



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ
ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ

**Ανάπτυξη συστήματος τρισδιάστατης ενδοσκοπικής απεικόνισης
πραγματικού χρόνου με τη χρήση point cloud μεθοδολογιών**

Βασίλειος Τσιάμης

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
Επιβλέποντες
Πλαγιανάκος Βασίλειος
Αλεξίου Αθανάσιος

Λαμία 9 Σεπτεμβρίου, έτος 2015



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ
ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ**

**Ανάπτυξη συστήματος τρισδιάστατης ενδοσκοπικής απεικόνισης
πραγματικού χρόνου με τη χρήση point cloud μεθοδολογιών**

Βασίλειος Τσιάμης

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Επιβλέποντες
Πλαγιανάκος Βασίλειος
Αλεξίου Αθανάσιος**

Λαμία 9 Σεπτεμβρίου, έτος 2015

Με ατομική μου ευθύνη και γνωρίζοντας τις κυρώσεις ⁽¹⁾, που προβλέπονται από της διατάξεις της παρ. 6 του άρθρου 22 του Ν. 1599/1986, δηλώνω ότι:

1. Δεν παραθέτω κομμάτια βιβλίων ή άρθρων ή εργασιών άλλων αυτολεξεί **χωρίς να τα περικλείω σε εισαγωγικά** και χωρίς να αναφέρω το συγγραφέα, τη χρονολογία, τη σελίδα. Η αυτολεξεί παράθεση χωρίς εισαγωγικά χωρίς αναφορά στην πηγή, είναι λογοκλοπή. Πέραν της αυτολεξεί παράθεσης, λογοκλοπή θεωρείται και η παράφραση εδαφίων από έργα άλλων, συμπεριλαμβανομένων και έργων συμφοιτητών μου, καθώς και η παράθεση στοιχείων που άλλοι συνέλεξαν ή επεξεργάστηκαν, χωρίς αναφορά στην πηγή. Αναφέρω πάντοτε με πληρότητα την πηγή κάτω από τον πίνακα ή σχέδιο, όπως στα παραθέματα.
2. Δέχομαι ότι η αυτολεξεί **παράθεση χωρίς εισαγωγικά**, ακόμα κι αν συνοδεύεται από αναφορά στην πηγή σε κάποιο άλλο σημείο του κειμένου ή στο τέλος του, είναι αντιγραφή. Η αναφορά στην πηγή στο τέλος π.χ. μιας παραγράφου ή μιας σελίδας, δεν δικαιολογεί συρραφή εδαφίων έργου άλλου συγγραφέα, έστω και παραφρασμένων, και παρουσίασή τους ως δική μου εργασία.
3. Δέχομαι ότι υπάρχει επίσης περιορισμός στο μέγεθος και στη συχνότητα των παραθεμάτων που μπορώ να εντάξω στην εργασία μου εντός εισαγωγικών. Κάθε μεγάλο παράθεμα (π.χ. σε πίνακα ή πλαίσιο, κλπ), προϋποθέτει ειδικές ρυθμίσεις, και όταν δημοσιεύεται προϋποθέτει την άδεια του συγγραφέα ή του εκδότη. Το ίδιο και οι πίνακες και τα σχέδια.
4. Δέχομαι όλες τις συνέπειες σε περίπτωση λογοκλοπής ή αντιγραφής.

Ημερομηνία: 09/09/2015

Ο Δηλών

(Υπογραφή)

(1) «Όποιος εν γνώσει του δηλώνει ψευδή γεγονότα ή αρνείται ή αποκρύπτει τα αληθινά με έγγραφη υπεύθυνη δήλωση του άρθρου 8 παρ. 4 Ν. 1599/1986 τιμωρείται με φυλάκιση τουλάχιστον τριών μηνών. Εάν ο υπαίτιος αυτών των πράξεων σκόπευε να προσπορίσει στον εαυτόν του ή σε άλλον περιουσιακό όφελος βλάπτοντας τρίτον ή σκόπευε να βλάψει άλλον, τιμωρείται με κάθειρξη μέχρι 10 ετών.

**Ανάπτυξη συστήματος τρισδιάστατης ενδοσκοπικής απεικόνισης
πραγματικού χρόνου με τη χρήση point cloud μεθοδολογιών**

Βασίλειος Τσιάμης

Τριμελής Επιτροπή:

Πλαγιανάκος Βασίλειος

Αθανάσιος Αλεξίου

Μπάγκος Παντελεήμων

Περίληψη

Αντικείμενο της παρούσης πτυχιακής εργασίας είναι η μελέτη τρισδιάστατων απεικονιστικών μεθόδων μέσω της τεχνολογίας point cloud, η εφαρμογή των μεθόδων επί μελέτη σε περιβάλλον προσομοίωσης ενδοσκοπικής και η ανάπτυξη ενός συστήματος τρισδιάστατης μορφολογικής απεικόνισης πραγματικού χρόνου της περιοχής στόχευσης κατά τη διάρκεια ενδοσκοπικών επεμβάσεων. Βασικός στόχος της εργασίας είναι η ανάπτυξη λογισμικού ικανού να αναδείξει τις βασικές λειτουργίες και δυνατότητες των καμερών με αισθητήρα βάθους (τύπου Kinect) και τις προοπτικές χρήσης τους σε τρισδιάστατες ιατρικές απεικονιστικές εφαρμογές, όπως επίσης και η συνδυαστική χρήση point cloud μεθοδολογιών και πραγματικών ιατρικών δεδομένων (DICOM) με σκοπό τη δημιουργία εργαλείου μοντελοποίησης τρισδιάστατων δομών (τρειςδιάστατου μοντέλου) και επιφανειών, αναγνώριση χαρακτηριστικών και στοίχιση μεταξύ τους με βάση τα κοινά χαρακτηριστικά που παρουσιάζουν.

Περιεχόμενα

1. Εισαγωγή.....	7
2. Ενδοσκοπηση	7
2.1 Ιστορική αναδρομή ενδοσκοπίων	8
2.2 Πλεονεκτήματα χρήσης ενδοσκοπίων	9
2.3 Τρισδιάστατα Ενδοσκόπια	10
3. Τεχνολογία Point Cloud.....	12
3.1 Ανασκόπηση	12
3.2 Point Cloud Library (PCL)	13
3.3 Kinect.....	13
4. Υλικό και λογισμικό	14
4.1 Λογισμικό.....	14
4.2 Περιβάλλον προσομοίωσης	15
5. Η εφαρμογή.....	18
5.1 Κατασκευή τρισδιάστατου μοντέλου.....	19
5.1.1 Κατασκευή τρισδιάστατου μοντέλου με τη χρήση της PCL	19
5.1.2 Κατασκευή μοντέλου με τη χρήση ιατρικών εικόνων DICOM.....	25
5.2 Η παραθυρική εφαρμογή	28
5.2.1 Η εφαρμογή.....	28
6. Συμπεράσματα	34
7. Βιβλιογραφία	35
Παράρτημα Α – Τμήματα κώδικα εφαρμογής.....	36
Παράρτημα Α1	36
Παράρτημα Α2.....	37
Παράρτημα Α3.....	38
Παράρτημα Α4.....	39
Παράρτημα Α5.....	40
Παράρτημα Β – Αποτελέσματα	41
Παράρτημα Β1 – Σκόπευση 0°	41
Παράρτημα Β2 – Σκόπευση 15°	43
Παράρτημα Β3 – Σκόπευση 25°	45
Παράρτημα Β4 – Σκόπευση 35°	47
Παράρτημα Β5 – Σκόπευση 45°	49
Παράρτημα Β6 – Σκόπευση 55°	51
Παράρτημα Β7 – Σκόπευση 65°	54
Παράρτημα Β8 – Σκόπευση 75°	56
Παράρτημα Β9 – Σκόπευση 90°	58

1. Εισαγωγή

Ο ευρύτερος χώρος της ιατρικής προσπαθούσε διαχρονικά να ανακαλύψει τρόπους βελτιστοποίησης του ήδη υπάρχοντος εξοπλισμού και των μεθόδων που χρησιμοποιούνται σε διαδικασίες παροχής ιατρικής περίθαλψης, εκμεταλλευόμενος τη συνεχή και ραγδαία εξέλιξη της τεχνολογίας τόσο σε νέα υλικά όσο και σε νέες μεθόδους. Θεωρούμε λοιπόν ότι οι χώροι της Ιατρικής και της Βιοϊατρικής τεχνολογίας είναι δυο συγκοινωνούντα δοχεία, άμεσα εξαρτώμενα το ένα από το άλλο. Από τη μια, κάθε νέα τεχνολογική ανακάλυψη στο χώρο της Βιοϊατρικής μπορεί να ωφελήσει και εξελίξει τις διάφορες ιατρικές διαδικασίες και από την άλλη η συνεχής απαίτηση για εύρεση νέων λύσεων σε ιατρικά θέματα βοηθά στην άμεση εξέλιξη της Βιοϊατρικής. Ένας πολύ απαιτητικός χώρος μελέτης, έρευνας και εφαρμογής των δύο αυτών επιστημών είναι τα συστήματα ιατρικής απεικόνισης, τα οποία αποτελούν ένα πολύ σημαντικό εργαλείο της ιατρικής για την ασφαλέστερη, γρηγορότερη και ποιοτικότερη παροχή ιατρικών υπηρεσιών τόσο για διαγνωστικούς όσο και θεραπευτικούς σκοπούς. Η παρούσα πτυχιακή εργασία ασχολείται στο σύνολο της με τη μελέτη των ενδοσκοπίων, την εξέταση των ήδη υπάρχοντων τεχνολογικών μέσων για την υλοποίηση ενδοσκοπικών συστημάτων καθώς και τις διάφορες κατευθύνσεις που έχουν ακολουθηθεί για την ανάπτυξη τους, επικεντρώνοντας περισσότερο στα τρισδιάστατα ενδοσκόπια και τη τρισδιάστατη απεικόνιση. Αξιοποιώντας τις δυνατότητες που προσφέρονται από τις κάμερες που διαθέτουν αισθητήρες υπέρυθρων, έγινε προσπάθεια ανάπτυξης ενός ολοκληρωμένου συστήματος τρισδιάστατης ιατρικής ενδοσκόπησης, τόσο από άποψη υλικού όσο και λογισμικού, χρησιμοποιώντας την τεχνολογία Point Cloud. Το τελικό αποτέλεσμα είναι μία εύχρηστη παραθυρική εφαρμογή η οποία μπορεί να προσφέρει τις βασικές λειτουργίες των υπέρυθρων καμερών σε πραγματικό χρόνο και συγχρόνως ένα εργαλείο στοίχισης τρισδιάστατων ανατομικών μοντέλων τμημάτων του εσωτερικού του ανθρώπινου σώματος με τρισδιάστατες εικόνες που λαμβάνονται κατά τη χρήση της εφαρμογής.

2. Ενδοσκόπηση

Η ενδοσκόπηση είναι η μέθοδος εξέτασης των εσωτερικών κοιλοτήτων και οργάνων του ανθρώπινου σώματος με τη χρήση ενδοσκοπίου. Η ενδοσκόπηση μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο για διαγνωστικούς όσο και για θεραπευτικούς σκοπούς. Το σύγχρονο ενδοσκόπιο είναι ένας εύκαμπτος επιμήκης σωλήνας με ενσωματωμένη πηγή ψυχρού φωτός και έναν οπτικό αισθητήρα δύο διαστάσεων. Η ονομασία των ενδοσκοπίων αλλάζει ανάλογα με την περιοχή εφαρμογής τους και συγχρόνως αλλάζει και ο τρόπος εισαγωγής στο ανθρώπινο σώμα. Για παράδειγμα:

- i) Το λαπαροσκόπιο χρησιμοποιείται στην ενδοσκόπηση της κοιλιακής χώρας και της πυέλου. Εισάγεται στο εσωτερικό του σώματος από μία μικρή τομή κοντά στην υπό εξέταση περιοχή.
- ii) Το λαρυγγοσκόπιο χρησιμοποιείται στην ενδοσκόπηση του λάρυγγα και των φωνητικών χορδών. Εισάγεται στο ανθρώπινο σώμα από το στόμα ή τη μύτη.
- iii) Το βρογχοσκόπιο χρησιμοποιείται στην ενδοσκόπηση της τραχείας και των βρόγχων. Εισάγεται από το στόμα ή τη μύτη.

Τα σύγχρονα συστήματα ενδοσκόπησης αποτελούνται από ένα σύνολο επιμέρους συστατικών-εξαρτημάτων, με σκοπό την παραγωγή κατάλληλου φωτός για το

φωτισμό της περιοχής εφαρμογής και παράλληλα τη λήψη εικόνας από την περιοχή αυτή, αναμετάδοση της έξω από το ανθρώπινο σώμα και παραγωγή βέλτιστης οπτικοποίησης. Στα πλαίσια της ανάπτυξης συστημάτων φωτισμού έχουν χρησιμοποιηθεί ήδη εξωτερικές πηγές φωτός αλογόνου, αλογονιδίων και ξένου, με πιο διαδεδομένη χρήση αυτή των πηγών φωτισμού ξένου. Οι πηγές φωτός ξένου χρησιμοποιούν υψηλής πίεσης λαμπτήρες ξένου, σύμφωνα με τις οποίες το φως παράγεται κατά τη διέλευση του ηλεκτρικού ρεύματος από ιονισμένο ξένο παγιδευμένο σε συνθήκες υψηλής πίεσης. Το βασικό χαρακτηριστικό που πρέπει να έχει το παραγόμενο φως κατά τη διάρκεια μίας ενδοσκόπησης είναι η ομοιότητα του με το ηλιακό φως. Δύο είναι τα κριτήρια που καθορίζουν την ομοιότητα αυτή, η θερμοκρασία του χρώματος της πηγής φωτός και η απόδοση χρώματος το οποίο εκφράζει τη ποιότητα του αναπαραγόμενου χρώματος του φωτός. Οι πηγές φωτός ξένου πληρούν και τα δύο αυτά κριτήρια, αφού παράγουν ομοιογενές φάσμα λευκού φωτός υψηλής έντασης, πολύ κοντά στο φως της μέρας και συγχρόνως ο δείκτης απόδοσης χρώματος είναι άριστος. Συστήματα φωτισμού ξένου των 180 Watt είναι επαρκή για σχεδόν όλες τις ενδοσκοπικές εφαρμογές. Το παραγόμενο φως συγκεντρώνεται και οδηγείται μέσω του καλωδίου φωτός το οποίο αποτελείται από μία δέσμη οπτικών ινών στο ενδοσκόπιο. Η μετάδοση του φωτός μέσω του καλωδίου αυτού βασίζεται στην αρχή της ολικής εσωτερικής ανάκλασης μεταξύ του πυρήνα και του μανδύα της κάθε επιμέρους ίνας του καλωδίου. Πρόσφατα, παρουσιάστηκαν οι πρώτες εφαρμογές των LED (light emitting diode) πηγών φωτισμού σε ενδοσκοπικές εφαρμογές. Αυτές οι πηγές φωτισμού χαρακτηρίζονται από τις χαμηλές θερμοκρασίες του παραγόμενου φωτός, τη μεγαλύτερη διάρκεια ζωής και τις μικρές διαστάσεις τους, με αποτέλεσμα να είναι εφικτή η εγκατάστασή τους στην άκρη του ενδοσκοπίου ή περιφερειακά αυτού. Παρόλα τα πλεονεκτήματα των LED πηγών φωτισμού, το παραγόμενο φάσμα λευκού φωτός είναι ανομοιογενές όταν μεταδίδεται μέσω πολύ λεπτών οπτικών ινών. Η μετάδοση της εικόνας της εξεταζόμενης επιφάνειας πραγματοποιείται τόσο με τη χρήση οπτικών ινών όσο και με οπτικοηλεκτρονικό τρόπο. Ο τρόπος μετάδοσης της εικόνας αλλά και το μέγεθος της εξαρτάται από το είδος του ενδοσκοπίου που χρησιμοποιείται και την περιοχή εφαρμογής του. Στα συμπαγή παραδοσιακά ενδοσκόπια η εικόνα μεταδίδεται μέσω ενός οπτικού συστήματος φακών. Στα συμπαγή ενδοσκόπια αντίθετα, χρησιμοποιούνται δέσμες οπτικών ινών για το σκοπό αυτό, ενώ σταδιακά αντικαθίστανται από οπτικοηλεκτρονικά ενδοσκόπια. Τα οπτικοηλεκτρονικά ενδοσκόπια, τα γνωστά και ως βιντεοσκόπια χρησιμοποιούν στο άκρο ή στη βάση του ενδοσκοπίου οπτικούς αισθητήρες CCD (charged-coupled device), οι οποίοι μετατρέπουν την εικόνα σε ηλεκτρικό σήμα οπτικής πληροφορίας το οποίο οπτικοποιείται στη συνέχεια σε μία εξωτερική οθόνη. Τα βιντεοσκόπια υπερτερούν των ενδοσκοπίων οπτικών ινών ως προς την ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας [1].

2.1 Ιστορική αναδρομή ενδοσκοπίων

Η πρώτη αναφορά της χρήσης ενδοσκοπίου τοποθετείται χρονολογικά στην εποχή του Ιπποκράτη (460–375π.Χ.), ο οποίος πρώτος περιέγραψε μία τεχνική ορθοσκόπησης με τη χρήση ενός κυλινδρικού σωλήνα. Στα ελληνιστικά και ρωμαϊκά χρόνια η χρήση ενδοσκοπίων ήταν ευρεία όπως μαρτυρούν ευρήματα ανασκαφών στην Πομπηία και το Δίον. Η εξέλιξη βέβαια του σύγχρονου ενδοσκοπίου πέρα από την προϋπάρχουσα διατυπωμένη ιδέα, ξεκίνησε στις αρχές του 18^{ου} αιώνα. Το 1806 ο Philip Bozzini κατασκεύασε το πρώτο αυτόνομο ενδοσκόπιο το οποίο διέθετε ως

πηγή φωτός μία λυχνία την οποία ονόμασε “Lichtleiter” (οδηγός φωτός). Η ιατρική κοινότητα εκείνης της εποχής απαγόρευσε τη χρήση της συσκευής στον άνθρωπο και ο Bozzini τη δοκίμασε μόνο σε κοιλότητες ζώων. Η πρώτη εφαρμογή αυτού του ενδοσκοπίου στον άνθρωπο πραγματοποιήθηκε πολύ αργότερα από τον Jean Desormeaux το 1853. Το 1887 ο Maximilian Nitze προσάρτησε στο κυστεοσκόπιο που κατασκεύασε, έναν ηλεκτρικό λαμπτήρα ως πηγή φωτός. Ο Nitze επίσης ήταν ο πρώτος που κατάφερε να εξάγει ενδοσκοπικές εικόνες. Ο George Kelling το 1901 επιχείρησε για πρώτη φορά μία πειραματική μέθοδο λαπαροσκόπησης της περιτοναϊκής κοιλότητας σε σκύλο. Η εφαρμογή του ενδοσκοπίου στον άνθρωπο μέχρι τότε ήταν διαγνωστική, και στις περισσότερες περιπτώσεις η εισαγωγή του ενδοσκοπίου πραγματοποιούνταν από τις φυσικές εισόδους στις ανθρώπινες κοιλότητες. Στις αρχές του 1930 δημοσιεύθηκαν οι πρώτες προσπάθειες λαπαροσκοπικών μεθόδων που δεν περιορίζονταν μόνο στη διάγνωση, εισάγοντας τις βάσεις για την ενδοσκοπική χειρουργική. Τα ενδοσκόπια εκείνης της περιόδου ήταν άκαμπτοι επιμήκεις σωλήνες, μέχρι το 1932 όταν και ο Rudolph Schindler κατασκεύασε το πρώτο εύκαμπτο γαστροσκόπιο μήκους 75 εκατοστών το οποίο επέτρεπε την εξέταση ακόμη και αν ο σωλήνας του ενδοσκοπίου ήταν λυγισμένος. Τις επόμενες δεκαετίες μέχρι και το 1970 η λαπαροσκόπηση αποτέλεσε απαραίτητο εργαλείο στην άσκηση της γυναικολογίας. Τη δεκαετία του 1960 κατασκευάζεται ένα νέο υλικό, το αποκαλούμενο glass fiber (γυάλινες ίνες) και πολύ γρήγορα τράβηξε την προσοχή πολλών επιστημονικών κλάδων. Από τις πρώτες εφαρμογές του νέου αυτού υλικού ήταν η χρήση του στα ιατρικά ενδοσκόπια, τα fiberscopes. Ο δημιουργός του πρώτου ενδοσκοπίου ινών ήταν ο Basil Hirschowitz, ο οποίος χρησιμοποίησε την ιδιότητα των γυάλινων ινών να μεταφέρουν φως ακόμη και όταν είναι λυγισμένες. Το 1982 για πρώτη φορά έγινε προσπάθεια ενσωμάτωσης οπτικού αισθητήρα CCD στο ενδοσκόπιο εισάγοντας τον όρο βιντεοσκόπιο (videoscope). Η συσκευή αυτή μετέτρεπε την εικόνα σε ηλεκτρικό σήμα για την οπτικοποίηση της στην οθόνη. Για πρώτη φορά εφαρμόστηκε σε λαπαροσκοπική χολοκυστεκτομή το 1987 από τον Phillippe Mouret και μέχρι το 1991 καθιερώθηκε ως επέμβαση ρουτίνας. Το 2002 παρουσιάστηκε το πρώτο σύστημα ενδοσκόπησης βασισμένο σε τεχνολογία HDTV [2].

2.2 Πλεονεκτήματα χρήσης ενδοσκοπίων

Τα πλεονεκτήματα της χρήσης των ενδοσκοπίων στη σύγχρονη ιατρική είναι πολύπλευρα και μπορούν να χωριστούν ανάλογα με την ομάδα ενδιαφερόντων. Έτσι λοιπόν για τον εγχειριζόμενο, που είναι και το επίκεντρο μίας τέτοιας επέμβασης, οι τομές κατά τη διάρκεια της εγχείρησης είναι μικρότερες με αποτέλεσμα οι ουλές μετά την επούλωση να μην είναι το ίδιο εμφανείς (άλλωστε οι επεμβάσεις με τη χρήση ενδοσκοπίων δεν ανήκουν τυχαία στον χώρο της ελάχιστα επεμβατικής χειρουργικής), μειώνεται ο κίνδυνος μολύνσεων και η απώλεια αίματος, μειώνονται οι μετεγχειρητικοί πόνοι και η πλήρης ανάρρωση επιτυγχάνεται ακόμη γρηγορότερα με αποτέλεσμα ο ασθενής να επιστρέφει στις καθημερινές ασχολίες του και την παραγωγικότητα σε συντομότερο χρονικό διάστημα. Ως προς τους ιατρούς και το ιατρικό προσωπικό, το ενδοσκόπιο προσφέρει καλύτερη οπτική επαφή του χειρουργού με την περιοχή εφαρμογής, το επίπεδο παροχής φροντίδας και ιατρικών υπηρεσιών αναβαθμίζεται, όπως επίσης και ο χρόνος μίας επέμβασης με τη χρήση ενδοσκοπίου μειώνεται. Οι νοσοκομειακές μονάδες αποκομίζουν οφέλη από τη χρήση του ενδοσκοπίου επίσης. Πλέον, αφού η ανάρρωση των ασθενών είναι συντομότερη

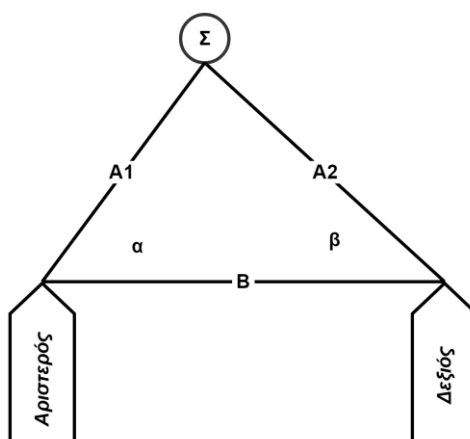
και ο χρόνος παραμονής τους στο νοσοκομείο μειώνεται, οι ιατρικές μονάδες διαθέτουν περισσότερες κλίνες σε νέους ασθενείς, όπως επίσης και το συνολικό κόστος ανά ασθενή μειώνεται δραστικά. Παρόλα τα πλεονεκτήματα που έχουν οι επεμβάσεις με τη χρήση ενδοσκοπίων δεν παύουν να είναι επεμβάσεις με όσους κινδύνους αυτό συνεπάγεται εν γένει και ανά περίπτωση.

2.3 Τρισδιάστατα Ενδοσκόπια

Τα συμβατικά σύγχρονα ενδοσκόπια παρέχουν δισδιάστατη απεικόνιση του εσωτερικού του ανθρώπινου σώματος και ως εκ τούτου δεν προσφέρουν στον χειρουργό την αίσθηση του βάθους. Η ανάπτυξη της ρομποτικής τεχνολογίας και της τρισδιάστατης απεικονιστικής κατάφερε να ξεπεράσει αρκετά από τα εμπόδια που περιόριζαν τη ποσότητα της λαμβανόμενης οπτικής πληροφορίας, με την κατασκευή τρισδιάστατων ενδοσκοπίων. Παρόλα τα πλεονεκτήματα που προσφέρονται από τα ήδη υπάρχοντα τρισδιάστατα ενδοσκόπια, η χρήση τους δεν είναι ευρεία και συχνά είναι αμφισβητούμενη από τους γιατρούς. Βασικότεροι λόγοι, είναι η χαμηλής ποιότητας εικόνα που προσφέρουν λόγω των τεχνολογικών περιορισμών τη δεδομένη χρονική στιγμή, αλλά και η πολύ υψηλή τιμή των συστημάτων αυτών. Η βασική κατεύθυνση που ακολουθείται για την ανάπτυξη τρισδιάστατων ενδοσκοπικών συστημάτων είναι η χρήση δύο αισθητήρων δισδιάστατης εικόνας οι οποίοι σκοπεύουν ταυτόχρονα την υπό εξέταση επιφάνεια.

Οι δύο αισθητήρες εικόνας των ενδοσκοπίων ζεύγους, με έναν τρόπο παρόμοιο με την διοφθαλμική ανθρώπινη όραση, λαμβάνουν διοπτρικές στερεοσκοπικές εικόνες της υπό εξέταση επιφάνειας, παρέχοντας τη δυνατότητα συλλογής τρισδιάστατης πληροφορίας του στόχου. Αν η απόσταση μεταξύ των δύο αισθητήρων οι οποίοι διατάσσονται παράλληλα είναι B (απόσταση βάσης) (Σχήμα 1), το σημείο στόχος είναι το Σ και $A1$, $A2$ οι αποστάσεις μεταξύ του οπτικού κέντρου του αριστερού και δεξιού αισθητήρα από το σημείο Σ αντίστοιχα, τότε μέσω της αρχής της τριγωνοποίησης μπορεί να υπολογιστεί η απόσταση $A1$:

$$A1 = B \frac{\sin\beta}{\sin(\alpha + \beta)}$$



Σχήμα 1: Η σχηματική απεικόνιση των αισθητήρων σε ένα τρισδιάστατο ενδοσκόπιο αισθητήρων ζεύγους.

Οι τιμές των συντεταγμένων X, Y, Z του σημείου Σ μπορούν να υπολογισθούν βάσει της απόστασης A1, της γωνίας α που σχηματίζεται μεταξύ της ευθείας βάσης και της A1 και της γωνίας β που σχηματίζεται μεταξύ της ευθείας βάσης και της της A2. Με βάση την παραπάνω μέθοδο υπάρχουν δύο διαφορετικοί σχεδιασμοί ενδοσκοπίων ζεύγους αισθητήρων [3].

Ο πρώτος τρόπος σχεδιασμού αυτών των συστημάτων χρησιμοποιεί αισθητήρες εικόνας υψηλής ποιότητας και ανάλυσης, το μέγεθος των οποίων δεν είναι ικανό για την είσοδο τους στο ανθρώπινο σώμα, λόγω του περιορισμού της διαμέτρου των ενδοσκοπίων. Η τοποθέτηση των αισθητήρων στην περίπτωση αυτή γίνεται στη βάση του ενδοσκοπίου και οπτικοί αναμεταδότες χρησιμοποιούνται για τη μεταφορά της οπτικής πληροφορίας κατά μήκος του σωλήνα του ενδοσκοπίου στους αισθητήρες. Τα συστήματα αυτά απαιτούν την ύπαρξη ενός εξωτερικού σκληρού περιβλήματος για την εγκατάσταση του οπτικού συστήματος των αισθητήρων στο εσωτερικό του, για το λόγο αυτό η εφαρμογή τους υλοποιείται ευκολότερα σε λαπαροσκόπους μικρού μήκους και εξωτερικού άκαμπτου περιβλήματος [3].

Η δεύτερη προσέγγιση σχεδίασης, αξιοποιεί τις ιδιότητες των CMOS (complementary metal oxide semiconductor) αισθητήρων. Ο CMOS οπτικός αισθητήρας ανήκει στην οικογένεια των αισθητήρων ενεργών ψηφίδων και κατασκευάστηκε χρησιμοποιώντας τις δυνατότητες της διαδικασίας που ακολουθεί ο CMOS ημιαγωγός. Οι αισθητήρες CMOS σε σύγκριση με τους αισθητήρες CCD που παραδοσιακά χρησιμοποιούνται στα σύγχρονα βιντεοσκόπια, υπερτερούν στις μικρότερες διαστάσεις που μπορούν να έχουν, στο κόστος κατασκευής τους, στην ενεργειακή κατανάλωση και στη μικρότερη ευαισθησία στις πηγές φωτός. Παρόλα αυτά οι οπτικοί αισθητήρες CCD παράγουν εικόνες μεγαλύτερων διαστάσεων και ανάλυσης. Ο σχεδιασμός των ενδοσκοπίων αυτών, αξιοποιεί τη δυνατότητα για κατασκευή πολύ μικρών σε διαστάσεις αισθητήρων εικόνας που παρέχει η τεχνολογία CMOS, οι οποίοι μπορούν να τοποθετηθούν ως ζεύγος στην άκρη του ενδοσκοπίου διατηρώντας συγχρόνως την ελάχιστη διάμετρο που μπορεί να έχει ένα ενδοσκόπιο. Και οι δύο αυτές προσεγγίσεις σχεδιασμού τρισδιάστατων ενδοσκοπίων παρόλα αυτά μπορούν να προσφέρουν μόνο ένα ζευγάρι από δισδιάστατες εικόνες κατά τη διάρκεια μίας *in vivo* χρήσης τους, καμία ωστόσο ποσοτική τρισδιάστατη μέτρηση ή οπτικοποίηση. Ο υπολογισμός της τρισδιάστατης γεωμετρίας μίας επιφάνειας στόχου μπορεί να συμβεί μόνο με τη χρήση αλγορίθμων τρισδιάστατης ανακατασκευής. Η βελτιστοποίηση των αλγορίθμων αυτών, η ανάπτυξη νέων αλλά και η δημιουργία νέου λογισμικού ανακατασκευής επιφανειών μπορεί στο μέλλον να προσφέρει τη δυνατότητα εξαγωγής *in vivo* τρισδιάστατων μετρήσεων με τη χρήση των ενδοσκοπίων ζεύγους [3].

Σε μία πρόσφατη μελέτη σκοπός της οποίας ήταν ο προσδιορισμός της αποτελεσματικότητας των τρισδιάστατων ενδοσκοπίων ζεύγους αισθητήρων σε σύγκριση με αυτή των δυσδιάστατων συμβατικών ενδοσκοπίων σε ενδορρινικές επεμβάσεις, τα αποτελέσματα ήταν ενθαρρυντικά. Ένα ερωτηματολόγιο σχετικά με τη χρήση τρισδιάστατων ενδοσκοπικών επεμβάσεων απαντήθηκε από 73 χειρουργούς (63 ωτορινολαρυγγολόγους και 10 νευροχειρουργούς) οι οποίοι δοκίμασαν το τρισδιάστατο ενδοσκόπιο. Το 89% εξ αυτών εξέφρασε ικανοποίηση με την ανατομική κατανόηση της υπό εξέταση περιοχής που προσφέρει το τρισδιάστατο ενδοσκόπιο, 75,3% δήλωσε μείωση των επιπλοκών που παρουσιάζονται συγκριτικά με τα συμβατικά ενδοσκόπια και 83,6% αυτών θα ήθελε να το χρησιμοποιήσει σε κλινικό περιβάλλον. Μόνο το 49,3% των ερωτηθέντων δήλωσε ότι η χρήση του τρισδιάστατου ενδοσκοπίου διευκολύνει τις χειρουργικές επεμβάσεις,

υποδηλώνοντας την πολυπλοκότητα χρήσης των συστημάτων αυτών αλλά και την ειδική εκπαίδευση που απαιτείται ως προς την χρήση τους [4]. Σε μία άλλη παρόμοια έρευνα για την αξιολόγηση των πλεονεκτημάτων που μπορούν να προσφέρουν τα τρισδιάστατα λαπαροσκόπια σε σχέση με τα δισδιάστατα κατά τη διάρκεια των χειρουργικών επεμβάσεων, τα αποτελέσματα ήταν εξίσου ελπιδοφόρα. Σύμφωνα με τη μελέτη αυτή τα τρισδιάστατα λαπαροσκόπια φαίνεται να υπερτερούν των δισδιάστατων ως προς την ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας, την αίσθηση του βάθους, του ενδοσωματικού δεσμίματος και του συντονισμού ματιού – χεριού, ενώ υστερούν στην καταπόνηση (μάτια) του χειρουργού κατά τη διάρκεια της επέμβασης και στην πλευρική στόχευση 30°. Επίσης, η χρήση του τρισδιάστατου λαπαροσκόπου επιταχύνει χρονικά τους διάφορους τύπους χρήσης του συμβατικού λαπαροσκόπου από 13,25% έως και 40,48% [5]. Οι παραπάνω μελέτες καθιστούν σαφές τα πλεονεκτήματα που μπορεί να προσφέρουν τα τρισδιάστατα συστήματα ενδοσκόπησης στους χειρουργούς, αλλά και την ανάγκη βελτιστοποίησης των υπάρχοντων συστημάτων και μεθόδων για την πλήρη αξιοποίηση της τρισδιάστατης γεωμετρίας.

3. Τεχνολογία Point Cloud

3.1 Ανασκόπηση

Η λήψη, η επεξεργασία και απεικόνιση δισδιάστατων εικόνων είναι εύκολη και κατανοητή διαδικασία για τους περισσότερους, αφού αποτελούνται από ένα πλέγμα ψηφίδων (pixels) που μπορεί να αντιμετωπιστεί ως ένας πίνακας δύο διαστάσεων. Τι συμβαίνει όμως όταν θέλουμε να επεξεργαστούμε και να απεικονίσουμε μία τρισδιάστατη εικόνα και ποιές μπορεί να είναι οι συστατικές δομές που μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε για το σκοπό αυτό; Μία συστατική δομή που χρησιμοποιείται ήδη είναι τα voxels, η τρισδιάστατη εκδοχή των ψηφίδων. Ακολουθεί ακριβώς την ίδια λογική αναπαράστασης μίας δισδιάστατης εικόνας αλλά στο τρισδιάστατο χώρο. Οι τρισδιάστατες εικόνες που αναπαρίστανται με voxels ονομάζονται ογκομετρικές (volumetric). Το πρόβλημα με την αναπαράσταση τρισδιάστατων εικόνων με voxels είναι καθαρά αριθμητικό, αφού αν για παράδειγμα μία δισδιάστατη εικόνα με διαστάσεις 100x100 αποτελείται από 10.000 ψηφίδες, τότε μία τρισδιάστατη εικόνα με διαστάσεις 100x100x100 αποτελείται από 1.000.000 ψηφίδες. Ένας άλλος τρόπος αναπαράστασης τρισδιάστατων εικόνων είναι τα μοντέλα πλέγματος (mesh models), τα οποία μοντελοποιούν την επιφάνεια ενός αντικειμένου με τη χρήση πολυγώνων. Το πρόβλημα της μοντελοποίησης με αυτόν τον τρόπο είναι η δυσκολία κατασκευής τους αλλά και οι λίγες πληροφορίες που προσφέρονται για την επιφάνεια των αντικειμένων που απεικονίζουν. Ένας πιο απλός τρόπος αναπαράστασης τρισδιάστατων δομών από τα μοντέλα πλέγματος και συγχρόνως επεξεργαστικά γρηγορότερος από τις voxel δομές, είναι τα Point Clouds. Αποκαλούνται point clouds γιατί όταν οπτικοποιούνται φαίνονται σαν τα σημεία τους να αιωρούνται στο χώρο. Ένα point cloud είναι μία συλλογή από σημεία τα οποία δε συνδέονται μεταξύ τους και καθένα από αυτά καθορίζεται από ένα κοινό σύστημα συντεταγμένων τριών διαστάσεων (X,Y,Z). Το point cloud ενός αντικειμένου μπορεί να κατασκευαστεί με τη χρήση μίας υπέρυθρης κάμερας, με το κάθε σημείο του point cloud αυτού να προκύπτει από την εκτίμηση της ανακλώμενης ακτίνας από την επιφάνεια του αντικειμένου. Οι πληροφορίες που μπορεί να παρέχει ένα point cloud πέρα από τις

συντεταγμένες του κάθε σημείου του στο χώρο ποικίλουν. Μπορεί να διαθέτουν πληροφορίες χρώματος των σημείων ή τον προσανατολισμό τους. Τα point clouds έχουν εφαρμογή στους τρισδιάστατους σαρωτές, στην ανακατασκευή τρισδιάστατων μοντέλων μνημείων και έργων τέχνης, καθώς επίσης και στην ογκομετρική δεδομένων [6].

3.2 Point Cloud Library (PCL)

Η Point Cloud Library είναι μία open source βιβλιοθήκη που αναπτύχθηκε σε C++, με σκοπό την παροχή εργαλείων για την επεξεργασία τρισδιάστατων εικόνων και point clouds. Η PCL περιέχει έναν μεγάλο αριθμό αλγορίθμων, όπως για παράδειγμα αλγορίθμους φιλτραρίσματος, τμηματοποίησης, ανακατασκευής επιφανειών, εκτίμησης των τοπικών χαρακτηριστικών μίας επιφάνειας και αλγόριθμους καταχώρησης. Μπορεί να εφαρμοστεί σε εφαρμογές όπως, την αναγνώριση αντικειμένων σε πραγματικές γεωμετρικές συνθήκες, τη στοίχιση μεταξύ point clouds, την εξαγωγή βασικών σημείων (keypoints) από μία επιφάνεια ή ένα μοντέλο. Το βασικό είδος δεδομένων της PCL είναι το Point Cloud (`pcl::PointCloud<PointT>`) και μπορεί να αντιμετωπιστεί ως ένας πίνακας από δομές (structs) ανάλογα με τον τύπο του. Ο τύπος αρχείων στα οποία η PCL αποθηκεύει δεδομένα είναι τα PCD (Point Cloud Data). Ο αριθμός των εγγραφών σε ένα PCD αρχείο ισούται με τον αριθμό των σημείων του point cloud που αποθηκεύεται. Μια τρισδιάστατη εικόνα που έχει ληφθεί από Kinect κάμερα για παράδειγμα έχει μέγεθος 640x480 ψηφίδες οπότε το σύνολο των εγγραφών ανέρχεται σε 307.200. Οι βασικότεροι τύποι Point Cloud της PCL είναι:

- i) Point XYZ: ο πιο συχνά χρησιμοποιούμενος τύπος ο οποίος αναπαριστά μόνο τις τρισδιάστατες x, y, z πληροφορίες.
- ii) Point XYZRGBA: πέρα από τις συντεταγμένες του κάθε σημείου ο συγκεκριμένος τύπος παρέχει πληροφορίες και για το χρώμα του. Η πληροφορία που αντιπροσωπεύει το χρώμα του κάθε σημείου εκφράζεται με έναν ακέραιο.
- iii) Point XYZRGB: παρόμοιος τύπος με τον Point XYZRGBA μόνο που η πληροφορία του χρώματος εκφράζεται με έναν float αριθμό.
- iv) Point Normal: αντιπροσωπεύει τις κάθετες ανακλώμενες ευθείες μίας επιφάνειας ως προς ένα προκαθορισμένο σημείο (προσανατολισμός) και την καμπυλότητα της.

Όλοι οι παραπάνω τύποι point cloud χρησιμοποιήθηκαν στην εφαρμογή της πτυχιακής εργασίας [7].

3.3 Kinect

Στα πλαίσια της πτυχιακής χρησιμοποιήθηκε η Kinect Xbox 360 της Microsoft. Η Kinect διαθέτει τόσο RGB κάμερα όσο και αισθητήρα βάθους. Ο αισθητήρας βάθους αποτελείται από δύο μέρη, τον εκπομπό υπέρυθρων ακτινών (infrared emitter) ο οποίος εκπέμπει υπέρυθρο φως στα 830 nm και την υπέρυθρη κάμερα (infrared camera). Η αίσθηση του βάθους βασίζεται στην αρχή του αόρατου δομημένου φωτός

(συνήθως υπέρυθρου φωτός ή φωτός με πολύ υψηλό ρυθμό μετάδοσης το οποίο δεν είναι ορατό από τον άνθρωπο). Το δομημένο φως είναι μία διαδικασία προβολής ενός προκαθορισμένου μοτίβου πάνω σε μία επιφάνεια μέσω της εφαρμογής ατελούς φίλτρου στον εκπομπό. Η υπέρυθρη κάμερα λειτουργεί στα 30Hz και παράγει εικόνες βάθους διαστάσεων 1200x960 ψηφίδων, οι οποίες υποδειγματοληπτούνται για την μεταφορά τους μέσω USB. Η RGB κάμερα λειτουργεί στα 30 Hz και παράγει εικόνες 540x512 ψηφίδων, οι οποίες συνδυάζονται με τις αντίστοιχες πληροφορίες του αισθητήρα βάθους. Ο αισθητήρας βάθους και η RGB κάμερα δεν θα μπορούσαν να είναι λειτουργικοί χωρίς την κατάλληλη βαθμονόμηση, τα οποία έχουν βαθμονομηθεί πραγματικά γεωμετρικά μεγέθη του πραγματικού κόσμου [6].



Εικόνα 1: Η Kinect κάμερα και τα συστατικά στοιχεία της.

4. Υλικό και λογισμικό

4.1 Λογισμικό

Για την ανάπτυξη της εφαρμογής χρησιμοποιήθηκε ένα σύνολο οδηγιών για την Kinect, βιβλιοθήκες και προγράμματα επεξεργασίας τρισδιάστατων δομών. Οι οδηγοί που χρησιμοποιήθηκαν για την ομαλή λειτουργία της κάμερας είναι:

- i) OpenNI 1.5.7.10
- ii) SensorKinect v5.1.2.1
- iii) NITE 1.5.2

Οι βιβλιοθήκες που χρησιμοποιήθηκαν είναι οι ακόλουθες:

- i) Point Cloud Library 1.6, για την επεξεργασία των point clouds.
- ii) SDL 2, για το γραφικό περιβάλλον της εφαρμογής.

Τα προγράμματα που χρησιμοποιήθηκαν είναι τα ακόλουθα:

- i) Visual Studio 2010, για την ανάπτυξη της εφαρμογής σε C++.
- ii) InVesalius 3.0, μία open source εφαρμογή ανακατασκευής τρισδιάστατων επιφανειών μέσω της επεξεργασίας DICOM εικόνων.
- iii) MeshLab, μία open source εφαρμογή για την επεξεργασία πλεγμάτων και τρισδιάστατων μοντέλων.

Είναι πολύ σημαντικό να αναφερθεί ότι λόγω της φύσης των οδηγών και των βιβλιοθηκών τα οποία είναι open source στο σύνολο τους, υπήρξαν πολλά προβλήματα συμβατότητας και σε πολλές περιπτώσεις ο χρόνος αντιμετώπισης των προβλημάτων αυτών αντιστοιχεί σε αξιοσημείωτο ποσοστό του συνολικού χρόνου υλοποίησης της εφαρμογής.

4.2 Περιβάλλον προσομοίωσης

Το περιβάλλον εφαρμογής ενός ενδοσκοπίου, δηλαδή οι ανθρώπινες κοιλότητες και γενικότερα το εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος, είναι απομονωμένο από το εξωτερικό περιβάλλον. Στο εσωτερικό του ανθρώπου επικρατεί το απόλυτο σκοτάδι οπότε κατά τη διάρκεια μίας ενδοσκόπησης, η μόνη πηγή φωτός στην υπό εξέταση περιοχή είναι ο φωτισμός που παρέχει το ενδοσκόπιο. Τα περισσότερα σύγχρονα ενδοσκόπια εκλύουν φωτεινότητα της τάξεως των 180 lumens το οποίο διατηρούν σταθερό καθ' όλη τη διάρκεια της επέμβασης, χωρίς παρεμβολές. Για το λόγο αυτό, στα πλαίσια της πτυχιακής εργασίας για την ανάπτυξη και τις δοκιμές της εφαρμογής, η κατασκευή ενός απομονωμένου περιβάλλοντος στον οποίο η φωτεινότητα μπορούσε να ελέγχεται και να παραμένει σταθερή ήταν επιτακτική. Το σύστημα προσομοίωσης που κατασκευάστηκε αποτελείται από τρία συστατικά στοιχεία, ένα σκοτεινό θάλαμο, την πηγή φωτός και ένα αντικείμενο στόχο (Εικόνα 2, Εικόνα 3).

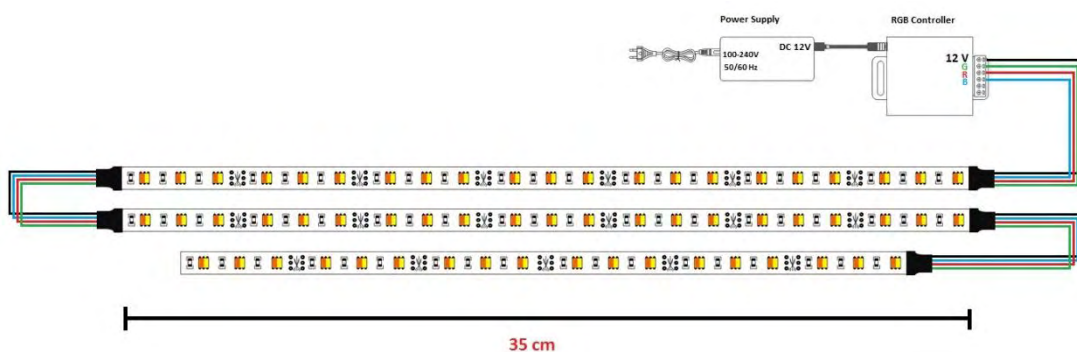
Ο σκοτεινός θάλαμος είναι μία ξύλινη δομή. Κατασκευάστηκε από κόντρα πλακέ ξύλο των τριών χιλιοστών πάχους για να είναι ελαφρύς και λειτουργικός. Το σχήμα του είναι ορθογώνιο και οι διαστάσεις του 110 εκατοστά μήκος, 45 εκατοστά πλάτος, 45 εκατοστά ύψος. Για τη στερέωση των επιμέρους κομματιών κόντρα πλακέ σχεδιάστηκε αρχικά ένας σκελετός από ξύλινες ράβδους πάχους ενός εκατοστού καθώς και καρφιά μήκους 1,5 εκατοστού και διαμέτρου 2 χιλιοστών. Το επάνω μέρος του σκοτεινού θαλάμου μπορεί να ανοίξει και να κλείσει ωθώντας το προς τα επάνω. Το χωρίο που περικλείεται στο εσωτερικό του θαλάμου έχει διαστάσεις 108 εκατοστά μήκος, 45 πλάτος και 45 ύψος. Εσωτερικά ο θάλαμος βάφτηκε μαύρος με ματ σπρέι για να μειωθούν οι αντανακλάσεις του φωτός που θα εκλύει η πηγή.

Το σύστημα φωτισμού (Σχήμα 4) αποτελείται από δύο τμήματα, μία ξύλινη κατασκευή (Σχήμα 2) πάνω στην οποία στηρίζεται η πηγή φωτός σε συγκεκριμένη διάταξη και την πηγή φωτός (Σχήμα 3). Η ξύλινη κατασκευή αποτελείται από τρεις παράλληλες δοκούς με την πρώτη εξ αυτών να έχει μήκος 45 εκατοστά. Για την πηγή φωτός χρησιμοποιήθηκε ένα μέτρο ταινίας LED, δηλαδή 60 SMD 5050 RGB LEDs των 12 Volt. Ένα SMD της σειράς 5050 μπορεί να εκπέμψει φως γωνίας 120 μοιρών και έντασης 13 lumens. Η LED ταινία κόπηκε σε τρία κομμάτια και κολλήθηκε πάνω στις τρεις παράλληλες δοκούς της ξύλινης κατασκευής έτσι ώστε οι δύο πρώτες σειρές να αποτελούνται από 21 LEDs και η τελευταία από 18. Το συνολικό φως που μπορεί να εκπέμψει η πηγή είναι 780 lumens στο λευκό φως και με βάση την εσωτερική επιφάνεια του σκοτεινού θαλάμου υπολογίζονται 480 lumens/m² ή 480 lux. Τα τρία τμήματα της LED ταινίας συνδέθηκαν σε σειρά και έπειτα με έναν RGB μετασχηματιστή 12-14 Volt, δίνοντας τη δυνατότητα επιλογής του χρώματος εκπομπής αλλά και της έντασης του φωτός μέσω ενός τηλεχειριστήριου. Η τροφοδοσία του κυκλώματος είναι στα 12 Volt. Η πηγή φωτός σταθεροποιήθηκε στο πάνω μέρος του θαλάμου με μία βίδα από την κάθε πλευρά, ακριβώς πάνω από το σημείο από το οποίο η Kinect θα σκοπεύει το αντικείμενο στόχο. Για τη διέλευση των

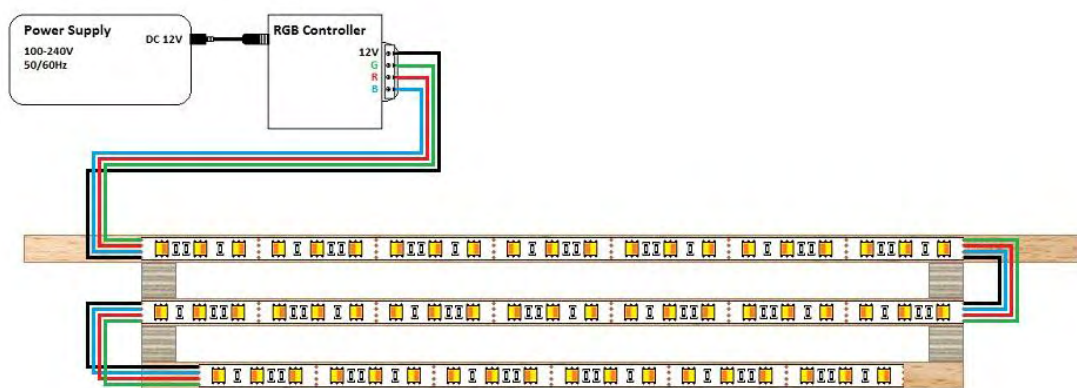
καλωδίων του μετασχηματιστή, ο οποίος σταθεροποιήθηκε στο εξωτερικό μέρος του θαλάμου, αλλά και του καλωδίου τροφοδοσίας της Kinect ανοίχθηκε μια τρύπα ακριβώς πίσω από τη θέση σκόπευσης.



Σχήμα 2: Σχέδιο της ξύλινης κατασκευής της πηγής φωτισμού.



Σχήμα 3: Σχέδιο του κυκλώματος που υλοποιήθηκε για τη πηγή φωτισμού.



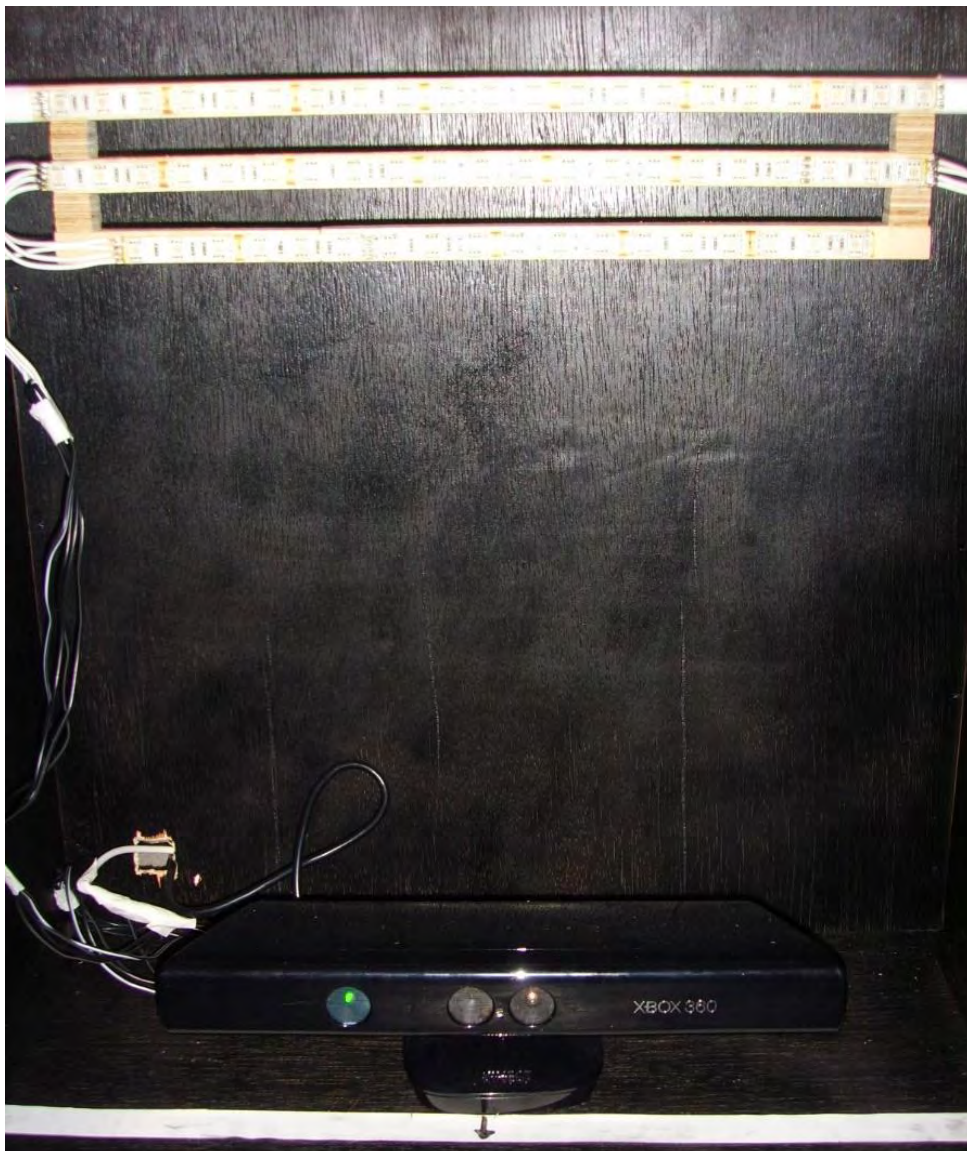
Σχήμα 4: Σχέδιο της τελικής κατασκευής της πηγής φωτισμού.

Ως μοντέλο στόχος κατασκευάστηκε ένα ομοίωμα σπονδύλου από λευκό πηλό. Για τη κατασκευή του χρησιμοποιήθηκαν 4,5 κιλά πηλού. Οι διαστάσεις του σπονδύλου είναι μήκος 21,5 εκατοστά, πλάτος 19,5 εκατοστά και ύψος 18,5 εκατοστά. Το μοντέλο του σπονδύλου διαθέτει το σώμα του σπονδύλου, το νωτιαίο μυελό και το μεσοσπονδύλιο δίσκο, ενώ δεν προστέθηκαν οι ακανθώδεις και οι εγκάρσιες

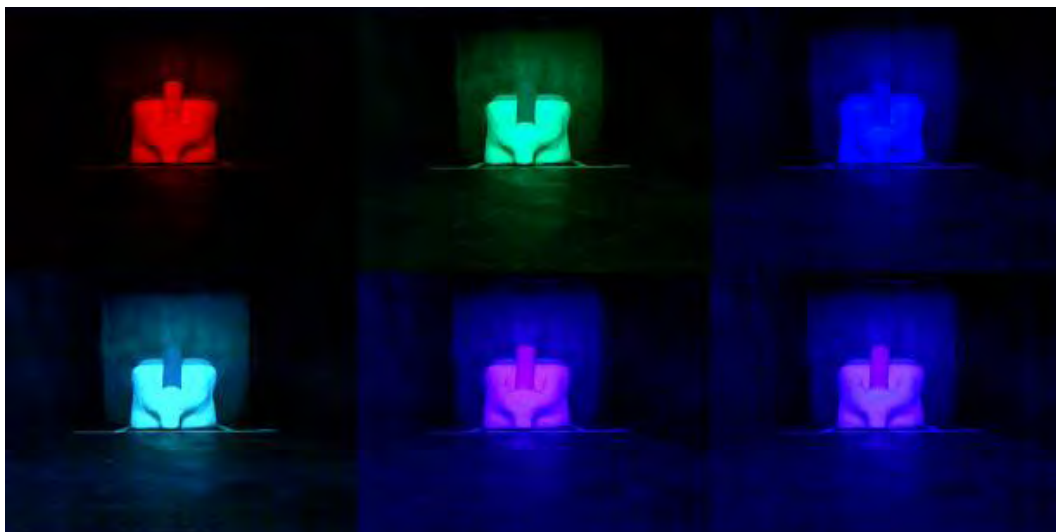
αποφύσεις. Ο νωτιαίος μυελός βάφτηκε κόκκινος ενώ ο δίσκος μπλε. Όλες οι σκοπεύσεις του αντικειμένου στόχου έγιναν από απόσταση 60 εκατοστά.



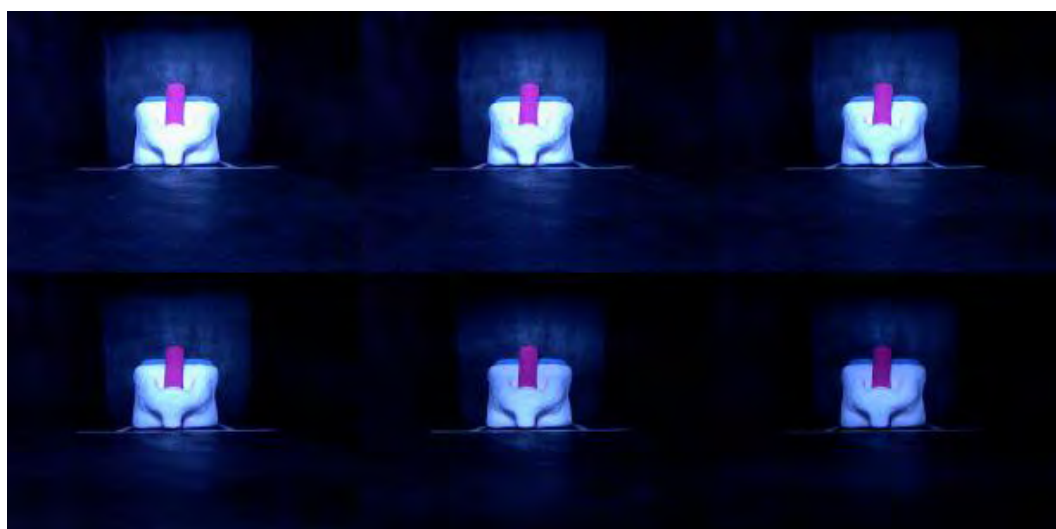
Εικόνα 2: Η συνολική κατασκευή προσομοίωσης όπως φαίνεται από πάνω.



Εικόνα 3: Η Kinect και η πηγή φωτισμού όπως φαίνονται στο εσωτερικό του θαλάμου



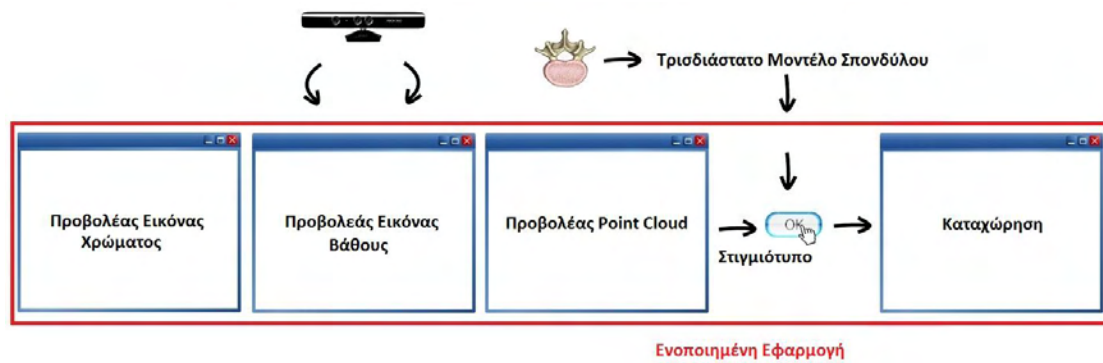
Εικόνα 4: Δείγμα χρωμάτων εκπομπής που παράγει η πηγή φωτός.



Εικόνα 5: Οι διακυμάνσεις της φωτεινότητας της πηγής όπως αυτή φαίνεται από το εσωτερικό του θαλάμου.

5. Η εφαρμογή

Σκοπός της πτυχιακής εργασίας είναι η δημιουργία μίας φιλικής προς το χρήστη παραθυρικής εφαρμογής, ικανής να αναδείξει τις δυνατότητες που μπορεί να προσφέρει μία κάμερα με αισθητήρα βάθους και πως αυτές οι δυνατότητες μπορούν να αξιοποιηθούν σε ιατρικές εφαρμογές, επιλύοντας πιο πολυσύνθετα προβλήματα (Σχήμα 5). Η εφαρμογή προαπαιτεί την ύπαρξη του τρισδιάστατου μοντέλου του αντικειμένου στόχου πριν την εκτέλεση της.



Σχήμα 5: Σχηματική απεικόνιση της γενικής λειτουργίας της εφαρμογής.

5.1 Κατασκευή τρισδιάστατου μοντέλου

Η κατασκευή του μοντέλου του αντικειμένου στόχου στην περίπτωση του σπονδύλου, προσεγγίστηκε με δύο διαφορετικούς τρόπους. Ο ένας τρόπος υλοποιήθηκε με τη χρήση της Kinect και της PCL βιβλιοθήκης και ο άλλος με τη χρήση ιατρικών εικόνων αξονικής τομογραφίας. Ο σπόνδυλος κατασκευάστηκε από πηλό έτσι ώστε να μπορεί να εισέλθει σε μηχανήμα αξονικής τομογραφίας ή ακόμη και μαγνητικής τομογραφίας, αυτό όμως δεν ήταν εφικτό στην εξέλιξη της πτυχιακής εργασίας.

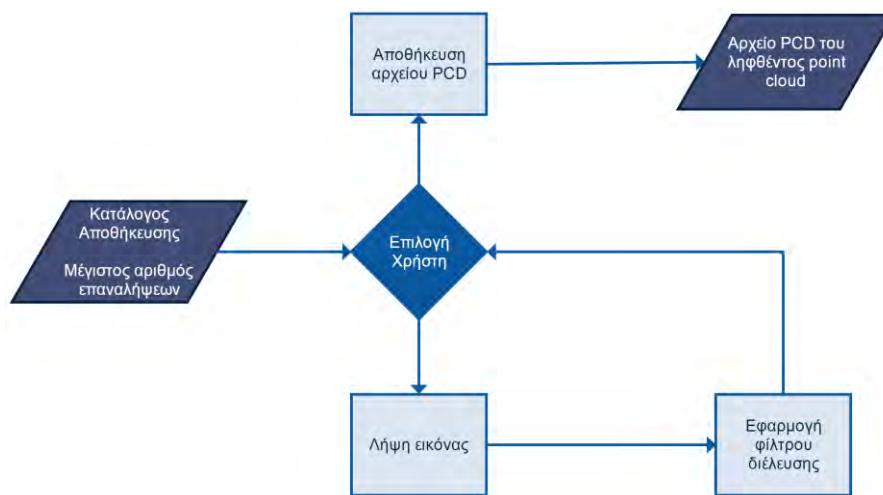
5.1.1 Κατασκευή τρισδιάστατου μοντέλου με τη χρήση της PCL

Ο πρώτος τρόπος δημιουργίας του τρισδιάστατου μοντέλου έγινε μόνο με τα εργαλεία που παρέχει η PCL βιβλιοθήκη. Αυτός ο τρόπος μοντελοποίησης μπορεί να εφαρμοστεί μόνο σε αντικείμενα στόχους στα οποία η Kinect μπορεί να έχει πρόσβαση στο σύνολο της επιφάνειάς τους. Αρχικά δημιουργήθηκε ένα εργαλείο για τη λήψη τρισδιάστατων εικόνων από διάφορες οπτικές γωνίες του αντικειμένου, δημιουργώντας έτσι ένα σύνολο PCD αρχείων με πληροφορίες για τα σημεία της συνολικής επιφάνειάς του. Στη συνέχεια οι τρισδιάστατες εικόνες της κάθε πλευράς του αντικειμένου, με κατάλληλους μετασχηματισμούς περιστροφής και μετατόπισης προστίθενται σταδιακά μέχρι να ολοκληρωθεί το τρισδιάστατο μοντέλο. Οι μετασχηματισμοί στη PCL πραγματοποιούνται με τη χρήση πινάκων διαστάσεων 4x4 και όταν εφαρμοστούν σε ένα point cloud μετασχηματίζονται όλα τα σημεία του.

5.1.1.1 Εργαλείο λήψης τρισδιάστατων εικόνων

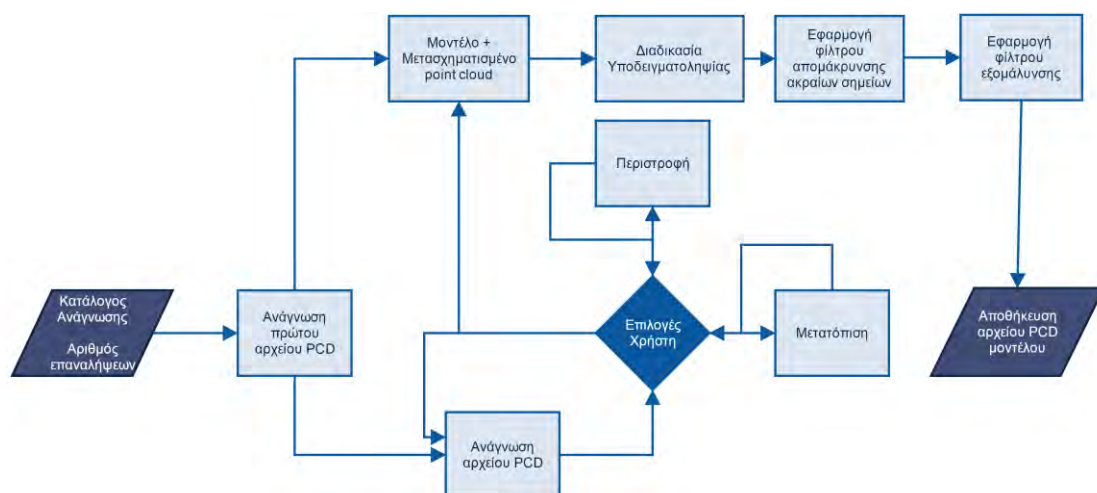
Αρχικά έπρεπε να δημιουργηθεί ένα εργαλείο με το οποίο μπορούμε να λαμβάνουμε τρισδιάστατες εικόνες από την Kinect κάμερα (Σχήμα 6). Για το λόγο αυτό αναπτύχθηκε ένα πρόγραμμα κονσόλας μέσω του οποίου ο χρήστης μπορεί να δημιουργήσει ένα σύνολο εικόνων της επιλογής του στον κατάλογο που επιθυμεί. Κατά την εκκίνηση της εφαρμογής ο χρήστης καλείται να επιλέξει τον φάκελο στον οποίο θέλει να αποθηκευτούν οι εικόνες καθώς και τον μέγιστο αριθμό εικόνων που θέλει να ληφθούν. Στη συνέχεια ο χρήστης μπορεί να απαθανατίσει το στιγμιότυπο που θέλει. Το στιγμιότυπο όταν ληφθεί προωθείται σε ένα φίλτρο διέλευσης για την απομόνωση του χωρίου μέσα στο οποίο περικλείεται το αντικείμενο στόχος. Το

εργαλείο που προσφέρεται από την PCL για την εφαρμογή του φίλτρου διέλευσης, περιορίζεται κάθε φορά σε έναν άξονα, για το λόγο αυτό η διαδικασία επαναλήφθηκε 3 φορές διαδοχικά για κάθε άξονα. Το τελικό point cloud που προκύπτει περικλείεται στο χωρίο [-0.15, 0.15] στον άξονα X, [-0.25, 0.04] στον άξονα Y και [0, 0.8] στον άξονα Z (οι διαστάσεις του χωρίου είναι σε μέτρα). Όταν ολοκληρωθεί το φιλτράρισμα ο χρήστης μπορεί να δει το αποτέλεσμα και σε περίπτωση που θέλει να αποθηκεύσει το στιγμιότυπο, απαντάει καταφατικά στην ερώτηση που του εμφανίζεται στην κονσόλα ή αρνητικά αν θέλει να το απορρίψει αντίστοιχα. Η παραπάνω διαδικασία εκτελείται μέχρις ότου αποθηκευτεί ο αριθμός των εικόνων που επέλεξε ο χρήστης κατά την εκκίνηση του εργαλείου. Τα point cloud των εικόνων τύπου XYZRGBA αποθηκεύονται σε ένα PCD αρχείο με αύξουσα σειρά, για την ανάγνωση τους από την εφαρμογή δημιουργίας του τρισδιάστατου μοντέλου στη συνέχεια.



Σχήμα 6: Σχηματική απεικόνιση της ροής των δεδομένων κατά την εκτέλεση του εργαλείου λήψης τρισδιάστατων εικόνων.

5.1.1.2 Εφαρμογή κατασκευής τρισδιάστατου μοντέλου



Σχήμα 7: Σχηματική απεικόνιση της ροής δεδομένων κατά την εκτέλεση της εφαρμογής κατασκευής του τρισδιάστατου μοντέλου.

Η εφαρμογή κατασκευής του τρισδιάστατου μοντέλου υλοποιεί τη μοντελοποίηση του τρισδιάστατου μοντέλου του αντικειμένου στόχου, χρησιμοποιώντας τις εικόνες που έλαβε ο χρήστης κατά την εκτέλεση του εργαλείου λήψης τρισδιάστατων εικόνων (Σχήμα 7). Αρχικά εισάγεται από το χρήστη ο αριθμός των τρισδιάστατων εικόνων που επιθυμεί να χρησιμοποιήσει για την κατασκευή του τρισδιάστατου μοντέλου, καθώς και τον φάκελο που οι εικόνες είναι αποθηκευμένες. Στη συνέχεια η εφαρμογή διαβάζει το πρώτο PCD αρχείο από τον φάκελο που υπέδειξε ο χρήστης και αποθηκεύει το point cloud που περιέχει στο point cloud του τελικού μοντέλου. Στην ανάγνωση του δεύτερου αρχείου PCD ο χρήστης επιλέγει το είδος του μετασχηματισμού που θέλει να εφαρμόσει στο point cloud που αυτό περιέχει. Οι επιλογές μετασχηματισμού που δίνονται στο χρήστη είναι: περιστροφή ως προς τον άξονα X, περιστροφή ως προς τον άξονα Y, περιστροφή ως προς τον άξονα Z, μετατόπιση στον άξονα X, μετατόπιση στον άξονα Y και μετατόπιση στον άξονα Z. Η Kinect έχει βαθμονομηθεί με τις γεωμετρικές μονάδες μέτρησης που ισχύουν και στη πραγματικότητα. Για το λόγο αυτό, η απόσταση μεταξύ δύο σημείων ενός point cloud είναι η πραγματική απόσταση σε μέτρα των δύο σημείων αυτών του αντικειμένου στόχου. Η δυνατότητα αυτή, μας επιτρέπει πιο ρεαλιστικούς μετασχηματισμούς στα point clouds. Η PCL χρησιμοποιεί για τους μετασχηματισμούς έναν πίνακα 4x4 ο οποίος αποτελείται από δύο τμήματα, το rotation (περιστροφή) και το translation (μετατόπιση). Το rotation είναι ένας πίνακας στοιχειώδους περιστροφής διαστάσεων 3x3 ο οποίος περιστρέφει το point cloud ως προς έναν άξονα. Το translation είναι ένας πίνακας διαστάσεων 3x1 υπεύθυνος για τη μετατόπιση ενός point cloud ως προς τους άξονες XYZ. Ο πίνακας R στοιχειώδους περιστροφής ανάλογα με τον άξονα ως προς τον οποίο πραγματοποιείται η περιστροφή διαμορφώνεται ως εξής:

i) Περιστροφή ως προς τον άξονα X:

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix}$$

ii) Περιστροφή ως προς τον άξονα Y:

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix}$$

iii) Περιστροφή ως προς τον άξονα Z:

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Ο πίνακας t για την μετατόπιση είναι:

$$t = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

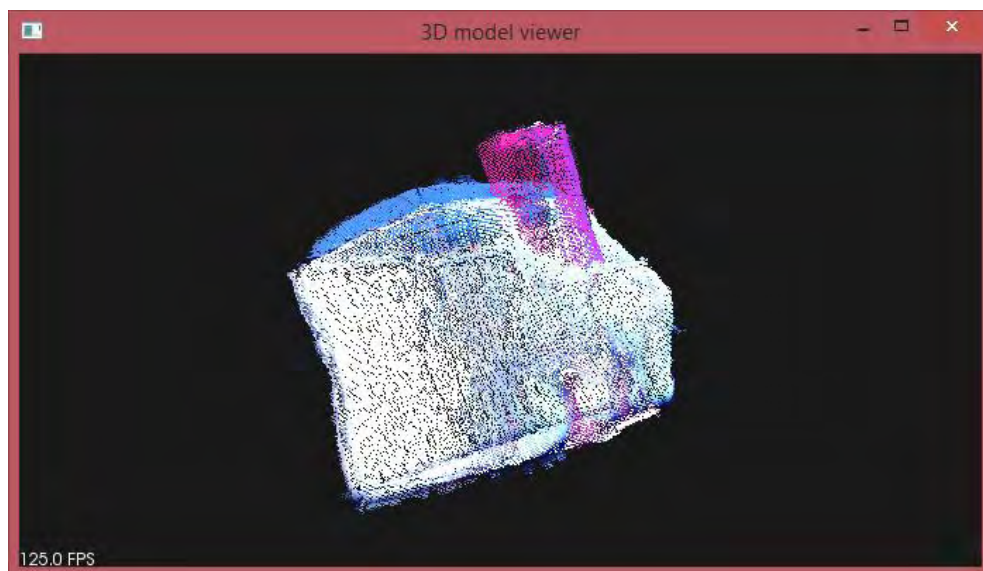
Ο τελικός πίνακας μετασχηματισμού T διαμορφώνεται ως εξής (το κόκκινο τμήμα αναφέρεται στον πίνακα rotation ενώ το πράσινο αναφέρεται στον πίνακα translation):

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x \\ 0 & 1 & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Για τους μετασχηματισμούς περιστροφής ως προς τους άξονες, ο χρήστης εισάγει τις μοίρες που επιθυμεί να περιστρέψει το point cloud και οι μοίρες μετατρέπονται σε ακτίνια πριν εφαρμοστεί ο μετασχηματισμός. Για τους μετασχηματισμούς μετατόπισης ο χρήστης εισάγει την απόσταση μετατόπισης ως προς τον άξονα μετατόπισης που επέλεξε σε μέτρα. Μετά από κάθε μετασχηματισμό που πραγματοποιείται προβάλλεται ένας προβολέας με το point cloud του μοντέλου και το μετασχηματισμένο point cloud. Όταν ο χρήστης θεωρήσει ικανοποιητική τη στοίχιση του μετασχηματισμένου point cloud με το point cloud του μοντέλου, τότε προσθέτει τα δύο αυτά point clouds. Η παραπάνω διαδικασία πραγματοποιείται για όλα τα υπόλοιπα PCD αρχεία που υπολείπονται μέχρι τη βαθμιαία στοίχιση όλων για τη δημιουργία του RGB point cloud μοντέλου (Εικόνα 6, Εικόνα 7).

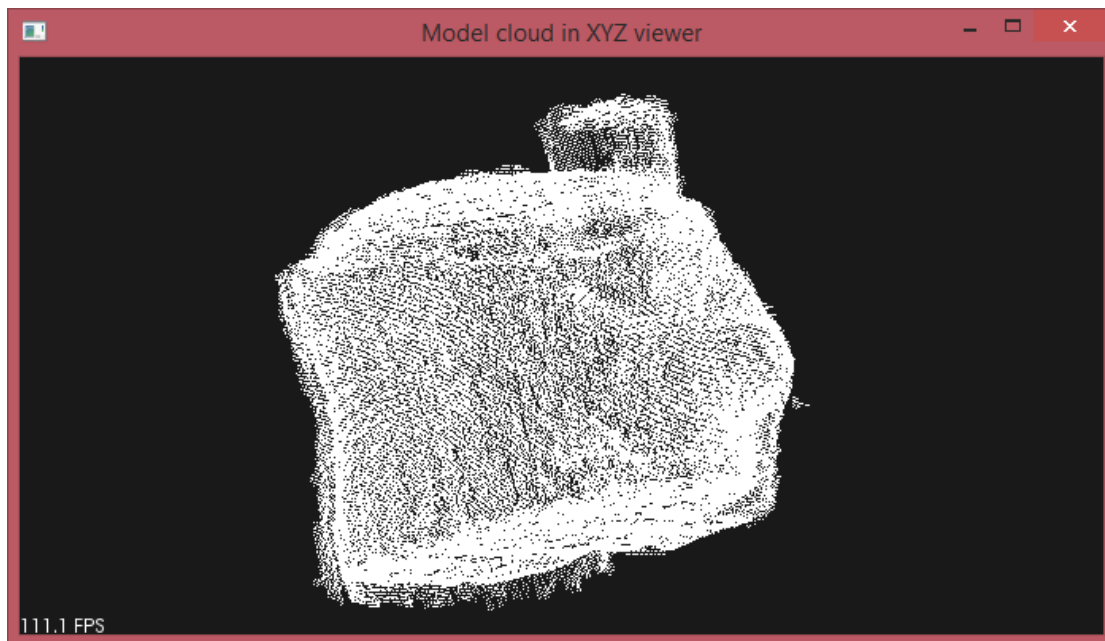


Εικόνα 6: Η περιστροφή του δεύτερου point cloud ως προς τον άξονα Y κατά -90° (αριστερά), η μετατόπιση του δεύτερου point cloud ως προς τον άξονα Z (κέντρο), η ένωση του δεύτερου point cloud με το point cloud του μοντέλου.

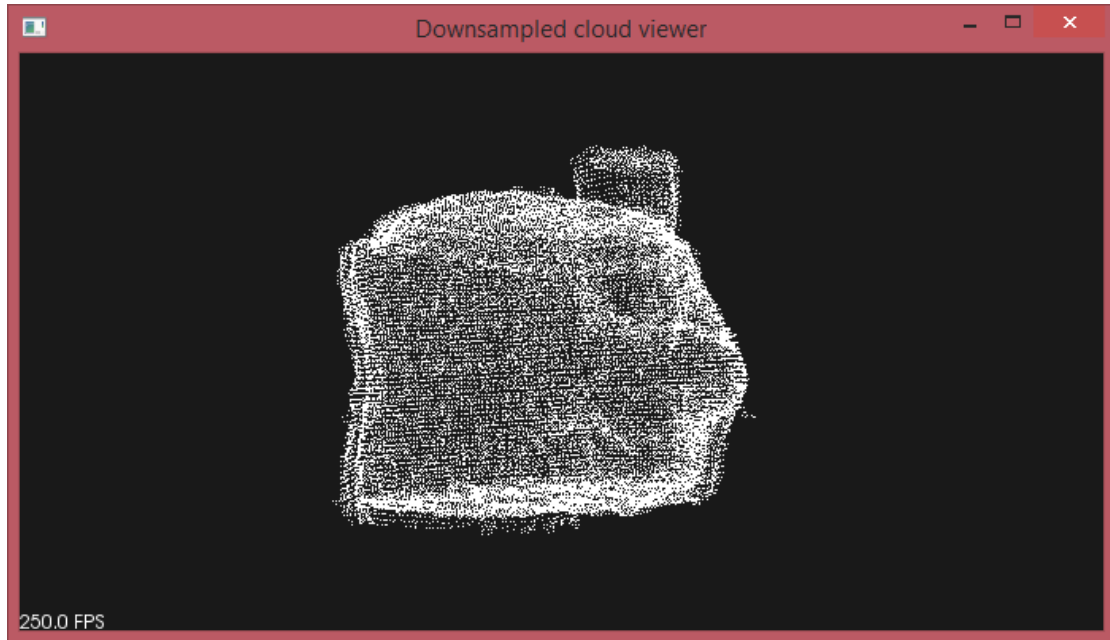


Εικόνα 7: Η τελική ένωση όλων των point clouds και το RGB τρισδιάστατο μοντέλο που προκύπτει.

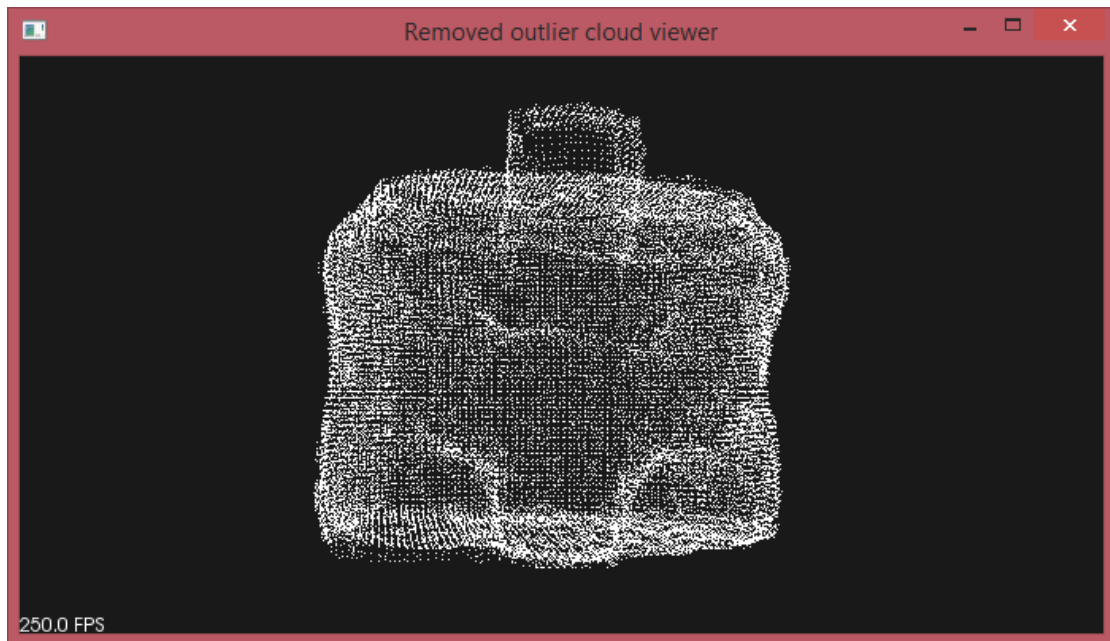
Το τρισδιάστατο μοντέλο επιβάλλεται να κρατήσει τις πληροφορίες του ως προς το σύστημα συντεταγμένων XYZ. Οι πληροφορίες για το χρώμα του κάθε σημείου δε θα χρειαστούν στη συνέχεια, οπότε το point cloud μετατρέπεται από τύπο XYZRGBA σε τύπο XYZ (Εικόνα 8). Στη συνέχεια εφαρμόζεται το φίλτρο απομάκρυνσης των ακραίων σημείων που απλά προσθέτουν θόρυβο στο point cloud του μοντέλου (Εικόνα 10). Για το σκοπό αυτό αρχικά το point cloud του μοντέλου υποδειγματολειτουργείται (Εικόνα 9) για να αυξηθούν οι αποστάσεις μεταξύ των σημείων και να βοηθηθεί το φίλτρο να αφαιρέσει τα σημεία αυτά. Κατά τη διαδικασία της υποδειγματοληψίας οι νέες αποστάσεις μεταξύ του κάθε σημείου του point cloud προς το κάθε γειτονικό σημείο αυτού ως προς τους 3 άξονες επιλέγεται από το χρήστη. Η απόσταση αυτή είναι σε μέτρα. Αν για παράδειγμα εισαχθεί 0,003 από το χρήστη το point cloud που θα προκύψει θα διαθέτει 1 σημείο του αρχικού ανά 3 χιλιοστά του μέτρου ως προς κάθε άξονα. Τέλος, γίνεται η χρήση του φίλτρου εξομάλυνσης της επιφάνειας του μοντέλου (Εικόνα 11). Κατά τη διαδικασία αυτή χάνονται αρκετά τοπικά χαρακτηριστικά, το οποίο και αποτελεί το μοναδικό μειονέκτημα της μεθόδου αυτής, λόγω της υπερβολικά μεγάλης απαιτούμενης υπολογιστικής ισχύος.



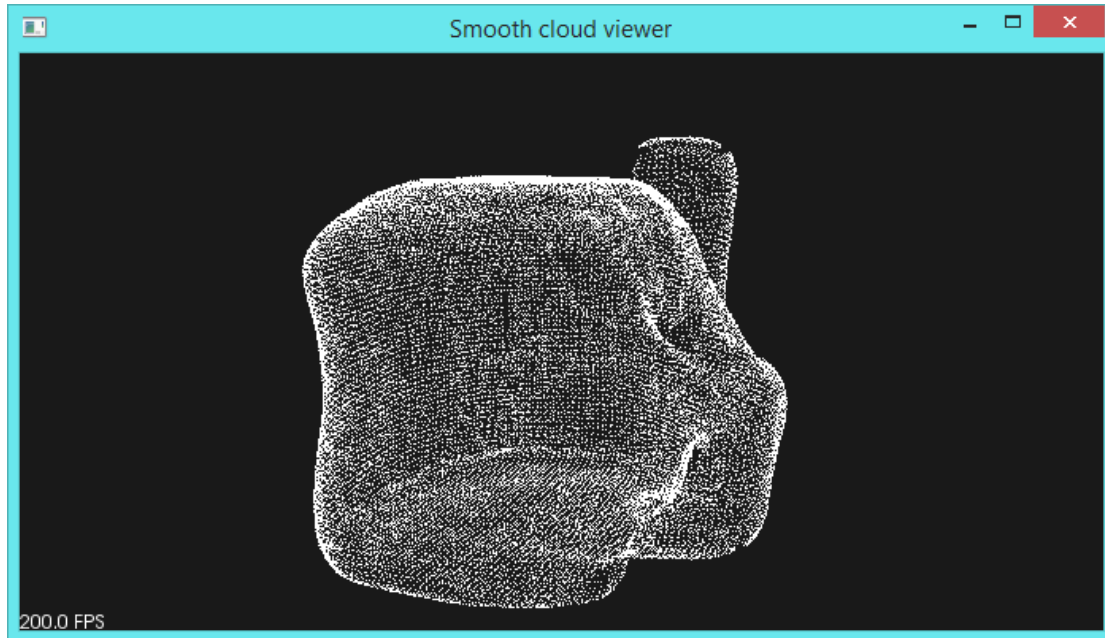
Εικόνα 8: Μετατροπή του point cloud του μοντέλου από XYZRGBA σε XYZ.



Εικόνα 9: Η διαδικασία υποδειγματοληψίας του XYZ point cloud του μοντέλου.

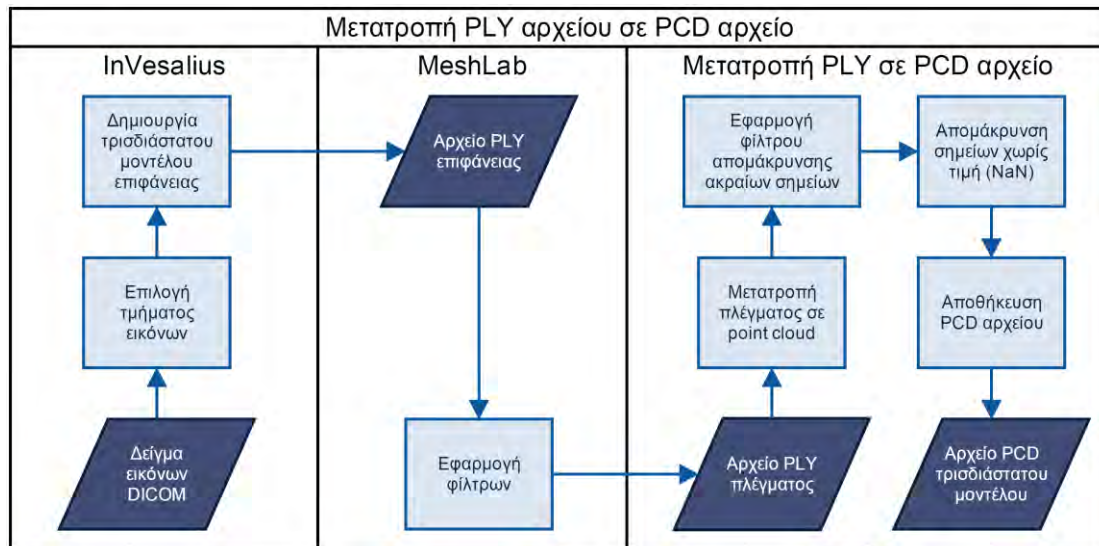


Εικόνα 10: Το μοντέλο του αντικειμένου στόχου μετά την εφαρμογή του φίλτρου απομάκρυνσης ακραίων σημείων.



Εικόνα 11: Το point cloud του μοντέλου μετά την εφαρμογή του φίλτρου εξομάλυνσης.

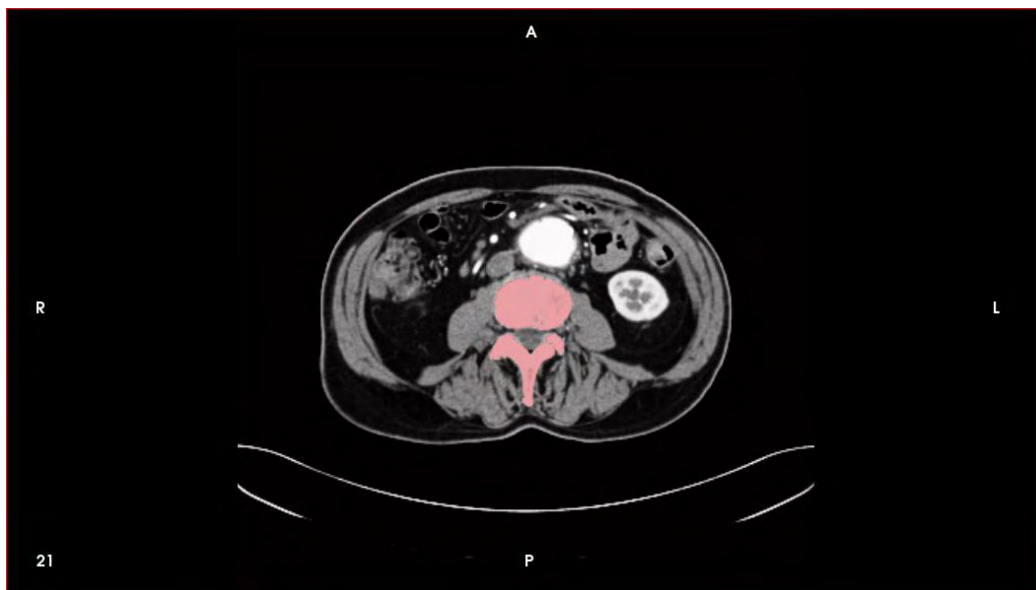
5.1.2 Κατασκευή μοντέλου με τη χρήση ιατρικών εικόνων DICOM



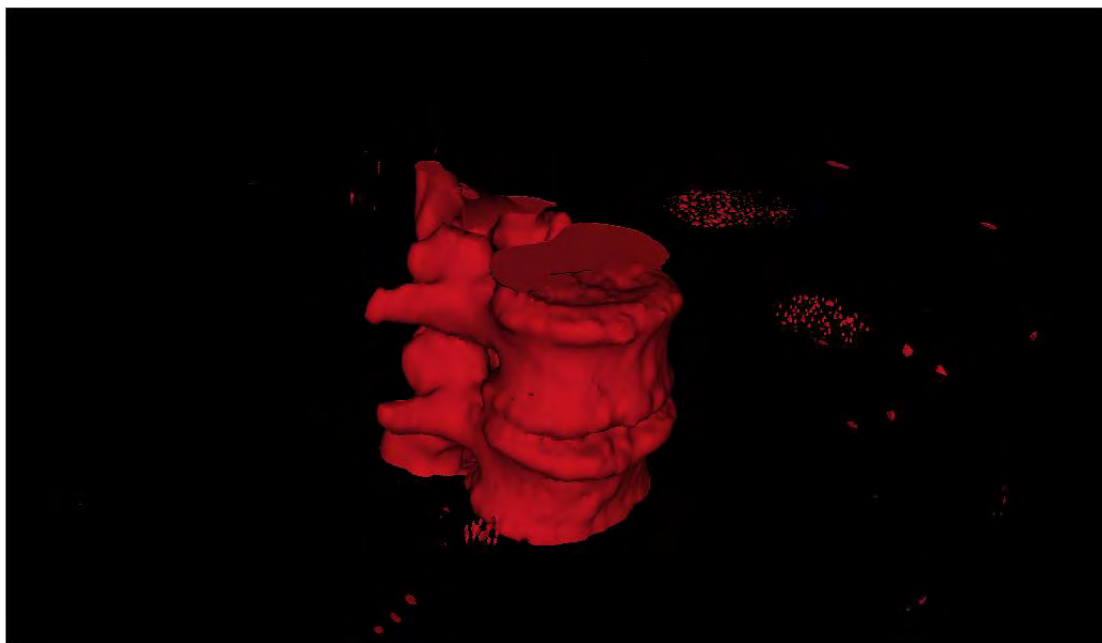
Σχήμα 8: Σχηματική απεικόνιση της μεθόδου κατασκευής του μοντέλου με τη χρήση ιατρικών εικόνων DICOM.

Η μέθοδος αυτή χωρίζεται σε τρία στάδια (Σχήμα 8). Αρχικά δημιουργείται η τρισδιάστατη επιφάνεια τμήματος της σπονδυλικής στήλης από DICOM εικόνες [10] με τη χρήση του προγράμματος InVesalius. Στα πλαίσια αυτής της εργασίας χρησιμοποιήθηκε δείγμα 41 αξονικών τομών μίας CT πανοραμικής. Το InVesalius δίνει τη δυνατότητα ανάλογα με τις αποχρώσεις του γκρι που έχουν οι εικόνες των τομών, να αναγνωρίζει το είδος της δομής που απεικονίζεται (ιστός, νεύρο, οστό, λίπος) και σε συνδυασμό με ένα εργαλείο “πινέλου” μπορούν να επιλεγούν επιπλέον περιοχές των εικόνων. Με αυτόν τον τρόπο επιλέγεται σε κάθε εικόνα DICOM το

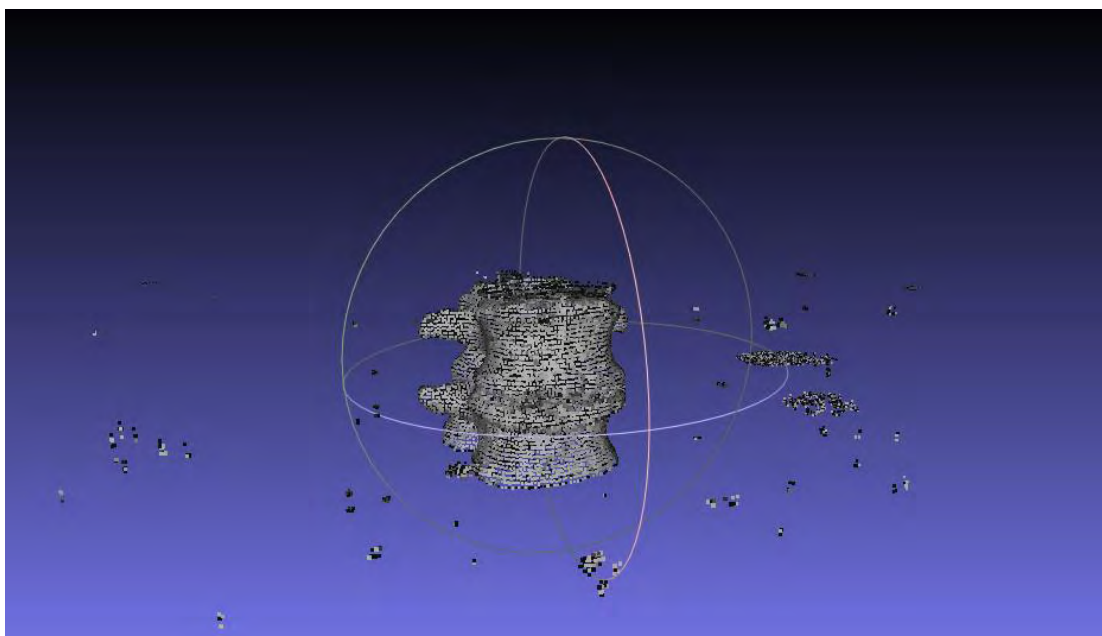
τμήμα του σπονδύλου (Εικόνα 12) και στη συνέχεια το πρόγραμμα δημιουργεί την τρισδιάστατη επιφάνεια του (Εικόνα 13). Το μοντέλο αποθηκεύεται σε αρχείο PLY (Polygon File Format). Στο δεύτερο κομμάτι της μεθόδου το PLY αρχείο του μοντέλου τίθεται σε επεξεργασία με τη χρήση του MeshLab. Αφαιρούνται τα σημεία θορύβου του πλέγματος και εφαρμόζεται φίλτρο απομάκρυνσης ακραίων και διπλών σημείων (Εικόνα 14). Το μοντέλο αποθηκεύεται σε PLY αρχείο (Εικόνα 15). Το επεξεργασμένο πλέγμα εισάγεται στο τελικό στάδιο της μεθόδου, δηλαδή σε ένα script μετατροπής του αρχείου PLY σε PCD. Στη διαδικασία αυτή, αφού το πλέγμα που περιέχεται στο PLY αρχείο μετατραπεί σε point cloud, αφαιρούνται όσα θορυβώδη σημεία παρέμειναν και τα σημεία χωρίς τιμή (NaN) (Εικόνα 16). Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι παρόμοιες διαδικασίες όπως αυτή που πραγματοποιήθηκε στο πρόγραμμα InVesalius εφαρμόζονται σε μία τεχνική που αποκαλείται Virtual ενδοσκόπηση κατά την οποία ένα μοντέλο της επιφάνειας της εφαρμοζόμενης περιοχής, δημιουργείται και χρησιμοποιείται ως οδηγός κατά τη διάρκεια της επέμβασης [8].



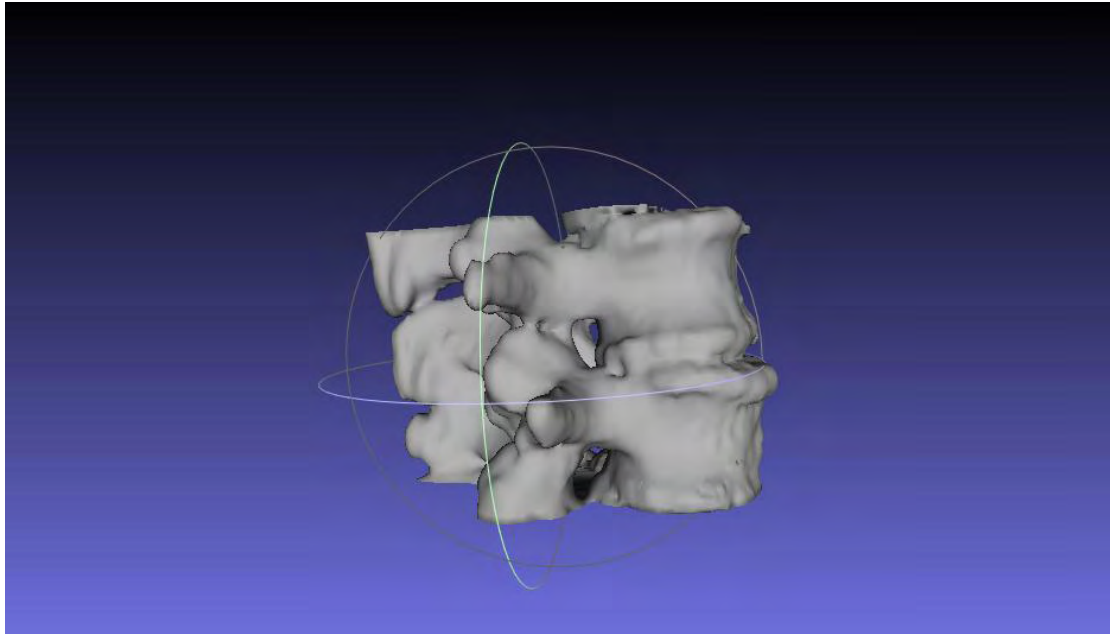
Εικόνα 12: Επιλογή του τμήματος (ροζ χρώμα) του σπονδύλου σε μία εικόνα DICOM αξονικής τομής με τη χρήση του InVesalius.



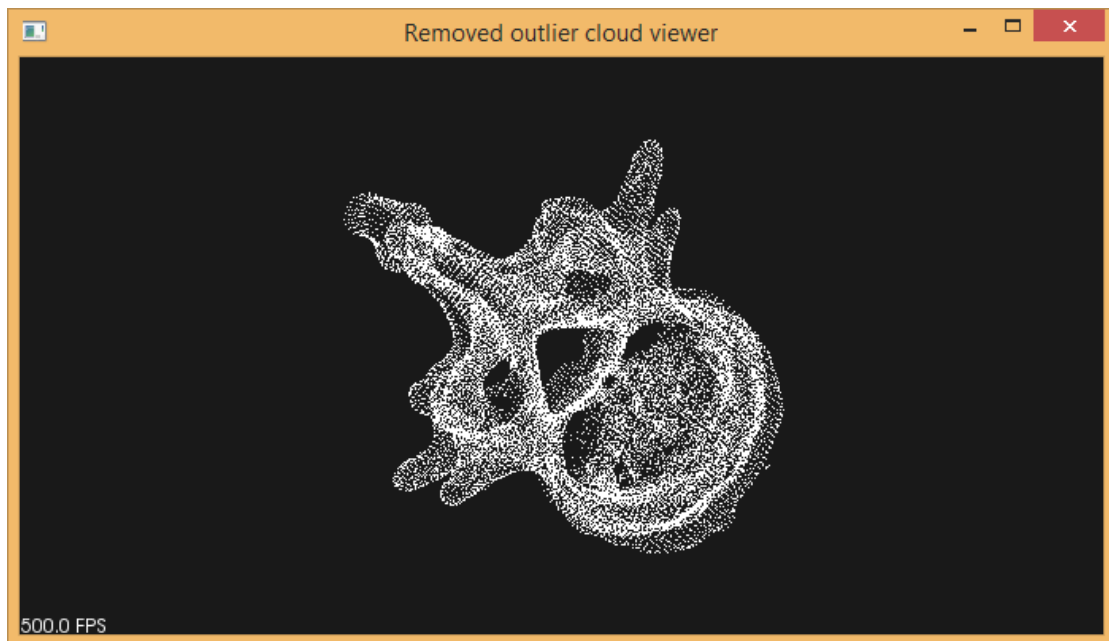
Εικόνα 13: Η δημιουργία της τρισδιάστατης επιφάνειας του σπονδύλου με τη χρήση του InVesalius.



Εικόνα 14: Το τρισδιάστατο μοντέλο της επιφάνειας του σπονδύλου που κατασκευάστηκε στο InVesalius, όπως αυτό φαίνεται στο MeshLab πριν την εφαρμογή φίλτρων καθαρισμού.



Εικόνα 15: Το τελικό πλέγμα του μοντέλου μετά τον καθαρισμό του στο MeshLab.



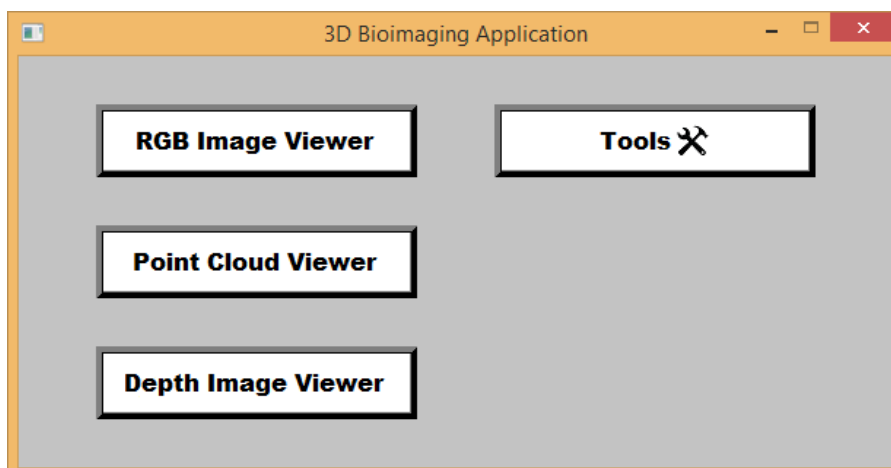
Εικόνα 16: Το point cloud που προέκυψε μετά τη μετατροπή του PLY αρχείου σε PCD.

5.2 Η παραθυρική εφαρμογή

5.2.1 Η εφαρμογή

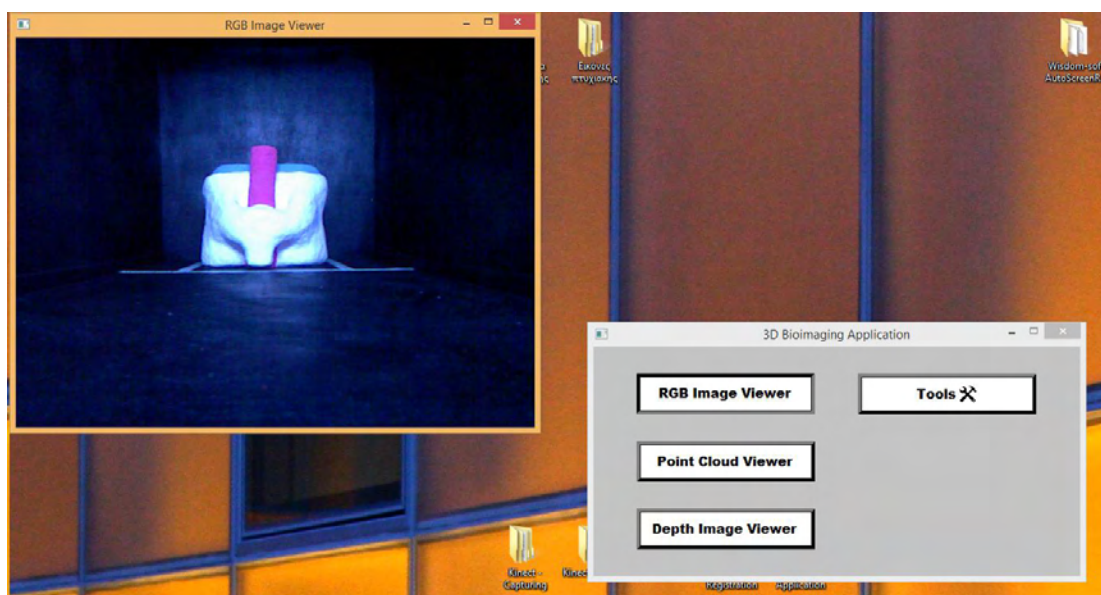
Η εφαρμογή (Εικόνα 17) χωρίζεται σε δύο μέρη. Το πρώτο μέρος αφορά τις βασικές λειτουργίες που μπορεί να προσφέρει η Kinect, δηλαδή προβολή της δισδιάστατης εικόνας RGB σε πραγματικό χρόνο, προβολή της ροής RGB point cloud του

αντικειμένου σε πραγματικό χρόνο και την προβολή της εικόνας βάθους σε πραγματικό χρόνο. Το δεύτερο μέρος αφορά στη διαδικασία στοίχισης (registration) ενός στιγμιότυπου με το τρισδιάστατο μοντέλο του αντικειμένου που εισάγεται στην εφαρμογή.



Εικόνα 17: Το κεντρικό παράθυρο της εφαρμογής.

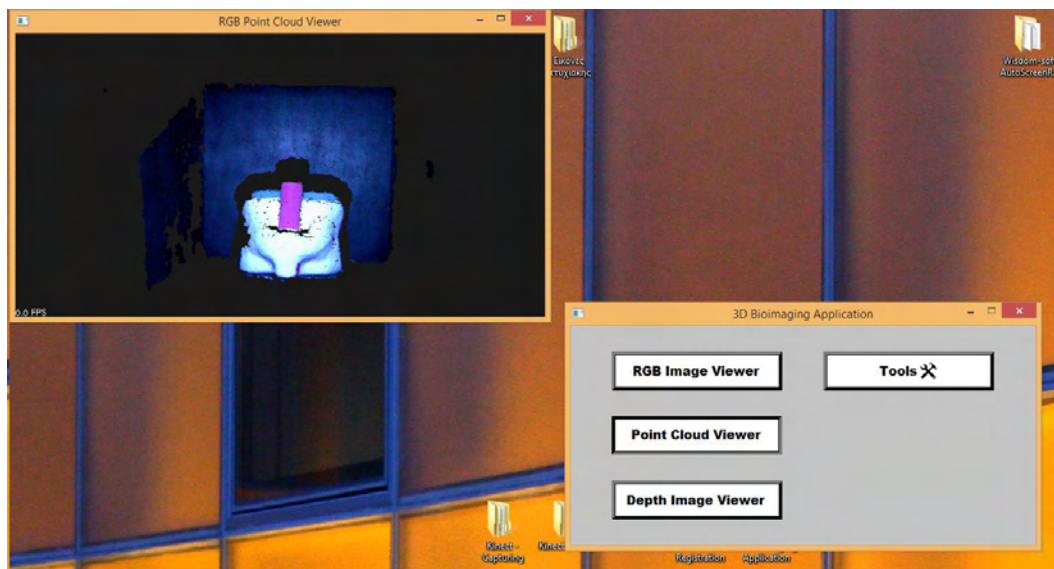
Η πρώτη δυνατότητα της εφαρμογής, είναι η προβολή της ροής δισδιάστατων εικόνων χρώματος σε πραγματικό χρόνο (Εικόνα 18). Το παράθυρο του προβολέα έχει διαστάσεις 640x480 ψηφίδες και οι διαστάσεις του δεν μπορούν να αλλάξουν από το χρήστη. Επιπρόσθετα υπάρχει η δυνατότητα αλλαγής της φωτεινότητας του προβολέα με την κύλιση του κέρσορα πάνω στην επιφάνεια του. Ο προβολέας της εικόνας χρώματος έχει αναπτυχθεί ως κλάση τα αντικείμενα της οποίας δημιουργούνται κάθε φορά που ανιχνευθεί πάτημα του αντίστοιχου κουμπιού (Παράρτημα A1).



Εικόνα 18: Το παράθυρο του προβολέα δυσδιάστατης εικόνας που αναδύεται όταν ο χρήστης πατήσει το αντίστοιχο κουμπί.

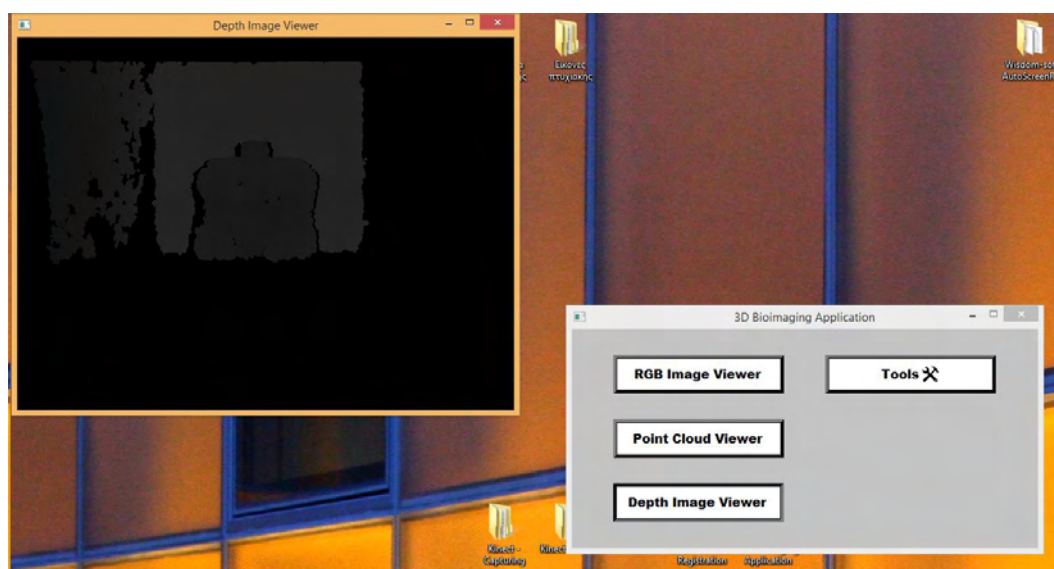
Η δεύτερη δυνατότητα της εφαρμογής είναι η προβολή της ροής point cloud σε πραγματικό χρόνο (Εικόνα 19). Το παράθυρο του προβολέα αρχικά έχει διαστάσεις

680x360 ψηφίδες, ενώ μπορεί να αλλάξει μέγεθος από το χρήστη. Με τη χρήση του κέρσορα υπάρχει η δυνατότητα περιστροφής, μεγέθυνσης και σμίκρυνσης της ροής point cloud. Ο προβολέας της ροής point cloud έχει αναπτυχθεί ως κλάση τα αντικείμενα της οποίας δημιουργούνται κάθε φορά που ανιχνευτή πάτημα του αντίστοιχου κουμπιού (Παράρτημα A3).

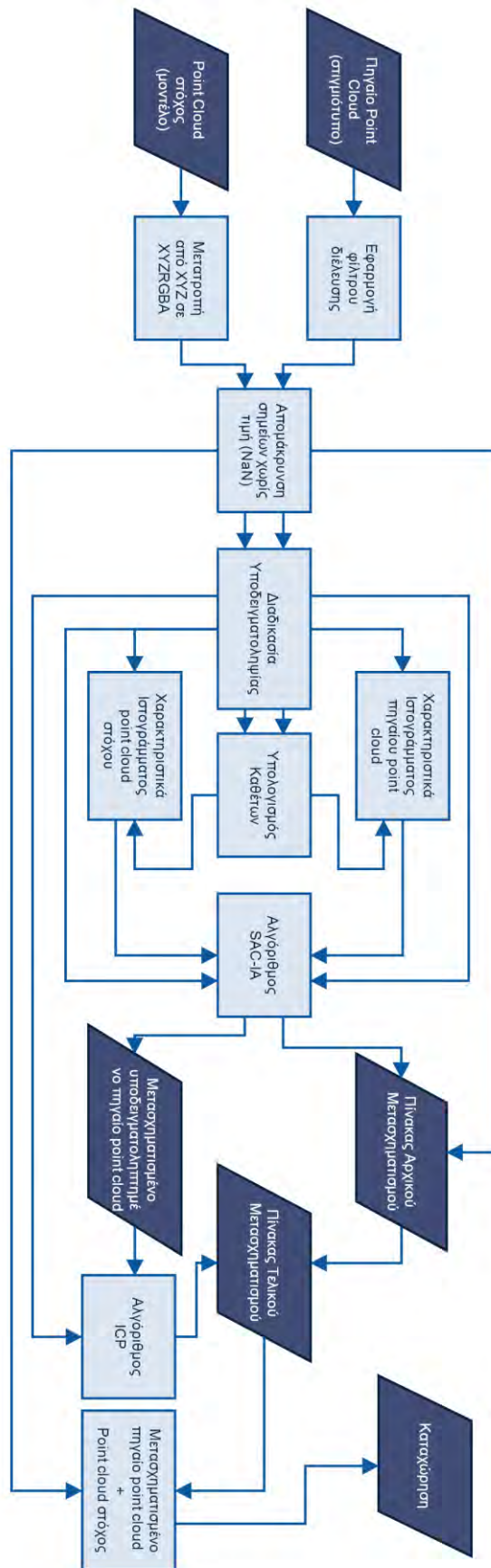


Εικόνα 19: Το παράθυρο του RGB Point Cloud Viewer που αναδύεται όταν ο χρήστης πατήσει το αντίστοιχο κουμπί.

Η τρίτη δυνατότητα της εφαρμογής είναι η προβολή της ροής εικόνας βάθους σε πραγματικό χρόνο που λαμβάνεται από την κάμερα υπέρυθρων (Εικόνα 20). Το παράθυρο του προβολέα έχει διαστάσεις 640x480 ψηφίδες και οι διαστάσεις του δεν μπορούν να αλλάξουν από το χρήστη. Με την κύλιση του κέρσορα πάνω στην επιφάνεια του προβολέα μπορεί να αλλάξει η φωτεινότητα του. Ο προβολέας εικόνας βάθους έχει αναπτυχθεί ως κλάση τα αντικείμενα της οποίας δημιουργούνται όταν ανιχνευτή πάτημα του αντίστοιχου κουμπιού (Παράρτημα A2).



Εικόνα 20: Το παράθυρο του Depth Image Viewer που αναδύεται όταν ο χρήστης πατήσει το αντίστοιχο κουμπί.



Σχήμα 9: Σχηματική απεικόνιση της μεθόδου που ακολουθείται κατά την εκτέλεση του εργαλείου καταχώρησης.

Η τέταρτη δυνατότητα της εφαρμογής είναι ένα εργαλείο στοίχισης μεταξύ μίας τρισδιάστατης εικόνας του αντικειμένου στόχου που λαμβάνεται κατά την εκκίνηση του εργαλείου και του τρισδιάστατου μοντέλου του αντικειμένου αυτού. Η διαδικασία αυτή αποκαλείται καταχώρηση (registration), δηλαδή η στοίχιση μεταξύ δύο point clouds με τμήματα επικάλυψης του ενός στο άλλο, μέσω της εύρεσης του κατάλληλου μετασχηματισμού. Με τη χρήση του εργαλείου αυτού ο χρήστης έχει τη δυνατότητα λήψης οπτικής πληροφορίας και γεωμετρικών χαρακτηριστικών της επιφάνειας του αντικειμένου στόχου στα τμήματα που δεν είναι ορατά από την οπτική γωνία σκόπευσης. Για την επίτευξη της στοίχισης των δύο point clouds χρησιμοποιήθηκαν οι αλγόριθμοι Sample Consensus Initial Alignment (SAC-IA) για την αρχική στοίχιση και ο Iterative Closest Point (ICP) για την τελική.

Σκοπός της διαδικασίας είναι η εύρεση δύο πινάκων μετασχηματισμού, έναν από την αρχική στοίχιση και έναν από την τελική. Με τους δύο αυτούς πίνακες θα μετασχηματιστεί το point cloud του στιγμιότυπου. Το point cloud του τρισδιάστατου μοντέλου αποκαλείται στόχος (target) ενώ το point cloud του στιγμιότυπου πηγαίο (source). Αρχικά εισάγονται τα δύο point clouds (Σχήμα 9). Το point cloud του μοντέλου μετατρέπεται από XYZ σε XYZRGBA και χρωματίζεται κόκκινο για καλύτερη χρωματική αντίθεση κατά τη οπτικοποίηση της τελικής στοίχισης. Παράλληλα το point cloud του στιγμιότυπου φιλτράρεται με φίλτρο διέλευσης για την απομόνωση, μόνο του αντικειμένου στόχου. Στη συνέχεια αφαιρούνται και από τα δύο point clouds που προκύπτουν τα σημεία χωρίς τιμή (NaN). Τα δύο point clouds υποδειγματοληπτούνται. Συνήθως σε αυτό το βήμα υπολογίζονται τα σημεία κλειδιά (keypoints) των δύο point clouds, ωστόσο το σχήμα του αντικειμένου στόχου δεν έχει αρκετά χαρακτηριστικά που θα μπορούσαν να χαρακτηριστούν ως σημεία κλειδιά. Ακολουθεί ο υπολογισμός των καθέτων (normals) των δύο point clouds που προκύπτουν από την υποδειγματοληψία. Τα υποδειγματοληπτημένα point clouds και οι αντίστοιχες κάθετες αυτών των point clouds, τόσο του στιγμιότυπου όσο και του μοντέλου χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό των χαρακτηριστικών του καθενός. Ο υπολογισμός των χαρακτηριστικών πραγματοποιείται με τον παρακάτω τρόπο:

Για κάθε σημείο p του υποδειγματοληπτημένου point cloud βρίσκονται τα k γειτονικά του σημεία ως προς μία δοσμένη σταθερή απόσταση (k -neighborhood), ψάχνοντας στην επιφάνεια του αρχικού point cloud. Για κάθε ζεύγος p_i και p_j που μπορεί να προκύψει από τα k γειτονικά σημεία του p και τις αντίστοιχες κάθετες των σημείων αυτών n_i και n_j ακολουθείται η εφαρμογή μίας *Darboux inv* διαδικασίας για τον υπολογισμό των γωνιακών διακυμάνσεων των σημείων αυτών, με τον ακόλουθο τρόπο:

$$\alpha = v \cdot n_j ,$$

$$\varphi = \frac{(u \cdot (p_j - p_i))}{\|p_j - p_i\|} ,$$

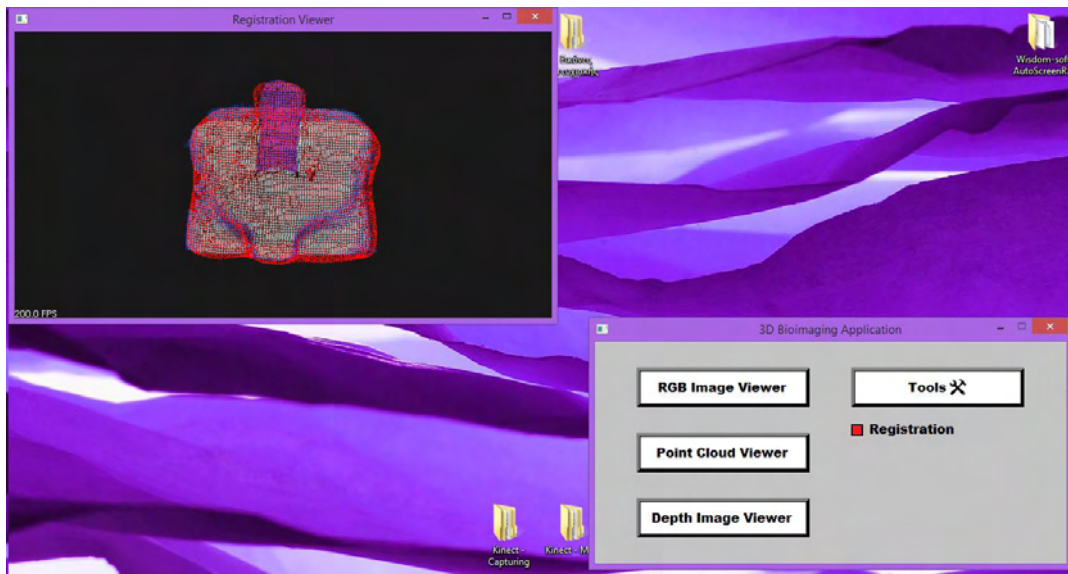
$$\theta = \arctan(w \cdot n_j, u \cdot n_j) ,$$

όπου $u = n_i$, $v = (p_j - p_i) \times u$ και $w = u \times v$. Ο παραπάνω υπολογισμός ονομάζεται απλοποιημένο ιστόγραμμα χαρακτηριστικού σημείου (Simplified Point Feature Histogram – SPFH). Στη συνέχεια υπολογίζονται ξανά τα γειτονικά σημεία k

του σημείου p και χρησιμοποιούνται τα $SPFH$ αυτών για τον υπολογισμό του βάρους που χαρακτηρίζει το τελικό ιστόγραμμα του σημείου p , όπως φαίνεται παρακάτω:

$$FPFH(p) = SPFH(p) + \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \frac{1}{\omega_k} \cdot SPFH(p_k),$$

όπου ω_k η απόσταση του σημείου p από το γειτονικό του σημείο p_k . Η παραπάνω διαδικασία αφού συμβεί δύο φορές, μία για το στιγμιότυπο και μία για το μοντέλο, τα χαρακτηριστικά που υπολογίστηκαν και τα δύο υποδειγματοληπτημένα point clouds εισέρχονται στον SAC-IA αλγόριθμο. Σύμφωνα με τον SAC-IA αρχικά ένα δείγμα σημείων του υποδειγματοληπτημένου point cloud του στιγμιότυπου επιλέγονται έτσι ώστε η απόσταση μεταξύ οποιουδήποτε ζεύγους που προκύπτει από αυτά, να μην υπερβαίνει ένα κατώτατο κατώφλι. Για κάθε σημείο του δείγματος αυτού υπολογίζεται μία λίστα από σημεία του υποδειγματοληπτημένου point cloud του μοντέλου, τα οποία να έχουν παρόμοιο ιστόγραμμα, δημιουργώντας έτσι αντιστοιχίες. Από αυτές τις αντιστοιχίες επιλέγεται μόνο η μία και μέσω αυτής και του δείγματος των σημείων που επιλέχτηκε αρχικά υπολογίζεται, ο πίνακας αρχικού μετασχηματισμού [9]. Η έξοδος του αλγορίθμου με τη χρήση της αντίστοιχης κλάσης SAC-IA που διαθέτει η PCL (Παράρτημα A4), είναι ο πίνακας του αρχικού μετασχηματισμού και το υποδειγματοληπτημένο point cloud του στιγμιότυπου μετασχηματισμένο με τον μετασχηματισμό αυτό. Ακολουθεί ο μετασχηματισμός στο point cloud του στιγμιότυπου με τον πίνακα του αρχικού μετασχηματισμού. Για την τελική στοίχιση χρησιμοποιείται ο ICP αλγόριθμος με σκοπό την εύρεση του πίνακα τελικού μετασχηματισμού μεταξύ των δύο point clouds. Ο ICP ανήκει στην κατηγορία των τοπικών αλγορίθμων στοίχισης, σύμφωνα με τον οποίο αρχικά υπολογίζονται όλες οι αποστάσεις μεταξύ των σημείων των δύο point clouds και επιλέγεται η μικρότερη. Η απόσταση αυτή των δύο σημείων ελαχιστοποιείται όσο περισσότερο γίνεται και υπολογίζεται ο μετασχηματισμός. Τα βήματα αυτά επαναλαμβάνονται μέχρι την επίτευξη της πλήρους στοίχισης [6]. Η βιβλιοθήκη PCD διαθέτει έτοιμη κλάση και για τον αλγόριθμο ICP (Παράρτημα A5). Σε αυτήν εισάγονται ως παράμετροι, το μετασχηματισμένο υποδειγματοληπτημένο point cloud που προέκυψε από τον SAC-IA, το υποδειγματοληπτημένο point cloud του μοντέλου, η μέγιστη απόσταση που μπορούν να έχουν τα δύο σημεία που θα επιλεγούν στο πρώτο βήμα του αλγορίθμου και μία τιμή για το μετασχηματισμό έψιλον (ϵ) ο οποίος θα καθορίσει το πότε θα έχει επιτευχθεί η στοίχιση. Η έξοδος του αλγορίθμου είναι το μετασχηματισμένο για δεύτερη φορά υποδειγματοληπτημένο point cloud του στιγμιότυπου και ο νέος πίνακας μετασχηματισμού. Τέλος εφαρμόζεται ο τελικός μετασχηματισμός στο ήδη μετασχηματισμένο στιγμιότυπο και προστίθεται το point cloud του μοντέλου με το διπλά μετασχηματισμένο point cloud του στιγμιότυπου, εμφανίζοντας το σε έναν προβολέα (Εικόνα 21). Υπολογίστηκε ότι ο μέσος χρόνος εκτέλεσης όλων των διεργασιών του εργαλείου στοίχισης όπως αυτές φαίνονται στο Σχήμα 9 ανέρχεται σε 90,2 δευτερόλεπτα σε έναν απλό προσωπικό συμβατικό ηλεκτρονικό υπολογιστή.



Εικόνα 21: Το παράθυρο προβολής της τελικής καταχώρησης.

6. Συμπεράσματα

Στη διάρκεια αυτής της πτυχιακής, έγινε προσπάθεια δημιουργίας ενός ολοκληρωμένου συστήματος τρισδιάστατης ιατρικής ενδοσκόπησης βασισμένη στην τεχνολογία point cloud. Η εφαρμογή που αναπτύχθηκε είναι πλήρως λειτουργική στο περιβάλλον προσομοίωσης που κατασκευάστηκε για τη δοκιμή της. Οι βασικές δυνατότητες μίας κάμερας υπέρυθρων μπορούν να δώσουν πολλές και σημαντικές πληροφορίες σχετικά με τη μορφολογία και τη γεωμετρία της επιφάνειας που εξετάζεται και τουλάχιστον σε μία μεγεθυμένη μορφή ενός ενδοσκοπικού συστήματος όπως παρουσιάστηκε σε αυτή την εργασία, φαίνεται πως η εφαρμογή τους είναι εφικτή και σε πραγματικό χρόνο. Το εργαλείο στοίχισης μπορεί να παρέχει στο χρήστη τη δυνατότητα πρόσβασης σε επιπλέον πληροφορίες σχετικά με το αντικείμενο ή την επιφάνεια που εξετάζεται, στα τμήματα τα οποία η κάμερα δεν έχει οπτική πρόσβαση. Η λειτουργία αυτή από μόνη της, θα αποτελούσε ένα ιδιαίτερα εύχρηστο συνοδευτικό οδηγό για τους χειρουργούς κατά τη διάρκεια μίας επέμβασης, συνδυασμένη με ενδοσκοπικά εργαλεία. Οι χρόνοι εκτέλεσης του εργαλείου στοίχισης δεν προσεγγίζουν σε καμία περίπτωση τον πραγματικό χρόνο εκτέλεσης (μέσος όρος εκτέλεσης 90,2 δευτερόλεπτα), παρόλα αυτά όλες οι δοκιμές και οι μετρήσεις έλαβαν χώρα σε ένα συμβατικό υπολογιστή γενικής χρήσης και σίγουρα υπάρχει δυνατότητα περαιτέρω βελτίωσης σε ένα πιο εξειδικευμένο σύστημα. Η δημιουργία ενός συστήματος ενδοσκόπησης βασισμένου σε κάμερα υπέρυθρων περιορίζεται από την υπάρχουσα τεχνολογία, αφού δεν υπάρχουν τόσο μικρές IR κάμερες που θα μπορούσαν να τοποθετηθούν στην άκρη ενός ενδοσκοπίου, όπως επίσης οι υπέρυθρες ακτίνες μεγάλης έντασης είναι καταστροφικές για τα κύτταρα και τους ιστούς.

7. Βιβλιογραφία

1. Rüdiger Kramme, Klaus-Peter Hoffmann, Robert Pozos. Springer Handbook of Medical Technology, 2011, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, ISBN 978-3-540-74657-7.
2. Spaner, S.J.; Warhock, G.L.; A brief history of endoscopy, laparoscopy, and laparoscopic surgery, J Laparoendosc Adv Surg Tech A. 1997. 7(6):369-73.
3. Song Zhang. Handbook of 3D Machine Vision: Optical Metrology and Imaging, 2013. CRC Press, ISBN 9781439872192.
4. Ogino-Nishimura, E.; Nakagawa, T.; Sakamoto, T.; Ito, J.; Efficacy of three-dimensional endoscopy in endonasal surgery, Auris Nasus Larynx, 2015. 42(3): 203-207.
5. Sahu, D.; Mathew, M.J.; Reddy, P.K.; 3D Laparoscopy - Help or Hype; Initial Experience of A Tertiary Health Centre. Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR. 2014. 8(7):NC01-NC03. doi:10.7860/JCDR/2014/8234.4543.
6. Kramer, J.; Nicolas, B.; Herrera, D.C.; Echtler, F.; Parker, M.; Hacking the Kinect, 2012, Apress - SpringerLink, ISBN: 978-1-4302-3867-6 (Print) 978-1-4302-3868-3 (Online).
7. PCL website: www.pointclouds.org.
8. Aoki, T.; Murakami, M.; Koizumi, T.; Fujimori, A.; Gareer, H.; Enami, Y.; Koike, R.; Watanabe, M.; Otsuka, K.; Three-Dimensional Virtual Endoscopy for Laparoscopic and Thoracoscopic Liver Resection, Journal of the American College of Surgeons , 2015. Volume 221, Issue 2, e21 - e26.
9. Rusu, R.B.; Blodow, N.; Beetz, M., Fast Point Feature Histograms (FPFH) for 3D registration, Robotics and Automation, 2009. ICRA '09. pp.3212-3217, doi: 10.1109/ROBOT.2009.5152473.
10. DICOM images for research purposes website: www.osirix-viewer.com .

Παράρτημα Α – Τμήματα κώδικα εφαρμογής

Παράρτημα Α1

Η κλάση για τον προβολέα εικόνας (CImageViewer) χρώματος χρησιμοποιεί για την οπτικοποίηση της ροής εικόνων τις παρακάτω συναρτήσεις ανάκλησης και εκτέλεσης.

```
void CImageViewer::image_callback(const boost::shared_ptr<openni_wrapper::Image>& image)
{
    boost::mutex::scoped_lock lock (image_mutex);

    newImage = image;

    if(image->getEncoding() != openni_wrapper::Image::RGB)
    {
        if(rgb_data_size < image->getWidth()*image->getHeight())
        {
            if(rgb_buffer)
            {
                delete[] rgb_buffer;
            }
            rgb_data_size = image->getWidth()*image->getHeight();
            rgb_buffer = new unsigned char [rgb_data_size*3];
        }
        newImage->fillRGB(newImage->getWidth(), newImage->getHeight(), rgb_buffer);
    }
}

void CImageViewer::run()
{
    pcl::visualization::ImageViewer image_viewer;
    image_viewer.setWindowTitle("RGB Image Viewer");
    image_viewer.setPosition(0,0);

    boost::function<void ( const boost::shared_ptr<openni_wrapper::Image>&)> c = boost::bind
(&CImageViewer::image_callback, this, _1);
    boost::signals2::connection image_connection = grabber.registerCallback(c);

    grabber.start();

    while(!image_viewer.wasStopped())
    {
        boost::shared_ptr<openni_wrapper::Image> image;

        if(image_mutex.try_lock())
        {
            newImage.swap(image);
            image_mutex.unlock();
        }

        if(image)
        {
            if(image->getEncoding() == openni_wrapper::Image::RGB)
            {
                image_viewer.addRGBImage(image->getMetaData().Data(), image->getWidth(), image->getHeight());
            }
            else
            {
                image_viewer.addRGBImage(rgb_buffer, image->getWidth(), image->getHeight());
            }
        }
        image_viewer.spinOnce();
        boost::this_thread::sleep(boost::posix_time::microseconds(100));
    }
    grabber.stop();
    image_connection.disconnect();
}
```

Παράρτημα A2

Η κλάση του προβολέα της ροής εικόνας βάθους (CDepthViewer) χρησιμοποιεί τις συναρτήσεις ανάκλησης και εκτέλεσης όπως φαίνεται παρακάτω.

```
void CDepthViewer::depth_callback(const boost::shared_ptr<openni_wrapper::DepthImage>
&depth_image)
{
    boost::mutex::scoped_lock lock (depth_image_mutex);
    new_depth_image = depth_image;
}

void CDepthViewer::run()
{
    pcl::visualization::ImageViewer depth_image_viewer;
    depth_image_viewer.setWindowTitle("Depth Image Viewer");

    boost::function<void ( const boost::shared_ptr<openni_wrapper::DepthImage>&)> f = boost::bind
(&CDepthViewer::depth_callback, this, _1);
    boost::signals2::connection depth_image_connection = grabber.registerCallback(f);

    grabber.start();

    while(!depth_image_viewer.wasStopped())
    {

        if(new_depth_image)
        {
            boost::shared_ptr<openni_wrapper::DepthImage> depth_image;
            depth_image.swap(new_depth_image);

            if(!refresh)
            {
                depth_image_viewer.setPosition(0,0);
                refresh = !refresh;
            }

            depth_image_viewer.showShortImage(
                (unsigned short*)(depth_image->getDepthMetaData().Data()),
                depth_image->getWidth(),
                depth_image->getHeight(),
                std::numeric_limits<unsigned short>::min(),
                std::numeric_limits<unsigned short>::max()/10,
                true);
        }

        depth_image_viewer.spinOnce();
        boost::this_thread::sleep(boost::posix_time::microseconds(100));
    }

    grabber.stop();
    depth_image_connection.disconnect();
}
```

Παράρτημα A3

Η κλάση του προβολέα της ροής point cloud χρησιμοποιεί τις συναρτήσεις ανάκλησης και εκτέλεσης για την οπτικοποίηση της ροής.

```
void CPointCloudViewer::cloud_callback (const pcl::PointCloud<pcl::PointXYZRGBA>::ConstPtr
&ccloud)
{
    if (!cloud_viewer.wasStopped())
    {
        cloud_viewer.showCloud (ccloud);
    }
}

void CPointCloudViewer::run ()
{
    pcl::Grabber* interface = new pcl::OpenNIGrabber();

    boost::function<void (const pcl::PointCloud<pcl::PointXYZRGBA>::ConstPtr&)> f_cloud =
boost::bind (&CPointCloudViewer::cloud_callback, this, _1);

    boost::signals2::connection c = interface->registerCallback (f_cloud);

    interface->start();

    while (!cloud_viewer.wasStopped())
    {
        boost::this_thread::sleep (boost::posix_time::seconds (0.5));
    }

    interface->stop();
    c.disconnect();
}
```

Παράρτημα Α4

Ο τρόπος λειτουργίας της κλάσης που προσφέρει η PCL για τον αλγόριθμο SAC-IA φαίνεται παρακάτω.

```
pcl::SampleConsensusInitialAlignment<pcl::PointXYZRGBA, pcl::PointXYZRGBA,  
pcl::FPFHSignature33> sac_ia;  
sac_ia.setMinSampleDistance(MIN_SAMPLE_DISTANCE);  
sac_ia.setMaxCorrespondenceDistance(MAX_COR_DISTANCE);  
sac_ia.setMaximumIterations(SAC_IA_ITERATIONS);  
sac_ia.setInputCloud(sourceDown);  
sac_ia.setSourceFeatures(sourceFPFH);  
sac_ia.setInputTarget(targetDown);  
sac_ia.setTargetFeatures(targetFPFH);  
sac_ia.align(*sacAlign);
```

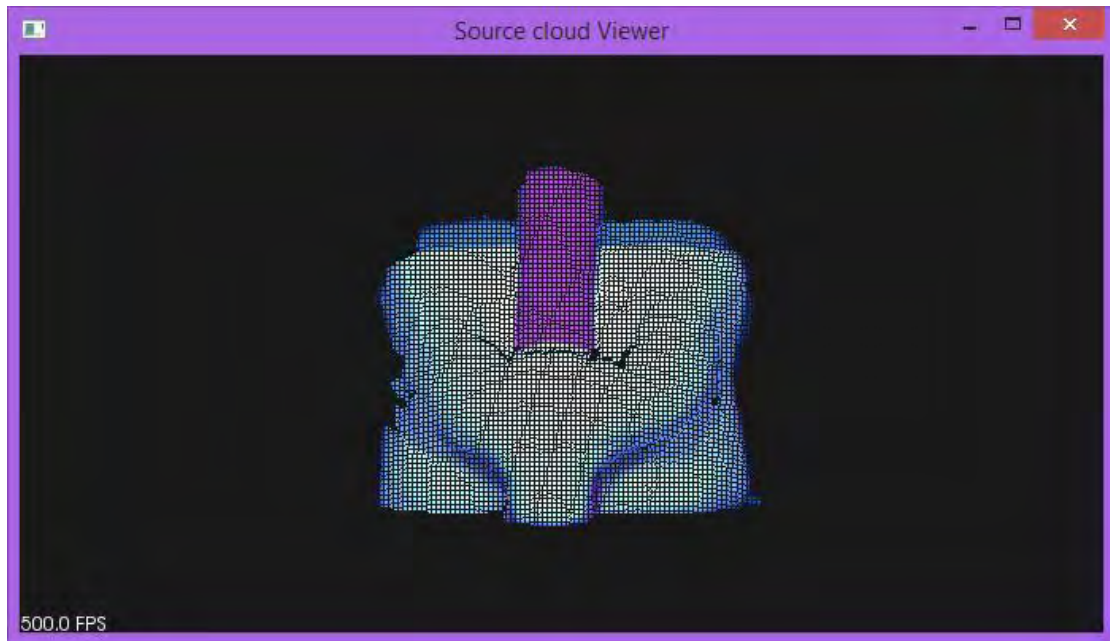
Παράρτημα Α5

Ο τρόπος λειτουργίας της κλάσης που προσφέρει η PCL για τον αλγόριθμο ICP φαίνεται παρακάτω.

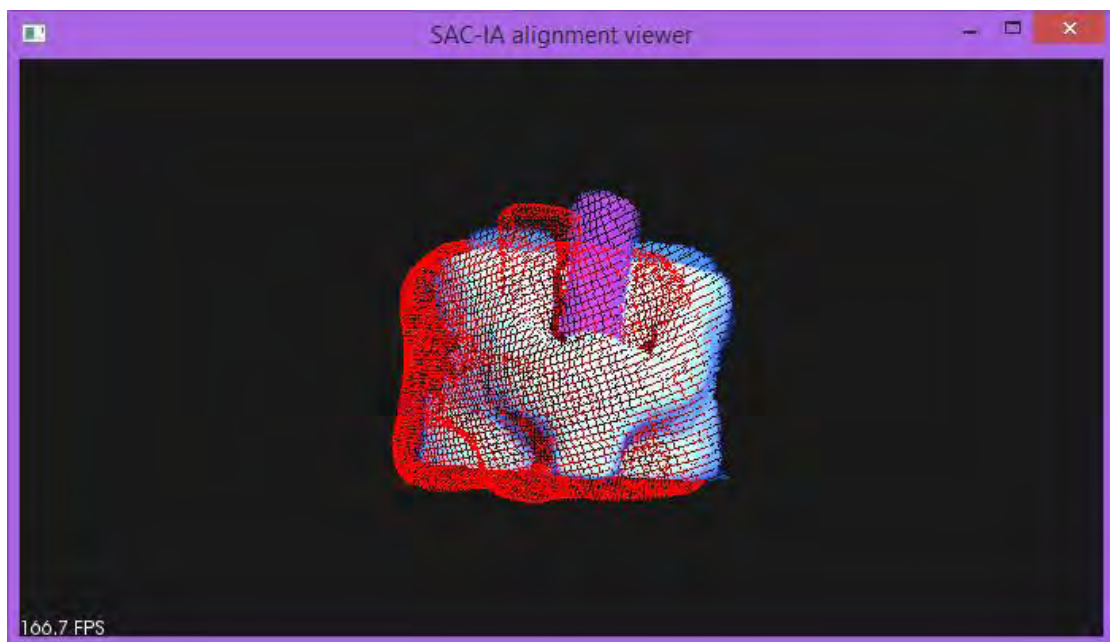
```
pcl::IterativeClosestPoint<pcl::PointXYZRGBA, pcl::PointXYZRGBA> icp;  
icp.setMaxCorrespondenceDistance(ICP_MAX_COR);  
icp.setRANSACOutlierRejectionThreshold(ICP_RANSAC);  
icp.setTransformationEpsilon(ICP_EPSILON);  
icp.setMaximumIterations(ICP_ITERATIONS);  
icp.setInputCloud(sacAlign);  
icp.setInputTarget(targetDown);  
icp.align(*icpAlign);
```


Παράρτημα Β - Αποτελέσματα

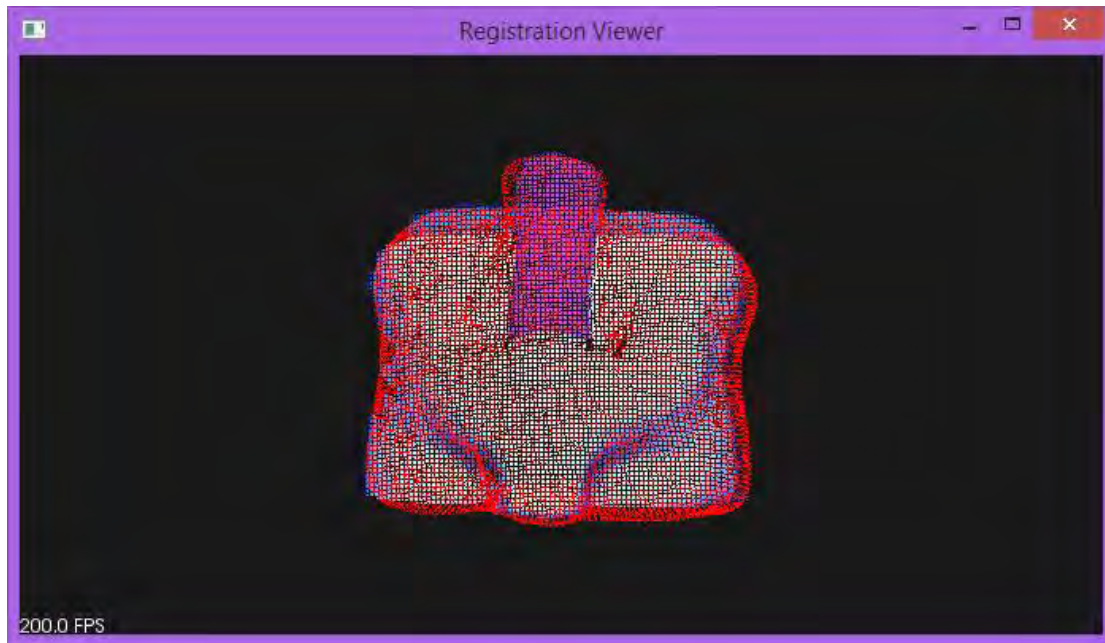
Παράρτημα Β1 - Σκόπευση 0°



Εικόνα Β1-1: Το point cloud του στιγμιότυπου από σκόπευση 0° του αντικειμένου στόχου.

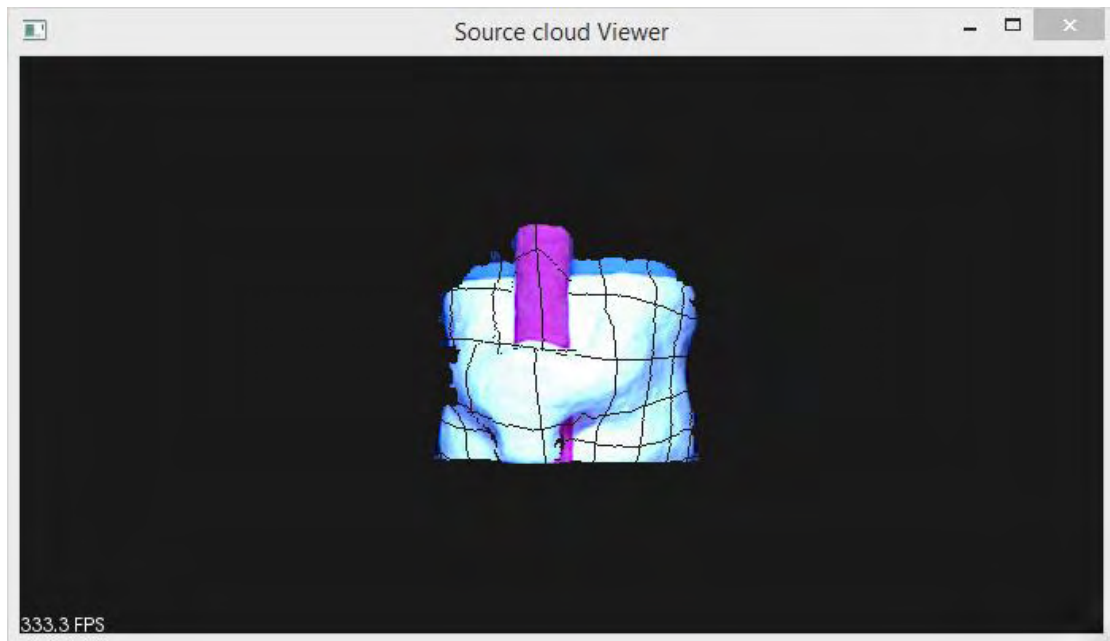


Εικόνα Β1-2: Η αρχική στοίχιση του στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο SAC-IA.

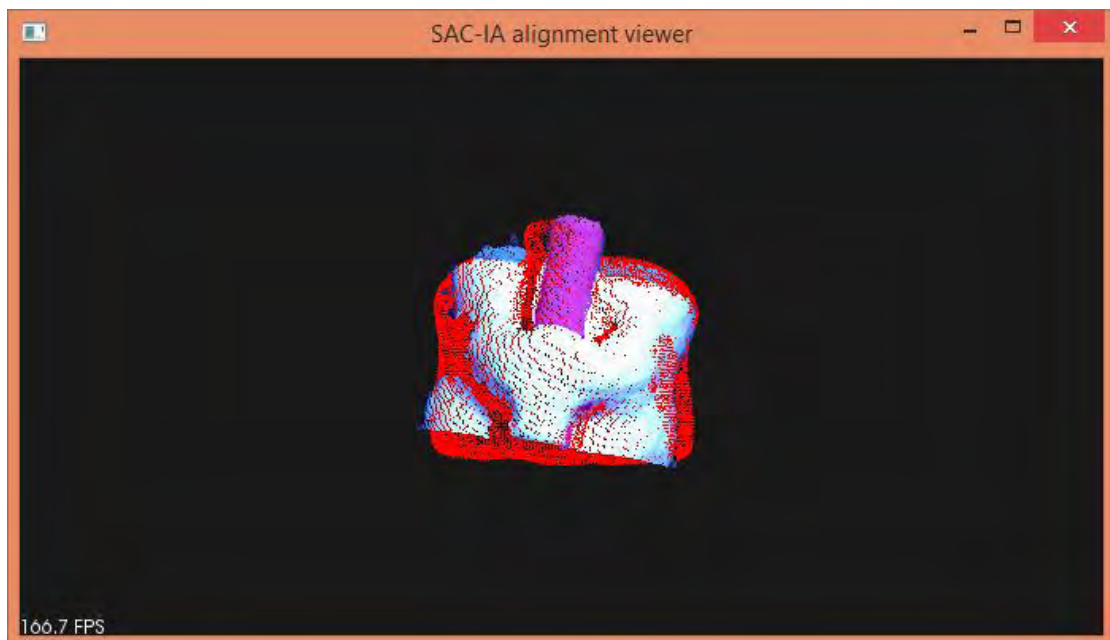


Εικόνα B1-3: Η τελική στοίχιση του ήδη μετασχηματισμένου στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο ICP.

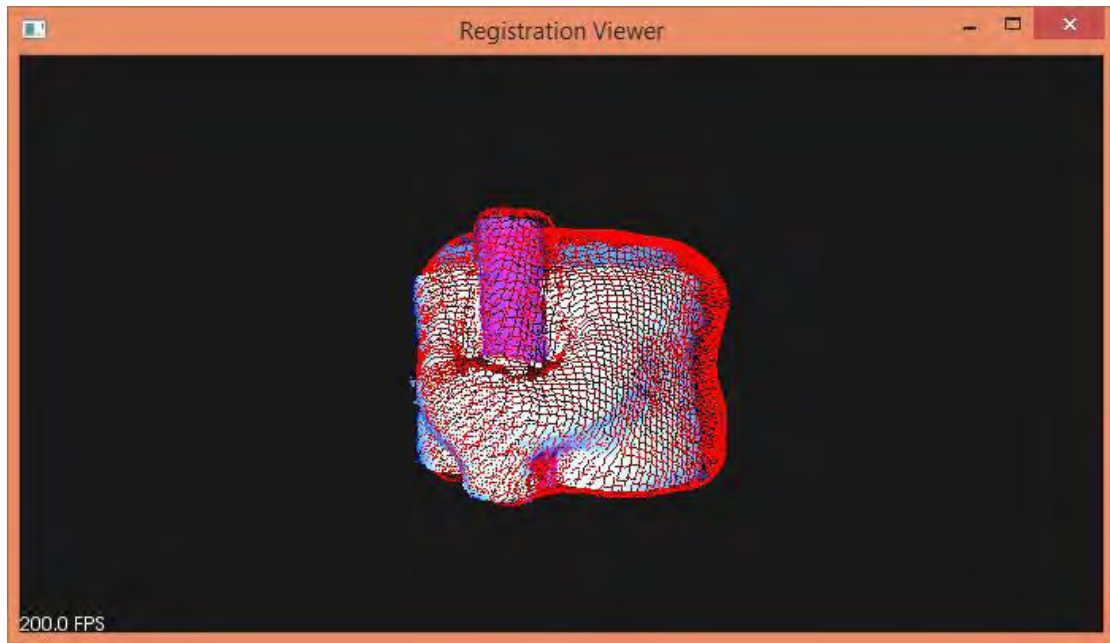
Παράρτημα Β2 - Σκόπευση 15°



Εικόνα Β2-1: Το point cloud του στιγμιότυπου από σκόπευση 15° του αντικειμένου στόχου.

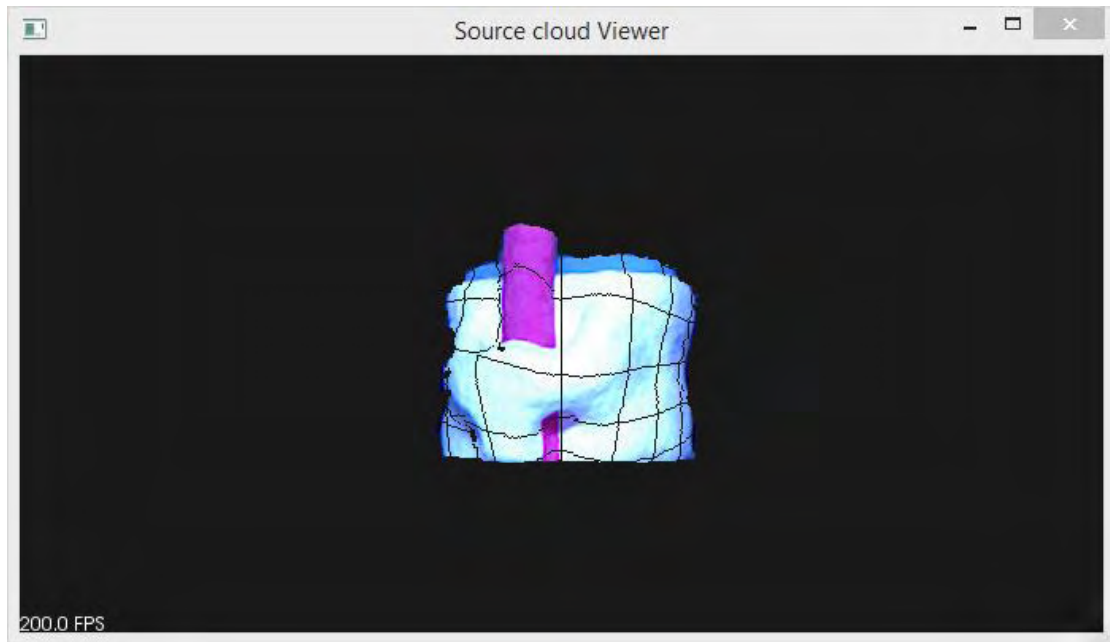


Εικόνα Β2-2: Η αρχική στοίχιση του στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο SAC-IA.

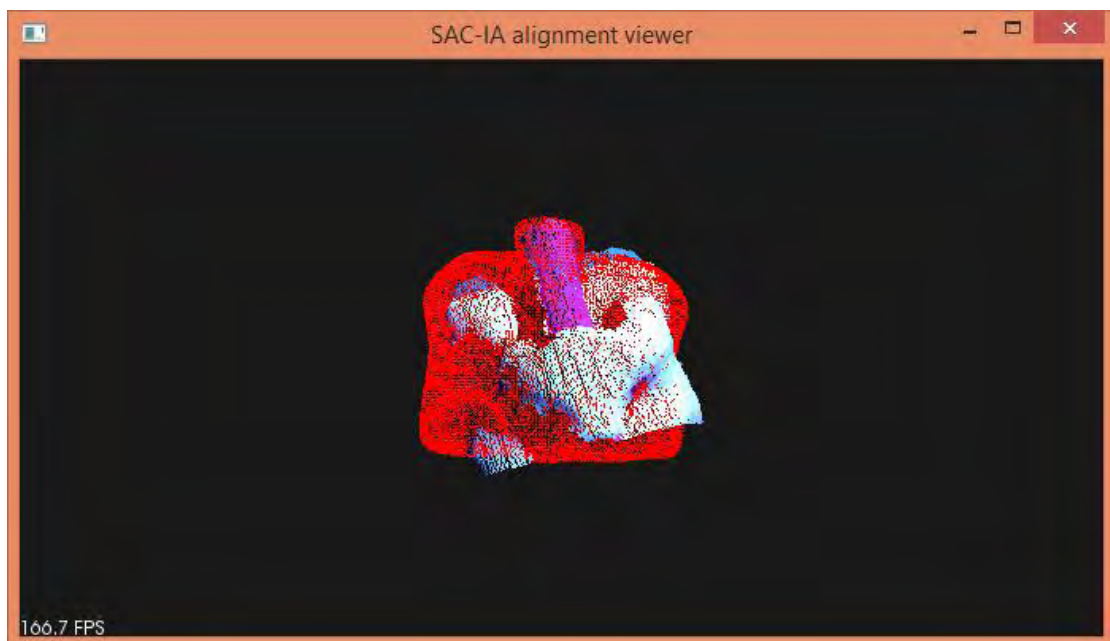


Εικόνα B2-3: Η τελική στοίχιση του ήδη μετασχηματισμένου στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο ICP.

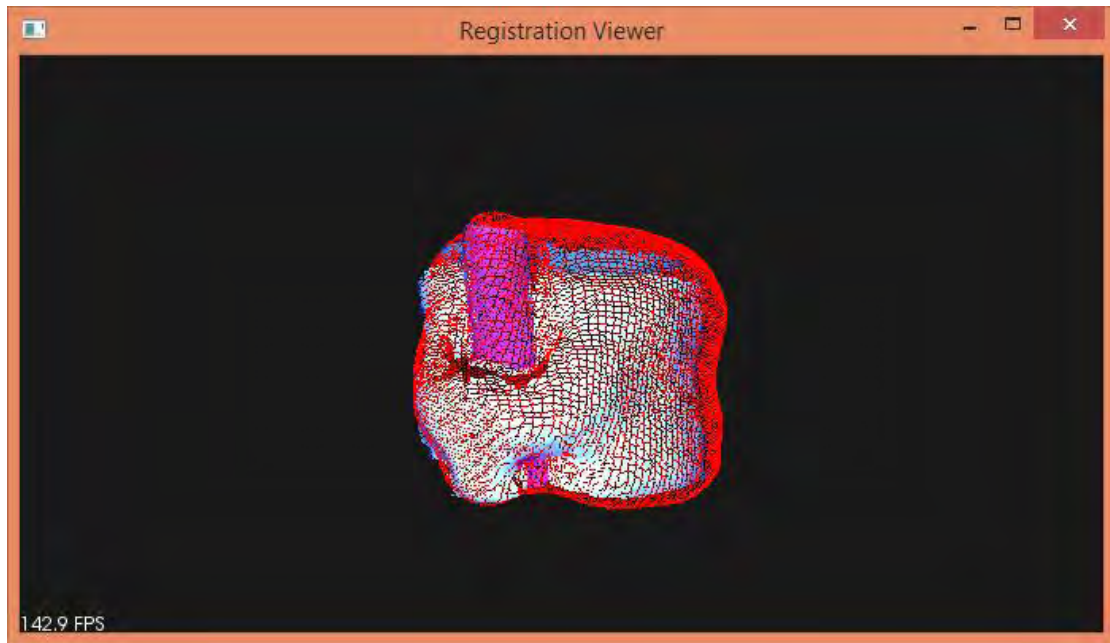
Παράρτημα Β3 – Σκόπευση 25°



Εικόνα Β3-1: Το point cloud του στιγμιότυπου από σκόπευση 25° του αντικειμένου στόχου.

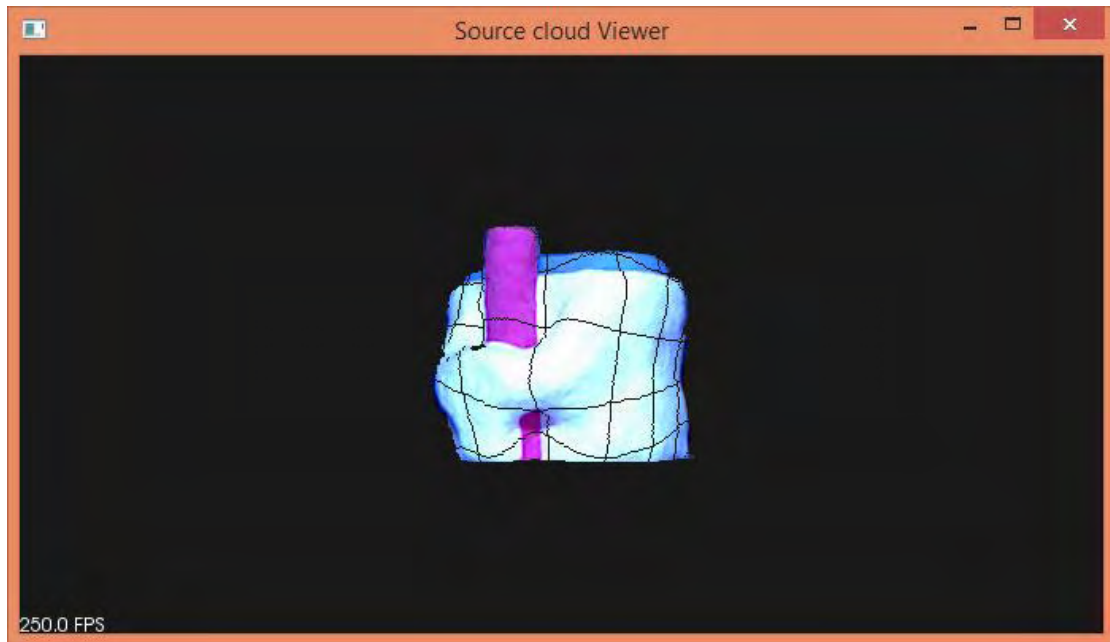


Εικόνα Β3-2: Η αρχική στοίχιση του στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο SAC-IA.

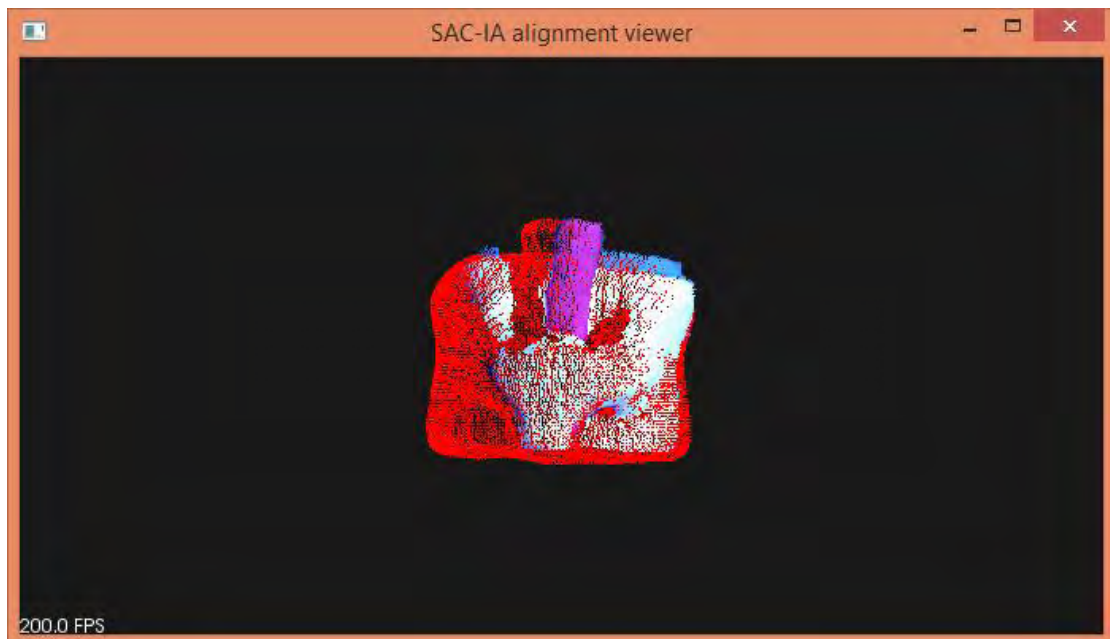


Εικόνα Β3-3: Η τελική στοίχιση του ήδη μετασχηματισμένου στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο ICP.

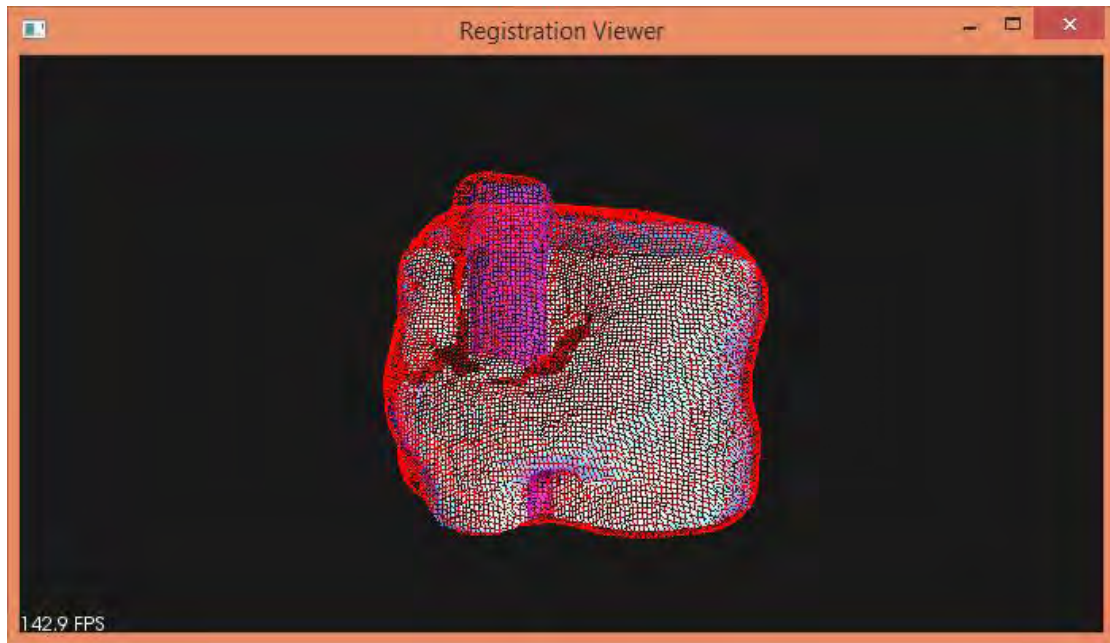
Παράρτημα Β4 - Σκόπευση 35°



Εικόνα Β4-1: Το point cloud του στιγμιότυπου από σκόπευση 35° του αντικειμένου στόχου.

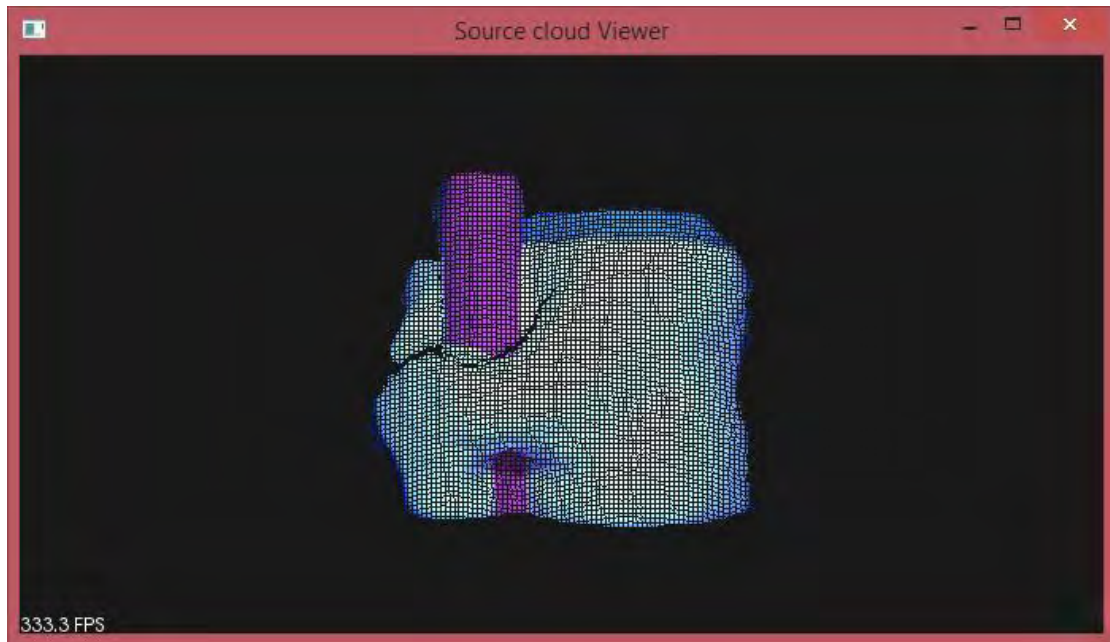


Εικόνα Β4-2: Η αρχική στοίχιση του στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο SAC-IA.

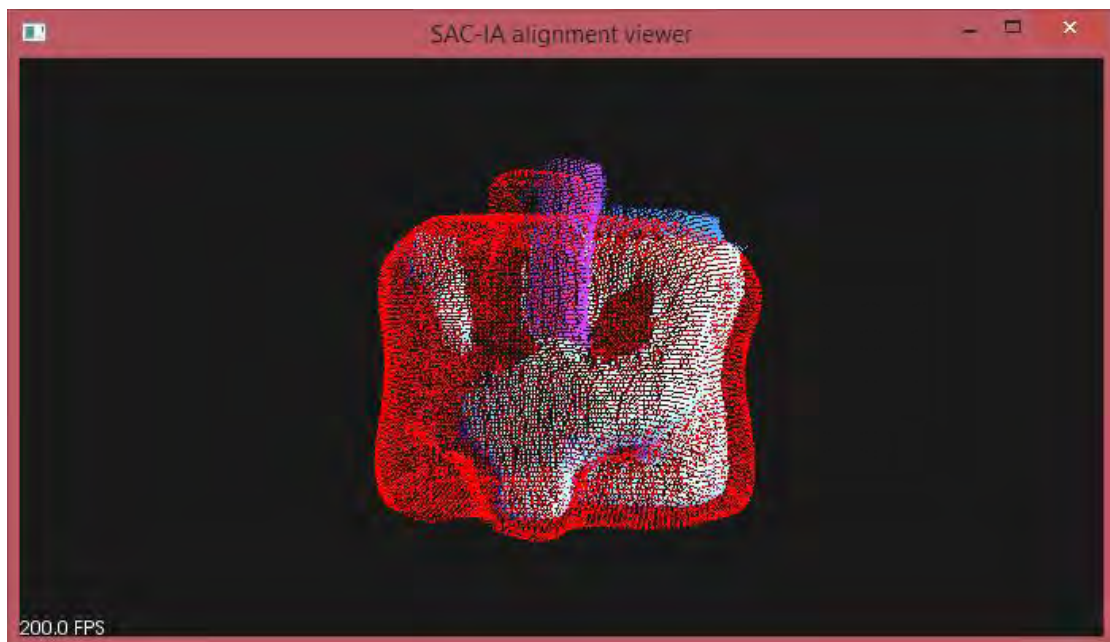


Εικόνα B4-3: Η τελική στοίχιση του ήδη μετασχηματισμένου στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο ICP.

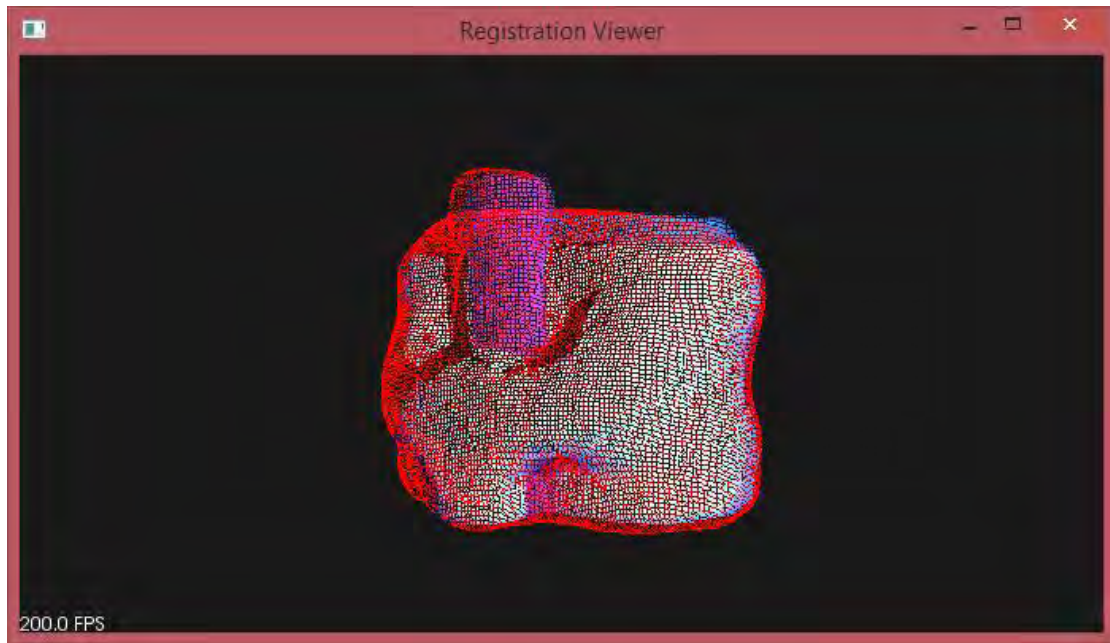
Παράρτημα Β5 – Σκόπευση 45°



Εικόνα Β5-1: Το point cloud του στιγμιότυπου από σκόπευση 45° του αντικειμένου στόχου.

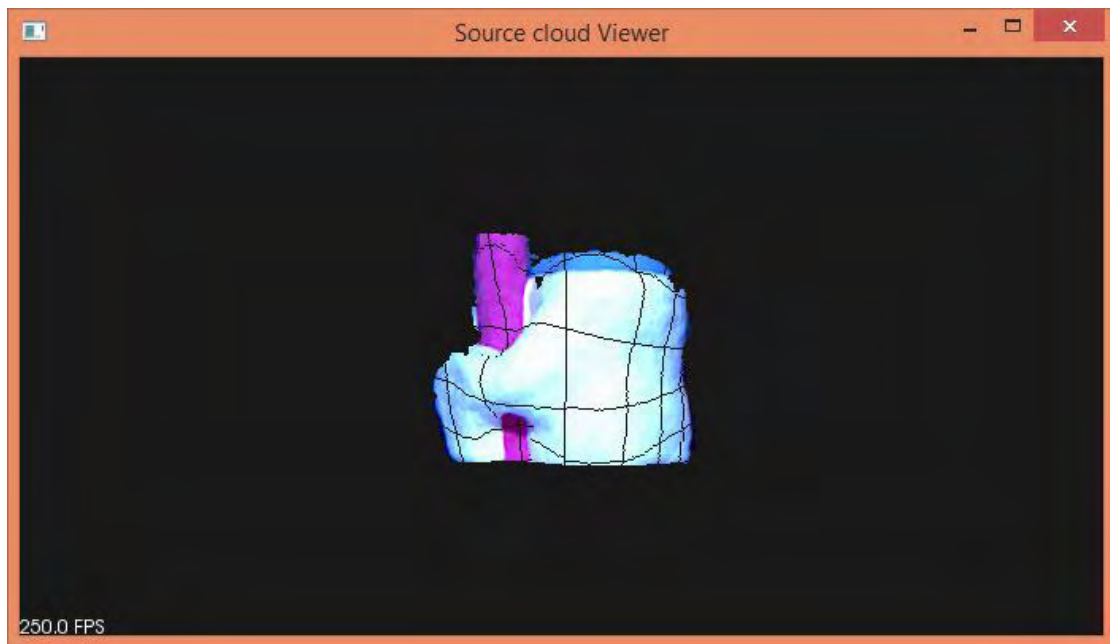


Εικόνα Β5-2: Η αρχική στοίχιση του στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο SAC-IA.

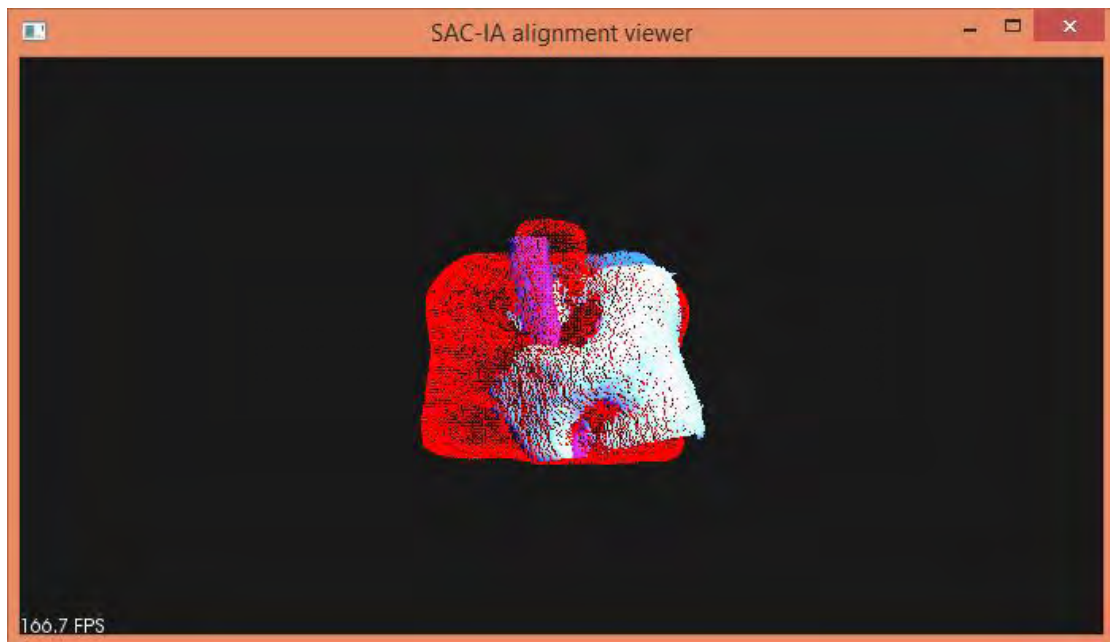


Εικόνα B5-3: Η τελική στοίχιση του ήδη μετασχηματισμένου στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο ICP.

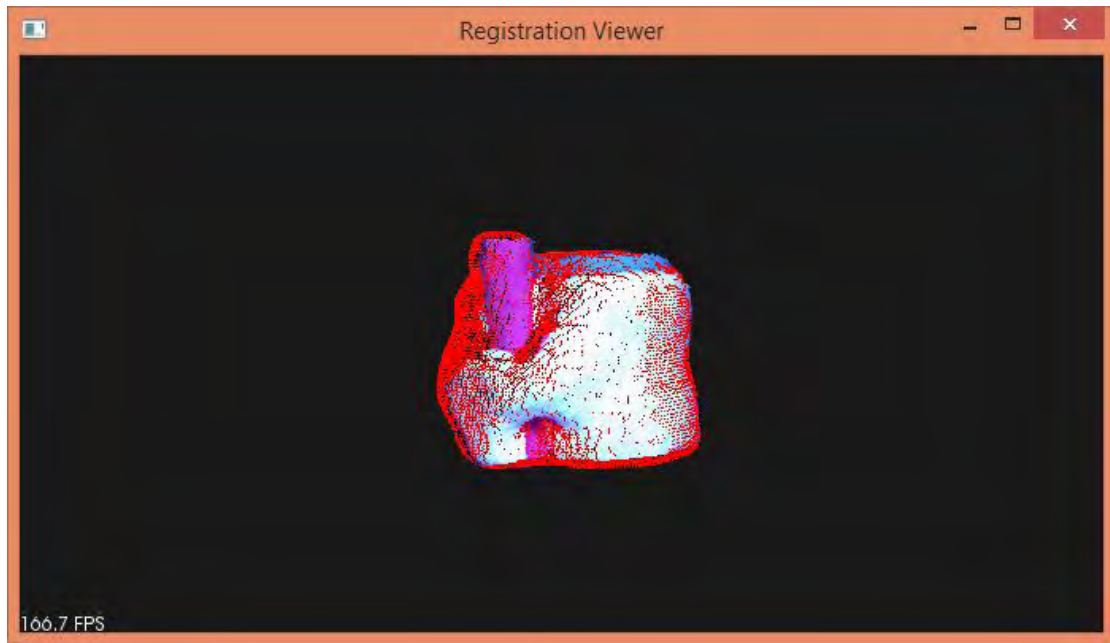
Παράρτημα Β6 – Σκόπευση 55°



Εικόνα Β6-1: Το point cloud του στιγμιότυπου από σκόπευση 55° του αντικειμένου στόχου.

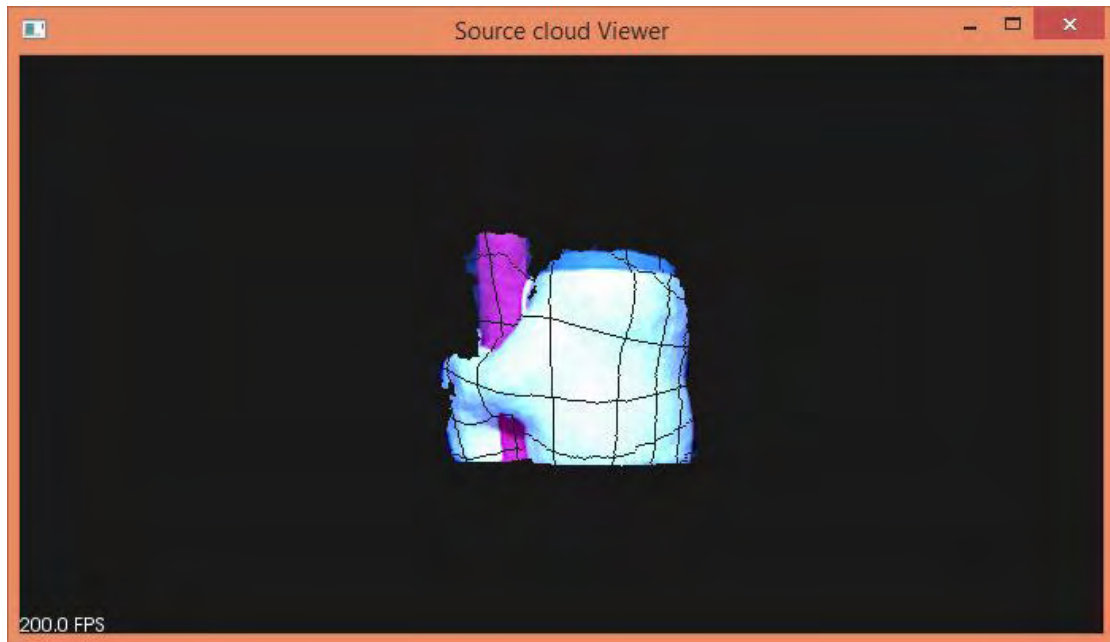


Εικόνα Β6-2: Η αρχική στοίχιση του στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο SAC-IA.

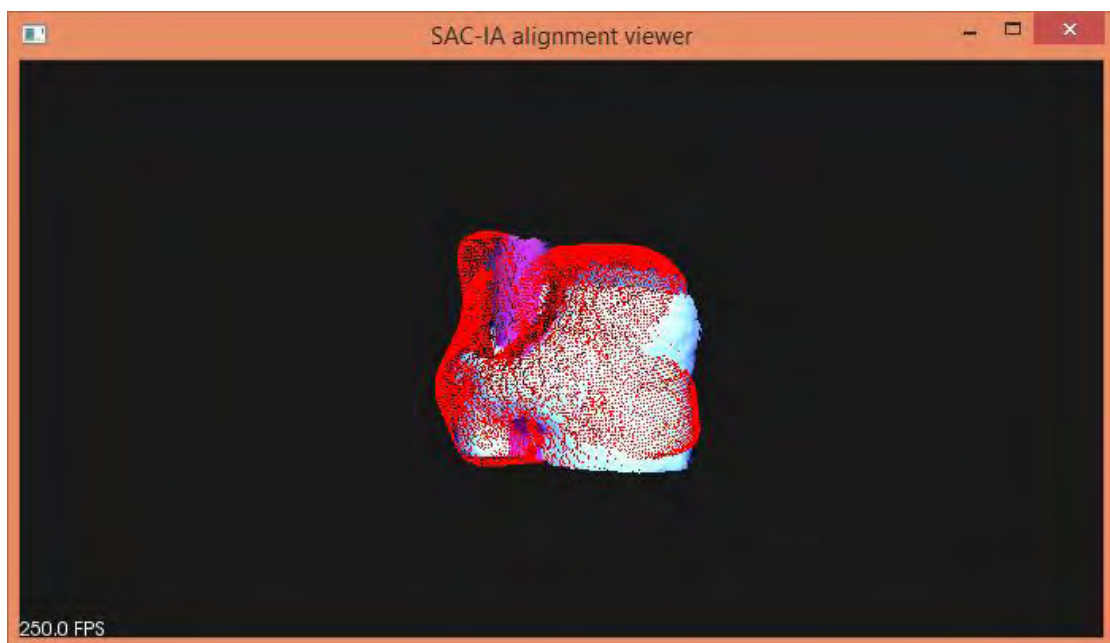


Εικόνα Β6-3: Η τελική στοίχιση του ήδη μετασχηματισμένου στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο ICP.

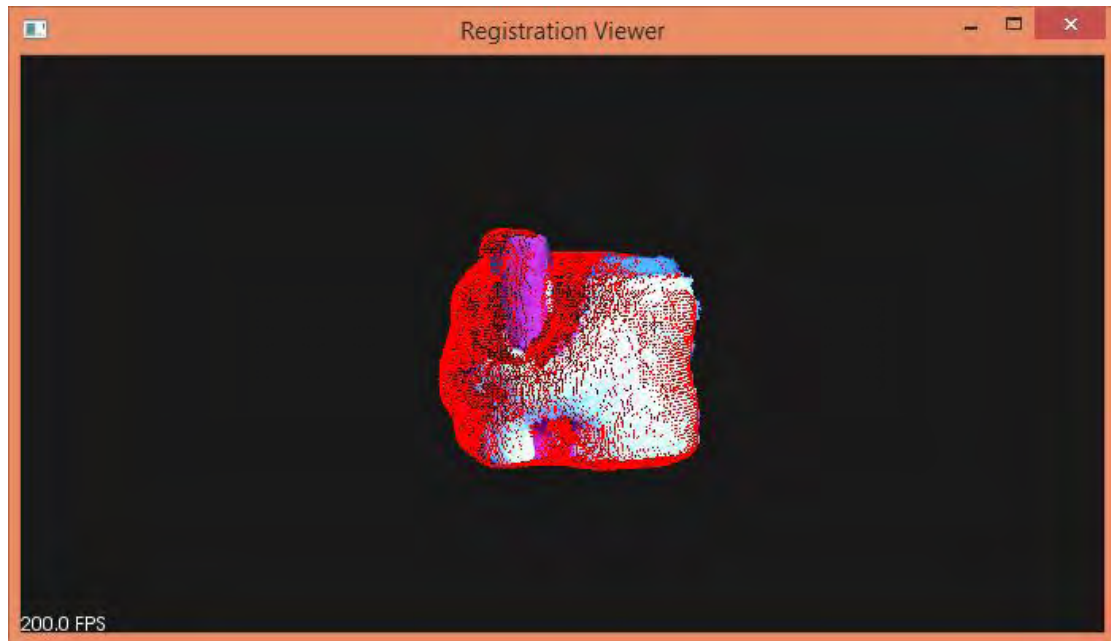
Παράρτημα Β7 – Σκόπευση 65°



Εικόνα Β7-1: Το point cloud του στιγμιότυπου από σκόπευση 65° του αντικειμένου στόχου.

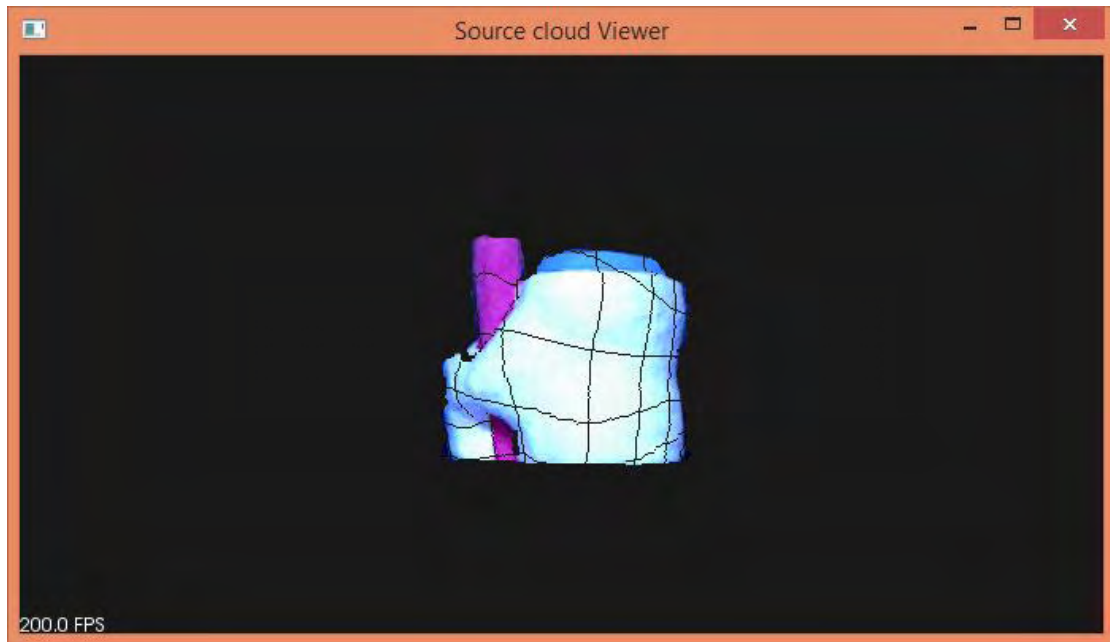


Εικόνα Β7-2: Η αρχική στοίχιση του στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο SAC-IA.

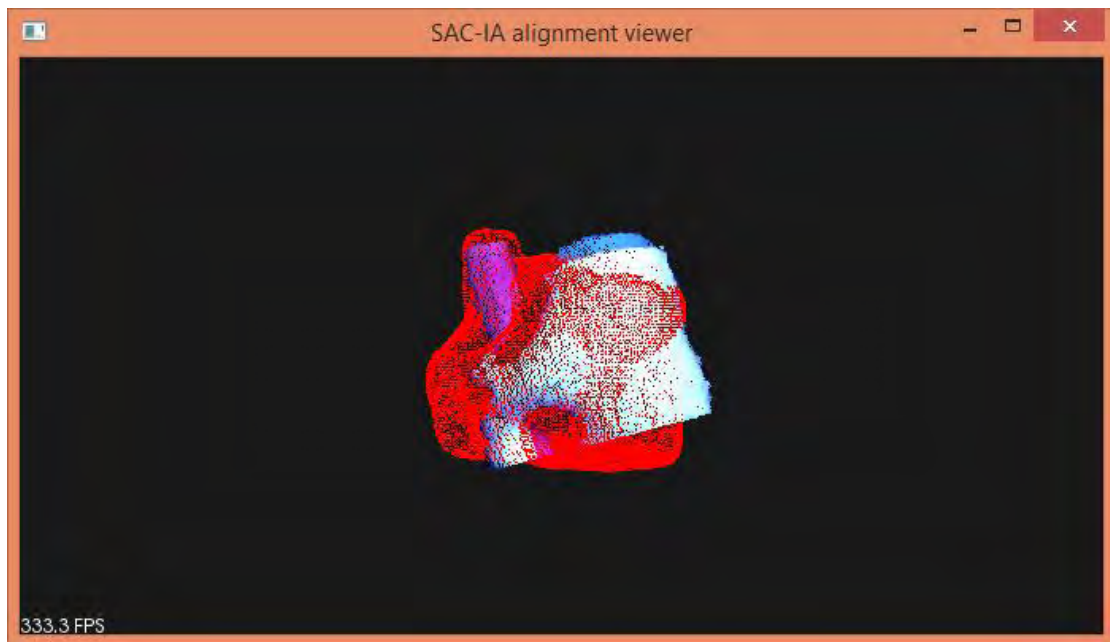


Εικόνα B7-3: Η τελική στοίχιση του ήδη μετασχηματισμένου στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο ICP.

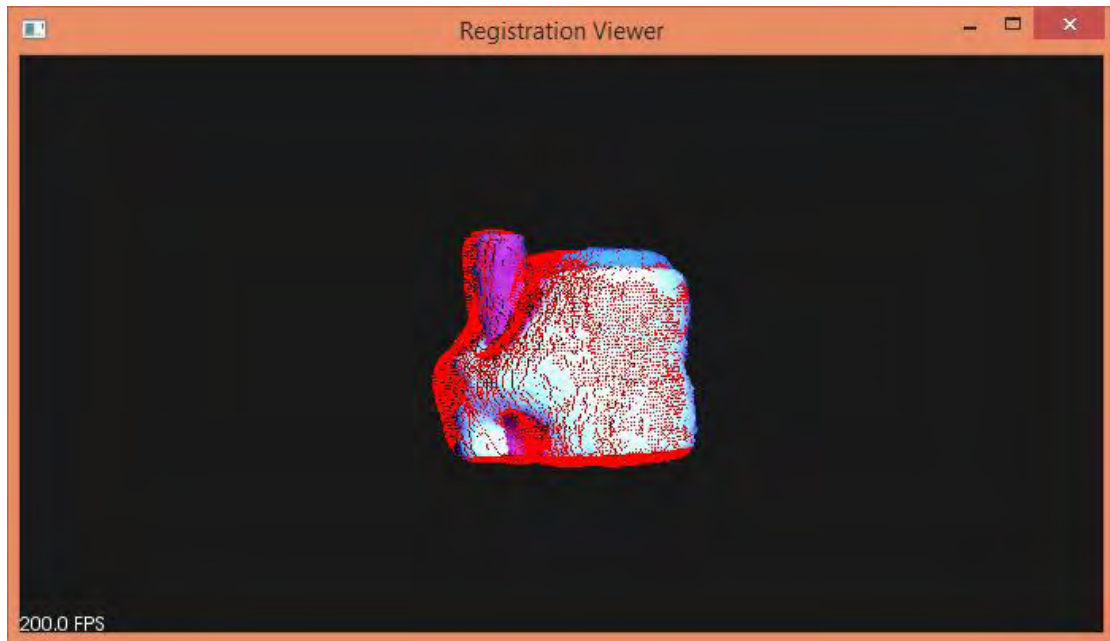
Παράρτημα Β8 – Σκόπευση 75°



Εικόνα Β8-1: Το point cloud του στιγμιότυπου από σκόπευση 75° του αντικειμένου στόχου.

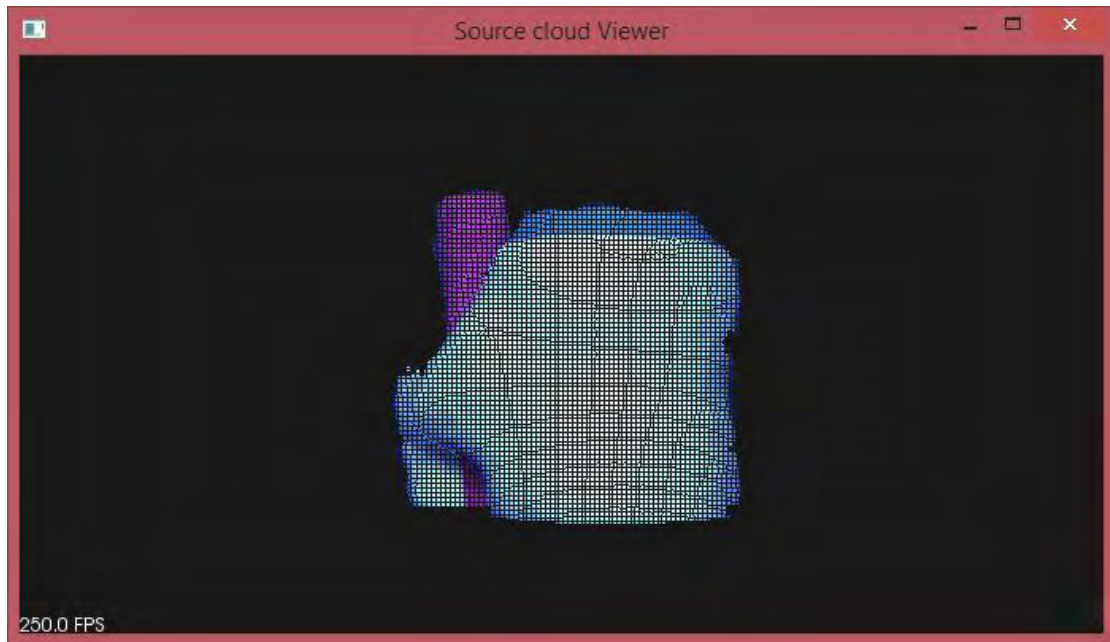


Εικόνα Β8-2: Η αρχική στοίχιση του στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο SAC-IA.

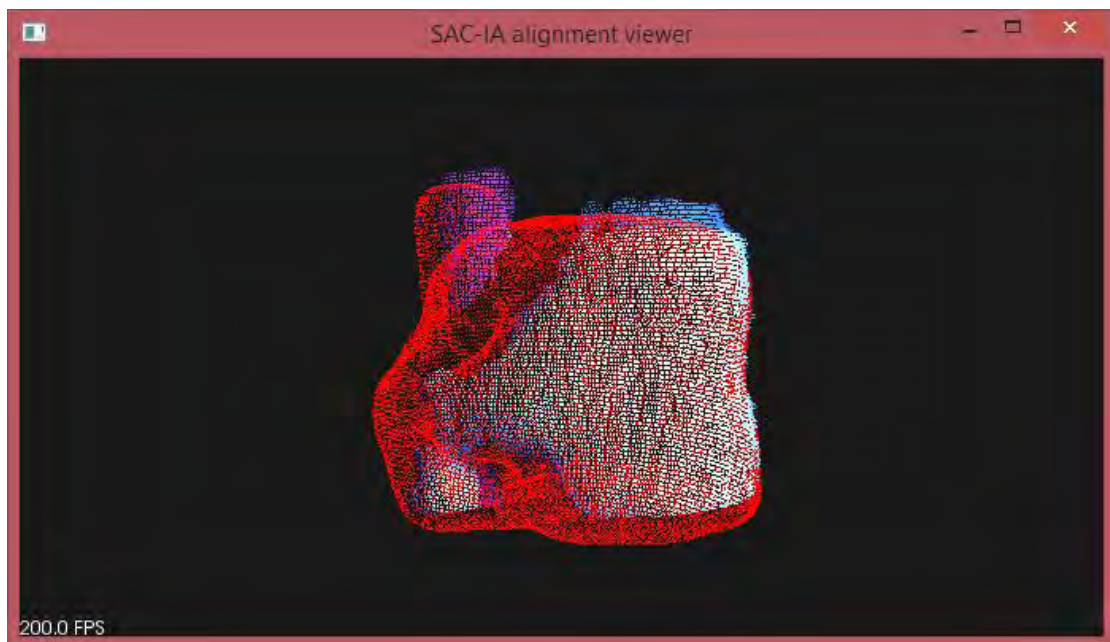


Εικόνα B8-3: Η τελική στοίχιση του ήδη μετασχηματισμένου στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο ICP.

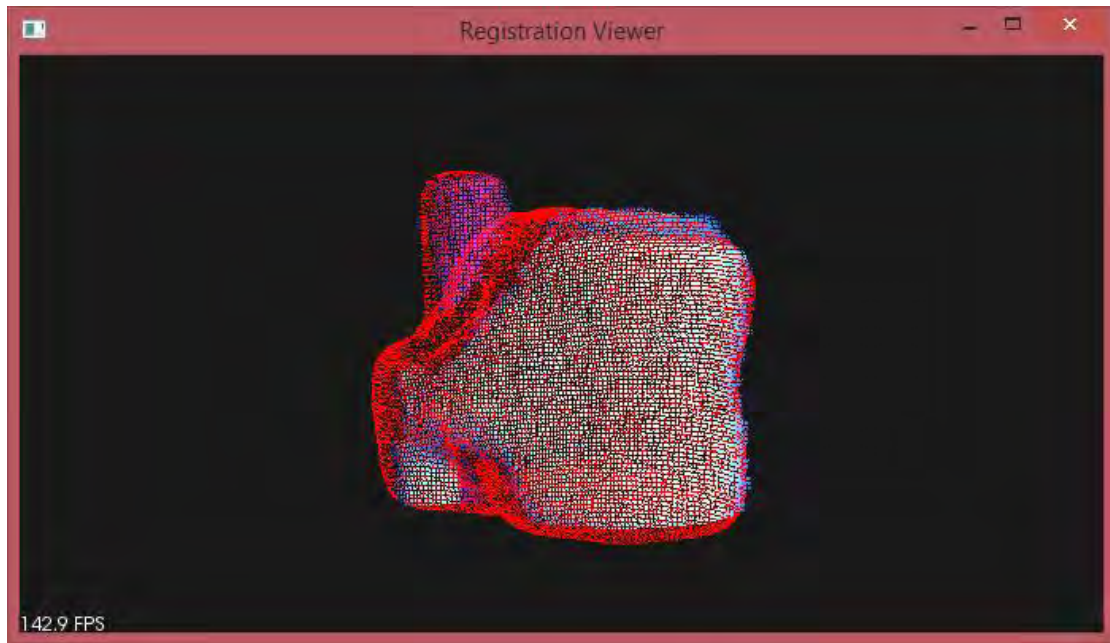
Παράρτημα Β9 – Σκόπευση 90°



Εικόνα Β9-1: Το point cloud του στιγμιότυπου από σκόπευση 90° του αντικειμένου στόχου.



Εικόνα Β9-2: Η αρχική στοίχιση του στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο SAC-IA.



Εικόνα B9-3: Η τελική στοίχιση του ήδη μετασχηματισμένου στιγμιότυπου μετά τη χρήση του πίνακα μετασχηματισμού που προέκυψε από τον αλγόριθμο ICP.

