



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**3D Printing στην Ορθοπεδική χειρουργική:
ευκαιρίες και προκλήσεις**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

της

ΕΥΑΓΓΕΛΙΑΣ ΠΑΤΗΛΑ

Επιβλέπων : Δημήτριος-Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Φεβρουάριος 2019



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**3D Printing στην Ορθοπεδική χειρουργική:
ευκαιρίες και προκλήσεις**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

της

ΕΥΑΓΓΕΛΙΑΣ ΠΑΤΗΛΑ

Επιβλέπων : Δημήτριος-Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 28^η Φεβρουαρίου 2019.

(Υπογραφή)

.....
Δημήτριος-Διονύσιος
Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....
Γεώργιος Ματσόπουλος
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....
Παναγιώτης Τσανάκας
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Φεβρουάριος 2019

(Υπογραφή)

.....

ΕΥΑΓΓΕΛΙΑ ΠΑΤΗΛΑ

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

© 2019 – All rights reserved

Copyright © Πατήλα Ευαγγελία 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 το συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή μου κ. Δημήτριο-Διονύσιο Κουτσούρη, διευθυντή του Εργαστηρίου Βιοϊατρικής Τεχνολογίας της σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, για την ευκαιρία που μου προσέφερε να εκπονήσω την παρούσα διπλωματική εργασία.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον υπεύθυνό μου κ. Αθανάσιο Αναστασίου για την βοήθεια αλλά και την καθοδήγηση που μου παρείχε κατά την υλοποίηση της εργασίας μου.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την οικογένειά μου και τους φίλους μου που στάθηκαν δίπλα μου και με στήριξαν όλα τα χρόνια της φοιτητικής μου ζωής.

Περίληψη

Η παρούσα εργασία έχει ως αντικείμενο την περιγραφή των ευκαιριών και των προκλήσεων που τίθενται με την εμφάνιση της τρισδιάστατης εκτύπωσης (3D Printing) στην Ορθοπεδική χειρουργική. Η τρισδιάστατη εκτύπωση είναι μια τεχνολογία προσθετικής κατασκευής που μετατρέπει τα τρισδιάστατα ψηφιακά μοντέλα σε φυσικά αντικείμενα. Τα τρισδιάστατα ψηφιακά μοντέλα συνήθως προκύπτουν από την επεξεργασία εικόνων Υπολογιστικής ή Μαγνητικής Τομογραφίας, όταν πρόκειται να χρησιμοποιηθούν για ιατρικές εφαρμογές. Τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ανατομικά μοντέλα και μοσχεύματα είναι καινοτόμες λύσεις για την παροχή εξατομικευμένης θεραπείας ιδιαίτερα στην κρανιοπροσωπική, στην καρδιοθωρακική, στην πυελική και στην ορθοπεδική χειρουργική. Η εργασία αναφέρεται σε εφαρμογές της τρισδιάστατης εκτύπωσης σε κλινικές περιπτώσεις Ορθοπεδικής χειρουργικής για διάφορες περιοχές του σώματος. Δίνεται έμφαση στην προσθετική άνω άκρων με τη χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Κύριος στόχος των ειδικών είναι η αποκατάσταση τόσο σε λειτουργικό όσο και σε αισθητικό επίπεδο. Οι προκλήσεις που εμφανίζονται αφορούν τα ποσοστά επιτυχίας της θεραπείας των κλινικών περιπτώσεων με τη χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης, την έρευνα για την καλύτερη τους, την πρόοδο των συστημάτων ιατρικής περίθαλψης και την οικονομική δυνατότητα για να υποστηριχθεί η τρισδιάστατη εκτύπωση ως ιατρική πρακτική. Στο τέλος αναφερόμαστε στη μελλοντική εξέλιξη των τρισδιάστατων εκτυπωμένων μοσχευμάτων για τη βέλτιστη ενσωμάτωση και λειτουργικότητα.

Λέξεις Κλειδιά: Τρισδιάστατη εκτύπωση, ψηφιακό μοντέλο, Ορθοπεδική χειρουργική, ανατομικό μοντέλο, μόσχευμα, προσθετική, αποκατάσταση

Abstract

The main objective of this thesis is to describe the opportunities and challenges posed by the emerging of 3D Printing in Orthopaedic surgery. 3D Printing is an additive manufacturing technology that converts three-dimensional digital models into physical objects. Three-dimensional digital models that are about to be used for medical applications, typically result from the processing of Computed Tomography or Magnetic Resonance Imaging scans. Three-dimensional printed anatomical models and implants are innovative solutions for providing personalized treatment especially in craniofacial, cardiothoracic, pelvic and orthopaedic surgery. This thesis refers to 3D Printing applications in clinical cases of Orthopaedic surgeries for many areas of the body. We emphasize on the use of 3D printed prosthetic hands. The main goal for specialists is to achieve both functional and good aesthetic results. The challenges that arise relate to the success rates of clinical trials using 3D Printing, the research done for their improvement, the progress of healthcare systems and the ability to financially support 3D Printing as a medical practice. In the end we refer to the future development of 3D printed implants for optimal integration and functionality.

Keywords: 3D Printing, digital model, Orthopaedic surgery, anatomical model, implant, prosthetics, rehabilitation

Περιεχόμενα

Περιεχόμενα.....	11
Πίνακας Εικόνων	14
1. Εισαγωγή.....	19
1.1 Τι είναι οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές και ποια η ανάγκη για την δημιουργία τους	19
1.2 Πως δημιουργείται ένα τρισδιάστατο μοντέλο	20
1.3 Τρέχουσες τεχνολογίες	22
1.4 Απεικόνιση και επεξεργασία δεδομένων	22
1.5 Τεχνικές εκτύπωσης	23
1.6 Υλικά που χρησιμοποιούνται στην τρισδιάστατη εκτύπωση	24
1.7 Εφαρμογές	25
2. Κατασκευή ικριωμάτων για ορθοπεδικά εμφυτεύματα με τη χρήση μεταλλικής 3D εκτύπωσης	27
2.1 Εισαγωγή.....	27
2.2 Συστήματα τρισδιάστατης εκτύπωσης μετάλλων	28
2.3 Ιεραρχική σχεδίαση μεταλλικών κυψελοειδών ικριωμάτων.....	29
2.4 In vitro και in vivo δοκιμές για ορθοπεδικά εμφυτεύματα	30
3. Τρισδιάστατη εκτύπωση στην ορθοπεδική χειρουργική.....	31
3.1 Εισαγωγή.....	31
3.1.1 Εφαρμογές τρισδιάστατης εκτύπωσης στην ορθοπεδική χειρουργική	33
3.1.2 Παραγωγή PSI και εμφυτευμάτων.....	34
3.1.3 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της 3D εκτύπωσης στην ορθοπεδική χειρουργική .	35
3.1.4 Οι μελλοντικές κατευθύνσεις και το κόστος του 3D printing	36
3.2 Εφαρμογή τρισδιάστατης εκτύπωσης στη χειρουργική χειρός για την παραγωγή νέου σφιγκτήρα μείωσης του οστού	37
3.2.1 Εισαγωγή.....	37
3.2.2 Τεχνική.....	37
3.3 Τρισδιάστατοι εκτυπωμένοι οδηγοί κοπής για την οστεοτομή του μηριαίου.....	40
3.3.1 Εισαγωγή	40
3.3.2 Αποτελέσματα μελέτης	43
3.3.3 Προεγχειρητικός σχεδιασμός.....	44
3.3.4 Ενδοεπαιρική φάση	46
3.3.5 Αποτελέσματα έρευνας	48

3.4 Χρήση τρισδιάστατης εκτύπωσης για προεγχειρητικό σχεδιασμό στη θεραπεία της επαναλαμβανόμενης αστάθειας του πρόσθιου ώμου.....	52
3.4.1 Εισαγωγή.....	52
3.4.2 Περίπτωση ασθενούς.....	53
3.4.3 Χειρουργική τεχνική.....	55
3.4.4 Επισκευή Bankart.....	57
3.4.5 Διαδικασία αφαίρεσης.....	57
3.4.5 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα τεχνικής.....	58
3.5 Εφαρμογή 3D εκτυπωμένου εμφυτεύματος στη χειρουργική εκτομή καρκίνου της πυέλου	59
3.5.1 Εισαγωγή.....	59
3.5.2 Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται στη χειρουργική εκτομή καρκίνου της πυέλου.....	60
3.5.3 Τρισδιάστατη εκτύπωση εμφυτεύματος για τον ασθενή με παρακολούθηση κίνησης μέσω αλγορίθμου.....	64
3.5.4 Πείραμα.....	67
3.5.5 Αξιολόγηση ακρίβειας.....	71
3.5.6 Η κλινική εφαρμογή.....	74
3.6 Κλινική εφαρμογή της τρισδιάστατης εκτύπωσης στην εξατομικευμένη θεραπεία σύνθετων σπονδυλικών διαταραχών.....	77
3.6.1 Εισαγωγή.....	77
3.6.2 Τρισδιάστατη ψηφιακή ανακατασκευή σπονδυλικής στήλης.....	78
3.6.3 Περιεγχειρητικός προγραμματισμός θεραπείας.....	78
3.6.4 Θεραπεία όγκων.....	79
3.6.5 Σπονδυλικό κάταγμα και χειρουργική επέμβαση εξάρθρωσης.....	80
3.6.6 Πλεονεκτήματα τρισδιάστατης εκτύπωσης στη χειρουργική επέμβαση του σπονδύλου.....	80
3.7 Τρισδιάστατη εκτυπωμένη πρόσθεση μετά από ολική ασβεστοεκτομή.....	82
3.7.1 Εισαγωγή.....	82
3.7.2 Περίπτωση ασθενούς.....	82
3.7.3 Αποτελέσματα μελέτης.....	86
3.8 Κλινική εφαρμογή της τρισδιάστατης εκτύπωσης για τη διόρθωση κατάγματος της κνήμης.....	88
3.8.1 Περίπτωση ασθενούς.....	88
3.8.2 Αποτελέσματα μελέτης.....	89
3.9 Κλινική εφαρμογή της τρισδιάστατης εκτύπωσης για τη χειρουργική θεραπεία καταγμάτων της κοτύλης.....	90
3.9.1 Εισαγωγή.....	90
3.9.2 Περίπτωση ασθενούς.....	90

3.9.3 Αποτελέσματα μελέτης	93
3.10 Τρισδιάστατη εκτύπωση προσθετικών άνω άκρων χαμηλού κόστους.....	93
3.10.1 Περιπτώσεις ασθενών.....	93
3.10.2 Χαρακτηριστικά και χρήσεις του προσθετικού χεριού.....	93
3.10.3 Αποτελέσματα μελέτης.....	95
3.11 Τρισδιάστατη εκτύπωση συνθετικών προσθέσεων για την αποκατάσταση εκτεταμένων οστικών ανωμαλιών ύστερα από εκτομή κακοηθών όγκων	96
3.11.1 Περιπτώσεις ασθενών.....	96
3.11.2 Αποτελέσματα μελέτης.....	97
3.12 Σχεδιασμός και ανάλυση τρισδιάστατων εκτυπωμένων προσθέσεων των κάτω άκρων	98
4. Αποτελέσματα μεθόδων ορθοπαιδικής αποκατάστασης με χρήση τρισδιάστατης εκτύπωσης .	100
4.1 Αξιολόγηση τρισδιάστατων εκτυπωμένων προσθετικών άνω άκρων	100
4.1.1 Αισθητικά αποτελέσματα τοποθέτησης των τρισδιάστατων εκτυπωμένων προσθέσεων	101
4.1.2 Αποτελέσματα αποκατάστασης με τη χρήση του προσθετικού άνω άκρου Cyborg Beast	101
4.2 Αξιολόγηση χρήσης τρισδιάστατων εκτυπωμένων μοντέλων για το σχεδιασμό θεραπείας τραυματισμών της κοτύλης	101
4.3 Μια συγκριτική μελέτη των αποτελεσμάτων αποκατάστασης ηλικιωμένων ασθενών με θραύση ισχίου.....	102
5. Εμπόδια και περιορισμοί στην 3D εκτύπωση.....	103
6. Συμπεράσματα και μελλοντικές εξελίξεις	105
7. Βιβλιογραφία	107

Πίνακας Εικόνων

Εικόνα 1: Ένα τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο μιας απομακρυσμένης κνήμης που δείχνει μια γραμμή κάταγμα (βέλος) για να διευκολύνει τον προεγχειρητικό σχεδιασμό	19
Εικόνα 2: Διαδικασία τρισδιάστατης εκτύπωσης	21
Εικόνα 3: Ψηφιακή εικόνα υπολογιστή οστικής μικροαρχιτεκτονικής που αντιπροσωπεύει δοκιδωτό οστό (αριστερά), μπορεί να αναδημιουργηθεί πιστά και αξιόπιστα ως ένα τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο (δεξιά) που χρησιμοποιείται για εκπαιδευτικούς σκοπούς.....	21
Εικόνα 4: Σχηματική ροή δημιουργίας τρισδιάστατων εκτυπωμένων προϊόντων.....	22
Εικόνα 5: Υλικά που χρησιμοποιούνται συνήθως στην τρισδιάστατη (3D) εκτύπωση και βιο-εκτύπωση	24
Εικόνα 6: Αντικείμενα κατασκευασμένα από τρισδιάστατη εκτύπωση.....	26
Εικόνα 7: (Α) Η εγκάρσια μεμβράνη CT λεκάνης έδειξε στην αριστερή κοτύλη κάταγμα, (Β) Η μετωπιαία μεμβράνη CT λεκάνης έδειξε κάταγμα αριστεράς κοτύλης, (C) CT τρισδιάστατη ανακατασκευή του αριστερού κατάγματος της κοτύλης	31
Εικόνα 8: Ένα τρισδιάστατο φυσικό μοντέλο μιας λεκάνης που δείχνει κάταγμα αριστερής κοτύλης μετά από τρισδιάστατη εκτύπωση	32
Εικόνα 9: Ένα λεπτομερές χειρουργικό σχέδιο που επιτυγχάνεται με την παρουσία ενός πραγματικού τρισδιάστατου μοντέλου λεκάνης.....	32
Εικόνα 10: PSIs για ολική αρθροπλαστική γονάτων. PSI: όργανο ειδικά για τον ασθενή [2].	34
Εικόνα 11: Αρχικό δισδιάστατο σχέδιο πρωτοτύπου. (Α) Ευρεία πλάκα συμπίεσης σε περιστρεφόμενο στύλο, (Β) Επέκταση, (C) Λαβές	38
Εικόνα 12: Τελικός σχεδιασμός τρισδιάστατου πρωτοτύπου. (Α) Ευρεία πλάκα συμπίεσης σε περιστρεφόμενο στύλο, (Β) Επέκταση, (C) Λαβές, (D) Συναρμολογημένο όργανο.....	38
Εικόνα 13: (Α) Πλαστικό πρωτότυπο, (Β) Τελικό εργαλείο ανοξειδωτού χάλυβα.....	39
Εικόνα 14: Η φθοριοσκοπική εικόνα αποδεικνύει την ευρεία συμπίεση που επιτυγχάνεται σε όλη τη θέση του κατάγματος	40
Εικόνα 15: Μονοδιαμερισματικό εμφύτευμα: (Α) ένα υποδειγματικό μοντέλο του εμφυτεύματος και (Β) μοντέλο του εμφυτεύματος που τοποθετείται στην άρθρωση του γονάτου	42
Εικόνα 16: Ολική αντικατάσταση γονάτου : (Α) ένα υποδειγματικό μοντέλο του εμφυτεύματος και (Β) μοντέλο του εμφυτεύματος που τοποθετείται στην άρθρωση του γονάτου	42
Εικόνα 17: Ψηφιακή διάταξη με χρήση του Orthoview (Α) Σχεδιασμός οστεοτομής, (Β) Προσομοίωση τελικής διόρθωσης και σταθεροποίησης	45
Εικόνα 18: Σχεδιασμός οστεοτομής για την καθοδήγηση τεσσάρων συρμάτων Kirschner αμέσως κάτω από το επιλεγμένο επίπεδο	46
Εικόνα 19: Έλεγχος σωστής εφαρμογής του οδηγού στο τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο του απομακρυσμένου μηριαίου οστού	46
Εικόνα 20: Ενδοεγχειρητική ρύθμιση του οδηγού οστεοτομής στον μηριαίο πλευρικό φλοιό, με τέσσερα σύρματα Kirschner εισαγόμενα μέσω του οδηγού. Βάθος και προσανατολισμός ελέγχονται με ακτινοσκόπηση	47
Εικόνα 21: Βαθμιαία εκτέλεση της οστεοτομής μέχρι την εισαγωγή δύο διαχωριστικών σφηνών PLA.....	47

Εικόνα 22: Αυτόλογο μόσχευμα οστού που έχει παραχθεί σύμφωνα με τις διαστάσεις της σφήνας	48
Εικόνα 23: Προχειρητική και μετεγχειρητική ευθυγράμμιση-ακτίνες Χ μιας από τις περιπτώσεις όπου χρησιμοποιήθηκε η νέα διαδικασία.....	49
Εικόνα 24: Ακτινογραφίες που δείχνουν (Α) πρόδρομες, (Β) εγκάρσιες και (C) κεκλιμένες αξονικές προβολές του δεξιού ώμου. Μία μεγάλη βλάβη Hill-Sachs (κόκκινο βέλος) και μια μικρή βλάβη Bankart (μαύρο βέλος) είναι ορατές στη μασχαλιαία προβολή.....	53
Εικόνα 25: Σάρωση υπολογιστικής τομογραφίας που δείχνει (Α) στεφανιαία και (Β) μασχαλιαία προβολή του δεξιού ώμου. Ένας μικρός οστεώδης τραυματισμός Bankart (μπλε βέλος) είναι ορατός στη στεφανιαία προβολή. Μία μεγάλη βλάβη Hill-Sachs (κόκκινο βέλος) φαίνεται στην αψιδωτή προβολή.....	54
Εικόνα 26: Μελέτες απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού που απεικονίζουν (Α) μασχαλιαία και (Β) τοξοειδείς προβολές του δεξιού ώμου. Μια μεγάλη βλάβη Hill-Sachs (κόκκινο βέλος) φαίνεται στην μασχαλιαία προβολή. Ένα μικρό οστικό τραύμα Bankart (μπλε βέλος) φαίνεται στην τοξοειδή προβολή	54
Εικόνα 27: Τρισδιάστατη αναδρομική σάρωση υπολογιστικής τομογραφίας του δεξιού ώμου: (Α) ανώτερη, (Β) πλάγια και (C) προ-οπίσθια προβολή. Μια μεγάλη αλλοίωση Hill-Sachs απεικονίζεται στην ανώτερη προβολή (βέλος).....	54
Εικόνα 28: Στερεό τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο του δεξιού ώμου: (Α) πρόσθια προβολή, (Β) πλάγια προβολή με απομακρυσμένη αιμορραγική κεφαλή που δείχνει οστεία βλάβη Bankart (μπλε βέλος), (C) ανώτερη προβολή και (D) το χονδροειδές κεφάλι που παρουσιάζει μεγάλη βλάβη Hill-Sachs (κόκκινα βέλη).....	55
Εικόνα 29: Προβολή ενδοεγχειρητικής ρύθμισης για τη διαδικασία.....	56
Εικόνα 30: Διαταραχή των αρθρώσεων της Glenolabral (GLAD) και οξεία βλάβη Bankart που παρατηρήθηκε κατά τη διάρκεια της διαγνωστικής αρθροσκόπησης ενώ παρατηρήθηκε μέσω της οπίσθιας πύλης	56
Εικόνα 31: Στερεό τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο του δεξιού ώμου σε εξωτερική περιστροφή με αλλοίωση Hill-Sachs (βέλος)	57
Εικόνα 32: Προβολή μέσω της προωθητικής πύλης προβολής κατά την τοποθέτηση της πρώτης αγκύρωσης ράμματος (που εκτελείται μέσω της πλατφόρμας πύλης)	58
Εικόνα 33: Η ροή εργασίας της χειρουργικής επέμβασης εκτομής καρκίνου του πυελικού ιστού σε συνδυασμό με την τοποθέτηση τρισδιάστατων εκτυπωμένων εμφυτευμάτων με χειρουργικό σύστημα πλοήγησης.....	61
Εικόνα 34 (Α): Το σχεδιασμένο εμφύτευμα για συγκεκριμένο ασθενή μέσω της συμβατικής μεθόδου CAD, Β) Το τρισδιάστατο προσαρμοσμένο εμφύτευμα κράματος τιτανίου με διάφορες διαμπερείς οπές που έχουν σχεδιαστεί για τη στερέωση μεταξύ του εμφυτεύματος και των παρακείμενων ανατομικών δομών, C) Η συσκευή τρισδιάστατης εκτύπωσης με σκόνη μετάλλων	63
Εικόνα 35: Δημιουργία συστημάτων συντεταγμένων για την παρακολούθηση της κίνησης σε πραγματικό χρόνο του τρισδιάστατου εκτυπωμένου προσαρμοσμένου εμφυτεύματος	65
Εικόνα 36: Δημιουργία των συστημάτων συντεταγμένων για τη βαθμονόμηση του τρισδιάστατου εκτυπωμένου προσαρμοσμένου εμφυτεύματος.....	65
Εικόνα 37: Απόκτηση των συντεταγμένων των βασικών σημείων αναφοράς κάτω από το σύστημα συντεταγμένων του πλαισίου αναφοράς εμφύτευσης μέσω του αισθητήρα τοποθέτησης	67

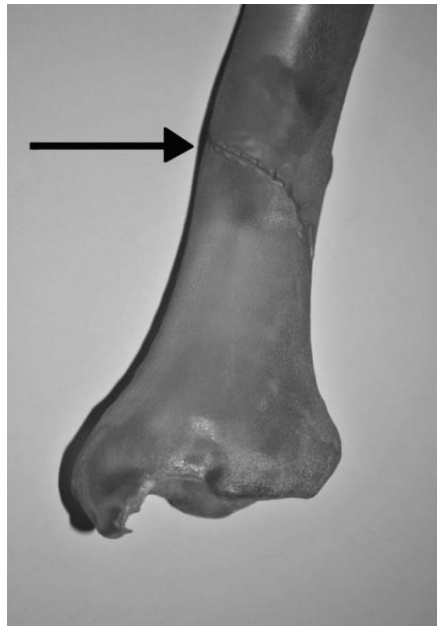
Εικόνα 38: Τα τρισδιάστατα ανακατασκευασμένα δεδομένα και ο προεγχειρητικός σχεδιασμός.....	68
Εικόνα 39: (A) Η θέση και ο προσανατολισμός του χειρουργικού πριονιού εντοπίστηκαν σε πραγματικό χρόνο και εμφανίστηκαν και στις 2D και 3D απεικονίσεις, Β) Η τοποθέτηση του εμφυτεύματος πραγματοποιήθηκε υπό την καθοδήγηση του χειρουργικού συστήματος πλοήγησης, C) Η τοποθέτηση του εμφυτεύματος πραγματοποιήθηκε υπό την καθοδήγηση του χειρουργικού συστήματος πλοήγησης.....	68
Εικόνα 40 (A): Η βαθμονόμηση για τον άξονα του χειρουργικού τρυπανιού, Β) Η βαθμονόμηση για την επιφάνεια του χειρουργικού πριονιού	70
Εικόνα 41: Οι συντεταγμένες των τεσσάρων βασικών ορόσημων στο σύστημα εικονικών συντεταγμένων, μέσω της τεχνολογίας αναγνώρισης εικόνων	72
Εικόνα 42: Σύγκριση απόκλισης κάθε ορόσημου μεταξύ της ομάδας που δεν έχει πλοηγηθεί και της ομάδας που καθοδηγήθηκε εικονικά.....	73
Εικόνα 43: Η κατανομή σφάλματος σε τέσσερις μη εγκατεστημένες εγκαταστάσεις εμφύτευσης επαναλαμβάνεται μετά την καθοδηγούμενη οστεοτομή. (A) Μέση TRE: $2,23 \pm 0,94$ mm, (B) Μέση TRE: $3,13 \pm 1,28$ mm, C) Μέση TRE: $2,61 \pm 1,1$ mm, D) Μέση TRE: $2,71 \pm 1,47$ mm.....	74
Εικόνα 44: Η κατανομή σφαλμάτων σε τέσσερις επαναλαμβανόμενες εγκαταστάσεις εμφύτευσης με εικονική καθοδήγηση. (A) ΜέσηTRE: $0,63 \pm 0,17$ mm, (B) ΜέσηTRE: $0,75 \pm 0,18$ mm, (C) ΜέσηTRE: $0,65 \pm 0,27$ mm, D) Μέση TRE: $0,70 \pm 0,27$ mm.....	74
Εικόνα 45: Το πλαίσιο αναφοράς τοποθετείται στη λεκάνη του ασθενούς	75
Εικόνα 46: (A) Η θέση και ο προσανατολισμός του χειρουργικού πριονιού εντοπίστηκαν και αποδόθηκαν στην οθόνη του υπολογιστή, Β) Η θέση και ο προσανατολισμός του χειρουργικού πριονιού εντοπίστηκαν και αποδόθηκαν στην οθόνη του υπολογιστή, C) Ο όγκος αποκόπηκε με ασφαλή περιθώρια.....	76
Εικόνα 47: Περίληψη των τεσσάρων επιλεγμένων σύνθετων περιπτώσεων	78
Εικόνα 48 (A): Σκολίωση Cobb, Β) Περιοχή όγκου,C) Κάταγμα αυχενικών σπονδύλων,D) Αυχενική εξάρθρωση	79
Εικόνα 49: Αποτέλεσμα ψηφιακής 3D ανακατασκευής σπονδυλικής στήλης 4 περιπτώσεων με βάση τα σύνολα δεδομένων CT	79
Εικόνα 50: Μοντέλα ταχέων πρωτοτύπων τεσσάρων περιπτώσεων	79
Εικόνα 51 (A): Διόρθωση της γωνίας σκολίωσης Cobb, Β) Διαφραγματική ενδοσκοπική εκτομή του όγκου στην περίπτωση 2, C) Οπίσθια σταθεροποίηση με πλευρικές βίδες, D) Οπίσθια σταθεροποίηση με βίδες	80
Εικόνα 52: Προεγχειρητική απεικόνιση. Οι ακτινογραφίες (A και Β) παρουσιάζουν οστεολυτική αλλοίωση στο δεξί αστράγαλο. Η αξονική τομογραφία (C) δείχνει την επέκταση της οστικής αναδιαμόρφωσης του πλευρικού τοιχώματος καθώς και την ασβεστοποίηση και την εμφάνιση του τύπου popcorn στο δεξί αστράγαλο, όπου παρατηρείται υψηλή συσσώρευση θαλλίου (βέλος) (D)	83
Εικόνα 53: Ένα πρωτότυπο της ασκήσεως πέλματος που δείχνει την ικανότητα να διατηρεί ένα φορτίο άνω των 6 τόνων	83
Εικόνα 54: (A) Εγκάρσια οπίσθια τομή του δέρματος κατά μήκος της κορυφής του δέρματος, (B) Σχέδιο που απεικονίζει το ενδοεγχειρητικό πεδίο μετά από ασβεστοκεκτομή	84

Εικόνα 55: Μια φωτογραφία που δείχνει το δείγμα και την πρόσθεση. Η πρόσθεση ήταν μερικώς γυαλισμένη για τις τοιχοκοιλιακές και τις πελματιαίες κοκκώδεις αρθρώσεις. Σημεία ακύρωσης (βέλη) χρησιμοποιήθηκαν για την προσάρτηση των συνδέσμων	84
Εικόνα 56: Μετεγχειρητική πλευρική ακτινογραφία που δείχνει την τέλεια προσαρμογή της ασκήσεως των πελμάτων σε σχέση με τον αστράγαλο και τον κυβοειδή	85
Εικόνα 57: Μια εικόνα που δείχνει τον ασθενή που περπατά με γυμνά πόδια κατά την παρακολούθηση μετά από διάστημα 5 μηνών	85
Εικόνα 58: Μια εικόνα που δείχνει σχεδόν το ίδιο ενεργό εύρος κίνησης στο πλάι μεταξύ των δύο αστραγάλων	86
Εικόνα 59: Μια τρισδιάστατη ανακατασκευασμένη εικόνα αξονικής τομογραφίας κατάγματος εγγύς κνημιαίου οστού τύπου Schatzker με καταθλιπτικό διαχωριστικό κάταγμα της αρθρικής επιφάνειας	88
Εικόνα 60: Τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο της κνήμης του ίδιου ασθενούς όπου φαίνονται η μπροστινή και η πίσω όψη της.....	89
Εικόνα 61: Μια προεγχειρητική προσθιοπίσθια και πλευρική εικόνα ακτινογραφίας που φαίνεται η πλάκα η οποία έχει εισαχθεί με ελάχιστα επεμβατική τεχνική	89
Εικόνα 62: (A) Εικόνα CT μετά από ογκομετρική απόδοση όπου φαίνεται εγκάρσιο κάταγμα της αριστερής κοτύλης με κάταγμα οπίσθιου τοιχώματος και εξάρθρωση του αριστερού γοφού, (B) Εικόνα CT μετά την κλειστή επανατοποθέτηση	90
Εικόνα 63: (A) Τρισδιάστατο μοντέλο και εκτυπωμένο εκμαγείο της λεκάνης για την προσαρμογή των αρχικών πλακών, (B) Τελικές πλάκες πάνω στο πλαστικό μοντέλο της λεκάνης, οι οποίες είναι έτοιμες για αποστείρωση	92
Εικόνα 64: Στεφανιαία εικόνα Υπολογιστικής Τομογραφίας όπου φαίνεται η ανατομική επανατοποθέτηση μετά από εσωτερική διόρθωση	92
Εικόνα 65: 16-bit ογκομετρική απόκτηση σε μετεγχειρητική εικόνα Υπολογιστικής Τομογραφίας όπου φαίνεται ικανοποιητική επανατοποθέτηση στις περιοχές που είχαν κατάγματα και πλήρης επαφή των πλακών στην υποκείμενη επιφάνεια της κοτύλης.....	92
Εικόνα 66: Το προσθετικό άνω άκρο Cyborg Beast: (A) Άνω όψη, (B) Κάτω όψη.....	94
Εικόνα 67: (A) Έκταση καρπού, (B) Λύγισμα καρπού, (C) Όψη από την κορυφή.....	94
Εικόνα 68: Μετρήσεις στην εικόνα που έχει εισαχθεί στο Blender (ρύθμιση μεγέθους προσθετικού άνω άκρου στο 140% για ασθενή 16 ετών)	95
Εικόνα 69: Διαγράμματα Bland-Altman για τις ανθρωπομετρικές μετρήσεις και τις κλίμακες κίνησης που αποκτήθηκαν από την κλινική εικόνα των άνω άκρων και τα αντίστοιχα διαγράμματα για τις μετρήσεις που αποκτήθηκαν από τις φωτογραφίες	96
Εικόνα 70: Διάγραμμα καθορισμού μεγέθους για το προσθετικό άνω άκρο όπου στον άξονα των X φαίνεται η ηλικία του ασθενούς και στον άξονα των Y η κλίμακα(%)	96
Εικόνα 71: A) Τα μέρη της πρόσθεσης, B) οι βιοκεραμικοί κόκκοι, C) οι μικροδομές των βιοκεραμικών κόκκων, D) η συνθετική πρόσθεση.....	95
Εικόνα 72: Η γεωμετρία του προσθετικού κάτω άκρου.....	96
Εικόνα 73: Κατασκευαστικό μοτίβο του εσωτερικού της πρόσθεσης.....	97
Εικόνα 74: Οι καμπύλες φορτίου-μετατόπισης για τις μηχανικές δοκιμές του πρωτότυπου.....	97
Εικόνα 75: Τρισδιάστατα εκτυπωμένα άνω άκρα: (A) Andrianesis'hand, (B) Gosselin'shand, (C) Cyborg Beast, (D) Handiii COYOTE, (E) IVIANA 2.0, (F) Scand.....	98

1. Εισαγωγή

1.1 Τι είναι οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές και ποια η ανάγκη για την δημιουργία τους

Τα τελευταία 30 χρόνια, έχει σημειωθεί μεγάλη πρόοδος στις ιατρικές τεχνολογίες: από ανοικτές διαδικασίες έως ελάχιστα επεμβατικές χειρουργικές πρακτικές με την ανάπτυξη προσομοιωτών υψηλής τεχνολογίας. Ο σύγχρονος χειρουργός έχει μια σειρά από νέες καινοτομίες στα χέρια του. Η τελευταία καινοτομία είναι η έλευση της τρισδιάστατης εκτύπωσης (3D Printing), με την τεχνολογία της να γίνεται επαναστατική στον σχεδιασμό μηχανικών προϊόντων και τώρα να γίνεται μέρος της χειρουργικής πρακτικής [1]. Εφαρμόζεται κυρίως σε χειρουργικές ειδικότητες, όπως στην κρανιο-γναθοπροσωπική χειρουργική, στη καρδιοθωρακική χειρουργική και στην ορθοπεδική χειρουργική. Οι πυελικές χειρουργικές επεμβάσεις, οι κοινές χειρουργικές επεμβάσεις αφαίρεσης και οι χειρουργικές επεμβάσεις τραυμάτων με σημαντική οστική απώλεια και οστικές παραμορφώσεις εξακολουθούν να είναι πολύ δύσκολες για τους περισσότερους ορθοπεδικούς χειρουργούς [2]. Τα τελευταία χρόνια, οι τεχνολογικές εξελίξεις έχουν μειώσει το κόστος των τρισδιάστατων εκτυπωτών, έτσι ώστε η χρήση τους να επεκταθεί σε περιοχές που δεν σχετίζονται παραδοσιακά με τα γρήγορα πρωτότυπα, όπως, η χειρουργική κατάρτιση και η έρευνα [3]. Η τρισδιάστατη εκτύπωση επιτρέπει σε οποιονδήποτε να μετατρέπει τα ψηφιακά τρισδιάστατα (3D) μοντέλα σε φυσικά αντικείμενα (Εικόνα 1) [1].



Εικόνα 1: Ένα τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο μιας απομακρυσμένης κνήμης που δείχνει μια γραμμή κάταγμα (βέλος) για να διευκολύνει τον προεγχειρητικό σχεδιασμό [1].

Πέρα από την ιατρική, η τρισδιάστατη εκτύπωση χρησιμοποιείται σε όλους τους τομείς της βιομηχανίας, η οποία επωφελείται από την ταχεία παραγωγή φυσικών αντικειμένων. Για την εκτύπωση χρησιμοποιείται ένα ευρύ φάσμα υλικών όπως πλαστικά, μέταλλα, ακόμη και βιοαποικοδομήσιμα υλικά ή πτυχώσεις για κύτταρα. Αυτή η τεχνολογία έχει τώρα τη δυνατότητα να αλλάξει γρήγορα το χειρουργικό τοπίο [1][3].

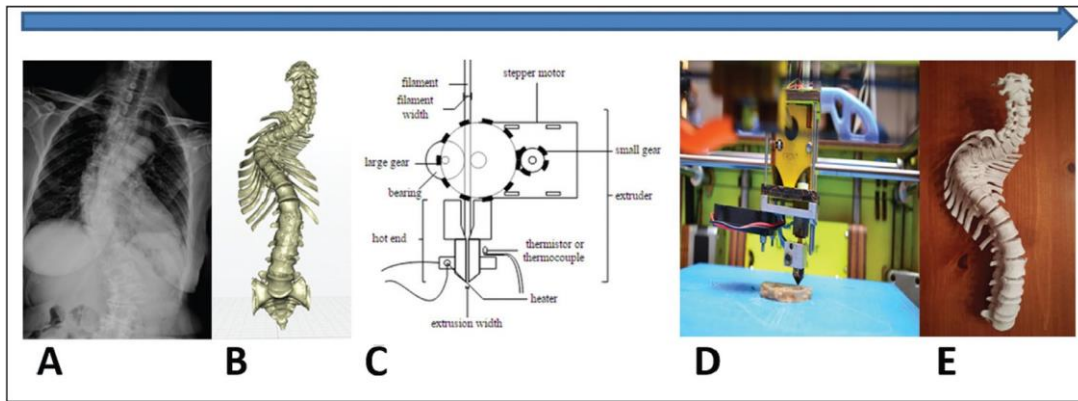
Χρησιμοποιώντας ψηφιακά blue prints και δεδομένα εικόνας, η τρισδιάστατη εκτύπωση έχει χρησιμοποιηθεί σε διάφορες εφαρμογές, όπως η κατασκευή, η βιομηχανία τροφίμων, η εκπαίδευση και η τέχνη. Για παράδειγμα, χρησιμοποιώντας φωτογραφίες μπροστινής και πλευρικής προβολής ενός ατόμου, τα εξατομικευμένα γυαλιά συνταγών μπορούν να εκτυπωθούν σε τρισδιάστατο επίπεδο ώστε να ταιριάζουν με τα προσωπικά χαρακτηριστικά του ατόμου. Στην ορθοδοντική, οι εικόνες ακτίνων Χ και οι φωτογραφίες των δοντιών του ασθενούς μπορούν να ληφθούν ή να σαρωθούν χρησιμοποιώντας έναν τρισδιάστατο σαρωτή. Αυτές οι ψηφιακές εικόνες χρησιμοποιούνται για να σχεδιασθεί η θεραπεία και να εκτυπωθούν ορθοδοντικά σιδεράκια για την ευθυγράμμιση των δοντιών [4].

Η δυνατότητα χρήσης ιατρικών δεδομένων εικόνας για τον σχεδιασμό ενός μοντέλου έχει ανοίξει νέους δρόμους στον τομέα της ιατρικής. Η τρισδιάστατη εκτύπωση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ειδική θεραπεία ασθενούς, καθώς επιτρέπει την κατασκευή ειδικών εμφυτευμάτων και ιατρικών συσκευών. Παράλληλα, με την ιδέα της εξατομικευμένης ιατρικής, η οποία αναφέρεται σε φαρμακευτική αγωγή ειδικά για τον ασθενή με βάση το γενετικό του προφίλ, η εκτύπωση 3D μπορεί να χρησιμοποιηθεί για εξατομικευμένη θεραπεία αποκατάστασης [4].

Τα τελευταία χρόνια, σημειώθηκε αύξηση στον αριθμό των δημοσιεύσεων που περιγράφουν τη χρήση τεχνικών τρισδιάστατης εκτύπωσης σε εξατομικευμένες θεραπείες. Περαιτέρω έρευνες στον τομέα της μηχανικής ιστών και της αναγεννητικής ιατρικής επικεντρώνονται στην ανάπτυξη συγκεκριμένων εκτυπωτών και υλικών για τη δημιουργία τρισδιάστατων κατασκευών με ζωντανά κύτταρα, αυξητικούς παράγοντες και άλλα βιοϋλικά με χρήση τρισδιάστατης εκτύπωσης. Αυτά τα κατασκευάσματα θεωρούνται ότι αντικαθιστούν τους κατεστραμμένους ή νοσούντες ιστούς και μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν ως μοντέλα τοξικότητας για να μελετηθεί η αλληλεπίδραση μεταξύ διαφορετικών τύπων κυττάρων ή για διαλογή φαρμάκων. Αυτή η διαδικασία κατασκευής, επίσης γνωστή ως βιο-κατασκευή, η οποία περιλαμβάνει την εκτύπωση ζωντανών κυττάρων και βιοϋλικών, ορίζεται ως: "η αυτοματοποιημένη παραγωγή βιολογικά λειτουργικών προϊόντων με δομική οργάνωση από ζωντανά κύτταρα, βιοδραστικά μόρια, βιοϋλικά, κυτταρικά συσσωματώματα ως μικροδοκίδες ή κατασκευές υβριδικού κυτταρικού υλικού, μέσω βιογραφικών ή βιοσυγκολλήσεων και επακόλουθων διαδικασιών ωρίμανσης ιστών". Προσφέρεται δηλαδή η δυνατότητα κατασκευής περίπλοκων ιστών με την εναπόθεση διαφόρων βιο-μελανιών, έτσι ώστε η μορφή και το περιεχόμενο μιας κατασκευής να μπορούν να προσαρμοστούν στον ιστό που πρόκειται να επισκευαστεί [4].

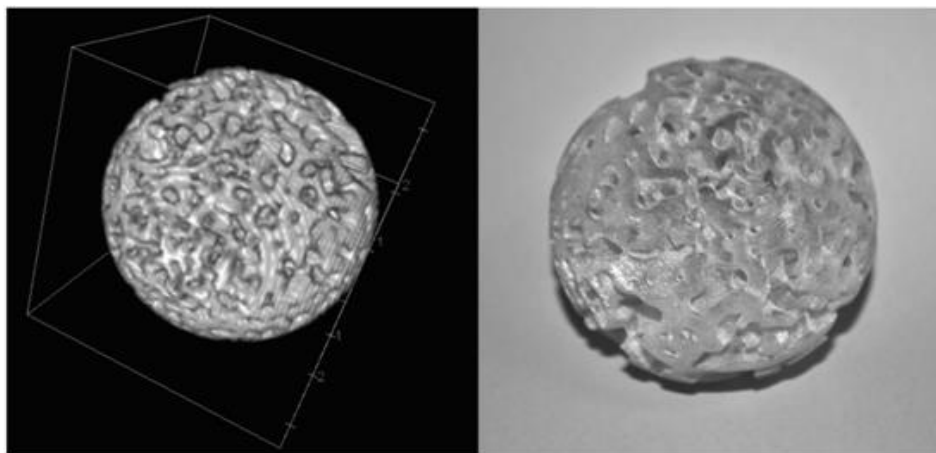
1.2 Πως δημιουργείται ένα τρισδιάστατο μοντέλο

Αξίζει να κατανοηθεί ο τρόπος δημιουργίας ενός τρισδιάστατου εκτυπωμένου αντικειμένου πριν εξερευνηθούν οι χρήσεις του. Οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές χρησιμοποιούν μια ποικιλία τεχνολογιών για την "προσθετική κατασκευή" ή την κατασκευή αντικειμένων στρώματος ανά στρώμα, δηλαδή με την πρόσθεση νέου υλικού στην επιφάνεια του υπάρχοντος υλικού για τη δημιουργία ενός φυσικού τρισδιάστατου μοντέλου (Εικόνα 2) [1][3].



Εικόνα 2: Διαδικασία τρισδιάστατης εκτύπωσης [3].

Στο στάδιο του σχεδιασμού, ένα ψηφιακό τρισδιάστατο (3D) μοντέλο "τεμαχίζεται" σε πολλά δισδιάστατα (2D) τμήματα με παρόμοιο τρόπο με τις κοινές ανατομικές διατομές που δίδονται όταν βλέπουμε δεδομένα υπολογιστικής/αξονικής τομογραφίας (CT) και μαγνητικού συντονισμού (MRI). Για τη δημιουργία ανατομικών μοντέλων, τα δεδομένα από CT ή MRI σαρώσεις χρησιμοποιούνται συνήθως για τη δημιουργία ενός αρχικού ψηφιακού ανατομικού μοντέλου. Για ένα έτοιμο τρισδιάστατο εκτυπωμένο αντικείμενο, ένα νέο ψηφιακό μοντέλο μπορεί να δημιουργηθεί από την αρχή (Εικόνα 3). Κάθε ψηφιακή δισδιάστατη φέτα είναι στη συνέχεια φυσικά αναδημιουργημένη, από το υλικό που τοποθετείται σε στρώσεις χρησιμοποιώντας διάφορες μεθόδους και τελικά δημιουργώντας ένα συμπαγές μοντέλο όταν αρκετές "φέτες" έχουν δημιουργηθεί από τον εκτυπωτή [1].



Εικόνα 3: Ψηφιακή εικόνα υπολογιστή οστικής μικροαρχιτεκτονικής που αντιπροσωπεύει δοκιδωτό οστό (αριστερά), μπορεί να αναδημιουργηθεί πιστά και αξιόπιστα ως ένα τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο (δεξιά) που χρησιμοποιείται για εκπαιδευτικούς σκοπούς [1].

Υπάρχουν τρεις συνήθεις μέθοδοι για την προσθήκη του υλικού σε στρώματα:

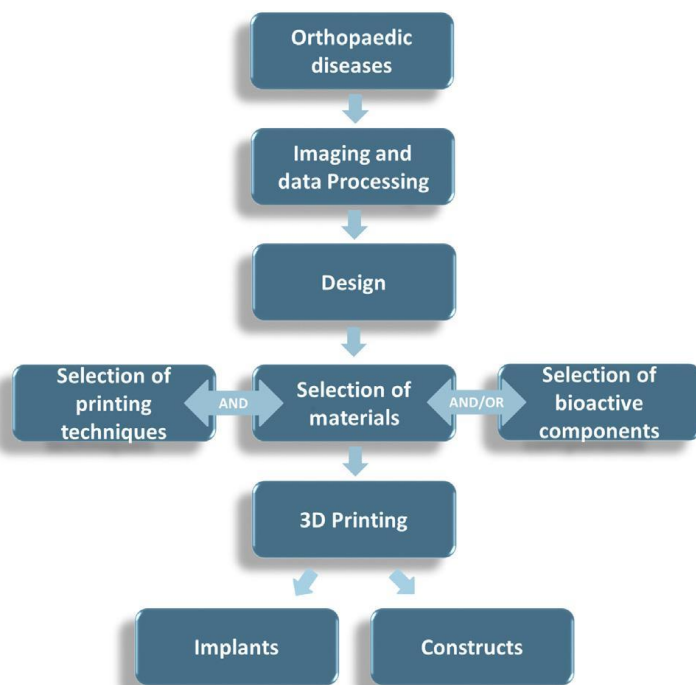
1. Η μοντελοποίηση των συντηγμένων αποθέσεων (FDM) είναι όπου τα στρώματα δημιουργούνται με την εναπόθεση ενός πολυμερούς με θερμότητα λιωμένο με τη χρήση ενός ακροφυσίου εξώθησης ελεγχόμενου από υπολογιστή. Αυτή η τεχνική χρησιμοποιείται στους πιο οικονομικούς καταναλωτικούς εκτυπωτές και μόνο περιστασιακά σε ιατρικές εφαρμογές [1].
2. Η επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS) περιλαμβάνει μια λεπτή κλίνη σκόνης (powderbed) από διάφορα υλικά όπως νάιλον ή μέταλλα από τιτάνιο και ανοξείδωτο

χάλυβα. Μια εστιασμένη πηγή ενέργειας (δέσμη λέιζερ ή ηλεκτρονίων) χρησιμοποιείται για να σαρωθεί η powderbed, εντοπίζοντας το σχήμα μιας 2D φέτας, έτσι τήκοντας και συγκολλώντας τις περιοχές της σκόνης για να σχηματίσουν τη γεωμετρία κάθε στρώματος. Στη συνέχεια προστίθεται μια νέα στρώση φρέσκιας σκόνης και η διαδικασία επαναλαμβάνεται [1].

3. Η στερεολιθογραφία (SLA) χρησιμοποιεί μια οπτική πηγή ενέργειας φωτός για να σαρώσει πάνω από μια δεξαμενή ελαφρά σκληρυνόμενη ρητίνη, στερεοποιώντας συγκεκριμένες περιοχές στην επιφάνεια του υγρού. Η στάθμη του υγρού δοχείου κατεβαίνει βαθμιαία, πράγμα που αυξάνει το πάχος του υλικού καθώς το μοντέλο αυξάνεται και τα διαδοχικά στρώματα ρητίνης ενώνονται το ένα πάνω στο άλλο [1].

1.3 Τρέχουσες τεχνολογίες

Για να ξεκινήσει η διαδικασία της τρισδιάστατης εκτύπωσης, πρέπει να συλλεχθεί μια εικόνα που απεικονίζει το επιθυμητό αντικείμενο. Αυτή η εικόνα μετατρέπεται έπειτα σε μορφή που μπορεί να χρησιμοποιήσει το λογισμικό 3D εκτύπωσης για να προτυποποιήσει το αντικείμενο. Για τις ιατρικές εφαρμογές, αυτή η πρωτογενής εικόνα μπορεί συνήθως να αποκτηθεί από ανιχνεύσεις αξονικής τομογραφίας ή μαγνητικού συντονισμού. Οι πρόσδοι στην ιατρική απεικόνιση έχουν οδηγήσει σε ανάλυση σάρωσης που ξεπερνά κατά πολύ την ανάλυση της τρισδιάστατης εκτύπωσης [5]. Η γενική ροή εργασιών για τη δημιουργία ενός τρισδιάστατου εκτυπωμένου προϊόντος αποτελείται από μια σειρά από μετέπειτα βήματα: (1) απεικόνιση και επεξεργασία δεδομένων, (2) επιλογή τεχνικών εκτύπωσης, (3) επιλογή υλικών και βιοδραστικών συστατικών, και (4) εκτύπωση /βιοεκτύπωση προϊόντων (Εικόνα 4) [4].



Εικόνα 4: Σχηματική ροή δημιουργίας τρισδιάστατων εκτυπωμένων προϊόντων [4].

1.4 Απεικόνιση και επεξεργασία δεδομένων

Ο συνδυασμός της ιατρικής απεικόνισης και της τρισδιάστατης εκτύπωσης ανοίγει νέες δυνατότητες για εξατομικευμένη θεραπεία, καθώς επιτρέπει την ειδική προσαρμογή

των προσθετικών και των εμφυτευμάτων και την απεικόνιση περίπλοκων παθολογιών. Η διαδικασία δημιουργίας τρισδιάστατων μοντέλων από απεικονιστικά δεδομένα περιλαμβάνει την απόκτηση εικόνας, τον κατακερματισμό δεδομένων και τη μετατροπή σε ψηφιακά τρισδιάστατα μοντέλα, ακολουθούμενη από τρισδιάστατη εκτύπωση και μεταγενέστερη επεξεργασία. Η επιλογή της τεχνικής απεικόνισης βασίζεται στην επιδιωκόμενη εφαρμογή και ανάλυση εικόνας. Η ανάλυση της προκύπτουσας εικόνας είναι σημαντική, καθώς οι εικόνες με ανεπαρκή ανάλυση θα οδηγήσουν σε ανακριβές και ακατάλληλο μοντέλο. Στις ιατροφαρμακευτικές εφαρμογές χρησιμοποιούνται συνήθως τεχνικές απεικόνισης όπως η απεικόνιση με ακτίνες Χ, η υπολογιστική τομογραφία (CT) και η μαγνητική τομογραφία (MRI). Οι απεικονίσεις ακτίνων Χ και CT χρησιμοποιούνται συχνά για τη διάγνωση καταγμάτων οστών ή μυϊκών διαταραχών, ενώ η μαγνητική τομογραφία χρησιμοποιείται για την ανίχνευση βλαβών των μαλακών μορίων. Μόλις αποκτηθούν τα αρχικά απεικονιστικά δεδομένα, θα πραγματοποιηθεί περαιτέρω επεξεργασία, η οποία περιλαμβάνει την επιλογή και την απομόνωση της περιοχής ενδιαφέροντος χρησιμοποιώντας ανοικτό ή ιδιόκτητο λογισμικό, και το μετασχηματισμό των κατακερματισμένων δεδομένων σε ογκομετρικά δεδομένα πριν από την εκτύπωση [4]. Η τεχνική της τρισδιάστατης εκτύπωσης εφαρμόστηκε με επιτυχία στην ορθοπεδική χειρουργική από την άποψη της κατασκευής ικριωμάτων ιστών, του χειρουργικού σχεδιασμού για περίπλοκες περιπτώσεις και των ειδικών για τον ασθενή οργάνων (PSI) και εμφυτευμάτων. Μπορεί να μετατρέψει ένα ψηφιακό τρισδιάστατο μοντέλο σε ένα ρεαλιστικό φυσικό αντικείμενο, παρέχοντας έτσι άμεση και καλύτερη απεικόνιση. Σε σύγκριση με τις συμβατικές μορφές απεικόνισης, τα πλεονεκτήματα της τεχνολογίας με τρισδιάστατη εκτύπωση είναι προφανή. Το τρισδιάστατο μοντέλο μπορεί να βελτιώσει την ποιότητα του χειρουργικού σχεδιασμού, την ακρίβεια της κλινικής διάγνωσης και την παραγωγή χειρουργικών εμφυτευμάτων και εξατομικευμένων προσθετικών για ασθενείς [2].

1.5 Τεχνικές εκτύπωσης

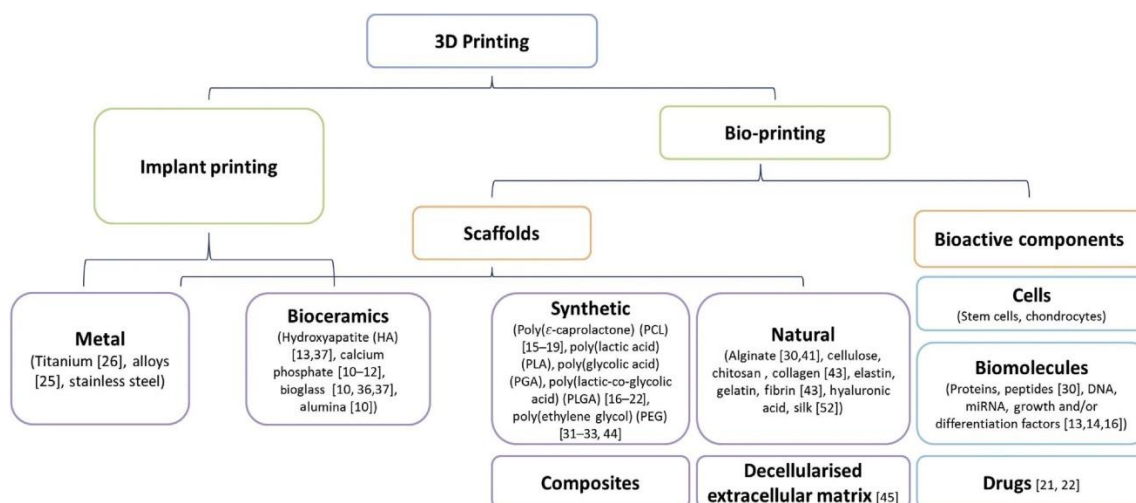
Η αρχιτεκτονική σχεδίαση ενός κατασκευάσματος σε διάφορα επίπεδα, η μακρό- (συνολικό σχήμα), η μικρό-(αρχιτεκτονική ιστών) και η νάνο-κλίμακα (τροποποίηση επιφανείας) είναι σημαντική προκειμένου να ικανοποιηθούν οι προβλεπόμενες εφαρμογές ενός ικριώματος ή εμφυτεύματος. Η επιλογή ενός 3D εκτυπωτή εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τα υλικά ενδιαφέροντος και την ανάλυση των τελικών προϊόντων. Οι τεχνολογίες που χρησιμοποιούνται συνήθως στην ορθοπεδική είναι η στερεολιθογραφία, η επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με λέιζερ (SLS) και η μοντελοποίηση συντηγμένων αποθέσεων (FDM) [2]. Οι εκτυπωτές FDM εξάγουν γενικά υλικά που θερμαίνονται στο ακροφύσιο και σκληραίνουν σταδιακά μετά την εξώθηση. Καθώς κινείται η κεφαλή εκτύπωσης, χτίζει αντικείμενα σε λεπτά στρώματα. Αυτός ο κύκλος εκτύπωσης επαναλαμβάνεται μέχρι να σχηματιστεί ένα τρισδιάστατο φυσικό αντικείμενο. Η SLS χρησιμοποιεί ένα λέιζερ ως πηγή ενέργειας και αντλεί το σχήμα ενός αντικείμενου σε υλικό πυροσυσσωμάτωσης. Ένα νέο στρώμα υλικού εφαρμόζεται στην κορυφή και η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να ολοκληρωθεί το τμήμα [4]. Η στερεολιθογραφία χρησιμοποιεί μια οπτική πηγή ενέργειας φωτός για να σαρώσει πάνω από μια δεξαμενή ρητίνης που σκληραίνει με το φως, σταθεροποιώντας συγκεκριμένες περιοχές στην επιφάνεια του υγρού. Η στάθμη του υγρού δοχείου κατεβαίνει βαθμιαία, πράγμα που αυξάνει το πάχος του υλικού καθώς το μοντέλο μεγαλώνει και τα διαδοχικά στρώματα ρητίνης σκληρύνονται το ένα πάνω στο άλλο [2]. Η

εκτύπωση μελάνης χρησιμοποιεί θερμική, ατμοσφαιρική, ηλεκτρομαγνητική ή πιεζοηλεκτρική τεχνολογία για τη διανομή σταγονιδίων μελάνης σε ένα υπόστρωμα. Το μέγεθος των σταγονιδίων μπορεί να τροποποιηθεί για διαφορετικές εφαρμογές με την αλλαγή της κλίσης της θερμοκρασίας, της πίεσης, της συχνότητας των παλμών και του ιώδους της μελάνης. Με βάση την ευελιξία, την ακρίβεια και την ταχύτητα των εκτυπωτών και τη διαθεσιμότητα υλικών, αυτές οι τεχνικές εκτύπωσης έχουν χρησιμοποιηθεί για την εκτύπωση αντικειμένων για διαφορετικές εφαρμογές [4].

Την τελευταία δεκαετία, η τρισδιάστατη βιοεκτύπωση έχει γνωρίσει ταχεία ανάπτυξη ως ένα νέο πεδίο της αναγεννητικής ιατρικής. Αυτή η τεχνική επιτρέπει τη δημιουργία ενός τεχνητού εμφυτεύματος ή περίπλοκου ιστού σε μοτίβα που καθορίζονται από το χρήστη με την ταυτόχρονη εναπόθεση ζωντανών κυττάρων, εξωκυτταρικών μητρών και άλλων βιοϋλικών. Το μεγάλο πλεονέκτημα της βιοεκτύπωσης για τη μηχανική των οστών είναι η διευκόλυνση της κατασκευής δομών με ελεγχόμενη την κατανομή των κυττάρων. Απώτερος στόχος των ερευνών είναι η δημιουργία βέλτιστων δομών για την επισκευή ανωμαλιών στα οστά. Η μηχανική των οστών στοχεύει στην αποκατάσταση της λειτουργικότητας των οστικών ιστών, υπολογίζοντας όλους τους παράγοντες στους οποίους περιλαμβάνονται η κυτταρική βιολογία, η επιστήμη των υλικών και οι αρχές της Μηχανικής. Τα απαιτούμενα χαρακτηριστικά των δομών για την αποκατάσταση ανωμαλιών των οστών είναι η βιοσυμβατότητα, η βιοαποικοδομησιμότητα, οι μικροδομές, η οστεοαγωγιμότητα και οι μηχανικές ιδιότητες [6].

1.6 Υλικά που χρησιμοποιούνται στην τρισδιάστατη εκτύπωση

Κάθε υλικό για τρισδιάστατη εκτύπωση έχει συγκεκριμένες μηχανικές ιδιότητες, μεθόδους επεξεργασίας, χημικές ιδιότητες και αλληλεπιδράσεις κυττάρου-υλικού. Μερικά από τα κοινώς χρησιμοποιούμενα υλικά περιλαμβάνουν μέταλλα, βιοκεραμικά, συνθετικά και φυσικά πολυμερή (Εικόνα 5).



Εικόνα 5: Υλικά που χρησιμοποιούνται συνήθως στην τρισδιάστατη (3D) εκτύπωση και βιο-εκτύπωση [4].

Τα μέταλλα και τα βιοκεραμικά χρησιμοποιούνται κυρίως για τη δημιουργία εμφυτευμάτων και για την αποκατάσταση των οστών. Για εμφύτευση, το τιτάνιο (Ti) και τα κράματά του έχουν αποδειχθεί ότι είναι βιοσυμβατές καλές μηχανικές ιδιότητες. Βιοκεραμικά, όπως ο υδροξυαπατίτης (HA), το φωσφορικό ασβέστιο και το βιολογικό γυαλί, έχουν χρησιμοποιηθεί για την ανακατασκευή των οστών, καθώς είναι οστεογονικά, πορώδη,

διατηρούν το σχήμα τους και προάγουν τον πολλαπλασιασμό των κυττάρων στις επιφάνειές τους. Ωστόσο, αυτά τα υλικά δεν διαθέτουν κατάλληλη μηχανική αντοχή για εμφύτευση σε θέσεις που φέρουν φορτίο. Πρόσφατα, τα ικρίωματα βασισμένα σε σύνθετα υλικά, όπως ο HA και το φωσφορικό τριασβέστιο (TCP), η πολυκαπρολακτόνη (PCL)-HA με νανοσωληνικές άνθρακα, PCL-poly γαλακτικό-συν-γλυκολικό οξύ και PLGA-TCP έχουν διερευνηθεί ως υλικά ικρίωματος για τη βελτιστοποίηση των συνθηκών αρχιτεκτονικής, βιοσυμβατότητας και συντήξεως (μέγεθος σωματιδίων και σύντηξη θερμοκρασία) για τη βελτίωση του πορώδους, των μηχανικών αντοχών και της βιοσυμβατότητας αυτών των κατασκευασμάτων. Οι υδρογέλες, μια άλλη σημαντική κατηγορία βιοϋλικών, χρησιμοποιούνται συνήθως ως φορείς κυττάρων στη μηχανική ιστών. Οι υδρογέλες είναι σχεδιασμένες να λειτουργούν ως τεχνητή εξωκυτταρική μήτρα και να παρέχουν στα ζωντανά κύτταρα ένα 3D περιβάλλον για να μεγαλώνουν. Ο συνδυασμός υδρογέλης με κύτταρα ή και αυξητικούς παράγοντες λειτουργεί ως βιο-μελάνη. Ο τύπος του πολυμερούς, η χημική σύνθεση, το μοριακό βάρος και η συγκέντρωση της υδρογέλης καθορίζουν άμεσα το ιώδες, την ταχύτητα σχηματισμού γέλης και τη μηχανική αντοχή του ικρίωματος [4].

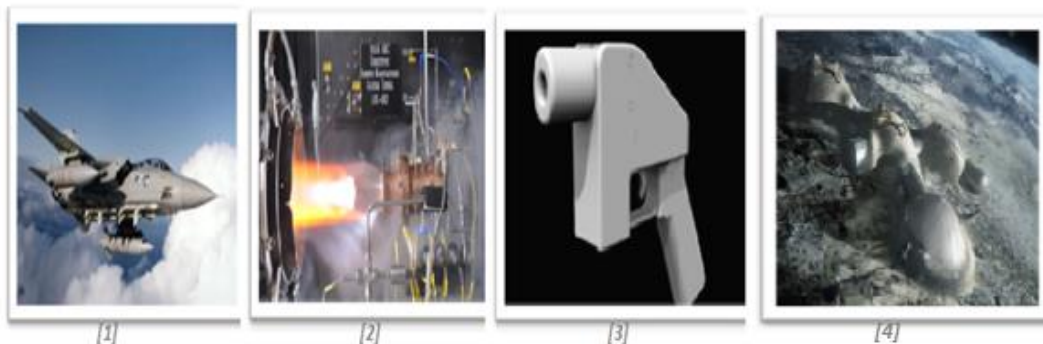
Η βέλτιστη εκτύπωση (σχήμα, πολυπλοκότητα και ανάλυση του κατασκευάσματος) καθορίζεται από τις παραμέτρους επεξεργασίας, συμπεριλαμβανομένου του χρόνου κατασκευής και του μετρητή ακροφυσίων, γεγονός που με τη σειρά του θα επηρεάσει τη βιωσιμότητα και τη λειτουργία των κυττάρων. Ως εκ τούτου, τα υλικά θα πρέπει να επιλέγονται προσεκτικά με βάση την προβλεπόμενη εφαρμογή του κατασκευάσματος. Πτυχές όπως η μηχανική αντοχή των υλικών και οι δομικές απαιτήσεις των κατασκευασμάτων, είναι απαραίτητες, καθώς αυτές ποικίλλουν μεταξύ των διαφόρων ιστοθέσεων. Ο απώτερος στόχος είναι η μίμηση της δομής και των μηχανικών ιδιοτήτων του φυσικού ιστού και η λειτουργική ανάπτυξη των εκτυπωμένων κατασκευασμάτων. Ωστόσο, η έλλειψη εγκεκριμένων υλικών, κατάλληλων βιο-μελανιών και μακροχρόνιου χρόνου παραγωγής περιορίζει την ανάπτυξη βιοϋλικών για κλινική χρήση. Ως εκ τούτου, η τρέχουσα εφαρμογή ανάπτυξης των βιοϋλικών για ιατρικό σκοπό έχει να επιλύσει αυτά τα προβλήματα [4].

1.7 Εφαρμογές

Παρακάτω αναφέρουμε κάποια παραδείγματα αντικειμένων που έχουν κατασκευαστεί με τρισδιάστατη εκτύπωση και παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον (Εικόνα 6):

1. Ένα μαχητικό αεροσκάφος τύπου Tornado πέταξε για πρώτη φορά με μεταλλικά εξαρτήματα τυπωμένα σε τρισδιάστατο εκτυπωτή. Τα εξαρτήματα αυτά ήταν ένα προστατευτικό κάλυμμα για το πιλοτήριο, ένα τμήμα του συστήματος εισαγωγής αέρα και ένα μέρος στο σύστημα προσγείωσης (σύμφωνα με την βρετανική αεροναυπηγική ομάδα της BAE Systems) [7].
2. Η NASA έχει εκτοξεύσει πύραυλο, για τον οποίο το ακροφύσιο του κινητήρα είχε τυπωθεί σε τρισδιάστατο εκτυπωτή. Σύμφωνα με την BAE Systems η χρήση τρισδιάστατων εκτυπωτών θα μπορούσε να επιτρέψει την εξοικονόμηση εκατοντάδων χιλιάδων λιρών κάθε χρόνο στον τομέα της αεροναυπηγικής καθώς επίσης η τεχνολογία αυτή θα μπορούσε, να χρησιμοποιηθεί για να εξοπλίσει «πολεμικά πλοία και αεροπλανοφόρα» [7].

3. Το πρώτο περιστροφικό όπλο που εκτυπώθηκε τρισδιάστατα, δημιουργήθηκε από την ομάδα Defense Distributed, με επικεφαλή τον φοιτητή νομικής Cody Wilson. Ολόκληρο το όπλο είναι πλαστικό, εκτός από τον επικρουστήρα, ο οποίος είναι από μέταλλο. Πλέον τυπώνονται μεταλλικά όπλα, πενηνταπλάσιας δυναμικότητας σε σχέση με τα πλαστικά, απλοποιώντας έτσι την διαδικασία παραγωγής όπλων. Τα όπλα που τυπώνονται τρισδιάστατα έχουν την δυνατότητα να σκοτώσουν [7].
4. Και μία υπό μελέτη, μελλοντική εφαρμογή τους που παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον: Η κατασκευή μιας βάσης στη Σελήνη θα γινόταν πολύ πιο εύκολη χρησιμοποιώντας έναν τρισδιάστατο εκτυπωτή. Η εταιρεία του διάσημου Βρετανού αρχιτέκτονα Νόρμαν Φόστερ παρουσίασε τις μακέτες μια τέτοιας «εκτυπώσιμης» βάσης για λογαριασμό της ευρωπαϊκής διαστημικής υπηρεσίας ESA. Οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές κατασκευάζουν συμπαγή αντικείμενα από αλληπάλληλα στρώματα μιας ρευστής ουσίας που στερεοποιείται. Η τεχνολογία χρησιμοποιείται ήδη για την παραγωγή μικρών αντικειμένων, στο μέλλον όμως θα μπορούσε να επεκταθεί για την κατασκευή ολόκληρων κτηρίων. Η ESA ελπίζει να κατασκευάσει στο μέλλον μια βάση στη Σελήνη που θα αποτελείται από ένα τυπωμένο, στέρεο κέλυφος γύρω από ένα φουσκωτό, αεροστεγή χώρο διαβίωσης. Στο πλαίσιο της μελέτης σκοπιμότητας που υλοποιεί η βρετανική εταιρεία Foster and Partners, οι μηχανικοί του προγράμματος χρησιμοποίησαν έναν ογκώδη 3D εκτυπωτή για να κατασκευάσουν ένα συμπαγές μπλοκ βάρους 1,5 τόνου. Ο εκτυπωτής D-Shape της βρετανικής Monolite περιλαμβάνει μια συστοιχία από ακροφύσια που εκχέουν ένα είδος κόλλας πάνω σε ένα αμμώδες υπόστρωμα. Στην συγκεκριμένη περίπτωση το υπόστρωμα αποτελούνταν από ηφαιστειακό βράχο παρόμοιο με τα πετρώματα της σελήνης, ενώ ως κόλλα χρησιμοποιήθηκε ένα άλας που συνδέει τους κόκκους του πετρώματος και το μετατρέπει σε συνθετικό βράχο [7].



Εικόνα 6: Αντικείμενα κατασκευασμένα από τρισδιάστατη εκτύπωση [7].

2. Κατασκευή ικριωμάτων για ορθοπεδικά εμφυτεύματα με τη χρήση μεταλλικής 3D εκτύπωσης

2.1 Εισαγωγή

Η πρώτη και κύρια απαίτηση για τα ορθοπεδικά εμφυτεύματα είναι η πλήρωση των τρισδιάστατων κοιλοτήτων. Παραδοσιακά, μεταλλικά ορθοπεδικά εμφυτεύματα έχουν παραχθεί με επενδύσεις χύτευσης ή σφυρηλάτησης. Αν και διαφορετικά μεγέθη προσθετικών εμφυτευμάτων μπορούν να παραχθούν μέσω των συμβατικών μέσων, δεν μπορούν να επιτύχουν το ίδιο επίπεδο προσαρμογής με την τρισδιάστατη εκτύπωση, για τους ασθενείς. Με την τρισδιάστατη εκτύπωση, το σχήμα και ο σχεδιασμός των εμφυτευμάτων μπορούν να εξατομικευθούν για να εξασφαλίσουν την καλύτερη δυνατή προσαρμογή στους αποδέκτες τους. Αυτό μπορεί να γίνει ακόμη και με άμεση εισαγωγή δεδομένων από ανιχνεύσεις αξονικής τομογραφίας (CT) ή μαγνητικής τομογραφίας (MRI). Πέρα από την αποτελεσματικότητα, η δυνατότητα τρισδιάστατης εκτύπωσης μειώνει δραστικά την σπατάλη υλικού σε σύγκριση με τις παραδοσιακές μεθόδους παραγωγής. Αυτό θα βοηθήσει στην εξισορρόπηση του κόστους εγκατάστασης του εξοπλισμού μακροπρόθεσμα [5].

Ο Huttmacher ξεχώρισε τέσσερα βασικά χαρακτηριστικά ενός βιοαποικοδομήσιμου ικριώματος οστού, το οποίο μπορεί να μεταφερθεί σε μεταλλικό ορθοπεδικό εμφύτευμα: (i) βιοσυμβατότητα που οδηγεί σε φυσιολογικό ρυθμό ανάπτυξης κυττάρων στο ικρίωμα, (ii) παρόμοια μηχανικά χαρακτηριστικά με υπάρχοντα ιστό στην περιοχή των εμφυτευμάτων, (iii) κατάλληλο πορώδες για ανάπτυξη κυττάρων και διαύλους μεταφοράς θρεπτικών ουσιών και αποβλήτων, (iv) ελκυστική μορφολογία επιφάνειας για την προσκόλληση και τον πολλαπλασιασμό των κυττάρων. Η βιοσυμβατότητα ενός ικριώματος εξαρτάται κυρίως από τα χρησιμοποιούμενα υλικά και τη διαδικασία κατασκευής. Το τιτάνιο και τα κράματά του και διάφορα άλλα μέταλλα, όπως τα κράματα κοβαλτίου χρωμίου (CoCr) και ο ανοξείδωτος χάλυβας 316L (SS316L), είναι γνωστό ότι έχουν εξαιρετική βιοσυμβατότητα. Τα κράματα τιτανίου, χρησιμοποιούνται ευρύτερα για ορθοπεδικά εμφυτεύματα επειδή έχουν χαμηλότερο μέτρο ελαστικότητας που είναι πιο κοντά σε εκείνο του οστού ξενιστή και είναι πιο βιοσυμβατά από το κράμα CoCr ή SS316L. Από την άλλη πλευρά, τα κράματα τιτανίου είναι ευαίσθητα σε κοπές, γεγονός που τους προδιαθέτει σε ρωγμές εάν το εμφύτευμα δεν υποστηρίζεται καλά [5].

Επιπλέον, είναι σημαντικό για ένα ορθοπεδικό εμφύτευμα να μιμείται τα μηχανικά χαρακτηριστικά του οστού για να μεγιστοποιήσει τη χρησιμότητά του στο σώμα. Ανόμοιες μηχανικές ιδιότητες μεταξύ του εμφυτεύματος και των οστών μπορεί να οδηγήσουν σε πολλές ανεπιθύμητες ενέργειες. Ένα τέτοιο φαινόμενο που ονομάζεται θωράκιση τάσης προκαλείται από τις διαφορές στο μέτρο ελαστικότητας ή τη δυσκαμψία. Αυτό οδηγεί σε επαναρρόφηση οστού που μπορεί να προκαλέσει τη χαλάρωση του εμφυτεύματος από το οστό, γεγονός που μπορεί να επηρεάσει τη σταθεροποίηση και τη μακροζωία του εμφυτεύματος μέσα στο σώμα. Μια λύση σε αυτό είναι η χρήση κυτταρικών δομών ή πορώδους τιτανίου, τα οποία έχουν πιο συγκεκριμένες μηχανικές ιδιότητες οστού. Ένας άλλος κρίσιμος λόγος για τη χρήση των κυτταρικών δομών είναι να μιμηθούμε τη δομή του φυσικού οστού για να προωθήσουμε την αναγέννηση των οστών και την ανάπτυξη μέσα στο εμφύτευμα, το οποίο μέχρι στιγμής δεν παρατηρήθηκε σε στερεές δομές. Μελέτες έχουν επίσης δείξει ότι οι τύποι επιφανειών αυτών των εμφυτευμάτων παίζουν ρόλο στη

ρύθμιση των αποκρίσεων των οστικών κυττάρων και στην επούλωση των οστών. Οι σκληρές επιφάνειες που λαμβάνονται με αμμοβολή ή και οξέα χάραξη ευνοούνται. Η χημικά τροποποιημένη επιφάνεια με χρήση υδροχλωρίου (HCl) και υδροξειδίου του νατρίου (NaOH) πιστεύεται επίσης ότι παρέχει καλύτερη σταθεροποίηση και βελτιώνει τη μακροπρόθεσμη σταθερότητα του εμφυτεύματος [5].

Γενικά, είναι πολύ δύσκολο ή αδύνατο να βασιστεί κανείς στις παραδοσιακές μεθόδους κατασκευής για να κατασκευάσει μια κυτταρική δομή σε ένα ορθοπεδικό εμφύτευμα. Η τρισδιάστατη εκτύπωση καθιστά αυτό σχετικά εύκολο καθώς δημιουργεί μια στρώση υλικού πάνω σε μία άλλη στρώση, συμπεριλαμβανομένων των εσωτερικών κυψελοειδών διατομών. Είναι επομένως δυνατή η παραγωγή περίπλοκων κυτταρικών εμφυτευμάτων προσαρμοσμένων στις βιοϊατρικές εφαρμογές. Για να παραχθεί ένα χρήσιμο εμφύτευμα, πρέπει να εξεταστούν προσεκτικά παράγοντες όπως ο τοπολογικός σχεδιασμός των πόρων, το πορώδες, οι μηχανικές ιδιότητες και η διασύνδεση με τα φυσικά οστά. Η αποδιαγραφή των κυψελοειδών ικριωμάτων μπορεί επίσης να γίνει πιο κατάλληλη ανατομικά, εφαρμόζοντας δεδομένα εικόνας από ιατρικές βάσεις δεδομένων. Αυτό επιτρέπει ικανοποιητική αναπαραγωγή φυσικών λειτουργιών του σώματος, όπως η μεταφορά θρεπτικών ουσιών και αποβλήτων [5].

2.2 Συστήματα τρισδιάστατης εκτύπωσης μετάλλων

Οι SLM και SEBM είναι οι δύο τεχνικές εκτύπωσης τρισδιάστατης εκτύπωσης σε σκόνη για μέταλλα. Και στις δύο διεργασίες χρησιμοποιούνται υψηλής ενέργειας δέσμες για την τήξη σχημάτων εγκάρσιας τομής σε στρώματα μεταλλικής σκόνης και την τήξη σωματιδίων σκόνης σε μεγάλη μορφή, με κάθε στρώμα να αντιπροσωπεύει μια "φέτα" του τελικού προϊόντος. Αφού σχηματιστεί κάθε "φέτα", η πλατφόρμα κατασκευής κινείται προς τα κάτω από την απόσταση που είναι ισοδύναμη με το πάχος ενός στρώματος και ένα νέο στρώμα μεταλλικής σκόνης κατανέμεται ομοιόμορφα επάνω του. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται έτσι ώστε οι διατομές να συγκεντρώνονται σωρευτικά μέχρι να ολοκληρωθεί η κατασκευή. Στο τέλος, η πλεονάζουσα, σκόνη αδαμαντίνης απομακρύνεται με εμφύσηση υψηλής πίεσης. Η αχρησιμοποίητη σκόνη μπορεί να ανακυκλωθεί για τους επόμενους κύκλους κατασκευής. Και οι δύο μέθοδοι είναι ικανές να κατασκευάσουν πολύπλοκα σχέδια όπως οι κυψελοειδείς δομές με υψηλή ακρίβεια [5][4].

Η κύρια διαφορά μεταξύ SLM και SEBM είναι η πηγή ενέργειας. Η SEBM χρησιμοποιεί δέσμες ηλεκτρονίων ενώ η SLM χρησιμοποιεί δέσμες λέιζερ. Αυτό οδηγεί σε διαφορά στο λειτουργικό περιβάλλον καθώς είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθεί υψηλό κενό στη SEBM για να διατηρηθεί η ισχύς της δέσμης ηλεκτρονίων. Η τρισδιάστατη εκτύπωση με βάση τη σκόνη, ειδικά η SEBM, αποδείχθηκε πλεονεκτική για την κατασκευή πολύπλοκων κυτταρικών τιτανίων που είναι κατάλληλα ως βίο-εμφυτεύματα. Το τιτάνιο, που είναι ένα εξαιρετικά δραστικό μέταλλο, είναι ιδιαίτερα επιρρεπές στο σχηματισμό ακαθαρσιών απλά μέσω επαφής με μόρια οξυγόνου, αζώτου και άλλων ατμοσφαιρικών αερίων. Τέτοιες ακαθαρσίες αυξάνουν τη δυσκολία κατασκευής αυτών των τμημάτων τιτανίου για να ικανοποιήσουν τις μηχανικές ιδιότητες που απαιτούνται για ένα εμφύτευμα, για παράδειγμα υπάρχει μη ικανοποιητική ολκιμότητα. Ένα άλλο πλεονέκτημα της τρισδιάστατης εκτύπωσης είναι η υψηλή ευελιξία των κατασκευών της. Διάφορες ιδιότητες, όπως το πορώδες, η αντοχή και η ολκιμότητα, μπορούν να ρυθμιστούν για να επιτευχθεί στο βέλτιστο η αναπαραγωγή της λειτουργίας του οστού σε ένα σώμα [5].

2.3 Ιεραρχική σχεδίαση μεταλλικών κυψελοειδών ικριωμάτων

Ασθενείς με βλάβες στις αρθρώσεις, όπως η άρθρωση του ισχίου ή του γονάτου, που προκαλούν πόνο και παρεμποδίζουν τις καθημερινές δραστηριότητες, παρά τη θεραπεία, μπορεί να είναι υποψήφιοι για χειρουργική επέμβαση αντικατάστασης (αρθροπλαστική). Η οστεοαρθρίτιδα είναι ο συνηθέστερος λόγος για την ολική αρθροπλαστική ισχίου ή γονάτου. Η αρθροπλαστική είναι μια χειρουργική διαδικασία κατά την οποία τα διαλυμένα τμήματα της άρθρωσης αφαιρούνται και αντικαθίστανται με τεχνητά μέρη (πρόσθεση). Οι στόχοι της αρθροπλαστικής περιλαμβάνουν την αύξηση της κινητικότητας, τη βελτίωση της λειτουργίας της άρθρωσης και την ανακούφιση του πόνου [5].

Τα εμφυτεύματα χωρίς γύψο σχεδιάστηκαν έτσι ώστε να παρέχουν επαρκή αρχική σταθερότητα και να ενθαρρύνουν την οστική ενσωμάτωση πάνω ή μέσα στο εμφύτευμα. Οι περισσότεροι από τους οστικούς ιστούς αποτελούνται από ένα πορώδες περιβάλλον. Ως εκ τούτου, στα συμβατικά εμφυτεύματα χωρίς γύψο, οι επιφάνειές τους πρέπει να υποστούν περαιτέρω επεξεργασία για να παρέχουν μια σταθερή στερέωση. Αυτό επιτυγχάνεται με την εφαρμογή πορώδων επικαλύψεων όπως φρυγμένων σφαιριδίων, πλέγματος ινών ή θερμικό ψεκάσμο όπου θα επέτρεπε την ανάπτυξη των οστών ώστε να στερεώνουν το εμφύτευμα στη θέση του. Τα αποτελέσματα έδειξαν επαρκή οστική ανάπτυξη. Ωστόσο, πολλά από αυτά τα σχέδια συσχετίστηκαν με υψηλό ρυθμό θωράκισης και απώλειας οστικής μάζας. Οι ασθενείς διαμαρτυρήθηκαν περιστασιακά για τον πόνο του μηρού, πιθανώς λόγω ελαστικής αναντιστοιχίας μεταξύ του άκαμπτου εμφυτεύματος και του βιολογικά εύκαμπτου οστικού ιστού. Μετά την ολοκλήρωση των σχετικών κλινικών αποτελεσμάτων, τα ορθοπεδικά εμφυτεύματα θα πρέπει να είναι σε θέση να αντέχουν σε τακτική φόρτιση αλλά να έχουν μηχανικές ιδιότητες που ταιριάζουν με την ακαμψία του τοπικού οστού ξενιστή για να μειώσουν την επαναρρόφηση οστού που προκαλείται από τη θωράκιση. Αυτό μπορεί να γίνει με κυτταρικά σχέδια που μειώνουν την ακαμψία και αυξάνουν την επιφάνεια του εμφυτεύματος που ενθαρρύνει την ανάπτυξη των οστών. Η αποτελεσματική διαπερατότητα προσδιορίζεται από την ύπαρξη αλληλοσυνδεδεμένων πόρων, τη διάταξη των τρισδιάστατων πόρων και το πορώδες στο εμφύτευμα. Η υψηλή διαπερατότητα συμβάλλει στη μεταφορά των κυτταρικών θρεπτικών ουσιών και των απορριμμάτων και επιτρέπει την οστεογένεση, οδηγώντας σε μια ισχυρότερη και πιο μακροχρόνια στερέωση. Ωστόσο, οι απαιτήσεις της αντοχής και της διαπερατότητας πρέπει να είναι ισορροπημένες, διότι και οι δύο εξαρτώνται κατά τρόπο απρόσφορο, από την ποσότητα υλικού (και την πυκνότητα των δομών) που αποτελεί το εμφύτευμα [5].

Τα ιεραρχικά αντικείμενα περιέχουν δομικά στοιχεία. Απαιτείται αυστηρός ιεραρχικός σχεδιασμός για τη μεγιστοποίηση της λειτουργικότητας του εμφυτεύματος στο σώμα. Ο σχεδιασμός κυψελοειδούς δομής για ορθοπεδικά εμφυτεύματα περιλαμβάνει την προσεκτική επιλογή των υλικών, τον σχεδιασμό κυψελοειδούς δομής και τη διαδικασία κατασκευής. Αυτές οι εκτιμήσεις του σχεδιασμού μπορούν να ενισχύσουν τη συγγένεια μεταξύ των οστικών ιστών και της επιφάνειας του εμφυτεύματος που καθορίζει την αποτελεσματικότητα της διήθησης των οστικών κυττάρων και της οστικής ανάπτυξης. Συνιστάται η αρχειοθέτηση όλων των κυτταρικών μονάδων που έχουν σχεδιαστεί (συμπεριλαμβανομένων διαφόρων μεγεθών του ίδιου σχεδίου) και αυτό μπορεί να γίνει με μεθόδους CAD ή με βάση την εικόνα. Αυτά τα αρχεία μπορούν να χρησιμοποιηθούν για σχέδια που θα συσσωματωθούν σε αρχιτεκτονικές πλήρους ικριώματος [5].

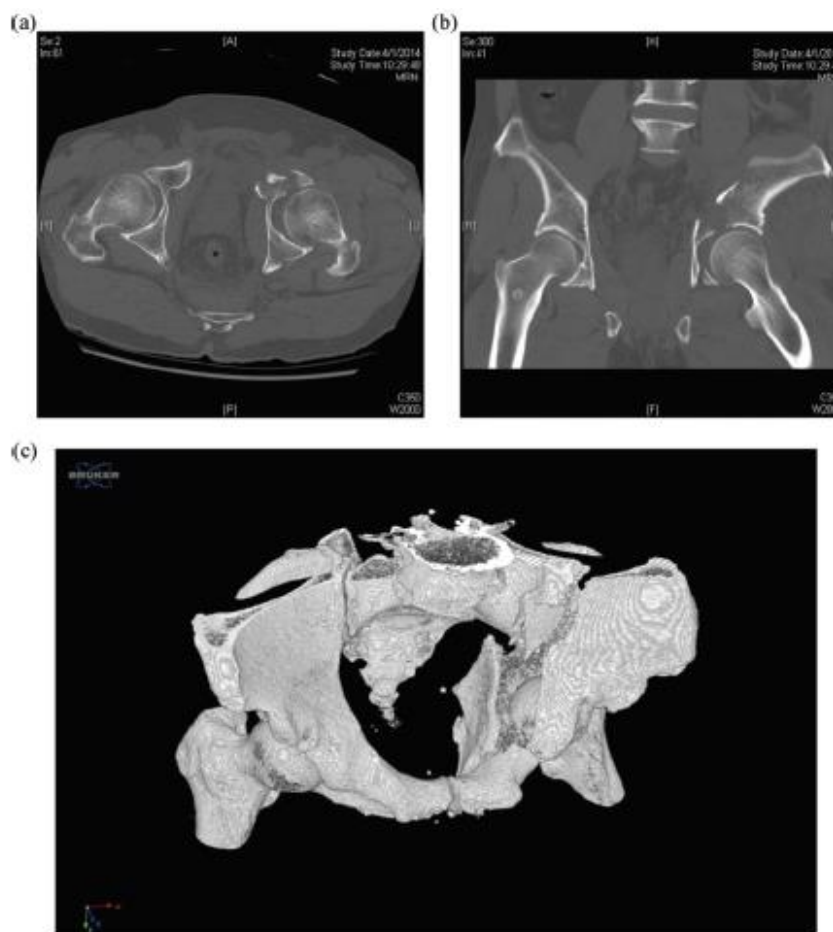
2.4 In vitro και in vivo δοκιμές για ορθοπεδικά εμφυτεύματα

Τα οστά αποτελούνται από ένα εξωτερικό πυκνό κέλυφος (δηλ. φλοιώδες οστό) που καλύπτει ένα πορώδες, σπογγώδες κέντρο (δηλ. σπογγώδες ή δοκιδωτό οστό). Η ανάπτυξη των οστών γίνεται σε κυτταρικά εμφυτεύματα όταν τα κύτταρα εισέρχονται και μεταναστεύουν μέσω των πόρων και προσκολλώνται σε επιφάνειες στις εσωτερικές περιοχές. Εκεί, η διάδοση θα αρχίσει καθώς τα κύτταρα αναπτύσσονται και πολλαπλασιάζονται, τελικά σχηματίζοντας νέο οστό αγκυρωμένο στο εμφύτευμα. Τα πειράματα του Ronader και άλλων επιβεβαίωσαν ότι ένα στερεό εμφύτευμα τιτανίου δεν θα διεγείρει την ανάπτυξη και την αναγέννηση των οστών, ενισχύοντας την ανάγκη για μια πορώδη δομή. Τα εμφυτεύματα με τα βέλτιστα κυτταρικά υποδείγματα απαιτούν μηχανική καταλληλότητα μαζί με επαρκή διαπερατότητα. Οι σχεδιασμένες κυτταρικές δομές θα πρέπει να έχουν μεγιστοποιημένη διαπερατότητα για μετανάστευση κυττάρων και μεταφορά μαζών, αλλά των οποίων οι αποτελεσματικές γραμμικές ελαστικές ιδιότητες να ταιριάζουν με αυτές των φυσικών οστικών ιστών. Για την ικανοποιητική ανάπτυξη του οστού, πολλά χαρακτηριστικά όπως το πορώδες, το σχήμα και το μέγεθος των πόρων και το υλικό πρέπει να βελτιστοποιηθούν [5].

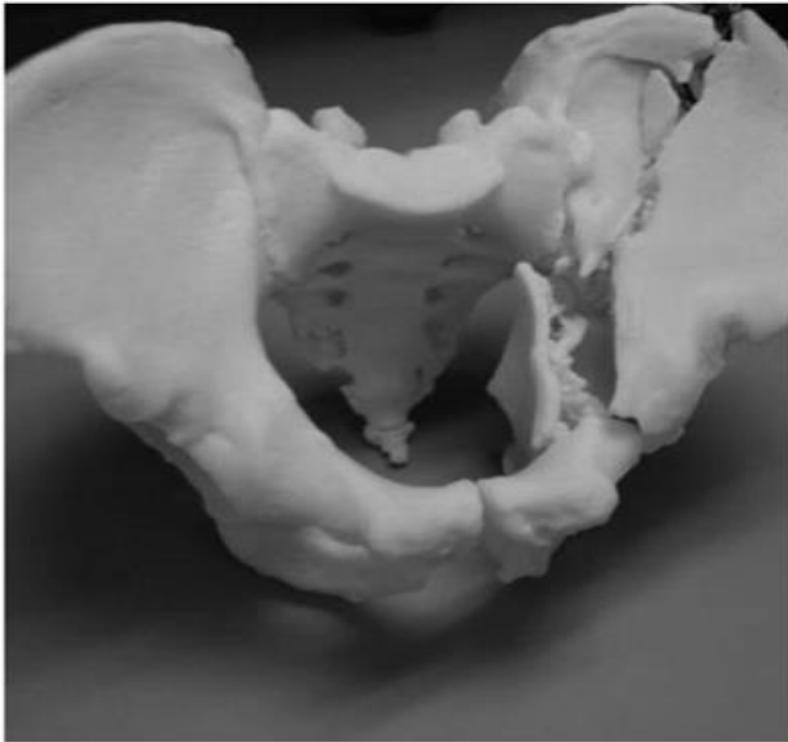
3. Τρισδιάστατη εκτύπωση στην ορθοπεδική χειρουργική

3.1 Εισαγωγή

Οι τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης έχουν χρησιμοποιηθεί στον χειρουργικό σχεδιασμό για περίπλοκες περιπτώσεις, με στόχο τη μείωση της διάρκειας της χειρουργικής επέμβασης και του κινδύνου επιπλοκών. Οι πιθανές ιατρικές εφαρμογές της εκτύπωσης 3D έχουν αυξηθεί καθώς αυτή η τεχνολογία έχει γίνει πιο προσβάσιμη οικονομικά και τεχνικά. Τα τυπωμένα τρισδιάστατα μοντέλα έχουν χρησιμοποιηθεί για τον προεγχειρητικό σχεδιασμό της θωρακικής χειρουργικής, την κατασκευή χειρουργικών εργαλείων και τη διάγνωση και την κατασκευή εμφυτευμάτων άρθρωσης [8]. Με βάση τις προεγχειρητικές εικόνες των ασθενών όπως CT ή MRI (Εικόνα 7 (A) έως (C)), μπορεί να εκτυπώσει απ'ευθείας ένα μοντέλο τρισδιάστατου φυσικού αντικείμενου (Εικόνα 8) με ανατομία ακριβείας γύρω από τη χειρουργική περιοχή και να είναι πιο διαισθητικό και εφαρμόσιμο από αυτό των τρισδιάστατων εικόνων. Οι χειρουργοί μπορούν να κάνουν πιο ακριβή διάγνωση και λεπτομερέστερο χειρουργικό σχεδιασμό ώστε να είναι ευκολότερο να γνωρίζουν τους κινδύνους της χειρουργικής επέμβασης (Εικόνα 9). Επιπλέον, οι χειρουργοί μπορούν να κάνουν χειρουργική προσομοίωση και να λειτουργούν απευθείας στα φυσικά μοντέλα. Ως αποτέλεσμα, ο χειρουργικός χρόνος μπορεί να μειωθεί και μπορούν να βελτιωθούν τα επιφανειακά αποτελέσματα [2].



Εικόνα 7: (A) Η εγκάρσια μεμβράνη CT λεκάνης έδειξε στην αριστερή κοτύλη κάταγμα, (B) Η μετωπιαία μεμβράνη CT λεκάνης έδειξε κάταγμα αριστεράς κοτύλης, (C) CT τρισδιάστατη ανακατασκευή του αριστερού κατάγματος της κοτύλης [2].



Εικόνα 8: Ένα τρισδιάστατο φυσικό μοντέλο μιας λεκάνης που δείχνει κάταγμα αριστερής κοτύλης μετά από τρισδιάστατη εκτύπωση [2].



Εικόνα 9: Ένα λεπτομερές χειρουργικό σχέδιο που επιτυγχάνεται με την παρουσία ενός πραγματικού τρισδιάστατου μοντέλου λεκάνης [2].

Η τρισδιάστατη εκτύπωση επιτρέπει τη δημιουργία ανατομικού μοντέλου έτσι ώστε οι χειρουργοί να μπορούν να εξετάσουν την ανατομία του ασθενούς με πιο συγκεκριμένο τρόπο σε σύγκριση με τις παραδοσιακές αμφίδρομες ακτινολογικές εικόνες. Η εικόνα που παρέχεται από ένα τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο μπορεί να είναι χρήσιμη τόσο για τους ασθενείς όσο και για τους χειρουργούς. Το Erps 12 περιέγραψε πώς η απευθείας σύγκριση των κανονικών ανατομικών μοντέλων με προσαρμοσμένα εκτυπωμένα μοντέλα σύνθετων παραμορφώσεων που υποβάλλονται σε χειρουργική διόρθωση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εμβαθύνει την εικόνα των ασθενών σχετικά με την κατάστασή τους

καθώς και τη διαδικασία χειρουργικής αποκατάστασης. Οι Bizzotto και άλλοι έδειξαν ότι η προεγχειρητική ανάλυση τρισδιάστατων τυπωμένων μοντέλων κατάγματος των οστών των ασθενών σε σύγκριση με την ανάλυση της αναδημιουργίας 2D και 3D σε οθόνες μόνο, οδήγησε τους χειρουργούς να αναφέρουν μια σημαντική βελτίωση στην κατανόηση των καταγμάτων. Το μοντέλο ήταν σε θέση να απεικονίσει με ακρίβεια χαρακτηριστικά όπως η εξάρθρωση της αρθρικής επιφάνειας και ο κατακερματισμός των αρθρώσεων. Αυτά τα στοιχεία βοηθούν στον χειρουργικό σχεδιασμό, όπως η μέτρηση των κοχλιών και η τοποθέτηση των πλακών. Επιπρόσθετα, είναι δυνατή η ενδοεγχειρητική καθοδήγηση με πρότυπα μοντέλα, τυπωμένα με θερμοπλαστικά (π.χ., ULTEM 1010, Stratasy, Eden Prairie, Minnesota) που μπορούν να αποστειρωθούν [3].

3.1.1 Εφαρμογές τρισδιάστατης εκτύπωσης στην ορθοπεδική χειρουργική

Προσαρμοσμένα τρισδιάστατα εκτυπωμένα εμφυτεύματα έχουν χρησιμοποιηθεί για την επιδιόρθωση μιας σειράς οστικών δομών. Έχουν χρησιμοποιηθεί σε πυελική, μηριαία, και κνημιαία αιμοαρθροπλαστική. Οι χειρουργοί στην κλινική Mayo διενήργησαν διμερείς ολικές αρθροπλαστικές ισχίων χρησιμοποιώντας τρισδιάστατα εκτυπωμένα εμφυτεύματα για έναν ασθενή με νανισμό, ο οποίος ήταν πολύ μικρός για τα συμβατικά εμφυτεύματα ισχίου. Οι χειρουργοί εκτύπωσαν ένα μοντέλο ισχίου για να εκτελέσουν μια πρακτική άσκηση της χειρουργικής επέμβασης, μοντέλο κοινό σε έναν κατασκευαστή που ήταν σε θέση να κατασκευάσει ένα εμφύτευμα αντικατάστασης ισχίου [3].

Οι Κινέζοι χειρουργοί αντικατέστησαν πρόσφατα ένα τμήμα καρκινικών αυχενικών σπονδύλων σε έναν ασθενή ηλικίας 12 ετών με τρισδιάστατο εμφύτευμα από τιτάνιο. Το θεωρητικό πλεονέκτημα του τρισδιάστατου εκτυπωμένου εμφυτεύματος είναι ότι το σχήμα του ταιριάζει με το σημείο αποκοπής των οστών μειώνοντας την πίεση που ασκείται στο υπάρχον οστό σε σύγκριση με ένα συμβατικό εμφύτευμα. Επιπροσθέτως, το εμφύτευμα μπορεί να δημιουργηθεί με οστεοαγωγίμους πόρους για τη διευκόλυνση της φυσικής ενσωμάτωσης της ανάπτυξης των οστών [3].

Ο Yang και άλλοι έκαναν αναδρομική μελέτη για την αποτελεσματικότητα της τεχνολογίας RP (Rapid Prototyping) σε διορθωτική χειρουργική για ασθενείς με ιδιοπαθή σκολίωση και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι αυτή η τεχνολογία μπορεί να μειώσει τον χρόνο λειτουργίας και την περιεγχειρητική απώλεια αίματος, αλλά το ποσοστό επιπλοκών ήταν το ίδιο [2].

Οι Guarino και άλλοι ανέφεραν 10 κρούσματα παιδιατρικής νόσου και 3 περίπλοκες περιπτώσεις κακώσεων στη σπονδυλική στήλη και συμπέραναν ότι η τρισδιάστατη εκτύπωση θα μπορούσε να βελτιώσει την ακρίβεια στην τοποθέτηση των βιδών και των πυελικών βιδών, μειώνοντας έτσι τον κίνδυνο ιατρογενών νευροαγγειακών βλαβών [2].

Ο Brown και άλλοι ανέφεραν 117 περίπλοκες χειρουργικές περιπτώσεις που διευθετούνται με τη βοήθεια της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Η έρευνα κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης ήταν αποτελεσματική στον χειρουργικό σχεδιασμό και η τεχνολογία θα μπορούσε να βοηθήσει στη μείωση της έκθεσης σε ακτινοβολία κατά τη διάρκεια χειρουργικών επεμβάσεων [2].

Ο Hurson και άλλοι επανεξέτασαν 12 κρούσματα κοτύλης που ταξινομήθηκαν και σχεδιάστηκαν με RP πριν από τη χειρουργική επέμβαση και έδειξαν ότι τα φυσικά μοντέλα βοηθούσαν τους χειρουργούς να κατανοήσουν την πολυπλοκότητα του θραύσματος, ειδικά για τους λιγότερο έμπειρους χειρουργούς [2].

Ο Bagaria και άλλοι κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η τεχνολογία RP μπορεί να βοηθήσει τους χειρουργούς να κατανοήσουν περισσότερο τη διαμόρφωση σύνθετων καταγμάτων και να επιτύχουν σχεδόν ανατομική επανατοποθέτηση [2].

Οι Xu και άλλοι έκαναν μια πιλοτική μελέτη σχετικά με την αποτελεσματικότητα του RP στο χειρουργικό σχεδιασμό για ασθενείς με αναπτυξιακή δυσπλασία του ισχίου και διαπίστωσαν ότι η χρήση του RP θα μπορούσε να διευκολύνει τις χειρουργικές επεμβάσεις λόγω του καλύτερου προγραμματισμού και του βελτιωμένου προσανατολισμού [2].

3.1.2 Παραγωγή PSI και εμφυτευμάτων

Εκτός από τον προεγχειρητικό χειρουργικό σχεδιασμό, μια άλλη εφαρμογή της τεχνολογίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης στην ορθοπεδική χειρουργική είναι η κατασκευή χειρουργικών οδηγών και εμφυτευμάτων ειδικά για τον ασθενή. Η εφαρμογή της είναι κυρίως για την ολική αρθροπλαστική αρθρίτιδα για τη διόρθωση όγκων και παραμορφώσεων. Η τεχνολογία RP μπορεί να βοηθήσει τους χειρουργούς να σχεδιάσουν χειρουργικούς οδηγούς κοπής (Εικόνα 10) που μπορεί να ταιριάζουν απόλυτα με την ανατομία των ασθενών και μπορεί να επιτευχθεί ακριβής εκτομή. Για την ολική αρθροπλαστική του γόνατος, αρκετοί συγγραφείς ανέφεραν ότι δεν υπάρχουν σημαντικές διαφορές στη συνολική ευθυγράμμιση μεταξύ του οργάνου που ταιριάζει με τους ασθενείς και του συμβατικού οργάνου και έχουν προταθεί περαιτέρω μελέτες σχετικά με τα λειτουργικά αποτελέσματα και τη μακροζωία των προθεμάτων [2].



Εικόνα 10: PSIs για ολική αρθροπλαστική γονάτων. PSI: όργανο ειδικά για τον ασθενή [2].

Ο Rathod και άλλοι διαπίστωσαν ότι το PSI θα μπορούσε να μειώσει την απώλεια αίματος στη διμερή ολική αντικατάσταση του γόνατος λόγω της αποφυγής των ενδομήτριων οργάνων. Οι Nunley και άλλοι ανέφεραν ότι το PSI παρουσίασε ελαφρά βελτίωση στη διαχείριση του χειρουργείου. Από την άλλη πλευρά, η τεχνολογία RP δείχνει πολλά υποσχόμενα αποτελέσματα σε χειρουργικές επεμβάσεις διόρθωσης όγκων και παραμορφώσεων. Ο Car-tiaux και άλλοι έδειξαν ότι το PSI θα μπορούσε να βελτιώσει τη χειρουργική επέμβαση όγκου του πυελικού οστού παρέχοντας καλό περιθώριο κοπής. Οι Bella-nova και άλλοι πραγματοποίησαν αναδρομική ανασκόπηση σε ασθενείς με σφάλμα κνημιαίου που διαχειρίζεται με αναρρόφηση υποβοηθούμενη από PSI και ανασύσταση

άλλου μοσχεύματος. Συμπεραίνουμε ότι οι τεχνικές PR μπορούν να βοηθήσουν στη βελτίωση της ακρίβειας του περιθωρίου εκτομής [2].

Ο Kunz και άλλοι χρησιμοποίησαν το PSI για να εκτελέσουν την οστεοτομία της περιφερικής ακτίνας και διαπίστωσαν ότι το PSI θα μπορούσε να ελαχιστοποιήσει την ανάγκη για ενδοεγχειρητική φθορισσκοπία. Ο Otsuki και άλλοι αξιολόγησαν 7 ασθενείς με δυσκαμψία κοτύλης που διαχειρίζονται με PSI-υποβοηθούμενη καμπύλη πεθαλοειδούς οστεοτομίας. Δεν παρατηρήθηκαν σοβαρές επιπλοκές και η πραγματική γραμμή κοπής αντιστοιχούσε ακριβώς στη σχεδιαζόμενη γραμμή κοπής. Για τα επιμέρους εκτυπωμένα εμφυτεύματα και συνθετικές συσκευές, αυτή η τεχνολογία χρησιμοποιείται κυρίως σε μερικές περίπλοκες περιπτώσεις, όπως ο όγκος στη λεκάνη και ο νωτιαίος όγκος [2].

3.1.3 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της 3D εκτύπωσης στην ορθοπεδική χειρουργική

Η τρισδιάστατη εκτύπωση είναι μια καινοτόμος τεχνική και εφαρμόζεται ευρέως στην ιατρική. Τα πλεονεκτήματά της είναι προφανή: ότι μπορεί να δημιουργήσει ένα πραγματικό φυσικό μοντέλο και να επιτρέψει στους χειρουργούς να έχουν καλύτερη κατανόηση σχετικά με την πολυπλοκότητα των ασθενειών πριν από τη χειρουργική επέμβαση. Επιπλέον, μπορεί να δημιουργήσει χειρουργικούς οδηγούς κοπής σύμφωνα με τη γεωμετρία των ασθενών για να αυξήσει την ακρίβεια της εκτομής. Η παραγωγή ικριωμάτων στη μηχανική οστικών ιστών με αυτή την τεχνολογία είναι μια άλλη εφαρμογή που χρησιμοποιείται σε ορθοπεδικές χειρουργικές επεμβάσεις. Ωστόσο, έχει τους περιορισμούς της. Πρώτον, η κοστολόγηση της τεχνολογίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης είναι υψηλή. Περιλαμβάνει το υλικό, το λογισμικό, το εργατικό δυναμικό για συντήρηση και το κόστος εκτύπωσης υλικών. Σε αντίθεση με τα φυσικά προϊόντα για εμπορικούς σκοπούς, με την τρισδιάστατη εκτύπωση, τα παραγόμενα προϊόντα στην ιατρική συνήθως είναι ειδικά για τον κάθε ασθενή. Ως αποτέλεσμα, το κόστος παραγωγής είναι υψηλό και είναι απίθανο να μειωθεί με την αύξηση της παραγωγής. Το κόστος επεξεργασίας ενός τρισδιάστατου μοντέλου σπλήνας είναι περίπου 300,35€. Ένα εμφύτευμα γύψου με μεθακρυλικόπολυμεθύλιο (PMMA) για κρανιοπλαστική κοστίζει US 300-400,36\$ [2].

Ένα άλλο πρόβλημα της τρισδιάστατης εκτύπωσης είναι το χρονοδιάγραμμα για την παραγωγή φυσικών μοντέλων. Είναι μεταβλητό και εξαρτάται από το μέγεθος και την πολυπλοκότητα των φυσικών μοντέλων. Η απεικόνιση και η επεξεργασία δεδομένων των αντικειμένων χρειάζονται περίπου ώρες. Ανάλογα με τον τύπο των μηχανών εκτύπωσης, η διαδικασία της πραγματικής εκτύπωσης είναι συνήθως εντός 24 ωρών και σπάνια περισσότερο από 24 ώρες. Αυτό μπορεί να περιορίσει την κλινική εφαρμογή του, ειδικά όταν υπάρχουν διαδικασίες έκτακτης ανάγκης [2].

Τα υλικά της τρισδιάστατης εκτύπωσης που χρησιμοποιούνται συνήθως στην ορθοπεδική χειρουργική είναι μέταλλα, κεραμικά, πολυμερή υλικά και τσιμέντο οστών. Δεδομένου ότι αυτή η τεχνολογία βασίζεται στην πρώτη ύλη που τοποθετείται στρώμα με στρώμα και στη συνέχεια συγκολλώνται μαζί, η μηχανική αντοχή των τυπωμένων αντικειμένων είναι κατώτερη από τις πραγματικές και δεν είναι κατάλληλη για μακροχρόνια χρήση. Ο Farzadi και άλλοι πρότειναν ότι η αύξηση του πάχους της στρώσης μπορεί να αυξήσει τις μηχανικές ιδιότητες των εκτυπωμένων αντικειμένων. Η ασφάλεια και η ρύθμιση της τεχνολογίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης είναι μια άλλη πτυχή καθώς αυτή η τεχνολογία συνεχίζει να ενσωματώνεται και να κερδίζει δημοτικότητα στην ιατρική

πρακτική. Λιγότερες μελέτες έχουν αξιολογήσει τους πιθανούς κινδύνους της τεχνολογίας και των φυσικών προϊόντων [2].

3.1.4 Οι μελλοντικές κατευθύνσεις και το κόστος του 3D printing

Καθώς η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης προχωράει και το κόστος της εκτύπωσης πέφτει, η ταχύτητα της εκτύπωσης αυξάνεται και η λειτουργία των εκτυπωτών γίνεται ευκολότερη, η χρήση προσαρμοσμένων τρισδιάστατων εκτυπωμένων μοντέλων οστών ασθενών μπορεί να γίνει πρότυπο σε προεγχειρητικό σχεδιασμό, χειρουργική προσομοίωση, ανάπτυξη εμφυτεύματος [3].

Αν η τεχνολογία των τρισδιάστατων εκτυπωτών προχωρήσει στο σημείο που η χρήση τους είναι ευρέως αποδεκτή σε ένα αποστειρωμένο νοσοκομειακό περιβάλλον, μια πιθανή εφαρμογή τους θα μπορούσε να είναι η κατ'οίκον κατασκευή εξατομικευμένων χειρουργικών εργαλείων που διαφορετικά δεν θα ήταν διαθέσιμα λόγω των απαγορευτικών δαπανών ή σπάνια χρήση [3].

Μια άλλη πιθανή εφαρμογή είναι σε λειτουργίες που απαιτούν ανακατασκευή μεγάλων οστικών ελαττωμάτων. Ένα "αρνητικό" καλούπι του απαιτούμενου εμφυτεύματος θα επέτρεπε στον χειρουργό να το διαμορφώσει στις σωστές διαστάσεις για βέλτιστη εφαρμογή ακόμη και πριν από τη χειρουργική επέμβαση. Τα τρισδιάστατα βιοεκτυπωμένα αντικείμενα και οι οστικές εμφυτεύσεις μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη βελτιστοποίηση της αποκατάστασης της αρχικής δομής και λειτουργικότητας. Οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές έχουν επίσης τη δυνατότητα να αυξήσουν γρήγορα τον αριθμό των διαθέσιμων εργαλείων για τους χειρουργούς. Με τη βοήθεια ενός σχεδιαστή, οι χειρουργοί θα μπορούν να τροποποιήσουν τα μαζικά παραγόμενα όργανα ώστε να ταιριάζουν στις ιδιαίτερες ανάγκες και προτιμήσεις τους. Η διαθεσιμότητα γρήγορων πρωτοτύπων μπορεί να αυξήσει την καινοτομία των οργάνων, επειδή οι χειρουργοί μπορούν εύκολα να παράγουν νέα εργαλεία για να ικανοποιήσουν τις ανεκπλήρωτες ανάγκες κατά τη διάρκεια μιας εγχείρησης [2].

Πρόσφατη πρόοδος στην τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης είναι η βιο-εκτύπωση, η τοποθέτηση σε στρώσεις των βιολογικών, βιοχημικών υλικών και ακόμη και των ζωντανών κυττάρων για την κατασκευή πολύπλοκων οργάνων. Υπάρχουν πολλές αμφιβολίες που συναντώνται σε αυτό το στάδιο. Πρώτον, υπάρχει μια δυσκολία αναπαραγωγής της εξωκυτταρικής μήτρας και διαφορετικών τύπων κυττάρων για την αναδημιουργία της βιολογικής λειτουργίας. Ένα άλλο πρόβλημα είναι το αγγειακό σύστημα των βιοεκτυπωμένων προϊόντων. Για την ορθοπεδική χειρουργική επέμβαση, άλλες προκλήσεις που πρέπει να επιλυθούν είναι η σταθερότητα και η μηχανική αντοχή των βιο-εκτυπώσιμων προϊόντων [2].

Η επί τόπου βιο-εκτύπωση, στην οποία εκτυπώνονται εμφυτεύματα ή σύνθετα όργανα κατά τη διάρκεια των εργασιών, είναι μια άλλη αναμενόμενη μελλοντική τάση. Μέσω της βιο-εκτύπωσης, ικριώματα που κατασκευάζονται από κύτταρα, μπορούν να κατασκευαστούν με το να εναποτίθενται βιοϋλικά διαφόρων τύπων και μεγεθών για την επιδιόρθωση των βλαβών. Επί του παρόντος, η επί τόπου εκτύπωση έχει εφαρμοστεί για την επιδιόρθωση των ελαττωμάτων του δέρματος. Με την πρόοδο της τεχνικής επί τόπου βιο-εκτύπωσης, τα ελαττώματα των οστών και των μαλακών μορίων μπορούν να επισκευαστούν κατά τη διάρκεια των εργασιών στο εγγύς μέλλον [2].

Το μεγαλύτερο εμπόδιο στην εφαρμογή των τρισδιάστατων εκτυπωτών στην ορθοπεδική είναι το κόστος που συνδέεται με το χρόνο που απαιτείται για το ιατρικό

προσωπικό να χειρίζεται το μηχάνημα καθώς το ίδιο το δομικό υλικό είναι σχετικά φθινό και οι τιμές των εκτυπωτών μειώνονται συνεχώς. Η τεχνολογία του τρισδιάστατου εκτυπωτή μπορεί να προχωρήσει στο σημείο που ακόμα και ένας μη εκπαιδευμένος χρήστης θα μπορούσε να τον χρησιμοποιήσει αποτελεσματικά ή ακόμη καλύτερα, η όλη διαδικασία εκτύπωσης από την απόκτηση εικόνας έως τα γρήγορα πρωτότυπα μπορεί να γίνει αυτοματοποιημένη. Μια λύση για το κόστος εργασίας της εκτύπωσης μπορεί να είναι η εξωτερική προμήθεια των ιατρικών εργασιών της τρισδιάστατης εκτύπωσης σε μια αποκλειστική εταιρεία τρίτων. Με αυτόν τον τρόπο, το ιατρικό προσωπικό δεν θα χρειαζόταν τη σχετική εκπαίδευση και τα οικονομικά πλεονεκτήματα της κλίμακας θα μπορούσαν να προσφέρουν πρόσβαση σε φθηνά, προσαρμοσμένα τρισδιάστατα εκτυπωμένα προϊόντα [3].

3.2 Εφαρμογή τρισδιάστατης εκτύπωσης στη χειρουργική χειρός για την παραγωγή νέου σφινκτήρα μείωσης του οστού

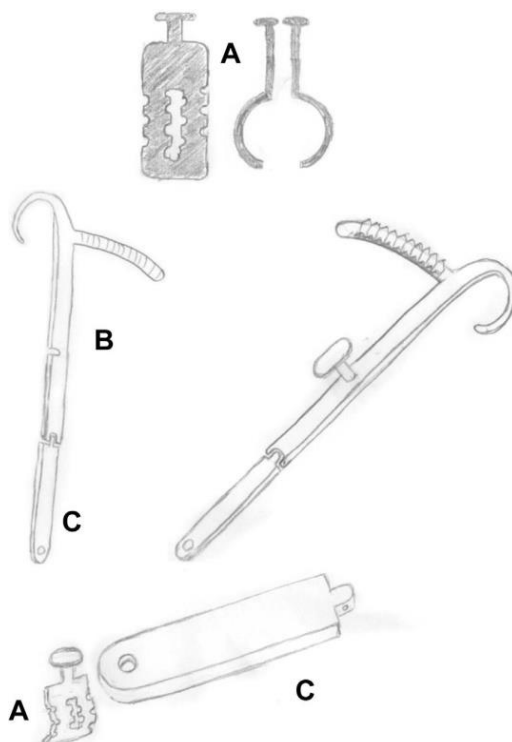
3.2.1 Εισαγωγή

Στη χειρουργική επέμβαση χειρός, όπως και πολλές άλλες ειδικότητες, θα ήταν επιθυμητά νέα ή προσαρμοσμένα όργανα. Ωστόσο, το συνολικό κόστος παραγωγής περιορίζει την ανάπτυξή τους. Παρουσιάζουμε βήμα προς βήμα τη δημιουργία ενός σφινκτήρα επανατοποθέτησης οστών για κατάγματα δακτύλων χρησιμοποιώντας την τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης. Χρησιμοποιώντας λογισμικό με δυνατότητα δωρεάν λήψης, δημιουργήθηκε ένα τρισδιάστατο μοντέλο σφινκτήρα επανατοποθέτησης οστού για κατάγματα χεριών με βάση τον ειδικό σχεδιασμό, την προηγούμενη εμπειρία και τις προτιμήσεις για τη σταθεροποίηση κατάγματος. Όταν θεωρήθηκαν ικανοποιητικά, τα αρχεία ηλεκτρονικών υπολογιστών αποστάλθηκαν για τρισδιάστατη εκτύπωση σε μια εταιρεία για την παραγωγή των πρωτοτύπων. Πραγματοποιήθηκαν και προσαρμόστηκαν πολλαπλά πλαστικά πρωτότυπα, παρέχοντας ένα γρήγορο, χαμηλού κόστους μοντέλο εργασίας του προτεινόμενου σφινκτήρα. Μόλις αποκτήθηκε ένα εφαρμόσιμο σχέδιο, μια εταιρεία εκτύπωσης παρήγαγε το πρωτότυπο χειρουργικού σφινκτήρα απευθείας από το τρισδιάστατο μοντέλο που απεικονίζεται στα αρχεία του υπολογιστή. Αυτό το πρωτότυπο χρησιμοποιήθηκε στο χειρουργείο, ανταποκρινόμενο στις προσδοκίες του χειρουργού. Η τρισδιάστατη εκτύπωση είναι προσιτή και προσφέρει τα οφέλη από τη μείωση του χρόνου παραγωγής και την καλλιέργεια καινοτομιών στη χειρουργική επέμβαση στα χέρια. Παρακάτω παρουσιάζεται βήμα προς βήμα η διαδικασία σχεδιασμού χρησιμοποιώντας προγράμματα ηλεκτρονικού λογισμικού και υπηρεσίες τρισδιάστατης εκτύπωσης [9].

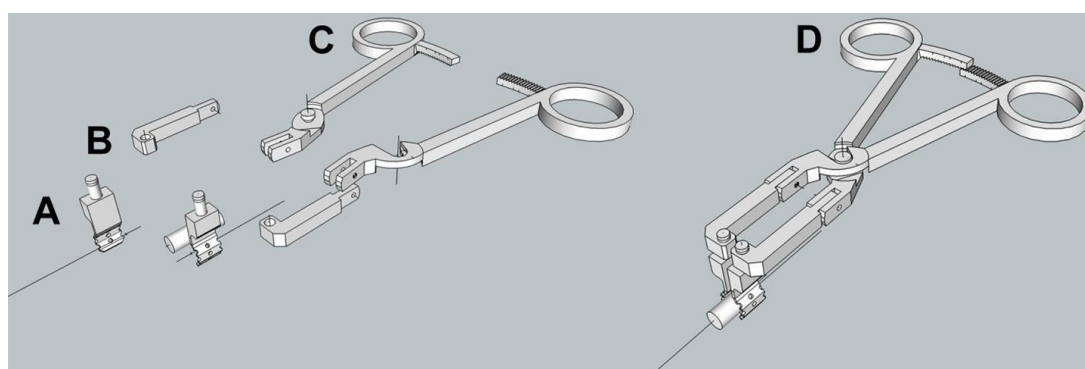
3.2.2 Τεχνική

Ο μεγαλύτερος συγγραφέας (Mansour V. Makhoul) αρχικά σκιαγράφησε ένα πρωτότυπο 2-διαστάσεων (Εικόνα 11) που θα παρείχε αυξημένη επιφάνεια σε επαφή με το κάταγμα, θα δημιουργούσε πολλαπλούς φορείς σε όλη τη θέση κατάγματος και θα αποτελούσαν πολλαπλά συστατικά ώστε να ελαχιστοποιούνται οι απαιτήσεις διατομής. Με τη βοήθεια ενός μηχανικού (Curt B. Vevang, BS) ο 2-διαστάσεων σχεδιασμός πέρασε μερικές ήσσονος σημασίας τροποποιήσεις και διαμορφώθηκε σε ένα τρισδιάστατο πρωτότυπο (Εικόνα 12) με επέκταση αρχείου DAE (Digital Asset Exchange) χρησιμοποιώντας δωρεάν έκδοση του λογισμικού Sketch-Up (Sketchup.com, Trimble, Sunnyvale, CA). Προκειμένου να δημιουργηθεί ένα στερεό προϊόν χωρίς ελαττώματα ή

κενά, αυτός ο αρχικός σχεδιασμός απαιτούσε περαιτέρω τροποποιήσεις για να είναι έτοιμος για τρισδιάστατη εκτύπωση. Το πρώτο ενδιάμεσο πρόγραμμα, το Meshlab (<http://meshlab.sourceforge.net>, DiceHold-ings, Inc., NewYork, NY) είναι ένα δωρεάν CAD λογισμικό ανοικτού κώδικα. Αυτό το πρόγραμμα βελτίωσε το αρχικό μας τρισδιάστατο όργανο και το αναδιαμόρφωσε σε μια τρισδιάστατη μορφή STL. Ένα τρίτο δωρεάν λογισμικό, το NetfabbBasic (netfabb.com, Netfabb, Lurzburg, Germany) χρησιμοποιήθηκε στη συνέχεια για την τελειοποίηση του πρωτότυπου για να βεβαιωθεί ότι θα ήταν ένα ομαλό, στερεό όργανο έτοιμο να δοκιμαστεί. Αξίζει να σημειωθεί ότι και τα 3 προγράμματα λογισμικού λήφθηκαν δωρεάν από τις αναφερόμενες ιστοσελίδες και χρησιμοποιήθηκαν από τον μηχανικό που συμμετείχε στο έργο [9].



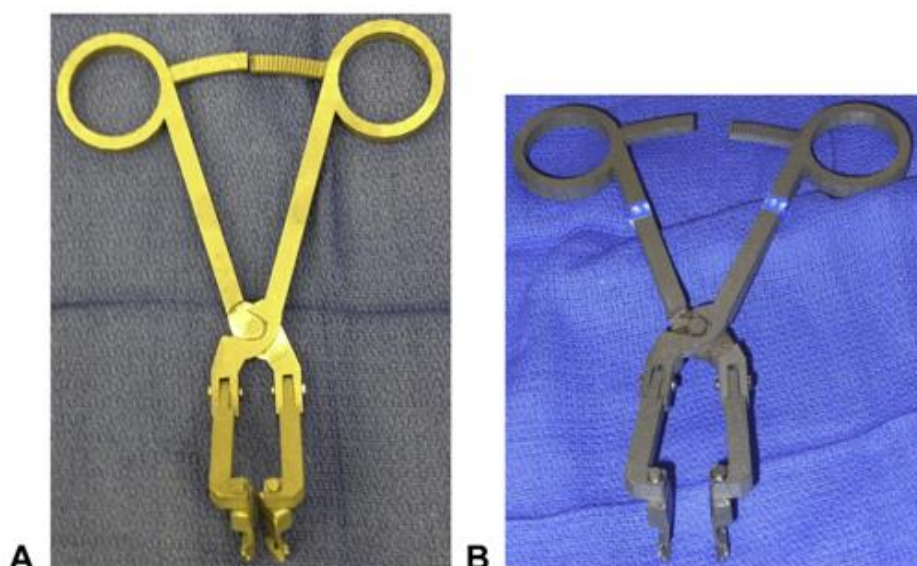
Εικόνα 11: Αρχικό δισδιάστατο σχέδιο πρωτότυπου. (A) Ευρεία πλάκα συμπίεσης σε περιστρεφόμενο στύλο, (B) Επέκταση, (C) Λαβές [9].



Εικόνα 12: Τελικός σχεδιασμός τρισδιάστατου πρωτότυπου. (A) Ευρεία πλάκα συμπίεσης σε περιστρεφόμενο στύλο, (B) Επέκταση, (C) Λαβές, (D) Συναρμολογημένο όργανο [9].

Μόλις ολοκληρωθεί η φάση σχεδιασμού, το αρχείο STL αποστέλλεται σε μια εταιρεία τρισδιάστατης εκτύπωσης, Optimal Design (<http://www.optimaldesignco.com>

,ArlingtonHeights, IL). Το αρχείο τέθηκε σε έναν FDM τριών διαστάσεων ακρυλικό εκτυπωτή για να δημιουργήσει ένα πλαστικό πρωτότυπο. Κάθε πρωτότυπο κοστίζει 75,00 δολάρια για την παραγωγή και πήρε 1 έως 3 ημέρες για να ληφθεί. Πραγματοποιήθηκαν αρκετές δευτερεύουσες τροποποιήσεις μετά από δοκιμές πεδίου στα πλαστικά πρωτότυπα. Δημιουργήθηκαν συνολικά 6 πλαστικά πρωτότυπα για τη βελτιστοποίηση του σχεδιασμού των σφιγκτήρων. Αρχικά, το πλαστικό θεωρήθηκε ως το τελικό όργανο σύσφιξης με το πλεονέκτημα να είναι ραδιοαίρετο για να επιτρέπει την ανεμπόδιστη ενδοεγχειρητική ακτινοσκόπηση. Αδιαμφισβήτητα, όταν δοκιμάστηκε σε μοντέλα οστικής πρακτικής, το τρισδιάστατο πλαστικό πρωτότυπο δεν ήταν αρκετά άκαμπτο για κλινική χρήση. Όταν δοκιμάστηκε το 6ο πλαστικό πρωτότυπο (Εικόνα 13A) και θεωρήθηκε ικανοποιητικό, εκτυπώθηκε από την εταιρεία GPI Prototype & Manufacturing Services Inc. (Galloway PlasticInc-corporated, LakeBluff, IL) ένα ένθετο από ανοξείδωτο χάλυβα. Η συσκευή δημιουργήθηκε χρησιμοποιώντας την εκτύπωση DMLS και παράγγαγε ένα αυτόκλειστο όργανο από ανοξείδωτο χάλυβα. Το κόστος για το όργανο από ανοξείδωτο χάλυβα ήταν 1.200,00\$ (Εικόνα 13B) [9].



Εικόνα 13: (A) Πλαστικό πρωτότυπο, (B) Τελικό εργαλείο ανοξείδωτου χάλυβα [9].

Ο τελικός σφιγκτήρας για την επανατοποθέτηση των οστών κατασκευάστηκε σε 3 διαφορετικά κομμάτια: μεγάλη πλάκα συμπίεσης, λαβή και επέκταση. Το όργανο στη συνέχεια συναρμολογήθηκε με το χέρι. Πρόσθετες τυπικές καρφίτσες που αγοράστηκαν χωριστά, χρησιμοποιήθηκαν για να συνδέσουν τον μεντεσέ για τον βραχίονα στη λαβή. Οι μεντεσέδες επιτρέπουν την τοποθέτηση του σφιγκτήρα στο λειτουργικό πεδίο σε οποιαδήποτε επιθυμητή γωνία, παρόμοια με έναν αρθρωτό αυτοσυγκρατούμενο συσπειρωτήρα που επιτρέπει την καλύτερη έκθεση της λειτουργικής θέσης. Οι 2 ξεχωριστές λαβές σχεδιάστηκαν για να μπλοκάρουν μία φορά στην κατάλληλη θέση. Οι πλάκες συμπίεσης έχουν ένα στρογγυλό πείρο που εισέρχεται μέσα στον επεκτατήρα και συγκρατείται στη θέση του με έναν δακτύλιο σύσφιξης σύρματος. Αυτό του επιτρέπει να περιστρέφει 360 και να φιλοξενεί διαφορετικές γωνίες και μεγέθη. Οι μεγάλες πλάκες συμπίεσης έχουν πολλαπλές αυλακώσεις στον σφιγκτήρα για να λειτουργήσουν ως οδηγοί στήριξης σύρματος [9].

Ο μηχανικός που συμμετείχε στο έργο χρειάστηκε περίπου 65 ώρες για να δημιουργήσει και να αναθεωρήσει το αρχείο του χειρουργικού σφιγκτήρα. Υπήρχε πρόσθετος χρόνος που πέρασε σε συνάντηση με τον ανώτερο συγγραφέα (M.V.M.) για να αναθεωρήσει τον σφιγκτήρα και να δοκιμάσει τα διάφορα πλαστικά πρωτότυπα. Μόλις μετατράπηκε σε ανοξείδωτο χάλυβα, ο σφιγκτήρας χρησιμοποιήθηκε με επιτυχία κλινικά σε αρκετές περιπτώσεις ανοικτής επανατοποθέτησης και εσωτερικής στερέωσης (ORIF) και σε κλειστούς υπολογισμούς επανατοποθέτησης και διαδερμικής πρόσδεσης (CRPP). Με βάση τα προστιθέμενα σημεία επανατοποθέτησης στη θέση θραύσης, ο σφιγκτήρας χρησιμεύει ως ένας μεγάλος σφιγκτήρας συμπίεσης για τη σταθεροποίηση του θραύσματος (Εικόνα14) [9].



Εικόνα 14: Η φθοριοσκοπική εικόνα αποδεικνύει την ευρεία συμπίεση που επιτυγχάνεται σε όλη τη θέση του κατάγματος [9].

3.3 Τρισδιάστατοι εκτυπωμένοι οδηγοί κοπής για την οστεοτομή του μηριαίου

3.3.1 Εισαγωγή

Επί του παρόντος υπάρχει ένα τεράστιο επίπεδο ενδιαφέροντος για την ανάπτυξη χρήσεων για 3D μοντελοποίηση και 3D εκτύπωση σε ορθοπεδική χειρουργική επέμβαση, όπως αποδεικνύεται από πολλές πρόσφατες δημοσιεύσεις [10]. Η ολική αρθροπλαστική του γονάτου (TKA), μια επιτυχημένη λειτουργία που χρησιμοποιείται για τη θεραπεία της προχωρημένης οστεοαρθρίτιδας (OA), έχει αποδειχθεί ότι μειώνει τον πόνο με ποσοστά επιβίωσης μεγαλύτερα από 90% μετά από 15 χρόνια. Ωστόσο, μέχρι και το 20% των ασθενών δεν είναι ικανοποιημένοι με την κλινική έκβαση, με αποτέλεσμα να ξεπερνούν το 35% των περιπτώσεων αναθεώρησης εντός δύο ετών από την πρωτογενή TKA. Τα μειωμένα ποσοστά επιτυχίας έχουν αποδοθεί σε διάφορα αίτια, όπως η ασηπτική χαλάρωση, η φθορά του πολυαιθυλενίου, η αστάθεια των αρθρώσεων, η λοίμωξη, η αρθροφρόση, η κακή ευθυγράμμιση, η κακοσμία, οι ανεπαρκείς μηχανισμοί εκτάσεως, το περιπροθετικό κάταγμα και οι επιπλοκές του επιγονατιδίου. Μια μηριαία περιστροφική ευθυγράμμιση στο εγκάρσιο επίπεδο είναι ένας πρωταρχικός παράγοντας που επηρεάζει τη μετεγχειρητική ευκαμψία, την κινητική και την ευθυγράμμιση στην κάμψη. Οι υπερβολικές εσωτερικές και

εξωτερικές περιστροφές έχουν αποδειχθεί ότι οδηγούν σε κακές κλινικές εκβάσεις. Ως εκ τούτου, οι κατάλληλες τομές οστών είναι κρίσιμες για μια επιτυχημένη ΤΚΑ [11].

Η εξισορρόπηση διάκενων και οι μετρούμενες τομές είναι οι δύο συνηθέστερα χρησιμοποιούμενες διαδικασίες για μια εκτομή οστού που περιλαμβάνει την απομάκρυνση της μηριαίας περιστροφικής ευθυγράμμισης. Στην τεχνική εξισορρόπησης του κενού, μετά από μια εγγύς κνημιαία εκτομή, οι μαλακοί ιστοί ισορροπούν. Στη συνέχεια, ο μηρός αποκόπτεται κατά παράλληλο τρόπο με την κνήμη. Αντίστροφα, στην τεχνική μέτρησης της εκτομής, ο απομακρυσμένος μηριαίος αποκόπτεται πρώτα, ακολουθούμενος από κεντρική εκτομή της κνήμης. Το κέντρο της περιστροφής του γονάτου θεωρείται συχνά ο χειρουργικός επικονδυλικός άξονας (SEA), ο οποίος είναι η γραμμή που συνδέει το σούκο του μέσου επικονδυλίου με την προεξοχή του πλευρικού επικονδυλίου. Η μηριαία συνιστώσα υποτίθεται ότι εμφυτεύεται παράλληλα με την SEA με βάση οστικά ανατομικά ορόσημα. Ο μαλακός ιστός απελευθερώνεται στη συνέχεια για να εξασφαλιστεί η εξισορρόπηση των κενών κάμψης και επέκτασης ανεξάρτητα [11].

Σε ηλικιωμένους ασθενείς, η μερική (Εικόνα 15) ή ολική (Εικόνα 16) αρθροπλαστική του γονάτου (ΤΚΑ) επιτυγχάνει ανακούφιση από τον πόνο και μακροπρόθεσμη επιβίωση εμφυτεύματος [12]. Ωστόσο, λιγότερο ευνοϊκά αποτελέσματα έχουν αναφερθεί σε νεότερους, πιο ενεργούς ασθενείς που υποβάλλονται σε διαδικασία αντικατάστασης του γονάτου. Ένας τριπλάσιος έως πενταπλάσιος υψηλότερος κίνδυνος χειρουργικής αναθεώρησης έχει βρεθεί σε ασθενείς ηλικίας 55 ετών. Η επανατοποθέτηση της οστεοτομής είναι μια επιτυχημένη επιλογή θεραπείας για το πλευρικό τμήμα του γονάτου (ΟΑ) με σχετικά ελαφρά ευθυγράμμιση του βλαισού σε νέους ή μεσήλικες ασθενείς. Ωστόσο, η υψηλή κνημιαία οστεοτομή (ΗΤΟ) μπορεί επίσης να πραγματοποιηθεί σε βλαισά γόνατα όταν απαιτείται μικρή διόρθωση. Σε μεγαλύτερες παραμορφώσεις (δηλαδή κακή ευθυγράμμιση του βλαισού) προτιμάται η οστεοτομή που εκτελείται στην μηριαία πλευρά, καθώς η ΗΤΟ μπορεί να οδηγήσει σε αστάθεια της άρθρωσης λόγω της ρευματοειδούς αρθρίτιδας. Αν και η περιφερική οστεοτομή του περιφερικού μηριαίου (DFVO) δεν είναι μια κοινή διαδικασία, ακόμη και στα μεγάλα ορθοπεδικά κέντρα, η πρόσφατη βιβλιογραφία ανέφερε ότι επέτυχε καλά αποτελέσματα με ποσοστά επιβίωσης 10 ετών που κυμαίνονταν μεταξύ 74-94% [12].



(a)



(b)

Εικόνα 15: Μονοδιαμερισματικό εμφύτευμα: (Α) ένα υποδειγματικό μοντέλο του εμφυτεύματος και (Β) μοντέλο του εμφυτεύματος που τοποθετείται στην άρθρωση του γονάτου [12].



(a)



(b)

Εικόνα 16: Ολική αντικατάσταση γονάτου : (Α) ένα υποδειγματικό μοντέλο του εμφυτεύματος και (Β) μοντέλο του εμφυτεύματος που τοποθετείται στην άρθρωση του γονάτου [12].

Παραδοσιακά, οι τεχνικές κλεισίματος-σφήνας χρησιμοποιούνται συχνότερα για τη DFVO, αλλά τα καλά αποτελέσματα που επιτεύχθηκαν σε μελέτες με υψηλή κνημιαία οστεοτομή ανοίγματος-σφήνας (ΗΤΟ) που διεξήχθησαν για τη διόρθωση των παραμορφώσεων βαρύτητας οδήγησαν τους χειρουργούς να επιδιώξουν τα πλεονεκτήματα των διαδικασιών ανοίγματος-σφήνας στο περιφερικό μηριαίο. Η τεχνική άνοιγμα-σφήνα DFVO επιτρέπει την ακριβέστερη διόρθωση της ευθυγράμμισης σε σύγκριση με τη τεχνική κλείσιμο-σφήνα, με στενότερο φάσμα τελικών θωροομικών γωνιών. Η επίτευξη της

βέλτιστης μηχανικής ευθυγράμμισης είναι κρίσιμη για τις περιγεννητικές οστεοτομές και σχετίζεται άμεσα με τη μακροζωία της φυσικής λειτουργίας του γονάτου. Επιπλέον, η DFVO ανοίγματος-σφήνας θεωρείται τεχνικά ευκολότερη από τις διαδικασίες κλεισίματος-σφήνας, καθώς η τελευταία μπορεί να οδηγήσει σε μια λιγότερο ακριβή διόρθωση του άξονα, επειδή η απομάκρυνση μιας ακριβής οστικής σφήνας είναι τεχνικά δύσκολη και ανακριβής. Ο κατάλληλος προεγχειρητικός σχεδιασμός είναι απαραίτητος για την επίτευξη της ιδανικής γωνίας διόρθωσης που θα εξασφαλίσει ένα καλό λειτουργικό αποτέλεσμα, επειδή η επιλογή της θέσης οστεοτομής και η θέση και το μέγεθος της σφήνας είναι τα βασικά σημεία για την πραγματοποίηση ακριβούς διόρθωσης που αποφεύγει την κοινή λοξότητα γραμμής ή τη δημιουργία μιας νέας παραμόρφωσης. Προκειμένου να βελτιωθεί η ακρίβεια της διόρθωσης των αξόνων, χρησιμοποιήθηκαν πρόσφατα τεχνικές πλοήγησης με καλά αποτελέσματα [13].

Μια μελέτη περίπτωσης-ελέγχου διεξήχθη σε ασθενείς που υποβλήθηκαν σε DFVO για πλευρική ΟΑ του γονάτου από ορθοπεδικούς χειρουργούς στο παρόν νοσοκομείο από 01/01/2014 έως 31/12/2015 χρησιμοποιώντας κυρίως ανοιχτό διαθέσιμο λογισμικό. Οι συγγραφείς συνέβαλαν στον προεγχειρητικό προγραμματισμό (ABJ, PMR), τη συλλογή δεδομένων, την εκτίμηση των αποτελεσμάτων και την προετοιμασία αριθμών (GDVE, IBC, CMCM, VMJ). Οι ασθενείς εγγράφηκαν διαδοχικά. Τα κριτήρια ένταξης ήταν η πρόσφατη εμφάνιση πόνου (μέσα σε ένα έτος), το όριο ηλικίας των 60 ετών και η χαμηλής ποιότητας πλευρική αρθρική ΟΑ. Τα κριτήρια αποκλεισμού ήταν το εύρος κίνησης 90° ακτινογραφικού τύπου Kellgren/Lawrence βαθμού III ή IV ΟΑ γονάτου. Η ομάδα περιελάμβανε 12 ασθενείς που προσήλθαν διαδοχικά και λειτουργούσαν με τη χρήση της νέας διαδικασίας. Η ομάδα ελέγχου απαρτιζόταν από ασθενείς που εκτέλεσαν μια τυπική διαδικασία DFVO για πλευρική ΟΑ του γονάτου, από χειρουργούς με εμπειρία στη DFVO μεταξύ 01/01/12 και 31/12/15 και οι οποίοι είχαν εκπληρώσει τα ίδια κριτήρια συμπερίληψης και αποκλεισμού. Είκοσι περιπτώσεις ασθενών απορρίφθηκαν. Ειδική γραπτή συναίνεση για τη μελέτη αυτή λήφθηκε από όλους τους ασθενείς που προσήλθαν [13].

3.3.2 Αποτελέσματα μελέτης

Πρόσφατες έρευνες έχουν ήδη καταδείξει ότι άλλες επιστήμες της ιατρικής έχουν ήδη ενσωματώσει την απαιτητική ροή εργασίας του γρήγορου πρωτοτύπου και τα οφέλη του με επιτυχία στην κλινική τους ρουτίνα [14]. Το κύριο κριτήριο έκβασης ήταν η ακρίβεια της οστεοτομής, που ορίστηκε ως τελική διόρθωση άξονα-άκρου και ακρίβεια εκτέλεσης. Η διόρθωση του τελικού άξονα ορίζεται ως η απόκλιση σε μοίρες στον τελικό μηχανικό άξονα του χειρουργικού άκρου (κλίση τριών μοιρών σε σύγκριση με την κλίση του κάθετου άξονα). Η ακρίβεια εκτέλεσης ορίστηκε ως η διαφορά μεταξύ της προβλεπόμενης σφήνας (πλευρικό διάκενο ανοίγματος) και του πλευρικού ανοίγματος του φλοιού. Η διαφορά θεωρείται εξαιρετική αν $b=1$ mm, καλή αν κυμαίνεται από 1 έως 1,5 mm, μέτρια αν κυμαίνεται από 1,5 έως 2 mm, και κακή αν $N>2$ mm. Οι διαφορές στους χρόνους λειτουργίας, η ανάγκη για ακτινοσκόπηση και το εκτιμώμενο κόστος μεταξύ των δύο διαδικασιών θεωρήθηκαν ως δευτερεύουσες μεταβλητές. Μετράται ως εξής: (1) χρόνος περιτυλίγματος σε λεπτά, (2) αριθμός ενδοεγχειρητικών φθοριοσκοπικών εικόνων και (3) εκτιμώμενο κόστος. Η ανάλυση κόστους περιλάμβανε τις πιθανές οικονομικές διαφορές μεταξύ των δύο διαδικασιών κατά το σχεδιασμό και την απόδοση της χειρουργικής επέμβασης (προεγχειρητική επένδυση και εξοικονόμηση χρόνου λειτουργίας). Δεν

πραγματοποιήθηκε ανάλυση κόστους-αποτελεσματικότητας. Τα δεδομένα και οι μεταβλητές συλλέχθηκαν μελλοντικά και αξιολογήθηκαν από δύο ανεξάρτητους αξιολογητές (GDVE, IBC). Οι νέες και οι κλασικές διαδικασίες συγκρίθηκαν. Τα δημογραφικά στοιχεία συλλέχθηκαν (ηλικία, φύλο, ύψος, βάρος κλπ.) Οι πρωτογενείς και δευτερογενείς μεταβλητές καταγράφηκαν σε όλους τους ασθενείς [13].

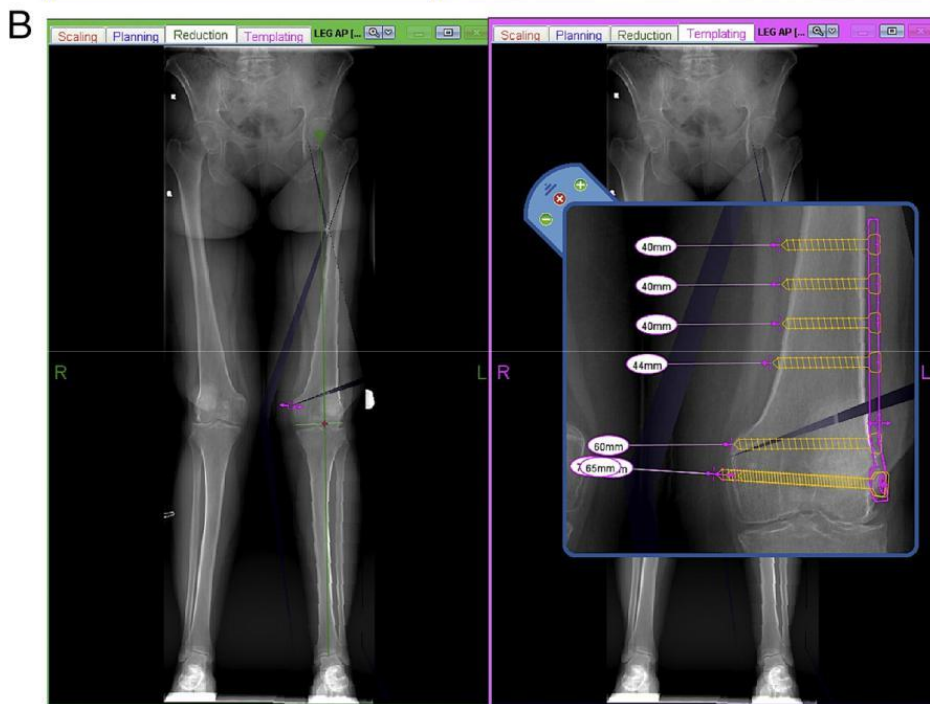
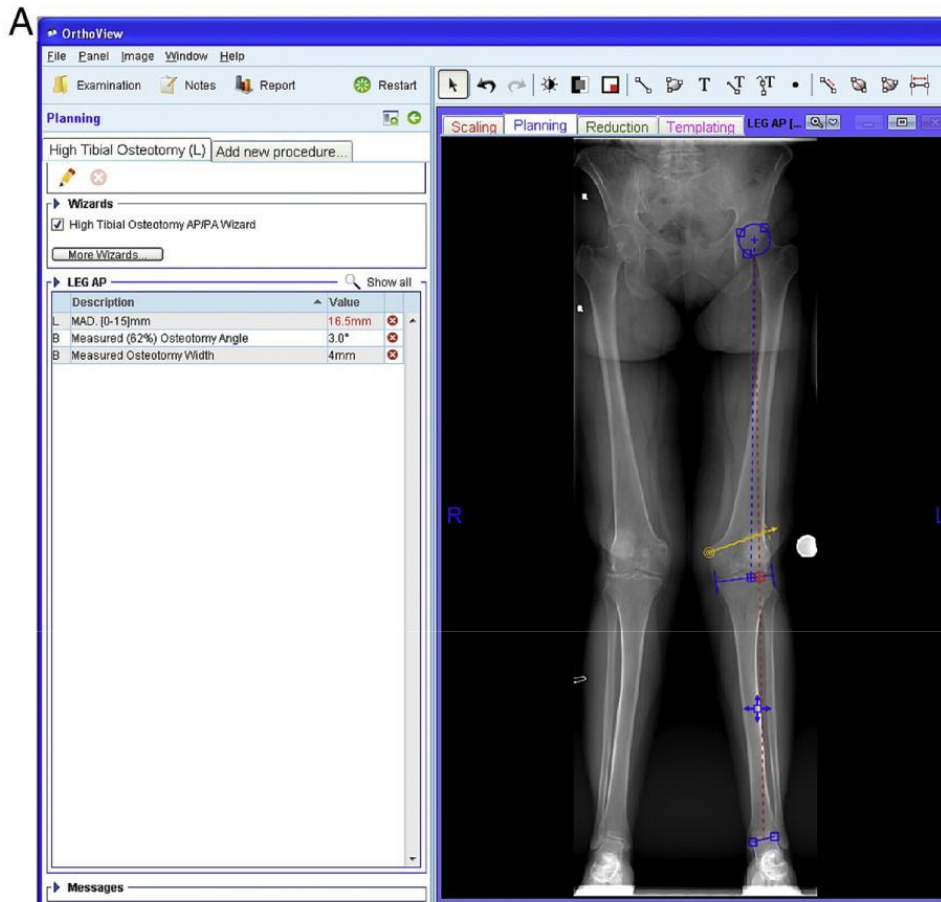
Η τεχνική με τρισδιάστατη καθοδήγηση περιλάμβανε δύο φάσεις: (1) μια φάση προεγχειρητικού προγραμματισμού όπου υπολογίστηκε το κενό ανοίγματος και οι οδηγοί σχεδιάστηκαν από τον ίδιο τον χειρουργό και (2) μια ενδοεγχειρητική φάση, η οποία απλουστεύθηκε χάρη σε έναν τρισδιάστατο εκτυπωμένο οδηγό ασθενούς ως χειρουργικό βοήθημα [13].

3.3.3 Προεγχειρητικός σχεδιασμός

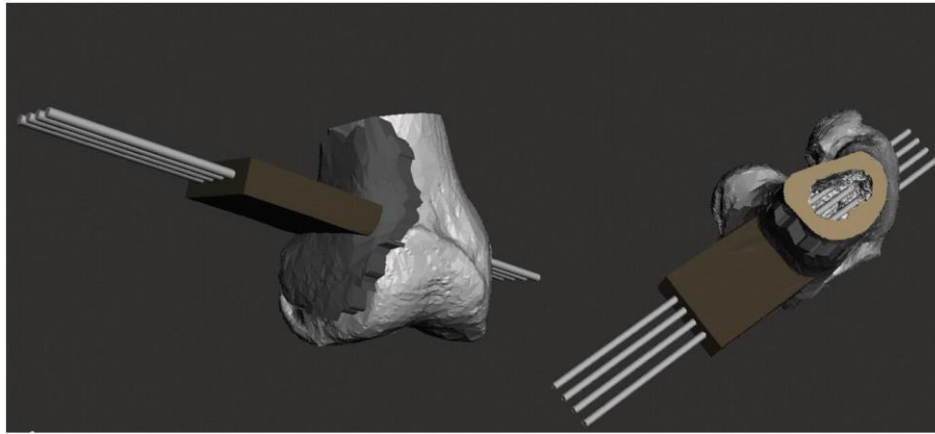
Η βαθμονόμηση πραγματοποιήθηκε σε κάθε περίπτωση με τη βοήθεια ραδιοσήμανσης σφαίρας 28 mm ως δείκτη μεγέθυνσης για ακτινογραφίες ευθυγράμμισης με μακρύ πόδι. Οι βαθμονομημένες εικόνες ευθυγράμμισης με μακρύ πόδι φορτώθηκαν στο λογισμικό Orthoview (Materialise, Leuven, Belgium; free download at <http://www.orthoview.com/>) στη μορφή DICOM (ψηφιακή απεικόνιση και επικοινωνία στην ιατρική). Οι ενότητες Orthoview επιτρέπουν την προσομοίωση της διόρθωσης των άκρων διασταυρώνοντας το σημείο Fujisawa (62% του εγκάρσιου μήκους του ορόφου). Οι δύο γραμμές προέρχονται από το κέντρο της μηριαίας κεφαλής και από το κέντρο του αστραγάλου. Ακολούθως καθιερώθηκε η επιθυμητή θέση για την οστεοτομία στον απομακρυσμένο μηριαίο και υπολογίστηκαν οι διαστάσεις της σφήνας επί του στεφανιαίου επιπέδου για διορθωτικό DFVO (Εικόνα 17) [13].

Διεξήχθησαν έλεγχοι υπολογιστικής τομογραφίας (CT) (Siemens, Somatom Spirit, Munich, Germany) του απομακρυσμένου μηριαίου οστού για προεγχειρητικό σχεδιασμό. Οι εικόνες CT DICOM εισήχθησαν στη συνέχεια σε λογισμικό ακτινογραφικής μεταεπεξεργασίας (GNU open-source OsiriX/Horos <http://www.horosproject.org/>) χρησιμοποιώντας προσωπικό υπολογιστή Macintosh (Apple Computers, Cupertino, CA). Οι εικόνες επεξεργάστηκαν για την αφαίρεση της επιγονατίδας και του μαλακού ιστού (σε ημι-αυτοματοποιημένη διαδικασία τμηματοποίησης), εφαρμόζοντας απόδοση τρισδιάστατης επιφάνειας και εξαγοντας τις εικόνες ως μορφή αρχείου στερεολιθογραφίας (STL) [13].

Τα αρχεία STL μεταφορτώθηκαν στο δωρεάν λογισμικό της Autodesk Meshmixer 2.4 (<http://www.meshmixer.com/>) για να σχεδιαστεί ένα τρισδιάστατο ψηφιακό μοντέλο με κλίμακα 1:1 του απομακρυσμένου μηριαίου οστού. Ο οδηγός κοπής αναπαρήγαγε με ακρίβεια τη θέση και τις διαστάσεις της σφήνας που είχαν προηγουμένως υπολογιστεί χρησιμοποιώντας ως άξονα την απομακρυσμένη γραμμή αρθρώσεων του μηρού. Σε αυτό το βήμα, δημιουργήθηκε ένα πρότυπο ειδικά για τον ασθενή (πλάγια όψη του μηριαίου οστού) με μια διαδικασία ψηφιακής εξώθησης για την καθοδήγηση τεσσάρων συρμάτων Kirschner (σύρματα K) και για την καθοδήγηση της οστεοτομής κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης. Χρησιμοποιήθηκαν αξονικές όψεις για τη ρύθμιση της κατεύθυνσης των καλωδίων K προς το οπίσθιο φλοιώδες, αποφεύγοντας έτσι τη νευροαγγειακή βλάβη (Εικόνα 18). Το βάθος κοπής μετρήθηκε επίσης. Διατηρήθηκαν 12 mm από τον μεσαίο φλοιό για να ανοίξουν το κενό με οστεοδιαίρεση [13].

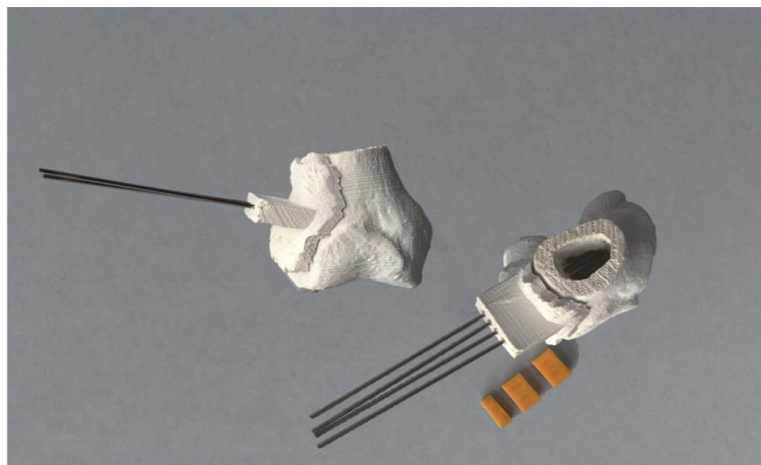


Εικόνα 17: Ψηφιακή διάταξη με χρήση του Orthoview (A) Σχεδιασμός οστεοτομής, (B) Προσομοίωση τελικής διόρθωσης και σταθεροποίησης [13].



Εικόνα 18: Σχεδιασμός οστεοτομής για την καθοδήγηση τεσσάρων συρμάτων Kirschner αμέσως κάτω από το επιλεγμένο επίπεδο [13].

Στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε ένας επιτραπέζιος τρισδιάστατος εκτυπωτής (Witbox, BQ, Madrid, Spain) με τη χρήση μοντελοποίησης με συγκολλημένη εναπόθεση (FDM) για να αποκτηθούν τρία στοιχεία: (1) ένας οδηγός οστεοτομίας ειδικά για τον ασθενή, (2) τρεις πολυεδρικές σφήνες, και (3) το περιφερικό μηριαίο οστό του ασθενούς. Χρησιμοποιήθηκε θερμοπλαστικό νήμα από πολυλακτικό οξύ (PLA) διαμέτρου 1,75 mm για τρισδιάστατη εκτύπωση. Οι πολυεδρικές σφήνες αναπαρήγαγαν το πλευρικό ύψος και την κλίση που υπολογίστηκαν από το Orthoview και χρησίμευσαν ως διαχωριστικά κατά τη διάρκεια της διαδικασίας. Το τρισδιάστατο μοντέλο του μηριαίου οστού του ασθενούς χρησιμοποιήθηκε για να επιβεβαιώσει την κατάλληλη προσαρμογή του οδηγού θέσης πριν από τη χειρουργική επέμβαση (Εικόνα 19). Τα συστατικά του PLA αποστειρώθηκαν για χειρουργικούς σκοπούς χρησιμοποιώντας αιθυλενοξειδίο κατά τη διάρκεια ενός μακρού κύκλου 12-16 ώρες στους 37 ° C [13].

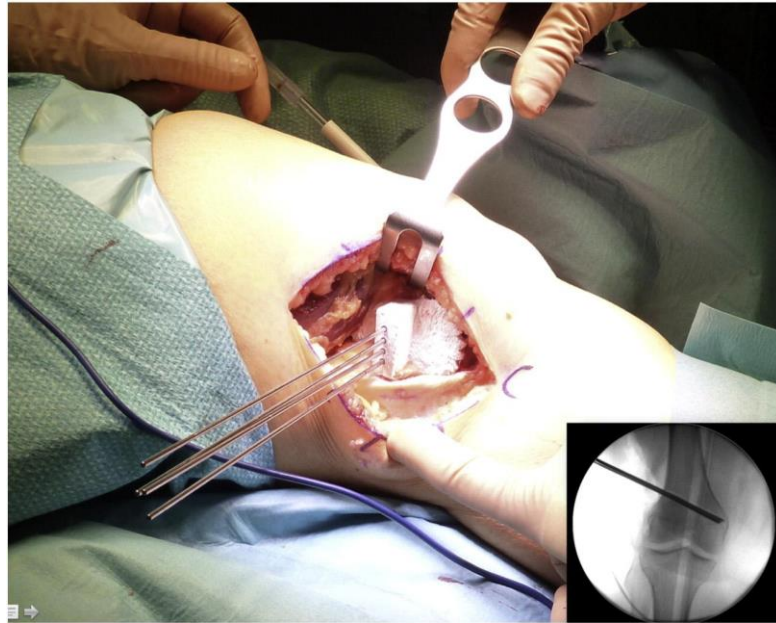


Εικόνα 19: Έλεγχος σωστής εφαρμογής του οδηγού στο τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο του απομακρυσμένου μηριαίου οστού [13].

3.3.4 Ενδοεπαιρική φάση

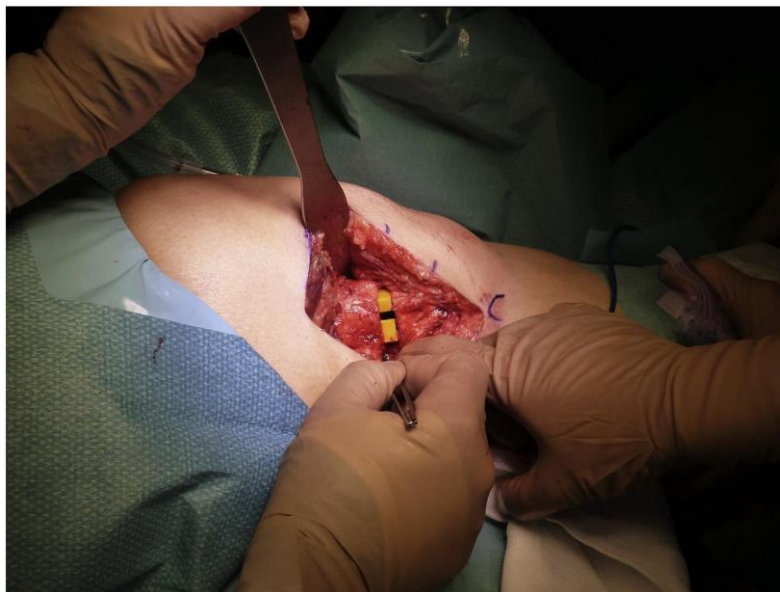
Ο ασθενής τοποθετήθηκε σε ύπτια θέση και χρησιμοποιήθηκε πρότυπη περιφερική πλευρική προσέγγιση στο μηρό. Μόλις αποκόπηκε η επιφάνεια του περιφερικού μηριαίου, ο προσαρμοσμένος οδηγός οστεοτομής προσαρμόστηκε με απλή εφαρμογή. Εν συνεχεία τα σύρματα K εισήχθησαν διαμέσου του διασωληνωτού ορθογωνικού πρίσματος εντός του

μεσαίου φλοιού. Ο επαρκής προσανατολισμός και η τοποθέτηση αξιολογήθηκαν χρησιμοποιώντας φθοριοσκόπια (Εικόνα 20) [13].



Εικόνα 20: Ενδοεγχειρητική ρύθμιση του οδηγού οστεοτομής στον μηριαίο πλευρικό φλοιό, με τέσσερα σύρματα Kirschner εισαγόμενα μέσω του οδηγού. Βάθος και προσανατολισμός ελέγχονται με ακτινοσκόπηση [13].

Ο οδηγός οστεοτομής αφαιρέθηκε, διατηρώντας τα καλώδια K στη θέση. Η οστεοτομή εκτελέστηκε με ολίσθηση ενός ταλαντευόμενου πριονιού πάνω από την εγγύς πλευρά των συρμάτων. Το μετρημένο βάθος είχε προηγουμένως επισημανθεί στο πριόνι για να αποφευχθεί η θραύση του μεσαίου φλοιού. Η προοδευτική εκτέλεση της οστεοτομίας επέτρεψε την εισαγωγή δύο από τις τρεις διαχωριστικές σφήνες PLA, αφήνοντας κεντρικό χώρο μεταξύ τους (Εικόνα 21) [13].



Εικόνα 21: Βαθμιαία εκτέλεση της οστεοτομής μέχρι την εισαγωγή δύο διαχωριστικών σφηνών PLA [13].

Η πρότερη και η οπίσθια συμμετρία ελέγχονταν πάντοτε. Στη συνέχεια συλλέχθηκε ένα μόσχευμα λαγόνιας κορυφής ή ένα εγγύς κνημιαίο μόσχευμα. Η τρίτη εκτυπωμένη σφήνα χρησιμοποιήθηκε ως μοντέλο για τη γωνία κοπής και το ύψος του σφηνοειδούς μοσχεύματος (Εικόνα 22). Μόλις αποκτήθηκε ένα μόσχευμα επαρκούς μεγέθους, εισήχθη στη θέση της μηριαίας οστεοτομής. Κάθε οστεοτομή σταθεροποιήθηκε με μία πλάκα ασφάλισης (σύστημα TomoFix, DePuy-Synthes, Umkirch, Germany) [13].



Εικόνα 22: Αυτόλογο μόσχευμα οστού που έχει παραχθεί σύμφωνα με τις διαστάσεις της σφήνας [13].

3.3.5 Αποτελέσματα έρευνας

Συνολικά συμμετείχαν 32 ασθενείς - 12 περιπτώσεις (DFVO με τρισδιάστατη καθοδήγηση) και 20 έλεγχοι (πρότυπο DFVO). Δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των ομάδων στην ηλικία (μέσος όρος 41 ετών \pm 33-57 SD στην ομάδα ελέγχου έναντι 44 ετών \pm 34-60 SD σε περιπτώσεις) ή στο φύλο (75% γυναίκες έναντι 65% ανδρών αντίστοιχα) [13].

Η μέση τελική απόκλιση μηχανικού άξονα ήταν $0,28^\circ$ ($0-1 \pm$ SD) σε περιπτώσεις και $1,8^\circ$ ($0-4 \pm$ SD) στους ασθενείς, με στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ομάδων ($P = 0,002$) (Εικόνα 21). Η μέση ακρίβεια εκτέλεσης στην ομάδα των περιπτώσεων ήταν 0,5 mm από το άνοιγμα του πλευρικού φλοιού ($0-1,5 \pm$ SD) σε σύγκριση με 2,5 mm ($0-4 \pm$ SD) στην ομάδα ελέγχου, με στατιστικά σημαντική διαφορά ($P = 0,004$) (Εικόνα 23) [13].

Στην ανάλυση των δευτερευουσών μεταβλητών, ο μέσος χρόνος περιστροφής ήταν 63 λεπτά ($52-81 \pm$ SD) στις περιπτώσεις και 95 λεπτά ($85-122 \pm$ SD) στους ασθενείς ($P = 0,001$). Κατά μέσο όρο, χρειάστηκαν έξι ($4-12 \pm$ SD) ενδοεγχειρητικές φθοροσκοπικές εικόνες σε σύγκριση με μία μέση τιμή 65 εικόνων ($41-86 \pm$ SD) στην ομάδα ελέγχου ($P = 0,001$). Από την ανάλυση κόστους προέκυψε ότι απαιτείται κατά μέσο όρο 120 g ($110-190 \pm$ SD) PLA για την εκτύπωση των μοντέλων. Καθώς το κόστος του νήματος PLA ήταν 0,02 € / g, το κόστος εκτύπωσης κάθε μοντέλου ήταν περίπου 2,4€. Το εκτιμώμενο κόστος μιας αξονικής τομογραφίας στο παρόν νοσοκομείο ήταν 105€ και το μέσο κόστος της χειρουργικής επέμβασης ήταν 981 €/ h. Η μείωση του χρόνου λειτουργίας κατά 32 λεπτά (92 λεπτά σε ελέγχους έναντι 63 λεπτών σε περιπτώσεις) αντιπροσώπευε μέση εξοικονόμηση κόστους 522 ευρώ ανά διαδικασία. Επομένως, η εκτιμώμενη μέση εξοικονόμηση, λαμβάνοντας υπόψη τα τεχνικά χαρακτηριστικά και των δύο διαδικασιών

(CT σάρωση, χρόνος λειτουργίας, πλαστικό), ήταν 415 ευρώ ανά χειρουργική επέμβαση [13].



Εικόνα 23: Προχειρητική και μετεχειρητική ευθυγράμμιση-ακτίνες X μιας από τις περιπτώσεις όπου χρησιμοποιήθηκε η νέα διαδικασία [13].

Η οστεοτομή δείχνεται καλύτερα σε νέους, ενεργούς ασθενείς που συνήθως έχουν ηλικία 60-65 ετών και έχουν χαμηλή αρθρίτιδα (βαθμός 0 έως 2) στο σύστημα Kellgren και Lawrence, λόγω των διατηρημένων δομών οστών και συνδέσμων. Τα δύο πιο σημαντικά χαρακτηριστικά στις οστεοτομές του γονάτου είναι η επαρκής επιλογή του ασθενούς και η μέγιστη ακρίβεια στη διόρθωση του άξονα των άκρων. Ωστόσο, η διόρθωση του άξονα των άκρων στη DFVO παραμένει μια σημαντική πρόκληση για τον χειρουργό λόγω αόριστων και ανακριβών χειρουργικών διαδικασιών, γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε όχι βέλτιστα αποτελέσματα. Η νέα διαδικασία προορίζεται να εστιάσει την προσπάθεια στη βελτιστοποίηση κάθε χειρουργικού βήματος, με δύο κύριους στόχους: την ελαχιστοποίηση των ανθρώπινων λαθών και την αύξηση της χειρουργικής ακρίβειας [13].

Μια οστεοτομή ανοίγματος-σφήνας προτιμάται από την οστεοτομή κλεισίματος λόγω της μεγαλύτερης αναπαραγωγιμότητας και ακρίβειας της, σύμφωνα με μελέτες από συγγραφείς όπως οι Duivenvoorden και άλλοι. Επιπλέον, οι σύγχρονες κλειδωμένες πλάκες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την επίτευξη μεγαλύτερης σταθερότητας, επιτρέποντας την άμεση επιβάρυνση βάρους και ενεργού προγράμματος αποκατάστασης, και να βοηθήσουν στην αποφυγή δευτερογενούς απώλειας διόρθωσης. Βρέθηκαν περισσότερες μελέτες σχετικά με την ταχύτητα επιβίωσης μετά τη διαδικασία οστεοτομής κλεισίματος-

σφήνας, πράγμα που δείχνει ότι αυτή έχει ιστορικά προτιμηθεί από την οστεοτομή ανοίγματος-σφήνας. Ποσοστό επιβίωσης 10 ετών 82% αναφέρθηκε από τους Backstein και άλλους στη μελέτη τους για το κλείσιμο-σφήνα DFVO σε 40 γόνατα, ενώ οι Wang και Hsu ανέφεραν 10ετές ποσοστό επιβίωσης 87% στη σειρά των 30 ασθενών. Δεν υπάρχουν μεγάλες διαφορές στη σειρά επιβίωσης μεταξύ των διαδικασιών ανοίγματος-σφήνας και κλεισίματος-σφήνας. Ο ρυθμός επιβίωσης των οστεοτομών ανοίγματος-σφήνας μελετήθηκε από τους Dewilde και άλλους, οι οποίοι βρήκαν επταετές ποσοστό επιβίωσης 82% στις σειρές τους 19 DFVO ανοίγματος-σφήνας σταθεροποιημένες με πλάκες Puddu. Αντιθέτως, ο Zarrouk και άλλοι ανέφεραν ποσοστό επιβίωσης 91% σε οκτώ χρόνια παρακολούθησης στα 22 γόνατα που περιλαμβάνονται στη σειρά τους [13].

Δεδομένου ότι η επιβίωση και τα λειτουργικά αποτελέσματα εξαρτώνται από την ακρίβεια της διόρθωσης, η κλασική χειρουργική επέμβαση έχει τροποποιηθεί για να αυξήσει τον έλεγχο του χειρουργού στη διόρθωση του άξονα. Οι τεχνικές πλοήγησης έχουν χρησιμοποιηθεί για τη βελτίωση της ακρίβειας της διόρθωσης του άξονα των άκρων με ενθαρρυντικά αποτελέσματα, όπως το 87% των ικανοποιητικών αξονικών διορθώσεων που αναφέρθηκαν στη σειρά από τους Saragaglia και Chedal-Bornu. Τα κύρια μειονεκτήματα της πλοήγησης είναι η καμπύλη μακράς εκμάθησης και ο αυξημένος χρόνος λειτουργίας. Η πλοήγηση βασίζεται στην εντοπισμένη θέση σε λειτουργία σε πραγματικό χρόνο, ενώ τα συστήματα καθοδήγησης θέσης, όπως η μέθοδος που προτείνεται στην παρούσα μελέτη, βασίζονται στην επένδυση αυτού του χρόνου στην αρχική περίοδο προγραμματισμού. Η διαδικασία που περιγράφεται εδώ, συμπεριλαμβανομένου του αυστηρού προγνωστικού χειρουργικού σχεδιασμού και της ακριβούς ενδοεγχειρητικής εκτέλεσης, είναι μια εύκολη και αναπαραγωγίμη χειρουργική τεχνική που επιτρέπει τη μείωση του κινδύνου ανθρώπινων σφαλμάτων. Οι προτεινόμενες τροποποιήσεις της κλασικής διαδικασίας περιλαμβάνουν τη χρήση ενός συστήματος βαθμονόμησης για να επιτευχθεί ακριβής μέτρηση των απαιτούμενων διορθώσεων σε ακτινογραφίες. Η απουσία ραδιογραφικής βαθμονόμησης θα μετατρέψει τις προσπάθειες σχεδιασμού σε μια απλή εκτίμηση [13].

Ο ρόλος του προεγχειρητικού σχεδιασμού στο κάτω άκρο γνώρισε μεγαλύτερη αλλαγή στο σύγχρονο ψηφιακό σχεδιασμό από ό, τι οι τεχνικές που περιγράφονται από τους Dugdale και άλλους. Ενώ και οι δύο διαδικασίες βασίζονται στην ίδια μηχανική αρχή, ο ψηφιακός σχεδιασμός έχει αποδειχθεί ότι είναι μια πιο αναπαραγωγίμη μέθοδος. Επιπλέον, η χρήση της ψηφιακής μορφοποίησης για μετρήσεις έχει αποδειχθεί ότι έχει μεγαλύτερη ακρίβεια από τις συνήθεις μη αυτόματες μεθόδους. Η χρήση λογισμικού όπως το Orthoview μειώνει τη μεταβλητότητα των προεγχειρητικών υπολογισμών μεταξύ χειρουργών. Ωστόσο, ο κρίσιμος χρόνος εμφανίζεται ενδοεγχειρητικά, όταν ο χειρουργός επιλέγει την θέση και τον προσανατολισμό της οστεοτομής. Το γεγονός ότι απαιτείται μία μόνο κοπή καθιστά τεχνικά περισσότερο εφικτή τη DFVO ανοίγματος-σφήνας από τις διαδικασίες κλεισίματος-σφήνας, στις οποίες απαιτείται πολύ ακριβής εκτομή της σφήνας, που μπορεί να είναι τεχνικά πολύ απαιτητική [13].

Με την παρούσα μέθοδο, το επιθυμητό μέγεθος και η θέση της οστεοτομής μεταφέρονται σε έναν τρισδιάστατο εκτυπωμένο προσαρμοσμένο οδηγό για να επιτευχθεί η διόρθωση των άκρων, έτσι ώστε ακόμη και οι λιγότερο έμπειροι χειρουργοί να είναι σε θέση να εκτελέσουν με ασφάλεια την οστεοτομή. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι η ΗΤΟ διεξάγεται σε μεταφυσιακό οστό, ενώ η μηριαία οστεοτομή βρίσκεται στη μεταδιευθετική διασταύρωση, πλησιέστερη προς το διάφυσιο οστό, το οποίο είναι γνωστό ότι έχει

βραδύτερη ικανότητα επούλωσης των οστών από το μεταφυσιακό οστό. Οι πολύ κοντινές οστεοτομές θα αυξήσουν το ρυθμό μη συνένωσης, ενώ οι ακούσιες αλλαγές προσανατολισμού θα δώσουν απροσδόκητες μηχανικές αλλαγές. Ο Cameron και άλλοι ανέφεραν ένα ποσοστό μη-συνένωσης τριών τοις εκατό, βρίσκοντας πλήρη ακτινογραφική ένωση έξι μήνες μετά τη χειρουργική επέμβαση. Στη μελέτη τους, η διόρθωση παραμόρφωσης βαλγού ήταν λιγότερο ακριβής από την αναμενόμενη. Χρησιμοποίησαν τη χειρουργική διαδικασία που περιγράφηκε από τους Paley και Pfeil και πέτυχαν το στόχο της αποκατάστασης της μηχανικής ευθυγράμμισης στο ουδέτερο σε 10 από τους 21 ασθενείς τους που είχαν ακτίνες Χ του μηχανικού άξονα. Οι παρόντες συγγραφείς πιστεύουν ότι αυτή η έλλειψη ακρίβειας σχετίζεται με την προεγχειρητική τους ανάλυση, η οποία βασίστηκε στην υπόθεση ότι ένα χιλιοστό της γραμμικής διόρθωσης στη θέση οστεοτομίας αντιστοιχεί σε ένα βαθμό διόρθωσης αξονικής ευθυγράμμισης. Αυτό υπογραμμίζει τη σημασία της φάσης προεγχειρητικού προγραμματισμού, που είναι ένα από τα κύρια σημεία που πρέπει να τονιστούν, καθώς συνδέεται άμεσα με το τελικό κλινικό και ραδιογραφικό αποτέλεσμα. Ο Cameron επισημαίνει ότι "μια βελτιωμένη μέθοδος προεγχειρητικού σχεδιασμού και βελτίωσης της ενδοεγχειρητικής τεχνικής μπορεί να βελτιώσει αυτό". Η χρήση των προσαρμοσμένων οδηγών δεν βοηθά μόνο να εντοπιστεί το επίπεδο οστεοτομής, αλλά έχει ένα ιδιαίτερο πλεονέκτημα στην αναπαραγωγή του ύψους της μετρούμενης οστεοτομής χρησιμοποιώντας ένα συγκεκριμένο διαχωριστικό σφήνας ασθενούς. Ενώ η ακρίβεια εκτέλεσης (άνοιγμα του πλευρικού φλοιού) εγγυάται τη μεταφορά του προγραμματισμού σε χειρουργική επέμβαση, τόσο ο σχεδιασμός όσο και η εκτέλεση εμπλέκονται στην τελική διόρθωση των άκρων. Και στις δύο μετρήσεις, βρέθηκαν σημαντικές διαφορές που ευνοούσαν την τρισδιάστατη τεχνική. Η ακρίβεια στο άνοιγμα του πλευρικού φλοιού που παρέχεται από την εξατομικευμένη σφήνα είναι ένας ανεξάρτητος προγνωστικός παράγοντας με ισχυρή συσχέτιση με την τελική ευθυγράμμιση των άκρων και τη μικρότερη μεταβλητότητα μεταξύ των παρατηρητών [13].

Η χρήση ειδικών τρισδιάστατων εκτυπωμένων οδηγών, επίσης, μείωσε σημαντικά την ανάγκη για ακτινοσκόπηση και το χρόνο λειτουργίας σε σύγκριση με την κλασική τεχνική. Τα πιθανά κλινικά πλεονεκτήματα αυτής της μείωσης του χρόνου περιλαμβάνουν μειωμένη απώλεια αίματος και χαμηλότερα ποσοστά μόλυνσης. Ο διαχωριστής χρησιμοποιήθηκε επίσης για να χαράξει το μόσχευμα για την οστεοτομή. Η απόφαση για το κατά πόσο το μόσχευμα ελήφθη από την λαγόνια κορυφή ή την άμεση μεταφύτωση της κνήμης έγινε κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης και με βάση το μέγεθος του ανοίγματος, καθώς δεν έχουν πρόσφατα αποδειχθεί διαφορές στο ποσοστό σύνδεσης [13].

Ο προληπτικός χειρουργικός σχεδιασμός μειώνει την πιθανότητα λαθών και αυξάνει την ανατομική κατανόηση του χειρουργού για το πρόβλημα του ασθενούς. Πιστεύεται ότι ο χειρουργός θα πρέπει να κάνει κάθε προεγχειρητικό σχεδιασμό, από τις μεταγενέστερες επεξεργασμένες ακτινογραφικές ενδείξεις μέχρι τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ιατρικά μοντέλα, που συνεπάγεται μια μαθησιακή διαδικασία των ψηφιακών εργαλείων που εμπλέκονται. Ωστόσο, αυτή η αυξημένη προεγχειρητική πολυπλοκότητα οδηγεί σε μια απλούστερη και ταχύτερη χειρουργική επέμβαση που μπορεί να γίνει από λιγότερο έμπειρους χειρουργούς, χάρη στη διαθεσιμότητα του οδηγού οστεοτομής και των διαχωριστικών. Έγινε προσπάθεια να εκτιμηθεί αντικειμενικά η δυσκολία που αντιμετώπισε ο χειρουργός κατά τη διάρκεια της διαδικασίας, αλλά ελλείψει επικυρωμένων κλιμάκων, πιστεύεται ότι η μείωση του χρόνου λειτουργίας και η αυξημένη ακρίβεια αποτελούν

καλούς δείκτες για τον τρόπο με τον οποίο οι τρισδιάστατοι εκτυπωμένοι οδηγοί μειώνουν το πιθανό ανθρώπινο λάθος. Επιπλέον, καθώς πρόκειται για μια διαδικασία που αναπτύχθηκε εξ' ολοκλήρου από χειρουργούς χωρίς εξάρτηση από εμπορικές εταιρείες, επιτεύχθηκε εξοικονόμηση κόστους. Αυτή η νέα τεχνική αρχικά αυξάνει το κόστος που προκύπτει από την απόκτηση του επιλεγμένου τρισδιάστατου εκτυπωτή (εύρος τιμών, 500-2000€) και των αναλωσίμων (ένα κιλό ινών PLA κοστίζει περίπου 20€) και την ανάγκη για CT ανίχνευση όλων των ασθενών. Το κόστος των σαρώσεων υπολογίστηκε με βάση την τιμή αγοράς του εξοπλισμού και το κόστος συντήρησης και ανθρώπινων πόρων και τον αριθμό των σαρώσεων που εκτελούνται κάθε χρόνο (105€ ανά σάρωση στο σημερινό νοσοκομείο). Η μείωση του χρόνου λειτουργίας αντιπροσωπεύει μια διαφορά κόστους 415 ευρώ ανά διαδικασία. Έτσι, το κόστος του τρισδιάστατου εκτυπωτή αποκαθίσταται γρήγορα [13].

Το κύριο μειονέκτημα αυτής της τεχνικής είναι η έκθεση στην ακτινοβολία που σχετίζεται με την προ-λειτουργική CT ανίχνευση του απομακρυσμένου μηριαίου οστού. Αυτό πρέπει να σταθμίζεται έναντι της μειωμένης ενδοεγχειρητικής ακτινοβολίας και των πιθανών κλινικών οφελών του μικρότερου χρόνου λειτουργίας. Ένας περιορισμός αυτής της μελέτης ήταν ότι οι ασθενείς δεν τυχαιοποιήθηκαν να υποβληθούν στη μία ή την άλλη διαδικασία. Η απόφαση να εκτελεστεί είτε η κλασική είτε η τρισδιάστατα καθοδηγούμενη διαδικασία βασίστηκε στην προτίμηση του ασθενούς και στην προσωρινή δυνατότητα να εκτελεστεί CT σάρωση, τρισδιάστατη εκτύπωση και διαδικασία αποστείρωσης κατά τη διάρκεια του χρόνου αναμονής για αυτή τη διαδικασία επιλογής [13].

3.4 Χρήση τρισδιάστατης εκτύπωσης για προεγχειρητικό σχεδιασμό στη θεραπεία της επαναλαμβανόμενης αστάθειας του πρόσθιου ώμου

3.4.1 Εισαγωγή

Ο ρόλος της προεγχειρητικής απεικόνισης είναι πρωταρχικός στον προσδιορισμό των σχετιζόμενων παθολογιών και του σχηματισμού του χειρουργικού σχεδιασμού σε περιπτώσεις επαναλαμβανόμενης αστάθειας του πρόσθιου ώμου. Ειδικές ακτινογραφικές προβολές, όπως η προβολή των εγκοπών του Stryker και η εξωτερική περιστροφή, μπορεί να συμβάλλουν στην εμφάνιση αλλοιώσεων Hill-Sachs, ενώ η προβολή του West Point μπορεί να εντοπίσει καλύτερα οστικούς τραυματισμούς Bankart. Πέρα από τα τυπικά ραδιογραφήματα, είναι χρήσιμη στην ταυτοποίηση των ανωμαλιών των στρογγυλών τενόντων του περιστροφικού σιαγόνου. Οι ανιχνεύσεις αξονικής τομογραφίας (CT) έχουν αποτελέσει πρότυπο για την ποσοτικοποίηση της απώλειας οστικής μάζας με τρισδιάστατες ανασκοπήσεις που χρησιμοποιήθηκαν για την εκτίμηση της απώλειας οστικής μάζας με ψηφιακή αφαίρεση του χονδροειδούς κεφαλής. Ωστόσο, το χρυσό πρότυπο για τον προσδιορισμό της απώλειας οστικής μάζας παραμένει η άμεση οπτικοποίηση με αρθροσκόπηση [15].

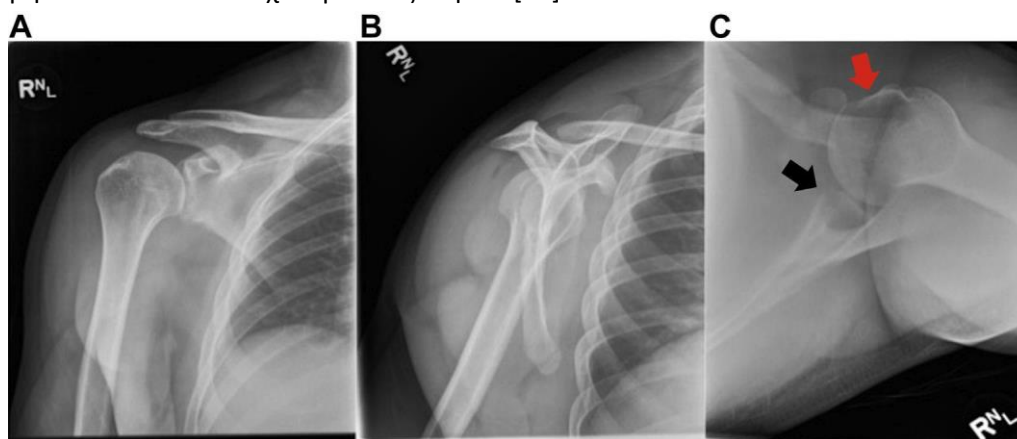
Η τεχνολογία ταχείας παραγωγής πρωτοτύπων είναι ένας γενικός όρος για τον σχεδιασμό και την τεχνολογία κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστών, την αντίστροφη τεχνολογία μηχανικής, την πολυεπίπεδη τεχνολογία κατασκευής, την πρωτότυπη προσθήκη προσθέτων και την τεχνολογία αφαιρέσιμων πρωτοτύπων [16]. Παρά τις προαναφερθείσες τεχνολογικές εξελίξεις στην απεικόνιση, αυτές οι μέθοδοι παρέχουν μόνο μια δισδιάστατη αναπαράσταση ενός τρισδιάστατου αντικειμένου (σε μια οθόνη). Αυτό μπορεί να θέσει όρια στην κατανόηση του χειρουργού για την ανατομία. Η ταχεία προτυποποίηση ή η

τρισεδιάστατη εκτύπωση παρέχει μια λύση σε αυτό το πρόβλημα. Χρησιμοποιεί σχεδιασμό με υπολογιστή (CAD) για την παραγωγή στερεών τρισεδιάστατων φυσικών μοντέλων αντικειμένων. Η χρήση της στην ορθοπεδική ως εργαλείο χειρουργικού σχεδιασμού στην χειρουργική επέμβαση τραυμάτων και σπονδυλικής στήλης έχει ήδη τεκμηριωθεί. Ωστόσο, η χρήση των ταχέων πρωτοτύπων για προεγχειρητικό σχεδιασμό για τη θεραπεία της αστάθειας των ώμων δεν έχει ακόμη περιγραφεί. Ως αποτέλεσμα, περιγράφουμε την εμπειρία μας με την τρισεδιάστατη εκτύπωση μιας γλενανοσωματικής άρθρωσης σε έναν ασθενή με σύνθετο ιστορικό επαναλαμβανόμενης αστάθειας των πρόσθιων ώμων και προχωρημένης οστεοπόρωσης [15].

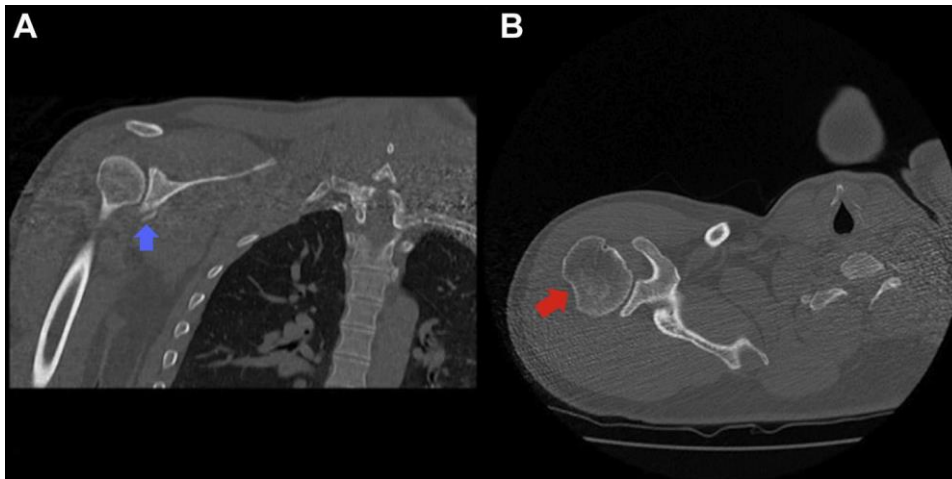
3.4.2 Περίπτωση ασθενούς

Ένας άνδρας ηλικίας 29 ετών παρουσίασε ιστορικό επαναλαμβανόμενων μετατοπίσεων του πρόσθιου ώμου που αφορούσαν το κυρίαρχο άνω άκρο. Η πρώτη του εξάρθρωση έγινε σε ηλικία 18 ετών, κατά τη διάρκεια μιας χιονοστιβάδας. Αυτό απαιτούσε επανατοποθέτηση κάτω από συνειδητή καταστολή στο τμήμα έκτακτης ανάγκης. Στη συνέχεια είχε πάνω από 20 τραυματικά και ατραυματικά επεισόδια είτε της πρόσθιας εξάρθρωσης είτε της υποξένωσης. Μια πορεία φυσικής θεραπείας για 6 μήνες απέτυχε να ανακουφίσει τα συμπτώματά του. Η φυσική εξέταση του ώμου έδειξε θετικό σημάδι σύλληψης, δοκιμασία μετεγκατάστασης και δοκιμή έκπληξης, έδωσε το σύμβολο sulcus, το τεστ O'Brien και τα αρνητικά ευρήματα της δοκιμασίας του οπίσθιου μαστού. Η βαθμολογία υπερκινητικότητας Beighton ήταν 4 από 9 πιθανά σημεία [15].

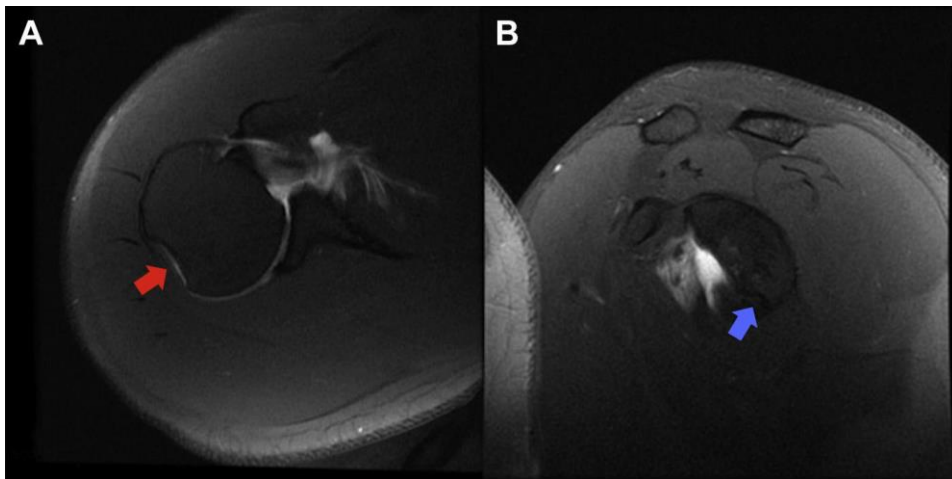
Μια ακτινογραφία, αξονική τομογραφία και μαγνητική τομογραφία λήφθηκαν προεγχειρητικά (Εικόνα 24-26). Έχει επίσης παραχθεί μια τρισεδιάστατη μορφοποίηση της αξονικής τομογραφίας (Εικόνα 27). Η απεικόνιση έδειξε ένα ετερογενές ελαστικό ράγισμα από τη θέση 2 έως 5, ένα εν μέρει ενωμένο οστεώδες θραύσμα Bankart και μια μεγάλη βλάβη του Hill-Sachs στο χονδροειδές κεφάλι [15].



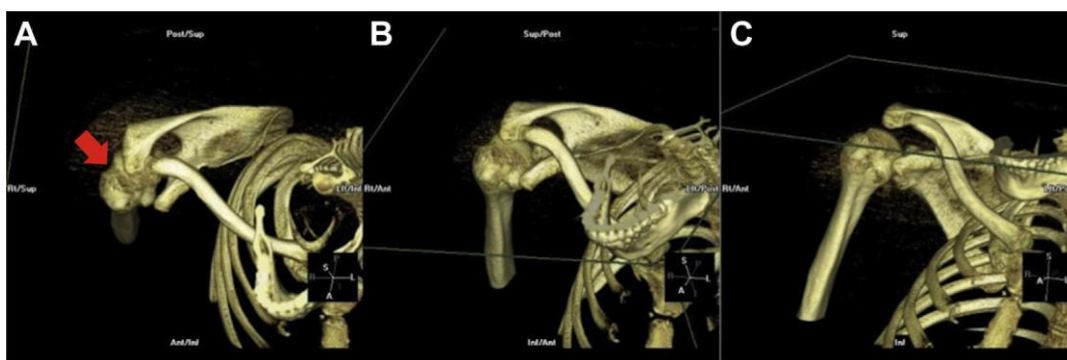
Εικόνα 24: Ακτινογραφίες που δείχνουν (A) πρόδρομες, (B) εγκάρσιες και (C) κεκλιμένες αξονικές προβολές του δεξιού ώμου. Μία μεγάλη βλάβη Hill-Sachs (κόκκινο βέλος) και μια μικρή βλάβη Bankart (μαύρο βέλος) είναι ορατές στη μασχαλιαία προβολή [15].



Εικόνα 25: Σάρωση υπολογιστικής τομογραφίας που δείχνει (Α) στεφανιαία και (Β) μασχαλιαία προβολή του δεξιού ώμου. Ένας μικρός οστεώδης τραυματισμός Bankart (μπλε βέλος) είναι ορατός στη στεφανιαία προβολή. Μία μεγάλη βλάβη Hill-Sachs (κόκκινο βέλος) φαίνεται στην αψιδωτή προβολή [15].



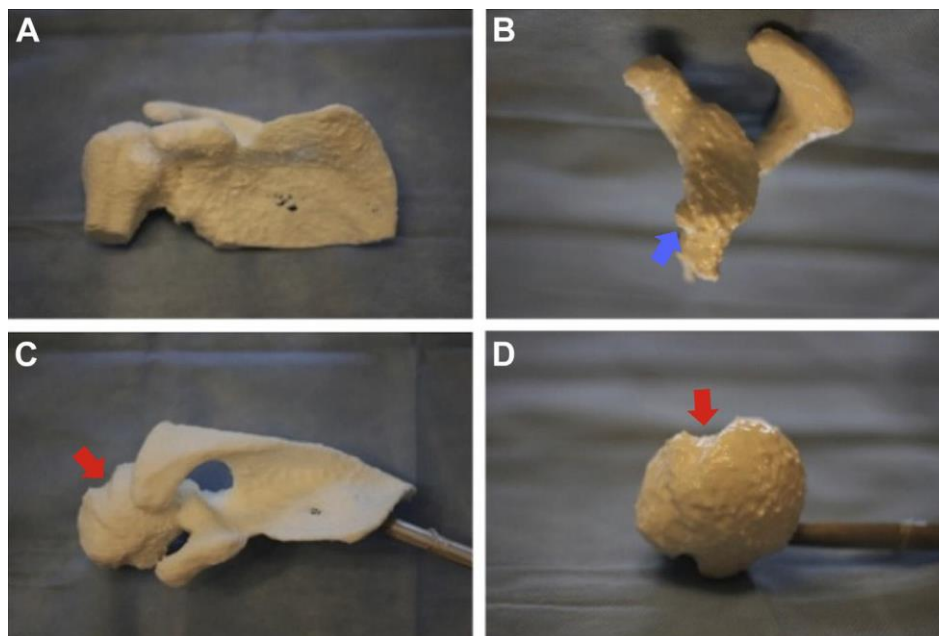
Εικόνα 26: Μελέτες απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού που απεικονίζουν (Α) μασχαλιαία και (Β) τοξοειδείς προβολές του δεξιού ώμου. Μια μεγάλη βλάβη Hill-Sachs (κόκκινο βέλος) φαίνεται στην μασχαλιαία προβολή. Ένα μικρό οστικό τραύμα Bankart (μπλε βέλος) φαίνεται στην τοξοειδή προβολή [15].



Εικόνα 27: Τρισδιάστατη αναδρομική σάρωση υπολογιστικής τομογραφίας του δεξιού ώμου: (Α) ανώτερη, (Β) πλάγια και (C) προ-οπίσθια προβολή. Μια μεγάλη αλλοίωση Hill-Sachs απεικονίζεται στην ανώτερη προβολή (βέλος) [15].

Παρά τις λεπτομέρειες που παρέχει η τρισδιάστατη ανακατασκευή της CT σάρωσης, παρέμεινε δύσκολο να καθορισθεί επαρκώς το βάθος του ελαττώματος. Ως αποτέλεσμα, τα δεδομένα από την αξονική τομογραφία χρησιμοποιήθηκαν για να δημιουργήσουν ένα

τρισεδιάστατο μοντέλο ταχέως πρωτότυπου στον ώμο του ασθενούς χρησιμοποιώντας ψηφιακό λογισμικό CAD (In Veevo Health, Toronto, Ontario, Canada) (Εικόνα 28). Το μοντέλο στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε για την περαιτέρω ποσοτικοποίηση της ποσότητας της χονδροειδούς κεφαλής και της απώλειας οστικής μάζας, καθώς επίσης και για τον προσδιορισμό του βαθμού απαγωγής και της εξωτερικής περιστροφής την οποία προκάλεσε η αλλοίωση του Hill-Sachs [15].



Εικόνα 28: Στερό τρισεδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο του δεξιού ώμου: (Α) πρόσθια προβολή, (Β) πλάγια προβολή με απομακρυσμένη αιμορραγική κεφαλή που δείχνει οστεία βλάβη Bankart (μπλε βέλος), (C) ανώτερη προβολή και (D) το χονδροειδές κεφάλι που παρουσιάζει μεγάλη βλάβη Hill-Sachs (κόκκινα βέλη) [15].

Η σύμπλεξη μετρήθηκε σε 60 δευτερόλεπτα εξωτερικής περιστροφής και 90 απαγωγής, καθώς και 90 εξωτερικής περιστροφής και 0 απαγωγής. Προσπαθήσαμε να χρησιμοποιήσουμε τη βαθμολογία δείκτη σοβαρότητας αστάθειας (ISIS) για να μας βοηθήσει να αποφασίσουμε αν θα προχωρήσουμε με αρθροσκοπική ή ανοιχτή σταθεροποίηση ώμων. Ο ασθενής ήταν ηλικίας μεγαλύτερης των 20 ετών, δεν συμμετείχε πλέον σε ανταγωνιστικές γενικές συναντήσεις συναντήσεις ή αθλητικές δραστηριότητες και είχε συνολικό όριο ISIS. Παρά τη βαθμολογία ISIS, παρέμεινε αβέβαιο όσον αφορά το βέλτιστο επιχειρησιακό σχέδιο. Ως αποτέλεσμα, στράφηκαν στο τρισεδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο για να βοηθήσουν στην ανάπτυξη ενός χειρουργικού σχεδίου. Αποφάσισαν να εκτελέσουν μια αρθροσκοπική διαδικασία επισκευής Bankart συν διαδικασία αφαίρεσης, διότι το τρισεδιάστατο μοντέλο έδειξε απώλεια οστικής μάζας λιγότερο από 25% με βλάβη Hill-Sachs βαθύτερη από το 15% της ακτίνας της κεφαλής του βάρους. Το στερό τρισεδιάστατο μοντέλο βοήθησε επίσης να καθορίσουν πόσα ράμματα θα χρειαζόνταν για τη διαδικασία αποκατάστασης, συμπεριλαμβανομένου του αριθμού των ατόμων που θα ταίριαζε στη βλάβη του Hill-Sachs [15].

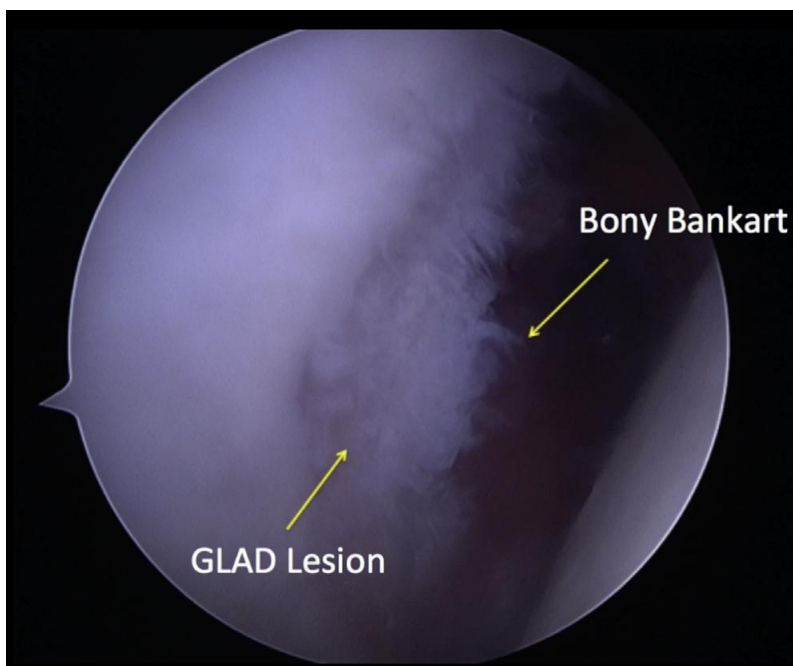
3.4.3 Χειρουργική τεχνική

Μετά από χορήγηση προεγχειρητικών αντιβιοτικών, ο ασθενής τέθηκε υπό γενική αναισθησία και τοποθετήθηκε στην ειδική θέση καρέκλας. Μια εξέταση στο πλαίσιο της αναισθησίας πραγματοποιήθηκε πριν από την έναρξη της διαδικασίας. Μια πρότυπη

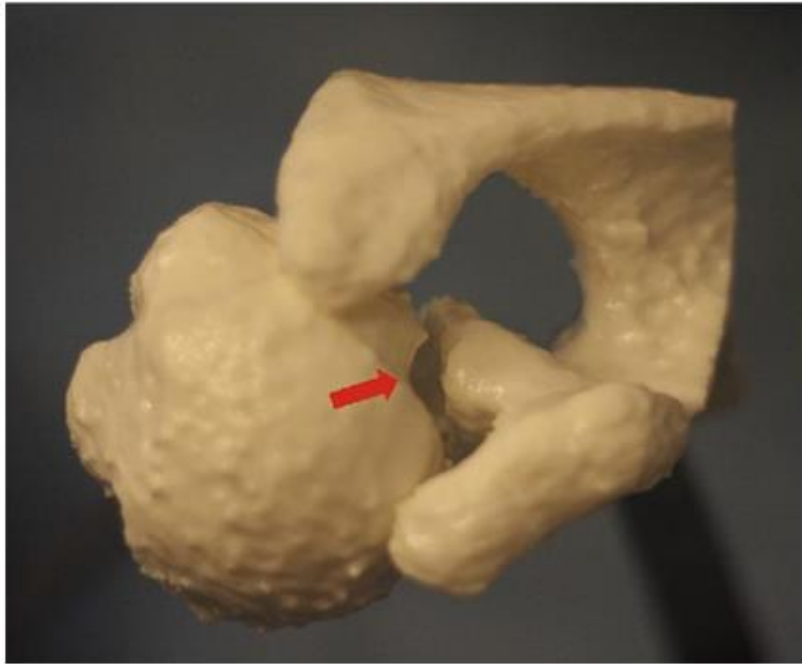
οπίσθια πύλη δημιουργήθηκε για την εισαγωγή του αρθροσκοπίου (Εικόνα 29). Ακολούθως διεξήχθη μια διαγνωστική αρθροσκόπηση για να εκτιμηθεί η έκταση του ραγίσματος καθώς και η απώλεια οστικής οσφυϊκής μάζας και ογκομετρικού οστού (Εικόνα 30) και για να προσδιοριστεί άλλη ενδοαρθρική παθολογία. Η αρθροσκόπηση έδειξε ότι η βλάβη Hill-Sachs εμπλέκεται στη βλάβη του σφαιροειδούς με τον ίδιο βαθμό απαγωγής και εξωτερικής περιστροφής όπως μετρήθηκε στο προ-εγχειρητικό τρισδιάστατο μοντέλο (Εικόνα 31). Στη συνέχεια εισήχθησαν δύο σωληνίσκοι Twist-In (Arthrex, Naples, FL) στο διάστημα περιστροφής, ένας ακριβώς κατώτερος από τη μακρά κεφαλή του τένοντα του δικέφαλου και ο άλλος μόλις ανώτερος από τον κάτω τένοντα [15].



Εικόνα 29: Προβολή ενδοεγχειρητικής ρύθμισης για τη διαδικασία [15].



Εικόνα 30: Διαταραχή των αρθρώσεων της Glenolabral (GLAD) και οξεία βλάβη Bankart που παρατηρήθηκε κατά τη διάρκεια της διαγνωστικής αρθροσκόπησης ενώ παρατηρήθηκε μέσω της οπίσθιας πύλης [15].



Εικόνα 31: Στερέο τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο του δεξιού ώμου σε εξωτερική περιστροφή με αλλοίωση Hill-Sachs (βέλος) [15].

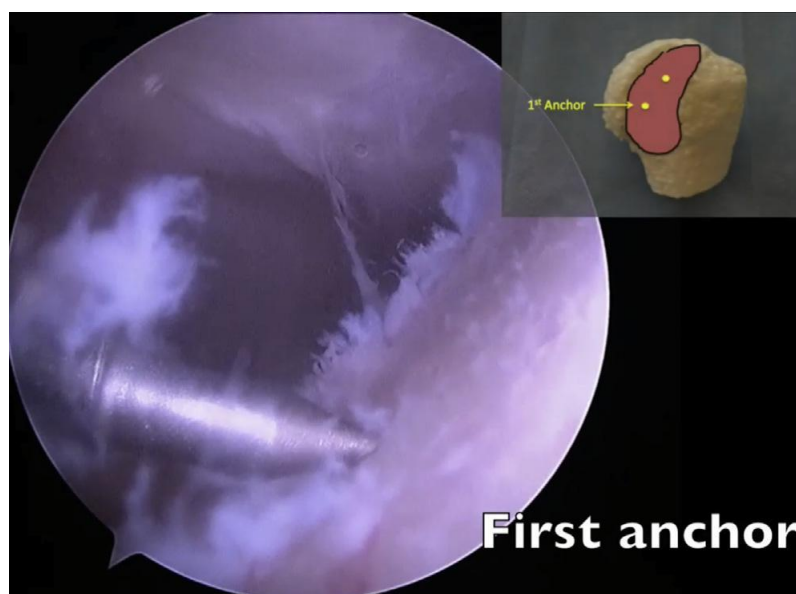
3.4.4 Επισκευή Bankart

Κατά τη διάρκεια της διαγνωστικής αρθροσκόπησης, διαπιστώθηκε ότι η οστεώδης βλάβη του τραυματισμού ήταν μειωμένη. Ως αποτέλεσμα, αποφασίστηκε να ενσωματωθεί στην επισκευή. Αυτό επιτεύχθηκε ανυψώνοντας την άκρη από τη μέση του γλενοειδή με απελευθερωτή. Στη συνέχεια, ετοιμάστηκε η επιφάνεια του γλενοειδή χρησιμοποιώντας μια λίμα και μια ξυριστική μηχανή. Στη συνέχεια τοποθετήθηκαν άγκυρες κατά μήκος της όψευς του γλενοειδή στις θέσεις 5, 3 και 1. Ένα 45 Suture Lasso (Arthrex) χρησιμοποιήθηκε για να μεταφέρει το ράμμα μέσω της άκρης, δημιουργώντας μια κατώτερη έως ανώτερη μετατόπιση της κάψουλας. Η άκρη στη συνέχεια εξασφαλίστηκε με τη σύνδεση αρθροσκοπικών κόμβων SMC [15].

3.4.5 Διαδικασία αφαίρεσης

Εισάγαμε το αρθροσκόπιο μέσω της μετα-πλευρικής πύλης και τοποθετήσαμε έναν σωληνίσκο Twist-In μέσω της οπίσθιας πύλης. Η οστεώδης κλίση της δεσμεύουσας βλάβης Hill-Sachs παρασκευάστηκε με χρήση κνήμης και ξυριστικής μηχανής. Στη συνέχεια τοποθετήσαμε μια άγκυρα Torkscrew 5,0 mm (Arthrex) στη βλάβη Hill-Sachs. Η περιοχή της βλάβης Hill-Sachs επισημαίνεται με κόκκινο χρώμα στο τρισδιάστατο μοντέλο (ένθετο), με τους κίτρινους κύκλους να ορίζουν τις 2 θέσεις των αγκυρών ράμματος (Εικόνα 32). Ο σωληνίσκος αφαιρέθηκε από τον ώμο σε μία εξωκαψυκτική θέση. Ένα όργανο BirdBeak (Arthrex) διήλθε μέσω του σωληνίσκου και έπειτα μέσω του υπακάνθιου μυ για να ανακτήσει το ράμμα. Αυτή η διαδικασία επαναλήφθηκε για να αρπάξει το άλλο άκρο του ράμματος. Στη συνέχεια, ένας κόμβος SMC συνδέθηκε για να δημιουργήσει μια τενοντοτομή του ιχθυοσωματιδίου στην αλλοίωση του Hill-Sachs. Μια δεύτερη άγκυρα από τριμπουσόν τοποθετήθηκε στη βλάβη Hill-Sachs και το προηγούμενο βήμα επαναλήφθηκε για να δημιουργηθεί ένα δεύτερο σημείο στερέωσης. Το αρθροσκόπιο τοποθετήθηκε πίσω στην οπίσθια πύλη και ο ώμος τοποθετήθηκε σε απαγωγή και εξωτερική περιστροφή. Η

δέσμευση της βλάβης Hill-Sachs πέρα από το γλενοειδή δεν ήταν πλέον δυνατή. Μετεγχειρητικά, στον ασθενή τοποθετήθηκε συσκευή εσωτερικής περιστροφής για 6 εβδομάδες, με παθητικές ασκήσεις εύρους κίνησης να ξεκινούν αμέσως. Οι ενεργές ασκήσεις εύρους κίνησης και αντίστασης ξεκίνησαν μετά από 6 εβδομάδες. Κατά την παρακολούθηση 6 μηνών, ο ασθενής εμφάνισε πλήρες εύρος κίνησης εκτός από ένα έλλειμμα εξωτερικής περιστροφής, έδειξε πλήρη δύναμη περιστροφικής περιχειρίδας και δεν είχε άλλα επεισόδια αστάθειας [15].



Εικόνα 32: Προβολή μέσω της προωθητικής πύλης προβολής κατά την τοποθέτηση της πρώτης αγκύρωσης ράμματος (που εκτελείται μέσω της πλατφόρμας πύλης) [15].

3.4.5 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα τεχνικής

Στον ασθενή διαπιστώθηκε ότι η χρήση της ταχείας πρωτοτυποποίησης ήταν καθοριστική για τον προσδιορισμό του βαθμού απώλειας οστού που σχετίζεται με τις αλλοιώσεις Hill-Sachs και Bankart. Η ικανότητα του μοντέλου να παρέχει κατανόηση του βάθους της οστικής απώλειας ήταν χρήσιμη στην επιλογή της χειρουργικής θεραπείας για τον ασθενή. Βρέθηκε επίσης το μοντέλο που είναι χρήσιμο για την προεγχειρητική προσομοίωση και τον προσδιορισμό της τοποθέτησης και του αριθμού των ραμμάτων που θα απαιτούνται κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Αν και δεν σημειώθηκε αυτό το εύρημα στην περίπτωση αυτή, πρόσφατες αναφορές περιστατικών στην ορθοπεδική χειρουργική επέμβαση έχουν δείξει ότι η χρήση προεγχειρητικών τρισδιάστατων εκτυπωμένων μοντέλων έχει οδηγήσει σε μειωμένο χειρουργικό χρόνο, μειωμένο χρόνο κάτω από την αναισθησία, μειωμένη ενδοεγχειρητική απώλεια αίματος και καλύτερη μείωση των σύνθετων καταγμάτων. Τέλος, το γρήγορο πρωτότυπο λειτουργούσε επίσης ως εκπαιδευτικό εργαλείο για τους κατώτερους εκπαιδευόμενους και τους φοιτητές της ιατρικής στο δωμάτιο χειρουργείου [15].

Παρά τα πολλά υποσχόμενα χαρακτηριστικά της τεχνολογίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης, παραμένουν ορισμένοι περιορισμοί που σχετίζονται με αυτήν την τεχνολογία. Ένα μειονέκτημα είναι ο χρόνος που απαιτείται για τη δημιουργία ενός τρισδιάστατου μοντέλου. Χρειάζεται συχνά αρκετές ώρες για να προχωρήσει. Ως εκ τούτου, δεν είναι δυνατή η τρισδιάστατη εκτύπωση σε περιπτώσεις έκτακτης ανάγκης. Επιπλέον, η διαθεσιμότητα και το κόστος της τρισδιάστατης εκτύπωσης παραμένουν εμπόδια στην

ευρεία χρήση της. Το κόστος συχνά ποικίλλει ανάλογα με την τεχνική του πρωτοτύπου, καθώς και τον όγκο και τη διάσταση της εκτύπωσης. Για παράδειγμα, το κόστος του glenohumeral μοντέλου σε αυτή τη μελέτη ήταν περίπου 150\$, ενώ το κόστος μιας πυέλου ενηλίκων θα μπορούσε να φθάσει τα 1.100.6\$. Το κόστος μπορεί στην πραγματικότητα να αντισταθμιστεί από τις εξοικονομήσεις που προκύπτουν από μειωμένες χειρουργικές περιόδους. Τέλος, η χρησιμότητα της τρισδιάστατης εκτύπωσης στον προεγχειρητικό σχεδιασμό για αρθροσκοπικές διαδικασίες σταθεροποίησης περιορίζεται από την απουσία των μαλακών ιστών που περιβάλλουν. Ως αποτέλεσμα, το μοντέλο μπορεί να μην είναι πραγματικά αντιπροσωπευτικό των συνθηκών της επέμβασης. Παρ' όλα αυτά, η τρισδιάστατη μοντελοποίηση φάνηκε χρήσιμη κατά τον προεγχειρητικό προγραμματισμό, διότι ενίσχυσε την κατανόηση του βάθους και του μεγέθους των οστικών βλαβών στον ασθενή με επαναλαμβανόμενη αστάθεια των ώμων [15].

3.5 Εφαρμογή 3D εκτυπωμένου εμφυτεύματος στη χειρουργική εκτομή καρκίνου της πυέλου

3.5.1 Εισαγωγή

Κατά τη διάρκεια των τελευταίων δεκαετιών, η διάγνωση και θεραπεία του πυελικού σαρκώματος εξακολουθεί να αποτελεί μεγάλη χειρουργική πρόκληση στην ορθοπεδική. Με την ανάπτυξη της μοριακής βιολογίας, των βιολογικών υλικών, της ιατρικής απεικόνισης, της βιομηχανικής, των χειρουργικών τεχνικών, της περιεκτικής θεραπείας κ.λπ., ο ρυθμός επιβίωσης των ασθενών με πυελικό σάρκωμα έχει αυξηθεί σημαντικά. Ωστόσο, δεδομένου ότι οι παραδοσιακές κλινικές θεραπείες του πυελικού σαρκώματος, συμπεριλαμβανομένης της νεο-ανοσοενισχυτικής χημειοθεραπείας και της ραδιοθεραπείας, δεν μπορούν να απομακρύνουν πλήρως την πυελική καταπίεση, οδηγώντας σε υψηλό ποσοστό σχετικών επιπλοκών, παραμένει ένα σημαντικό κλινικό πρόβλημα από την άποψη της βελτίωσης της θεραπευτικής επίδρασης των ασθενών, ειδικά για τους κακοήθεις όγκους της λεκάνης. Η χειρουργική εκτομή του πυελικού σαρκώματος σε συνδυασμό με τη χημειοθεραπεία με νεοαπορροφητικά φάρμακα υπήρξε ένα από τα σημαντικότερα είδη ορθοπεδικών χειρουργικών επεμβάσεων, ενώ ήταν ευρέως αποδεκτή ως πρότυπη θεραπεία από χειρουργούς. Τα πλεονεκτήματα της χειρουργικής επέμβασης εκτομής πυελικού σαρκώματος περιγράφονται ως εξής: πρώτον, μπορεί να αποκτήσει επαρκές χειρουργικό περιθώριο με τον πυελικό όγκο να αφαιρεθεί εντελώς. Δεύτερον, ο τοπικός πόνος μπορεί να ανακουφιστεί έγκαιρα και η ποιότητα ζωής για τον ασθενή μπορεί να βελτιωθεί σημαντικά. Τρίτον, μπορεί να εξαλείψει την πίεση του όγκου στη λεκάνη και να αποτρέψει αποτελεσματικά την υποτροπή του όγκου. Μετά την εκτομή του πυελικού σαρκώματος, η τοποθέτηση του εμφυτεύματος είναι επίσης σημαντική για την αναδημιουργία της λειτουργίας. Ωστόσο, δεδομένου ότι το συμβατικό εμφύτευμα δεν μπορεί να εγκατασταθεί μοναδικά στους παρακείμενους ιστούς λόγω των διαφορετικών χαρακτηριστικών του ανθρώπινου σώματος, εξακολουθεί να παραμένει μια σημαντική πρόκληση για την ιδανική αναδόμηση για τους ασθενείς. Για παράδειγμα, λόγω των φυλετικών διαφορών (όπως το μέγεθος των οστών, το σχήμα, η δομή κ.λπ.), ορισμένα εμπορικά διαθέσιμα εμφυτεύματα με βάση το δυτικό πληθυσμό δεν είναι σήμερα πλήρως συμβατά με ασιατικούς ασθενείς. Επιπλέον, αυτή η αμετάβλητη δομή μπορεί να επηρεάσει τη σταθερότητα του εμφυτεύματος και να προκαλέσει επιπλοκές. Επιπρόσθετα, η πρότυπη πρόσθεση μπορεί να

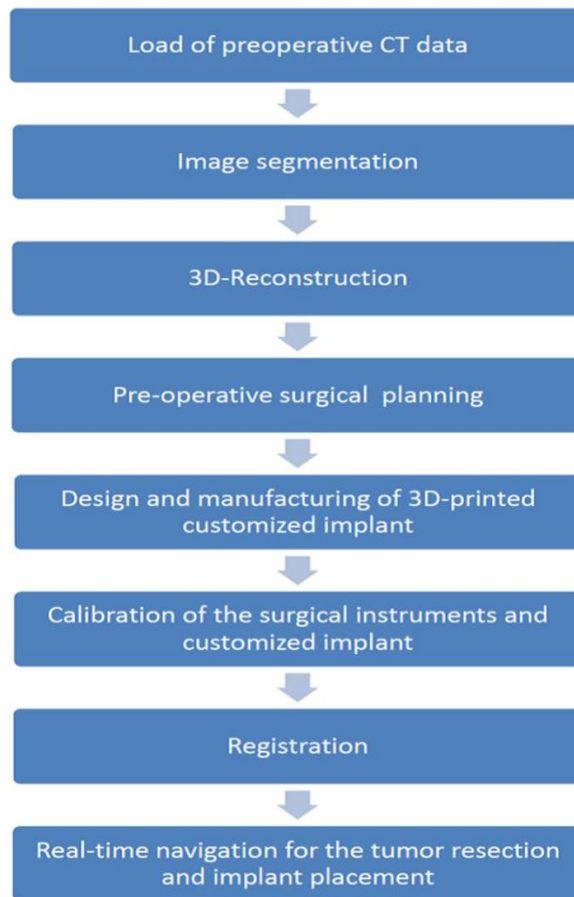
είναι ασυμβίβαστη με την ποικιλία των θέσεων οστεοτομής και τις περιβάλλουσες περιοχές στη χειρουργική διάσωσης των άκρων [17].

Ως εκ τούτου, τα ειδικά εμφυτεύματα ασθενών έχουν προταθεί και αναπτυχθεί κατά τις τελευταίες δεκαετίες. Δεδομένου ότι τα εμφυτεύματα έχουν σχεδιαστεί με βάση τις ιατρικές εικόνες του ασθενούς (όπως CT δεδομένα, δεδομένα MRI κ.λπ.) και τον προεγχειρητικό σχεδιασμό, μπορεί να παρέχεται ακριβέστερη θέση εμφύτευσης, καλύτερη ανατομική αντιστοίχιση, καλύτερο χειρουργικό αποτέλεσμα, και καλύτερη ευθυγράμμιση άξονα άκρων. Ωστόσο, λόγω των περιορισμών της παραδοσιακής τεχνολογίας κατασκευής, το προσαρμοσμένο εμφύτευμα με πολύπλοκο σχήμα μπορεί να μην είναι εύκολο να κατασκευαστεί μέσω του παραδοσιακού εργαλείου [17].

Με την τεράστια ανάπτυξη της τεχνικής τρισδιάστατης εκτύπωσης κατά τα τελευταία χρόνια, έχει γίνει μια μεγάλη επανάσταση στους τομείς της μηχανικής, της ιατρικής και πολλών άλλων. Σε σύγκριση με τις παραδοσιακές τεχνολογίες CAD/CAM, ο τρισδιάστατος εκτυπωτής μπορεί να κατασκευάζει τα προϊόντα και τα εμφυτεύματα απευθείας από ένα τρισδιάστατο εικονικό μοντέλο με πολύ σύνθετες γεωμετρίες. Ως εκ τούτου, παρέχει μια νέα ιδέα για την κλινική θεραπεία σε ορθοπαιδικά, γναθοπροσωπική χειρουργική κλπ. Πρόσφατα, με την ταχεία εξέλιξη της τεχνολογίας προσθετικής κατασκευής, παρουσιάστηκε η συσκευή τρισδιάστατης εκτύπωσης με νέες στρατηγικές κατασκευής κόνεων και μεταλλικών κραμάτων. Για παράδειγμα, οι Jardini και άλλοι σχεδίασαν και κατασκεύασαν ένα τρισδιάστατο εκτυπωμένο βιο-μοντέλο και προσαρμοσμένο εμφύτευμα για τη χειρουργική ανακατασκευή ενός μεγάλου κρανιακού ελαττώματος. Ο Ciocca και άλλοι χρησιμοποίησαν ένα εξατομικευμένο πλέγμα τιτανίου για ανασχηματισμό των ατροφικών τοξοειδών καμάρων με προσανατολισμένη προσθετική χρήση τεχνολογίας τρισδιάστατης εκτύπωσης. Παρόλα αυτά, οι δυσκολίες αυτού του χειρουργείου είναι προφανείς. Λόγω της βαθιάς θέσης της λεκάνης και των περίπλοκων ανατομικών δομών, δεν είναι εύκολο να βρεθεί ο όγκος των οστών στο αρχικό στάδιο και η ακρίβεια και η αξιοπιστία της εκτομής του πυελικού σαρκώματος δεν μπορεί να εξασφαλιστεί αποτελεσματικά. Επιπλέον, η ενδοεγχειρητική εγκατάσταση του τρισδιάστατου εκτυπωμένου εμφυτεύματος στον ασθενή είναι δύσκολη, καθώς ο παραδοσιακός εξοπλισμός δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί και η πραγματική θέση και ο προσανατολισμός του εμφυτεύματος δεν μπορεί να προσδιοριστεί σύμφωνα με τον προεγχειρητικό σχεδιασμό [17].

3.5.2 Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται στη χειρουργική εκτομή καρκίνου της πύελου

Η ροή εργασίας του χειρουργικού συστήματος πλοήγησης εμφανίζεται στην (Εικόνα 33) και περιγράφεται ως εξής:



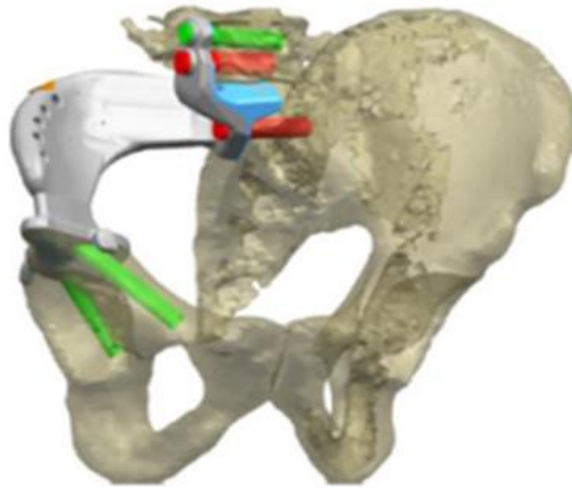
Εικόνα 33: Η ροή εργασίας της χειρουργικής επέμβασης εκτομής καρκίνου του πυελικού ιστού σε συνδυασμό με την τοποθέτηση τρισδιάστατων εκτυπωμένων εμφυτευμάτων με χειρουργικό σύστημα πλοήγησης [17].

1. Κατάτμηση εικόνας: Με βάση τα πρωτότυπα σαρωμένα δεδομένα CT, υιοθετούνται κατώτατα όρια, μέθοδοι αύξησης περιοχής και χειροκίνητα περιγράμματα για την κατάτμηση της λεκάνης, του σαρκώματος, της ουροδόχου κύστης κλπ.
2. 3D-ανακατασκευή: Στη συνέχεια, τα εικονικά τρισδιάστατα μοντέλα μπορούν να ανακατασκευαστούν μέσω του αλγόριθμου των κύβων. Τα αποτελέσματα επεξεργάζονται περαιτέρω με απλοποίηση των ματιών, εξομάλυνση και κοπή.
3. Προεγχειρητικός σχεδιασμός: Με βάση τη σειρά των δισδιάστατων εικόνων και των τρισδιάστατων ανακατασκευασμένων δεδομένων, μπορεί να πραγματοποιηθεί ο προεγχειρητικός σχεδιασμός συμπεριλαμβανομένης της τρισδιάστατης γεωμετρικής μέτρησης, του σχεδιασμού βελτιστοποίησης της τροχιάς οστεοτομής, της προσομοίωσης της τοποθέτησης του εμφυτεύματος κλπ. Επιπλέον, η θέση και ο προσανατολισμός του εμφυτεύματος μπορούν να ρυθμιστούν για να αποφευχθεί η πρόκληση τραυματισμού των περιβαλλόντων ανατομικών δομών, σύμφωνα με τα αντίστοιχα περιγράμματα των σχεδιαζόμενων επιπέδων κοπής στη σειρά των δισδιάστατων εικόνων (αξονική, στεφανιαία, οβελιαία).
4. Σχεδιασμός και κατασκευή τρισδιάστατου προσαρμοσμένου εμφυτεύματος: Σύμφωνα με το προγραμματισμένο αποτέλεσμα κοπής, το εμφύτευμα που αφορά το συγκεκριμένο ασθενή μπορεί να σχεδιαστεί μέσω των συνεργασιών με χειρουργούς (η Εικόνα 34 (A) δείχνει ένα προσαρμοσμένο εμφύτευμα σχεδιασμένο μέσω του λογισμικού UG Unigraphics NX, Siemens PLM Software, Germany),

μπορεί να αποθηκευτεί ως αρχείο Stereo Lithographic (STL) και να εισαχθεί στο χειρουργικό σύστημα πλοήγησης. Αυτό το προσαρμοσμένο εμφύτευμα κράματος τιτανίου που φαίνεται στην Εικόνα 34 (B) κατασκευάζεται στη συνέχεια μέσω τρισδιάστατου εκτυπωτή (Arcam, Sweden) (Εικόνα 34 (C)) χρησιμοποιώντας την τεχνολογία τήξης δέσμης ηλεκτρονίων (EBM).

5. Βαθμονόμηση των χειρουργικών οργάνων και του εμφυτεύματος: Δεδομένου ότι μόνο τα πλαίσια αναφοράς με προσαρμοσμένους αντανακλαστικούς δείκτες σχήματος σφαίρας μπορούν να παρακολουθούνται από τη συσκευή οπτικής εντοπισμού (Polaris Vicra, NDI Inc., Canada), οι διαδικασίες βαθμονόμησης απαιτούνται πριν την χειρουργική επέμβαση έτσι ώστε οι κινήσεις του τρισδιάστατου εκτυπωμένου εμφυτεύματος ή τα όργανα υπερθέρμανσης να μπορούν να αναπαρασταθούν μέσω των πλαισίων αναφοράς που είναι προσαρτημένα πάνω τους.
6. Ευθυγράμμιση: Η διαδικασία ευθυγράμμισης φέρνει δύο συστήματα συντεταγμένων σε χωρική ευθυγράμμιση, που σημαίνει ότι οι προεγχειρητικές εικόνες ευθυγραμμίζονται με τη θέση του ασθενή στο χειρουργικό κρεβάτι. Στο χειρουργικό σύστημα πλοήγησης υιοθετούνται δύο είδη μεθόδων καταχώρησης αντίστοιχα: η μέθοδος καταγραφής βάσει σημείων που βασίζεται στον αλγόριθμο αποσύνθεσης μοναδικής τιμής (SVD) και η μέθοδος καταχώρησης σε συνδυασμό με την επιφάνεια που βασίζεται στον επαναληπτικό αλγόριθμο πλησιέστερου σημείου (ICP).
7. Πλοήγηση σε πραγματικό χρόνο για την εκτομή του όγκου και την τοποθέτηση του εμφυτεύματος: Μετά τις διαδικασίες βαθμονόμησης και ευθυγράμμισης, η θέση και ο προσανατολισμός των χειρουργικών οργάνων μπορούν να παρακολουθούνται σε πραγματικό χρόνο και να εμφανίζονται στην οθόνη του υπολογιστή. Ως εκ τούτου, ο όγκος μπορεί να αποκοπεί σύμφωνα με την προεγχειρητική προγραμματισμένη τροχιά και η ακρίβεια μπορεί να βελτιωθεί. Επιπλέον, κατά τη διάρκεια της διαδικασίας εγκατάστασης του εμφυτεύματος, το εικονικό μοντέλο διαφέρει και στις δισδιάστατες και τρισδιάστατες προβολές σε πραγματικό χρόνο, έτσι ώστε να βελτιωθεί η αποτελεσματικότητα της λειτουργίας [17].

Παρόλο που τα περισσότερα υπάρχοντα εμπορικά ή ερευνητικά συστήματα πλοήγησης έχουν επιλύσει τη βαθμονόμηση του χειρουργικού οργάνου χρησιμοποιώντας ένα εργαλείο βαθμονόμησης, οι μέθοδοι τους δεν είναι κατάλληλες για τη βαθμονόμηση των ειδικών εμφυτευμάτων ασθενών με διάφορα σχήματα. Ως εκ τούτου, προτάθηκε μια νέα μέθοδος σε αυτή τη μελέτη έτσι ώστε η κίνηση των εμφυτευμάτων να μπορεί να παρακολουθηθεί κατά τη διάρκεια της ενδοεγχειρητικής διαδικασίας τοποθέτησης και η αρχή περιγράφεται παρακάτω [17].



(a)

Εικόνα 34 (A): Το σχεδιασμένο εμφύτευμα για συγκεκριμένο ασθενή μέσω της συμβατικής μεθόδου CAD [17].



(b)

Εικόνα 34 (B): Το τρισδιάστατο προσαρμοσμένο εμφύτευμα κράματος τιτανίου με διάφορες διαμπερείς οπές που έχουν σχεδιαστεί για τη στερέωση μεταξύ του εμφυτεύματος και των παρακείμενων ανατομικών δομών [17].

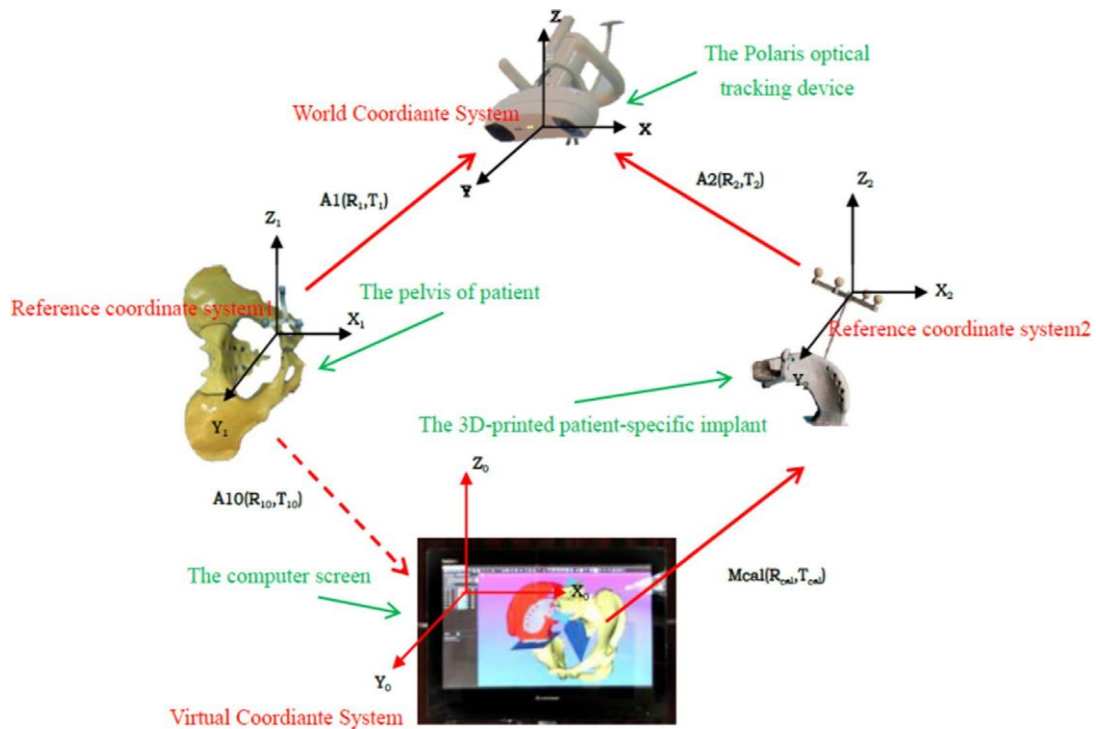


(c)

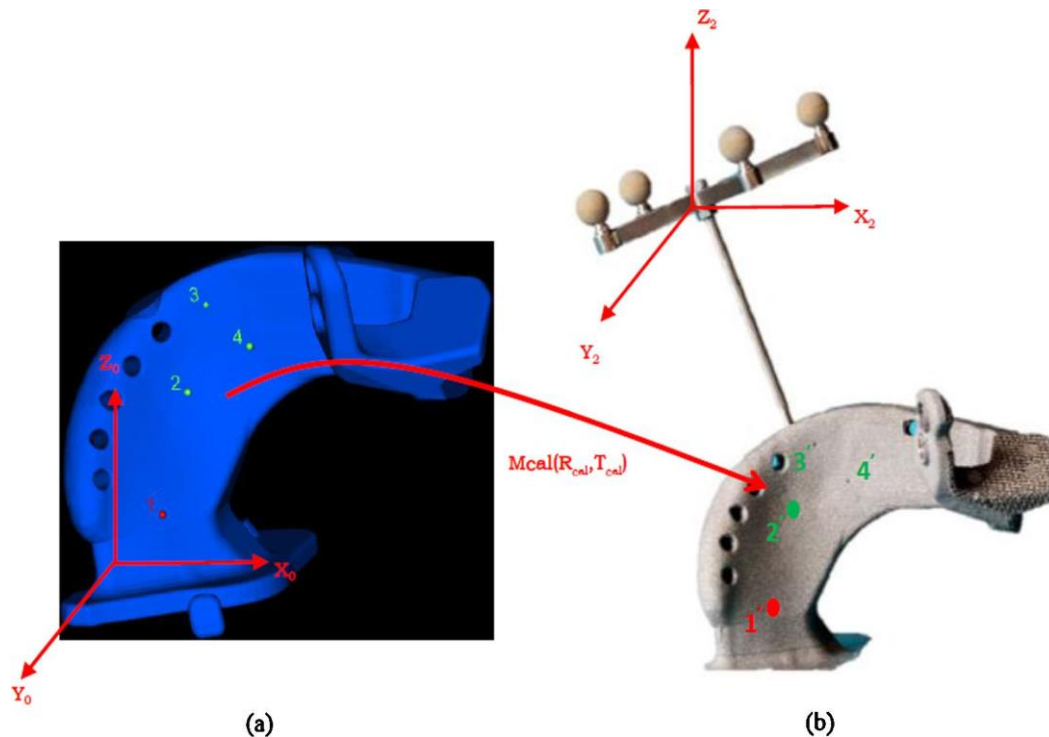
Εικόνα 34 (C): Η συσκευή τρισδιάστατης εκτύπωσης με σκόνη μετάλλων [17].

3.5.3 Τρισδιάστατη εκτύπωση εμφυτεύματος για τον ασθενή με παρακολούθηση κίνησης μέσω αλγορίθμου

Τα συστήματα συντεταγμένων στο χειρουργικό σύστημα πλοήγησης παρουσιάζονται στην (Εικόνα 35): Το παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων (WCS-XYZ) καθορίζεται από το οπτικό σύστημα παρακολούθησης Polaris. Το σύστημα εικονικών συντεταγμένων (VCS- $X_0Y_0Z_0$, επίσης αναφερόμενο ως σύστημα συντεταγμένων εικόνας) καθορίζεται από τα δεδομένα εικόνας προεγχειρητικού προγραμματισμού. Το σύστημα συντεταγμένων αναφοράς 1 (RCS1- $X_1Y_1Z_1$, επίσης αναφερόμενο ως σύστημα συντεταγμένων του πλαισίου αναφοράς του ασθενούς) προσδιορίζεται από τη διάταξη αναφοράς που βρίσκεται στη λεκάνη του ασθενούς. Το σύστημα συντεταγμένων αναφοράς 2 (RCS2- $X_2Y_2Z_2$, επίσης αναφερόμενο ως σύστημα πλαισίου αναφοράς του προσαρμοσμένου εμφυτεύματος με τρισδιάστατη εκτύπωση) προσδιορίζεται από το πλαίσιο αναφοράς που είναι στερεωμένο στο εμφύτευμα, ενώ τα A_1 και A_2 είναι οι μήτρες μετασχηματισμού με τις οποίες το RCS1 και το RCS2 μπορούν αντίστοιχα να μετασχηματιστούν σε WCS. A_{10} είναι η μήτρα μετασχηματισμού εγγραφής με την οποία το RCS1 μπορεί να μετατραπεί σε VCS. Επιπλέον, πρέπει να σημειωθεί ότι το VCS μπορεί να θεωρηθεί ταυτόσημο με το σύστημα συντεταγμένων μοντελοποίησης του εμφυτεύματος. Επομένως, M_{cal} είναι η μήτρα μετασχηματισμού βαθμονόμησης που καθορίζει τη χωρική σχέση μεταξύ των συστημάτων συντεταγμένων του τρισδιάστατου εκτυπωμένου εμφυτεύματος (VCS) και του πλαισίου αναφοράς (RCS2), που φαίνεται στην (Εικόνα 36) [17].



Εικόνα 35: Δημιουργία συστημάτων συντεταγμένων για την παρακολούθηση της κίνησης σε πραγματικό χρόνο του τρισδιάστατου εκτυπωμένου προσαρμοσμένου εμφυτεύματος [17].



Εικόνα 36: Δημιουργία των συστημάτων συντεταγμένων για τη βαθμονόμηση του τρισδιάστατου εκτυπωμένου προσαρμοσμένου εμφυτεύματος [17].

Υποθέτουμε ότι $X = (x, y, z)^T$ είναι οι συντεταγμένες οποιουδήποτε σημείου κάτω από το global σύστημα συντεταγμένων της οπτικής κάμερας παρακολούθησης, $X_0 = (x_0, y_0, z_0)^T$ είναι οι συντεταγμένες αυτού του σημείου κάτω από το εικονικό σύστημα συντεταγμένων,

$X_1=(x_1,y_1,z_1)^T$ είναι οι συντεταγμένες αυτού του σημείου κάτω από το σύστημα συντεταγμένων του πλαισίου αναφοράς του ασθενούς (σύστημα συντεταγμένων αναφοράς 1), $X_2=(x_2,y_2,z_2)^T$ είναι οι συντεταγμένες αυτού του σημείου κάτω από το πλαίσιο αναφοράς, $X_3=(x_3,y_3,z_3)^T$ είναι οι συντεταγμένες του σημείου αυτού στο σύστημα συντεταγμένων του τρισδιάστατου εκτυπωμένου εμφυτεύματος (σύστημα μοντελοποίησης εμφυτευμάτων), επομένως:

$$X = A_1 X_1$$

$$X = A_2 X_2$$

$$X_2 = M_{cal} X_3$$

$$X_0 = A_{10} X_1$$

Με βάση τις τρεις πρώτες εξισώσεις έχουμε:

$$A_1 X_1 = A_2 X_2 \Rightarrow X_1 = (A_1)^{-1} A_2 X_2 \Rightarrow X_1 = (A_1)^{-1} A_2 M_{cal} X_3$$

Με αντικατάσταση των παραπάνω αποτελεσμάτων στην τέταρτη εξίσωση έχουμε ότι:

$$X_0 = A_{10} (A_1)^{-1} A_2 M_{cal} X_3$$

Δεδομένου ότι ο μετασχηματισμός ενός άκαμπτου σώματος κάτω από το globalσυντονισμένο σύστημα μπορεί να περιγραφεί μέσω της τετραμερούς μονάδας και του φορέα μετάφρασης, οι μήτρες μετασχηματισμού A_1 και A_2 υπολογίζονται με βάση επτά στοιχεία που παρέχονται από το οπτικό σύστημα παρακολούθησης Polaris. Και η μήτρα μετασχηματισμού καταχώρησης A_{10} μπορεί να υπολογιστεί μέσω των μεθόδων καταχώρισης με βάση το σημείο ή την επιφάνεια [17].

Όσον αφορά τη μήτρα μετασχηματισμού βαθμονόμησης M_{cal} , προτάθηκε η μέθοδος ευθυγράμμισης "από σημείο σε σημείο" και οι λεπτομέρειες περιγράφονται ως εξής:

Πρώτον, πολλές οπές έχουν σχεδιαστεί και επισημανθεί στην επιφάνεια του εμφυτεύματος ως βασικά σημεία αναφοράς. Οι συντεταγμένες αυτών των βασικών σημείων αναφοράς κάτω από το σύστημα συντεταγμένων εικόνας είναι προκαθορισμένες κατά τη διάρκεια της διαδικασίας σχεδιασμού (για παράδειγμα, στην (Εικόνα 37) φαίνονται τέσσερα βασικά σημεία αναφοράς). Εν τω μεταξύ, οι αντίστοιχες συντεταγμένες αυτών των βασικών σημείων αναφοράς κάτω από το σύστημα συντεταγμένων πλαισίου αναφοράς εμφυτεύματος μπορούν να ληφθούν μέσω του αισθητήρα τοποθέτησης που φαίνεται στην (Εικόνα 37). Στη συνέχεια, η μήτρα μετασχηματισμού βαθμονόμησης M_{cal} θα υπολογιστεί μέσω της αποσύνθεσης μοναδιαίας τιμής (SVD) [17].

Τέλος, με βάση τον παραπάνω αλγόριθμο, το λειτουργικό στοιχείο της βαθμονόμησης του εμφυτεύματος είναι προγραμματισμένο χρησιμοποιώντας ορισμένα γνωστά εργαλεία ανοιχτού κώδικα όπως οι VTK, CTK, ITK, IGSTK και QT, και είναι ενσωματωμένο στο αυτο-αναπτυγμένο λογισμικό πλοήγησης [17].



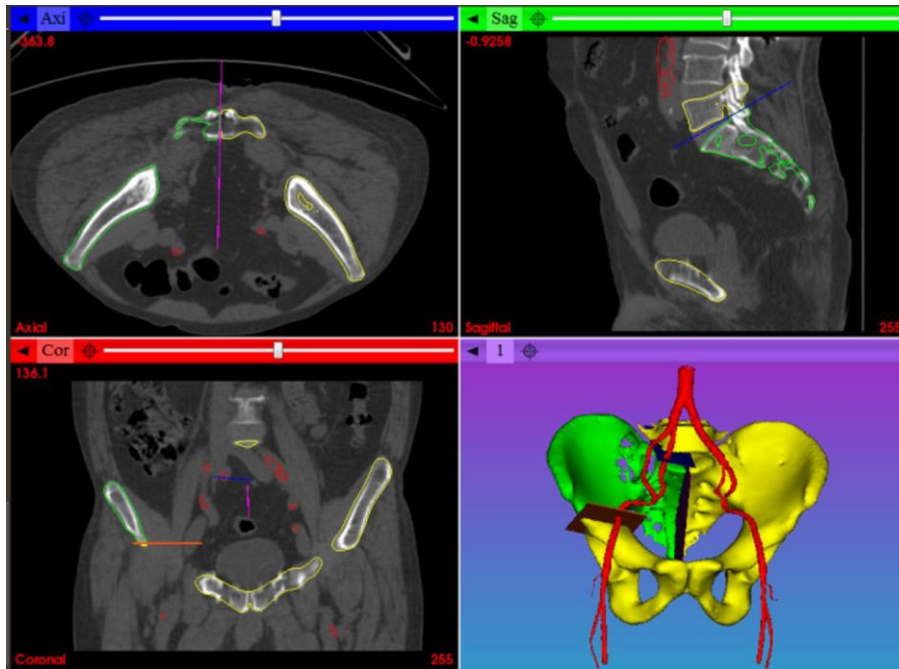
Εικόνα 37: Απόκτηση των συντεταγμένων των βασικών σημείων αναφοράς κάτω από το σύστημα συντεταγμένων του πλαισίου αναφοράς εμφύτευσης μέσω του αισθητήρα τοποθέτησης [17].

3.5.4 Πείραμα

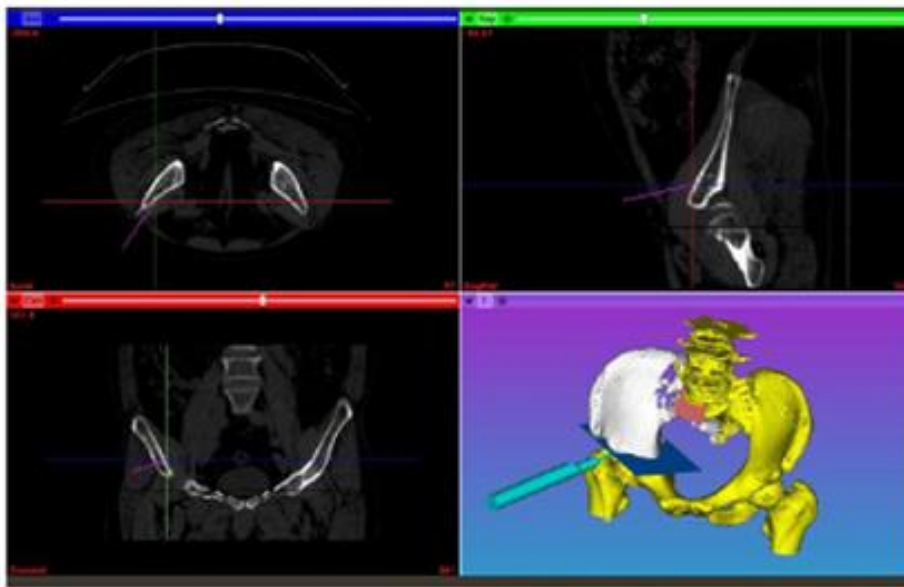
Προκειμένου να επικυρωθεί η σκοπιμότητα και η αξιοπιστία του χειρουργικού μας συστήματος πλοήγησης, διεξήχθησαν τα πειράματα και η ακόλουθη κλινική εφαρμογή για έναν εθελοντή ασθενή ηλικίας 62 ετών που υπέφερε από πυελικό σάρκωμα και οι λεπτομέρειες περιγράφονται ως εξής [17]:

Το τεχνητό πείραμα πραγματοποιήθηκε πριν από την πραγματική κλινική χειρουργική επέμβαση. Με τα αρχικά δεδομένα CT που αποκτήθηκαν μέσω ενός CT scanner (ιατρικό σύστημα GE, ΗΠΑ) με αύξηση 1 mm τομής, η κατάτμηση της εικόνας για τις κρίσιμες ανατομικές δομές και η τρισδιάστατη ανακατασκευή μπορούν να πραγματοποιηθούν στο λογισμικό προεγχειρητικού σχεδιασμού του συστήματος πλοήγησης. Η (Εικόνα 38) δείχνει το μοντέλο της λεκάνης και τα μοντέλα των αιμοφόρων αγγείων που αποκτήθηκαν σύμφωνα με τα δεδομένα μαγνητικής απεικόνισης του ίδιου ασθενούς. Με βάση τα τρισδιάστατα δεδομένα, ανακατασκευάστηκε ένα μοντέλο ταχείας πρωτυποποίησης (RP) λεκάνης μέσω της τεχνολογίας FDM, που παρουσιάζεται στην (Εικόνα 39 (B)). Στη συνέχεια, οι θέσεις και οι προσανατολισμοί των τριών επιπέδων κοπής σχεδιάστηκαν και προσαρμόστηκαν για να ικανοποιήσουν τις κλινικές απαιτήσεις σύμφωνα με τα περιγράμματα που εμφανίζονται σε όλες τις δισδιάστατες εικόνες (φαίνεται στην (Εικόνα 39 (A)) [17].

Με βάση τον προεγχειρητικό σχεδιασμό, σχεδιάστηκε ένα ολοκληρωμένο εμφύτευμα για να επιτευχθεί η βέλτιστη αναδόμηση της λειτουργίας μέσω της συζήτησης με τους χειρουργούς και στη συνέχεια κατασκευάστηκε μέσω του τρισδιάστατου εκτυπωτή Arcam A₁ (Arcam, Sweden) χρησιμοποιώντας κράμα τιτανίου, που φαίνεται στην (Εικόνα 39 (B)). Το πλαίσιο αναφοράς τοποθετήθηκε στο εμφύτευμα μέσω οπής με σπείρωμα για την ενδοεγχειρητική παρακολούθηση κίνησης [17].



Εικόνα 38: Τα τρισδιάστατα ανακατασκευασμένα δεδομένα και ο προεγχειρητικός σχεδιασμός [17].



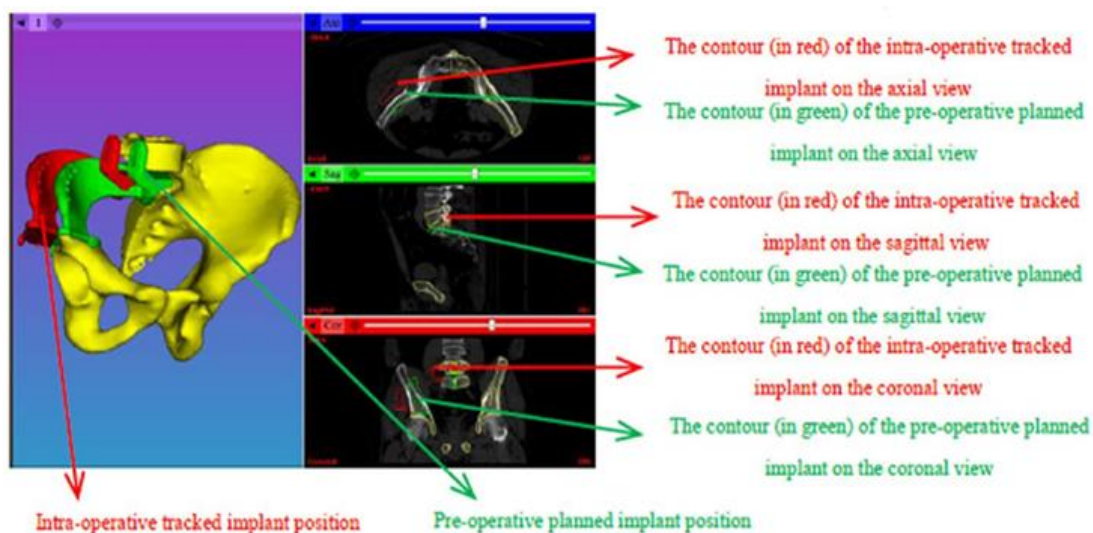
(a)

Εικόνα 39: (A) Η θέση και ο προσανατολισμός του χειρουργικού πριονιού εντοπίστηκαν σε πραγματικό χρόνο και εμφανίστηκαν και στις 2D και 3D απεικονίσεις [17].



(b)

Εικόνα 39 (B): Η τοποθέτηση του εμφυτεύματος πραγματοποιήθηκε υπό την καθοδήγηση του χειρουργικού συστήματος πλοήγησης [17].



(c)

Εικόνα 39 (C): Η τοποθέτηση του εμφυτεύματος πραγματοποιήθηκε υπό την καθοδήγηση του χειρουργικού συστήματος πλοήγησης [17].

Μετά την αρχικοποίηση του χειρουργικού συστήματος πλοήγησης, το προσαρμοσμένο τρισδιάστατο εκτυπωμένο εμφύτευμα βαθμονομήθηκε μέσω της μεθόδου

ευθυγράμμισης σε ζεύγη. Όσον αφορά τη βαθμονόμηση του χειρουργικού οργάνου, η (Εικόνα 40 (A) και (B)) δείχνει τις βαθμονομήσεις για τον άξονα του χειρουργικού τρυπανιού και την επιφάνεια του χειρουργικού πριονιού, αντίστοιχα, μέσω της αξονικής οπής και της εγκοπής στο εργαλείο βαθμονόμησης [17].

Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας ευθυγράμμισης, επιλέχθηκαν αρχικά τρία αντίστοιχα ζευγάρια οστικών δεικτών πυέλου (όπως το άνω πρόσθιο λαγόνιο προσάρτημα, το ηβικό οστό και το κάτω πρόσθιο λαγόνιο προσάρτημα) για την εφαρμογή της ευθυγράμμισης βάσει σημείων. Στη συνέχεια, τα δεδομένα αποκτήθηκαν μέσω του αισθητήρα τοποθέτησης για την ευθυγράμμιση που αντιστοιχεί στην επιφάνεια έτσι ώστε να μπορεί να διορθωθεί το γενικό σφάλμα ευθυγράμμισης. Μετά την ευθυγράμμιση, η θέση και ο προσανατολισμός του χειρουργικού πριονιού εντοπίστηκαν σε πραγματικό χρόνο και εμφανίστηκαν και στις 2D και 3D όψεις, που φαίνονται στην (Εικόνα 40 (A)). Επομένως, η προσομοίωση της εκτομής του πυελικού σαρκώματος μπορεί να πραγματοποιηθεί ενώ η επιφάνεια του πριονιού ευθυγραμμίζεται με το σχεδιαζόμενο επίπεδο εκτομής. Επιπρόσθετα, το εμφύτευμα μπορεί να εντοπιστεί ενδοεγχειρητικά και να εγκατασταθεί προσεκτικά σύμφωνα με την προεγχειρητική θέση υπό την καθοδήγηση του διαδραστικού περιβάλλοντος απεικόνισης 2D και 3D που φαίνεται στην (Εικόνα 39 (B) και (C)) [17].



(a)

Εικόνα 40 (A): Η βαθμονόμηση για τον άξονα του χειρουργικού τρυπανιού [17].



(b)

Εικόνα 40 (B): Η βαθμονόμηση για την επιφάνεια του χειρουργικού πριονιού [17].

3.5.5 Αξιολόγηση ακρίβειας

Ο βασικός στόχος της χρήσης του συστήματος εικονικής καθοδήγησης είναι να βελτιωθεί η ακρίβεια της τοποθέτησης των εμφυτευμάτων και να αποφευχθούν τα ενδοεγχειρητικά πιθανά ανθρώπινα λάθη στις ανατομικά πολύπλοκες θέσεις. Επομένως, διεξήχθη το τεχνητό πείραμα σύγκρισης της ακρίβειας της εγκατάστασης εμφυτεύματος με και χωρίς πλοήγηση που περιλαμβάνει δύο ομάδες. Η πρώτη ομάδα περιλάμβανε τέσσερις επαναλήψεις μη εμφάνισης εμφυτευμάτων μετά την καθοδηγούμενη οστεοτομή. Η δεύτερη ομάδα περιελάμβανε τέσσερις επαναλήψεις εγκατάστασης με εμφάνιση εικονική καθοδήγηση (η ενδοεγχειρητική θέση του μοντέλου εμφυτεύματος που εμφανίστηκε στην οθόνη του υπολογιστή σε πραγματικό χρόνο) [17].

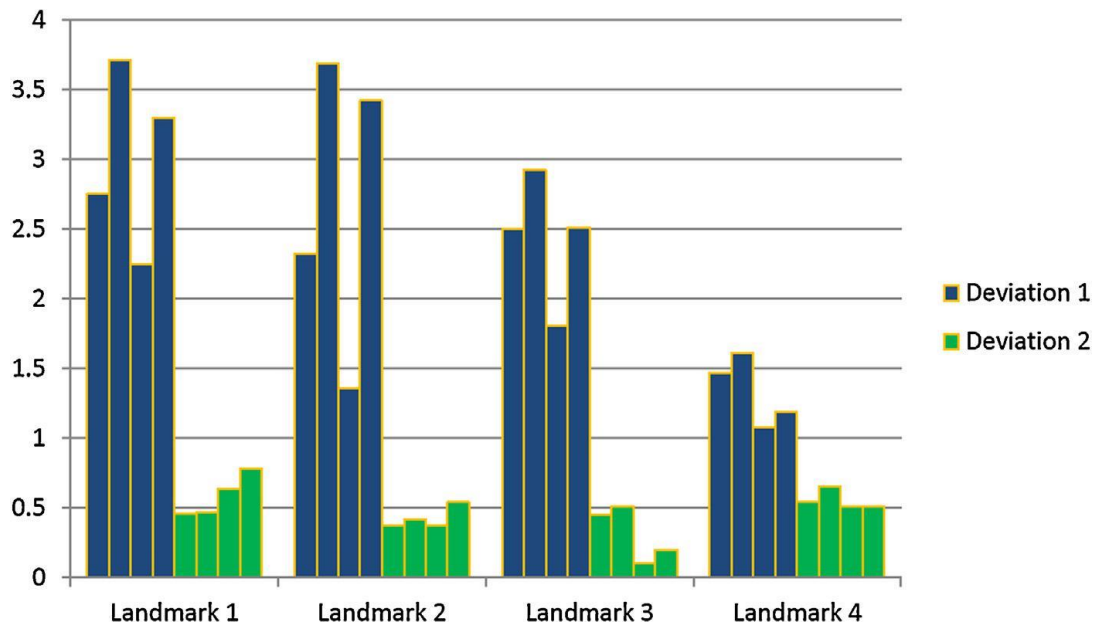
Ενώ κάθε φορά που πραγματοποιούνταν η εγκατάσταση μη εμφάνισης πλοήγησης ή εικόνας με οδηγό εικόνας, το πραγματικό μοντέλο εμφυτεύματος που εμφανιζόταν στην οθόνη του υπολογιστή (το κόκκινο μοντέλο στην (Εικόνα 41 (C)) εξαγόταν ως αρχείο σε μορφή STL. Στη συνέχεια, οι συντεταγμένες τεσσάρων βασικών σημείων αναφοράς για το πραγματικό μοντέλο εμφύτευσης κάτω από το εικονικό σύστημα συντεταγμένων ελήφθησαν μέσω μιας τεχνικής αναγνώρισης εικόνων (που παρατίθεται στην (Εικόνα 41)). Επιπλέον, με βάση τις συντεταγμένες ομόλογων ορόσημων που έχουν ληφθεί από προεγχειρητικό μοντέλο εμφυτεύματος, μπορεί να υπολογιστεί και να καταγραφεί η

απόκλιση κάθε ορόσημου. Η απόκλιση 1 δείχνει την απόσταση μεταξύ των ομόλογων βασικών ορόσημων στο προεγχειρητικό προγραμματισμένο εμφυτευμένο μοντέλο και μη-πλοηγούμενο εγκατεστημένο μοντέλο (μετά από καθοδηγούμενη οστεοτομή). Η απόκλιση 2 δείχνει την απόσταση μεταξύ των ομόλογων βασικών σημείων αναφοράς στο προεγχειρητικό σχεδιασμένο μοντέλο εμφύτευματος και στο εγκατεστημένο υπόδειγμα εικονικής καθοδήγησης (παρατίθεται στην (Εικόνα 41)). Η μέση τιμή FRE (βασικό σφάλμα ευθυγράμμισης) στην ομάδα μη πλοήγησης ήταν $2,37 \pm 0,89$ mm. Συγκριτικά, η μέση τιμή FRE στην ομάδα με εικονική καθοδήγηση ήταν $0,47 \pm 0,16$ mm, η οποία βελτιώθηκε περισσότερο από 5 φορές. Η (Εικόνα 42) δείχνει τη σύγκριση απόκλισης κάθε ορόσημου μεταξύ της ομάδας που δεν έχει πλοηγηθεί και της ομάδας που καθοδηγείται από την εικόνα. Απόκλιση 1: Η απόσταση μεταξύ των ομόλογων βασικών ορόσημων στο προεγχειρητικό προγραμματισμένο μοντέλο εμφύτευσης και το μη-πλοηγούμενο εγκατεστημένο μοντέλο (μετά την κατευθυνόμενη οστεοτομή). Απόκλιση 2: Η απόσταση μεταξύ των ομόλογων βασικών σημείων αναφοράς στο προεγχειρητικό σχεδιασμένο μοντέλο εμφύτευσης και στο εγκατεστημένο υπόδειγμα εικονικής καθοδήγησης [17].

Επιπλέον, κάθε ένα από τα αποθηκευμένα μοντέλα εμφύτευματος εισήχθη σε ένα συγκεκριμένο αυτό-αναπτυγμένο λογισμικό χρησιμοποιώντας VTK για να συγκριθεί με το προεγχειρητικό μοντέλο για την εκτέλεση της γραφικής επεξεργασίας. Μετά τον υπολογισμό της απόστασης μεταξύ ομόλογων σημείων στο ενδοεγχειρητικό μοντέλο αποθηκευμένου εμφύτευματος και το προεγχειρητικό προγραμματισμένο μοντέλο, η περιφερειακή ακρίβεια αποδείχθηκε καλύτερα με τη χαρτογράφηση των σφαλμάτων απόστασης σε ένα εικονικό μοντέλο τρισδιάστατου εμφύτευματος [17].

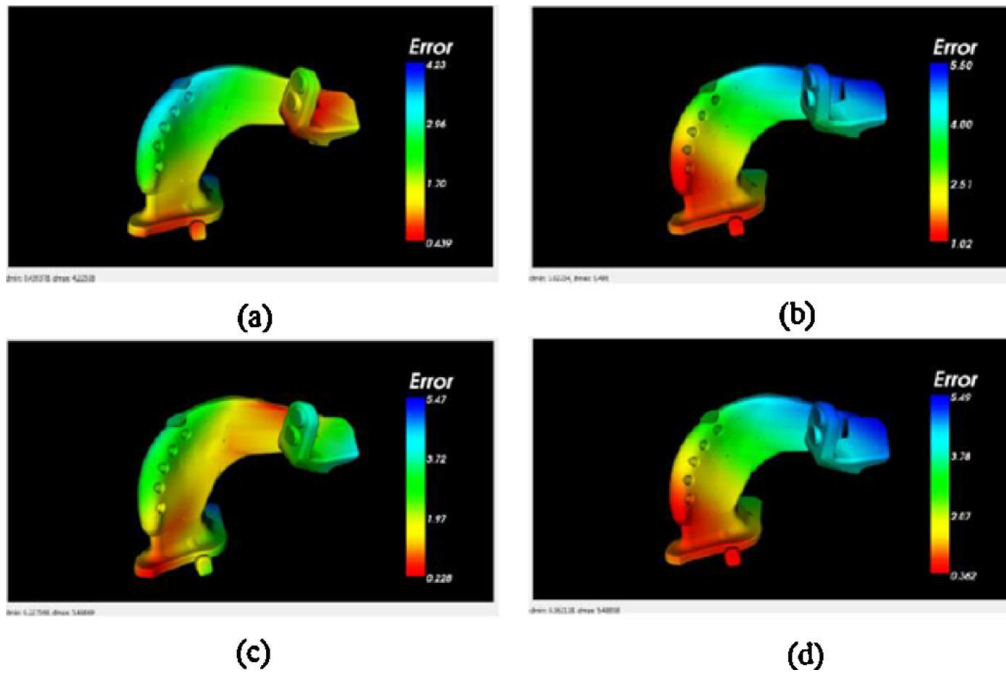
Landmark No.	Coordinates of fiducial landmarks obtained from pre-operative planned implant model (mm)			Coordinates of fiducial landmarks obtained from non-navigated implant installation model (mm)			Coordinates of fiducial landmarks obtained from image-guided implant installation model (mm)			Deviation 1 (mm)	Deviation 2 (mm)
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z		
1	-57.9	175.5	-316.0	-58.9	173.1	-315.1	-57.5	175.7	-315.9	2.75	0.46
				-57.1	172.7	-313.7	-57.8	175.2	-316.2	3.71	0.47
				-57.8	173.6	-314.8	-57.6	175.9	-316.4	2.25	0.64
				-57.2	172.7	-314.4	-57.6	176.1	-316.4	3.30	0.78
2	-46.3	177.4	-328.1	-47.6	175.9	-326.9	-46.0	177.5	-327.9	2.32	0.37
				-45.5	174.8	-325.6	-46.2	177.0	-328.2	3.69	0.42
				-46.7	176.7	-327.0	-46.1	177.5	-328.4	1.36	0.37
				-45.4	174.7	-326.2	-46.1	177.7	-328.5	3.42	0.54
3	-63.5	171.3	-338.6	-64.7	169.4	-337.5	-63.3	171.3	-338.2	2.50	0.45
				-62.9	169.6	-336.3	-63.6	170.8	-338.6	2.92	0.51
				-63.9	170.1	-337.3	-63.4	171.3	-338.6	1.81	0.10
				-62.8	169.5	-337.0	-63.5	171.5	-338.6	2.51	0.20
4	-69.1	156.2	-366.9	-70.1	155.3	-366.3	-69.4	156.4	-366.5	1.47	0.54
				-69.1	156.0	-365.3	-69.5	155.7	-366.8	1.61	0.65
				-69.7	156.2	-366.0	-69.5	155.9	-366.8	1.08	0.51
						-68.9155.8-365.8	-69.6	156.2	-366.8	1.19	0.51
			Mean						2.37	0.47	

Εικόνα 41: Οι συντεταγμένες των τεσσάρων βασικών ορόσημων στο σύστημα εικονικών συντεταγμένων, μέσω της τεχνολογίας αναγνώρισης εικόνων [17].

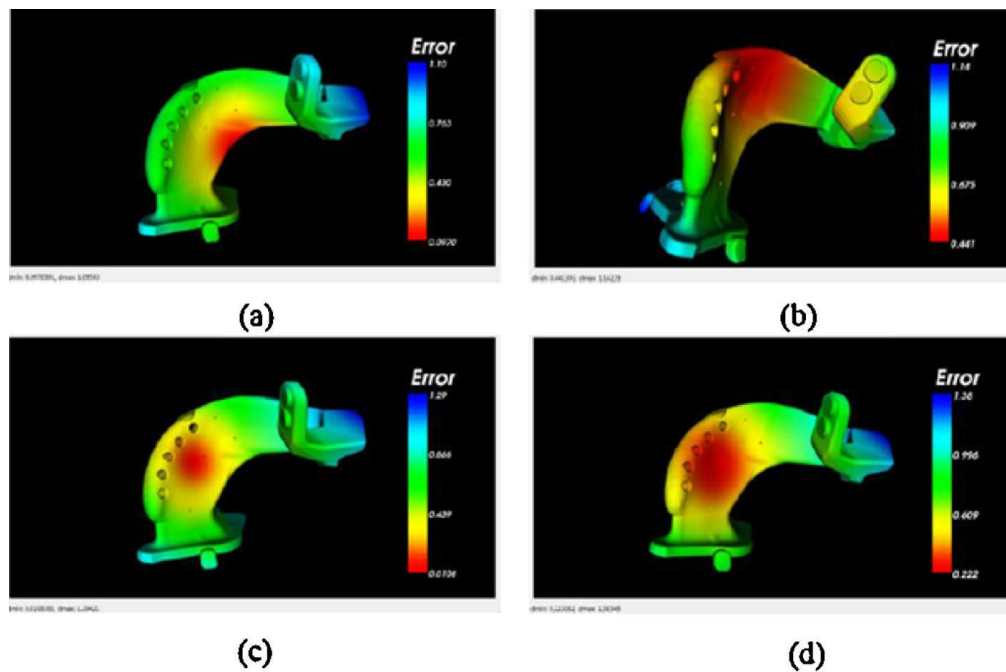


Εικόνα 42: Σύγκριση απόκλισης κάθε ορόσημου μεταξύ της ομάδας που δεν έχει πλοηγηθεί και της ομάδας που καθοδηγήθηκε εικονικά [17].

Σύμφωνα με τους χρωματικούς χάρτες των δύο ομάδων που παρουσιάζονται στην (Εικόνα 43) (η κατανομή σφαλμάτων τεσσάρων μη επανεμφανιζόμενων επαναλήψεων εγκατάστασης εμφυτεύματος μετά την καθοδηγούμενη οστεοτομή) και στην (Εικόνα 44) (η κατανομή σφαλμάτων τεσσάρων επαναλήψεων εγκατάστασης με εμφάνιση μεικρονική καθοδήγηση), η μέση τιμή TREs (Target Registration Error), στην ομάδα μη εγκατεστημένων εμφυτευμάτων ήταν $2,23 \pm 0,94$ mm, $3,13 \pm 1,28$ mm, $2,61 \pm 1,1$ mm και $2,71 \pm 1,47$ mm αντίστοιχα, ενώ οι μέσες τιμές TREs στην ομάδα εγκατάστασης εμφυτευμάτων με καθοδηγούμενη εικόνα ήταν $0,63 \pm 0,17$ mm, $0,75 \pm 0,18$ mm, $0,65 \pm 0,27$ mm και $0,70 \pm 0,27$ mm, αντίστοιχα. Επομένως, οι εγκαταστάσεις εμφύτευσης με εικονική καθοδήγηση ήταν σημαντικά ακριβέστερες από τις μη πλοηγηθείσες λειτουργίες. Επιπλέον, δεδομένου ότι κάθε μία από τις εγκαταστάσεις εμφυτεύματος βασιζόταν στο αποτέλεσμα προηγούμενης διαλογής, έτσι οι μετρημένες TREs ήταν σχετικά χαμηλότερες από την πλήρη μη πλοηγηθείσα εγκατάσταση [17].



Εικόνα 43: Η κατανομή σφάλματος σε τέσσερις μη εγκατεστημένες εγκαταστάσεις εμφύτευσης επαναλαμβάνεται μετά την καθοδηγούμενη οστεοτομή. (A) Μέση TRE: $2,23 \pm 0,94$ mm, (B) Μέση TRE: $3,13 \pm 1,28$ mm, (C) Μέση TRE: $2,61 \pm 1,1$ mm, (D) Μέση TRE: $2,71 \pm 1,47$ mm [17].



Εικόνα 44: Η κατανομή σφαλμάτων σε τέσσερις επαναλαμβανόμενες εγκαταστάσεις εμφύτευσης με εικονική καθοδήγηση. (A) Μέση TRE: $0,63 \pm 0,17$ mm, (B) Μέση TRE: $0,75 \pm 0,18$ mm, (C) Μέση TRE: $0,65 \pm 0,27$ mm, (D) Μέση TRE: $0,70 \pm 0,27$ mm [17].

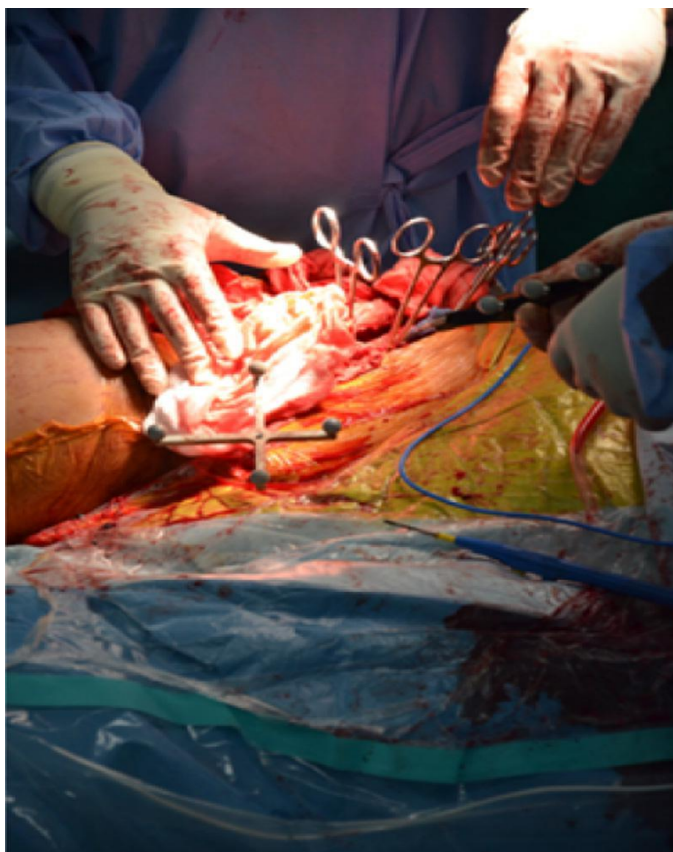
3.5.6 Η κλινική εφαρμογή

Αυτή η κλινική μελέτη εγκρίθηκε από το Συμβούλιο θεσμικής αναθεώρησης (IRB) του 9ου Λαϊκού Νοσοκομείου της Σαγκάης που συνδέεται με τη Σχολή Ιατρικής Jiao Tong του Πανεπιστημίου της Σαγκάης. Η κλινική έρευνα διεξήχθη σύμφωνα με τις αρχές που

εκφράστηκαν στη Διακήρυξη του Ελσίνκι του 1975. Πρώτα απ' όλα, ο ασθενής τοποθετήθηκε στο χειρουργικό κρεβάτι και εφαρμόστηκε γενική αναισθησία. Το πλαίσιο αναφοράς τοποθετήθηκε στη λεκάνη του ασθενούς χρησιμοποιώντας το επιφανειακό τρυπάνι μετά την εκτομή του μαλακού ιστού, όπως φαίνεται στην (Εικόνα 45) [17].

Μετά την ολοκλήρωση της αντιστοίχισης ασθενούς με την εικόνα, οι ενδοεγχειρητικές θέσεις και οι προσανατολισμοί των χειρουργικών εργαλείων, όπως το χειρουργικό τρυπάνι και το πριόνι, εντοπίστηκαν και αποδόθηκαν στην οθόνη του υπολογιστή (φαίνεται στην Εικόνα 46 (A) και (B)). Επομένως, ο χειρουργός έφτασε τον όγκο της πυέλου σύμφωνα με την προεγχειρητική προγραμματισμένη τροχιά (Εικόνα 46 (C) που δείχνει τον όγκο που έχει αποκοπεί με ασφαλή περιθώρια). Επιπλέον, μετά την εκτομή του όγκου, το τρισδιάστατο εκτυπωμένο εμφύτευμα εγκαταστάθηκε κάτω από το περιβάλλον μεικρονική καθοδήγηση, έτσι ώστε να μπορεί να ξεπεραστεί ο περιορισμός της ενδοεγχειρητικής ορατότητας. Η μετεγχειρητική παρακολούθηση ανέφερε ότι όλα τα περιθώρια εκτομής ήταν χωρίς σάρκωμα και η κατάσταση της ανάκτησης του ασθενούς ήταν ικανοποιητική [17].

Επομένως, το πείραμα και η κλινική περίπτωση έδειξαν τη σκοπιμότητα του συστήματος χειρουργικής σχεδίασης με τη βοήθεια υπολογιστή και τα αποτελέσματα επικύρωσης της ακρίβειας απέδειξαν ότι μπορεί να βελτιώσει την ασφάλεια της χειρουργικής εκτομής του όγκου και της ανακατασκευής του πυέλου [17].



Εικόνα 45: Το πλαίσιο αναφοράς τοποθετείται στη λεκάνη του ασθενούς [17].



(a)

Εικόνα 46: (A) Η θέση και ο προσανατολισμός του χειρουργικού πριονιού εντοπίστηκαν και αποδόθηκαν στην οθόνη του υπολογιστή [17].



(b)

Εικόνα 46 (B): Η θέση και ο προσανατολισμός του χειρουργικού πριονιού εντοπίστηκαν και αποδόθηκαν στην οθόνη του υπολογιστή [17].



(c)

Εικόνα 46 (C): Ο όγκος αποκόπηκε με ασφαλή περιθώρια [17].

3.6 Κλινική εφαρμογή της τρισδιάστατης εκτύπωσης στην εξατομικευμένη θεραπεία σύνθετων σπονδυλικών διαταραχών

3.6.1 Εισαγωγή

Η τρισδιάστατη εκτύπωση χρησιμοποιείται όλο και περισσότερο στην ιατρική εκπαίδευση [18]. Η ανάπτυξη της επιστήμης των πολυμερών υλικών, η τεχνική λέιζερ, ο υπολογιστικός σχεδιασμός, καθώς και η επιστημονική επιστήμη των υλικών επέτρεψαν τη δημιουργία τεχνολογίας τρισδιάστατης εκτύπωσης ώστε να αναπαράγει τη μορφολογία των παθόντων σπονδυλικών τμημάτων από τη σάρωση με Υπολογιστική Τομογραφία (CT) με τη βοήθεια ενός λογισμικού επεξεργασίας εικόνων και ενός εξοπλισμού ταχείας κατασκευής πρωτοτύπων για να παράγει ένα απτικό μοντέλο σε διάφορα υλικά [19].

Σε πολύπλοκες σπονδυλικές διαταραχές όπως η σκολίωση, η διαδικασία διόρθωσης εμφανίζονται συχνά προκλήσεις, καθώς η απροσδόκητη απουσία βίδας και οι σπονδυλικές περιστροφές μπορούν να ανακαλυφθούν ενδοεγχειρητικά, δημιουργώντας μεγάλο κίνδυνο νευραγγειακών βλαβών κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Οι τρέχουσες μορφές απεικόνισης σαν επίπεδη ακτινογραφική εικόνα και οι σαρώσεις CT δεν είναι κατάλληλες για την παροχή της ανατομικής επισκόπησης των παθόντων σπονδυλικών τμημάτων, ακόμη και η CT με τρισδιάστατη ανακατασκευή μπορεί να παρέχει μόνο την εικόνα χωρίς απτική ανάδραση. Ως εκ τούτου, η τρισδιάστατη εκτύπωση είναι πολύ ελπιδοφόρα στην εξατομικευμένη θεραπεία σύνθετων διαταραχών της σπονδυλικής στήλης. Ωστόσο, έχουν πραγματοποιηθεί λίγες έρευνες για τη μελέτη της χρήσης της τρισδιάστατης εκτύπωσης σε αυτόν τον τομέα. Οι ερευνητές ανέπτυξαν μοντέλα φωτοευαίσθητων ρητινών για 4 περιπτώσεις σύνθετων νευρικών διαταραχών για να επιτύχουν την εξατομικευμένη θεραπεία τους και να διερευνήσουν την κλινική σημασία της τρισδιάστατης εκτύπωσης [19].

Η μελέτη διεξήχθη στο Τμήμα Σπονδυλικής Χειρουργικής του Νοσοκομείου 'Second Peoples' του Shenzhen από τον Οκτώβριο του 2014 έως τον Μάρτιο του 2015. Η μελέτη

αυτή εγκρίθηκε από το Νοσοκομειακό Επιμελητήριο και όλοι οι ασθενείς έδωσαν συνειδητή συναίνεση για να συμμετάσχουν στη μελέτη αυτή. Στην (Εικόνα 47) φαίνονται οι λεπτομερείς πληροφορίες των 4 επιλεγμένων περιπτώσεων, όλων των αρσενικών, για την τρισδιάστατη μοντελοποίηση [19].

ID	Model date	Sex	Age (yr)	Diagnosis	Affected segment	Surgical approach
1	Feb 2015	M	12	Congenital scoliosis L ₁ hemivertebra	Thoracolumbar	Posterior L ₁ hemivertebra resection, decompression and instrumented fusion T ₁₀ E ₃
2	Aug 2014	M	7	Eosinophilic granuloma of C ₁	Cervical	Transoral endoscopic resection of tumor
3	Jan 2015	M	72	Fracture dislocation of C ₁ e ₂	Cervical	Posterior stabilization with pedicle screws, decompression and instrumented fusion C ₁ e ₄
4	Apr 2015	M	12	Dislocation of C ₁ e ₂	Cervical	Posterior stabilization with lateral mass screws (C ₁) and pedicle screws (C ₂), C ₁ laminectomy, decompression and instrumented fusion C ₁ e ₂ , halo-vest immobilization

Εικόνα 47: Περίληψη των τεσσάρων επιλεγμένων σύνθετων περιπτώσεων [19].

3.6.2 Τρισδιάστατη ψηφιακή ανακατασκευή σπονδυλικής στήλης

Όλοι οι ασθενείς επιλέχθηκαν για διαδικασία τρισδιάστατης μοντελοποίησης καθώς η παθολογοανατομική τους δράση θεωρήθηκε ότι δεν παρουσιάστηκε σαφώς με κοινές τεχνικές απεικόνισης. Τα φυσικά μοντέλα δημιουργήθηκαν στον τρισδιάστατο εκτυπωτή πριν από τη χειρουργική επέμβαση. Εν συντομία, η πληγείσα περιοχή ενός ασθενούς σαρώθηκε χρησιμοποιώντας ογκομετρική CT (Somatom Definition AS, Siemens, Ιαπωνία) με πάχος τομής 1 mm και ανάλυση σε πλάτος 0,24 mm. Τα αρχεία DICOM των 4 περιπτώσεων λήφθηκαν στη συνέχεια από το CT workstation. Κάθε ομάδα δεδομένων φορτώθηκε σε έναν υπολογιστή με λογισμικό Bio3D για την ανακατασκευή ενός τρισδιάστατου ψηφιακού πλαισίου σπονδυλικής στήλης, το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την απόκτηση όλων των ανατομικών πληροφοριών που απαιτούνται. Τα τρισδιάστατα δεδομένα ανακατασκευής μεταφέρθηκαν σε αρχείο μορφής STL από το λογισμικό Bio3D για την κατασκευή μοντέλων φωτοευαίσθητων ρητινών [19].

3.6.3 Περιεγχειρητικός προγραμματισμός θεραπείας

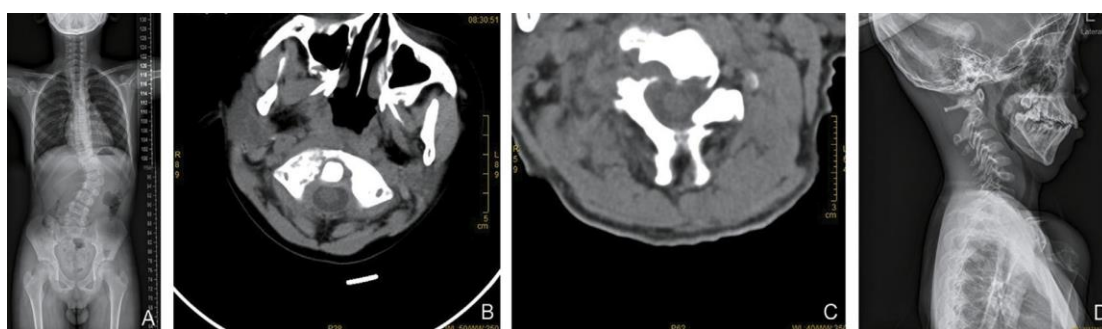
Τα τρισδιάστατα μοντέλα χρησιμοποιήθηκαν στη συνέχεια για την παρατήρηση της παθολογοανατομίας της σπονδυλικής στήλης, για τον χειρουργικό σχεδιασμό και την επιλογή οργάνων εσωτερικής στερέωσης πριν από τις χειρουργικές επεμβάσεις. Τα φυσικά μοντέλα χρησιμοποιήθηκαν για την επικύρωση των ανατομικών ορόσημων και την ενδοεγχειρητική καθοδήγηση. Η ακρίβειά της αξιολογήθηκε στη συνέχεια με μετεγχειρητικές απλές ακτινογραφίες και εικόνες CT [19].

Στην περίπτωση 1 της συγγενούς σκολίωσης, λεπτομερείς πληροφορίες για την παραμόρφωση δεν μπορούσαν να παρατηρηθούν με σαφήνεια στην προεγχειρητική οπίσθια ακτινογραφία εξαιτίας της μετατόπισης και της περιστροφής (Εικόνα 48(A)). Μετά την 3D ανακατασκευή της σπονδυλικής στήλης, η δυσπλασία μπορεί εύκολα να παρατηρηθεί από οποιαδήποτε κατεύθυνση και γωνία (Εικόνα 49). Η κατεύθυνση και η διάμετρος θα μπορούσαν να καθοριστούν κατά προσέγγιση στο φυσικό μοντέλο (Εικόνα 50A). Η χειρουργική επέμβαση εκτελέστηκε χωρίς σοβαρές επιπλοκές και ο ασθενής άρχισε να περπατά με ένα στήριγμα 6 ημέρες μετά. Η μετεγχειρητική ακτινογραφία δείχνει 90,9% διόρθωση της γωνίας Cobb σκολίωσης (Εικόνα 51(A)) [19]. Οι γωνίες Cobb που αντιπροσωπεύουν τις αλλαγές στην τμηματική καμπύλη μετρήθηκαν με βάση τις γωνίες της

αγκυλώσεως, που μετρώνται μεταξύ της κατώτερης ακραίας πλάκας του άθικτου άνω παρακείμενου σπονδυλικού σώματος και της ανώτερης ακραίας πλάκας του άθικτου κάτω γειτονικού σπονδυλικού σώματος [20].

3.6.4 Θεραπεία όγκων

Στην περίπτωση του ανώτερου αυχενικού όγκου, ο επτάχρονος ασθενής είχε εκτομή του όγκου χωρίς την ανάγκη σταθεροποίησης. Η εργασία πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια του τρισδιάστατου μοντέλου και των προεγχειρητικών CT εικόνων (περίπτωση 2 που δείχνει περιοχή βλάβης (Εικόνα 48 (B)) και περίπτωση 3 που παρουσιάζεται κάταγμα αυχενικών σπονδύλων (Εικόνα 50 (B)). Το φυσικό μοντέλο συνέβαλε στον προσδιορισμό της έκτασης του όγκου και των ανατομικών του σχέσεων με τις γειτονικές δομές. Διεξήχθη εκτεταμένη αφαίρεση της βλάβης και ελήφθη λαγόνια κορυφή για την ανακατασκευή του ελλείμματος. Η παθολογική ανάλυση επιβεβαίωσε το ηωσινόφιλο κοκκίωμα και η μετεγχειρητική CT εικόνα δείχνει πλήρη εκτομή του όγκου (Εικόνα 51 (B)) [19].



Εικόνα 48 (A): Σκολίωση Cobb [19].

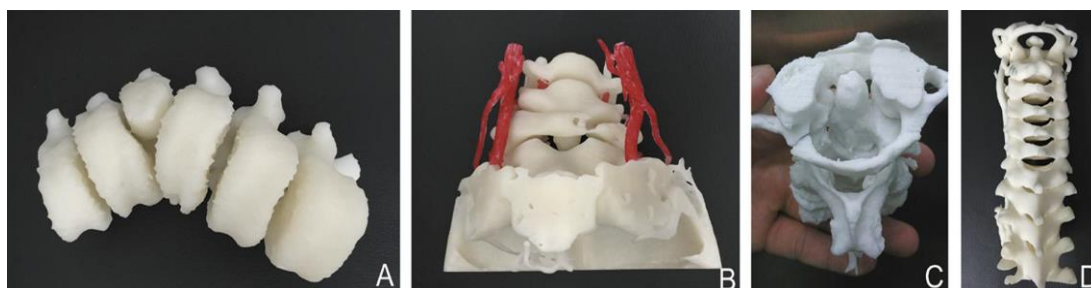
Εικόνα 48 (B): Περιοχή όγκου [19].

Εικόνα 48 (C): Κάταγμα αυχενικών σπονδύλων [19].

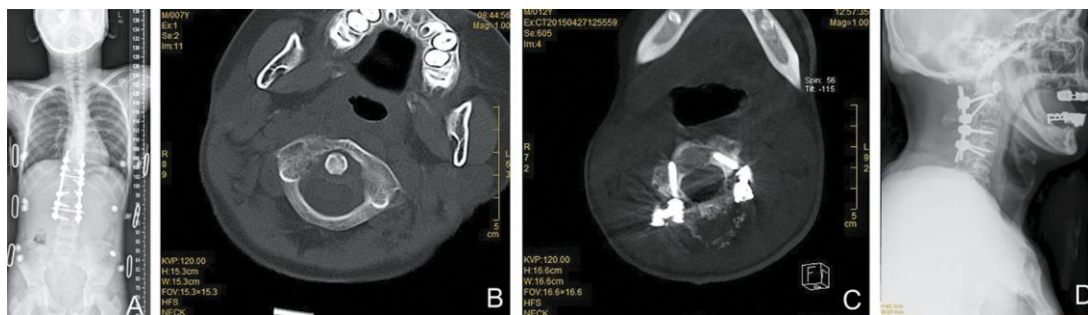
Εικόνα 48 (D): Αυχενική εξάρθρωση [19].



Εικόνα 49: Αποτέλεσμα ψηφιακής 3D ανακατασκευής σπονδυλικής στήλης 4 περιπτώσεων με βάση τα σύνολα δεδομένων CT [19].



Εικόνα 50: Μοντέλα ταχέων πρωτοτύπων τεσσάρων περιπτώσεων [19].



Εικόνα 51 (A): Διόρθωση της γωνίας σκολίωσης Cobb[19].

Εικόνα 51 (B): Διαφραγματική ενδοσκοπική εκτομή του όγκου στην περίπτωση 2 [19].

Εικόνα 51 (C): Οπίσθια σταθεροποίηση με πλευρικές βίδες [19].

Εικόνα 51 (D): Οπίσθια σταθεροποίηση με βίδες [19].

3.6.5 Σπονδυλικό κάταγμα και χειρουργική επέμβαση εξάρθρωσης

Οι ασθενείς έγιναν δεκτοί στο τμήμα με πόνο στο λαιμό και μούδιασμα στα άνω άκρα. Η προεγχειρητική ακτινογραφία και η αξονική τομογραφία έδειξαν τα νοσούντα τμήματα: περίπτωση 3 που δείχνει κάταγμα αυχενικών σπονδύλων και περίπτωση 4 που δείχνει αυχενική εξάρθρωση (Εικόνα 48 (C) και(D)). Κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης, το σημείο εισαγωγής βιδών προσδιορίστηκε μετά την άμεση παρατήρηση των τρισδιάστατων μοντέλων (Εικόνα 50 (C) και (D)). Η διαδικασία εισαγωγής βιδών εκτελέστηκε με ακτινοσκοπική καθοδήγηση και τα φυσικά μοντέλα χρησιμοποιήθηκαν ως συμπληρωματικά. Στην περίπτωση 3, οι χειρουργοί διενήργησαν διμερείς εισαγωγές βιδών δακτύλων C1e4 για να αποκτήσουν άκαμπτη στερέωση. Η μετεγχειρητική πορεία του ασθενούς ήταν ομαλή. Η μετεγχειρητική ακτινογραφία έδειξε την κατάλληλη θέση του κοχλία (Εικόνα 51 (D)) [19].

Στην περίπτωση 4, σύμφωνα με τις προεγχειρητικές μετρήσεις του τρισδιάστατου μοντέλου, η κατεύθυνση των πλευρικών βιδών μάζας C1 άλλαξε ελαφρώς για να αποφευχθεί η βλάβη της χορδής και το μήκος των βιδών C2 μειώθηκε για να αποφευχθεί η βλάβη της σπονδυλικής αρτηρίας. Με την κυτταροτοξικότητα C1, εμφυτεύτηκαν τσιπ ILLAK για οστική σύντηξη. Οι μετεγχειρητικές CT εικόνες απεικόνισαν βίδες στον πελματικό σωλήνα χωρίς διάτρηση του φλοιού του τοιχώματος (Εικόνα 51 (C)) [19].

Όλες οι χειρουργικές επεμβάσεις ολοκληρώθηκαν με ικανοποιητικά αποτελέσματα. Οι χειρουργοί ανταποκρίθηκαν ευνοϊκά στη χρήση των τρισδιάστατων μοντέλων λόγω της μείωσης του χρόνου λειτουργίας και της ενδοεγχειρητικής απώλειας αίματος (η εξοικονόμηση χρόνου και η μείωση της απώλειας αίματος έγιναν με βάση δεδομένα αναφοράς για ισοδύναμες περιπτώσεις σύνθετης σπονδυλικής ίδιο τμήμα). Η στάση των ασθενών απέναντι στο τρισδιάστατο μοντέλο ήταν επίσης πολύ θετική, καθώς τους παρείχε μεγαλύτερη κατανόηση της κατάστασής τους, του χειρουργικού σχεδίου και των πιθανών κινδύνων [19].

3.6.6 Πλεονεκτήματα τρισδιάστατης εκτύπωσης στη χειρουργική επέμβαση του σπονδύλου

Η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης μετατρέπει τα σύνολα δεδομένων από τις σαρώσεις CT ώστε να υπάρχουν σε φυσική και απτική μορφή. Τα τρισδιάστατα μοντέλα

είναι αρκετά ακριβή σε σχέση με την ανατομία. Σε πολύπλοκες χειρουργικές επεμβάσεις της σπονδυλικής στήλης, η τρισδιάστατη εκτύπωση έχει πλεονεκτήματα έναντι της χρήσης τεχνολογιών δισδιάστατης απεικόνισης. Προεγχειρητικά, ο σχεδιασμός της χειρουργικής επέμβασης και η επιλογή των οργάνων εσωτερικής στερέωσης ολοκληρώνονται σύμφωνα με την παρατήρηση και τις μετρήσεις των φυσικών μοντέλων. Ενδοεγχειρητικά, το μοντέλο παρέχει στους χειρουργούς ακριβείς ανατομικές πληροφορίες με λιγότερο συχνή αναφορά σε άλλους τρόπους απεικόνισης, βελτιώνοντας έτσι τη χειρουργική εμπιστοσύνη κατά τη διάρκεια της διαδικασίας [19].

Σε περιπτώσεις σοβαρής σκολίωσης, ανατομικές διακυμάνσεις όπως η περιστροφή των σπονδύλων και η κύφωση αποτελούν μεγάλη πρόκληση για τον προσδιορισμό των οστικών σημείων, περιπλέκοντας έτσι τη διαδικασία τοποθέτησης βιδών για χειρουργούς με ελεύθερη τεχνική. Εκτός αυτού, η μη σωστή τοποθέτηση των βιδών αποτελεί επίσης ένα σημαντικό πρόβλημα στις περιπτώσεις νωτιαίας παραμόρφωσης εξαιτίας των σοβαρών νευρολογικών και αγγειακών επιπλοκών. Οι παραδοσιακοί τρόποι διασδιάστατης απεικόνισης συχνά αποτυγχάνουν να παρέχουν τις απαραίτητες μορφομετρικές πληροφορίες για τις σπονδυλικές ανωμαλίες. Εν τω μεταξύ, η εφαρμογή τρισδιάστατης ανακατασκευής σε περιπτώσεις σύνθετης σκολίωσης περιορίζεται λόγω έλλειψης απλής ανάδρασης. Τα τελευταία χρόνια, το ενδοεγχειρητικό σύστημα πλοήγησης φαίνεται να προτιμάται στην ιατρική πρακτική, αλλά είναι δύσκολο να εφαρμοστεί ευρέως λόγω του δαπανηρού κόστους και της περίπλοκης χειραγώγησης [19].

Πρόσφατα, εφαρμόστηκε η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης για τη θεραπεία 16 σοβαρών περιπτώσεων σκολίωσης. Πιστεύεται ότι οι ανατομικές πληροφορίες που παρέχονται από τα τρισδιάστατα μοντέλα βοηθούν τους χειρουργούς να επιτύχουν ικανοποιητικά αποτελέσματα. Επιπλέον, οι Wu και άλλοι συνέκριναν τη χρήση της τεχνολογίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης με ενδοεγχειρητική ακτινοσκόπηση σε χειρουργική διόρθωση σκολίωσης, η οποία κατέδειξε θετικά αποτελέσματα των τρισδιάστατων μοντέλων στη βελτίωση της τοποθέτησης των βιδών. Με βάση τις μετρήσεις του τρισδιάστατου μοντέλου, το σημείο εισαγωγής βιδών, η γωνία και το μέγεθος μπορούν να καθοριστούν κατά προσέγγιση προεγχειρητικά. Ακόμη ο χειρουργός θα μπορεί να απεικονίσει την ανατομική δομή των οπίσθιων στοιχείων χωρίς να χρειάζεται να αναδημιουργήσει νοητά δισδιάστατες εικόνες, διευκολύνοντας έτσι τις χειρουργικές επεμβάσεις. Επομένως, με την τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης, οι χειρουργοί μπορούν να εκτελέσουν επιτυχέστερη εισαγωγή βιδών και να μειώσουν το χρόνο της επέμβασης σε περιπτώσεις σύνθετης σκολίωσης [19].

Στην περίπτωση του τραχηλικού κατάγματος και εξάρθρωσης, η 3D εκτύπωση διευκολύνει την *in vitro* οπτικοποίηση της σπονδυλικής αρτηρίας, η οποία συμβάλλει στην τροποποίηση του μήκους και της γωνίας της βίδας κατά τη διάρκεια των επιφανειακών επεμβάσεων. Συνεπώς, μειώνεται η ανάγκη για ενδοεγχειρητική ακτινογραφία για την καθοδήγηση της τοποθέτησης. Η επακόλουθη μείωση της έκθεσης σε ακτινοβολία είναι πολύ ωφέλιμη τόσο για τους χειρουργούς όσο και για τους ασθενείς. Με βασικές ανατομικές πληροφορίες από το μοντέλο της σπονδυλικής στήλης, οι χειρουργοί μπορούν να εκτελέσουν ασφαλή και ευρεία εκτομή όγκου με μικρότερο χρόνο επέμβασης και απώλεια αίματος. Η αποτελεσματικότητα του φυσικού μοντέλου στη μείωση του χρόνου επέμβασης και της απώλειας αίματος πιστεύεται ότι είναι πολύ σημαντική σε πιο σύνθετες περιπτώσεις όγκων. Επιπλέον, τα τρισδιάστατα φυσικά μοντέλα χρησίμευσαν ως

εργαλείο επικοινωνίας, παρέχοντας στους ασθενείς καλύτερη κατανόηση της βλάβης και των κινδύνων που σχετίζονται με τη χειρουργική επέμβαση. Τέλος, τα τρισδιάστατα μοντέλα θα μπορούσαν να βελτιώσουν την επικοινωνία μεταξύ των χειρουργών και να διευκολύνουν την εκπαίδευση των νέων χειρουργών [19].

3.7 Τρισδιάστατη εκτυπωμένη πρόσθεση μετά από ολική ασβεστοεκτομή

3.7.1 Εισαγωγή

Περίπου το 90% των σαρκωμάτων που εμφανίζονται στα άκρα μπορεί να αντιμετωπιστεί επιτυχώς με χειρουργικές επεμβάσεις. Ωστόσο, για τα σαρκώματα του ποδιού, συμπεριλαμβανομένου του ασβεστώματος, ο ακρωτηριασμός κάτω από το γόνατο υπήρξε η τυπική επιλογή της χειρουργικής θεραπείας λόγω της κακής διαμέρισης. Μόνο ένας περιορισμένος αριθμός διαδικασιών διάσωσης των άκρων έχει αναφερθεί για τα σαρκώματα που εμφανίζονται στο πέλμα [21].

Οι μέθοδοι που αναφέρθηκαν για ανακατασκευή πελμάτων μετά από εκτομή όγκου περιλαμβάνουν οστικές αλλομοσχεύσεις οστών, αγγειοποιημένα ή πενικλιωμένα οστεομοσχεύματα, σύνθετα αλλομοσχεύματα και παρασκευάσματα με πελματιαία παραγγελία. Αυτές οι διαδικασίες μπορεί να σχετίζονται με επιπλοκές που απαιτούν μακροχρόνια ακινητοποίηση, μη βαρύτητα και πιθανότητα επακόλουθου ακρωτηριασμού [21].

Τα τελευταία χρόνια, η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης έχει γίνει το επίκεντρο της προσοχής στον τομέα της ιατρικής. Παρακάτω περιγράφεται η χειρουργική επέμβαση και η έκβαση μετά από τρισδιάστατη ανακατασκευή με προσθετική [21].

3.7.2 Περίπτωση ασθενούς

Ένας άνδρας 71 ετών παρουσίασε ιστορικό πενταετούς πόνου στη δεξιά πτέρνα. Οι ακτινογραφικές μελέτες αποκάλυψαν μια βλάβη στον δεξιό ιστό και ο σπινθηρογράφος του θαλλίου έδειξε υψηλή μεταβολική δραστηριότητα (Εικόνα 52) [21]. Η Υπολογιστική Τομογραφία (CT) με βιοψία βελόνας επιβεβαίωσε την παθολογική διάγνωση χονδροσαρκώματος, βαθμού 2. Κατά τη στιγμή της διάγνωσης, δεν εντοπίστηκαν απομακρυσμένες μεταστάσεις. Πραγματοποιήθηκε συνολική ασβεστοεκτομή ακολουθούμενη από προσθετική ανακατασκευή. Το πρόθεμα, το οποίο αποτελεί κατοπτρική εικόνα του αριστερού αστραγάλου, κατασκευάστηκε κατά παραγγελία (Anatomics Pty., Ltd., Australia) από έναν τρισδιάστατο εκτυπωτή Beam Melting 3D (CSIRO High Performance Met-als Technologies, Αυστραλία) με βάση τα DICOM δεδομένα ελικοειδούς CT. Το πρόθεμα είχε βάρος 280 g και η αντοχή του θεωρήθηκε ικανοποιητική (Εικόνα 53) [21].



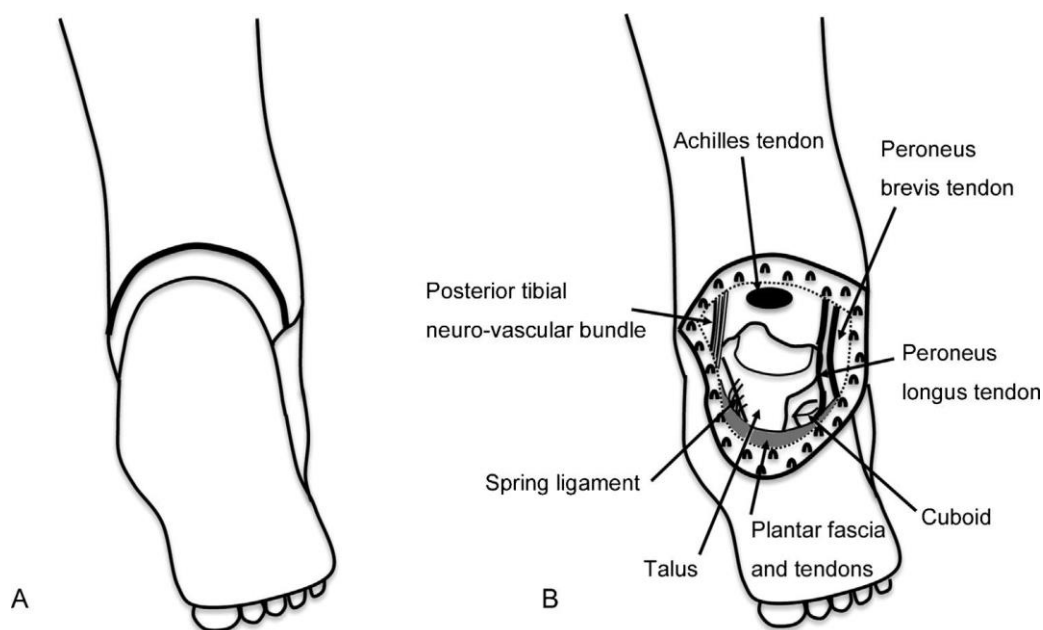
Εικόνα 52: Προεγχειρητική απεικόνιση. Οι ακτινογραφίες (Α και Β) παρουσιάζουν οστεολυτική αλλοίωση στο δεξί αστράγαλο. Η αξονική τομογραφία (C) δείχνει την επέκταση της οστικής αναδιαμόρφωσης του πλευρικού τοιχώματος καθώς και την ασβεστοποίηση και την εμφάνιση του τύπου porocorn στο δεξί αστράγαλο, όπου παρατηρείται υψηλή συσσώρευση θαλλίου (βέλος) (D) [21].



Εικόνα 53: Ένα πρωτότυπο της ασκήσεως πέλματος που δείχνει την ικανότητα να διατηρεί ένα φορτίο άνω των 6 τόνων [21].

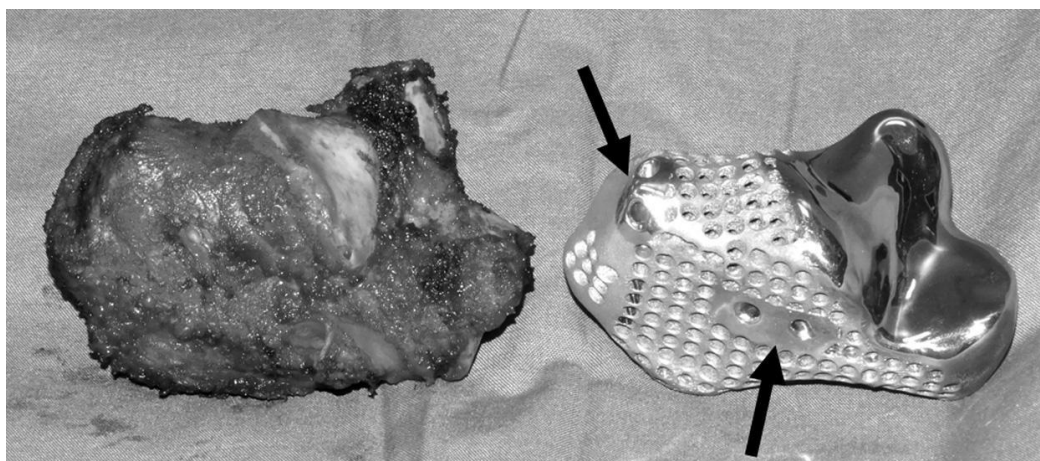
Μέσω μιας τομής Σινισινάτι, ο Αχίλλειος τένοντας αποκολλήθηκε και η πελματιαία περιτονία απελευθερώθηκε από τον αστράγαλο. Στη συνέχεια, οι μεσαίες νευροαγγειακές δομές αποσύρθηκαν και ο τένοντας κατά μήκος του εντέρου αποκόπηκε έξω από το

αγγείου, πράγμα που επέτρεψε την πρόσβαση στους συνδέσμους μεταξύ του αστράγαλου και τα γύρω οστά του ταρσού (Εικόνα 54) [21].



Εικόνα 54: (Α) Εγκάρσια οπίσθια τομή του δέρματος κατά μήκος της κορυφής του δέρματος, (Β) Σχέδιο που απεικονίζει το ενδοεγχειρητικό πεδίο μετά από ασβεστοκεκτομή [21].

Μετά την εκτομή, έχοντας εμπλακεί στις διάφορες αρθρικές επιφάνειες η πρόθεση ταίριαξε τέλεια με το ελάττωμα και ήταν σταθερή ακόμα και πριν από την ανασύσταση των μαλακών ιστών. Η πρόθεση συρράφθηκε σφιχτά με τον αχίλλειο τένοντα, την πελματιαία περιτονία και την ελατηριωτή σύνδεση χρησιμοποιώντας σημεία αγκύρωσης (Εικόνα55). Η μετεγχειρητική ακτινογραφία έδειξε την τέλεια εφαρμογή της πρόθεσης (Εικόνα56) [21].



Εικόνα 55: Μια φωτογραφία που δείχνει το δείγμα και την πρόθεση. Η πρόθεση ήταν μερικώς γυαλισμένη για τις τοιχοκοιλιακές και τις πελματιαίες κοκκώδεις αρθρώσεις. Σημεία αγκύρωσης (βέλη) χρησιμοποιήθηκαν για την προσάρτηση των συνδέσμων [21].



Εικόνα 56: Μετεγχειρητική πλευρική ακτινογραφία που δείχνει την τέλεια προσαρμογή της ασκήσεως των πελμάτων σε σχέση με τον αστράγαλο και τον κυβοειδή [21].

Η μετεγχειρητική πορεία ήταν ομαλή. Ο δεξιός αστράγαλος εμφυτεύτηκε σε πλαστική κάμψη για δύο εβδομάδες μετά τη χειρουργική επέμβαση. Δύο εβδομάδες μετά την εγχείρηση, ο γύψος μετατράπηκε σε CAM μπότα του ποδιού και διατηρήθηκε σε πελματική κάμψη για άλλες τέσσερις εβδομάδες. Δεν επιτρεπόταν βάρος στο δεξί πόδι για έξι εβδομάδες μετά τη χειρουργική επέμβαση. Στη συνέχεια, επιτράπηκε λίγο βάρος και σταδιακά αυξήθηκε σε πλήρες βάρος τους επόμενους τρεις μήνες. Στην τελευταία κλινική παρακολούθηση, πέντε μήνες μετά τη χειρουργική επέμβαση, ο ασθενής δεν πονούσε χωρίς φαρμακευτική αγωγή και μπορούσε να περπατήσει με γυμνά πόδια χωρίς υποστήριξη (Εικόνα 57) [21].



Εικόνα 57: Μια εικόνα που δείχνει τον ασθενή που περπατά με γυμνά πόδια κατά την παρακολούθηση μετά από διάστημα 5 μηνών [21].

Επίσης, μπορούσε να περπατήσει περισσότερο από έξι τετράγωνα με τη μπότα CAM. Τα πεδία κίνησης του δεξιού αστραγάλου παρέμειναν περιορισμένα κυρίως στην αναστροφή και την ανάδυση, με 5° της προσανατολισμού, 25° της σχεδίασης (Εικόνα 58) και 5° τόσο της αναστροφής όσο και της ανάδυσης, αλλά ο αστράγαλος ήταν σταθερός τόσο αντίθετα όσο και πλευρικά. Η βαθμολογία κλίμακας αστράγαλου-οπίσθιας κοιλίας Αμερικανικού ποδιού και αστραγάλου (AOFAS) για αυτόν τον ασθενή ήταν 82 βαθμοί [21].



Εικόνα 58: Μια εικόνα που δείχνει σχεδόν το ίδιο ενεργό εύρος κίνησης στο πλάι μεταξύ των δύο αστραγάλων [21].

3.7.3 Αποτελέσματα μελέτης

Η χειρουργική επέμβαση για σαρκώματα και οι επιθετικοί καλοήθεις όγκοι στον αστράγαλο παραμένουν δύσκολες περιπτώσεις. Οι ανασυνδυασμοί αλλομοσχεύματος και αυτομοσχεύματος αποτελούν την προτιμώμενη μορφή στην πλειονότητα των περιπτώσεων. Η χρήση αλλομοσχευμάτων για όγκους των πελμάτων εκδόθηκε για πρώτη φορά από τους Ottolenghi και Petracchi το 1953 και μία ακόμη περίπτωση αναφέρθηκε το 2000, αλλά και οι δύο είχαν ως αποτέλεσμα την κατάρρευση. Εάν αναμένονται εκτεταμένα πολυεπίπεδα ελαττώματα, είναι προτιμότερα τα αγγεία ή τα πελματιαία οστεοπαυσιακά πτερύγια, όπως η λαγόνια κορυφή και η περόνη. Ωστόσο, αυτά τα πτερύγια έχουν επίσης ορισμένα ζητήματα, ενώ ένα αγγειακό ιναλικό κρηπίδωμα είναι δύσκολο να συνδυαστεί με την ανασυγκρότηση του αισθητήριου νεύρου, ένα πελλικό ινώδες μόσχευμα δεν μπορεί να παράσχει αρκετό χώρο για την ανακατασκευή της συσκευής του Αχιλλείου τένοντα. Για τους λόγους αυτούς, οι Li και άλλοι τροποποίησαν τη στρατηγική τους και ανέφεραν τη συνδυασμένη μέθοδο του αγγειακού οστεο-φαγοκυκλικού φλοιού και των αλλογενών οστών (τεχνική Caranna) το 2012. Παρόλο που όλα αυτά τα προηγούμενα περιστατικά αλλομοσχευμάτων ή αυτομοσχευμάτων έχουν λάβει αποδεκτά λειτουργικά αποτελέσματα, εξακολουθούν να υπάρχουν προβλήματα. Ένα κοινό πρόβλημα μεταξύ των προηγούμενων περιπτώσεων μοσχεύματος οστού είναι η μακρά περίοδος ακινητοποίησης και περιορισμού βάρους για τις οστικές ενώσεις. Σε περιπτώσεις ανακατασκευής με πλαστική, ο μεγάλος χρόνος λειτουργίας και η παρατεταμένη νοσηλεία για την προστασία της ανακατασκευής των μαλακών ιστών μπορεί να είναι προβλήματα [21].

Η ανασύνθεση των τεχνητών προσθέσεων αναφέρθηκε για πρώτη φορά από τους Chou και άλλους. Αυτή η πρόσθεση ήταν στερεωμένη στον αστράγαλο μέσω μιας οπίσθιας προσέγγισης που περιελάμβανε πελματιακή τομή του δέρματος. Ο αστράγαλος εμφυτεύτηκε για τους πρώτους δύο μήνες, αλλά οι λεπτομέρειες της βαρύτητας δεν περιγράφηκαν. Παρόλο που η πρόσθεση ήταν ειδικά σχεδιασμένη για τον ασθενή, η 18μηνη μετεγχειρητική ακτινογραφία αποκάλυψε κάποιο κενό μεταξύ της πρόσθεσης και του κυβοειδούς. Κατά τη δωδεκαετή κλινική παρακολούθηση, ο ασθενής μπορούσε να περπατήσει οκτώ έως δέκα τετράγωνα, αλλά υπέφερε από επίμονο πόνο στο πέλμα του τακουνιού. Δεν ήταν δυνατή η περιστροφική κίνηση του ποδιού [21].

Στην περίπτωση αυτή, χρησιμοποιήθηκε μια τρισδιάστατη πρόσθεση τιτανίου, η οποία είχε αρκετά πλεονεκτήματα. Πρώτον, τη διαθεσιμότητα λογισμικού για την απόκτηση και στη συνέχεια τη μεταφορά των τομογραφικών δεδομένων του υπολογιστή που επέτρεψε την ακριβή αναπαραγωγή της προ-διατριβής, η οποία δεν θα ήταν εφικτή στο παρελθόν. Δεύτερον, η ικανότητα να εκτυπωθούν διαφορετικά τμήματα της πρόθεσης επέτρεψε την επιλεκτική στίλβωση των τμημάτων της φλεβοκομβικής πρόσθεσης που αντιστοιχούσαν στις αρθρικές επιφάνειες. Τρίτον, εκτυπώθηκαν σημεία πρόσδεσης στην πρόθεση για να επιτραπεί η προσκόλληση του Αχίλλειου τένοντα, της πελματιαίας περιτονίας, του ελατηρίου συνδέσμου και επίσης του μαλακού ιστού στις μεσαίες και πλευρικές πλευρές της πρόθεσης. Τέταρτον, σχεδιάστηκαν μικρές στρογγυλές τρύπες διαμέτρου 3mm για την προώθηση της ενσωμάτωσης των ιστών. Πέμπτον, το τιτάνιο επιλέχθηκε επειδή είναι ελαφρύ, ισχυρό και βιοσυμβατό. Έκτον, η τρισδιάστατη εκτύπωση επέτρεψε την πρόθεση να είναι κοίλη στο εσωτερικό, εκτός από τις ειδικά σχεδιασμένες αντηρίδες βαρών για τη μείωση του συνολικού βάρους του εμφυτεύματος σε σύγκριση με ένα στερεό μπλοκ τιτανίου με το ίδιο σχήμα. Ακόμη, η διαθεσιμότητα μιας έτοιμης ανατομικής αντιστοίχισης μπορεί να μειώσει την ενδοεγχειρητική αναμόρφωση του αλλομοσχεύματος ή του αυτομοσχεύματος. Τέλος, η τεχνική αυτή απαιτεί μόνο μερικές μέρες από την παραγγελία έως την κλινική χρήση, συμπεριλαμβανομένου του σχεδιασμού (περίπου δύο μέρες), την εξέταση του σχεδίου από το χειρουργό (ανάλογα με τον χειρουργό), την τρισδιάστατη εκτύπωση (μία ημέρα) και τη μετεπεξεργασία (δύο ημέρες) [21].

Κατά την πενταετή κλινική εξέταση, ο ασθενής είχε ικανοποιητικά κλινικά αποτελέσματα χωρίς σημαντική επιπλοκή ή πόνο, γεγονός που μπορεί να αποδοθεί εν μέρει στην επιλογή της τομής του δέρματος. Η τομή Cincinnati, η οποία περιγράφηκε αρχικά από τους Crawford και άλλους το 1982 διατηρεί την ουδεσηματική και λεμφική παροχή του ποδιού, έχει τα πλεονεκτήματα σχεδόν του αόρατου σχηματισμού ουλών και των σχετικά χαμηλών κινδύνων επιπλοκών. Ένα πιθανό ζήτημα που σχετίζεται με αυτή την τομή του δέρματος που εφαρμόζεται στην αβαστεκτομή είναι η δυσκολία προσέγγισης ολόκληρης της περιφέρειας της στεφανιαίας άρθρωσης, αλλά θα μπορούσαμε να τεμαχίσουμε τους συνδέσμους μέσω αυτής της προσέγγισης με την απομάκρυνση των μεσαίων νευροβλαστικών δομών και των περονικών τενόντων [21].

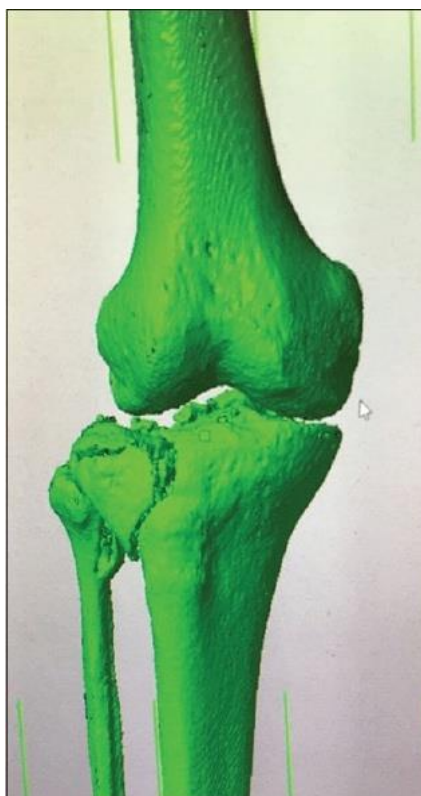
Αυτή η μέθοδος είναι λιγότερο επεμβατική χωρίς προβλήματα δότη και μπορεί να παρέχει συντομότερη αποκατάσταση και έξοδο από το νοσοκομείο. Εάν ο επιθετικός καλοήθης όγκος είναι εντοπισμένος στον αστράγαλο και δεν απαιτείται κάλυψη μαλακού ιστού, η τρισδιάστατη εκτυπωμένη φλεβική πρόσθεση μπορεί να είναι μια βιώσιμη

επιλογή, μαζί με ακρωτηριασμό κάτω γονάτου, αλλομοσχεύματα και οστικά μοσχεύματα [21].

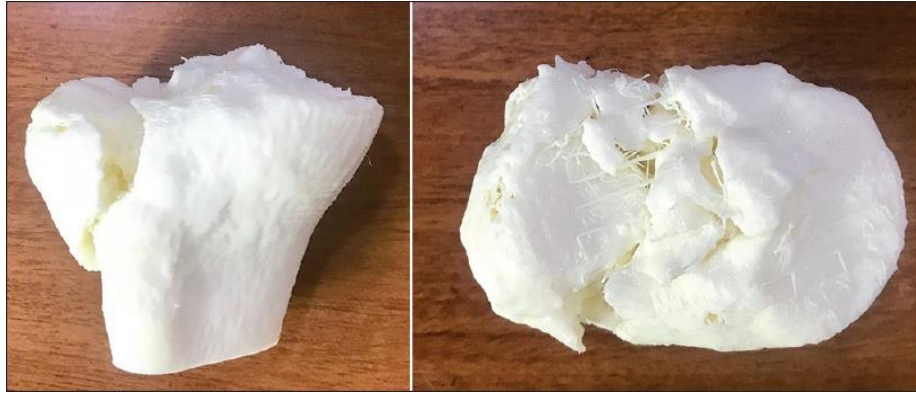
3.8 Κλινική εφαρμογή της τρισδιάστατης εκτύπωσης για τη διόρθωση κατάγματος της κνήμης

3.8.1 Περίπτωση ασθενούς

Ένας ασθενής 36 ετών υπέστη κνημιαίο κάταγμα που προκλήθηκε από τροχαίο ατύχημα. Οι ακτινογραφίες έδειξαν εγγύς κνημιαίο κάταγμα με ενδοαρθρική επέκταση. Υπήρχε υποψία για συνθλιπτικό κάταγμα στο εγγύς οστό της κνήμης. Ο ασθενής υποβλήθηκε σε αξονική τομογραφία της κνήμης με τρισδιάστατη ανακατασκευή (Εικόνα 59). Η αξονική τομογραφία έδειξε εγγύς κνημιαίο κάταγμα Schatzker τύπου 2 (διαιρετικό συνθλιπτικό κάταγμα). Δεδομένης της ενδοαρθρικής φύσης του κατάγματος, σχεδιάστηκε ένα τρισδιάστατο μοντέλο για τον ασθενή. Οι εικόνες CT μετατράπηκαν σε DICOM και στάλθηκαν για τρισδιάστατη εκτύπωση των δομών. Το μοντέλο ήταν σε θέση να οριοθετήσει σαφώς τη μορφή του κατάγματος και να καθορίσει τα μετατοπισμένα αρθρικά ραγίσματα (Εικόνα 60). Το τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο επίσης βοήθησε στο σχεδιασμό της ακριβούς τοποθέτησης της πλάκας και της κατεύθυνσης των βιδών για την αποκατάσταση των καταγμάτων [22].



Εικόνα 59: Μια τρισδιάστατη ανακατασκευασμένη εικόνα αξονικής τομογραφίας κατάγματος εγγύς κνημιαίου οστού τύπου Schatzker με καταθλιπτικό διαχωριστικό κάταγμα της αρθρικής επιφάνειας [22].



Εικόνα 60: Τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο της κνήμης του ίδιου ασθενούς όπου φαίνονται η μπροστινή και η πίσω όψη της [22].

Από το τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο της κνήμης αποφασίστηκε ότι χρειαζόταν μια επιπλέον βίδα ώστε να επισκευαστούν κατάλληλα τα κατάγματα. Αυτός ο σχεδιασμός συζητήθηκε επίσης με τον ασθενή και τους συγγενείς του και κατανόησαν την πολυπλοκότητα αυτού του τραυματισμού [22].

Το κάταγμα επιδιορθώθηκε με τη χρήση μιας ελάχιστα επεμβατικής τεχνικής όπου χρησιμοποιήθηκε μια πλάκα 3.5mm για το κνημιαίο κλείδωμα. Όπως είχε σχεδιαστεί προεγχειρητικά, η πλάκα προσαρμόστηκε στην επιφάνεια της άρθρωσης και τοποθετήθηκε μια τοπικά σπειροειδής βίδα 7mm για τη διόρθωση του ραγίσματος. Τα αποτελέσματα ήταν ικανοποιητικά στις μετεγχειρητικές ακτινογραφίες (Εικόνα 61) [22].



Εικόνα 61: Μια προεγχειρητική προσθιοπίσθια και πλευρική εικόνα ακτινογραφίας που φαίνεται η πλάκα η οποία έχει εισαχθεί με ελάχιστα επεμβατική τεχνική [22].

3.8.2 Αποτελέσματα μελέτης

Η τρισδιάστατη εκτύπωση βοήθησε το χειρουργό στην επιδιόρθωση του περίπλοκου αυτού κατάγματος με τη χρήση μιας ελάχιστα επεμβατικής τεχνικής, δηλαδή δεν υπήρξε σημαντική απώλεια αίματος ή βλάβες στους γειτονικούς μαλακούς ιστούς. Βοήθησε επίσης στον προεγχειρητικό σχεδιασμό όπου ο χειρουργός συζήτησε κατά τον προγραμματισμό της επέμβασης με τον ασθενή και στο τέλος επιτεύχθηκε ικανοποιητικό αποτέλεσμα [22].

3.9 Κλινική εφαρμογή της τρισδιάστατης εκτύπωσης για τη χειρουργική θεραπεία καταγμάτων της κοτύλης

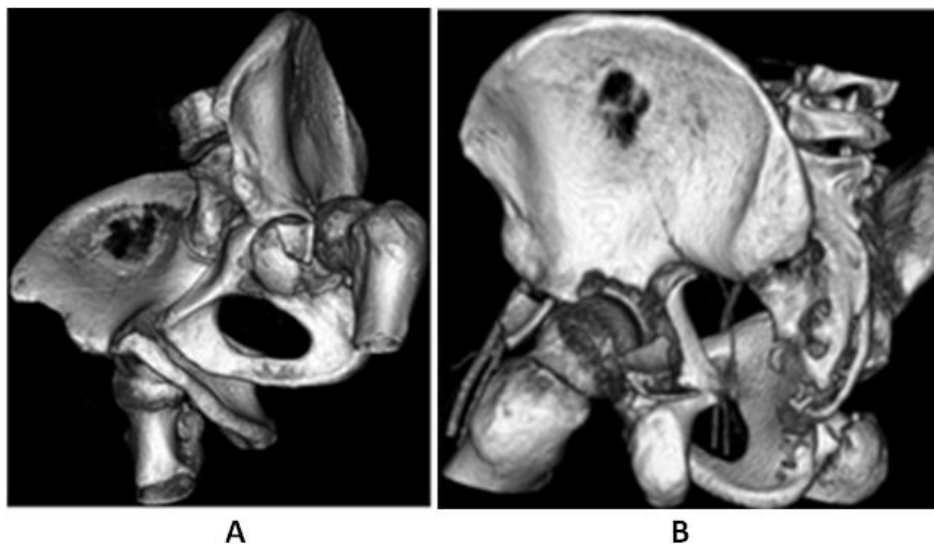
3.9.1 Εισαγωγή

Η ανατομία της λεκάνης και της κοτύλης έχει μελετηθεί εκτενώς, όμως η εξακρίβωση των καταγμάτων στις δομές αυτές παραμένει δύσκολη για τους χειρουργούς. Σε περίπτωση σπασμένης λεκάνης, η επιλογή της κατάλληλης χειρουργικής προσέγγισης και η επανατοποθέτηση των οστών μετά από κατάγματα αποτελούν βασικά στοιχεία, ειδικά όταν έχει επηρεαστεί και η λεκάνη [23].

Στόχος αυτής της μελέτης είναι να δείξει μια νέα μέθοδο όπου χρησιμοποιούνται τρισδιάστατες τεχνολογίες στον τομέα της ορθοπαιδικής, περιγράφοντας μια κλινική περίπτωση που χρειάστηκε χειρουργική θεραπεία [23].

3.9.2 Περίπτωση ασθενούς

Ένας ασθενής 45 ετών προσήλθε στα επείγοντα περιστατικά του νοσοκομείου General Universitario Gregorio Marañon έπειτα από τη διάγνωση εξάρθρωτικού κατάγματος της αριστερής κοτύλης η οποία έγινε σε άλλο νοσοκομείο. Η βλάβη αυτή προκλήθηκε από τροχαίο ατύχημα μερικές ώρες πριν την επίσκεψή του στο νοσοκομείο. Το πόδι που επηρεάστηκε από τη βλάβη έδειχνε κοντότερο, είχε περιστραφεί εσωτερικά, εμφάνιζε λειτουργικές δυσκολίες αλλά δεν διέτρεχε νευραγγειακούς κινδύνους. Οι εικόνες Υπολογιστικής Τομογραφίας έδειξαν εγκάρσιο κάταγμα της αριστερής κοτύλης με κάταγμα οπίσθιου τοιχώματος με πολλά επιμέρους κατάγματα και εξάρθρωση του αριστερού γοφού (Εικόνα 62 (A)). Ο ασθενής υποβλήθηκε σε επείγουσα επανατοποθέτηση των οστών κάτω από νάρκωση αφότου η άρθρωση ήταν σταθερή. Μετά την σταθεροποίηση, ζητήθηκε μια νέα Υπολογιστική Τομογραφία για την αξιολόγηση της συνοχής της άρθρωσης και της απουσίας καταγμάτων στο εσωτερικό της άρθρωσης. Οι νέες εικόνες αποκάλυψαν εξάρθρωτικά κατάγματα οποία υποδείκνυαν ανοιχτή επανατοποθέτηση και εσωτερική επισκευή (Εικόνα 62 (B)) [23].



Εικόνα 62: (A) Εικόνα CT μετά από ογκομετρική απόδοση όπου φαίνεται εγκάρσιο κάταγμα της αριστερής κοτύλης με κάταγμα οπίσθιου τοιχώματος και εξάρθρωση του αριστερού γοφού, (B) Εικόνα CT μετά την κλειστή επανατοποθέτηση [23].

Ο προεγχειρητικός σχεδιασμός έγινε με τη χρήση πλακών σύνθεσης πάνω σε ένα τρισδιάστατο εκτυπωμένο εκμαγείο που αποκτήθηκε από τις εικόνες Υπολογιστικής Τομογραφίας. Η διαδικασία ξεκίνησε με τη μελέτη των DICOM δεδομένων της Υπολογιστικής Τομογραφίας (Philips Brilliance 64, 0.625mm πάχος τομής) που πραγματοποιήθηκε στον ασθενή κατά την εισαγωγή του [23].

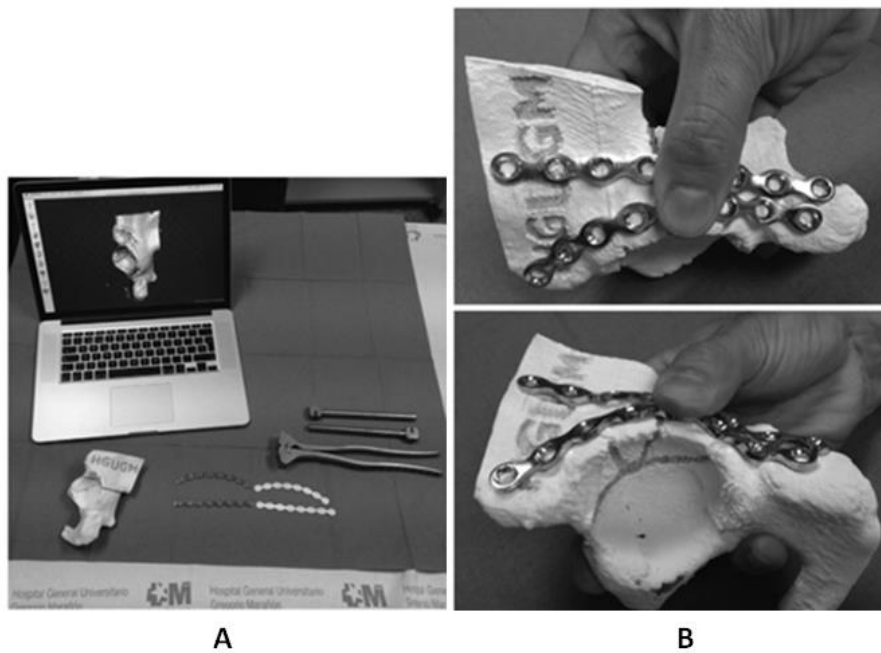
Τα DICOM δεδομένα μεταφέρθηκαν σε ένα λογισμικό GNU ανοικτού κώδικα Osirix, χρησιμοποιώντας ένα προσωπικό υπολογιστή Macintosh (Apple Computers, Cupertino, CA). Μετά από κατάτμηση για την αφαίρεση του ιερού οστού και των μηριαίων οστών εφαρμόστηκε απόδοση τρισδιάστατης επιφάνειας στην υγιή ημιλεκάνη με αντιστροφή του άξονα των Χ για την απόκτηση της ισοεπιφάνειας η οποία μετά εξάχθηκε σαν τρισδιάστατο αντικείμενο σε μορφή STL. Ακολουθώντας τις συστάσεις ενός άλλου συντάκτη, η επιθεώρηση και η διόρθωση της τρισδιάστατης επιφάνειας έγιναν χρησιμοποιώντας το Meshlab V1.3.3 [23].

Το εκμαγείο κατασκευάστηκε με το μοντέλο εκτυπωτή DaVinci 1.0 (XYZPrinting) με την τεχνολογία μοντελοποίησης με συγκολλημένη εναπόθεση με την λιανική τιμή των 390€. Χρησιμοποιήθηκε λευκού χρώματος θερμοπλαστικό ABS διαμέτρου 1.75mm. Εφαρμόστηκε η standard διαμόρφωση (0.3mm, 10% κανονική ταχύτητα). Το πρόγραμμα Meshmixer 2.4 χρησιμοποιήθηκε για την κατάλληλη προετοιμασία της εκτύπωσης, για τη βελτιστοποίηση της θέσης του αντικειμένου και τη σχεδίαση υποστηρικτικών δομών για την αύξηση της σταθερότητας στην εκτύπωση. Σε αυτήν την περίπτωση, για να μην αλλοιωθεί η ανατομία του μοντέλου, το κάταγμα σχεδιάστηκε πάνω στο μοντέλο με ανεξίτηλο μελάνι, χωρίς ράγισμα του υλικού [23].

Μετά την εκτύπωση της ημιλεκάνης (Εικόνα 63 (Α)), έγινε η επιλογή του εμφυτεύματος. Ο σχεδιασμός των περιγραμμάτων των πλακών έγινε με βάση templates που προσαρμόστηκαν στο τρισδιάστατο μοντέλο. Τα templates έπειτα αντικαταστάθηκαν από τις τελικές πλάκες. Για το οπίσθιο τοίχωμα χρησιμοποιήθηκε μια καμπυλωτή MPS πλάκα με 8 οπές, ενώ για την οπίσθια στήλη χρησιμοποιήθηκε μια ευθεία MPRS πλάκα με 8 οπές (Εικόνα 63 (Β)). Αφού η καταλληλότητά τους πιστοποιήθηκε, οι πλάκες αποστειρώθηκαν. Το τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο λόγω της σταθερότητάς του επέτρεπε τη χρήση ιατρικών εργαλείων πάνω σε αυτό [23].

Ο χρόνος μετεπεξεργασίας της εικόνας για την απόκτηση του STL αρχείου ήταν 18 λεπτά. Η επιθεώρηση και διόρθωση του εικονικού μοντέλου, η επεξεργασία της θέσης του, η δημιουργία τομών και οι υπολογισμοί του G-code με τις οδηγίες ανά στρώση διήρκεσαν 24 λεπτά. Ο χρόνος εκτύπωσης αυτής της διαμόρφωσης ήταν 11 ώρες [23].

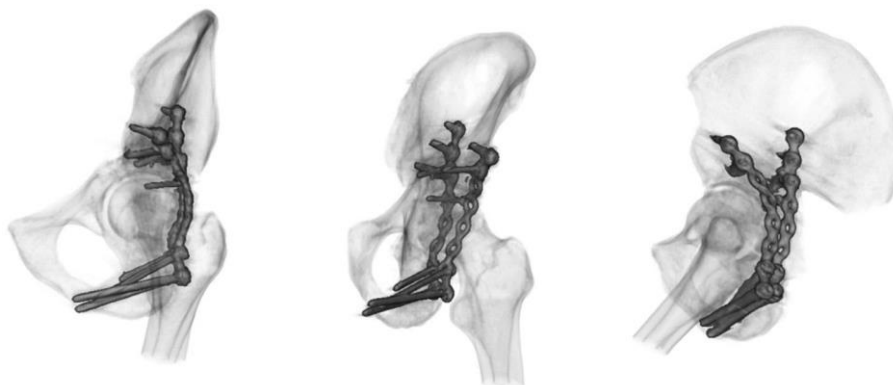
Η κατανάλωση του πλαστικού για την εκτύπωση του μοντέλου ήταν 295g ABS, τα οποία αντιστοιχούσαν σε 260g ημιλεκάνης και 35g υλικού αναλώσιμου στα μέσα [23]. Την επόμενη μέρα από την προσαρμογή των πλακών, μια Kocher-Langenbeck προσέγγιση χρησιμοποιήθηκε στον ασθενή ώστε να γίνει ανοιχτή επανατοποθέτηση της δομής με το κάταγμα και μια σύνθεση με βίδες που διαπερνούν το κάταγμα και προσαρμοσμένες αρχικές πλάκες. Για τις πλάκες δεν απαιτήθηκαν άλλες ενδοεγχειρητικές προσαρμογές. Ο συνολικός χρόνος της επέμβασης από την τομή μέχρι το κλείσιμο των ραμμάτων ήταν 100min, από τα οποία τα 10 ήταν για την εσωτερική διόρθωση. Η μετεγχειρητική Υπολογιστική Τομογραφία έδειξε μετεγχειρητική επανατοποθέτηση και δεν παρατηρήθηκαν κενά μεταξύ των πλακών και της κοτύλης (Εικόνες (64) και (65)) [23].



Εικόνα 63: (Α) Τρισδιάστατο μοντέλο και εκτυπωμένο εκμαγείο της λεκάνης για την προσαρμογή των αρχικών πλακών, (Β) Τελικές πλάκες πάνω στο πλαστικό μοντέλο της λεκάνης, οι οποίες είναι έτοιμες για αποστείρωση [23].



Εικόνα 64: Στεφανιαία εικόνα Υπολογιστικής Τομογραφίας όπου φαίνεται η ανατομική επανατοποθέτηση μετά από εσωτερική διόρθωση [23].



Εικόνα 65: 16-bit ογκομετρική απόκτηση σε μετεγχειρητική εικόνα Υπολογιστικής Τομογραφίας όπου φαίνεται ικανοποιητική επανατοποθέτηση στις περιοχές που είχαν κατάγματα και πλήρης επαφή των πλακών στην υποκείμενη επιφάνεια της κοτύλης [23].

3.9.3 Αποτελέσματα μελέτης

Τα τρισδιάστατα εμφυτεύματα κοτύλης είναι μια συναρπαστική τεχνολογία που χρησιμοποιείται με τη συνεχώς αυξανόμενη συχνότητα της χειρουργικής επέμβασης ισχίου [24]. Η τρισδιάστατη εκτύπωση σε κλίμακα 1:1 παρέχει ρεαλιστικά οπτικά και απτικά αποτελέσματα, βοηθώντας την κατανόηση της δομής κάθε αντικειμένου. Ο προεγχειρητικός σχεδιασμός με τη χρήση τρισδιάστατων εκτυπωμένων μοντέλων έχει πραγματοποιηθεί για τη θεραπεία καταγμάτων σε περίπλοκες ανατομικές περιοχές όπως οι πτέρνες και οι σφηνοειδείς κοιλότητες (κόγχες) που μπορεί να έχουν υποστεί αλληλλουχία καταγμάτων. Τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ανατομικά μοντέλα έχουν επίσης χρησιμοποιηθεί στον προεγχειρητικό σχεδιασμό σε περιπτώσεις ανωμαλιών της κάτω γνάθου και για περίπλοκες επεμβάσεις σε σπονδύλους. Σε όλες τις περιπτώσεις, η βλάβη αναπαρίσταται και ανάλογα σχεδιάζεται η θεραπεία. Στην μελέτη του κοτυλιαίου κατάγματος η προσαρμογή μεταλλικών πλακών στο τρισδιάστατο εκτυπωμένο ανατομικό μοντέλο συνέβαλε στην αποφυγή των αυτοσχεδιασμών κατά τη διάρκεια της επέμβασης, στη μείωση του χρόνου πραγματοποίησής της, στη μείωση του κόστους και στην μεγαλύτερη ακρίβεια κατά τη θεραπεία λόγω καλύτερης κατανόησης της ανατομίας και της βλάβης [23].

3.10 Τρισδιάστατη εκτύπωση προσθετικών άνω άκρων χαμηλού κόστους

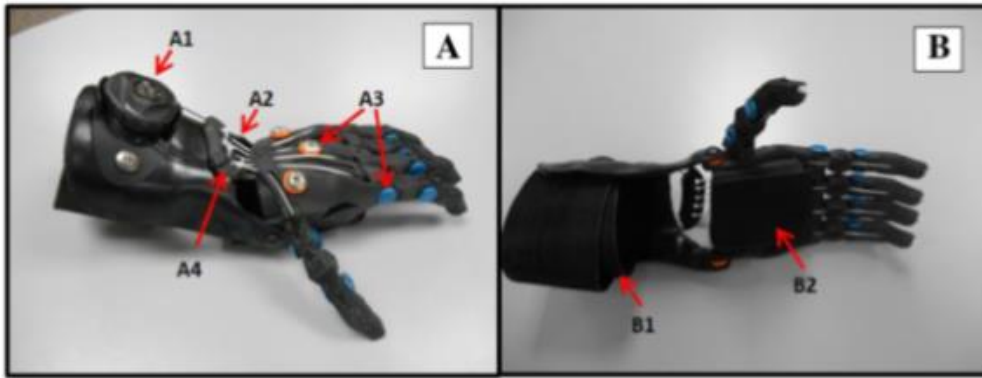
3.10.1 Περιπτώσεις ασθενών

Στη μελέτη προσθετικής τρισδιάστατων εκτυπωμένων άνω άκρων συμμετείχαν 11 παιδιά (2 κορίτσια, 11 αγόρια 3-16 ετών) με έλλειψη άνω άκρου (8 κληρονομικές, 1 λόγω τραυματισμού). Στους ασθενείς έγινε η προσαρμογή ενός τρισδιάστατου εκτυπωμένου άνω άκρου χαμηλού κόστους. Οι 9 συμμετέχοντες προσήλθαν στο εργαστήριο ενώ οι 2 συμμετείχαν στη μελέτη εξ' αποστάσεως. Τα κριτήρια αποκλεισμού περιλάμβαναν πολύ σοβαρούς τραυματισμούς που είχαν σημειωθεί τον τελευταίο μήνα και οποιεσδήποτε αντενδείξεις για τη χρήση προσθετικού χεριού όπως δερματικές αμυχές και μυοσκελετικούς τραυματισμούς.

Η μελέτη εγκρίθηκε από το Creighton University Institutional Review Board και όλοι οι συμμετέχοντες συμπλήρωσαν ερωτηματολόγια σχετικά με το ιατρικό τους ιστορικό. Οι γονείς των ασθενών υπέγραψαν άδεια για τη συμμετοχή τους. Υπέγραψαν επίσης συγκατάθεση για την εμφάνιση των ιατρικών εικόνων στην παρούσα έρευνα ενώ πληροφορήθηκαν τους κανόνες ασφαλείας για τη χρήση του προσθετικού άνω άκρου [25].

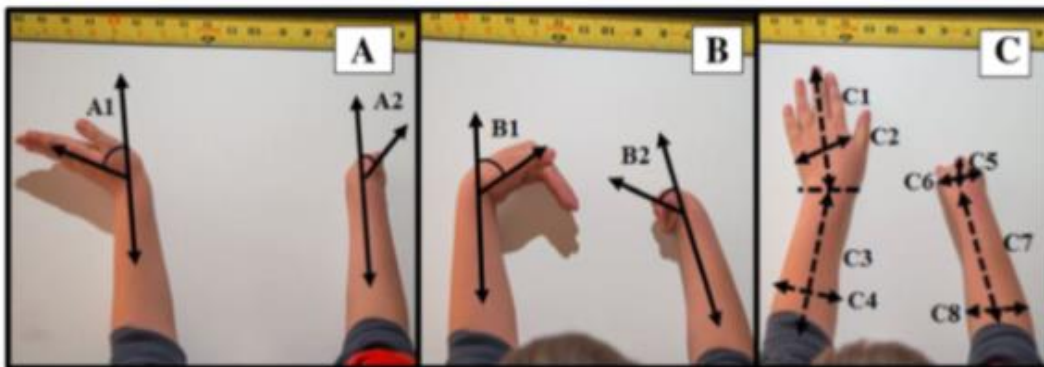
3.10.2 Χαρακτηριστικά και χρήσεις του προσθετικού χεριού

Το προσθετικό άνω άκρο Cyborg Beast (Εικόνα 66) σχεδιάστηκε χρησιμοποιώντας ένα λογισμικό μοντελοποίησης (Blender 7.2, Blender Foundation Amsterdam, Netherlands) και κατασκευάστηκε σε ερευνητικό εργαστήριο με τη χρήση επιτραπέζιων τρισδιάστατων εκτυπωτών (Maker bot Replicator 2X, Maker bot Industries, Brooklyn, NY και Ultimaker 2, Ultimaker B.V. Geldermalsen, The Netherlands). Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν τα πλαστικά PLA (polyactide) και ABS (acronitrilebutadienestyrene). Τα υπόλοιπα δομικά υλικά αγοράστηκαν από καταστήματα hardware ή online. Το τελικό αντικείμενο συναρμολογήθηκε περίπου σε 2.5 ώρες. Το βάρος του ήταν 184.2g [25].

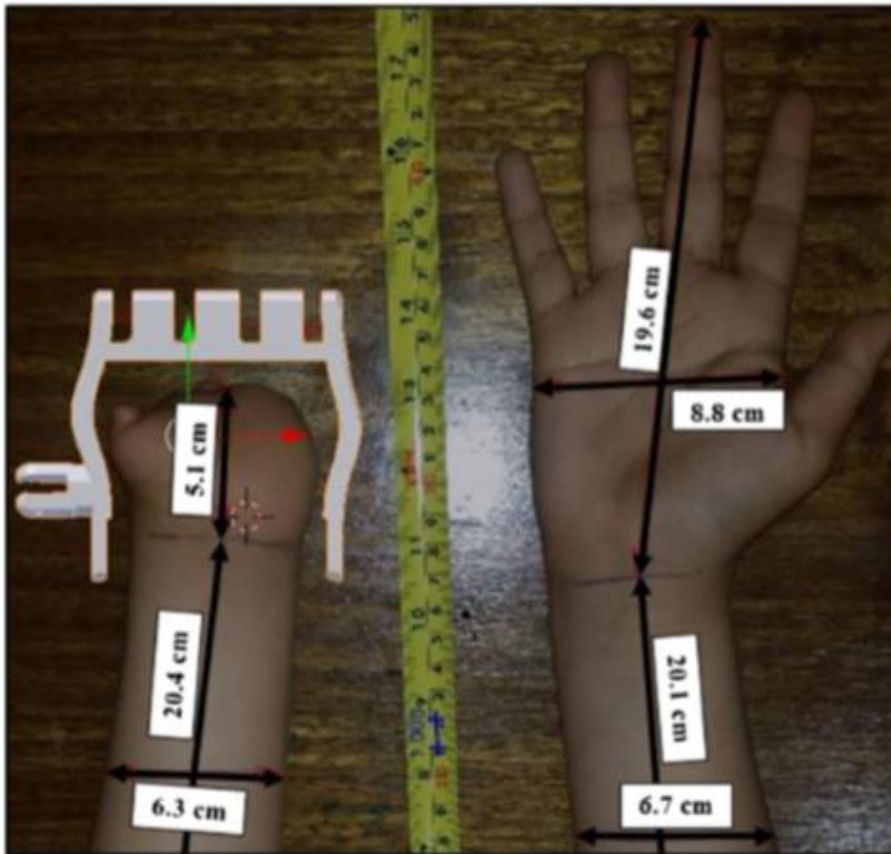


Εικόνα 66: Το προσθετικό άνω άκρο Cyborg Beast: (A) Άνω όψη, (B) Κάτω όψη [25].

Οι διαδικασίες προσαρμογής στους ασθενείς απαιτούσαν τη λήψη ανθρωπομετρικών μετρήσεων των δύο άνω άκρων τους, δηλαδή μήκος χεριού, εύρος παλάμης, μήκος πήχη, εύρος πήχη στα $\frac{3}{4}$ και εύρος κίνησης των καρπών (Εικόνα 67). Οι ασθενείς τέντωσαν και λύγισαν τα άνω άκρα τους. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν από ειδικούς με τη χρήση μέτρου-ταινίας και γωνιομέτρου και εκφράστηκαν σε cm. Επίσης λήφθηκαν φωτογραφίες πάνω στις οποίες έγιναν μετρήσεις ώστε να συγκριθούν με τις αρχικές με ένα πρόγραμμα επεξεργασίας εικόνας. Ύστερα έγινε εισαγωγή των εικόνων στο λογισμικό Blenderόπου εκτιμήθηκε το μέγεθος του προσθετικού άνω άκρου ως ποσοστό του αρχικού του μεγέθους (Εικόνα 68). Το λογισμικό Maker Ware (Maker bot Industries, Brooklyn, NY) χρησιμοποιήθηκε για να ρυθμίσει το επιθυμητό μέγεθος του προσθετικού άνω άκρου σε κλίμακα (%) με τη βοήθεια της συνάρτησης κλιμάκωσης. Η διαδικασία προσαρμογής των χεριών πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια ενός θεραπευτή και ενός προσθετικού [25].



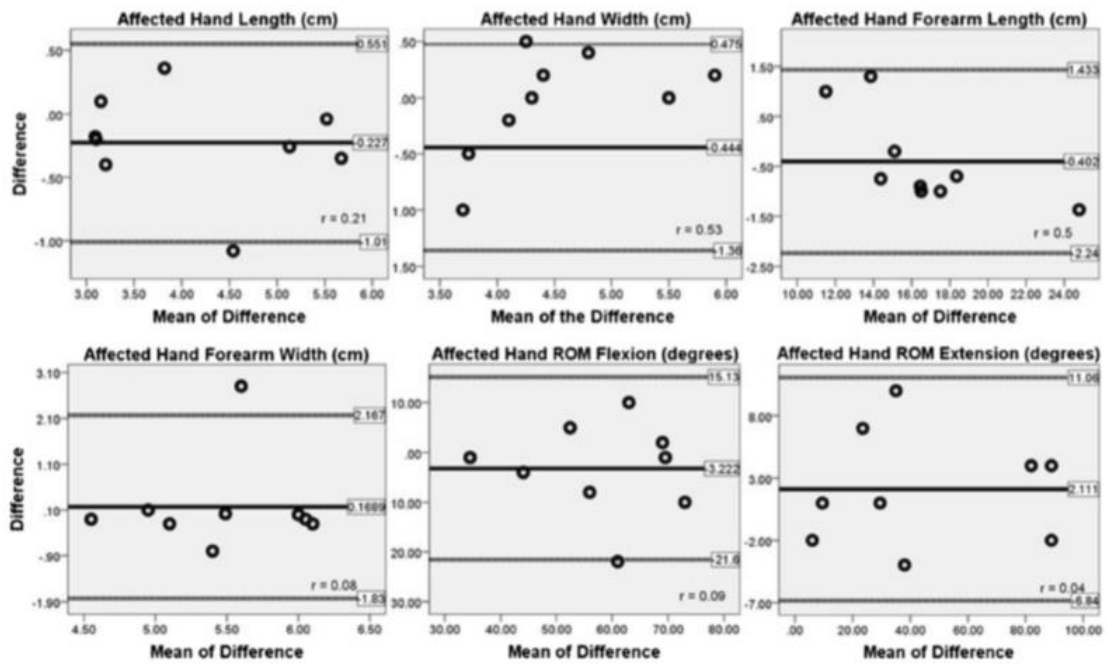
Εικόνα 67: (A) Έκταση καρπού, (B) Λύγισμα καρπού, (C) Όψη από την κορυφή [25].



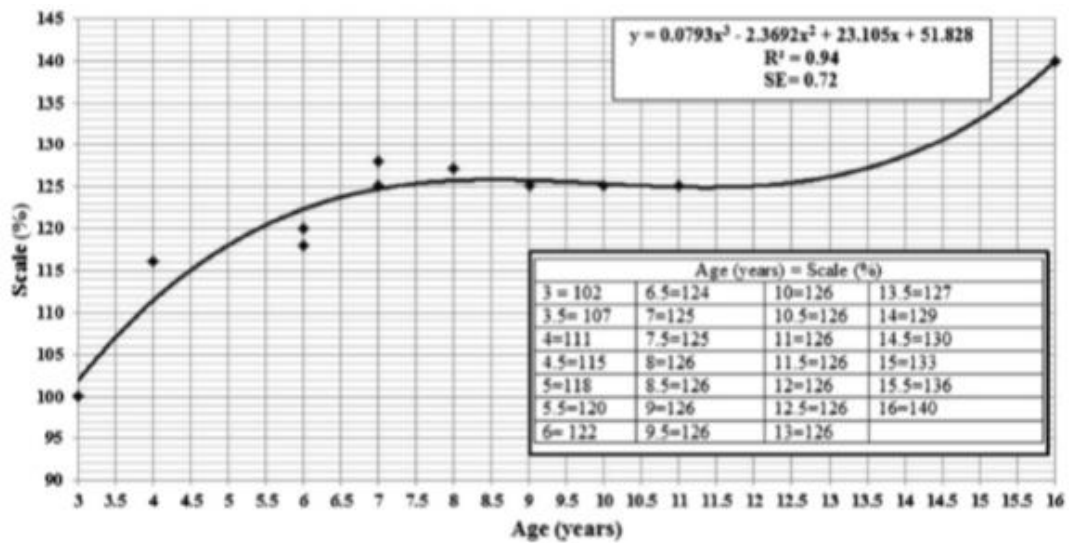
Εικόνα 68: Μετρήσεις στην εικόνα που έχει εισαχθεί στο Blender (ρύθμιση μεγέθους προσθετικού άνω άκρου στο 140% για ασθενή 16 ετών) [25].

3.10.3 Αποτελέσματα μελέτης

Στα δεδομένα των ανθρωπομετρικών μετρήσεων πραγματοποιήθηκε στατιστική ανάλυση (2-way repeated ANOVAs) [προς αποκατάσταση vs φυσιολογικά άνω άκρα × κλινικές διαδικασίες προσαρμογής vs προσαρμογή με βάση τις φωτογραφίες]. Επίσης (όπως φαίνεται στην Εικόνα 69) χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος Bland-Altman και υπολογίστηκε ο συντελεστής συσχέτισης Pearson product-moment ώστε να εξεταστεί η συσχέτιση μεταξύ των διαφορών και της μέσης τιμής των διαφορών από τις μέσες τιμές που φαίνονται στα διαγράμματα. Μια $p\text{-value} \leq 0.05$ θεωρήθηκε στατιστικά σημαντική για κάθε σύγκριση. Τα αποτελέσματα της σύγκρισης δεν έδειξαν διαφορές μεταξύ των κλινικών ανθρωπομετρικών μετρήσεων και αυτών με βάση τις φωτογραφίες. Όπως φαίνεται στην (Εικόνα 70), όταν αναλύθηκε η σχέση της κλίμακας (%) του προσθετικού χεριού με την ηλικία (χρόνια), τα αποτελέσματα υπέδειξαν ότι το κυβικό μοντέλο ήταν η καλύτερη προσαρμογή για το δείγμα. Το προσθετικό άνω άκρο Cyborg Beast παρέχει τη δυνατότητα για τους ασθενείς να χειριστούν ελαφρά αντικείμενα. Η μελέτη υπέδειξε ότι η χρήση του τρισδιάστατου εκτυπωμένου άνω άκρου μπορεί να δώσει τη δυνατότητα βελτίωσης της ζωής των παιδιών και να διευκολύνει τις δραστηριότητές τους στο σπίτι και στο σχολείο [25].



Εικόνα 69: Διαγράμματα Bland-Altman για τις ανθρωπομετρικές μετρήσεις και τις κλίμακες κίνησης που αποκτήθηκαν από την κλινική εικόνα των άνω άκρων και τα αντίστοιχα διαγράμματα για τις μετρήσεις που αποκτήθηκαν από τις φωτογραφίες [25].



Εικόνα 70: Διάγραμμα καθορισμού μεγέθους για το προσθετικό άνω άκρο όπου στον άξονα των X φαίνεται η ηλικία του ασθενούς και στον άξονα των Y η κλίμακα(%) [25].

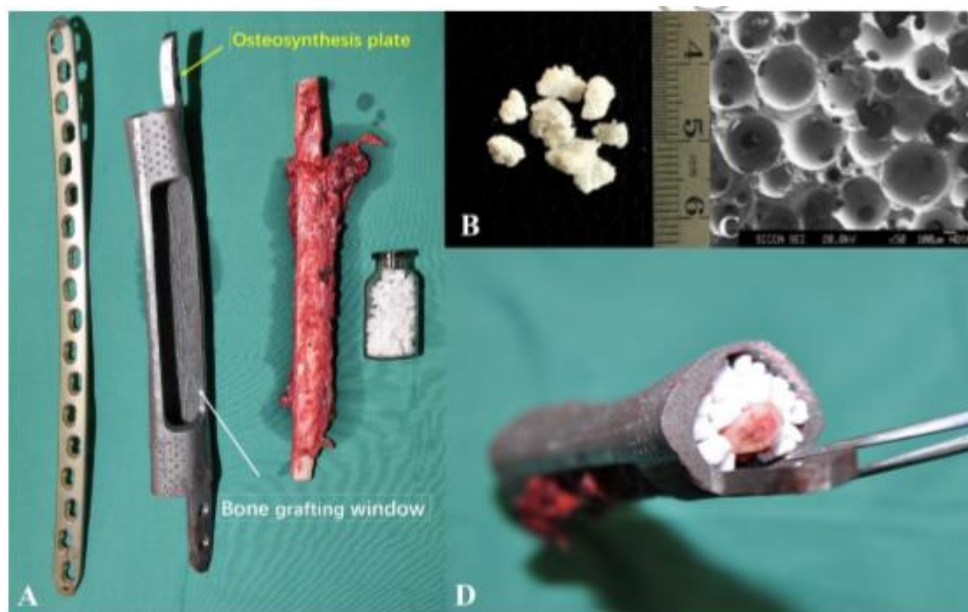
3. 11 Τρισδιάστατη εκτύπωση συνθετικών προσθέσεων για την αποκατάσταση εκτεταμένων οστικών ανωμαλιών ύστερα από εκτομή κακοηθών όγκων

3.11.1 Περιπτώσεις ασθενών

Στη συγκεκριμένη μελέτη συμμετείχαν 10 ασθενείς με μέσο όρο ηλικίας 12,90 χρόνια. Είχαν διαγνωσθεί με κακοήθεις όγκους του μηριαίου οστού και του οστού της κνήμης και οι επεμβάσεις είχαν στόχο τη διάσωση των κάτω άκρων τους. Για την απεικόνιση των

αντίστοιχων περιοχών χρησιμοποιήθηκε ένας CT σαρωτής. Τα απεικονιστικά δεδομένα αποκτήθηκαν σε μορφή DICOM και χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Mimics για την ανακατασκευή τρισδιάστατων γεωμετρικών δομών. Χρησιμοποιήθηκε επίσης ένας MR σαρωτής για τον ακριβή προσδιορισμό των περιθерίων των όγκων. Πραγματοποιήθηκε εικονική προσομοίωση εκτομής των όγκων και οι οδηγοί οστεοτομών σχεδιάστηκαν σύμφωνα με τα χαρακτηριστικά των οστών. Επειδή οι κακοήθεις όγκοι προκαλούν μερική ή ολική καταστροφή των οστικών δομών, οι προσθέσεις σχεδιάστηκαν σύμφωνα με τη λειτουργία mirror-image, δηλαδή τη 3D ανακατασκευή των αντίθετων υγιών άκρων ώστε να διασφαλιστεί η δημιουργία μοσχευμάτων με παρόμοια μορφολογικά χαρακτηριστικά [26].

Οι προσθέσεις κατασκευάστηκαν ως άδειοι κύλινδροι που περιείχαν «παράθυρα», όπως φαίνονται στην (Εικόνα 71), τα οποία επέτρεπαν την εμφύτευση περόνων με αγγειακές δομές και βιοκεραμικών κόκκων. Στις άκρες των προσθέσεων ενσωματώνονταν πλάκες οστεοσύνθεσης με βίδες. Οι τρισδιάστατες εκτυπωμένες προσθέσεις κραμάτων τιτανίου κατασκευάστηκαν με την τεχνολογία της επιλεκτικής τήξης με λέιζερ (Selective Laser Melting) και υπέστησαν μετεπεξεργασία, δηλαδή αφαίρεση σκόνης, και αποστείρωση. Οι χειρουργικές επεμβάσεις περιλάμβαναν εκτομή των όγκων και εγκατάσταση των συνθετικών αυτών μοσχευμάτων, όπου σε ορισμένες περιπτώσεις έγινε αναστόμωση των αγγείων στις περόνες. Ύστερα από την επέμβαση, ορισμένοι ασθενείς ακολούθησαν τις απαιτούμενες χημειοθεραπείες και ραδιοθεραπείες. Όλοι οι ασθενείς παρέμειναν 6 εβδομάδες κλινήριες μετεγχειρητικά και ύστερα από 3 μήνες μπορούσαν σταδιακά να αυξήσουν τα βάρη τα οποία συγκρατούσαν [26].



Εικόνα 71: Α) Τα μέρη της πρόσθεσης, Β) οι βιοκεραμικοί κόκκοι, C) οι μικροδομές των βιοκεραμικών κόκκων, D) η συνθετική πρόσθεση [26].

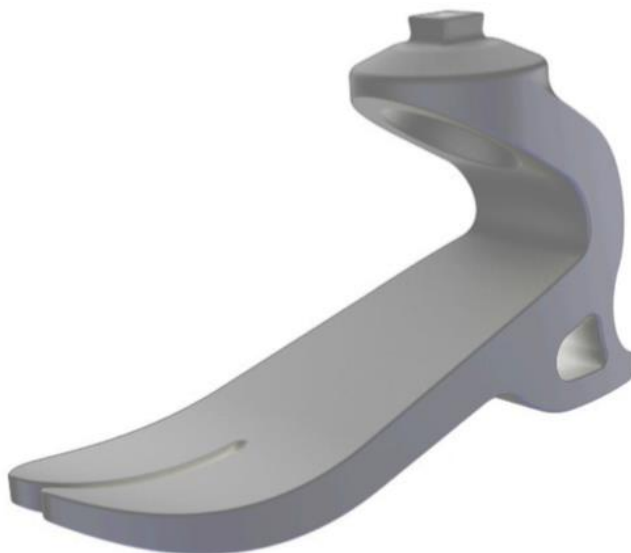
3.11.2 Αποτελέσματα μελέτης

Τα αποτελέσματα αξιολογήθηκαν κλινικά και ραδιολογικά 1, 3 και 6 μήνες από την επέμβαση, και ύστερα κάθε 6 μήνες. Στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε στο λογισμικό SPSS. Κατά την τελική αξιολόγηση, όλοι οι συμμετέχοντες ήταν ζωντανοί χωρίς ενδείξεις ύπαρξης κακοήθειας. Η λειτουργικότητα των δομών αξιολογήθηκε στο σύστημα MSTS με μέση τιμή $80.33 \pm 11.05\%$. Οι ανακατασκευαστικές επεμβάσεις μηριαίων και κνημιαίων

οστών είχαν ποσοστά επιτυχίας $74.67\pm 10.16\%$ και $86.00\pm 9.55\%$ αντίστοιχα. Ποσοστό επιτυχίας $\leq 60\%$ του συστήματος MSTs αντιστοιχούσε μόνο σε έναν ασθενή. Οι ασθενείς με ποσοστό επιτυχίας $\geq 80\%$ μπορούσαν να διεξάγουν με ευκολία καθημερινές δραστηριότητες και να εργαστούν [26].

3.12 Σχεδιασμός και ανάλυση τρισδιάστατων εκτυπωμένων προσθέσεων των κάτω άκρων

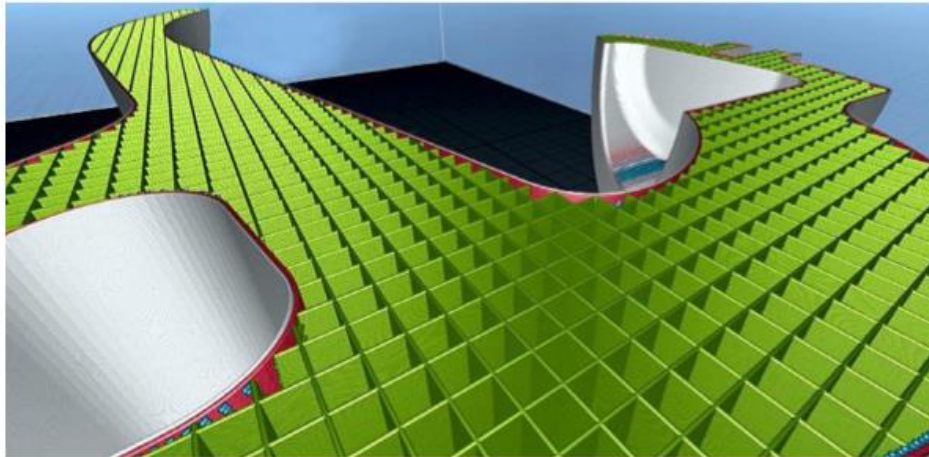
Οι περισσότερες καταναλωτικά διαθέσιμες προσθέσεις κάτω άκρων είναι παθητικές. Η συγκεκριμένη μελέτη είχε στόχο την ανάπτυξη μιας τρισδιάστατα εκτυπώσιμης πρόσθεσης κάτω άκρου ESAR (Energy Storage And Return) για ακρωτηριασμένους ασθενείς. Τα απαιτούμενα εικονικά μοντέλα σχεδιάστηκαν με CAD μεθόδους και ύστερα εφαρμόστηκε Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων (FEA) για τη βελτιστοποίηση της προσαρμογής και της αντοχής τους. Η γεωμετρία τους φαίνεται στην (Εικόνα 72). Το μπροστινό μέρος που είναι χωρισμένο στα δύο (forefoot), και το τακούνι (heel) παρέχουν υποστήριξη σε 3 σημεία. Τα μπροστινά σημεία υποστήριξης είναι τοποθετημένα σύμφωνα με το ανθρώπινο κάτω άκρο. Το τακούνι είναι συμπαγές και άκαμπτο, ενώ παράλληλα είναι στενό προκειμένου να μειωθεί η περιοχή που έρχεται σε επαφή με το έδαφος. Το πρωτότυπο της (Εικόνας 72) σχεδιάστηκε για κάτω άκρο μήκους 245mm (νούμερο 39) με ύψος 143mm και πλάτος 81mm, αντιστοιχώντας συνήθως σε μία γυναίκα ή ένα παιδί. Η σχεδίαση βασίστηκε στο ανθρώπινο κάτω άκρο. Η κατασκευή της πρόσθεσης πραγματοποιήθηκε με την τεχνολογία FDM χρησιμοποιώντας ένα θερμοπλαστικό νήμα ABS plus-P430. Η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων πραγματοποιήθηκε σε κάθε σημείο υποστήριξης. Το κατακόρυφο φορτίο που υποστήριζε το μοντέλο ήταν 1.5 επί το βάρος του ατόμου. Στην προσομοίωση χρησιμοποιήθηκαν οι μηχανικές ιδιότητες του μοντέλου, το οποίο προσδιορίστηκε ως γραμμικό και ιστροπικό [27].



Εικόνα 72: Η γεωμετρία του προσθετικού κάτω άκρου [27].

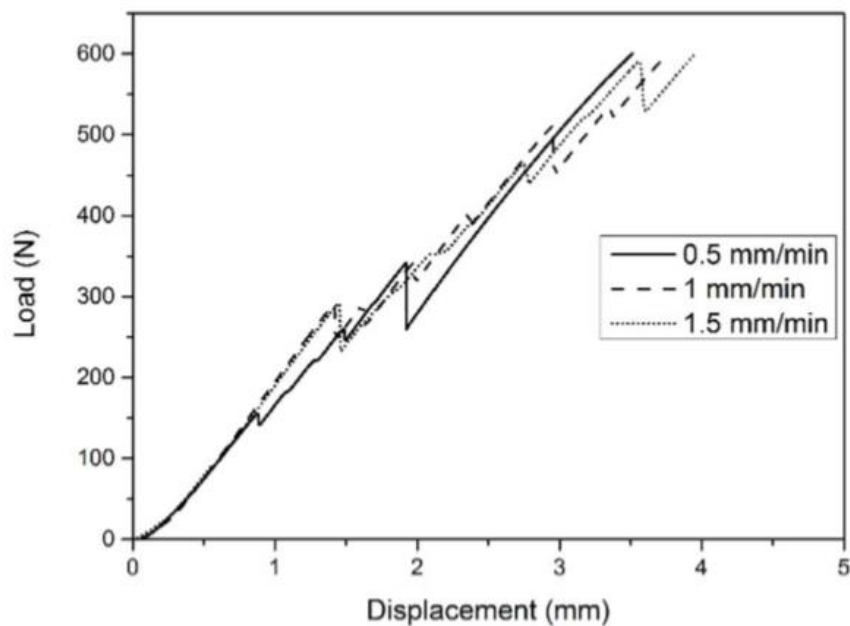
Στην (Εικόνα 73) φαίνεται το μοτίβο στο εσωτερικό της γεωμετρίας του μοντέλου. Οι κατασκευαστικές παράμετροι ήταν 30% τετραγωνικό εσωτερικό μοτίβο (infill pattern), 1.5mm πάχος τοιχίων και 0.2mm στρώσης. Το πρωτότυπο κατασκευάστηκε σε έναν εκτυπωτή Stratasys Dimension 1200es, ενώ η μάζα του μειώθηκε στα 162g από τα 544g

λόγω infill. Η εκτύπωση διήρκεσε περίπου 14 ώρες, ενώ χρειάστηκαν 6 επιπλέον ώρες μετεπεξεργασίας [27].



Εικόνα 73: Κατασκευαστικό μοτίβο του εσωτερικού της πρόσθεσης [27].

Το πρωτότυπο υποβλήθηκε σε μηχανικές δοκιμές στο σύστημα Instron 5965, όπου σε αυτό εφαρμόστηκαν 5 διαφορετικά φορτία. Βάσει των αποτελεσμάτων των δοκιμών, προέκυψε το διάγραμμα φορτίου-μετατόπισης της (Εικόνας 74).



Εικόνα 74: Οι καμπύλες φορτίου-μετατόπισης για τις μηχανικές δοκιμές του πρωτότυπου [27]

Η μελέτη αυτή έδειξε ότι η προτεινόμενη πρόσθεση κάτω άκρου είναι μια υποσχόμενη οικονομική λύση για ακρωτηριασμένους ασθενείς με μεσαία επίπεδα δραστηριότητας. Μελλοντικές έρευνες αναμένεται να επικεντρωθούν στη δοκιμή της πρόσθεσης σε ασθενείς και στη βελτίωση της αντοχής και της διάρκειας ζωής της [27].

4. Αποτελέσματα μεθόδων ορθοπεδικής αποκατάστασης με χρήση τρισδιάστατης εκτύπωσης

Η χρήση των ιατρικών εικόνων στη διάγνωση σε συνδυασμό με την ανάπτυξη της τεχνολογίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης αναμένεται να αποτελέσει καινοτομία σε διαγνωστικές και θεραπευτικές διαδικασίες. Αρκετοί τομείς της ιατρικής έχουν ήδη επωφεληθεί από τη χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης και σε αυτούς περιλαμβάνεται η Ορθοπεδική [28].

4.1 Αξιολόγηση τρισδιάστατων εκτυπωμένων προσθετικών άνω άκρων

Την τελευταία πενταετία έχει συμβεί σημαντική ανάπτυξη στην προσθετική άνω άκρων με χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Η γενική ιδέα ήταν η κατασκευή προσθετικών άνω άκρων χαμηλότερου κόστους. Παραδείγματα τρισδιάστατων εκτυπωμένων άνω άκρων φαίνονται στην (Εικόνα 75) όπου περιλαμβάνεται το προσθετικό άνω άκρο Cyborg Beast που περιγράφηκε σε εφαρμογή αποκατάστασης στο προηγούμενο κεφάλαιο. Τα προσθετικά άνω άκρα για ασθενείς με μερική απώλεια άνω άκρου είναι τροφοδοτούμενα από την κίνηση του σώματος, όπως και το μοντέλο που προαναφέραμε. Άλλοι τύποι προσθετικών άνω άκρων είναι οι εξής: παθητικό στατικό, παθητικό προσαρμόσιμο και εξωτερικά τροφοδοτούμενο (με ηλεκτρισμό ή με πεπιεσμένο αέρα). Τα περισσότερα τρισδιάστατα εκτυπωμένα προσθετικά άνω άκρα έχουν σχεδιαστεί και χρησιμοποιηθεί σε παιδιά τα οποία δείχνουν ευχαριστημένα στα media έχοντας το προσθετικό τους μέλος. Ωστόσο δεν έχουν πραγματοποιηθεί αρκετές βραχυπρόθεσμες και μακροπρόθεσμες έρευνες για το πόσο οι προσθέσεις ανταποκρίνονται στις ανάγκες τους [29].



Εικόνα 75: Τρισδιάστατα εκτυπωμένα άνω άκρα: (A) Andrianesis'hand, (B) Gosselin'shand, (C) Cyborg Beast, (D) Handiii COYOTE, (E) IVIANA 2.0, (F) Scand [29].

4.1.1 Αισθητικά αποτελέσματα τοποθέτησης των τρισδιάστατων εκτυπωμένων προσθέσεων

Μετά από τη λειτουργικότητα, το αισθητικό αποτέλεσμα είναι σημαντικός παράγοντας επιτυχίας της αποκατάστασης για τους ασθενείς. Στο πεδίο της προσθετικής χρησιμοποιείται ο όρος ανθρωπομορφικό για να περιγράψει τη ρεαλιστική όψη της πρόσθεσης. Τα προσθετικά άνω άκρα σχεδιάζονται με τέτοιο τρόπο ώστε να μοιάζουν με το σχήμα του ανθρώπινου χεριού. Η πλειοψηφία τους έχει φωτεινά χρώματα και μη ανθρωπομορφική εμφάνιση, ωστόσο οι ενήλικες εκτιμούν περισσότερο τις προσθέσεις στα χρώματα του δέρματος. Οι υπάρχουσες συμβατικές προσθέσεις συνήθως καλύπτονται με κοσμητικά γάντια που κατασκευάζονται από PVC ή σιλικόνη και έχουν το χρώμα του δέρματος. Τα γάντια αυτά έχουν ένα πρόσθετο κόστος καθώς δεν σχεδιάζονται μαζί με τους προσθετικούς μηχανισμούς και επίσης απαιτείται να ασκηθεί παραπάνω δύναμη για την κίνηση. Το πλεονέκτημά τους όμως είναι η προστασία των προσθετικών μηχανισμών από υλικές φθορές [29].

4.1.2 Αποτελέσματα αποκατάστασης με τη χρήση του προσθετικού άνω άκρου Cyborg Beast

Οι οικογένειες των παιδιατρικών ασθενών που συμμετείχαν στη μελέτη της προσθετικής άνω άκρων με τη χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης (κεφάλαιο 3.10), συμπλήρωσαν έρευνες για τα αποτελέσματα της χρήσης του προσθετικού άνω άκρου Cyborg Beast, σχετικές με την ποιότητα ζωής, το χρόνο χρήσης του προσθετικού άνω άκρου και τον τύπο των δραστηριοτήτων των παιδιών. Ύστερα από 1-3 μήνες μετά την τοποθέτηση του προσθετικού άνω άκρου, 4 παιδιατρικοί ασθενείς παρατήρησαν δραστική αύξηση της ποιότητας ζωής λόγω της χρήσης του προσθετικού άνω άκρου και 7 υπέδειξαν μικρότερη αύξηση. Καταγράφηκε ότι 9 παιδιά χρησιμοποιούν το προσθετικό άνω άκρο 1-2 ώρες την ημέρα, 3 παιδιά το χρησιμοποιούν παραπάνω από 2 ώρες και 1 παιδί το χρησιμοποιεί μόνο όταν απαιτείται. Επίσης 10 παιδιά απάντησαν ότι το χρησιμοποιούν για απλή διασκέδαση, 9 για δραστηριότητες του σπιτιού, 6 για παιχνίδι, 4 για σχολικές δραστηριότητες και 2 για αθλητικές δραστηριότητες [25].

4.2 Αξιολόγηση χρήσης τρισδιάστατων εκτυπωμένων μοντέλων για το σχεδιασμό θεραπείας τραυματισμών της κοτύλης

Η εμπειρία του ιατρικού προσωπικού σχετικά με τη διαχείριση τραυματισμών χρησιμοποιώντας την τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης, καταγράφηκε σε μία μελέτη αποκατάστασης 14 περιπτώσεων καταγμάτων της κοτύλης. Η μελέτη πραγματοποιήθηκε σε 3 πανεπιστημιακά νοσοκομεία, όπου κατασκευάστηκαν και χρησιμοποιήθηκαν τρισδιάστατα εκτυπωμένα ανατομικά μοντέλα της κοτύλης σύμφωνα με τις τρισδιάστατες ανακατασκευασμένες εικόνες Υπολογιστικής Τομογραφίας οι οποίες λήφθηκαν. Η εκπαιδευτική αξία του ανατομικού μοντέλου της κοτύλης για τη διαδερμική τοποθέτηση της βίδας σε κοτυλιαίο κάταγμα οπίσθιας στήλης πραγματοποιήθηκε από 17 φοιτητές οι οποίοι αρχικά σχεδίασαν τη χειρουργική τοποθέτηση χρησιμοποιώντας εικόνες ακτινογραφίας και Υπολογιστικής Τομογραφίας και ύστερα την επαναπρογραμματίσαν χρησιμοποιώντας τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα μοντέλα. Η αξία των εικόνων και των μοντέλων για τον καθορισμό του σημείου εισαγωγής της βίδας και της κατεύθυνσης της εμφύτευσης βαθμολογήθηκε μέσω ενός ερωτηματολογίου με κλίμακα Likert 5 βαθμών: (1) Καθόλου χρήσιμα, (2) Όχι ιδιαίτερα χρήσιμα, (3) Χρήσιμα, (4) Πολύ χρήσιμα, (5) Υπερβολικά

χρήσιμα. Οι 17 φοιτητές ήταν γενικά ικανοποιημένοι με τη χρήση του τρισδιάστατου εκτυπωμένου μοντέλου για την κατανόηση της ανατομίας της περιοχής και για την ανάπτυξη των κατάλληλων χειρουργικών τεχνικών. Από τους φοιτητές ένας δήλωσε ότι τα μοντέλα ήταν χρήσιμα (βαθμός 3), δύο δήλωσαν ότι ήταν πολύ χρήσιμα (βαθμός 4) και οι υπόλοιποι δεκατέσσερις δήλωσαν ότι τα μοντέλα ήταν υπερβολικά χρήσιμα (βαθμός 5) [28].

4.3 Μια συγκριτική μελέτη των αποτελεσμάτων αποκατάστασης ηλικιωμένων ασθενών με θραύση ισχίου

Τριακόσιοι τριάντα έξι συνεχείς ασθενείς, 65 ετών και άνω, συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη. Δεν υπήρξε προεπιλογή ασθενών για κλινικούς λόγους. Η απόφαση για την είσοδο των ασθενών στον ορθοπεδικό θάλαμο βασίστηκε αποκλειστικά στη διαθεσιμότητα κλινών. Όταν δεν υπήρχαν κρεβάτια στον ορθο-γηριακό θάλαμο, οι ασθενείς παραπέμφθηκαν στον ορθοπεδικό θάλαμο. Αυτή η διαδικασία ήταν ανεξάρτητη από άλλους παράγοντες, όπως τύπος κατάγματος, γενική κατάσταση, συννοσηρότητα, φύλο ή ηλικία [30].

Τα κριτήρια ένταξης περιελάμβαναν την ηλικία μεγαλύτερη των 65 ετών, την είσοδο μετά από υπερτροφικό (εξωκαψουλωτό) ή υποκοιλιακό (ενδοκοιλιακό) κάταγμα ισχίου και σταθερή ιατρική κατάσταση που επέτρεψε την ενεργό θεραπεία αποκατάστασης. Τα κριτήρια αποκλεισμού περιελάμβαναν περίοδο αποκατάστασης βραχύτερη των 7 ημερών, αν υποθεθεί ότι η έκταση της αποκατάστασης σε τόσο σύντομο χρονικό διάστημα είναι περιορισμένη και μπορεί να αλλοιώσει τα αποτελέσματα, η παρουσία άλλων οξέων αναπηριών όπως πολλαπλά τραύματα, μετεγχειρητικά ασταθή κατάγματα του ισχίου, ιατρικές καταστάσεις που αποτρέπουν την ενεργό αποκατάσταση (όπως η καρδιακή ανεπάρκεια με το στάδιο III-IV της λειτουργικής ικανότητας της ταξινόμησης της New York Heart Association ή σοβαρή χρόνια πνευμονοπάθεια που απαιτεί συνεχή χρήση οξυγόνου), μεταφορά σε τμήματα οξείας περίθαλψης αποτέλεσμα επιπλοκών ή θανάτου. Αυτά τα κριτήρια αποκλεισμού επέτρεψαν την εξέταση ασθενών με ιατρικές ή λειτουργικές καταστάσεις, οι οποίες θα περιορίζαν εκ των προτέρων τις δυνατότητες αποκατάστασης [30].

Από τους 336 ασθενείς που εισήλθαν στη μελέτη, 320 ικανοποίησαν τα προαναφερθέντα κριτήρια και συμπεριλήφθηκαν στην τελική ανάλυση. Συγκρίθηκαν δύο ομάδες. Μία ομάδα περιελάμβανε 204 ασθενείς, οι οποίοι έγιναν δεκτοί αμέσως μετά από χειρουργική επέμβαση από το ορθοπεδικό τμήμα (ομάδα ORT) για περαιτέρω αποκατάσταση στον ορθογεωτροφικό θάλαμο. Μια δεύτερη ομάδα απαρτίζεται από 116 ασθενείς οι οποίοι εισήχθησαν απευθείας από τον θάλαμο έκτακτης ανάγκης στον ορθοπεδικό θάλαμο (ομάδα ORTGER). Αυτοί οι ασθενείς έλαβαν όλες τις χειρουργικές, ιατρικές και θεραπευτικές μεθόδους αποκατάστασης σε ένα μόνο περιβάλλον [30] [31].

Κανένας από αυτούς τους ασθενείς δεν εμφάνισε σημαντικές ιατρικές συρροές, οι οποίες θα καθιστούσαν αδύνατη την αξιολόγηση της κινητικής λειτουργίας ή θα τους εμπόδιζαν να αντιμετωπιστούν από την ομάδα αποκατάστασης. Ο μέσος αριθμός ημερών μεταξύ της εισαγωγής και της ημέρας του χειρουργείου ήταν 3,5 και 3,6 για τις αντίστοιχες ομάδες. Σε σύγκριση με τους ασθενείς με ORTGER, οι ασθενείς με ομάδα ORT ήταν νεότεροι, υπέφεραν συχνότερα υποκλιματικά και όχι υπερτροφικά τερμικά κατάγματα και είχαν μικρότερη περίοδο αποκατάστασης, αλλά σημαντικά μεγαλύτερο συνολικό νοσηλευτικό κόστος [30].

5. Εμπόδια και περιορισμοί στην 3D εκτύπωση

Παρά τα πολλά πιθανά πλεονεκτήματα που μπορεί να προσφέρει η τρισδιάστατη εκτύπωση, οι προσδοκίες της τεχνολογίας συχνά εξαγριώνονται από τα μέσα ενημέρωσης, τις κυβερνήσεις και ακόμη και τους ερευνητές [32]. Η 3D εκτύπωση στην υγειονομική περίθαλψη προβλέπεται να αυξηθεί εκθετικά τα επόμενα χρόνια. Παρόλο που οι θεωρητικές εφαρμογές για τη χρήση της στην ιατρική είναι ατελείωτες, υπάρχουν εμπόδια που θα πρέπει να αντιμετωπιστούν πριν αξιοποιηθεί πλήρως το δυναμικό της. Το κόστος είναι ίσως ο μεγαλύτερος παράγοντας στον προσδιορισμό της χρησιμότητας των τρισδιάστατων εκτυπωτών στην κλινική πρακτική. Παρά την πτώση των τιμών των εκτυπωτών τα τελευταία χρόνια, το εμπορικό μηχάνημα υψηλής ανάλυσης κοστίζει δεκάδες χιλιάδες δολάρια. Πολλά ιδρύματα δεν παράγουν τον όγκο τρισδιάστατων μοντέλων που απαιτούνται για να δικαιολογήσουν το κόστος ενός εσωτερικού εκτυπωτή. Αντίθετα, οι εταιρείες τρίτων μερών που ειδικεύονται στην κατασκευή τρισδιάστατων εντύπων για ιατρική χρήση προσφέρουν μια εναλλακτική λύση. Τα δυνητικά μειονεκτήματα με την εξωτερική ανάθεση περιλαμβάνουν υψηλότερο κόστος ανά μοντέλο μετά την έκπτωση του κόστους υλικού, των προβλημάτων προστασίας προσωπικών δεδομένων των ασθενών λόγω της μεταφοράς εκτός αρχείου των αρχείων και των μεγαλύτερων χρόνων ανάκλησης λόγω της ναυτιλίας [33].

Ένας άλλος παράγοντας που περιορίζει την ανάπτυξη της τρισδιάστατης εκτύπωσης είναι ο χρόνος και η προσπάθεια που απαιτούνται για την απομόνωση των ενδιαφερομένων περιοχών κατά την μεταγενέστερη επεξεργασία των δεδομένων. Ο χρόνος που αφιερώνεται σε μεταγενέστερη επεξεργασία επηρεάζει τη σχέση κόστους-αποτελεσματικότητας της χρήσης του μοντέλου και μειώνει τη χρησιμότητά του σε περιπτώσεις που απαιτούν επείγουσα παρέμβαση. Πολλές εταιρείες αναπτύσσουν λογισμικό για να επιταχύνουν αυτά τα βήματα που επιτρέπουν στους χρήστες να εκτελούν εύκολα τμηματοποίηση και 3D ανακατασκευή. Οι σταθμοί εργασίας ακτινολογίας έχουν τώρα τη δυνατότητα μετατροπής αρχείων DICOM σε αρχεία STL, μειώνοντας τον χρόνο που απαιτείται για τη δημιουργία μοντέλων πραγματικού κόσμου από εικονικά [33].

Πολλές από την τρέχουσα βιβλιογραφία που περιγράφει εφαρμογές τρισδιάστατων εκτυπωτών για τη δημιουργία ιατρικών εμφυτευμάτων υπήρξε σε ασθενείς με ειδικές περιστάσεις ή σε μη συμβατικές χειρουργικές επεμβάσεις. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η χρήση προσαρμοσμένων τεχνικών είχε ως αποτέλεσμα μεγαλύτερη λειτουργικότητα και ευκολότερη εγκατάσταση από ό, τι θα μπορούσε να γίνει με συμβατικές μεθόδους. Είναι πιθανό να μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε την ευελιξία και την προσαρμογή που προσφέρουν οι εκτυπωτές 3D για τη βελτιστοποίηση ακόμη και των διαδικασιών ρουτίνας, ανοίγοντας το δρόμο προς την εξατομικευμένη ιατρική [33].

Μέχρι σήμερα, δεν έχει διεξαχθεί τυχαίοποιημένη δοκιμή ελέγχου συγκρίνοντας την αποτελεσματικότητα ενός 3D τυπωμένου μοντέλου που χρησιμοποιείται για ιατρικούς σκοπούς έναντι συμβατικών μεθόδων. Οι περισσότερες από τις μελέτες που ασχολούνται με την εκτύπωση 3D εφαρμογών στην ιατρική έχουν γίνει σε μελέτες περιπτώσεων και άρθρα ανασκόπησης. Απαιτούνται μεγαλύτερες μελέτες με μακροπρόθεσμη παρακολούθηση για να εκτιμηθεί εάν το πρόσθετο κόστος που απαιτείται για την παραγωγή τρισδιάστατων μοντέλων αντισταθμίζεται από την εξοικονόμηση σε μειωμένο χρόνο λειτουργίας, τις μειωμένες αναθεωρήσεις και τη μειωμένη διάρκεια της παραμονής στο νοσοκομείο [33].

Τα 3D ανατομικά μοντέλα αποδεικνύουν την πρακτικότητα τους στην εκπαίδευση και την εκπαίδευση των γιατρών. Τα τρισδιάστατα τυπωμένα μοντέλα είναι ασφαλή, επαναχρησιμοποιήσιμα και μπορούν να αντιπροσωπεύουν με ακρίβεια την πραγματική παθολογία. Ωστόσο, δεν είναι χωρίς μειονεκτήματα. Με τα υλικά που χρησιμοποιούνται σήμερα για αυτά τα μοντέλα, η υφή δεν μιμείται με ακρίβεια την υφή του ανθρώπινου ιστού. Αυτό μπορεί να αλλάξει στο μέλλον με την ανάπτυξη ιστών βιοαποτύπωσης. Η Organono Holdings, Inc., ηγέτης στην τεχνολογία 3D bioprinting, ανακοίνωσε πρόσφατα μια συνεργασία με τη Merck & Co για τη δημιουργία 3D τυπωμένου ιστού για φαρμακευτικές δοκιμές. Είναι κατανοητό ότι, στο μέλλον, οι εκπαιδευόμενοι θα είναι σε θέση να ασκούν περίπλοκη διαδικασία σε μοντέλα κατασκευασμένα από πραγματικούς ιστούς [33].

6. Συμπεράσματα και μελλοντικές εξελίξεις

Στην παρούσα διπλωματική εργασία αναλύσαμε τη διαδικασία, τις μεθόδους της τρισδιάστατης εκτύπωσης και κυρίως τη χρησιμότητά της στον τομέα της Ορθοπεδικής χειρουργικής μέσα από διάφορες εφαρμογές που περιλάμβαναν τη δημιουργία ειδικά προσαρμοσμένων ανατομικών μοντέλων, οδηγών κοπής, ακόμα και βιομιμητικών εμφυτευμάτων από δεδομένα ιατρικής εικόνας, δηλαδή Αξονικής ή Μαγνητικής Τομογραφίας. Η επεξεργασία ιατρικής εικόνας (τμηματοποίηση, τρισδιάστατη ανακατασκευή) είναι απαραίτητη για το σχεδιασμό του ψηφιακού μοντέλου το οποίο μετατρέπεται σε φυσικό αντικείμενο μέσω λογισμικών και ενός τρισδιάστατου εκτυπωτή. Η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης ανοίγει νέους δρόμους στην εξατομικευμένη ιατρική περίθαλψη και ως κλάδος της Βιοϊατρικής Μηχανικής στοχεύει να βελτιώσει την ποιότητα ζωής των ασθενών χρησιμοποιώντας προσεγγίσεις από το πεδίο της Μηχανικής. Τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ανατομικά μοντέλα και οι αντίστοιχοι οδηγοί κοπής είναι χρήσιμα εργαλεία για τον προγραμματισμό περίπλοκων χειρουργικών επεμβάσεων και για τη γενικότερη κατάρτιση του ιατρικού προσωπικού. Έμφαση δίνεται επίσης στα αποτελέσματα της αποκατάστασης σοβαρών κλινικών περιπτώσεων (εκτομή όγκων) με τρισδιάστατα εκτυπωμένα μοσχεύματα, δηλαδή στη βελτίωση των λειτουργικών και των αισθητικών αποτελεσμάτων, όπου λαμβάνονται σοβαρά υπόψη οι απαντήσεις των συμμετεχόντων ασθενών (μεγάλο ποσοστό των οποίων είναι παιδιατρικοί ασθενείς) σε σχετικές ερευνητικές μελέτες. Σημαντική καινοτομία της τρισδιάστατης εκτύπωσης στην Ορθοπεδική χειρουργική αποτελεί η δημιουργία εξατομικευμένων προσθετικών μελών τα οποία προσαρμόζονται επακριβώς στο σώμα του ασθενούς και βοηθούν στη διεξαγωγή των καθημερινών του δραστηριοτήτων. Η τεχνολογική πρόοδος σταδιακά επιτρέπει την πτώση στις τιμές των τρισδιάστατων εκτυπωτών και παράλληλα τη βελτίωση των παραγόμενων αντικειμένων. Αρκετές έρευνες περιλαμβάνουν εφαρμογές τρισδιάστατης βιοεκτύπωσης (3D bioprinting) και αποσκοπούν στη δημιουργία μοσχευμάτων που μπορούν να ενσωματωθούν πλήρως στις οστικές αλλά και στις αγγειακές δομές, αντιμετωπίζοντας τα προβλήματα της ανεπάρκειας των δοτών. Η τρισδιάστατη εκτύπωση στην Ιατρική είναι μια πολλά υποσχόμενη μέθοδος για την αναβάθμιση του επιπέδου ζωής των ασθενών και για τη λύση προβλημάτων που δε μπορούν να επιτύχουν άλλες συμβατικές κατασκευαστικές/ιατρικές προσεγγίσεις.

Σύμφωνα με τους ειδικούς η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης «ήρθε για να μείνει» στην Ιατρική. Η 3D εκτύπωση αναμένεται να διαδραματίσει σημαντικό ρόλο στην τάση προς την εξατομικευμένη ιατρική, μέσω της χρήσης της στην προσαρμογή των διατροφικών προϊόντων, των οργάνων και των φαρμάκων [34][35]. Η ανάπτυξη των απεικονιστικών τεχνικών επιτρέπει την οπτικοποίηση διδιάστατων δεδομένων ως τρισδιάστατες αναπαραστάσεις. Η τρισδιάστατη μοντελοποίηση με την ανακατασκευή των δεδομένων σε εικονικά τρισδιάστατα μοντέλα, καθιστά δυνατή τη δημιουργία φυσικών αντικειμένων μέσω της τρισδιάστατης εκτύπωσης [29]. Με αυτόν τον τρόπο εκτυπώνονται ιατρικά αντικείμενα όπως φυσικά μοντέλα, εμφυτεύματα, προσθετικά μέλη και χειρουργικοί οδηγοί που βελτιώνουν την κατανόηση περίπλοκων ανατομικών ανωμαλιών, την ακρίβεια και την αποτελεσματικότητα της αποκατάστασης ορθοπεδικών προβλημάτων όπως είδαμε στο (κεφάλαιο 3) [22][36].

Ωστόσο, η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης αποτελεί ακόμα ένα καινούριο εργαλείο για την Ιατρική οπότε πρέπει να εξεταστούν και να αντιμετωπιστούν διάφορες

προκλήσεις οι οποίες αφορούν την πρόοδο του ιατροφαρμακευτικού συστήματος κάθε χώρας και την περιορισμένη οικονομική δυνατότητα υποστήριξης της τεχνολογίας αυτής ως κλινική πρακτική. Σημαντική πρόκληση είναι επίσης ότι πρέπει να μελετηθούν και να καταγραφούν μακροπρόθεσμα τα ποσοστά επιτυχίας ή αποτυχίας των αποκαταστάσεων και να ερευνηθούν οι δυνατότητες βελτίωσης αυτών των πρακτικών. Για να επιτευχθεί αυτό, ένα χρήσιμο βήμα θα ήταν να πραγματοποιηθεί ραδιοστερεομετρική ανάλυση για την αξιολόγηση της σταθερότητας των παραγόμενων τρισδιάστατων εκτυπωμένων εμφυτευμάτων από τις κατασκευαστικές εταιρίες [22][36].

Είναι σημαντικό από την άλλη πλευρά να σημειωθεί ότι οι εξελίξεις στην τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης επιτρέπουν τη δημιουργία μοσχευμάτων από αυτόλογα οστά. Η δημιουργία τρισδιάστατων εκτυπωμένων δομών με τη δυνατότητα αγγειακής και οστικής βιοενσωμάτωσης είναι μια πολλά υποσχόμενη μέθοδος για την ανακατασκευή των οστικών ιστών [37]. Η πρακτική αυτή εκτιμάται ότι μπορεί να γίνει μια βασική μέθοδος ανάπτυξης εμφυτευμάτων στην Ορθοπεδική εφόσον οι έρευνες συνεχιστούν, το κόστος των εκτυπωτών μειωθεί, η ταχύτητα εκτύπωσης αυξηθεί και το ιατρικό προσωπικό καταρτιστεί για τη χρήση τέτοιων συσκευών. Ο σχεδιασμός των απαιτούμενων μοσχευμάτων μπορεί να πραγματοποιηθεί με τη χρήση «negativemolds» ώστε να αποκτηθούν οι κατάλληλες διαστάσεις για το σχεδιασμό τους πριν την επέμβαση [38]. Η σχετικά νέα τεχνολογία της εκτύπωσης οργάνων επιτρέπει πλέον την ακριβή τρισδιάστατη οργάνωση των συστατικών που είναι σημαντικά για τον σχηματισμό των οστών και αντιμετωπίζει επίσης ζητήματα, όπως πορώδες μοσχεύματος και αγγείωση. Η εκτύπωση οστών θεωρείται μεγάλη υπόσχεση επειδή συνδυάζει την τεχνολογία ταχείας προτυποποίησης για να παράγει ένα ικρίωμα του επιθυμητού σχήματος και της εσωτερικής δομής με την ενσωμάτωση πολλαπλών τύπων ζωντανών κυττάρων που μπορούν να σχηματίσουν τον οστικό ιστό μόλις εμφυτευτούν [39]. Τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα εξατομικευμένα βιομιμητικά εμφυτεύματα μπορούν να βελτιστοποιήσουν την αποκατάσταση και τη λειτουργικότητα των δομών που έχουν υποστεί βλάβες. Γενικά, η συνεχής εξέλιξη της τρισδιάστατης εκτύπωσης προσφέρει σημαντικές ευκαιρίες στον τομέα της Ορθοπεδικής για τα στάδια της προεγχειρητικής αξιολόγησης, του προεγχειρητικού σχεδιασμού, της αποκατάστασης και της μετεγχειρητικής αξιολόγησης [3].

Η τεχνολογία αυτή διαρκώς ενσωματώνεται και κερδίζει περισσότερη δημοσιότητα και οι έρευνες και η τεχνολογία μπορεί να προχωρήσουν στο σημείο που η χρήση της να είναι ευρέως αποδεκτή σε ένα νοσοκομειακό περιβάλλον [3].

7. Βιβλιογραφία

- [1] Hammad H. Malik, BSc (Hons) et al, "Three-dimensional printing in surgery: a review of current surgical applications", in: Elsevier Inc, London, United Kingdom, June, 2015.
- [2] Tak Man Wong, Jimmy Jin et al, "The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery", in: Journal of Orthopedic Surgery, Hong Kong, China, January 2017.
- [3] Adam E. M. Eltorai et al, "Three dimensional printing in orthopedic surgery", in: Journal of Orthopedic Surgery, Providence, Rhode Island, November 2015.
- [4] Sze-Wing Mok, Razmara Nizak et al, "From the printer: Potential of three dimensional printing for orthopaedic applications", in: Elsevier Inc, Hong Kong, China, May 2016.
- [5] X.P. Tan, Y.J. Tan et al, "Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility", in: Elsevier Inc, Nanyang Avenue, Singapore, February 2017.
- [6] Lei Zhang et al, "Three-dimensional (3D) Printed Scaffold and Material Selection for bone repair, in: Acta Biomaterialia, 2018.
- [7] Αναστασοπούλου Α., "Τρισδιάστατοι εκτυπωτές και εφαρμογές τους στην βιοϊατρική τεχνολογία", in: DSpaceNtua, Athens, Greece, July 2015.
- [8] P. Upex et al, "Application of 3D printing for treating fractures of both columns of the acetabulum: Benefit of pre-contouring plates on the mirrored healthy pelvis", in: Elsevier, November 2016.
- [9] Sam M. Fuller, Daniel R. Butz et al, "Application of 3-Dimensional Printing in Hand Surgery for Production of a Novel Bone Reduction Clamp", in: The Journal Of Hand Surgery, Chicago, United States, June 2014.
- [10] Kevin Tetsworth et al, "Putting 3D modelling and 3D printing into practice: virtual surgery and preoperative planning to reconstruct complex post-traumatic skeletal deformities and defects", in: Sicot-J, February 2017.
- [11] Yasushi Oshima, Norishige Iizawa et al, "A computed-tomography-scan-based template to place the femoral component in accurate rotation with respect to the surgical epicondylar axis in total knee arthroplasty", in: Elsevier Inc, Tokyo, Japan, November 2017.
- [12] P. Zarychta, "A new approach to knee joint arthroplasty", in: Elsevier Inc, Zabrze, Poland, July 2017.
- [13] Juan Arnal-Burró, Rubén Pérez-Mañanes et al, "Three dimensional-printed patient-specific cutting guides for femoral varization osteotomy", in: Elsevier Inc, Madrid, Spain, December 2017.
- [14] R. Michalik et al, "New approach for predictive measurement of knee cartilage defects with three-dimensional printing based on CT-arthrography: A feasibility study", in: Elsevier, October 2016.

- [15] UjashSheth, M.D., John Theodoropoulos, M.D et al, "Use of 3-Dimensional Printing for Preoperative Planning in the Treatment of Recurrent Anterior Shoulder Instability", in: *The Journal Of Arthroscopic and Related Surgery*, Toronto, Canada, August 2015.
- [16] W. You, L.J. Liu et al, "Application of 3D printing technology on the treatment of complex proximal humeral fractures (Neer3-part and 4-part) in old people", in: Elsevier, June 2016.
- [17] Xiaojun Chen, Lu Xu et al, "Image-guided installation of 3D-printed patient-specific implant and its application in pelvic tumor resection and reconstruction surgery", in: Elsevier Inc, Shanghai, China, October 2015.
- [18] Zhenzhu Li et al, "Three-dimensional printing models improve understanding of spinal fracture-A randomized controlled study in China", in: *Scientific Reports*, June 2015.
- [19] Yi-Tian Wang, Xin-Jian Yang et al, "Clinical application of three-dimensional printing in the personalized treatment of complex spinal disorders", in: Elsevier Inc, Shenzhen, China, February 2016.
- [20] Aymeric Amelot et al, "Vertebral body replacement using patient-specific three-dimensional-printed polymer implants in cervical spondylotic myelopathy: an encouraging preliminary report", in: Elsevier Inc, Paris, France, January 2018.
- [21] Jungo Imanishi, Peter F.M. Choong, "Three-dimensional printed calcaneal prosthesis following total calcanectomy", in: Elsevier Inc, Saitama, Japan, March 2015.
- [22] R. Vaishya et al, "Three-dimensional printing for complex orthopedic cases and trauma: A blessing", in: *Apollo Medicine*, New Delhi, India, April-June 2018.
- [23] Francisco Chana Rodriguez et al, "3D surgical printing and pre-contoured plates for acetabular fractures", in: Elsevier, Madrid, Spain, 2016.
- [24] Michael C. Wyatt et al, "Custom 3D-printed acetabular implants in hip surgery- innovative breakthrough or expensive bespoke upgrade?", in: *Hip international: the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*, September 2015.
- [25] Jorge Zuniga et al, "Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences", in: *BioMed Central Research Notes*, 2015.
- [26] Yajie Lu et al, "Novel 3D-printed prosthetic composite for reconstruction of massive bone defects in lower extremities after malignant tumor resection", in: *Journal of Bone Oncology*, January 2019.
- [27] Bence Rohlitz, David Pammer, "Design and analysis of 3D printable foot prosthesis", in: *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, July 2017.
- [28] Ji Wan Kim et al, "Clinical experience with three-dimensional printing techniques in orthopedic trauma", in: Elsevier, Korea, 2017.
- [29] Jelle Ten Kate et al, "3D printed upper limb prostheses: a review", in: Taylor & Francis Group, pp. 300-314, UK, February 2017.

- [30] Abraham Adunsky et al, "A Comparative Study of Rehabilitation Outcomes of Elderly Hip Fracture Patients: The Advantage of a Comprehensive Orthogeriatric Approach", in: Journal of Gerontology, 2003.
- [31] Tiziana Torpilliesi MD et al, "Outcomes of Nonagenarian Patients After Rehabilitation Following Hip Fracture Surgery", in: Elsevier, 2012.
- [32] C. Lee Ventola, MS, "Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses", in: P&T., October 2014.
- [33] Alessandro Marro et al, "Three-Dimensional Printing and Medical Imaging: A Review of the Methods and Applications", in: Elsevier, February 2016.
- [34] Lipson H., "New world of 3-D printing offers "completely new ways of thinking": Q&A with author, engineer, and 3-D printing expert Hod Lipson", in: IEEE Pulse, December 2013.
- [35] Banks J., "Adding value in additive manufacturing: researchers in the United Kingdom and Europe look to 3D printing for customization", in: IEEE Pulse, December 2013.
- [36] Per Kjaersgaard-Andersen, "Challenges, risks of using 3D-printing in orthopaedics must be considered", in: Orthopaedics Today Europe, April 2016.
- [37] Yufei Yan et al, "Vascularized 3D printed scaffolds for promoting bone regeneration", in: Elsevier, January 2019.
- [38] Nicolette S. Birbara et al, "3D Modelling and Printing Technology to Produce Patient-Specific 3D Models", in: Heart, Lung and Circulation, 2019.
- [39] Natalja E. Fedorovich, "Organ printing: the future of bone regeneration?", in: Elsevier, Netherlands, December 2011.