις μέγιστες ροπές που αναπτύσσονται κατά την κίνηση της άκρας χειρός-καρπού (κερκιδική/ωλένια απόκλιση και κάμψη/έκταση καρπού) υγιών νεαρών ανθρώπων, οι οποίοι υποβλήθηκαν σε ισομετρικές (στατικές) ασκήσεις παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.4. Σε αυτόν τον Πίνακα παρουσιάζονται επιπλέον και οι ασκούμενες δυνάμεις που εισάγονται στο μοντέλο του νάρθηκα, οι οποίες είναι απαραίτητες για την ανάλυση με ΠΣ. Για να βρεθούν αυτές οι δυνάμεις, αρχικά έγινε διαίρεση των τιμών ροπής που πάρθηκαν από τη βιβλιογραφία με την τιμή 0.1 m (10 cm), η οποία υποδηλώνει την απόσταση από τις μετακαρπιοφαλαγγικές αρθρώσεις μέχρι τον καρπό και είναι αντιπροσωπευτική τιμή για ένα δείγμα 50 ανθρώπων, οι οποίοι δεν παρουσιάζουν οποιεσδήποτε παθολογίες ή παραμορφώσεις στην περιοχή της άκρας χειρός-καρπού.

Πίνακας 4.4: Συνθήκες φόρτισης του νάρθηκα για τις περιπτώσεις της κερκιδικής απόκλισης και κάμψης του καρπού.

| Load case | Torque (Nm) | Applied 10% Force (N) | Load direction |
|-----------------------|-------------|-----------------------|----------------|
| 1. Κερκιδική απόκλιση | 11.33 | 11.33 | -Y axis |
| 2. Κάμψη καρπού | 14.81 | 14.81 | -Z axis |

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι σε πραγματικά σενάρια εφαρμογής νάρθηκων, οι ασθενείς με κατάγματα στην περιφερική κερκίδα δεν είναι πρόθυμοι (π.χ. εξαιτίας του πόνου, οιδήματος, κλπ.), αλλά ούτε μπορούν κιόλας να επιτύχουν την άσκηση των μέγιστων δυνάμεων που θα μπορούσαν να εφαρμόσουν υγιείς άνθρωποι στη δομή του νάρθηκα, λόγω απλής κίνησης του καρπού τους. Για αυτό το λόγο στην παρούσα εργασία, η ανάλυση με ΠΣ στις δύο πρώτες περιπτώσεις που μελετώνται πραγματοποιήθηκε θεωρώντας ασκούμενα φορτία που είναι ίσα με το 10% της μέγιστης ισομετρικής δύναμης που μπορεί να επιτύχει ένα υγιές άτομο, όπως φαίνεται και στον Πίνακα 4.4. Στο μοντέλο ΠΣ του νάρθηκα, οι συγκεκριμένες τιμές δυνάμεων εφαρμόστηκαν σε εκείνες τις επιφάνειες της γεωμετρίας που

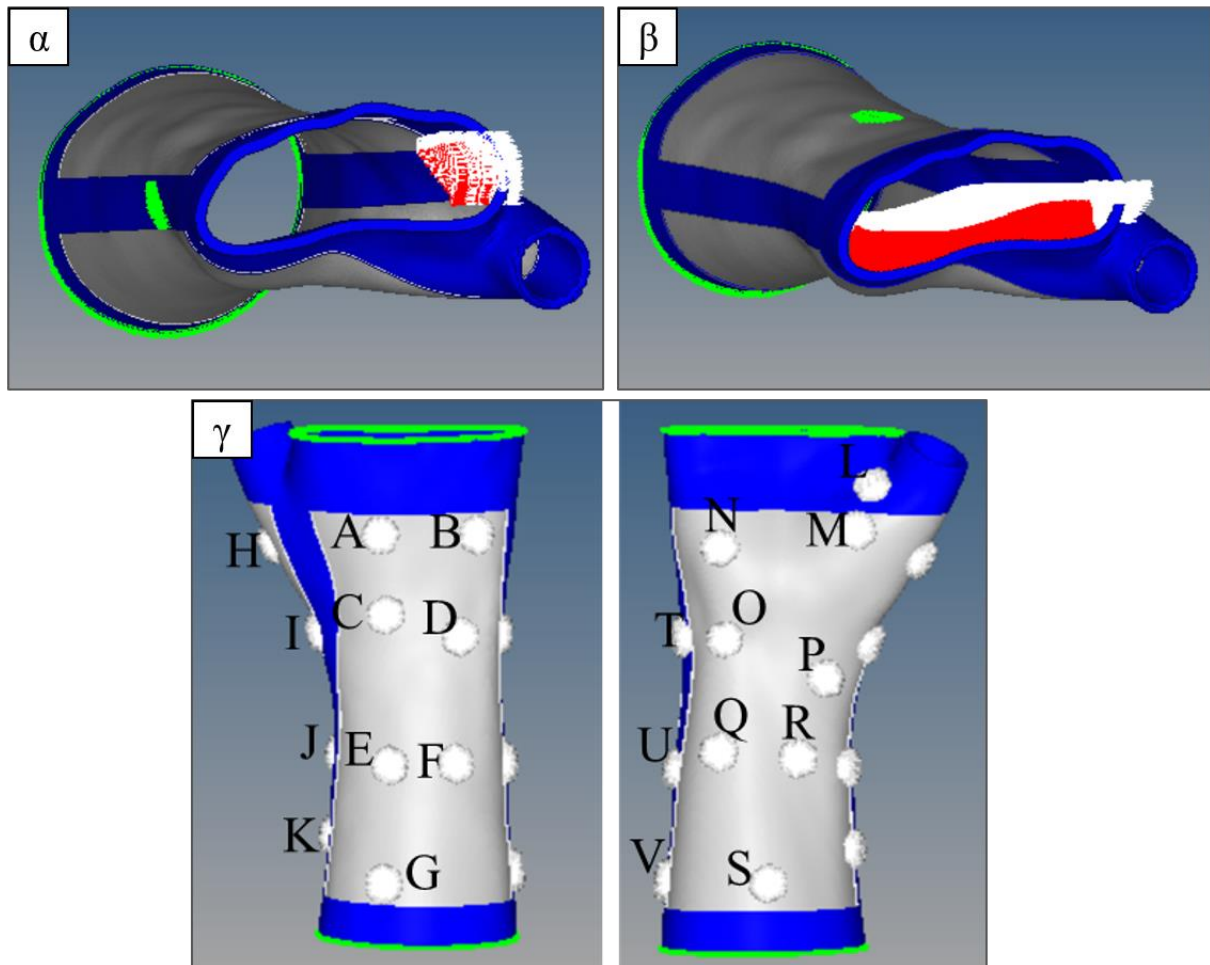
είναι πιθανότερο να παραλάβουν τις φορτίσεις κατά την εκάστοτε κίνηση της άκρας χείρας-καρπού (Εικόνα 4.15α-β), προσπαθώντας η ανάλυση να αναπαριστά όσο το δυνατόν καλύτερα τα πραγματικά σενάρια φόρτισης της δομής του νάρθηκα καρπού.

Όσον αφορά την τρίτη περίπτωση φόρτισης που μελετήθηκε στην παρούσα μεταπτυχιακή εργασία, οι τιμές καθώς και τα διάφορα σημεία στα οποία ασκούνται οι αντίστοιχες δυνάμεις στη δομή του νάρθηκα καρπού, λόγω της εφαρμογής της όρθωσης από ασθενή, βασίζονται σε δημοσιευμένη εργασία που υπάρχει στη βιβλιογραφία [59]. Οι ασκούμενες δυνάμεις από την άκρα χείρα-καρπό στον νάρθηκα μετρήθηκαν σύμφωνα με την προαναφερθείσα εργασία σε 22 σημεία της γεωμετρίας μέσω ειδικών αισθητήρων πίεσης οι οποίοι είχαν πάχος 0.20 mm. Το μέγεθος της δύναμης που ασκείται σε κάθε σημείο από τα 22 σε σύνολο παρουσιάζεται στον Πίνακα 4.5. Επιπλέον, είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι οι δυνάμεις αυτές εφαρμόστηκαν κάθετα στην επιφάνεια των αντίστοιχων περιοχών του μοντέλου ΠΣ, όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 4.15γ.

Πίνακας 4.5: Μέγεθος επιβαλλόμενης δύναμης σε κάθε σημείο του μοντέλου νάρθηκα καρπού [59].

| Θέση | Force (N) | Θέση | Force (N) |
|------|-----------|------|-----------|
| A | 34.77 | L | 31.72 |
| B | 13.42 | M | 73.81 |
| C | 18.91 | N | 92.11 |
| D | 90.28 | O | 3.66 |
| E | 48.19 | P | 63.44 |
| F | 34.16 | Q | 34.16 |
| G | 54.29 | R | 53.07 |
| H | 68.32 | S | 39.04 |
| I | 86.01 | T | 48.19 |
| J | 73.81 | U | 32.94 |
| K | 95.16 | V | 26.84 |

Τόσο τα φορτία όσο και οι περιορισμοί μετατόπισης που εφαρμόστηκαν στο μοντέλο ΠΣ του νάρθηκα για την καθεμία περίπτωση φόρτισης παρουσιάζονται στην Εικόνα 4.15α-γ. Σημειώνεται ότι με κόκκινο/λευκό χρώμα απεικονίζονται οι ασκούμενες δυνάμεις (loads) στις περιοχές που είναι απαραίτητο, ενώ με πράσινο χρώμα απεικονίζονται οι περιορισμοί μετατόπισης (constraints) που επιβάλλονται στο εκάστοτε μοντέλο νάρθηκα καρπού, όπως αναλύεται παρακάτω.



Εικόνα 4.15: Επιβαλλόμενα φορτία και περιορισμοί για την περίπτωση: α) κερκιδικής απόκλισης, β) παλαμιαίας κάμψης του καρπού και γ) άσκησης δυνάμεων σε πολλαπλά σημεία του νάρθηκα καρπού λόγω εφαρμογής της δομής από ασθενή.

Στις δύο πρώτες περιπτώσεις της κερκιδικής απόκλισης και της κάμψης του καρπού θεωρείται ότι ο πήχης είναι σε ηρεμία (ακινήσια), ενώ η άκρα χείρα και ο καρπός είναι

ελεύθερα να κινηθούν, περιορισμένα όμως παράλληλα, λόγω της εφαρμογής του νάρθηκα. Επομένως, στην πίσω επιφάνεια του νάρθηκα γίνεται δέσμευση και των 6 Βαθμών Ελευθερίας (B.E.), ενώ επιπλέον εφαρμόζεται για τις περιπτώσεις αυτές και ένας δεύτερος περιορισμός στις μεσαίες επιφάνειες του εκάστοτε μοντέλου νάρθηκα, δημιουργώντας ένα σύστημα ασκούμενης δύναμης τριών σημείων, έτσι ώστε οι αλληλεπιδράσεις που προσομοιώνονται μεταξύ του νάρθηκα και της άκρας χείρας-καρπού να αναπαριστούν όσο το δυνατόν περισσότερο τις πραγματικές. Αντίστοιχα, στην τρίτη περίπτωση φόρτισης που μελετάται θεωρείται ότι η επιφάνεια τόσο στο πίσω όσο και στο μπροστινό άκρο του νάρθηκα είναι ακινητοποιημένη, επομένως γίνεται δέσμευση στις αντίστοιχες περιοχές και των 6 B.E., ενώ στις μεσαίες επιφάνειες του μοντέλου ασκείται φορτίο σε διάφορα σημεία κατά μήκος και περιμετρικά της δομής, προσομοιώνοντας τις δυνάμεις που αναπτύσσονται στην πραγματικότητα κατά την εφαρμογή ενός νάρθηκα.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι και στις τρεις περιπτώσεις φόρτισης που μελετώνται στην παρούσα εργασία, τα δύο επιμέρους κομμάτια του νάρθηκα, τα οποία προκύπτουν στο στάδιο της κατασκευαστικής διαδικασίας θεωρούνται ότι είναι πλήρως συνδεδεμένα μεταξύ τους. Επομένως, στο μοντέλο ΠΣ δεν συμπεριλαμβάνονται οποιεσδήποτε δεσμεύσεις μετατόπισης στις επιφάνειες όπου γίνεται η σύνδεση αυτών των κομματιών. Παρόλα αυτά, είναι πολύ σημαντικό σε επίπεδο μελλοντικής διερεύνησης να μελετηθεί ο βέλτιστος τρόπος συνδεσμολογίας των δύο επιμέρους στοιχείων του νάρθηκα καρπού, ο οποίος θα προσφέρει την υψηλότερη άνεση και ευκολία εφαρμογής στους ασθενείς, ενώ επιπλέον οι αντίστοιχες συνοριακές συνθήκες θα πρέπει να συμπεριληφθούν στην ανάλυση με ΠΣ (FEA).

4.4.3 Επίλυση του προβλήματος Τοπολογικής Βελτιστοποίησης του νάρθηκα καρπού

Στην Ενότητα αυτή παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της Τοπολογικής Βελτιστοποίησης βάσει της αντικειμενικής συνάρτησης και των περιορισμών που ορίζονται στην κάθε περίπτωση ανάλυσης, χωρίς όμως να συμπεριλαμβάνονται σε αυτό το στάδιο της μελέτης τα αντίστοιχα αποτελέσματα που προκύπτουν μέσω της επιβολής κάποιων επιπλέον κατασκευαστικών περιορισμών, καθώς αυτό δεν κρίνεται απαραίτητο σε πρωταρχικό

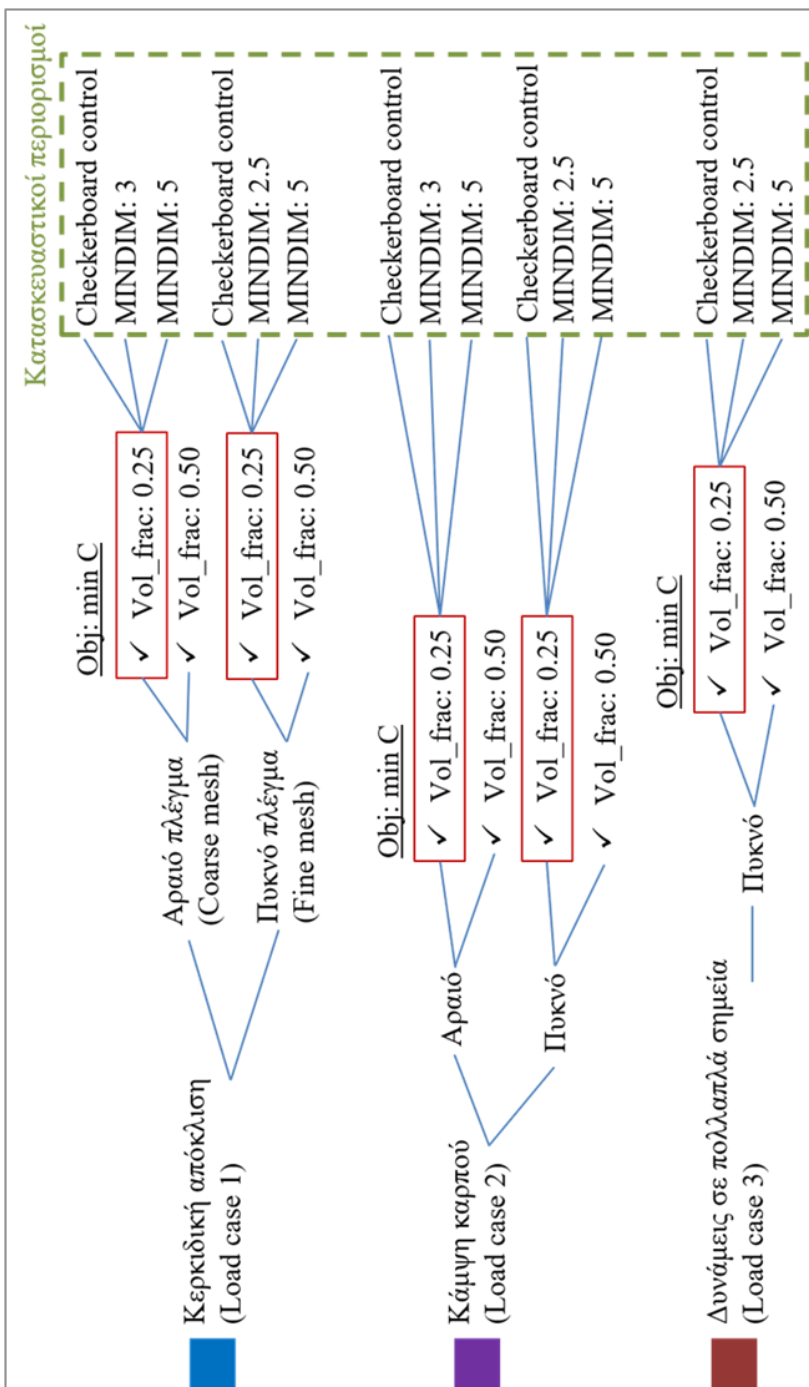
επίπεδο. Η περίπτωση αυτή ονομάζεται TB χωρίς κατασκευαστικούς περιορισμούς (unconstrained TO), ενώ σημειώνεται ότι η περίπτωση εφαρμογής κατασκευαστικών περιορισμών μελετάται και παρουσιάζεται στην επόμενη Ενότητα (Ενότητα 4.4.4).

Στην Εικόνα 4.16 φαίνονται συγκεντρωτικά οι αναλύσεις που πραγματοποιήθηκαν στο πλαίσιο της παρούσας μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας, τονίζοντας ότι εκτός του πράσινου πλαισίου απεικονίζονται οι αναλύσεις στις οποίες δεν συμπεριλαμβάνεται η μελέτη εφαρμογής κατασκευαστικών περιορισμών, τα αποτελέσματα των οποίων παρουσιάζονται σε αυτήν την Ενότητα.

Αντικειμενική συνάρτηση και περιορισμοί

Η λύση του προβλήματος βελτιστοποίησης προκύπτει μέσα από την ελαχιστοποίηση της αντικειμενικής συνάρτησης. Στο συγκεκριμένο πρόβλημα βελτιστοποίησης του μοντέλου του νάρθηκα καρπού επιλέγεται ως αντικειμενική συνάρτηση η ελαχιστοποίηση της σταθμισμένης ενέργειας παραμόρφωσης (weighted compliance). Το μέτρο ενδοτικότητας, C , είναι αντιστρόφως ανάλογο της δυσκαμψίας, K , ενός στοιχείου ή μίας κατασκευής. Επομένως, η ελαχιστοποίηση της ενέργειας παραμόρφωσης ισοδυναμεί με τη μεγιστοποίηση της δυσκαμψίας μίας δομής, στη συγκεκριμένη περίπτωση του νάρθηκα καρπού.

Επιπλέον, για να επιτευχθεί σύγκλιση στη λύση του προβλήματος βελτιστοποίησης πρέπει ταυτόχρονα με την διαδικασία ελαχιστοποίησης της αντικειμενικής συνάρτησης να καθοριστούν περιορισμοί που αντιβαίνουν στη μείωση αυτή. Ο περιορισμός που εφαρμόζεται στην παρούσα εργασία αφορά την ποσοστιαία μείωση του αρχικού όγκου (volume fraction) στο 50% και 25%, αντίστοιχα. Επομένως, κατά τη διαδικασία επίλυσης του προβλήματος TB, η τιμή του ποσοστιαίου όγκου μειώνεται μέσω μίας επαναληπτικής μεθόδου, μέχρι να επιτευχθεί η ελαφρύτερη δυνατή δομή βάσει των περιορισμών που έχουν τεθεί.

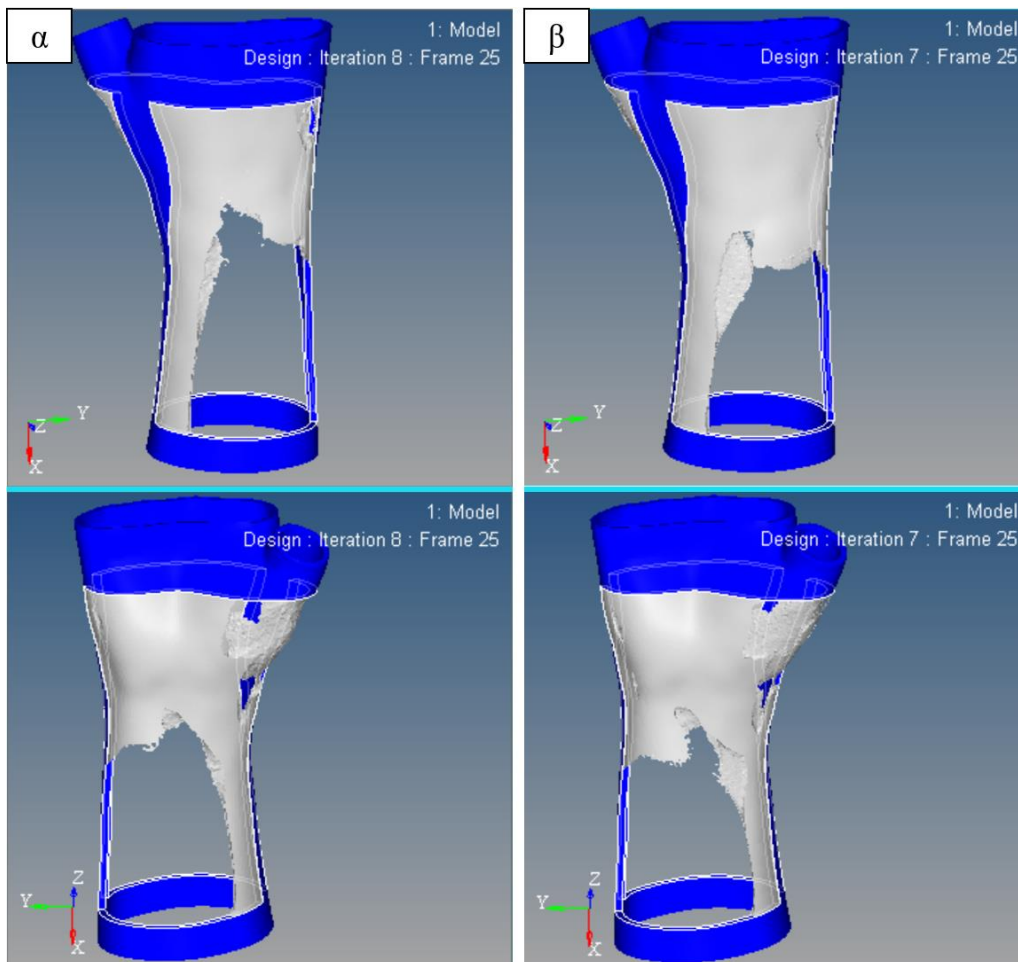


Εικόνα 4.16: Σύνολο αναλύσεων που πραγματοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία.

1) Κερκιδική απόκλιση (Load case 1)

- **Objective:** Minimize weighted compliance
- **Constraints:** Volume fraction $\leq 50\%$

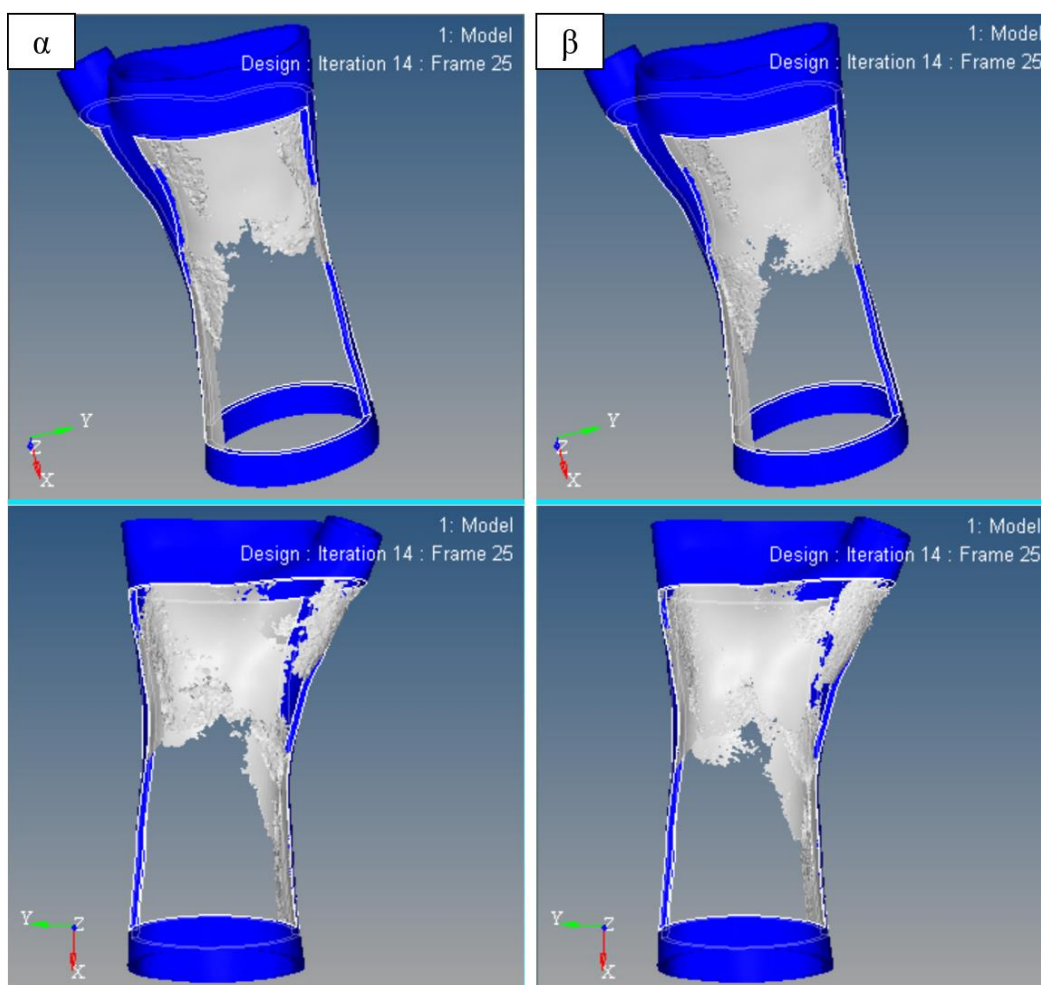
Αρχικά, στην Εικόνα 4.17α-β παρουσιάζονται από διαφορετικές οπτικές γωνίες, τα αποτελέσματα της TB για το μοντέλο του νάρθηκα, στην περίπτωση μελέτης της κερκιδικής απόκλισης, όπου ως αντικειμενική συνάρτηση επιλέχθηκε η ελαχιστοποίηση της ενέργειας παραμόρφωσης, επιβάλλοντας παράλληλα ως περιορισμό τη μείωση του αρχικού όγκου της δομής κατά 50%. Στην Εικόνα αυτή γίνεται σύγκριση των αποτελεσμάτων για το μοντέλο του νάρθηκα καρπού με το αραιότερο και το πιο πυκνό πλέγμα ΠΣ, αντίστοιχα.



Εικόνα 4.17: Κερκιδική απόκλιση (Load case 1). Μείωση στο 50% του αρχικού όγκου του μοντέλου νάρθηκα καρπού με (α) το αραιό και (β) το πυκνό πλέγμα ΠΣ.

- **Objective:** Minimize weighted compliance
- **Constraints:** Volume fraction $\leq 25\%$

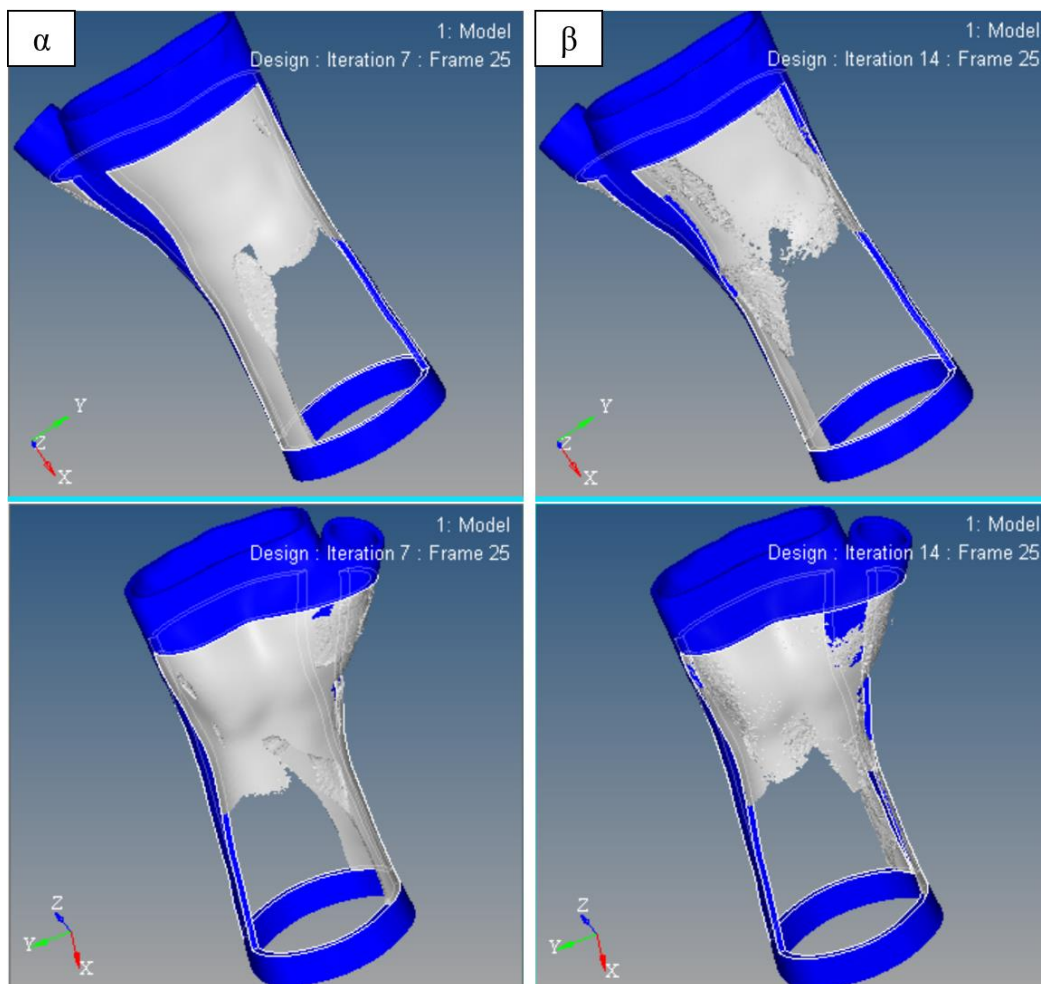
Τα αποτελέσματα για την περίπτωση στην οποία επιλέχθηκε ως περιορισμός η μείωση του αρχικού όγκου στο 25% παρουσιάζονται στην Εικόνα 4.18α-β. Παρατηρείται ότι στα αποτελέσματα αυτά γίνεται αντίστοιχα σύγκριση μεταξύ του μοντέλου του νάρθηκα καρπού που αποτελείται από το αραιότερο πλέγμα ΠΣ και εκείνου που έχει ένα πυκνότερο κάρναβο από ΠΣ.



Εικόνα 4.18: Κερκιδική απόκλιση (Load case 1). Μείωση στο 25% του αρχικού όγκου του μοντέλου νάρθηκα καρπού με (α) το αραιό και (β) το πυκνό πλέγμα ΠΣ.

- **Objective:** Minimize weighted compliance
- Mesh:** Finer (πυκνότερο πλέγμα)
- Constraints:** Volume fraction $\leq 50\%$ (Εικόνα 4.19α)
Volume fraction $\leq 25\%$ (Εικόνα 4.19β)

Στην Εικόνα 4.19α-β παρουσιάζονται, συγκριτικά, ο τελικός τοπολογικά βελτιστοποιημένος σχεδιασμός του νάρθηκα καρπού στον οποίο πραγματοποιήθηκε ποσοστιαία μείωση του αρχικού όγκου κατά 50% και εκείνος στον οποίο ο αρχικός ποσοστιαίος όγκος μειώθηκε στο 25%, αντίστοιχα, για εκείνα τα μοντέλα νάρθηκων στα οποία η διακριτοποίηση οδήγησε στη δημιουργία του πυκνότερου πλέγματος ΠΣ.

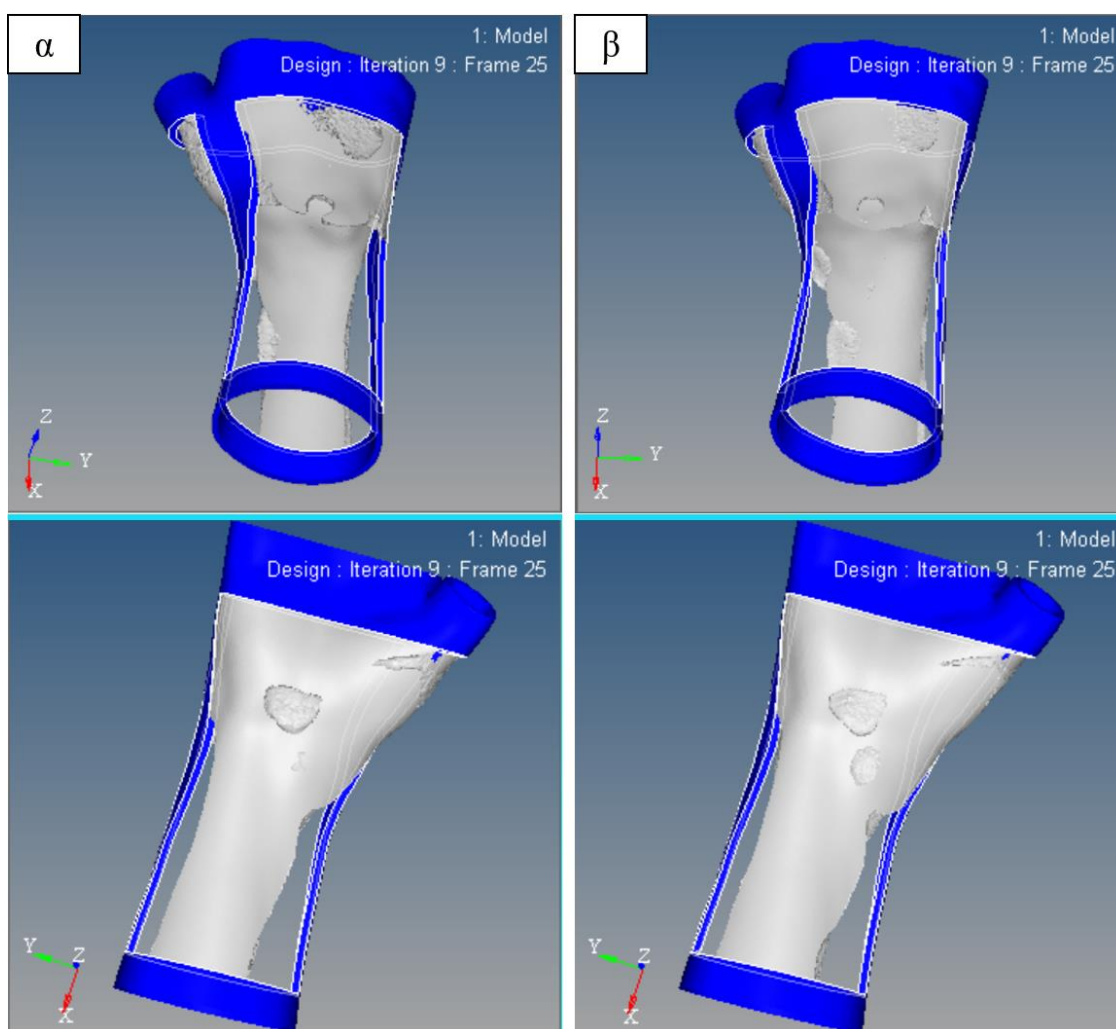


Εικόνα 4.19: Κερκιδική απόκλιση (Load case 1). Μείωση του αρχικού όγκου (α) στο 50% και (β) στο 25% στα μοντέλα των νάρθηκων καρπού με το πυκνό πλέγμα ΠΣ.

2) Παλαμιαία κάμψη του καρπού (Load case 2)

- **Objective:** Minimize weighted compliance
- **Constraints:** Volume fraction $\leq 50\%$

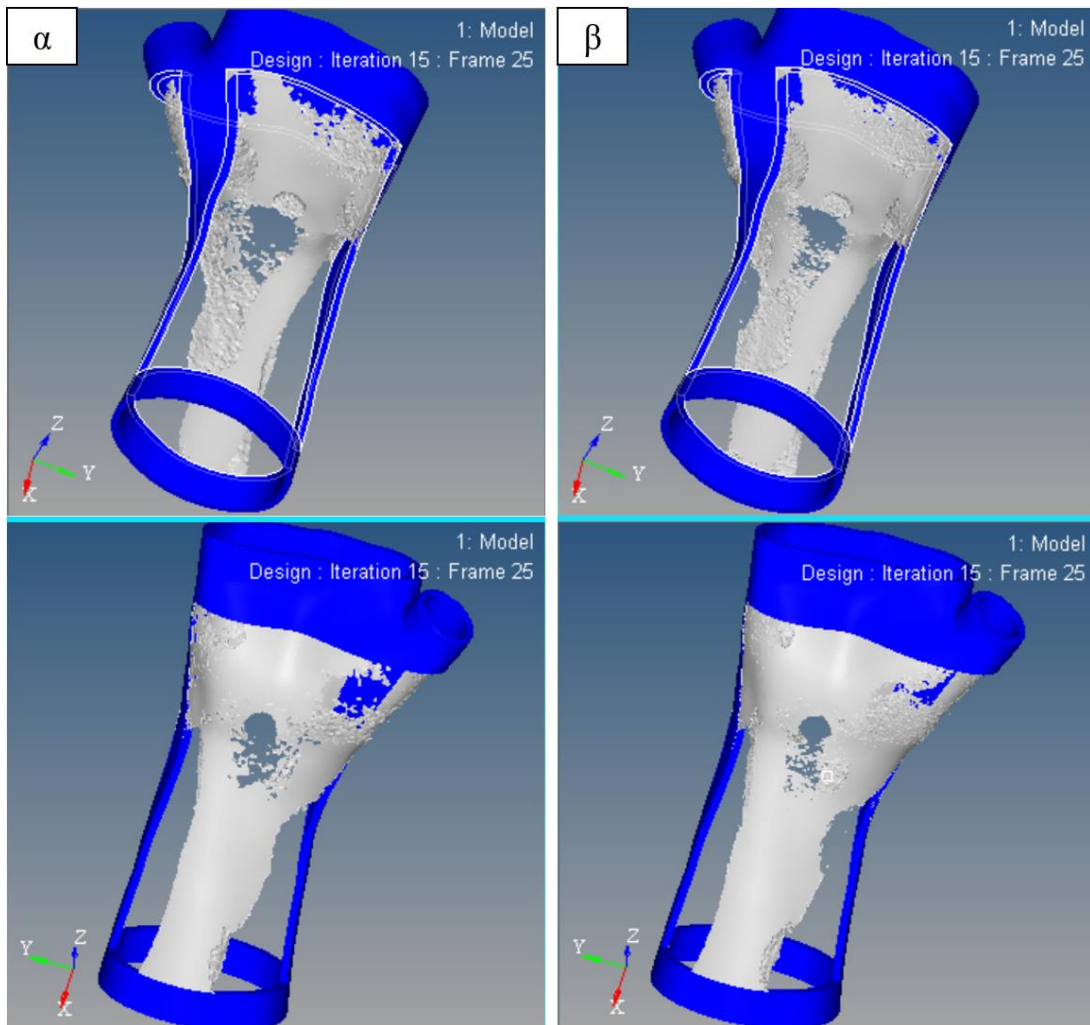
Στην Εικόνα 4.20α-β παρουσιάζονται, από διαφορετικές οπτικές γωνίες, τα αποτελέσματα της επίλυσης του προβλήματος TB για το νάρθηκα, όπου μελετάται η περίπτωση της παλαμιαίας κάμψης του καρπού, έχοντας επιλέξει ως περιορισμό τη μείωση του αρχικού όγκου της δομής στο 50%. Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 4.20α-β γίνεται σύγκριση των αποτελεσμάτων για το μοντέλο του νάρθηκα με το αραιότερο και το πυκνότερο πλέγμα ΠΣ, αντίστοιχα.



Εικόνα 4.20: Κάμψη του καρπού (Load case 2). Μείωση στο 50% του αρχικού όγκου του μοντέλου νάρθηκα καρπού με (α) το αραιό και (β) το πυκνό πλέγμα ΠΣ.

- **Objective:** Minimize weighted compliance
- **Constraints:** Volume fraction $\leq 25\%$

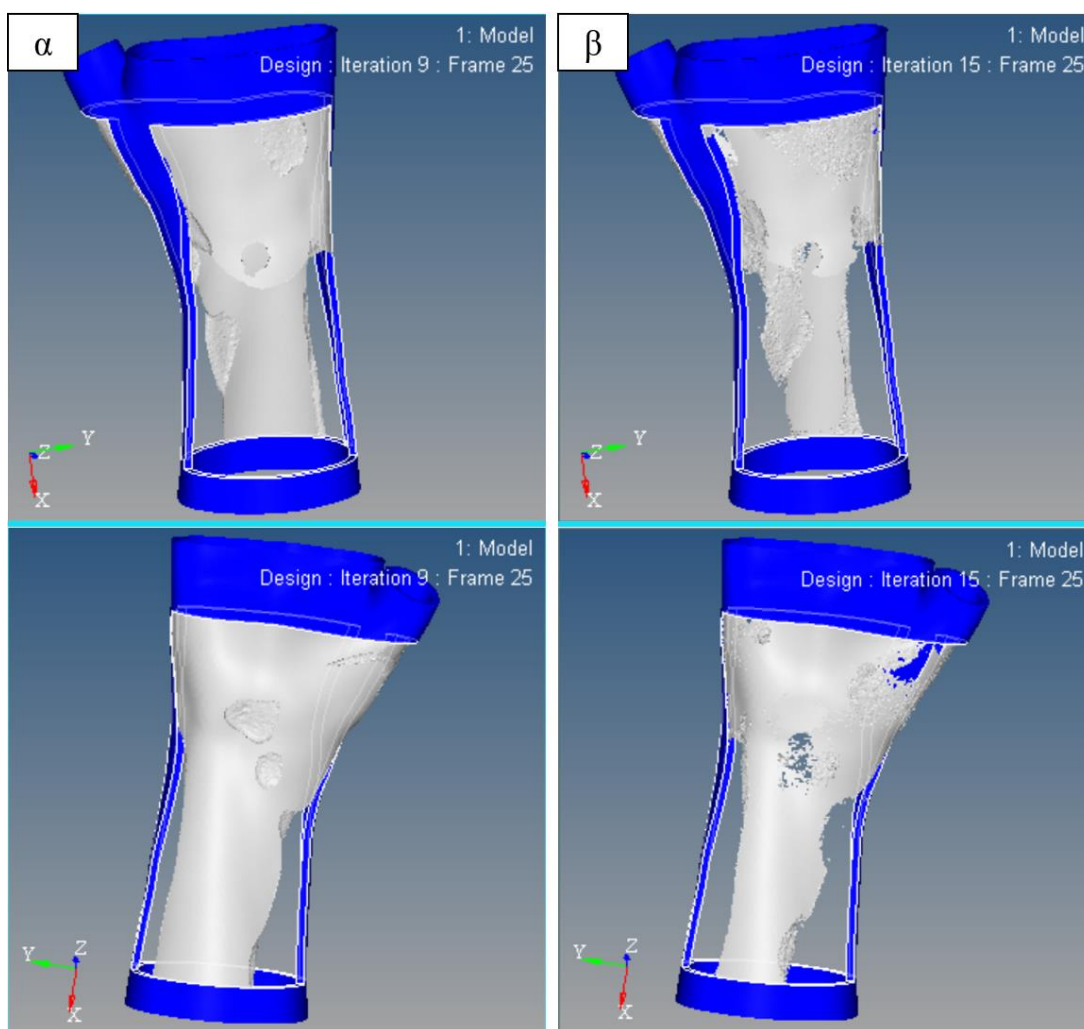
Επιπλέον, στην Εικόνα 4.21α-β παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για την ίδια περίπτωση φόρτισης, έχοντας θεωρήσει ως περιορισμό τη μείωση του αρχικού όγκου στο 25%. Στην Εικόνα 4.21α παρουσιάζεται ο βέλτιστος σχεδιασμός που προέκυψε για το μοντέλο του νάρθηκα με το αραιότερο πλέγμα ΠΣ, ο οποίος συγκρίνεται με το αντίστοιχο βέλτιστο σχεδιαστικό αποτέλεσμα του μοντέλου του νάρθηκα καρπού που αποτελείται από το πυκνότερο πλέγμα ΠΣ που απεικονίζεται στην Εικόνα 4.21β.



Εικόνα 4.21: Κάμψη του καρπού (Load case 2). Μείωση στο 25% του αρχικού όγκου του μοντέλου νάρθηκα καρπού με (α) το αραιό και (β) το πυκνό πλέγμα ΠΣ.

- **Objective:** Minimize weighted compliance
- Mesh:** Finer (πυκνότερο πλέγμα)
- Constraints:** Volume fraction $\leq 50\%$ (Εικόνα 4.22α)
Volume fraction $\leq 25\%$ (Εικόνα 4.22β)

Στην Εικόνα 4.22α-β γίνεται σύγκριση των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από την επίλυση του προβλήματος TB για την περίπτωση της παλαμιαίας κάμψης του καρπού, έχοντας θέσει ως περιορισμό τη μείωση του αρχικού όγκου στο 50% και 25%, αντίστοιχα, για τα μοντέλα νάρθηκων που έχουν το πυκνότερο κάρναβο από ΠΣ.

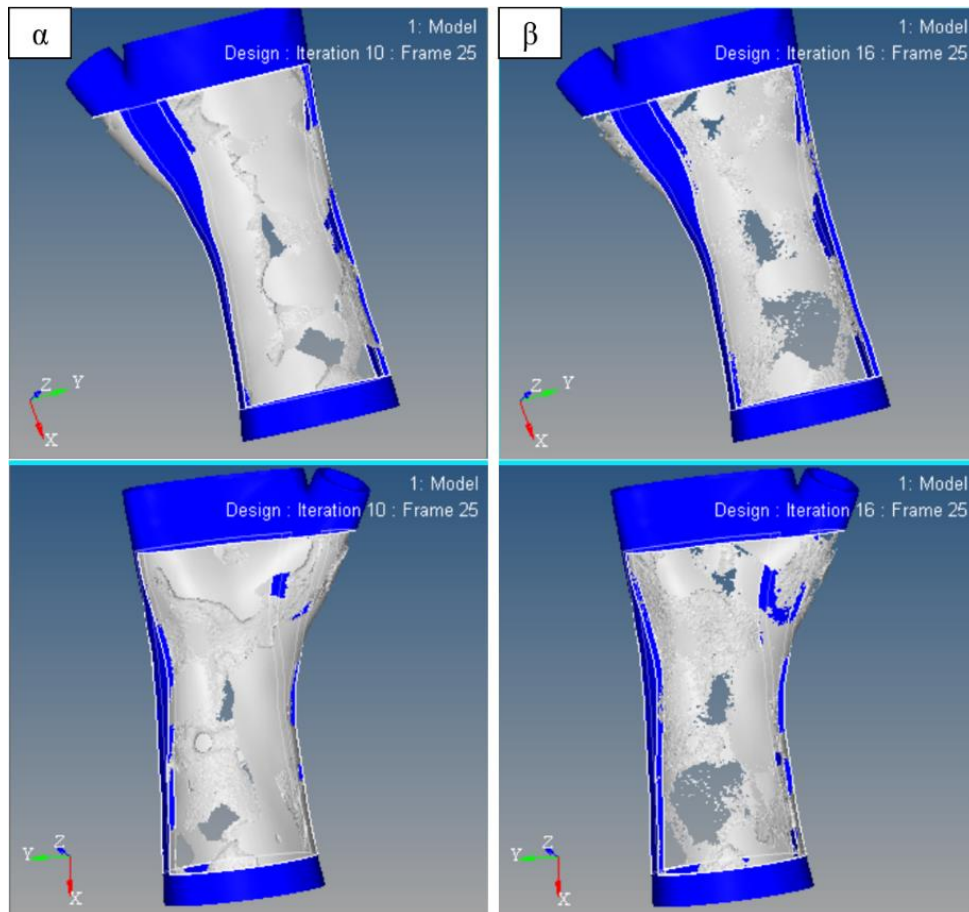


Εικόνα 4.22: Κάμψη του καρπού (Load case 2). Μείωση του αρχικού όγκου (α) στο 50% και (β) στο 25% στα μοντέλα των νάρθηκων καρπού με το πυκνό πλέγμα ΠΣ.

3) Δυνάμεις σε πολλαπλά σημεία του νάρθηκα καρπού (Load case 3)

- **Objective:** Minimize weighted compliance
- Mesh:** Finer (πυκνότερο πλέγμα)
- Constraints:** Volume fraction $\leq 50\%$ (Εικόνα 4.23α)
Volume fraction $\leq 25\%$ (Εικόνα 4.23β)

Τέλος, στην Εικόνα 4.23α-β παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για την περίπτωση άσκησης δυνάμεων σε διάφορα σημεία κατά μήκος και περιμετρικά του νάρθηκα καρπού λόγω της εφαρμογής του από ασθενή. Για αυτήν την περίπτωση φόρτισης επιλέγεται η δημιουργία του πυκνότερου πλέγματος ΠΣ λόγω της πολυπλοκότητας της φόρτισης. Αντίστοιχα και εδώ, γίνεται σύγκριση των αποτελεσμάτων για μείωση του αρχικού όγκου στο 50% και 25%.



Εικόνα 4.23: Δυνάμεις σε πολλαπλά σημεία του νάρθηκα καρπού (Load case 3). Μείωση του αρχικού όγκου (α) στο 50% και (β) στο 25% στα μοντέλα των νάρθηκων καρπού με το πυκνό πλέγμα ΠΣ.

Σημειώνεται ότι τα αποτελέσματα που προκύπτουν από την επίλυση του κάθε προβλήματος TB στη συνέχεια επεξεργάζονται στο HyperView, όπως αναφέρθηκε και παραπάνω. Καθώς στον εκάστοτε βελτιστοποιημένο σχεδιασμό νάρθηκα καρπού προκύπτουν στοιχεία που έχουν σχετική πυκνότητα, ρ_e , μεταξύ 0.01 και 1, ένας καλός τρόπος για την οπτικοποίηση, κατανόηση και σύγκριση των αποτελεσμάτων είναι η επιλογή της εμφάνισης των στοιχείων που έχουν τιμή σχετικής πυκνότητας πάνω από κάποιο όριο. Έτσι, για όλα τα αποτελέσματα των αναλύσεων που έχουν πραγματοποιηθεί στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας (χωρίς και με κατασκευαστικούς περιορισμούς), η τιμή της σχετικής πυκνότητας που έχει επιλεγεί ως όριο είναι 0.5. Αυτό σημαίνει ότι όλα τα στοιχεία που παρουσιάζονται στο χωρίο σχεδιασμού (απεικονίζεται με γκρι χρώμα) των τοπολογικά βελτιστοποιημένων νάρθηκων καρπού, τόσο αυτής της Ενότητας όσο και της Ενότητας 4.4.4, έχουν τιμή σχετικής πυκνότητας μεγαλύτερη ή ίση με 0.5 έως 1 ($0.5 \leq \rho_e \leq 1$). Όλα τα στοιχεία με πυκνότητα μικρότερη από 0.5 έχουν αφαιρεθεί στο στάδιο της μετέπειτα επεξεργασίας στο HyperView (post-processing).

Στις δύο πρώτες περιπτώσεις φόρτισης, αναφορικά αυτής της κερκιδικής απόκλισης και κάμψης του καρπού, στις οποίες μελετάται η επίδραση της διακριτοποίησης του χωρίου (αραιό και πυκνό πλέγμα ΠΣ) στα τελικά βέλτιστα μοντέλα των νάρθηκων, παρατηρείται ότι ο πυκνότερος κানাβος προσδίδει στους τελικούς βέλτιστους σχεδιασμούς μεγαλύτερη λεπτομέρεια, ενώ παράλληλα οδηγεί και σε λιγότερες ατέλειες/ασυνέχειες στις περιοχές οπού αφαιρείται αρκετό υλικό. Από την άλλη πλευρά, πολύ γρηγορότεροι υπολογισμοί μπορεί να επιτευχθούν με τη δημιουργία ενός αραιότερου πλέγματος. Αυτό δεν συνδέεται άμεσα με τον αριθμό των επαναλήψεων, οι οποίες παραμένουν σχεδόν ίδιες τόσο για το αραιό όσο και για το πυκνότερο πλέγμα ΠΣ, παρόλα αυτά η συγκεκριμένη παρατήρηση προκύπτει βάσει του υπολογιστικού χρόνου που διαρκεί η εκάστοτε ανάλυση.

Μία ακόμα σημαντική παρατήρηση αφορά την εφαρμογή του περιορισμού μείωσης του αρχικού όγκου της δομής του νάρθηκα στο 50% και στο 25%, αντίστοιχα, η οποία μελετήθηκε και για τις τρεις περιπτώσεις φόρτισης, τόσο για το αραιό όσο και για το πυκνότερο πλέγμα ΠΣ. Στις Εικόνες 4.19, 4.22 και 4.23 παρουσιάζονται τα συγκριτικά αποτελέσματα των τελικών βέλτιστων σχεδιασμών για τον πυκνότερο κানাβο ΠΣ, καθώς

αναμένεται οι σχεδιασμοί αυτοί να παρουσιάζουν μεγαλύτερη διακριτότητα στα τελικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά τους, παρουσιάζοντας επομένως και μεγαλύτερο ενδιαφέρον για περαιτέρω ανάλυση. Βάσει αυτών των αποτελεσμάτων, εύκολα συμπεραίνει κανείς ότι για τις συγκεκριμένες αναλύσεις, στις οποίες δεν έχει μελετηθεί η εφαρμογή επιπλέον περιορισμών, η μείωση του αρχικού όγκου στο 25% (μείωση 75%) οδηγεί σε πολύ περισσότερες σχεδιαστικές ατέλειες στα τελικά βέλτιστα μοντέλα νάρθηκων καρπού που προκύπτουν, σε σύγκριση με αυτά στα οποία πραγματοποιήθηκε μείωση κατά 50%. Στην περίπτωση μείωσης του αρχικού όγκου στο 25% υπάρχουν πολλές περιοχές με στοιχεία που είναι διάσπαρτα στο χωρίο σχεδιασμού και που δεν συνδέονται καθόλου με γειτονικά στοιχεία, δημιουργώντας έτσι αρκετές μη-βέλτιστες μικροδομές, οι οποίες δεν είναι κατασκευαστικά εύκολα υλοποιήσιμες.

4.4.4 Εφαρμογή κατασκευαστικών περιορισμών και επίλυση του προβλήματος Τοπολογικής Βελτιστοποίησης του νάρθηκα καρπού

Σε αυτήν την Ενότητα γίνεται εφαρμογή κάποιων κατασκευαστικών περιορισμών, καθώς και τεχνικών βελτίωσης των λύσεων που προκύπτουν από την επίλυση των προβλημάτων TB για τα μοντέλα νάρθηκων καρπού στα οποία εφαρμόστηκε ως περιορισμός στην προηγούμενη Ενότητα, η μείωση του αρχικού όγκου στο 25%, όπως παρατηρείται και στην Εικόνα 4.16. Οι βέλτιστοι σχεδιασμοί νάρθηκων καρπού που προκύπτουν λόγω της εφαρμογής των κατασκευαστικών περιορισμών, οι οποίοι περιγράφονται παρακάτω, συγκρίνονται με τα αντίστοιχα αποτελέσματα της προηγούμενης Ενότητας. Στόχος της εφαρμογής των τεχνικών βελτίωσης είναι η επίτευξη τελικών βέλτιστων σχεδιασμών για δημιουργία νάρθηκων καρπού, οι οποίοι θα είναι εύκολο να κατασκευασθούν μέσω της τεχνολογίας της ΠΚ, επιτυγχάνοντας ένα πολύ καλό αποτέλεσμα όσον αφορά την ακεραιότητα και γεωμετρική ακρίβεια των δομών, μειώνοντας ταυτόχρονα το συνολικό κόστος και χρόνο της κατασκευής. Συγκεκριμένα, στην Ενότητα αυτή μελετάται η εφαρμογή των εξής τεχνικών:

- Έλεγχος και βελτίωση της κατανομής του υλικού σε μορφή σκακιέρας (Checkerboard control)

- Έλεγχος του ελαχίστου μεγέθους των κατασκευαστικών μελών (Minimum member size control – MINDIM).

Κατανομή του υλικού σε μορφή σκακιέρας (Checkerboarding)

Ένα κοινό πρόβλημα που προκύπτει στην TB συνεχών δομών, ιδιαίτερα κατά τη χρήση πεπερασμένων στοιχείων πρώτης τάξης, είναι η κατανομή υλικού σε μορφή σκακιέρας (checkerboarding), η οποία σχηματίζεται με εναλλασσόμενα στοιχεία με πυκνότητα 1 και στοιχεία με πυκνότητα 0. Έχει αποδειχθεί ότι προκαλείται από σφάλματα στη δομή των πεπερασμένων στοιχείων και συνδέεται με την εξάρτηση της λύσης από το υπολογιστικό πλέγμα. Το φαινόμενο αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την αλλοίωση της τελικής λύσης μέσα από την εμφάνιση μη βέλτιστων μικροδομών (υπολογιστικός θόρυβος), οι οποίες οδηγούν σε μείωση της κατασκευασσιμότητας.

Για την καταστολή του συγκεκριμένου φαινομένου, μέσω της επίτευξης λύσεων που είναι ανεξάρτητες από τη διακριτοποίηση, οι βασικές τεχνικές που χρησιμοποιούνται είναι η μέθοδος ελέγχου της περιμέτρου (perimeter control method), το φιλτράρισμα ανεξάρτητο του πλέγματος (mesh independent filtering) και ο έλεγχος κλίσης της πυκνότητας (density slope control) [105].

Έλεγχος του ελαχίστου μεγέθους των κατασκευαστικών μελών (MINDIM)

Η παράμετρος MINDIM στο Optistruct δίνει τη δυνατότητα καθορισμού του ελάχιστου μεγέθους που μπορεί να έχουν τα μέλη μίας δομής, τα οποία διαμορφώνονται κατά την επίλυση ενός προβλήματος TB. Η παράμετρος αυτή εφαρμόζεται κυρίως με σκοπό την επίτευξη διακριτών και κατασκευάσιμων λύσεων που είναι πλήρως ανεξαρτητοποιημένες από το υπολογιστικό πλέγμα, καθώς και για την εξάλειψη του φαινομένου σκακιέρας στα τελικά αποτελέσματα.

Η παράμετρος MINDIM για τα τρισδιάστατα στοιχεία (3D elements) πρέπει να λάβει τιμή που να είναι τουλάχιστον τρεις φορές μεγαλύτερη και ταυτόχρονα όχι υψηλότερη από το δωδεκαπλάσιο του μέσου μεγέθους των στοιχείων (\bar{x}) που χρησιμοποιούνται για την διακριτοποίηση της κατασκευής, δηλαδή μπορεί να κυμαίνεται μέσο στο εξής εύρος τιμών:

$$3\bar{x} \leq MINDIM \leq 12\bar{x} \quad (4.1)$$

όπου το μέσο μέγεθος των στοιχείων, \bar{x} , για τα τρισδιάστατα στοιχεία (3D elements) υπολογίζεται ως ο μέσος όρος της κυβικής ρίζας του όγκου των στοιχείων που καταλαμβάνουν το χωρίο σχεδιασμού [92].

Επομένως, η τιμή που μπορεί να πάρει η παράμετρος MINDIM για την επίλυση του προβλήματος TB των μοντέλων των νάρθηκων καρπού, όσον αφορά την περίπτωση του αραιού πλέγματος ΠΣ (size element: 1.5 mm), υπολογίζεται ότι κυμαίνεται στο εξής εύρος:

$$2.5 \leq MINDIM \leq 10.1 \quad (4.2)$$

ενώ αντίστοιχα για το πυκνότερο πλέγμα ΠΣ (size element: 1.5 mm), η τιμή της παραμέτρου MINDIM υπολογίζεται ότι πρέπει να κυμαίνεται στο εξής εύρος τιμών:

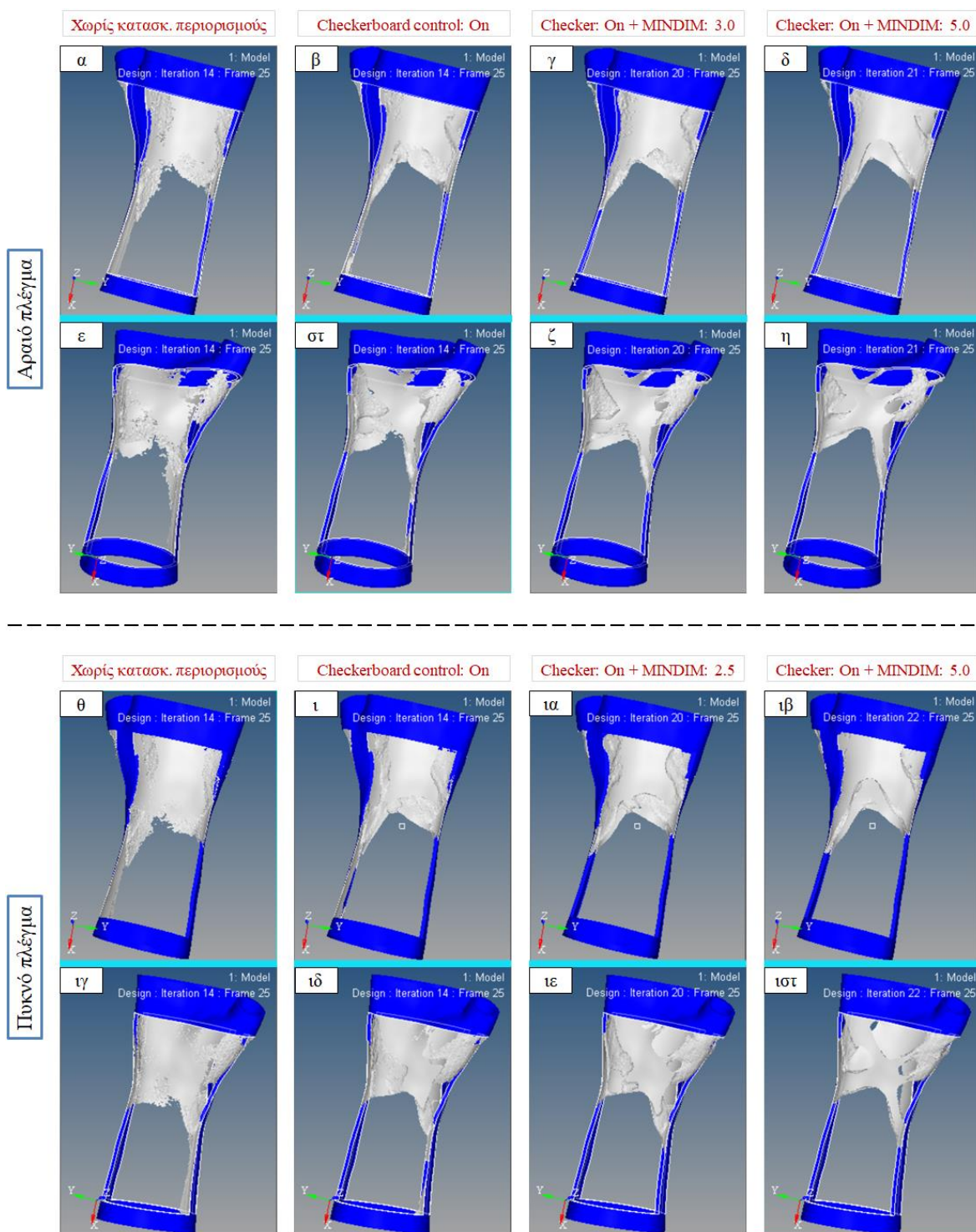
$$1.7 \leq MINDIM \leq 6.9 \quad (4.3)$$

Έτσι, οι τιμές που επιλέγονται τελικά να μελετηθούν για την παράμετρο MINDIM στα πλαίσια της παρούσας εργασίας είναι 3.0 και 5.0 για το αραιότερο πλέγμα ΠΣ και αντίστοιχα, 2.5 και 5.0 για την περίπτωση του πυκνότερου κανάβου από ΠΣ στα μοντέλα των νάρθηκων καρπού.

1) Κερκιδική απόκλιση (Load case 1)

- **Objective:** Minimize weighted compliance
- Constraints:** Volume fraction $\leq 25\%$
- Mesh:** Αραιό πλέγμα (Εικόνα 4.24α-η)
Πυκνό πλέγμα (Εικόνα 4.24θ-ιστ)

Στην Εικόνα 4.24α-η και 4.24θ-ιστ παρουσιάζονται συγκριτικά τα αποτελέσματα μη-χρήσης, καθώς και της εφαρμογής των περιορισμών Checkerboard control (CHECKER) και Minimum member size (MINDIM) για τα μοντέλα νάρθηκων με το αραιότερο και το πυκνότερο πλέγμα ΠΣ, αντίστοιχα, στην περίπτωση μελέτης της κερκιδικής απόκλισης, όπου ο αρχικός όγκος των δομών μειώθηκε στο 25%.



Εικόνα 4.24: Κερκιδική απόκλιση (Load case 1). Μείωση του αρχικού όγκου στο 25%. Σύγκριση αποτελεσμάτων της μη-χρήσης, καθώς και της εφαρμογής των παραμέτρων CHECKER και MINDIM στα μοντέλα νάρθηκων με (α-η) το αραιό και (θ-ιστ) το πυκνό πλέγμα ΠΣ.

2) Παλαμιαία κάμψη του καρπού (Load case 2)

- **Objective:** Minimize weighted compliance
- Constraints:** Volume fraction $\leq 25\%$
- Mesh:** Αραιό πλέγμα (Εικόνα 4.25α-η)
Πυκνό πλέγμα (Εικόνα 4.25θ-ιστ)

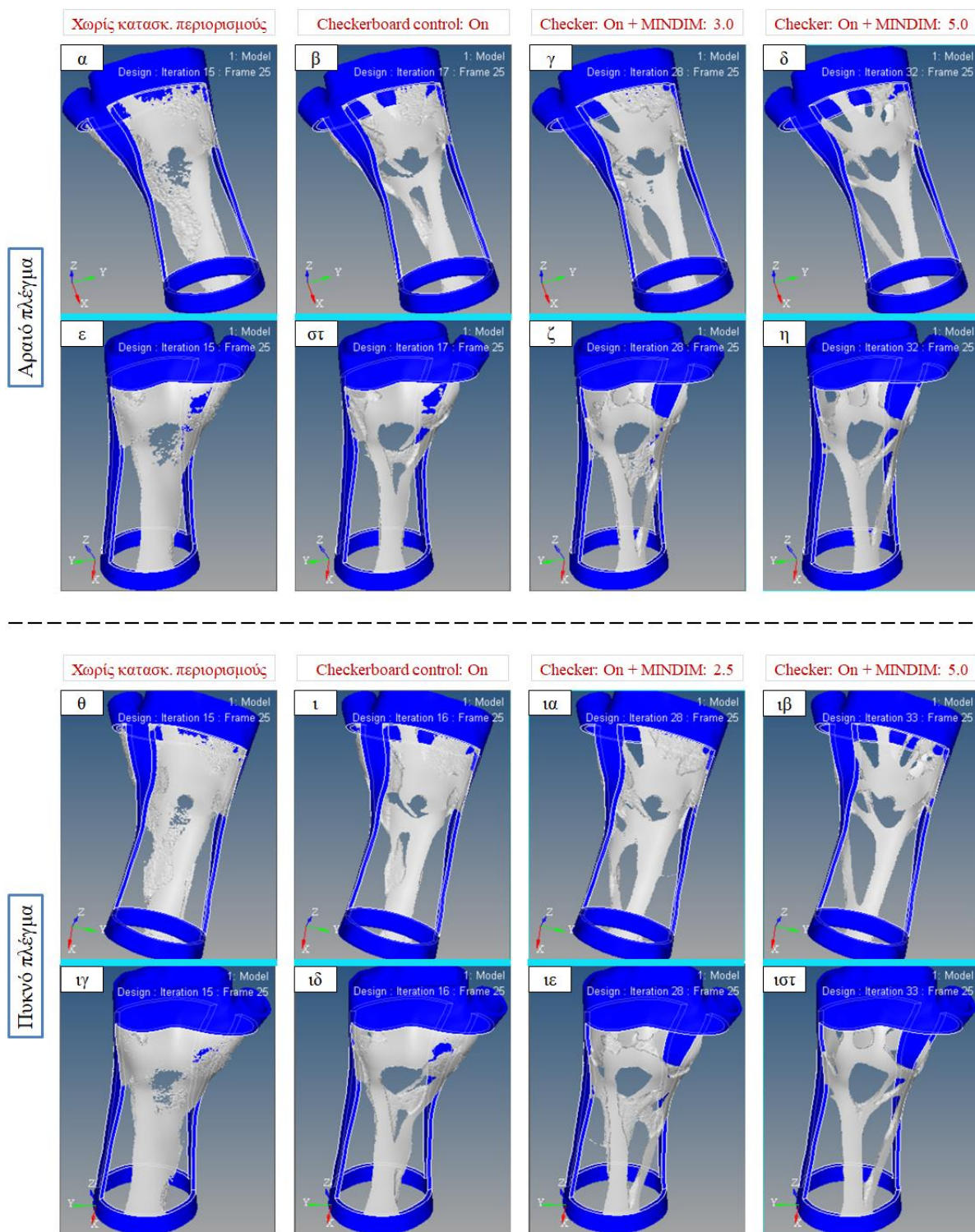
Στην Εικόνα 4.25α-η και 4.25θ-ιστ παρουσιάζονται τα αντίστοιχα αποτελέσματα για την περίπτωση μελέτης της παλαμιαίας κάμψης του καρπού, συγκρίνοντας ταυτόχρονα την επίδραση της δημιουργίας ενός αραιότερου και ενός πυκνότερου πλέγματος ΠΣ.

3) Δυνάμεις σε πολλαπλά σημεία του νάρθηκα καρπού (Load case 3)

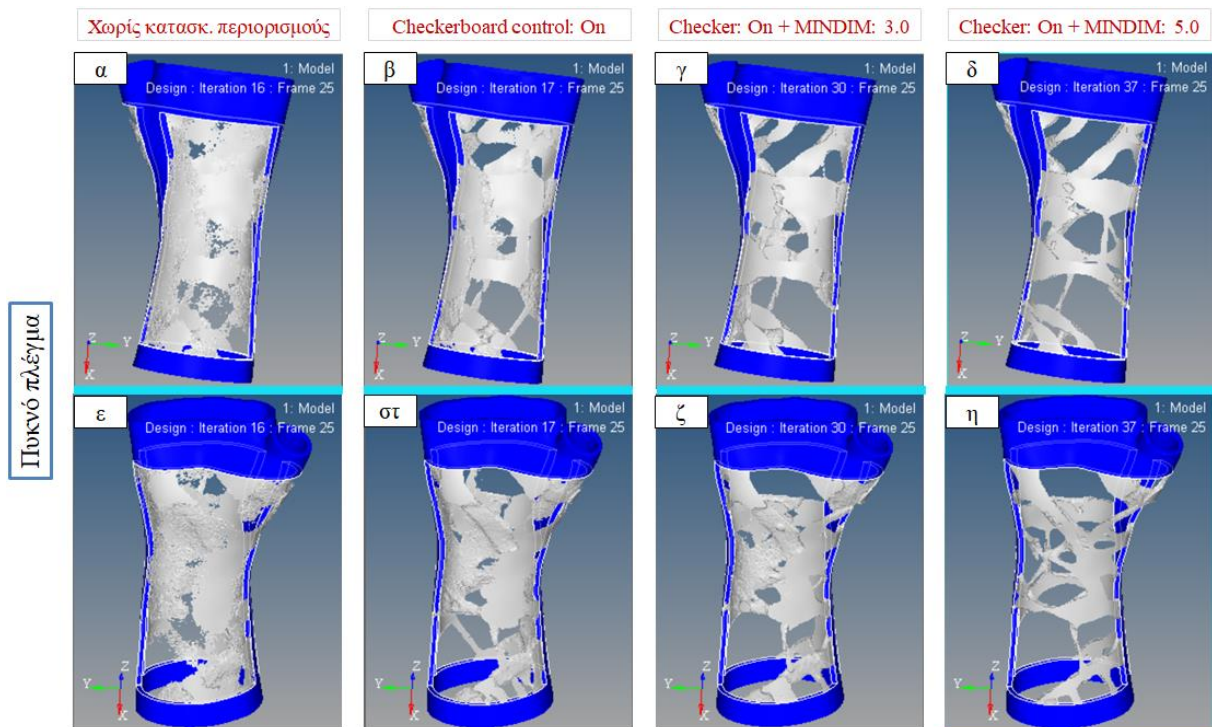
- **Objective:** Minimize weighted compliance
- Constraints:** Volume fraction $\leq 25\%$
- Mesh:** Πυκνό πλέγμα (Εικόνα 4.26α-η)

Τέλος, στην Εικόνα 4.26α-η παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για την περίπτωση άσκησης δυνάμεων σε διάφορα σημεία κατά μήκος και περιμετρικά του νάρθηκα καρπού λόγω της εφαρμογής του από ασθενή, στα οποία γίνεται αντίστοιχα σύγκριση μεταξύ των βέλτιστων σχεδιασμών που δεν έγινε χρήση και αυτών όπου εφαρμόστηκαν οι παράμετροι CHECKER και MINDIM. Για τη συγκεκριμένη περίπτωση φόρτισης επιλέγεται η μελέτη μόνο του πυκνότερου πλέγματος ΠΣ λόγω της πολυπλοκότητας της φόρτισης. Αντίστοιχα και εδώ, ο αρχικός όγκος των δομών μειώθηκε στο 25%.

Όπως προαναφέρθηκε, η τιμή της σχετικής πυκνότητας που έχει επιλεγεί ως όριο για την οπτικοποίηση και ευκολότερη σύγκριση των τελικών βέλτιστων σχεδιασμών είναι 0.5. Αυτό σημαίνει ότι όλα τα στοιχεία που παρουσιάζονται στο χωρίο σχεδιασμού των τοπολογικά βελτιστοποιημένων νάρθηκων καρπού έχουν τιμή σχετικής πυκνότητας μεγαλύτερη ή ίση με 0.5 έως 1 ($0.5 \leq \rho_e \leq 1$).



Εικόνα 4.25: Κάμψη του καρπού (Load case 2). Μείωση του αρχικού όγκου στο 25%. Σύγκριση αποτελεσμάτων της μη-εφαρμογής και της εφαρμογής των παραμέτρων CHECKER και MINDIM στα μοντέλα νάρθηκων με (α-η) το αραιό και (θ-ιστ) το πυκνό πλέγμα ΠΣ.



Εικόνα 4.26: Δυνάμεις σε πολλαπλά σημεία του νάρθηκα καρπού (Load case 3). Μείωση του αρχικού όγκου στο 25%. Σύγκριση αποτελεσμάτων της μη-εφαρμογής και της εφαρμογής των παραμέτρων CHECKER και MINDIM στα μοντέλα νάρθηκων με (α-η) το πυκνό πλέγμα ΠΣ.

Επιπλέον, είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι με την εφαρμογή του περιορισμού MINDIM αυτόματα ενεργοποιείται η παράμετρος CHECKER, ενώ επιπλέον αυξάνεται και η τιμή της παραμέτρου DISCRETE από 1 σε 2. Η τελευταία παράμετρος ουσιαστικά αντιπροσωπεύει τον συντελεστή ποινής, p , που χρησιμοποιείται για την ποινικοποίηση των στοιχείων ενδιάμεσης πυκνότητας στον εκάστοτε σχεδιασμό, ώστε να προκύψουν πιο διακριτές λύσεις, οι οποίες είναι εύκολα κατασκευάσιμες. Περισσότερες πληροφορίες σχετικά με τον συντελεστή ποινής, p , παρουσιάζονται στην Ενότητα 3.3.2.2. Η παράμετρος DISCRETE στο Optistruct συνδέεται με τον συντελεστή ποινής, p , ως εξής: $DISCRETE = p - 1$. Επομένως, στην περίπτωση που η παράμετρος DISCRETE παίρνει την τιμή 2, όταν εφαρμόζεται ο περιορισμός MINDIM, αυτό σημαίνει ότι: $p = 3$, η οποία είναι μία τυπική τιμή του συντελεστή ποινής για στερεά. Επίσης, με την εφαρμογή του περιορισμού MINDIM αυτόματα αυξάνεται και ο αριθμός των μέγιστων επαναλήψεων που μπορούν να πραγματοποιηθούν μέχρι να επιτευχθεί σύγκλιση στη λύση του προβλήματος TB. Η

προεπιλεγμένη τιμή είναι 30, ενώ αυτόματα ο μέγιστος αριθμός των επαναλήψεων αυξάνεται στις 80 όταν χρησιμοποιείται η παράμετρος MINDIM.

Από τα αποτελέσματα των βέλτιστων σχεδιασμών που παρουσιάζονται στις Εικόνες 4.24 έως 4.26 μπορεί να παρατηρήσει κανείς ότι η εφαρμογή της επιπλέον παραμέτρου CHECKER, όπως επίσης και του περιορισμού MINDIM οδηγεί σταδιακά σε πιο διακριτές λύσεις. Οι λύσεις αυτές, ειδικά στην περίπτωση που γίνεται συνδυαστική εφαρμογή των δύο προαναφερθέντων παραμέτρων, ορίζοντας παράλληλα μεγαλύτερη τιμή (ίση με 5.0) στην παράμετρο MINDIM, είναι κατασκευαστικά πιο εύκολα υλοποιήσιμες μέσω της τεχνολογίας της ΠΚ. Ταυτόχρονα, για τις δύο πρώτες περιπτώσεις φόρτισης που μελετώνται (κερκιδική απόκλιση και παλαμιαία κάμψη του καρπού) παρατηρείται ότι η χρήση του πυκνότερου πλέγματος ΠΣ παίζει σημαντικό ρόλο στην επίτευξη σχεδιασμών νάρθηκων καρπού, οι οποίοι χαρακτηρίζονται από περισσότερο διακριτά κατασκευαστικά μέλη, και ειδικότερα όταν το πυκνότερο πλέγμα συνδυάζεται με την εφαρμογή των περιορισμών για τον έλεγχο της κατανομής τύπου σκακιάρας και για την μείωση των στοιχείων με ενδιάμεση πυκνότητα. Μία ακόμα παρατήρηση βάσει των αποτελεσμάτων αυτών είναι ότι η εφαρμογή των προαναφερθέντων περιορισμών έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση του αριθμού των επαναλήψεων μέχρι να επιτευχθεί σύγκλιση στη λύση για το εκάστοτε πρόβλημα TB, παρόλα αυτά οι τελικοί βέλτιστοι σχεδιασμοί των νάρθηκων καρπού είναι σχεδιαστικά και από πλευράς κατασκευασιμότητας πολύ καλύτεροι συγκριτικά με αυτούς στους οποίους δεν έγινε εφαρμογή των παραπάνω περιορισμών (unconstrained TO).

Οι τοπολογικά βελτιστοποιημένοι νάρθηκες καρπού που απεικονίζονται στις Εικόνες 4.24ιβ, 4.24ιστ, 4.25ιβ, 4.25ιστ, 4.26δ και 4.26η παρουσιάζουν πολλά πλεονεκτήματα έναντι των κλασικά κατασκευασμένων νάρθηκων που χρησιμοποιούνται ευρέως για τη θεραπεία καταγμάτων της κερκίδας της άκρας χειρός. Το υλικό που αφαιρείται από τα αρχικά μοντέλα, το οποίο με βάση τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας παρατηρείται ότι φτάνει στο 25% του αρχικού όγκου (75% μείωση), οδηγεί σε τελικούς σχεδιασμούς νάρθηκων καρπού οι οποίοι είναι αρκετά ελαφρύτεροι, ενώ ταυτόχρονα παρουσιάζουν υψηλή αντοχή. Η δημιουργία των οπών σε συγκεκριμένα μοτίβα που ακολουθούν τις διαδρομές των φορτίων για την εκάστοτε περίπτωση που μελετάται, αυξάνει τα επίπεδα αισθητικής, ενώ επιπλέον

καθιστά δυνατό τον επαρκή αερισμό και καθαρισμό του χεριού. Επίσης, είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι οι μέγιστες μετατοπίσεις βάσει της ανάλυσης με ΠΣ, όσον αφορά τους βέλτιστους σχεδιασμούς που απεικονίζονται στις Εικόνες 4.24ιβ, 4.24ιστ, 4.25ιβ και 4.25ιστ (κερκιδική απόκλιση και κάμψη καρπού) είναι 0.077 mm και 0.286 mm, αντίστοιχα, ενώ η μέγιστη μετατόπιση για τον σχεδιασμό του νάρθηκα καρπού της Εικόνας 4.26δ και 4.26η (άσκηση δυνάμεων σε διάφορα σημεία της δομής) είναι 0.693 mm. Επομένως, καμία από αυτές τις τιμές δεν ξεπερνάει το όριο της μέγιστης επιτρεπόμενης μετατόπισης, το οποίο είναι 2.5 mm για έναν ιατρικό νάρθηκα σύμφωνα με τη βιβλιογραφία [59]. Οι νάρθηκες καρπού, οι οποίοι σχεδιάζονται μέσω της εφαρμογής της μεθόδου TB αποτελούν μία καινοτόμο ιδέα για την κατασκευή εξατομικευμένων ορθώσεων άνω άκρων. Η συγκεκριμένη μέθοδος σχεδιασμού μπορεί να χρησιμοποιηθεί όχι μόνο για τη θεραπεία καταγμάτων της κερκίδας, αλλά και για την αποκατάσταση άλλων κλινικών περιπτώσεων, καθώς και για τη δημιουργία διαφορετικών ειδών ορθώσεων (π.χ. ορθώσεις κάτω άκρων και σπονδυλικής στήλης).

Οι τοπολογικά βελτιστοποιημένοι νάρθηκες καρπού που παρουσιάζονται στις Εικόνες 4.25ιβ, 4.25ιστ, 4.26δ και 4.26η, για την περίπτωση της παλαμιαίας κάμψης και άσκησης δυνάμεων σε διάφορα σημεία της δομής, αντίστοιχα, είναι αυτοί που επιλέγονται να κατασκευασθούν μέσω της τεχνικής Μοντελοποίησης με Εναπόθεση Τηγμένου υλικού για τη διερεύνηση της κατασκευασιμότητας των τελικών σχεδιασμών, καθώς και για να μελετηθεί η συμβατότητά τους με την ανατομία του χεριού της συγγραφέα.

Κεφάλαιο 5

Κατασκευή πρωτοτύπων ναρθήκων καρπού με Μοντελοποίηση Εναπόθεσης με Σύντηξη

5.1 Εξοπλισμός και παράμετροι εκτύπωσης

Όπως αναφέρθηκε και στα προηγούμενα κεφάλαια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, η κατασκευή των τοπολογικά βελτιστοποιημένων εξατομικευμένων ναρθήκων καρπού που προέκυψαν μέσω της επίλυσης του προβλήματος TB πραγματοποιείται κάνοντας χρήση της καινοτόμου τεχνολογίας της ΠΚ και πιο συγκεκριμένα, μέσω της τεχνικής Μοντελοποίησης Εναπόθεσης με Σύντηξη ή αλλιώς Μοντελοποίησης με Εναπόθεση Τηγμένου υλικού (Fused Deposition Modeling – FDM). Η συγκεκριμένη κατασκευαστική διαδικασία είναι μία από τις πιο υποσχόμενες και ευρέως διαδεδομένες από αυτές που ανήκουν στην οικογένεια της τεχνολογίας ΠΚ, λόγω της σχετικά απλής αρχής λειτουργίας της, καθώς και λόγω της ευρείας γκάμας υλικών και μηχανημάτων, τα οποία είναι εμπορικά διαθέσιμα σε αρκετά χαμηλό κόστος.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι στο πλαίσιο της συγκεκριμένης εργασίας έγινε χρήση δύο διαφορετικών τρισδιάστατων εκτυπωτών (FDM 3D printers) για τη δημιουργία του αρχικού σχεδιασμού/πρωτοτύπου του νάρθηκα (μη-βελτιστοποιημένου), ο οποίος προέκυψε μέσω της μεθοδολογίας που παρουσιάστηκε στην Ενότητα 4.3, καθώς και για την κατασκευή των τελικών βελτιστοποιημένων ναρθήκων, οι οποίοι προέκυψαν μέσω της εφαρμογής της μεθόδου TB με επιβολή κάποιων κατασκευαστικών περιορισμών (Ενότητα 4.4.4). Η εκτύπωση του αρχικού μη-βελτιστοποιημένου μοντέλου του νάρθηκα καρπού κρίθηκε αναγκαία κυρίως για αποφυγή σφαλμάτων και για να εξακριβωθεί ότι η τελική γεωμετρία του

νάρθηκα είναι πλήρως συμβατή με την ανατομία του χεριού, πριν προβούμε στην επίλυση του προβλήματος TB βάσει του συγκεκριμένου σχεδιασμού. Όσον αφορά τους βελτιστοποιημένους νάρθηκες που προέκυψαν από την εφαρμογή της μεθόδου TB (Ενότητα 4.4.4) σημειώνεται ότι από τα τρεις περιπτώσεις φόρτισης που μελετήθηκαν στην παρούσα εργασία έγινε κατασκευή δύο μοντέλων: περίπτωση κάμψης του καρπού και περίπτωση άσκησης φορτίου σε πολλαπλά σημεία του νάρθηκα.

Η κατασκευή του αρχικού μη-βελτιστοποιημένου σχεδιασμού του μοντέλου νάρθηκα καρπού πραγματοποιήθηκε στον FDM τρισδιάστατο εκτυπωτή Dimension Elite (Stratasys, Eden Prairie, MN, USA), χρησιμοποιώντας το θερμοπλαστικό υλικό ABS P430 (Acrylonitrile Butadiene Styrene) για τη δημιουργία της κύριας δομής και το διαλυτό υλικό P400SR για την κατασκευή των υποστηρικτικών δομών (supports), οι οποίες δημιουργούνται αυτόματα από το λογισμικό του εκτυπωτή (CatalystEx). Αυτές οι δομές είναι αποτέλεσμα της εκτύπωσης επιπλέον υλικού, πέραν αυτού του βασικού μοντέλου, με σκοπό να κρατάει το εναποτιθέμενο υλικό της κυρίως δομής στη θέση του, ειδικά σε περιοχές που χαρακτηρίζονται από υψηλή γεωμετρική περιπλοκότητα, καθώς αυτό βρίσκεται αρχικά σε ημίρρευστη κατάσταση μέχρι να ψυχθεί και να στερεοποιηθεί πλήρως. Κατά τη διαδικασία εκτύπωσης, το υλικό εναποτίθεται σε στρώσεις που η καθεμία έχει πάχος 0.254 mm, έχοντας αυτόματα ορισμένη από το λογισμικό του εκτυπωτή τη διεύθυνση εναπόθεσης των νηματιδίων λιωμένου υλικού (rasters) σε $\pm 45^\circ$. Η τήξη του ABS γίνεται στο liquefier της κεφαλής του εκτυπωτή σε θερμοκρασία 270°C. Επιπλέον, η εσωτερική δομή του αρχικού μοντέλου νάρθηκα επιλέγεται να είναι πλήρως στερεή, ορίζοντας την πυκνότητα γεμίσματος ίση με 100%.

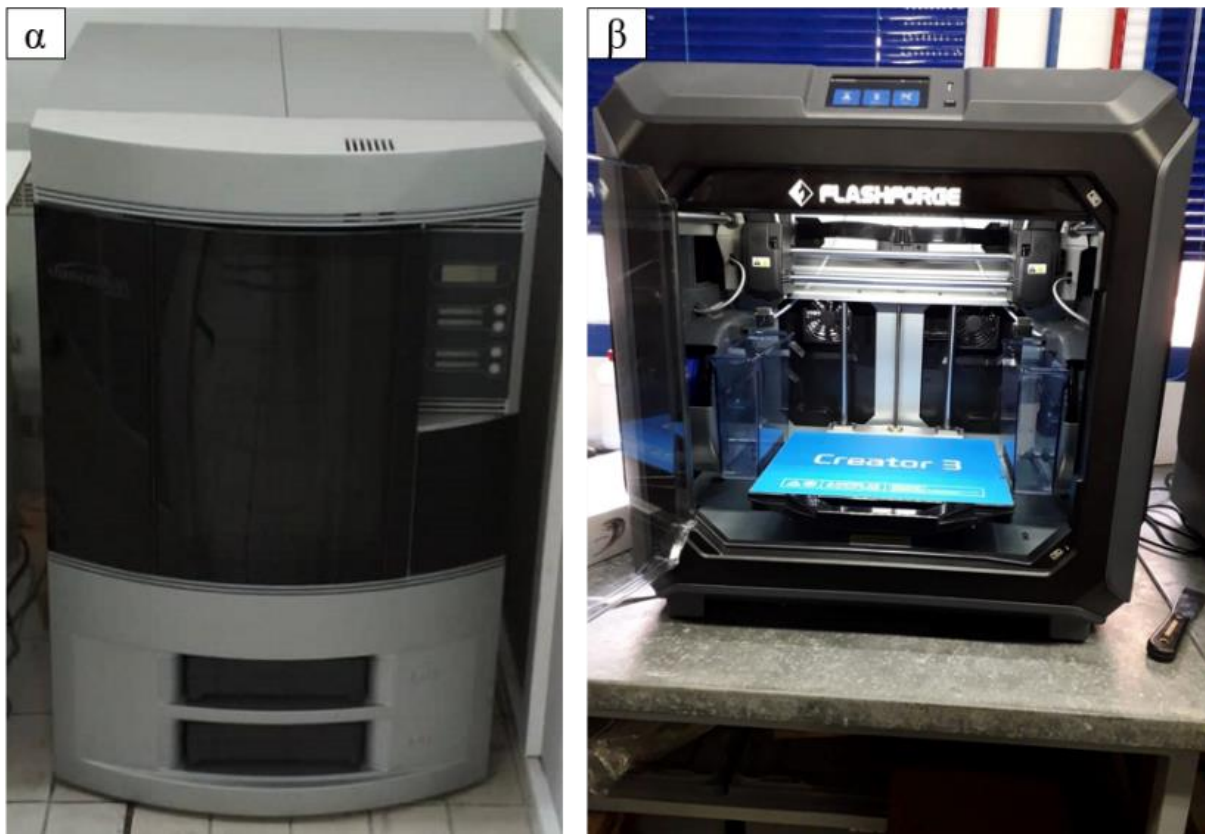
Αντίστοιχα, για την παραγωγή των τελικών τοπολογικά βελτιστοποιημένων νάρθηκων καρπού έγινε χρήση του τρισδιάστατου εκτυπωτή Creator 3 (FlashForge, Jinhua, Zhejiang, China). Τα υλικά με βάσει τα οποία έγιναν οι εκτυπώσεις των βελτιστοποιημένων νάρθηκων στον προαναφερόμενο εκτυπωτή είναι το υλικό ABS για το κυρίως μοντέλο και το διαλυτό υλικό HIPS (High Impact Polystyrene) για τη δημιουργία των υποστηρικτικών δομών, οι οποίες στη συγκεκριμένη περίπτωση μπορούν να παραχθούν από το λογισμικό του εκτυπωτή (FlashPrint) είτε σε μορφή “στηλών” είτε σε μορφή “δέντρου” με στόχο την εξοικονόμηση του εκτυπωμένου υλικού, καθώς και για τη μείωση του χρόνου κατασκευής και του ολικού

κόστους των δομών. Τα τελικά μοντέλα ναρθήκων αποτελούνται από επάλληλες στρώσεις υλικού που η καθεμία έχει πάχος 0.2 mm, ενώ οι υπόλοιπες παράμετροι εκτύπωσης διατηρούνται ίδιες με αυτές του εκτυπωτή Dimension Elite.

Οι παράμετροι εκτύπωσης που επιλέχθηκαν για την κατασκευή του εκάστοτε μοντέλου νάρθηκα συνοψίζονται στον Πίνακα 5.1 μαζί με κάποια βασικά τεχνικά χαρακτηριστικά του κάθε εκτυπωτή. Επιπλέον, οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές που χρησιμοποιήθηκαν για την παραγωγή του αρχικού σχεδιασμού και των τελικών τοπολογικά βελτιστοποιημένων μοντέλων ναρθήκων καρπού παρουσιάζονται στην Εικόνα 5.1α-β, αντίστοιχα.

Πίνακας 5.1: Παράμετροι εκτύπωσης και τεχνικά χαρακτηριστικά των τρισδιάστατων εκτυπωτών.

| FDM 3D printer | Stratasys Dimension Elite | FlashForge Creator 3 |
|---------------------------------------|---|---|
| Μοντέλο προς εκτύπωση | Κατασκευή αρχικού μοντέλου νάρθηκα καρπού | Κατασκευή TB μοντέλων ναρθήκων καρπού |
| Υλικό Μοντέλου / Υποστηριγμάτων | ABS P430 / P400SR | ABS / HIPS |
| Διαστάσεις θαλάμου εκτύπωσης | 203 x 203 x 305 mm (μήκος x πλάτος x ύψος) | 300 x 250 x 200 mm (μήκος x πλάτος x ύψος) |
| Ύψος στρώσης | 0.254 mm | 0.200 mm |
| Διεύθυνση εναπόθεσης νηματιδίων | $\pm 45^\circ$ | $\pm 45^\circ$ |
| Θερμοκρασία εκτύπωσης υλικού μοντέλου | 270°C | 240°C |
| Θερμοκρασία θαλάμου | 75°C | - |
| Μοτίβο εκτύπωσης | Rectangular | Rectangular |
| Εσωτερική πυκνότητα δομής | 100% | 100% |
| Αριθμός περιμετρικών τοιχωμάτων | 1 | 1 |
| Τρόπος εκτύπωσης υποστηριγμάτων | Rectangular | Δέντρου |



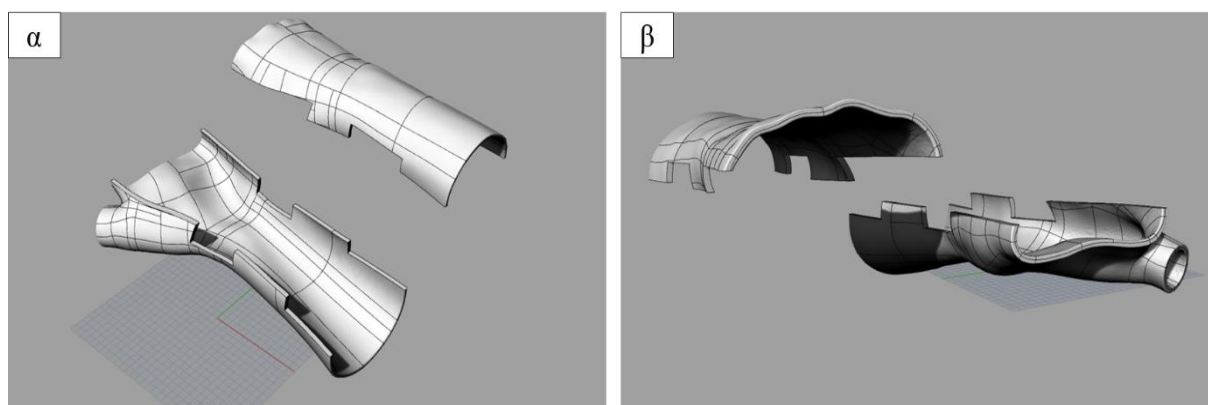
Εικόνα 5.1: FDM 3D printers που χρησιμοποιήθηκαν για την εκτύπωση (α) του αρχικού μη-βελτιστοποιημένου σχεδιασμού και (β) των τελικών TB μοντέλων νάρθηκα καρπού.

5.2 Προσθετική Κατασκευή του μη-βελτιστοποιημένου νάρθηκα καρπού

Για την αξιολόγηση της συμβατότητας του αρχικού μη-βελτιστοποιημένου σχεδιασμού του νάρθηκα καρπού με την ανατομία του χεριού, βάσει του οποίου θα γινόταν στη συνέχεια η επίλυση του προβλήματος TB, κρίθηκε αναγκαίο η κατασκευή ενός πρωτοτύπου. Η συγκεκριμένη δομή εκτυπώθηκε στον τρισδιάστατο εκτυπωτή Stratasys Dimension Elite.

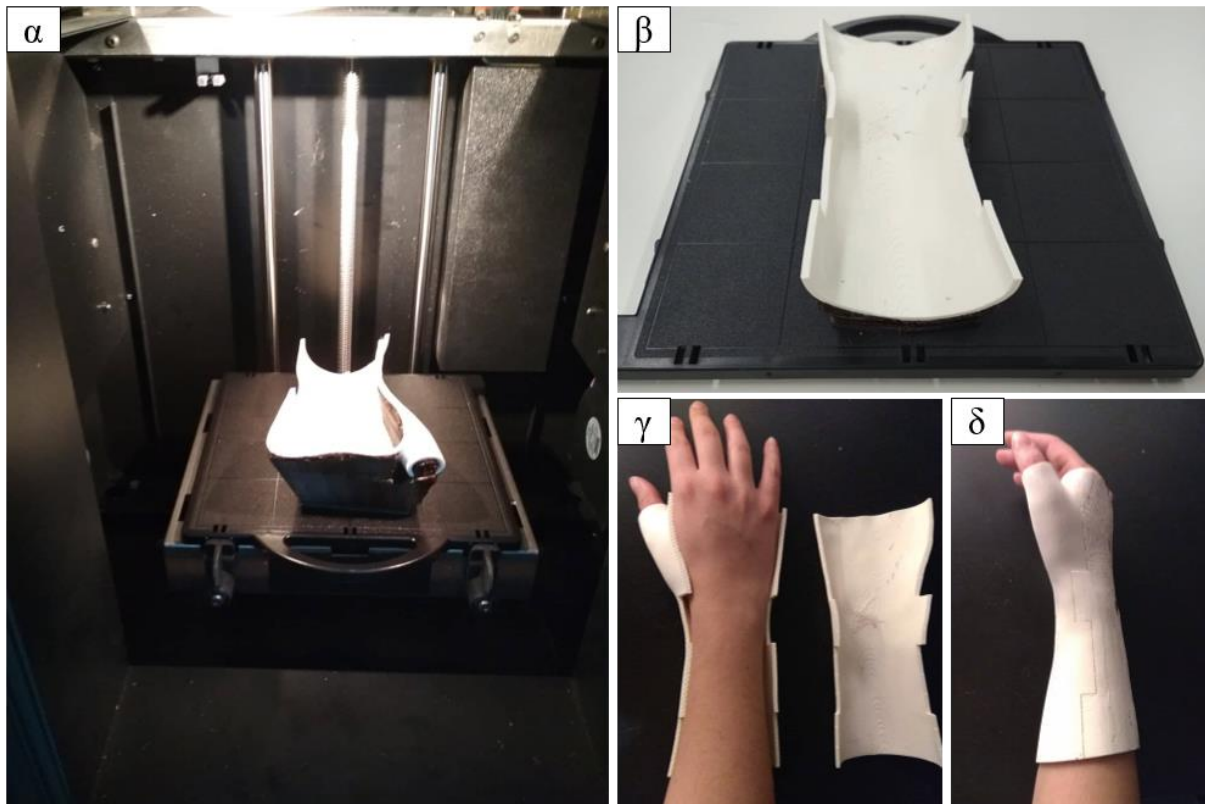
Το τελικό CAD μοντέλο που προέκυψε μετά τον παραμετρικό σχεδιασμό στο SolidWorks (Εικόνα 4.12), εισήχθη στο περιβάλλον του σχεδιαστικού πακέτου Rhino 5.0 (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, USA) με σκοπό το διαχωρισμό της αρχικής γεωμετρίας σε δύο επιμέρους κομμάτια (Εικόνα 5.2α-β), έτσι ώστε να υπάρχει δυνατότητα εφαρμογής του στην

ανατομία χεριού της συγγραφέα. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η ίδια διαδικασία διαχωρισμού της γεωμετρίας σε δύο επιμέρους κομμάτια πραγματοποιήθηκε στο Rhino και για τους τοπολογικά βελτιστοποιημένους νάρθηκες καρπού, των οποίων η διαδικασία ΠΚ παρουσιάζεται παρακάτω στην Ενότητα 5.3.



Εικόνα 5.2: Διαχωρισμός γεωμετρίας αρχικού μη-βελτιστοποιημένου νάρθηκα καρπού σε δύο επιμέρους κομμάτια.

Η Τρισδιάστατη Εκτύπωση του κάτω επιμέρους κομματιού του αρχικού μοντέλου νάρθηκα, το οποίο περιλαμβάνει το τμήμα του αντίχειρα, διήρκησε περίπου 12 ώρες και 11 λεπτά, ενώ του άνω κομματιού 7 ώρες και 52 λεπτά. Η κατασκευή των δύο κομματιών έγινε ξεχωριστά λόγω του περιορισμού διαστάσεων που θέτονται από την πλατφόρμα εκτύπωσης του διατιθέμενου εξοπλισμού. Τόσο το κάτω κομμάτι όσο και το άνω κομμάτι του μοντέλου νάρθηκα τοποθετήθηκαν ένα στο ένα στην πλατφόρμα χιτισίματος του εκτυπωτή με διεύθυνση τέτοια που να επιτυγχάνεται όσο το δυνατόν λιγότερη κατανάλωση υλικού για τη δημιουργία υποστηριγμάτων. Επιπλέον, είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι η αφαίρεση των υποστηρικτικών δομών έγινε χειροκίνητα, καθώς ήταν μία σχετικά απλή διαδικασία. Ο τρόπος εκτύπωσης των επιμέρους κομματιών του αρχικού μοντέλου νάρθηκα στην πλατφόρμα του εκτυπωτή, όπως επίσης και η εφαρμογή τους στο χέρι της συγγραφέα παρουσιάζονται στην Εικόνα 5.3α-δ.



Εικόνα 5.3: Μοντελοποίηση με Εναπόθεση Τηγμένου υλικού του αρχικού μη-βελτιστοποιημένου σχεδιασμού του νάρθηκα καρπού μέσω του τρισδιάστατου εκτυπωτή Stratasys Dimension Elite. (α) Κάτω και (β) άνω επιμέρους κομμάτι του νάρθηκα, (γ)-(δ) πλήρης και άνετη εφαρμογή του πρωτοτύπου του νάρθηκα καρπού στο χέρι της συγγραφέα.

Το πρωτότυπο του αρχικού μη-βελτιστοποιημένου σχεδιασμού του νάρθηκα καρπού που δημιουργήθηκε μέσω της χρήσης του FDM τρισδιάστατου εκτυπωτή Stratasys Dimension Elite παρουσίασε πλήρη εφαρμογή στο χέρι της συγγραφέα, επιτρέποντας παράλληλα την κίνηση των δαχτύλων για την τέλεση καθημερινών δραστηριοτήτων. Η μετατόπιση της αρχικής σαρωμένης επιφάνειας της ανατομίας του χεριού κατά 1 mm προς τα έξω, στο στάδιο ανάπτυξης του σχεδιασμού (Ενότητα 4.3.2), έπαιξε πολύ σημαντικό ρόλο στην επίτευξη ενός άνετου και παράλληλα σταθερού μοντέλου νάρθηκα για πλήρη ακινητοποίηση των απαραίτητων τμημάτων του χεριού και ελευθερία κίνησης κάποιων άλλων. Καθώς το μοντέλο αυτό κρίθηκε αρκετά καλό σε επίπεδο άνεσης και εφαρμογής, η επίλυση του προβλήματος TB βασίστηκε στο συγκεκριμένο σχεδιασμό νάρθηκα καρπού, όπως φαίνεται και στην Ενότητα 4.4.

5.3 Προσθετική Κατασκευή των τοπολογικά βελτιστοποιημένων ναρθήκων καρπού

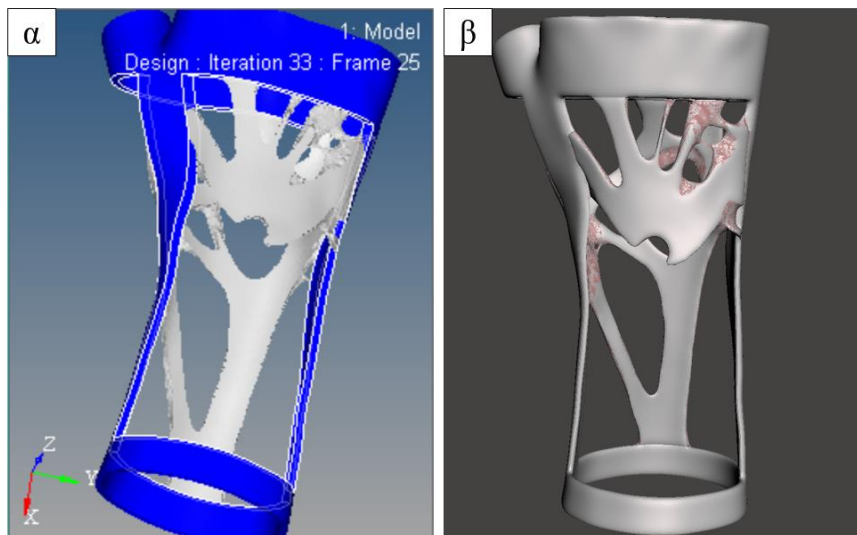
5.3.1 Πρώτο πρωτότυπο νάρθηκα – Μοντέλο κάμψης καρπού

Η κατασκευή του τελικού βέλτιστου σχεδιασμού για την περίπτωση της παλαμιαίας κάμψης του καρπού, ο οποίος παρουσιάστηκε στην Ενότητα 4.4.4 (Εικόνα 4.25ιβ και 4.25ιστ), πραγματοποιήθηκε στον τρισδιάστατο εκτυπωτή FlashForge Creator 3.

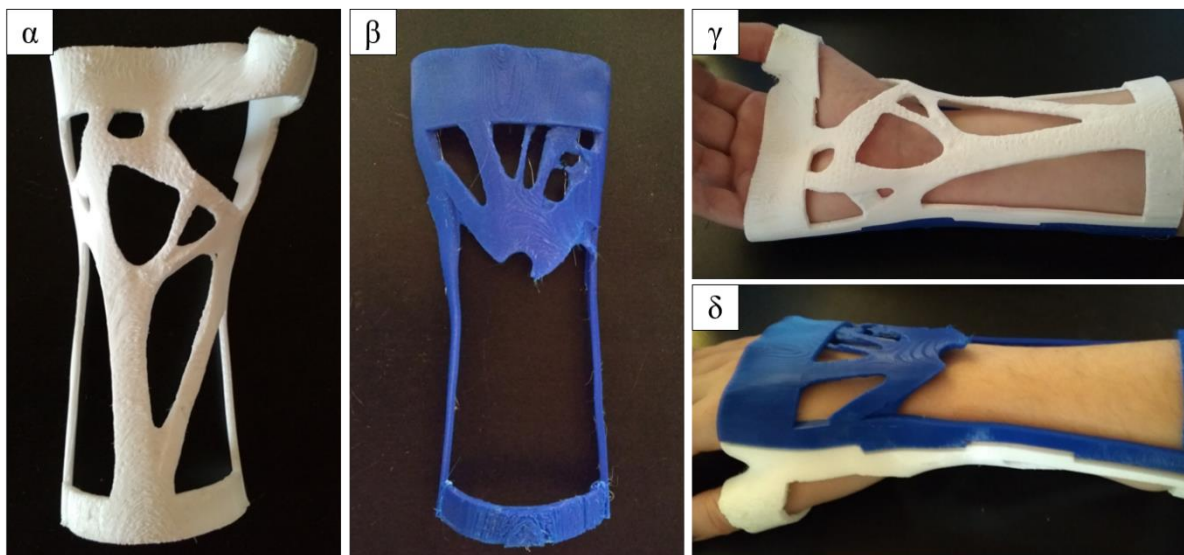
Καθώς το τελικό μοντέλο του νάρθηκα καρπού που προέκυψε από την επίλυση του προβλήματος TB εμφανίζει αρκετές περιοχές με απότομες αλλαγές στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά τους, λόγω της αφαίρεσης αρκετού υλικού από την αρχική γεωμετρία, ένα σημαντικό στάδιο που μεσολαβεί πριν την κατασκευαστική διαδικασία είναι αυτό της εξομάλυνσης της επιφάνειας του τελικού σχεδιασμού. Ο σκοπός της συγκεκριμένης διαδικασίας είναι η μείωση της τραχύτητας σε διάφορες περιοχές της δομής (smoothing), ώστε το τελικό μοντέλο του νάρθηκα καρπού να χαρακτηρίζεται από δομική ακεραιότητα και υψηλή ακρίβεια όσον αφορά τα γεωμετρικά του χαρακτηριστικά, ενώ παράλληλα να προσφέρει υψηλά επίπεδα άνεσης κατά την εφαρμογή του. Η διαδικασία αυτή πραγματοποιήθηκε στο λογισμικό MeshMixer. Ο σχεδιασμός του νάρθηκα καρπού πριν και μετά το στάδιο της ομαλοποίησης των επιφανειών στα διάφορα τμήματά του, απεικονίζεται συγκριτικά στην Εικόνα 5.4α-β.

Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε διαχωρισμός του μοντέλου αυτού (Εικόνα 5.4β) σε δύο τμήματα (κάτω και άνω) στο περιβάλλον του σχεδιαστικού πακέτου Rhino 5.0. Το καθένα από τα δύο επιμέρους κομμάτια εκτυπώθηκε ξεχωριστά στην πλατφόρμα του εκτυπωτή Creator 3. Η κατασκευαστική διαδικασία του κάτω επιμέρους κομματιού του νάρθηκα καρπού, το οποίο περιλαμβάνει την περιοχή του αντίχειρα, πραγματοποιήθηκε με μπλε χρώμα νήματος (filament) ABS και διήρκεσε 11 ώρες και 52 λεπτά. Αντίστοιχα, το πάνω κομμάτι δημιουργήθηκε με λευκό χρώμα ABS και η διαδικασία εκτύπωσης του διήρκεσε 9 ώρες και 47 λεπτά. Η αφαίρεση των υποστηρικτικών δομών από τον τελικό εκτυπωμένο νάρθηκα καρπού πραγματοποιήθηκε μετέπειτα χειροκίνητα. Η τελική μορφή των δύο επιμέρους

τρισδιάστατα εκτυπωμένων κομματιών του νάρθηκα καρπού, όπως επίσης και η εφαρμογή τους στο χέρι της συγγραφέα παρουσιάζονται στην Εικόνα 5.5α-δ.



Εικόνα 5.4: Βέλτιστος σχεδιασμός του μοντέλου νάρθηκα για την περίπτωση της κάμψης του καρπού (α) πριν και (β) μετά το στάδιο της ομαλοποίησης των επιφανειών στα διάφορα τμήματά του.

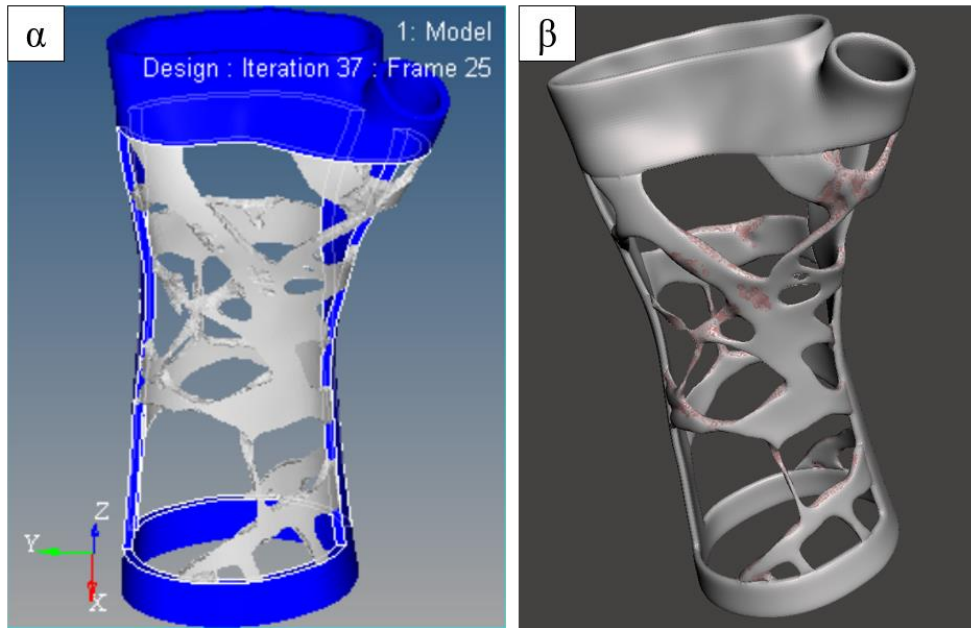


Εικόνα 5.5: Κατασκευή του TB νάρθηκα καρπού για την περίπτωση της παλαμιαίας κάμψης στον τρισδιάστατο εκτυπωτή FlashForge Creator 3. (α) Κάτω (λευκό χρώμα) και (β) άνω (μπλε χρώμα) επιμέρους κομμάτι του νάρθηκα, (γ)-(δ) εφαρμογή του πρώτου πρωτοτύπου του νάρθηκα καρπού στο χέρι της συγγραφέα.

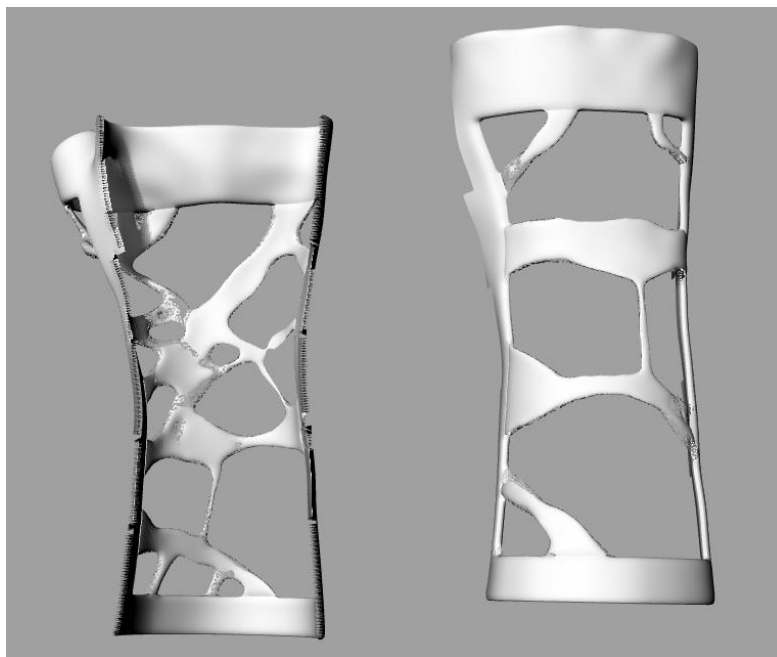
Η τελική δομή που παράγεται μέσω της τεχνικής Μοντελοποίησης με Εναπόθεση Τηγμένου υλικού (FDM) παρουσιάζει αρκετά ικανοποιητικά δομικά χαρακτηριστικά. Κάποιες μικρές ατέλειες εμφανίζονται κυρίως στο κάτω κομμάτι του νάρθηκα καρπού, κοντά στην περιοχή του αντίχειρα, καθώς και στο πάνω κομμάτι από την πλευρά του νάρθηκα που εφαρμόζεται στον πήχη. Οι ατέλειες αυτές στο κάτω επιμέρους κομμάτι οφείλονται στην αφαίρεση σημαντικής ποσότητας υλικού από την αρχική γεωμετρία του νάρθηκα, κατά την διαδικασία της TB, εξαναγκάζοντας επομένως τη δημιουργία πολλών υποστηρικτικών δομών στο στάδιο της κατασκευής μέσω της τεχνολογίας FDM. Επιπλέον, αναφέρεται ότι κατά τη διάρκεια της στρωματικής εναπόθεσης παρατηρήθηκε η εξώθηση επιπλέον υλικού από την κεφαλή που δημιουργούσε τις υποστηρικτικές δομές, δημιουργώντας έτσι έναν “ιστό” μεταξύ των εκτυπωμένων υποστηριγμάτων. Παρόλα αυτά, το συγκεκριμένο φαινόμενο δεν επηρέασε τη διαδικασία και την ακρίβεια εκτύπωσης του κυρίως υλικού (ABS model material), από το οποίο αποτελούνται τα δύο επιμέρους κομμάτια του νάρθηκα. Τέλος, μέσω της εφαρμογής του τελικού κατασκευασμένου νάρθηκα προκύπτει το συμπέρασμα ότι η δομή πληροί κάποιες σημαντικές προϋποθέσεις στις οποίες συμπεριλαμβάνονται υψηλά επίπεδα άνεσης και αισθητικής, πλήρης συμβατότητα και λειτουργικότητα, επαρκής αερισμός του δέρματος, καθώς και δυνατότητα καθαρισμού τόσο του νάρθηκα όσο και του χεριού.

5.3.2 Δεύτερο πρωτότυπο νάρθηκα – Μοντέλο με ασκούμενες δυνάμεις σε πολλαπλά σημεία

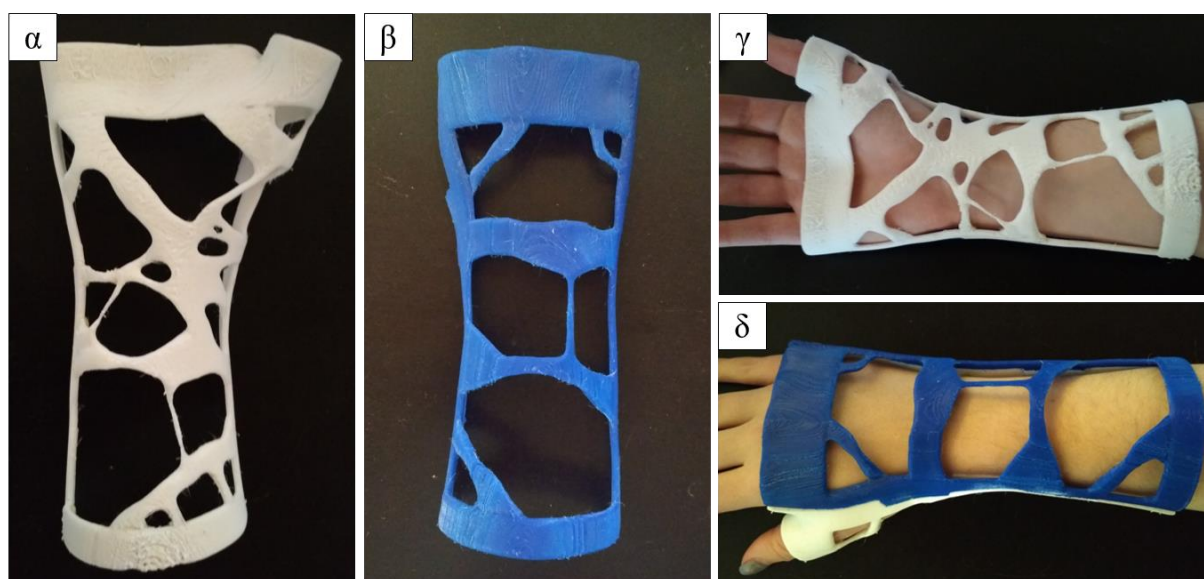
Η κατασκευή του τελικού βέλτιστου σχεδιασμού για την περίπτωση της άσκησης δυνάμεων σε διάφορα σημεία κατά μήκος και περιμετρικά του νάρθηκα καρπού λόγω της εφαρμογής του από ασθενή, ο οποίος παρουσιάστηκε στην Ενότητα 4.4.4 (Εικόνα 4.26δ και 4.25η), πραγματοποιήθηκε επίσης στον τρισδιάστατο εκτυπωτή FlashForge Creator 3. Το μοντέλο του νάρθηκα καρπού πριν και μετά το στάδιο της ομαλοποίησης των κατασκευαστικών μελών του (smoothing) στο λογισμικό MeshMixer απεικονίζεται στην Εικόνα 5.6α-β, αντίστοιχα. Επιπλέον, ο διαχωρισμός σε δύο επιμέρους τμήματα (κάτω και πάνω) στο σχεδιαστικό πακέτο Rhino 5, όσον αφορά το μοντέλο νάρθηκα που έχει υποστεί ομαλοποίηση στις επιφάνειες του παρουσιάζεται στην Εικόνα 5.7.



Εικόνα 5.6: Βέλτιστος σχεδιασμός του μοντέλου νάρθηκα για την περίπτωση της κάμψης του καρπού (α) πριν και (β) μετά το στάδιο της ομαλοποίησης των κατασκευαστικών μελών του.



Εικόνα 5.7: Διαχωρισμός γεωμετρίας του νάρθηκα καρπού σε δύο επιμέρους κομμάτια για την περίπτωση μελέτης της άσκησης δυνάμεων σε πολλά σημεία κατά μήκος και περιμετρικά της δομής.



Εικόνα 5.8: Κατασκευή του TB νάρθηκα καρπού για την περίπτωση άσκησης δυνάμεων σε διάφορα σημεία του μοντέλου στον τρισδιάστατο εκτυπωτή FlashForge Creator 3. (α) Κάτω (λευκό χρώμα) και (β) άνω (μπλε χρώμα) επιμέρους κομμάτι του νάρθηκα, (γ)-(δ) εφαρμογή του πρώτου πρωτοτύπου του νάρθηκα καρπού στο χέρι της συγγραφέα.

Η κατασκευαστική διαδικασία του κάτω τμήματος του νάρθηκα καρπού διήρκεσε 12 ώρες και 52 λεπτά, ενώ αντίστοιχα του πάνω κομματιού διήρκεσε 8 ώρες και 48 λεπτά. Η τελική μορφή των δύο τρισδιάστατα εκτυπωμένων κομματιών του νάρθηκα καρπού, όπως επίσης και η εφαρμογή τους στο χέρι της συγγραφέα παρουσιάζονται στην Εικόνα 5.8α-δ.

Το μοντέλο νάρθηκα καρπού που κατασκευάζεται χαρακτηρίζεται από εξαιρετική ακρίβεια, καθώς ακόμα και οι περιοχές της όρθωσης με υψηλή γεωμετρική πολυπλοκότητα φαίνεται ότι έχουν δημιουργηθεί πλήρως χωρίς να υπάρχει κατάρρευση κάποιων τμημάτων. Αυτό οφείλεται τόσο στην διεύθυνση εκτύπωσης των δύο επιμέρους κομματιών του νάρθηκα πάνω στην πλατφόρμα του εκτυπωτή, όσο και στη διαδικασία εξομάλυνσης των κατασκευαστικών μελών (smoothing) που πραγματοποιήθηκε πριν την ΤΕ. Σημαντικό είναι να σημειωθεί ότι παρά τη δυνατότητα εκτύπωσης, σε πολύ ικανοποιητικό βαθμό, της συγκεκριμένης δομής, η οποία χαρακτηρίζεται από αρκετά περίπλοκα γεωμετρικά χαρακτηριστικά, η πιθανότητα αστοχίας των λεπτών κατασκευαστικών μελών της είναι πιθανή κατά τη διεξαγωγή καθημερινών δραστηριοτήτων. Επομένως, η περαιτέρω μελέτη του

συγκεκριμένου σχεδιασμού κρίνεται αναγκαία. Από την εφαρμογή του νάρθηκα παρατηρείται ότι το μοντέλο πληροί τα κριτήρια της συμβατότητας με την ανατομία του χεριού της συγγραφέα, όπως επίσης και της άνεσης, του σωστού αερισμού του δέρματος και της καλής αισθητικής. Τέλος, είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι τόσο στο πρώτο όσο και στο δεύτερο πρωτότυπο νάρθηκα καρπού, τα οποία κατασκευάστηκαν μέσω της τεχνικής FDM, είναι απαραίτητο να μελετηθεί διεξοδικά ο βέλτιστος τρόπος συνδεσμολογίας των δύο επιμέρους κομματιών σε επίπεδο μελλοντικής διερεύνησης.

Κεφάλαιο 6

Συμπεράσματα – Μελλοντική έρευνα

6.1 Σύνοψη και συμπεράσματα

- Η μεθοδολογία που αναπτύχθηκε για το σχεδιασμό νάρθηκων καρπού με βάση την εφαρμογή της μεθόδου TB αποτελεί μία πολλά υποσχόμενη εναλλακτική έναντι της κλασικής μεθόδου κατασκευής νάρθηκων, καθώς δύναται να προσφέρει στους ασθενείς εξατομικευμένους σχεδιασμούς ορθώσεων με αρκετά χαμηλότερο βάρος, άνεση, καλή υγιεινή και υψηλή αντοχή.
- Η διακριτοποίηση του χωρίου (meshing) επιδρά σημαντικά στην επίλυση του προβλήματος TB των νάρθηκων καρπού που μελετήθηκαν.
- Η επιλογή των κατασκευαστικών περιορισμών που εφαρμόζονται στους νάρθηκες καρπού προς TB είναι καθοριστικοί, όσον αφορά τον τελικό σχεδιασμό που προκύπτει στην κάθε περίπτωση φόρτισης που διερευνήθηκε.
- Ο όγκος της περιοχής σχεδιασμού των νάρθηκων καρπού που μελετήθηκαν είναι εφικτό να μειωθεί μέχρι και 75%, ενώ παράλληλα η μηχανική συμπεριφορά των ορθώσεων κάτω από τις επιβαλλόμενες συνοριακές συνθήκες που εξετάζονται ικανοποιεί τις απαραίτητες προϋποθέσεις για κλινική εφαρμογή σε ασθενείς.
- Η συγκεκριμένη μεθοδολογία δύναται να εφαρμοσθεί και σε άλλες κλινικές περιπτώσεις πέραν της θεραπείας καταγμάτων της κερκίδας, καθώς και για διαφορετικά είδη ορθώσεων (π.χ. ορθώσεις κάτω άκρων και σπονδυλικής στήλης).

6.2 Προτάσεις για μελλοντική έρευνα

Σε επίπεδο μελλοντικής διερεύνησης θα ήταν σημαντικό να μελετηθούν τα εξής θέματα:

- Επίλυση του προβλήματος TB του νάρθηκα καρπού για την κάθε περίπτωση φόρτισης με χρήση Πεπερασμένων Στοιχείων κελύφους (shell elements) και σύγκριση των αποτελεσμάτων με τα αντίστοιχα της παρούσας μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας όπου γίνεται χρήση 3D στερεών στοιχείων (solid elements).
- Διερεύνηση εφαρμογής περιορισμών που να συνδέονται άμεσα με την κατασκευαστική διαδικασία της Προσθετικής Κατασκευής (π.χ. διεύθυνση χτισίματος στην πλατφόρμα για μείωση των υποστηρικτικών δομών).
- Διερεύνηση βέλτιστου τρόπου συνδεσμολογίας των δύο επιμέρους κομματιών του νάρθηκα καρπού, έτσι ώστε να επιτυγχάνεται άνεση καθώς και ευκολία κατά την εφαρμογή τους από ασθενείς. Μελέτη των αντίστοιχων συνοριακών συνθηκών που πρέπει να συμπεριληφθούν στην ανάλυση με ΠΣ (FEA) για την επίλυση του εκάστοτε προβλήματος TB.
- Εκτενέστερη μελέτη όσον αφορά τις περιπτώσεις φόρτισης του νάρθηκα καρπού, λαμβάνοντας δεδομένα από πραγματικές κλινικές περιπτώσεις.
- Αξιολόγηση των τελικών βέλτιστων σχεδιασμών από ασθενείς, οι οποίοι θα εφαρμόσουν τους τοπολογικά βελτιστοποιημένους και τρισδιάστατα εκτυπωμένους εξατομικευμένους νάρθηκες καρπού στο πλαίσιο της θεραπευτικής αγωγής.

Βιβλιογραφία

- [1] K. Saitou, K. Izui, S. Nishiwaki, and P. Papalambros, “A survey of structural optimization in mechanical product development,” *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, vol. 5, no. 3, pp. 214–226, 2005.
- [2] A. Povilionis and A. Bargelis, “Structural optimization in product design process,” *Mechanika*, vol. 81, no. 1, pp. 66–70, 2010.
- [3] T. Stangl, M. Pribek, and S. Wartzack, “Integration of structural optimization in the engineering design process,” *Proceedings of International Design Conference, DESIGN*, pp. 1989–1998, 2014.
- [4] A. M. Paterson, R. J. Bibb, and R. I. Campbell, “Evaluation of a digitised splinting approach with multiple-material functionality using additive manufacturing technologies,” *23rd Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium - An Additive Manufacturing Conference, SFF 2012*, pp. 656–672, 2012.
- [5] A. M. Paterson, E. Donnison, R. J. Bibb, and R. Ian Campbell, “Computer-aided design to support fabrication of wrist splints using 3D printing: A feasibility study,” *Hand Therapy*, vol. 19, no. 4, pp. 102–113, 2014.
- [6] A. M. Paterson, R. Bibb, R. I. Campbell, and G. Bingham, “Comparing additive manufacturing technologies for customised wrist splints,” *Rapid Prototyping Journal*, vol. 21, no. 3, pp. 230–243, 2015.
- [7] F. Blaya, P. S. Pedro, J. L. Silva, R. D’Amato, E. S. Heras, and J. A. Juanes, “Design of an orthopedic product by using additive manufacturing technology: The arm splint,” *Journal of Medical Systems*, vol. 42, no. 3, p. 54 (1-14), Mar. 2018.
- [8] Y. Gao, B. Li, W. Wang, W. Xu, C. Zhou, and Z. Jin, “Watching and safeguarding your 3D printer: On line process monitoring against cyber-physical attacks,” *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, vol. 2, no. 3, pp. 1–27, Sep. 2018.
- [9] M. Gurr and R. Mühlaupt, “Rapid prototyping,” in *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering*, Elsevier, 2016.

- [10] I. Campbell, D. Bourell, and I. Gibson, “Additive manufacturing: Rapid prototyping comes of age,” *Rapid Prototyping Journal*, vol. 18, no. 4, pp. 255–258, Jun. 2012.
- [11] I. Gibson, D. Rosen, and B. Stucker, *Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing*, 2nd ed. New York, NY: Springer New York, 2015.
- [12] “ASTM F2792-12a, Standard terminology for additive manufacturing technologies (Withdrawn 2015).” ASTM International, West Conshohocken, PA, 2012.
- [13] N. Oxman, S. Keating, and E. Tsai, “Functionally graded rapid prototyping,” in *Innovative Developments in Virtual and Physical Prototyping*, London: CRC Press, 2011, pp. 483–489.
- [14] T. Serra, M. A. Mateos-Timoneda, J. A. Planell, and M. Navarro, “3D printed PLA-based scaffolds,” *Organogenesis*, vol. 9, no. 4, pp. 239–244, Oct. 2013.
- [15] G.H. Loh, E. Pei, D. Harrison, and M. D. Monzón, “An overview of functionally graded additive manufacturing,” *Additive Manufacturing*, vol. 23, pp. 34–44, Oct. 2018.
- [16] J. Parthasarathy, B. Starly, and S. Raman, “A design for the additive manufacture of functionally graded porous structures with tailored mechanical properties for biomedical applications,” *Journal of Manufacturing Processes*, vol. 13, no. 2, pp. 160–170, Aug. 2011.
- [17] D. Gu *et al.*, “Selective laser melting additive manufacturing of TiC/AlSi10Mg bulk-form nanocomposites with tailored microstructures and properties,” *Physics Procedia*, vol. 56, pp. 108–116, 2014.
- [18] N. Hopkinson, R. J. M. Hague, and P. M. Dickens, *Rapid manufacturing: An industrial revolution for the digital age*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, 2006.
- [19] M. K. Thompson *et al.*, “Design for additive manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints,” *CIRP Annals*, vol. 65, no. 2, pp. 737–760, 2016.
- [20] F. A. C. Sanchez, S. Lanza, H. Boudaoud, S. Hoppe, and M. Camargo, “Polymer recycling and additive manufacturing in an open source context: Optimization of processes and methods,” in *Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium*, 2015, pp. 1591–1600.
- [21] X. Tian, T. Liu, Q. Wang, A. Dilmurat, D. Li, and G. Ziegmann, “Recycling and remanufacturing of 3D printed continuous carbon fiber reinforced PLA composites,” *Journal of Cleaner Production*, vol. 142, pp. 1609–1618, Jan. 2017.

- [22] L. Hitzler, M. Merkel, W. Hall, and A. Öchsner, “A review of metal fabricated with laser- and powder-bed based additive manufacturing techniques: Process, nomenclature, materials, achievable properties, and its utilization in the medical sector,” *Advanced Engineering Materials*, vol. 20, no. 5, p. 1700658 (1-28), May 2018.
- [23] A. Zocca, P. Colombo, C. M. Gomes, and J. Günster, “Additive manufacturing of ceramics: Issues, potentialities, and opportunities,” *Journal of the American Ceramic Society*, vol. 98, no. 7, pp. 1983–2001, Jul. 2015.
- [24] I. Jasiuk, D. W. Abueidda, C. Kozuch, S. Pang, F. Y. Su, and J. McKittrick, “An overview on additive manufacturing of polymers,” *Journal of The Minerals, Metals & Materials Society*, vol. 70, no. 3, pp. 275–283, Mar. 2018.
- [25] X. Wang, M. Jiang, Z. Zhou, J. Gou, and D. Hui, “3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective,” *Composites Part B: Engineering*, vol. 110, pp. 442–458, Feb. 2017.
- [26] K. Hölzl, S. Lin, L. Tytgat, S. Van Vlierberghe, L. Gu, and A. Ovsianikov, “Bioink properties before, during and after 3D bioprinting,” *Biofabrication*, vol. 8, no. 3, p. 032002 (1-20), Sep. 2016.
- [27] J. Klein *et al.*, “Additive manufacturing of optically transparent glass,” *3D Printing and Additive Manufacturing*, vol. 2, no. 3, pp. 92–105, Sep. 2015.
- [28] F. Bos, R. Wolfs, Z. Ahmed, and T. Salet, “Additive manufacturing of concrete in construction: Potentials and challenges of 3D concrete printing,” *Virtual and Physical Prototyping*, vol. 11, no. 3, pp. 209–225, Jul. 2016.
- [29] R. Ilardo and C. B. Williams, “Design and manufacture of a Formula SAE intake system using fused deposition modeling and fiber-reinforced composite materials,” *Rapid Prototyping Journal*, vol. 16, no. 3, pp. 174–179, Apr. 2010.
- [30] E. Uhlmann, R. Kersting, T. B. Klein, M. F. Cruz, and A. V. Borille, “Additive manufacturing of titanium alloy for aircraft components,” *Procedia CIRP*, vol. 35, pp. 55–60, 2015.
- [31] R. Liu, Z. Wang, T. Sparks, F. Liou, and J. Newkirk, “Aerospace applications of laser additive manufacturing,” in *Laser Additive Manufacturing*, Elsevier, 2017, pp. 351–371.
- [32] M. Javaid and A. Haleem, “Additive manufacturing applications in medical cases: A literature based review,” *Alexandria Journal of Medicine*, vol. 54, no. 4, pp. 411–422, Dec. 2018.

- [33] A. Bhargav, V. Sanjairaj, V. Rosa, L. W. Feng, and J. Fuh YH, “Applications of additive manufacturing in dentistry: A review,” *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 106, no. 5, pp. 2058–2064, Jul. 2018.
- [34] B. Kianian, *Wohlers report 2017: 3D printing and additive manufacturing state of the industry, annual worldwide progress report*, 22nd ed. Fort Collins, Colorado, USA: Wohlers Associates, 2017.
- [35] “ISO/ASTM 52900:2015, Additive manufacturing — General principles — Terminology.” 2015.
- [36] “ISO 17296-2:2015, Additive manufacturing — General principles — Part 2: Overview of process categories and feedstock.” 2015.
- [37] B. Core and N. Tsao, “3D printing in the medical and dental industry 2019-2029,” *IDTechEx*, 2018. .
- [38] D. Kalaskar, *3D printing in medicine*, 1st ed. London: Matthew Deans, 2017.
- [39] J. Son, D. S. Herrera Valenzuela, M. C. Sacristán Gutiérrez, and P. M. Vargas Castellanos, “An update on orthopedic applications using 3-dimensional printing technologies,” *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 12, no. 23, pp. 45–51, Dec. 2018.
- [40] C. Gao *et al.*, “Additive manufacturing technique-designed metallic porous implants for clinical application in orthopedics,” *RSC Advances*, vol. 8, no. 44, pp. 25210–25227, 2018.
- [41] R. K. Chen, Y. an Jin, J. Wensman, and A. Shih, “Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses: A review,” *Additive Manufacturing*, vol. 12, pp. 77–89, 2016.
- [42] N. Xu *et al.*, “Reconstruction of the upper cervical spine using a personalized 3D-printed vertebral body in an adolescent with Ewing Sarcoma,” *SPINE*, vol. 41, no. 1, pp. E50–E54, Jan. 2016.
- [43] J. Zuniga *et al.*, “Cyborg beast: A low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences,” *BMC Research Notes*, vol. 8, no. 1, p. 10, 2015.
- [44] M. C. Faustini, R. R. Neptune, R. H. Crawford, and S. J. Stanhope, “Manufacture of passive dynamic ankle–foot orthoses using Selective Laser Sintering,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 2, pp. 784–790, Feb. 2008.
- [45] J. H. P. Pallari *et al.*, “Design and additive fabrication of foot and ankle-foot orthoses,” in *Proceedings of the 21st Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium – An Additive Manufacturing Conference*, 2010, pp. 834–845.

- [46] J. Evill, "Cortex," 2013. [Online]. Available: <https://www.evilldesign.com/cortex>.
- [47] Deniz Karasahin, "Osteoid medical cast, attachable bone stimulator," 2013. [Online]. Available: <https://competition.adesignaward.com/design.php?ID=34151>.
- [48] "Exovite," 2013. [Online]. Available: <http://www.exovite.com/en/immobilization-system/>.
- [49] H. Kim and S. Jeong, "Case study: Hybrid model for the customized wrist orthosis using 3D printing," *Journal of Mechanical Science and Technology*, vol. 29, no. 12, pp. 5151–5156, Dec. 2015.
- [50] D. Palousek, J. Rosicky, D. Koutny, P. Stoklásek, and T. Navrat, "Pilot study of the wrist orthosis design process," *Rapid Prototyping Journal*, vol. 20, no. 1, pp. 27–32, Jan. 2014.
- [51] M. I. Mohammed and P. Fay, "Design and additive manufacturing of a patient specific polymer thumb splint concept," in *Solid Freeform Fabrication 2018: Proceedings of the 29th Annual International*, 2018, no. November, pp. 873–886.
- [52] A. Fitzpatrick, M. Mohammed, P. Collins, and I. Gibson, "Design optimisation of a thermoplastic splint," in *Solid Freeform Fabrication Symposium*, 2017, pp. 2409–2418.
- [53] A. P. Fitzpatrick, M. I. Mohammed, P. K. Collins, and I. Gibson, "Design of a patient specific, 3D printed arm cast," *KnE Engineering*, vol. 2, no. 2, pp. 135–142, Feb. 2017.
- [54] H. Lin, L. Shi, and D. Wang, "A rapid and intelligent designing technique for patient-specific and 3D-printed orthopedic cast," *3D Printing in Medicine*, vol. 2, no. 1, p. 4, Dec. 2016.
- [55] J. Li and H. Tanaka, "Rapid customization system for 3D-printed splint using programmable modeling technique: A practical approach," *3D Printing in Medicine*, vol. 4, no. 1, p. 5, Dec. 2018.
- [56] A. Cazon, S. Kelly, A. M. Paterson, R. J. Bibb, and R. I. Campbell, "Analysis and comparison of wrist splint designs using the finite element method: Multi-material three-dimensional printing compared to typical existing practice with thermoplastics," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 231, no. 9, pp. 881–897, Sep. 2017.
- [57] A. F. D. Costa, H. A. Almeida, and C. A. R. Ramos, "Advanced design methodologies in the development of hand-wrist-forearm orthosis," in *15th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering and 3rd Conference on Imaging and Visualization*, 2018, pp. 1–7.

- [58] Y. Zhang and T.-H. Kwok, “Customization and topology optimization of compression casts/braces on two-manifold surfaces,” *Computer-Aided Design*, vol. 111, pp. 113–122, Jun. 2019.
- [59] W. Yan, M. Ding, B. Kong, X. Xi, and M. Zhou, “Lightweight splint design for individualized treatment of distal radius fracture,” *Journal of Medical Systems*, vol. 43, no. 8, p. 284, Aug. 2019.
- [60] G. Wang, M. Cong, and Y. Li, “A review of structural optimization methods of machine tools,” in *2015 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*, 2015, pp. 87–91.
- [61] A. W. Gebisa and H. G. Lemu, “A case study on topology optimized design for additive manufacturing,” *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 276, no. 1, p. 12026, Dec. 2017.
- [62] M. P. Bendsøe and N. Kikuchi, “Generating optimal topologies in structural design using a homogenization method,” *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 71, pp. 197–224, 1988.
- [63] P. M. Kurowski, “Engineering analysis with SOLIDWORKS simulation 2017,” in *SDC Publications*, 2017, p. 578.
- [64] Y. Tsompanakis, N. D. Lagaros, and M. Papadrakakis, *Structural design optimization considering uncertainties*, 1st ed., vol. 1. London: Taylor and Francis, 2008.
- [65] K. Svanberg, “The Method of Moving Asymptotes-A new method for structural optimization,” *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, vol. 24, no. June 1986, pp. 359–373, 1987.
- [66] R. T. Haftka and Z. Gürdal, *Elements of structural optimization*, 3rd ed., vol. 11. Netherlands: Springer, 1992.
- [67] M. P. Bendsøe, “Optimal shape design as a material distribution problem,” *Structural Optimization*, vol. 1, pp. 193–202, 1989.
- [68] M. P. Bendsøe, *Optimization of structural topology, shape, and material*. Berlin, Heidelberg: Springer, 1995.
- [69] G. I. N. Rozvany and M. Zhou, “Applications of the COC algorithm in layout optimization,” in *Engineering Optimization in Design Processes. Lecture Notes in Engineering*, 1991, vol. 63, pp. 59–70.

- [70] M. P. Bendsøe and O. Sigmund, *Topology optimization: Theory, methods, and applications*, 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer, 2004.
- [71] G. Allaire, F. Jouve, and A. M. Toader, *Structural optimization using sensitivity analysis and a level-set method*, vol. 194, no. 1. 2004.
- [72] S. Amstutz and H. Andrä, “A new algorithm for topology optimization using a level-set method,” *Journal of Computational Physics*, vol. 216, no. 2, pp. 573–588, 2006.
- [73] O. Querin, M. Victoria, C. Gordo, R. Ansola, and P. Martí, *Topology design methods for structural optimization*. Academic Press, 2017.
- [74] Y. M. Xie and G. P. Steven, “A simple evolutionary procedure for structural optimization,” *Computers & Structures*, vol. 49, no. 5, pp. 885–896, 1993.
- [75] Y. M. Xie and G. P. Steven, “Evolutionary structural optimization for dynamic problems,” *Computers & Structures*, vol. 58, no. 6, pp. 1067–1073, Mar. 1996.
- [76] O. M. Querin, G. P. Steven, and Y. M. Xie, “Evolutionary structural optimisation (ESO) using a bidirectional algorithm,” *Engineering Computations*, vol. 15, no. 8, pp. 1031–1048, Dec. 1998.
- [77] X. Huang and Y. M. Xie, *Evolutionary topology optimization of continuum structures with an additional displacement constraint*, vol. 40, no. 1–6. Sussex, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2010.
- [78] G. I. N. Rozvany, M. Zhou, and T. Birker, “Generalized shape optimization without homogenization,” *Structural Optimization*, vol. 4, no. 3–4, pp. 250–252, Sep. 1992.
- [79] M. Zhou and G. I. N. Rozvany, “The COC algorithm, Part II: Topological, geometrical and generalized shape optimization,” *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 89, pp. 309–336, 1991.
- [80] G. I. N. Rozvany and M. Zhou, “Layout and generalized shape optimization by iterative COC methods,” in *Optimization of Large Structural Systems*, Dordrecht: Springer Netherlands, 1993, pp. 103–120.
- [81] T. Buhl, C. B. W. Pederson, and O. Sigmund, “Stiffness design of geometrically non-linear structures using topology optimization,” *Structural and Multidisciplinary Optimization*, vol. 19, no. 2, pp. 93–104, 2000.
- [82] A. Rietz, “Sufficiency of a finite exponent in SIMP (power law) methods,” *Structural and Multidisciplinary Optimization*, vol. 21, no. 2, pp. 159–163, Apr. 2001.

- [83] M. Stolpe and K. Svanberg, “On the trajectories of penalization methods for topology optimization,” *Structural and Multidisciplinary Optimization*, vol. 21, no. 2, pp. 128–139, Apr. 2001.
- [84] O. Sigmund, “A 99 line topology optimization code written in Matlab,” *Structural and Multidisciplinary Optimization*, vol. 21, no. 2, pp. 120–127, Apr. 2001.
- [85] D. Tcherniak and O. Sigmund, “A web-based topology optimization program,” *Structural and Multidisciplinary Optimization*, vol. 22, no. 3, pp. 179–187, Oct. 2001.
- [86] O. Sigmund, “On the design of compliant mechanisms using topology optimization,” *Mechanics of Structures and Machines*, vol. 25, no. 4, pp. 493–524, Jan. 1997.
- [87] O. Sigmund, “Design of multiphysics actuators using topology optimization - Part II: Two-material structures,” *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 190, no. 49–50, pp. 6605–6627, 2001.
- [88] O. Sigmund and J. Søndergaard Jensen, “Systematic design of phononic band-gap materials and structures by topology optimization,” *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 361, no. 1806, pp. 1001–1019, May 2003.
- [89] G. Kharmanda, N. Olhoff, A. Mohamed, and M. Lemaire, “Reliability-based topology optimization,” *Structural and Multidisciplinary Optimization*, vol. 26, no. 5, pp. 295–307, Mar. 2004.
- [90] O. Sardan, V. Eichhorn, D. H. Petersen, S. Fatikow, O. Sigmund, and P. Bøggild, “Rapid prototyping of nanotube-based devices using topology-optimized microgrippers,” *Nanotechnology*, vol. 19, no. 49, p. 495503, Dec. 2008.
- [91] T.-H. Huang, C.-K. Feng, Y.-W. Gung, M.-W. Tsai, C.-S. Chen, and C.-L. Liu, “Optimization design of thumb spica splint using finite element method,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 44, no. 12, pp. 1105–1111, Dec. 2006.
- [92] “HyperWorks 13.0: OptiStruct user’s guide,” Altair Engineering Inc., Troy, Michigan, USA, 2017.
- [93] E. E. Fess, K. S. Gettle, C. A. Philips, and J. R. Janson, Eds., “Anatomy and kinesiology of the upper extremity,” in *Hand and Upper Extremity Splinting*, 3rd ed., Elsevier, 2005, pp. 47–85.
- [94] “Bones of the hand and wrist,” *ABC Radiology Blog*. [Online]. Available: <http://abcradiology.blogspot.com/2011/10/hand-and-wrist-brief-note.html>.

- [95] C. T. Wadsworth, “Clinical anatomy and mechanics of the wrist and hand,” *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, vol. 4, no. 4, pp. 206–216, 1983.
- [96] S. Tanrikulu, Ş. Bekmez, A. Üzümcügil, and G. Leblebicioğlu, “Anatomy and biomechanics of the wrist and hand,” in *Sports Injuries*, M. N. Doral and J. Karlsson, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014, pp. 1–9.
- [97] Ε. Γ. Καβρουδάκης, “Κάταγμα κερκίδας.” [Online]. Available: <https://www.arthroscopicsurgery.gr/Pathiseis/Trauma/Katagma-Kerkidas>.
- [98] S. J. Sebastin and K. C. Chung, “Management of wrist fractures.” [Online]. Available: <https://doctorlib.info/surgery/plastic-surgery/76.html>.
- [99] Α. Γιατζίδης, “Κάταγμα χαμηλά στο χέρι, στο κάτω άκρο της κερκίδας, τύπου Colles.” [Online]. Available: <https://medlabgr.blogspot.com/2014/09/colles.html>.
- [100] T. J. Supan, “Principles of fabrication,” in *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*, 5th ed., J. B. Webster and D. P. Murphy, Eds. 2019, pp. 42–48.
- [101] G. Baronio, P. Volonghi, and A. Signoroni, “Concept and design of a 3D printed support to assist hand scanning for the realization of customized orthosis,” *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2017, pp. 1–8, 2017.
- [102] “Custom orthotics,” *International Committee of the Red Cross*. [Online]. Available: https://my.usa.edu/ICS/icsfs/CUSTOM_Orthotics_8-2013.pdf?target=3ceae188-5175-409d-b8cd-e0333e8678fe.
- [103] “Stratasys Ltd. ABS plus material data sheet.” [Online]. Available: <https://www.stratasys.com/materials/search/absplus>.
- [104] J. M. Vanswearingen, “Measuring wrist muscle strength,” *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, vol. 4, no. 4, pp. 217–228, 1983.
- [105] G. I. N. Rozvany and N. Olhoff, *Topology optimization of structures and composite continua*. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer Academic Publishers, 2000.

