



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

Ανάπτυξη Συστήματος Υποστήριξης της Ιδιοπαθούς Σκολίωσης με Χρήση Αισθητήρα Kinect

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Αντώνης Δ. Σάββα

Επιβλέπων: Γιώργος Κ. Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Ιούλιος 2014



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

Ανάπτυξη Συστήματος Υποστήριξης της Ιδιοπαθούς Σκολίωσης με Χρήση Αισθητήρα Kinect

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Αντώνης Δ. Σάββα

Επιβλέπων: Γιώργος Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 7^η Ιουλίου 2014

.....
Γιώργος Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Νικόλαος Ουζούνογλου
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Ιούλιος 2014

.....
Αντώνης Δ. Σάββα

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

Copyright © Αντώνης Δ. Σάββα

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

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

Περίληψη

Στην παρούσα διπλωματική εργασία μελετάται το πρόβλημα της διάγνωσης και της παρακολούθησης της ιδιοπαθούς σκολίωσης χωρίς τη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας.

Η διάγνωση και η παρακολούθηση της ιδιοπαθούς σκολίωσης γίνεται συνήθως με χρήση ειδικού σκολιόμετρου ή συνηθέστερα (για πιο ακριβή συμπεράσματα) μέσω ακτινογραφιών της σπονδυλικής στήλης του εξεταζόμενου. Το γεγονός αυτό συνεπάγεται την έκθεση του εξεταζόμενου σε σημαντική δόση ιοντίζουσας ακτινοβολίας, γεγονός το οποίο τεκμηριώνεται ότι αυξάνει την πιθανότητα πρόκλησης επιπλέον προβλημάτων, ειδικότερα όταν πρόκειται για μικρά παιδιά και εφήβους.

Μια καινούρια λογική βασίζεται στον αισθητήρα Kinect της εταιρείας Microsoft, όπου μαζί με μια πλατφόρμα εφαρμογών ανοικτού λογισμικού, είναι δυνατή η δημιουργία μιας τρισδιάστατης αναπαράστασης της επιφάνειας της πλάτης, εύκολα και σε πραγματικό χρόνο. Ο αισθητήρας κάνει χρήση υπερύθρων ακτίνων και επομένως είναι ιδανική επιλογή για την ανάπτυξη ενός συστήματος ακίνδυνου, μη επεμβατικού, φθηνού και φορητού, με σκοπό την εξαγωγή κατάλληλων δεικτών για τη διάγνωση και παρακολούθηση της ιδιοπαθούς σκολίωσης.

Σε αυτή τη διπλωματική εργασία γίνεται μια ανασκόπηση της βιβλιογραφίας σχετικά με παρόμοια συστήματα που αναπτύχθηκαν στο παρελθόν. Επιπλέον προτείνονται μεγέθη τα οποία μπορούν να εξαχθούν παρατηρώντας την επιφάνεια της πλάτης του εξεταζόμενου και παρέχουν μια μετρήσιμη ένδειξη σχετικά με το αν ο εξεταζόμενος πάσχει από ιδιοπαθή σκολίωση ή όχι. Τέλος γίνεται ανάπτυξη ενός συστήματος το οποίο ενσωματώνει όλους τους επιμέρους μετρήσιμους δείκτες.

Λέξεις Κλειδιά

Ιδιοπαθής σκολίωση, ιοντίζουσα ακτινοβολία, αισθητήρας Kinect, 3D ανακατασκευή

Abstract

In this thesis we study the diagnosis and monitoring of idiopathic scoliosis without using ionizing radiation.

Diagnosis and monitoring of idiopathic scoliosis is usually conducted by using a device called scoliometer or more often (for more accurate results), x-rays of the patient's spine. This means that the patient is exposed to a significant dose of ionizing radiation, a fact that is documented to increase the probability of causing additional problems, especially when the patients are young children and adolescents.

A new idea is based on the Kinect sensor, provided by Microsoft, which together with an open-source platform of applications, it is possible to create a 3D representation of the surface of the back, easily and in real time. The sensor makes use of infrared rays and is therefore ideal for the development of a system which is safe, non-invasive, inexpensive and portable, in order to extract relevant indicators for the monitoring and diagnosis of idiopathic scoliosis.

In this thesis, we present a review of the literature on similar systems developed in the past. Furthermore, certain indicators are proposed, which can be extracted by observing the surface of the patient's back and provide a measurable indication of whether the patient is suffering from idiopathic scoliosis or not. Finally we develop a system that integrates all individual measurable indicators.

Keywords

Idiopathic scoliosis, ionizing radiation, Kinect sensor, 3D reconstruction

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω ιδιαίτερες ευχαριστίες στον κ. Γιώργο Ματσόπουλο για την άρτια συνεργασία που είχαμε καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της διπλωματικής εργασίας, στους υπευθύνους του Ορθοπεδικού Κέντρου Ideal για τη βοήθεια και την εξυπηρέτηση που παρείχαν για όσο χρονικό διάστημα λαμβάνονταν τα δεδομένα καθώς επίσης και στα παιδιά από τα οποία λήφθηκαν τα δεδομένα για την εφαρμογή του συστήματος.

Επιπλέον θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους και συμφοιτητές μου για τις ιδέες που εξέφραζαν και τις χρήσιμες συζητήσεις που είχαμε για ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα.

Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1 Εισαγωγή.....	1
Ενότητα 1.1 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας.....	1
Ενότητα 1.2 Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας.....	3
Κεφάλαιο 2 Ιδιοπαθής Σκολίωση.....	5
Ενότητα 2.1 Εισαγωγή.....	5
Ενότητα 2.2 Ανατομία Σπονδυλικής Στήλης.....	5
Ενότητα 2.3 Αίτια Εφηβικής Ιδιοπαθούς Σκολίωσης.....	6
Ενότητα 2.4 Συμπτώματα Εφηβικής Ιδιοπαθούς Σκολίωσης.....	7
Ενότητα 2.5 Εκτίμηση Εφηβικής Ιδιοπαθούς Σκολίωσης με Χρήση Απεικονιστικών Συστημάτων	9
Ενότητα 2.6 Μη Επεμβατικοί Τρόποι Μέτρησης της Σκολίωσης.....	10
2.6.1 Σκολιόμετρο – Adam's Test.....	10
2.6.2 Τοπογραφία κατά Moiré.....	12
2.6.3 Ολοκληρωμένο Σύστημα Απεικόνισης Σχήματος – Integrated Shape Image System (ISIS)	
.....	14
2.6.4 Ολοκληρωμένο Σύστημα Απεικόνισης Σχήματος 2 – Integrated Shape Image System	
(ISIS2).....	16
Ενότητα 2.7 Συμπεράσματα.....	17
Κεφάλαιο 3 Σχεδιασμός Συστήματος.....	19
Ενότητα 3.1 Εισαγωγή.....	19
Ενότητα 3.2 Τρισδιάστατο Νέφος Σημείων (3D PointCloud).....	19
Ενότητα 3.3 Συσκευές Σάρωσης 3D PointCloud.....	20
3.3.1 Σαρωτής Χειρός (3D Hand Held Scanner).....	20
3.3.2 Κινητοί Σαρωτές (Mobile Scanners).....	21
3.3.3 Επίγειοι Σαρωτές.....	22
3.3.4 Σαρωτής Kinect.....	23
Ενότητα 3.4 Ανάλυση Αισθητήρα Kinect.....	24
3.4.1 Έγχρωμη κάμερα (RGB Camera).....	24
3.4.2 Πομπός και Αισθητήρας Υπερύθρων (IR emitter and IR depth sensor).....	25
3.4.3 Κινητήρας Κλίσης (Tilt Motor).....	26

3.4.4 Μαθηματικό Μοντέλο Εύρεσης Βάθους.....	30
3.4.5 Βαθμονόμηση Αισθητήρα.....	32
3.4.6 Πηγές Σφαλμάτων.....	34
3.4.7 Μοντέλο Θορύβου.....	37
Ενότητα 3.5 Λογισμικό Λήψης 3D Σημείων.....	38
Ενότητα 3.6 Προτεινόμενο Σύστημα.....	39
Ενότητα 3.7 Συμπεράσματα.....	41
Κεφάλαιο 4 Ανάπτυξη Συστήματος.....	43
Ενότητα 4.1 Εισαγωγή.....	43
Ενότητα 4.2 Διαδικασία λήψης 3D σημείων.....	43
Ενότητα 4.3 Υπολογισμός Χαρακτηριστικών 3D PointCloud.....	45
4.3.1 Υπολογισμός Κάθετων Διανυσμάτων και Καμπυλότητας.....	45
Ενότητα 4.4 Ορισμός Παραμέτρων.....	49
4.4.1 Δείκτης 1 - Κλίση Κορμού.....	49
4.4.2 Δείκτης 2 - Στροφή Κορμού.....	50
4.4.3 Δείκτης 3 - Ασυμμετρία Όμων.....	51
4.4.4 Δείκτης 4 - Διαφοροποίηση Πλευρών του Κορμού.....	53
4.4.5 Δείκτης 5 - Απόκλιση Δεξιάς και Αριστερής Ωμοπλάτης - (α).....	55
4.4.6 Δείκτης 6 - Απόκλιση Δεξιάς και Αριστερής Ωμοπλάτης - (β).....	56
4.4.7 Δείκτης 7 - Διαφορά Όγκου Μεταξύ Δεξιάς και Αριστερής Πλάτης.....	57
4.4.8 Δείκτης 8 - Μοντελοποίηση Γωνίας Cobb.....	59
4.4.9 Διόρθωση Θέσης Σπονδυλικής Στήλης.....	64
4.4.9.1 Κόστος Κάμψης.....	65
4.4.9.2 Κόστος Συστροφής.....	65
4.4.9.3 Επιπρόσθετο Μηχανικό Κόστος.....	67
4.4.9.4 Κόστος Ισαπεχόντων Σημείων.....	68
4.4.9.5 Ελαχιστοποίηση Τελικού Κόστους.....	68
4.4.9.6 Επιπρόσθετη Επεξεργασία Σημείων Σπονδυλικής Στήλης.....	69
4.4.10 Δείκτης 9 - Απόκλιση από τον Κάθετο Άξονα.....	70
4.4.11 Δείκτης 10 - Απόκλιση Σπονδυλικής Στήλης από Ιδανική.....	71
4.4.12 Δείκτης 11 – Ανισοϋψές Ισχίο.....	73
4.4.13 Δείκτης 12 - Μοντελοποίηση Χρήσης Σκολιόμετρου.....	73
Ενότητα 4.5 Ανάπτυξη Λογισμικού.....	76

Ενότητα 4.6 Συμπεράσματα.....	84
Κεφάλαιο 5 Αποτελέσματα Εφαρμογής Συστήματος.....	85
Ενότητα 5.1 Εισαγωγή.....	85
Ενότητα 5.2 Συλλογή Πραγματικών Δεδομένων.....	85
Ενότητα 5.3 Αποτελέσματα.....	87
Ενότητα 5.4 Συμπεράσματα.....	90
Κεφάλαιο 6 Συμπεράσματα Διπλωματικής Εργασίας.....	91
Ενότητα 6.1 Αποτελέσματα – Ευρήματα.....	92
Ενότητα 6.2 Μελλοντικές Βελτιώσεις και Επεκτάσεις.....	92
Βιβλιογραφία.....	93

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1.1.1: Εικόνες ακτίνων-Χ, ατόμων που πάσχουν από σκολίωση.....	1
Σχήμα 1.1.2: Ο αισθητήρας Kinect.....	3
Σχήμα 2.1: (Α) Η περιοχή ενδιαφέροντος της πλάτης για την εξέταση της σκολίωσης (Β) Οι περιοχές της σπονδυλικής στήλης.....	6
Σχήμα 2.2: Ασυμμετρία ώμων.....	8
Σχήμα 2.3: Εξέχουσα θέση τμήματος της πλάτης, καθώς και περιστροφή, όταν ο ασθενής βρίσκεται σε θέση επίκυψης.....	8
Σχήμα 2.4: Μετατόπιση του κορμού του ασθενούς προς τα δεξιά.....	8
Σχήμα 2.5: (Α) Ακτινογραφία από την πλευρά της πλάτης (Β) Ακτινογραφία από το πλάι (C) Μέτρηση γωνίας Cobb.....	9
Σχήμα 2.6: Σκολιόμετρο.....	10
Σχήμα 2.7: Επίδειξη χρήσης σκολιόμετρου.....	11
Σχήμα 2.8: Διαφορές που γίνονται εμφανείς στην επίκυψη, για ασθενή που δεν πάσχει από σκολίωση (αριστερά) και για ασθενή που πάσχει από σκολίωση (δεξιά).....	11
Σχήμα 2.9: Μοτίβο Moiré (δεξιά) το οποίο προκύπτει από την υπέρθεση δύο πλεγμάτων (αριστερά και στη μέση).....	12
Σχήμα 2.10: Διάταξη για την εξέταση με χρήση μοτίβων Moiré.....	13
Σχήμα 2.11: Μοτίβο Moiré που υποδεικνύει την εξέχουσα θέση της δεξιάς ωμοπλάτης.....	13
Σχήμα 2.12: Διάταξη συστήματος ISIS.....	15
Σχήμα 2.13: Το σύστημα ISIS κατά τη χρήση του.....	16
Σχήμα 3.1: Σαρωτής χειρός.....	21
Σχήμα 3.2: Κινητός σαρωτής ενσωματωμένος σε όχημα [13].....	22
Σχήμα 3.3: Ο αισθητήρας Kinect.....	23
Σχήμα 3.4: Οπτικό πεδίο της έγχρωμης κάμερας του Kinect.....	24
Σχήμα 3.5: Σχηματική αναπαράσταση της λειτουργία του πομπού και του αισθητήρα υπερέθρων.....	25
Σχήμα 3.6: Εικόνα βάθους που λαμβάνεται από τον αισθητήρα υπερέθρων.....	26
Σχήμα 3.7: Κινητήρας κλίσης στη βάση του Kinect.....	26
Σχήμα 3.8: Οπτικό πεδίο αισθητήρα Kinect λαμβάνοντας υπόψη και την κίνηση του κινητήρα κλίσης.....	27

Σχήμα 3.9: Σχηματική αναπαράσταση της λειτουργίας του αισθητήρα Kinect.....	28
Σχήμα 3.10: Κουκκίδες υπερύθρων.....	29
Σχήμα 3.11: Η απόσταση που επιστρέφει ο αισθητήρας, είναι η κάθετη απόσταση από το επίπεδο του.....	29
Σχήμα 3.12: Γράφημα για την εξαγωγή της σχέσης που δίνει τη μέτρηση του βάθους, με βάση τη γεωμετρία του χώρου.....	31
Σχήμα 3.13: (α) Εικόνα υπερύθρων (β) Αντίστοιχη Εικόνα βάθους.....	34
Σχήμα 3.14: Σφάλμα στον υπολογισμό της απόστασης από το αντικείμενο. Στον οριζόντιο άξονα είναι η ακριβής απόσταση μεταξύ αντικειμένου-αισθητήρα και στον κατακόρυφο άξονα είναι η διαφορά μεταξύ ακριβούς απόστασης και απόστασης όπως την υπολογίζει ο αισθητήρας.....	35
Σχήμα 3.15: Απόσταση που μετράται από τον αισθητήρα σε σχέση με την πραγματική, όπου έχουν υπερτεθεί τα διαστήματα της τυπικής απόκλισης.....	35
Σχήμα 3.16: Πλήθος σημείων νέφους για κάθε λήψη.....	36
Σχήμα 3.17: Μεταβολή στο πλήθος των σημείων του νέφους ανάλογα με το φωτισμό.....	37
Σχήμα 3.18: Interface Εφαρμογής Kinect Fusion Explorer.....	39
Σχήμα 3.19: Block διάγραμμα προτεινόμενου συστήματος.....	40
Σχήμα 4.1: Τοποθέτηση ασθενούς μπροστά από τον αισθητήρα.....	44
Σχήμα 4.2: Σύγκριση της επιφάνειας της καμπυλότητας και του λόγου σ (α) αρχική επιφάνεια (β) αναλυτικός υπολογισμός της καμπυλότητας (γ) και (δ): τιμές του λόγου σ ανάλογα με τη γειτονιά που χρησιμοποιείται.....	48
Σχήμα 4.3: Σημεία που λαμβάνονται υπόψιν και υπολογισμός της παραμέτρου $ind1$	50
Σχήμα 4.4: Υπολογισμός γωνίας στροφής περί τον άξονα Y.....	51
Σχήμα 4.5: Σημεία που ανήκουν στους δύο ώμους (κόκκινο χρώμα) και μοντελοποίησή της καμπύλης στην οποία ανήκουν (μαύρο χρώμα).....	52
Σχήμα 4.6: (Α) Τα διανύσματα είναι αρκετά όμοια επομένως η ομοιότητα συνημιτόνου θα είναι κοντά στο +1 (Β) Τα διανύσματα είναι κάθετα, επομένως η ομοιότητά τους θα είναι 0 (Γ) Τα διανύσματα είναι αντίθετα, δίνοντας ως αποτέλεσμα στην ομοιότητα το -1.....	53
Σχήμα 4.7: Στρέβλωση πλευρών του κορμού.....	54
Σχήμα 4.8: Σημεία που ανήκουν στις δύο πλευρές του κορμού (κόκκινο χρώμα) και μοντελοποίησή της καμπύλης στην οποία ανήκουν (μαύρο χρώμα).....	54
Σχήμα 4.9: Υπολογισμός παραμέτρου $ind5$	56
Σχήμα 4.10: Υπολογισμός παραμέτρου $ind6$	57
Σχήμα 4.11: Σχηματικό διάγραμμα υπολογισμού του όγκου κάτω από την επιφάνεια της πλάτης	58

Σχήμα 4.12: Ορισμός του διανύσματος $N(\xi, u)$	61
Σχήμα 4.13: Διαδικασία μέτρησης γωνίας Cobb.....	63
Σχήμα 4.14: Υπολογισμός της στρέψης στο i -οστό σημείο της ενεργής καμπύλης, ξεκινώντας από τα κάθετα διανύσματα $n(i-1)$, $n(i+1)$ και τα δευτερεύοντα διανύσματα $b(i-1)$, $b(i+1)$ στα σημεία $s(i-1)$, $s(i+1)$	66
Σχήμα 4.15: Λανθασμένη θέση των σημείων στο κάτω μέρος της πλάτης.....	69
Σχήμα 4.16: Κανονική κατανομή και ποσότητα πληροφορίας που περιέχεται κάτω από αυτήν, σε διάφορα εύρη τιμών στον άξονα X	70
Σχήμα 4.17: Η παράμετρος $ind7$ μοντελοποιεί την μη ευθυγράμμιση του κεφαλιού πάνω από τη λεκάνη.....	71
Σχήμα 4.18: Παράμετρος $ind10$. Με κόκκινο χρώμα φαίνονται τα σημεία που ανιχνεύθηκαν ως σπονδυλική στήλη, με πορτοκαλί είναι η καμπύλη προσαρμοσμένη στα σημεία αυτά, με μαύρο είναι η θέση της μη σκολιωτικής σπονδυλικής στήλης και με πράσινο είναι οι αποστάσεις μεταξύ μη σκολιωτικής και σκολιωτικής σπονδυλικής στήλης.....	72
Σχήμα 4.19: Μέτρηση διαφοράς ύψους ισχίων ($ind11$).....	73
Σχήμα 4.20: Χωρισμός της πλάτης σε λωρίδες dy κατά τον άξονα $-Y$ και εστίαση σε ένα τμήμα της (εύρους $2a$) κατά τον άξονα X	74
Σχήμα 4.21: Υπολογισμός παραμέτρου $ind12$	75
Σχήμα 4.22: Αρχικό παράθυρο εφαρμογής.....	76
Σχήμα 4.23: Παράθυρο όπου επιλέγει ο χρήστης σε ποια θέση βρισκόταν ο ασθενής κατά τη λήψη των δεδομένων.....	77
Σχήμα 4.24: Εισαγωγή δεδομένων και αρχική επισκόπηση.....	78
Σχήμα 4.25: Διεπαφή εφαρμογής MeshLab, η οποία χρησιμοποιείται για την αφαίρεση σημείων τα οποία δε συνεισφέρουν στον υπολογισμό των δεικτών.....	78
Σχήμα 4.26: Κύριο παράθυρο εφαρμογής, όπου φαίνονται τα αρχικά δεδομένα καθώς επίσης και ο χώρος όπου θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα της επεξεργασίας.....	79
Σχήμα 4.27: Στάδιο επεξεργασίας των δεδομένων.....	80
Σχήμα 4.28: Παράθυρο μέσω του οποίου μπορεί να επιλεγεί ποιο αποτέλεσμα για τη σπονδυλική στήλη, είναι το καλύτερο, μεταξύ των υπολοίπων.....	81
Σχήμα 4.29: Εμφάνιση των τιμών που έχουν οι δείκτες μετά το τέλος της επεξεργασίας.....	82
Σχήμα 4.30: Παρουσίαση αποτελεσμάτων και οπτικοποίηση των δεικτών που υπολογίστηκαν.....	83
Σχήμα 5.1: Παράδειγμα εφαρμογής κηδεμόνα.....	86
Σχήμα 5.2: Δεδομένα πριν την προ-επεξεργασία.....	87

Σχήμα 5.3: Δεδομένα μετά την προ-επεξεργασία.....	87
---	----

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 2.2.1: Διαχωρισμός των σπονδύλων σε ομάδες.....	6
Πίνακας 3.4.1: Τεχνικές Προδιαγραφές Kinect.....	29
Πίνακας 4.4.1: Ονοματολογία που χρησιμοποιείται για την ενεργή καμπύλη.....	65
Πίνακας 5.2.1: Καταγραφή των ασθενών από τους οποίους λήφθηκαν τα δεδομένα για τη ρύθμιση των παραμέτρων του συστήματος.....	86

Κεφάλαιο 1 Εισαγωγή

Ενότητα 1.1 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας

Σκολίωση ορίζεται ως η πλάγια απόκλιση και ταυτόχρονη στροφή μιας σειράς σπονδύλων, από τη μέση ανατομική θέση του φυσιολογικού σπονδυλικού άξονα [1]. Σύμφωνα με τον ορισμό της Scoliosis Research Society (SRS) [2], σκολίωση είναι η μεγαλύτερη των 11 μοιρών κύρτωση της σπονδυλικής στήλης με ταυτόχρονη στροφή των σπονδύλων. Σε μια εικόνα ακτίνων-Χ, η σπονδυλική στήλη ενός ατόμου το οποίο πάσχει από σκολίωση, σχηματίζει ένα “S” ή ένα “C” (Σχήμα 1.1 - [2]).



Σχήμα 1.1: Εικόνες ακτίνων-Χ, ατόμων που πάσχουν από σκολίωση

Η σκολίωση είναι ένας περιγραφικός όρος και όχι διάγνωση. Σε περισσότερο από το 80% των περιπτώσεων, η αιτία της σκολίωσης δεν είναι γνωστή. Τέτοιες περιπτώσεις ονομάζονται ως *Ιδιοπαθείς*, εξ' ου και ο όρος *Ιδιοπαθής Σκολίωση*, εννοώντας ότι είναι αγνώστου αιτίας [2]. Η Ιδιοπαθής Σκολίωση (ΙΣ), χωρίζεται, με βάση την ηλικία εμφάνισης, σε τρεις τύπους:

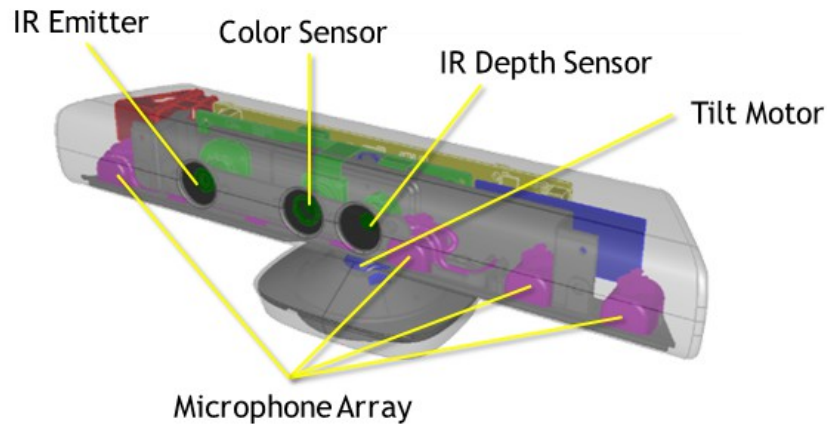
- από τη γέννηση μέχρι 3 ετών: νηπιακή σκολίωση (infantile scoliosis)
- από 3 ετών έως 9 ετών: παιδική (juvenile scoliosis)
- από 9 έως και 18: εφηβική (adolescent scoliosis)

Η τελευταία, αποτελεί το 80% όλων των περιπτώσεων της ΙΣ. Ο κίνδυνος εμφάνισης της ΙΣ είναι αυξημένος κατά την εφηβεία, κυρίως κατά τη φάση της μέγιστης ανάπτυξης (juvenile growth spurt), που στα κορίτσια αρχίζει στην ηλικία των 11 και στα αγόρια στην ηλικία των 13 και διαρκεί και στα δύο φύλα μέχρι τα 18. Τα κορίτσια εμφανίζουν μεγαλύτερη συχνότητα σκολίωσης από τα αγόρια, καθώς επίσης και σαφή τάση επιδείνωσης, δηλαδή περαιτέρω κύρτωση της σπονδυλικής στήλης, με αποτέλεσμα να απαιτείται συχνότερα θεραπεία στα κορίτσια παρά στα αγόρια [1].

Η διάγνωση και η παρακολούθηση της ΙΣ γίνεται συνήθως με χρήση ειδικού σκολιόμετρου ή συνηθέστερα (για πιο ακριβή συμπεράσματα) μέσω ακτινογραφιών της σπονδυλικής στήλης του εξεταζόμενου. Το γεγονός αυτό συνεπάγεται την έκθεση του εξεταζόμενου σε σημαντική δόση ιοντίζουσας ακτινοβολίας, γεγονός το οποίο τεκμηριώνεται ότι αυξάνει την πιθανότητα πρόκλησης επιπλέον προβλημάτων, ειδικότερα όταν πρόκειται για μικρά παιδιά και εφήβους. Το συγκεκριμένο πρόβλημα αποτέλεσε και την αφετηρία για τη διατύπωση του αντικειμένου της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Να βρεθούν δηλαδή εναλλακτικοί τρόποι, αξιόπιστοι, ακίνδυνοι και μη επεμβατικοί, που να υποβοηθούν τον ιατρό-ειδικό στη διάγνωση και στην παρακολούθηση της ΙΣ, εξάγοντας κατάλληλους μετρήσιμους δείκτες.

Αυτό το πρόβλημα απασχόλησε ερευνητές ([3],[4]) οι οποίοι ανέπτυξαν συστήματα, τα οποία κάνουν χρήση δύο τουλάχιστον καμερών, με σκοπό να εξάγουν πληροφορία σχετικά με την τρισδιάστατη θέση των σημείων της πλάτης. Μια καινούρια λογική βασίζεται στον αισθητήρα Kinect της εταιρείας Microsoft, όπου μαζί με μια πλατφόρμα εφαρμογών ανοικτού λογισμικού (open-source), είναι δυνατή η δημιουργία μιας τρισδιάστατης αναπαράστασης της επιφάνειας της πλάτης, εύκολα και σε πραγματικό χρόνο. Ο αισθητήρας περιλαμβάνει ένα πομπό και ένα

δέκτη υπερέυθρων καθώς επίσης και μία κάμερα για να μπορεί να λαμβάνει έγχρωμες εικόνες (Σχήμα 1.2 - [5]).



Σχήμα 1.2: Ο αισθητήρας Kinect

Αυτό, σε συνδυασμό με το γεγονός ότι ο αισθητήρας κάνει χρήση υπερέυθρων ακτίνων και το ότι είναι φθηνός, τον κάνει να είναι ιδανική επιλογή για την ανάπτυξη ενός συστήματος ακίνδυνου, μη επεμβατικού, φθηνού και φορητού, με σκοπό την εξαγωγή κατάλληλων δεικτών για τη διάγνωση και παρακολούθηση της ΙΣ.

Ενότητα 1.2 Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας

Στο υπόλοιπο μέρος της διπλωματικής εργασίας, γίνεται μια εισαγωγή στις σημαντικότερες έννοιες που χρησιμοποιούνται και παρουσιάζονται διάφορες τεχνικές ανάλυσης της τοπογραφίας της πλάτης του εξεταζόμενου που έχουν προταθεί – εφαρμοστεί. Στη συνέχεια επεξηγούνται οι προτεινόμενοι δείκτες οι οποίοι ενσωματώνονται σε ένα σύστημα επεξεργασίας και ανάλυσης των δεδομένων που έχουν ληφθεί.

Αναλυτικότερα, στο δεύτερο κεφάλαιο, γίνεται αρχικά μια αναφορά περί της ανατομίας της σπονδυλικής στήλης, στη συνέχεια αναφέρονται τα πιθανά της αίτια καθώς επίσης και τα συμπτώματα της ιδιοπαθούς σκολίωσης. Τέλος γίνεται μια ανασκόπηση των σημαντικότερων τρόπων εξακρίβωσης και μέτρησης του βαθμού σκολίωσης ενός ατόμου.

Τα τεχνικής φύσεως θέματα, είναι αντικείμενο του κεφαλαίου τρία. Πιο συγκεκριμένα παρουσιάζεται η έννοια του τρισδιάστατου νέφους σημείων, ενώ στη συνέχεια γίνεται μια σύντομη αναφορά στην διαφόρων τύπων συσκευών, οι οποίες χρησιμοποιούνται για τη λήψη 3D πληροφορίας από ένα αντικείμενο του χώρου. Δίνεται έμφαση στον αισθητήρα Kinect, του οποίου τα επιμέρους συστατικά στοιχεία παρουσιάζονται με λεπτομέρεια. Κατόπιν επεξηγείται ο τρόπος και παρουσιάζεται το μαθηματικό μοντέλο για την εύρεση του βάθους, για κάθε ένα σημείο που λαμβάνεται από την προς απεικόνιση σκηνή του χώρου. Στη συνέχεια εξετάζονται τα σφάλματα που υπεισέρχονται κατά τη λήψη των μετρήσεων, αλλά και πως επηρεάζει η γεωμετρία και ο φωτισμός του χώρου. Τέλος, αναφέρονται και επεξηγούνται, τα επιμέρους τμήματα του προτεινόμενου συστήματος σε μορφή block διαγράμματος.

Στο τέταρτο κεφάλαιο γίνεται μια λεπτομερής παρουσίαση του αναπτυχθέντος συστήματος. Στο πρώτο μέρος επεξηγείται η διαδικασία λήψης των 3D σημείων. Στο δεύτερο μέρος παρουσιάζονται όλοι οι προτεινόμενοι δείκτες καθώς επίσης και ποια είναι τα μετρήσιμα μεγέθη που λαμβάνονται υπόψη. Τέλος, στο τρίτο μέρος, οι προτεινόμενοι αυτοί δείκτες υλοποιούνται σε μια εφαρμογή. Παρουσιάζονται επίσης τα διάφορα στιγμιότυπα από τη λειτουργία αυτής της εφαρμογής και γίνεται μια επεξήγηση των επιμέρους λειτουργιών της.

Στο πέμπτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής του συστήματος. Πιο συγκεκριμένα συλλέγονται δεδομένα από ασθενείς οι οποίοι πάσχουν από ιδιοπαθή σκολίωση και είναι γνωστός ο βαθμός της. Στη συνέχεια εξάγονται οι δείκτες και συσχετίζονται με τη μέτρηση της γωνίας Cobb όπως αυτή μετράται από τις ακτινογραφίες.

Τέλος, στο έκτο κεφάλαιο γίνεται μια σύντομη περιγραφή ολόκληρης της διαδικασίας και διατυπώνονται τα συμπεράσματα και οι επεκτάσεις του προτεινόμενου συστήματος.

Κεφάλαιο 2 Ιδιοπαθής Σκολίωση

Ενότητα 2.1 Εισαγωγή

Η πλειοψηφία των περιπτώσεων (80%) της ΙΣ αφορά στην εφηβική ηλικία, η οποία περιλαμβάνει άτομα από 9 ετών μέχρι και 18. Εξαιτίας της συχνής εμφάνισής της σε αυτή την ηλικιακή ομάδα, της έχει αποδοθεί ο όρος *εφηβική ιδιοπαθής σκολίωση - ΕΙΣ* (adolescent idiopathic scoliosis). Παρόλο που υπάρχει σημαντική συνεχιζόμενη έρευνα στο πεδίο της αναγνώρισης των πραγματικών αιτιών της ΙΣ, εντούτοις δεν υπάρχουν αδιαμφισβήτητα στοιχεία για το ποια μπορεί να είναι η προέλευσή της. Όμως, υπάρχουν μέθοδοι οι οποίες επιτρέπουν τον ακριβή καθορισμό της εξέλιξης μιας σκολιωτικής σπονδυλικής στήλης στο χρόνο, καθώς επίσης και θεραπείες που είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικές [6]. Στις παρακάτω ενότητες γίνεται αρχικά μια αναφορά περί της ανατομίας της σπονδυλικής στήλης, στη συνέχεια αναφέρονται τα πιθανά αίτια της και τέλος γίνεται μια ανασκόπηση των σημαντικότερων τρόπων εξακρίβωσης και μέτρησης του βαθμού σκολίωσης ενός ατόμου.

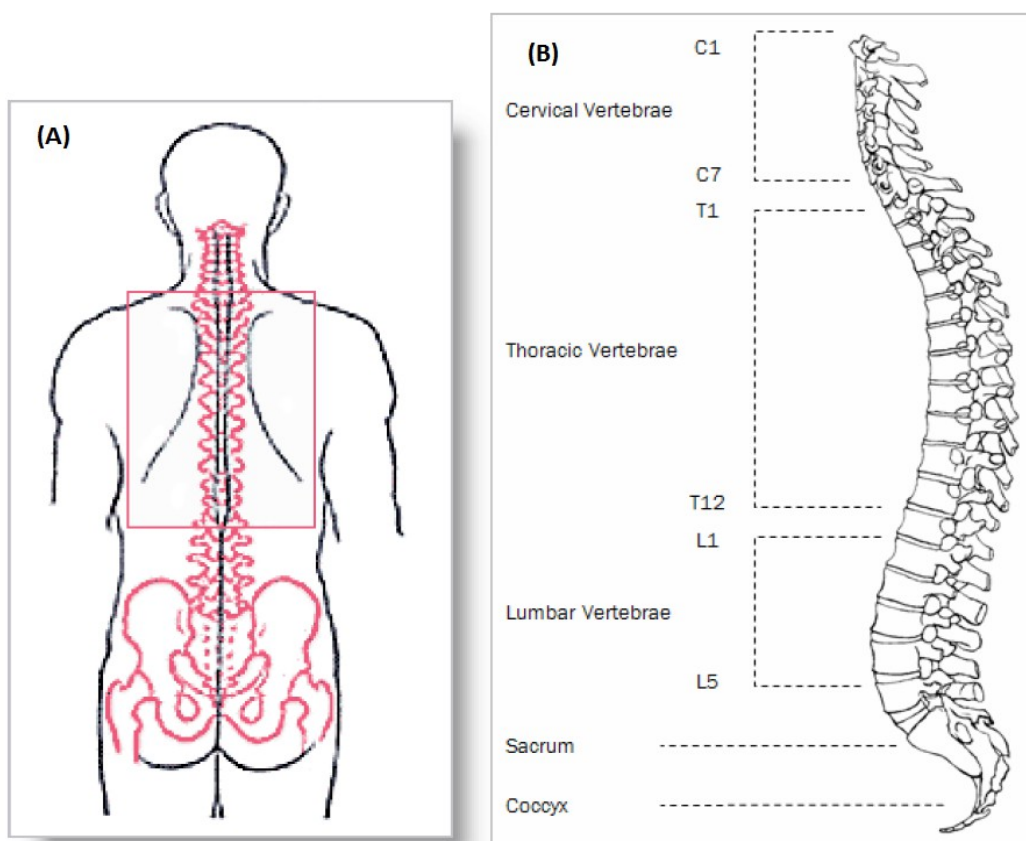
Ενότητα 2.2 Ανατομία Σπονδυλικής Στήλης

Η ανθρώπινη σπονδυλική στήλη είναι μία εύκαμπτη στήλη αποτελούμενη από 33 σπονδύλους. Αυτοί κατηγοριοποιούνται σε 5 γενικές ομάδες [3], όπως φαίνεται στον Πίνακα 2.2.1. Στο Σχήμα 2.1B, φαίνονται τα τμήματα της σπονδυλικής στήλης όπως αυτά διαχωρίζονται με βάση την παραπάνω κατηγοριοποίηση.

Ορολογία	Σπόνδυλος	Περιοχή Σώματος	Κωδικός
Αυχενικός (Cervical)	7	Αυχένας (Neck)	C1 – C7
Θωρακικός (Thoracic)	12	Θώρακας (Chest)	T1 – T12
Οσφυϊκός (Lumbar)	5 ή 6	Χαμηλά πίσω (Low Back)	L1 – L5
Ιερό οστό (Sacrum)	5 (fused)	Λεκάνη (Pelvis)	S1 – S5
Κόκκυγας (Coccyx)	3	Κόκκυξ (Tailbone)	-

Πίνακας 2.2.1: Διαχωρισμός των σπονδύλων σε ομάδες

Αναφορικά με την εξέταση της σκολίωσης, η περιοχή ενδιαφέροντος της πλάτης, είναι αυτή που ορίζεται από τους σπονδύλους L1 – C7. Η εν λόγω περιοχή παρουσιάζεται στο Σχήμα 2.1Α



Σχήμα 2.1: (Α) Η περιοχή ενδιαφέροντος της πλάτης για την εξέταση της σκολίωσης (Β) Οι περιοχές της σπονδυλικής στήλης

Ενότητα 2.3 Αίτια Εφηβικής Ιδιοπαθούς Σκολίωσης

Οι προσπάθειες προς την κατεύθυνση της εξακρίβωσης της αιτίας της ΕΙΣ είναι ιδιαίτερα σημαντικές, αλλά μέχρι σήμερα δεν υπάρχουν ευρέως αποδεκτοί λόγοι για αυτόν το συγκεκριμένο τύπο σκολίωσης. Η συντριπτική πλειοψηφία των ασθενών είναι κατά τα άλλα υγιείς και δεν έχουν προηγούμενο ιατρικό ιστορικό. Υπάρχουν θεωρίες σχετικά με την ΕΙΣ, οι οποίες περιλαμβάνουν ως αίτια, ορμονικές διαταραχές, ασύμμετρη ανάπτυξη και ανισορροπία των μυών. Ένα ποσοστό της τάξης του 30%, ασθενών που πάσχουν από ΕΙΣ, έχουν οικογενειακό ιστορικό σκολίωσης. Κατά συνέπεια, φαίνεται να υπάρχει κάποιου είδους σύνδεση σε γενετικό επίπεδο. Προς αυτή την κατεύθυνση πολλοί ερευνητές προσπαθούν να βρουν ποια γονίδια προκαλούν την ΕΙΣ. Εικάζεται, ότι θα υπάρχουν πολλά γονίδια τα οποία θα συνδέονται με την ΕΙΣ και άρα η εύρεση έστω και ενός από αυτά δύναται να καταστήσει εφικτή την ανίχνευση της σκολίωσης. Έτσι, σε ένα δεύτερο επίπεδο διάγνωσης, θα είναι δυνατόν να καθοριστεί το ρίσκο για μια πιθανή εξέλιξη της καμπύλης της σπονδυλικής στήλης. Ένα τεστ γενετικού ελέγχου, το ScolioScore™ [7], είναι διαθέσιμο ως επιπρόσθετη εξέταση μαζί με την πληροφορία από τις ακτίνες-Χ, με σκοπό να προσδιοριστεί το ρίσκο για μια μη φυσιολογικού χαρακτήρα εξέλιξη της σπονδυλικής στήλης. Χρησιμοποιείται από ασθενείς οι οποίοι είναι 9 μέχρι 13 ετών με ήπια σκολίωση (λιγότερο από 25 μοίρες). Ο στόχος αυτού του τεστ είναι να προσδιοριστεί ο βαθμός κινδύνου, η κύρτωση της σπονδυλικής στήλης να αυξηθεί περισσότερο από 40 μοίρες. Μέχρι στιγμής δεν έχει γίνει ανεξάρτητη επαλήθευση των αποτελεσμάτων αυτού του τεστ [6].

Ενότητα 2.4 Συμπτώματα Εφηβικής Ιδιοπαθούς Σκολίωσης

Εν γένει η ΕΙΣ δεν προκαλεί νευρολογικά συμπτώματα ή πόνο. Η κύρτωση της σπονδυλικής στήλης δεν πιέζει τα διάφορα εσωτερικά όργανα, όπως για παράδειγμα τους πνεύμονες ή την



Σχήμα 2.2:
Ασυμμετρία ώμων

καρδιά. Τα κυριότερα συμπτώματα είναι οπτικής φύσεως. Ένα από τα πιο συχνά, είναι η διαφορά ύψους των ώμων, όπου ο ένας ώμος είναι σε υψηλότερη θέση από τον άλλο. Για παράδειγμα, στο Σχήμα 2.2 [8], ο αριστερός ώμος είναι υψηλότερα σε σχέση με το δεξί ώμο.

Επιπρόσθετα, παρατηρείται μια μετατόπιση του κορμού προς τα δεξιά ή προς τα αριστερά, ειδικότερα όταν η σπονδυλική στήλη έχει μία κύρτωση, σχηματίζει δηλαδή ένα "C". Αυτό συχνά μπορεί να ιδωθεί και σαν κάποια μορφή ασυμμετρίας ως προς τη μέση (κάτω μέρος της πλάτης) του ασθενούς, όπου το ένα ισχίο φαίνεται να είναι υψηλότερα από το άλλο (Σχήμα 2.4).

Ένα άλλο οπτικό χαρακτηριστικό το οποίο υποδεικνύει ότι κάποιο άτομο πάσχει από σκολίωση, είναι η εξέχουσα θέση της πλάτης. Αυτό γίνεται ιδιαίτερα ορατό όταν το άτομο είναι σε θέση επίκυψης, όπου μπορεί επίσης να διακριθεί και η περιστροφή της σπονδυλικής στήλης (Σχήμα 2.3) [6].



Σχήμα 2.4: Μετατόπιση του κορμού του ασθενούς προς τα δεξιά

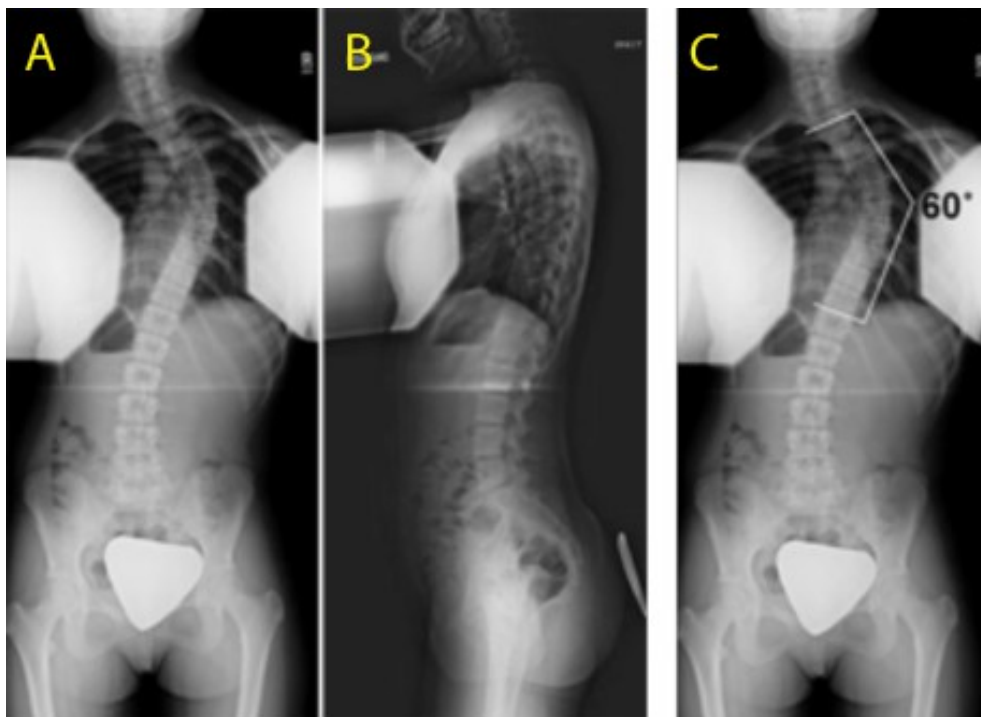


Σχήμα 2.3: Εξέχουσα θέση τμήματος της πλάτης, καθώς και περιστροφή, όταν ο ασθενής βρίσκεται σε θέση επίκυψης

Ενότητα 2.5 Εκτίμηση Εφηβικής Ιδιοπαθούς Σκολίωσης με Χρήση Απεικονιστικών Συστημάτων

Οι τυπικές ακτινογραφικές εικόνες, οι οποίες λαμβάνονται για να καθοριστεί ο βαθμός της σκολίωσης είναι δύο. Αυτές περιλαμβάνουν, μία σε όρθια θέση και λαμβάνεται από την πλευρά της πλάτης (Σχήμα 2.5A) καθώς επίσης και άλλη μία η οποία λαμβάνεται από το πλάι (Σχήμα 2.5B). Συχνά, κατά τη λήψη αυτών των ακτινογραφιών χρησιμοποιούνται κομμάτια μολύβδου που έχουν ως σκοπό την προστασία του εξεταζόμενου. Στη συνέχεια, αφού ληφθούν οι ακτινογραφίες, ο γιατρός είναι σε θέση να μετρήσει την κύρτωση της σπονδυλικής στήλης σαν γωνία Cobb, εκφρασμένη σε μοίρες (Σχήμα 2.5C). Μια ευθεία σπονδυλική στήλη έχει γωνία Cobb 0°, ενώ πάνω από 10° θεωρείται ως σκολίωση. Οι περιπτώσεις όπου οι μετρήσεις βρίσκονται στο διάστημα $[0^\circ, 10^\circ]$, χαρακτηρίζονται ως *ορθοστατική ασυμμετρία* (postural asymmetry), η οποία δεν είναι πραγματική σκολίωση [6].

Η
μαγνητική



Σχήμα 2.5: (A) Ακτινογραφία από την πλευρά της πλάτης (B) Ακτινογραφία από το πλάι (C) Μέτρηση γωνίας Cobb

τομογραφία (MRI) δε χρησιμοποιείται για τη διάγνωση αυτής καθεαυτής της σκολίωσης, καθώς

απεικονίζει μόνο μαλακούς ιστούς. Μια εξέταση MRI, μπορεί να γίνει αν παρατηρηθούν λεπτές νευρολογικές ανωμαλίες [6].

Παρόλα αυτά, μια τέτοια εξέταση είναι σπάνια και η κύρια μέθοδος για την εξακρίβωση του αν κάποιο άτομο πάσχει από σκολίωση αλλά και σε ποιο βαθμό είναι, παραμένει η ακτινογραφία ακτίνων-Χ. Συχνά, άτομα εφηβικής ηλικίας, υποβάλλονται σε εξέταση ακτίνων-Χ μέχρι και τέσσερις φορές ανά έτος, για να φανεί η πρόοδος η οποία συντελείται όταν ακολουθείται κάποια μέθοδος θεραπείας. Επομένως, η συχνή ακτινοβολήση, με ιοντίζουσα ακτινοβολία, ατόμων τα οποία είναι σε περίοδο σωματικής ανάπτυξης, είναι κάτι το οποίο μπορεί να δημιουργήσει επιπρόσθετα προβλήματα. Αυτό λειτούργησε σαν ένα επιπλέον κίνητρο για να βρεθούν άλλοι τρόποι, μη επεμβατικοί και ασφαλείς για τον ασθενή και το ιατρικό προσωπικό, οι οποίοι να μπορούν να παρέχουν σαφείς ενδείξεις για το αν κάποιο άτομο πάσχει από σκολίωση αλλά και σε ποιο βαθμό είναι. Τέτοιοι τρόποι αναφέρονται στην παρακάτω Ενότητα.

Ενότητα 2.6 Μη Επεμβατικοί Τρόποι Μέτρησης της Σκολίωσης

2.6.1 Σκολιόμετρο – Adam's Test

Μια απλή συσκευή η οποία χρησιμοποιείται κατά κόρον από τους ορθοπεδικούς, είναι το σκολιόμετρο (Σχήμα 2.6), το οποίο μετρά τη στροφή του κορμού. Πρόκειται για έναν έλεγχο που γίνεται με σκοπό να εντοπιστούν εκείνα τα περιστατικά, τα οποία χρήζουν περαιτέρω διερεύνησης [3]. Το σκολιόμετρο αποτελείται από ένα σωλήνα σε σχήμα “U” που περιέχει ένα σφαιρίδιο, του οποίου η κίνηση αποσβένεται από ένα παχύρρευστο υγρό. Ο ασθενής σκύβει

μπροστά μέχρι να σχηματιστεί γωνία 90° στη μέση. Στη συνέχεια, το σκολιόμετρο τοποθετείται σε διάφορα επίπεδα πάνω στην σπονδυλική στήλη, (που είναι πλέον εμφανής) και καταγράφεται η ένδειξη του σκολιόμετρου (Σχήμα 2.7 [9]), όπως αυτή υποδεικνύεται από τη θέση του σφαιριδίου. Έπειτα ο γιατρός

Σχήμα 2.6: Σκολιόμετρο

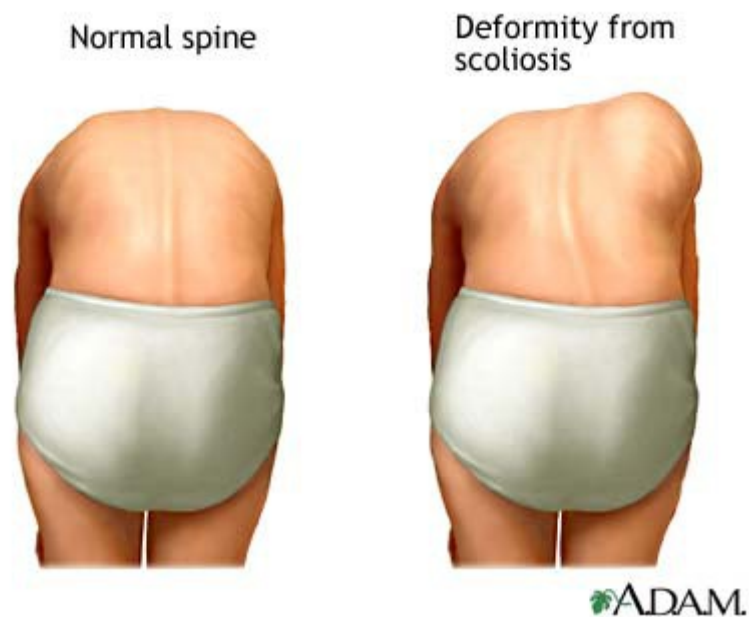
συμπεραίνει αν υπάρχουν υπόνοιες για σκολίωση. Στην Σχήμα 2.8 [10] φαίνονται οι διαφορές



μεταξύ ατόμου που πάσχει από σκολίωση και ατόμου που δεν πάσχει, όταν είναι σε θέση επίκυψης. Έχει βρεθεί ότι, η ελάχιστη σημαντική στροφή του κορμού είναι 5°, αποτελώντας μια αξιόπιστη ένδειξη της ύπαρξης της σκολίωσης, με γωνία Cobb μεγαλύτερη από 20° [4].



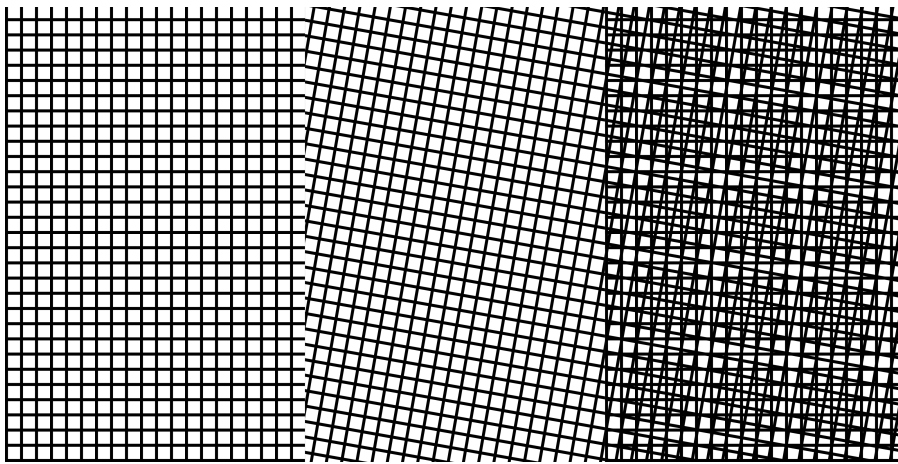
Σχήμα 2.7: Επίδειξη χρήσης σκολιόμετρου



Σχήμα 2.8: Διαφορές που γίνονται εμφανείς στην επίκυψη, για ασθενή που δεν πάσχει από σκολίωση (αριστερά) και για ασθενή που πάσχει από σκολίωση (δεξιά)

2.6.2 Τοπογραφία κατά Moiré

Ένα μοτίβο Moiré (Σχήμα 2.9), είναι ένα φαινόμενο το οποίο προκύπτει όταν δύο εικόνες υπερτεθούν με κάποια γωνία μεταξύ τους. Αυτό το φαινόμενο υποβαθμίζει την ποιότητα των εικόνων και επομένως είναι ανεπιθύμητο. Παρόλα αυτά έχει βρει εφαρμογές, σαν εργαλείο, για τη μελέτη της τοπογραφίας μιας επιφάνειας.

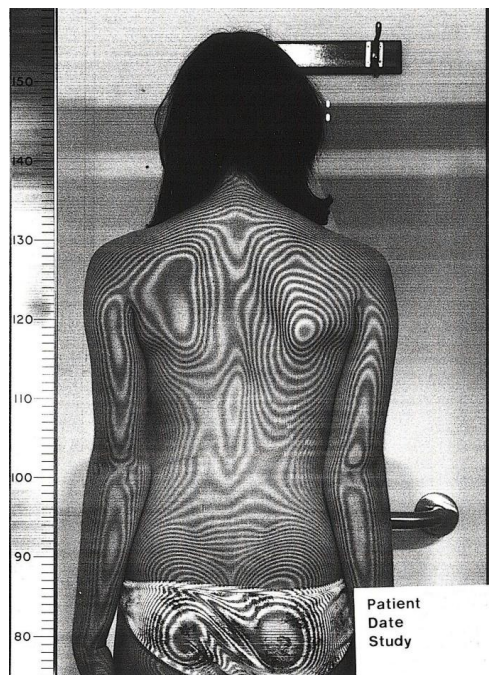


Σχήμα 2.9: Μοτίβο Moiré (δεξιά) το οποίο προκύπτει από την υπέρθεση δύο πλεγμάτων (αριστερά και στη μέση)

Αυτή η ιδιότητά του έχει χρησιμοποιηθεί για τη μελέτη της σκολίωσης. Πιο συγκεκριμένα, γίνεται χρήση ενός πλέγματος αποτελούμενο από ισαπέχουσες παράλληλες οριζόντιες γραμμές. Όταν η εικόνα του πλέγματος συνδυαστεί με τη σκιά του που προβάλλεται σε μια επιφάνεια, δημιουργούνται τα μοτίβα Moiré. Έτσι, αν ένα αντικείμενο τοποθετηθεί σε απόσταση μεγαλύτερη από τις αποστάσεις των γραμμών του πλέγματος, τα μοτίβα Moiré θα σχηματίσουν ισοΰψείς καμπύλες στο αντικείμενο αυτό [4]. Στην περίπτωση της σκολίωσης, αυτές οι ισοΰψείς καμπύλες στην πλάτη του εξεταζόμενου, δίνουν κάποια πληροφορία αναφορικά με την κύρτωση της σπονδυλικής στήλης. Στο Σχήμα 2.10 [4] φαίνεται μια τυπική διάταξη για την εξέταση Moiré. Αποτελείται από ένα πλέγμα, μία πηγή φωτός καθώς και μία συσκευή λήψης εικόνων. Στο Σχήμα 2.11 [4] παρουσιάζεται η εικόνα ενός ασθενούς, στην πλάτη του οποίου φαίνονται οι ισοΰψείς καμπύλες. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, είναι εμφανές ότι η δεξιά ωμοπλάτη εξέχει σε σύγκριση με την αριστερή, υποδεικνύοντας ενδεχόμενη κύρτωση της σπονδυλικής στήλης.



Σχήμα 2.10: Διάταξη για την εξέταση με χρήση μοτίβων Moiré



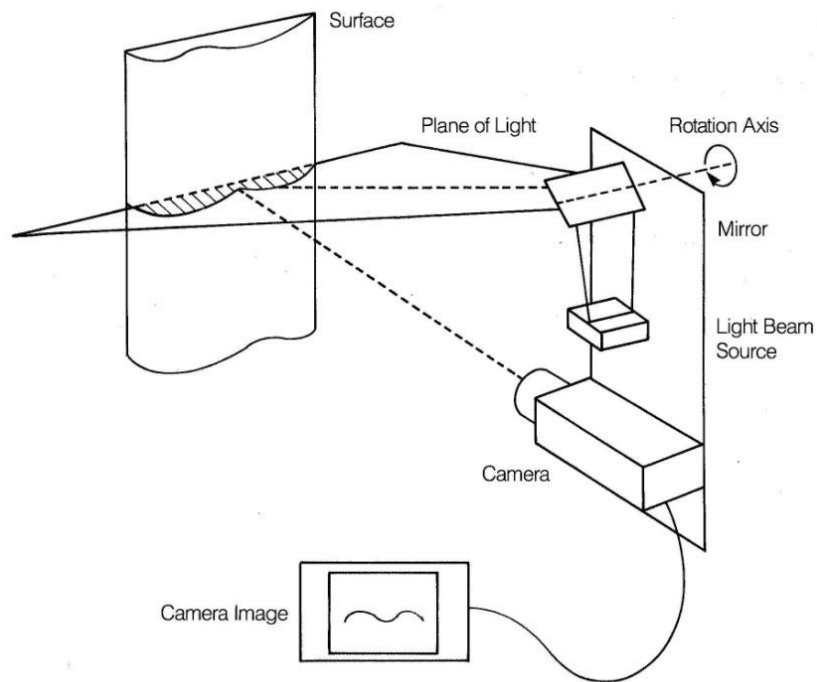
Σχήμα 2.11: Μοτίβο Moiré που υποδεικνύει την εξέχουσα θέση της δεξιάς ωμοπλάτης

Αφού ληφθούν οι εικόνες με τα μοτίβα Moiré, ακολουθεί η ανάλυσή τους με σκοπό την εξαγωγή κάποιου ενδεικτικού δείκτη που να ποσοτικοποιεί το βαθμό σκολίωσης του εξεταζόμενου. Στο [11], αναφέρονται δύο τέτοιοι δείκτες, όπου επιπλέον, έγινε μια προσπάθεια συσχέτισης τους με τη γωνία Cobb, όπως αυτή μετράται από τις ακτινογραφίες. Επιπρόσθετα και άλλοι ερευνητές που αναφέρονται στο [4] (Σελ. 56), έκαναν παρόμοιες προσπάθειες. Τα αποτελέσματα ήταν αρκετά ενθαρρυντικά ιδιαίτερα για ασθενείς που έπασχαν από άνω θωρακική σκολίωση. Εντούτοις, υπήρξαν περιπτώσεις, όπου λόγω παχυσαρκίας ή όπου η στροφή του κορμού ήταν τέτοια ώστε να μη φαίνεται κάποιο μη αναμενόμενο μοτίβο Moiré, που δεν υπέδειξαν ότι ο ασθενής πάσχει από σκολίωση. Επιπρόσθετα, τα μοτίβα Moiré ήταν ευαίσθητα αναφορικά με την τοποθέτηση του εξεταζόμενου πίσω από το πλέγμα. Μικρές μετακινήσεις του εξεταζόμενου είχαν ως αποτέλεσμα μεγάλες αποκλίσεις στα μοτίβα που σχηματίζονταν. Αυτά, είχαν ως αποτέλεσμα να περιοριστεί η χρήση αυτής της τεχνικής στην κλινική πρακτική [4].

2.6.3 Ολοκληρωμένο Σύστημα Απεικόνισης Σχήματος – Integrated Shape Image System (ISIS)

Το ISIS ήταν ένα σύστημα το οποίο βασιζόταν σε μία δέσμη φωτός και στη συνολική γεωμετρία της διάταξης, με σκοπό να εξάγει πληροφορία σχετικά με το τρισδιάστατο σχήμα της πλάτης του εξεταζόμενου. Η διάταξη αποτελούνταν από ένα προβολέα, ο οποίος εξέπεμπε μία οριζόντια δέσμη φωτός, ένα καθρέφτη που κατεύθυνε τη δέσμη/λωρίδα φωτός σε συγκεκριμένο ύψος στην πλάτη του εξεταζόμενου, καθώς και μια κάμερα η οποία λάμβανε την εικόνα (Σχήμα 2.12). (Στο Σχήμα 2.13 παρουσιάζεται το σύστημα ISIS κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης).

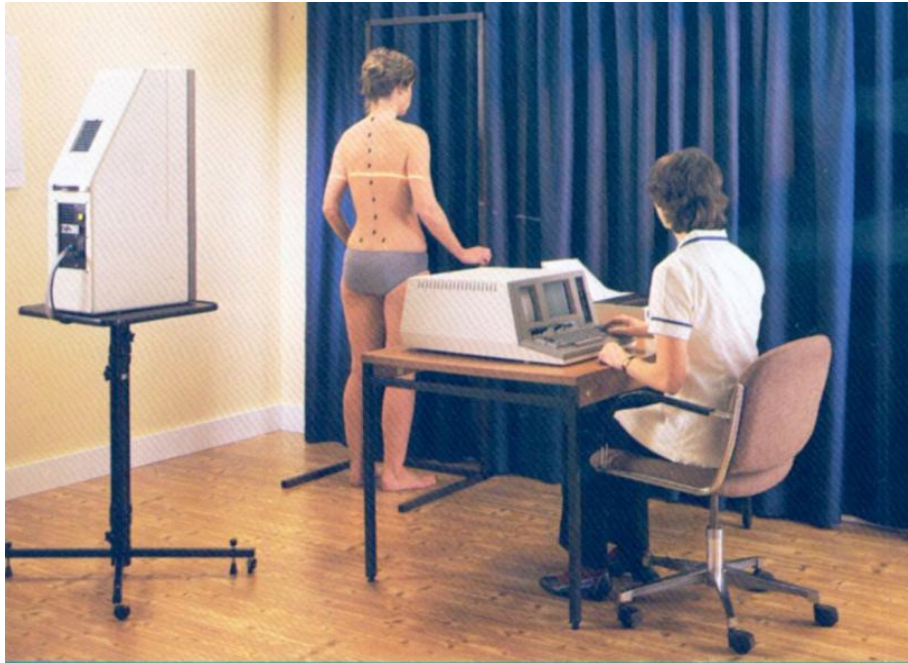
Οι δισδιάστατες συντεταγμένες της λωρίδας της πλάτης η οποία φωτιζόταν, ψηφιοποιούνταν με χρήση μιας διεπαφής βίντεο και ενός υπολογιστή. Εν συνεχεία, γνωρίζοντας πλέον τις δισδιάστατες συντεταγμένες αλλά και τη συνολική γεωμετρία, υπολογίζονταν οι τρισδιάστατες συντεταγμένες της λωρίδας που φωτιζόταν. Περισσότερες πληροφορίες σχετικά με το συνολικό σύστημα αλλά και τις εξισώσεις παραγωγής του τρισδιάστατου σχήματος, μπορούν να βρεθούν στο [4] - Σελ. 59.



Σχήμα 2.12: Διάταξη συστήματος ISIS

Το σύστημα το οποίο διατέθηκε εμπορικά είχε τυπικό σφάλμα ανακατασκευής 1.5 mm και χρόνο σάρωσης μικρότερο του ενός δευτερολέπτου, μειώνοντας έτσι τα σφάλματα που εισάγονταν από εξωγενείς παράγοντες, για παράδειγμα, όταν ανάπνεε ο εξεταζόμενος.

Το συγκεκριμένο σύστημα ενώ παρείχε ενθαρρυντικά αποτελέσματα, εντοπίζοντας επιτυχώς πολλές περιπτώσεις ατόμων που έπασχαν από σκολίωση, δεν έγινε αποδεκτό, κυρίως λόγω της λανθασμένης προσδοκίας από πολλούς ερευνητές, ότι η τοπογραφία της επιφάνειας μπορεί να αντικαταστήσει πλήρως την εξέταση με ακτινογραφία [4].



Σχήμα 2.13: Το σύστημα ISIS κατά τη χρήση του

2.6.4 Ολοκληρωμένο Σύστημα Απεικόνισης Σχήματος 2 – Integrated Shape Image System (ISIS2)

Το σύστημα ISIS2 πρόκειται για μια αναβάθμιση του προηγούμενου συστήματος. Στο καινούριο αυτό σύστημα, γίνεται χρήση της προφίλομετρίας του μετασχηματισμού Fourier (Fourier Transform Profilometry), για την τρισδιάστατη ανακατασκευή της επιφάνειας της πλάτης. Επιπλέον, χρησιμοποιείται ψηφιακή φωτογραφική η οποία επιτρέπει την ταχύτερη λήψη εικόνων, μειώνοντας κατά αυτό τον τρόπο, τα σφάλματα που εισάγονται από μικρές κινήσεις του εξεταζόμενου, πετυχαίνοντας παράλληλα μείωση του σφάλματος ανακατασκευής στο 1 mm . Οι δείκτες οι οποίοι εξάγονται, είναι παρόμοιοι με το προηγούμενο σύστημα ISIS [4].

Ενότητα 2.7 Συμπεράσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο έγινε μια σύντομη αναφορά σχετικά με τα πιθανά αίτια της σκολίωσης και εν συνεχεία αναφέρθηκαν οι συνέπειές της στην αλλαγή της τοπογραφίας της πλάτης του ασθενούς. Εκμεταλλευόμενοι αυτό το γεγονός, διάφοροι ερευνητές πρότειναν τρόπους μέτρησης του βαθμού σκολίωσης αλλά και παρακολούθησής της μέσω μη επεμβατικών τεχνικών.

Το σκολιόμετρο παραμένει ο σημαντικότερος τρόπος για να εξακριβωθεί, σε πρώτη φάση, αν κάποιο άτομο πάσχει από σκολίωση. Χρησιμοποιείται κατά κόρον σε προγράμματα εξέτασης παιδιών και εφήβων που βρίσκονται στο σχολείο. Μειονέκτημά του είναι ότι μια τέτοια εξέταση είναι γενικά αργή και υπόκειται σε σφάλματα αφού υπεισέρχεται και ο ανθρώπινος παράγοντας κατά τη λήψη των μετρήσεων.

Η τεχνική των μοτίβων Moiré ενώ φάνηκε αρχικά ότι προσφέρει σημαντική πληροφορία αναφορικά με την κύρτωση της σπονδυλικής στήλης, εξετάζοντας την επιφάνεια της πλάτης, έχει μεγάλη αβεβαιότητα ως προς τα αποτελέσματα της. Αυτή η αβεβαιότητα έγκειται στο γεγονός ότι μικρές κινήσεις του εξεταζόμενου αλλάζουν εντελώς τα μοτίβα Moiré, πράγμα που μπορεί να οδηγήσει σε εσφαλμένη εκτίμηση.

Τέλος, παρουσιάστηκαν τα συστήματα ISIS, που ενώ αυτοματοποίησαν τη διαδικασία λήψης-επεξεργασίας και τρισδιάστατης ανακατασκευής της επιφάνειας της πλάτης, δε χρησιμοποιήθηκαν τελικά σε μεγάλη κλίμακα.

Κεφάλαιο 3 Σχεδιασμός Συστήματος

Ενότητα 3.1 Εισαγωγή

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζεται η έννοια του τρισδιάστατου νέφους σημείων, ενώ στη συνέχεια γίνεται μια σύντομη αναφορά στις διάφορες τύπων συσκευών, οι οποίες χρησιμοποιούνται για τη λήψη 3D πληροφορίας από ένα αντικείμενο του χώρου. Δίνεται έμφαση στον αισθητήρα Kinect, του οποίου τα επιμέρους συστατικά στοιχεία παρουσιάζονται με λεπτομέρεια. Κατόπιν επεξηγείται ο τρόπος και παρουσιάζεται το μαθηματικό μοντέλο για την εύρεση του βάθους, για κάθε ένα σημείο που λαμβάνεται από την προς απεικόνιση σκηνή του χώρου. Στη συνέχεια εξετάζονται τα σφάλματα που υπεισέρχονται κατά τη λήψη των μετρήσεων, αλλά και πως επηρεάζει η γεωμετρία και ο φωτισμός του χώρου. Τέλος, αναφέρονται και επεξηγούνται, τα επιμέρους τμήματα του προτεινόμενου συστήματος σε μορφή block διαγράμματος.

Ενότητα 3.2 Τρισδιάστατο Νέφος Σημείων (3D PointCloud)

Ένα νέφος σημείων είναι μια δομή δεδομένων που χρησιμοποιείται για να αναπαραστήσει μια συλλογή πολυδιάστατων σημείων και ιδιαίτερα τρισδιάστατων δεδομένων. Σε ένα 3D νέφος σημείων, τα σημεία αντιπροσωπεύουν συνήθως τις γεωμετρικές συντεταγμένες X, Y, και Z, οι οποίες βοηθούν στην επεξήγηση και αναπαράσταση της υποκείμενης επιφάνειας ενός δείγματος.

Βιομηχανίες όπως η κατασκευαστική, χρησιμοποιεί το νέφος σημείων για τη διαδικασία της αντίστροφης μηχανικής (reverse engineering), για τη διασφάλιση της ποιότητας, για την παραμετροποίηση και σχεδίαση προϊόντων. Χρησιμοποιώντας υπολογιστικές τεχνικές (computer aided design - CAD), ένα φυσικό αντικείμενο σαρώνεται και αναλύεται για τη διαπίστωση της ακρίβειας ή τυποποίησής του. Στην ιατρική τεχνολογία, τα νέφη σημείων, μπορούν να βοηθήσουν

στην προσαρμογή των ιατρικών συσκευών για να καλύψουν τις ανάγκες των διάφορων ασθενών. Στην ιατρική απεικόνιση χρησιμοποιούνται, για παράδειγμα, στην τρισδιάστατη αξονική τομογραφία (CT) για την συμπίεση δεδομένων και την μετατροπή τους σε τρισδιάστατα ή τετραδιάστατα υπολογιστικά μοντέλα.

Η τρισδιάστατη ανακατασκευή ενός αντικειμένου δεν είναι η μόνη χρήση του νέφους σημείων. Όταν απαθανατίζεται η επιφάνεια ενός αντικειμένου, μπορούν να αποθηκευτούν και άλλες πληροφορίες στο νέφος σημείων όπως είναι το χρώμα της επιφάνειας και τα κάθετα διανύσματα σε κάθε σημείο, δημιουργώντας έτσι ένα νέφος σημείων μεγαλύτερης διάστασης. Αυτή η επιπρόσθετη πληροφορία επιτρέπει στον χρήστη να έχει μεγαλύτερη ευελιξία όσον αφορά την επεξεργασία των ανακατασκευασμένων επιφανειών. Η ανακατασκευή μιας επιφάνειας με ένα νέφος σημείων το οποίο εμπεριέχει και το χρώμα της επιφάνειας, δίνει την δυνατότητα μιας πιο ρεαλιστικής ανακατασκευής του αντικειμένου στον τρισδιάστατο ψηφιακό χώρο.

Για την συλλογή ενός νέφους σημείων από την σάρωση ενός αντικειμένου, χρειάζεται ένα εξειδικευμένο εργαλείο ώστε να παρέχονται οι αναλυτικές πληροφορίες που απαιτούνται για την ανακατασκευή.

Ενότητα 3.3 Συσκευές Σάρωσης 3D PointCloud

3.3.1 Σαρωτής Χειρός (3D Hand Held Scanner)

Ο σαρωτής χειρός [12] χρησιμοποιείται για εφαρμογές όπου γίνονται σαρώσεις με μικρή απόσταση από την επιφάνεια προς σάρωση. Χρησιμοποιείται σε ένα ευρύ φάσμα βιομηχανικού σχεδιασμού, προτυποποίησης, εφαρμογών reverse engineering και ψηφιοποίησης μικρών μοντέλων, για παράδειγμα, μακέτες. Η ανάλυση που προσφέρει το σύστημα σε σαρώσεις μικρής εμβέλειας είναι της τάξης των $\pm 0.055\text{mm} \sim \pm 0.1\text{mm}$, ενώ η ακρίβεια είναι της τάξης των $\pm 0.03\text{mm} \sim \pm 0.04\text{mm}$. Ένα άλλο χαρακτηριστικό είναι ο ρυθμός σάρωσης, ο οποίος μπορεί να κυμαίνεται μεταξύ 200 000 και 500 000 μετρήσεων ανά δευτερόλεπτο. Συχνά παρατηρείται να προσάπτεται σε ένα αυτόματο ρομποτικό βραχίονα ο οποίος έχει σκοπό την πιο ακριβή και

σταθερή σάρωση της επιφάνειας από κοντινές αποστάσεις. Στο Σχήμα 3.1 φαίνεται ένας τέτοιος σαρωτής χειρός.



Σχήμα 3.1: Σαρωτής χειρός

3.3.2 Κινητοί Σαρωτές (Mobile Scanners)

Οι σαρωτές αυτοί χρησιμοποιούνται ιδιαίτερα σε εργασίες χαρτογράφησης μεγάλης κλίμακας, όπου είναι επιθυμητό το κόστος να είναι μικρό και ταυτόχρονα να υπάρχει αυξημένη ακρίβεια με πολύ γρήγορη συλλογή δεδομένων. Η ακρίβεια των συστημάτων αυτών κυμαίνεται από τα $\pm 20\text{mm} \sim \pm 100\text{mm}$. Υπάρχουν κινητοί σαρωτές ενσωματωμένοι σε οχήματα (Σχήμα 3.2 - [13]) οι οποίοι χαρτογραφούν ολόκληρες πόλεις, σιδηροδρομικά δίκτυα και δίκτυα αυτοκινητόδρομων. Η δυνατότητα χαρτογράφησης δικτύων όπως είναι οι σιδηρόδρομοι και οι αυτοκινητόδρομοι οφείλεται στο γεγονός ότι οι σαρωτές μπορούν να ανακτήσουν τα δεδομένα ακόμα και όταν το όχημα στο οποίο βρίσκεται έχει ταχύτητα 80km/h [13]. Οι κινητοί σαρωτές έχουν συνήθως, ενσωματωμένο και ένα σύστημα GPS για άμεσο προσανατολισμό του συστήματος όταν το όχημα δεν είναι επανδρωμένο. Τέτοιου είδους σαρωτές χρησιμοποιούνται επιπλέον σε λατομεία [14], για τη δημιουργία ψηφιακών μοντέλων εδάφους καθώς επίσης και για χαρτογράφηση ακτογραμμών σε παράκτιες μελέτες.



Σχήμα 3.2: Κινητός σαρωτής ενσωματωμένος σε όχημα [13]

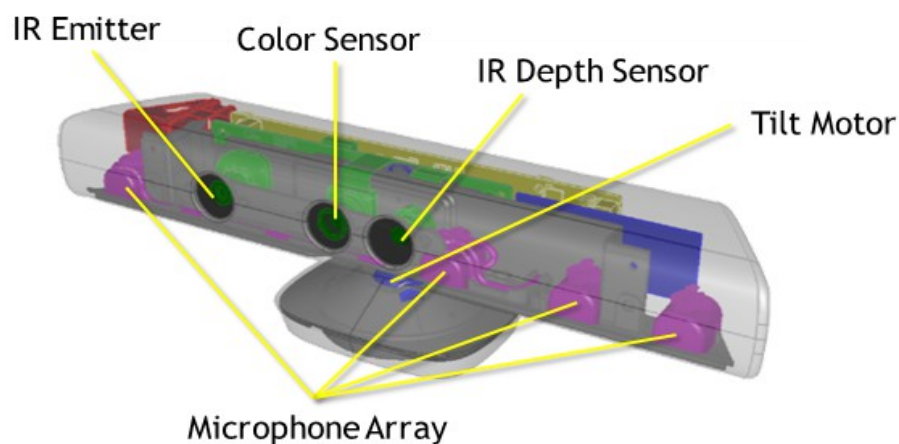
3.3.3 Επίγειοι Σαρωτές

Οι επίγειοι σαρωτές, γνωστοί και ως LiDAR (Light detection and ranging) τείνουν να γίνουν οι πιο προτιμώμενοι σαρωτές για γρήγορη και ακριβή συλλογή 3D δεδομένων. Τα επίγεια LiDAR αποτελούνται από το σαρωτή πάνω σε ένα τρίποδο. Τα συστήματα αυτά έχουν μεγάλη ακρίβεια με μέσο όρο περίπου $\pm 3\text{mm}$ ανά σημείο σάρωσης, για στατική σάρωση. Οι επίγειοι σαρωτές μπορούν να χωριστούν σε σαρωτές βασισμένους στη φάση και σε σαρωτές βασισμένους στην ώρα επιστροφής του σήματος (time of flight - TOF). Οι σαρωτές που είναι βασισμένοι στη φάση μετράνε την διαφορά της φάσης της ακτίνας laser που εκπέμπεται. Το πλεονέκτημα αυτής της τεχνολογίας είναι ότι αυξάνεται σημαντικά ο όγκος πληροφορίας που αποκτάται (>1 000 000 σημεία ανά δευτερόλεπτο). Οι σαρωτές στη δεύτερη κατηγορία (TOF), εκπέμπουν ένα παλμό φωτός και μετρούν το χρόνο ο οποίος θα χρειαστεί για να επιστρέψει πίσω στο σαρωτή. Χρησιμοποιούνται τόσο σε αεροπλάνα για την χαρτογράφηση του εδάφους, όσο και σε πλοία για την χαρτογράφηση του βυθού. Το πλεονέκτημα αυτών των σαρωτών είναι ότι μπορούν να λάβουν πληροφορία από πιο μακρινές αποστάσεις σε σχέση με τους σαρωτές που βασίζονται στη φάση.

3.3.4 Σαρωτής Kinect

Ο σαρωτής Kinect (Σχήμα 3.3 - [5]) ήταν γνωστός και ως Project Natal. Πρόκειται για ένα αισθητήρα κίνησης ο οποίος αρχικά παρουσιάστηκε ως τηλεχειριστήριο παιχνιδιών. Στην συνέχεια όμως, με την κάμερα βάθους που παρέχει μια πολύ καλή ακρίβεια και με το χαμηλό κόστος του, κέντρισε το ενδιαφέρον των ερευνητών για νέες καινοτόμες εφαρμογές ή για την αντικατάσταση παλιών μεθόδων με μεθόδους όπου έχουν χαμηλότερο κόστος.

Ο αισθητήρας αυτός αποτελείται από δύο τμήματα. Το μηχανικό τμήμα το οποίο είναι η βάση του και η οποία έχει μηχανισμό που επιτρέπει στο Kinect να αλλάζει την οριζόντια κλίση του. Το τμήμα αυτό στηρίζει το κυρίως κομμάτι του αισθητήρα στο οποίο βρίσκονται οι αισθητήρες και οι κάμερες. Αναλυτικότερα, ένας αισθητήρας Kinect περιλαμβάνει μία RGB κάμερα, ένα πομπό υπέρυθρων (IR emitter), ένα υπέρυθρο αισθητήρα βάθους, μια σειρά από μικρόφωνα και ένα LED το οποίο υποδεικνύει πότε είναι σε λειτουργία.



Σχήμα 3.3: Ο αισθητήρας Kinect

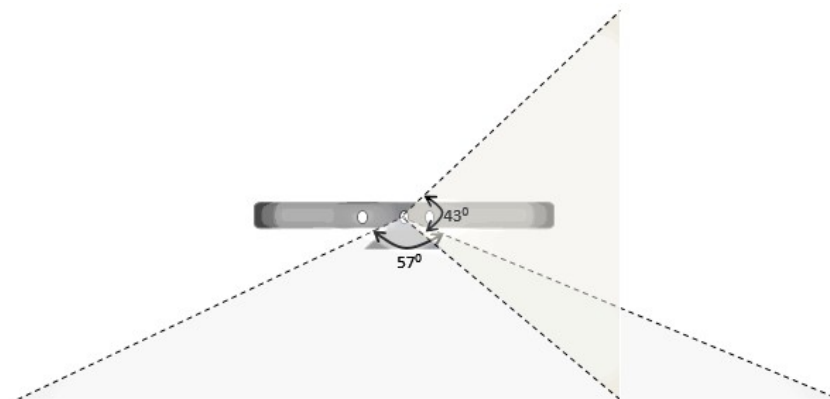
Ενότητα 3.4 Ανάλυση Αισθητήρα Kinect

Παρακάτω γίνεται μια πιο λεπτομερής ανάλυση των συστατικών στοιχείων, από τα οποία αποτελείται ο αισθητήρας Kinect.

3.4.1 Έγχρωμη κάμερα (RGB Camera)

Η έγχρωμη κάμερα [15] είναι υπεύθυνη για την λήψη και μετάδοση των έγχρωμων δεδομένων. Η λειτουργία της είναι η ανίχνευση των βασικών χρωμάτων, κόκκινου, πράσινου και μπλε από την σκηνή η οποία θα απεικονιστεί. Η ροή των δεδομένων η οποία μεταδίδεται από την έγχρωμη κάμερα, είναι μια διαδοχή σταθερών εικόνων της σκηνής. Έχει τη δυνατότητα ταχύτητας λήψης 30 καρέ το δευτερόλεπτο με ανάλυση εικόνας 640×480 pixels, ή 12 καρέ το δευτερόλεπτο το οποίο δίνει και την μέγιστη ανάλυσή του η οποία είναι 1280×960 pixels.

Το οπτικό πεδίο της έγχρωμης κάμερας είναι 43° κάθετα και 57° οριζόντια (Σχήμα 3.4), όταν είναι σταθερός ο μηχανισμός κλίσης που έχει στην βάση του.

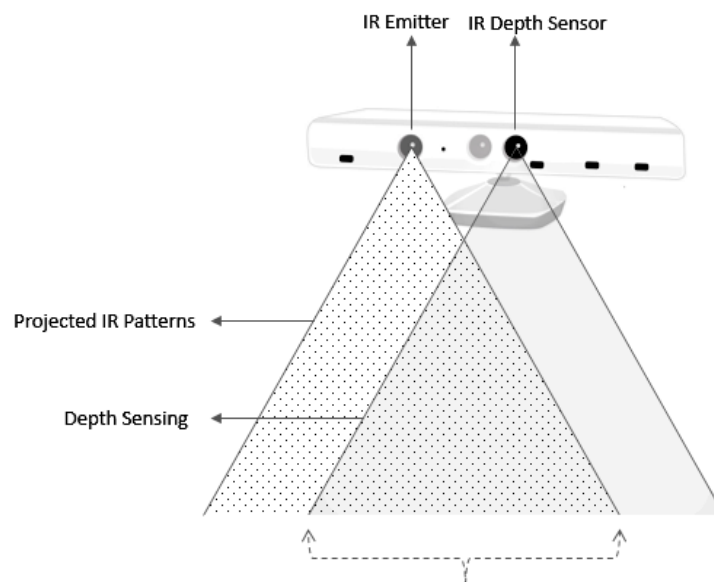


Σχήμα 3.4: Οπτικό πεδίο της έγχρωμης κάμερας του Kinect

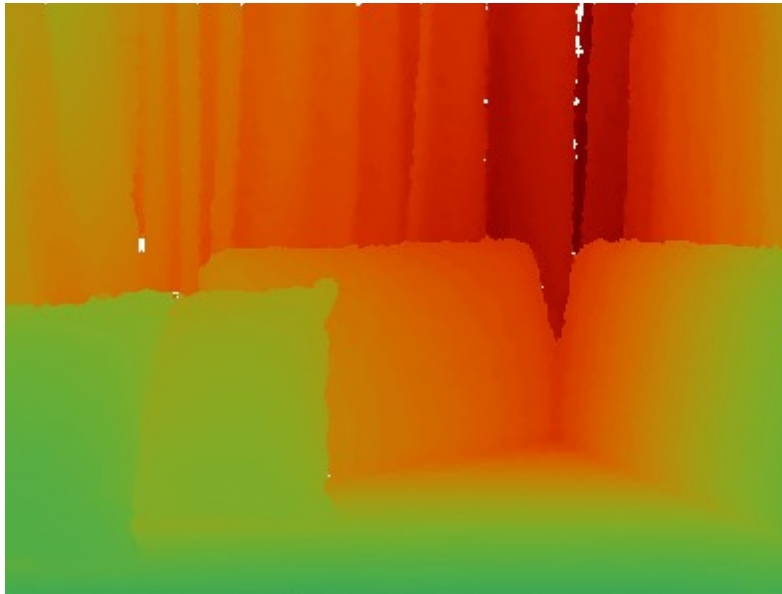
3.4.2 Πομπός και Αισθητήρας Υπερύθρων (IR emitter and IR depth sensor)

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, ο πομπός υπέρυθρων εκπέμπει ένα πλαίσιο από υπέρυθρες κουκκίδες σε όλο το οπτικό πεδίο του αισθητήρα Kinect. Οι υπέρυθρες αυτές κουκκίδες είναι αόρατες στο ανθρώπινο μάτι, αλλά για τον υπέρυθρο αισθητήρα βάθους είναι ορατές, ο οποίος μετά την ανάκλασή τους στο αντικείμενο, τις λαμβάνει και με βάση αυτές παρέχει πληροφορία για το βάθος του αντικειμένου, σε σχέση με τον αισθητήρα, από όπου είχαν ανακλαστεί [15]. Στο Σχήμα 3.5 παρουσιάζεται ενδεικτικά η λειτουργία του πομπού και του αισθητήρα υπέρυθρων, ενώ στο Σχήμα 3.6 φαίνεται η εικόνα βάθους όπως λαμβάνεται από τον αισθητήρα υπέρυθρων. Τα διάφορα χρώματα υποδεικνύουν την απόσταση των αντικειμένων του χώρου σε σχέση με τον αισθητήρα. Το πράσινο χρώμα υποδεικνύει κοντινή απόσταση ενώ το κόκκινο πιο μακρινή, σε σχέση με τη θέση που βρίσκεται ο αισθητήρας.

Η υποστηριζόμενη από τον αισθητήρα ανάλυση είναι 640×480 , 320×240 και 80×60 pixels, ενώ το οπτικό πεδίο του αισθητήρα παραμένει το ίδιο με την έγχρωμη κάμερα.



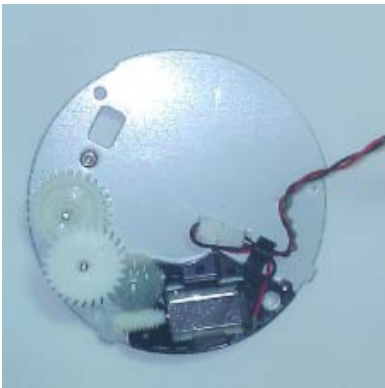
Σχήμα 3.5: Σχηματική αναπαράσταση της λειτουργία του πομπού και του αισθητήρα υπέρυθρων



Σχήμα 3.6: Εικόνα βάθους που λαμβάνεται από τον αισθητήρα υπερύθρων

3.4.3 Κινητήρας Κλίσης (Tilt Motor)

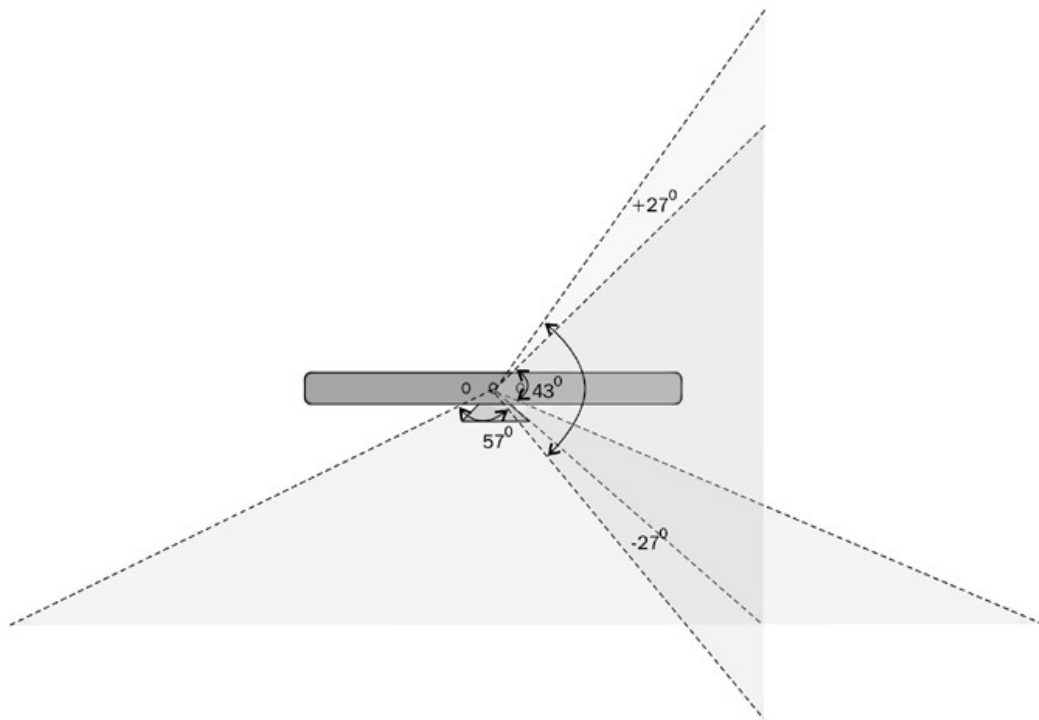
Η βάση και το σώμα του αισθητήρα Kinect ενώνονται με ένα μικρό κινητήρα [15], ο οποίος απεικονίζεται στο Σχήμα 3.7. Η χρήση του είναι για να πετύχει ο αισθητήρας τη σωστή κατακόρυφη κλίση έτσι ώστε το αντικείμενο που θα απεικονιστεί να είναι πλήρως μέσα στο οπτικό πεδίο του αισθητήρα.



Σχήμα 3.7: Κινητήρας κλίσης στη βάση του Kinect

Ο κινητήρας αυτός έχει την δυνατότητα να δώσει κλίση στον αισθητήρα 27° κάθετα προς τα πάνω και προς τα κάτω. Έτσι το δυνατό οπτικό πεδίο του αισθητήρα Kinect όταν αυτός παραμένει σταθερός σε μια συγκεκριμένη θέση αυξάνεται κατά 27° προς τα πάνω και 27° προς τα κάτω, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 3.8.

Ο



Σχήμα 3.8: Οπτικό πεδίο αισθητήρα Kinect λαμβάνοντας υπόψη και την κίνηση του κινητήρα κλίσης

αισθητήρας Kinect μπορεί να “φωτογραφίσει” μια σκηνή και να επιστρέφει ως έξοδο, τις τρισδιάστατες συντεταγμένες της. Ο τρόπος με τον οποίο επιτυγχάνεται αυτό, είναι με χρήση της στερεοσκοπίας. Η στερεοσκοπία συνίσταται στο να συνθέτει πληροφορία από δύο ή περισσότερες δισδιάστατες εικόνες της σκηνής, που έχουν ληφθεί από διαφορετική γωνία, με τελικό αποτέλεσμα την αντίληψη του βάθους. Για αυτό το λόγο, συστήματα τρισδιάστατης απεικόνισης, είναι εφοδιασμένα με πολλές συσκευές λήψης εικόνων.

Οι δύο εικόνες οι οποίες συμβάλλουν στην 3D ανακατασκευή είναι η υπερέυθρων και η έγχρωμη. Σχηματικά η λειτουργία αυτή φαίνεται στο Σχήμα 3.9.

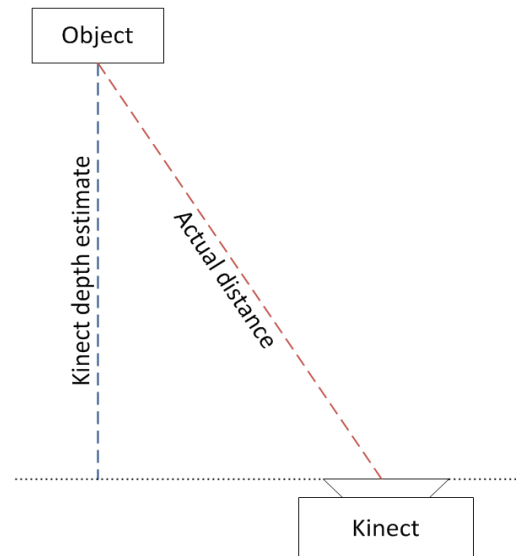


Σχήμα 3.9: Σχηματική αναπαράσταση της λειτουργίας του αισθητήρα Kinect

Πιο συγκεκριμένα [16], εκπέμπεται αρχικά ένα IR μοτίβο (Σχήμα 3.10) από τον πομπό υπερύθρων, το οποίο στη συνέχεια λαμβάνεται από μία CMOS κάμερα. Αυτή η κάμερα έχει ένα ζωνοπερατό φίλτρο που επιτρέπει τις IR ακτίνες να περάσουν. Ο επεξεργαστής του Kinect χρησιμοποιεί τις σχετικές θέσεις των κουκκίδων του IR – μοτίβου για να υπολογίσει το βάθος στο οποίο βρίσκεται το κάθε ρixel της εικόνας και έτσι τελικά σχηματίζεται η 3D αναπαράσταση του χώρου. Εδώ πρέπει να σημειωθεί ότι οι τιμές βάθους που επιστρέφονται από το Kinect είναι η κάθετη απόσταση από το επίπεδο του αισθητήρα όπως φαίνεται και στο Σχήμα 3.11 - [16].



Σχήμα 3.10: Κουκκίδες υπερύθρων



Σχήμα 3.11: Η απόσταση που επιστρέφει ο αισθητήρας, είναι η κάθετη απόσταση από το επίπεδό του

Ο συνδυασμός του αισθητήρα βάθους μαζί με την κανονική κάμερα, είναι αυτός που επιτρέπει τελικά, με κατάλληλο λογισμικό, την 3D έγχρωμη ανακατασκευή ενός αντικειμένου του χώρου.

Στον Πίνακα 3.4.1 συνοψίζονται οι κυριότερες τεχνικές προδιαγραφές του αισθητήρα Kinect, οι οποίες ενδιαφέρουν για την ανάπτυξη του προτεινόμενου συστήματος [16].

Ιδιότητα

Οπτικό πεδίο (λαμβάνοντας υπόψη τον κινητήρα κλίσης)

Ανάλυση έγχρωμης κάμερας

Ανάλυση αισθητήρα υπερύθρων

Ονομαστική χωρική ανάλυση (σε απόσταση 2 m)

Ονομαστικό εύρος βάθους

Ονομαστική ανάλυση βάθους (σε απόσταση 2 m)

Προδιαγραφές

57° οριζόντια, 43° ($\pm 27^\circ$)
κάθετα

640×480 με ρυθμό 30Hz

1280×960 με ρυθμό 12Hz

640×480 , 320×240 ,
80×60

3 mm

0.8 m – 3.5 m

1 cm

Πίνακας 3.4.1: Τεχνικές Προδιαγραφές Kinect

3.4.4 Μαθηματικό Μοντέλο Εύρεσης Βάθους

Παρακάτω γίνεται παρουσίαση και επεξήγηση του μαθηματικού μοντέλου [17], για τον υπολογισμό του βάθους, για κάθε σημείο του νέφους. Στο Σχήμα 3.12 φαίνεται διαγραμματικά η σχέση μεταξύ της απόστασης ενός αντικειμένου k από τον αισθητήρα, και της επιφάνειας με τις κουκκίδες αναφοράς. Η απόσταση του επιπέδου στο οποίο βρίσκεται το αντικείμενο (object plane) με το επίπεδο αναφοράς (reference plane), είναι η διαφορά η οποία θέλουμε να υπολογίσουμε. Ο υπολογισμός γίνεται στον τρισδιάστατο χώρο με αρχή των αξόνων στο κέντρο της κάμερας το οποίο συμπίπτει με το προβολικό κέντρο. Ο άξονας Z είναι κάθετος στο επίπεδο της εικόνας και εκτείνεται προς το αντικείμενο και ο άξονας X είναι παράλληλος με την νοητή γραμμή η οποία ενώνει την κάμερα με τον πομπό υπερύθρων.

Υποθέτουμε ότι η κουκκίδα βρίσκεται στο επίπεδο αναφοράς με απόσταση Z_o από τον αισθητήρα και η απεικόνισή της απεικονίζεται στο επίπεδο της εικόνας. Αν η κουκκίδα μετακινηθεί ως προς τον αισθητήρα, τότε η απεικόνισή της στο επίπεδο της εικόνας θα παρουσιάσει μια μετακίνηση στον άξονα X . Αυτή την μετακίνηση μπορούμε να την υπολογίσουμε με τη βοήθεια όμοιων τριγώνων:

$$\frac{D}{b} = \frac{Z_o - Z_k}{Z_o} \quad (3.1)$$

και

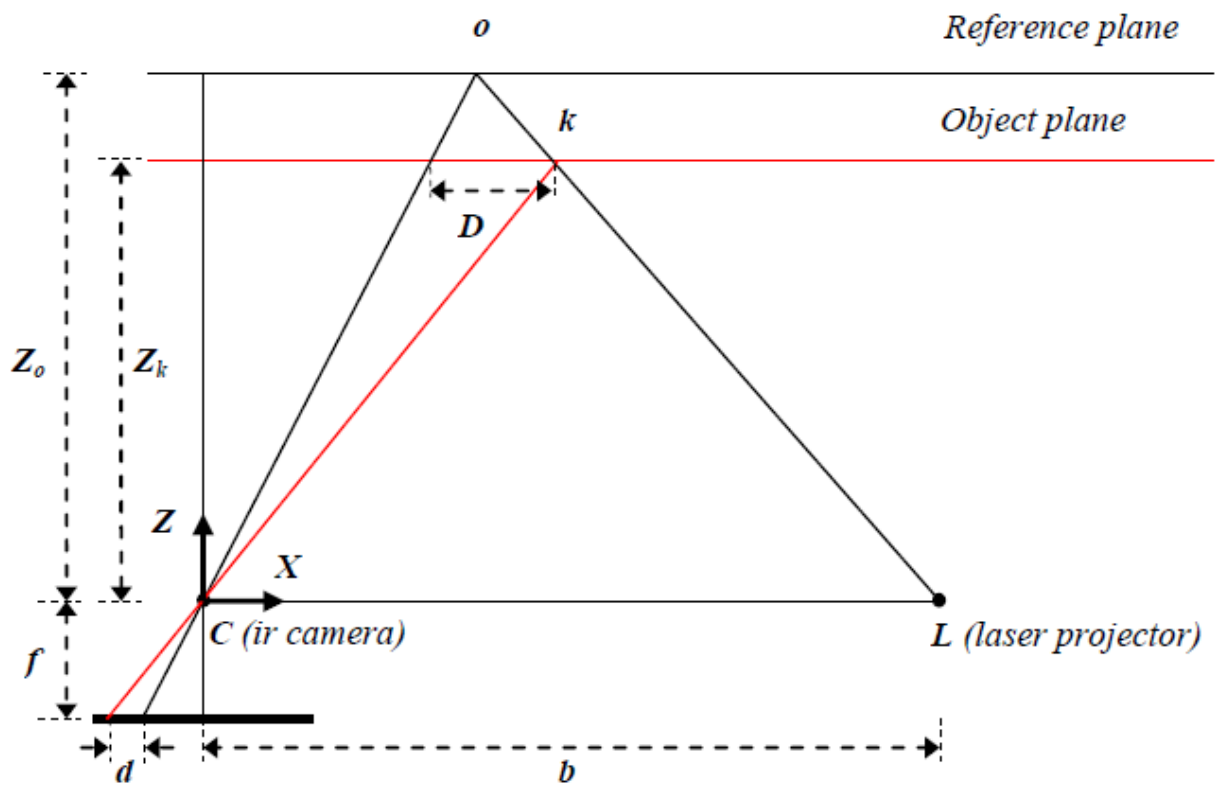
$$\frac{d}{f} = \frac{D}{Z_k} \quad (3.2)$$

Όπου Z_k υποδηλώνει την νέα απόσταση την οποία έχει η κουκκίδα και κατά συνέπεια το επίπεδο του αντικειμένου, b είναι η απόσταση μεταξύ της κάμερας από τον πομπό υπερύθρων, f είναι η εστιακή απόσταση της κάμερας, D είναι η μετακίνηση της κουκκίδας στο επίπεδο του αντικειμένου και d είναι η παρατηρούμενη μετακίνηση της κουκκίδας στο επίπεδο της

εικόνας. Συνδυάζοντας τις 3.1 και 3.2 και λύνοντας ως προς το Z_k έχουμε:

$$Z_k = \frac{Z_o}{1 + \frac{Z_o}{fb} d} \quad (3.3)$$

Η εξίσωση 3.3 αποτελεί και το μαθηματικό μοντέλο για την εξαγωγή του βάθους από την παρατηρούμενη διαφορά με όρους οι οποίοι είναι σταθεροί (Z_o, f, b) και μπορούν να υπολογιστούν.



Σχήμα 3.12: Γράφημα για την εξαγωγή της σχέσης που δίνει τη μέτρηση του βάθους, με βάση τη γεωμετρία του χώρου

Λαμβάνοντας υπόψη και τις εξισώσεις της προοπτικής προβολής (3.4), τότε οι συντεταγμένες του κάθε σημείου του αντικειμένου μπορούν να υπολογιστούν σύμφωνα με τις εξισώσεις 3.5.

$$x_k = \frac{f}{Z_k} X_k$$

$$y_k = \frac{f}{Z_k} Y_k$$
(3.4)

$$X_k = \frac{Z_k}{f} (x_k - x_0 + \delta x)$$

$$Y_k = \frac{Z_k}{f} (y_k - y_0 + \delta y)$$
(3.5)

όπου x_k και y_k είναι οι συντεταγμένες στην εικόνα του σημείου, x_0 και y_0 είναι οι συντεταγμένες του κέντρου της εικόνας στο επίπεδο εικόνας, δx και δy είναι οι διορθώσεις για την διαταραχή των φακών του αισθητήρα.

3.4.5 Βαθμονόμηση Αισθητήρα

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, οι παράμετροι βαθμονόμησης που εμπλέκονται στο μαθηματικό μοντέλο για τον υπολογισμό των 3D συντεταγμένων από τις λαμβανόμενες μετρήσεις του αντικειμένου, περιλαμβάνουν [17]:

- εστιακό μήκος (f)
- συντεταγμένες του κέντρου της εικόνας στο επίπεδο εικόνας (x_0, y_0)
- διορθώσεις για την διαταραχή των φακών του αισθητήρα ($\delta x, \delta y$)
- απόσταση μεταξύ της κάμερας από τον πομπό υπερύθρων (b)

- απόσταση του προτύπου αναφοράς (Z_0)

Επιπλέον, μπορούμε να εξετάσουμε και την ύπαρξη μιας εσφαλμένης γωνίας μεταξύ του άξονα X των συντεταγμένων της εικόνας και της ευθείας b της βάσης. Ωστόσο αυτό δεν επηρεάζει τον υπολογισμό των συντεταγμένων του αντικειμένου αν ορίσουμε το σύστημα συντεταγμένων του βάθους να είναι παράλληλο με σύστημα συντεταγμένων της εικόνας αντί με την ευθεία της βάσης. Έτσι μπορούμε να αγνοήσουμε την πιθανή ύπαρξη εσφαλμένης γωνίας μεταξύ της βάσης και του άξονα X .

Οι παράμετροι, εστιακό βάθος, συντεταγμένες του κέντρου της εικόνας στο επίπεδο εικόνας και η διαταραχή των φακών του αισθητήρα μπορούν να βαθμονομηθούν εύκολα από την βαθμονόμηση της υπέρυθρης κάμερας. Σε αντίθεση με αυτά, η ευθεία βάσης και η απόσταση στην οποία αποκτήθηκε το πρότυπο αναφοράς είναι δύσκολο να βαθμονομηθούν. Ο λόγος είναι διότι ο εσωτερικός επεξεργαστής του Kinect κάνει υπολογισμούς σχετικά με το βάθος στο οποίο βρίσκεται το κάθε σημείο, με μικρότερη ανάλυση. Επομένως στην εξίσωση 3.3, οι ανισότητες (disparities) d αντικαθίστανται από τον όρο $md' + n$, όπου το d' είναι οι κανονικοποιημένες ανισότητες και m, n είναι οι παράμετροι της γραμμικής κανονικοποίησης. Έτσι η εξίσωση 3.3 μετατρέπεται σε:

$$Z_k^{-1} = \frac{m}{fb} d' + \left(Z_0^{-1} + \frac{n}{fb} \right) \quad (3.6)$$

Η εξίσωση 3.6 μας εκφράζει τη γραμμική σχέση μεταξύ του βάθους και της αντίστοιχης κανονικοποιημένης ανισότητας d' . Έτσι παρατηρούμε ότι, με την απεικόνιση ενός αριθμού από σημεία γνωστής απόστασης από τον αισθητήρα, οι παράμετροι της γραμμικής σχέσης μπορούν να υπολογιστούν με την χρήση της μεθόδου ελαχίστων τετραγώνων.

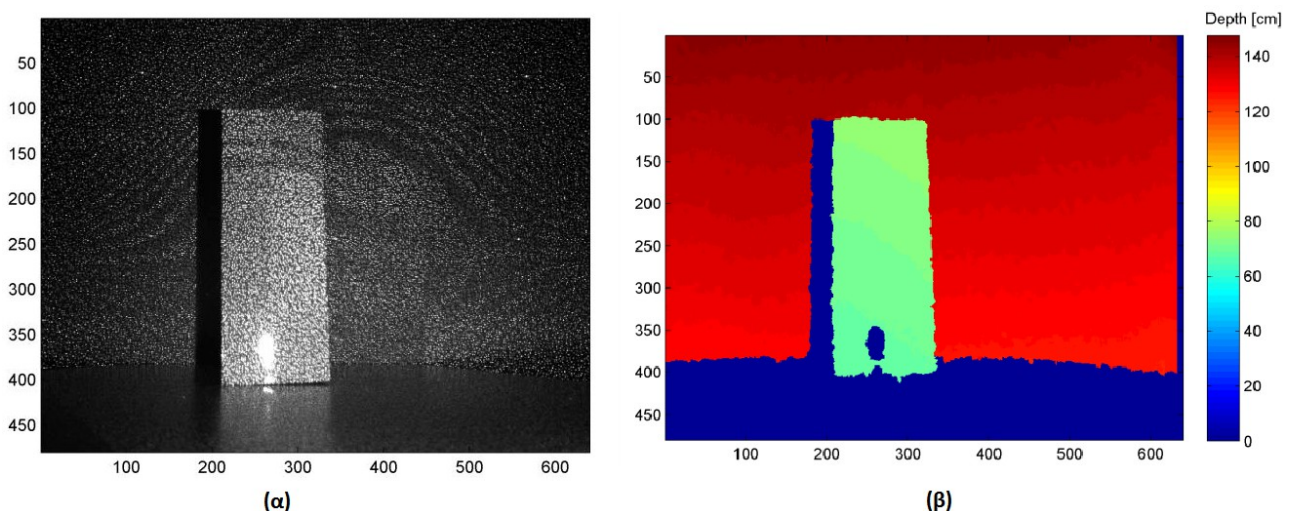
3.4.6 Πηγές Σφαλμάτων

Τα σφάλματα στην απεικόνιση του αισθητήρα μπορούν να προέλθουν από διάφορες πηγές όπως είναι από τον ίδιο τον αισθητήρα, από τις συνθήκες στις οποίες κάνουμε μέτρηση και από τις ιδιότητες της επιφάνειας του αντικειμένου προς απεικόνιση.

Τα εγγενή σφάλματα του αισθητήρα οφείλονται στη λανθασμένη βαθμονόμηση και στη λανθασμένη μέτρηση των ανισοτήτων d . Υπό αυτές τις συνθήκες θα οδηγείται ο χρήστης σε συστηματικά σφάλματα στις συντεταγμένες του αντικειμένου. Τα συστηματικά σφάλματα αντιμετωπίζονται με μια σωστή βαθμονόμηση όπως περιγράφηκε παραπάνω.

Σφάλματα από τις συνθήκες στις οποίες βρίσκεται ο αισθητήρας, οφείλονται κυρίως στο φωτισμό και τη γεωμετρία της απεικόνισης. Ο δυνατός φωτισμός έχει ως αποτέλεσμα οι κουκκίδες υπερύθρων να εμφανίζονται με χαμηλή αντίθεση στην εικόνα υπερύθρων, το οποίο μπορεί να οδηγήσει σε ακραίες τιμές ή/και κενά στο νέφος σημείων [17]. Η γεωμετρία απεικόνισης περιλαμβάνει την απόσταση του αντικειμένου από τον αισθητήρα καθώς επίσης και τον προσανατολισμό του σε σχέση με τον αισθητήρα.

Οι ιδιότητες της επιφάνειας του αντικειμένου επηρεάζουν και αυτές την ποιότητα του νέφους σημείων. Όπως φαίνεται και στο Σχήμα 3.13, λείες και λαμπερές επιφάνειες οι οποίες είναι κατά κάποιο τρόπο υπερεκτεθειμένες στην εικόνα υπερύθρων εμφανίζουν κενά στο νέφος σημείων (κάτω μέρος του αντικειμένου).

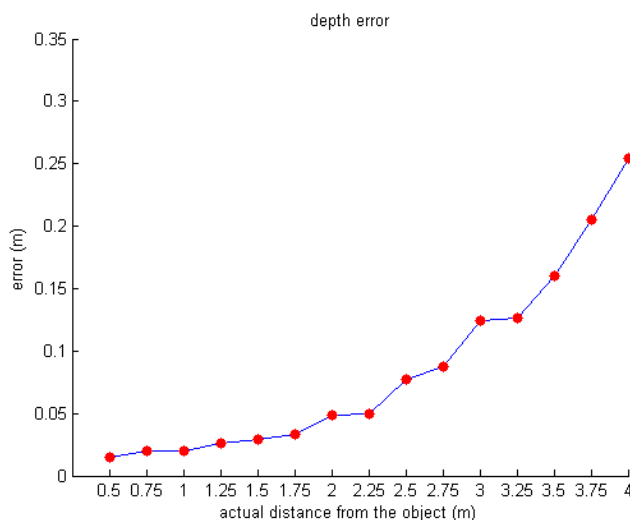


Σχήμα 3.13: (α) Εικόνα υπερύθρων (β) Αντίστοιχη Εικόνα βάθους

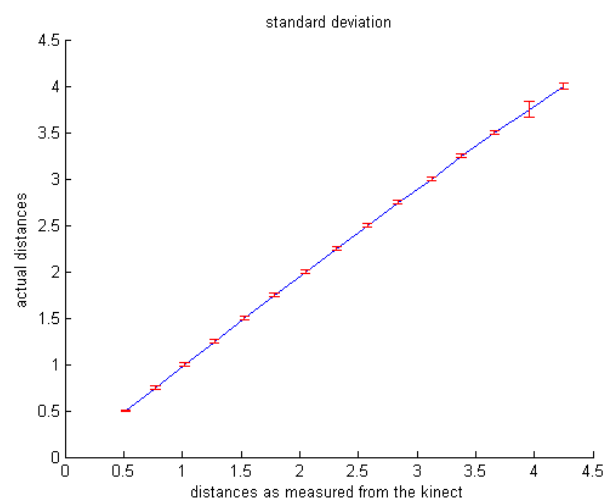
Τέτοιου είδους σφάλματα δεν αναμένεται να υπάρχουν κατά τη λειτουργία του προτεινόμενου συστήματος, διότι οι μετρήσεις που θα λαμβάνονται αφορούν ανθρώπινες πλάτες, οι οποίες δεν εμπίπτουν στην κατηγορία των λείων και λαμπερών επιφανειών.

Για να γίνει εξακρίβωση των σφαλμάτων που υπάρχουν αναφορικά με την απόσταση του αντικειμένου από τον αισθητήρα αλλά και το φωτισμό, λήφθηκαν οι παρακάτω μετρήσεις:

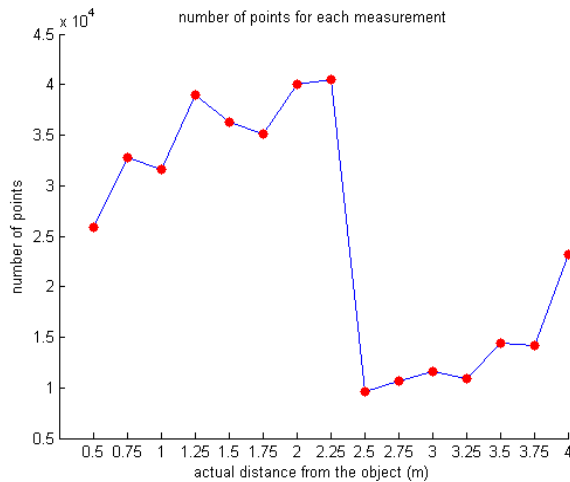
Αρχικά είχαμε ένα αντικείμενο γνωστών διαστάσεων (σχήματος ορθογώνιου παραλληλεπίπεδου) ($38\text{cm} \times 15\text{cm} \times 12\text{cm}$) το οποίο είχε περιστραφεί έτσι ώστε η επιφάνεια ($38\text{cm} \times 15\text{cm}$) να είναι στραμμένη προς τον αισθητήρα. Στη συνέχεια το αντικείμενο αυτό τοποθετούνταν σε γνωστή απόσταση κάθετα προς τον αισθητήρα και λαμβάνονταν μετρήσεις. Τέλος υπολογίζονταν για κάθε λήψη ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση των σημείων κατά τον άξονα Z. Ιδανικά, θα έπρεπε η μέση τιμή να ήταν ακριβώς η απόσταση του αντικειμένου από τον αισθητήρα και η τυπική απόκλιση να ήταν μηδενική. Όμως, όπως παρατηρείται και στην Σχήμα 3.14, όσο αυξάνεται η απόσταση από τον αισθητήρα αυξάνεται και το σφάλμα. Επιπρόσθετα, στα Σχήματα 3.15 και 3.16, φαίνονται η απόσταση που μετράται από τον αισθητήρα σε σχέση με την πραγματική, όπου έχουν υπερτεθεί τα διαστήματα της τυπικής απόκλισης και το πλήθος των σημείων του νέφους για κάθε μια λήψη, αντίστοιχα.



Σχήμα 3.14: Σφάλμα στον υπολογισμό της απόστασης από το αντικείμενο. Στον οριζόντιο άξονα είναι η ακριβής απόσταση μεταξύ αντικειμένου-αισθητήρα και στον κατακόρυφο άξονα είναι η διαφορά μεταξύ ακριβούς απόστασης και απόστασης όπως την υπολογίζει ο αισθητήρας



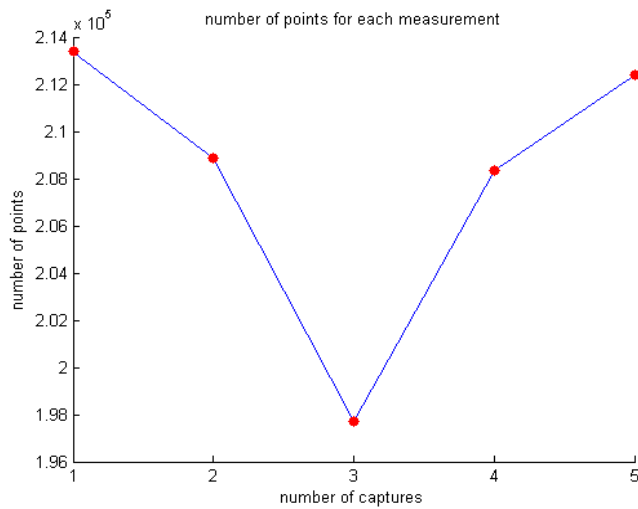
Σχήμα 3.15: Απόσταση που μετράται από τον αισθητήρα σε σχέση με την πραγματική, όπου έχουν υπερτεθεί τα διαστήματα της τυπικής απόκλισης.



Σχήμα 3.16: Πλήθος σημείων νέφους για κάθε λήψη

Γενικά παρατηρούμε ότι πάνω από τα 2 μέτρα το νέφος σημείων που αναπαριστά το αντικείμενο δεν είναι ιδιαίτερα αντιπροσωπευτικό είτε λόγω της αύξησης του σφάλματος είτε λόγω της σημαντικής μείωσης στο πλήθος των σημείων που το αποτελούν.

Για να ληφθεί υπόψη η επίδραση του φωτισμού χρησιμοποιήθηκε ως αντικείμενο ένα ανθρώπινο ομοίωμα πλάτης. Οι λήψεις γίνονταν με κανονικό φωτισμό δωματίου ο οποίος μειωνόταν μέχρι να γίνει σκοτάδι. Στην Σχήμα 3.17 φαίνεται η μεταβολή του πλήθους των σημείων του ανάλογα με το φωτισμό. Η λήψη #1 έγινε σε κανονικές συνθήκες φωτισμού ενώ η λήψη #5 έγινε σε συνθήκες σκοταδιού. Παρατηρούμε ότι η μείωση του φωτισμού δε φαίνεται να επηρεάζει σημαντικά την ποιότητα του νέφους σημείων. Παρόλα αυτά προτείνεται η λήψη των δεδομένων να γίνεται σε συνθήκες κανονικού φωτισμού ώστε να είναι δυνατή η καλύτερη η οπτικοποίηση τους, αφού θα λαμβάνεται πληροφορία εκτός από το βάθος αλλά και από το χρώμα της επιφάνειας.



Σχήμα 3.17: Μεταβολή στο πλήθος των σημείων του νέφους ανάλογα με το φωτισμό.

3.4.7 Μοντέλο Θορύβου

Υποθέτοντας ότι στην εξίσωση 3.6, οι παράμετροι βαθμονόμησης είναι με ακρίβεια προσδιορισμένοι και ότι η παράμετρος d είναι τυχαία μεταβλητή που ακολουθεί κανονική κατανομή, μπορούμε να επεξεργαστούμε τη διακύμανση των μετρήσεων ανισότητας d για τη λήψη της διακύμανσης των μετρήσεων βάθους, με την παρακάτω μεθοδολογία:

Η γενική έκφραση της διακύμανσης των μετρήσεων του βάθους δίνεται από την εξίσωση 3.7.

$$\sigma_{Z_k}^2 = \left(\frac{\partial Z_k}{\partial d} \right)^2 \sigma_d^2 \quad (3.7)$$

Λαμβάνοντας υπόψη και την εξίσωση 3.6 έχουμε τελικά την έκφραση της τυπικής απόκλισης του βάθους.

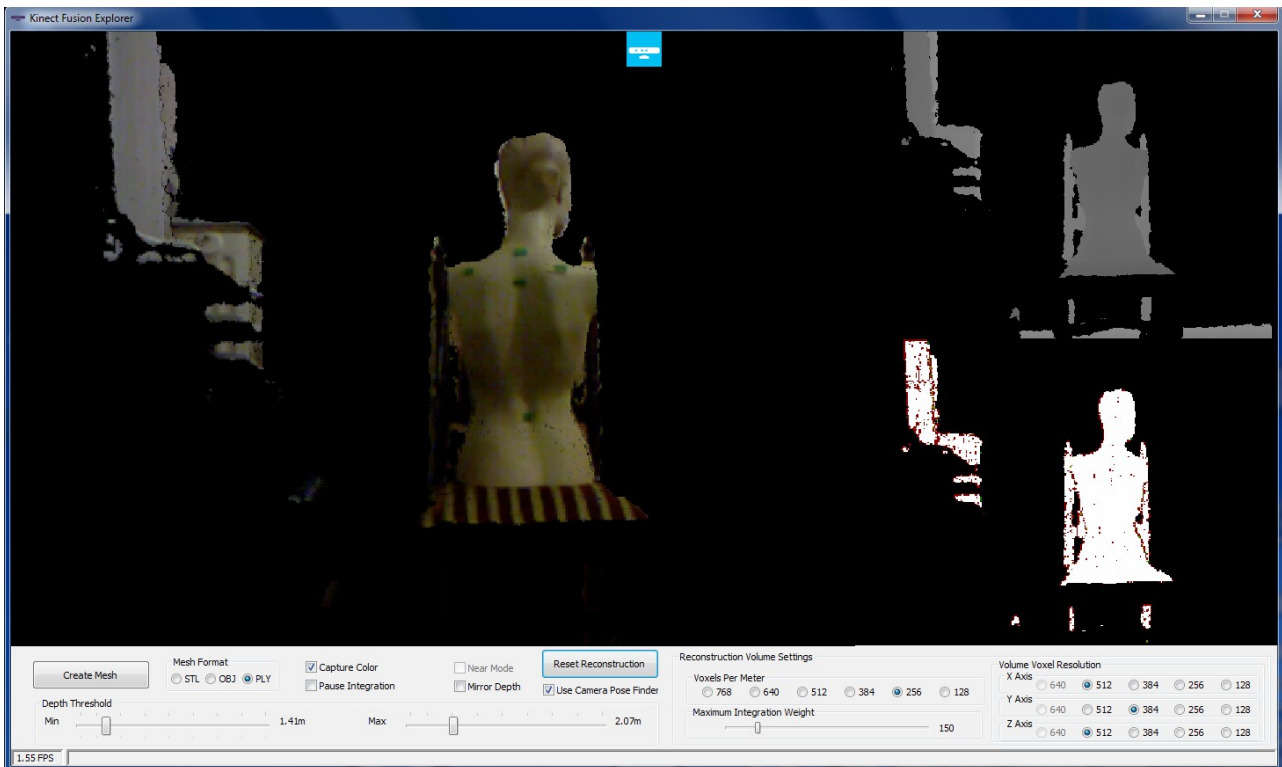
$$\sigma_{Z_k} = \left(\frac{m}{fb} \right) Z_k^2 \sigma_d \quad (3.8)$$

όπου $\sigma_{d'}$ και σ_{Z_k} είναι η τυπική απόκλιση των κανονικοποιημένων μετρήσεων των ανισοτήτων και η τυπική απόκλιση του υπολογισμένου βάθους, αντίστοιχα. Η εξίσωση 3.8 μας λέει ουσιαστικά, ότι το τυχαίο σφάλμα κατά τη μέτρηση του βάθους είναι ευθέως ανάλογο του τετραγώνου της απόστασης του αντικειμένου από τον αισθητήρα. Αφού το βάθος εμπλέκεται στον υπολογισμό των X_k, Y_k - εξισώσεις 3.5 - αναμένουμε ότι το σφάλμα τους θα είναι ευθέως ανάλογο του τετραγώνου της απόστασης του αντικειμένου από τον αισθητήρα. Διαδίδοντας τα σφάλματα στις εξισώσεις 3.5 και υποθέτοντας ότι το τυχαίο σφάλμα των συντεταγμένων x, y της εικόνας μπορεί να αγνοηθεί, καταλήγουμε στην έκφραση του τυχαίου σφάλματος για τα X_k, Y_k .

$$\begin{aligned}\sigma_{X_k} &= \left(\frac{mx}{f^2 b} \right) Z_k^2 \sigma_{d'} \\ \sigma_{Y_k} &= \left(\frac{my}{f^2 b} \right) Z_k^2 \sigma_{d'}\end{aligned}\tag{3.9}$$

Ενότητα 3.5 Λογισμικό Λήψης 3D Σημείων

Για τη λήψη των 3D σημείων γίνεται χρήση της εφαρμογής *Kinect Fusion Explorer – D2D*, η οποία παρέχεται δωρεάν μέσα από μια εργαλειοθήκη ανάπτυξης λογισμικού (software development toolkit – SDK), που παρέχει η Microsoft. Στο Σχήμα 3.18, φαίνεται η διεπαφή χρήστη (interface) της χρησιμοποιούμενης εφαρμογής. Η εφαρμογή αυτή επιτρέπει την έγχρωμη ανακατασκευή του αντικειμένου στο χώρο. Ταυτόχρονα, δίνεται η επιλογή στο χρήστη να περιορίσει το οπτικό πεδίο του αισθητήρα βάθους. Με αυτό τον τρόπο, είναι εφικτή η ανακατασκευή του αντικειμένου ενδιαφέροντος, αγνοώντας οτιδήποτε άλλο πιθανόν να υπάρχει στο οπτικό πεδίο του αισθητήρα. Επομένως, μειώνεται η ανάγκη της επιπρόσθετης επεξεργασίας του νέφους σημείων για τη διαγραφή των μη επιθυμητών σημείων.



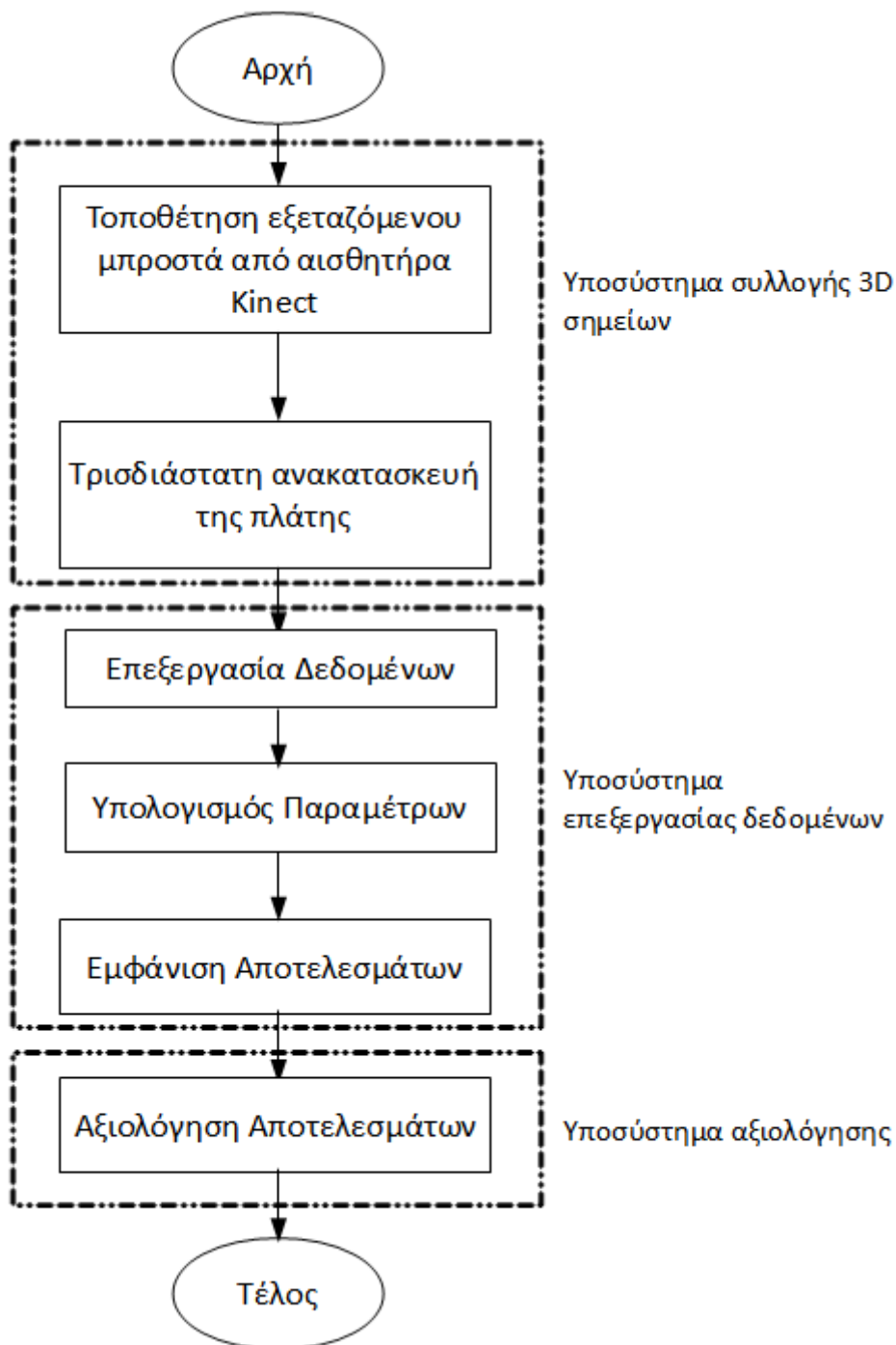
Σχήμα 3.18: Interface Εφαρμογής Kinect Fusion Explorer

Ενότητα 3.6 Προτεινόμενο Σύστημα

Το προτεινόμενο σύστημα αποτελείται από τρία επιμέρους υποσυστήματα:

- Σύστημα Συλλογής 3D σημείων
- Σύστημα Επεξεργασίας – Υπολογισμός Παραμέτρων
- Σύστημα Αξιολόγησης

Στο Σχήμα 3.19 φαίνονται σε block διάγραμμα, τα συστατικά στοιχεία του προτεινόμενου συστήματος καθώς και η ροή της πληροφορίας μέσα σε αυτό.



Σχήμα 3.19: Block διάγραμμα προτεινόμενου συστήματος

Αρχικά λαμβάνονται τα 3D σημεία μέσω της εφαρμογής Kinect Fusion Explorer και εν συνεχεία τροφοδοτούνται ως είσοδος στο λογισμικό επεξεργασίας των δεδομένων. Το λογισμικό αυτό εφαρμόζει διάφορους αλγόριθμους πάνω στα 3D σημεία, μέχρι την τελική εξαγωγή των δεικτών.

Τέλος, παρουσιάζονται αυτοί οι δείκτες μέσω ενός interface και γίνεται η αξιολόγηση του συστήματος.

Ενότητα 3.7 Συμπεράσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο εξετάστηκαν οι τεχνικές προδιαγραφές του αισθητήρα Kinect που ενδιαφέρουν για την ανάπτυξη του προτεινόμενου συστήματος. Πιο συγκεκριμένα έγινε πειραματική αξιολόγηση του αισθητήρα όσον αφορά το σφάλμα ανακατασκευής όταν μεταβάλλεται η απόσταση μεταξύ αισθητήρα και αντικειμένου. Επιπλέον εξετάστηκε η επίδραση του φωτισμού στην ποιότητα της ανακατασκευής. Συμπερασματικά, προτείνεται η απόσταση μεταξύ εξεταζόμενου και αισθητήρα να είναι 0.8–1m και οι συνθήκες φωτισμού να είναι κανονικές.

Επιπλέον έγινε παρουσίαση του λογισμικού μέσω του οποίου γίνεται λήψη των 3D σημείων και ανακατασκευής της επιφάνειας, καθώς επίσης και το block διάγραμμα του προτεινόμενου συστήματος. Αυτό αποτελείται από τρία επιμέρους υποσυστήματα τα οποία αφορούν στη συλλογή, επεξεργασία των 3D σημείων και την τελική αξιολόγηση του συστήματος.

Κεφάλαιο 4 Ανάπτυξη Συστήματος

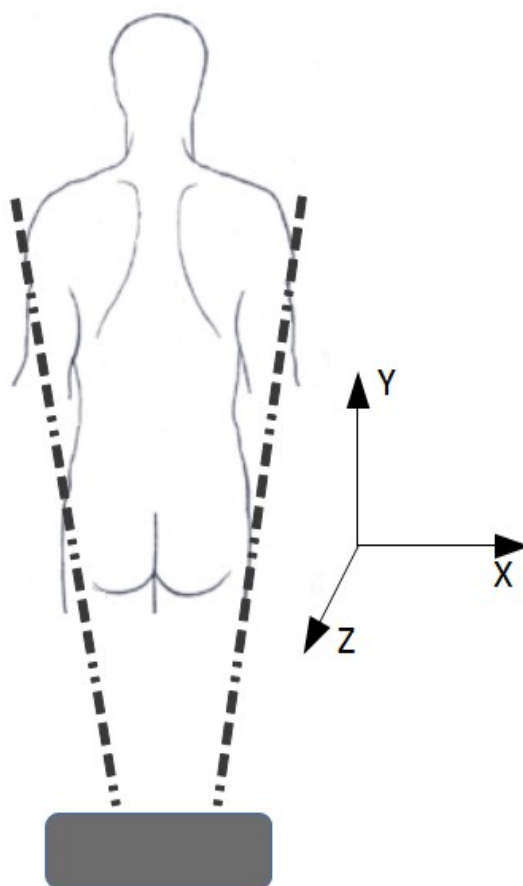
Ενότητα 4.1 Εισαγωγή

Η γωνία Cobb αποτελεί τον πλέον καθιερωμένο και αντικειμενικό τρόπο μέτρησης της σκολίωσης. Το μεγάλο μειονέκτημα αυτής της μεθόδου, είναι ότι χρειάζεται ακτινογραφίες της πλάτης του εξεταζόμενου για να μετρηθεί με ακριβή τρόπο. Έτσι ο εξεταζόμενος, που είναι κατά κύριο λόγο σε φάση σωματικής ανάπτυξης, εκτίθεται σε σημαντικά ποσά ιοντίζουσας ακτινοβολίας, προκαλώντας περαιτέρω προβλήματα.

Ο βασικότερος στόχος που τέθηκε κατά την έναρξη της παρούσας διπλωματικής εργασίας, είναι η μοντελοποίηση της γωνίας Cobb μέσω άλλων παραμέτρων. Αυτές οι παράμετροι θα εξάγονται παρατηρώντας τη μορφολογία της πλάτης του ασθενούς, συμπεριλαμβανομένων και των πιθανών παραμορφώσεων που προκαλεί η σκολίωση. Επιπρόσθετα, ένας άλλος στόχος ήταν να αυτοματοποιηθεί η όλη διαδικασία, αναπτύσσοντας λογισμικό το οποίο θα λαμβάνει τα 3D σημεία της πλάτης του ασθενούς και μετά από επεξεργασία τους, θα παρουσιάζει τις τιμές αυτών των παραμέτρων.

Ενότητα 4.2 Διαδικασία λήψης 3D σημείων

Η διαδικασία λήψης των δεδομένων περιλαμβάνει την αρχική τοποθέτηση του ασθενούς σε όρθια θέση μπροστά από τον αισθητήρα, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 4.1. Κατόπιν λαμβάνονται τα 3D σημεία μέσω της εφαρμογής Kinect Fusion Explorer-D2D, η οποία παρουσιάστηκε στην Ενότητα 3.5. Στο επόμενο στάδιο και με βάση τα ληφθέντα δεδομένα, υπολογίζονται οι παράμετροι.



Σχήμα 4.1: Τοποθέτηση ασθενούς μπροστά από τον αισθητήρα

Στις παρακάτω ενότητες περιγράφονται και παρουσιάζονται όλες οι παράμετροι που έχουν εξεταστεί ως υποψήφιος για τη μοντελοποίηση της γωνίας Cobb και εν συνεχεία παρουσιάζεται το αναπτυχθέν λογισμικό για την αυτοματοποίηση της διαδικασίας.

Ενότητα 4.3 Υπολογισμός Χαρακτηριστικών 3D PointCloud

Για τον ορισμό και τον υπολογισμό των παραμέτρων, χρειάζεται πρώτα να γίνει μια εκτίμηση των τοπικών χαρακτηριστικών τα οποία συλλαμβάνουν τη γεωμετρία της επιφάνειας. Τα τοπικά αυτά χαρακτηριστικά είναι τα κάθετα διανύσματα σε κάθε σημείο του PointCloud, καθώς επίσης και η καμπυλότητά τους.

4.3.1 Υπολογισμός Κάθετων Διανυσμάτων και Καμπυλότητας

Αν και υπάρχουν πολλές διαφορετικές μέθοδοι για τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων, εντούτοις η απλούστερη βασίζεται στην προσαρμογή ενός 3D επιπέδου πρώτης τάξης (first order 3D plane fitting), σε μια γειτονιά γύρω από το σημείο [18]. Το πρόβλημα του καθορισμού του κάθετου διανύσματος σε ένα σημείο της επιφάνειας, προσεγγίζεται από το πρόβλημα του υπολογισμού του κάθετου διανύσματος του εφαπτόμενου επιπέδου της επιφάνειας, στο σημείο ενδιαφέροντος. Αυτό με τη σειρά του ανάγεται σε ένα πρόβλημα ελαχίστων τετραγώνων.

Το εφαπτόμενο επίπεδο αναπαρίσταται ως ένα σημείο x και ένα κάθετο διάνυσμα \vec{n} . Τα σημεία p_i τα οποία ανήκουν στο επίπεδο, ικανοποιούν την εξίσωση 4.1.

$$(p_i - x) \cdot \vec{n} = 0 \quad (4.1)$$

Λαμβάνοντας

$$x = \bar{p} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k p_i \quad (4.2)$$

ως το κεντροειδές της γειτονιάς του εκάστοτε σημείου, η οποία καθορίζεται από τους k κοντινότερους γείτονες, η λύση για το \vec{n} δίνεται μέσω της εύρεσης των ιδιοτιμών και ιδιοδιανυσμάτων του πίνακα συνδιακύμανσης (covariance matrix):

$$C = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \xi_i (\mathbf{p}_i - \bar{\mathbf{p}})(\mathbf{p}_i - \bar{\mathbf{p}})^T \quad (4.3)$$

Ο όρος ξ_i αντιπροσωπεύει κάποιο πιθανό βάρος για το σημείο \mathbf{p}_i . Συνήθως όμως είναι ίσο με τη μονάδα.

Ελαχιστοποιώντας το κόστος

$$J = \sum_{i=1}^k [\vec{\mathbf{n}} \cdot (\mathbf{p}_i - \mathbf{p})]^2 \quad (4.4)$$

υπό τον περιορισμό

$$\|\vec{\mathbf{n}}\| = 1 \quad (4.5)$$

Προκύπτει ότι

$$C \cdot \vec{\mathbf{v}}_j = \lambda_j \cdot \vec{\mathbf{v}}_j, \quad j \in \{0, 1, 2\} \quad (4.6)$$

το οποίο είναι η εξίσωση εύρεσης ιδιοτιμών – ιδιοδιανυσμάτων.

Ο πίνακας C είναι συμμετρικός και θετικά ημιορισμένος, κατά συνέπεια οι ιδιοτιμές του είναι πραγματικές, $\lambda_j \in \mathbb{R}$. Αν επιπρόσθετα υπάρχει η εξής διάταξη: $0 \leq \lambda_0 \leq \lambda_1 \leq \lambda_2$, το ιδιοδιάνυσμα $\vec{\mathbf{v}}_0$ που αντιστοιχεί στην ιδιοτιμή λ_0 , είναι μια εκτίμηση του κάθετου διανύσματος $\vec{\mathbf{n}} = \{n_x, n_y, n_z\}$.

Επιπρόσθετα με τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων, η ανάλυση ιδιοτιμών – ιδιοδιανυσμάτων, που παρουσιάστηκε πιο πάνω, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εξάγουμε πληροφορία σχετικά με την καμπυλότητα της επιφάνειας γύρω από το σημείο \mathbf{p} . Γενικά υπάρχουν πολλοί τρόποι για να οριστεί η καμπυλότητα γύρω από ένα συγκεκριμένο σημείο, αλλά συνήθως χρειάζεται να έχει ήδη αναπαρασταθεί η επιφάνεια ως ένα τριγωνοποιημένο πλέγμα

(triangulated mesh) και όχι απλά σαν σημεία που προκύπτουν από δειγματοληψία.

Η καμπυλότητα εκφράζεται μέσω της Γκαουσιανής και μέσης καμπυλότητας (Gaussian and Mean Curvature) και μπορούν να υπολογιστούν ως εξής:

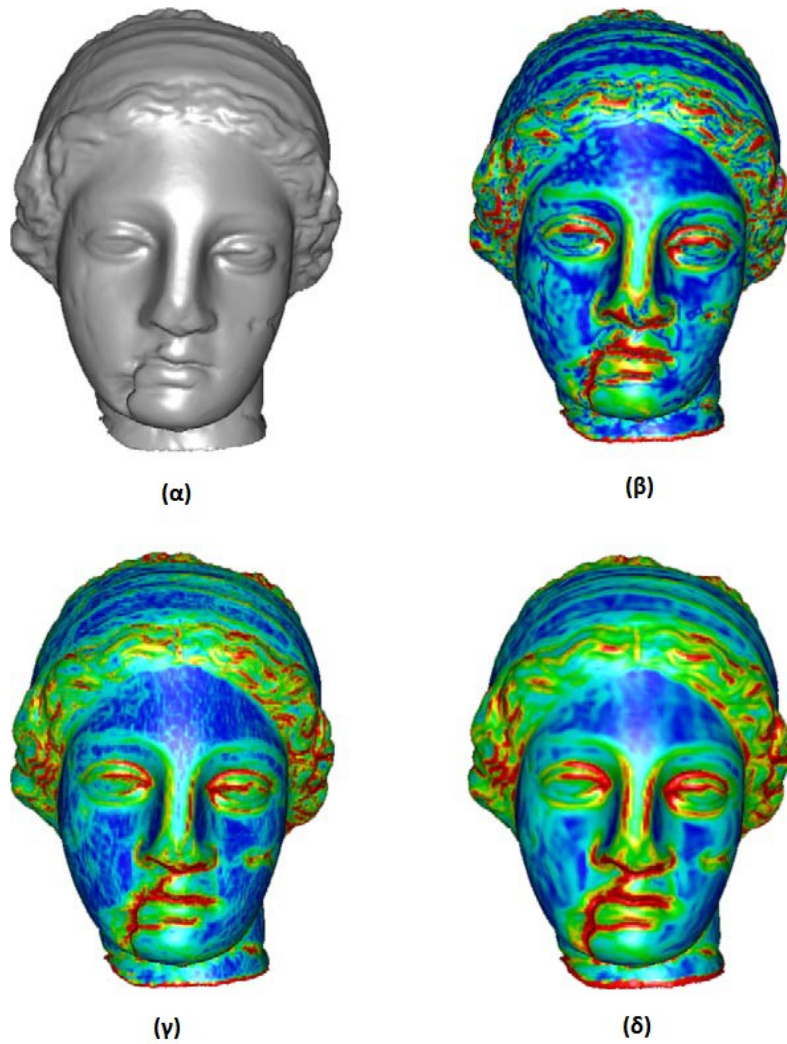
$$\begin{aligned} K &= k_1 k_2 \\ \bar{H} &= \frac{k_1 + k_2}{2} \end{aligned} \tag{4.7}$$

όπου k_1, k_2 είναι οι κύριες καμπυλότητες (principal curvatures) της επιφάνειας.

Δυστυχώς όμως οι πιο πάνω εκφράσεις είναι ευαίσθητες στην παρουσία θορύβου και έτσι δεν μπορούν να υπολογιστούν κατ' ευθείαν από το σύνολο των σημείων. Μια λύση είναι να χρησιμοποιηθούν οι ιδιοτιμές λ_j του covariance matrix C ως προσέγγιση της τοπικής μεταβολής της επιφάνειας γύρω από το σημείο \mathbf{p} . Αν $\lambda_0 = \min(\lambda_j)$, η μεταβολή του σημείου \mathbf{p} κατά μήκος του κάθετου διανύσματος \vec{n} μπορεί να υπολογιστεί ως:

$$\sigma_p = \frac{\lambda_0}{\lambda_0 + \lambda_1 + \lambda_2} \tag{4.8}$$

Αυτός ο λόγος μεταξύ της ελάχιστης ιδιοτιμής και του αθροίσματος των ιδιοτιμών προσεγγίζει την αλλαγή της καμπυλότητας σε μια γειτονιά γύρω από το σημείο \mathbf{p} και είναι αμετάβλητος σε κλιμάκωση της επιφάνειας. Μικρές τιμές του σ_p υποδεικνύουν ότι όλα τα σημεία στη γειτονιά του \mathbf{p} ανήκουν στο εφαπτόμενο επίπεδο της επιφάνειας [18]. Ένα παράδειγμα των τιμών που λαμβάνει ο λόγος σ_p σε σύγκριση με τις αντίστοιχες τιμές της καμπυλότητας, φαίνεται στο Σχήμα 4.2 [19]. Στο Σχήμα 4.2β υπολογίζεται η καμπυλότητα με αναλυτικό τρόπο, προσαρμόζοντας κυβικές επιφάνειες στο σύνολο των σημείων της γειτονιάς. Στα Σχήματα 4.2γ και 4.2δ, παρουσιάζονται οι τιμές του λόγου σ_p για διαφορετικά μεγέθη της γειτονιάς. Όπως φαίνεται, ο τρόπος αυτός μπορεί να υπολογίζει την καμπυλότητα της επιφάνειας με πολύ καλή ακρίβεια.



Σχήμα 4.2: Σύγκριση της επιφάνειας της καμπυλότητας και του λόγου σ_p (α) αρχική επιφάνεια (β) αναλυτικός υπολογισμός της καμπυλότητας (γ) και (δ): τιμές του λόγου σ_p ανάλογα με τη γειτονιά που χρησιμοποιείται

Για τον υπολογισμό των καθέτων διανυσμάτων και της καμπυλότητας, χρησιμοποιήθηκε η βιβλιοθήκη PCL [20], η οποία είναι υλοποιημένη στη γλώσσα C++ και υλοποιεί τους προαναφερθέντες τρόπους υπολογισμού των χαρακτηριστικών ενός 3D PointCloud.

Ενότητα 4.4 Ορισμός Παραμέτρων

4.4.1 Δείκτης 1 - Κλίση Κορμού (ind_1)

Η κλίση του κορμού (ind_1), ορίζεται ως η στροφή του κορμού περί τον άξονα Z [3]. Για τον υπολογισμό της ακολουθείται η εξής μεθοδολογία. Αρχικά απομονώνονται οι περιοχές της δεξιάς και αριστερής ωμοπλάτης ($Area_{right}, Area_{left}$) αντίστοιχα και στη συνέχεια εντοπίζονται τα μέγιστα σύμφωνα με τις σχέσεις 4.9. Εδώ να σημειωθεί ότι ως μέγιστα νοούνται τα σημεία τα οποία έχουν μέγιστη τιμή κατά τον άξονα Z.

$$\begin{aligned} M_1 &= \max_Z (Area_{right}) \\ M_2 &= \max_Z (Area_{left}) \end{aligned} \quad (4.9)$$

Για να είναι εύρωστος ο υπολογισμός αυτής της παραμέτρου, (από άποψη ύπαρξης θορύβου), εντοπίζονται όλα τα σημεία που βρίσκονται εντός σφαίρας με ακτίνα r και κέντρο τα M_1, M_2 , αντίστοιχα:

$$\begin{aligned} M_1^{new} &= \{(x, y, z) : (x - x_{M_1})^2 + (y - y_{M_1})^2 + (z - z_{M_1})^2 \leq r^2\} \\ M_2^{new} &= \{(x, y, z) : (x - x_{M_2})^2 + (y - y_{M_2})^2 + (z - z_{M_2})^2 \leq r^2\} \end{aligned} \quad (4.10)$$

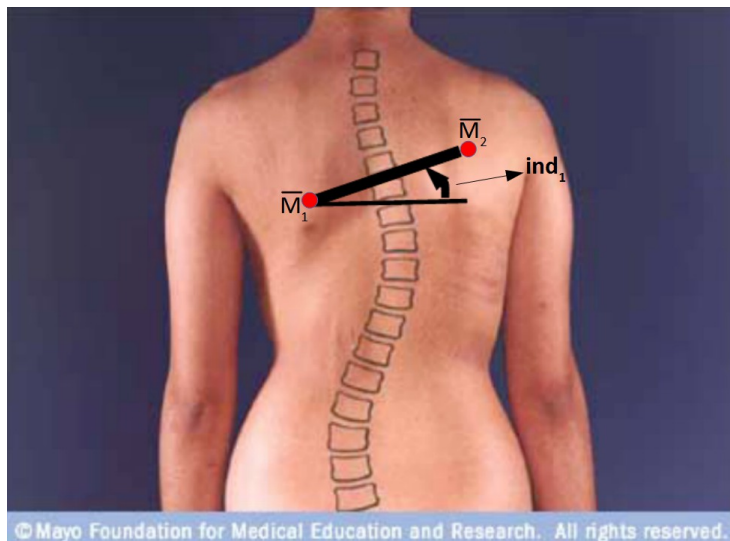
Κατόπιν λαμβάνεται η ενδιάμεση τιμή (*median*) των M_1^{new}, M_2^{new} , ως τα αντιπροσωπευτικά σημεία για τις δύο αυτές περιοχές:

$$\begin{aligned} \overline{M}_1 &= (\overline{x}_1, \overline{y}_1, \overline{z}_1) = median\{M_1^{new}\} \\ \overline{M}_2 &= (\overline{x}_2, \overline{y}_2, \overline{z}_2) = median\{M_2^{new}\} \end{aligned} \quad (4.11)$$

Μετά την εύρεση των δύο αντιπροσωπευτικών σημείων των περιοχών, υπολογίζεται η γωνία με βάση τη σχέση 4.12.

$$ind_1 = \arctan\left(\frac{\bar{y}_1 - \bar{y}_2}{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}\right) \quad (4.12)$$

Στο Σχήμα 4.3 φαίνονται τα σημεία που λαμβάνονται υπόψιν κατά τον υπολογισμό της παραμέτρου ind_1 , καθώς επίσης και η γωνία που μετράται.



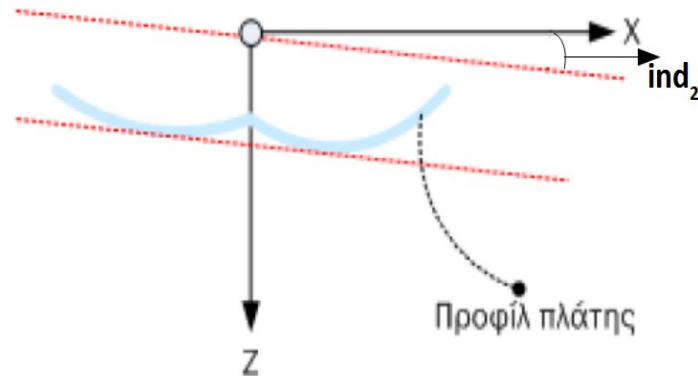
Σχήμα 4.3: Σημεία που λαμβάνονται υπόψιν και υπολογισμός της παραμέτρου ind_1

4.4.2 Δείκτης 2 - Στροφή Κορμού (ind_2)

Η στροφή του κορμού ορίζεται ως η γωνία στροφής περί τον άξονα Y. Η μεθοδολογία υπολογισμού της αντίστοιχης παραμέτρου ind_2 ακολουθεί τα ίδια βήματα με τον υπολογισμό της παραμέτρου ind_1 . Η διαφοροποίηση εντοπίζεται στον τελικό υπολογισμό της, όπως φαίνεται και στη σχέση 4.13.

$$ind_2 = \arctan\left(\frac{\bar{z}_1 - \bar{z}_2}{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}\right) \quad (4.13)$$

Στο Σχήμα 4.4 φαίνεται το προφίλ της πλάτης με επισημασμένη τη γωνία που μετράται μέσω της παραμέτρου ind_2 .



Σχήμα 4.4: Υπολογισμός γωνίας στροφής περί τον άξονα Y.

4.4.3 Δείκτης 3 - Ασυμμετρία Ώμων (ind_3)

Μέσω αυτού του δείκτη επιχειρείται να μετρηθεί κατά πόσο οι ώμοι του εξεταζόμενου είναι ασύμμετροι. Όπως έχει αναφερθεί και στην Ενότητα 2.4, η ασυμμετρία των ώμων είναι ένα ακόμα οπτικό χαρακτηριστικό, το οποίο παρέχει ισχυρές ενδείξεις που υποδεικνύει ότι ο εξεταζόμενος πάσχει από ιδιοπαθή σκολίωση. Προς αυτή την κατεύθυνση λοιπόν, εντοπίζονται αρχικά τα σημεία τα οποία ανήκουν στον κάθε ένα ώμο. Ο εντοπισμός τους είναι εύκολος, καθώς τα σημεία αυτά αποτελούν τμήμα του συνόρου του PointCloud. Αφού εντοπιστούν τα σημεία, μοντελοποιείται η καμπύλη του ώμου (Σχήμα 4.5) με ένα πολυώνυμο και κατόπιν υπολογίζεται η καμπυλότητα της καμπύλης αυτής. Τέλος συγκρίνονται οι δύο καμπυλότητες και εξάγεται ο βαθμός ομοιότητάς τους. Περαιτέρω λεπτομέρειες παρουσιάζονται στη συνέχεια.



© Mayo Foundation for Medical Education and Research. All rights reserved.
 Σχήμα 4.5: Σημεία που ανήκουν στους δύο ώμους (κόκκινο χρώμα) και μοντελοποίηση της καμπύλης στην οποία ανήκουν (μαύρο χρώμα)

Η καμπυλότητα μιας καμπύλης $\gamma(t)=(x(t), y(t))$ στο καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων, ορίζεται σύμφωνα με τη σχέση 4.14.

$$k = \frac{\dot{x}\ddot{y} - \dot{y}\ddot{x}}{(\dot{x}^2 + \dot{y}^2)^{3/2}} \quad (4.14)$$

όπου $\dot{x} = \frac{dx(t)}{dt}$, $\dot{y} = \frac{dy(t)}{dt}$, $\ddot{x} = \frac{d^2x(t)}{dt^2}$, $\ddot{y} = \frac{d^2y(t)}{dt^2}$

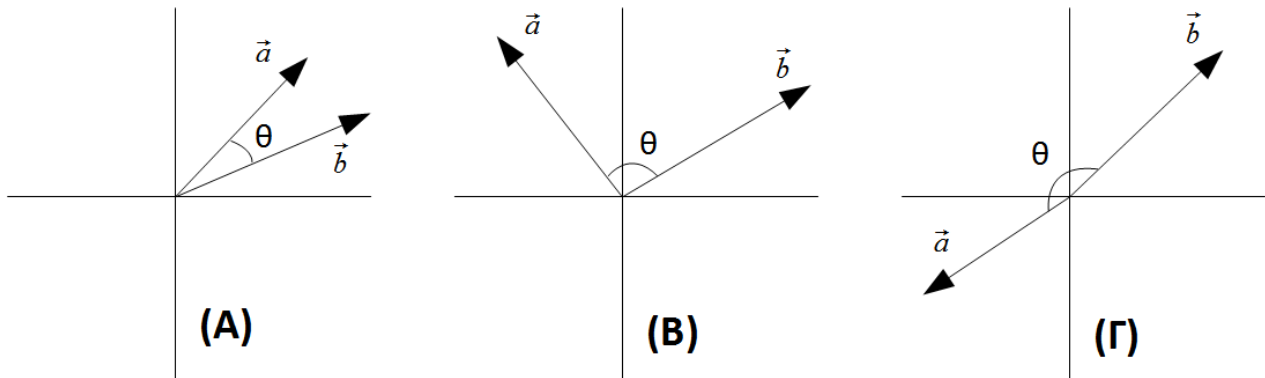
Η σύγκριση των καμπυλοτήτων γίνεται χρησιμοποιώντας την ομοιότητα συνημιτόνου, η οποία ορίζεται με τον παρακάτω τρόπο:

Δοθέντων δύο διανυσμάτων \vec{a}, \vec{b} , η ομοιότητα συνημιτόνου ορίζεται να είναι:

$$\text{ομοιότητα} = \cos(\theta) = \frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{\|\vec{a}\| \cdot \|\vec{b}\|} \quad (4.15)$$

Το αποτέλεσμα βρίσκεται εντός του διαστήματος $[-1, +1]$, όπου -1 σημαίνει ότι τα

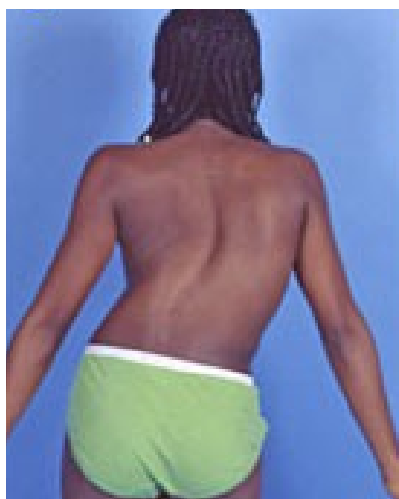
διανύσματα \vec{a}, \vec{b} είναι ακριβώς αντίθετα, το $+1$ σημαίνει ότι είναι ακριβώς τα ίδια ενώ το 0 σημαίνει ότι είναι ανεξάρτητα, δηλαδή κάθετα. Οι ενδιάμεσες τιμές ομοιότητας υποδεικνύουν διαφορετικού βαθμού ομοιότητα μεταξύ των δύο διανυσμάτων (Σχήμα 4.6).



Σχήμα 4.6: (Α) Τα διανύσματα είναι αρκετά όμοια επομένως η ομοιότητα συνημιτόνου θα είναι κοντά στο $+1$ (Β) Τα διανύσματα είναι κάθετα, επομένως η ομοιότητά τους θα είναι 0 (Γ) Τα διανύσματα είναι αντίθετα, δίνοντας ως αποτέλεσμα στην ομοιότητα το -1

4.4.4 Δείκτης 4 - Διαφοροποίηση Πλευρών του Κορμού (ind_4)

Επιπρόσθετα με την ασυμμετρία των ώμων υπάρχει και ένα άλλο οπτικό χαρακτηριστικό: η μετατόπιση του κορμού από τον κάθετο άξονα. Αυτό είναι ιδιαίτερα εμφανές παρατηρώντας τις πλευρές του κορμού, όπου φαίνεται ότι δεν είναι σε μια σχετική ευθεία αλλά υπάρχει κάποιας μορφής στρέβλωση (Σχήμα 4.7). Εργαζόμενοι όπως και προηγουμένως, εντοπίζονται τα σημεία τα οποία ανήκουν στη δεξιά και αριστερή πλευρά αντίστοιχα. Κατόπιν γίνεται μοντελοποίηση της κάθε μιας καμπύλης, υπολογίζεται η καμπυλότητα η ομοιότητα συνημιτόνου. Όσο πιο κοντά στον αριθμό $+1$ είναι αυτός ο δείκτης, τότε τόσο πιο ευθυγραμμισμένο είναι το κεφάλι πάνω από τη μέση και κατά συνέπεια οι πλευρές του κορμού έχουν την ίδια μορφή. Επομένως η σπονδυλική στήλη δε θα έχει παθολογική κύρτωση, υποδεικνύοντας ότι ο εξεταζόμενος είναι υγιής.



Σχήμα 4.7: Στρέβλωση πλευρών του κορμού



Σχήμα 4.8: Σημεία που ανήκουν στις δύο πλευρές του κορμού (κόκκινο χρώμα) και μοντελοποίησή της καμπύλης στην οποία ανήκουν (μαύρο χρώμα)

4.4.5 Δείκτης 5 - Απόκλιση Δεξιάς και Αριστερής Ωμοπλάτης - (α) (ind_5)

Για να μοντελοποιηθούν οι παραμορφώσεις, ιδιαίτερα στο άνω μέρος της επιφάνειας της πλάτης, υπολογίζεται η παράμετρος ind_5 . Μέσω αυτής της παραμέτρου μετράται η απόκλιση μεταξύ της δεξιάς και της αριστερής ωμοπλάτης. Αρχικά ορίζεται ένα ορθογώνιο, με πλευρές a_1, a_2 γύρω από τα μέγιστα σημεία $\overline{M}_1, \overline{M}_2$ σύμφωνα με τη σχέση 4.16.

$$\begin{aligned} rect_1 &= \{(x, y, z) : |x - \bar{x}_1| \wedge |y - \bar{y}_1| \leq a_1\} \\ rect_2 &= \{(x, y, z) : |x - \bar{x}_2| \wedge |y - \bar{y}_2| \leq a_2\} \end{aligned} \quad (4.16)$$

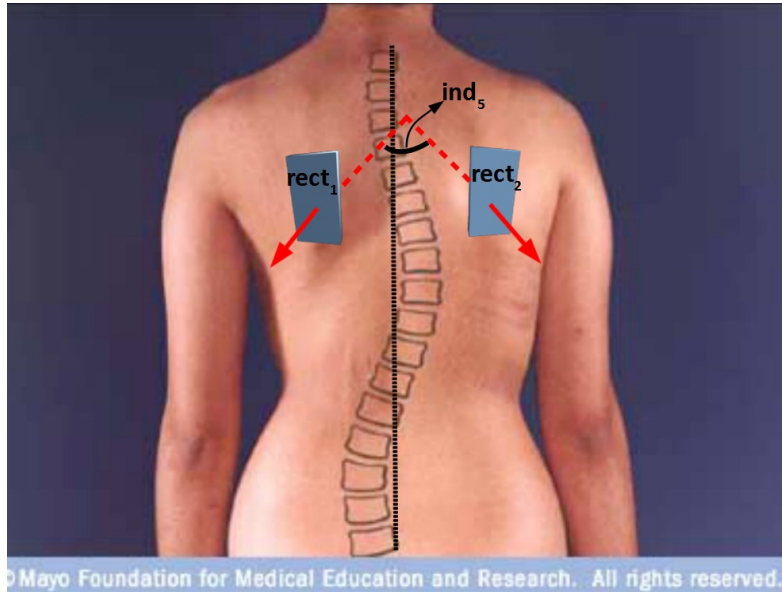
Αφού ληφθούν τα σημεία τα οποία ανήκουν στα δύο ορθογώνια $rect_1, rect_2$ αντίστοιχα, υπολογίζεται η παράμετρος ind_5 με δύο τρόπους:

- (α) Με χρήση της μεθόδου ελαχίστων τετραγώνων, υπολογίζεται η εξίσωση του βέλτιστου επιπέδου (*best-fitting-plane*) και για τις δύο ορθογώνιες περιοχές. Στη συνέχεια, λαμβάνονται τα δύο κάθετα διανύσματα των επιπέδων \vec{n}_1, \vec{n}_2 αντίστοιχα και υπολογίζουμε την μεταξύ τους γωνία σύμφωνα με τη σχέση 4.17.

$$ind_5 = \arccos\left(\frac{\vec{n}_1 \cdot \vec{n}_2}{\|\vec{n}_1\| \cdot \|\vec{n}_2\|}\right) \quad (4.17)$$

- (β) Στο δεύτερο τρόπο, γίνεται υπολογισμός των κάθετων διανυσμάτων των κόμβων του πλέγματος, οι οποίοι ανήκουν στα ορθογώνια $rect_1, rect_2$. Κατόπιν, ως αντιπροσωπευτικό κάθετο διάνυσμα αυτών των περιοχών, λαμβάνεται η μέση τιμή των διανυσμάτων που ανήκουν σε αυτές. Στη συνέχεια ο υπολογισμός της γωνίας γίνεται και πάλι με χρήση της σχέσης 4.17.

Στο Σχήμα 4.9 παρουσιάζονται οι ορθογώνιες περιοχές $rect_1, rect_2$ καθώς επίσης και η γωνία η οποία μετράται.



© Mayo Foundation for Medical Education and Research. All rights reserved.
 Σχήμα 4.9: Υπολογισμός παραμέτρου ind_5

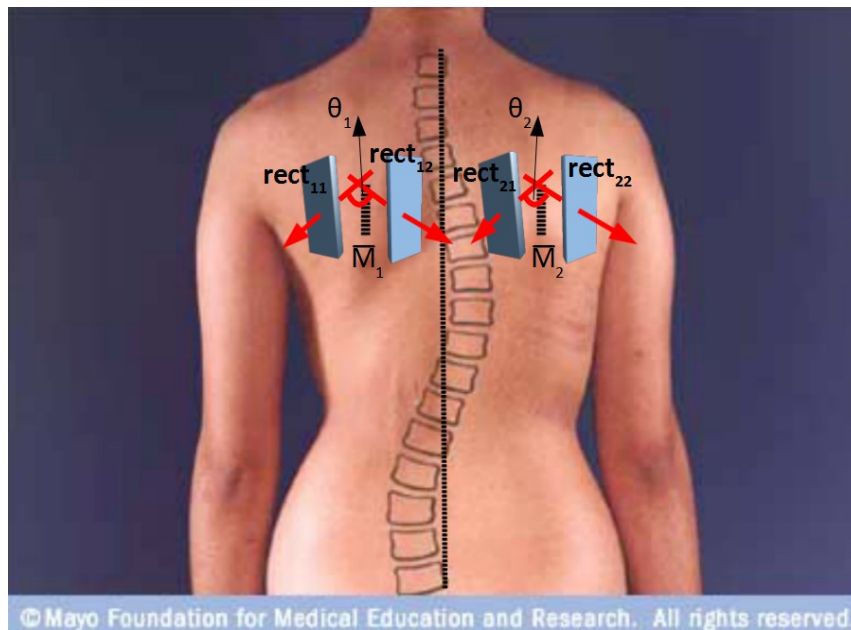
4.4.6 Δείκτης 6 - Απόκλιση Δεξιάς και Αριστερής Ωμοπλάτης - (β) (ind_6)

Επιδιώκοντας μεγαλύτερη σαφήνεια στην μοντελοποίηση των παραμορφώσεων που δημιουργεί η σκολίωση στο άνω μέρος της επιφάνειας της πλάτης, χωρίζεται η δεξιά και αριστερή ωμοπλάτη σε δύο ακόμα περιοχές η κάθε μια. Ο επιπρόσθετος διαχωρισμός γίνεται με βάση τον κανόνα 4.18.

$$\begin{aligned}
 rect_{11} &= \{(x, y, z) : x \leq \bar{x}_1 \quad x \in rect_1\} \\
 rect_{12} &= \{(x, y, z) : x > \bar{x}_1 \quad x \in rect_1\} \\
 rect_{21} &= \{(x, y, z) : x \leq \bar{x}_2 \quad x \in rect_2\} \\
 rect_{22} &= \{(x, y, z) : x > \bar{x}_2 \quad x \in rect_2\}
 \end{aligned} \tag{4.18}$$

Έτσι, υπολογίζεται η γωνία των κάθετων διανυσμάτων μεταξύ του αριστερού μέρους της δεξιάς ωμοπλάτης και του δεξιού μέρους της δεξιάς ωμοπλάτης. Αντίστοιχα υπολογίζεται η γωνία των κάθετων διανυσμάτων μεταξύ του αριστερού μέρους της αριστερής ωμοπλάτης και του δεξιού μέρους της αριστερής ωμοπλάτης. Στο Σχήμα 4.10 παρουσιάζεται ο τρόπος υπολογισμού αυτής της παραμέτρου, η οποία αποτελείται από δύο τιμές. Δηλαδή:

$$ind_6 = \{\theta_1, \theta_2\} \tag{4.19}$$



Σχήμα 4.10: Υπολογισμός παραμέτρου ind_6

4.4.7 Δείκτης 7 - Διαφορά Όγκου Μεταξύ Δεξιάς και Αριστερής Πλάτης (ind_7)

Όπως αναφέρθηκε και στην Ενότητα 2.4, ένα σημαντικό σύμπτωμα της σκολίωσης είναι η εξέχουσα θέση του δεξιού τμήματος της πλάτης σε σύγκριση με το αριστερό. Με αυτή την παράμετρο (ind_7), επιδιώκεται να ποσοτικοποιηθεί αυτή η ασυμμετρία πέραν από τον υπολογισμό της γωνίας στροφής, όπως γίνεται στην υποενότητα 4.4.2. Πιο συγκεκριμένα, θεωρείται ότι η επιφάνεια της πλάτης μοντελοποιείται από μια συνάρτηση $z=f(x, y)$, η οποία είναι σε διακριτή μορφή, έχουμε δηλαδή ένα πεπερασμένο σύνολο σημείων που την περιγράφουν. Κάτω από αυτή τη θεώρηση, η συνάρτηση περιγραφής της επιφάνειας της πλάτης μεταβάλλεται ως εξής: $z_k=f(x_k, y_k)$, $k=1, \dots, N$. Εν συνεχεία, χωρίζεται η πλάτη στο δεξί και αριστερό μέρος και για κάθε ένα από αυτά ακολουθείται η εξής διαδικασία:

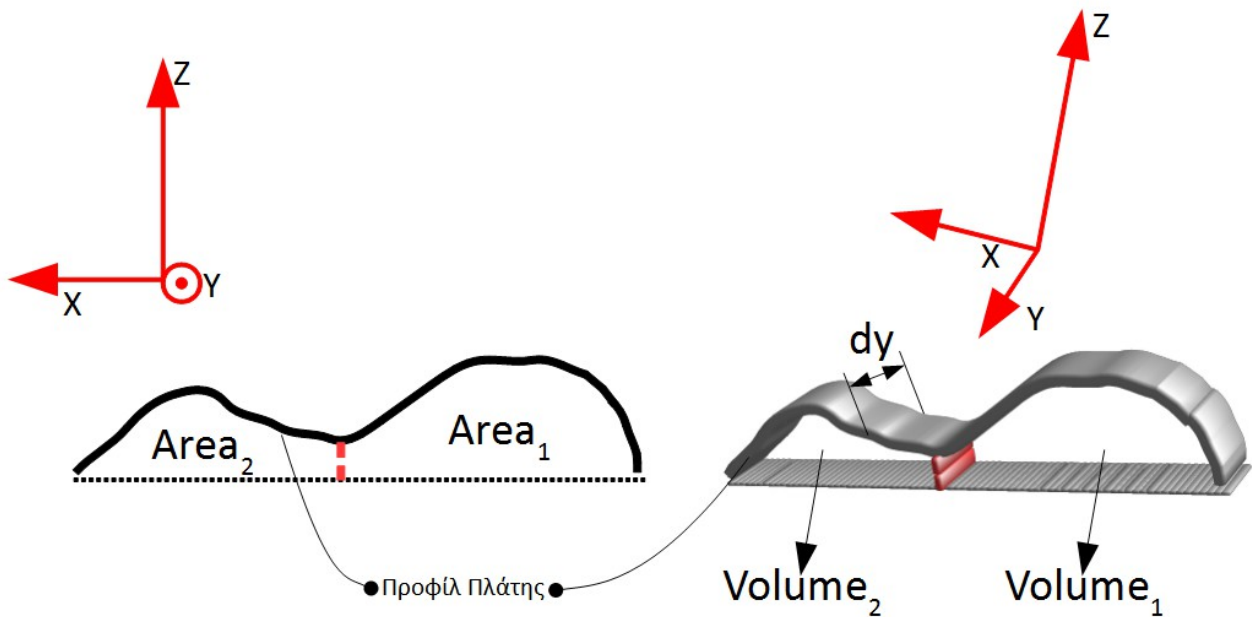
Θεωρούμε αρχικά, κατά τον άξονα Y, μια μικρή λωρίδα dy της πλάτης. Κατόπιν υπολογίζεται το εμβαδόν κάτω από όλα τα σημεία που ανήκουν σε αυτή τη λωρίδα, θεωρώντας ότι αποτελούν μια καμπύλη στον 3D χώρο. Ο υπολογισμός του εμβαδού γίνεται με τον προσεγγιστικό τύπο τραπεζίου:

$$Area = (z_i + z_{i+1}) \left(\frac{x_{i+1} - x_i}{2} \right) \quad (4.20)$$

Στη συνέχεια, πολλαπλασιάζεται το εμβαδόν με dy για να προκύψει ο όγκος που περικλείει εκείνο το συγκεκριμένο τμήμα της πλάτης. Με αυτό τον τρόπο υπολογίζεται ο συνολικός όγκος στο δεξιό και το αριστερό μέρος της πλάτης και υπολογίζεται η διαφορά τους. Η διαφορά αυτή αποτελεί την παράμετρο ind_7 .

$$Volume = Area \cdot dy \Rightarrow ind_7 = Volume_1 - Volume_2 \quad (4.21)$$

Στο Σχήμα 4.11 παρουσιάζεται αυτή μεθοδολογία. Στα αριστερά φαίνεται ο υπολογισμός του εμβαδού και στα δεξιά ο υπολογισμός του όγκου.



Σχήμα 4.11: Σχηματικό διάγραμμα υπολογισμού του όγκου κάτω από την επιφάνεια της πλάτης

4.4.8 Δείκτης 8 - Μοντελοποίηση Γωνίας Cobb (ind_8)

Όπως έχει αναφερθεί και στην Ενότητα 4.1, η κύρια προσπάθεια είναι η μοντελοποίηση της γωνίας Cobb έχοντας μόνο παρατηρήσεις από την επιφάνεια της πλάτης. Για να μοντελοποιηθεί η γωνία Cobb χρειάζεται αρχικά η εύρεση της θέσης της σπονδυλικής στήλης. Αυτό είναι εν γένει ένα δύσκολο πρόβλημα, καθώς δεν είναι εμφανής η θέση των σπονδύλων παρατηρώντας μόνο την επιφάνεια της πλάτης, εκτός ίσως από κάποιες λίγες περιπτώσεις. Σε αυτό το πρόβλημα έχουν προταθεί αλγόριθμοι για την αυτόματη εύρεση της θέσης της σπονδυλικής στήλης από τους Dregur και Hierholzer [21] και L. Di Angelo, P. Di Stefano και M. G. Vinciguerra [22]. Η δεύτερη αποτελεί και μια εναλλακτική προσέγγιση στο πρόβλημα σε σχέση με την πρώτη. Στην παρούσα διπλωματική εργασία, έχουν υλοποιηθεί και οι δύο αλγόριθμοι, οι οποίοι θα παρουσιαστούν στις επόμενες παραγράφους. Κατόπιν θα γίνει η περιγραφή της μοντελοποίησης της γωνίας Cobb.

Οι Dregur και Hierholzer [21] βασίζονται στην ανάλυση της συμμετρίας που έχουν οι οριζόντιες λωρίδες της πλάτης. Δηλαδή, ο αλγόριθμός τους, τεμαχίζει την πλάτη του ασθενούς με επίπεδα που είναι κάθετα στον άξονα Y, δημιουργώντας λωρίδες. Για κάθε ένα σημείο το οποίο ανήκει σε αυτή τη λωρίδα υπολογίζεται μια πλευρική συνάρτηση ασυμμετρίας A (*Lateral Asymmetry Function - LAF*). Η ελάχιστη τιμή της συνάρτησης A (εντός της συγκεκριμένης λωρίδας), αναγνωρίζει το σημείο $\vec{p}=(x, y, z)$, το οποίο αναπαριστά καλύτερα τη συμμετρία και άρα ανήκει στη σπονδυλική στήλη. Η διαδικασία υπολογισμού της συνάρτησης A καθώς και η εύρεση του σημείου στο οποίο λαμβάνει ελάχιστο, επαναλαμβάνεται για όλες τις λωρίδες. Τέλος, τα σημεία τα οποία έχουν υπολογιστεί, σχηματίζουν μια καμπύλη η οποία προσεγγίζει τη θέση και τη μορφή της σπονδυλικής στήλης.

Πιο συγκεκριμένα, έστω σημείο \vec{p} , το οποίο ανήκει σε μια λωρίδα της πλάτης. Η LAF ως προς το σημείο $\vec{p}(\xi)$ ορίζεται ως:

$$A(\mathbf{p}) = \frac{1}{L_o} \int_{u=0}^{L_o/2} a(u) \partial u \quad (4.22)$$

όπου L_o είναι ένα μήκος αναφοράς, δηλαδή ένα είδος μέτρησης της γειτονιάς του \vec{p} μέσα

στην οποία γίνεται ο έλεγχος του κατά πόσο είναι το \vec{p} το συμμετρικό σημείο της εκάστοτε λωρίδας. Οι μερικές συνεισφορές $a(u)$ υπολογίζονται σε σημεία που βρίσκονται συμμετρικά του \vec{p} , δεξιά και αριστερά, σύμφωνα με τη σχέση:

$$a(u) = (H_l - H_r)^2 + \frac{(G_l^2 - 2G_l G_r \cos(2\varepsilon) + G_r^2)}{2} \quad (4.23)$$

όπου:

- $H =$ μέση καμπυλότητα, $H_l = H(\xi - u)$, $H_r = H(\xi + u)$
- $G =$ καμπυλότητα Gauss, $G_l = G(\xi - u)$, $G_r = G(\xi + u)$
- ξ είναι η τετμημένη του σημείου \vec{p} , του καμπυλόγραμμου συστήματος συντεταγμένων
- $\varepsilon = \varphi_l - \varphi_r$, είναι η διαφορά μεταξύ των γωνιακών προσανατολισμών της κύριας καμπυλότητας δεξιά και αριστερά του \vec{p} ($k_{i,l}$ και $k_{i,r}$, με $i=1,2$).

Εφόσον η πιο πάνω μέθοδος βασίζεται στον υπολογισμό των καμπυλοτήτων της επιφάνειας της πλάτης, ο οποίος εμπλέκει παραγώγους 2^{ης} τάξης, είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος στην παρουσία θορύβου που εισάγεται κατά τη διαδικασία λήψης των 3D σημείων από τον αισθητήρα. Επιπρόσθετα είναι εξαιρετικά δύσκολο να αφαιρεθεί αυτός ο θόρυβος χωρίς να επηρεαστεί σημαντικά η μορφολογία και η γεωμετρία της σαρωμένης επιφάνειας [22].

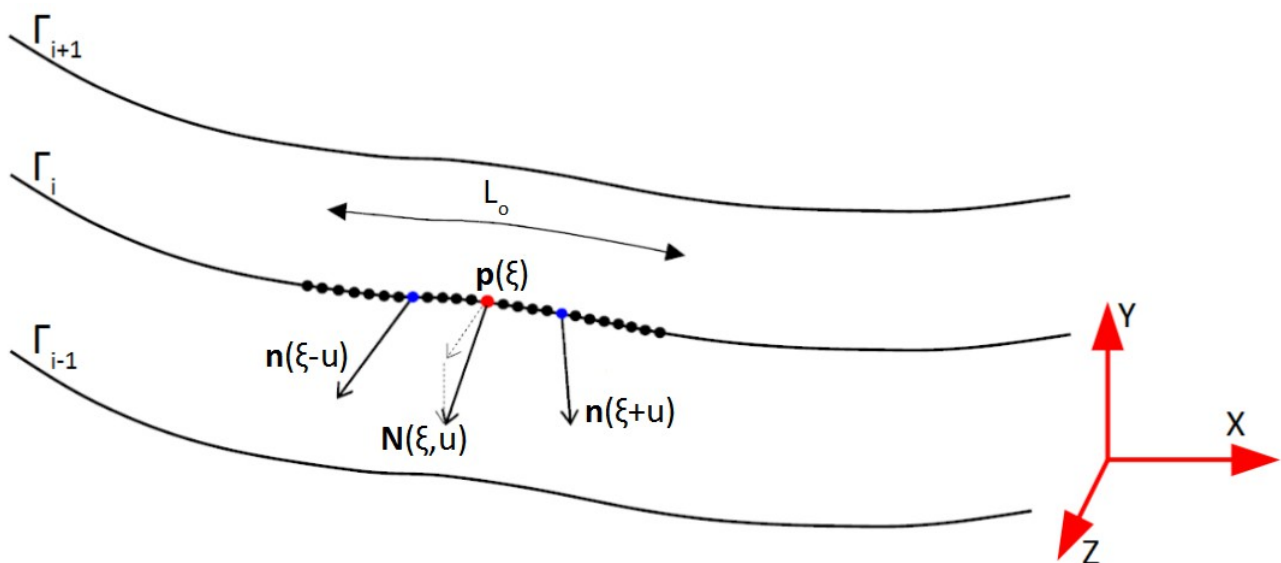
Για το λόγο αυτό, οι L. Di Angelo, P. Di Stefano και M. G. Vinciguerra στο [22], πρότειναν μια μέθοδο η οποία βασίζεται στα κάθετα διανύσματα των κόμβων του 3D πλέγματος. Επομένως δε χρειάζεται να υπολογιστούν καθόλου παράγωγοι και κατά συνέπεια η μέθοδος αυτή είναι πιο ανθεκτική στην ύπαρξη θορύβου. Παρόλα αυτά η βασική ιδέα του αλγορίθμου είναι η ίδια με προηγουμένως. Δηλαδή, τα σημεία της σπονδυλικής στήλης είναι συμμετρικά ως προς κάποια άλλα σε μια γειτονιά, βάσει ενός κριτηρίου που έχει ορισθεί. Παρακάτω γίνεται εκτενέστερη ανάλυση του αλγορίθμου αυτού.

Η πλάτη του ασθενούς τεμαχίζεται με επίπεδα τα οποία είναι κάθετα στον άξονα Y. Για κάθε μία

από τις καμπύλες Γ_i που λαμβάνονται, υπολογίζεται η συνάρτηση ασυμμετρίας $S(\xi, L_o)$. Η συνάρτηση αυτή επιβεβαιώνει την υπόθεση ότι, μια παραμετρική καμπύλη $\Gamma_i(\xi)$ μιας διάστασης, είναι συμμετρική στο σημείο $\vec{p}(\xi)$, συγκρίνοντας τις κατευθύνσεις των κάθετων διανυσμάτων σε αντίθετα σημεία της καμπύλης ($\vec{p}(\xi+u)$ και $\vec{p}(\xi-u)$), τα οποία είναι τοποθετημένα συμμετρικά ως προς το $\vec{p}(\xi)$. Αν το $\vec{p}(\xi)$ είναι συμμετρικό σημείο τότε το διάνυσμα $\vec{N}(\xi, L_o)$ που δίνεται από τη σχέση 4.24, είναι αμετάβλητο για οποιαδήποτε τιμή της παραμέτρου u .

$$\vec{N}(\xi, u) = \frac{\vec{n}(\xi+u) + \vec{n}(\xi-u)}{|\vec{n}(\xi+u) + \vec{n}(\xi-u)|} \quad (4.24)$$

Η πιο πάνω διαδικασία φαίνεται και στο Σχήμα 4.12.



Σχήμα 4.12: Ορισμός του διανύσματος $N(\xi, u)$

Τα κάθετα διανύσματα $\vec{n}(u)$, καθώς επίσης και το διάνυσμα $\vec{N}(\xi, u)$, αναλύονται ως προς το επίπεδο που τεμαχίζει την επιφάνεια, σε συνιστώσες $n_x(u), n_z(u)$ και $N_x(\xi, u), N_z(\xi, u)$ αντίστοιχα.

Με βάση αυτή την ανάλυση, οι μέσες τιμές των N_x, N_z στο τμήμα της καμπύλης που ενδιαφέρει, είναι:

$$\begin{aligned}\overline{N}_x(\xi, L_o) &= \frac{1}{L_o} \int_{u=0}^{L_o/2} N_x(\xi, u) du \\ \overline{N}_z(\xi, L_o) &= \frac{1}{L_o} \int_{u=0}^{L_o/2} N_z(\xi, u) du\end{aligned}\tag{4.25}$$

Οι τυπικές αποκλίσεις της κάθε συνιστώσας του διανύσματος $\vec{N}(\xi, u)$ είναι:

$$\begin{aligned}\sigma_{N_x}(\xi, L_o) &= \left(\frac{1}{L_o} \int_{u=0}^{L_o/2} (N_x(\xi, u) - \overline{N}_x)^2 du \right)^{1/2} \\ \sigma_{N_z}(\xi, L_o) &= \left(\frac{1}{L_o} \int_{u=0}^{L_o/2} (N_z(\xi, u) - \overline{N}_z)^2 du \right)^{1/2}\end{aligned}\tag{4.26}$$

Τέλος, η συνάρτηση ασυμμετρίας $S(\xi, L_o)$ στο σημείο $\vec{p}(\xi)$ ορίζεται να είναι η:

$$S(\xi, L_o) = \sqrt{\sigma_{N_x}^2 + \sigma_{N_z}^2}\tag{4.27}$$

Η συνάρτηση $S(\xi, L_o)$ παίρνει την τιμή μηδέν στα σημεία εκείνα τα οποία είναι τέλεια συμμετρικά σε μια γειτονιά. Όμως σε πραγματικές πλάτες ασθενών αυτό δεν ισχύει και η συνάρτηση $S(\xi, L_o)$ δεν είναι μηδέν. Για το λόγο αυτό υπολογίζεται το σημείο $\vec{p}(\xi)$ στο οποίο αυτή έχει την ελάχιστη τιμή. Αυτό το συγκεκριμένο σημείο αντιπροσωπεύει καλύτερα τη συμμετρία της καμπύλης Γ_i και επομένως είναι το πιο πιθανό σημείο για να βρίσκεται η σπονδυλική στήλη.

Έχοντας βρει τα σημεία τα οποία υποδεικνύουν τη θέση της σπονδυλικής στήλης, χρειάζεται η εύρεση της εξίσωσης που την περιγράφει. Αντί να έχουμε μια εξίσωση της μορφής $f(x, y, z)$ που να εμπλέκει και τις τρεις συντεταγμένες, έχουμε δύο εξισώσεις $y=f_1(x), z=f_2(y)$. Η πρώτη ($f_1(x)$) λαμβάνεται προβάλλοντας τα σημεία στο επίπεδο XY και η δεύτερη ($f_2(y)$)

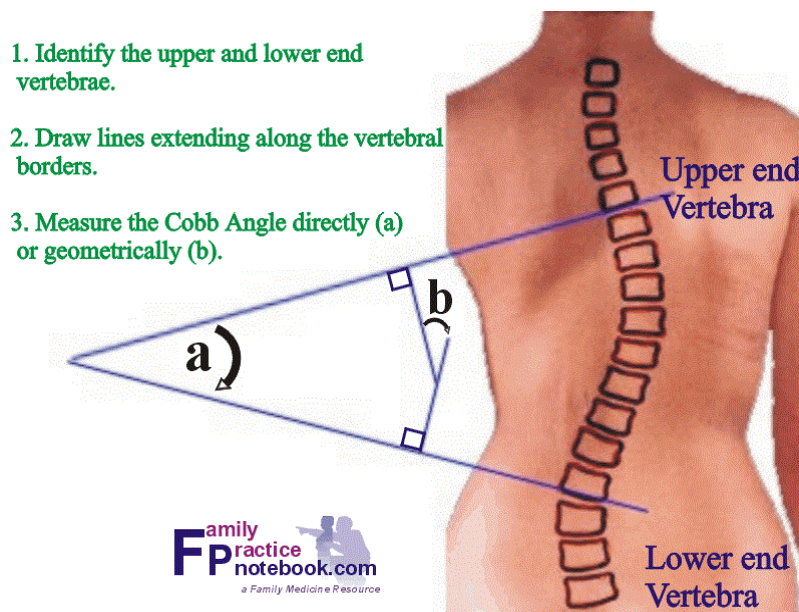
προβάλλοντας τα στο επίπεδο YZ. Ο λόγος που γίνεται αυτός ο διαχωρισμός είναι για να έχουμε καλύτερα μοντελοποιημένες τις παραμορφώσεις της σπονδυλικής στήλης, καθώς επίσης και για να είναι ευκολότερο να ανιχνευθούν τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά της. Έχουμε βρει ότι οι συναρτήσεις f_1, f_2 πρέπει να είναι πολυώνυμα 6^{ου} βαθμού καθώς χρησιμοποιώντας αυτά, το μέσο τετραγωνικό σφάλμα είναι μικρότερο ή ίσο με άλλες πιο πολύπλοκες προσεγγίσεις, όπως για παράδειγμα σειρά Fourier.

Στη συνέχεια και για την μοντελοποίηση της γωνίας Cobb θεωρούμε τη συνάρτηση $f_1(x, y)$.

Η μέτρηση της γωνίας Cobb (δεδομένου ότι είναι διαθέσιμες οι ακτινογραφίες) γίνεται σε τρία βήματα:

- (α) επιλέγεται ο σπόνδυλος με τη μεγαλύτερη κλίση στο πάνω και κάτω μέρος της σπονδυλικής στήλης
- (β) φέρονται παράλληλες ευθείες από τους σπονδύλους αυτούς
- (γ) μετράται η γωνία Cobb είτε απευθείας, είτε φέροντας κάθετες στις παράλληλες ευθείες και μετρώντας τη γωνία μεταξύ αυτών των ευθειών.

Η διαδικασία αυτή φαίνεται και στο Σχήμα 4.13.



Σχήμα 4.13: Διαδικασία μέτρησης γωνίας Cobb

Επομένως για να υπάρξει πλήρης αυτοματοποίηση κατά τη διαδικασία υπολογισμού της γωνίας Cobb, τα σημεία όπου βρίσκονται οι σπόνδυλοι με τη μεγαλύτερη κλίση υπολογίζονται με προσεγγιστικό τρόπο. Στα σημεία εκείνα φέρονται οι εφαπτόμενες στην καμπύλη $f_1(x, y)$ και ο υπολογισμός της γωνίας Cobb γίνεται, σύμφωνα με τη σχέση:

$$ind_8 = Cobb = \arctan\left(\frac{\lambda_1 - \lambda_2}{1 + \lambda_1 \lambda_2}\right) \quad (4.28)$$

όπου λ_1, λ_2 οι κλίσεις των εφαπτόμενων στη σπονδυλική στήλη και ισούνται με τις κλίσεις των καθέτων που φέρονται για να υπολογιστεί η γωνία b , όπως φαίνεται και στο Σχήμα 4.13.

4.4.9 Διόρθωση Θέσης Σπονδυλικής Στήλης

Η εφαρμογή των αλγορίθμων για την εύρεση της θέσης της σπονδυλικής στήλης, που παρουσιάστηκαν στο 4.4.8, δίνουν συχνά, ως αποτέλεσμα, σημεία τα οποία δεν είναι ιδιαίτερα αντιπροσωπευτικά για τη σπονδυλική στήλη. Αυτό οφείλεται στο ότι οι αλγόριθμοι επηρεάζονται από άλλα σημεία τα οποία τελικά αλλοιώνουν το αποτέλεσμα. Για το λόγο αυτό, εφαρμόζεται μια τεχνική βασισμένη σε ενεργές καμπύλες [23], με σκοπό να γίνει διόρθωση των ανιχνευθέντων σημείων, με βάση κάποια τοπικά χαρακτηριστικά της επιφάνειας της πλάτης. Παρακάτω γίνεται παρουσίαση και επεξήγηση της διαδικασίας διόρθωσης των σημείων.

Στον Πίνακα 4.4.1 παρουσιάζεται μια σύνοψη των συμβολισμών και της ονοματολογίας που χρησιμοποιείται, για τον ορισμό της ενεργής καμπύλης.

Συμβολισμός	Επεξήγηση
$\vec{s}(i) = (x(i), y(i), z(i))$	Διάνυσμα που αντιπροσωπεύει τις 3D συντεταγμένες του i-οστού σημείου της ενεργής καμπύλης
$L(y)$	Απόσταση που μετράται από την επιφάνεια της πλάτης μέχρι το κέντρο του σπονδύλου, ως συνάρτηση της θέσης κατά μήκος της σπονδυλικής στήλης
$\vec{T}(i)$	Διάνυσμα στρέψης στο i-οστό σημείο της ενεργής καμπύλης
$\vec{n}(i)$	Κάθετο διάνυσμα στο i-οστό σημείο της ενεργής καμπύλης
$\vec{t}(i)$	Εφαπτόμενο διάνυσμα στο i-οστό σημείο της ενεργής καμπύλης
$\vec{b}(i)$	Δευτερεύον διάνυσμα στο i-οστό σημείο της ενεργής καμπύλης
S	Ευκλείδεια απόσταση μεταξύ των σπονδύλων C_7 και L_4
$\rho(y)$	Αξονική περιστροφή των σπονδύλων

Πίνακας 4.4.1: Ονοματολογία που χρησιμοποιείται για την ενεργή καμπύλη

Για να εφαρμοστεί μια ενεργή καμπύλη θα πρέπει πρώτα να καθοριστεί κάποιο κόστος το οποίο και θα ελαχιστοποιηθεί. Τα σημεία τα οποία ελαχιστοποιούν το κόστος αυτό είναι και τα τελικά σημεία που λαμβάνονται ως σπονδυλική στήλη.

4.4.9.1 Κόστος Κάμψης

Έχοντας ορίσει ως $\vec{s}(i) = (x(i), y(i), z(i))$ την αναπαράσταση των 3D συντεταγμένων στο i-οστό σημείο της ενεργής καμπύλης ($2 \leq i \leq n-1$), το κόστος κάμψης (bending cost) υπολογίζεται ως εξής:

$$C_{bending} = |\vec{s}(i+1) - 2\vec{s}(i) + \vec{s}(i-1)|^2 \quad (4.29)$$

4.4.9.2 Κόστος Συστροφής

Με σκοπό να οριστεί μια 3D ευθεία με ένα σαφή τρόπο, πρέπει να συμπεριληφθεί στο ενεργειακό κόστος, πληροφορία σχετικά με τη στρέψη της καμπύλης. Το κόστος συστροφής (torsion cost) ορίζεται σύμφωνα με την εξίσωση 4.30.

$$C_{torsion} = (\text{sign}(\vec{T}(i)) |\vec{T}(i)|)^2 \quad (4.30)$$

όπου

$$\vec{T}(i) = \frac{\vec{b}(i+1) - \vec{b}(i-1)}{2} \quad (4.31)$$

και

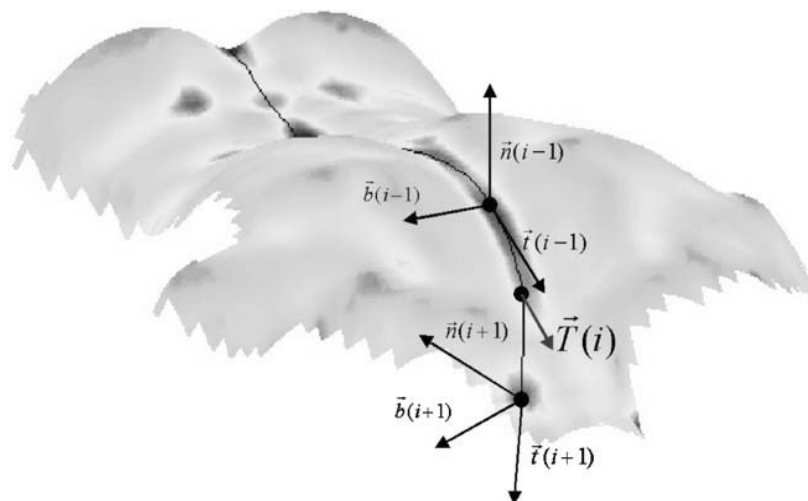
$$\text{sign}(\vec{T}(i)) = \text{sign}((\vec{b}(i-1) \times \vec{b}(i+1)) \cdot \vec{T}(i)) \quad (4.32)$$

είναι το πρόσημο της συστροφής στο σημείο i .

Το εφαπτόμενο διάνυσμα \vec{t} και το κάθετο διάνυσμα \vec{n} δίνουν τα δευτερεύοντα διανύσματα \vec{b} ως εξής:

$$\begin{aligned} \vec{b}(i-1) &= \vec{t}(i-1) \times \vec{n}(i-1) \\ \vec{b}(i+1) &= \vec{t}(i+1) \times \vec{n}(i+1) \end{aligned} \quad (4.33)$$

Ο υπολογισμός των πιο πάνω διανυσμάτων φαίνεται και στο Σχήμα 4.14.



Σχήμα 4.14: Υπολογισμός της στρέψης στο i -οστό σημείο της ενεργής καμπύλης, ξεκινώντας από τα κάθετα διανύσματα $\mathbf{n}(i-1)$, $\mathbf{n}(i+1)$ και τα δευτερεύοντα διανύσματα $\mathbf{b}(i-1)$, $\mathbf{b}(i+1)$ στα σημεία $\mathbf{s}(i-1)$, $\mathbf{s}(i+1)$.

4.4.9.3 Επιπρόσθετο Μηχανικό Κόστος

Εκτός από τα δύο προαναφερθέντα κόστη, είναι επιθυμητό να εισαχθεί ακόμα ένα, το οποίο μοντελοποιεί τη σχέση μεταξύ των πλευρικών αποκλίσεων x_m (lateral deviations) και αξονικών περιστροφών ρ (axial rotations). Αυτή η σχέση έχει μελετηθεί στο [24] και βρέθηκε να είναι:

$$x_m = x_s + L(y) \sin(\rho(y)) \quad (4.34)$$

όπου, το $L(y)$ λαμβάνεται [25] από τη σχέση:

$$L(y) = 0.132 \cdot V - 0.035 \cdot y \quad (4.35)$$

όπου V είναι μια σταθερά που εκφράζει την απόσταση από το σπόνδυλο μέχρι την επιφάνεια της πλάτης. Σύμφωνα με το [25] το $L(y)$ δε χρειάζεται να είναι γνωστό με μεγάλη ακρίβεια. Οι αξονικές περιστροφές ρ παρουσιάζονται εκτενέστερα στο [26] και ο υπολογισμός τους γίνεται με τον παρακάτω τρόπο:

Χωρίζεται η πλάτη σε οριζόντιες λωρίδες και σε κάθε μία λαμβάνεται το μέγιστο (ως προς τον άξονα Z) δεξιά και αριστερά. Εν συνεχεία ενώνονται τα σημεία αυτά με μια ευθεία και υπολογίζεται η κάθετη σε αυτήν ευθεία. Τέλος η αξονική περιστροφή είναι η γωνία μεταξύ της κάθετης ευθείας και του άξονα Z.

Με βάση τα πιο πάνω, το επιπρόσθετο μηχανικό κόστος ορίζεται ως:

$$C_{constraint} = \left(\rho(y(i)) - \frac{3.400 \cdot x_m(y(i))}{S} \right)^2 \quad (4.36)$$

όπου με $S = d(C_7, C_4)$ συμβολίζεται η ευκλείδεια απόσταση μεταξύ των σπονδύλων C_7 και L_4 .

4.4.9.4 Κόστος Ισαπεχόντων Σημείων

Κατά τη διάρκεια των υπολογισμών, υπάρχει πιθανότητα κάποια σημεία να οδηγηθούν σε τμήματα της επιφάνειας τα οποία απέχουν κατά πολύ για να αποτελούν τμήμα της σπονδυλικής στήλης. Για αυτό το λόγο εισάγεται ένα κόστος για να κρατήσει τα σημεία σε ίσες αποστάσεις μεταξύ τους. Το κόστος αυτό ορίζεται από την παρακάτω εξίσωση:

$$C_{equidistant}(i) = \left(\frac{|\vec{s}(i) - \vec{s}(i-1)| - l_{equi}}{dy} \right)^2 \quad (4.37)$$

όπου $l_{equi} = \frac{l_{spine}}{n-1}$

4.4.9.5 Ελαχιστοποίηση Τελικού Κόστους

Το πρόβλημα της ελαχιστοποίησης συνίσταται στο να βρεθούν εκείνα τα σημεία της πλάτης, τα οποία έχουν το ελάχιστο τελικό κόστος, το οποίο ορίζεται ως εξής:

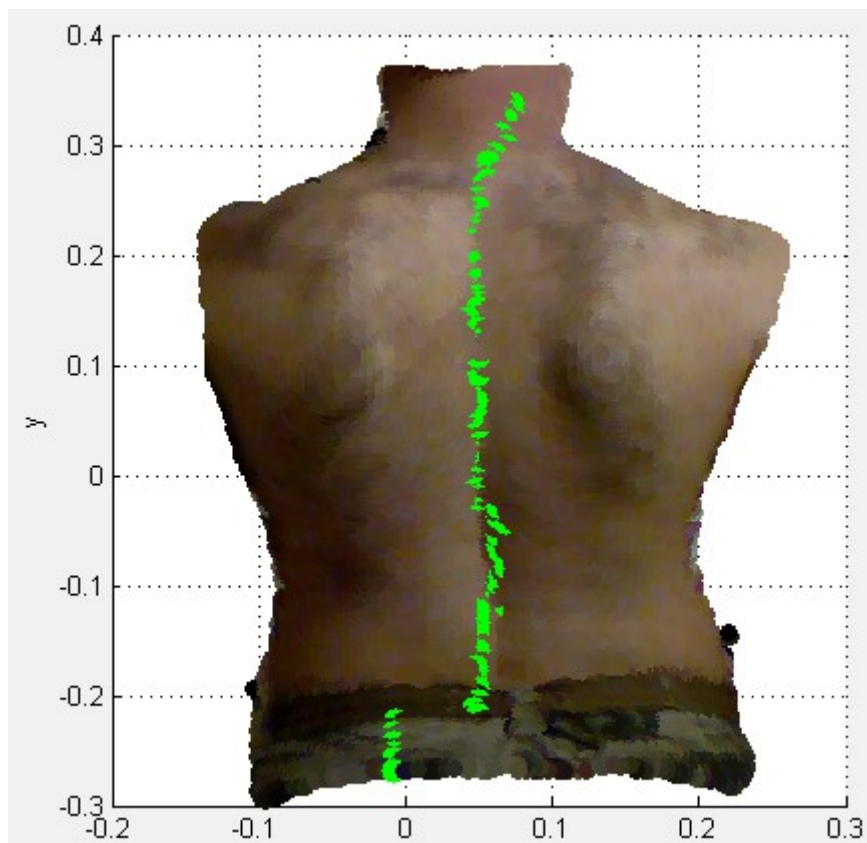
$$C_{total} = \sum_{i=1}^n [\alpha_1 C_{bending}(i) + \alpha_2 C_{torsion}(i) + \alpha_3 C_{equidistant}(i) + \alpha_4 C_{constraint}(i)] \quad (4.38)$$

Για την ελαχιστοποίηση του κόστους 4.38, έχουν προταθεί κάποιοι αλγόριθμοι από τους [27] και [28]. Στο [27] αναφέρεται κάποιος τρόπος βασισμένος σε δυναμικό προγραμματισμό, που όμως έχει πολυπλοκότητα $O(nm^3)$, όπου n είναι το πλήθος των σημείων και m η γειτονιά στην οποία γίνεται η αναζήτηση για την ελαχιστοποίηση του κόστους. Στο [28] προτείνεται η εξαντλητική εξερεύνηση όλων των σημείων, η οποία έχει πολυπλοκότητα $O(nm)$. Σε αυτή τη διπλωματική εργασία έχει υλοποιηθεί ο δεύτερος τρόπος, όπου έχει γίνει περιορισμός ως προς το πλήθος των σημείων που εξετάζονται. Δηλαδή γίνεται ο υπολογισμός του κόστους για σημεία τα οποία βρίσκονται εντός ενός διαστήματος $[-\alpha, \alpha]$ (κατά τον άξονα X), το οποίο διάστημα είναι

κεντραρισμένο στο κάθε σημείο της σπονδυλικής στήλης, που ανιχνεύθηκε με τους αλγόριθμους που παρουσιάστηκαν στην υποενότητα 4.4.8.

4.4.9.6 Επιπρόσθετη Επεξεργασία Σημείων Σπονδυλικής Στήλης

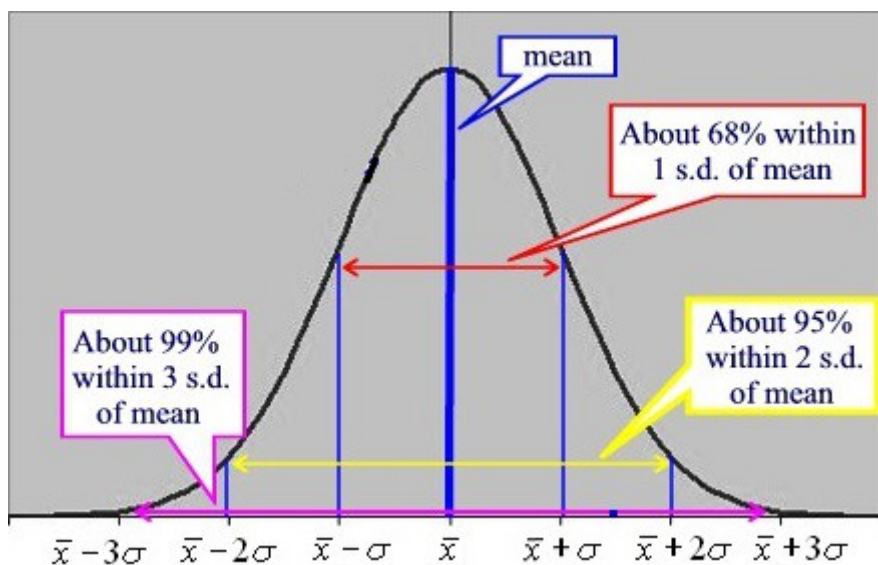
Οι αλγόριθμοι για τον εντοπισμό της σπονδυλικής στήλης, που παρουσιάστηκαν στην Ενότητα 4.4.8, καθώς επίσης και η διόρθωση της θέσης της (Ενότητα 4.4.9), δε δίνουν πάντα ακριβή αποτελέσματα. Παρατηρήθηκε ότι σε αρκετές περιπτώσεις εντοπιζονταν σημεία τα οποία απείχαν πολύ από το να ανήκουν στη σπονδυλική στήλη και επιπλέον η ενεργή καμπύλη αδυνατούσε να διορθώσει τα σημεία αυτά. Μια τέτοια περίπτωση παρουσιάζεται στο Σχήμα 4.15



Σχήμα 4.15: Λανθασμένη θέση των σημείων στο κάτω μέρος της πλάτης.

Εδώ παρατηρείται ότι κάποια σημεία στο κάτω μέρος έχουν σημαντική μετατόπιση κατά τον άξονα Χ. Για να έχουμε καλύτερα αποτελέσματα, τα σημεία που είναι αρκετά μακριά από όλα τα υπόλοιπα, φιλτράρονται και έτσι δε λαμβάνονται υπόψη στους μετέπειτα υπολογισμούς. Αυτό γίνεται θεωρώντας το ιστόγραμμα των σημείων κατά τον άξονα Χ. Στη συνέχεια υποθέτουμε ότι τα σημεία αυτά ακολουθούν κανονική κατανομή και υπολογίζουμε τη μέση τιμή και τυπική απόκλιση κατά μήκος του άξονα Χ. Τα σημεία που απορρίπτονται είναι εκείνα που δεν ανήκουν στο διάστημα $[\mu - r \cdot \sigma, \mu + r \cdot \sigma]$. Η παράμετρος r καθορίζει το εύρος στο οποίο θα επεκτείνεται το διάστημα αποδοχής των σημείων. Μετά από πειραματισμούς, βρήκαμε ότι αυτή η παράμετρος πρέπει να είναι $r = 1.5$.

Στο Σχήμα 4.16 [29] φαίνεται η γραφική παράσταση της κανονικής κατανομής, μαζί με το ποσοστό της πληροφορίας που περιέχεται κάτω από αυτήν, για τις διάφορες τιμές της παραμέτρου r .

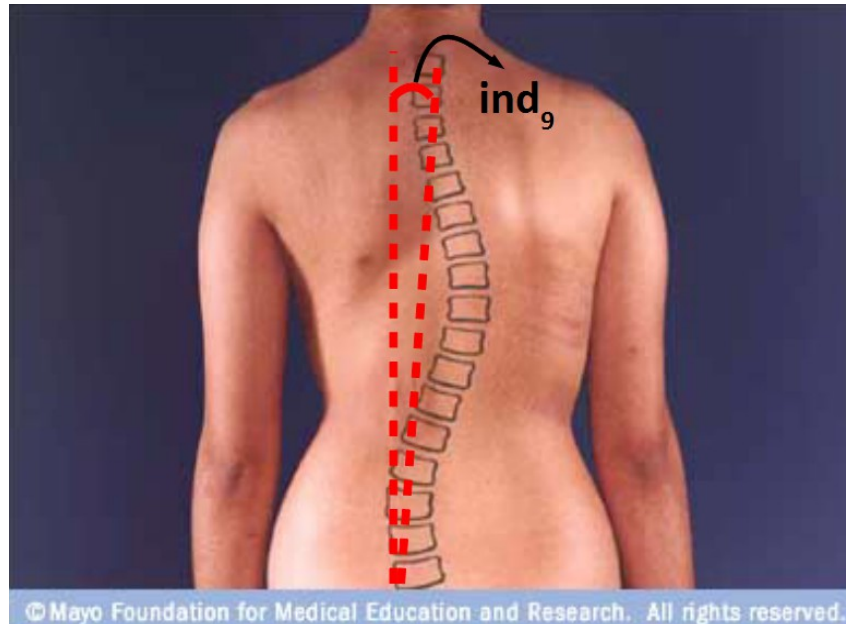


Σχήμα 4.16: Κανονική κατανομή και ποσότητα πληροφορίας που περιέχεται κάτω από αυτήν, σε διάφορα εύρη τιμών στον άξονα Χ

4.4.10 Δείκτης 9 - Απόκλιση από τον Κάθετο Άξονα (ind_9)

Ένα εκ των οπτικών χαρακτηριστικών το οποίο υποδεικνύει την ύπαρξη σκολίωσης, είναι το γεγονός ότι το κεφάλι δεν είναι ακριβώς ευθυγραμμισμένο πάνω από τη λεκάνη. Έτσι παρατηρείται μια μετατόπιση του κορμού προς τα δεξιά ή προς τα αριστερά, όπως έχει

αναφερθεί και στην Ενότητα 2.4. Για το λόγο αυτό, εισάγουμε την παράμετρο ind_9 (Σχήμα 4.17), η οποία έχει σαν στόχο να ποσοτικοποιήσει αυτή την απόκλιση.



Σχήμα 4.17: Η παράμετρος ind_9 μοντελοποιεί την μη ευθυγράμμιση του κεφαλιού πάνω από τη λεκάνη

4.4.11 Δείκτης 10 - Απόκλιση Σπονδυλικής Στήλης από Ιδανική (ind_{10})

Μια άλλη παράμετρος η οποία μας επιτρέπει την ποσοτικοποίηση της κύρτωσης της σπονδυλικής στήλης, είναι η μέτρηση του πόσο αποκλίνει από την μη σκολιωτική σπονδυλική στήλη. Αυτό γίνεται εισάγοντας την παράμετρο ind_{10} , στην οποία περιέχονται οι αποστάσεις της ιδανικής σπονδυλικής στήλης από την πραγματική, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 4.18. Σε αυτό παρουσιάζονται με κόκκινο χρώμα τα σημεία που ανιχνεύθηκαν ως σπονδυλική στήλη (Ενότητα 4.4.8) ενώ με πορτοκαλί είναι το 6^ο βαθμού πολυώνυμο (συνάρτηση $f_1(x)$) προσαρμοσμένο στα ανιχνευθέντα σημεία. Επίσης με μαύρο χρώμα φαίνεται η θέση στην οποία θεωρείται ότι θα έπρεπε να βρίσκεται η σπονδυλική στήλη εάν ο ασθενής δεν έπασχε από σκολίωση. Η θέση αυτή υπολογίζεται ως εξής: χωρίζεται η πλάτη, κατά τον κατακόρυφο άξονα Y , σε λωρίδες πάχους dy και σε κάθε μία υπολογίζεται το μέσον της σύμφωνα με τη σχέση 4.39.

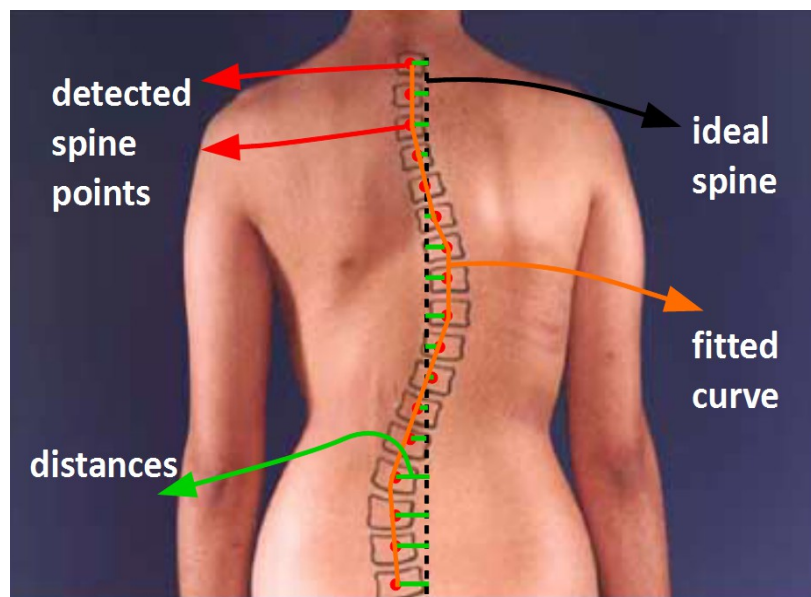
$$m = \frac{\max \{ dy \} + \min \{ dy \}}{2} \quad (4.39)$$

Τέλος, με πράσινο χρώμα φαίνονται οι αποστάσεις της σπονδυλικής του ασθενούς από την ιδανική.

Τελικά η παράμετρος ind_{10} υπολογίζεται ως το άθροισμα όλων των επιμέρους αποστάσεων.

$$ind_{10} = \sum_i dist(real_spine, detected_spine | dy_i) \quad (4.40)$$

Η επιμέρους απόσταση $dist(real_spine, detected_spine | dy)$, που φαίνεται στη σχέση 4.40, είναι η απόσταση της μη σκολιωτικής σπονδυλικής στήλης από την σκολιωτική σε ένα δεδομένο πάχος dy .

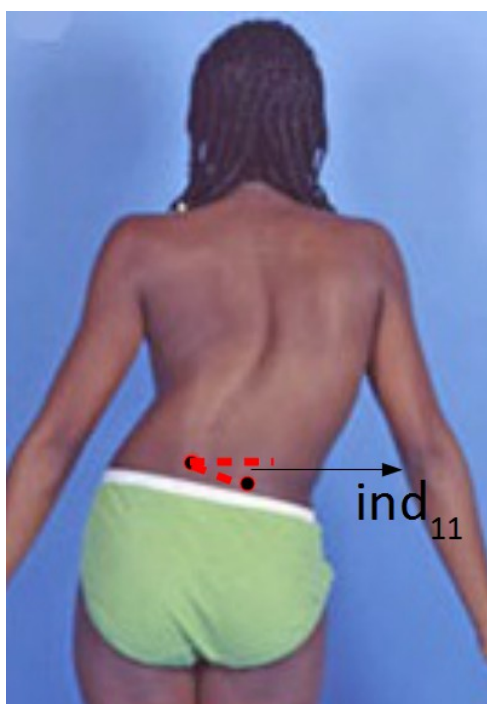


© Mayo Foundation for Medical Education and Research. All rights reserved.

Σχήμα 4.18: Παράμετρος ind_{10} . Με κόκκινο χρώμα φαίνονται τα σημεία που ανιχνεύθηκαν ως σπονδυλική στήλη, με πορτοκαλί είναι η καμπύλη προσαρμοσμένη στα σημεία αυτά, με μαύρο είναι η θέση της μη σκολιωτικής σπονδυλικής στήλης και με πράσινο είναι οι αποστάσεις μεταξύ μη σκολιωτικής και σκολιωτικής σπονδυλικής στήλης

4.4.12 Δείκτης 11 – Ανισοϋψές Ισχίο (ind_{11})

Όταν υπάρχει κύρτωση της σπονδυλικής στήλης, ένα ακόμα χαρακτηριστικό που φαίνεται στην πλάτη του ασθενούς, είναι το ότι τα ισχία είναι σε διαφορετικό ύψος. Για το λόγο αυτό, εισάγεται η παράμετρος ind_{11} η οποία μετρά ουσιαστικά τη διαφορά ύψους των ισχίων σαν γωνία. Αυτό φαίνεται στο Σχήμα 4.19. Τα σημεία στη μέση του εξεταζόμενου που φαίνονται με μαύρο χρώμα, επιλέγονται από το χρήστη της εφαρμογής μέσω κατάλληλου γραφικού περιβάλλοντος.

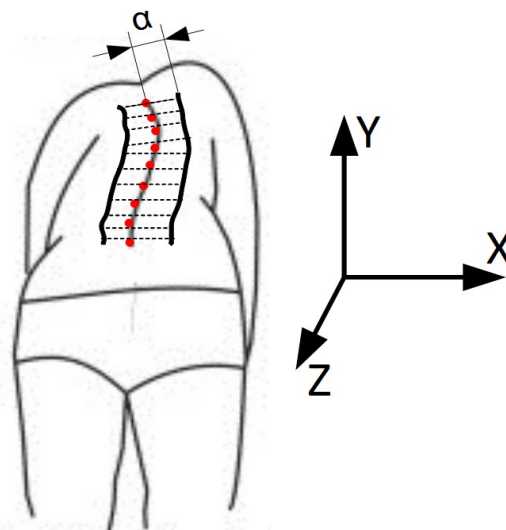


Σχήμα 4.19: Μέτρηση διαφοράς ύψους ισχίων (ind_{11})

4.4.13 Δείκτης 12 - Μοντελοποίηση Χρήσης Σκολιόμετρου (ind_{12})

Όπως έχει αναφερθεί και στην Ενότητα 2.6.1, το σκολιόμετρο χρησιμοποιείται κατά κόρον από τους ορθοπεδικούς για να μετρηθεί η στροφή του κορμού. Πρόκειται για έναν έλεγχο που γίνεται με σκοπό να εντοπιστούν εκείνα τα περιστατικά, τα οποία χρήζουν περαιτέρω διερεύνησης. Θέλοντας να εισάγουμε και αυτή την πληροφορία, μαζί με τις υπόλοιπες παραμέτρους, θεωρούμε την παράμετρο ind_{12} . Μέσω αυτής της παραμέτρου είναι επιθυμητό

να μοντελοποιηθεί όλη η διαδικασία εξέτασης με τη χρήση του σκολιόμετρου, καθώς επίσης και η εξαγωγή μετρήσιμων μεγεθών. Για να επιτευχθεί αυτός ο στόχος, εφαρμόζουμε και πάλι τους αλγόριθμους για την ανίχνευση της σπονδυλικής στήλης, όπως παρουσιάστηκαν στην υποενότητα 4.4.8, αλλά αυτή τη φορά ο ασθενής είναι σε θέση επίκυψης. Εν συνεχεία χωρίζεται η πλάτη σε λωρίδες, κατά τον άξονα Y. Σε κάθε μία τέτοια λωρίδα, θεωρούμε ως μέσο της το σημείο στο οποίο ανιχνεύθηκε σπόνδυλος. Κατόπιν λαμβάνουμε υπόψιν μόνο το τμήμα της λωρίδας το οποίο επεκτείνεται $\pm \alpha$ από το σημείο του σπονδύλου, κατά τον άξονα X (Σχήμα 4.20).

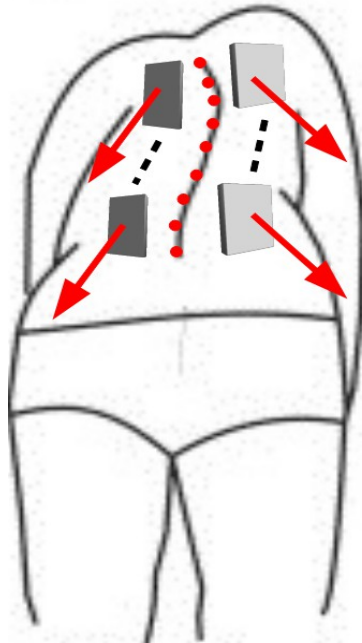


Σχήμα 4.20: Χωρισμός της πλάτης σε λωρίδες dy κατά τον άξονα $-Y$ και εστίαση σε ένα τμήμα της (εύρους 2α) κατά τον άξονα X .

Αφού γίνει αυτό υπολογίζεται η απόκλιση που έχει το δεξιό τμήμα της λωρίδας dy με το αριστερό τμήμα. Ο τρόπος που γίνεται αυτό είναι ίδιος με αυτόν που εφαρμόστηκε στις Ενότητες 4.4.5 και 4.4.6. Δηλαδή έχουμε δύο τρόπους να υπολογίσουμε την παράμετρο ind_{12} :

- (α) Παίρνοντας τα κάθετα διανύσματα που αντιστοιχούν στο δεξί και αριστερό τμήμα της λωρίδας dy , υπολογίζεται ο μέσος όρος τους \vec{n}_1, \vec{n}_2 αντίστοιχα. Στη συνέχεια ο υπολογισμός της μεταξύ τους γωνίας γίνεται εφαρμόζοντας τη σχέση 4.17.
- (β) Υπολογίζεται το καλύτερο προσαρμοζόμενο επίπεδο (με την έννοια των ελαχίστων

τετραγώνων) και στη συνέχεια βρίσκουμε τα κάθετα διανύσματά τους. Ο υπολογισμός της μεταξύ τους γωνίας γίνεται και πάλι με εφαρμογή της 4.17.



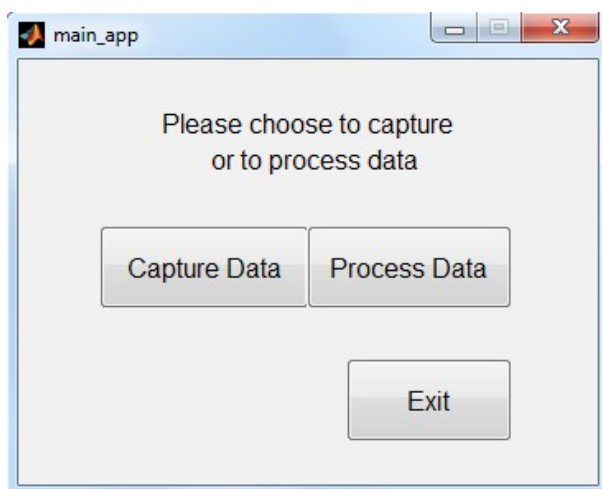
Σχήμα 4.21: Υπολογισμός παραμέτρου ind_{12}

Τελικά, η παράμετρος ind_{12} περιέχει όλες τις τιμές των γωνιών (σε μοίρες) που υποδεικνύουν πόσο μη-συγγραμμικά είναι τα διανύσματα σε κάθε λωρίδα.

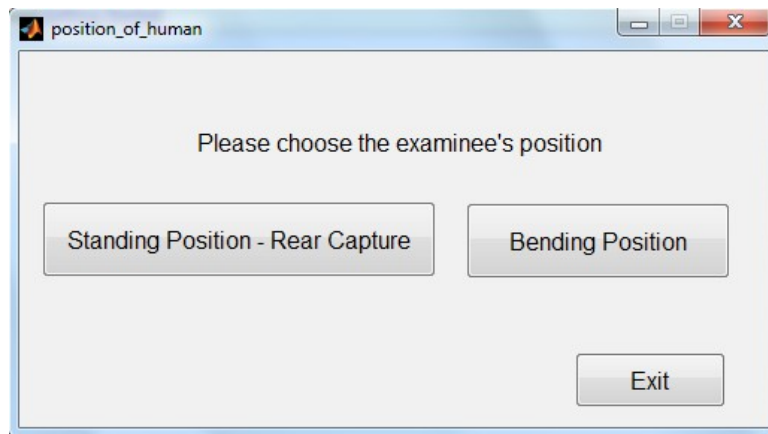
Ενότητα 4.5 Ανάπτυξη Λογισμικού

Έχοντας ορίσει όλες τις παραμέτρους τις οποίες θα υπολογίζει το προς ανάπτυξη σύστημα, προχωρούμε στην υλοποίησή του, η οποία έγινε σε περιβάλλον MATLAB. Τα δεδομένα που λαμβάνονται αφορούν την οπίσθια θέση καθώς επίσης και τη θέση επίκυψης,

Στη συνέχεια γίνεται μια παρουσίαση των διαφόρων στιγμιοτύπων, από το γραφικό περιβάλλον του αναπτυχθέντος συστήματος. Στο Σχήμα 4.22 φαίνεται το αρχικό παράθυρο της εφαρμογής. Σε αυτό υπάρχει η δυνατότητα επιλογής “*Capture Data*”, η οποία οδηγεί στην εφαρμογή Kinect Fusion Explorer – D2D (Σχήμα 3.18), που όπως έχει αναφερθεί λαμβάνει τα 3D σημεία του χώρου. Η άλλη επιλογή, οδηγεί στο επεξεργαστικό μέρος του όλου συστήματος, κατευθύνοντας το χρήστη στο παράθυρο του Σχήματος 4.23. Μέσω αυτού, δίνεται η δυνατότητα στο χρήστη να επιλέξει σε ποια θέση βρισκόταν ο ασθενής κατά τη λήψη των δεδομένων και να τα εισάγει στο σύστημα.



Σχήμα 4.22: Αρχικό παράθυρο εφαρμογής

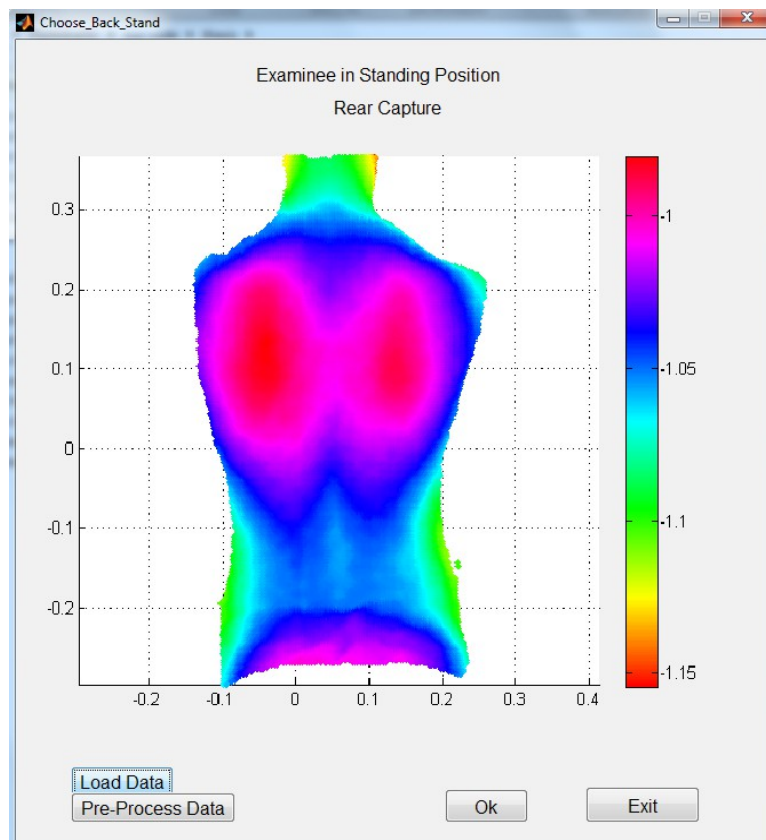


Σχήμα 4.23: Παράθυρο όπου επιλέγει ο χρήστης σε ποια θέση βρισκόταν ο ασθενής κατά τη λήψη των δεδομένων

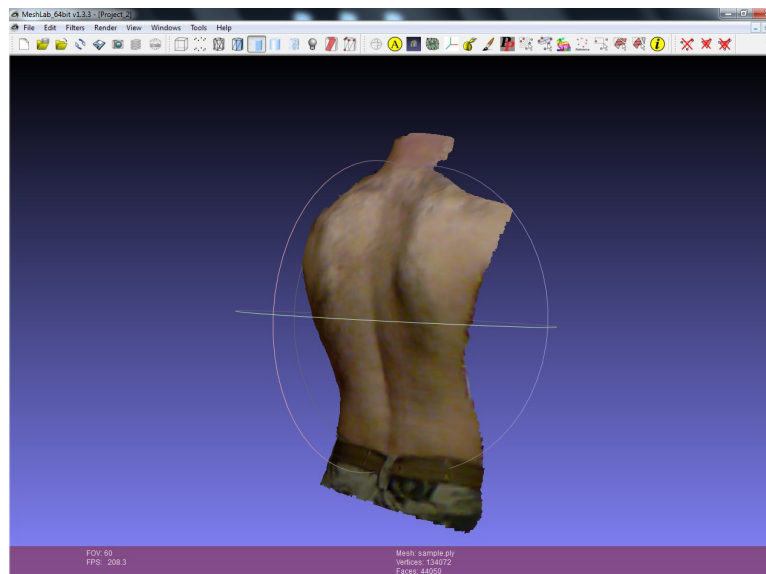
Οι δύο επιλογές στο παράθυρο του Σχήματος 4.23, οδηγούν σε παρόμοια βήματα αναφορικά με την επεξεργασία και επομένως παρακάτω, παρουσιάζονται στιγμιότυπα μόνο όταν έχει επιλεγεί μια λειτουργία από αυτές.

Επιλέγοντας την *“Standing Position – Rear Capture”*, εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο μέσα από το οποίο γίνεται η εισαγωγή των δεδομένων. Επιπρόσθετα, σε αυτό το παράθυρο (Σχήμα 4.24), αναπαρίστανται τα δεδομένα με τέτοιο τρόπο ώστε τα σημεία της πλάτης του ασθενούς τα οποία εξέχουν περισσότερο - για παράδειγμα οι ωμοπλάτες - να φαίνονται με εντονότερο χρώμα. Επιπλέον υπάρχει η λειτουργία *“Pre-Process Data”*. Επιλέγοντας ο χρήστης αυτό, οδηγείται στην εφαρμογή *MeshLab* [30], μέσω της οποίας μπορεί να αλληλεπιδράσει με τα 3D δεδομένα. Μια βασική λειτουργία που μπορεί να γίνει μέσω αυτής της εφαρμογής, είναι η αφαίρεση των σημείων τα οποία δε συνεισφέρουν στον υπολογισμό των δεικτών και έτσι αυτοί θα έχουν τιμές οι οποίες θα είναι πιο αντιπροσωπευτικές αναφορικά με τα μεγέθη που μετρούν.

Το σχετικό παράθυρο για την επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος φαίνεται στο Σχήμα 4.25.

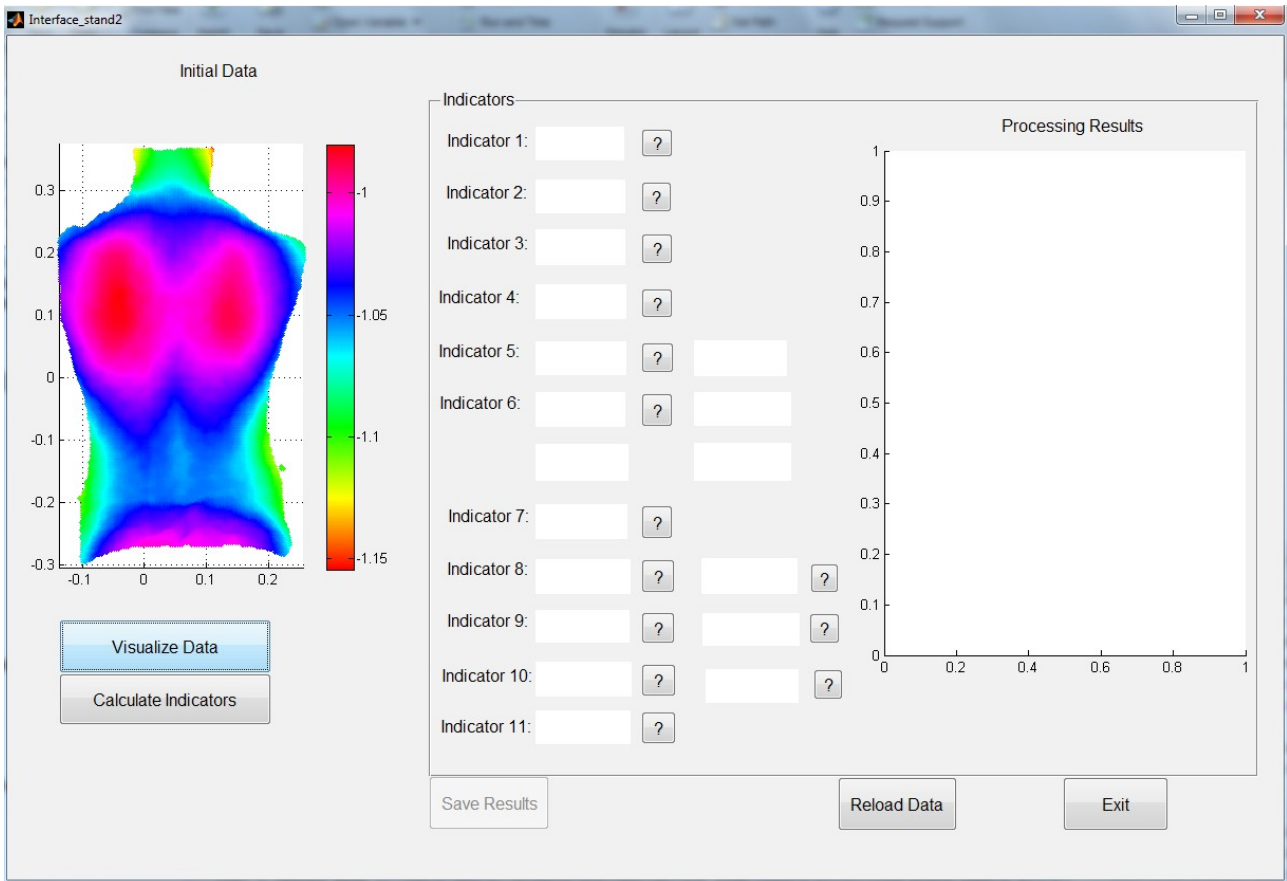


Σχήμα 4.24: Εισαγωγή δεδομένων και αρχική επισκόπηση



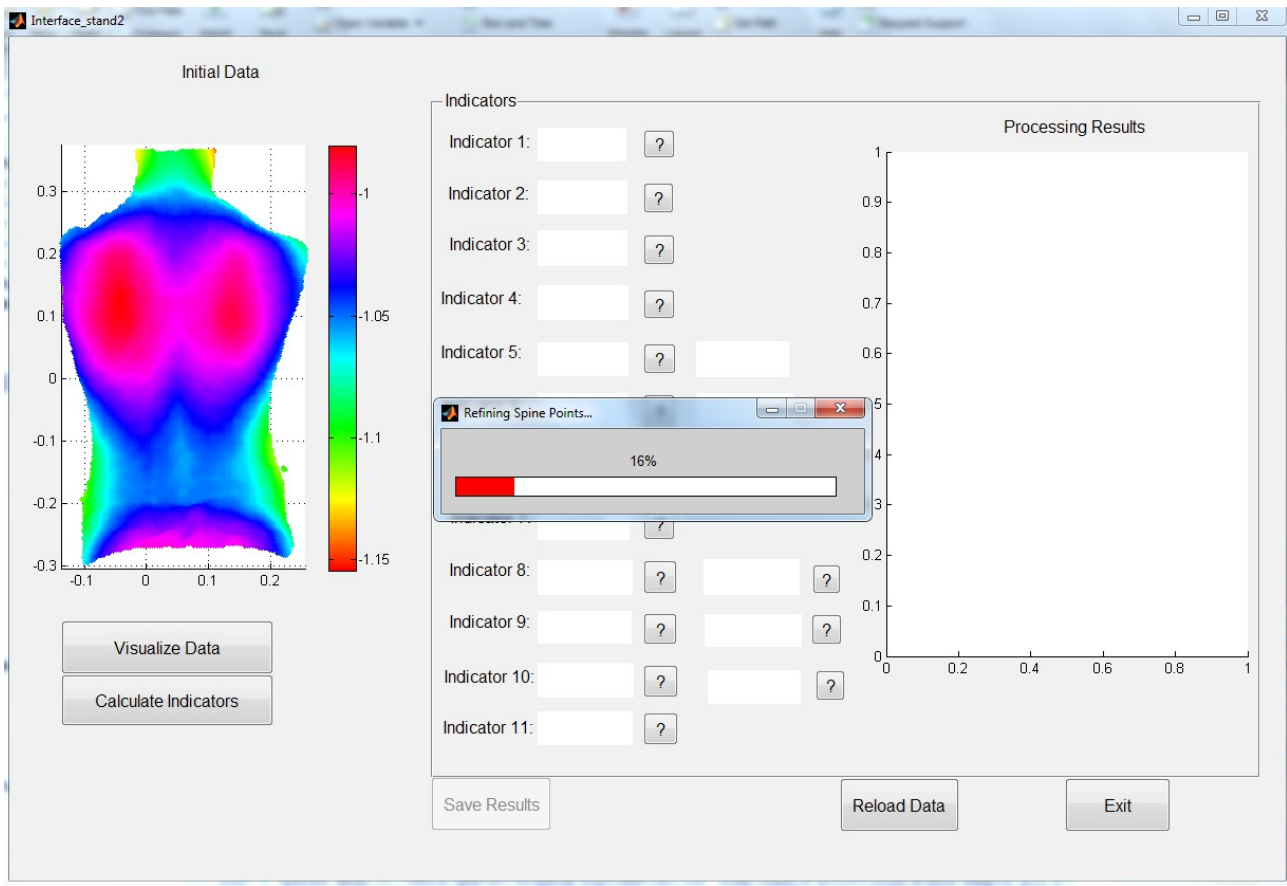
Σχήμα 4.25: Διεπαφή εφαρμογής MeshLab, η οποία χρησιμοποιείται για την αφαίρεση σημείων τα οποία δε συνεισφέρουν στον υπολογισμό των δεικτών

Έχοντας καθορίσει την περιοχή ενδιαφέροντος ο χρήστης, προχωρά στο κύριο παράθυρο της εφαρμογής (Σχήμα 4.26), όπου υπάρχει η δυνατότητα να ξαναγίνει οπτικοποίηση των δεδομένων προς επεξεργασία. Σε αυτό το στάδιο, η λειτουργία “Save Results”, είναι απενεργοποιημένη και ενεργοποιείται όταν όλοι οι δείκτες υπολογιστούν και παρουσιαστούν στον χρήστη.



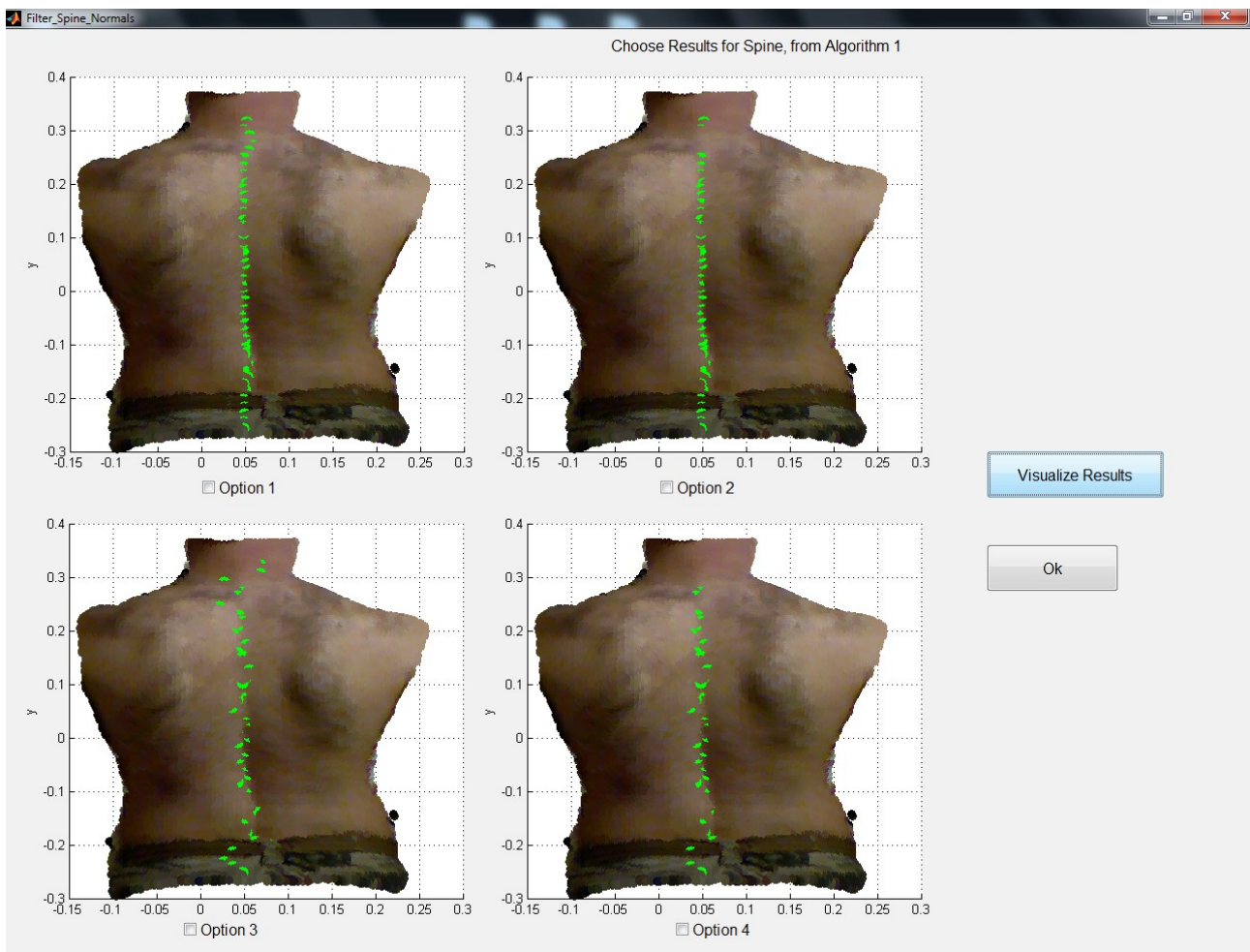
Σχήμα 4.26: Κύριο παράθυρο εφαρμογής, όπου φαίνονται τα αρχικά δεδομένα καθώς επίσης και ο χώρος όπου θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα της επεξεργασίας

Στο Σχήμα 4.27 φαίνεται η διαδικασία υπολογισμού των δεικτών. Το επιπλέον παράθυρο που φαίνεται, ενημερώνει το χρήστη για την πορεία της επεξεργασίας των δεδομένων από την ενεργή καμπύλη, για τον υπολογισμό των σημείων της σπονδυλικής στήλης.



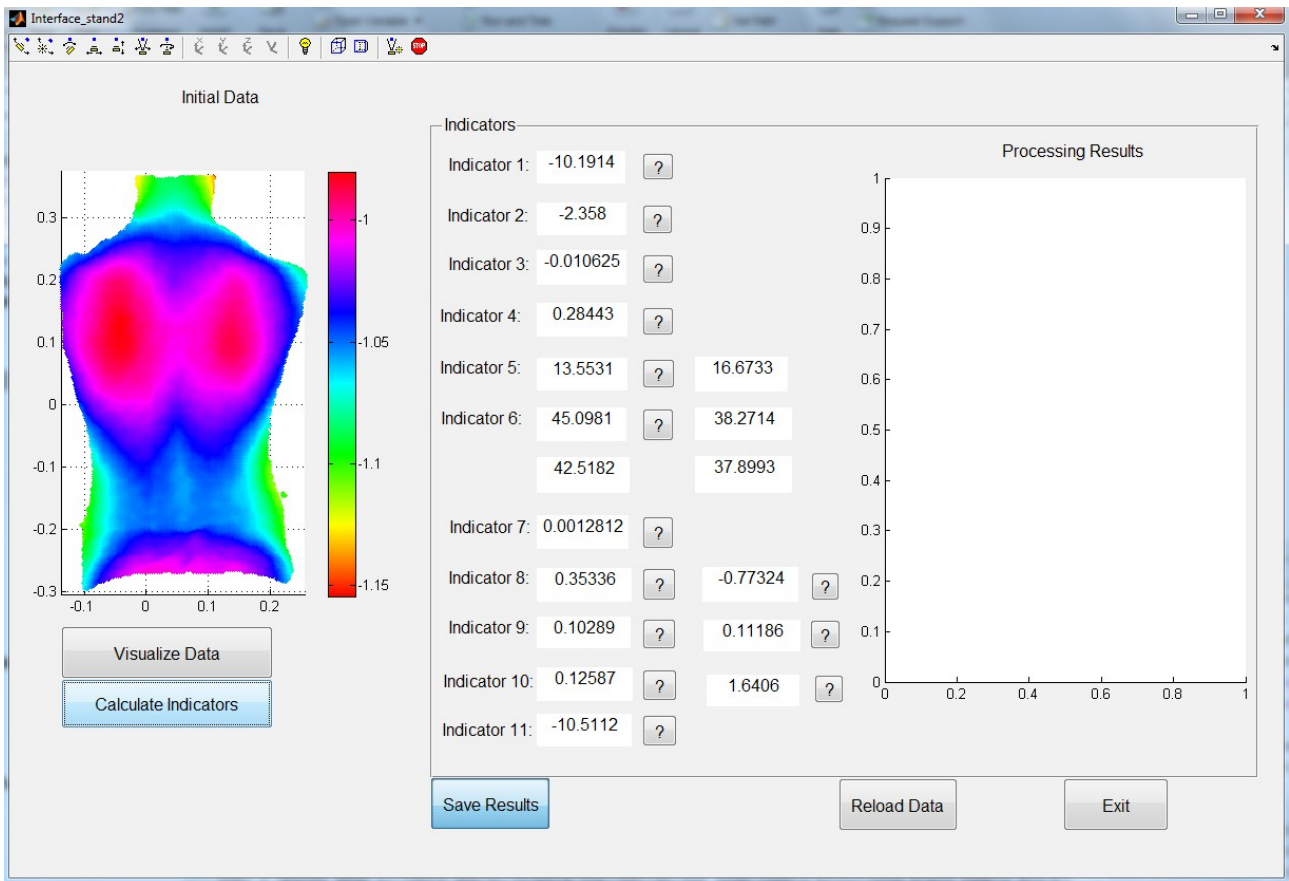
Σχήμα 4.27: Στάδιο επεξεργασίας των δεδομένων

Μετά τον υπολογισμό των σημείων της σπονδυλικής στήλης, εμφανίζεται ένα παράθυρο (Σχήμα 4.28) μέσω του οποίου, δίνεται η δυνατότητα στο χρήστη να επιλέξει ποια εκδοχή για τη σπονδυλική στήλη να συμμετέχει στους μετέπειτα υπολογισμούς (γωνία Cobb, Δείκτης 9 και 10).

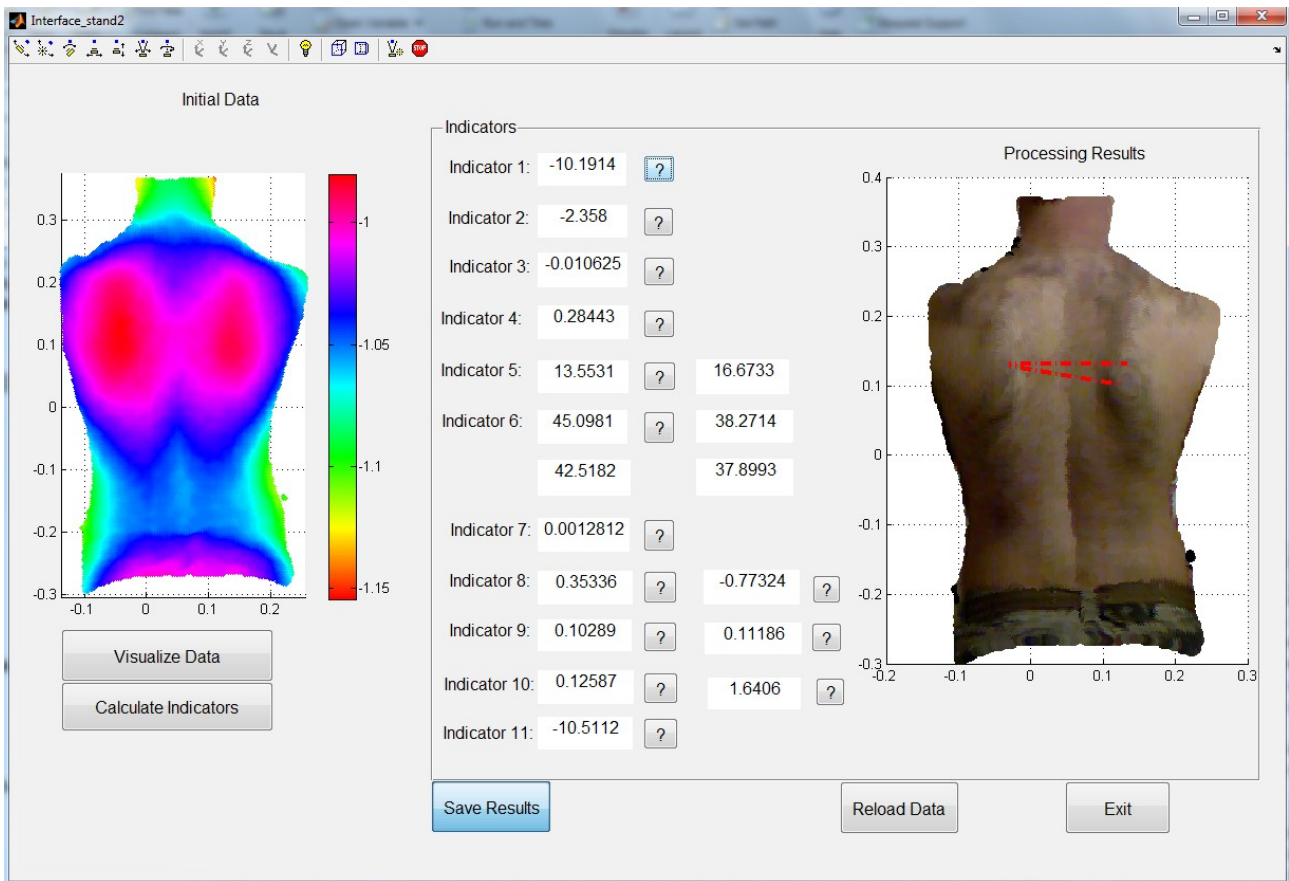


Σχήμα 4.28: Παράθυρο μέσω του οποίου μπορεί να επιλεγεί ποιο αποτέλεσμα για τη σπονδυλική στήλη, είναι το καλύτερο, μεταξύ των υπολοίπων

Στο Σχήμα 4.29 φαίνεται το παράθυρο της εφαρμογής όπου έχουν παρουσιαστεί οι τιμές των δεικτών, ενώ έχει ενεργοποιηθεί η λειτουργία “Save Results”, για την αποθήκευση των δεικτών. Επιπλέον, στο Σχήμα 4.30 φαίνεται μια περίπτωση όπου γίνεται οπτικοποίηση του εκάστοτε δείκτη.



Σχήμα 4.29: Εμφάνιση των τιμών που έχουν οι δείκτες μετά το τέλος της επεξεργασίας



Σχήμα 4.30: Παρουσίαση αποτελεσμάτων και οπτικοποίηση των δεικτών που υπολογίστηκαν

Ενότητα 4.6 Συμπεράσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάστηκαν όλες οι επιμέρους λεπτομέρειες που αφορούν στη λειτουργία του προτεινόμενου συστήματος.

Αναλυτικότερα, έγινε ο ορισμός, η ανάλυση καθώς επίσης και η επεξήγηση των μετρούμενων δεικτών, σε μια προσπάθεια να μοντελοποιηθεί η μέτρηση της γωνίας Cobb αλλά και η ποσοτικοποίηση των οπτικών συμπτωμάτων που παρατηρούνται σε κάποιο άτομο που πάσχει από σκολίωση. Για το σκοπό αυτό υλοποιήθηκαν διάφοροι αλγόριθμοι επεξεργασίας του νέφους σημείων, για τη μέτρηση των δεικτών.

Στη συνέχεια, αυτοί οι αλγόριθμοι, ενσωματώθηκαν σε μια διεπαφή λογισμικού. Αυτή η διεπαφή, έχει ως σκοπό να συγκεντρώσει όλα τα στοιχεία με τέτοιο τρόπο, έτσι ώστε να έχει ο χρήστης καλύτερη εποπτεία αναφορικά με τα μετρούμενα μεγέθη καθώς επίσης να υπάρχει ευκολία στο χειρισμό της.

Κεφάλαιο 5 Αποτελέσματα Εφαρμογής Συστήματος

Ενότητα 5.1 Εισαγωγή

Αφού έγινε η ανάπτυξη του συστήματος, προχωρήσαμε στην εφαρμογή του. Το στάδιο αυτό περιλαμβάνει τη λήψη δεδομένων από άτομα τα οποία πάσχουν από σκολίωση και επιπρόσθετα είναι γνωστός ο βαθμός της (γωνία Cobb).

Έτσι, αφού ληφθούν τα δεδομένα ενός ατόμου, εισάγονται στο σύστημα και υπολογίζονται όλοι οι δείκτες. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για κάθε ένα άτομο. Τα αποτελέσματα αυτά συλλέγονται και στο τέλος γίνεται η μοντελοποίηση της γωνίας Cobb.

Στις επόμενες Ενότητες παρουσιάζονται λεπτομέρειες σχετικά με τη λήψη και επεξεργασία των δεδομένων, καθώς επίσης και για την επεξεργασία των αποτελεσμάτων.

Ενότητα 5.2 Συλλογή Πραγματικών Δεδομένων

Η συλλογή των δεδομένων έγινε σε συνεργασία με το Ορθοπεδικό Κέντρο Ideal [31]. Το Κέντρο αυτό είναι εξειδικευμένο στην κατασκευή κηδεμόνων, οι οποίοι είναι νάρθηκες που εφαρμόζουν στον κορμό του ασθενούς (Σχήμα 5.1), με σκοπό να διορθωθεί η οποιαδήποτε κύρτωση παρατηρείται στη σπονδυλική στήλη.



Σχήμα 5.1: Παράδειγμα εφαρμογής κηδεμόνα

Οι λήψεις των δεδομένων, έγιναν στους χώρους του Ορθοπεδικού Κέντρου. Τα άτομα από τα οποία λαμβάνονταν τα δεδομένα ήταν ηλικίας 6-16 χρονών και η διάρκεια λήψης από κάθε άτομο δεν ξεπερνούσε τα 10 λεπτά. Επίσης κατά τη διάρκεια αυτής, ήταν παρόντες ο ένας ή και οι δύο γονείς.

Ασθενής	Φύλο	Ηλικία	Βαθμός Σκολίωσης (Μοίρες)
#1	Θήλυ	13	30
#2	Άρρεν	6	18
#3	Θήλυ	9	15
#4	Άρρεν	16	30
#5	Θήλυ	14	22
#6	Θήλυ	14	20
#7	Θήλυ	12	28

Πίνακας 5.2.1: Καταγραφή των ασθενών από τους οποίους λήφθηκαν τα δεδομένα για τη ρύθμιση των παραμέτρων του συστήματος

Μετά από κάθε λήψη και πριν τον υπολογισμό των δεικτών, προηγήθηκε μια προ-επεξεργασία των δεδομένων. Μέσω της εφαρμογής MeshLab [30], αφαιρούνταν τα σημεία του νέφους τα οποία δεν παίζουν κάποιο ρόλο στην μετέπειτα επεξεργασία. Ένα τέτοιο παράδειγμα προ-επεξεργασίας φαίνεται στα Σχήματα 5.2 και 5.3, όπου παρουσιάζονται τα δεδομένα πριν την προ-επεξεργασία και μετά από αυτήν, αντίστοιχα.



Σχήμα 5.2: Δεδομένα πριν την προ-επεξεργασία



Σχήμα 5.3: Δεδομένα μετά την προ-επεξεργασία

Ενότητα 5.3 Αποτελέσματα

Για να μοντελοποιηθεί η γωνία Cobb, υποθέτουμε ότι μπορεί να εκφραστεί ως γραμμικός συνδυασμός των όλων των δεικτών. Έτσι, για κάποιο ασθενή θα ισχύει η εξίσωση 5.1.

$$a_1 \cdot ind_1 + a_2 \cdot ind_2 + \dots + a_{12} \cdot ind_{12} = Cobb \quad (5.1)$$

Ο όρος *Cobb* που εμφανίζεται στο δεξί μέλος της εξίσωσης 5.1, είναι η γωνία Cobb όπως έχει

μετρηθεί από τον ιατρό-ειδικό, με βάσει τις ακτινογραφίες του ασθενούς.

Έχοντας τα αποτελέσματα της επεξεργασίας των δεδομένων του κάθε ασθενούς, σχηματίζεται το παρακάτω γραμμικό σύστημα εξισώσεων:

$$Ax=b \quad (5.2)$$

όπου ο πίνακας A έχει διαστάσεις $N \times 12$ (N το πλήθος των ασθενών) και περιέχει σε κάθε γραμμή του τις τιμές των δεικτών του κάθε ασθενούς. Το διάνυσμα b έχει διαστάσεις $N \times 1$ και περιέχει τις τιμές της γωνίας Cobb όπως έχουν μετρηθεί από τις ακτινογραφίες. Το διάνυσμα x είναι διάστασης 12×1 και περιέχει τις άγνωστες παραμέτρους a_i οι οποίες σταθμίζουν τον κάθε δείκτη στο τελικό αποτέλεσμα.

Το πιο πάνω γραμμικό σύστημα επιλύεται επιλύεται παραγοντοποιώντας τον πίνακα A σε ιδιάζουσες τιμές (Singular Value Decomposition – SVD), σύμφωνα με την εξίσωση 5.3.

$$A=U\Sigma V^T \quad (5.3)$$

όπου U και V έχουν διαστάσεις $N \times 12$ και 12×12 αντίστοιχα. Ο πίνακας Σ έχει διαστάσεις $N \times 12$ και είναι της μορφής:

$$\Sigma = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \sigma_2 & & 0 \\ \vdots & & & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & \sigma_{12} \\ 0 & 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & & & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & 0 \end{bmatrix}$$

Με μια τέτοια παραγοντοποίηση, η λύση του συστήματος δίνεται από την εξίσωση 5.4.

$$x=V\Sigma^+U^T b \quad (5.4)$$

όπου $\Sigma^+ = \begin{bmatrix} \frac{1}{\sigma_1} & 0 & \dots & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \frac{1}{\sigma_2} & & 0 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & & & \vdots & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & \dots & \frac{1}{\sigma_{12}} & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix}$, με διαστάσεις $12 \times N$.

Εφαρμόζοντας την παραπάνω μεθοδολογία για το σύνολο των δεδομένων του Πίνακα 5.2.1, προκύπτουν οι παρακάτω τιμές για τις παραμέτρους a_i .

Παράμετρος	Τιμή
a_1	-0.3188
a_2	-1.0062
a_3	-0.0653
a_4	0.0197
a_5	-0.3588
a_6	0.9771
a_7	0.0001
a_8	0.1237
a_9	0.0117
a_{10}	0.6934
a_{11}	0.1313
a_{12}	-0.0993

Ενότητα 5.4 Συμπεράσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο έγινε η εφαρμογή του συστήματος χρησιμοποιώντας πραγματικά δεδομένα από ασθενείς που πάσχουν από σκολίωση με γνωστό βαθμό.

Αναλυτικότερα έγινε λήψη των δεδομένων από τους ασθενείς και στη συνέχεια εξάχθηκαν οι δείκτες για κάθε έναν από αυτούς. Κατόπιν δημιουργήθηκε ένα γραμμικό σύστημα με σκοπό τον καθορισμό των παραμέτρων στάθμισης του κάθε ενός δείκτη. Έτσι, με την εύρεση των τιμών των παραμέτρων αυτών, θα μπορεί σε μελλοντική χρήση του συστήματος, να εξάγονται οι τιμές των δεικτών από τον εξεταζόμενο και στη συνέχεια να υπολογίζεται μια προσέγγιση της γωνίας Cobb με βάση το προτεινόμενο μοντέλο.

Κεφάλαιο 6 Συμπεράσματα Διπλωματικής Εργασίας

Η παρούσα διπλωματική εργασία είχε ως αντικείμενο την εύρεση ενός εναλλακτικού τρόπου, ο οποίος να είναι αξιόπιστος, ακίνδυνος και μη επεμβατικός, για να υποβοηθηθεί ο ιατρός-ειδικός στη διάγνωση και την παρακολούθηση της ιδιοπαθούς σκολίωσης.

Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας Kinect, ο οποίος μπορεί να ανακατασκευάσει μια 3D επιφάνεια του χώρου κάνοντας χρήση υπερύθρων ακτίνων. Έτσι, χρησιμοποιώντας αυτόν τον αισθητήρα πληρείται η σημαντικότερη προδιαγραφή για το αναπτυχθέν σύστημα, να είναι ακίνδυνο στον εξεταζόμενο και το ιατρικό προσωπικό.

Κατόπιν, μελετήθηκε η βιβλιογραφία για παρόμοια συστήματα και εξάχθηκαν χρήσιμα συμπεράσματα αναφορικά με δείκτες οι οποίοι θα μπορούσαν δυνητικά να αντικαταστήσουν την παραδοσιακή εξέταση με ακτινογραφίες, όπου γίνεται η μέτρηση της γωνίας Cobb. Χρησιμοποιώντας αυτούς τους δείκτες επιχειρείται να ποσοτικοποιηθούν τα χαρακτηριστικά τα οποία παρατηρεί ο ιατρός-ειδικός στην πλάτη ενός ατόμου που πάσχει από σκολίωση.

Για την αυτοματοποίηση της διαδικασίας, οι πιο πάνω δείκτες υλοποιήθηκαν και ενσωματώθηκαν σε μια διεπαφή λογισμικού. Έτσι, σε μια διαδικασία πλήρους λειτουργίας του συστήματος, λαμβάνονται τα 3D δεδομένα από την πλάτη του εξεταζόμενου και στη συνέχεια υπολογίζονται οι τιμές που λαμβάνουν οι δείκτες. Οι τιμές αυτές εμφανίζονται στη διεπαφή του λογισμικού μαζί με τα δεδομένα που λήφθηκαν, όπου για κάθε ένα δείκτη υποδεικνύεται η περιοχή της πλάτης του εξεταζόμενου η οποία λήφθηκε υπόψη κατά τον υπολογισμό του.

Τέλος, το σύστημα αυτό χρησιμοποιήθηκε σε πραγματικά περιστατικά ασθενών με σκοπό την εξαγωγή των συντελεστών οι οποίοι σταθμίζουν τον κάθε δείκτη, ο γραμμικός συνδυασμός των οποίων δίνει τη γωνία Cobb.

Ενότητα 6.1 Αποτελέσματα – Ευρήματα

Η εφαρμογή του συστήματος συνίστατο στο να υπολογιστούν οι συντελεστές στάθμισης των δεικτών. Για το λόγο αυτό, ήταν σημαντικό, η λήψη δεδομένων από άτομα που έπασχαν από σκολίωση γνωστού βαθμού και επιπρόσθετα δεν ακολουθούσαν κάποια μορφής θεραπεία. Το τελευταίο ήταν ιδιαίτερα σημαντικό διότι η ακριβής μέτρηση της γωνίας Cobb γινόταν με βάση τις ακτινογραφίες του ασθενούς και αν μεσολαβούσε αρκετό χρονικό διάστημα από τη λήψη των ακτινογραφιών ως τη λήψη των 3D δεδομένων από τον αισθητήρα Kinect, θα υπήρχε εσφαλμένη εκτίμηση των συντελεστών στάθμισης.

Όπως και σε κάθε άλλη περίπτωση εύρεσης συντελεστών, γίνεται πιο ακριβής ο υπολογισμός τους με όσο περισσότερα δεδομένα ληφθούν. Στην παρούσα περίπτωση δεν κατέστη δυνατή η λήψη δεδομένων από πολλούς ασθενείς και επομένως ο υπολογισμός των συντελεστών δεν είναι ιδιαίτερα ακριβής.

Ενότητα 6.2 Μελλοντικές Βελτιώσεις και Επεκτάσεις

Ως μια μελλοντική βελτίωση, είναι η λήψη δεδομένων από περισσότερους ασθενείς για τον ορθότερο υπολογισμό των συντελεστών στάθμισης των δεικτών.

Επιπρόσθετα, επεκτάσεις μπορούν να γίνουν ενσωματώνοντας και άλλα γεωμετρικά χαρακτηριστικά εκτός από τις κύριες καμπυλότητες (k_1, k_2) , την μέση καμπυλότητα (H) και την καμπυλότητα Gauss (G) , όπως για παράδειγμα την έννοια του *Shape Index*

$$S = \frac{2}{\pi} \arctan\left(\frac{k_1 + k_2}{k_1 - k_2}\right) \text{ ή ακόμα και του } Curvedness \ C = \sqrt{2H^2 - G} . \text{ Με βάση αυτές της}$$

ποσότητες (S, C) αλλά και τις ήδη υπολογιζόμενες (k_1, k_2, H, G) θα είναι δυνατόν να εξάγονται “χρωματικοί χάρτες” της πλάτης του εξεταζόμενου και έτσι θα μπορεί να φανεί μια ενδεχόμενη διαφοροποίηση των χαρτών αυτών μεταξύ ατόμων που πάσχουν από σκολίωση και άτομα υγιή.

Βιβλιογραφία

- [1] Δόβρης Δημήτρης, Ορθοπαιδικός Χειρουργός, *Σκολίωση*,
<http://www.iatropedia.gr/medical/malady/62>
- [2] Scoliosis Research Society, Common Scoliosis Questions,
http://www.srs.org/patient_and_family/scoliosis/
- [3] Δρ. Σ. Στυλιανίδης, Β. Τσιούκας, Δρ. Μ. Πατεράκη, Κ. Χατζηγεωργίου, Α. Αγησιλάου, Α. Αναστασιάδης, Γ. Χρυσάνθου, Δ. Μιχαήλ, Π. Χαραλάμπους, Π. Πατιάς, Δρ. Χ. Γεωργιάδης, Α. Τιάλου, Δρ. Κ. Κοντοζής, Θ. Ζαβιτσανάκης, *Φωτογραμμετρική προσέγγιση της ιδιοπαθούς σκολίωσης. Τεχνικές διάγνωσης και παρακολούθησης*, Ιανουάριος, 2008
- [4] Thomas M.L. Shannon, *Dynamic Surface Topography And Its Application To The Evaluation of Adolescent Idiopathic Scoliosis*, September, 2010
- [5] Microsoft, Kinect for Windows Sensor, Components and Specifications, ,
<http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx>
- [6] Scoliosis Research Society, Common Scoliosis Questions,
http://www.srs.org/patient_and_family/scoliosis/idiopathic/adolescents/
- [7] Adolescent Idiopathic Scoliosis Prognostic Test, 2014, <http://www.scoliscore.com/>
- [8] American Academy of Orthopaedic Surgeons, Idiopathic Scoliosis in Children and Adolescents,
<http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=a00353>
- [9] Texas Scottish Rite Hospital for Children, Using a Scoliometer, <http://www.tsrhc.org/>
- [10] Health Central, Scoliosis - Diagnosis,
http://www.healthcentral.com/ency/408/guides/000068_6.html
- [11] M. Ruggerone, J. H. Austin, *Moiré Topography in Scoliosis. Correlations with Vertebral Lateral Curvature as Determined by Radiography*, 198
- [12] <http://www.creaform3d.com/en>, 2014
- [13] J. Kremer, G. Hunter, *Performance of the StreetMapper Mobile LiDAR Mapping System in "Real World" Projects*
- [14] M. Magnusson, 3D Scan Matching for Mobile Robots with Application to Mine Mapping, 2006
- [15] Abhijit Jana, Kinect for Windows SDK Programming Guide, *Build motion-sensing applications with Microsoft's Kinect for Windows SDK quickly and easily*, 2012
- [16] M.R. Andersen, T. Jensen, P. Lisouski, A.K. Mortensen, M.K. Hansen, T. Gregersen, P. Ahrendt,

Kinect Depth Sensor Evaluation for Computer Vision Applications, 2012

[17] K. Khoshelham, S. O. Elberink, *Accuracy and Resolution of Kinect Depth Data for Indoor Mapping Applications*, 2012

[18] Radu Bogdan Rusu, *Semantic 3D Object Maps for Everyday Manipulation in Human Living Environments*, 2009

[19] M. Pauly, M. Gross and L. Kobbelt, *Efficient Simplification of Point-Sampled Surfaces*, 2002

[20] PointCloud Library, <http://pointclouds.org/>

[21] B. Drerup, E. Hierholzer, *Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model*, 1996

[22] L. Di Angelo, P. Di Stefano, M.G. Vinciguerra, *Experimental Validation of a New Method for Symmetry Line Detection*, 2011

[23] T. Huysmans, B. Haex, R. Van Audekercke, J. Vander Sloten, G. Van der Perre, *Three-dimensional mathematical reconstruction of the spinal shape, based on active contours*, 2004

[24] B. Drerup, E. Hierholzer, *Evaluation of Frontal Radiographs of Scoliotic Spines - Part II. Relations between Lateral Deviation, Lateral Tilt and Axial Rotation of Vertebrae* , 1992

[25] B. Drerup, E. Hierholzer, *Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape*, 1994

[26] Ian A. F. Stokes, John G. Armstrong, Morey S. Moreland, *Spinal deformity and Back Surface Asymmetry in Idiopathic Scoliosis* , 1988

[27] Amir A. Amini, Terry E. Weymouth, Ramesh C. Jain, *Using dynamic programming for Solving Variational Problems in Vision*, 1990

[28] Donna J. Williams, Mubarak Shah, *A Fast Algorithm for active contours and curvature estimation*, 1992

[29] Donna Roberts, *Normal Distribution*, Ανάκτηση 01-06-2014,

<http://www.regentsprep.org/Regents/math/algtrig/ATS2/NormalLesson.htm>

[30] MeshLab, Visual Computing Lab - ISTI - CNR,

[31] Ορθοπαιδικό Κέντρο Ideal, ,