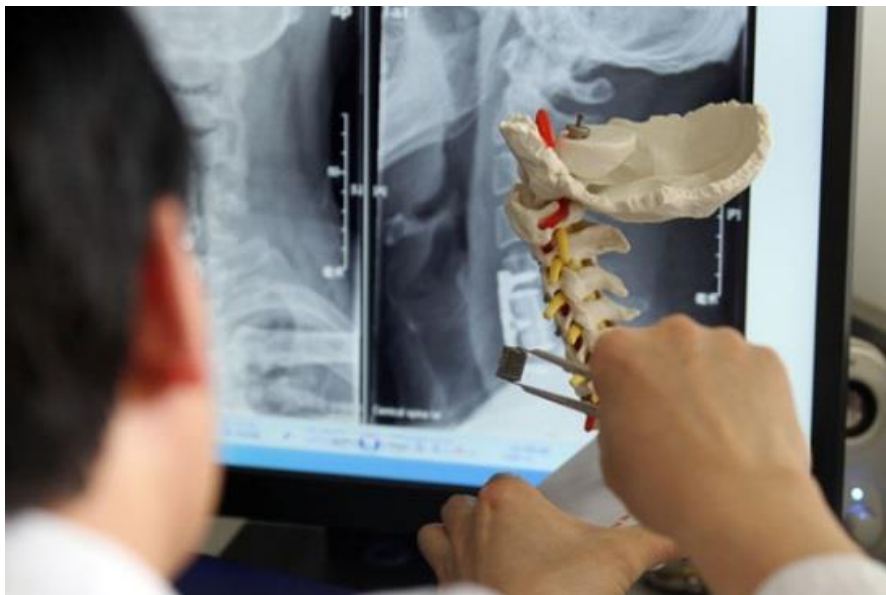




ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Η τρισδιάστατη εκτύπωση και οι εφαρμογές της στον τομέα της Ορθοπαιδικής



Δημήτρης Βαρυτιμίδης
ΑΕΜ: 198

Επιβλέπουσα: Δρ. Σωτηρία Ψωμά

Κοζάνη 2015

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα καθηγήτριά μου και εισηγήτρια της παρούσας Διπλωματικής Εργασίας κ. Σωτηρία Ψωμά, πρώτα γιατί μου έδωσε την δυνατότητα να εργαστώ και να ασχοληθώ με έναν καινοτόμο και ενδιαφέρον τομέα, έπειτα γιατί μου παρείχε πολύτιμες συμβουλές καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της εργασίας μου αλλά και γιατί ήταν διαθέσιμη ανά πάσα στιγμή να με βοηθήσει σε όποιο πρόβλημα είχα. Επίσης οφείλω να ευχαριστήσω τον κ. Αντώνιο Τουρλιδάκη Καθηγητή του Τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών για τις συμβουλές και την καθοδήγηση που μου παρείχε σε διάφορα σημεία της εργασίας. Επιπλέον στο σημείο αυτό θέλω να ευχαριστήσω τον κ. Σωκράτη Βαρυτιμίδη, Αναπληρωτή Καθηγητή Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου της Λάρισας, για την προθυμία που έδειξε να με βοηθήσει σε οτιδήποτε χρειαζόμουνα αλλά και για τις συμβουλές και τις παρατηρήσεις που μου έδωσε πάνω σε ιατρικά θέματα παρόλο το βεβαρημένο πρόγραμμα του. Ακόμη θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω και τον ιατρό κ.Αντωνίου Ιωάννη για την βοήθεια του όσον αφορά τα αρχεία DICOM και την ανάγνωσή τους μέσα από διάφορα λογισμικά. Επιπλέον ευχαριστώ τον Κυριάκο Βαφειάδη για το χρόνο που μου αφιέρωσε προκειμένου να εκτυπωθούν τα τελικά μοντέλα αλλά και τις πολύτιμες συμβουλές του πάνω σε πρακτικά θέματα που αφορούσαν την τελική εκτύπωση. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου για όλη την στήριξη που μου παρείχαν σε όλη τη διάρκεια των σπουδών μου.

Περίληψη

Η τρισδιάστατη εκτύπωση είναι μία μέθοδος προσθετικής κατασκευής όπου η δημιουργία των αντικειμένων επιτυγχάνεται μέσω της διαδοχικής εναπόθεσης στρωμάτων υλικού από τον εκτυπωτή (3D). Στην τρισδιάστατη εκτύπωση χρησιμοποιούνται διάφορα υλικά όπως πλαστικά και άλλα σύνθετα πολυμερή. Οι 3D εκτυπωτές χρησιμοποιούνται όλο και περισσότερο για την κατασκευή φυσικών μοντέλων και πρωτοτύπων είτε από μηχανικούς ή σχεδιαστές, είτε από ομάδες ανάπτυξης νέων προϊόντων και έχουν τη δυνατότητα να εκτυπώνουν μέρη και εξαρτήματα από διάφορα υλικά, με διαφορετικές μηχανικές και φυσικές ιδιότητες και συχνά σε μια ενιαία διαδικασία κατασκευής.

Η ραγδαία εξέλιξη της τρισδιάστατης εκτύπωσης συνέβαλε στο να βρει πολλές εφαρμογές σε πολλούς τομείς και ένας από αυτούς είναι και η Ιατρική. Το αντικείμενο της παρούσας Διπλωματικής Εργασίας είναι η χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης στον τομέα της Ορθοπεδικής. Συγκεκριμένα, μέσω ιατρικών εξετάσεων όπως η αξονική (CT) ή η μαγνητική τομογραφία (MRI) παράγονται τα αρχεία DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine) από τα οποία μπορεί να δημιουργηθεί μέσω κατάλληλης επεξεργασίας και χρήσης λογισμικού το τρισδιάστατο μοντέλο για την κατάλληλη εφαρμογή. Χρησιμοποιήθηκαν αρχεία DICOM ενός ασθενή με κάταγμα στο γόνατο και με τη χρήση του λογισμικού Osirix έγινε η ανάγνωση των δεδομένων των αρχείων DICOM και τέλος η παραγωγή του τρισδιάστατου μοντέλου σε μορφή .obj. Αναλυτικά με τη χρήση αλγορίθμων που διαθέτε το λογισμικό MeshLab μειώθηκε σημαντικά ο θόρυβος που υπήρχε στο 3D μοντέλο, στη συνέχεια το μοντέλο μετατράπηκε σε σύννεφο σημείων και με τους αλγορίθμων του λογισμικού MeshLab το μοντέλο ανακατασκευάστηκε από το σύννεφο σημείων και διορθώθηκαν οι επιφάνειες που δημιουργούσαν προβλήματα στην εκτύπωση. Η αποθήκευση του μοντέλου έγινε σε αρχείο stl (stereolithography) και εισήχθη στο λογισμικό Rhinoceros προκειμένου να μειωθεί ο αριθμός των πολυγώνων στην επιφάνειά του, το οποίο συμβάλει στη μείωση της πολυπλοκότητάς του. Με τη χρήση κατάλληλων λογισμικών (π.χ. Netfabb, Meshmixer) έγιναν οι τελικές διορθώσεις προκειμένου το μοντέλο να αποκτήσει τις κατάλληλες προδιαγραφές για να μπορεί να εκτυπωθεί στον 3D εκτυπωτή. Χρησιμοποιήθηκαν διάφορες τεχνικές ώστε να μειωθούν και τελικά να εξαλείψουν επιπλοκές κατά τη διαδικασία της εκτύπωσης. Τα μοντέλα που εκτυπώθηκαν αντιστοιχούν σε γόνατο ασθενή το οποίο δεν παρουσίαζε προβλήματα, και σε γόνατο το οποίο είχε κάταγμα. Τα μοντέλα που εκτυπώθηκαν ήταν ακριβή και με αποδεκτή ποιότητα επιφάνειας και αποτύπωσαν σε πολύ πιο χρηστική μορφή τις ιδιαιτερότητες της μορφολογίας των οστών.

Επομένως είναι εφικτό να σχεδιαστούν και να εκτυπωθούν διάφορα μέλη του ανθρώπινου σώματος. Η εκτύπωση των μελών αυτών μπορεί να παρέχει τους χειρουργούς καίριες πληροφορίες για τη διάγνωση τραυμάτων, αλλά επιπλέον μπορεί

να χρησιμοποιηθεί και για προεγχειρητικούς σκοπούς προκειμένου να προετοιμαστούν σωστά για την επέμβαση. Ένας ακόμα τομέας στην Ορθοπεδική όπου η τρισδιάστατη εκτύπωση βρίσκει χρήση είναι η κατασκευή τεχνητών μελών από υλικά τα οποία ο ανθρώπινος οργανισμός δεν θα απορρίψει και θα αντικαταστήσουν τα ήδη υπάρχοντα κατεστραμμένα, γεγονός που ανοίγει καινούριους ορίζοντες, προοπτικές και σημαντικές εφαρμογές στο άμεσο μέλλον.

Περιεχόμενα

1 Τι είναι η τρισδιάστατη εκτύπωση (3D Printing) ή ταχεία προτυποποίηση.....	9
1.2 Ιστορία τρισδιάστατης εκτύπωσης.....	10
1.3 Πώς λειτουργεί η τρισδιάστατη εκτύπωση.....	15
1.4 Δυνατότητες τρισδιάστατης εκτύπωσης.....	16
1.5 Σύνοψη.....	17
2 Μέθοδοι και λογισμικά τρισδιάστατης εκτύπωσης.....	18
2.1 Αρχεία Τρισδιάστατης εκτύπωσης.....	19
2.1.1 Τι είναι ένα αρχείο .stl.....	19
2.1.2. Ακρίβεια μοντέλων πλέγματος.....	19
2.3 Λογισμικά CAD.....	21
2.3.1 Χαρακτηριστικά σύγχρονων λογισμικών CAD.....	21
2.3.2 Παραδείγματα CAD λογισμικών.....	22
2.4 Διαδικασία ταχείας προτυποποίησης.....	22
2.5 Τεχνικές ταχείας προτυποποίησης.....	24
2.5.1 Στερεολιθογραφία.....	24
2.5.2. Η διαδικασία της Στερεολιθογραφίας.....	25
2.6 Επιλεκτική σύντηξη με την χρήση ακτινών λέιζερ(SLS).....	33
2.7 Συγκόλληση Λεπτών Φύλλων(LOM).....	34
2.8 Εναπόθεση – Σύντηξη Διαδοχικών Στρώσεων(FDM).....	35
2.9 Τρισδιάστατη Εκτύπωση (3D INK-JET PRINTING).....	36
2.10 SOLID GROUND CURING (SGC).....	37
2.11 Σύγκριση των Μεθόδων.....	37
2.12 Αντίστροφη μηχανική (AM).....	38
2.12.1 Επεξεργασία δεδομένων που χρησιμοποιούνται στην ταχεία προτυποποίηση.....	39
2.12.2 Ενσωμάτωση της ΤΠ και της AM σε στρωματικά μοντέλα παραγωγής.....	39
3 Η τρισδιάστατη εκτύπωση στην Ιατρική.....	43

3.1 Η ταχεία προτυποποίηση στην Ορθοπεδική.....	44
3.2 Δεδομένα Σάρωσης.....	45
3.2.1 Αρχεία DICOM.....	47
3.2.1.1 Ιστορία των αρχείων DICOM.....	48
3.2.2 Δομή ενός αρχείου DICOM.....	49
3.3 Δημιουργία ανατομικών μοντέλων από αξονικές(CT) και μαγνητικές τομογραφίες(MRI) για ορθοπεδική χρήση.....	51
3.3.1 Βήματα μετατροπής CT και MRI.....	51
3.4 Τεχνικές μοντελοποίησης.....	52
3.5 Αξιολόγηση Υλικών.....	53
3.6 Συμπεράσματα.....	54
3.7 Εφαρμογές της ταχείας προτυποποίησης στην ιατρική.....	55
3.8 Βιομοντέλα, χειρουργικά εργαλεία και εμφυτεύματα.....	55
3.9 Χειρουργικά μοντέλα και συσκευές ιατρικής εκπαίδευσης.....	56
3.10 Μηχανική ιστών.....	56
3.11 Μέθοδος.....	57
3.11.1 Απόκτηση Δεδομένων.....	58
3.11.2 Καταγραφή δεδομένων και επεξεργασία.....	59
3.12 Γεωμετρική μοντελοποίηση και σχεδιασμός.....	60
3.13 Προτυποποίηση και παραγωγή ιατρικών εφαρμογών.....	62
3.14 Διαπιστώσεις.....	64
3.15 Σχεδιασμός ορθοπεδικής χειρουργικής επέμβασης βασισμένος στην ενσωμάτωση της αντίστροφης μηχανικής(AM) και της ταχείας προτυποποίησης(ΤΠ).....	65
3.15.1. Διαδικασία ορθοπεδικού χειρουργικού σχεδιασμού.....	67
3.15.2 Αποτελέσματα.....	68
4. Διαδικασία κατασκευής μοντέλου γονάτου.....	79
4.1 Στάδια κατασκευής μοντέλου γονάτου.....	80
4.1.1 Δημιουργία τρισδιάστατου μοντέλου από ιατρικές εξετάσεις σε ηλεκτρονική μορφή DICOM files μέσω του Osirix.....	80
4.1.2 Η τεχνική διαχωρισμού 3D Surface Rendering.....	82
4.1.3 Εισαγωγή του αρχείου .obj στο MeshLab.....	82
4.1.4 Εισαγωγή του αρχείου στο λογισμικό Rhinoceros	91

4.1.5 Εισαγωγή του αρχείου στο λογισμικό Netfabb για τελικές διορθώσεις.....	92
4.2 Εκτύπωση αρχείου stl.....	98
4.2.1 Ο εκτυπωτής Cubex και το λογισμικό του.....	100
4.2.2 Υλικά εκτύπωσης	101
4.2.3 Η διαδικασία εκτύπωσης.....	101
4.2.4 Παρατηρήσεις κατά την εκτύπωση.....	105
4.4 Δημιουργία μοντέλου γονάτου με κάταγμα.....	106
5 Συμπεράσματα.....	111
6 Βιβλιογραφία.....	114

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

Εισαγωγή κεφαλαίου

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει μία πρώτη αναφορά σχετικά με την Ταχεία Προτυποποίηση(ΤΠ) ή αλλιώς Τρισδιάστατη Εκτύπωση. Επίσης θα περιγραφούν τα λογισμικά που χρησιμοποιούνται καθώς και τα αρχεία τα οποία δημιουργούνται και διαβάζονται από αυτά τα λογισμικά καθώς και μία ιστορική αναδρομή σχετικά με το πώς ξεκίνησε η Ταχεία Προτυποποίηση και πώς εξελίχθηκε μέχρι σήμερα.

1 Τι είναι η τρισδιάστατη εκτύπωση (3D Printing) ή ταχεία προτυποποίηση

Η 3D εκτύπωση είναι μια διαδικασία δημιουργίας τρισδιάστατων αντικειμένων από ένα ψηφιακό αρχείο χρησιμοποιώντας έναν εκτυπωτή υλικών, με τρόπο παρόμοιο με την εκτύπωση εικόνων σε χαρτί. Ο όρος είναι περισσότερο συνδεδεμένος με την τεχνολογία προσθετικής παραγωγής (additive manufacturing), όπου ένα αντικείμενο δημιουργείται από την εναπόθεση διαδοχικών στρωμάτων του υλικού. Η τεχνολογία αυτή βρίσκει χρήση σε πάρα πολλούς τομείς, όπως η κατασκευή πρότυπων κοσμημάτων, υποδημάτων, σε εφαρμογές βιομηχανικού σχεδιασμού, αρχιτεκτονικής, μηχανικής όπως επίσης στην αυτοκινητοβιομηχανία, την αεροδιαστημική, την οδοντιατρική, την ιατρική, την εκπαίδευση, και στα συστήματα γεωγραφικών πληροφοριών και την χαρτογραφία.

Η τρισδιάστατη εκτύπωση είναι μια τεχνολογία που επιτρέπει να φτιαχτούν κατασκευές σε όποιο σχήμα και σχέδιο επιθυμούμε και στη συνέχεια, με τη μέθοδο της διαστρωμάτωσης, να αποκτήσουν απίστευτες αντοχές. Ακολούθως, πραγματοποιείται το τρισδιάστατο τύπωμα και τέλος η παραγωγή του αντικειμένου. Ουσιαστικά η τεχνολογία του “3D Printing” βασίζεται στη χρήση κάποιων ειδικών σκονών οι οποίες δίνουν υλική υπόσταση στο σχέδιο, ενώ υπάρχει η δυνατότητα να παραχθούν αντικείμενα με διαφορετική πρώτη ύλη ανάλογα με το τι χρειάζεται ο κατασκευαστής. Συγκεκριμένα τα αντικείμενα που δημιουργεί ο τρισδιάστατος εκτυπωτής μπορεί να είναι είτε από γύψο, είτε από ρητίνη, είτε από πλαστικό, είτε από νάιλον, είτε κάποιο μέταλλο κλπ.

Επίσης η ταχύτητα της παραγωγικής διαδικασίας του τρισδιάστατου εκτυπωτή εξαρτάται από την περιπλοκότητα των αντικειμένων που παράγονται, το πόσο δηλαδή σύνθετη είναι η μορφή τους, επιπλέον η τεχνολογία του “3D Printing” εξασφαλίζει ότι μπορεί να δοθεί μεγάλη έμφαση ακόμα και στην παραμικρή λεπτομέρεια του αντικειμένου.

Ο μόνος περιορισμός ίσως που θέτει η συγκεκριμένη τεχνολογία είναι οι διαστάσεις του αντικειμένου, καθώς όταν πρόκειται για πολύ μεγάλο αντικείμενο η “εκτύπωση” γίνεται σε περισσότερες από μία φάσεις και στη συνέχεια τα διαφορετικά κομμάτια συνδέονται.

1.2 Ιστορία της τρισδιάστατης εκτύπωσης

Η αρχή της 3D εκτύπωσης μπορεί να επισημανθεί πίσω στο 1976, όταν εφευρέθηκε ο εκτυπωτής ψεκασμού μελάνης. Το 1984, οι προσαρμογές και οι εξελίξεις σχετικά με την έννοια ψεκασμού διαμόρφωσαν την τεχνολογία έτσι ώστε από την εκτύπωση με μελάνι να περάσουμε σε εκτύπωση με χρήση υλικών. Μετά από δεκαετίες, έχει αναπτυχθεί σε διάφορες βιομηχανίες μια ποικιλία εφαρμογών της τεχνολογίας τρισδιάστατης εκτύπωσης.

- **1984: Η γέννηση της τρισδιάστατης εκτύπωσης**

Ο Charles Hull, αργότερα, συν-ιδρυτής της 3D Systems, εφευρίσκει τη στερεολιθογραφία, μια διαδικασία εκτύπωσης η οποία επιτρέπει ένα από 3D αντικείμενο να δημιουργηθεί από ψηφιακά δεδομένα. Η τεχνολογία αυτή χρησιμοποιείται για να δημιουργήσει ένα 3D μοντέλο από μια εικόνα και επιτρέπει στους χρήστες να δοκιμάσουν ένα σχέδιο πριν από την επένδυση σε ένα μεγαλύτερο πρόγραμμα παραγωγής.



Σχ.1 Ο Charles Hull συν-ιδρυτής της 3D Systems

- **1992: Κατασκευή τμημάτων σε στρώματα**

Η πρώτη SLA (στερεολιθογραφική συσκευή) μηχανή παράγεται από την 3D Systems. Η μηχανική επεξεργασία περιλαμβάνει ένα στερεοποιούμενο φωτοπολυμερές UV λέιζερ, ένα υγρό με το ιξώδες και το χρώμα του μελιού το οποίο δημιουργεί τα τρισδιάστατα μέρη σε στρώματα. Αν και ατελής, η μηχανή αυτή αποδεικνύει ότι εξαιρετικά πολύπλοκα μέρη μπορούν να κατασκευάζονται μέσα σε μία νύκτα.



Σχ.2 3D-τυπωμένα αντικείμενα, τα οποία δημιουργήθηκαν από στερεολιθογραφική συσκευή

- **1999 Μηχανικά όργανα φέρνουν νέα πρόοδο στην ιατρική**

Το πρώτο εργαστηριακά ανεπτυγμένο όργανο εμφυτεύεται σε ανθρώπους, όπως νεαροί ασθενείς οι οποίοι υφίστανται αύξηση της ουροδόχου κύστης, έτσι χρησιμοποιήθηκε ένα 3-D συνθετικό καλούπι επικαλυμμένο με δικά τους κύτταρα. Η τεχνολογία αυτή η οποία αναπτύχθηκε από επιστήμονες στο Wake Forest Institute for Regenerative Medicine, άνοιξε την πόρτα για την ανάπτυξη και άλλων στρατηγικών για την ανάπτυξη και άλλων μηχανικών οργάνων, συμπεριλαμβανομένης και της εκτύπωσής τους. Τα μηχανικά αυτά όργανα επειδή είναι κατασκευασμένα με τα ίδια τα κύτταρα του ασθενούς, υπάρχει ελάχιστος έως μηδαμινός κίνδυνος απόρριψης.

- **2002 Εργαστηριακά ανεπτυγμένο νεφρό το οποίο λειτουργεί**

Επιστήμονες σχεδιάζουν μια μικρογραφία ενός λειτουργικού νεφρού το οποίο είναι σε θέση να φιλτράρει το αίμα ενός ζώου και να παράγει αραιωμένα ούρα. Η εξέλιξη αυτή οδήγησε σε έρευνα το Wake Forest Institute for Regenerative Medicine, που έχει ως στόχο να "εκτυπώσει" όργανα και ιστούς, χρησιμοποιώντας 3D τεχνολογία εκτύπωσης.

- **2005 Ανοιχτός κώδικας για σύμπραξη με τρισδιάστατο εκτυπωτή**

Ο Δρ Adrian Bowyer στο Πανεπιστήμιο του Bath εφεύρει τον Rep-Rap, μια πρωτοβουλία ανοικτού κώδικα για την κατασκευή ενός 3D εκτυπωτή που μπορεί να εκτυπώσει τα περισσότερα από τα δικά του μέρη. Το όραμα αυτού του έργου είναι να εκδημοκρατιστεί η κατασκευή μέσω της φτηνής διανομής ενοτήτων Rep-Rap σε ιδιώτες παντού, δίνοντάς τους τη δυνατότητα να δημιουργήσουν μόνοι τους προϊόντα καθημερινής χρήσης.



Σχ.3. Τρισδιάστατος εκτυπωτής ο οποίος τυπώνει τα δικά του μέρη

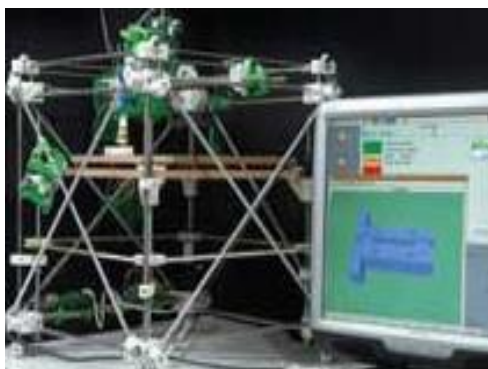
- **2006 Η επιλεκτική σύντηξη με τη χρήση ακτινών λέιζερ (SLS) οδηγεί σε μαζική εξατομίκευση στη Βιομηχανία Παραγωγής**

Δημιουργείται το πρώτο SLS μηχάνημα. Αυτός ο τύπος μηχανής χρησιμοποιεί ένα λέιζερ για να συγκολλήσει τα υλικά σε 3D προϊόντα. Αυτή η σημαντική ανακάλυψη ανοίγει την πόρτα στη μαζική εξατομίκευση και την κατασκευή κατά παραγγελία βιομηχανικών εξαρτημάτων και αργότερα, πρόσθεση αυτών. Την ίδια χρονιά η Objet, μια εταιρία παροχής 3D συστημάτων εκτύπωσης και υλικών, δημιουργεί μια μηχανή ικανή να εκτυπώνει με πολλαπλά υλικά, συμπεριλαμβανομένων των ελαστομερών και πολυμερών. Το μηχάνημα αυτό

επιτρέπει σε ένα μοναδικό μέρος να δημιουργηθεί από μία ποικιλία πυκνοτήτων και ιδιοτήτων του υλικού.

- **2008 Ο πρώτος αυτοαναπαραγόμενος εκτυπωτής**

Μετά από την προώθησή του project Rep-Rap το 2005, δημιουργείται ο Darwin, ο πρώτος αυτοαναπαραγόμενος εκτυπωτής που είναι σε θέση να εκτυπώνει την πλειοψηφία των δικών του κομματιών, επιτρέποντας στους χρήστες που έχουν ήδη έναν τέτοιο εκτυπωτή να δημιουργούν περισσότερους εκτυπωτές για τους φίλους τους.



Σχ.4. Αυτοσυναρμολογούμενος εκτυπωτής

- **2008 Εγκαινιάζεται η DIY (Do It Yourself) υπηρεσία**

Η Shapeways εγκαινιάζει μια ιδιωτική beta για μια νέα υπηρεσία συν-δημιουργίας που επιτρέπει στους καλλιτέχνες, αρχιτέκτονες και σχεδιαστές να δώσουν στα 3D σχέδια τους σε φυσική μορφή ανέξοδα.

- **2008 Σημαντικό επίτευγμα για την προσθετική μελών**

Το πρώτο άτομο που περπατά σε ένα 3D-τυπωμένο προσθετικό πόδι, με όλα τα μέρη γόνατο, πέλμα, κλειδώσεις, κ.λπ. το οποίο τυπώνεται με την ίδια περίπλοκη δομή με αυτή του φυσικού γονάτου χωρίς καμία συναρμολόγηση. Η ανάπτυξη και η δημιουργία έγινε από την Bespoke Innovations, μία κατασκευαστική εταιρία προσθετικών εφαρμογών που δημιουργεί προσαρμοσμένες επικαλύψεις που περιβάλλουν τα προσθετικά πόδια.

- **2009 Από τα κύτταρα στα αιμοφόρα αγγεία**

Η Bioprinting innovations Organovo, στηριζόμενη στην τεχνολογία του Δρ Gabor Forgacs, χρησιμοποιεί έναν 3D bioprinter για να εκτυπώσει τα πρώτα αιμοφόρα αγγεία.

- **2011 Το πρώτο παγκόσμια 3D-τυπωμένο ρομποτικό αεροσκάφος**

Μηχανικοί στο Πανεπιστήμιο του Southampton σχεδίασαν και απογείωσαν το πρώτο 3D-τυπωμένο αεροσκάφος του κόσμου. Αυτό το μη επανδρωμένο αεροσκάφος δημιουργήθηκε μέσα σε επτά ημέρες και είχε προϋπολογισμό ύψους 5.000£. Ο 3D εκτυπωτής επιτρέπει τη δημιουργία αεροσκάφους το οποίο θα διαθέτει ελλειπτικά φτερά, ένα συνήθως ακριβό χαρακτηριστικό που συμβάλλει στη βελτίωση της αεροδυναμικής απόδοσης και ελαχιστοποιεί την επαγωγική οπισθέλκουσα.



Σχ.5. Το 3D-τυπωμένο αεροσκάφος από το πανεπιστήμιο του Southampton

- **2011 Το πρώτο παγκόσμια 3D τυπωμένο αυτοκίνητο**

Η Kor Ecologic αποκαλύπτει στο συνέδριο TEDxWinnipeg στον Καναδά το Urbee, ένα κομψό, φιλικό προς το περιβάλλον πρωτότυπο αυτοκίνητο με ένα πλήρες 3D-τυπωμένο σκελετό. Σχεδιασμένο για να καταναλώνει λιγότερη και φθηνότερη ενέργεια, το Urbee φθάνει τα 200 mpg στον αυτοκινητόδρομο και τα 100 mpg στην πόλη. Εκτιμάται ότι εφόσον καταστεί εμπορικά βιώσιμο η τιμή λιανικής θα κυμαίνεται από 10.000 \$ έως 50.000\$.



Σχ.6. Το πρώτο 3D-τυπωμένο αυτοκίνητο

- **2012 Εμφυτεύεται 3D-τυπωμένο σαγόι**

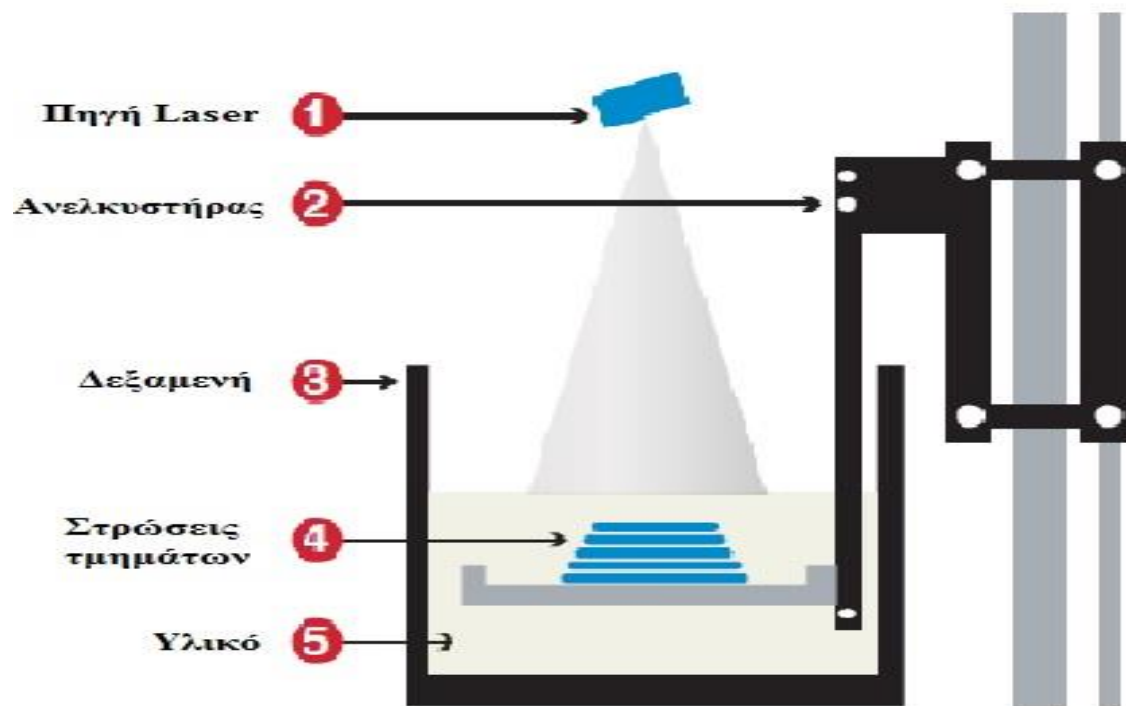
Το 2012 οι γιατροί και μηχανικοί στην Ολλανδία χρησιμοποιούν ένα 3D εκτυπωτή από την LayerWise για να εκτυπώσουνε μία προσαρμοσμένη τρισδιάστατη προσθετική κάτω γνάθο, η οποία στη συνέχεια εμφυτεύεται σε μία 83-χρονη γυναίκα η οποία πάσχει από μια χρόνια λοίμωξη των οστών. Αυτή η τεχνολογία διερευνάται σήμερα για την προώθηση της ανάπτυξης νέων ιστών και οστών.



Σχ.7. 3D-Τυπωμένο σαγόι το οποίο προορίζεται για εμφύτευση

1.3 Πώς λειτουργεί η τρισδιάστατη εκτύπωση

Οι 3D εκτυπωτές λειτουργούν όπως οι εκτυπωτές ψεκασμού μελάνης. Αντί όμως για μελάνι στους τρισδιάστατους εκτυπωτές τοποθετείται το επιθυμητό υλικό σε διαδοχικά στρώματα για να δημιουργήσει ένα φυσικό αντικείμενο προερχόμενο από ένα ψηφιακό αρχείο.



1. Μια **πηγή ψεκασμού** στέλνει μία δέσμη λέιζερ προκειμένου να στερεοποιηθεί το υλικό.
2. Ο **ανελκυστήρας** ανεβάζει και κατεβάζει την πλατφόρμα βοηθώντας να τοποθετηθούν τα στρώματα.
3. Η **δεξαμενή** περιέχει το υλικό το οποίο χρησιμοποιείται για τη δημιουργία του αντικειμένου 3D.
4. Το 3D αντικείμενο δημιουργείται σε **τμηματικές στρώσεις** οι οποίες τοποθετούνται η μία πάνω στην άλλη.
5. Οι προηγμένοι 3D εκτυπωτές χρησιμοποιούν ένα ή περισσότερα **υλικά**, όπως το πλαστικό, η ρητίνη, το τιτάνιο, πολυμερή, ακόμα και χρυσό ή ασήμι.

1.4 Δυνατότητες της τρισδιάστατης εκτύπωσης

Όπως ήταν αναμενόμενο, αυτή η σύγχρονη τεχνολογία έχει ανοίξει το δρόμο για πολλές νέες δυνατότητες σε διάφορους τομείς. Ο παρακάτω κατάλογος αναφέρει λεπτομερώς τα πλεονεκτήματα της 3D-εκτύπωσης σε ορισμένους τομείς.

1. Ο σχηματισμός του προϊόντος είναι προς το παρόν η κύρια χρήση της τεχνολογίας εκτύπωσης 3D. Οι μηχανές αυτές επιτρέπουν στους σχεδιαστές και τους μηχανικούς να δοκιμάσουν τις ιδέες για τρισδιάστατα προϊόντα φθηνότερα πριν από την κατασκευή ακριβών εργαλείων και την έναρξη των διαδικασιών κατασκευής.

2. Στον τομέα της ιατρικής, για παράδειγμα οι χειρουργοί χρησιμοποιούν 3d μηχανές εκτύπωσης προκειμένου να εκτυπώσουν μέρη του σώματος πριν από πολύπλοκες χειρουργικές επεμβάσεις. Άλλες μηχανές χρησιμοποιούνται για την κατασκευή μοσχευμάτων οστών για ασθενείς που έχουν υποστεί τραυματικές κακώσεις. Κοιτάζοντας περαιτέρω στο μέλλον, η έρευνα είναι σε εξέλιξη και οι επιστήμονες εργάζονται για τη δημιουργία αντικατάστασης οργάνων.
3. Η 3D-εκτύπωση επιτρέπει στους αρχιτέκτονες να δημιουργήσουν μακέτες και να καταλήξουν σε αυτές σε σύντομο χρονικό διάστημα και με υψηλότερο βαθμό ακριβείας.
4. Η 3D-εκτύπωση επιτρέπει στους καλλιτέχνες να δημιουργήσουν αντικείμενα που θα ήταν εξαιρετικά δύσκολο, δαπανηρό, ή χρονοβόρο να το πράξουν με τη χρήση παραδοσιακών μεθόδων.

1.5 Σύνοψη της Διπλωματικής Εργασίας

Σκοπός της παρούσας Διπλωματικής Εργασίας είναι να δημιουργηθεί ένα τρισδιάστατο μοντέλο γονάτου από αρχεία ιατρικών εξετάσεων ενός ασθενή. Να γίνουν οι κατάλληλες βελτιστοποιήσεις πάνω σε αυτό το μοντέλο προκειμένου να πληροί τις προδιαγραφές εκτύπωσης. Τα μοντέλα που θα προκύψουν στο τέλος θα πρέπει αφενός να εκτυπωθούν σωστά και αφετέρου να εξυπηρετούν ιατρικούς σκοπούς, δηλαδή το ένα μοντέλο να απεικονίζει ένα γόνατο υγιές χωρίς φθορές ενώ το άλλο θα πρέπει να περιλαμβάνει την όποια βλάβη έχει προκύψει. Έτσι λοιπόν η δομή της παρούσας διπλωματικής εργασίας στα επόμενα κεφάλαια διαμορφώθηκε ως εξής:

- Κεφάλαιο 2: Στο κεφάλαιο αυτό θα αναφερθούν και θα αναλυθούν λεπτομερώς οι μέθοδοι και οι τεχνικές ταχείας προτυποποίησης, τα υλικά και τα λογισμικά που χρησιμοποιούνται καθώς και η διαδικασία που ακολουθείτε σε κάθε μία μέθοδο ξεχωριστά.
- Κεφάλαιο 3: Στο συγκεκριμένο το κεφάλαιο περιγράφεται ο τρόπος με τον οποίο η τρισδιάστατη εκτύπωση βρίσκει εφαρμογές στην Ιατρική και συγκεκριμένα στον τομέα της Ορθοπαιδικής. Επιπλέον περιγράφονται και τα αρχεία DICOM τα οποία προέρχονται από ιατρικές εξετάσεις όπως η αξονική (CT) και η μαγνητική (MRI) τομογραφία.
- Κεφάλαιο 4: Στο 4^ο κεφάλαιο περιγράφεται αναλυτικά όλη η ροή της κατασκευαστικής διαδικασίας του γονάτου με τη χρήση 3D printer, από την απόκτηση των αρχείων των εξετάσεων μέχρι την τελική εκτύπωση του μοντέλου.
- Κεφάλαιο 5: Στο 5^ο κεφαλαίο παρατίθενται συμπεράσματα που έχουν να κάνουν με τη χρήση και τις εφαρμογές της τρισδιάστατης εκτύπωσης, αλλά και διαπιστώσεις σχετικά με τη μελλοντική εξέλιξη της.

Κεφάλαιο 2

Μέθοδοι και λογισμικά τριδιάστατης εκτύπωσης

Εισαγωγή κεφαλαίου

Στο κεφάλαιο αυτό θα αναφερθούν και θα αναλυθούν λεπτομερώς οι μέθοδοι και οι τεχνικές ταχείας προτυποποίησης, τα υλικά που χρησιμοποιούνται καθώς και η διαδικασία που ακολουθείται σε κάθε μία από αυτές. Επιπλέον στο τέλος του κεφαλαίου γίνεται αναφορά στην Αντίστροφη Μηχανική και στον τρόπο με τον οποίο ενσωματώνεται στη τρισδιάστατη εκτύπωση.

2.1 Αρχεία Τρισδιάστατης εκτύπωσης

Όταν χρησιμοποιείται ένα πρόγραμμα μοντελοποίησης επιφανειών, μπορούν να εκτυπωθούν μόνο οι επιφάνειες που σχηματίζουν ένα κλειστό αντικείμενο 3D. Το κλειστό μοντέλο επιφάνειας πρέπει να μετατραπεί σε ένα «στερεό»(solid) αντικείμενο, το οποίο περιγράφεται από το αρχείο STL(Stereolithography).

2.1.1 Τι είναι ένα αρχείο .STL

Ένα αρχείο STL είναι ένα είδος αρχείου υπολογιστή που το οποίο απεικονίζει ένα 3D μοντέλο. Η αναπαράσταση της επιφάνειας ή των επιφανειών του αντικειμένου ή των αντικειμένων στο αρχείο είναι της μορφής ενός ή περισσότερων πλεγμάτων πολυγώνου. Τα πλέγματα σε ένα αρχείο STL αποτελούνται εξ ολοκλήρου από τριγωνικές πλευρές.

Το όνομα "STL" έχει ληφθεί από την επέκταση, .stl, κυρίως λόγω του ότι τα αρχεία προορίζονται για την ταχεία διαδικασία κατασκευής πρωτοτύπων η οποία ονομάζεται Στερεολιθογραφία (Stereolithography). Η μορφή του αρχείου έχει γίνει ένα παγκόσμιο πρότυπο για την ανταλλαγή 3D αντικειμένων πλέγματος μεταξύ των προγραμμάτων, και τώρα τα αρχεία .stl χρησιμοποιούνται ως πρώτη ύλη για σχεδόν όλες τις διαδικασίες Ταχείας Προτυποποίησης. Σχεδόν όλα τα προγράμματα 3D μπορούν να εξάγουν ένα αρχείο STL και τα περισσότερα μπορούν να τα δεχθούν και ως είσοδο.

2.1.2 Ακρίβεια μοντέλων πλέγματος

Οι αναπαραστάσεις πλέγματος των αντικειμένων είναι "πολυεδρικές" επιφάνειες, δηλαδή, δεν είναι ομαλές, αλλά αποτελούνται από μια σειρά μικρών επιφανειών οι οποίες, εάν είναι αρκετά λεπτές, μπορεί να απεικονίζουν λείες επιφάνειες με ένα συγκεκριμένο βαθμό ακρίβειας. Αυτό είναι σχεδόν το ίδιο με το πώς φαίνεται μια εικόνα 2D η οποία στην πραγματικότητα αποτελείται από πολλές μικροσκοπικές διακριτές κουκκίδες (pixel).

Αν οι επιμέρους έδρες σε ένα μοντέλο πλέγματος είναι πολύ χοντρές ή υπάρχει μεγάλη γωνία μεταξύ τους, η εμφάνιση του μοντέλου θα είναι "κακιά", και θα υπάρχει έλλειψη ακριβείας. Το αντίστοιχο προς αυτό στο 2D κόσμο είναι μια εικόνα της οποίας η ανάλυση δεν είναι πολύ καλή, με αποτέλεσμα μία "κοκκώδη" εμφάνιση (μπορούν να διακριθούν πραγματικά οι μεμονωμένες κουκίδες).

Εάν οι επιμέρους έδρες σε ένα μοντέλο πλέγματος είναι εξαιρετικά λεπτές, η επιφάνεια που απεικονίζεται θα είναι γενικά καλή, αλλά το μοντέλο θα περιέχει πολλά δεδομένα και το αρχείο θα είναι πολύ μεγάλο, πράγμα που μπορεί να προκαλέσει προβλήματα με το λογισμικό παραγωγής ή λήψης του αρχείου. Στόχος είναι να δημιουργηθεί ένα μοντέλο STL που έχει αρκετή ακρίβεια και ανάλυση για τον τελικό σκοπό/διαδικασία, χωρίς να πηγαίνει πάρα πολύ μακριά και κάνει το μοντέλο πολύ λεπτό.

Το πλέγμα ακριβείας μπορεί να θεωρηθεί κατά κάποιο τρόπο ως η μέγιστη επιτρεπόμενη διαφορά μεταξύ της απεικόνισης των πολυεδρικών πλεγμάτων των επιφανειών και των ίδιων των επιφανειών. Για αντικείμενα που αποτελούνται από εντελώς επίπεδες επιφάνειες, αυτό δεν είναι πρόβλημα, καθώς οι έδρες θα αντιστοιχηθούν ακριβώς με τις επιφάνειες. Για καμπύλες επιφάνειες, τα τρίγωνα δεν θα βρίσκονται εξ ολοκλήρου πάνω στην επιφάνεια, και επομένως είναι σημαντικός ο βαθμός της προσέγγισης.

Η διαδικασία Ταχείας Προτυποποίησης που θα χρησιμοποιηθεί για να δημιουργηθεί το τελικό αντικείμενο θα καθορίσει και ποιο θα είναι το βέλτιστο επίπεδο ακριβείας και ανοχής που θα απαιτηθεί για το μοντέλο. Δυσκολότερες διαδικασίες, όπως η FDM μπορούν να χρησιμοποιήσουν με επιτυχία μοντέλα με χαμηλότερες ανοχές (χαμηλότερη ακρίβεια) από ότι μια διαδικασία κατεργασίας η οποία είναι ικανή με μεγάλες λεπτομέρειες. Σε γενικές γραμμές, ο στόχος ακριβείας του μοντέλου πρέπει να είναι περίπου μία τάξη μεγέθους μικρότερη από το 1/10 του μεγέθους του. Για την διαδικασία FDM, η οποία μπορεί να αναπαράγει περίπου 0,1 χιλιοστά λεπτομέρεια, ένα αρχείο STL με .01mm είναι καλό. Για την κατεργασία, η οποία μπορεί να αναπαράγει 0,01mm και λεπτότερα, είναι απαραίτητο ένα STL με ακρίβεια .001 ή λεπτότερη.

Όπως προαναφέρθηκε ένα πλέγμα STL αποτελείται εξ ολοκλήρου από τρίγωνα και είναι η απλούστερη μορφή πρότυπου σχήματος πλέγματος. Κάθε πτυχή είναι απαραίτητα επίπεδη. Κατ'αρχήν, για τις διαδικασίες Ταχείας Προτυποποίησης, απαιτείται ένα εντελώς κλειστό αντικείμενο, δηλαδή, το πλέγμα πρέπει να περικλείει πλήρως τον όγκο, χωρίς τρύπες, κενά ή επικαλύψεις. Μερικές φορές αυτό αναφέρεται ως "στεγανό στερεό" ("watertight solid"). Επιπλέον, ορισμένες μέθοδοι απαιτούν να υπάρχει μόνο ένα αντικείμενο (όγκος) στο αρχείο.

Στην πράξη, μπορεί να επιτραπεί η ύπαρξη κάποιας ανοχής. Μικρά λάθη ή κενά μπορεί να είναι ανεκτά από το λογισμικό Ταχείας Προτυποποίησης, ή μπορεί να επισκευαστούν γρήγορα. Κάθε λογισμικό λειτουργεί με διαφορετικό τρόπο, μερικά είναι πιο ανεκτικά σε σφάλματα σε σχέση με άλλα. Ως εκ τούτου, σε γενικές γραμμές είναι καλύτερα να στοχεύουμε στην επίτευξη ενός τέλειου 100% κλειστού μοντέλου, διαφορετικά, ανάλογα με το ποιος κάνει την προτυποποίηση και ποια διαδικασία χρησιμοποιείται, μπορεί η μετέπειτα επιδιόρθωση να είναι χρονοβόρα.

2.3 Λογισμικά CAD

Τα σύγχρονα λογισμικά CAD διαφέρουν σε σχέση με τα παλιά λόγω των χαρακτηριστικών που έχουν αναπτυχθεί και διαφοροποιούν τη φιλοσοφία σχεδιασμού μεταξύ τους. Τα χαρακτηριστικά αυτά έχουν ενσωματωθεί πλέον σε όλα τα λογισμικά CAD και έχουν να κάνουν με την ευελιξία σχεδιασμού και τις σημαντικές δυνατότητες που παρέχουν στο χρήστη.

2.3.1 Χαρακτηριστικά σύγχρονων λογισμικών CAD.

Feature based λογισμικά (βασισμένα σε χαρακτηριστικά): Ο όρος Feature Based χρησιμοποιείται για γεωμετρικά μοντέλα που έχουν δημιουργηθεί από Features (χαρακτηριστικά σχεδίασης), δηλαδή ο σχεδιασμός κομματιών, σχεδιάζοντας κάθε ένα από τα χαρακτηριστικά του χωριστά, π.χ. μια τρύπα είναι ένα χαρακτηριστικό.

Παραμετρικός σχεδιασμός : Ο όρος Parametric σημαίνει ότι το γεωμετρικό μοντέλο έχει προκύψει από παραμέτρους ή διαστάσεις, των οποίων οι τιμές μπορούν να μεταβληθούν από το χρήστη οποιαδήποτε στιγμή κατά την πορεία της σχεδίασης ή και σε είδη αποθηκευμένο αρχείο. Συνεπώς βασίζεται στη δημιουργία σχέσεων μεταξύ των χαρακτηριστικών, οι οποίες δημιουργούνται με βάση τη σειρά σχεδίασης. Έτσι αλλάζοντας μια διάσταση σε ένα χαρακτηριστικό, αλλάζει όλη η γεωμετρία των υπολοίπων χαρακτηριστικών, που σχετίζονται με αυτό.

Παροχή ολοκληρωμένων λύσεων σχεδιασμού: Τα σύγχρονα λογισμικά CAD ξεφεύγουν από την απλή απεικόνιση της γεωμετρίας του προϊόντος και παρέχουν ολοκληρωμένες λύσεις για το σχεδιασμό και την παραγωγή του. Αυτό επιτυγχάνεται με την παροχή εξειδικευμένων εφαρμογών, για τις ανάγκες κάθε χρήστη, οι οποίες λειτουργούν πάνω στην εφαρμογή CAD. Υπάρχει η τάση ενοποίησης όλων των λογισμικών σε μια εταιρία, από το CAD / CAM έως τη μηχανογράφηση και τα λογισμικά διαχείρισης δεδομένων. Αυτό αποτελεί την λογική λειτουργίας των συστημάτων PDM (Product Data Management)

2.3.2 Παραδείγματα CAD λογισμικών

ProEngineer: Το Pro/ENGINEER χρησιμοποιεί τον τρισδιάστατο πυρήνα παραμετρικής στερεάς μοντελοποίησης, ο οποίος δίνει ακριβείς αναπαραστάσεις της γεωμετρίας και της μάζας. Έχει τη δυνατότητα πλήρους ανάλυσης του προϊόντος με ακριβή αποτελέσματα, όσον αφορά την κατεργασία, τις μηχανικές αντοχές και πολλούς ακόμη υπολογισμούς.

Το Pro/ENGINEER έχει τη δυνατότητα:

- Τρισδιάστατης παραμετρικής μοντελοποίησης χρησιμοποιώντας Features (χαρακτηριστικά) (Part).
- Συναρμολόγησης των προϊόντων που έχουν είδη σχεδιαστεί (Assembly).
- Δημιουργία ολοκληρωμένων μηχανολογικών σχεδίων (Drawings).
- Δημιουργία αρχείων προσομοίωσης και δυνατότητα σύνδεσης με εργαλείο μηχανή (Manufacturing).
- Δημιουργία αρχείων εικόνας.
- Πλήρης επικοινωνία μεταξύ των τύπων εργασίας. Έτσι επιτυγχάνονται αλλαγές σε οποιοδήποτε στάδιο ανάπτυξης του προϊόντος, ενημερώνοντας ταυτόχρονα όλους τους τύπους εργασίας.

SolidWorks: Το SolidWorks είναι ένα από τα σημαντικότερα λογισμικά προγράμματα σχεδίασης CAD με πλεονεκτήματα το χαμηλότερο κόστος και τη μεγάλη φιλικότητα χρήσης. Παρουσιάστηκε στα μέσα της δεκαετίας του 90 από μια ομάδα, η οποία συμμετείχε στην ανάπτυξη του Pro Engineer και έχει διεισδύσει σε σημαντικό πλήθος εταιριών. Ένα από τα μειονεκτήματα του είναι ότι δεν παρέχει CAM. Επίσης το κόστος αυξάνεται με την πάροδο του χρόνου, λόγω της διάδοσης του λογισμικού.

2.4 Διαδικασία ταχείας προτυποποίησης

Με την εξέλιξη της τεχνολογίας δημιουργήθηκαν διάφορες τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης. Οι κύριες διαφορές τους βρίσκονται στον τρόπο με τον οποίο κατασκευάζονται τα επιμέρους στρώματα προκειμένου να δημιουργηθούν τα διάφορα εξαρτήματα. Οι τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης, κάθε μία από τις οποίες έχει τα ιδιαίτερα πλεονεκτήματά της είναι έξι και αυτές είναι: η στερεολιθογραφία (Stereolithography, STL), η επιλεκτική σύντηξη με τη χρήση ακτινών λέιζερ (Selective Laser Sintering, SLS), η παραγωγή αντικειμένων μέσω της συγκόλλησης λεπτών φύλλων (Laminated Object Manufacturing, LOM), η κατασκευή μοντέλων μέσω εναπόθεσης / σύντηξης διαδοχικών στρώσεων (Fused Deposition

Modeling, FDM), η τεχνική τρισδιάστατης εκτύπωσης ink-jet(3D ink-jet Printing) και μια παραλλαγή της στερεολιθογραφίας γνωστή ως Solid Ground Curing(SGC).

Όλες οι τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης ακολουθούν μια κοινή διαδικασία πέντε σταδίων:

- Δημιουργία ψηφιακού μοντέλου CAD του σχεδίου ή του σκαναρισμένου αντικειμένου.
- Μετατροπή του μοντέλου CAD σε format STL.
- Τεμαχισμό με τη χρήση κατάλληλου λογισμικού, του αρχείου STL σε λεπτά στρώματα ελάχιστου πάχους.
- Κατασκευή του αντικειμένου με τη διαδοχική εναπόθεση των στρωμάτων.
- Καθαρισμό και τελικό φινίρισμα του μοντέλου.

Η δημιουργία του ψηφιακού μοντέλου του αντικειμένου εκτελείται κατά κανόνα με λογισμικό δημιουργίας στερεών μοντέλων. Ο σχεδιαστής έχει τη δυνατότητα να χρησιμοποιήσει ένα ήδη υπάρχον αρχείο CAD, ή σε διαφορετική περίπτωση να δημιουργήσει ένα καινούργιο, το οποίο θα είναι σχεδιασμένο ειδικά για της ανάγκες της προτυποποίησης. Η διαδικασία αυτή τηρείται για όλες τις τεχνικές 3D-εκτύπωσης.

Έπειτα το δεύτερο στάδιο της τρισδιάστατης εκτύπωσης αφορά τη μετατροπή του μοντέλου CAD σε μορφή STL. Κάθε λογισμικό CAD χρησιμοποιεί διαφορετικούς αλγορίθμους για την αναπαράσταση τρισδιάστατων αντικειμένων. Ένα αρχείο τύπου STL αναπαριστά μια επιφάνεια ως ένα σύνολο στοιχειωδών επίπεδων τριγώνων. Τα STL αρχεία δεν μπορούν να αναπαραστήσουν καμπύλες επιφάνειες, μόνο κατά προσέγγιση, αυτό συμβαίνει λόγω του ότι τα αρχεία αυτά χρησιμοποιούν στοιχειώδη επίπεδα. Σε περίπτωση αύξησης του αριθμού των στοιχειωδών τριγώνων επιτυγχάνεται καλύτερη προσέγγιση, αλλά η αύξηση αυτή θα επιφέρει και αύξηση του μεγέθους και της πολυπλοκότητας του αρχείου, οπότε και θα απαιτηθεί μεγαλύτερος χρόνος επεξεργασίας και κατασκευής. Επομένως ένα ζήτημα που προκύπτει, είναι πως θα εξισορροπηθούν οι απαιτήσεις ακριβείας με τις ανάγκες της ευχρηστίας προκειμένου να δημιουργηθεί ένα χρήσιμο αρχείο STL.

Στο 3^ο στάδιο γίνεται τρέξιμο του προγράμματος με το οποίο θα δημιουργηθεί το αντικείμενο που απεικονίζεται στο STL αρχείο. Ακολουθείται δηλαδή μια διαδικασία από το λογισμικό κατά την οποία το ψηφιακό μοντέλο διαιρείται σε έναν αριθμό εγκάρσιων διατομών, το πάχος της κάθε διατομής εξαρτάται από την εκάστοτε τεχνική εκτύπωσης και κυμαίνεται από 0,01 έως 0,7 mm, ενώ σε περίπτωση που υπάρχουν εσωτερικές κοιλότητες υπάρχει η δυνατότητα δημιουργίας μιας βοηθητικής δομής, η οποία θα στηρίζει το πρωτότυπο κατά τη διαδικασία κατασκευής του. Ο κατασκευαστής μπορεί να χρησιμοποιήσει διάφορα προγράμματα, αναλόγως βέβαια και με την τεχνική που χρησιμοποιεί, τα οποία του επιτρέπουν να καθορίσει το μέγεθος, τη θέση και τον προσανατολισμό του ψηφιακού μοντέλου. Ο προσανατολισμός του μοντέλου είναι καθοριστικής σημασίας, διότι οι ιδιότητες των αντικειμένων που πρόκειται να κατασκευαστούν διαφέρουν για κάθε άξονα x,y,z. Για παράδειγμα τα αντικείμενα στον άξονα z

είναι λιγότερο ακριβή και όχι τόσο στιβαρά από ότι στους άλλους δύο άξονες x,y αλλά ο κατασκευαστής μπορεί να επιλέξει τον άξονα z προκειμένου να είναι μικρότερη η διάσταση του αντικειμένου, αυτό επιφέρει μείωση στον αριθμό των διατομών που εναποτίθενται η μία πάνω στην άλλη και ως αποτέλεσμα έχουμε τη μείωση του συνολικού χρόνου κατασκευής.

Στο 4^ο βήμα έχουμε τη χρήση μίας εκ' των τεχνικών τρισδιάστατης εκτύπωσης και την κατασκευή του αντικειμένου από τα μηχανήματα, τα οποία δημιουργούν μία μία τις διατομές στις οποίες διαιρέθηκε το ψηφιακό μοντέλο κάνοντας χρήση διαφόρων υλικών όπως ρητίνες, πλαστικό, χαρτί ή μέταλλα σε σκόνη.

Στο 5^ο και τελευταίο βήμα έχουμε την έξοδο από τον εκτυπωτή του επιθυμητού φυσικού αντικειμένου που προήλθε από το αρχικό ψηφιακό αρχείο. Αφαιρούνται τα στηρίγματα εφόσον αυτά υπάρχουν και έπειτα ακολουθεί ο καθαρισμός του αντικειμένου που μόλις δημιουργήθηκε και το τελικό φινιρίσμά του.

2.5 Τεχνικές Ταχείας Προτυποποίησης (ΤΠ)

2.5.1 Στερεολιθογραφία (STL)

Το 1986, ο Charles W. Hull, καταχώρησε την Στερεολιθογραφία ως μια μέθοδο κατασκευής στερεών αντικειμένων, με διαδοχική εκτύπωση λεπτών στρώσεων σε ένα σκληρυνόμενο από το υπεριώδες φως υλικό. Η διαδικασία αυτή, περιγράφεται με μια συγκεντρωμένη δέσμη υπεριώδους φωτός, η οποία εστιάζει στην επιφάνεια ενός δοχείου γεμάτο με φωτοπολυμερές υγρό. Η δέσμη φωτός, σχεδιάζει το αντικείμενο πάνω στην επιφάνεια του ρευστού στρώμα-στρώμα. Η διαδικασία αυτή βασίζεται στην αρχή του πολυμερισμού ή σταυρωτής σύνδεσης, για να δημιουργήσει ένα στερεό μέσω μιας πολύπλοκης διαδικασίας, στην οποία απαιτείται αυτοματισμός. Την ίδια χρονιά, ίδρυσε την εταιρεία 3D System Inc, για να γενικεύσει και να εμπορευματοποιήσει την διαδικασία αυτή. Έχουν γίνει προσπάθειες, για την κατασκευή μαθηματικών μοντέλων της διαδικασίας της Στερεολιθογραφίας, και αλγορίθμων σχεδιασμού, για να προσδιορισθεί, κατά πόσο ένα πρωτότυπο αντικείμενο μπορεί να κατασκευασθεί με αυτή την μέθοδο.

Είναι μια διαδικασία κατασκευής, η οποία περιλαμβάνει μια δεξαμενή με φωτοσκληρυνόμενο υγρό (πολυμερές ρητίνη), και ένα υπεριώδες λέιζερ για να χτίσει τις στρώσεις του εξαρτήματος μια-μια κάθε φορά. Για κάθε στρώμα, η δέσμη λέιζερ, σχεδιάζει μια εγκάρσια τομή του σχεδίου στην επιφάνεια της υγρής ρητίνης. Η έκθεση σε υπεριώδες φως, στερεοποιεί το μοτίβο που σχεδιάστηκε, πάνω στην ρητίνη και το ενώνει με το κάτω στρώμα. Αφού το πρωτότυπο, έχει σχεδιαστεί, η πλατφόρμα κατεβαίνει κατά μια απόσταση ίση με το πάχος του κάθε στρώματος (0,05mm έως

0.15mm). Η διαδικασία αυτή, επαναλαμβάνεται, ωσότου ολοκληρωθεί το σχέδιο του τρισδιάστατου κομματιού. Αφού κατασκευασθεί το εξάρτημα, βυθίζεται σε ένα χημικό λουτρό, και στην συνέχεια τοποθετείται σε έναν υπερίωδες φούρνο, για να σκληρυνθεί περισσότερο.

Με την μέθοδο αυτή, μπορούν να κατασκευασθούν, ταχύτατα πολύπλοκα σχέδια. Ο χρόνος κατασκευής, εξαρτάται από το μέγεθος και την πολυπλοκότητα του σχεδίου. Οι περισσότερες μηχανές, παράγουν κομμάτια με μέγιστο μέγεθος 50x50x60 cm. Τα πρωτότυπα που παράγονται από την Στερεολιθογραφία, έχουν αυξημένη μηχανική αντοχή και μπορούν να επεξεργασθούν από εργαλειομηχανές C.N.C. Τα εξαρτήματα αυτά, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως κύρια τμήματα καλουπιών με χύτευση, θερμομόρφωσης και χύτευση με εμφύσηση καθώς και διάφορες διαδικασίες χύτευσης μετάλλων. Η στερεολιθογραφία, μπορεί να παράγει ένα μεγάλο εύρος σχημάτων, τα οποία συχνά έχουν μεγάλο κόστος.

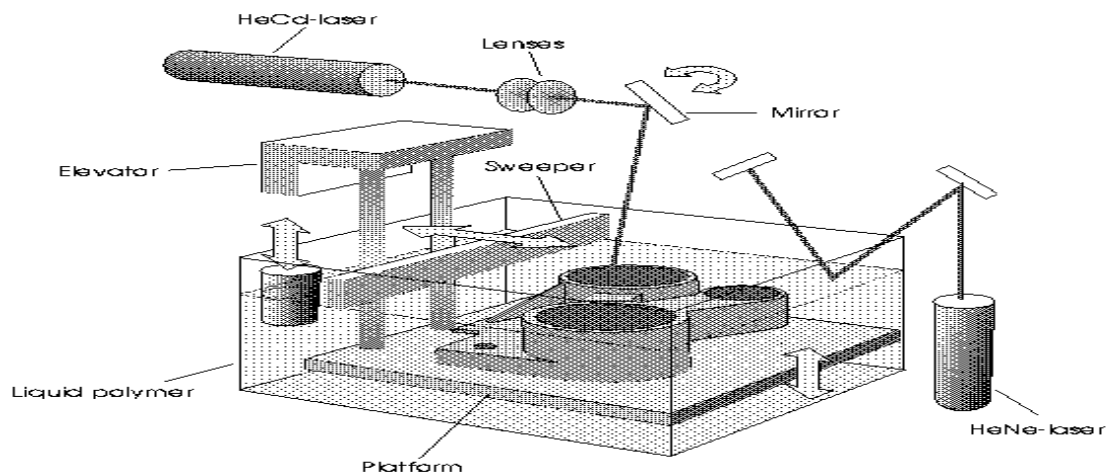
2.5.2 Η διαδικασία της Στερεολιθογραφίας

ι) Εισαγωγή Γεωμετρίας

Καταρχήν στη στερεολιθογραφία απαιτείται μοντέλο στερεών ή επιφανειών. Τα μηχανήματα δέχονται δεδομένα της μορφής STL. Το αντικείμενο που πρόκειται να κατασκευαστεί αναπαρίσταται ως πλέγμα συνδεδεμένων τριγώνων. Η γεμάτη πλευρά κάθε μοντέλου προσδιορίζεται από τη φορά περιγραφής των κορυφών κάθε τριγώνου. Το STL αρχείο είναι σε ASCII (πίνακας), ή σε Binary format.

```
solid example
  facet normal 6.89114779E-02 -9.96219337E-01 -5.28978631E-02
  outer loop
    vertex 2.73239994E+01 1.08957005E+01 4.57905006E+01
    vertex 2.81019993E+01 1.09582005E+01 4.56250000E+01
    vertex 2.75955009E+01 1.09116001E+01 4.58456993E+01
  end loop
end facet
..
..
end solid
```

Πίνακας 1 Ένα ASCII αρχείο STL.

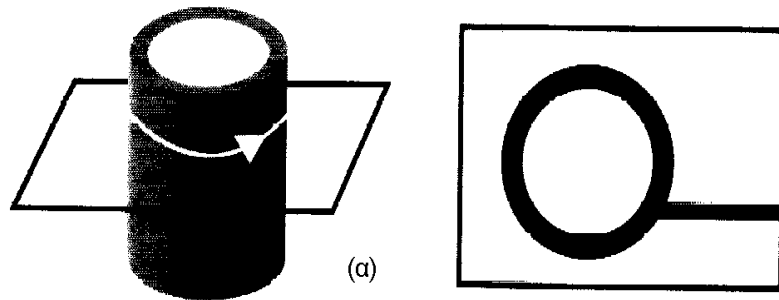


Σχ.8. Σχηματική αναπαράσταση της διαδικασίας της στερεολιθογραφίας

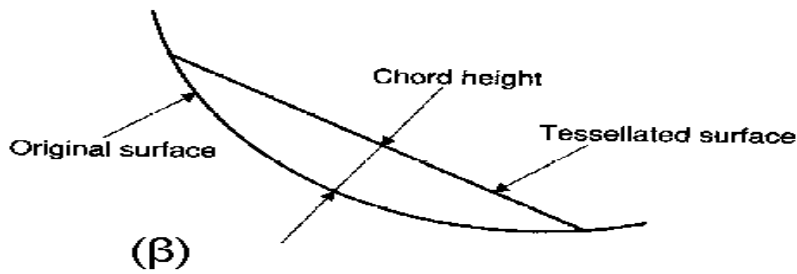
Ένα αρχείο τύπου STL μπορεί να έχει πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Στα πλεονεκτήματα έχουμε την απλή μετατροπή, καθώς οι αλγόριθμοι είναι γνωστοί και η ακρίβεια ελέγχεται με ευκολία. Έχουμε μεγάλο εύρος εφαρμογών. Επιπλέον οι αλγόριθμοι τομής του μοντέλου, για τη λειτουργία της μηχανής είναι απλοί και υπάρχει ευκολία στη διαίρεση του μοντέλου σε τμήματα.

Στα μειονεκτήματα ανήκει η πληθώρα και περίσσεια δεδομένων (Κάθετο διάνυσμα, πολλές φορές η ίδια κορυφή). Το σφάλμα προσέγγισης καμπυλών, τα σφάλματα στρογγυλοποίησης καθώς και η έλλειψη πληροφόρησης.

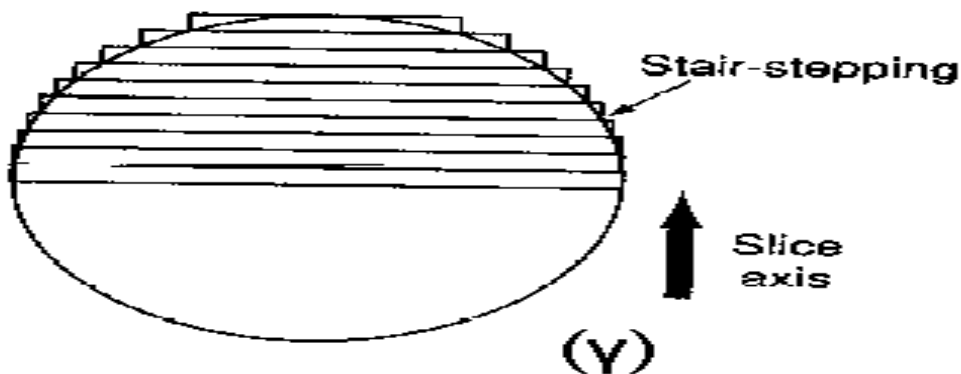
Η διαίρεση του μοντέλου σε τρίγωνα μπορεί να έχει προβλήματα επειδή αφήνει ένα κενό που μας δίνει μια μη έγκυρη διατομή.



Σχ.9α) Προβλήματα που προκαλούνται από την τριγωνοποίηση μοντέλου



Σχ.9β) Έλεγχος ακριβείας μοντέλου STL..

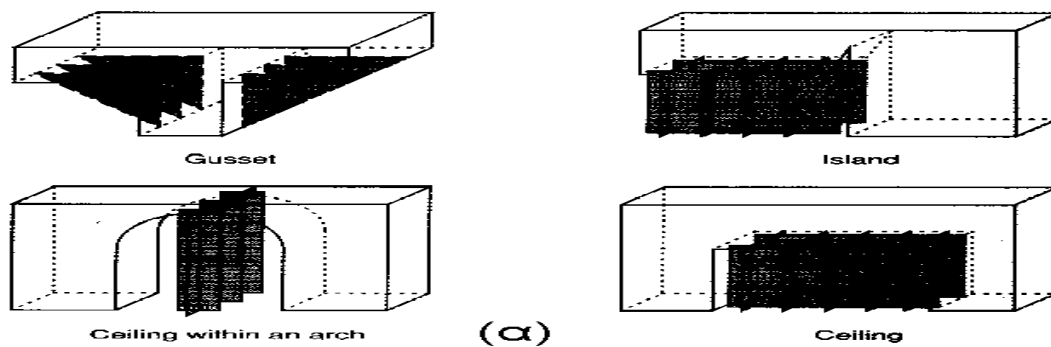


χ. 9γ) Η βηματική απόδοση των καμπύλων επιφανειών.

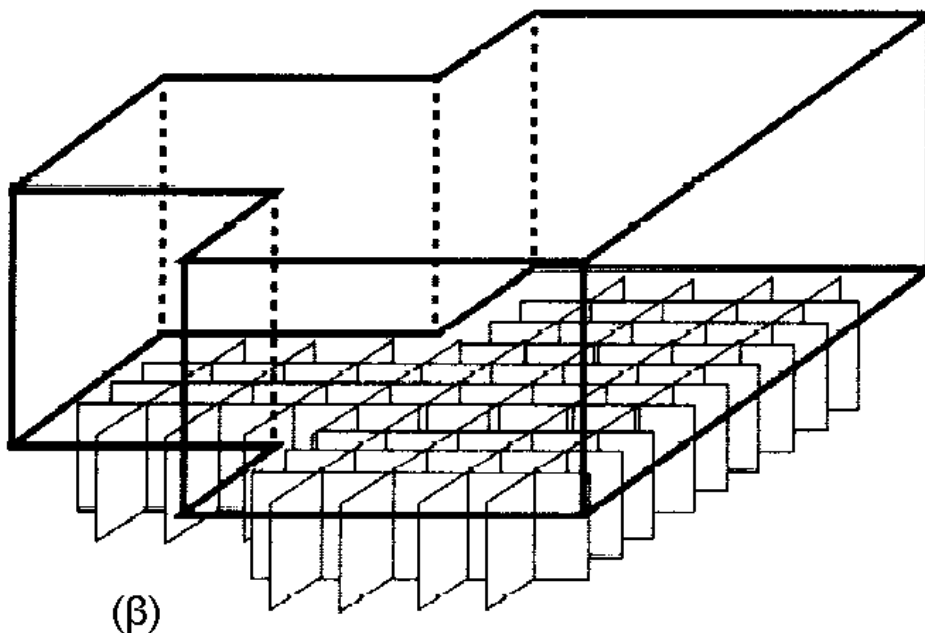
Σ

ii) Στηρίγματα

Στις περιπτώσεις όπου η βάση του αντικείμενου είναι μικρότερη από την άνω βάση και το αντικείμενο πρέπει να στηριχθεί απαιτούνται στηρίγματα. Τα στηρίγματα υποστηρίζουν την διαδικασία με πολλούς τρόπους και καλό θα είναι ο χρήστης να μοντελοποιεί αυτά τα στηρίγματα.



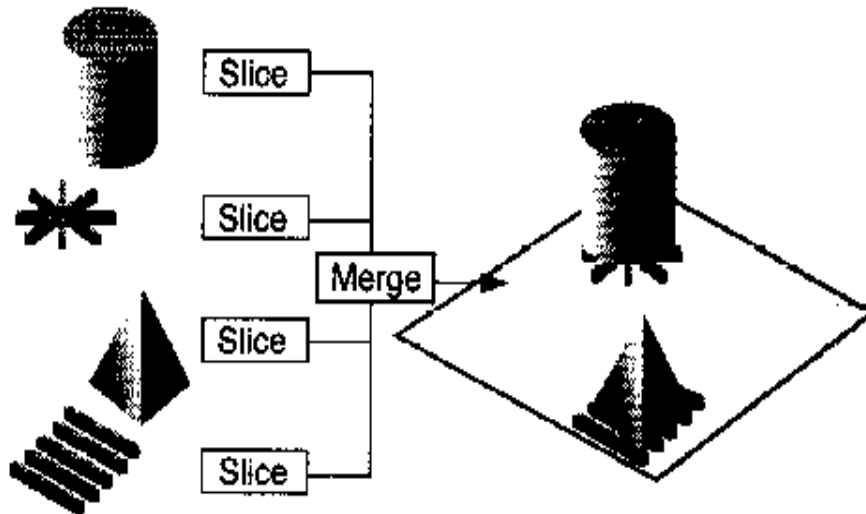
Σχ. 10α) Τέσσερις περιπτώσεις που τα στηρίγματα κρίνονται απαραίτητα



Σχ. 10β) στήριξη βάσης τεμάχιου με στηρίγματα

iii) Τομή και ένωση

Το μοντέλο τέμνεται με μια σειρά από επίπεδα, που ενώνονται στη συνέχεια μεταξύ τους. Το πάχος κάθε στρώματος εξαρτάται από τη μηχανή. Μπορούμε να έχουμε και περισσότερα από ένα τεμάχια σε μια πλατφόρμα. Ο τρόπος με τον οποίο γεμίζει η μηχανή με υλικό το τεμάχιο ονομάζεται μέθοδος γεμίσματος (hatch style), και σημαντικοί παράγοντες είναι η απόσταση μεταξύ των γραμμών γεμίσματος (hatch spacing), η αντιστάθμιση πλάτους γραμμής και ο συντελεστής συστολής (shrinkage factor).

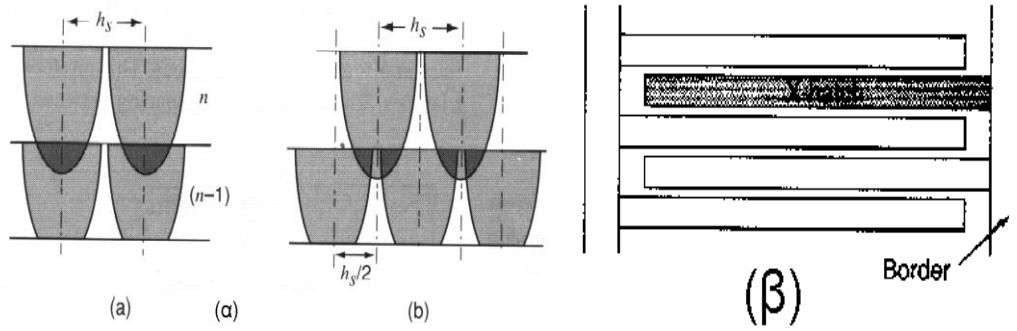


Σχ. 11. Τοποθέτηση περισσότερων τεμαχίων στην ίδια βάση.

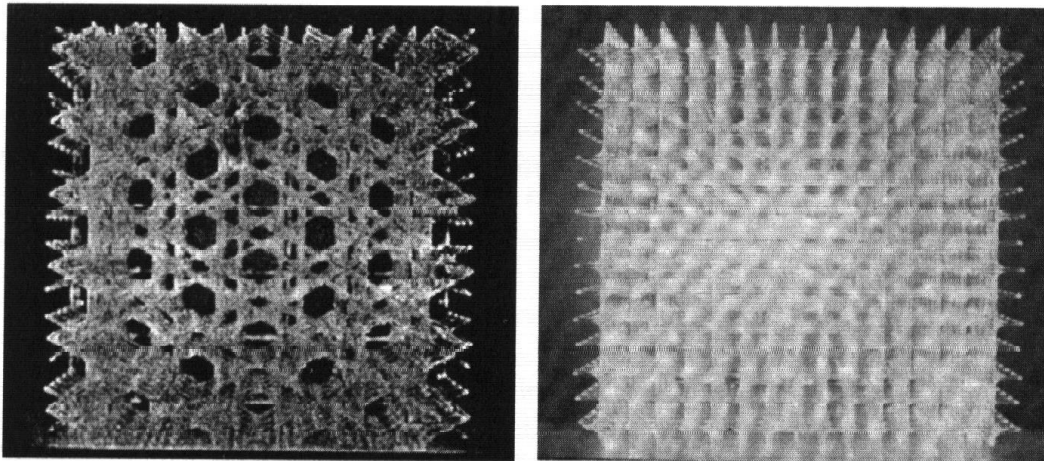
Στο γέμισμα πρώτα δημιουργείται το περίγραμμα και μετά γεμίζει το εσωτερικό (Internal hatch). Το εσωτερικό γεμίζει με διαφορετικές μεθόδους, όπως:

- Tri-Hatch. το γέμισμα γίνεται παράλληλα στον x, και υπό γωνία 600 και 1200 ως προς τον x. Απόσταση μεταξύ γραμμών 1.27 mm.
- WEAVE. Γραμμές παράλληλα ως προς x και y. Απόσταση 0.11 in. Επιτυγχάνει καλή ακρίβεια.
- STAR(Staggered Alternate Retract)-WEAVE. Εισάγει την έννοια του Staggered hatch,
- QuickCast, Χρησιμοποιείται όταν το πρωτότυπο χρησιμοποιείται για καρδιά σε investment casting. Η απόσταση γεμίσματος είναι μεγάλη και το πρωτότυπο είναι μισογεμάτο.
- ACES (Accurate, Clear, Epoxy Solid).

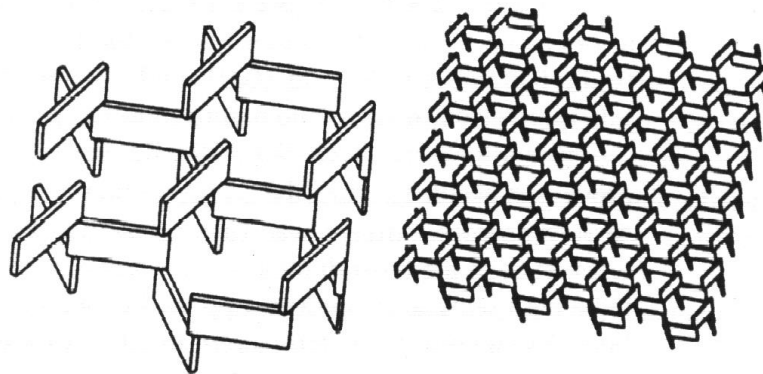
Οι διάφοροι μέθοδοι αποσκοπούν στο να εξαλείψουν τις εσωτερικές τάσεις.



Σχ.12. Σύγκριση μεθόδων γεμίματος, (α) Staggered hatch, (β) Retracted hatch.



(a)



(b)

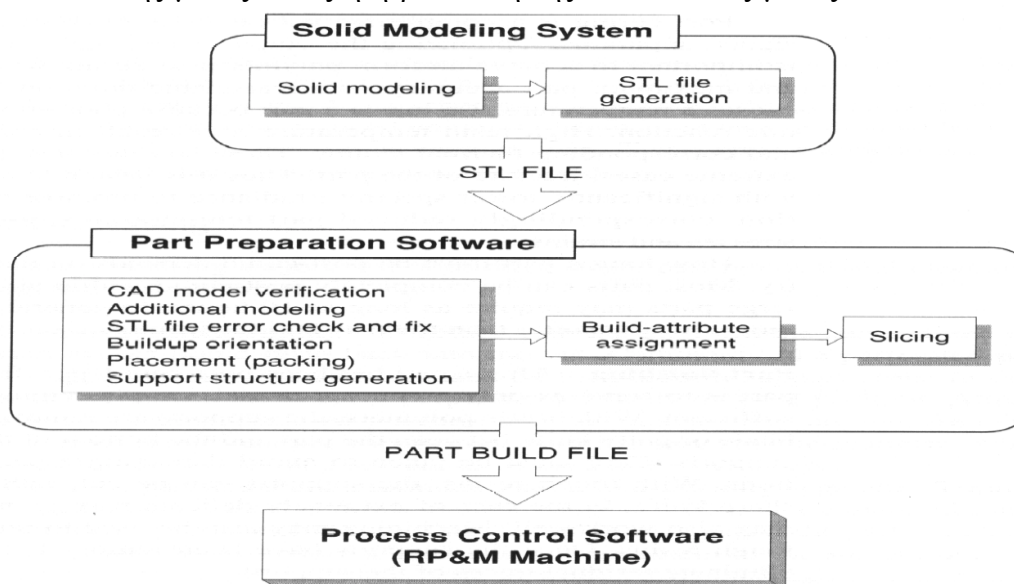
Σχ. 13. Η μέθοδος Quick Cast. (a) V.1.1 χρησιμοποιεί ισόπλευρα τρίγωνα και τετράγωνα, (b) V2.0 χρησιμοποιεί εξαγωνικό πλέγμα.

iv) Μεταφορά δεδομένων σε συστήματα ταχείας πρωτυποποίησης

Η ταχύτητα είναι ένα από τα πιο διακεκριμένα χαρακτηριστικά της τεχνολογίας ταχείας πρωτυποποίησης. Στην πραγματικότητα, η χρήση της ταχείας πρωτυποποίησης είναι σημαντική αν το μοντέλο μπορεί να δημιουργηθεί γρήγορα. Πολύ συχνά ωστόσο, ο περιοριστικός παράγοντας είναι ο χρόνος που ξοδεύεται για να προετοιμαστούν τα δεδομένα. Εάν τα δεδομένα είναι σωστά, ο χρόνος κατασκευής είναι γνωστός και σχετικά γρήγορος.

v) Λειτουργίες λογισμικού για ταχεία πρωτυποποίηση

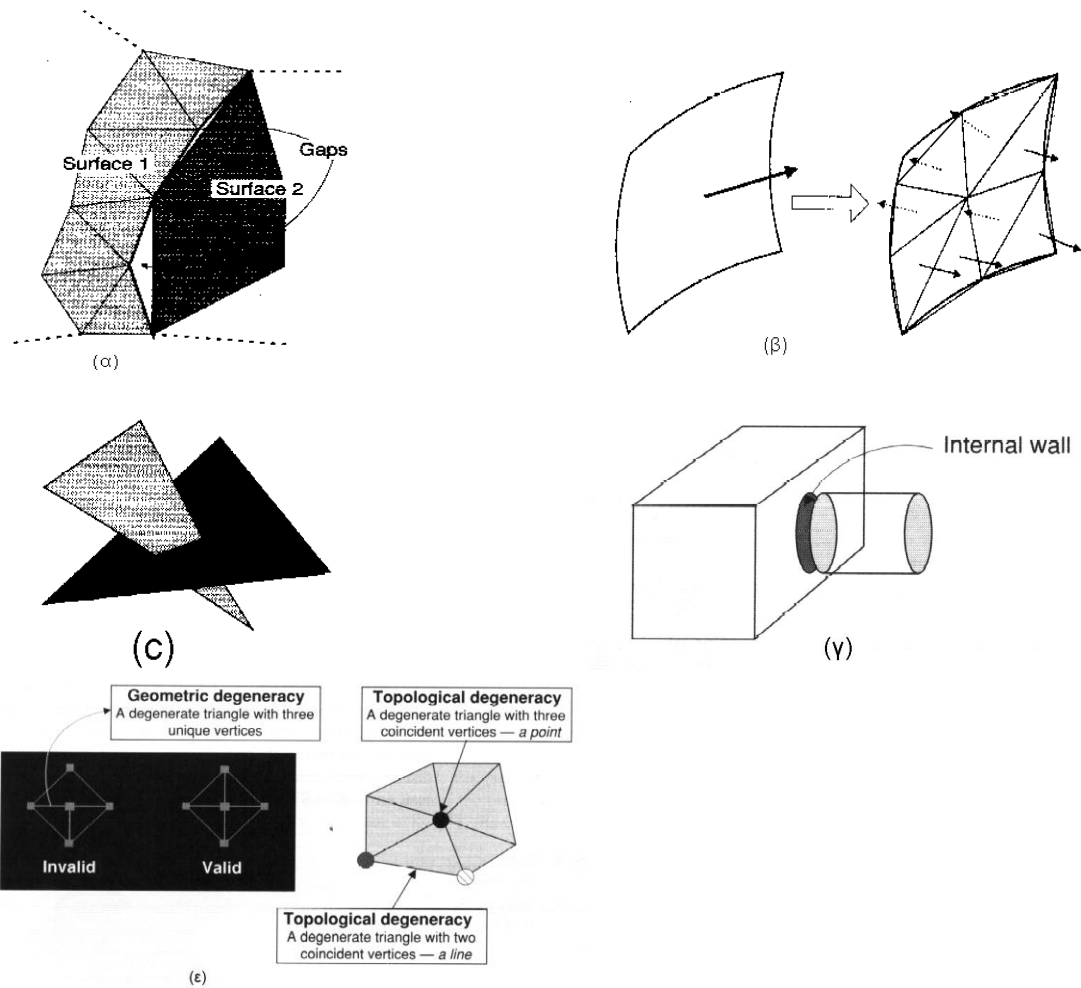
Το κόστος κατασκευής συνδέεται άμεσα με την ποσότητα της δουλειάς που ξοδεύεται για την προετοιμασία των δεδομένων και την κατασκευή του μοντέλου. Βασικό κριτήριο αξιολόγησης οποιουδήποτε εργαλείου λογισμικού είναι η ελαχιστοποίηση του πλήθους των επαφών που πρέπει να κάνουν ο σχεδιαστής και ο κατασκευαστής μεταξύ τους ή η βελτίωση της επικοινωνίας μεταξύ αυτών των δύο.



Σχ. 14. Λειτουργίες λογισμικού για Ταχεία Πρωτυποποίηση

vi) Προβλήματα

Μια από τις πιο σημαντικές λειτουργίες είναι ο έλεγχος του μοντέλου STL και η διόρθωσή του. Τα συνήθη σφάλματα είναι, τα κενά (Gaps), τα ασυνεγή κάθετα διανύσματα (inconsistent normals), τα λάθος κάθετα διανύσματα (αυτά που παρέχονται δεν συμφωνούν με αυτά που υπολογίζονται), λάθος τομές μεταξύ facets, δημιουργία λάθος εσωτερικών τοιχωμάτων και στηριγμάτων, εκφυλισμένα facets που δεν έχουν κάθετο διάνυσμα.



Σχ. 15. Συνήθη σφάλματα σε αρχείο STL, (α) κενά (Gaps), (β) ασυνεγή κάθετα διανύσματα (inconsistent normals), (γ) λάθος τομές μεταξύ facets, (δ) δημιουργία εσωτερικών τοίχων και στηριγμάτων, (ε) εκφυλισμένα facets.



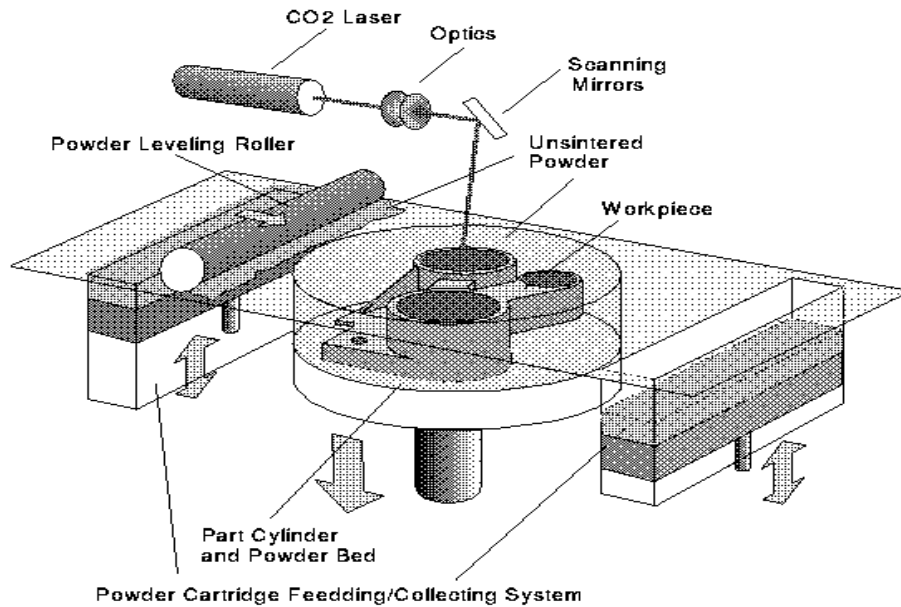
Σχ.16. SLA5000, από τις τελευταίες SLA μηχανές της 3D Systems Inc

2.6 Επιλεκτική σύντηξη με την χρήση ακτινών λέιζερ (Selective Laser Sintering, SLS)

Η επιλεκτική σύντηξη με την χρήση ακτινών λέιζερ (S.L.S.), αναπτύχθηκε και καταχωρήθηκε από τον Dr. Carl Deckard, στο πανεπιστήμιο του Τέξας στο Όστιν, στα μέσα της δεκαετίας του 1980. Σε αντίθεση με άλλες μεθόδους κατασκευής πρωτοτύπων, όπως η στερεολιθογραφία, η μέθοδος αυτή, δεν απαιτεί δομές υποστήριξης και αυτό οφείλεται στο γεγονός, ότι το εξάρτημα που κατασκευάζεται περιβάλλεται από μη λιωμένη σκόνη καθ' όλη την διάρκεια κατασκευής.

Είναι μια τεχνική κατασκευής πρωτότυπων, που χρησιμοποιεί ένα λέιζερ υψηλής ισχύος, (π.χ. CO₂) για να λιώσει μικρά σωματίδια από πλαστικό, μέταλλο, κεραμικό και σκόνη γυαλιού στο επιθυμητό σχήμα. Το λέιζερ λιώνει επιλεκτικά, το κονιοποιημένο υλικό, με σάρωση σε εγκάρσιες τομές από ένα ψηφιακό 3D αρχείο. Αφού, μια εγκάρσια διατομή έχει σχεδιασθεί, η επιφάνεια της σκόνης χαμηλώνει κατά ένα μήκος όσο το πάχος του στρώματος, και επαναλαμβάνεται η διαδικασία, έως ότου ολοκληρωθεί το εξάρτημα. Επειδή, η πυκνότητα του τελικού εξαρτήματος, εξαρτάται από την μέγιστη ισχύ του λέιζερ και όχι από την διάρκεια της ακτινοβολίας, η μηχανές S.L.S. χρησιμοποιούν συνήθως παλμικό λέιζερ. Η μηχανή προθερμαίνει το κονιοποιημένο υλικό λίγο κάτω από το σημείο τήξης του, ώστε να καταστεί ευκολότερο για το λέιζερ να αυξήσει την θερμοκρασία των επιλεγμένων περιοχών στο σημείο τήξης του. Μερικά μηχανήματα S.L.S., χρησιμοποιούν σκόνη ενός συστατικού, (π.χ. άμεση συσσωμάτωση μετάλλου με λέιζερ), ωστόσο οι περισσότερες μηχανές χρησιμοποιούν σκόνη δύο συστατικών, συνήθως είτε επικαλυμμένης σκόνης είτε ένα μείγμα σκόνης. Σε ενός συστατικού σκόνης, το λέιζερ λιώνει μόνο την εξωτερική επιφάνεια των σωματιδίων, (τήξη επιφανείας) ενώνοντας τους στερεούς μη λιωμένους πύρινες μεταξύ τους και με το προηγούμενο στρώμα. Σε σύγκριση με άλλες μεθόδους παραγωγής με πρόσθεση υλικού, οι μηχανές αυτές μπορούν να παράγουν εξαρτήματα από ένα ευρύ φάσμα εμπορικά διαθέσιμων υλικών σε σκόνη. Μερικά από αυτά είναι το νάιλον, το καθαρό γυαλί, πολυστυρόλιο, ή μέταλλα συμπεριλαμβανομένου του τιτανίου, του χάλυβα, μείγμα κράματος και σύνθετα.

Η φυσική διαδικασία, μπορεί να είναι μερική τήξη, ή υγρής φάσης πυροσυσσωμάτωση. Ανάλογα με την πυκνότητα του υλικού (100%), μπορούμε να πετύχουμε μηχανικές ιδιότητες, ανάλογες με αυτές από τις συμβατικές μεθόδους παραγωγής. Σε πολλές περιπτώσεις, μεγάλος αριθμός εξαρτημάτων, μπορεί να τοποθετηθεί μέσα στην σκόνη επιτρέποντας έτσι πολύ μεγάλη παραγωγικότητα.



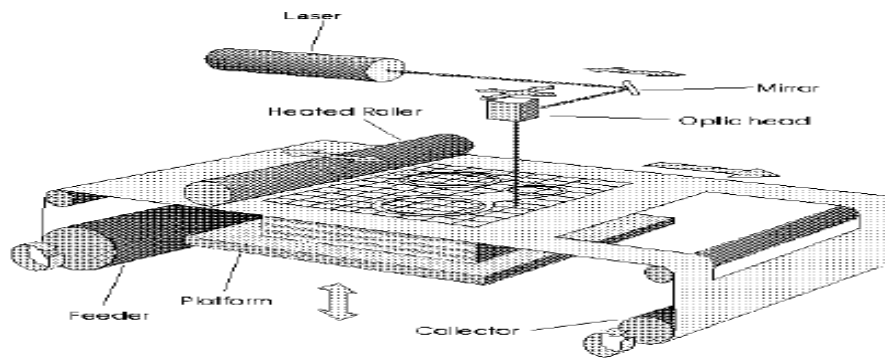
Σχ. 17. Η διαδικασία SLS

2.7 Συγκόλληση Λεπτών Φύλλων (Laminated Object Manufacturing, L.O.M.)

Είναι ένα σύστημα ταχείας προτυποποίησης, που αναπτύχθηκε από την εταιρεία Helisys Inc. Σε αυτή την μέθοδο, τα στρώματα δημιουργούνται με κόλλα και χαρτί, πλαστικό, ή μεταλλικά ελάσματα, που συγκολλούνται μεταξύ τους και κόβονται στο επιθυμητό σχήμα, με ακτίνα λέιζερ ή κάποιου είδους λεπίδα.

Η διαδικασία ξεκινάει από ένα θερμαινόμενο κύλινδρο, ο οποίος προσκολλά το φύλλο σε ένα υπόστρωμα (τράπεζα), και στην συνέχεια το λέιζερ χαράζει τις επιθυμητές διαστάσεις του πρωτότυπου. Στην συνέχεια, χαράζει εγκοπές, για την πιο εύκολη απομάκρυνση του αποβλήτου. Η πλατφόρμα με το ολοκληρωμένο πια στρώμα, κατεβαίνει προς τα κάτω, για να λάβει θέση η επόμενη στρώση, και πλέον ένα νέο στρώμα απλώνεται πάνω, και η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου ολοκληρωθεί το πρότυπο μοντέλο.

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου αυτής, είναι το χαμηλό κόστος, τα απλά υλικά κατεργασίας, και τα μεγάλα εξαρτήματα που μπορούμε να κατασκευάσουμε. Δεν χρειάζεται κάποια χημική επεξεργασία όπως σε άλλες μεθόδους, και τα τεχνικά χαρακτηριστικά του δοκιμίου, μοιάζουν με αυτά του ξύλου. Ένα μειονέκτημα που έχει η μέθοδος αυτή, είναι ότι έχουμε μικρότερη ακρίβεια σε σχέση με άλλες τεχνικές.



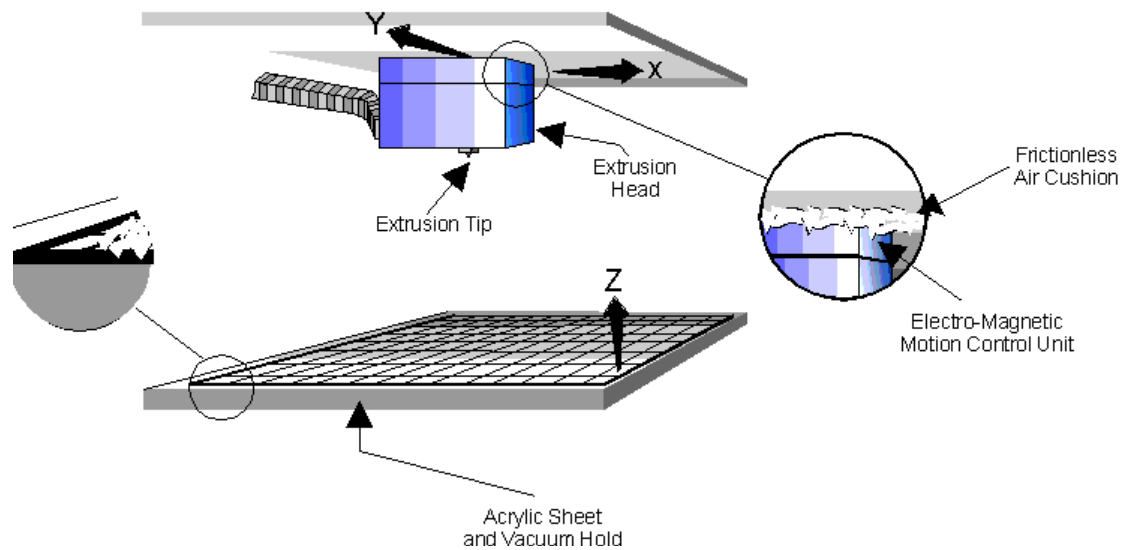
Σχ. 18. Η διαδικασία LOM

2.8 Εναπόθεση – Σύντηξη Διαδογικών Στρώσεων (Fused Deposition Modeling, F.D.M.)

Είναι μια τεχνολογία κατασκευής, πρόσθεσης υλικού, που χρησιμοποιείται κυρίως για την μοντελοποίηση, την πρωτοτυποποίηση και την παραγωγή εφαρμογών. Το F.D.M., λειτουργεί σε μια αρχή πρόθεσης υλικού, απλώνοντας το υλικό σε στρώματα. Ένα πλαστικό νήμα, ξετυλίγεται από ένα ρολό, το οποίο προωθείται σε ένα ακροφύσιο εξώθησεως (hotend). Το ακροφύσιο, λιώνει το υλικό και μπορεί να κινείται σε οριζόντια και κάθετη διεύθυνση, με ένα ελεγκτή αριθμητικού ελέγχου (N.C. Controller). Το μοντέλο ή εξάρτημα, παράγεται, με εξώθηση υλικού, σε εύπλαστη μορφή, από ένα θερμοπλαστικό υλικό, για τον σχηματισμό στρωμάτων, καθώς το υλικό σκληραίνει αμέσως μετά από την εξώθησή του από το ακροφύσιο. Η κίνηση του Hotend, γίνεται με βηματικούς κινητήρες ή σερβοκινητήρες, και η τεχνολογία αυτή αναπτύχθηκε από τον S. Scott Crump, στα τέλη του 1980, και εμφανίστηκε στο εμπόριο το 1990.

Η μέθοδος F.D.M., ξεκινάει με μια διαδικασία λογισμικού, που αναπτύχθηκε από την εταιρεία Stratasys Ltd, το οποίο επεξεργάζεται ένα αρχείο STL μέσα σε λίγα λεπτά, και με μαθηματικό τρόπο τεμαχίζει, και προσανατολίζει το μοντέλο, για την διαδικασία κατασκευής, του και δημιουργούνται αυτόματα δομές υποστήριξης εάν απαιτούνται. Το θερμοπλαστικό υλικό υγροποιείται, και εναποτίθενται μέσω ενός ακροφυσίου, το οποίο ακολουθεί μια διαδρομή η οποία καθορίζεται από το αρχείο C.A.D. του σχεδίου. Το υλικό αποτίθεται, σε στρώματα λεπτού πάχους, έως 0,01mm, και το εξάρτημα φτιάχνεται από κάτω προς τα πάνω, ένα στρώμα κάθε φορά. Τα υλικά που χρησιμοποιεί, είναι το ABS, (ακρολονονιτρίλιο βουταδιαίνειο στυρόλιο) πολυμερές, PLA, (πολυγαλακτικό οξύ), πολυανθρακικά, πολυκαπρολακτόνη, πολυφαινοσουλφόνες και κερί με διαφορετικές αντοχές και θερμοκρασιακές ιδιότητες.

FDM MagnaDrive System



Σχ. 19. Το νέο σύστημα της Stratasys, Quantum με MagnaDrive Τεχνολογία

2.9 Τρισδιάστατη Εκτύπωση (3D INK-JET PRINTING)

Η διαδικασία 3D Printing είναι μια διαδικασία Ταχείας Πρωτοτυποποίησης (RP) η οποία αναπτύχθηκε από την IBM και αυτή η διαδικασία κατασκευάζει μοντέλα χτίζοντας layer by layer.

Αρχικά, στρώνεται ένα μικρό στρώμα από σκόνη στην επιφάνεια του εμβόλου. Από ένα μοντέλο σχεδιασμένο σε σύστημα C.A.D, υπολογίζονται οι απαραίτητες πληροφορίες για τα στρώματα, μέσω ενός αλγορίθμου. Χρησιμοποιώντας τεχνολογία παρόμοια με αυτή των ink-jet εκτυπωτών, ένα υλικό ενοποιεί τα σωματίδια στα σημεία που πρέπει ώστε να σχηματιστεί ένα σώμα. Το έμβολο τότε, χαμηλώνει τόσο ώστε να απλωθεί η νέα σκόνη και να ενοποιηθεί επιλεκτικά. Αυτή η διαδικασία, στρώμα-στρώμα επαναλαμβάνεται μέχρι να ολοκληρωθεί το μοντέλο. Με μια κατάλληλη θερμική διαδικασία, αφαιρείται η ελεύθερη σκόνη αφήνοντας πίσω το μοντέλο. Πολλοί επιμένουν πως η διαδικασία 3D Printing είναι πιο ευέλικτη από όλες τις τεχνολογίες.

2.10 SOLID GROUND CURING (SGC)

Το σύστημα SOLIDER αναπτύχθηκε από την εταιρεία Cubital. Έχει την ίδια αρχή λειτουργίας με την στερεολιθογραφία, με σημαντικές όμως διαφορές που αφορούν τη διαδικασία προτυποποίησης.

Πρώτη διαφορά. Το διάλυμα μετακινείται και οριζόντια μεταφέροντας τον ενεργό χώρο διαδικασίας σε διαφορετικούς σταθμούς στη μηχανή.

Δεύτερη διαφορά. Η πηγή φωτός και η διαδικασία. Χρησιμοποιείται λάμπα υπεριώδους φωτός που φωτίζει το θάλαμο και στερεοποιείται όλη η στρώση. Για να διαλέξουμε την περιοχή που πρέπει να στερεοποιηθεί, δημιουργείται μια μάσκα σε μια γυάλινη επιφάνεια και σβήνεται διαδοχικά μετά τη χρήση της. Η γυάλινη πλάκα με τη μάσκα τοποθετείται μεταξύ της λάμπας και της επιφάνειας του χώρου εργασίας.

Τρίτη διαφορά. Τα μοντέλα χτίζονται περικυκλωμένα από κερί, περιορίζοντας την ανάγκη χρήσης κατασκευών για υποστήριξη. Μόλις μια στρώση έχει εκτεθεί στο υπεριώδες φως της λάμπας, αυτές οι περιοχές που δεν έχουν στερεοποιηθεί, γεμίζουν με υπολείμματα, τα οποία καθαρίζονται και αντικαθίστανται με κερί. Αυτό επιτυγχάνεται με εξάλειψη των καταλοίπων και στρώνοντας ένα στρώμα από κερί. Πετυχαίνουμε την σκλήρυνση του κεριού με μια παγωμένη μεταλλική πλάκα και διαδοχικά το στρώμα τίθεται υπό επεξεργασία στο σωστό ύψος. Επίσης, ο σταθμός κατεργασίας δίνει τη δυνατότητα να αφαιρεθούν στρώματα. Το νέο στρώμα του πολυμερούς εφαρμόζεται όταν ο χώρος εργασίας μετακινείται από το χώρο κατεργασίας πίσω στο θάλαμο έκθεσης φωτός.

Οι τελευταίες βελτιώσεις που ανακοινώθηκαν από την Cubital είναι η δυνατότητα να αλλάζει το μέγεθος του χώρου κατεργασίας και μια επιπλέον λάμπα υπεριώδους φωτός. Το σύστημα αυτό της Cubital μπορεί να πετύχει πάχος layer ίσο με 0.1-0.2 mm.

2.11 Σύγκριση των Μεθόδων

Η σύγκριση των μεθόδων γίνεται με κριτήρια τον χρόνο κατασκευής, το κόστος και τη λειτουργικότητα. Καμμία από τις τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης, δεν υπερέχει από τις άλλες στα πάντα. Κάθε μία έχει περιορισμούς που επιβάλλονται από το κόστος, την ακρίβεια, τα υλικά, την γεωμετρία και το μέγεθος του μοντέλου.

Στον Πίνακα 1 δίνεται μια περίληψη των διαφορών μεταξύ των διαδικασιών που αναφέραμε πιο πριν. Η σύγκριση είναι ελλιπής γιατί λείπουν αρκετά σημαντικά στοιχεία, όπως οι τιμές των εξοπλισμών, το κόστος υποστήριξης και το κόστος των υλικών.

Process	SLA	SGC	SLS	LOM	3D PRINTING
Company	3D Systems	Cubital	DTM	Helisys	Stratasys
Max Part Size (mm)	254x254x254	508x508x355	305x381, 381xHeight	330x2540x381	203x203x203
Layer Thickness (mm)	0.1-0.9	0.05-0.15	0.13	0.005-0.05	-
Speed (Vertical)	Geometry Dependent	60-100 layer/hour	Geometry Dependent	10mm/hour	101mm/sec
Accuracy	0.2 mm	0.1 % all directions	(+/-)0.05-(+/-) 0.25 mm	(+/-) 0.127mm	(+/-) 0.127mm
Materials	Photocurable Resins	Photoc. Resins, Wax	PVC,Nylon,ABS/SAN,Wax	Paper,Nylon, Polyester	Durable Polyester

Πίνακας 2 Σύγκριση των χαρακτηριστικών των διαδικασιών

2.12 Αντίστροφη μηχανική (AM)

Η αντίστροφη μηχανική (AM, Reverse Engineering, RE) είναι η διαδικασία δημιουργίας ενός μοντέλου CAD από ένα φυσικό κομμάτι ή ένα πρωτότυπο. Πρότυπα μοντέλα CAD μπορούν να δημιουργηθούν με τη χρήση της τεχνολογίας AM με βάση την αντίστοιχη γεωμετρική βάση δεδομένων, η οποία συνήθως δημιουργείται από τη λήψη πληροφοριών του σχήματος από το αρχικό φυσικό μοντέλο με μηχανικές ή οπτικές τεχνικές μέτρησης. Οι συμβατικές προσεγγίσεις για τη μετατροπή ενός σύννεφου δεδομένων σε μια αναπαράσταση CAD μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο κατηγορίες: η τριγωνική μέθοδος πολυεδρικού πλέγματος και η μέθοδος κατάτμησης. Στην πρώτη μέθοδο, ένα αρχικό τριγωνικό πλέγμα κατασκευάζεται έτσι ώστε να καταγράφει την άγνωστη τοπολογική δομή των διάσπαρτων δεδομένων. Το πλέγμα στη συνέχεια βελτιστοποιείται για να πετύχουμε μείωση περιττών κορυφών, και εν συνεχεία ανακατασκευάζεται μια κυρτή συνεχής επιφάνεια.

Στην μέθοδο της κατάτμησης, το σύννεφο δεδομένων τεμαχίζεται σε οριοθετούμενα κομμάτια, όπου το καθένα αντιπροσωπεύει μια διακριτή περιοχή επιφάνειας επί του φυσικού αντικειμένου. Η κατάτμηση του σύννεφου των δεδομένων, επιτυγχάνεται είτε με το χέρι είτε αυτόματα, καθορίζοντας τις καμπύλες

2.12.1 Επεξεργασία δεδομένων που χρησιμοποιούνται στην ταχεία προτυποποίηση

Η Ταχεία προτυποποίηση (ΤΠ) είναι μια μη συμβατική κατασκευαστική διαδικασία η οποία όπως προαναφέρθηκε δημιουργεί εξαρτήματα ανά στρώμα. Η χρήση της ΤΠ μπορεί να συμβάλλει σημαντικά στη μείωση του χρόνου και επίσης να επηρεάσει τη γεωμετρική πολυπλοκότητα του τμήματος κατά τη διαδικασία κατασκευής. Παρά το γεγονός ότι πολλά συστήματα ΤΠ, όπως συσκευές στερεολιθογραφίας (SLA), η εναπόθεση διαδοχικών στρώσεων (FDM), και η επιλεκτική σύντηξη με την χρήση ακτινών λέιζερ (SLS), είναι διαθέσιμες στην αγορά, η βασική διαφορά ανάμεσα σε αυτές τις τεχνολογίες είναι οι μέθοδοι με τις οποίες γίνεται η επεξεργασία των υλικών. Η βασική αρχή για την επεξεργασία των δεδομένων από τα περισσότερα συστήματα ΤΠ είναι η ίδια: ο τεμαχισμός του 3-D μοντέλου CAD σε στρώματα 2-D.

Η διαδικασία τεμαχισμού ξεκινάει συνήθως με ένα συγκεκριμένο 3D μοντέλο CAD σε μορφή STL. Κόβεται το 3D μοντέλο σε στρώματα για να ληφθεί ένα πρότυπο στρώμα βάσης, κάθε στρώμα εκπροσωπείται από ένα 2D περίγραμμα. Η απλούστερη μέθοδος είναι να χρησιμοποιηθεί ένα σταθερό πάχος για όλα τα στρώματα, αλλά τα σφάλματα σχήματος διαφέρουν λόγω των μεταβολών στην γεωμετρική επιφάνεια. Για να ανταποκριθεί στην δεδομένη ανοχή του σχηματικού σφάλματος, το στρώμα με το ελάχιστο πάχος πρέπει να χρησιμοποιείται για όλα τα στρώματα. Αυτό θα κάνει αναποτελεσματική την κατασκευή της ΤΠ. Η προσαρμοστική τεχνική τεμαχισμού καθορίζει τον ελάχιστο αριθμό των στρωμάτων που απαιτούνται σύμφωνα με το συγκεκριμένο όριο στο σχηματικό σφάλμα.

2.12.2 Ενσωμάτωση της ΤΠ και της ΑΜ σε στρωματικά μοντέλα παραγωγής

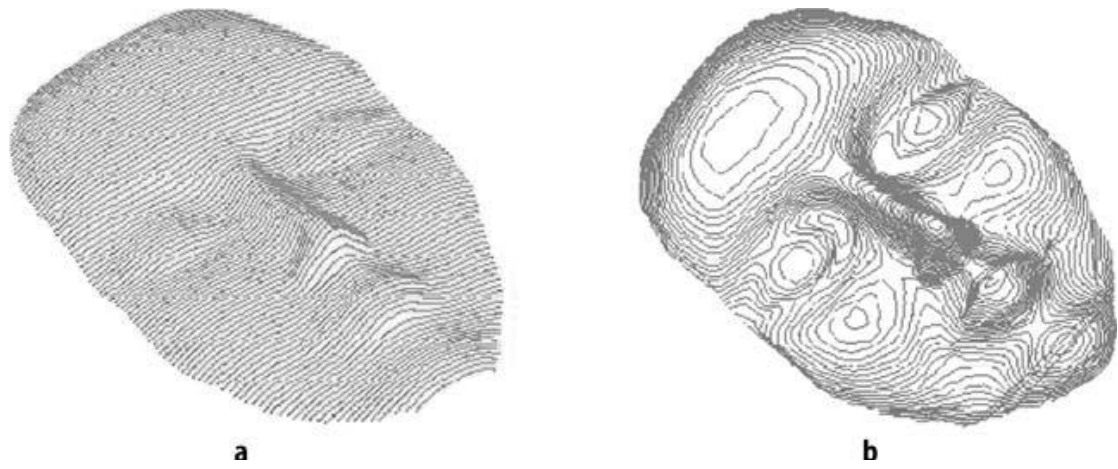
Οι αλγόριθμοι μοντελοποίησης δεδομένων αναπτύσσονται με ΑΜ και οι προσαρμοστικοί αλγόριθμοι τεμαχισμού με ΤΠ όπου υπάρχει αποτελεσματικός μηχανισμός ελέγχου για το σχηματικό σφάλμα προς τη δική του τελική έξοδο. Ωστόσο, προκύπτουν προβλήματα κατά τη μετατροπή του σύννεφου δεδομένων των σημείων σε ένα στρώμα βάσης για ΤΠ με την εφαρμογή αλγορίθμου ΑΜ και προσαρμοστικού αλγορίθμου ΤΠ για τεμαχισμό. Πρώτα, ο έλεγχος σχηματικού σφάλματος γίνεται πολύ δύσκολος, αν όχι αδύνατος. Εάν εφαρμοστεί ένα τμήμα αλγορίθμου κατακερματισμού, παράγεται ένα μοντέλο επιφάνειας (π.χ., NURBS)

κατά τη διαδικασία της AM. Στη συνέχεια, το μοντέλο επιφάνειας πρέπει να μετατραπεί σε ένα μοντέλο STL, και τέλος, το μοντέλο STL τεμαχίζεται σε στρώματα για να δημιουργήσει ένα πρότυπο στρώμα βάσης

Για να συνδυαστούν τα στάδια της επεξεργασίας των δεδομένων σε AM και ΤΠ, μία πολλά υποσχόμενη προσέγγιση είναι, να τεμαχίζεται το σύννεφο σημείων σε στρώματα σημείων και για κάθε στρώμα, να κατασκευάζεται ένα 2D περίγραμμα με το ίδιο πάχος το οποίο να αντιπροσωπεύει το στρώμα των σημείων. Για κάθε επίπεδο, μπορεί να αναγνωριστεί ένα ενιαίο σχηματικό σφάλμα μεταξύ του στρώματος του περιγράμματος και του στρώματος των σημείων και ελέγχεται αποτελεσματικά μεταβάλλοντας το πάχος του στρώματος. Είναι επίσης μια προσαρμοστική μέθοδος τεμαχισμού σε στρώματα, αλλά το αντικείμενο είναι το σύννεφο σημείων και όχι το μοντέλο STL.

Χρησιμοποιώντας αυτή την προσέγγιση, μια ομάδα στο Εθνικό Πανεπιστήμιο της Σγκαπούρης έχει αναπτύξει διάφορους αλγορίθμους, όπως μία αυτοματοποιημένη προσέγγιση κατακερματισμού για τη δημιουργία ενός μοντέλου βάσης σε στρώματα απ' ευθείας από το σύννεφο σημείων. Αυτή η διαδικασία ολοκληρώνεται σε τρία βήματα. Πρώτον, το σύννεφο δεδομένων υποδιαιρείται προσαρμοστικά σε ένα σύνολο περιοχών, σύμφωνα με ένα συγκεκριμένο σφάλμα υποδιαίρεσης, και τα δεδομένα σε κάθε περιοχή συμπιέζονται, διατηρώντας τα χαρακτηριστικά σημεία εντός της καθορισμένης από το χρήστη σχηματικής ανοχής χρησιμοποιώντας μία ψηφιακή μέθοδο εικόνας. Δεύτερον, με βάση τα χαρακτηριστικά σημεία της κάθε περιοχής, κατασκευάζεται ένα ενδιάμεσο σημείο βασισμένο στην καμπύλη του μοντέλου, και έπειτα τα επιφανειακά περιγράμματα ΤΠ εξάγονται απευθείας από τα μοντέλα. Τέλος, τα επιφανειακά περιγράμματα ΤΠ εξομαλύνονται και στη συνέχεια κλείνουν για να δημιουργηθεί η τελική επιφάνεια που βασίζεται στο μοντέλο ΤΠ.

Εφαρμόζοντας αυτόν τον αλγόριθμο στο σύννεφο σημείων που φαίνεται στο σχήμα 20α, αναπτύχθηκαν δύο στρώματα μοντέλων, σε δύο ορθογώνιες κατευθύνσεις τεμαχισμού, όπως φαίνεται στο Σχήμα 20α και β, αντίστοιχα. Απεδείχθη ότι το σύστημα που αναπτύχθηκε μπορεί να δημιουργήσει ένα μοντέλο που έχει σαν βάση μία επιφάνεια από τα δεδομένα του σύννεφου σημείων. Ωστόσο, το σφάλμα υποδιαίρεσης, η οποία χρησιμοποιείται για να ελέγχει το πάχος της επιφάνειας, δεν έχει ρητή σχέση με το σχηματικό σφάλμα, καθιστώντας έτσι το πραγματικό σχηματικό σφάλμα να εξακολουθεί να είναι δύσκολο να ελεγχθεί. Αργότερα, ο Wu Et Al. (2004) ανέπτυξε μια διαισθητική μέθοδο τμηματοποίησης του σύννεφου σημείων δεδομένων χρησιμοποιώντας το σχηματικό σφάλμα ώστε να ελέγχει άμεσα το πάχος της επιφάνειας, έτσι ώστε κάθε επιφάνεια να δώσει το ίδιο σχηματικό σφάλμα. Για την εφαρμογή αυτής της μεθόδου σε παραγωγή ΤΠ, η μηχανή ΤΠ πρέπει να είναι σε θέση να αλλάξει το πάχος της επιφάνειας κατά τη διάρκεια της εναπόθεσης υλικού.



Σχ.20. Δύο μοντέλα ΤΠ και ένα ΤΠ συνθετικά μέρος χρησιμοποιώντας SLA. (α) Το σύννεφο σημείων. (β) Το μοντέλο βάσης.

Κεφάλαιο 3

Εφαρμογές της τρισδιάστατης εκτύπωσης στην Ιατρική

Εισαγωγή κεφαλαίου

Σε αυτό το κεφάλαιο περιγράφεται ο τρόπος με τον οποίο η τρισδιάστατη εκτύπωση βρίσκει εφαρμογές στην Ιατρική και συγκεκριμένα στον τομέα της Ορθοπεδικής. Επιπλέον περιγράφονται τα αρχεία DICOM τα οποία προέρχονται από ιατρικές εξετάσεις όπως η αξονική(CT) και η μαγνητική(MRI) τομογραφία και βοηθάνε στο σχεδιασμό του τρισδιάστατου μοντέλου ώστε να φτάσουμε στην εκτύπωση. Έπειτα αναφέρονται ορισμένες περιπτώσεις όπου η τρισδιάστατη βρήκε ουσιαστικές εφαρμογές σε εγχειρήσεις που αφορούν τον ορθοπεδικό τομέα.

3 Εφαρμογές της τρισδιάστατης εκτύπωσης στην Ιατρική

Οι ιατρικές εφαρμογές της τρισδιάστατης εκτύπωσης (3D printing) αφορούν την κατασκευή τρισδιάστατου μοντέλου περιοχής με κύριο στόχο την επισκόπηση για επιλογή της κατάλληλης θεραπευτικής προσέγγισης (χειρουργικός εμβολισμός, χειρουργική επέμβαση, ακτινοχειρουργική), εκτίμηση ρίσκου σε χειρουργικές επεμβάσεις, προχειρουργική εκπαίδευση του χειρουργού σε λεπτές κινήσεις στο τρισδιάστατο ρεαλιστικό μοντέλο της συγκεκριμένης περιοχής.

Επίσης άλλες εφαρμογές είναι η δοκιμή ή προσαρμογή μεταλλικών ή άλλων προθέσεων σε τρισδιάστατο μοντέλο (π.χ. κρανίο) πριν την εφαρμογή τους στον ασθενή, εξοικονομώντας πολύτιμο χειρουργικό χρόνο, όπως επίσης και η 3D εκτύπωση εξατομικευμένου για κάθε ασθενή μοντέλου (καλούπι) για εμφύτευμα με τη διαδικασία της τρισδιάστατης εκτύπωσης και η συνακόλουθη κατασκευή εξατομικευμένου εμφυτεύματος για το συγκεκριμένο ασθενή.

Τρισδιάστατη εκτύπωση της μορφής του εμβρύου είτε για διαγνωστικούς είτε για συναισθηματικούς λόγους.

Τρισδιάστατη εκτύπωση δομών (π.χ. γνάθων) για εκπαιδευτικούς λόγους (π.χ. τοποθέτηση εμφυτευμάτων) ή για λόγους επίδειξης/επεξήγησης σε ασθενείς/φοιτητές.

Αν συνεκτιμηθούν οι παράγοντες τραύμα/μειωμένες επιπλοκές ασθενούς, κόστη παραγωγής (εργατοώρες/επαγγελματίες υγείας), οι δυνατότητες κατασκευής πολύπλοκων αποκαταστάσεων, η δυνατότητα αποθήκευσης και επανάκτησης ή σχετικά απλής διόρθωσης της καθώς και η δαπάνη υλικού, μάλλον το κόστος της ταχείας προτυποποίησης θα πρέπει να θεωρείται ήσσονος σημασίας.

3.1 Η ταχεία προτυποποίηση(ΤΠ, Rapid Prototyping, RP) στην ορθοπεδική

Ως μέρος μιας αυξανόμενης τάσης στον ιατρικό κλάδο για εξατομικευμένες λύσεις για κάθε ασθενή, προκύπτει η ανάγκη για τη χρήση μέσων και μεθόδων που θα μπορούσαν να δώσουν στους χειρουργούς τη δυνατότητα να βελτιώσουν το προεγχειρητικό πλάνο τους ώστε η διεγχειρητική διαδικασία να είναι συγκεκριμένη και εξατομικευμένη για κάθε ασθενή ξεχωριστά.

Μια κατάλληλη λύση έχει προκύψει με τη μορφή της κατασκευής πρόσθετου υλικού. Οι περισσότερες από τις παραδοσιακές τεχνολογίες παραγωγής έχουν αποδειχθεί πολύ ακριβές για ιατρικές εφαρμογές και δεν μπορεί πάντα να δικαιολογηθεί ένα τέτοιο το κόστος. Ωστόσο, πιο αποδοτικές τεχνολογίες, όπως η τρισδιάστατη εκτύπωση, έχουν έρθει πρόσφατα στο προσκήνιο και σίγουρα απαιτείται μια νέα εκ νέου εξέταση για τις ιατρικές εφαρμογές και τα διάφορα πεδία της διορθωτικής χειρουργικής.

Τα ανατομικά μοντέλα είναι φυσικά αντίγραφα εσωτερικών ή εξωτερικών, σκληρών ή μαλακών δομών των ιστών των ασθενών. Βοηθούν τους χειρουργούς να βελτιώσουν τον προγραμματισμό τους σε περίπλοκες επεμβάσεις, γεγονός που οδηγεί σε μείωση του χειρουργικού χρόνου και πιο προβλέψιμα χειρουργικά αποτελέσματα.

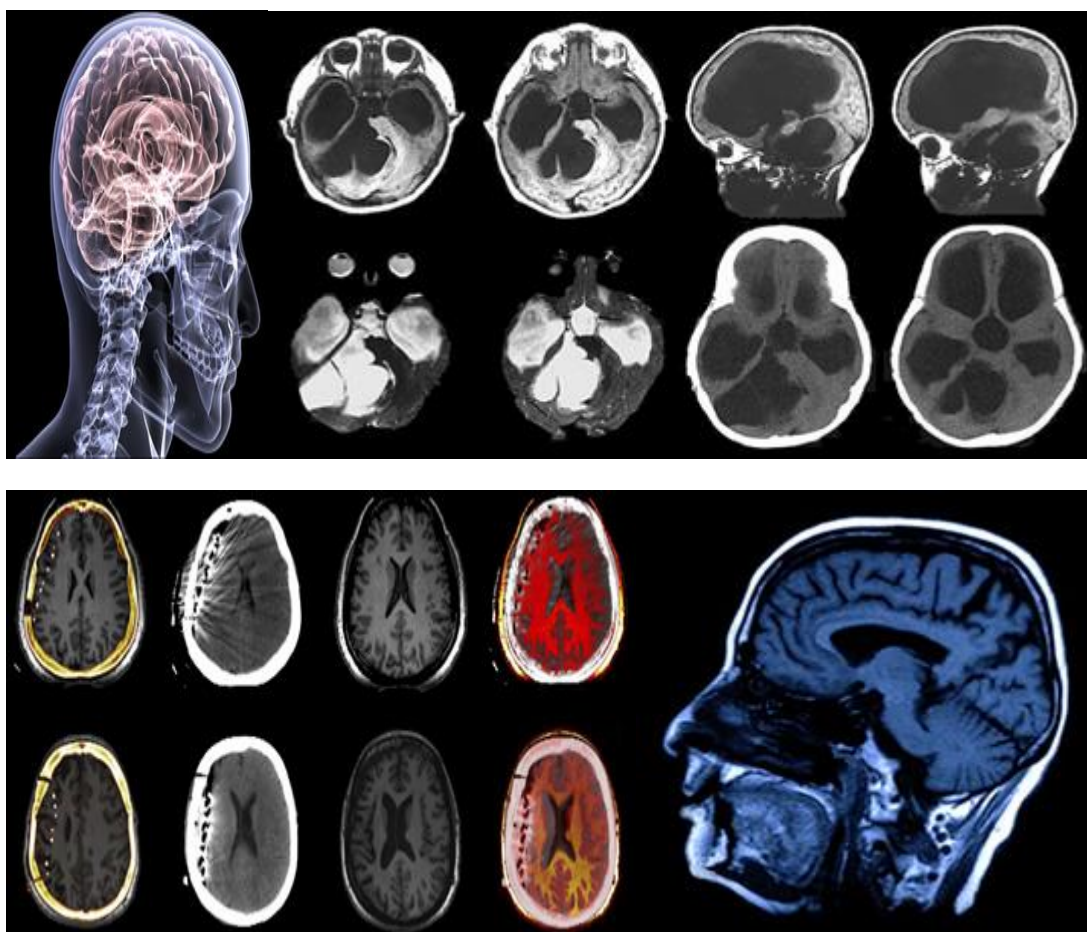
Αυτά τα μοντέλα παράγονται με τη χρήση αξονικής ή μαγνητικής τομογραφίας. Οι πιο κοινές εφαρμογές για τα μοντέλα αυτά περιλαμβάνουν τη δημιουργία εμφυτευμάτων προσώπου καθώς και τη μέτρηση και την τοποθέτηση σύνθετων συσκευών που έχουν ως στόχο την επιμήκυνση ή τη μείωση οστών, όπως π.χ. στο πόδι ή τη γνάθο.

Ένας τρισδιάστατος εκτυπωτής επιτρέπει στους χειρουργούς να παράγουν γρήγορα φθηνά 3D μοντέλα ώστε να επιτευχθεί καλύτερα η συλλογή πληροφοριών και η κατανόηση της πάθησης, να μειωθεί ο χρόνος των επεμβάσεων, να ενισχύσουν την επικοινωνία μεταξύ γιατρών και ασθενών και να βελτιώσουν το αποτέλεσμα. Η διαδικασία από την σάρωση ως την τελική εκτύπωση περιγράφεται παρακάτω.

3.2 Δεδομένα σάρωσης

Οι ιατρικοί επαγγελματίες ειδικευμένοι στην Αξονική Τομογραφία (CT) ή Μαγνητική Τομογραφία (MRI) παράγουν δεδομένα σαρώνοντας τους ασθενείς.

Η διαδικασία απόκτησης των δεδομένων δημιουργεί συνήθως δεδομένα σάρωσης σε Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) ηλεκτρονική μορφή. Τεχνικά, το DICOM δεν περιέχει τρισδιάστατη γεωμετρία με την κλασική έννοια (συμπαγές αντικείμενο ή επιφάνεια), αλλά αποτελεί μία "πολυεπίπεδη" μορφή που μπορεί να ενσωματώνει πολλές εικόνες που σχετίζονται μεταξύ τους με κάποιον τρόπο



Σχ. 21. Εικόνα από αρχείο DICOM

Λόγω της πολυεπίπεδης φύσης της μορφής του αρχείου DICOM που συγκεντρώνει πολλές εικόνες που σχετίζονται μεταξύ τους, είναι δυνατή μια τρισδιάστατη ανακατασκευή των ιατρικών δεδομένων της σάρωσης, μέσω αλγορίθμων. Μέσω αυτής της διαδικασίας οι πολύπλοκες δισδιάστατες εικόνες που

περιέχονται στο αρχείο DICOM μπορούν εύκολα να μετατραπούν σε κατανοητά τρισδιάστατα μοντέλα που μπορεί κάποιος να χειριστεί, κατανοώντας καλύτερα την ανατομία. Τα 3D μοντέλα είναι συνήθως ηλεκτρονικά stl αρχεία (ή άλλες παρεμφερείς CAD μορφές αρχείων), που πρέπει να περιλαμβάνουν τρισδιάστατη συμπαγή ή επιφανειακή γεωμετρία η οποία εκτός από το ότι πρέπει να παρέχει μια γρήγορη και περιεκτική τρισδιάστατη απεικόνιση των σαρωμένων δεδομένων, πρέπει να μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί και για τη δημιουργία μιας τρισδιάστατης εκτύπωσης.



Σχ. 22. Τρισδιάστατο μοντέλο από επεξεργασία DICOM

Το ανακατασκευασμένο μοντέλο 3D (CAD αρχείο) μπορεί στη συνέχεια να σταλεί σε έναν 3D εκτυπωτή. Ο 3D εκτυπωτής χρησιμοποιεί όπως προαναφέρθηκε την τεχνική η οποία ονομάζεται additive manufacturing (ή 3D εκτύπωση) και είναι μια διαδικασία κατασκευής ενός τρισδιάστατου στερεού αντικειμένου από σχεδόν οποιοδήποτε σχήμα ψηφιακού μοντέλου. Η 3D εκτύπωση επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας μια διαδικασία προσθήκης, όπου διαδοχικές στρώσεις υλικού τοποθετούνται σε διάφορα σχήματα. Η 3D εκτύπωση διαφέρει από τις παραδοσιακές τεχνικές κατασκευής, οι οποίες ως επί το πλείστον βασίζονται στην αφαίρεση του υλικού με μεθόδους όπως η κοπή και η διάτρηση (αφαιρετικές διαδικασίες).



Σχ. 23. Το εκτυπωμένο μοντέλο

Το τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο περνά συνήθως μέσω άλλης μιας διαδικασίας επεξεργασίας και τότε είναι έτοιμο για χρήση. Το τρισδιάστατο μοντέλο συνήθως χρησιμοποιείται από επαγγελματίες υγείας για προεγχειρητικό σχεδιασμό, επικοινωνία με τον ασθενή, επικοινωνία μεταξύ ιατρών, φοιτητών ιατρικής και άλλες εφαρμογές.

3.2.1 Αρχεία DICOM

Τα αρχεία με πρότυπο DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), δημιουργήθηκαν το 1992 και χρησιμοποιούνται για την ανταλλαγή ιατρικών εικόνων, σε ψηφιακή μορφή. Ο σκοπός των αρχείων αυτών είναι να δώσουν τη δυνατότητα στους χρήστες να ανακτούν εικόνες και σχετικές πληροφορίες, από ιατρικά μηχανήματα, με προτυποποιημένη και συγκεκριμένη μέθοδο, που είναι ίδια για όλα τα μηχανήματα, ανεξαρτήτως από τον κατασκευαστή. Το DICOM είναι κάπως περίπλοκο, ώστε να υποστηρίζει νέες τεχνολογίες λόγω της εξειδικευμένης ορολογίας του και των τακτικών αλλαγών που επιδέχεται. Το Dicom βρίσκει εφαρμογή σε δικτυακό περιβάλλον αφού χρησιμοποιεί το γνωστό μας πρωτόκολλο TCP/IP. Το αρχικό αυτό πρότυπο ήταν αρκετά γενικό και αυτό συνέβαλε στην κάλυψη μεγάλους μέρος των αρχικών αυτών αναγκών. Οι ελλείψεις που είχε όμως σε άλλους τομείς, οδήγησε στην αναπροσαρμογή του. Έτσι δημιουργήθηκε το σημερινό πρότυπο DICOM III (Digital Imaging and Communications in Medicine).

Το πρότυπο DICOM αποτελείται από τα ακόλουθα μέρη:

PS 3.1: Εισαγωγή και περίληψη (Introduction and Overview)

PS 3.2: Συμμόρφωση (Conformance)

PS 3.3: Ορισμοί αντικειμένων πληροφορίας (Information Object Definitions)

PS 3.4: Προδιαγραφές κλάσης υπηρεσίας (Service Class Specifications)

PS 3.5: Δομές δεδομένων και κωδικοποίηση (Data Structure and Encoding)

PS 3.6: Λεξικό δεδομένων (Data Dictionary)

PS 3.7: Ανταλλαγή μηνυμάτων (Message Exchange)

PS 3.8: Δικτυακή υποστήριξη για ανταλλαγή μηνυμάτων (Network Communication Support for Message Exchange)

PS 3.9: Point-to-point υποστήριξη για ανταλλαγή μηνυμάτων (Point-to-Point Communication Support for Message Exchange)

PS 3.10: Μέσα αποθήκευσης και μορφή αρχείων για ανταλλαγή δεδομένων (Media Storage and File Format for Data Interchange)

PS 3.11: Προφίλ μέσων αποθήκευσης (Media Storage Application Profiles)

PS 3.12: Λειτουργίες αποθήκευσης και μορφή αποθηκευτικών μέσων για ανταλλαγή δεδομένων (Storage Functions and Media Formats for Data Interchange)

PS 3.13: Διαχείριση εκτύπωσης Point-to-point υποστήριξη (Print Management Point-to-Point Communication Support)

PS 3.14: Grayscale πρότυπη λειτουργία εμφάνισης (Grayscale Standard Display Function)

PS 3.15: Προφίλ ασφάλειας (Security Profiles)

PS 3.16: Αντιστοίχιση περιεχομένου (Content Mapping Resource)

3.2.1.1 Ιστορία των αρχείων DICOM

Στις αρχές της δεκαετίας του 1980, ήταν πολύ δύσκολο για οποιονδήποτε άλλον, εκτός από τους κατασκευαστές των συσκευών των αξονικών ή των μαγνητικών τομογράφων, να αποκωδικοποιήσει τις εικόνες που δημιουργούν οι μηχανές αυτές. Ακτινολόγοι και ιατρικοί φυσικοί ήθελαν να χρησιμοποιήσουν τις εικόνες για το σχεδιασμό δόσεων της ακτινοθεραπείας. Δύο οργανισμοί ο ACR και ο NEMA ένωσαν τις δυνάμεις και συνέστησαν μία επιτροπή το 1983 ώστε να διαμορφώσουν ένα πρότυπο. Το πρώτο πρότυπο τους, το ACR / NEMA 300, κυκλοφόρησε το 1985. Πολύ σύντομα μετά την κυκλοφορία του, κατέστη σαφές ότι χρειάζεται βελτιώσεις. Μετά δημιουργήθηκε η έκδοση ACR-NEMA 300-1988, ή ACR-NEMA Version 2.0, ήρθε να καλύψει σε μεγάλο βαθμό τις απαιτήσεις αυτές και να συμπεριλάβει μικρές εξελίξεις όπως το σύστημα μαγνητικής εγγραφής της AAPM. Ένα τέτοιο “point to point” πρότυπο θα είχε σύντομα πολύ περιορισμένη χρήση και αυτό οφείλεται στην ανάπτυξη των δικτύων υπολογιστών, των επικοινωνιών και των συστημάτων διαχείρισης και μεταφοράς εικόνων. Ο πλήρης επανασχεδιασμός και μάλιστα με βάση το αντικειμενοστραφές μοντέλο και η απαίτηση για πλήρη συμβατότητα του υπό ανάπτυξη προτύπου με όλες τις προηγούμενες εκδόσεις του, είναι δυο βασικοί λόγοι οι οποίοι καθόρισαν στο σημείο αυτό την πορεία του

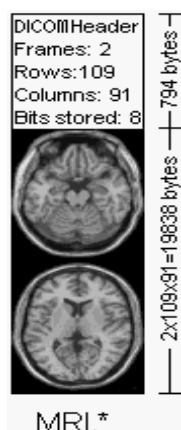
προτύπου. Σε επίπεδο επικοινωνίας, εκτός από την αρχική “point to point” δυνατότητα, προστέθηκαν 2 ακόμα διαμορφώσεις της αρχιτεκτονικής δομής του προτύπου, η μια σύμφωνη με το TCP/ IP πρωτόκολλο και η άλλη με το ISO-OSI. Κριτήριο επιλογής τους στάθηκε η παγκόσμια διαμορφούμενη εξάπλωση των δυο αυτών πρωτοκόλλων. Ο σκοπός ήταν η επικοινωνία των συστημάτων, να είναι ανεξάρτητη από την εφαρμογή που θα δημιουργούσε την ψηφιοποιημένη εικόνα, ενώ παράλληλα θα ήταν δυνατή η αλλαγή του τρόπου επικοινωνίας χωρίς να απαιτείται να αλλάξει ούτε μια γραμμή κώδικα της εφαρμογής.

Το 1993, κυκλοφόρησε η τρίτη έκδοση του προτύπου. Το όνομά του στη συνέχεια άλλαξε σε "DICOM", έτσι ώστε να αυξηθεί η δυνατότητα της διεθνούς αποδοχής του ως πρότυπο. Ορίστηκαν νέες κατηγορίες υπηρεσιών, προστέθηκε η υποστήριξη δικτύου και εισήχθη η Δήλωση Συμμόρφωσης. Επισήμως, η τελευταία έκδοση του προτύπου είναι ακόμα 3.0. Ωστόσο, ανανεώνεται και επεκτείνεται διαρκώς από το 1993. Αντί να χρησιμοποιεί τον αριθμό έκδοσης, το πρότυπο έχει όνομα έκδοσης, αριθμημένη με το έτος κυκλοφορίας, όπως «η έκδοση 2007 του DICOM".

Το πρότυπο DICOM έχει τα όριά του, παρόλο που έχει πετύχει να είναι σε ένα σχεδόν καθολικό επίπεδο αποδοχής ιατρικών απεικονίσεων μεταξύ προμηθευτών εξοπλισμού και IT οργανώσεων υγειονομικής περίθαλψης. Το πρότυπο DICOM είναι ένα πρότυπο που κατευθύνεται στην αντιμετώπιση τεχνικών θεμάτων διαλειτουργικότητας στην ιατρική απεικόνιση. Δεν είναι ένα πλαίσιο ή αρχιτεκτονική για την επίτευξη μίας χρήσιμης κλινικής ροής εργασίας.

3.2.2 Δομή ενός αρχείου DICOM

Ένα αρχείο DICOM αποτελείται από μια επικεφαλίδα (header), η οποία περιέχει συνοδευτικές πληροφορίες (π.χ. τα στοιχεία του ασθενούς) και ακολουθείται από τα δεδομένα της εικόνας.



Σχ. 24. Η δομή ενός αρχείου DICOM

Όπως φαίνεται στην εικόνα, στο υποθετικό αυτό αρχείο η επικεφαλίδα έχει μήκος 794 bytes και περιέχει πληροφορίες σε μορφή κειμένου που αφορούν διάφορες οντότητες και τα χαρακτηριστικά τους, όπως οι διαστάσεις και ο τύπος της αποθηκευμένης εικόνας, πληροφορίες σχετικά με τον ασθενή και την εξέταση κ.ά. Το μέγεθος της επικεφαλίδας μπορεί να αλλάζει ανάλογα με τον όγκο της πληροφορίας που αποθηκεύεται. Παρακάτω φαίνονται ορισμένα από τα περιεχόμενα μιας επικεφαλίδας ενός αρχείου DICOM, όπως παρουσιάζονται από ένα πρόγραμμα ανάγνωσης αρχείων DICOM (στο Παράρτημα δίνεται ένα παράδειγμα στο οποίο παρουσιάζονται όλα τα δεδομένα που περιέχει μια επικεφαλίδα DICOM).

0008,0020, Study Date: 25-01-1999

0010,0010, Patient's Name: Jack Kerok

0010,0040, Patient Sex: Male

0020,0013, Image Number: 1

0028,0010, Rows: 576

0028,0011, Columns: 1012

Κάθε χαρακτηριστικό που περιλαμβάνεται στην επικεφαλίδα χαρακτηρίζεται από δύο δεκαεξαδικούς αριθμούς. Ο πρώτος καθορίζει την οντότητα ή αντικείμενο στο οποίο ανήκει το χαρακτηριστικό, ενώ ο δεύτερος είναι ο κωδικός αναγνώρισης του συγκεκριμένου χαρακτηριστικού. Για παράδειγμα, το όνομα του ασθενούς έχει τους κωδικούς 0010, 0010. Ο πρώτος λέει ότι το χαρακτηριστικό αυτό αναφέρεται στην οντότητα «ασθενής», ενώ ο δεύτερος ότι πρόκειται για το χαρακτηριστικό «όνομα ασθενούς». Στο συγκεκριμένο παράδειγμα η τιμή του χαρακτηριστικού αυτού είναι «Jack Kerok». Οι κωδικοί 0010, 0040 αναφέρονται στο φύλο του ασθενούς. Ο πρώτος κωδικός είναι πάλι 0010 καθώς, όπως και το όνομα, έτσι και το φύλο χαρακτηρίζει την οντότητα «ασθενής». Ο δεύτερος κωδικός (0040) αναφέρεται στο χαρακτηριστικό «φύλο ασθενούς». Με παρόμοιο τρόπο ορίζονται όλα τα αντικείμενα πληροφορίας και τα χαρακτηριστικά τους, που μπορούμε να αποθηκεύσουμε στην επικεφαλίδα ενός αρχείου DICOM.

Μετά την επικεφαλίδα ακολουθούν τα δυαδικά δεδομένα της ιατρικής εικόνας. Η ιατρική εικόνα μπορεί να αποθηκεύεται ασυμπίεστη (raw μορφή) ή να είναι συμπίεσμένη με χρήση διαφόρων αλγορίθμων, όπως π.χ να αποθηκεύεται σε JPEG format.

3.3 Δημιουργία ανατομικών μοντέλων από αξονικές(CT) και μαγνητικές τομογραφίες(MRI) για ορθοπεδική χρήση

Στον ορθοπεδικό τομέα, τα μοντέλα κατασκευάζονται για να απεικονίσουν την ανατομία, το σχεδιασμό τεχνητών εμφυτευμάτων και προσφέρουν ένα προεγχειρητικό εργαλείο σχεδιασμού και πρακτικής άσκησης. Με αυτά τα μοντέλα ως οπτικά και απτικά βοηθήματα, η πιθανότητα λάθους στο χειρουργείο μπορεί να μειωθεί. Με την παροχή σε χειρουργούς ενός φυσικού μοντέλου της ανατομίας του ασθενή τους, πετυχαίνεται πιο ακριβής σχεδιασμός της χειρουργικής διαδικασίας και είναι δυνατή η καλύτερη εκτίμηση των αναγκών σε εξοπλισμό από ό, τι με την απεικόνιση μόνο. Πέρα από τη χρήση τους στην οπτικοποίηση πολύπλοκης γεωμετρίας, μεγάλα πλεονεκτήματα προκύπτουν από τη χειραγώγηση του μοντέλου με τη χρήση ιατρικών εργαλείων. Συγκεκριμένα μοντέλα ασθενούς κατασκευασμένα από αφρό πολυουρεθάνης επιτρέπουν απεριόριστο αριθμό διαδικασιών πρακτικής εξάσκησης.

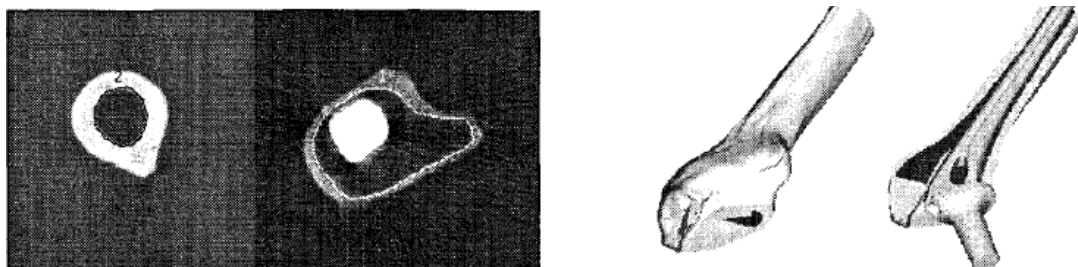
3.3.1 Βήματα μετατροπής CT και MRI

Η συλλογή των δεδομένων απαιτεί σάρωση του ασθενούς χρησιμοποιώντας ένα σύστημα CT ή MRI. Η ποιότητα του τελικού μοντέλου ποικίλλει ανάλογα με την ακρίβεια της μηχανής και την ανάλυση των δεδομένων. Νέα σπειροειδή τεχνολογία στην αξονική τομογραφία επιτρέπει την ταχύτερη απόκτηση μικρότερων διαστημάτων σε σύγκριση με τις παραδοσιακούς σαρωτές που πρέπει να σαρώσουν τον ασθενή για κάθε εγκάρσιο τμήμα ξεχωριστά. Τα συστήματα MRI δεν παράγουν ακτινοβολία με ακτίνες X, και μπορούν να παρέχουν σαρώσεις από σχεδόν οποιοδήποτε επίπεδο και με οποιονδήποτε προσανατολισμό. Τα συστήματα MRI δεν επικεντρώνονται αποκλειστικά στο σκληρό ιστό, μειώνοντας έτσι την καταλληλότητά του σε ορθοπεδικές περιπτώσεις.

Η μετάφραση από τα δεδομένα σάρωσης είναι πάντα μια πρόκληση. Στο στάδιο αυτό, η αποκλειστική μορφή αποθήκευσης δεδομένων του κατασκευαστή μετατρέπεται σε μία τυπική μορφή εικόνας. Αφού οι CT σαρωτές παράγουν μία γκρι εικόνα της 12-bit κλίμακας, και τα περισσότερα συστήματα υπολογιστών έχουν τυπικές οθόνες 8-bit, έτσι έχουμε μια μικρή απώλεια των δεδομένων. Ευτυχώς; πολλοί κατασκευαστές σαρωτών που κατασκευάζονται σήμερα, κατασκευάζουν τους σαρωτές με τέτοιο τρόπο ώστε να αυξάνεται η χρησιμότητα των αξονικών τομογραφιών.

Η ψηφιοποίηση ή ο κατακερματισμός της εικόνας, εξάγει τα χρήσιμα τμήματα της σάρωσης του ασθενούς, μειώνοντας σημαντικά την ποσότητα των δεδομένων που απαιτούνται για να περιγράψουν τα ανατομικά χαρακτηριστικά. Η αυτοματοποιημένη ψηφιοποίηση μπορεί να είναι δυνατή ανάλογα με το λογισμικό που χρησιμοποιείται και από την ποιότητα του οστού. Ωστόσο, συχνά απαιτούνται οδηγίες

κατακερματισμού λόγω της ανομοιόμορφης πυκνότητας των σκληρών ιστών του ασθενούς. Όταν υπάρχουν μεταλλικά εμφυτεύματα στην αξονική τομογραφία προκαλείται σκέδαση, η οποία προκαλεί ραβδώσεις και θόρυβο στην εικόνα. Οι ασθενείς που χρειάζονται χειρουργική επέμβαση αντικατάστασης του εμφυτεύματος οφείλουν να έχουν πάντα ψηφιοποιημένη την ανατομία τους.



Σχ. 25. Αυτόματη και χειροκίνητη ψηφιοποίηση. Χειροκίνητη ψηφιοποίηση αναγκαία λόγω της διασποράς σκέδασης.

3.4 Τεχνικές μοντελοποίησης

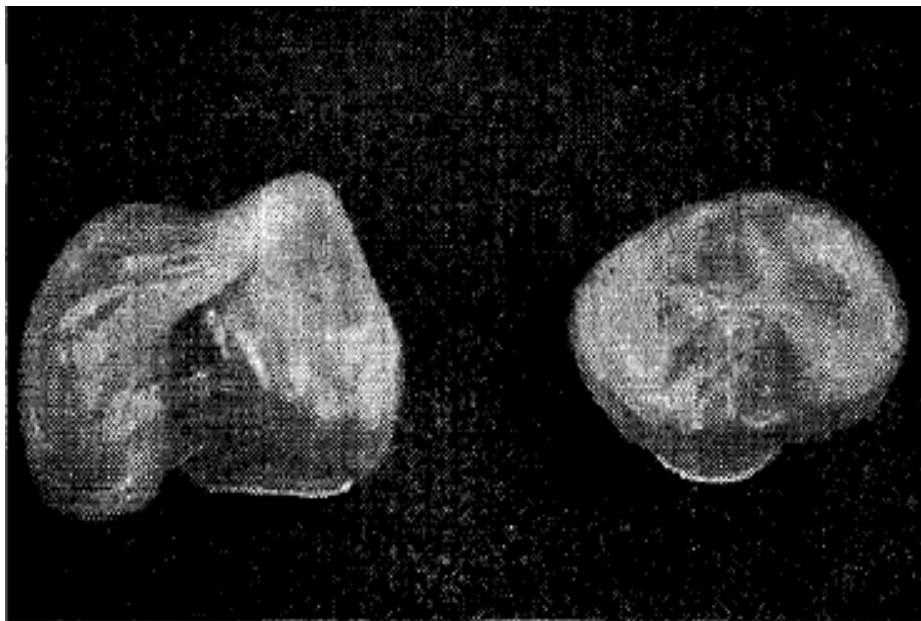
Ιστορικά, μόλις παράγονται περιγράμματα από μια αξονική τομογραφία, τα σχήματα περιγράμματος εντοπίζονται και κόβονται από τα λεπτά φύλλα του υλικού lucite. Τα φύλλα αυτά στοιβάζονται, οι άκρες διαμορφώνονται, και τα κενά γεμίζουν με άργιλο. Αυτή η στοιβία στη συνέχεια χρησιμοποιείται σαν ένα θηλυκό καλούπι για το μοντέλο αφρού ουρεθάνης. Περιττό να πούμε ότι αυτή η μέθοδος μοντελοποίησης ήταν δαπανηρή και χρονοβόρα.

Αντ' αυτού τώρα χρησιμοποιούνται ηλεκτρονικές μέθοδοι και μηχανές ταχείας προτυποποίησης. Για να δημιουργηθούν λεία μοντέλα, τρίτης τάξης επιφάνειες NURBS ταιριάζονται με τις καμπύλες και δημιουργείται ένα αρχείο IGES. Από αυτό το αρχείο IGES, εξάγεται ένα αρχείο STL. Τοποθετώντας την τρίτης τάξης επιφάνεια και μέσω πολύπλοκων περιγραμμάτων προκαλούνται συχνά κόμποι ή στρέβλωση. Το πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου, είναι ότι οι αναπαραστάσεις της ανατομίας με IGES μπορούν να εισάγονται απευθείας στο σύστημα CAD και να αλληλεπιδρούν με τα μοντέλα CAD ορθοπεδικών εμφυτευμάτων.



Σχ. 26. Ανατομία και ηλεκτρονική εμφύτευση και LOM πρότυπο του εμφυτεύματος CAD. Η δυαδική αφαίρεση των εντάσεων εκτελείται με το Pro / Engineer.

Τα δεδομένα των CT περιγραμμάτων μπορούν να μετατραπούν απευθείας σε ένα αρχείο STL, χρησιμοποιώντας ειδικό λογισμικό. Η τριγωνοποίηση γίνεται απευθείας στα δεδομένα CT για να παραχθεί μια μορφή STL. Αν και αυτό επιτρέπει να δημιουργηθούν ακριβή ηλεκτρονικά μοντέλα γρήγορα, τα μοντέλα STL δεν μπορούν να εισαχθούν σε περιβάλλον CAD και να αλληλεπιδρούν με τα μοντέλα CAD των εμφυτευμάτων. Η ηλεκτρονική εμφύτευση δεν μπορεί να εκτελεστεί για να προσδιοριστεί εκ των προτέρων η προσαρμογή του εμφυτεύματος. Σε περιπτώσεις όπου ένας χειρουργός απαιτεί μόνο ένα φυσικό μοντέλο, η διαδικασία αυτή αναπαράγει γρήγορα με ακρίβεια και λεπτομέρεια την ανατομία.



Σχ. 27. Παράδειγμα δεσμού σε μια επιφάνεια NURBS. Μοντέλο γονάτου το οποίο κατασκευάστηκε με τη διαδικασία στερεολιθογραφίας της 3D Systems χρησιμοποιώντας το CibatoolO 5180.

3.5 Αξιολόγηση υλικών

Ανεξάρτητα από τη μέθοδο που χρησιμοποιείται για να δημιουργήσει ένα αρχείο STL με την ανατομία του ασθενούς, θα πρέπει να δημιουργηθεί και ένα λειτουργικό μοντέλο. Αρκετά υλικά ταχείας προτυποποίησης είναι διαθέσιμα, αλλά μερικά περιλαμβάνουν το πρόσθετο βήμα της δημιουργίας του καλουπιού ουρεθάνης για την παραγωγή των τελικών μερών που οι χειρουργοί μπορούν να

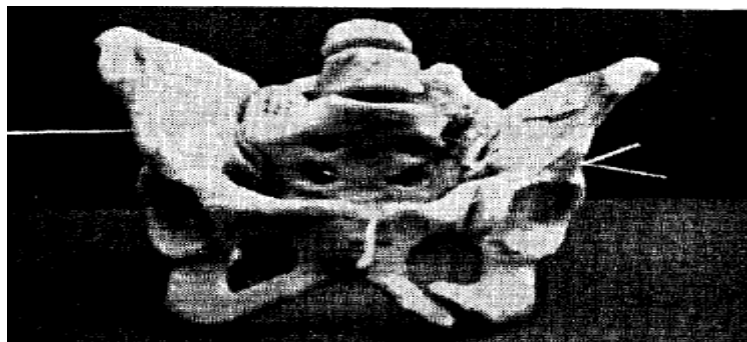
χρησιμοποιήσουν για το χειρουργικό σχεδιασμό. Σε όλες τις περιπτώσεις, το μοντέλο δημιουργείται και χρησιμοποιείται ως ένα αρσενικό κενό για να δημιουργηθεί ένα θηλυκό καλούπι από το οποίο δημιουργούνται τα μοντέλα ουρεθάνης.

3.6 Συμπεράσματα

Η ακρίβεια του τελικού μοντέλου αποτελεί μια ανησυχία για τους χειρουργούς. Οι δυνατότητες του σαρωτή και το πρωτόκολλο σάρωσης επηρεάζει το αποτέλεσμα της ακρίβειας ενός μοντέλου. Στο κλινικό περιβάλλον, σε μία CT-σάρωση το πάχος τομής περιορίζεται σε περίπου 1,0 mm και σε μία MRI περιορίζεται έως 0,5 mm στην υψηλότερη ανάλυση. Τα πρωτόκολλα σάρωσης θα πρέπει να επικεντρωθούν στην πληγείσα περιοχή και να επωφεληθούν από τη μέγιστη ακρίβεια που παρέχεται από τη μηχανή. Πολλές διεργασίες ταχείας πρωτυποποίησης μπορούν να κατασκευάσουν πρότυπα με πάχος στρώσης 0,1 mm ή μικρότερο. Έτσι, ακόμα και με το υψηλότερο πρωτόκολλο ανάλυσης σάρωσης, η παρεμβολή των δεδομένων είναι απαραίτητη.

Πολλές από τις δύσκολες περιπτώσεις που απαιτούν χειρουργική εμφύτευσης έχουν συχνά αντικείμενα ακτινών-σκέδασης. Δηλαδή τα οστά έχουν μόσχευμα οστού, και τσιμέντου οστών που οφείλεται σε ασθένειες. Με την ψηφιοποίηση των CT δεδομένων, η διασπορά μπορεί να αγνοηθεί. Ωστόσο, οι διακρίσεις μεταξύ οστού και τσιμέντου, είναι δύσκολο να εντοπισθούν είτε αυτόματα είτε χειροκίνητα. Κάποια ποσότητα σφάλματος προκύπτει πάντα μέσω της διαδικασίας ψηφιοποίησης.

Τα παραδοσιακά υλικά ταχείας πρωτυποποίησης είναι κατάλληλα για τις κατασκευαστικές βιομηχανίες, όπου απαιτείται ένα ανθεκτικό μοντέλο. Στην ορθοπαιδική, η απαίτηση για λειτουργικότητα απαιτούσε συχνά την προσθήκη και την δημιουργία καλουπιού. Καθώς εισάγονται νέα υλικά, αυτό το βήμα μπορεί σύντομα να εξαλειφθεί. Με λιγότερα βήματα να απαιτούνται ώστε να κατασκευαστεί ένα ανατομικό μοντέλο, και με τους χειρουργούς να αντιλαμβάνονται ότι με την υλοποίηση αυτών των μοντέλων πετυχαίνουν εξοικονόμηση στο χρόνο και μείωση των κινδύνων κατά το χειρουργείο, η ταχεία πρωτυποποίηση μπορεί να επεκταθεί σε περισσότερες χειρουργικές επεμβάσεις.



Σχ. 28. Τροποποιημένο μοντέλο

3.7 Εφαρμογές της ταχείας προτυποποίησης(Rapid Prototyping, RP) στην ιατρική

Υπάρχουν τρεις κύριες εφαρμογές της ταχείας προτυποποίησης στην ιατρικής όπως οι εξής:

1. Σχεδιασμός και κατασκευή βιομοντέλων, βοηθητικών χειρουργικών εργαλείων και εμφυτευμάτων
2. Ανάπτυξη των χειρουργικών μοντέλων και συσκευών ιατρικής εκπαίδευσης
3. Σχεδιασμός και κατασκευή κριωμάτων μηχανικής ιστών.

3.8 Βιομοντέλα, χειρουργικά εργαλεία και εμφυτεύματα

Τα βιομοντέλα είναι τα φυσικά μοντέλα των ανατομικών δομών που κατασκευάζονται από ψηφιακά ανατομικά δεδομένα ΤΠ και 3D. Οι γιατροί αντί να χρησιμοποιούν 2D και 3D εικόνες εικονικών μοντέλων υπολογιστή, μπορούν να χρησιμοποιήσουν το ακριβές αντίγραφο των τμημάτων ή τις ανατομικές δομές ή την Περιοχή Ενδιαφέροντος (ΠΕ, Region Of Interest, ROI) του ανθρώπινου σώματος για προεγχειρητικό σχεδιασμό, τη διάγνωση και τη θεραπεία. Το Σχήμα 28 δείχνει τα βιομοντέλα ενός κρανίου ασθενούς (Α) και τη μετωπιαία-κροταφική περιοχή (Β) με τα ελαττώματα.

Τα βιομοντέλα έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως στον τομέα της κρανίο γναθοπροσωπικής, στην ορθοπεδική και τις οδοντιατρικές χειρουργικές επεμβάσεις. Τα οφέλη και οι βασικές εφαρμογές των βιομοντέλων περιλαμβάνουν:

- Ενίσχυση της οπτικοποίησης της ΠΕ και των ανατομικών χαρακτηριστικών για την καλύτερη κατανόηση της ανατομίας του ασθενούς.
- Καλύτερη επικοινωνία στον προεγχειρητικό σχεδιασμό μεταξύ των μελών της χειρουργικής ομάδας, των ακτινολόγων και των ασθενών.
- Διεξαγωγή διαδικασιών πρόβας χειρουργείου για τη βελτίωση των δεξιοτήτων των χειρουργών και βελτιστοποίηση της προεγχειρητικής διαδικασίας.
- Προκατασκευή των επί παραγγελία εμφυτευμάτων και επιλογή του βέλτιστου δότη για μεταμόσχευση οστού.

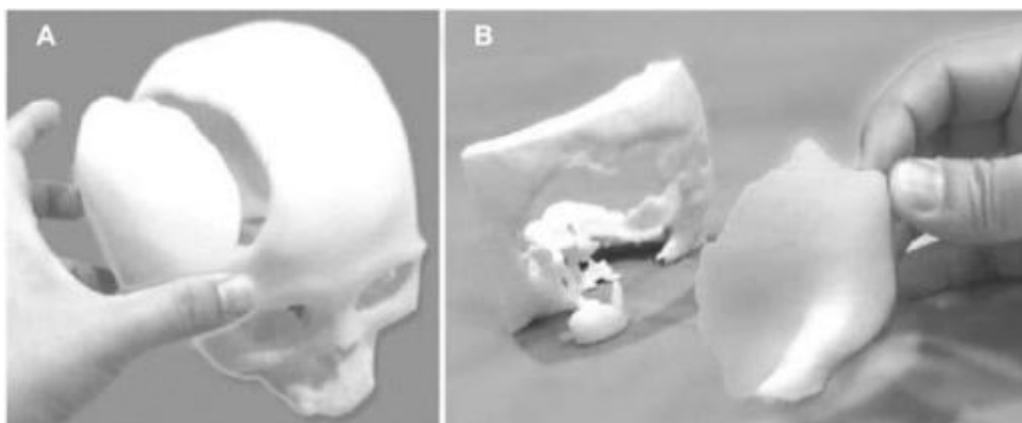
Τα βοηθητικά χειρουργικά εργαλεία είναι πολύ σημαντικά για τους χειρουργούς κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Χρησιμοποιούνται για την ενίσχυση των δεξιοτήτων του χειρουργού, μειώνοντας το χρόνο της εγχείρησης, αυξάνοντας την ακρίβεια και την ασφάλειά της. Τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα βοηθητικά χειρουργικά εργαλεία είναι οι οδηγοί διατρήσεων στην οδοντιατρική και τη χειρουργική επέμβαση της σπονδυλικής στήλης.

3.9 Χειρουργικά μοντέλα και συσκευές ιατρικής εκπαίδευσης

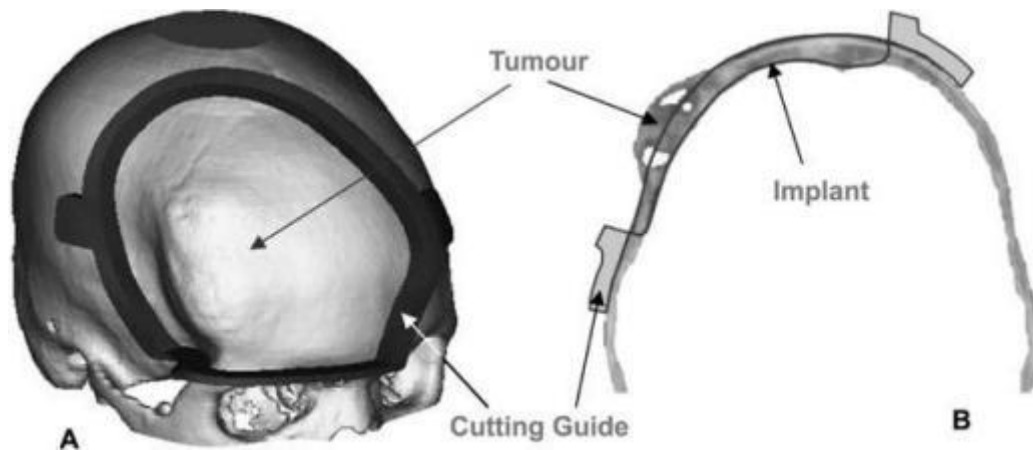
Οι τεχνολογίες της ταχείας προτυποποίησης στην ιατρική και τη βιοϊατρική μοντελοποίηση συμβάλλουν εξελικτικά στην ανάπτυξη νέων χειρουργικών προτύπων εκπαίδευσης, τα οποία με τη σειρά τους παίζουν σημαντικό ρόλο στη βελτίωση της προπτυχιακής και μεταπτυχιακής εκπαίδευσης δεξιοτήτων στην ιατρική εκπαίδευση. Πληροφορίες που παράγονται από τα συστήματα σαρώσεως σώματος (MRI) ασθενών χρησιμοποιήθηκαν ως αναφορά για την ανάπτυξη ενός εκπαιδευτικού μοντέλου. Ως εκ τούτου, το εκπαιδευτικό μοντέλο της Primacorps είναι πολύ κοντά με την ανθρώπινη ύλη, έχει τις ιδιότητες της ανθρώπινης ύλης και επομένως αντικαθιστά την ανθρώπινη ύλη στη πρακτική άσκηση μιας χειρουργικής επέμβασης.

3.10 Μηχανική ιστών

Στη μηχανική ιστών, δείγματα κυττάρων μπορούν να καλλιεργηθούν εκτός ζωντανού οργανισμού, στη μέθοδο αυτή χρησιμοποιείται ένα δοχείο για την ανάπτυξη και καλλιέργεια των κυττάρων και των ιστών και τα καινούργια κύτταρα ή οι ιστοί στη συνέχεια εμφυτεύονται για να αποκατασταθεί η σωστή λειτουργία των ιστών. Μέσω των εξετάσεων CT/MRI, της επεξεργασίας εικόνας και των γεωμετρικών τεχνικών μοντελοποίησης, σχεδιάζονται τα ικριώματα για μηχανική ιστών, και στη συνέχεια με την εφαρμογή των τεχνικών ταχείας προτυποποίησης κατασκευάζονται τα ικριώματα αυτά των ιστών.



Σχ. 29. Βιομοντέλα, του ελαττωματικού κρανίου (A) και μετωπιαίο-κροταφική περιοχή (B) τα μοντέλα εμφυτεύματος



Σχ. 30. (A) Ένας οδηγός για την αφαίρεση του όγκου των οστών και (B) το τελικό σχέδιο το οποίο ελέγχεται σε εικόνες CT ασθενούς

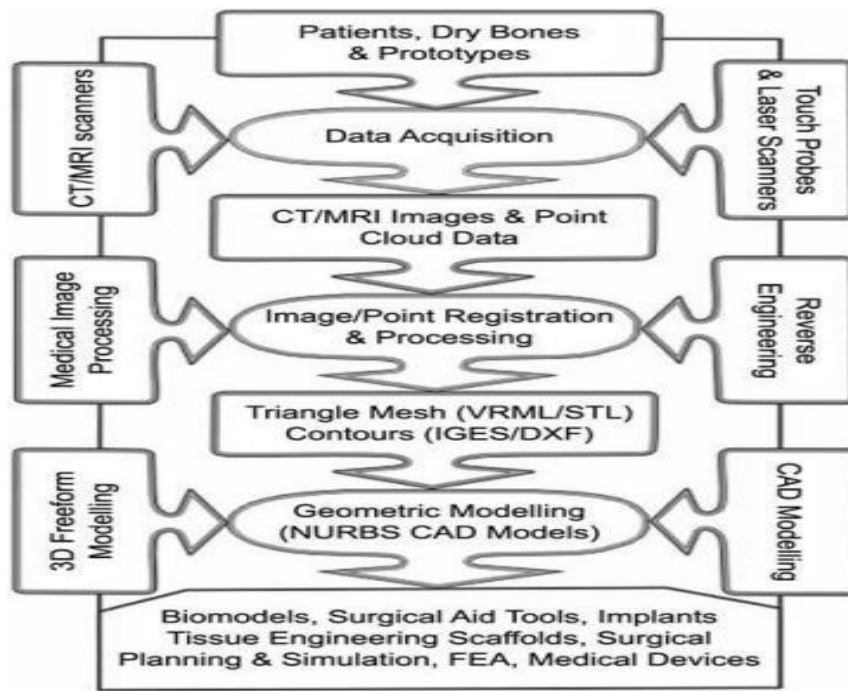
3.11 Μέθοδος

Τρισδιάστατα γεωμετρικά δεδομένα των ανατομικών δομών, τα οποία είναι κατασκευασμένα μέσω Αντίστροφης Μηχανικής(AM) και ιατρικής απεικόνισης δεδομένων, χρησιμοποιούνται ως είσοδοι για την ταχεία προτυποποίηση(ΤΠ), με τη βοήθεια υπολογιστή σχεδιασμού/κατασκευής (CAD/CAM). Ως εκ τούτου, η γεωμετρική μοντελοποίηση (επιφάνειες NURBS ή στερεά) είναι το κλειδί της διαδικασίας στην ιατρική ταχείας προτυποποίησης, ιδιαίτερα στο σχεδιασμό και την κατασκευή των εμφυτευμάτων, των βοηθητικών χειρουργικών εργαλείων, των χειρουργικών μοντέλων εκπαίδευσης και των ιατρικών συσκευών.

Το σχήμα 30 δείχνει το διάγραμμα ροής της διαδικασίας, το υλικό και το λογισμικό παρουσιάζεται στην αριστερή και τη δεξιά στήλη. Υπάρχουν τέσσερα βασικά βήματα:

1. Απόκτηση δεδομένων
2. Καταγραφή δεδομένων και επεξεργασία
3. Γεωμετρική μοντελοποίηση και σχεδιασμός
4. Προτυποποίηση και παραγωγή ιατρικών εφαρμογών.

Μερικά από τα λογισμικά για ιατρικές εφαρμογές ταχείας προτυποποίησης είναι τα ακόλουθα. Το MIMICS και Magics RP (Materialise NV), το Amira, το Analyze, το 3D Doctor τα οποία χρησιμοποιούνται για την επεξεργασία των εικόνων CT/MRI και τους χειρισμούς των δεδομένων του STL αρχείου. Το CopyCAD & PowerShape (Delcam A.E.), το Pro Engineer (PTC), UG (Unigraphics Solutions), και το SolidWorks (SolidWorks Corporation) χρησιμοποιούνται για δεδομένα αντίστροφης μηχανικής (σημεία, τριγωνικό πλέγμα) χειρισμούς και γεωμετρικές διαδικασίες μοντελοποίησης.

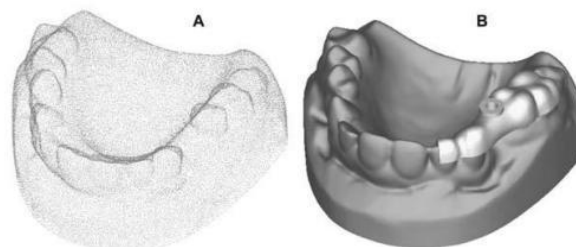


Σχ.31. Διάγραμμα ροής εξελίξεων ιατρικής διαδικασίας και εφαρμογών της αντίστροφης μηχανικής και των ιατρικών δεδομένων

3.11.1 Απόκτηση δεδομένων

Τα δεδομένα εισόδου τα οποία χρησιμοποιούνται για 3D γεωμετρική μοντελοποίηση των ανατομικών δομών είναι τα δεδομένα αντίστροφης μηχανικής (σύννεφο σημείων) και οι CT/MRI εικόνες.

Για τη μοντελοποίηση των εξωτερικών τμημάτων (πρόσωπο, πόδια, αγκώνας, κλπ) για τη συλλογή γεωμετρικών δεδομένων, για οδοντικά πρότυπα και στερεά οστά χρησιμοποιούνται σαρωτές αντίστροφης μηχανικής(AM). Τα εξωτερικά σχήματα του σώματος μπορούν να σαρωθούν άμεσα, ή έμμεσα. Για να αποφευχθούν οι κάτω αποκοπές και να ολοκληρωθεί η σάρωση ενός ολόκληρου αντικειμένου, χρησιμοποιούνται διαφορετικές γωνίες σάρωσης και διαφορετικές κατευθύνσεις.



Σχ.32. Ένα οδοντικό πρότυπο και ένας οδηγός διάτρησης κατασκευάζεται με σάρωση λέιζερ (A) σύννεφο σημείων και (B) ένα πρότυπο μοντέλο και ένας οδηγός διάτρησης

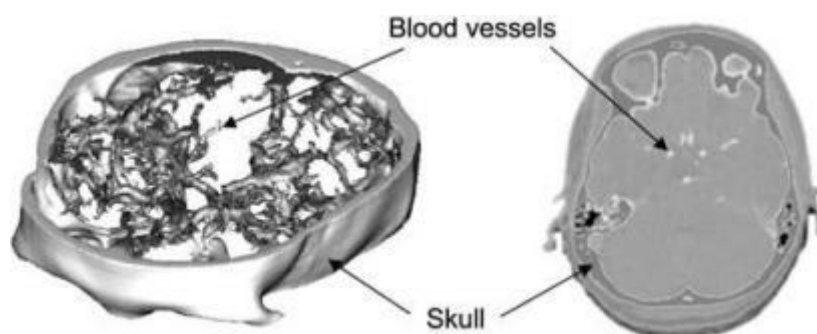
Για την μοντελοποίηση εσωτερικών δομών χρησιμοποιούνται διαπερατές μέθοδοι σάρωσης, στις οποίες οι CT και MRI είναι διαδεδομένες τεχνολογίες σάρωσης. Για να αναγνωστούν CT/MRI εικόνες, απαιτείται όπως προαναφέρθηκε ένα κοινό πρότυπο ψηφιακής απεικόνισης - DICOM. Για να κατασκευαστούν οι ακριβείς 3D ανατομικές δομές για ιατρικές εφαρμογές, χρησιμοποιείται μια λειτουργία σπειροειδούς σάρωσης, το πάχος του στρώματος σαρώσεως, απαιτείται να είναι από 1 έως 2 mm.

3.11.2 Καταγραφή δεδομένων και επεξεργασία

Τα δεδομένα αντίστροφης μηχανικής που λαμβάνονται από διαφορετικές γωνίες σάρωσης και κατευθύνσεις, συγχωνεύονται σε ένα ενιαίο σύννεφο σημείων. Στη συνέχεια φιλτράρεται ο θόρυβος και τα περιττά στοιχεία, προκειμένου να επιτευχθεί μία βέλτιστη εικόνα η οποία χρησιμοποιείται για την κατασκευή περιγραμμάτων τριγώνων (STL μορφή).

Για τα ιατρικά δεδομένα απεικόνισης, οι εικόνες DICOM CT/MRI εισάγονται σε πακέτα MIP. Με βάση την τιμή της κλίμακας του γκρι της εικόνας, χρησιμοποιούνται τεχνικές κατωφλίου για να γίνει ο κατακερματισμός και να καθοριστεί η περιοχή ενδιαφέροντος(ΠΕ) και το αντικείμενο που προκύπτει από αυτόν τον κατακερματισμό θα περιέχει μόνο εκείνα τα εικονοστοιχεία της εικόνας με τιμή μεγαλύτερη ή ίση με την τιμή κατωφλίου. Είναι επίσης δυνατόν να χρησιμοποιήσουμε δύο κατώφλια στα οποία η κατάτμηση ορίζεται από όλα τα εικονοστοιχεία των οποίων οι τιμές τους βρίσκονται μεταξύ των δύο τιμών κατωφλίου. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται για την κατάτμηση των μαλακών ιστών σε CT εικόνες ή για κατάτμηση πολλών δομών σε εικόνες MRI.

Τέλος τα τριγωνικά 3D μοντέλα πλέγματος κατασκευάζονται από τα κατακερματισμένα δεδομένα που συλλέχθηκαν προηγουμένως. Το Σχήμα 32 δείχνει τα αιμοφόρα αγγεία και αντίστοιχα ένα μέρος του κρανίου το οποίο κατασκευάστηκε, χρησιμοποιώντας τις ακόλουθες τιμές κατωφλίου: (155, 1310) και (625, 2375), στο λογισμικό MIMICS.



Σχ.33. Αιμοφόρα αγγεία και ένα μέρος του κρανίου κατασκευάζονται χρησιμοποιώντας διαφορετικές τιμές κατωφλίου στη διαδικασία κατάτμησης

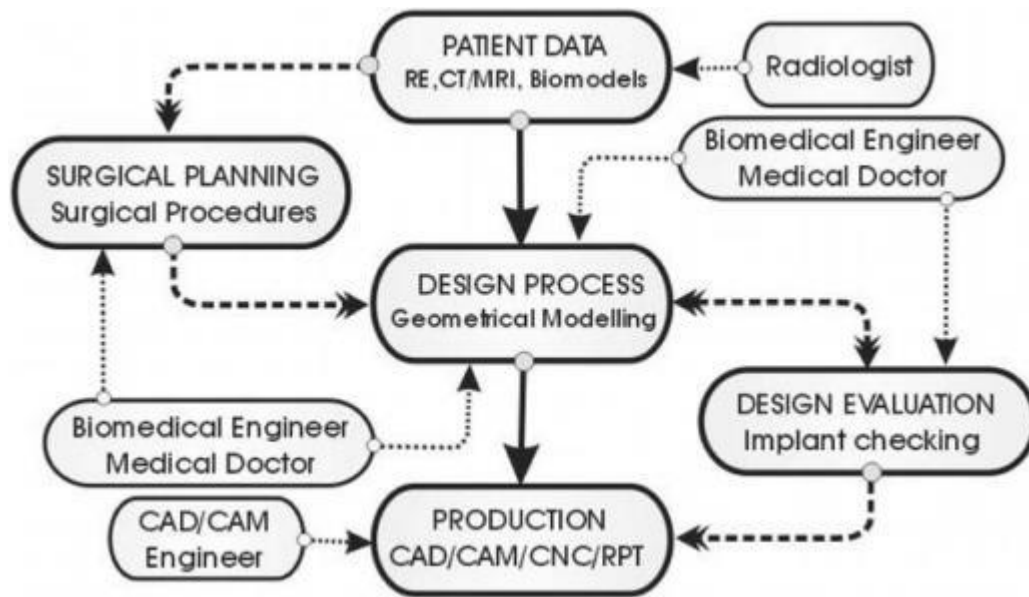
3.12 Γεωμετρική μοντελοποίηση και σχεδιασμός

Η έξοδος από την καταγραφή των δεδομένων και το στάδιο επεξεργασίας είναι τα περιγράμματα κάθε στρώματος ή το 3D τριγωνικό μοντέλο, τα οποία συνήθως αποθηκεύονται, αντίστοιχα, με τη μορφή IGES και STL (ή VRML). Αυτές είναι και οι είσοδοι για τη γεωμετρική διαδικασία μοντελοποίησης και σχεδιασμού.

Προκειμένου να δημιουργηθούν τα βιομοντέλα, χρησιμοποιούνται τα δεδομένα ανατομικών δομών τα οποία βρίσκονται σε μορφή STL απευθείας στην διαδικασία κατασκευής μέσω ΤΠ. Αυτή είναι μια πιο απλή ιατρική εφαρμογή ΤΠ στην διάρκεια της επεξεργασίας των δεδομένων.

Οι υπόλοιπες ιατρικές εφαρμογές ΤΠ απαιτούν συνήθως μια γεωμετρική μέθοδο μοντελοποίησης για την κατασκευή NURBS επιφανειών ή στερεών από περιγράμματα και τρίγωνα, λόγω των εξής δύο λόγων. Πρώτον, η διαδικασία σχεδιασμού συνήθως εφαρμόζεται σε πακέτα CAD και οι τεχνικές μοντελοποίησης NURBS CAD είναι δημοφιλής σε εφαρμογές CAD/CAM. Δεύτερον, πολλά ισχυρά εργαλεία μοντελοποίησης είναι διαθέσιμα σε πακέτα CAD. Επιπλέον, οι οντότητες CAD και τα δεδομένα σχεδιασμού είναι εύκολα ελεγχόμενα και δομημένα. Εν τω μεταξύ, τα περισσότερα από τα πακέτα ΤΠ και AM μπορούν να παρέχουν μόνο πολύ περιορισμένα CAD εργαλεία επεξεργασίας.

Η διαδικασία για το σχεδιασμό και την κατασκευή των εμφυτευμάτων, των χειρουργικών εργαλείων και των ιατρικών συσκευών περιγράφεται στο Σχήμα 33. Χειρουργοί, ακτινολόγοι, βιοϊατρικοί μηχανικοί και μηχανικοί ΤΠ/AM/CAD/ είναι το ανθρώπινο δυναμικό που εμπλέκεται στη διαδικασία σχεδιασμού. Οι χειρουργοί είναι αυτοί που καθορίζουν τις χειρουργικές διαδικασίες και τους κλινικούς περιορισμούς για το σχεδιασμό. Η συμμετοχή των χειρουργών και οι προτάσεις τους σχετικά με το σχέδιο είναι πολύ σημαντικές. Τα βιομοντέλα και οι 3D προσομοιώσεις σε έναν υπολογιστή χρησιμοποιούνται για προεγχειρητικό σχεδιασμό, καθώς και για την επικοινωνία και τις συζητήσεις με τους χειρουργούς. Η διαδικασία σχεδιασμού έχει ξεκινήσει με βάση τα κλινικά δεδομένα που θέτονται από τους χειρουργούς μέσω των χειρουργικών διαδικασιών και των κλινικών περιορισμών.



Σχ.34. Μια διαδικασία για το σχεδιασμό και την κατασκευή των εμφυτευμάτων, χειρουργικών εργαλείων και ιατρικών συσκευών

Ο σχεδιασμός πρέπει να ελέγχεται προσεκτικά και από τους δύο, δηλαδή και από τους σχεδιαστές και από τους χειρουργούς, πριν από την προτυποποίηση και την παράγωγή. Η καλύτερη μέθοδος ελέγχου είναι να αξιολογηθεί το σχέδιο που βασίζεται στα δεδομένα των εξετάσεων CT/MRI του ασθενούς. Για το σχεδιασμό των εμφυτευμάτων και των χειρουργικών εργαλείων, αυτό γίνεται με την εισαγωγή του μοντέλου σχεδιασμού σε πακέτα MIP και τον έλεγχο του σχεδιασμού σε κάθε κομμάτι εικόνας. Το Σχήμα 32 δείχνει τη διαδικασία ελέγχου του τελικού σχεδίου ενός εμφυτεύματος στο λογισμικό MIMICS και έναν οδηγό για την αφαίρεση του όγκου του οστού. Για πολύπλοκα εμφυτεύματα, πρέπει να εφαρμοστούν για την αξιολόγηση του σχεδιασμού, τα χειρουργικά εργαλεία και οι ιατρικές συσκευές, όπως μεμβράνες τιτανίου, η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (ΑΠΣ) και οι μηχανικές δοκιμές.

Για να σχεδιάσουμε χειρουργικά εργαλεία και ιατρικές συσκευές, πρώτα από όλα, τα τριγωνικά πλέγματα των μοντέλων των ανατομικών δομών ή η ΠΕ μετατρέπονται σε μοντέλα επιφανειών NURBS CAD. Αυτό γίνεται με τη χρήση τεχνικών μοντελοποίησης AM. Τα δεδομένα αναφοράς, όπως η θέση και η κατεύθυνση διάτρησης, η περιοχή επαφής, το όριο του περιγράμματος του όγκου αποθηκεύονται με τη μορφή σημείου, γραμμής και περιγράμματος επιφανειών τα οποία εισάγονται σε πακέτα μοντελοποίησης CAD για τη μοντελοποίηση της τελικής χρήσης και την διαδικασία σχεδιασμού.

Στη μηχανική ιστών για την αντικατάσταση των οστών πρέπει να ικανοποιηθούν οι βιολογικοί, μηχανικοί και γεωμετρικοί περιορισμοί. Με βάση τις CT/MRI εικόνες, τα γεωμετρικά στοιχεία των οστών και των ανατομικών μικροδομών κατασκευάζονται και εισάγονται σε πακέτα μοντελοποίησης CAD για το σχεδιασμό. Υπάρχει βιβλιοθήκη μονάδας των κυττάρων διαφορετικών εσωτερικών αρχιτεκτονικών και δομικών ιδιοτήτων, οι οποίες έχουν σχεδιαστεί για να λειτουργούν σωστά και προορίζονται για βιολογικό σκοπό, εντάσσονται στο σχήμα του οστού για να σχηματιστεί το εμφύτευμα του οστικού ιστού ώστε να ταιριάζει με το πραγματικό οστό που πρόκειται να αντικατασταθεί.

3.13 Προτυποποίηση και παραγωγή ιατρικών εφαρμογών

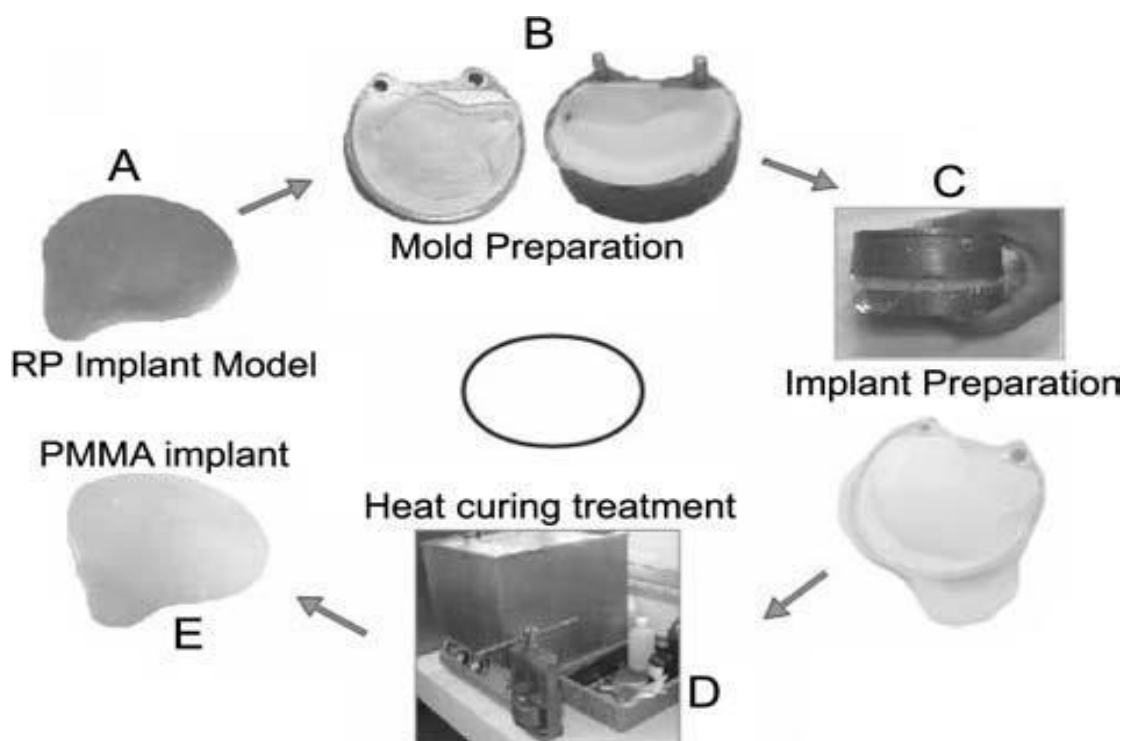
Τα δεδομένα STL των βιομοντέλων και οι οριστικές μελέτες αποστέλλονται σε μηχανές TPI προκειμένου να ξεκινήσει η διαδικασία της κατασκευής. Το STL ή η μορφή VRML χρησιμοποιούνται ως δεδομένα εισόδου για τα βιομοντέλα στα οποία η ΠΕ όπως τα αιμοφόρα αγγεία και οι όγκοι, πρέπει να χρωματίζονται για καλύτερη οπτικοποίηση (Σχήμα 32). Συνήθως για την κατασκευή χρωμάτων στα βιομοντέλα χρησιμοποιούνται οι τεχνικές εκτύπωσης SLA και 3D. Η SLA δίνει καλύτερη ακρίβεια και επιτρέπει την απεικόνιση των εσωτερικών δομών, αλλά είναι περιορισμένος ο αριθμός των χρωμάτων. Πρότυπα χρωμάτων TPI τα οποία κατασκευάζονται με τεχνικές εκτύπωσης 3D μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων πεπερασμένων στοιχείων, ιδίως όσον αφορά την αξιολόγηση του σχεδιασμού και της Εμβιομηχανικής έρευνας.

Χειρουργικά βοηθητικά εργαλεία, μπορούν να κατασκευαστούν άμεσα με τεχνικές SLA χωρίς να απαιτούνται περαιτέρω διαδικασίες. Τα τυποποιημένα μεταλλικά μέρη θα πρέπει να χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό με τα μέρη TPI για να ενισχύουν τα εργαλεία και για τη σταθεροποίηση των εργασιών γεώτρησης.

Διεργασίες χρησιμοποιούνται για να κατασκευαστούν εμφυτεύματα, χειρουργικά βοηθητικά εργαλεία και ιατρικές συσκευές από βιοσυμβατά υλικά. Η επιλογή των σωστών τεχνικών εργαλείων εξαρτάται από τα βιοϋλικά τα οποία χρησιμοποιούνται για τις εφαρμογές αυτές.

Για εμφυτεύματα τιτανίου, τα μοντέλα TPI των ανατομικών δομών και εμφυτευμάτων, χρησιμοποιούνται ως πρότυπα για να δημιουργηθούν τα σκληρά γύψινα εργαλεία, τα οποία στη συνέχεια χρησιμοποιούνται για τον σχηματισμό των εμφυτευμάτων με χρήση της συμβατικής ελασματοποίησης ή με τεχνικές υγροποίησης.

Το μεθακρυλικό πολυμεθύλιο (PMMA) είναι διαθέσιμο είτε σε θερμική (σκλήρυνση με θέρμανση) είτε σε χημική (αυτό-ωρίμανση) μορφή. Η διαδικασία της κατασκευής PMMA εμφυτευμάτων τα οποία δημιουργήθηκαν μέσω της σκλήρυνσης με θέρμανση από πρότυπα εμφυτεύματα ΤΠ φαίνονται στο Σχήμα 35. Πρώτον, χρησιμοποιείται το πρότυπο εμφυτεύματος ΤΠ για την παρασκευή του καλουπιού από οδοντιατρικό γύψο ή ορθοδοντική πέτρα. Η θερμοσκληρυνόμενη σκόνη PMMA αναμιγνύεται με το διαλύτη και η ένωση αυτή στη συνέχεια συμπιέζεται (C), με τη χρήση του καλουπιού ώστε να διαμορφωθεί το εμφύτευμα. Το καλούπι με το διαμορφωμένο εμφύτευμα τότε σκληρύνεται μέσω θέρμανσης στο νερό για περίπου 120-150 min (D). Μετά τη λειτουργία θερμοσκλήρυνσης, εφαρμόζεται το φινίρισμα για να ολοκληρωθεί το εμφύτευμα (E). Ένα εμφύτευμα θα πρέπει να διαμορφώνεται το ταχύτερο δυνατό, επειδή ο χρόνος σκλήρυνσης της διαδικασίας αυτό-σκλήρυνσης PMMA είναι ελάχιστος.



Σχ. 35. Η διαδικασία για την κατασκευή PMMA εμφυτεύματος το οποίο σκληρύνεται δια θερμότητας

Για εμφυτεύματα οστών με τσιμέντο, η μέθοδος room temperature vulcanization(RTV) είναι η καλύτερη λύση, είναι η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη σε χειροκίνητες διαδικασίες χύτευσης. Αυτή η τεχνική είναι μια τυποποιημένη μέθοδος για την παρασκευή μικρών ποσοτήτων (πολυμερών) τμημάτων στη βιομηχανία, και θεωρείται ως η καλύτερη λύση προτυποποίησης από άποψη κόστους (παραγωγή) και χρόνου.

Τα ικρίωματα μηχανικής ιστών κατασκευάζονται άμεσα από τις τεχνικές ΤΠ ή χρησιμοποιώντας το μοντέλο ΤΠ προκειμένου να δημιουργηθεί ένα καλούπι από το οποίο να δημιουργείται το ικρίωμα. Μεταξύ των διαθέσιμων τεχνικών ΤΠ, οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες τεχνικές για την κατασκευή ικριωμάτων μηχανικής ιστών είναι αυτή της 3D εκτύπωσης και της Εναπόθεσης Διαδοχικών Στρώσεων (FDM) λόγω της προσαρμοστικότητάς της χρήσης υλικών των ομοιωμάτων και είναι σε θέση να ξεπεράσουν τους περιορισμούς των συμβατικών τεχνικών κατασκευής.

3.14 Διαπιστώσεις

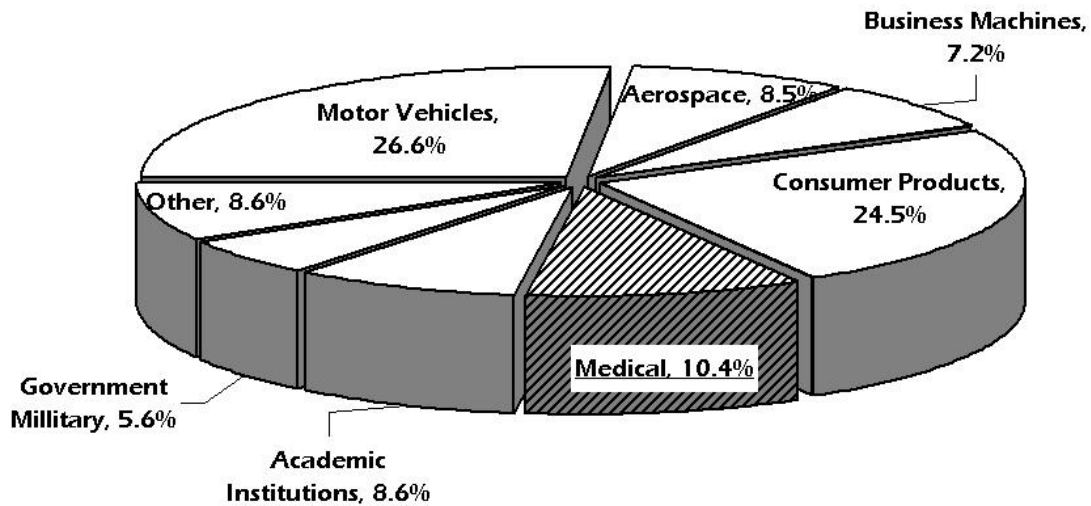
Ένα ευρύ φάσμα ιατρικών εφαρμογών ΤΠ έχουν εισαχθεί για τη βελτίωση της ποιότητας της διάγνωσης και της θεραπείας. Ωστόσο, οι εφαρμογές είναι ακόμα αρκετά περιορισμένες σε πολλά νοσοκομεία. Υπάρχουν δύο βασικοί λόγοι που περιορίζουν τις ιατρικές εφαρμογές ΤΠ σε νοσοκομεία. Πρώτον, η ΤΠ στην ιατρική είναι μια multidiscipline περιοχή, καθώς οι μηχανικοί εμβιοϊατρικής τεχνολογίας πρέπει να είναι εφοδιασμένοι με καλή τεχνογνωσία, όχι μόνο στο σχεδιασμό και την κατασκευή, αλλά και στον τομέα των βιοϋλικών, στην επεξεργασία ιατρικών εικόνων και την ιατρική. Αυτό το ανθρώπινο δυναμικό δεν είναι πάντα διαθέσιμο στα νοσοκομεία. Δεύτερον, το κόστος της θεραπείας είναι ακριβό και αυτό δεν είναι εύκολο να αλλάξει τις παλιές διαδικασίες διάγνωσης και θεραπείας με νέες. Ως εκ τούτου, προκειμένου να εφαρμοστεί με επιτυχία η ιατρική ΤΠ σε νοσοκομεία, θα πρέπει να ληφθούν υπόψη τα δύο εξής θέματα.

1. Πρέπει να δημιουργηθεί μια καλή σύνδεση και στενή συνεργασία μεταξύ των περιοχών της ιατρικής και της μηχανικής. Θα πρέπει να υπάρχουν μονάδες στις οποίες οι χειρουργοί, οι ακτινολόγοι και οι εμβιομηχανικοί να είναι σε θέση να μοιραστούν την τεχνογνωσία και την εμπειρία, καθώς ώστε να δοκιμάζουν νέες ιατρικές εφαρμογές.
2. Οι νέες ιατρικές εφαρμογές θα πρέπει να αναπτυχθούν με τέτοιο τρόπο ώστε να μην αλλάζουν οι παραδοσιακές προσεγγίσεις στις οποίες έχουν εκπαιδευτεί οι χειρουργοί, αλλά να παρέχουν λύσεις και βελτίωση της ποιότητας της διάγνωσης και της θεραπείας. Συγκεκριμένα οι νέες διαδικασίες και λύσεις θα πρέπει να ενισχύσουν τις δεξιότητες του χειρουργού, να ελαχιστοποιήσουν τον χρόνο και την πολυπλοκότητα της εγχείρησης, και να αυξήσουν την ασφάλεια για τους ασθενείς.

3.15 Σχεδιασμός ορθοπεδικής χειρουργικής επέμβασης βασισμένος στην ενσωμάτωση της αντίστροφης μηχανικής(AM) και της ταχείας προτυποποίησης(TΠ)

Εδώ περιγράφεται ο ορθοπεδικός χειρουργικός σχεδιασμός ο οποίος βασίζεται στην ενσωμάτωση της AM και της TΠ. Τα δεδομένα CAD του αρχικού οστού πριν επέλθει ο τραυματισμός δημιουργούνται, χρησιμοποιώντας συμμετρικά χαρακτηριστικά του ανθρώπινου σώματος, για τη τραυματισμένη έκταση και από έναν κατοπτρικό μετασχηματισμό(Mirror Transformation) των αέριων δεδομένων των οστών για τη μη τραυματισμένη έκταση. Το φυσικό μοντέλο πριν από τον τραυματισμό κατασκευάζεται από συσκευή TΠ. Ο χειρουργικός σχεδιασμός, όπως η επιλογή του κατάλληλου εμφυτεύματος, ο προσχηματισμός του εμφυτεύματος, η απόφαση των θέσεων στερέωσης και του μεγέθους των τομών, κλπ, καθορίζεται από μια φυσική προσομοίωση με τη χρήση του φυσικού μοντέλου. Προκειμένου να εξεταστεί η δυνατότητα εφαρμογής και η αποτελεσματικότητα του σχεδιασμού της χειρουργικής τεχνολογίας για την ορθοπεδική, πραγματοποιούνται διάφορες μελέτες περιπτώσεων, όπως ένα κάταγμα κνήμης, ένα περιφερειακό συντριπτικό κάταγμα κνήμης και ένα κάταγμα του λαγονίου περυγίου της λεκάνης. Ως αποτέλεσμα της εξέτασης, έχει δειχθεί ότι ο ορθοπεδικός χειρουργικός σχεδιασμός ο οποίος βασίζεται στην ενσωμάτωση της AM και της TΠ είναι ένα αποτελεσματικό χειρουργικό εργαλείο.

Η ενσωμάτωση της TΠ και της AM έχει το πλεονέκτημα μιας ταχείας επικάλυψης για τα αληθινά πράγματα, χωρίς τον κίνδυνο να καταστραφεί όμως το αντικείμενο που επικαλύπτεται. Η Βιοιατρική τεχνολογία είναι μια περιοχή που αξιολογεί τα πλεονεκτήματα της εφαρμογής και ενσωμάτωσης της AM και της TΠ. Οι Βιοιατρικές εφαρμογές έχουν ήδη καταλάβει 10% της αγοράς της TΠ, όπως φαίνεται στο Σχήμα 36



Σχ. 36. Περιοχές εφαρμογών Ταχείας προτυποποίησης

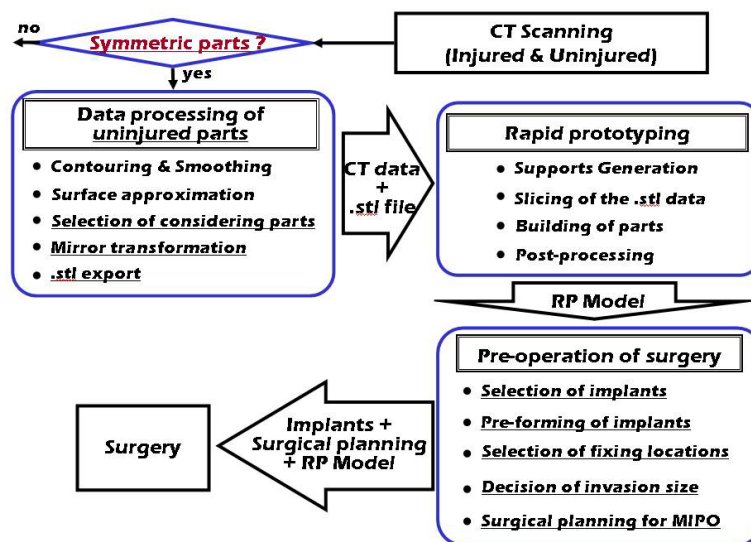
Στη σύγχρονη Βιοιατρική Μηχανική, οι νέες χειρουργικές τεχνολογίες έχουν αναπτυχθεί για να βελτιωθεί η αποτελεσματικότητα της χειρουργικής επέμβασης, όπως ο χειρουργικός χρόνος, η ακρίβεια της χειρουργικής επέμβασης και η μείωση του πόνου των ασθενών. Οι RAS (Robot-assisted surgery) και CAS (Computer-assisted surgery) είναι αντιπροσωπευτικοί ερευνητικοί τομείς που σχετίζονται με τις νέες ορθοπεδικές χειρουργικές τεχνολογίες. Η χειρουργική τεχνολογία η οποία βασίζεται στην ενσωμάτωση της ΤΠ και της ΑΜ με τη χρήση δεδομένων CT, έχει εισαχθεί ως εναλλακτική λύση του CAS.

Μία από τις πρώτες έρευνες σχετικά με την ένταξη της ΤΠ και της ΑΜ χρησιμοποιώντας τα δεδομένα CT για το χειρουργικό σχεδιασμό ήταν η ανακατασκευή ενός σχισμένου ουρανίσκου το 1992. Οι έρευνες επικεντρώθηκαν στην κατασκευή ενός φυσικού μοντέλου για μια ανώμαλη επιφάνεια με δυσμορφία ή ζημιές, και στο χειρουργικό σχεδιασμό της πρόσθεσης χρησιμοποιώντας το φυσικό μοντέλο.

Σε αυτό το σημείο παρουσιάζεται ένας χειρουργικός ορθοπεδικός σχεδιασμός ο οποίος βασίζεται στην ενσωμάτωση των ΑΜ και ΤΠ και στόχο έχει να βελτιώσει την απόδοση της ορθοπεδικής χειρουργικής επέμβασης στα οστά με συμμετρικά χαρακτηριστικά.

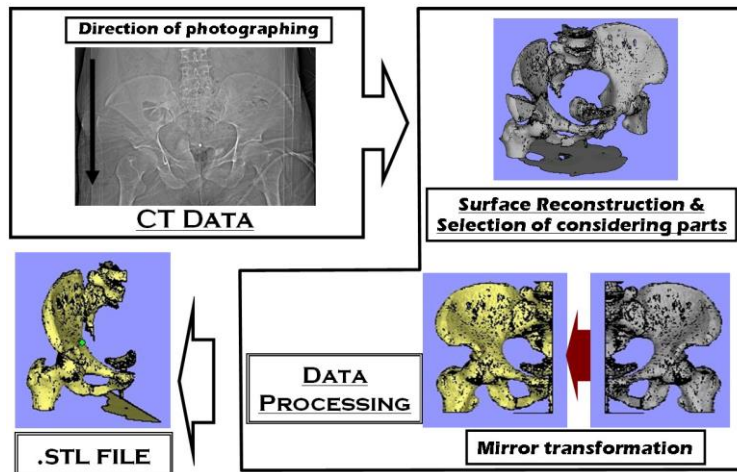
3.15.1. Διαδικασία ορθοπεδικού χειρουργικού σχεδιασμού

Η διαδικασία του ορθοπεδικού χειρουργικού σχεδιασμού απεικονίζεται στο Σχήμα 37. Ο χειρουργικός σχεδιασμός χρησιμοποιεί τα συμμετρικά χαρακτηριστικά του ανθρώπινου σώματος. Η αξονική Τομογραφία (CT) σαρώνει ταυτόχρονα την τραυματισμένη και τη μη τραυματισμένη περιοχή του ασθενούς. Έπειτα επαληθεύεται η συμμετρία του τραυματισμένου οστού χρησιμοποιώντας τα δεδομένα CT.



Σχ. 37. Διαδικασία του χειρουργικού σχεδιασμού που βασίζεται στην ενσωμάτωση της ΤΠ και της ΑΜ

Στη συνέχεια παράγεται η πρώτη ομάδα δεδομένων .stl από την ανακατασκευασμένη επιφάνεια. Επιλέγεται η Περιοχή Ενδιαφέροντος(ΠΕ). Σε περίπτωση που το οστό στόχος είναι ένα σώμα, παράγονται δεδομένα .stl και των δύο εκτάσεων, τόσο της τραυματισμένης όσο και της μη τραυματισμένης, και το επόμενο βήμα αφορά την αφαίρεση της τραυματισμένης έκτασης. Τα τελικά δεδομένα CAD του μη τραυματισμένου αρχικού οστού, τα οποία θα χρησιμοποιηθούν για την τραυματισμένη περιοχή, δημιουργούνται από τον κατοπτρικό μετασχηματισμό των δεδομένων των ανέπαφων οστών από τις μη τραυματισμένες εκτάσεις και αναπαριστούν την αντίθετη έκταση από την τραυματισμένη περιοχή. Το Σχήμα 38 δείχνει τη ροή της διαδικασίας για την παραγωγή δεδομένων .stl, καθώς και το αρχικό σχήμα για τη τραυματισμένη έκταση.



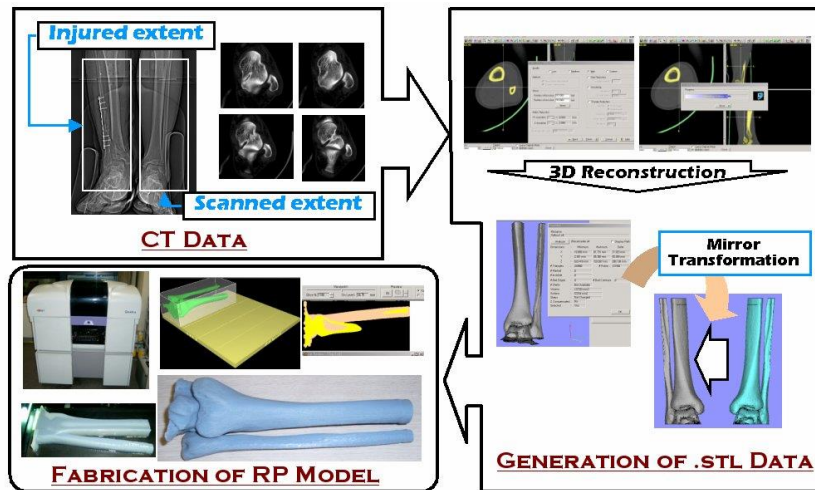
Σχ. 38. Ροής της διαδικασίας για τη δημιουργία .stl δεδομένων του αρχικού σχήματος για την τραυματισμένη έκταση.

Τα βέλτιστα δεδομένα κατασκευής δημιουργούνται από το εκάστοτε λογισμικό CAD/CAM για κάθε μηχανήμα ταχείας προτυποποίησης με τα εξής βήματα: τον προσδιορισμό κατεύθυνσης της κατασκευής, τον τεμαχισμό των δεδομένων .stl, τη δημιουργία ή τοποθέτηση των στηριγμάτων και την παραγωγή μονοπατιών με βάση το σχεδιασμό. Το φυσικό μοντέλο της ανέπαφης περιοχής κατασκευάζεται μέσω της Ταχείας Προτυποποίησης(ΤΠ). Οι αποφάσεις για τον προεγχειρητικό σχεδιασμό παίρνονται από τη φυσική προσομοίωση χρησιμοποιώντας το φυσικό μοντέλο και σύμφωνα με τα ακόλουθα στάδια, όπως φαίνεται στο Σχ 39: (α) η επιλογή ενός κατάλληλου εμφυτεύματος, (β) προ-σηματισμός των εμφυτευμάτων, (γ) επιλογή των θέσεων στερέωσης, (δ) απόφαση για τα επεμβατικά μεγέθη, (ε) απόφαση για μία προσεγγιστική οδό που αφορά τα εμφυτεύματα, και (στ) απόφαση μιας προσεγγιστικής διαδρομής που αφορά τις συσκευές που χρησιμοποιούνται για τα εμφυτεύματα. Τέλος, ο χειρουργικός σχεδιασμός και το φυσικό μοντέλο χρησιμοποιούνται για την προετοιμασία των χειρουργών.

3.15.2 Αποτελέσματα και συζητήσεις

Περίπτωση 1: Συντριπτικό κάταγμα περιφερικού τμήματος κνήμης

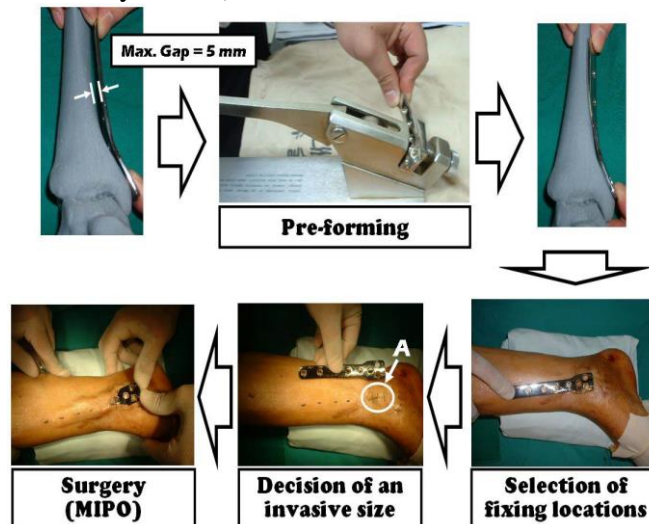
Σε αυτήν την περίπτωση, έχουμε κάταγμα στη κνήμη του αριστερού ποδιού. Η διαδικασία από την παραγωγή των δεδομένων CT μέχρι την κατασκευή του μοντέλου από την ταχεία προτυποποίηση απεικονίζεται στο Σχήμα 39.



Σχ. 39. Διαδικασία από την απόκτηση δεδομένων CT μέχρι την κατασκευή του μοντέλου μέσω της ταχείας προτυποποίησης

Η συμμετρία των τραυματισμένων και μη τραυματισμένων εκτάσεων είναι προφανής, έτσι ώστε το περιφερειακό τμήμα της κνήμης του δεξιού ποδιού σαρώνεται από τον αξονικό τομογράφο. Τα αρχικά δεδομένα .stl πριν από τον τραυματισμό ανακατασκευάζονται από τα λογισμικά MIMICS και MagicRP. Έπειτα δημιουργούνται τα δεδομένα .stl.

Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι το φυσικό μοντέλο έχει μια καλή γεωμετρική συμμόρφωση με τα αρχικά δεδομένα .stl. Το σχήμα 40 δείχνει τη διαδικασία του προεγχειρητικού σχεδιασμού και τη λειτουργία MIPO (Minimal Invasive Percutaneous Plate Osteosynthesis).



Σχ. 40. Διαδικασία του προεγχειρητικού σχεδιασμού και η λειτουργία MIPO για την περίπτωση ενός κατάγματος κνήμης

Χρησιμοποιώντας το φυσικό μοντέλο, επιλέγεται το κατάλληλο εμφύτευμα. Επιπλέον, επαληθεύεται το ταίριασμα του εμφυτεύματος με τη γεωμετρία του περιγράμματος του μοντέλου οστού. Παρά το γεγονός ότι το εμφύτευμα είναι μία ανατομική πλάκα η οποία αντιστοιχεί σε στατιστικά στοιχεία του ανθρώπινου σώματος, τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η μέγιστη διαφορά μεταξύ του επιλεγμένου εμφυτεύματος και του φυσικού μοντέλου είναι στα 5 mm, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 40. Το επιλεγμένο εμφύτευμα προσχηματίζεται για να ληφθεί μια καλή γεωμετρική συμμόρφωση του εμφυτεύματος ως προς το περίγραμμα του φυσικού μοντέλου. Οι θέσεις για τον καθορισμό του εμφυτεύματος επιλέγονται, με τον τρόπο που φαίνεται στο Σχήμα 40. Η περιοχή της τομής επιλέγεται ως "Α" και το μέγεθος επέμβασης στα 2 cm όπως φαίνεται και στο Σχήμα 40. Επιπλέον, επιβεβαιώνεται η κατεύθυνση της διεύθυνσης του εμφυτεύματος και η χειρουργική διαδικασία.

Generation time of .stl data (min)	Size of .stl data (MB)	Building interval (mm)	Avg. error of the physical model (mm)	Surgery Time (min)	# of X-RAY exposures	Invasive Size (mm)
10	12	0.02	0.12	40 (50% Reduction)	1 (70% Reduction)	2 (50% Reduction)

Πίνακας 3: Αποτελέσματα του πειράματος για την περίπτωση κατάγματος κνήμης και εμφύτευσης.

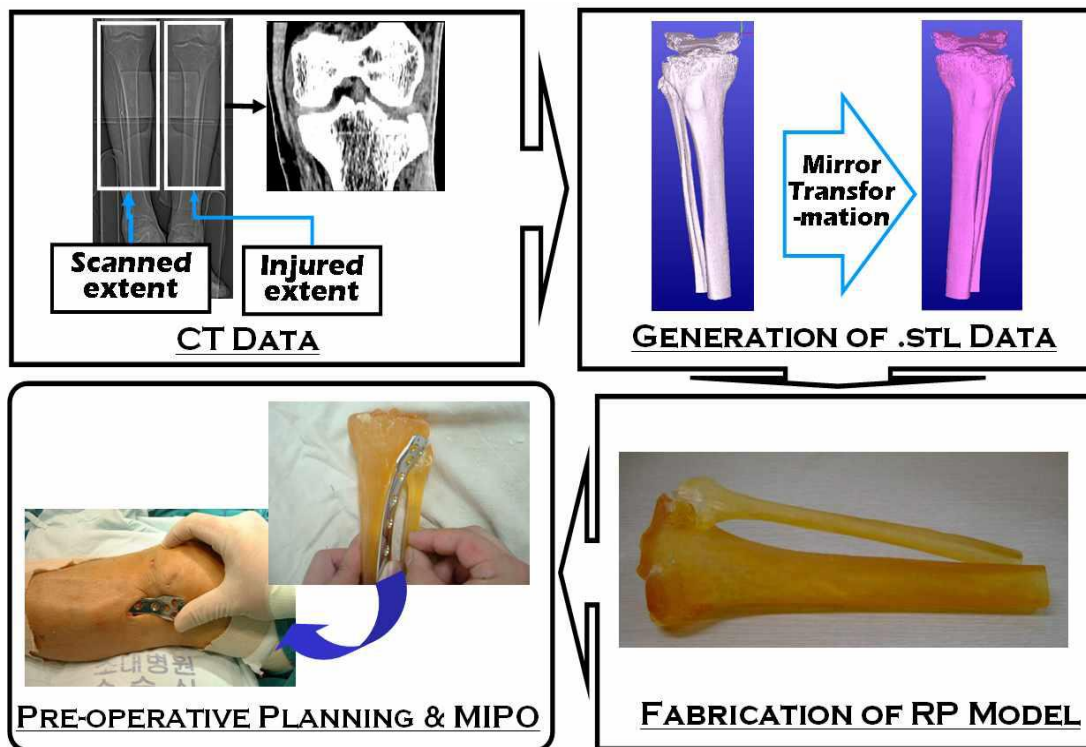
Ο Πίνακας 3 και το Σχήμα 41 δείχνουν τα αποτελέσματα των πειραμάτων για την περίπτωση ενός κατάγματος κνήμης. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι ο χρόνος της χειρουργικής επέμβασης είναι σαράντα λεπτά, ενώ ο αριθμός των εκθέσεων στις ακτινογραφίες είναι μία φορά και το μέγεθος επέμβασης είναι στα 2 cm. Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα της χειρουργικής επέμβασης χρησιμοποιώντας την τεχνολογία που περιγράφεται, με τον σχεδιασμό της ορθοπεδικής χειρουργικής με εκείνες τις χειρουργικές επεμβάσεις, οι οποίες πραγματοποιούνται χωρίς τη χρήση του προτεινόμενου χειρουργικού σχεδιασμού που περιγράφεται παραπάνω, έχουμε τα εξής αποτελέσματα. Ο χρόνος χειρουργικής επέμβασης είναι μειωμένος κατά πενήντα τοις εκατό, ο αριθμός των εκθέσεων στις ακτινογραφίες είναι μειωμένος κατά εβδομήντα τοις εκατό και το μέγεθος της επέμβασης είναι μειωμένο κατά πενήντα τοις εκατό. Η ποσότητα της ακτινοβολίας που δέχεται ο ασθενής μειώνεται λόγω της μείωσης του αριθμού των εκθέσεων στις ακτίνες X οι οποίες χρησιμοποιούνται για να προσδιοριστεί η θέση του εμφυτεύματος, επιπλέον μειώνεται και το μέγεθος της επέμβασης. Η υπολειμματική ανοχή στα οστά προκαλείται από ένα ελατήριο που βρίσκεται πίσω από το εμφύτευμα, καθώς και ο διαχωρισμός μεταξύ του οστού και της σάρκας ελαχιστοποιούνται λόγω της καλής γεωμετρικής συμμόρφωσης του προσχηματισμένου εμφυτεύματος στις τραυματισμένες εκτάσεις του ασθενούς. Έτσι ενισχύεται και η χρονική διάρκεια της αποκατάστασης και ανάρρωσης.



Σχ. 41. Αποτέλεσμα εγχείρησης κατάγματος κνήμης

Περίπτωση 2: εγγύς κάταγμα κνήμης(tibial plateau)

Σε αυτήν την περίπτωση, η εγγύς κνήμη του αριστερού ποδιού είναι βυθισμένη. Επειδή η τραυματισμένη περιοχή είναι κοινή και συνδέεται με τρία οστά, είναι αναγκαίο να δημιουργηθεί ένα τρισδιάστατο φυσικό μοντέλο του αρχικού σχήματος των οστών ώστε να καθοριστεί ο ακριβής χειρουργικός σχεδιασμός. Η όλη διαδικασία από τα CT δεδομένα μέχρι τη διαδικασία MIPO απεικονίζεται στο Σχήμα 42. Ο Πίνακας 4 δείχνει τα αποτελέσματα του πειράματος.



Σχ.42 Όλη διαδικασία για την περίπτωση της εγγύς κνήμης

Generation time of .stl data (min)	Size of .stl data (MB)	Building interval (mm)	Avg. error of the physical model (mm)	Surgery Time (min)	# of X-RAY exposures	Invasive Size (mm)
20	7.9	0.02	0.15	40 (50% Reduction)	2 (50% Reduction)	4 (30% Reduction)

Πίνακας 4.: Αποτελέσματα του πειράματος για την περίπτωση ενός κατάγματος εγγύς κνήμης

Τα αρχικά δεδομένα του οστού δημιουργούνται από τον κατοπτρικό μετασχηματισμό των δεδομένων .stl της μη τραυματισμένης περιοχής, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 43. Τα αρχικά δεδομένα .stl παράγονται μέσα σε είκοσι λεπτά. Το φυσικό μοντέλο με τη μη τραυματισμένη περιοχή του οστού της κνήμης κατασκευάζεται από το μηχάνημα ταχείας προτυποποίησης. Το μέσο σφάλμα του φυσικού μοντέλου είναι μικρότερο από 0,15 mm. Χρησιμοποιώντας το φυσικό μοντέλο, επιλέγεται το κατάλληλο εμφύτευμα, και επαληθεύεται η γεωμετρική συμμόρφωση του εμφυτεύματος στο οστό της μη τραυματισμένης περιοχής. Από τα αποτελέσματα του ελέγχου, διαπιστώνεται ότι το μέγιστο κενό μεταξύ του φυσικού μοντέλου και το επιλεγμένου εμφυτεύματος είναι στα 6 mm στην περιοχή των

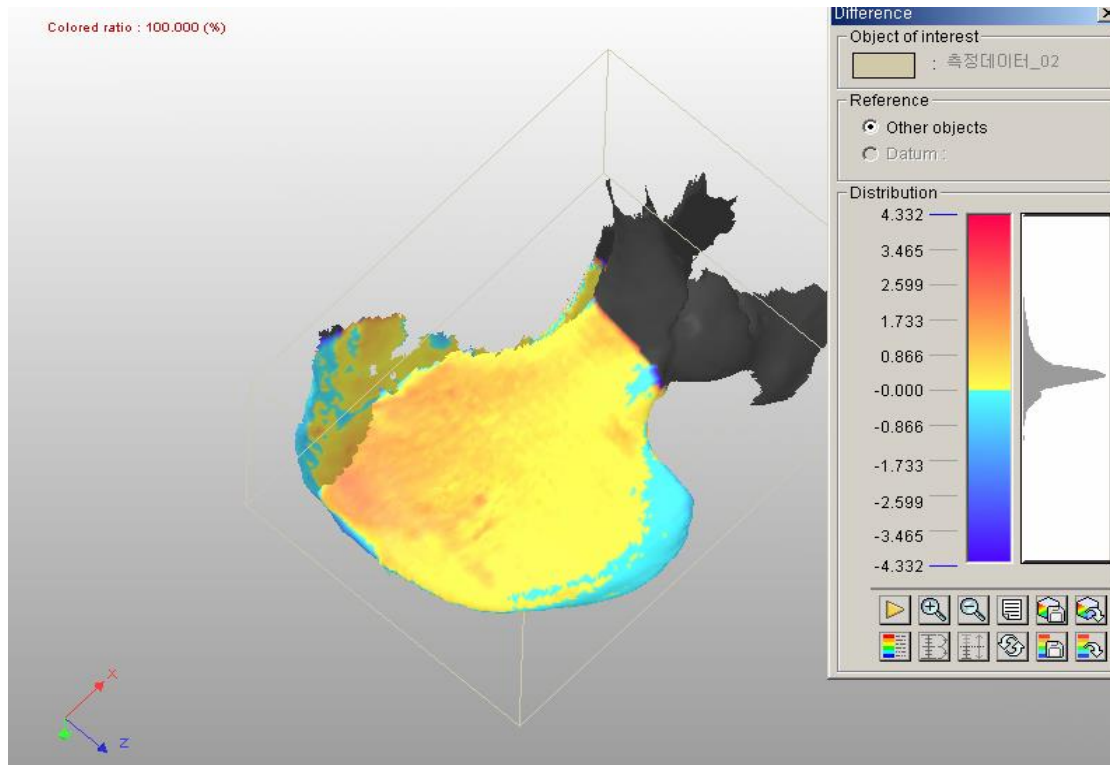
πλευρών του γόνατος. Επιπλέον, είναι γνωστό ότι το επιλεγμένο εμφύτευμα απαιτεί μια διαδικασία κάμψης για να αντισταθμιστεί το κενό και δεκαπέντε μοίρες στροφή για να επιτευχθεί μια καλή γεωμετρική συμμόρφωση με το φυσικό μοντέλο.

Οι θέσεις στερέωσης του εμφυτεύματος, η θέση τομής και το μέγεθος της τομής, επιλέγονται με τη χρήση του προσχηματισμένου εμφυτεύματος και του φυσικού μοντέλου. Επιπροσθέτως, η δημιουργία του χειρουργικού σχεδιασμού για τη διαδικασία MIPO και η προετοιμασία των χειρουργών πραγματοποιούνται με τη χρήση του προσχηματισμένου εμφυτεύματος και του φυσικού μοντέλου. Το κατώτερο τμήμα του γόνατος επιλέγεται ως θέση της τομής, και το μέγεθος της τομής επιλέγεται ως 4 cm. Έπειτα εκτελείται η προετοιμασία των χειρουργών.

Τα αποτελέσματα της χειρουργικής επέμβασης που πραγματοποιήθηκε δείχνουν ότι ο χρόνος της επέμβασης είναι σαράντα λεπτά, ο αριθμός των εκθέσεων σε ακτίνες X-RAY είναι δύο φορές και το μέγεθος τομής 4 cm. Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα της χειρουργικής επέμβασης χρησιμοποιώντας την τεχνολογία που περιγράφεται από το σχεδιασμό της ορθοπεδικής χειρουργικής σε σχέση με εκείνες τις χειρουργικές επεμβάσεις οι οποίες πραγματοποιούνται χωρίς τη χρήση του χειρουργικού αυτού σχεδιασμού στον οποίο είναι συμβατική χειρουργική τεχνολογία του Τμήματος Ορθοπεδικής στο νοσοκομείο του Πανεπιστημίου Chosun, διαπιστώθηκε ότι ο χρόνος χειρουργικής επέμβασης, ο αριθμός των εκθέσεων σε ακτίνες X RAY και το μέγεθος τομής είναι μειωμένα κατά πενήντα τοις εκατό, πενήντα τοις εκατό και τριάντα τοις εκατό, αντίστοιχα.

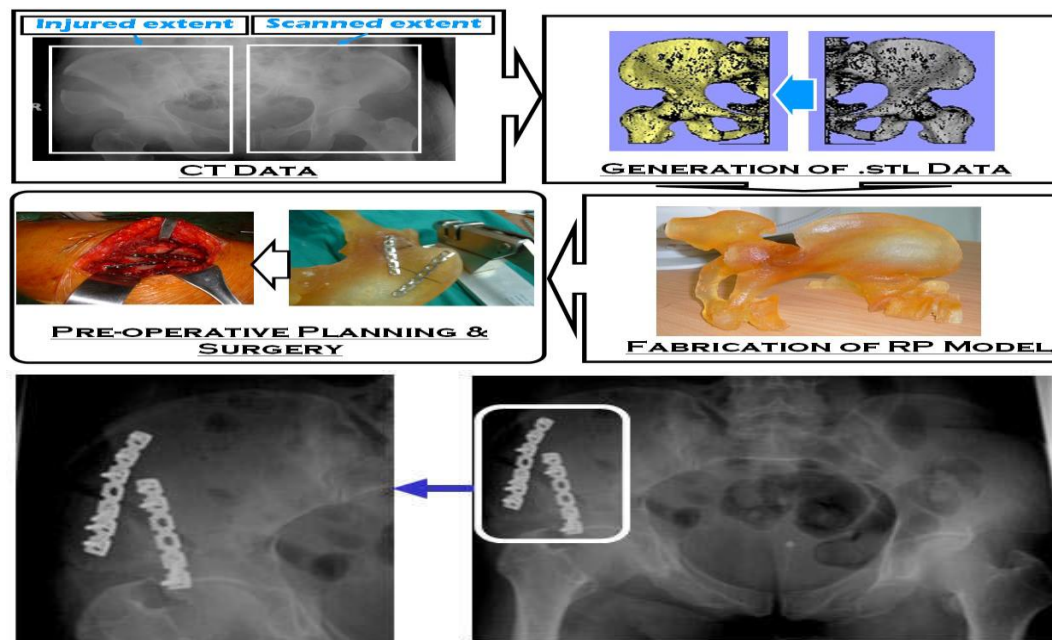
Περίπτωση 3: Κάταγμα λαγονίου περυγίου λεκάνης

Η μαγνητική τομογραφία CT σαρώνει όλη την περιοχή της λεκάνης, και τα πρώτα δεδομένα .stl με τη τραυματισμένη και τη μη τραυματισμένη περιοχή παράγονται μέσω κατάλληλου λογισμικού, στην συγκεκριμένη περίπτωση του MIMICS. Η συμμετρία της λεκάνης είναι προφανής, οπότε αφαιρούνται τα δεδομένα .stl της τραυματισμένης περιοχής. Τα τελικά δεδομένα .stl λαμβάνονται από τον κατοπτρικό μετασχηματισμό των δεδομένων .stl της μη τραυματισμένης περιοχής μέσω του λογισμικού λογισμικού MagicRP. Έπειτα παράγονται τα τελικά δεδομένα .stl παράγονται. Το φυσικό μοντέλο που δεν έχει τραύματα κατασκευάζεται από μηχανήμα 3D. Ο σφαλματικός χάρτης δείχνει ότι το μέσο σφάλμα διατηρεί 0,33 χιλιοστά, όπως φαίνεται στο Σχήμα 43. Το σφάλμα της περιοχής του περυγίου είναι, ωστόσο, λιγότερο από 0,2 mm. Ως εκ τούτου, έχει γίνει γνωστό ότι το φυσικό μοντέλο της λεκάνης έχει μια καλή γεωμετρική συμμόρφωση με τα τελικά δεδομένα .stl στην περιοχή του περυγίου.



Σχ. 43. Σφαλματικός χάρτης του φυσικού μοντέλου για την περίπτωση της λεκάνης

Χρησιμοποιώντας το φυσικό μοντέλο, επιλέγεται το κατάλληλο εμφύτευμα, και επαληθεύεται η γεωμετρική συμμόρφωση του εμφυτεύματος στο οστό της μη τραυματισμένης περιοχής. Επειδή το λαγονίο περύγιο της λεκάνης έχει μία υπερβολική κάμψη επί της επιφάνειας του σχήματος οστού, το επιλεγμένο εμφύτευμα θα πρέπει εύκολα να λυγίζει ώστε να συμμορφώνεται με το σχήμα του οστού. Ως εκ τούτου, επιλέγεται η πυελική πλάκα ως κατάλληλο εμφύτευμα για τη διαδικασία ανοικοδόμησης της λεκάνης. Απαιτούνται δύο πλάκες πυέλου ανασυγκρότησης ώστε να καθοριστεί με ακρίβεια η έκταση του κατάγματος με βάση τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του λαγονίου περυγίου της λεκάνης. Οι θέσεις στερεώσεως των εμφυτευμάτων, η θέση της τομής και το μέγεθος της τομής επιλέγονται με τη χρήση των προσχηματισμένων εμφυτευμάτων και του φυσικού μοντέλου. Επιπλέον, ο χειρουργικός σχεδιασμός και η προετοιμασία των χειρουργών πραγματοποιούνται με τη χρήση του φυσικού μοντέλου και των προσχηματισμένων εμφυτευμάτων.



Σχ. 44. (α) όλη διαδικασία για την περίπτωση ενός κατάγματος του λαγονίου περυνγίου της λεκάνης. (β) Τα αποτελέσματα του πειράματος

Τα αποτελέσματα της χειρουργικής επέμβασης δείχνουν ότι ο χρόνος χειρουργικής επέμβασης και αριθμός των εκθέσεων σε ακτίνες X-RAY είναι σαράντα πέντε λεπτά και δύο φορές, αντίστοιχα. Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα της χειρουργικής επέμβασης χρησιμοποιώντας την τεχνολογία που περιγράφεται από τον ορθοπαιδικό χειρουργικό σχεδιασμό σε σχέση με εκείνες τις επεμβάσεις χωρίς τη χρήση του προτεινόμενου χειρουργικού σχεδιασμού ο οποίος αποτελεί τη συμβατική χειρουργική τεχνολογία του Τμήματος Ορθοπαιδικής στο νοσοκομείο του Πανεπιστημίου Chosun, παρατηρείται ότι ο χρόνος χειρουργείου και ο αριθμός των εκθέσεων σε X RAY ακτίνες μειώνονται κατά πενήντα τοις εκατό.

Η ποσότητα ακτινοβολίας που ακτινοβολείται στον ασθενή ελαττώνεται λόγω της μείωσης του αριθμού των εκθέσεων σε ακτίνες X που χρησιμοποιούνται για να προσδιοριστεί η θέση του εμφυτεύματος. Η χειρουργική επέμβαση διεξάγεται με επιτυχία χωρίς επανεπεξεργασία του εμφυτεύματος, η οποία προκαλείται από τη διαφορά μεταξύ του περιγράμματος του προδιαμορφωμένου εμφυτεύματος και του σχήματος των οστών του ασθενούς, στο χειρουργείο. Η ελλειμματική αντοχή στα οστά προκαλείται από ένα ελατήριο το οποίο βρίσκεται πίσω από το εμφύτευμα. Ο διαχωρισμός μεταξύ του οστού και της σάρκας, ελαχιστοποιείται λόγω της καλής γεωμετρικής συμμόρφωσης των προσχηματισμένων εμφυτευμάτων στο κάταγμα του ασθενούς και ως αποτέλεσμα έχουμε την ταχύτερη αποκατάστασή του.

Generation time of .stl data (min)	Size of .stl data (MB)	Building interval (mm)	Avg. error of the physical model (mm)	Surgery Time (min)	# of X-RAY exposures
15	6.4	0.02	0.33	45 (50% Reduction)	2 (50% Reduction)

Πίνακας 5: Αποτελέσματα πειράματος

Στην περίπτωση αυτή, ο χρόνος κατασκευής του φυσικού μοντέλου ανήλθε σε είκοσι έξι ώρες. Η χειρουργική επέμβαση του ασθενούς, ωστόσο, έχει προγραμματιστεί για μια εβδομάδα αργότερα μετά την αξονική τομογραφία. Εκτός αυτού, ο χρόνος κατασκευής του φυσικού μοντέλου δεν επηρεάζει το χρονοδιάγραμμα της χειρουργικής επέμβασης. Επιπλέον, έχει βρεθεί ότι τα πλεονεκτήματα από τη μοντελοποίηση ενός τέτοιου μοντέλου, όπως η ταχύτερη αποκατάσταση του ασθενούς μετά τη χειρουργική επέμβαση, είναι περισσότερα από τα μειονεκτήματα της μοντελοποίησης αυτής, στα οποία μειονεκτήματα συγκαταλέγεται το επιπλέον κόστος.

Συμπεράσματα

Η τεχνολογία του ορθοπεδικού χειρουργικού σχεδιασμού που βασίζεται στην ενσωμάτωση των ΑΜ και ΤΠ μπορεί να εφαρμόζεται στην περίπτωση των οστών με συμμετρικά χαρακτηριστικά. Σε αυτή την τεχνολογία, τα αρχικά δεδομένα των μη τραυματισμένων οστών δημιουργούνται για την τραυματισμένη περιοχή και παράγονται μέσω του κατοπτρικού μετασχηματισμού των ανέπαφων δεδομένων των οστών για τη μη τραυματισμένη περιοχή η οποία είναι η αντίθετη εικόνα της τραυματισμένης περιοχής. Το φυσικό μοντέλο έχει κατασκευαστεί από τα αρχικά δεδομένα των οστών. Ο προεγχειρητικός χειρουργικός σχεδιασμός, όπως η επιλογή του κατάλληλου εμφυτεύματος, ο προσχηματισμός του εμφυτεύματος, η επιλογή των θέσεων στερέωσης, η απόφαση των επεμβατικών μεγεθών και κλπ, έχουν αποφασιστεί από τη φυσική προσομοίωση, χρησιμοποιώντας το φυσικό μοντέλο. Τέλος, η προετοιμασία των χειρουργών πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας το χειρουργικό σχεδιασμό και το φυσικό μοντέλο. Μέσα από την παραπάνω διαδικασία, επιτυγχάνεται η βελτίωση της αποτελεσματικότητας και η ακρίβεια της ορθοπεδικής χειρουργικής επέμβασης.

Η εφαρμογή και η αποτελεσματικότητα του σχεδιασμού της χειρουργικής τεχνολογίας αποδεικνύεται από διάφορες μελέτες κλινικών περιπτώσεων. Τα αποτελέσματα έχουν δείξει ότι η δημιουργία ενός χειρουργικού επιθυμητού σχεδιασμού και η επιλογή της κατάλληλης χειρουργικής τεχνολογίας είναι διαθέσιμα για το προεγχειρητικό στάδιο. Από τα αποτελέσματα των μελετών των παραπάνω περιπτώσεων, έχει αποδειχθεί ότι μειώνονται ο χειρουργικός χρόνος και ο αριθμός των εκθέσεων σε ακτίνες X-RAY σημαντικά λόγω της καλής γεωμετρικής

συμμόρφωσης των εμφυτευμάτων στο σχήμα των οστών, την πλήρη κατανόηση των γεωμετρικών χαρακτηριστικών των οστών για τον ασθενή και την προεγχειρητική προετοιμασία των χειρουργών. Επιπλέον, έχειδειχθεί ότι η ταχύτητα αποκατάστασης είναι αξιοσημείωτα αυξημένη. Μέσω της μείωσης του αριθμού των εκθέσεων σε ακτίνες X-RAY και του μεγέθους των τομών, έχει αποδοθεί ότι η νοσηλεία των ασθενών είναι πολύ μειωμένη. Με βάση τα παραπάνω αποτελέσματα, έχειδειχθεί ότι ο ορθοπεδικός χειρουργικός σχεδιασμός ο οποίος βασίζεται στην ενσωμάτωση της ΑΜ και της ΤΠ είναι ένα αποτελεσματικό χειρουργικό εργαλείο.

Στο μέλλον, επιπλέον στατιστικές αξιολογήσεις στην διάρκεια της μηχανολογίας και της ιατρικής επιστήμης θα πρέπει να γίνουν προκειμένου να επιβεβαιώσουν την εφαρμοσιμότητα της τεχνολογίας του χειρουργικού σχεδιασμού και σε άλλες πρόσθετες μελέτες περιπτώσεων, όπως τα πολύπλοκα κόκκαλα με μια σοβαρή βλάβη, την ανεπάρκεια των οστών με συγγενή δυσμορφία, κ.α. Επιπλέον θα πρέπει να πραγματοποιηθεί έρευνα σχετικά με την επιλογή μιας κατάλληλης διαδικασίας ταχείας κατασκευής πρωτοτύπων, η οποία μπορεί να υπερνικήσει τα μειονεκτήματα του υψηλού κόστους και του μεγάλο χρονικού διαστήματος για την κατασκευή του μοντέλου ΤΠ.

Κεφάλαιο 4

Διαδικασία κατασκευής μοντέλου γονάτου με 3D Printer

Εισαγωγή κεφαλαίου

Σε αυτό το κεφάλαιο περιγράφεται αναλυτικά όλη η ροή της κατασκευαστικής διαδικασίας του γονάτου, από την απόκτηση των αρχείων των εξετάσεων μέχρι την τελική εκτύπωση. Επίσης αναλύεται και ο τρόπος με τον οποίο χρησιμοποιούνται τα λογισμικά από την αρχή της διαδικασίας μέχρι την ολοκληρωτική προτυποποίηση δύο μοντέλων γονάτου (ένα χωρίς πρόβλημα και ένα με κάταγμα).

4 Διαδικασία κατασκευής μοντέλου γονάτου

Η διαδικασία περιλαμβάνει τη δημιουργία και την κατασκευή του μοντέλου του γονάτου από μία εξέταση Αξονικής Τομογραφίας (Computed Tomography, CT) και την επεξεργασία του μοντέλου αυτού μέσω λογισμικών. Στόχος είναι το μοντέλο να διαμορφωθεί έτσι ώστε να πληροί τις προϋποθέσεις της Τρισδιάστατης Εκτύπωσης και να είναι κατάλληλο προς εκτύπωση.

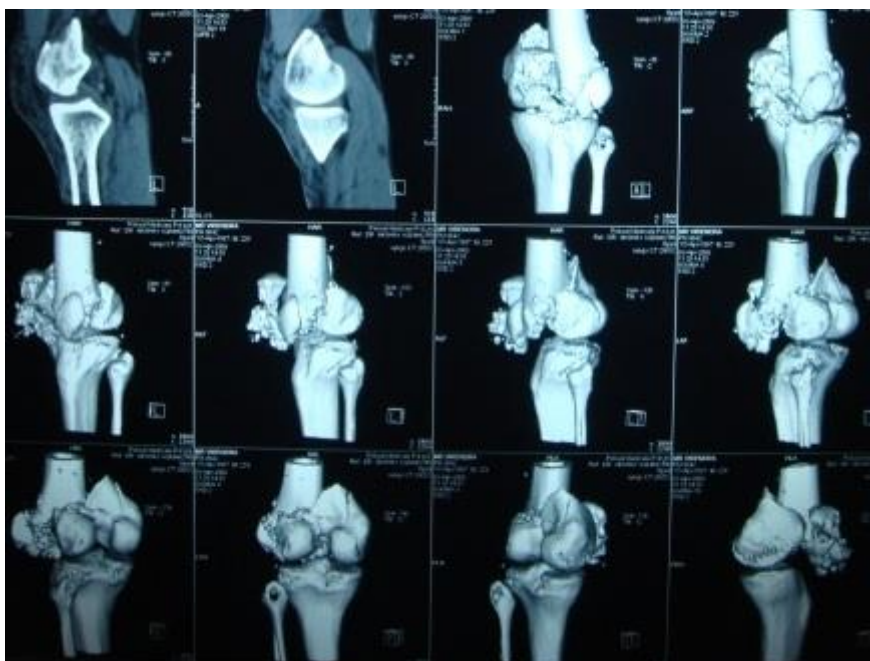
Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει περιληπτικά τα εξής βήματα:

1. Απόκτηση δεδομένων DICOM Αξονικής Τομογραφίας
2. Δημιουργία τρισδιάστατου μοντέλου μέσω λογισμικού OSIRIX, εξαγωγή αρχείου .obj
3. Επεξεργασία του τρισδιάστατου μοντέλου μέσω αλγορίθμων του MeshLab, προκειμένου να καθαριστεί ο "θόρυβος", να πάρει το μοντέλο την τελική του μορφή. Αυτό επιτυγχάνεται μόλις καλυφθούν κάποιες κενές επιφάνειες και κάποια κενά(τρύπες) ώστε να γίνει το μοντέλο solid, έπειτα εξάγεται από το MeshLab το αρχείο .stl
4. Εισαγωγή του αρχείου στο λογισμικό Rhinoceros προκειμένου να εξομαλυνθεί η γεωμετρία του μοντέλου. Αυτό θα συμβάλει στη μείωση του μεγέθους του αρχείου και στην πολυπλοκότητα που μπορεί να προκαλέσει προβλήματα κατά την εκτύπωση.
5. Εισαγωγή του αρχείου στο λογισμικό Netfabb με το οποίο γίνονται οι τελικές διορθώσεις πάνω στην επιφάνεια και την γεωμετρία του μοντέλου, έπειτα μέσω του Netfab εξάγεται το τελικό διορθωμένο .stl αρχείο το οποίο είναι και έτοιμο να εκτυπωθεί.
6. Εισαγωγή του .stl αρχείου στο λογισμικό της εταιρίας CUBEX, η οποία είναι η κατασκευαστική του 3D-Printer που χρησιμοποιήθηκε για τη συγκεκριμένη εργασία. Στο λογισμικό αυτό γίνεται και η κατάλληλη τοποθέτηση του μοντέλου στους άξονες x,y,z ώστε να εκτυπωθεί σωστά χωρίς να δημιουργηθούν επιπλοκές κατά την εκτύπωση.

4.1 Στάδια κατασκευής μοντέλου γονάτου

4.1.1 Δημιουργία τρισδιάστατου μοντέλου από ιατρικές εξετάσεις σε ηλεκτρονική μορφή DICOM files μέσω του Osirix

Η Αξονική Τομογραφία είναι μία ακτινολογική μέθοδος εξέτασης του ανθρωπίνου σώματος και μπορεί να απεικονίσει σε κάθετες τομές ολόκληρο το σώμα, χρησιμοποιώντας την ακτινοβολία X. Έτσι έχουμε τη δυνατότητα να δούμε ένα σημείο του ανθρώπινου οργανισμού (στη συγκεκριμένη περίπτωση του γονάτου) από πολλές γωνίες, λόγω των εγκάρσιων διατομών που μας παρέχει μια εξέταση αξονικής τομογραφίας.



Σχήμα 45. Παράδειγμα αξονικής τομογραφίας η οποία απεικονίζει ένα γόνατο

Μέσω του λογισμικού Osirix από την τρισδιάστατη αυτή απεικόνιση δημιουργήθηκε το τρισδιάστατο μοντέλο του γονάτου. Η διαδικασία αυτή περιγράφεται αμέσως παρακάτω.



Σχήμα 46. Το λογισμικό Osirix το οποίο χρησιμοποιείται για την προβολή αρχείων DICOM

- **Εισαγωγή σάρωσης αξονικής τομογραφίας(CT) στο Osirix**
- 1. Άνοιγμα Osirix
- 2. Εισαγωγή των σαρωμένων εικόνων της αξονικής τομογραφίας: File -> Import Files
- 3. Έπειτα κάνουμε κλικ στο γκρι βέλος δίπλα στην προσφάτως εισαχθείσα σειρά εικόνων
- 4. Έπειτα κάνουμε κλικ στη σάρωση που εμφανίζεται τώρα

Προκειμένου να απομονωθούν τα οστά, μπορούμε είτε να δημιουργήσουμε περιοχές ενδιαφέροντος (ROI) στη 2D όψη μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε το εργαλείο scissor στη επιλογή 3D volume rendering.

Χωρισμός οστών χρησιμοποιώντας την περιοχή ενδιαφέροντος.

Δημιουργία περιοχής ενδιαφέροντος για ένα οστό

1. Επιλέγουμε την περιοχή που μας ενδιαφέρει στο Database window
2. Ανοίγουμε το παράθυρο 2-D Viewer κάνοντας κλικ στο εικονίδιο του, στην επάνω γραμμή εργαλείων
3. Ορίζουμε το προεπιλεγμένο όνομα της Περιοχής Ενδιαφέροντος(ΠΕ) : ROI -> Set Default ROI Name
4. Εισάγουμε το όνομα του οστού που επιθυμούμε να χωρίσουμε
5. Επιλέγουμε το εργαλείο Closed Polygon Tool
6. Δημιουργούμε ένα πολύγωνο γύρω από το οστό που μας ενδιαφέρει από την πρώτη εικόνα, όπου το οστό είναι ορατό.
7. Δημιουργία Περιοχών Ενδιαφέροντος για όλες τις εικόνες που το οστό είναι ορατό: ROI -> ROI Volume -> Generate missing ROIs)
8. Έπειτα σώζουμε την ΠΕ σε ένα αρχείο: ROI -> Save All ROIs of this Series
9. Επανάληψη των βημάτων 3-9 για κάθε οστό

Απομόνωση οστών μέσα σε κάθε ΠΕ

1. Επιλογή της ΠΕ της οποίας επιθυμούμε να απομονώσουμε
2. Ρυθμίζουμε τις τιμές των pixel τα οποία είναι εκτός της ΠΕ ώστε τα pixel να είναι μαύρα: ROI -> Set Pixel Values to...
3. Πατάμε OK

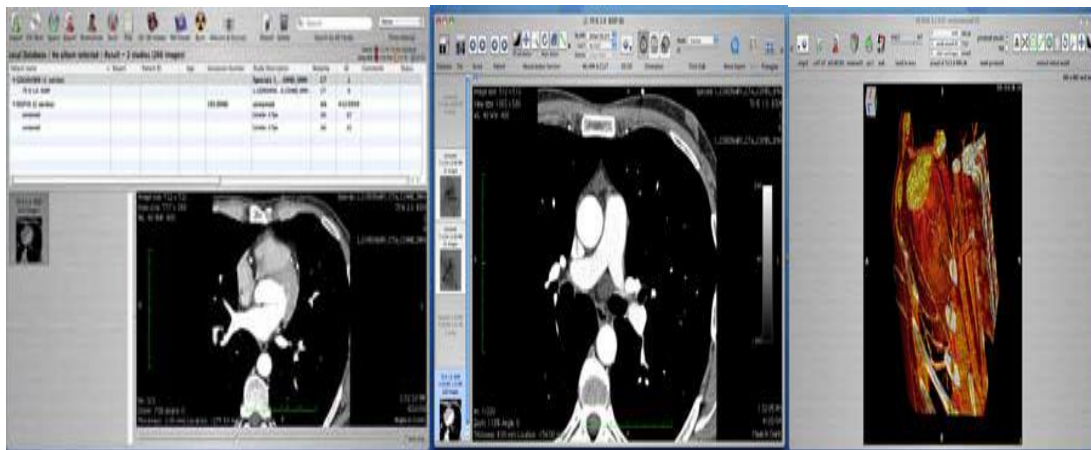
Δημιουργία επιφάνειας μοντέλου

1. Επιλέγουμε το 2D/3D button -> 3D Surface Rendering
2. Επιλέγουμε "3D Surface Rendering"

3. Επιλέγουμε την ποσότητα του αποδεκατισμού που θέλουμε ανάλογα με το πόσο πυκνά θέλουμε να είναι τα πολύγωνα. Η προεπιλογή είναι 0.5 και είναι μία καλή τιμή για να ξεκινήσουμε.

Αποθήκευση μοντέλου

1. Επιλέγουμε το κουμπί 3D-SR
2. Το σώζουμε ως .obj αρχείο για να το επεξεργαστούμε έπειτα στο MeshLab.



Σχήμα 46. α) Το Database window β) το Viewer window και γ) το 3D volume rendering

Η πλοήγηση στο Osirix επιτυγχάνεται με τη χρήση τριών κύριων παράθυρων. Το πρώτο παράθυρο που θα εμφανιστεί είναι το παράθυρο βάσεων δεδομένων. Αυτό είναι το σημείο όπου εισάγονται σύνολα δεδομένων. Το δεύτερο παράθυρο είναι το Viewer window αυτό ανοίγει επιλέγοντας το κουμπί προβολής 2D-3D στη γραμμή εργαλείων του πρώτου παραθύρου. Αυτό το παράθυρο επιτρέπει την προβολή και την χειραγώγηση των 2D εικόνων (δύο διαστάσεων). Το τρίτο παράθυρο είναι ειδικό για την 3D απεικόνιση, λόγω του το εργαλείου που θα επιλέξουμε κάτω από το κουμπί 2D/3D. Το παράθυρο 3D Volume Rendering που παρουσιάζεται επιτρέπει την προβολή και το χειρισμό του 3D συνόλου δεδομένων.

4.1.2 Η τεχνική διαχωρισμού 3D Surface Rendering

Μετά την επιλογή 3D Surface Rendering εμφανίζεται ένα παράθυρο διαλόγου. Αυτό το πλαίσιο έχει προκαθορισμένες τιμές pixel για την πρώτη και δεύτερη επιφάνεια. Μια διαφάνεια μπορεί να προστεθεί για να απεικονίσει την επιφάνεια από κάτω. Η ανάλυση και ρυθμίσεις εξομάλυνσης μπορούν να ρυθμιστούν με δοκιμή και σφάλμα ώστε να απεικονιστεί καλύτερα η μορφή του αντικειμένου που

δημιουργείται με τρίγωνα στην επιφάνεια του. Έπειτα αρχίζει να δημιουργείται στην επιφάνεια το οστό χρησιμοποιώντας παραμέτρους σκίασης, φωτισμού χρώματος και διαφάνειας στο αντικείμενο. Έπειτα υπάρχει η δυνατότητα να εξαχθεί ένα 3D μοντέλο μέσω του εργαλείου Export 3D-SR το οποίο εξάγει πέντε μορφές αρχείων οι οποίες είναι RenderMan, VRML, Inventor, Wavefront(.obj) και STL.

4.1.3 Εισαγωγή του αρχείου .obj στο MeshLab

Το MeshLab είναι ένα προηγμένο σύστημα επεξεργασίας τρισδιάστατων απεικονίσεων, το οποίο έχει ως χρήσεις την αυτόματη και υποβοηθούμενη από χρήστη επεξεργασία, τον καθαρισμό, το φιλτράρισμα και τη μετατροπή των μεγάλων αδόμητων 3D τριγωνικών πλεγμάτων. Το MeshLab αναπτύσσεται ενεργά από την μια μικρή ομάδα ανθρώπων από Visual Computing Lab του ISTI - CNR ινστιτούτου, και μιας μεγάλης ομάδας φοιτητών καθώς μερικών καλών προγραμματιστών από τον υπόλοιπο κόσμο. Για τις βασικές εργασίες επεξεργασίας των πλεγμάτων και για τις εσωτερικές δομές δεδομένων, το σύστημα στηρίζεται στην βιβλιοθήκη GPL VCG.

Τα στάδια στα οποία επεξεργαζόμαστε το μοντέλο μέχρι να φτάσουμε στο τελικό .stl αρχείο είναι τα εξής.

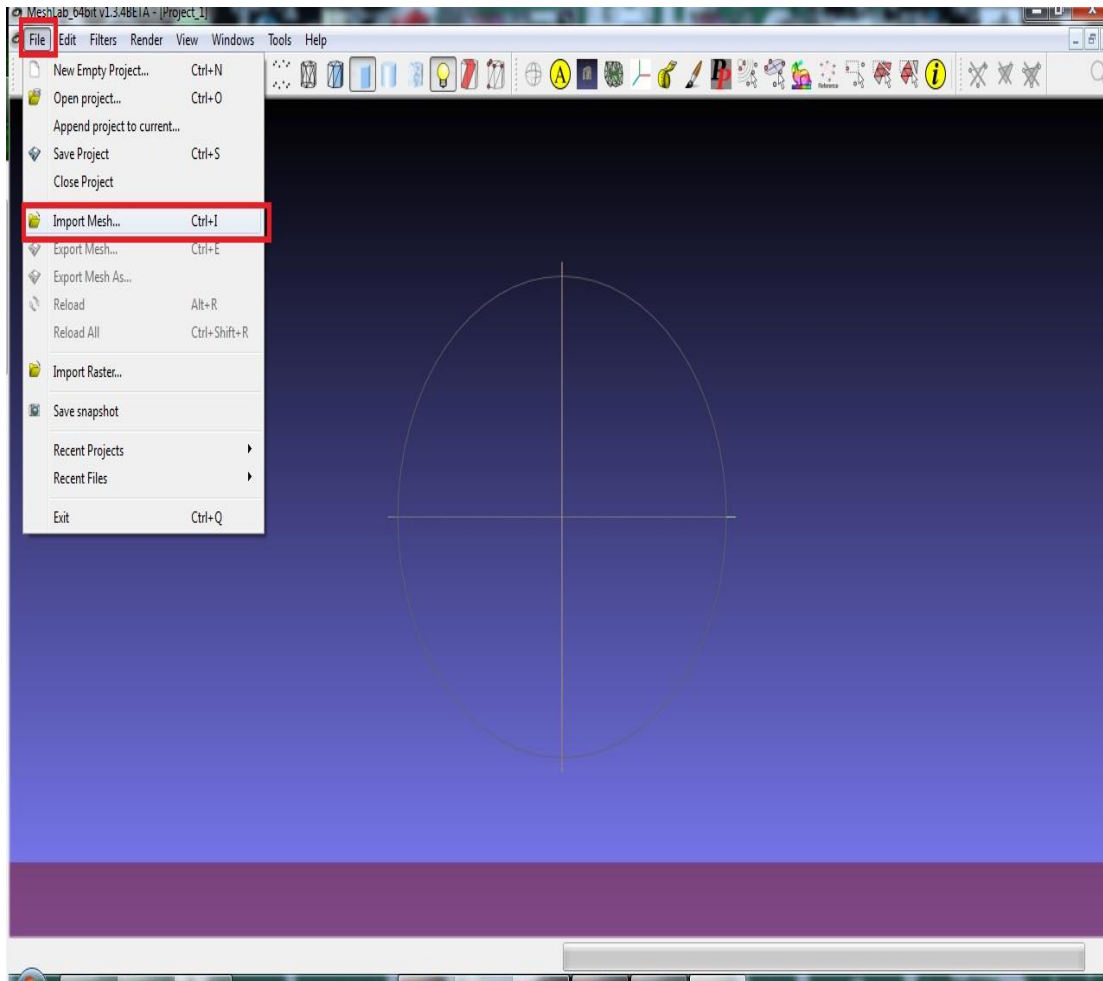
- Εισαγωγή του αρχείου
- Καθαρισμός του μοντέλου από τον "θόρυβο"
- Κάλυψη επιφανειών που παρουσιάζουν κενά και κλείσιμο τρυπών που υπάρχουν στο μοντέλο
- Δημιουργία και αποθήκευση ενός σύννεφου σημείων (point cloud) το οποίο αντιπροσωπεύει το μοντέλο
- Εισαγωγή του νέου αρχείου σύννεφου σημείων(point cloud .XYZ) στο MeshLab,
- Ανακατασκευή του πολυγωνικού πλέγματος του μοντέλου
- Εξαγωγή του αρχείου .stl



Σχήμα 47. Το MeshLab είναι ένα ελεύθερο λογισμικό που μας επιτρέπει την επεξεργασία τρισδιάστατων τριγωνικών πλεγμάτων

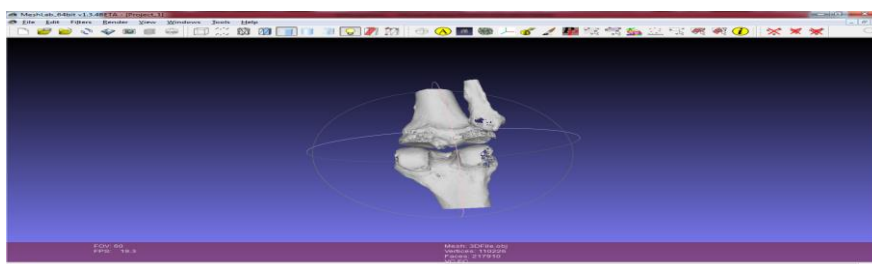
- **Εισαγωγή αρχείου**

Η διαδικασία έγινε ως εξής, αφού άνοιξα το MeshLab επέλεξα File -> Import Mesh από το γραφικό περιβάλλον όπως φαίνεται και στην παρακάτω εικόνα



Σχήμα 48. Η διαδικασία εισαγωγής του μοντέλου στο MeshLab

Έπειτα επέλεξα το αρχείο μέσα από τον φάκελο που το είχα τοποθετήσει για να ανοίξει στο MeshLab και άνοιξε όπως φαίνεται και στην παρακάτω εικόνα

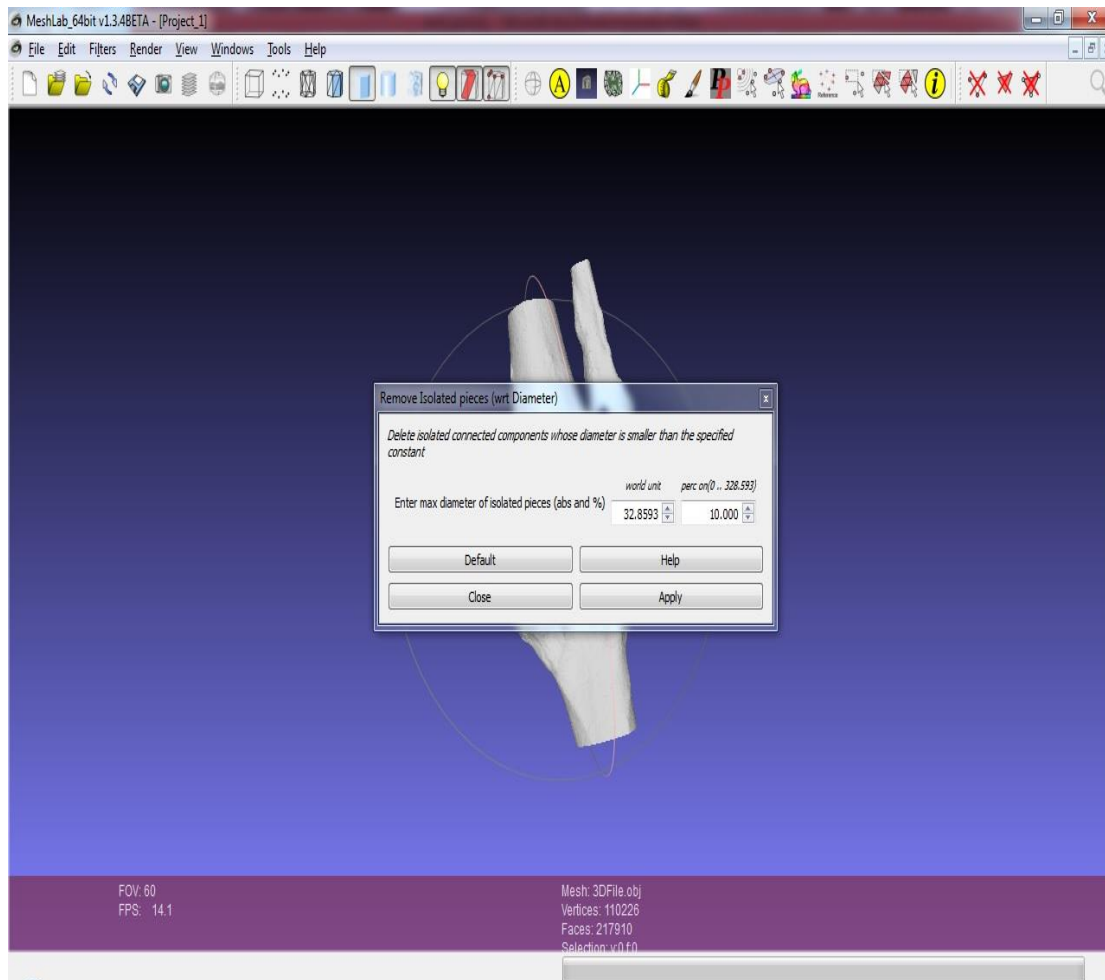


Σχήμα 49. Το τρισδιάστατο μοντέλο στο γραφικό περιβάλλον του MeshLab

- **Καθαρισμός του μοντέλου από τον θόρυβο**

Για να καθαρίσω τον θόρυβο από το αρχείο δηλαδή τα μικρά κομματάκια που βρίσκονται τριγύρω από το μοντέλο έκανα τις εξής ενέργειες: Filters -> Cleaning and Repairing και μετά επέλεξα το αλγόριθμο Remove Isolated Pieces (wrt Diameter)

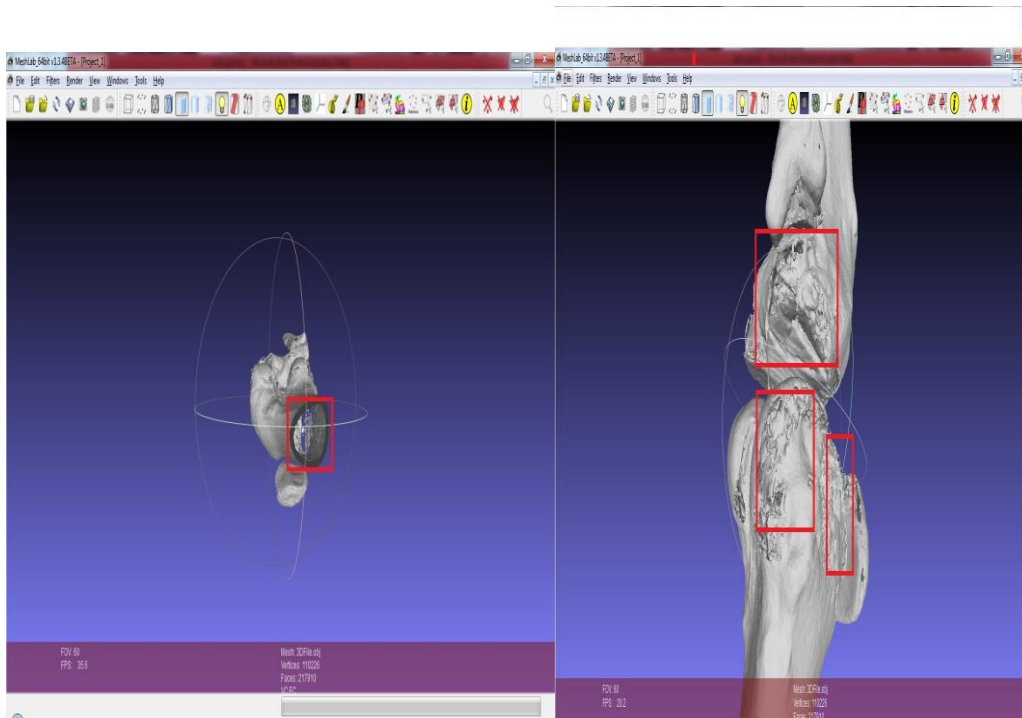
Στο παράθυρο που εμφανίζεται επιλέγουμε την διάμετρο με βάση την οποία όποιο αντικείμενο έχει μικρότερη ή ίση διάμετρο με αυτή που εμείς θα ορίσουμε θα διαγράφεται. Στη συγκεκριμένη εργασία άφησα την default τιμή και πάτησα Apply



Σχήμα 50. Το παράθυρο που εμφανίζεται όταν επιλέξουμε να εξαφανιστεί ο θόρυβος

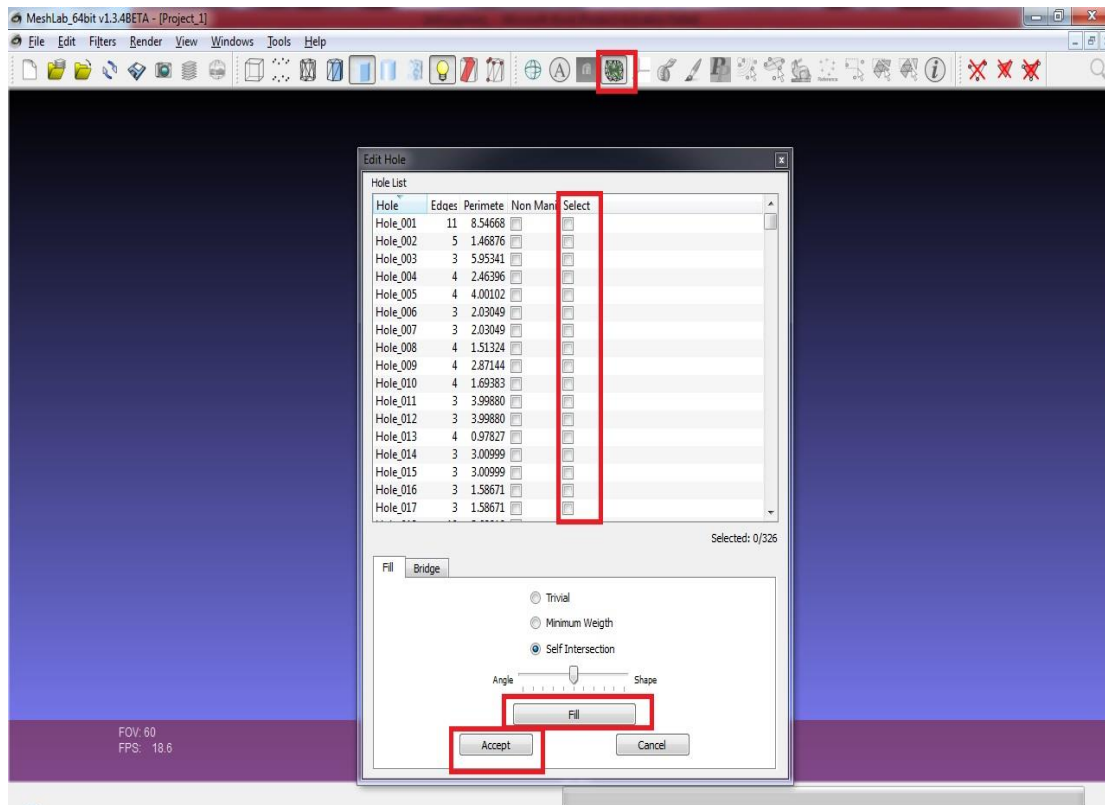
- **Κάλυψη επιφανειών που παρουσιάζουν κενά και κλείσιμο τρυπών που υπάρχουν στο μοντέλο**

Το μοντέλο κατά την εξαγωγή του από το Osirix παρουσίασε κάποιες αδυναμίες. Δηλαδή κενά μεταξύ των επιφανειών, αλλά και κακή γεωμετρία σε ορισμένες επιφάνειες, οι ατέλειες αυτές αποτελούσαν τροχοπέδη για την τελική εκτύπωση καθώς την καθιστούσαν αδύνατη. Οι ατέλειες αυτές φαίνονται στην παρακάτω εικόνα.



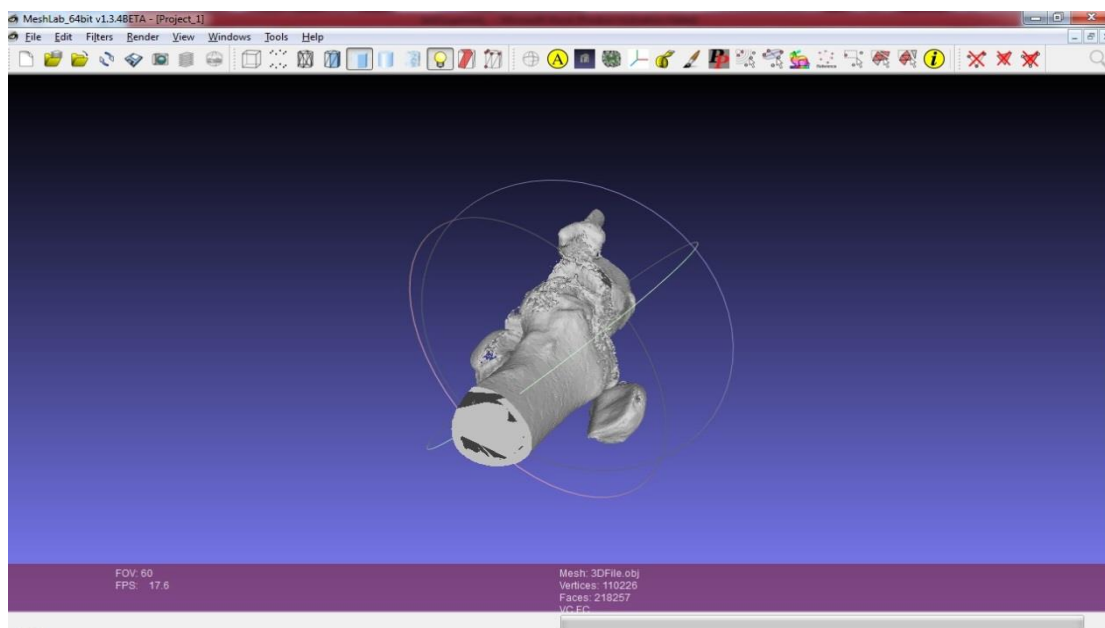
Σχήμα 51. Οι ατέλειες του μοντέλου που δυσκόλεψαν την εκτύπωση

Με τη χρήση του εργαλείου Fill Hole ανοίγει ένα παράθυρο το οποίο παρουσιάζει όλες τις τρύπες στο μοντέλο καθώς και την διάμετρό τους. Μέσα από το παράθυρο αυτό μας δίνεται η δυνατότητα να επιλέξουμε όλες τις τρύπες τσεκάροντάς τες και με την επιλογή Fill και έπειτα Accept να τις καλύψουμε.



Σχήμα 52. Το εργαλείο Fill Hole MeshLab

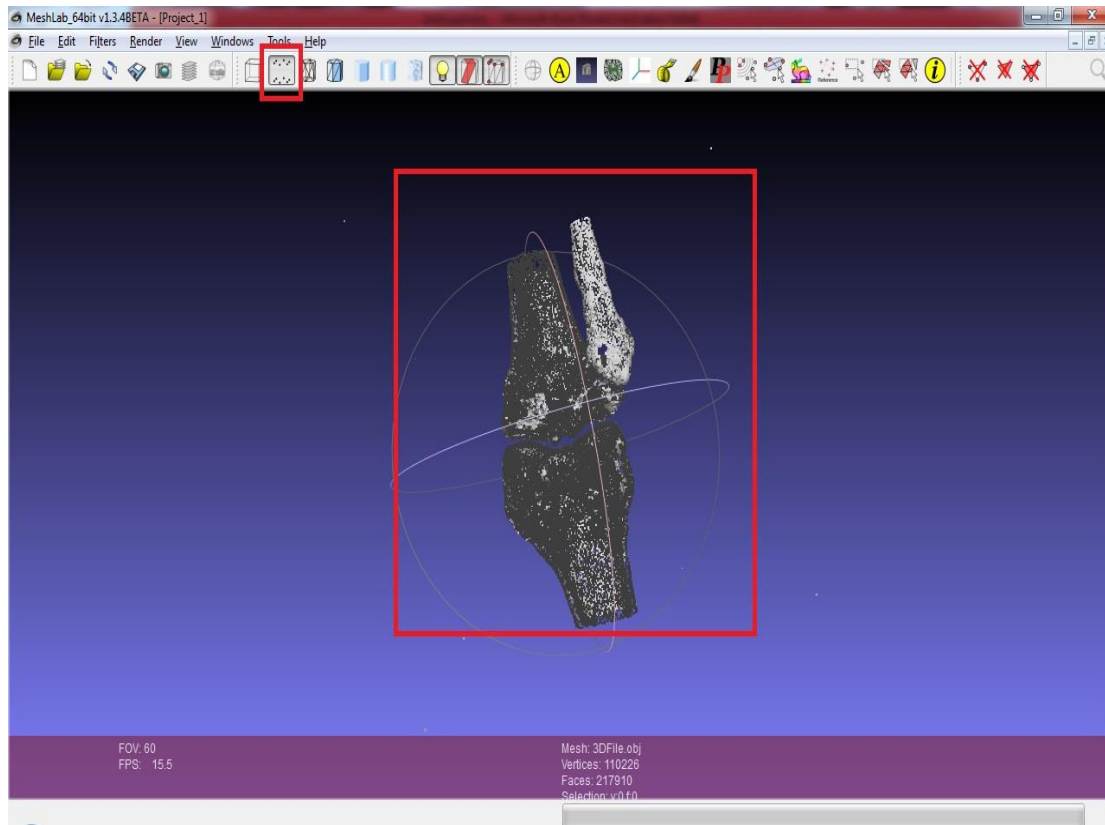
Στη συγκεκριμένη περίπτωση όπως φαίνεται και στην παρακάτω εικόνα γέμισε το κάτω μέρος των οστών, αλλά το μεγάλο πρόβλημα των κενών επιφανειών και της κακής γεωμετρίας παραμένει.



Σχήμα 53. Καλύφθηκαν κάποια κενά αλλά το πρόβλημα παραμένει

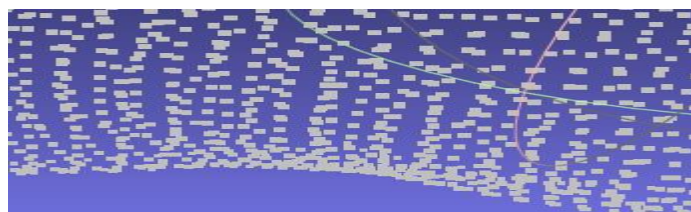
- Δημιουργία και αποθήκευση ενός σύννεφου σημείων (point cloud) το οποίο αντιπροσωπεύει το μοντέλο

Αφού καθαρίστηκε ο θόρυβος, από την γραμμή εργαλείων επέλεξα το εργαλείο με το οποίο το μοντέλο μετατρέπεται σε ένα σύννεφο σημείων όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα



Σχήμα 54. Η μετατροπή του μοντέλου σε σύννεφο σημείων (point cloud)

Έπειτα από το μενού επέλεξα File-> Export Mesh As-> και το αποθήκευσα ως σύννεφο σημείων .XYZ. Έπειτα μετά από την ενέργεια Filters-> Mesh Layer-> Delete Current Mesh διέγραψα το μοντέλο και ξανακολούθησα την διαδικασία της εισαγωγής προκειμένου να εισάγω το καινούργιο αρχείο το οποίο αποτελείται από ένα σύννεφο σημείων.

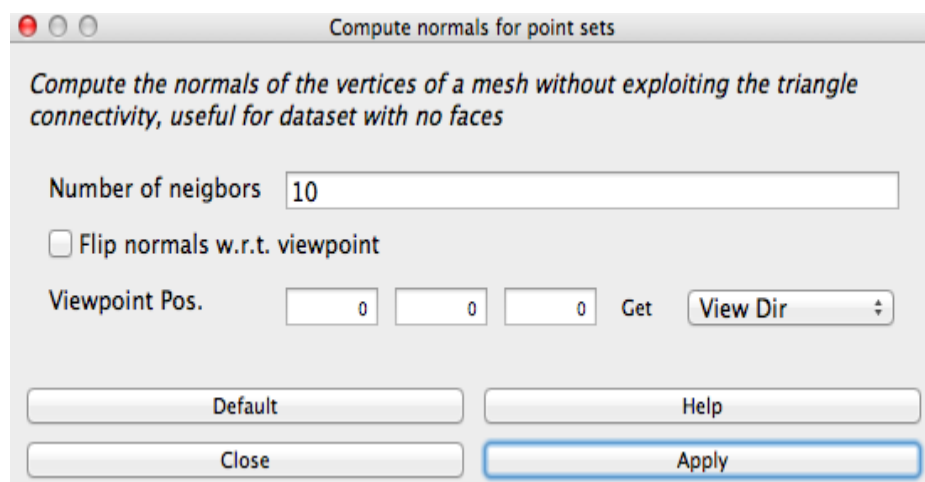


Σχήμα 55. Η απεικόνιση ενός σύννεφου σημείων στο MeshLab

- Ανακατασκευή του πολυγωνικού πλέγματος του μοντέλου

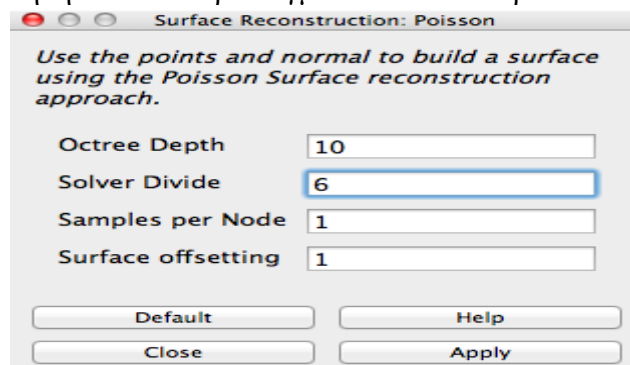
Για να κατασκευαστεί το πολυγωνικό πλέγμα του μοντέλου ακολουθήθηκε η εξής διαδικασία.

1. Στο γραφικό περιβάλλον του MeshLab πάτησα Filters -> Normals, Curvatures and Orientation -> Compute Normals for Point Sets.
2. Έπειτα εμφανίζεται το παράθυρο της παρακάτω εικόνας. Η λειτουργία αυτή είναι χρήσιμη για τη σύνδεση των σημείων και την κατασκευή του πλέγματος χωρίς να χρησιμοποιείται ιδιαίτερα η συνδεσιμότητα των τριγώνων. Το 10 που φαίνεται στο παράθυρο αντιπροσωπεύει τον αριθμό των εφαπτόμενων επιπέδων σε κάθε σημείο. Από αυτό υπολογίζονται οι επιφάνειες για να σχηματιστεί το πλέγμα. Έπειτα πάτησα Apply



Σχήμα 56. Το παράθυρο που υπολογίζει τις κορυφές του πλέγματος με βάση τα σημεία

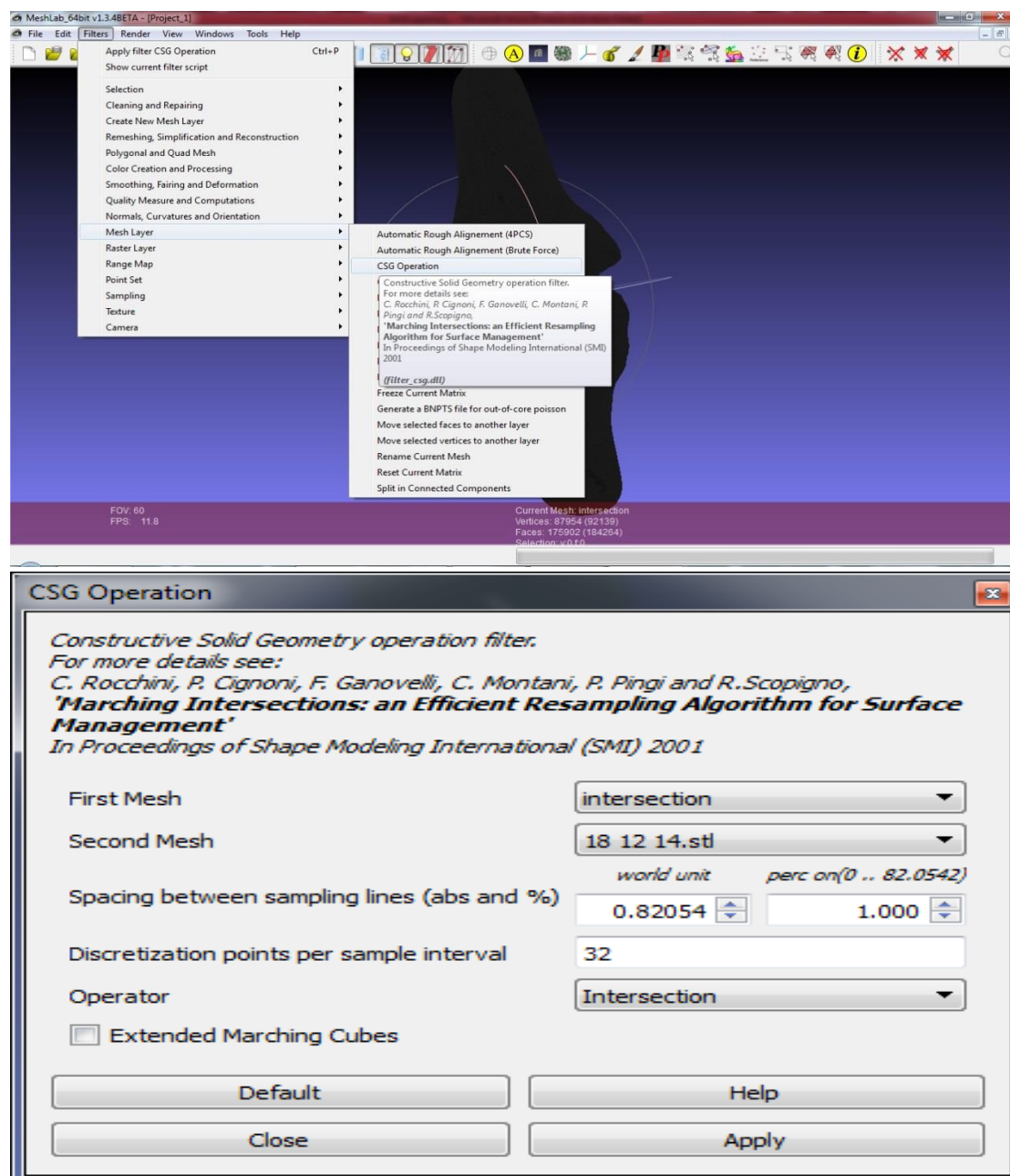
3. Στη συνέχεια επιλέχθηκε ο αλγόριθμος ανακατασκευής επιφάνειας Poisson. Ο Poisson είναι ένας αλγόριθμος ανακατασκευής κοινής επιφάνειας. Παίρνει τις κάθετους από κάθε σημείο για τον υπολογισμό της επιφάνειας. Οι παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν στο παράδειγμα αυτό είναι παρακάτω.



Σχήμα 57. Οι τιμές των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν για τον αλγόριθμο Poisson

Η ανακατασκευή της επιφάνειας με τη χρήση του αλγορίθμου Poisson έγινε με την εξής ενέργεια Filters -> Remeshing, Simplification and Reconstruction -> Surface Reconstruction: Poisson, έτσι δημιουργήθηκε ένα μοντέλο κλειστών επιφανειών.

Αφού κατασκευάστηκε η επιφάνεια του μοντέλου επιλέγεται η λειτουργία CSG Operation(Creative Solid Geometry)



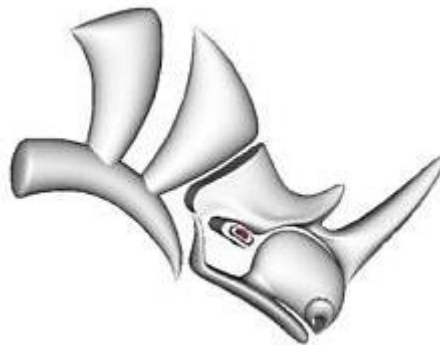
Σχήμα 58. Η λειτουργία CSG(Creative Solid Geometry)

- **Εξαγωγή αρχείου .stl**

Εφόσον από τις παραπάνω διαδικασίες δημιουργήθηκε ένα μοντέλο κλειστών επιφανειών, το μόνο που απέμεινε είναι να εξαχθεί το αρχείο με τη μορφή .stl. Αυτό έγινε απλά με την παρακάτω ενέργεια: File-> Export Mesh As και στο File type επιλέχθηκε η κατάληξη .stl.

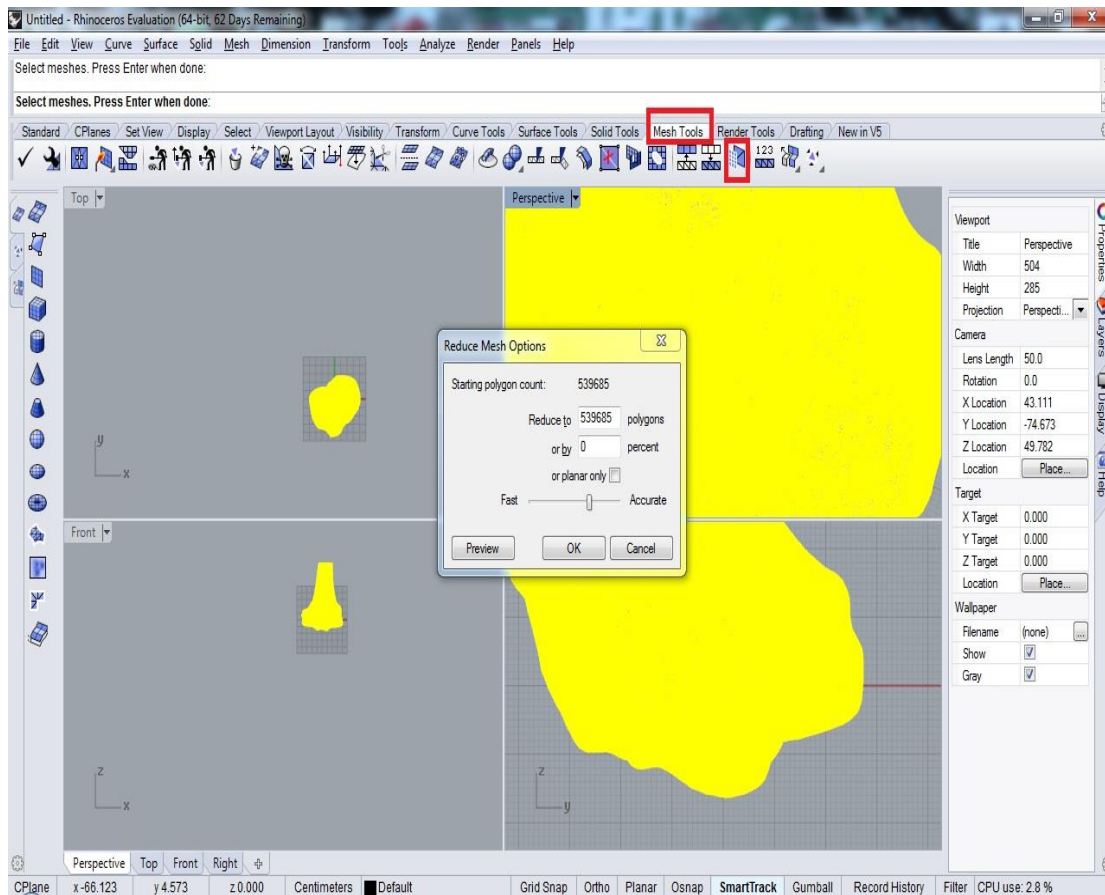
4.1.4 Εισαγωγή του αρχείου στο λογισμικό *Rhinoceros*

Το λογισμικό Rhinoceros (συντομογραφία Rhino) είναι μια εμπορική εφαρμογή υπολογιστών, επεξεργασίας 3D γραφικών και λογισμικού σχεδιασμού (CAD) που αναπτύχθηκε από την ιδιωτική εταιρεία Robert McNeel & Associates, η οποία ιδρύθηκε το 1980 στις Ηνωμένες Πολιτείες. Το Rhinoceros βασίζεται σε μαθηματικά μοντέλα επιφανειών NURBS και επικεντρώνεται στην παραγωγή αναπαραστάσεων καμπυλών μαθηματική ακρίβειας και επιφανειών ελεύθερης μορφής σε γραφικά υπολογιστών.



Σχήμα 59. Το λογότυπο του λογισμικού Rhinoceros

Αφού ανοίξει το λογισμικό στη γραμμή εντολών πληκτρολόγησα Insert, για να εισάγω το αρχείο. Εφόσον εισαχθεί το αρχείο επέλεξα από την γραμμή εργαλείων την καρτέλα Mesh Tools και από το κάτωθεν μενού την επιλογή Reduce mesh polygon count, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 60 δίνεται η δυνατότητα να επιλέξουμε τον αριθμό των επιθυμητών πολυγώνων για το σχήμα και τη μείωση με βάση ποσοστό όπως φαίνεται και στο αναδεικνυόμενο παράθυρο στο Σχήμα 60.

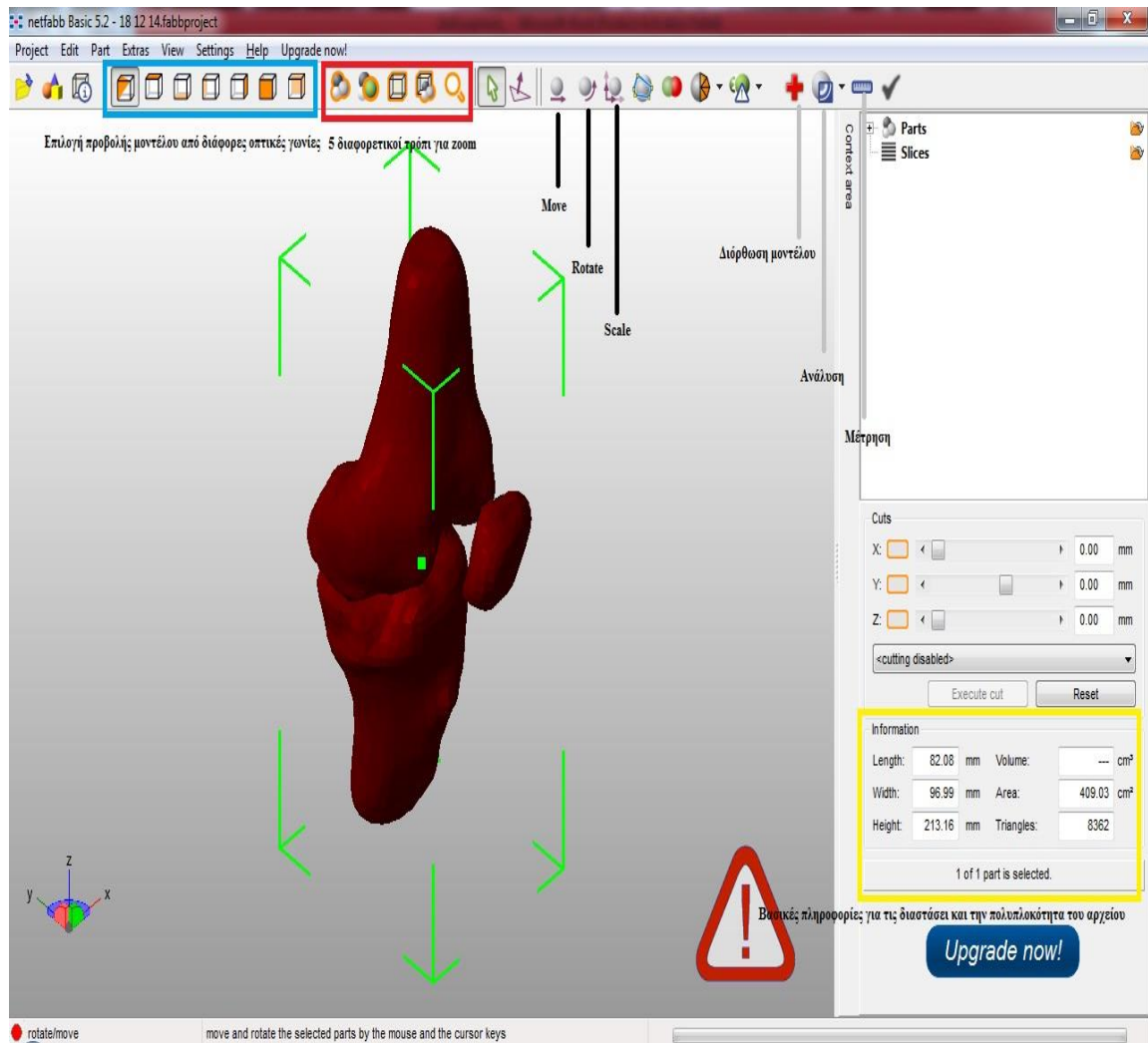


Σχήμα 60. Εξομάλυνση της γεωμετρίας του μοντέλο μέσω του Rhino

Μετά τη μείωση των πολυγώνων του πλέγματος αποθήκευσα το αρχείο ως ένα νέο αρχείο .stl.

4.1.5 Εισαγωγή του αρχείου στο λογισμικό Netfabb για τελικές διορθώσεις

Το Netfabb έχει μερικά βασικά χαρακτηριστικά τα οποία φαίνονται στο παρακάτω σχήμα. Όλα τα στοιχεία και τα χαρακτηριστικά που είναι χρήσιμα επισημαίνονται και θα εξηγηθούν βήμα προς βήμα.



Σχήμα 61. Το γραφικό περιβάλλον του Netfabb και περιγραφή ορισμένων στοιχείων

Διάφορες προβολές

Μπορούμε να περιστρέψουμε το μοντέλο μας πατώντας και κρατώντας πατημένο το δεξί κλικ του ποντικιού και στη συνέχεια, σέρνοντας το ποντίκι γύρω από το μοντέλο. Για να επαναφέρουμε την αρχική προβολή, έχουμε 7 κουμπιά προβολής. Η πρώτη θα εμφανιστεί τη βασική 3D προβολή. Τα άλλα 6 αντιπροσωπεύουν μια πλευρά του πλαισίου προβολής γύρω από το μοντέλο.



Σχήμα 62. Τα κουμπιά προβολής από διαφορετική οπτική γωνία

Τρόποι zoom-αρίσματος

Για μεγέθυνση και σμίκρυνση του μοντέλου μας, μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τον τροχό κύλισης του ποντικιού. Τα κουμπιά αυτά υπάρχουν για να μεγεθύνουμε το μοντέλο χωρίς τροχό κύλισης. Από αριστερά προς τα δεξιά έχουμε: Zoom to fit, Zoom to fit of select part (green part), Zoom to platform, Zoom to all και το τελευταίο είναι zoom to selected area. Κάνουμε ένα τετράγωνο με το αριστερό πλήκτρο του ποντικιού για να επιλέξουμε την περιοχή που θέλουμε να μεγεθύνουμε.



Σχήμα 63. Τα κουμπιά μεγέθυνσης

Βασικές πληροφορίες

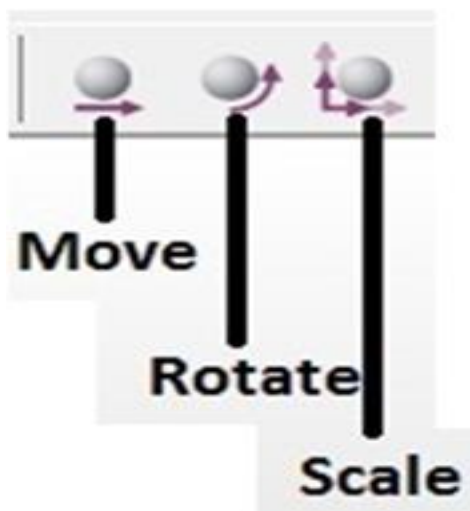
Αυτές οι πληροφορίες προβάλλουν τις διαστάσεις του επιλεγμένου τμήματος. Ένα STL αρχείο που αποτελείται από πολλαπλά κελύφη αποτελεί ένα σώμα. Μόνο όταν φορτωθούν περισσότερα από ένα αρχείο ή διαιρεθεί ένα μέρος εντός του Netfabb θα έχουμε πολλαπλά τμήματα. Η προβολή πληροφοριών σχετικά με την δεξιά γωνία μιλά από μόνη της. Το πλάτος και το ύψος και το μήκος είναι τα μεγέθη όπου οι τιμές τους φαίνονται εντός του πλαισίου. Ο αριθμός περιοχής αντιπροσωπεύει το συνολικό εμβαδόν επιφανείας. Και, τέλος, φαίνεται ο αριθμός των τριγώνων που αποτελούν το μοντέλο.

Information					
Length:	82.08	mm	Volume:	---	cm ³
Width:	96.99	mm	Area:	409.03	cm ²
Height:	213.16	mm	Triangles:	8362	
1 of 1 part is selected.					

Σχήμα 64. Η πληροφορία για τις διαστάσεις του μοντέλου έτσι όπως παρέχονται από το Netfabb.

Μετακίνηση, περιστροφή κλιμάκωση

Με το κουμπί Move μπορούμε να μετακινήσουμε ένα επιλεγμένο μέρος από τα υπόλοιπα ή από την προέλευσή του. Με το κουμπί Rotate μπορούμε να περιστρέψουμε το μοντέλο γύρω από το κέντρο του. Τέλος το κουμπί Scale μας δίνει τη δυνατότητα να κάνουμε το μοντέλο μας μικρότερο ή μεγαλύτερο ανάλογα με την τιμή που δίνουμε.



Σχήμα 65. Τα κουμπιά της μετακίνησης, περιστροφής και κλιμάκωσης

Διόρθωση, ανάλυση, μέτρηση

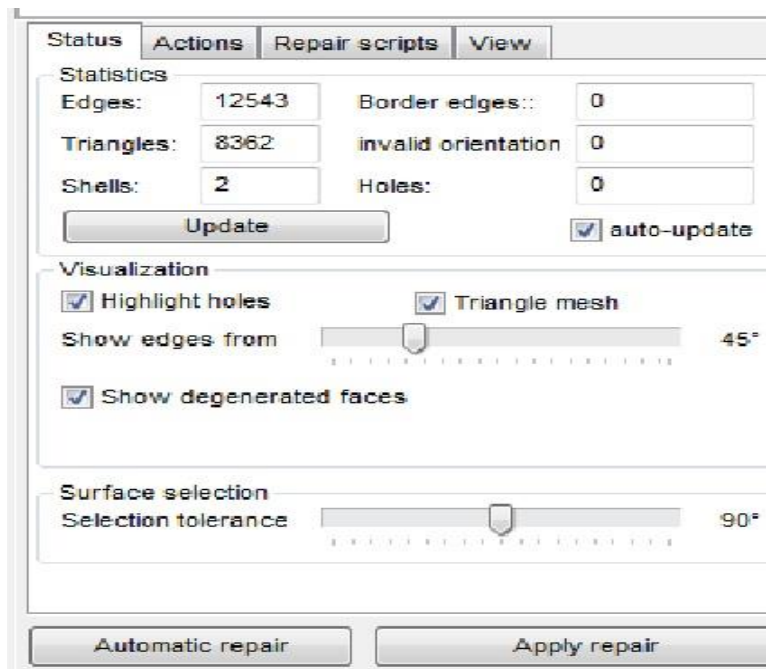
Αυτά είναι τα κουμπιά που απαιτούνται για να διορθωθεί το μοντέλο μας. Το κουμπί της ανάλυσης δίνει περισσότερες πληροφορίες σχετικά με το μοντέλο εκτός από τις βασικές πληροφορίες, οι οποίες είναι ήδη γνωστές. Για παράδειγμα, μας πληροφορεί αν έχουμε τρύπες, οριακές κορυφές, τρίγωνα ή κακές κορυφές στο μοντέλο. Το κουμπί της διόρθωσης είναι το εργαλείο που χωρίζει το Netfabb από άλλα λογισμικά αναγνώρισης STL. Το εργαλείο αυτό κάνει την ίδια ανάλυση με εκείνη του πλήκτρου ανάλυσης, αλλά, με τη διαφορά ότι με τις εντολές που δίνουμε μπορούμε να επισκευάσουμε τις όποιες ατέλειες. Το τελευταίο κουμπί είναι αυτό της μέτρησης. Αυτό μας επιτρέπει μετρήσουμε την απόσταση μεταξύ των τριγώνων.



Σχήμα 66. Τα κουμπιά της ανάλυσης, επιδιόρθωσης και της μέτρησης

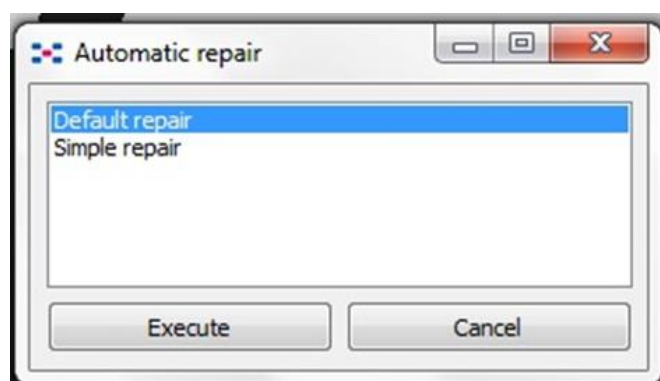
Επιδιόρθωση του μοντέλου

Για την επιδιόρθωση του μοντέλου πάτησα πάνω στον κόκκινο σταυρό, δηλαδή το κουμπί της επιδιόρθωσης. Πατώντας λοιπόν πάνω στο κουμπί της επιδιόρθωσης, εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο στα δεξιά.



Σχήμα 67. Η πληροφορία που προκύπτει από το κουμπί της επιδιόρθωσης

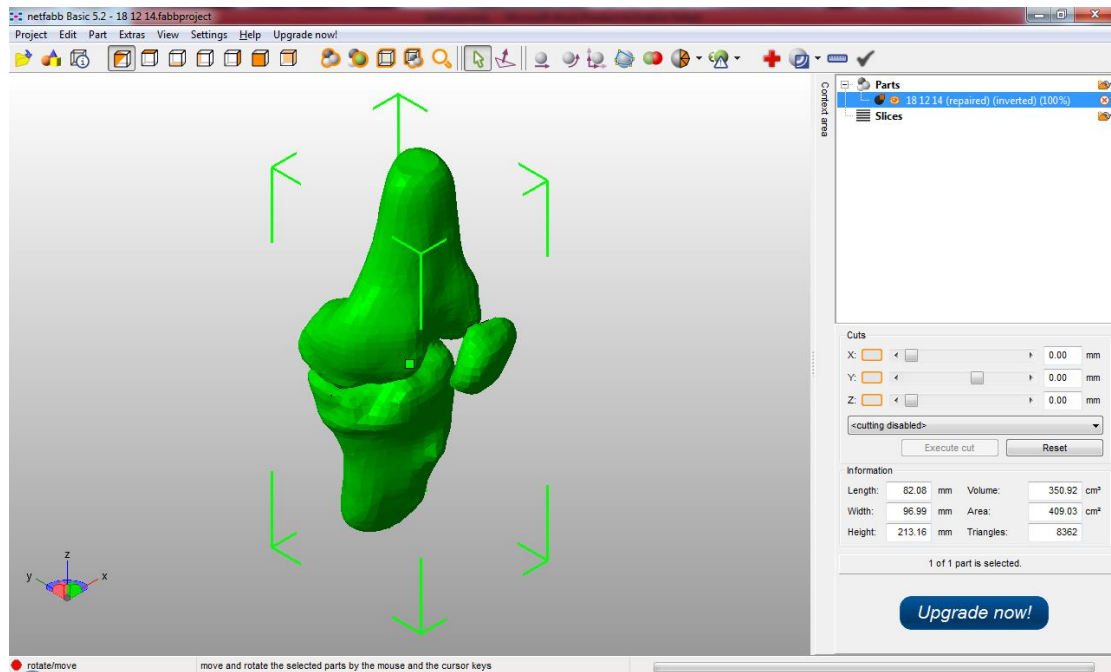
Έπειτα πάτησα πάνω πάνω στο κουμπί Automatic repair και μετά εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο στη μέση της οθόνης.



Σχήμα 68. Το νέο παράθυρο που εμφανίζεται στη μέση της οθόνης

Έπειτα επέλεξα την Default repair και πάτησα Execute. Μετά από αυτό οι τιμές που εμφανίστηκαν στο Σχήμα 67 μεταβάλλονται.

Στο Σχήμα 61 παρατηρείται ότι το μοντέλο έχει ένα βυσσινί χρώμα, αυτό σημαίνει ότι το αρχείο δεν είναι ένα καλό αρχείο STL και εμφανίζει ατέλειες. Αυτό διορθώθηκε κάνοντας την εξής ενέργεια: *Part > invert normals*. και στο μενού που εμφανίζεται πάτησα yes. Έτσι το ατελές αρχείο αντικαταστάθηκε από ένα νέο επιδιορθωμένο αρχείο, το οποίο έχει πράσινο χρώμα, όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα.

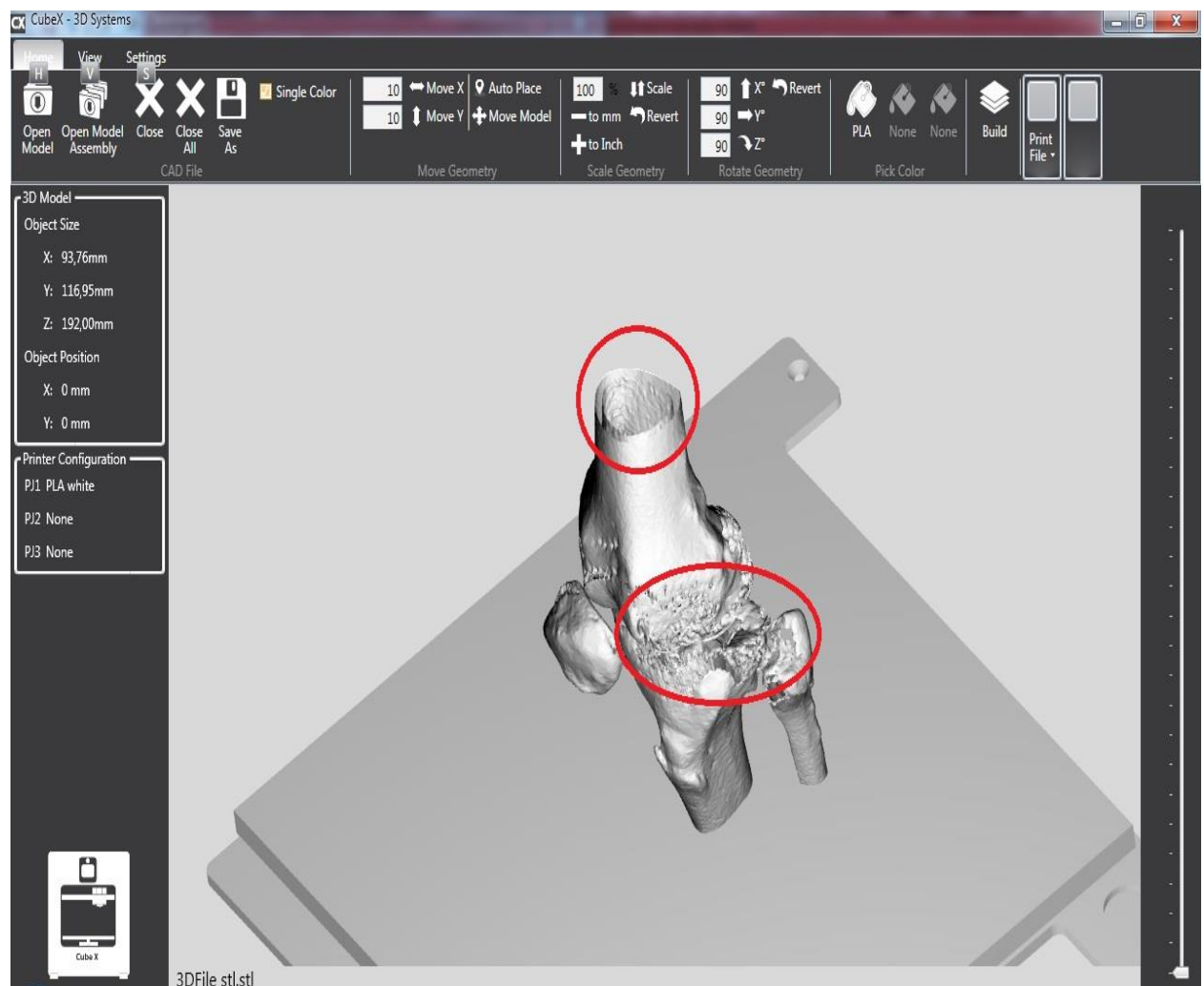


Σχήμα 69. Το νέο επιδιορθωμένο αρχείο

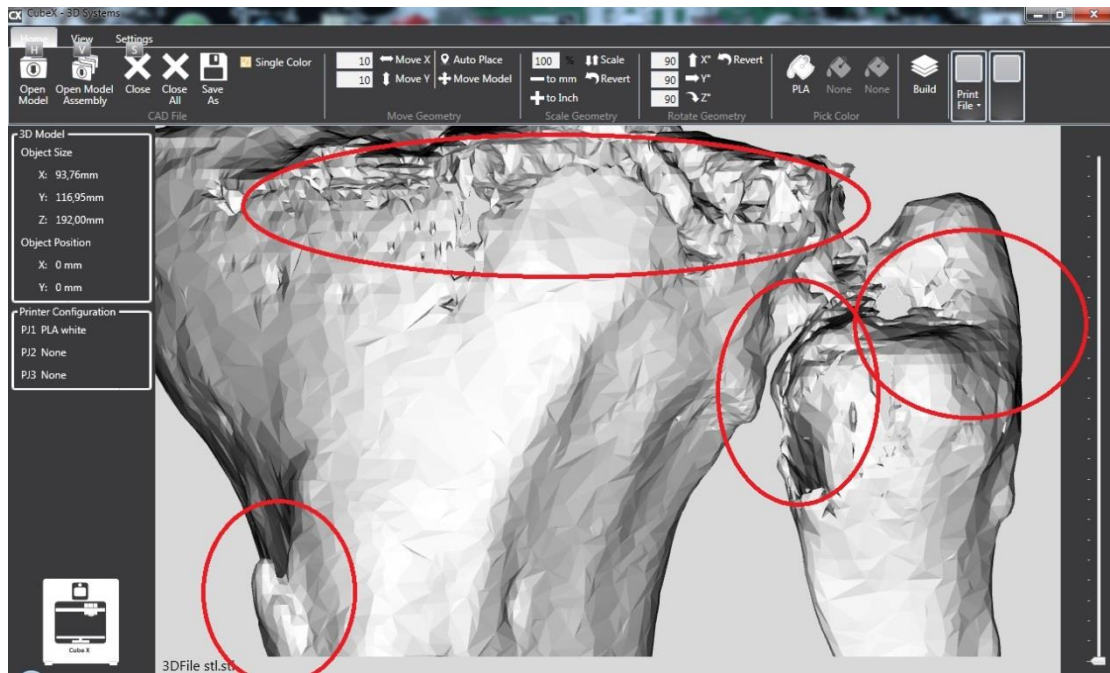
Έπειτα αποθήκευσα το νέο αρχείο STL, στο οποίο έχουν καλυφθεί όλες οι επιφάνειες και έχουν διορθωθεί οι οποιεσδήποτε ατέλειες που θα αποτελούσαν εμπόδιο για την ομαλή εκτύπωση του μοντέλου. Αυτό έγινε από το μενού με τον εξής τρόπο: *Part > Export Part > as STL (binary)*.

4.2 Εκτύπωση αρχείου STL

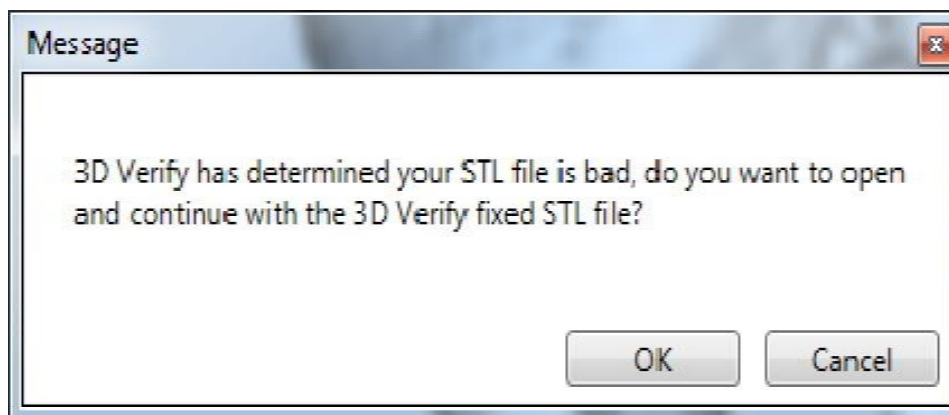
Όπως προαναφέρθηκε, το μοντέλο έπρεπε να περάσει από μια διαδικασία επεξεργασίας η οποία θα του εξασφάλιζε τη συμπαγή γεωμετρία και τις χωρίς κενά επιφάνειες. Αυτό έπρεπε να γίνει γιατί όταν το αρχικό μοντέλο, το οποίο διέθετε πολλές ατέλειες, περνούσε ως είσοδος στο λογισμικό του εκτυπωτή εμφανιζόταν ένδειξη που χαρακτήριζε το αρχείο "Bad STL" και με τα κενά που είχε το μοντέλο και σε συνδυασμό με την κακή γεωμετρία που είχε στην επιφάνεια του η εκτύπωση θα ήταν αδύνατη. Αυτό φαίνεται στα Σχήματα 70, 71, 72.



Σχήμα 70. Η απεικόνιση του μοντέλου στο λογισμικό Cubex, με κόκκινο είναι επισημαίνονται οι τρύπες και η κακή γεωμετρία στην επιφάνεια του μοντέλου



Σχήμα 71. Άλλη μία απεικόνιση των ατελειών του μοντέλου μέσα από το λογισμικό Cubex.



Σχήμα 72. Η ένδειξη που βγάζει το λογισμικό για το αρχείο STL που έχει τις παραπάνω ατέλειες.

4.2.1 Ο εκτυπωτής Cubex και το λογισμικό του

Ο εκτυπωτής CubeX 3D, ο οποίος αναπτύχθηκε από την εταιρία 3D Systems, δημιουργεί τρισδιάστατα μέρη με τεχνικές εκτύπωσης που θερμαίνουν το υλικό προκειμένου να εξωθήσει μια λεπτή κλωστή από πλαστικό, η οποία προσκολλάται κατά την εκτύπωση στην πλακέτα του εκτυπωτή και σιγά σιγά δημιουργείται το κάθε στρώμα. Η πλακέτα του εκτυπωτή χαμηλώνει μετά από κάθε στρώμα, έτσι ώστε το κάθε στρώμα να χτίζεται πάνω στο τελευταίο. Αυτή η διαδικασία συνεχίζεται στρώση-στρώση, μέχρι να δημιουργηθεί πλήρως το μοντέλο.



Σχήμα 73. Ο εκτυπωτής Cubex

Πριν από την εκτύπωση, το αρχείο ανοίγει στο λογισμικό του Cubex, το οποίο δημιουργεί ένα .cubex αρχείο. Το αρχείο αυτό πρέπει να διαβαστεί από τον εκτυπωτή για τη διαδικασία της εκτύπωσης. Πρώτα όμως το αρχείο αυτό πρέπει να αποθηκευτεί σε ένα USB Flash το οποίο συνδέεται απευθείας στον εκτυπωτή στην ειδική θύρα USB που διαθέτει. Ο εκτυπωτής έπειτα για να χτίσει το μοντέλο αρχίζει να εξάγει ένα νήμα λιωμένου πλαστικού το οποίο φτάνει στην κεφαλή εκτύπωσης μέσω σωλήνων παροχής και με πηγή τη θήκη που έχει στο εσωτερικό της ποσότητα πλαστικού υλικού.



Σχήμα 74. Όταν ο εκτυπωτής αρχίζει να ψεκάζει πάνω στην πλακέτα εκτύπωσης

4.2.2 Υλικά εκτύπωσης

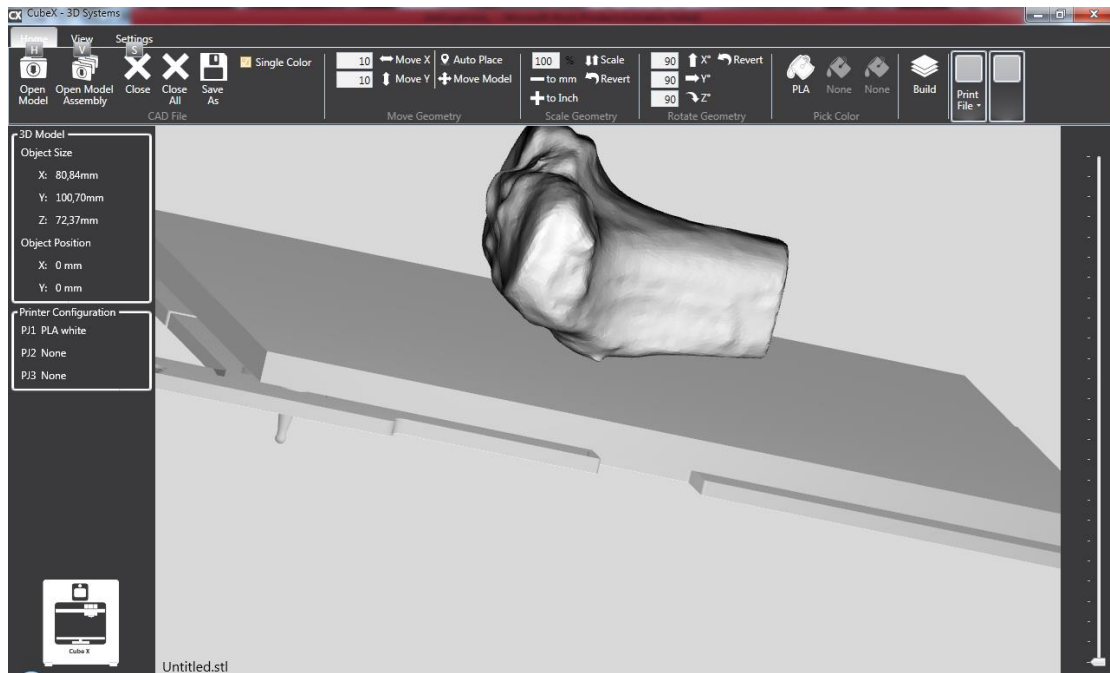
Ο Cubex χρησιμοποιεί δύο τύπους εκτιπώσιμων υλικών, τα οποία είναι το PLA και το ABS. Το κάθε ένα από αυτά έχει τα δικά του πλεονεκτήματα και χρησιμοποιούνται αναλόγως με τις απαιτήσεις της εκτύπωσης.

Το PLA είναι ένα σκληρό πλαστικό το οποίο έχει χαμηλό αντίκτυπο στο περιβάλλον. Προέρχεται από ανανεώσιμες πηγές και έχει ως βάση το άμυλο. Είναι προτιμότερο να χρησιμοποιείται PLA κατά την εκτύπωση πολύ μεγάλων τμημάτων στον CubeX καθώς είναι πιο σταθερό υλικό εκτύπωσης. Το PLA είναι το βέλτιστο υποστηρικτικό υλικό για βιομηχανικά εξαρτήματα ABS. Επιπλέον το PLA έχει την ικανότητα να διαλύεται σε καυστικά διαλύματα σόδας. Το ABS είναι ένα πολύ γνωστό πλαστικό γνωστό για την αντοχή του και τις βιομηχανικές του ιδιότητες. Ως υλικό κατασκευής, το ABS είναι καλό τόσο για μικρά όσο και μεγάλα τμήματα. Το ABS επιπλέον λειτουργεί ως ένα εξαιρετικό υλικό υποστήριξης για πολύ μεγάλα τμήματα PLA.

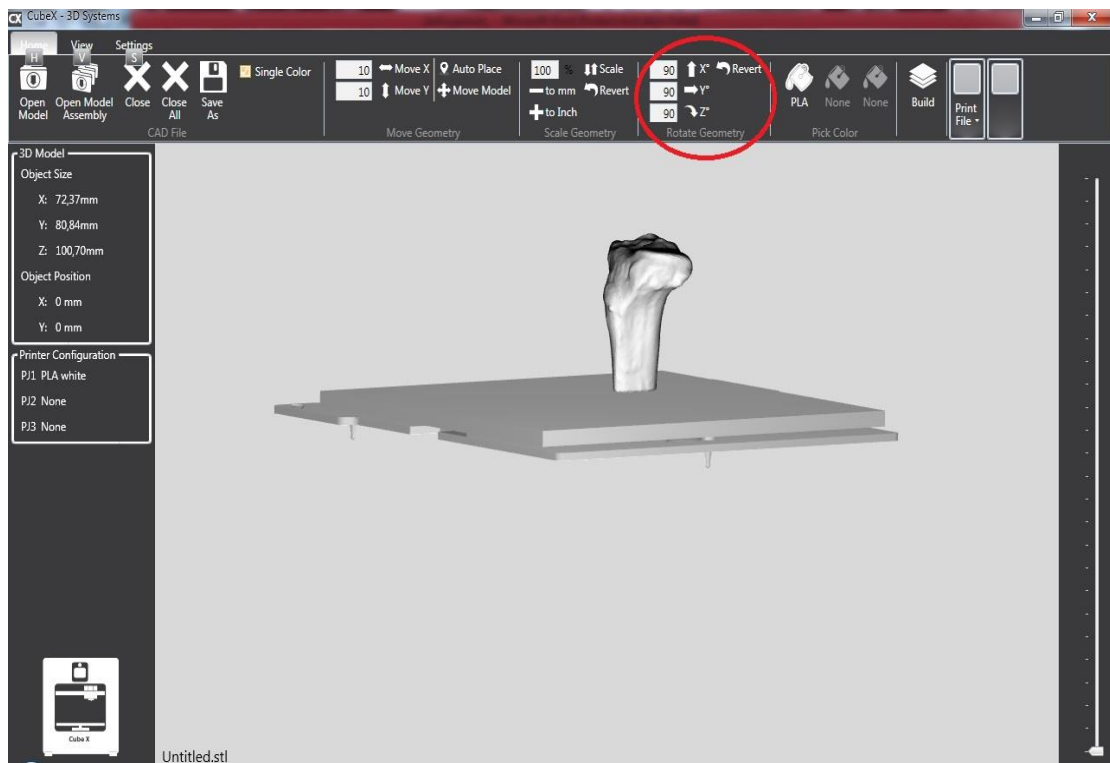
4.2.3 Η διαδικασία της εκτύπωσης

Για τη διαδικασία εκτύπωσης του γονάτου, προτιμήθηκε να γίνουν δύο εκτυπώσεις, μία για κάθε μέρος του γονάτου δηλαδή. Αυτό έγινε διότι όπως φαίνεται και σε παραπάνω Σχήματα το ένα μέρος(πάνω) βρίσκεται στον αέρα και αυτό εμπόδιζε την ομαλή εκτύπωση, επομένως το αρχικό αρχείο χωρίστηκε σε δύο τελικά αρχεία STL τα οποία περιείχαν από ένα μέρος του γονάτου.

Αφού λοιπόν εισήχθη το αρχείο στο λογισμικό του εκτυπωτή, πρέπει να τοποθετηθεί καταλλήλως πάνω στον εξομοιωτή της πλακέτας ώστε να διευκολύνει την εκτύπωση και να μην την καταστήσει αδύνατη. Στο Σχήμα 75 φαίνεται ότι το μοντέλο δεν τοποθετήθηκε σωστά από το λογισμικό, γιατί ουσιαστικά ακουμπάει με μία κορυφή στην πλακέτα και το υπόλοιπο κομμάτι βρίσκεται στον αέρα, αυτό θα δυσκολέψει τη σωστή εναπόθεση υλικού κατά την εκτύπωση. Οπότε με τις κατάλληλες αλλαγές στους άξονες x,y,z, το υλικό τοποθετήθηκε όπως φαίνεται και στο Σχήμα 76 ώστε να ακουμπάει σωστά στην πλακέτα για να γίνει με σωστό τρόπο η εναπόθεση υλικού από την κεφαλή του εκτυπωτή

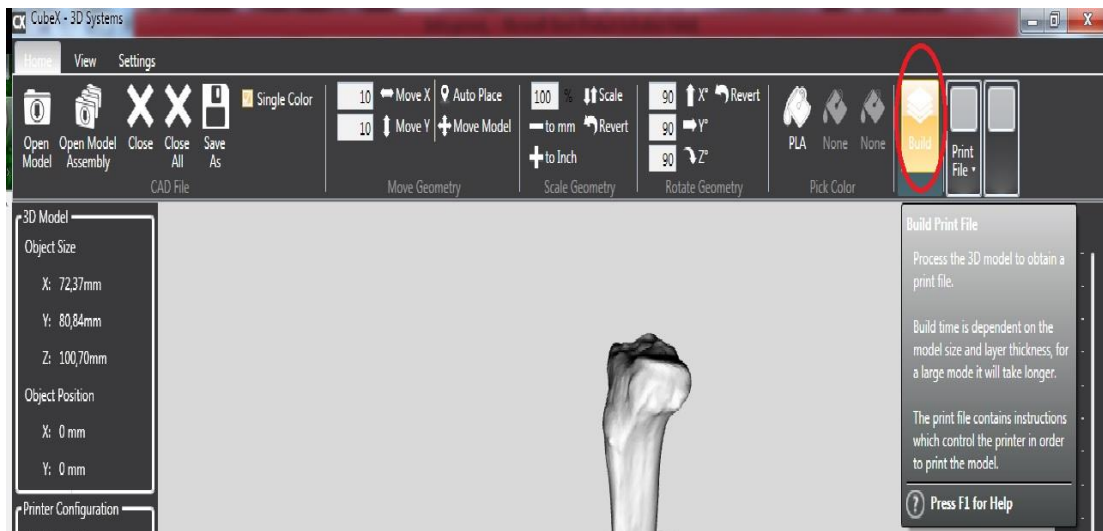


Σχήμα 75. Το μοντέλο όπως το εισήγαγε το λογισμικό, φαίνεται ότι δεν ακουμπάει σωστά πάνω στην πλακέτα.

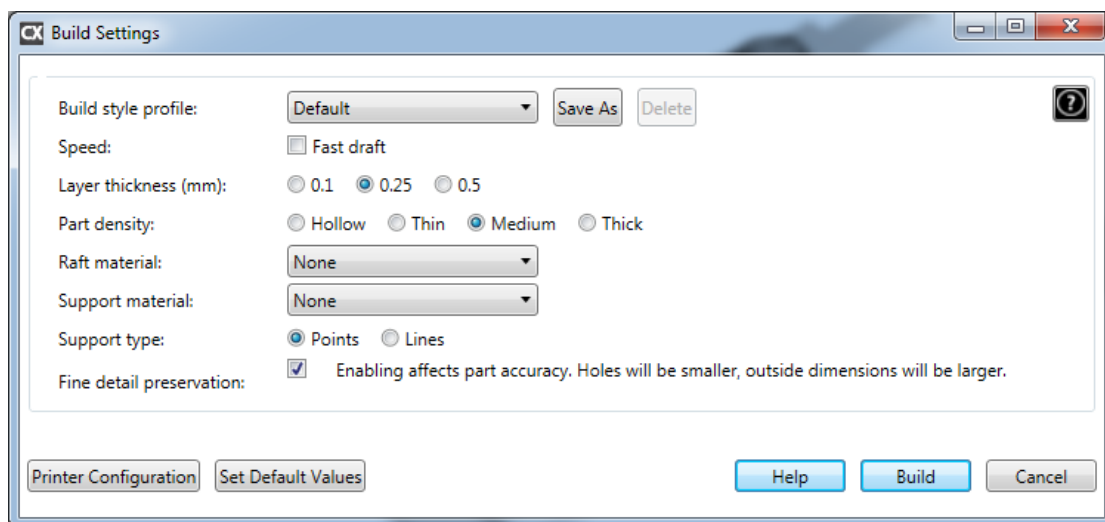


Σχήμα 76. Έπειτα από τις κατάλληλες ενέργειες προσανατολισμού στους άξονες x,y,z το μοντέλο εφάπτεται ακριβώς πάνω στην πλακέτα του εκτυπωτή

Για να αρχίσει να δρομολογείται η διαδικασία της μοντελοποίησης και της τελική εκτύπωσης, πατήθηκε το κουμπί Build από τη γραμμή εργαλείων. Με το κουμπί αυτό το λογισμικό επεξεργάζεται το μοντέλο για να προκύψει το νέο εκτυπώσιμο τρισδιάστατο αρχείο. Ο χρόνος αναμονής εξαρτάται από το μέγεθος του αρχείου και την πολυπλοκότητά του. Πατώντας το Build εμφανίζεται το παράθυρο που φαίνεται στο Σχήμα 78 και έχει να κάνει με τις τελικές ρυθμίσεις που αφορούν τα χαρακτηριστικά της εκτύπωσης. Στη συγκεκριμένη εργασία επιλέχθηκαν οι ρυθμίσεις που φαίνονται στο Σχήμα 78. και υλικό PLA white.



Σχήμα 77. Το κουμπί Build στο λογισμικό Cubex



Σχήμα 78. Το παράθυρο με τις τελικές ρύθμισης πριν την εκτύπωση

Αφού ολοκληρωθεί η Build διαδικασία αποθηκεύεται το .cubex file σε εάν USB το οποίο τοποθετείται στην ειδική θύρα USB όπως φαίνεται και στο Σχήμα 79.



Σχήμα 79. Τοποθέτηση του USB flash drive στην ειδική USB θύρα του 3D-Printer.

Ύστερα τοποθετήθηκε ένα στρώμα ειδική κόλλας στην πλακέτα του εκτυπωτή και συγκεκριμένα στη θέση που πρόκειται να τοποθετηθεί το μοντέλο. Αυτό γίνεται για να στερεωθεί καλά το μοντέλο σε μία θέση και να μην μετακινηθεί κάτι που θα ήταν καταστροφικό για την διαδικασία της κατασκευής του μοντέλου.



Σχήμα 80. Τοποθέτηση ειδικής κόλλας στην πλακέτα του εκτυπωτή στη θέση που πρόκειται να κατασκευαστεί το μοντέλο.

4.2.4 Παρατηρήσεις κατά την εκτύπωση

Ο εκτυπωτής ξεκίνησε να εναποθέτει λιωμένα στρώματα πλαστικού PLA πάνω στην πλακέτα. Αφού δημιουργήθηκε μία συμπαγής βάση, η κεφαλή άρχισε να τυπώνει κάθετα στηρίγματα και μετά να χτίζει ένα περίγραμμα γύρω από αυτά, με αποτέλεσμα να αρχίσει να σχηματίζεται το μοντέλο από κάτω προς τα πάνω. Η διαδικασία της εκτύπωσης διακόπηκε 2 φορές, επειδή κόπηκε το PLA πλαστικό μέσα στους σωλήνες παροχής υλικού. Μετά τη λύση αυτού του προβλήματος η διαδικασία συνεχίστηκε κανονικά και εκτυπώθηκε το μοντέλο που φαίνεται στο παρακάτω σχήμα. Για την ολοκλήρωση της εκτύπωσης του γονάτου έγιναν δύο εκτυπώσεις μία για κάθε μέρος και διήρκεσαν από πέντε ώρες περίπου η κάθε μία.



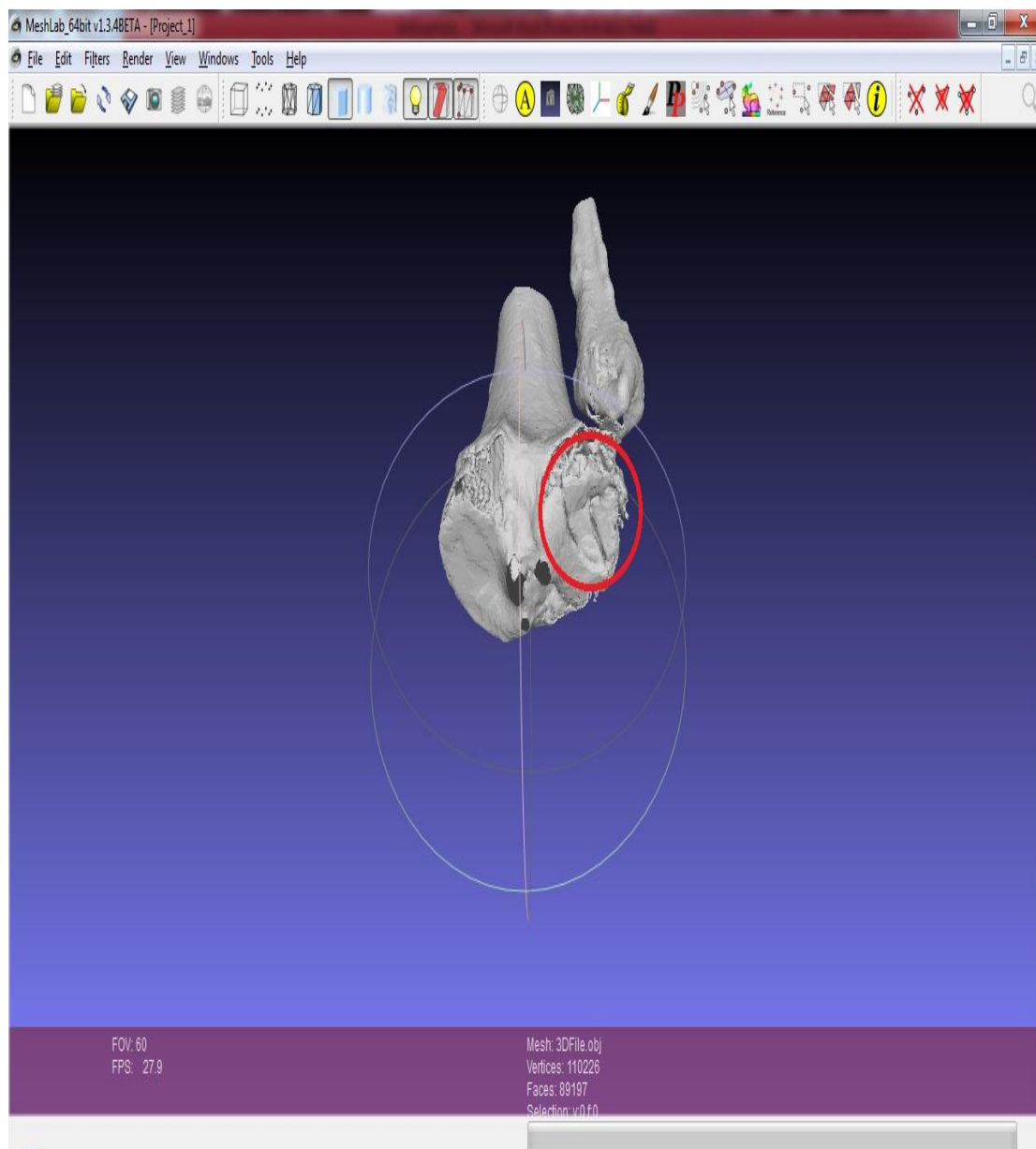
Σχήμα 81. Το 1^ο εκτυπωμένο μοντέλο



Σχήμα 82. Το 2^ο εκτυπωμένο μοντέλο

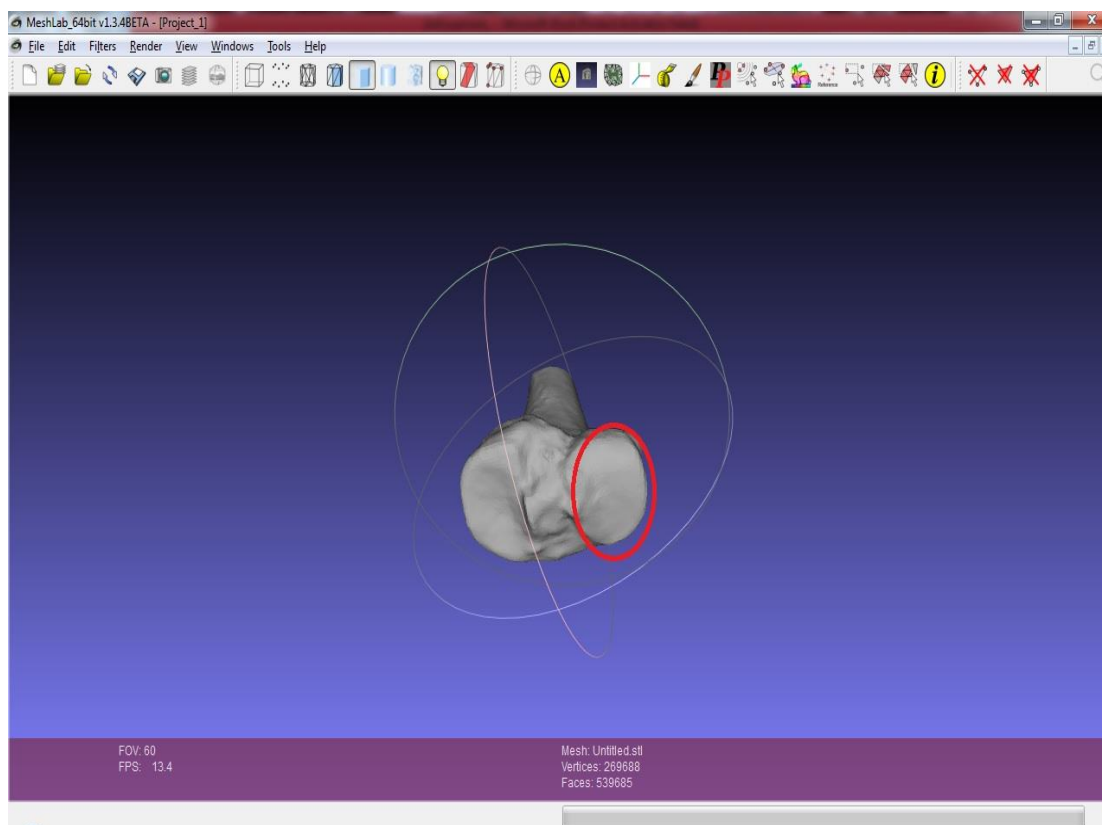
4.4 Δημιουργία μοντέλου γονάτου με κάταγμα

Τα αρχεία .stl και .obj που χρησιμοποιήθηκαν για την εργασία αυτή δημιουργήθηκαν από αρχεία dicom αξονικών τομογραφιών μέσω του λογισμικού Osirix. Οι αξονικές αυτές τομογραφίες απεικόνιζαν ένα γόνατο με κάταγμα όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα., από ασθενή που νοσηλεύεται στο Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Λάρισας.



Σχ. 83 Μέσα στο περίγραμμα φαίνονται οι ρωγμές στο γόνατο

Όπως όμως αναφέρθηκε σε προηγούμενες παραγράφους τα αρχεία παρουσίαζαν σημαντικά σφάλματα, όπως το ότι δεν ήταν συμπαγή ή ότι είχαν πολύπλοκες γεωμετρικές επιφάνειες, τα οποία καθιστούσαν αδύνατη την εκτύπωση. Για να καλυφθούν αυτά τα κενά το τρισδιάστατο μοντέλο μετατράπηκε σε ένα σύννεφο σημείων. Έπειτα με τη χρήση αλγορίθμων τα σημεία αυτά ενώθηκαν και ουσιαστικά το γόνατο όπως περιγράφεται και παραπάνω έχει δημιουργηθεί από την αρχή. Αυτό έχει ως συνέπεια η επιφάνεια στην οποία βρίσκεται το κάταγμα να δημιουργηθεί από την αρχή και το κάταγμα να μην υπάρχει στην καινούργια επιφάνεια και να έχει εξαλειφθεί.



Σχ. 84 Μέσα στο περίγραμμα φαίνεται η περιοχή όπου βρισκόταν το κάταγμα και τώρα έχει εξαφανιστεί

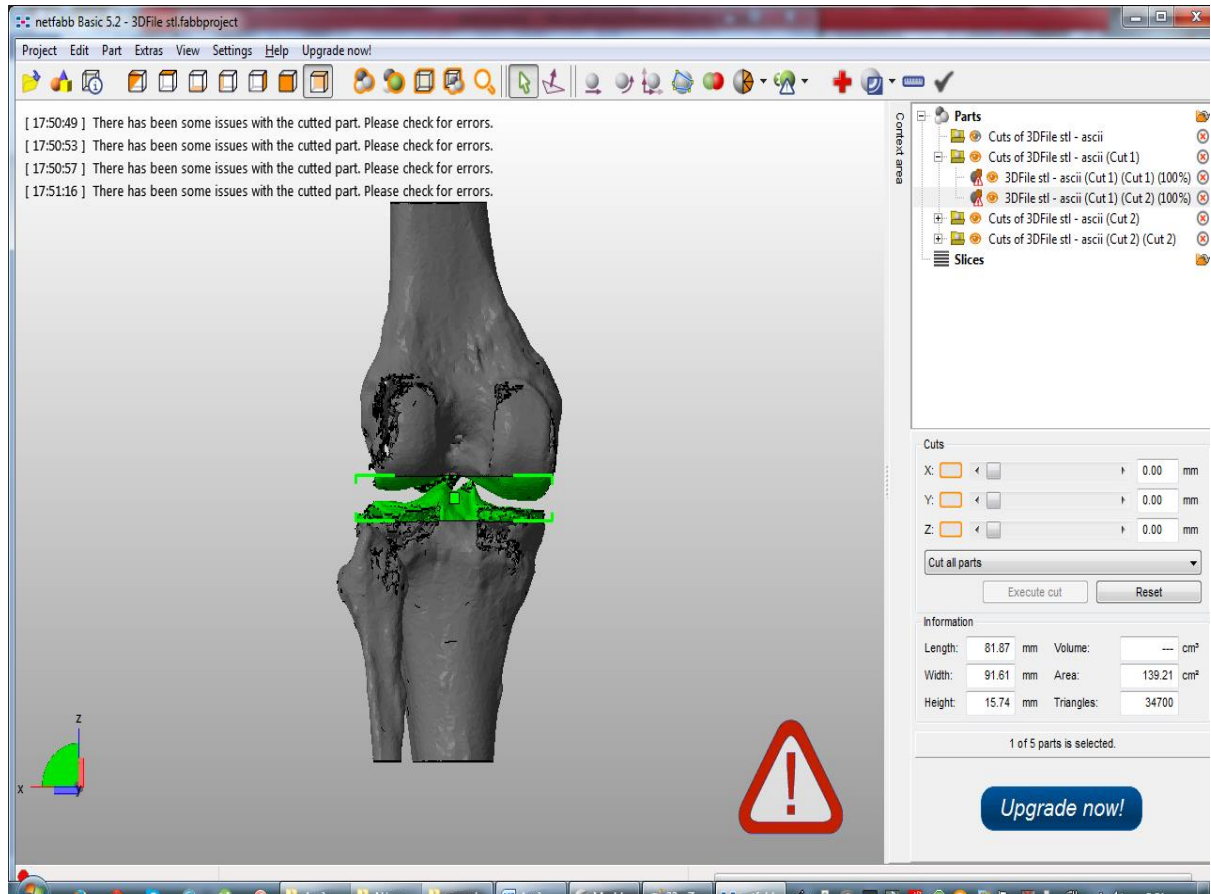
Για να προκύψει ένα τρισδιάστατο μοντέλο το οποίο θα πληροί τις προδιαγραφές της εκτύπωσης αλλά να απεικονίζει και το γόνατο χρησιμοποιήθηκε και το λογισμικό meshmixer σε συνδυασμό με το netfabb.



Σχ. 85 Το λογισμικό meshmixer

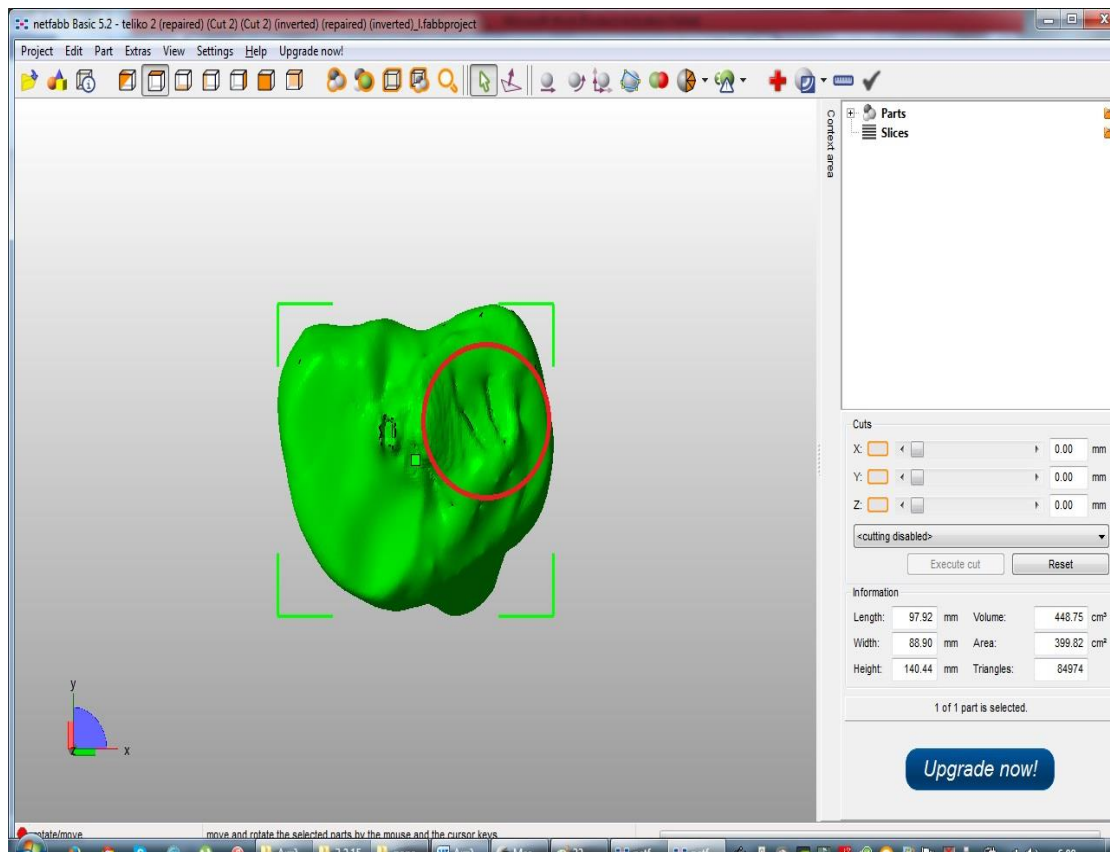
Η διαδικασία που ακλουθήθηκε έχει ως εξής

1. Πρώτα εισήχθη στο netfabb το αρχικό μοντέλο και έπειτα με την διεργασία Cut απομονώθηκε η ΠΕ(Περιοχή Ενδιαφέροντος) η οποία έχει το κάταγμα και αποθηκεύτηκε ως ένα ξεχωριστό αρχείο stl.



Σχ. 86 Με πράσινο απεικονίζεται η περιοχή που απομονώθηκε και αποθηκεύτηκε ως ξεχωριστό αρχείο stl

2. Έπειτα στο meshmixer έγινε εισαγωγή του καινούργιου αρχείου αλλά και του διορθωμένου αρχείου το οποίο είχε προκύψει από το σύννεφο σημείων
3. Στο επόμενο βήμα η επιφάνεια με το κάταγμα τοποθετήθηκε ακριβώς επάνω στην αντίστοιχη επιφάνεια του διορθωμένου μοντέλου καλύπτοντας την
4. Στη συνέχεια με τη λειτουργία Combine του meshmixer τα δύο μοντέλα συγχωνεύτηκαν σε ένα και έγινε export ενός καινούργιου stl αρχείου το οποίο είναι συμπαγές χωρίς κενά και έχει και το κάταγμα στην επιφάνειά του όπως το αρχικό αρχείο.



Σχ. 87 Το καινούργιο αρχείο το οποίο προέκυψε από την συγχώνευση, στο περίγραμμα φαίνεται η φθορά που έχει υποστεί το γόνατο

Κεφάλαιο 5

Συμπεράσματα

5 Συμπεράσματα

Η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης εξελίσσεται διαρκώς και νέα μοντέλα εκτυπωτών με εξελιγμένες δυνατότητες βγαίνουν στην παραγωγή. Επιπλέον από πολλούς επιστήμονες και ερευνητές αναφέρεται ως η τρίτη βιομηχανική επανάσταση καθώς στο μέλλον πολλά από τα προϊόντα που χρειάζεται ένα νοικοκυριό ή μια επιχείρηση δεν θα αγοράζονται έτοιμα, φτιαγμένα σε κάποιο εργοστάσιο. Αντίθετα, θα παράγονται επιτόπου από έναν τρισδιάστατο εκτυπωτή, ο οποίος θα τοποθετεί διαδοχικές στρώσεις από το υλικό κατασκευής μέχρι να πάρει την τελική του μορφή το αντικείμενο, αυτό θα έχει ως συνέπεια το μικρότερο κόστος παραγωγής και το αντικείμενο που παράγεται θα είναι απόλυτα προσαρμοσμένο στις ανάγκες του χρήστη του.

Η καινοτομία αυτή θα φέρει ραγδαίες αλλαγές σε πολλούς τομείς, όσον αφορά στον τομέα της Ιατρικής, ο οποίος ήταν και το επίκεντρο της συγκεκριμένης εργασίας, θα βρει πολλές εφαρμογές καθώς η τρισδιάστατη τεχνολογία δοκιμάζεται ολοένα περισσότερο, και με μεγάλη επιτυχία, για τη δημιουργία εμφυτευμάτων τα οποία χρησιμοποιούνται σε χειρουργικές επεμβάσεις. Τα συγκεκριμένα εμφυτεύματα είναι κατασκευασμένα με βάση τις διαγνωστικές εξετάσεις των ασθενών και είναι «κομμένα και ραμμένα» στην ανατομία τους, κάτι που σημαίνει πως μειώνεται η πιθανότητα επιπλοκών, αλλά και ο χρόνος ανάρρωσης. Θετικά ήταν τα δείγματα από αρκετές επεμβάσεις που έγιναν μέσα στο 2014 και χρησιμοποίησαν για πρώτη φορά τέτοια εμφυτεύματα, αποδεικνύοντας παράλληλα πως οι 3D εκτυπωτές μάλλον θα περάσουν πρώτα από τα χειρουργεία, πριν καταφθάσουν στα σπίτια μας.

Στην παρούσα Διπλωματική Εργασία δημιουργήθηκε ένα τρισδιάστατο μοντέλο γονάτου, το οποίο προέκυψε από τις μετατροπές των αρχείων ιατρικών εξετάσεων DICOM ενός ασθενούς, μέσω του Osirix. Το τρισδιάστατο αυτό μοντέλο το οποίο απεικόνιζε το κάταγμα στο γόνατο ενός ασθενή αποθηκεύτηκε σε αρχείο τύπου .obj. Έπειτα το αρχείο αυτό εισήχθη στο λογισμικό MeshLab, όπου αφού απομακρύνθηκε ο θόρυβος, το μοντέλο μετατράπηκε σε ένα σύννεφο σημείων και με τη χρήση αλγορίθμων το μοντέλο ανακατασκευάστηκε. Έπειτα το μοντέλο υπέστη μια σειρά επεξεργασιών και βελτιστοποιήσεων μέσω των λογισμικών Rhinoceros και Netfabb με σκοπό να περιοριστούν τα σφάλματα και να αποκτήσει την κατάλληλη γεωμετρία ώστε να μπορεί να εκτυπωθεί και να μην έχει αλλοιωθεί η δομή του. Το γόνατο που εκτυπώθηκε ήταν υγιές χωρίς να παρουσίαζε προβλήματα. Τέλος για την κατασκευή και εκτύπωση του γονάτου το οποίο έχει υποστεί το κάταγμα έπρεπε να συγχωνευτούν σε ένα αρχείο το υγιές μοντέλο με αυτό που παρουσίαζε το πρόβλημα ώστε να δρομολογηθεί και η εκτύπωση του γονάτου με το κάταγμα.

Αυτό που προέκυψε ως συμπέρασμα κατά τη διάρκεια εκπόνησης αυτής της εργασίας είναι ότι η τρισδιάστατη εκτύπωση σηματοδοτεί ένα επίτευγμα σταθμό του σύγχρονου τεχνολογικού κόσμου. Είναι ένας από τους πιο γρήγορα αναπτυσσόμενους τομείς της επιστήμης και έχει δώσει ερεθίσματα σε πολλούς ερευνητές άλλων τομέων, ώστε όλοι μαζί να συνεισφέρουν στην γενικότερη ανάπτυξη. Η τρισδιάστατη εκτύπωση δίνει τη δυνατότητα στον κάθε άνθρωπο να έχει μία συσκευή τρισδιάστατης εκτύπωσης και να κατασκευάσει οτιδήποτε επιθυμεί ή χρειάζεται με χαμηλό κόστος παραγωγής. Εάν βέβαια ξεπεραστεί και το υψηλό κόστος των εκτυπωτών τρισδιάστατης εκτύπωσης τότε θα επέλθουν θετικές κοινωνικές συνέπειες διότι έτσι ανοίγει το δρόμο της δημιουργικότητας στον καθένα που ενδιαφέρεται. Με τον τρόπο αυτό υπόσχεται ενδιαφέρουσες προοπτικές για το μέλλον. Είναι πια βέβαιο ότι η τρισδιάστατη εκτύπωση θα αποτελέσει τη βιομηχανία του μέλλοντος και θα παίξει καθοριστικό ρόλο στα επόμενα χρόνια.

Ο τομέας της 3D εκτύπωσης όπως προαναφέρθηκε αναπτύσσεται συνεχώς εδώ και 30 χρόνια περίπου και πλέον σήμερα δεν αποτελεί προνόμιο μόνο των βιομηχανιών αλλά μπορεί να βρεθεί και μέσα στα σπίτια του κάθε ανθρώπου. Η εξέλιξη αυτή είχε ως απόρροια τη "γέννηση" της τετραδιάστατης εκτύπωσης(4D printing) η οποία βρίσκεται ακόμη σε πρώιμο στάδιο. Η τετραδιάστατη εκτύπωση είναι σχεδόν όμοια με τρισδιάστατη εκτύπωση, η διαφορά τους όμως έγκειται στο γεγονός ότι η νέα τεχνολογία αυτή όχι μόνο επιτρέπει να εκτυπώνονται αντικείμενα, αλλά επιτρέπει τα αντικείμενα αυτά να αναμορφώνουν τον εαυτό τους ή να αυτό-συναρμολογούνται με την πάροδο του χρόνου, επιπλέον η αναμόρφωση αυτή μπορεί να επέλθει επίσης και με μεταβολές στις συνθήκες του περιβάλλοντος, για παράδειγμα το αντικείμενο μεταβάλλεται κάθε φορά που αλλάζει η θερμοκρασία.

Κεφάλαιο 6

Βιβλιογραφία

6 Βιβλιογραφία

1. «3D Printing Technology» Gaurav Tyagi, Technical Director/DIO, NIC-Muzaffarnagar, UP
2. http://en.wikipedia.org/wiki/3D_printing
3. «Medical Applications of Rapid Prototyping» - A New Horizon Vaibhav Bagaria- Senior Consultant Orthopaedic and Joint Replacement surgeon. Dept of Orthopaedic Surgery. Columbia Asia Hospital, Ghaziabad, NCR Delhi , Darshana Rasalkar- Department of Diagnostic Radiology and Organ Imaging, The Chinese University of Hong Kong, Prince of Wales Hospital, Shalini Jain Bagaria- Consultant Gynecologist and laparoscopic Surgeon, ORIGYN Clinic, Ghaziabad and Jami Ilyas- Department of Orthopaedics, Royal Perth Hospital, Perth WA
4. «Use of rapid prototyping and three-dimensional reconstruction modeling in the management of complex fractures». Bagaria V, Deshpande S, Rasalkar DD, Kuthe A, Paunipagar BK. Eur J Radiol. 2011 Jan 20
5. «Rapid 3-dimensional prototyping for surgical repair of maxillofacial fractures: a technical note»Wagner JD, Baack B, Brown GA, Kelly J.. J Oral Maxillofac Surg 2004
6. «Design and preparation of polymeric scaffolds for tissue engineering.»Weigel T, Schinkel G, Lendlein A. Expert Rev Med Devices 2006
7. «Alternative Methods for Custom Implant Production Utilizing a Combination of Rapid Prototyping Technology and Conventional Investment Casting» B.A. Weeden, A.P. Sanders, D.L. LaSalle, G.P. Trottier Jolmson & Jolmon Professional, Inc.
8. «Preliminary Report: Accuracy between Computed Tomography, Three-Dimensional Model and Rapid Prototyping Model for Hip Joint Surgery» R.Dhakshyani Department of Engineering Design & Manufacture Faculty of Engineering University of Malaya
9. «Label-Guided Snake for Bone Segmentation and Its Application on Medical Rapid Prototyping» Shengzhe Li, Xuenan Cui, Naw Chit Too June, Hakil Kim School of Information and Communication Engineering, Inha University 402-751, Incheon, Republic of Korea Kyu-Sung Kwack, M.D., PhD Department of Radiology Ajou University School of Medicine 443-721, Suwon, Republic of Korea
10. «Study on Creating Human Tibia Geometrical Models» Marko Veselinovic1, Nikola Vitkovic, Dalibor Stevanovic, Miroslav Trajanovic, Stojanka Arsic, Jelena Milovanovic, Milos Stojkovic Proceedings of the 3rd International Conference on E-Health and Bioengineering - EHB 2011, 24th-26th November, 2011, Iași, Romania

11. «Medical rapid prototyping applications and methods» L.C. Hieu and N. Zlatov J. Vander Sloten E. Bohez L. Khanh and P.H. Binh P. Oris Y. Toshev
12. «The use of rapid prototyping to assist medical applications» I. Gibson, L.K. Cheung, S.P. Chow, W.L. Cheung, S.L. Beh, M. Savalani, S.H. Lee, Rapid Prototyping Journal, Vol. 12 Iss: 1, pp.53 - 58 (2006)
13. «RP in medicine: a case study in cranial reconstructive surgery» Sunil Gopakumar- Graduate Research Associate, Department of Systems Science and Industrial Engineering, T.J. Watson School of Engineering, State University of Binghamton, Binghamton, New York, USA, Rapid Prototyping Journal, Vol. 10 Iss: 3, pp.207 - 211
14. «Relationship Between Reverse Engineering and Rapid Prototyping» Y.F. Zhang, Y.S. Wong, and H.T. Loh, Springer Series in Advanced Manufacturing 2008, pp 119-139
15. «Σχεδιασμός και ανάπτυξη συστατικών στοιχείων λογισμικού διαχείρισης ιατρικών αρχείων DICOM» Αντώνιος Σ. Κορδατζάκης-Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών
16. «Building Anatomical Models from CT and MRI Scans for Orthopedic Preoperative Planning and Custom Implant Construction» Sam M. Wood, 111, M.S., Quyen Tong, B.S., Adrian Dupr6 B.S., Ronald E. Barr, Ph.D. Jeff Mast, M.D. Dept. of Mech. Eng., Texas Univ., Austin, TX
17. www.cubify.com
18. «Δυναμική απεικόνιση στατιστικών στοιχείων χρήσης, συστημάτων αρχειοθέτησης και μεταφοράς ιατρικών εικόνων (PACS), μέσω τεχνολογιών διαδικτύου» Κούρκας Γιώργος-Τ.Ε.Ι. Κρήτης Τεχνολογία Ιατρικών Συστημάτων
19. www.youtube.com/watch?v=PWM6EGVVNQU
20. «Marching Intersections: an Efficient Resampling Algorithm for Surface Management» C. Rocchini, P. Cignoni, F. Ganovelli, C. Montani, P. Pingi, R., Scopigno Istituto di Scienza e Tecnologie dell'Informazione Consiglio Nazionale delle Ricerche Loc. San Cataldo, Pisa - Italy
21. «Digital Geometry Processing Poisson Mesh Reconstruction» C. Gotsman & M. Kazhdan Technion, Johns Hopkins Univ.
22. «Poisson Surface Reconstruction» Michael Kazhdan- Johns Hopkins University, Baltimore MD, USA, Matthew Bolitho- Microsoft Research, Redmond WA, USA and Hugues Hoppe- Microsoft Research, Redmond WA, USA
23. «Process and Web Application Development of Medical Applications of Additive Manufacturing» Juho Vehviläinen- Aalto University School of Science
24. «Osirix as a resource» Tonya Limberg Biomedical Visualization, Unoversity of Illnois at Chicago
25. «Preparing Rhino files for 3D Printing» Facundo Miri- McNeel Miami

