



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ

ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Μεθόδοι Τμηματοποίησης Οδοντιατρικών Δεδομένων με Χρήση Γεωμετρικών Χαρακτηριστικών

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γιώργος Κ. Μισικουρίδης

Επιβλέπων : Γιώργος Κ. Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Ιούλιος 2015



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Μεθόδοι Τμηματοποίησης Οδοντιατρικών Δεδομένων με Χρήση Γεωμετρικών Χαρακτηριστικών

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γιώργος Κ. Μιτσικουρίδης

Επιβλέπων : Γιώργος Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 23^η Ιουλίου 2015

.....
Γιώργος Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Νικόλαος Ουζούνογλου
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Ιούλιος 2015

.....

Γιώργος Κ. Μιτσικουρίδης

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

Copyright © Γιώργος Μιτσικουρίδης, 2015.

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

Η τμηματοποίηση κατέχει βαρυσήμαντο ρόλο στην ιατρική απεικόνιση, καθώς επιτυγχάνεται η εξαγωγή χρήσιμων πληροφοριών από τα ιατρικά δεδομένα, καθιστώντας έτσι ευκολότερη την δημιουργία πλάνου θεραπείας.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία μελετούνται τρεις μέθοδοι τμηματοποίησης οδοντιατρικών δεδομένων που χρησιμοποιούν αποκλειστικά τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά ενός μοντέλου νεφών σημείων (point cloud) το οποίο παράγεται από τα ιατρικά δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας (CT). Αυτές είναι οι τεχνικές Region Growing, Euclidean Cluster Extraction και Difference of Normals.

Οι μέθοδοι που μελετήθηκαν χρησιμοποιούν διάφορες τεχνικές τμηματοποίησης όπως την τμηματοποίηση με ακτίνα, με ανάπτυξη περιοχών (Region Growing), με ομαδοποίηση περιοχών (clustering) καθώς και την τμηματοποίηση μέσω υπολογισμού των κάθετων διανυσμάτων (normals) και της καμπυλότητας (curvature). Έτσι, γίνεται μια παρουσίαση αρχικώς της θεωρίας και εν συνεχεία της μεθοδολογίας και του τρόπου υλοποίησης των τεχνικών που εφαρμόζει η εκάστοτε μέθοδος.

Τα αποτελέσματα της κάθε μεθόδου παρουσιάζονται και σχολιάζονται με σκοπό την μετέπειτα σύγκρισή τους. Γίνεται στην συνέχεια μια μελέτη της συμπεριφοράς της κάθε μεθόδου κατά την μεταβολή των παραμέτρων εισόδου της και αναφέρονται τα γενικά συμπεράσματα που προκύπτουν από την διπλωματική αυτή εργασία. Τέλος, παρουσιάζονται διάφορες μελλοντικές βελτιώσεις και επεκτάσεις των μεθόδων τμηματοποίησης που χρησιμοποιήθηκαν.

Λέξεις κλειδιά

Τρισδιάστατη τμηματοποίηση, νέφη σημείων, γεωμετρικά χαρακτηριστικά, τμηματοποίηση δοντιών.

Abstract

Image segmentation holds a significant role in medical imaging, as the information obtained from the medical data can be very helpful for planning a treatment or diagnosing certain conditions.

This thesis presents three methods of dental data segmentation which exclusively use the geometric features of point cloud models produced directly from CT medical datasets. The examined methods include: Region Growing, Euclidean Cluster Extraction and Difference of Normals.

Various segmentation techniques were utilized during the implementation of the above methods, such as radius segmentation, region growing segmentation, clustering and segmentation by calculating the point normals and points curvatures. In this study, we present the theoretical part of each involved methodology and the way each technique works in practice.

The implementation and the results of each method are presented, followed by comments and comparisons. After that, we study the way each method responds to the alteration of its input parameters. Finally, conclusions are drawn from the application of each method and several future improvements are presented.

Keywords

3D Segmentation, point cloud, geometry-based segmentation, tooth segmentation.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαιτέρως τον κ. Γιώργο Ματσόπουλο για την ανάθεση αυτής της διπλωματικής εργασίας, παρέχοντάς μου έτσι την δυνατότητα να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα. Η άρτια συνεργασία που είχαμε συνέβαλε καθοριστικά στην επιτυχή περάτωση του θέματος αυτού. Ευχαριστώ επίσης τον Δρ. Θεόδωρο Οικονομόπουλο για την βοήθεια και καθοδήγησή του καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της διπλωματικής εργασίας. Τέλος, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στους φίλους και συμφοιτητές μου για όλη την βοήθεια και στήριξη που μου παρείχαν καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου. Το μεγαλύτερο ευχαριστώ, ωστόσο, το οφείλω στους γονείς μου και στον αδερφό μου για την απεριόριστη συμπαράσταση και υποστήριξή τους σε όλη μου την σταδιοδρομία.

Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1 Εισαγωγή.....	1
1.1. Σκοπός διπλωματικής εργασίας	1
1.2. Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας	3
Κεφάλαιο 2 Απεικονιστικές Τεχνικές στην Οδοντιατρική.....	5
2.1 Ακτινολογικές τεχνικές	5
2.1.1 Ενδοστοματική ακτινογραφία	5
2.1.2 Εξωστοματική ακτινογραφία	10
2.2 Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού.....	20
2.3 Τεχνική απεικόνισης υπερήχων.....	22
2.4 Τομογραφία οπτικής συνοχής	23
2.5 Πολυφωτονική Απεικόνιση	24
2.6 Εναλλακτικές Τεχνικές Απεικόνισης.....	25
2.6.1 Συνεστιακή μικροσκοπία οπτικών ινών	25
2.6.2 Απεικόνιση Terahertz	25
Κεφάλαιο 3 Παρουσίαση Τεχνικών Τμηματοποίησης Εικόνας.....	26
3.1 Τεχνικές Κατάτμησης Βάσει Φωτεινότητας (Intensity-Based)	27
3.1.1 Κατωφλίωση	27
3.1.2 Ανίχνευση Ακμών	28
3.1.3 Μέθοδος ενεργών περιγραμμάτων ή Snakes.....	30
3.2 Τεχνικές Κατάτμησης Βάσει Γεωμετρικών Χαρακτηριστικών (Geometry-based)	32
3.2.1 Ανάπτυξη Περιοχών	32
3.2.2 Clustering	33
3.2.3 Watershed Τμηματοποίηση.....	34
3.2.4 Τμηματοποίηση Υφής.....	36
Κεφάλαιο 4 Μεθοδολογία Τεχνικών Τμηματοποίησης που Εφαρμόστηκαν	38
4.1 Εισαγωγή	38
4.2 Τεχνική Προσέγγιση	38
4.3 Μεθοδολογία Κατωφλίωσης.....	39
4.4 Υπολογισμός Κάθετων Διανυσμάτων (Normals) και Καμπυλότητας (Curvature).....	40
4.5 Region Growing Segmentation	44
4.5.1 Θεωρητικό Μέρος	44

4.5.2 Παράμετροι - Υλοποίηση	45
4.5.3 Block Diagram Μεθόδου	48
4.6 Euclidean Cluster Extraction	49
4.6.1 Θεωρητικό μέρος	49
4.6.2 Παραμέτροι - Υλοποίηση	50
4.6.3 Block Diagram Μεθόδου	51
4.7 Difference of Normals Based Segmentation.....	52
4.7.1 Θεωρητικό Μέρος	52
4.7.2 Παράμετροι – Υλοποίηση	53
4.7.3 Block Diagram Μεθόδου	54
Κεφάλαιο 5 Αποτελέσματα Τμηματοποίησης Οδοντιατρικών Δεδομένων	55
5.1 Εισαγωγή	55
5.2 Ποιοτικός έλεγχος αποτελεσμάτων	55
5.3 Προϋποθέσεις τμηματοποίησης.....	61
5.4 Σύγκριση Μεθόδων	61
5.4.1 Ακρίβεια.....	61
5.4.2 Αυτοματοποίηση παραμέτρων	61
5.4.3 Χρόνος Εκτέλεσης.....	62
Κεφάλαιο 6 Παράμετροι Εισόδου και Συμπεράσματα.....	63
6.1 Παράμετροι Εισόδου	63
6.1.1 Τιμή Κατωφλίσωσης.....	63
6.1.2 Παράμετρος K	65
6.1.3 Παράμετρος επιτρεπτού μεγέθους σημείων ανά συστάδα (cluster)	66
6.1.4 Ακτίνα γειτονικών περιοχών	67
6.2 Συμπεράσματα.....	68
Κεφάλαιο 7 Μελλοντικές Βελτιώσεις και Επεκτάσεις.....	70
Βιβλιογραφία	71

Κεφάλαιο 1:

Εισαγωγή

1.1. Σκοπός διπλωματικής εργασίας

Η τμηματοποίηση ή κατάτμηση εικόνας (image segmentation) ορίζεται ως ο διαμερισμός της εικόνας στα επιμέρους τμήματα (segments) που την απαρτίζουν και υπήρξε ανέκαθεν ένα από τα πιο σημαντικά και πιο δύσκολα προβλήματα στην επεξεργασία εικόνας και γενικότερα στην όραση υπολογιστών. Η σημασία της τμηματοποίησης της εικόνας έγκειται στο γεγονός ότι έχει ως απόλυτο στόχο να απλοποιήσει και να “αλλάξει” την εικόνα σε κάτι πιο ουσιώδες, που θα δίνει περισσότερα δεδομένα και θα καθιστά ευκολότερη την περαιτέρω ανάλυση της. Η διαχώριση των περιοχών της εικόνας μπορεί να γίνει βάσει συγκεκριμένων γνωρισμάτων της, όπως η φωτεινότητα των σημείων της ή τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της. Οι διάφορες τεχνικές τμηματοποίησης παρουσιάζονται εκτενέστερα στο 3^ο κεφάλαιο.

Η τμηματοποίηση εικόνων χρησιμοποιείται ευρέως σε διάφορους τομείς της καθημερινότητάς μας, με μια εκ των κυριότερων εφαρμογών της να είναι η απεικόνιση και επεξεργασία ιατρικών δεδομένων. Σκοπός της εφαρμογής αυτής είναι ο εντοπισμός όγκων και άλλων παθολογιών, η παροχή βοήθειας στις διαγνώσεις και στη μελέτη της ανατομικής δομής κ.α. Σχεδόν πάντα στην απεικόνιση ιατρικών δεδομένων πρέπει να επεξεργαστεί ένας μεγάλος όγκος δεδομένων και από αυτόν να εξαχθεί πλήθος σχετικών πληροφοριών. Έτσι μέσω της τμηματοποίησης της εικόνας μπορούν να δημιουργηθούν τρισδιάστατα (3D) μοντέλα, μέσω αλγορίθμων παρεμβολής, των επιθυμητών περιοχών που εντοπίζονται στις εικόνες, για την εξαγωγή περισσότερων και χρήσιμων πληροφοριών.

Ένα νέφος σημείων (point cloud) αποτελεί το αποτέλεσμα της επεξεργασίας πρωτογενών δεδομένων τα οποία ψηφιοποιούνται τρισδιάστατα και ορίζεται ως το πλήθος των μεμονωμένων τρισδιάστατων σημείων (με συντεταγμένες X, Y, Z) που ανήκουν στο αντικείμενο της ψηφιοποίησης. Αναλόγως των απαιτήσεων της εκάστοτε εφαρμογής, τα σημεία αυτά είτε χρησιμοποιούνται ως έχουν, είτε γίνονται η πρώτη ύλη για την παραγωγή μιας μεγάλης σειράς δευτερογενών προϊόντων.

Για την εξαγωγή τρισδιάστατων δεδομένων χρησιμοποιούνται συνήθως δισδιάστατες εικόνες τύπου Dicom (Digital Imaging and Communications in Medicine), κάθε μια εκ των οποίων

απεικονίζει μια τομή κατά μήκος του κεφαλιού του ασθενή που πάθησε με την χρήση υπολογιστικού τομογράφου (Computed Tomography - CT). Στην παρούσα εργασία, κάθε σειρά από τα οδοντιατρικά δεδομένα CT μοντελοποιείται σε ένα τρισδιάστατο μοντέλο απεικόνισης χρησιμοποιώντας νέφη σημείων με την βοήθεια της βιβλιοθήκης λογισμικού PCL (Point Cloud Library). Οι μέθοδοι τμηματοποίησης που χρησιμοποιούνται κάθε φορά δέχονται ως πρώτη ύλη το μοντέλο νεφών σημείων που παράγεται από τα ιατρικά δεδομένα και έχουν ως βασικό στόχο την όσο το δυνατόν καλύτερη κατάτμησή του. Η χρήση κατωφλίου για την εξαγωγή του μοντέλου νεφών σημείων από τα δεδομένα είναι απαραίτητη προτού αυτό εισαχθεί στην εκάστοτε μέθοδο τμηματοποίησης και στόχο έχει να αποκόψει τις περιοχές με χαμηλή φωτεινότητα (μύες, μαλακοί ιστοί), καθιστώντας έτσι δυνατή την τρισδιάστατη απεικόνιση μόνο των επιθυμητών περιοχών οι οποίες έχουν υψηλότερη φωτεινότητα (οστά και δόντια). Μια μεγάλη δυσκολία όμως είναι ότι τα δόντια παρουσιάζονται με παραπλήσιες φωτεινότητες και οι αποστάσεις μεταξύ τους είναι πολύ μικρές, καθιστώντας έτσι ακόμη πιο δύσκολη την κατάτμησή τους και άρα την ανάγκη να βρεθεί τρόπος διαχωρισμού τους.

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η υλοποίηση διαφόρων μεθόδων τρισδιάστατης τμηματοποίησης των οδοντιατρικών δεδομένων με βάση τα γεωμετρικά τους χαρακτηριστικά και η μετέπειτα σύγκριση τους. Εφαρμόζονται τρεις αλγόριθμοι τμηματοποίησης με σκοπό την σύγκριση των αποτελεσμάτων που παρέχει η κάθε μέθοδος για την τρισδιάστατη απεικόνιση του επιθυμητού δοντιού. Η σύγκριση αυτή βασίζεται στην ποιότητα απεικόνισης των επιθυμητών δοντιών, στον χρόνο που χρειάζεται η κάθε μέθοδος για να υλοποιήσει την τρισδιάστατη τμηματοποίηση και στον αριθμό των παραμέτρων που μπορούν να αυτοματοποιηθούν για κάθε μέθοδο.

Οι μέθοδοι που υλοποιήθηκαν είναι οι εξής:

1. Region Growing τμηματοποίηση.
2. Euclidean cluster extraction τμηματοποίηση.
3. Difference of Normals (DoN) based τμηματοποίηση.

Συγκεκριμένα στο πλαίσιο της διπλωματικής εργασίας δημιουργήθηκε ένας αλγόριθμος ο οποίος ακολουθεί τα εξής βήματα: α) Δέχεται μια σειρά από ιατρικά δεδομένα CT, β) Εφαρμόζει τεχνική κατωφλίωσης με σκοπό την απόρριψη των ανεπιθύμητων περιοχών, γ) Δημιουργεί νέφη σημείων (point clouds) για την τρισδιάστατη αναπαράσταση των οδοντιατρικών δεδομένων δ) Εφαρμόζει την εκάστοτε μέθοδο τρισδιάστατης τμηματοποίησης και ε) Παρουσιάζει τα τμήματα που αναγνωρίστηκαν σε κάθε περίπτωση, μέσω τρισδιάστατων μοντέλων.

Για κάθε σύνολο δεδομένων εκτελούμε ξεχωριστά την κάθε μέθοδο ούτως ώστε να κατανοήσουμε πλήρως τον τρόπο λειτουργίας της και την συμπεριφορά της και να κρίνουμε εκ των αποτελεσμάτων ποια είναι η βέλτιστη.

Η εφαρμογή της διαδικασίας αυτής στην σύγχρονη οδοντιατρική έγκειται στο ότι ο οδοντίατρος θα μπορεί να δει ξεκάθαρα το επιθυμητό δόντι και ποιες αλλαγές έχουν γίνει, πριν και μετά από την εγχείρηση, σε τρισδιάστατη απεικόνιση. Οι πληροφορίες που προκύπτουν από την κατάτμηση των συγκεκριμένων δεδομένων μπορούν να τον βοηθήσουν στο σχεδιασμό ενός πλάνου θεραπείας και να καθοδηγήσουν τους ειδικούς σε διάφορες χειρουργικές επεμβάσεις. Οι επεμβάσεις αυτές γίνονται είτε για αισθητικούς είτε για ορθοδοντικούς σκοπούς, όπως η τοποθέτηση εμφυτευμάτων.

1.2. Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας

Στο υπόλοιπο μέρος της διπλωματικής εργασίας γίνεται μια επισκόπηση τόσο του θεωρητικού μέρους όσο και της μεθοδολογίας υλοποίησης των μεθόδων τμηματοποίησης που χρησιμοποιήθηκαν και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα με βάση τα οποία θα συγκριθούν οι εν λόγω μέθοδοι. Γενικώς, η παρούσα διπλωματική εργασία διαρθρώνεται ως εξής:

Στο **κεφάλαιο 2** αναφέρονται οι κυριότερες τεχνικές απεικόνισης των οδοντιατρικών δεδομένων. Παρουσιάζονται οι απεικονιστικές τεχνικές ακτινογραφικών δεδομένων αλλά και η τεχνική απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού, η τεχνική απεικόνισης υπερήχων και διάφορες νεότερες εναλλακτικές τεχνικές.

Στο **κεφάλαιο 3** γίνεται παρουσίαση του θεωρητικού μέρους των διαφόρων τεχνικών τμηματοποίησης οι οποίες κατηγοριοποιούνται σε intensity-based (βασισμένες στην φωτεινότητα) και σε geometry-based (βασισμένες στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά). Συγκεκριμένα παρουσιάζονται οι τεχνικές τμηματοποίησης με κατωφλίωση, με ανάπτυξη περιοχών (Region Growing), με clustering, με ανίχνευση ακμών, watershed, active contours (snakes) και υφής.

Στο **κεφάλαιο 4** γίνεται αναφορά στο πρακτικό μέρος και στην υλοποίηση του αλγορίθμου αλλά και των τεχνικών τμηματοποίησης που ακολουθεί η κάθε μέθοδος. Αναφέρεται επίσης η μεθοδολογία υπολογισμού των κάθετων διανυσμάτων (normals) με ακτίνα γειτονικών περιοχών και αναλύεται η μεθοδολογία των τεχνικών τμηματοποίησης με κατωφλίωση, με ανάπτυξη περιοχών (Region Growing), με clustering και με ακτίνα γειτονικών περιοχών.

Στο **κεφάλαιο 5** παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που εμφανίζει η κάθε μέθοδος τμηματοποίησης για τέσσερα σετ δεδομένων. Γίνεται ένας ποιοτικός έλεγχος και σχολιασμός των

αποτελεσμάτων και εν συνεχεία συγκρίνονται οι μέθοδοι με βάση την ακρίβεια των αποτελεσμάτων τους, την δυνατότητα αυτοματοποίησης των παραμέτρων τους και του χρόνου εκτέλεσής τους.

Στο **κεφάλαιο 6** παρουσιάζεται η συμπεριφορά της κάθε μεθόδου κατά την μεταβολή των παραμέτρων εισόδου της και αναφέρονται τα συμπεράσματα που προκύπτουν από την σύγκριση των μεθόδων τμηματοποίησης που χρησιμοποιήθηκαν.

Στο **κεφάλαιο 7** αναφέρονται διάφορες μελλοντικές βελτιώσεις και επεκτάσεις, όπως η λήψη δεδομένων από περισσότερους ασθενείς, η λήψη δεδομένων MRI, η αυτοματοποίηση της διαδικασίας επιλογής παραμέτρων και η υλοποίηση περισσότερων τεχνικών τμηματοποίησης ανά μέθοδο.

Κεφάλαιο 2:

Απεικονιστικές Τεχνικές στην Οδοντιατρική

Αδιαμφισβήτητα οι απεικονιστικές τεχνικές αποτελούν ένα πολύτιμο βοήθημα για τον κλινικό οδοντίατρο εφόσον παρέχουν την δυνατότητα επιβεβαίωσης της διάγνωσης διαφόρων οδοντιατρικών νόσων, της παρακολούθησης της εξέλιξης μιας αλλοίωσης ή της αποτίμησης θεραπευτικών χειρουργικών διαδικασιών. Έτσι, μια πλειάδα απεικονιστικών συστημάτων εντάχθηκαν στην καθημερινή κλινική πρακτική τόσο για τις ανάγκες της διάγνωσης και πρόγνωσης, όσο και για τις ανάγκες της αξιολόγησης. Κάθε είδος οδοντιατρικής απεικόνισης πρέπει να χαρακτηρίζεται από εγκυρότητα, να επιβαρύνει όσο το δυνατόν λιγότερο τον οργανισμό και να διεξάγεται σε σύντομο χρονικό διάστημα. Οι βασικότερες τεχνικές που χρησιμοποιούνται στη συντριπτική πλειοψηφία των περιπτώσεων της κλινικής οδοντιατρικής είναι οι ακτινολογικές τεχνικές. Η χρήση εναλλακτικών μεθόδων απεικόνισης, όπως η ψηφιακή φωτογραφία, οι υπέρηχοι και ο μαγνητικός συντονισμός είναι περιορισμένη.

2.1 Ακτινολογικές τεχνικές

Στις 8 Νοεμβρίου του 1895 ανακαλύφθηκαν οι ακτίνες-X από τον Wilhelm Conrad Roentgen, καθώς παρατήρησε ότι οι ακτίνες αυτές ήταν ικανές να διαπερνούν το ανθρώπινο σώμα και να παράγουν μια εικόνα αυτού απεικονίζοντας με λεπτομέρεια τις οστικές δομές [1]. Από τότε και έπειτα διάφορες ακτινολογικές τεχνικές χρησιμοποιούνται σε πλήθος οδοντιατρικών εφαρμογών και η Οδοντιατρική Ακτινολογία αποτελεί ένα από τα κυριότερα τμήματα της οδοντιατρικής επιστήμης. Οι οδοντιατρικές ακτινογραφίες χωρίζονται ανάλογα με την τοποθεσία των ακτινογραφικών αισθητήρων στις **ενδοστοματικές** (intraoral X-Rays) όπως η περιακρορριζική ακτινογραφία, η ακτινογραφία μυλικής σύγκλεισης και η ακτινογραφία δήξεως, όπου λαμβάνονται με την βοήθεια υποδοχέων ακτίνων X μικρού μεγέθους που εισάγονται μέσα στο στόμα, και στις **εξωστοματικές** (extraoral X-Rays), όπως η πανοραμική ακτινογραφία και η κεφαλομετρική ακτινογραφία, όπου οι υποδοχείς ακτίνων X τοποθετούνται εκτός στόματος.

2.1.1 Ενδοστοματική ακτινογραφία

Στην ενδοστοματική ακτινογραφία οι υποδοχείς ακτίνων X, που είτε πρόκειται για φιλμ στην περίπτωση της συμβατικής ακτινογραφίας είτε πρόκειται για PSP πλάκες ή ψηφιακούς αισθητήρες στην περίπτωση της ψηφιακής ακτινογραφίας, τοποθετούνται εντός της στοματικής κοιλότητας.

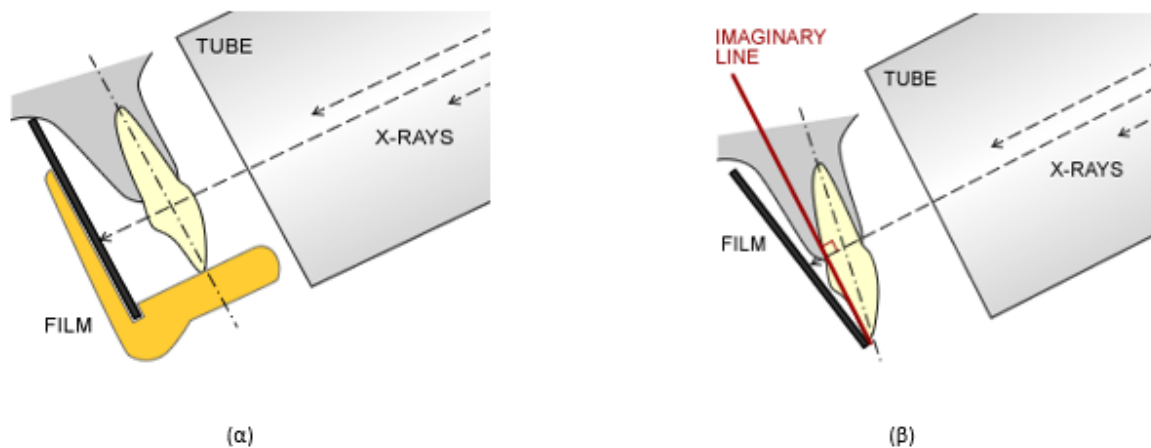
Τα είδη της δισδιάστατης ενδοστοματικής ακτινογραφίας διαφέρουν μεταξύ τους ως προς τον τρόπο λήψης και προβολής των εικονιζόμενων αντικειμένων και είναι τα εξής [2]:

- περιακρορριζική ακτινογραφία (periapical radiography) ή αλλιώς και οπισθοφατνική
- ακτινογραφία μυλικής σύγκλεισης (bitewing radiography)
- ακτινογραφία δήξεως (occlusal radiography)

2.1.1.1 Περιακρορριζική Ακτινογραφία

Η περιακρορριζική ακτινογραφία είναι ίσως η παλαιότερη οδοντιατρική ακτινογραφική τεχνική, αποτελεί όμως την καλύτερη τεχνική για την ακτινογραφική εξέταση των ασθενών του οδοντιατρείου [3]. Η περιακρορριζική ακτινογραφία έχει τη δυνατότητα να προβάλλει μεμονωμένα δόντια και τους ιστούς γύρω από τις κορυφές. Κάθε εικόνα δείχνει συνήθως από δύο έως τέσσερα δόντια και παρέχει λεπτομερείς πληροφορίες σχετικά με τα δόντια και το φατνιακό οστό που τα περιβάλλει [2]. Υπάρχουν δύο τεχνικές προβολής για την περιακρορριζική ακτινογραφία:

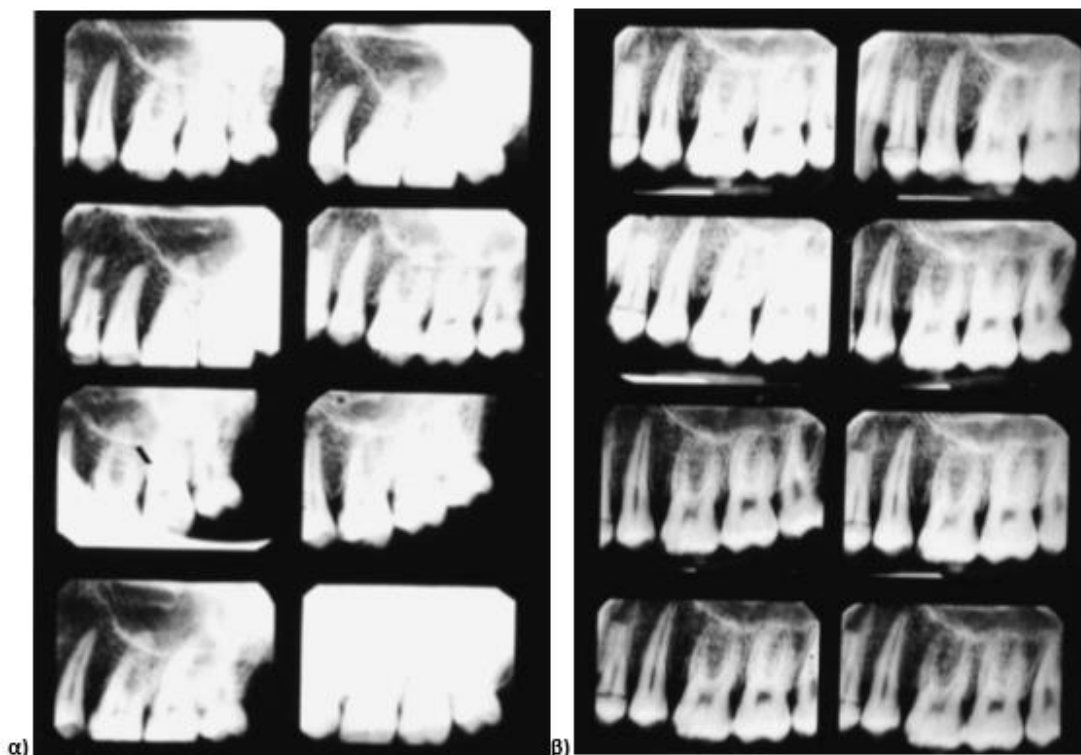
- η τεχνική του παραλληλισμού (paralleling technique) όπου ο υποδοχέας ακτίνων Χ (το φιλμ, η PSP πλάκα ή ο ψηφιακός αισθητήρας) τοποθετείται παράλληλα με τον κεντρικό άξονα του δοντιού και η κεφαλή των ακτίνων Χ ρίχνει την δέσμη παράλληλα προς το δόντι και τον υποδοχέα ακτίνων Χ (Εικόνα 2.1α)).
- η τεχνική της διχοτόμου (bisecting-angle technique) όπου ο υποδοχέας ακτίνων Χ τοποθετείται όσο το δυνατόν πλησιέστερα προς την υπερώια / γλωσσική επιφάνεια του δοντιού. Η γωνία που σχηματίζεται από τον υποδοχέα ακτίνων Χ και τον μεγάλο άξονα του δοντιού διχοτομείται νοητά και η κεφαλή της δέσμης των ακτίνων Χ τοποθετείται σε ορθή γωνία προς αυτή τη νοητή διχοτόμο στοχεύοντας την κορυφή των δοντιών (Εικόνα 2.1β)) [4].



Εικόνα 2.1: Τεχνικές περιακρορριζικής ακτινογραφίας. α) Η τεχνική του παραλληλισμού και β) η τεχνική της διχοτόμου [2].

Η τεχνική του παραλληλισμού παρέχει πιο αξιόπιστες πληροφορίες σχετικά με την έκταση μιας παθολογικής διαδικασίας εφόσον παρέχει πιο ακριβείς, λιγότερο παραμορφωμένες εικόνες και προτείνεται ως η τεχνική που θα πρέπει να επιλέγεται για περιακρορριζική ακτινογραφία [5]. Αυτό επιβεβαιώνεται και από την εικόνα με τα αποτελέσματα των δύο τεχνικών (εικόνα 2.2). Η τεχνική της διχοτόμησης προτείνεται ως εναλλακτική τεχνική για περιπτώσεις που η μέθοδος του παραλληλισμού δεν μπορεί να εφαρμοστεί εξαιτίας της ανατομίας του στόματος του ασθενούς ή της δυσφορίας που μπορεί να προκαλέσουν τα στηρίγματα που χρησιμοποιούνται για τον υποδοχέα των ακτίνων X [6].

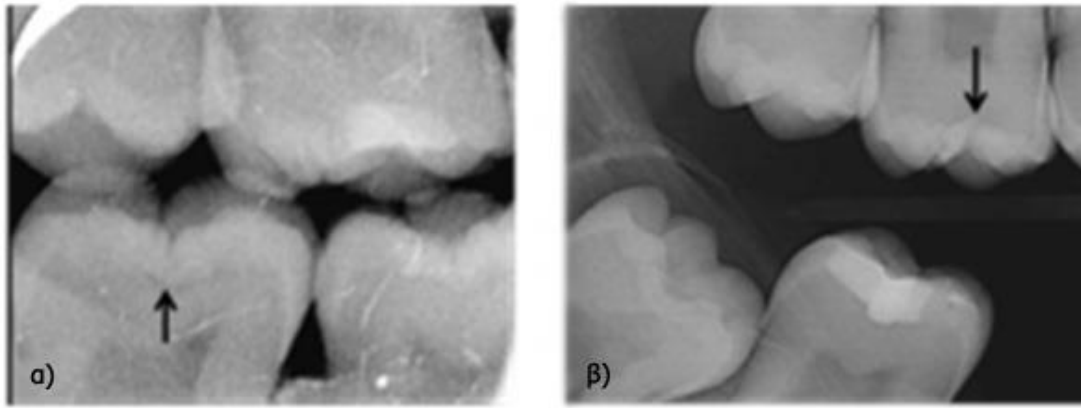
Η περιακρορριζική ακτινογραφία χρησιμοποιείται κυρίως για την αξιολόγηση της υγείας των περιακρορριζικών ιστών, για την εκτίμηση των δοντιών και των παρακείμενων ιστών μετά από τραύμα και για την αξιολόγηση των ακρορριζικής παθολογίας εντός του φατνιακού οστού. Επιπλέον, χρησιμοποιείται για να αποσαφηνιστεί η παρουσία ή απουσία εγκλείστου δοντιού. Τέλος, σε κάποιες περιπτώσεις χρησιμοποιείται κατά τη διάρκεια ή / και μετά από χειρουργικές και ενδοδοντικές θεραπείες [2].



Εικόνα 2.2: Παραδείγματα περιεκρορριζικής ακτινογραφίας α) με την τεχνική της διχοτόμου και β) με την τεχνική του παραλληλισμού. Γίνεται εμφανές πως η τεχνική του παραλληλισμού παρέχει πιο ακριβείς και αξιόπιστες εικόνες [2].

2.1.1.2 Ακτινογραφία μυλικής σύγκλεισης

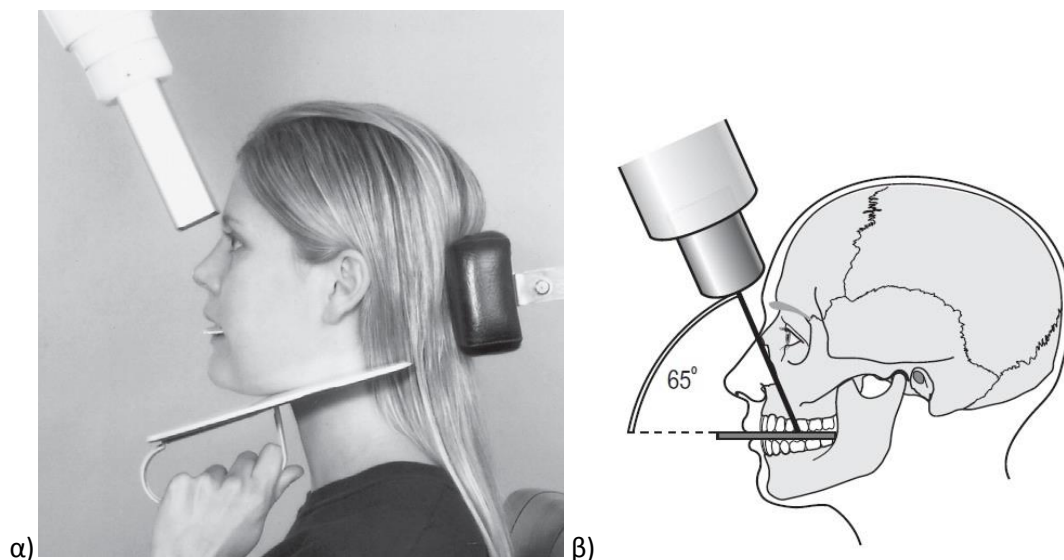
Η ακτινογραφία μυλικής σύγκλεισης (bitewing radiography) αποτελεί την πιο διαδεδομένη και έγκυρη ακτινογραφική μέθοδο ενδοστοματικής ακτινογραφίας για τον εντοπισμό της τερηδόνας (Εικόνα 2.3). Η τεχνική της ακτινογραφίας μυλικής σύγκλεισης προτάθηκε από τον Raper το 1925 και χρησιμοποιείται μέχρι και σήμερα με μικρές μόνο τροποποιήσεις [7]. Το ακτινογραφικό πλακίδιο βρίσκεται πάνω στον συγκρατητήρα ακτινογραφιών, τον οποίο συγκρατεί ο ασθενής με τα δόντια του δαγκώνοντας το πτερύγιο (wing) που διαθέτει. Έτσι προκύπτει και η αγγλική ορολογία “bitewing” της τεχνικής [7]. Η ακτινογραφία μυλικής σύγκλεισης παρέχει την δυνατότητα εντοπισμού αρχόμενων τερηδονικών αλλοιώσεων καλύτερα από τις υπόλοιπες δισδιάστατες ακτινογραφικές τεχνικές και επιτρέπει την εκτίμηση της εξάπλωσης της τερηδόνας [8]. Πέρα από την ανίχνευση και παρακολούθηση της προόδου της τερηδόνας αυτός ο τύπος ενδοστοματικής ακτινογραφίας χρησιμοποιείται για την εκτίμηση των υφιστάμενων αποκαταστάσεων και της περιοδοντικής κατάστασης. Προσφέρει ικανοποιητική άποψη του φατνιακού οστού και αποτελεί μια αποτελεσματική μέθοδο για την ανίχνευση της φατνιακής οστικής απώλειας [9].



Εικόνα 2.3: Ακτινογραφίες μυλικής σύγκλισης α) μασητική τερηδόνα στην οδοντίνη β) αρχόμενη μασητική τερηδόνα στην οδοντίνη [10].

2.1.1.3 Ακτινογραφία δήξεως

Η ακτινογραφία δήξεως (occlusal radiography) είναι μια ενδοστοματική τεχνική όπου ο υποδοχέας των ακτίνων Χ τοποθετείται στο μασητικό επίπεδο (Εικόνα 2.4).



Εικόνα 2.4: Παράδειγμα τοποθέτησης ασθενούς για την λήψη ακτινογραφίας δήξεως του μπροστινού μέρους της άνω γνάθου και των άνω πρόσθιων δοντιών. α) Κατά την λήψη της ακτινογραφίας ο ασθενής τοποθετείται με την μασητική επιφάνεια οριζόντια και παράλληλη προς το πάτωμα και καλείται να στηρίξει μια προστατευτική ασπίδα του θυρεοειδούς. Ο υποδοχέας ακτίνων Χ τοποθετείται επίπεδα μέσα στο στόμα, στις μασητικές επιφάνειες της κάτω γνάθου. Η κεφαλή είναι τοποθετημένη πάνω από τον ασθενή, με στόχο προς τον υποδοχέα σε γωνία 65° - 70° , μέσω της γέφυρας της μύτης β) Διάγραμμα που δείχνει την τοποθέτηση του υποδοχέα ακτίνων Χ και την γωνία λήψης [2].

Η ακτινογραφία δήξεως έχει μεγάλη διαγνωστική σημασία στην οδοντιατρική πράξη καθώς υπάρχουν πολλές περιπτώσεις όπου οι ακτινογραφίες μυλικής σύγκλισης και οι περιακρορριζικές δεν επαρκούν [11]. Βοηθούν κυρίως στη ανίχνευση της παρουσίας έγκλειστων κυνοδόντων, ξένων σωμάτων, διατηρούμενων ριζών και στην εκτίμηση του μεγέθους και της έκτασης βλαβών όπως κύστεις ή όγκους στην πρόσθια άνω γνάθο.



Εικόνα 2.5: Παραδείγματα ακτινογραφιών δήξεως [12,13].

2.1.2 Εξωστοματική ακτινογραφία

Στην εξωστοματική ακτινογραφία το φιλμ, οι πλάκες PSP, ή οι ψηφιακοί αισθητήρες τοποθετούνται εκτός της στοματικής κοιλότητας, πίσω από το κεφάλι του ασθενούς και αντίθετα από το απεικονιζόμενο αντικείμενο. Οι πιο διαδεδομένες τεχνικές δισδιάστατης εξωστοματικής ακτινογραφίας είναι:

- Η πανοραμική ακτινογραφία (panoramic radiography)
- Η κεφαλομετρική ακτινογραφία (cephalometric radiography)

ενώ οι πιο διαδεδομένες τεχνικές τρισδιάστατης εξωστοματικής ακτινογραφίας είναι:

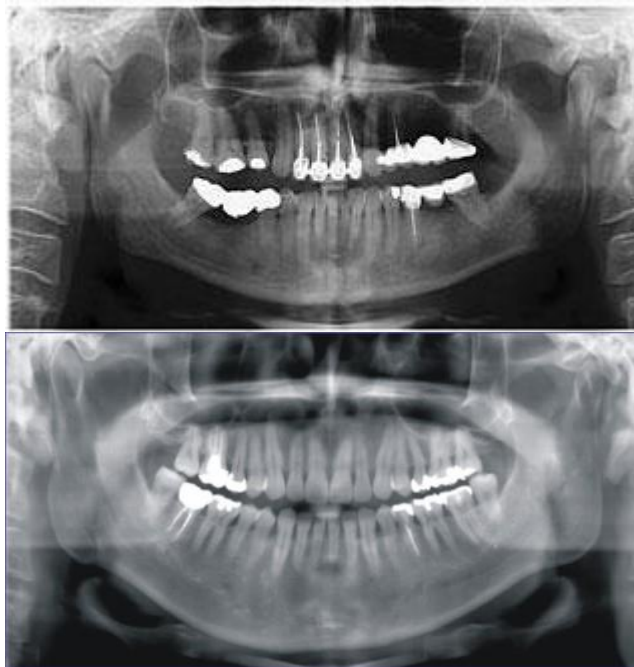
- Η υπολογιστική τομογραφία (computed tomography)
- Η υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης (Cone Beam Computed Tomography ή CBCT)

2.1.2.1 Πανοραμική ακτινογραφία

Η πανοραμική ακτινογραφία (panoramic radiography) είναι μια πανοραμική σάρωση της δισδιάστατης όψης των σιαγόνων και των υποστηρικτικών δομών τους από αυτή σε αυτή. Ο εξοπλισμός λήψης πανοραμικών ακτινογραφιών αποτελείται από έναν περιστρεφόμενο βραχίονα που έχει στο ένα άκρο την πηγή των ακτίνων X και στην άλλη τον υποδοχέα. Λαμβάνεται με τον ασθενή να είναι τοποθετημένος με το κεφάλι του να στέκεται μεταξύ της γεννήτριας και του υποδοχέα των ακτίνων X. Καθώς ο βραχίονας περιστρέφεται προβάλλεται στον υποδοχέα των ακτίνων το τμήμα της ανατομίας του ασθενούς που σαρώνεται την συγκεκριμένη στιγμή. Μόλις ολοκληρωθεί η διαδικασία και έχει σαρωθεί περιμετρικά όλο το κρανίο προβάλλεται η πλήρης πανοραμική ανατομία [14].

Η πανοραμική ακτινογραφία αποτελεί μια δημοφιλή τεχνική στον τομέα της οδοντιατρικής και οι κύριοι λόγοι που συμβαίνει αυτό είναι το ότι όλα τα δόντια και οι υποστηρικτικές δομές τους

εμφανίζονται σε μια εικόνα, η τεχνική είναι σχετικά απλή και η δόση της ακτινοβολίας είναι σχετικά χαμηλή (Εικόνα 2.6). Απαιτείται περίπου το 1/5 της δόσης που χρειάζεται κατά την ενδοστοματική ακτινογραφία για έναν ολοκληρωμένο έλεγχο του στόματος. Το βασικότερο μειονέκτημα αυτής της τεχνικής είναι ότι η προκύπτουσα προβολή είναι μια διατομεακή ακτινογραφία που παράγεται με την κίνηση του εξοπλισμού και, όπως και σε όλες τις μορφές τομογραφίας, μόνο δομές εντός της τομής θα είναι εμφανείς και στη τελική εικόνα. Η ποιότητα της πανοραμικής εικόνας είναι γενικά κατώτερη από αυτή που λαμβάνεται με τη χρήση ενδοστοματικών ακτινογραφικών τεχνικών και η ερμηνεία της πιο περίπλοκη [2]. Χρησιμοποιείται κυρίως για διαγνωστικά προβλήματα όπου απαιτείται ευρεία κάλυψη των σιαγόνων. Παραδείγματα τέτοιων περιπτώσεων είναι η αξιολόγηση τραύματος, ο εντοπισμός του τρίτου γομφίου, η επιβεβαίωση γνωστών ή προς υποψία μεγάλων αλλοιώσεων, η αξιολόγηση της φατνιακής κορυφής για την εισαγωγή οδοντικών εμφυτευμάτων και η αποτίμηση χειρουργικών επεμβάσεων άνω ή κάτω γνάθου. Αυτές οι εργασίες δεν απαιτούν την υψηλή ευκρίνεια και τις έντονες λεπτομέρειες των ενδοστοματικών ακτινογραφιών [4, 14].



Εικόνα 2.6: Παραδείγματα πανοραμικών ακτινογραφιών [2].

2.1.2.2 Κεφαλομετρική ακτινογραφία

Η κεφαλομετρική ακτινογραφία (cephalometric radiography) (Εικόνα 2.7) αποτελεί μια τυποποιημένη μορφή ακτινογραφίας κρανίου που χρησιμοποιείται εκτενώς στην οδοντιατρική για να αξιολογήσει τις σχέσεις των δοντιών προς τις σιαγόνες και των σιαγόνων προς το υπόλοιπο του σκελετού του προσώπου. Η τυποποίηση ήταν απαραίτητη για την ανάπτυξη της εφόσον η

μέτρηση και η σύγκριση συγκεκριμένων αποστάσεων, σημείων και γραμμών του προσώπου αποτελεί πλέον αναπόσπαστο κομμάτι της ορθοδοντικής αξιολόγησης [2].

Η βασική συνεισφορά τους αφορά κυρίως στους τομείς της ορθοδοντικής και της προγναθικής χειρουργικής. Στην ορθοδοντική αποτελεί απαραίτητο βοήθημα για την αρχική διάγνωση και την επιβεβαίωση των υποκείμενων ανωμαλιών στο σκελετικό ή μαλακό ιστό του κρανίου. Στη συνέχεια συνεισφέρει στο σχεδιασμό της θεραπείας, στην παρακολούθηση της προόδου της και στην αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της. Παρομοίως στην προγναθική χειρουργική βοηθούν στην προεγχειρητική αξιολόγηση των σκελετικών και μαλακών ιστών, στον προγραμματισμό της θεραπείας και στην μετεγχειρητική εκτίμηση των αποτελεσμάτων [2, 15].



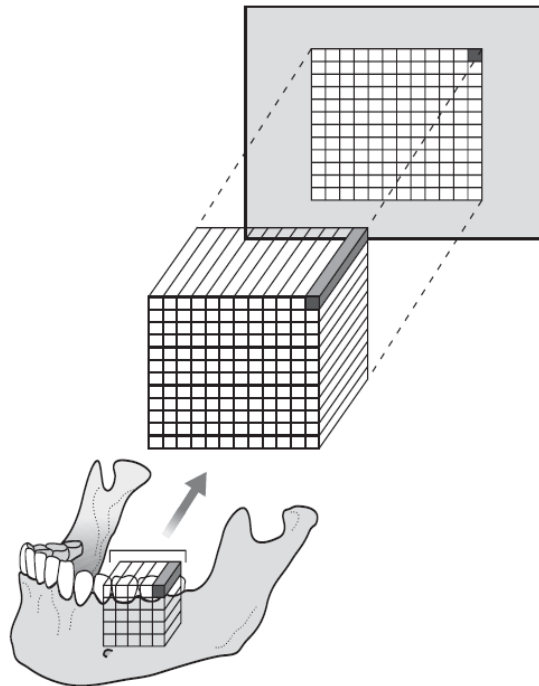
Εικόνα 2.7: Παραδείγματα κεφαλομετρικής ακτινογραφίας [2].

Μέχρι πρόσφατα η συμβατική κεφαλομετρική ανάλυση γινόταν με τον εντοπισμό ακτινογραφικών οροσήμων σε επικαλύψεις αιθυλεστέρα και την μέτρηση των γραμμικών και γωνιακών τιμών. Με τη ραγδαία εξέλιξη της υπολογιστικής τομογραφίας, η ψηφιακή ανίχνευση έχει αντικαταστήσει σταδιακά τις χειρωνακτικές μεθόδους ανίχνευσης [16].

2.1.2.3 Συμβατική Υπολογιστική Τομογραφία

Οι δισδιάστατες τεχνικές που περιγράφηκαν, τόσο σε αναλογική όσο και σε ψηφιακή μορφή, προβάλλουν στις δύο διαστάσεις του μέσου απεικόνισης τις τρισδιάστατες δομές των απεικονιζόμενων αντικειμένων. Στην ψηφιακή επεξεργασία εικόνας, κάθε pixel δύο διαστάσεων αντιπροσωπεύει ένα κυβοειδές τριών διαστάσεων ή voxel του ασθενούς. Αυτό φαίνεται διαγραμματικά στην Εικόνα 2.8. Το βάθος του κυβοειδούς εξαρτάται από το πάχος του μέρους του σώματος που διαπερνάτε από τις ακτίνες Χ. Κάθε pixel μετρά την συνολική απορρόφηση

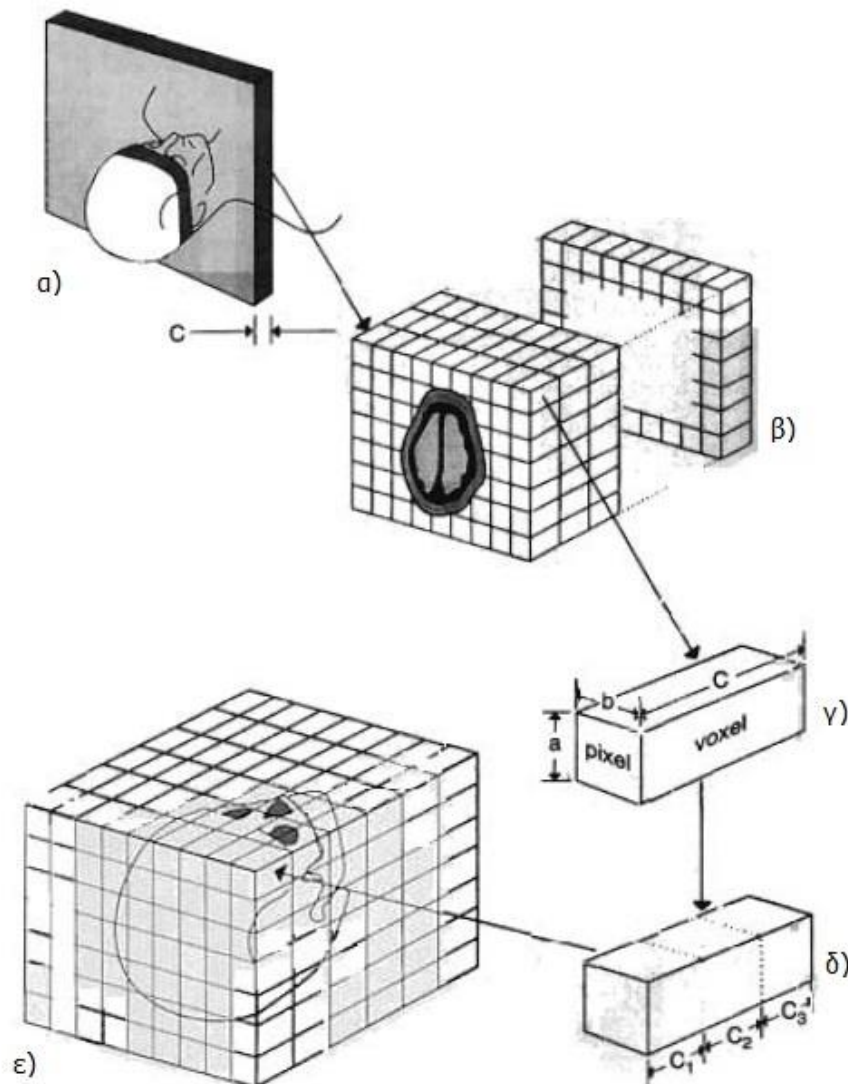
ακτίνων X στο σύνολο του κάθε voxel [2]. Αυτός ο δισδιάστατος περιορισμός έχει ξεπεραστεί με την ανάπτυξη της υπολογιστικής ή αξονικής τομογραφίας (computer tomography - CT).



Εικόνα 2.8: Διάγραμμα που επιδεικνύει πως οι τρεις διαστάσεις του σιαγώνα προβάλλονται ως ψηφιακή εικόνα αποτελούμενη από έναν πίνακα δισδιάστατων pixels [2].

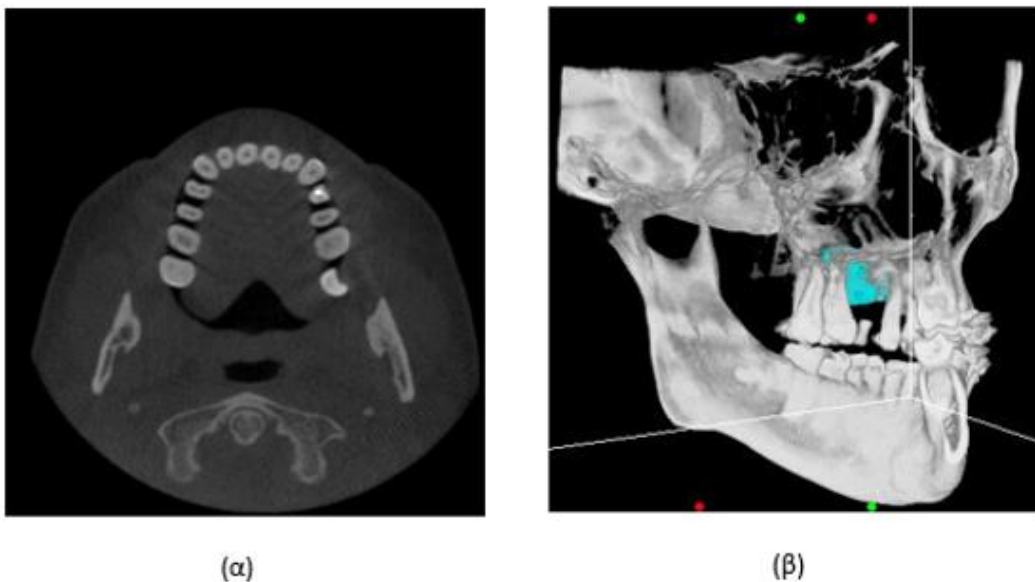
Η αξονική τομογραφία ανακαλύφθηκε από τον Hounsfield το 1974 και σήμερα, έπειτα από βελτιώσεις, η οδοντιατρική αξονική τομογραφία χρησιμοποιείται για τη διάγνωση της στοματικής και γναθοπροσωπικής παθολογίας. Το κύριο πλεονέκτημά της έναντι των δισδιάστατων ακτινογραφιών είναι το γεγονός ότι μπορεί να εξαλείψει την υπέρθεση των εικόνων των παρακείμενων ιστών. Δεδομένου ότι παρέχει εικόνες οστών με υψηλή ποιότητα, είναι η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνική απεικόνισης. Οι τομογραφικές εικόνες, που λαμβάνονται ως εγκάρσιες διατομές, αποθηκεύονται στον υπολογιστή και στη συνέχεια ανασυντάσσονται. Με αυτό τον τρόπο, λαμβάνονται απεικονίσεις του αντικειμένου ενδιαφέροντος (του κρανίου όσον αφορά σε οδοντιατρικές εφαρμογές) σε αξονικό, οβελιαίο και στεφανιαίο επίπεδο. Όταν αυτά τα επίπεδα συνδυαστούν με τη βοήθεια μιας εφαρμογής λογισμικού, μια τρισδιάστατη εικόνα μπορεί να ληφθεί (Εικόνα 2.9). Οι εικόνες λαμβάνονται από περιστρεφόμενο σύστημα πηγής ακτινοβολίας με τον ασθενή σε ύπτια θέση και κατά τη διάρκεια ήρεμης αναπνοής [17]. Για την αξιολόγηση μαλακών ιστών κάποιες φορές χρειάζεται ενέσιμη χορήγηση παραγόντων αντίθεσης (contrast agents) με στόχο την βελτίωση της απεικονιστικής δυνατότητας της αξονικής τομογραφίας. Όταν λαμβάνεται μια αξονική τομογραφία της στοματικής και γναθοπροσωπικής περιοχής, οι εικόνες αποκτούνται από την κορυφή του μετωπιαίου κόλπου προς την υπογενίδια περιοχή. Η αξονική τομογραφία χρησιμοποιείται στη γναθοπροσωπική χειρουργική, στην

επανορθωτική χειρουργική, στην ορθογναθική χειρουργική, στην ανίχνευση αλλοιώσεων, όπως κύστες/όγκοι, τραύματα, για τη διάγνωση παθήσεων των κροταφογναθικών αρθρώσεων, αλλά και σε διάφορες άλλες οδοντιατρικές εφαρμογές, καθώς και για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων.



Εικόνα 2.9: Η κατασκευή της CT εικόνας. α) Τα δεδομένα μια εικόνας ενός επιπέδου λαμβάνονται από πολλαπλές προβολές που πραγματοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια μιας περιστροφής 360° γύρω από τον ασθενή. β) Μία εικόνα ενός επιπέδου κατασκευάζεται από τα χαρακτηριστικά απορρόφησης του θέματος και εμφανίζεται ως διαφορές σε οπτική πυκνότητα, που κυμαίνονται από -1000 έως 1.000 μονάδες Hounsfield. Πολλά επίπεδα μπορούν να απεικονιστούν από πολλαπλές συνεχόμενες σαρώσεις. γ) Η εικόνα αποτελείται από μία μήτρα των επιμέρους pixels που αντιπροσωπεύουν την όψη ενός όγκου που ονομάζεται voxel. Παρά το γεγονός ότι οι διαστάσεις a και b καθορίζονται εν μέρει από το πρόγραμμα του υπολογιστή που χρησιμοποιείται για την κατασκευή της εικόνας, η διάσταση c ελέγχεται από τους κατευθυντήρες όπως και στο α). δ) Κυβοειδή voxels μπορεί να δημιουργηθούν από το αρχικό ορθογώνιο voxel με παρεμβολή υπολογιστή. ε) Αυτό επιτρέπει το σχηματισμό τρισδιάστατης εικόνας [17].

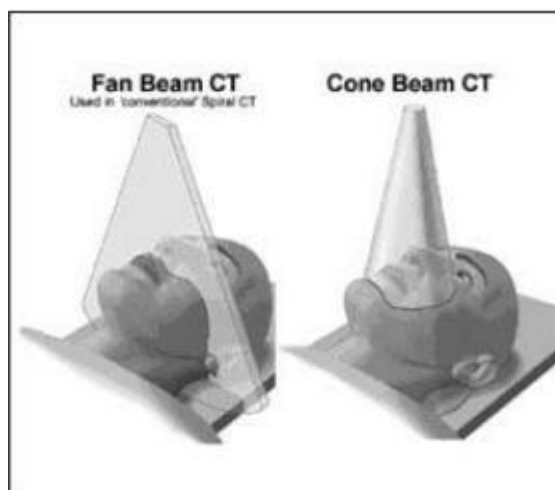
Η οδοντιατρική αξονική τομογραφία έχει ένα πλήθος πλεονεκτημάτων έναντι των δισδιάστατων ακτινογραφικών τεχνικών. Καταρχήν, η ανεπιθύμητη υπέρθεση άλλων ιστών στην περιοχή εξαλείφεται και εξαιτίας της υψηλής ανάλυσης της αξονικής τομογραφίας, οι διαφορές μεταξύ των ιστών με διαφορετικές φυσικές πυκνότητες μπορούν να διακριθούν καλύτερα. Είναι γεγονός ότι με την υπολογιστική τομογραφία είναι εφικτό να διακριθούν ιστοί των οποίων η φυσική πυκνότητα διαφέρει λιγότερο από 1%, ενώ στις συμβατικές τεχνικές χρειάζεται διαφορά πυκνότητας τουλάχιστον 10% για να μπορεί να διακριθεί. Επιπλέον, είναι δυνατή η λήψη εικόνων των ιστών που βρίσκονται σε αξονικό, στεφανιαίο και οβελιαίο επίπεδο και δεν δημιουργεί καμία παραμόρφωση. Αποτελεί ένα ιδιαίτερα χρήσιμο εργαλείο για το σχεδιασμό της οδοντικής εισαγωγής του εμφυτεύματος. Τέλος, στην παρουσία σχηματισμών όπως είναι οι κύστες και οι όγκοι μπορεί να προσδιορίσει αν αυτοί οι σχηματισμοί έχουν στερεά ή υγρή δομή μέσω μετρήσεων της πυκνότητας [17]. Τα κύρια μειονεκτήματα της οδοντιατρικής αξονικής τομογραφίας είναι η αναγκαιότητα χορήγησης παραγόντων αντίθεσης για την απεικόνιση των μαλακών ιστών, η μεγαλύτερη έκθεση του ασθενούς σε ακτινοβολία και η υποβάθμιση της εικόνας από μεταλλικά αντικείμενα όπως το οδοντιατρικό στέμμα και τα σφραγίσματα [4]. Στην πιο κάτω εικόνα (Εικόνα 2.10) παρουσιάζεται μια τομή της άνω γνάθου από δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας και η τρισδιάστατη ανακατασκευή του κρανίου ενός ασθενή, για οδοντιατρική χρήση.



Εικόνα 2.10: (α) Παράδειγμα τομής της άνω γνάθου από δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας (δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν για την τμηματοποίηση), (β) Παράδειγμα ανακατασκευασμένης τρισδιάστατης απεικόνισης του κρανίου για οδοντιατρική χρήση [18].

2.1.2.4 Οδοντιατρική Υπολογιστική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης

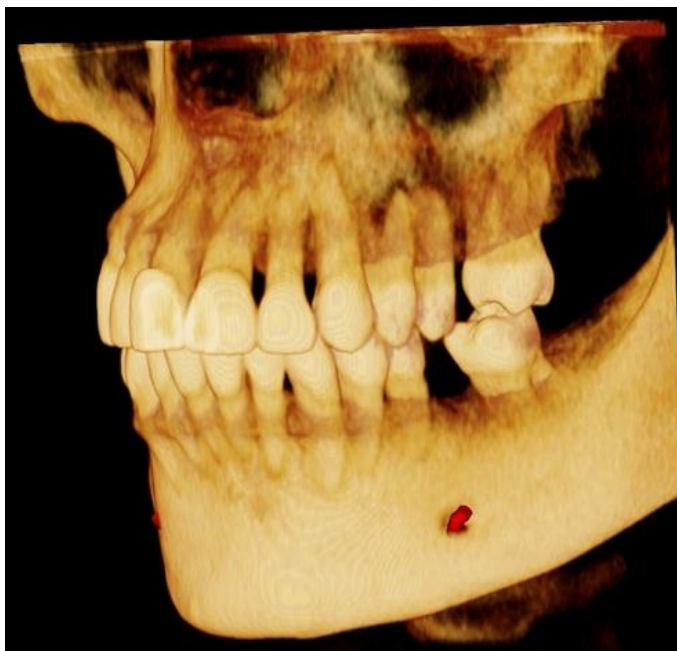
Στην οδοντιατρική πρακτική, η υπολογιστική τομογραφία έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως για τη μελέτη του οστικού υποστρώματος και τη διάγνωση παθήσεων των γνάθων. Την τελευταία δεκαετία κυκλοφόρησαν και εξελίχθηκαν ειδικοί υπολογιστικοί τομογράφοι, για την εξέταση αποκλειστικά της γναθοπροσωπικής περιοχής. Οι οδοντιατρικοί αυτοί υπολογιστικοί τομογράφοι βασίζονται στην αρχή της «χαμηλής δόσης, κωνικής δέσμης, υπολογιστικής τομογραφίας» και είναι σχεδιασμένοι για την απεικόνιση μόνον των σκληρών ιστών του σπλαχνικού κρανίου. Η κωνικής δέσμης υπολογιστική τομογραφία (CBCT) που ονομάζεται και ογκομετρική, χρησιμοποιεί, όπως φανερώνει και το όνομά της, κωνικού σχήματος δέσμη ακτινοβολίας (Εικόνα 2.11).



Εικόνα 2.11: Αρχές λειτουργίας ιατρικού υπολογιστικού τομογράφου (αριστερά) και κωνικής δέσμης οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου (δεξιά) [19].

Η αρχή λειτουργίας του συστήματος διαφέρει από τους ιατρικούς αξονικούς τομογράφους, κυρίως ως προς το ότι δεν απαιτείται η αρχική λήψη των εγκάρσιων τομών, για την περαιτέρω ανασύνθεση της εικόνας, αλλά οι τομές αυτές δημιουργούνται ψηφιακά από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή του συστήματος, έπειτα από επεξεργασία του ψηφιακού ειδώλου του αντικειμένου που ακτινοβολήθηκε. Σε αντίθεση με τους ιατρικούς αξονικούς τομογράφους, στον οδοντιατρικό τομογράφο το σύστημα λυχνίας αισθητήρα πραγματοποιεί μόνο μια πλήρη περιστροφή 360°, γύρω από το κεφάλι του ασθενούς. Κατά την περιστροφική αυτή κίνηση πραγματοποιείται μία σειρά από συνεχόμενες εκπομπές ακτινοβολίας X (τυπικά μία κάθε φορά, ανά μοίρα περιστροφής), προκειμένου να αποδοθεί η αρχική ψηφιακή εικόνα στην οθόνη του υπολογιστή. Με τον τρόπο αυτό λαμβάνεται το τρισδιάστατο είδωλο του αντικειμένου που ακτινοβολήθηκε από διαφορετικές γωνίες. Τα ακτινογραφικά στοιχεία που χρησιμοποιεί ο οδοντιατρικός

τομογράφος είναι παρόμοια με εκείνα που χρησιμοποιούνται στους ορθοπαντομογράφους. Παρόλα αυτά, η παραγόμενη δόση ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη από εκείνη που παράγεται από το συμβατικό πανοραμικό μηχάνημα, και αυτό έχει να κάνει με το πεδίο ακτινοβολίας, το οποίο στους οδοντιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους είναι μεγαλύτερο, λόγω της κωνικής δέσμης που χρησιμοποιείται [19]. Οι περισσότεροι οδοντιατρικοί υπολογιστικοί τομογράφοι παρέχουν τη δυνατότητα απεικόνισης του ειδώλου του υπό εξέταση αντικειμένου με διαφορετικά πεδία λήψης. Τα πεδία αυτά έχουν διαφορετικές διαστάσεις, ανάλογα με το μέγεθος της υπό εξέταση περιοχής, και στη βιβλιογραφία ορίζονται ως FOV (Field Of View). Αφού γίνει η λήψη του ειδώλου, γίνεται η ανασύνθεση των ακατέργαστων στοιχείων (Raw Data), σε εγκάρσιες τομές. Η παραπάνω διαδικασία ονομάζεται αρχική ανασύνθεση της εικόνας (primary reconstruction). Οι εγκάρσιες τομές που παράγονται με πολύ μικρό πάχος τομής (0,3 – 1 mm.) χρησιμεύουν για τη δημιουργία των δευτερογενών ανασυνθέσεων σε όλα τα επίπεδα του χώρου και για την τρισδιάστατη απεικόνιση (Εικόνα 2.12).



Εικόνα 2.12: Παράδειγμα τρισδιάστατης απεικόνισης των γνάθων με τον υπολογιστικό τομογράφο κωνικής δέσμης για οδοντιατρική χρήση. [20]

Ορισμένοι ερευνητές, μετά από μελέτες, έδειξαν πως δεν υπάρχει διαφορά στην ποιότητα της εικόνας που λαμβάνεται από έναν ιατρικό αξονικό τομογράφο και από έναν κωνικής δέσμης υπολογιστικό τομογράφο, με τον τελευταίο όμως να παρέχει σημαντικά μικρότερη δόση ακτινοβολίας [19].

Πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τον συμβατικό υπολογιστικό τομογράφο:

1. Η δυνατότητα περιορισμού του πεδίου ακτινοβολίας:

Με τον τρόπο αυτό περιορίζεται το εύρος της περιοχής που ακτινοβολείται, με συνέπεια να μειώνεται η δόση ακτινοβολίας που δέχεται ο ασθενής. Οι περισσότεροι οδοντιατρικοί υπολογιστικοί τομογράφοι παρέχουν, με τη βοήθεια διαφράγματος, τη δυνατότητα περιορισμού της διαμέτρου της ακτινικής δέσμης, σε περίπτωση που η περιοχή ενδιαφέροντος είναι περιορισμένου εύρους.

2. Η παραγωγή εικόνας υψηλής ποιότητας:

Το μέγεθος των voxels προσδιορίζει την ανάλυση της εικόνας. Στον ιατρικό αξονικό τομογράφο, τα voxels είναι ανισοτροπικοί ορθογώνιοι κύβοι, των οποίων παρόλο που η επιφάνεια είναι πολύ μικρή, της τάξης των $0,625\text{mm}^2$, το βάθος τους συνήθως είναι 1-2mm. Αντίθετα, όλοι οι οδοντιατρικοί υπολογιστικοί τομογράφοι παρέχουν ισοτροπικά voxels, που είναι συμμετρικά και στις τρεις διαστάσεις τους. Αυτό συνεπάγεται η ανάλυση να είναι μεγαλύτερη και να κυμαίνεται από 0,125mm έως 0,4mm.

3. Ο μειωμένος χρόνος ακτινοβολίας:

Ο οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος εκτελεί μόνον μία πλήρη περιστροφή γύρω από το κεφάλι του ασθενούς, και ο χρόνος ακτινοβολίας διαρκεί 10-70 δευτερόλεπτα, χρόνος παραπλήσιος με το χρόνο που απαιτείται με τον ελικοειδή αξονικό τομογράφο.

4. Η μειωμένη δόση ακτινοβολίας:

Πολλοί ερευνητές απέδειξαν πως η δόση που παράγεται από τους οδοντιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους είναι πολύ μικρότερη από εκείνη που παράγεται από τους αξονικούς τομογράφους, όπως αναφέρεται παρακάτω.

5. Η δυνατότητα αποθήκευσης και χρήσης των αρχείων από διάφορα προγράμματα επεξεργασίας της εικόνας:

Τα αρχεία στους οδοντιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους μπορούν να αποθηκευτούν και να μεταφερθούν σε άλλα πακέτα λογισμικού (software), με τη μορφή DICOM εικόνων (Digital Imaging and Communications in Medicine). Με τον τρόπο αυτό, τα αρχεία με τη μορφή DICOM, μπορούν να μεταφερθούν, προκειμένου να γίνει τρισδιάστατη ανασύνθεση του αντικειμένου που ακτινοβολήθηκε από άλλα πακέτα λογισμικού. Η δυνατότητα αυτή αξιοποιείται κυρίως είτε για ορθοδοντικούς λόγους, είτε για προεγχειρητικό έλεγχο τοποθέτησης εμφυτευμάτων.

6. Η παραγωγή εικόνων με μειωμένες ψευδοενδείξεις (artifacts):

Η ποιότητα της εικόνας συχνά περιορίζεται από την εμφάνιση ακτινοσκοιρών ψευδοενδείξεων, που προέρχονται από μεταλλικές προσθέσεις (artifacts). Οι εικόνες που λαμβάνονται από τον οδοντιατρικό υπολογιστικό τομογράφο είναι πιο καθαρές, και παρέχουν σημαντική μείωση των artifacts, συγκριτικά με τους αξονικούς τομογράφους.

7. Η δυνατότητα του εντοπισμού ανατομικών μορίων:

Ο ακριβής εντοπισμός ανατομικών μορίων με ιδιαίτερη κλινική σημασία, όπως ο γναθιαίος πόρος και το γενειακό τρήμα, είναι εύκολο να εντοπισθούν, καθώς και να σημειωθούν, έτσι ώστε να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή σε αυτά από τον κλινικό οδοντίατρο. Τη δυνατότητα της έγχρωμης απεικόνισης την παρέχουν τα συστήματα λογισμικού των περισσότερων οδοντιατρικών τομογράφων.

Κλινικές Εφαρμογές του Οδοντιατρικού Υπολογιστικού Τομογράφου

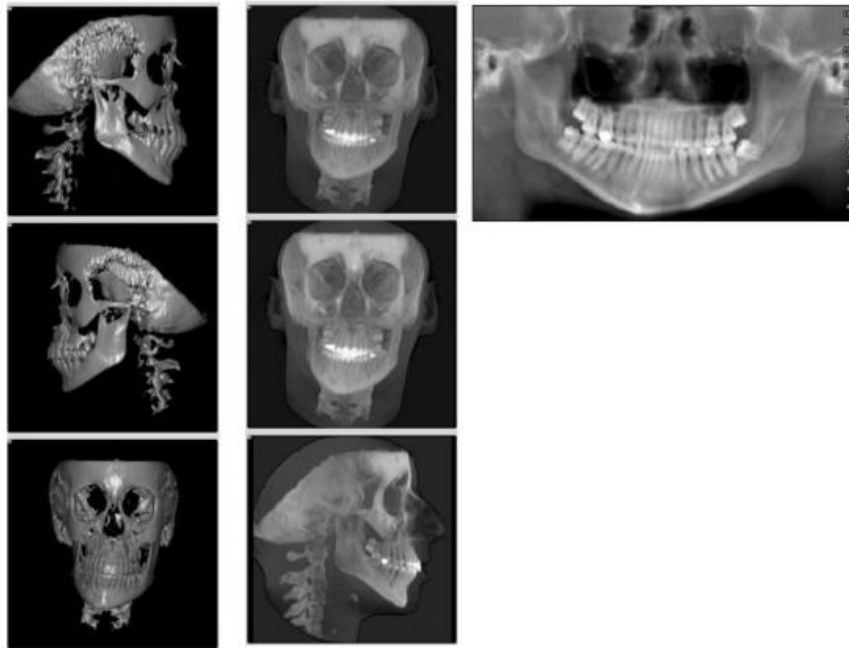
Οι οδοντιατρικοί υπολογιστικοί τομογράφοι παρέχουν τη δυνατότητα απεικόνισης και μελέτης, και στις τρεις διαστάσεις, των διάφορων ανατομικών και παθολογικών στοιχείων της άνω και της κάτω γνάθου. Την τελευταία δεκαετία βρίσκουν εφαρμογή, με μεγάλη επιτυχία, αν όχι σε όλα, στα περισσότερα πεδία της οδοντιατρικής. Οι κυριότερες εφαρμογές τους είναι [19]:

- 1. Έλεγχος της δυνατότητας και της ασφαλούς τοποθέτησης οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων.*
- 2. Προσδιορισμός της ακριβούς θέσης, των εγκλείστων ή υπεραρίθμων δοντιών.*
- 3. Διάγνωση οστικών αλλοιώσεων των γνάθων.*
- 4. Απεικόνιση της κροταφογναθικής διάρθρωσης (ΚΓΔ).*

Νεότερες εφαρμογές της οδοντιατρικής υπολογιστικής τομογραφίας:

Αυτές περιλαμβάνουν την απεικόνιση και διάγνωση κρανιοπροσωπικών διαταραχών, όπως σε σχιστίες και σύνδρομα, την τρισδιάστατη ανασύνθεση της κεφαλής και του προσώπου για ορθοδοντικούς λόγους (εικόνα 2.13), καθώς και για ασφαλή ορθογναθική αποκατάσταση των γνάθων, τη λεπτομερή απεικόνιση της ρίζας μεμονωμένων δοντιών για τον εντοπισμό καταγμάτων ή μικρών ακρορριζικών αλλοιώσεων, την απεικόνιση και διάγνωση παθήσεων των ιγμορείων άντρων και τη δυνατότητα μεταφοράς των δεδομένων με την μορφή Dicom, σε άλλα πακέτα λογισμικού, προκειμένου να γίνει τρισδιάστατη ανασύνθεση της κεφαλής και των γνάθων, για

ορθογναθική χειρουργική ή για την προεγχειρητική μελέτη της τοποθέτησης οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων [19].



Εικόνα 2.13: Τρισδιάστατη απεικόνιση της κεφαλής ασθενούς για ορθοδοντικούς λόγους (αριστερά), Πανοραμική τομή πάχους 20 χιλιοστών (δεξιά). Παρατηρείται ασυμμετρία της κάτω γνάθου που οφείλεται σε υπερτροφία του αριστερού κόνδylου [19].

2.2 Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (Magnetic Resonance Imaging ή MRI) αποτελεί μια ακίνδυνη απεικονιστική τεχνική η οποία δε χρησιμοποιεί ιονίζουσα ακτινοβολία. Η χρήση του μαγνητικού συντονισμού, ως βάση για ιατρική απεικόνιση, ανακαλύφθηκε το 1970 από τον Raymond Damadian. Η πρώτη εικόνα MRI δημοσιεύτηκε το 1973 και η πρώτη μελέτη σε άνθρωπο πραγματοποιήθηκε το 1977 [21]. Πρόκειται, πλέον, για μια διαγνωστική μέθοδο ακρίβειας που βρίσκει εφαρμογές στο χώρο της οδοντιατρικής, αλλά και της ευρύτερης περιοχής της κεφαλής.

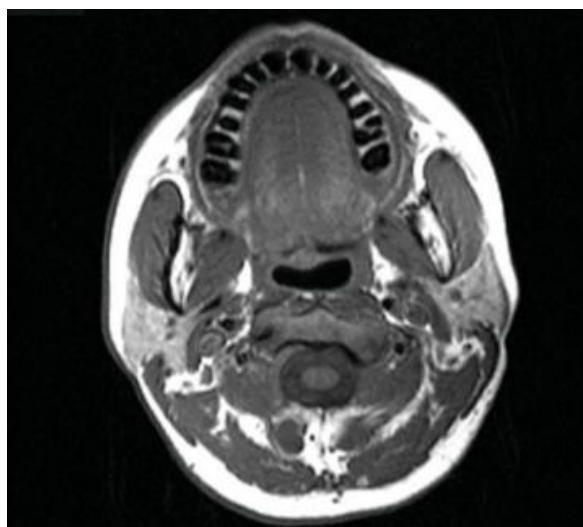
Ο ασθενής τοποθετείται εντός ενός μεγάλου μαγνήτη ο οποίος προκαλεί ισχυρό στατικό μαγνητικό πεδίο, το οποίο προκαλεί μαγνητικό συντονισμό των πυρήνων του υδρογόνου που υπάρχουν στο ανθρώπινο σώμα. Το υδρογόνο βρίσκεται σε αφθονία σε όλους τους ιστούς του σώματος ως μέρος του μορίου του νερού. Οι πυρήνες του υδρογόνου, που φυσιολογικά είναι σε τυχαίες τροχιές, λόγω του συντονισμού ευθυγραμμίζονται με το μαγνητικό πεδίο αποκτώντας κινητική ενέργεια και συγκεκριμένη συχνότητα περιστροφής. Αυτό συντελεί στην ανάπτυξη της επιμήκους μαγνητικής δύναμης. Ταυτόχρονα εφαρμόζεται ηλεκτρομαγνητικό πεδίο με τη μορφή ραδιοκυμάτων κάθετα προς το μαγνητικό πεδίο. Τα ραδιοκύματα που εκπέμπονται έχουν την ίδια

συχνότητα με τους περιστρεφόμενους πυρήνες υδρογόνου, οι οποίοι απορροφούν ενέργεια και εκτρέπονται κατά 90° ή 180° από την τροχιά τους. Έτσι μειώνεται η επιμήκης μαγνητική δύναμη και δημιουργείται η εγκάρσια μαγνητική δύναμη. Όταν αυτή η διέγερση σταματήσει οι πυρήνες του υδρογόνου επανέρχονται στην προηγούμενη κατάστασή τους, ευθυγραμμίζονται δηλαδή με το μαγνητικό πεδίο. Κατά τη διάρκεια της επαναφοράς ελευθερώνουν την ενέργεια που πήραν κατά τη διέγερση. Η ενέργεια αυτή ανιχνεύεται από τα πηνία-δέκτες της συσκευής MRI και μετά από πολύπλοκη ψηφιακή επεξεργασία ανασυντίθενται υπό μορφή εικόνας [22].

Η επαναφορά (relaxation) των πυρήνων από την διεγερμένη κατάσταση στην προηγούμενη κατάσταση (ευθυγράμμιση με το μαγνητικό πεδίο) γίνεται μέσω δύο μηχανισμών T1 και T2. Ο χρόνος επαναφοράς T1 μετρά το χρονικό διάστημα της περιστροφής των πρωτονίων στον επιμήκη άξονα κατά την ευθυγράμμιση μετά τη διακοπή των ραδιοκυμάτων και ο χρόνος επαναφοράς T2 μετρά το ρυθμό εξαφάνισης της εγκάρσιας μαγνητικής δύναμης [22].

Η χρήση της μαγνητικής τομογραφίας στην οδοντιατρική αφορά κυρίως στην αξιολόγηση της κροταφογοναθικής διάρθρωσης μιας και αποτελεί τη μοναδική μέθοδο απεικόνισης της θέσης και της λειτουργίας του διάρθριου δίσκου. Επίσης, χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση ενδοκρανιακών βλαβών και για την ανίχνευση αρχόμενων αλλοιώσεων των μαλακών μορίων. Επιπλέον, η MRI είναι χρήσιμη για τον εντοπισμό και την παρακολούθηση του καρκίνου αλλά και φλεγμονωδών παθολογικών καταστάσεων σε σιελογόνους αδένες και τους αγωγούς τους, στη γλώσσα και στο έδαφος τους στόματος.

Εντούτοις, ο μαγνητικός συντονισμός δεν χρησιμοποιείται για την εξέταση των οδοντικών ιστών διότι οι σκληροί ιστοί όπως είναι τα δόντια και τα οστά δίνουν μαύρο σήμα εξαιτίας της μικρής περιεκτικότητάς τους σε νερό και κατ' επέκταση σε πυρήνες υδρογόνου.



Εικόνα 2.14: Παράδειγμα μαγνητικής τομογραφίας όπου οι σκληροί οδοντικοί ιστοί απεικονίζονται με μαύρο χρώμα [22].

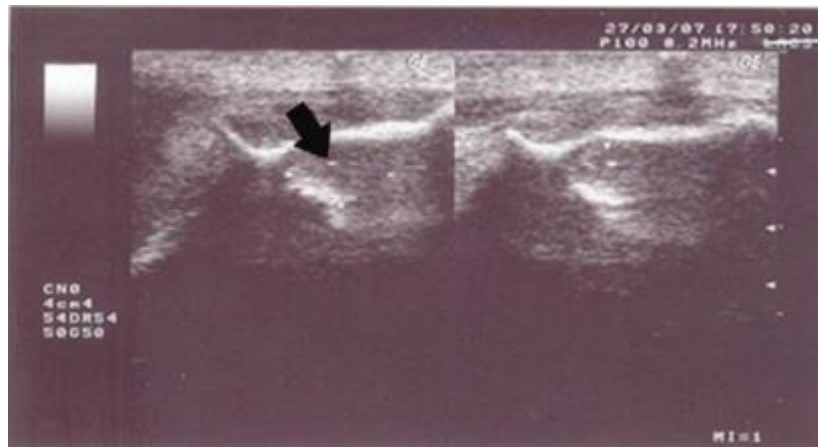
Με στόχο να ξεπεραστεί αυτή η δυσκολία πρόσφατα αναπτύχθηκε μια μέθοδος μαγνητικού συντονισμού όπου ονομάζεται SWIFT (Sweep Imaging with Fourier Transformation) [22]. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί έναν σαρωτή εκπομπής ραδιοκυμάτων και ταυτόχρονης απόκτησης του σήματος όπου καθιστά δυνατή τη συλλογή σημάτων που προέρχονται από μόρια με εξαιρετικά μικρό εγκάρσιο χρόνο χαλάρωσης T2.

2.3 Τεχνική απεικόνισης υπερήχων

Η τεχνική απεικόνισης υπερήχων (Ultrasound ή US) εφαρμόστηκε στις αρχές του περασμένου αιώνα ως τεχνική επιθεώρησης υλικών και δεν ήταν παρά το 1950 που χρησιμοποιήθηκε ως μη επεμβατική μέθοδος απεικόνισης του ανθρώπινου σώματος με πρώτη εφαρμογή στην Γυναικολογία και στην Μαιευτική. Σύντομα επεκτάθηκε και στο τομέα της Οδοντιατρικής και οι πρώτες μελέτες εμφανίστηκαν στα τέλη της δεκαετίας του 1960. Η διαγνωστική αυτή μέθοδος χρησιμοποιεί τους υπερήχους που εκπέμπονται από ένα παλλόμενο κρύσταλλο στο σώμα του ασθενούς. Η παραγωγή των υπερηχητικών κυμάτων βασίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, δηλαδή στην μετατροπή της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική και αντίστροφα από ειδικούς κρυστάλλους που παρατηρήθηκε για πρώτη φορά το 1880 από τους J. και P. Curie [22]. Το φάσμα των συχνοτήτων των υπερηχητικών κυμάτων που εφαρμόζεται στη διαγνωστική κυμαίνεται από 0.5 έως 10MHz. Τα κύματα που διαχέονται στο χώρο ανακλώνται ή απορροφώνται από τα παρεμβαλλόμενα αντικείμενα. Υπολογίζοντας το βαθμό διάθλασης των αντικειμένων αυτών, ο οποίος εξαρτάται από τη σύσταση των αντικειμένων αυτών, είναι δυνατή η διάκριση των αντικειμένων.

Με την τεχνική των υπερήχων λαμβάνονται λεπτές τομές του οργάνου που εξετάζεται, στις οποίες απεικονίζεται με λεπτομέρεια η ακριβής θέση των υποκείμενων ιστών. Η εικόνα που λαμβάνεται είναι ασπρόμαυρη με διαβαθμίσεις του γκρι, οι οποίες εξαρτώνται από την ηχογένεια των ιστών, η οποία καθορίζει την αντανακλαστικότητα της υπερηχητικής ακτίνας (Εικόνα 2.15). Στην οδοντιατρική, η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται κυρίως για την απεικόνιση των ανατομικών δομών της τραχηλοπροσωπικής χώρας, οι οποίες είναι διαπερατές από τις ακτίνες X και στην ακτινογραφία η απεικόνισή τους γίνεται μετά την έγχυση σκιαγραφικού υγρού. Μελέτες έχουν αποδείξει ότι η τεχνική υπερήχων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την μέτρηση του πάχους της αδαμαντίνης, του πάχους των μυών και των ουλών και την διάγνωση περιακρορριζικών αλλοιώσεων. Χρησιμοποιείται επίσης για την διάγνωση περιοδοντικών παθήσεων, την τοποθέτηση και παρακολούθηση εμφυτευμάτων, τον εντοπισμό της τερηδόνας, την αξιολόγηση

των οδοντιατρικών και γναθοπροσωπικών καταγμάτων και των κροταφογναθικών διαταραχών [18].



Εικόνα 2.15: Παράδειγμα υπερηχογραφήματος μιας περιακρορριζικής αλλοίωσης όπου το μαύρο βέλος υποδεικνύει μια υποηχητική, καλά περιγεγραμμένη κοιλότητα [22].

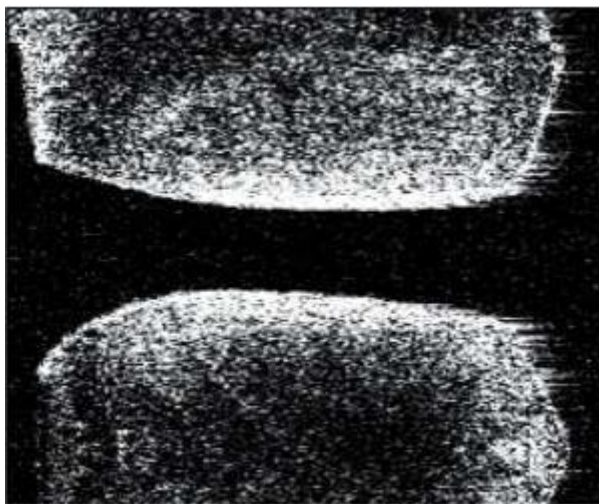
Τα πλεονεκτήματα της διαγνωστικής με υπερήχους είναι η ακίνδυνη χρήση τους μιας και δεν επιβαρύνουν τον ασθενή με ιονίζουσα ακτινοβολία, η άνετη και γρήγορη διαδικασία σάρωσης, το χαμηλό κόστος της και η άμεση απεικόνιση στην οθόνη του υπολογιστή. Εντούτοις, απαιτείται ειδική γνώση από τον εξεταστή, κυρίως γνώση των δομών, και σωστή αξιολόγηση των ηχοδομικών χαρακτηριστικών. Αν και η απεικονιστική τεχνική των υπερήχων στην οδοντιατρική έχει μελετηθεί για πάνω από 40 χρόνια και αποτελεί μια πολλά υποσχόμενη μέθοδο, χρειάζεται ακόμα μελέτη για την ένταξή της στην κλινική πράξη [18, 22].

2.4 Τομογραφία οπτικής συνοχής

Η τεχνική της τομογραφίας οπτικής συνοχής (Optical Coherence Tomography ή OCT) αποτελεί μια τρισδιάστατη εξωσωματική τεχνική λήψης που χαρακτηρίζεται από την παραγωγή εικόνων υψηλής γεωμετρικής ανάλυσης. Η πηγή παράγει ακτίνες φωτός ευρέως φάσματος και κάθε ακτίνα διαχωρίζεται και ανασυντίθεται. Για κάθε ακτίνα δημιουργείται ένα διακριτό πρότυπο. Η ένταση των προτύπων αυτών εξαρτάται από το επίπεδο του ανακλώμενου φωτός το οποίο με τη σειρά του εξαρτάται από τη σύνθεση και τη δομή των υπό εξέταση ιστών. Η χρήση της συγκεκριμένης τεχνικής στην οδοντιατρική είναι περιορισμένη και βρίσκεται ακόμα σε πειραματικό στάδιο [18].

Η απεικόνιση τομογραφίας οπτικής συνοχής έχει τη δυνατότητα να απεικονίζει και να προβάλλει σε πραγματικό χρόνο στην οθόνη ενός υπολογιστή την πρόωρη απασβεσίωση, την

επανασβεστίωση , την δευτερογενή τερηδόνα, την αποτυχία αποκατάστασης, την περιοδοντική νόσο, δυσπλασίες στους μαλακούς ιστούς και προκαρκινικές αλλοιώσεις [22]. Ενώ γενικώς η τομογραφία οπτικής συνοχής απεικονίζει δομές πάχους 1-2 χιλιοστών, μελέτη έχει δείξει ότι σε οδοντιατρικές δομές είναι σε θέση να απεικονίσει δομές σε βάθος 4 χιλιοστών με κατάλληλη ρύθμιση του συστήματος λήψης. Υπάρχουν πολλαπλές λειτουργικές μέθοδοι τομογραφίας οπτικής συνοχής, οι πιο σημαντικές από τις οποίες είναι η τομογραφία οπτικής συνοχής ευαίσθητη στην πόλωση (Polarization sensitive Optical coherence tomography ή PS-OCT), η Doppler τομογραφία οπτικής συνοχής (Doppler OCT) και η τομογραφία οπτικής συνοχής εξαρτημένη από το μήκος κύματος (Wave length dependent OCT) εκ των οποίων η πρώτη αποτελεί την πιο διαδεδομένη. Στην εικόνα 2.16 παρουσιάζεται οδοντιατρική εικόνα που ελήφθη εφαρμόζοντας την τεχνική τομογραφίας οπτικής συνοχής.



Εικόνα 2.16: Οδοντιατρικά δεδομένα τομογραφίας οπτικής συνοχής [18]

2.5 Πολυφωτονική Απεικόνιση

Η τεχνική της πολυφωτονικής απεικόνισης χρησιμοποιεί τις ιδιότητες του φθορισμού των αντικειμένων και στην οδοντιατρική χρησιμοποιείται για την απεικόνιση των οδοντικών ιστών. Η αδαμαντίνη του δοντιού αποτελείται σε μεγάλο ποσοστό από ανόργανα μεταλλικά στοιχεία και κυρίως υδροξυαπατίτη, ο οποίος έχει την ιδιότητα να φθορίζεται εύκολα. Επιπλέον, το βασικό οργανικό συστατικό της οδοντίνης είναι το ινώδες κολλαγόνο το οποίο παρουσιάζει ισχυρό αυτοφθορισμό. Συνεπώς, υπό την έκθεση συγκεκριμένου μήκους κύματος φωτός, οι οδοντικοί ιστοί αποδίδουν φθορίζουσα ακτινοβολία η οποία ανιχνεύεται από ειδικούς αισθητήρες και παράγεται μια τρισδιάστατη απεικόνιση του δοντιού. Στην πράξη, μετακινώντας το επίπεδο εστίασης μέσα στον ιστό και καταγράφοντας τις διατμημένες εικόνες του δοντιού σχηματίζεται μια τρισδιάστατη εικόνα. Στην τεχνική αυτή δυο υπέρυθρα φωτόνια απορροφώνται ταυτόχρονα.

Εφαρμόζεται κυρίως για τον εντοπισμό αλλοιώσεων που έχουν προκληθεί από τερηδόνα και για τον εντοπισμό οδοντικής πέτρας που έχει σχηματιστεί κάτω από τα ούλα. Οι υγιείς οδοντικοί ιστοί φθορίζουν έντονα ενώ οι προσβεβλημένοι από την τερηδόνα ιστοί φθορίζουν σε πολύ μικρότερο βαθμό. Η συγκεκριμένη τεχνική έχει εφαρμοστεί δοκιμαστικά μόνο σε εξαγμένα δόντια και η κλινική του εφαρμογή είναι δύσκολη καθώς ο εξοπλισμός είναι πολύπλοκος και ογκώδης [18,22].

2.6 Εναλλακτικές Τεχνικές Απεικόνισης

Διάφοροι ερευνητές έχουν προτείνει διάφορες τεχνικές απεικόνισης πέραν από τις τεχνικές που αναλύθηκαν παραπάνω, οι οποίες βρίσκονται ακόμα σε στάδιο μελετών και δοκιμών. Παρακάτω παρουσιάζονται οι πιο σημαντικές:

2.6.1 Συνεστιακή μικροσκοπία οπτικών ινών

Η τεχνική της συνεστιακής μικροσκοπίας οπτικών ινών (fibre optic confocal microscopy ή FOCOM) βασίζεται στις αρχές της συμβατικής συνεστιακής μικροσκοπίας και σε διάφορες μελέτες χρησιμοποιήθηκε για τον εντοπισμό τερηδόνας. Η μελέτη τώρα επικεντρώνεται στη δημιουργία της πρώτης συσκευής χειρός FOCOM για την in vivo ανίχνευση [18].

2.6.2 Απεικόνιση Terahertz

Η τεχνική αυτή αποτελεί μια εξωστοματική τεχνική ακτινοβολίας που χρησιμοποιεί μήκη κύματος της τάξεως των 30μm, δηλαδή συχνότητα της τάξεως των 10¹² Hz. Για να ληφθεί μια εικόνα από Terahertz ακτινοβολία το υπό εξέταση αντικείμενο τοποθετείται στην ευθεία της δέσμης αλλά είναι επίσης δυνατόν να καταγραφούν Terahertz εικόνες χρησιμοποιώντας ανιχνευτή CCD. Αν και η τεχνική αυτή παρουσιάζει αρκετά πλεονεκτήματα έναντι των ακτινογραφικών τεχνικών όπως τη χρήση μη ionίζουσας ακτινοβολίας και την απαίτηση χαμηλής ενέργειας δεν χρησιμοποιείται εξαιτίας του κόστους του εξοπλισμού, της προσεκτικής ερμηνείας που απαιτείται και της κακής ποιότητας εικόνων που παράγει. Το τελευταίο οφείλεται στο μεγάλο μήκος κύματος που χρησιμοποιείται το οποίο προκαλεί μεγάλη μείωση της χωρικής ανάλυσης των δεδομένων και συνεπώς χαμηλής ευκρίνειας τελική εικόνα. Οι οδοντιατρικές εφαρμογές της συγκεκριμένης τεχνικής είναι περιορισμένες αλλά μελέτη απέδειξε την αυξημένη απορρόφηση terahertz από αρχόμενη μασητική τερηδόνα και την ικανότητα διάκρισης της τερηδόνας από ιδιοπαθή υποασβεσίωση της αδαμαντίνης [22].

Κεφάλαιο 3:

Παρουσίαση Τεχνικών Τμηματοποίησης Εικόνας

Το 1978 οι H. Barrow και J. Tenenbaum έχουν ορίσει την τμηματοποίηση ως τη διαδικασία τεμαχισμού μιας εικόνας σε σημασιολογικά ερμηνεύσιμες περιοχές. Το 1992 οι R. Haralick και L. Shapiro την όρισαν ως τη διαμέριση μιας εικόνας σε ένα σύνολο μη επικαλυπτόμενων περιοχών, που η ένωσή τους είναι ολόκληρη η εικόνα και ο σκοπός της κατάτμησης είναι να αποσυνθέτει την εικόνα σε τμήματα που έχουν νόημα μεταξύ τους [23]. Αρκετοί άλλοι όρισαν την κατάτμηση εικόνας με τον δικό τους τρόπο, αλλά ουσιαστικά το γενικό νόημα στο οποίο συμφωνούν όλοι οι ορισμοί είναι ότι η κατάτμηση εικόνας είναι η διαδικασία απομόνωσης των στοιχείων της εικόνας από το φόντο της. Το επίπεδο της λεπτομέρειας στο οποίο πραγματοποιείται η κατάτμηση εξαρτάται από το πρόβλημα που θέλουμε να επιλύσουμε.

Έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές κατά καιρούς με στόχο την επιτυχή τμηματοποίηση μιας εικόνας με βάση τον ορισμό της και την εξαγωγή των επιθυμητών αποτελεσμάτων. Στο παρόν κεφάλαιο ορίζεται η κάθε τεχνική, παρουσιάζεται μια επισκόπηση της εφαρμογής της και τέλος αναλύονται τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματά της. Αν και κάθε τεχνική περιγράφεται χωριστά, πολλές φορές χρησιμοποιείται συνδυασμός τους για την επίλυση διαφόρων προβλημάτων που προκύπτουν κατά την τμηματοποίηση [24].

Ένα βασικό ερώτημα είναι ποιός από όλους τους αλγόριθμους τμηματοποίησης είναι ο καταλληλότερος για κάθε εφαρμογή. Αυτό μπορεί να βρεθεί αν ερωτηθεί κανείς ποιο κριτήριο πρέπει να βελτιστοποιήσει για να αποκτήσει το επιθυμητό αποτέλεσμα. Υπάρχουν οι χαμηλού επιπέδου ιδιότητες της εικόνας όπως η ένταση, το χρώμα, η υφή και η κίνηση, οι εγγενείς ιδιότητες όπως το βάθος και ο προσανατολισμός, οι μεσαίου επιπέδου ιδιότητες όπως η συμμετρία και το μέγεθος, καθώς και οι υψηλού επιπέδου ιδιότητες όπως τα μοντέλα αντικειμένων. Με ένα συνδυασμό αυτών των ιδιοτήτων μπορούμε να επιτύχουμε ακόμη καλύτερα αποτελέσματα. Συγκεκριμένα, μπορούν να χρησιμοποιηθούν οι χαμηλού επιπέδου ιδιότητες για την τμηματοποίηση μιας εικόνας και ακολούθως με τις υψηλού/μεσαίου επιπέδου ιδιότητες να επαληθευθεί ή να διορθωθεί το αποτέλεσμα [25].

Σύμφωνα με τα παραπάνω, οι μέθοδοι τμηματοποίησης μπορούν να διαχωριστούν σε δύο κύριες κατηγορίες:

- Βασισμένες στην φωτεινότητα της εικόνας (intensity-based).
- Βασισμένες στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της εικόνας (geometry-based).

Και τα δύο είδη χρησιμοποιούν την αντίθεση και το μέγεθος που υπάρχει στην εικόνα ως κριτήρια ομοιογένειας για την υλοποίηση της κατάτμησης.

3.1 Τεχνικές Κατάτμησης Βάσει Φωτεινότητας (Intensity-Based)

Σ' αυτή την κατηγορία οι τιμές της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων της εικόνας χρησιμοποιούνται για την τμηματοποίηση της και οι τεχνικές που συμπεριλαμβάνονται είναι οι τεχνικές κατωφλίωσης, οι οποίες βασίζονται στην λογική ότι τα εικονοστοιχεία (pixels) που έχουν τιμή σε ένα συγκεκριμένο εύρος ανήκουν σε ένα αντικείμενο και οι boundary-based μέθοδοι, οι οποίες συνήθως ονομάζονται και edge detection γιατί βασίζονται στο ότι οι τιμές των εικονοστοιχείων αλλάζουν δραστικά μεταξύ δύο γειτονικών περιοχών (edge detection και active contours).

3.1.1 Κατωφλίωση

Ένας από τους απλούστερους τρόπους τμηματοποίησης είναι η κατωφλίωση της εικόνας. Κατά την κατωφλίωση μια εικόνα επιπέδων γκρι μετατρέπεται σε δυαδική, επιλέγοντας ένα επιθυμητό κατώφλι, έτσι ώστε οποιαδήποτε ένταση μεγαλύτερη ή ίση της τιμής του να παίρνει την τιμή 1 και οποιαδήποτε ένταση μικρότερη να παίρνει την τιμή 0. Έτσι μέσω της κατωφλίωσης μπορούμε να ξεχωρίσουμε κάποια αντικείμενα στην εικόνα τα οποία έχουν ένταση μεγαλύτερη από την τιμή του κατωφλίου. Η τιμή του κατωφλίου, επομένως, παίζει ουσιαστικό ρόλο στην απομόνωση των επιθυμητών στοιχείων και πρέπει να επιλέγεται ανάλογα με την τιμή της φωτεινότητάς τους. Κατά την εύρεσή του πρέπει να βρεθούν πρώτα τα χαρακτηριστικά της τοπικής περιοχής που μας ενδιαφέρει, έτσι ώστε να επιλεγεί το κατάλληλο κατώφλι βάσει αυτών [23].

Η μέθοδος αυτή έχει σαν πλεονέκτημα την απλή υλοποίηση της. Ωστόσο μπορεί να επιφέρει και αρκετά προβλήματα. Ένα από τα κυριότερα είναι ότι στις περισσότερες εικόνες και ειδικά στις ιατρικές υπάρχει ανομοιόμορφος φωτισμός και θόρυβος, έτσι ώστε η μέθοδος αυτή να χάνει την αποτελεσματικότητά της και να αστοχεί στον ακριβή εντοπισμό των επιθυμητών περιοχών. Το πρώτο πρόβλημα μπορεί να αντιμετωπιστεί με τον διαχωρισμό της εικόνας σε υποπεριοχές και με την ενίσχυση της αντίθεσης στην εικόνα έτσι ώστε να μειωθεί η ανομοιομορφία της φωτεινότητας, ενώ το δεύτερο αντιμετωπίζεται με την χρήση φίλτρων.

Υπάρχουν διάφοροι μέθοδοι κατωφλίωσης, όπως η probabilistic μέθοδος όπου γίνονται παραμετρικές υποθέσεις σχετικά με τη κατανομή της έντασης μεταξύ αντικειμένου και φόντου και στη συνέχεια βρίσκεται το "βέλτιστο" όριο, η structural μέθοδος όπου αξιολογείται ένα εύρος κατωφλίων σε σχέση με τις δυαδικές εικόνες που προκύπτουν και τέλος η τοπική κατωφλίωση όπου η τιμή του κατωφλίου μεταβάλλεται για διάφορες περιοχές της εικόνας [23]. Πολύ γνωστή

και βέλτιστη μέθοδος κατωφλίωσης είναι η μέθοδος Otsu. Η βασική ιδέα της μεθόδου αυτής είναι πως οι κατηγορίες οι οποίες διαχωρίστηκαν καλά μπορούν να διακριθούν ως προς τις τιμές έντασης των εικονοστοιχείων τους και αντίστροφα. Ένα κατώφλι που οδηγεί στον καλύτερο δυνατό διαχωρισμό ανάμεσα στις κλάσεις (διαχωρισμός των εικονοστοιχείων σε δύο ή περισσότερες ομάδες) συναρτήσει των τιμών της έντασής τους θα ήταν το βέλτιστο κατώφλι [26]. Πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι όλοι οι υπολογισμοί της γίνονται στο ιστόγραμμα της εικόνας, πράγμα απλό χωρίς πολύπλοκες διαδικασίες. Επειδή η κατωφλίωση δεν αρκεί για να επιτυχθεί η επιθυμητή τμηματοποίηση, η χρήση άλλων αποτελεσματικότερων τεχνικών είναι αναγκαία.

3.1.2 Ανίχνευση Ακμών

Η ανίχνευση ακμών (edge detection) είναι μια μέθοδος πολύ πιο αποτελεσματική από την κατωφλίωση. Η ανίχνευση ακμών αποτελούσε ένα από τα γνωστότερα προβλήματα στις απαρχές της όρασης υπολογιστών. Ως ακμή ορίζεται η καμπύλη που ακολουθεί την διαδρομή της απότομης αλλαγής της έντασης της εικόνας. Απώτερος στόχος της ανίχνευσης ακμών είναι η περιγραφή και η κατανόηση των αλλαγών της έντασης της φωτεινότητας μιας εικόνας έτσι ώστε να αποφεύγεται ο εντοπισμός ψευδο-ακμών. Οι ψευδο-ακμές δημιουργούνται κυρίως από την ύπαρξη θορύβου που υπάρχει στην εικόνα ο οποίος παραμορφώνει το σχήμα των μεταβολών της έντασης. Οι απότομες μεταβολές της έντασης της εικόνας συχνά οφείλονται στις φυσικές ιδιότητες των αντικειμένων όπως το βάθος, η υφή, η αντανακλαστικότητα της επιφάνειας, η μεταβολή του φωτισμού, η σκίαση και άρα ο εντοπισμός των ακμών μας δίνει στοιχεία για τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του αντικειμένου [27]. Οι ακμές είναι στενά συνδεδεμένες με τα όρια της περιοχής των αντικειμένων αφού συνήθως υπάρχει απότομη αλλαγή της φωτεινότητας σε αυτά και άρα η ανίχνευση ακμών μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τμηματοποίηση της εικόνας.

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως συνήθως στις εικόνες υπάρχει θόρυβος που επηρεάζει τα αποτελέσματα της ανίχνευσης ακμών. Ο θόρυβος μπορεί να αντιμετωπιστεί μέσω της ενίσχυσης της εικόνας (image enhancement). Ο στόχος της ενίσχυσης της εικόνας είναι η βελτίωση της ορατότητας και της αίσθησης των διάφορων περιοχών της εικόνας. Βασικά αυτό μπορεί να γίνει με ενίσχυση της αντίθεσης της εικόνας, απλοποίηση της εικόνας μέσω φιλτραρίσματος και εξάλειψη του θορύβου. Οι ακμές χωρίζονται σε 3 βασικά είδη: την γραμμή, το βήμα και την στέγη ή με μαθηματικούς όρους στη παράγωγο τάξης 0, 1 και 2 αντίστοιχα της Dirac συνάρτησης [26]. Η βηματική ακμή περιλαμβάνει την μετάπτωση σε δύο επίπεδα έντασης σε απόσταση ενός εικονοστοιχείου. Επειδή όμως αυτού του είδους η ακμή είναι ιδανική και δεν συναντάται συχνά λόγω του ότι οι εικόνες έχουν θόρυβο, οι ακμές μοντελοποιούνται καλύτερα με το μοντέλο της ράμπας [26]. Την ακμή σκέπης μπορούμε να τη δούμε ως μοντέλα γραμμής μέσα σε μια περιοχή.

Η ανίχνευση ακμών διαχωρίζεται σε 3 στάδια:

1. Ομαλοποίηση των εντάσεων της εικόνας μέσω φιλτραρίσματος για την καταστολή του θορύβου (για να μην ενισχυθεί από το επόμενο βήμα της παραγωγίσης) και για αποσύνθεση των ακμών στις διάφορες κλίμακες.
2. Παραγωγή της ομαλοποιημένης εικόνας μέσω 1ης ή 2ης τάξης παραγώγων, έτσι ώστε να ενισχυθούν οι ακμές και να γίνουν πιο εύκολα ανιχνεύσιμες.
3. Ανίχνευση των ακμών. Αν χρησιμοποιηθεί η 1η παράγωγος τότε οι ακμές βρίσκονται στα σημεία όπου υπάρχουν θετικές και αρνητικές κορυφές της. Αν χρησιμοποιηθεί η 2η παράγωγος τότε βρίσκονται στα σημεία όπου υπάρχουν zero-crossings (μηδενικές διελεύσεις) σε αυτήν.

Η ανίχνευση ακμών χρησιμοποιεί γραμμικές και μη γραμμικές μεθόδους. Στην γραμμική ανίχνευση ακμών η ομαλοποίηση και η παραγωγή μπορούν να γίνουν σε ένα στάδιο μέσω της συνέλιξης της εικόνας με την παράγωγο του πυρήνα ομαλοποίησης. Η πιο γνωστή γραμμική μέθοδος είναι η LoG (Laplacian of Gaussian) η οποία χρησιμοποιήθηκε για την καλύτερη γραμμική ανίχνευση ακμών. Το Gaussian φίλτρο δίνει την βέλτιστη συμπακτότητα στον χώρο και στην συχνότητα και ο τελεστής Laplacian είναι γραμμικός και ισοτροπικός, 2ης τάξης διαφορικός τελεστής. Λόγω του λαπλασιανού τελεστή, οι ακμές βρίσκονται στα zero-crossings της LoG. Βασικό πρόβλημα της LoG είναι ότι για να έχει επιτυχημένη ανίχνευση πρέπει να τηρούνται κάποια κριτήρια στην εικόνα. Συγκεκριμένα, η ένταση της εικόνας πρέπει να είναι τοπικά γραμμική και παράλληλη στα zero-crossings και η εικόνα να είναι γραμμική στην γραμμή των zero-crossings, πράγματα που δεν ισχύουν πάντα. Στη μη γραμμική ανίχνευση ακμών χρησιμοποιούνται κυρίως μορφολογικοί τελεστές. Πιο συγκεκριμένα μπορούν να ληφθούν οι ακμές μέσω της αφαίρεσης μεταξύ της διαστολής (dilation) και της συστολής (erosion) [27, 28]. Επίσης η ανίχνευση ακμών μπορεί να γίνει εφικτή με την χρήση του μη γραμμικού Laplacian τελεστή του οποίου τα zerocrossings δίνουν τις τοποθεσίες των ακμών.

Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι ανίχνευσης ακμών αλλά γενικά μπορούν να ενταχθούν σε δύο κατηγορίες. Υπάρχουν οι μέθοδοι που μετράνε την ένταση της ακμής, όπως η Sobel, η Prewitt και η Roberts οι οποίες συγκεκριμένα ψάχνουν για ακμές στα μέγιστα της κλίσης της εικόνας και υπάρχουν οι μέθοδοι που ανιχνεύουν τα zero-crossings όπως η προαναφερθήσα LoG και η Canny η οποία θεωρείται από τις καλύτερες σε σχέση με τις υπόλοιπες, γιατί επηρεάζεται λιγότερο από την ύπαρξη θορύβου. Αυτό συμβαίνει γιατί εντοπίζει τα zero-crossings της 2ης παραγώγου της

εικόνας ακολουθώντας την κλίση της, μετά μέσω διπλής κατωφλίωσης εντοπίζει τις “δυνατές” και τις “αδύνατες” ακμές και τέλος στην έξοδο συμπεριλαμβάνει μαζί με τις “δυνατές” ακμές μόνο όσες “αδύνατες” είναι συνδεδεμένες με “δυνατές” ακμές.

3.1.3 Μέθοδος ενεργών περιγραμμάτων ή Snakes

Μια από τις πιο εξελιγμένες τεχνικές για την ανίχνευση των περιγραμμάτων των αντικειμένων σε μια εικόνα είναι τα snakes, επίσης γνωστά και ως ενεργά περιγράμματα (active contours). Χρησιμοποιούνται ευρέως στο χώρο της όρασης υπολογιστών και γενικά στην επεξεργασία εικόνων. Ως snake ορίζεται μια καμπύλη που τοποθετείται στον χώρο της εικόνας και αρχίζει να κινείται (εξελίσσεται) βάσει της επιρροής εσωτερικών και εξωτερικών δυνάμεων που ασκούνται σε αυτή. Οι δυνάμεις αυτές ασκούνται στην καμπύλη με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να πάρει το σχήμα του περιγράμματος του επιθυμητού αντικειμένου [27]. Άρα η καμπύλη κινείται με τέτοιο τρόπο μέσα στην εικόνα, ώστε να βελτιστοποιήσει κάποια ενέργεια, η οποία ενέργεια μας δίνει μια εκτίμηση του πόσο κοντά βρίσκεται η καμπύλη στο επιθυμητό αποτέλεσμα. Έτσι παραμορφώνοντας την καμπύλη στο σχήμα του περιγράμματος του αντικειμένου πρέπει η ενέργεια να παίρνει το ελάχιστό της και η καμπύλη να παραμένει σε αυτό [30]. Η άσκηση των δυνάμεων που ανταποκρίνονται σε αυτά τα δεδομένα (δηλαδή να μπορούν να καθοδηγήσουν την καμπύλη κατάλληλα ώστε να πάρει την μορφή του επιθυμητού περιγράμματος) μπορούν να καθοριστούν από την ύπαρξη ακμής, από την στατιστική διαφοροποίηση της εικόνας μετά την καμπύλη (όπως ένταση φωτεινότητας, υφή, χρώμα), από την ομαλότητα του σχήματος της καμπύλης και από προηγούμενη γνώση (π.χ. σχήμα, υφή, ένταση, τοποθεσία) [28].

Για την ελαχιστοποίηση συναρτησιακών που αποσκοπούν στην επιθυμητή ελαχιστοποίηση κάποιας ενέργειας, χρησιμοποιήθηκαν εκτενώς οι ΜΔΕ (μερικές διαφορικές εξισώσεις). Τα πλεονεκτήματα της χρήσης τους είναι αρκετά, όπως, καλύτερη και πιο διαισθητική μαθηματική μοντελοποίηση, εκμετάλλευση φυσικών μεγεθών και φαινομένων, έχουν γερά θεμέλια από τα Εφαρμοσμένα Μαθηματικά και υψηλή ακρίβεια και ευστάθεια των αλγορίθμων που εφαρμόζουν. Τα snakes χρησιμοποιούνται σε διάφορες εφαρμογές όπως για ανίχνευση ακμών, για μοντελοποίηση σχημάτων, για τμηματοποίηση της εικόνας και για ανίχνευση κίνησης.

Γενικά υπάρχουν δύο γνωστά είδη snakes, τα παραμετρικά ενεργά περιγράμματα (parametric active contours) και τα γεωμετρικά ενεργά περιγράμματα (geometric active contours), στα οποία χωρίζονται σύμφωνα με την παρουσίαση και την εφαρμογή τους. Τα παραμετρικά ενεργά περιγράμματα είναι παλαιότερη τεχνική από τα γεωμετρικά ενεργά περιγράμματα και έχουν δημιουργηθεί πολλές εφαρμογές βάσει αυτών, για λύση προβλημάτων εκτίμησης σχημάτων. Τα γεωμετρικά ενεργά περιγράμματα είναι μεταγενέστερες και πιο πρόσφατες τεχνικές και

δημιουργήθηκαν για την αντιμετώπιση των τοπολογικών αλλαγών κατά την διάρκεια της εξέλιξης της καμπύλης [27].

Συγκεκριμένα στα παραμετρικά ενεργά περιγράμματα γίνεται κίνηση της καμπύλης παραμετρικά σύμφωνα με την Lagrangian προσέγγιση. Συνθέτουν παραμετρικές καμπύλες μέσα στην εικόνα και αυτές μπορούν να κινηθούν προς την κατεύθυνση που βρίσκονται οι επιθυμητές ακμές. Επίσης στα παραμετρικά ενεργά περιγράμματα η κίνηση της καμπύλης γίνεται μέσω της κίνησης των σημείων, αυτό μπορεί να θεωρηθεί και ως πολυκλιμακωτές διαστολές από τα αρχικά σημεία, λογική που βασίζεται στην αρχή του Huygens [28]. Οι δυνάμεις που χρησιμοποιούνται για την κίνηση της καμπύλης προς τις ακμές ονομάζονται δυναμικές δυνάμεις (potential forces), οι οποίες μαζί με τις δυνάμεις πίεσης (pressure forces) διαμορφώνουν τις εξωτερικές δυνάμεις (external forces) που εφαρμόζονται στην καμπύλη. Υπάρχουν επίσης και οι εσωτερικές δυνάμεις (internal forces), οι οποίες εφαρμόζονται για να συγκρατούν την καμπύλη ενωμένη και να αποφεύγεται το υπερβολικό λύγισμά της. Οι εσωτερικές δυνάμεις χωρίζονται σε ελαστικές (elastic) και καμπτικές (bending). Οι ελαστικές δυνάμεις όμως μπορούν να προκαλέσουν ανεπιθύμητες συρρικνώσεις και οι καμπτικές δυνάμεις μπορούν να ομαλοποιήσουν αυτά τα προβλήματα. Μεγάλο μειονέκτημα των παραμετρικών ενεργών περιγραμμάτων είναι ότι δεν μπορούν να αντιμετωπίσουν τις τοπολογικές αλλαγές που παρουσιάζει η εικόνα κατά την διάρκεια της εξέλιξής τους. Επίσης για να λειτουργήσουν βέλτιστα πρέπει να τοποθετούνται αρχικά κοντά στο επιθυμητό περίγραμμα αλλιώς είναι πολύ πιθανόν να ληφθούν ανεπιθύμητα αποτελέσματα.

Τα γεωμετρικά ενεργά περιγράμματα παρουσιάζονται έμμεσα ως level sets 2D συναρτήσεων απόστασης τα οποία εξελίσσονται σύμφωνα με την Eulerian προσέγγιση. Είναι βασισμένα στην εξέλιξη των καμπύλων μέσω τεχνικών επιπεδοσυνόλων (level sets). Δημιουργήθηκαν για να ξεπεραστεί το πρόβλημα που έχουν τα παραμετρικά ενεργά περιγράμματα σχετικά με τις τοπολογικές αλλαγές και τα αριθμητικά προβλήματα που προκαλεί η Lagrangian προσέγγιση, άρα υπερτερούν λόγω αριθμητικής ευρωστίας. Αυτό γίνεται εφικτό λόγω της χρήσης των επιπεδοσυνόλων. Επίσης ένα άλλο πλεονέκτημά τους είναι ότι μπορούν να επεκταθούν και σε μεγαλύτερες διαστάσεις. Υπάρχουν πολλά κοινά μεταξύ των δύο προσεγγίσεων από μαθηματικής άποψης και η ακαμψία είναι ένα από αυτά. Αυτό οφείλεται κυρίως στο ότι πολλές τεχνικές που εφαρμόστηκαν στα παραμετρικά ενεργά περιγράμματα παλαιότερα, χρησιμοποιήθηκαν μετέπειτα στα γεωμετρικά ενεργά περιγράμματα [27].

3.2 Τεχνικές Κατάτμησης Βάσει Γεωμετρικών Χαρακτηριστικών (Geometry-based)

Η κατηγορία αυτή περιλαμβάνει όλες τις μεθόδους που χρησιμοποιούν συγκεκριμένα γεωμετρικά ή και μορφολογικά χαρακτηριστικά για την τμηματοποίηση της εικόνας.

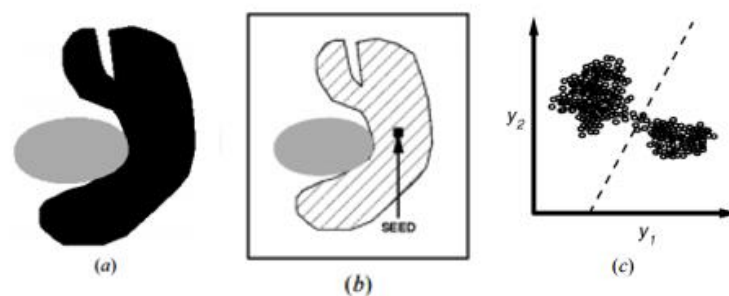
Δύο κύριες υποκατηγορίες που ανήκουν στις geometry-based τεχνικές είναι οι εξής [27]:

- Οι μορφολογικές μέθοδοι, όπου εδώ ανήκει και το watershed το οποίο χρησιμοποιεί τις κλίσεις της εικόνας για την τμηματοποίηση της εικόνας. Αυτές οι μέθοδοι ανήκουν στις μη γραμμικές μεθόδους ανάλυσης της εικόνας.
- Οι region-based αλγόριθμοι, οι οποίοι υποθέτουν ότι τα γειτονικά εικονοστοιχεία μέσα στην ίδια περιοχή έχουν παρόμοιες τιμές. Έτσι, χρησιμοποιώντας ένα κριτήριο ομοιογένειας μπορούμε να διαχωρίσουμε τα εικονοστοιχεία σε διάφορες περιοχές. Οι συγκεκριμένοι αλγόριθμοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν και ως intensity-based.

3.2.1 Ανάπτυξη Περιοχών

Η ανάπτυξη περιοχών (Region Growing) είναι μια τεχνική που αποσκοπεί στην εξαγωγή μιας περιοχής της εικόνας στην οποία τα σημεία που ανήκουν στην περιοχή αυτή συνδέονται μεταξύ τους βάσει ορισμένων προκαθορισμένων κριτηρίων. Τα κριτήρια αυτά μπορούν να καθοριστούν βάσει των πληροφοριών της έντασης αλλά και των ακμών της εικόνας.

Στην απλούστερη μορφή της, η μέθοδος ανάπτυξης περιοχών απαιτεί ένα αρχικό σημείο (seed point) το οποίο επιλέγεται χειροκίνητα από τον χρήστη και εξάγει όλα τα εικονοστοιχεία που συνδέονται με το seed point βάσει των κριτηρίων που καθορίστηκαν. Για παράδειγμα, ένα πιθανό κριτήριο θα μπορούσε να είναι να αναπτυχθεί η περιοχή μέχρι να συναντήσει μια ακμή της εικόνας (Εικόνα 3.1).



Εικόνα 3.1: (α) Αρχική εικόνα, (b) Καθορισμός seed point, (c) Παράδειγμα Region Growing μεθόδου [24].

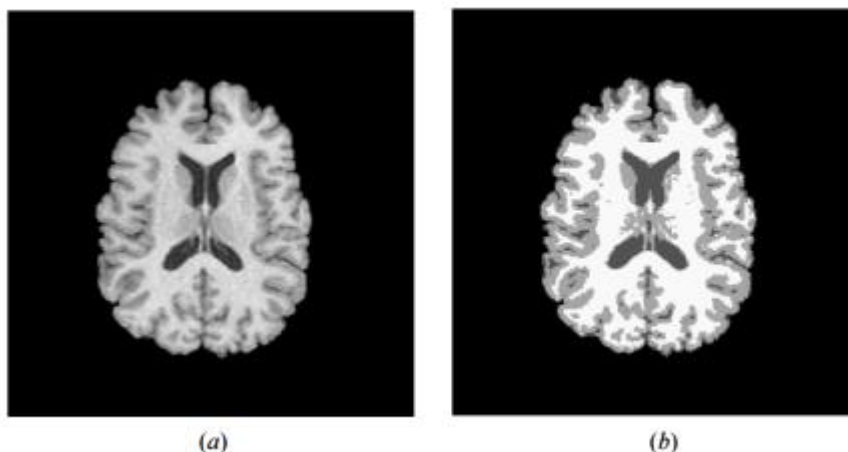
Όπως η τεχνική κατωφλίου έτσι και η Region Growing, πολλές φορές δεν χρησιμοποιείται μόνη της, αλλά συνδυάζεται και με άλλες τεχνικές και συχνά αποτελεί ένα κομμάτι ενός συνόλου λειτουργιών επεξεργασίας εικόνας, ιδιαίτερα για την οριοθέτηση των μικρών, απλών δομών όπως οι όγκοι και οι οργανικές βλάβες [24].

Το κύριο μειονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι ότι απαιτεί χειροκίνητη αλληλεπίδραση ούτως ώστε να καθοριστεί το seed point. Έτσι, για κάθε περιοχή που πρέπει να εξαχθεί, πρέπει να καθοριστεί και το ανάλογο seed point. Ένας αλγόριθμος που συνδέεται με την Region Growing αλλά δεν απαιτεί seed point είναι ο αλγόριθμος split-and-merge [27]. Η ανάπτυξη περιοχών είναι ευαίσθητη στο θόρυβο της εικόνας, προκαλώντας έτσι κενά - τρύπες ή ακόμα και διαχωρισμό των σημείων που εξάγονται και ανήκουν στην ίδια περιοχή. Αντίθετα, οι επιδράσεις μερικού όγκου προκαλούν ανεπιθύμητη σύνδεση μεταξύ δυο διαφορετικών περιοχών. Για την αντιμετώπιση των προβλημάτων αυτών, έχει προταθεί ένας ομοιόμορφος αλγόριθμος ανάπτυξης περιοχών ο οποίος διατηρεί και διαχωρίζει την τοπολογία μεταξύ μιας αρχικής περιοχής και μιας περιοχής που εξάγεται.

3.2.2 Clustering

Οι αλγόριθμοι ομαδοποίησης κατά συστάδες (clustering) χωρίς να είναι αποκλειστικά geometry-based μέθοδοι, ουσιαστικά, εκτελούν την ίδια λειτουργία με διάφορες μεθόδους ταξινόμησης χωρίς όμως, την χρήση δεδομένων ταξινόμησης. Για αυτό τον λόγο θεωρούνται και ως “αυτόνομες” μέθοδοι. Για να αντισταθμιστεί η έλλειψη δεδομένων ταξινόμησης, οι clustering αλγόριθμοι εναλλάσσονται ανάμεσα στην τμηματοποίηση της εικόνας και στον χαρακτηρισμό των ιδιοτήτων της κάθε κατηγορίας – συστάδας (cluster). Κατά μια έννοια, μπορεί να θεωρηθεί ότι οι αλγόριθμοι αυτοί εκπαιδεύονται μόνοι τους, χρησιμοποιώντας τα διαθέσιμα δεδομένα. Τρεις από τους κυριότερους clustering αλγόριθμους είναι οι K-means ή ISODATA αλγόριθμοι, οι c-means αλγόριθμοι, και οι αλγόριθμοι μεγιστοποίησης (Expectation-Maximization - EM) [24].

Οι K-means αλγόριθμοι, ομαδοποιούν σε συστάδες (clusters) τα δεδομένα, υπολογίζοντας επαναληπτικά μια μέση ένταση για κάθε κατηγορία και τμηματοποιώντας την εικόνα ταξινομώντας κάθε pixel στην κατηγορία που έχει το πλησιέστερο μέσο όρο με αυτό [24]. Η Εικόνα 3.2(β) δείχνει το αποτέλεσμα της εφαρμογής του αλγορίθμου K-means πάνω σε μια τομή εγκεφάλου η οποία πάρθηκε μέσω του μαγνητικού συντονισμού (MRI) (Εικόνα 3.2(α)). Έχει υποτεθεί ότι οι κατηγορίες είναι τρεις και αντιπροσωπεύουν το εγκεφαλονωτιαίο υγρό, την φαιά ουσία και την λευκή ουσία.



Εικόνα 3.2: (α) Αρχική εικόνα, (β) Αποτέλεσμα τμηματοποίησης με clustering [24].

Ένας c-means αλγόριθμος γενικεύει τον αλγόριθμο K-means, επιτρέποντας τμηματοποιήσεις βασισμένες στην γενική θεωρία των συνόλων.

Ο αλγόριθμος EM εφαρμόζει τις ίδιες αρχές ομαδοποίησης (clustering) με την βασική παραδοχή ότι τα δεδομένα ακολουθούν ένα Gaussian μοντέλο [24]. Ο αλγόριθμος αυτός, επαναλαμβάνεται μεταξύ του υπολογισμού των μεταγενέστερων πιθανοτήτων και του υπολογισμού εκτιμήσεων μέγιστης πιθανότητας των μέσων καθώς και την διακύμανση και την ανάμιξη των συντελεστών του μοντέλου.

Παρά το γεγονός ότι οι clustering αλγόριθμοι δεν απαιτούν δεδομένα ταξινόμησης, είναι απαραίτητη μια αρχική τμηματοποίηση ή αρχικοποίηση παραμέτρων. Οι αλγόριθμοι EM έχουν επιδείξει μεγαλύτερη ευαισθησία κατά την αρχικοποίηση απότι οι K-means και οι c-means αλγόριθμοι. Οι clustering αλγόριθμοι δεν ενσωματώνουν άμεσα την χωρική μοντελοποίηση και μπορούν ως εκ τούτου να είναι ευαίσθητοι στον θόρυβο και σε ανομοιογένειες της έντασης. Η έλλειψη αυτή της χωρικής μοντελοποίησης, ωστόσο, μπορεί να παρέχει σημαντικά πλεονεκτήματα για γρήγορους υπολογισμούς. Διάφορες προσπάθειες για την βελτίωση της ανθεκτικότητας των clustering αλγορίθμων στις ανομοιογένειες της έντασης σε MRI δεδομένα έχουν επιδείξει ιδιαίτερη επιτυχία [24].

3.2.3 Watershed Τμηματοποίηση

Μια από τις διασημότερες και αποτελεσματικότερες τεχνικές τμηματοποίησης είναι το watershed. Η μέθοδος αυτή γενικά ανήκει στις topographic Region Growing (τοπογραφική ανάπτυξη περιοχών) μεθόδους τμηματοποίησης της εικόνας και συγκεκριμένα στις μορφολογικές μεθόδους [29]. Η όλη βάση αυτής της τεχνικής είναι ότι βλέπει κανείς την εικόνα σαν ένα γεωγραφικό τοπίο το οποίο πλημμυρίζεται από νερό και απομένουν τα watersheds (ή watershed lines), τα οποία

είναι οι γραμμές των κορυφών των βουνών και των φραγμάτων που συσσωρεύουν το νερό στις λεκάνες τους. Ένας ακόμη πιο σωστός τρόπος να το φανταστεί κάποιος είναι ότι τα τοπικά ελάχιστα του τοπίου έχουν τρύπες από τις οποίες εισέρχεται νερό στο χώρο, πλημμυρίζοντας την τοπογραφία στο σύνολό της από κάτω προς τα πάνω. Στα σημεία όπου συναντάται νερό από δύο διαφορετικές πηγές, ο αλγόριθμος τοποθετεί φράγμα για τον διαχωρισμό τους. Έτσι συνεχίζεται αυτή η διαδικασία μέχρι να φτάσει τις κορυφές της εικόνας όπου σταματά. Αυτό που απομένει είναι ο διαχωρισμός της εικόνας από τα watersheds που δημιουργήθηκαν [29]. Απλούστερα, η όλη διαδικασία αποσκοπεί στον διαχωρισμό των catchment basins από τα watersheds. Τα catchment basins θεωρητικά ορίζονται ως το σύνολο των σημείων όπου θα περάσει μια σταγόνα νερού μέχρι να φτάσει στο τοπικό ελάχιστο μιας περιοχής της εικόνας [27, 28].

Ο αλγόριθμος αυτός παρέχει μια σειρά πλεονεκτημάτων. Καταρχάς είναι απλός στην κατανόηση και μπορεί να εντοπίσει εύκολα τις ακμές ανεξαρτήτως της έντασής τους και τα περιγράμματα των περιοχών, λόγω του ότι χρησιμοποιεί τα τοπικά ελάχιστα και έτσι δεν “ξεγελιέται” εύκολα ακόμα και αν δεν υπάρχουν “δυνατές” ακμές στη περιοχή [5]. Επειδή η όλη διαδικασία του watershed εφαρμόζεται στην κλίση της εικόνας που θα τμηματοποιηθεί, αυτό οδηγεί στο μεγαλύτερο μειονέκτημα της μεθόδου το οποίο είναι η υπερ-κατάτμηση, η οποία καθιστά το αποτέλεσμα της μεθόδου προβληματικό. Κυρίως αν εφαρμοστεί απευθείας στην κλίση της εικόνας, έστω και αν η εικόνα επεξεργαστεί πιο πριν, είναι σχεδόν σίγουρο ότι θα υπάρξει υπερ-κατάτμηση λόγω του μεγάλου πλήθους των catchment basins που υπάρχουν σε αυτή [28]. Η λύση σε αυτό το πρόβλημα είναι η χρήση των σηματοδευτών (markers). Με τον όρο σηματοδευτές, εννοείται μια γνωστή περιοχή από ενωμένα εικονοστοιχεία τα οποία βρίσκονται μέσα στην επιθυμητή περιοχή. Οι σηματοδευτές χρησιμοποιούνται για να μειώσουν τον αριθμό των catchment basins και άρα έμμεσα αντιμετωπίζουν το πρόβλημα της υπερ-κατάτμησης. Η εύρεσή τους αποτελεί ίσως το πιο δύσκολο στάδιο της όλης διαδικασίας, γιατί βάσει των σηματοδευτών που εξάγονται, λαμβάνονται διαφορετικά αποτελέσματα. Μετά την εύρεση των σηματοδευτών πρέπει να εισαχθούν στην κλίση της εικόνας ως τα καινούργια ελάχιστα της (minima), από τα οποία θα αρχίζει η διαδικασία του πλημμυρισμού και άρα τώρα είναι εφικτή η επιθυμητή κατάτμηση της εικόνας. Για μια επιτυχή κατάτμηση χρειάζονται δύο είδη σηματοδευτών, οι Εσωτερικοί Σηματοδευτές (Inside Markers) οι οποίοι επιβάλλονται ως τα μοναδικά ελάχιστα της εικόνας και οι Εξωτερικοί Σηματοδευτές (Outside Markers) οι οποίοι αντιπροσωπεύουν το υπόβαθρο της εικόνας και εξάγονται μέσω πλημμυρισμού της εικόνας με ελάχιστα τους Εσωτερικούς Σηματοδευτές [28].

Υπάρχουν διάφορες τεχνικές που χρησιμοποιεί το watershed για την κατάτμηση όπως το immersion, το flooding και το rainfalling [27]. Το πιο διαδεδομένο είναι το flooding αλλά το rainfalling είναι υπολογιστικά πιο γρήγορο. Το watershed, λόγω της ιδιαίτερης λογικής που

χρησιμοποιεί έχει εφαρμοστεί με επιτυχία ακόμα και στην ιατρική απεικόνιση και θεωρείται από τους καλύτερους αλγόριθμους τμηματοποίησης.

3.2.4 Τμηματοποίηση Υφής

Η υφή αποτελεί άλλο ένα σημαντικό κεφάλαιο της επεξεργασίας εικόνας, η οποία παίζει σημαντικό ρόλο στην όραση υπολογιστών και συγκεκριμένα στην διεργασία και κατανόηση του χαμηλού επιπέδου όρασης. Ανήκει στις region-based τεχνικές και οι εφαρμογές που προσφέρει είναι αρκετές σε διάφορους τομείς όπως επίβλεψη υλικών, αυτόματες αποφάσεις, διαγνώσεις σε βιολογικές εικόνες, αναγνώριση ποιότητας εδάφους στις γεωεπιστήμες, παρασκευή/αναγνώριση στη ναυπηγική, δημιουργία γραφικών στους υπολογιστές, αποκατάσταση τοιχογραφιών κ.α. Η κατάτμηση μέσω υφής συνήθως συμπεριλαμβάνει συνδυασμό των τεχνικών εξαγωγής υφής μαζί με κατάλληλους αλγόριθμους τμηματοποίησης [31].

Οι μέθοδοι ανίχνευσης και περιγραφής της υφής χωρίζονται σε στατιστικές, οι οποίες επιτρέπουν το χαρακτηρισμό της υφής ως ομαλής, τραχιάς, κοκκώδους κ.α., σε γεωμετρικές/δομικές, οι οποίες μελετούν τις διατάξεις των τεξτονίων (textons) της εικόνας και σε ενεργειακές/πολυκαναλικές [26, 27]. Οι στατιστικές μέθοδοι περιλαμβάνουν μοντέλα γραμμικής πρόβλεψης με τη χρήση λευκού γκαουσιανού θόρυβου όπως τα 2D Auto-Regressive MovingAverage (ARMA), στα οποία γίνεται σύνθεση εικόνων τυχαίας υφής και η κατάτμηση/ταξινόμηση γίνεται αναλύοντας το λάθος πρόβλεψης. Οι γεωμετρικές/δομικές μέθοδοι περιλαμβάνουν τα τεξτόνια (textons) που είναι τα θεμελιώδη στοιχεία στην στιγμιαία (preattentive) όραση και στην αντίληψη της υφής και τα οποία θα αναλυθούν πιο κάτω, τα ντετερμινιστικά fractal τα οποία συνθέτουν εικόνες υφής με τυχαία fractals και τις ταξινομούν μέσω των διαφορών τους στην fractal διάσταση, τα διαγράμματα νογοποι και τα γραμματικά μοντέλα. Οι ενεργειακές/πολυκαναλικές μέθοδοι περιέχουν γραμμικά φίλτρα, scale-spaces, AM-FM μοντέλα και ενέργειες Gabor. Η χρήση των 2D Gabor φίλτρων γίνεται γιατί ικανοποιούν την αρχή της Αβεβαιότητας και η ανάλυση/μοντελοποίηση της υφής υλοποιείται με την χρήση πολλών ζωνοπερατών φίλτρων [28].

Όπως προαναφέρθηκε τα τεξτόνια είναι πολύ σημαντικά στην κατανόηση της υφής. Συγκεκριμένα ο ορισμός αυτός προήλθε από τον Bela Julesz, ο οποίος εισήγαγε τα τεξτόνια. Σύμφωνα με αυτόν υπάρχουν δύο είδη όρασης, η στιγμιαία (preattentive) όραση και η προσεκτική (attentive). Η διαφορά στα δύο είδη όρασης έγκειται στο χρόνο που δίνεται στον παρατηρητή να παρακολουθήσει τα δείγματα. Στη στιγμιαία όραση γίνεται παράλληλη, στιγμιαία εξέταση του δείγματος καλύπτοντας μεγάλο οπτικό πεδίο. Αντιθέτως στην προσεκτική όραση γίνεται σειριακή έρευνα, με προσοχή και με βήματα 50 msec σε περιορισμένο διάφραγμα. Βάσει του Bela Julesz, η

στιγμιαία όραση κατευθύνει την προσεκτική όραση σε θέσεις όπου υπάρχουν διαφορές στο είδος ή στον αριθμό των τεξτονίων αλλά αγνοεί τις σχέσεις μεταξύ των χωρικών τους θέσεων. Επειδή ήταν αναγκαία η ομαδοποίηση των τεξτονίων δημιουργήθηκαν 3 βασικές κατηγορίες, τα προσανατολισμένα Blobs στα οποία υπάγονται τα παραλληλόγραμμα, οι ελλείψεις, τα ευθύγραμμα τμήματα με συγκεκριμένα χρώματα, οι γωνιακές κατευθύνσεις, τα πάχη και τα μήκη, τα Terminators (άκρα των ευθύγραμμων τμημάτων) και τα Crossings των ευθύγραμμων τμημάτων.

Η τμηματοποίηση μέσω της υφής μπορεί να επιτευχθεί γενικά μέσω της **Maximum Likelihood** μεθόδου, όπου πρέπει να εντοπιστεί ο κατάλληλος διαχωρισμός της εικόνας έτσι ώστε να μεγιστοποιείται η πιθανότητα επιτυχίας της μεθόδου. Μια άλλη μέθοδος τμηματοποίησης μέσω υφής, είναι η τμηματοποίηση με τη χρήση του **Normalized Cut** το οποίο προέρχεται από την θεωρία των γράφων. Σε αυτή την μέθοδο υπολογίζεται ένας πίνακας με βάρη από τις τοπικές πληροφορίες και βάσει αυτού γίνεται διαχωρισμός των περιοχών, αντίστοιχος του διαχωρισμού των κόμβων του γράφου. Επειδή η επιτυχία της μεθόδου εξαρτάται από τα βάρη, η ανανέωση των βαρών και η εκ νέου τμηματοποίηση της εικόνας θα επιφέρει πιο σωστά αποτελέσματα [32]. Για την επίτευξη της τμηματοποίησης έχουν δημιουργηθεί αλγόριθμοι που συνδυάζουν την υφή με άλλα δεδομένα (π.χ. χρώμα, φωτεινότητα) έτσι ώστε να πλησιάσουν πιο κοντά στο επιθυμητό αποτέλεσμα [27].

Κεφάλαιο 4:

Μεθοδολογία Τεχνικών Τμηματοποίησης που Εφαρμόστηκαν

4.1 Εισαγωγή

Η κεντρική ιδέα αυτού του κεφαλαίου είναι η περαιτέρω ανάπτυξη στην υλοποίηση και στον τρόπο λειτουργίας των μεθοδολογιών που χρησιμοποιούνται για την τμηματοποίηση νέφων σημείων που δημιουργήθηκαν από ιατρικά δεδομένα. Σε κάθε περίπτωση, το νέφος σημείων, αφότου δημιουργήθηκε, πέρασε σαν είσοδος στην εκάστοτε μέθοδο με σκοπό την επεξεργασία του και τελικώς την τρισδιάστατη τμηματοποίησή του. Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται αναφορά στην κατωφλίωση, στον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων (normals) και της καμπυλότητας (curvature), στην κατάτμηση με ακτίνες, στην Region Growing κατάτμηση και στην clustering κατάτμηση. Επίσης αναλύεται η διαδικασία που ακολουθεί η κάθε μεθοδολογία και γίνεται αναφορά στα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα τους. Τέλος αναλύεται σε block diagram ο τρόπος που αναπτύσσεται και υλοποιείται η κάθε μέθοδος τμηματοποίησης. Οι αλγόριθμοι των μεθόδων υλοποιήθηκαν σε περιβάλλον C++.

4.2 Τεχνική Προσέγγιση

Απώτερος στόχος της τμηματοποίησης είναι η επιτυχής εξαγωγή χρήσιμης πληροφορίας από την τρισδιάστατη αναπαράσταση στον χώρο. Αποτελεί ένα πολύ σημαντικό κεφάλαιο της ιατρικής απεικόνισης γιατί μέσω αυτής μπορεί να επιτευχθεί καλύτερη απεικόνιση των περιοχών, να δοθεί περισσότερη έμφαση σε συγκεκριμένα χαρακτηριστικά της κάθε περιοχής και να χρησιμοποιηθούν διάφοροι μετασχηματισμοί για την καλύτερη παρουσίαση του επιθυμητού αντικειμένου. Εφαρμόστηκαν τέσσερις διαφορετικές μεθοδολογικές προσεγγίσεις για την τρισδιάστατη τμηματοποίηση ιατρικών δεδομένων με το αρχικό στάδιο και των τριών μεθόδων που αναπτύσσονται να αποτελεί η κατωφλίωση. Παρακάτω αναλύεται η προτεινόμενη μεθοδολογία. Οι μέθοδοι που εφαρμόστηκαν, ξεχωριστά η κάθε μια, μετά την τεχνική της κατωφλίωσης όπως προαναφέρθηκαν είναι οι εξής:

1. Region Growing κατάτμηση,
2. Euclidean Cluster Extraction κατάτμηση και
3. Difference of Normals based κατάτμηση.

Οι γενικές παράμετροι που είναι σταθερές για όλες τις μεθόδους που υλοποιήθηκαν είναι οι εξής:

- Οδοντιατρικά δεδομένα τομογραφίας (CT).
- Τιμή κατωφλίου T για την αποκοπή των ανεπιθύμητων περιοχών (μύες, μαλακοί ιστοί).

4.3 Μεθοδολογία Κατωφλίωσης

Η κατωφλίωση αποτελεί μια από τις βασικότερες τεχνικές τμηματοποίησης και είναι ιδιαίτερα σημαντική στην επεξεργασία και ανάλυση εικόνων. Η κατωφλίωση μπορεί να γίνει συγκρίνοντας κάποιες ιδιότητες της εικόνας όπως η χρωματική πυκνότητα και η υφή. Υπάρχουν δύο βασικά είδη κατωφλίωσης: η ολική και η τοπική (ή προσαρμοζόμενη) κατωφλίωση. Στην ολική κατωφλίωση χρησιμοποιείται σταθερό κατώφλι για όλη την εικόνα και για να έχει ικανοποιητικά αποτελέσματα πρέπει οι κατανομές της έντασης των αντικειμένων και του υπόβαθρου να είναι διακριτές σε μεγάλο βαθμό, πράγμα που στις περισσότερες εικόνες δεν ισχύει. Στην τοπική κατωφλίωση η τιμή του κατωφλίου εξαρτάται από τις τοπικές ιδιότητες της εικόνας. Συνήθως, μια μέθοδος που χρησιμοποιείται για αυτού του είδους την κατωφλίωση, είναι ο υπολογισμός του κατωφλίου σε κάθε εικονοστοιχείο βάσει των ιδιοτήτων της γειτονίας του. Η τοπική κατωφλίωση εφαρμόζεται όταν το επίπεδο της πυκνότητας του υπόβαθρου δεν είναι σταθερό και τα αντικείμενα παρουσιάζουν μεταβολές μέσα στην εικόνα [34]. Κατά την κατωφλίωση συνήθως γίνεται ανάλυση του ιστογράμματος της εικόνας για την επιλογή του κατάλληλου κατωφλίου και τα στοιχεία της εικόνας κατατάσσονται σε 0 και 1, δημιουργώντας έτσι μια δυαδική εικόνα. Όπως έγινε κατανοητό και προηγουμένως η επιτυχία της κατωφλίωσης εξαρτάται εξ' ολοκλήρου από την επιλογή του κατωφλίου.

Ολική Κατωφλίωση:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & f(x, y) > T \\ 0, & f(x, y) \leq T \end{cases}$$

Τοπική ή Προσαρμοζόμενη Κατωφλίωση:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & f(x, y) > T_{xy} \\ 0, & f(x, y) \leq T_{xy} \end{cases}$$

Μια πιο γενική μορφή της ολικής κατωφλίωσης είναι η χρήση πολλαπλών κατωφλίων. Για παράδειγμα, για να εξαχθούν τα αντικείμενα της εικόνας που η έντασή τους ανήκει σε ένα εύρος τιμών $[T1, T2]$, χρησιμοποιείται η **Διπλή Κατωφλίωση**:

$$g(x, y) = \begin{cases} 0, & f(x, y) < T_1 \\ 1, & T_1 \leq f(x, y) \leq T_2 \\ 0, & f(x, y) > T_2 \end{cases}$$

4.4 Υπολογισμός Κάθετων Διανυσμάτων (Normals) και Καμυλότητας (Curvature)

Το κάθετο διάνυσμα (normal) ενός σημείου είναι το πιο απλό παράδειγμα ενός γεωμετρικού περιγραφέα και αποτελεί επίσης ένα βασικό στοιχείο άλλων πιο σύνθετων γεωμετρικών περιγραφέων που αναλύονται πιο κάτω. Ο υπολογισμός του βασίζεται στην επιλογή ενός κατάλληλου συνόλου γειτονικών σημείων P^k , τα οποία προσδιορίζουν και την γεωμετρία της επιφάνειας γύρω από το σημείο p_q [34]. Για να βρεθεί το κάθετο διάνυσμα ενός σημείου αρκεί να υπολογιστεί το κάθετο διάνυσμα του επιπέδου Π , εφαπτόμενο προς την επιφάνεια η οποία περιέχει το προς εξέταση σημείο. Το επίπεδο μπορεί να αναπαρασταθεί από ένα σημείο x και από το κάθετο διάνυσμα \vec{n} και είναι ο βέλτιστος με την έννοια ότι ελαχιστοποιεί το άθροισμα των τετραγώνων των αποστάσεων των σημείων $p_i \in P^k$ από το επίπεδο Π ,

$$\min \sum_{i=1}^k \text{dist}(p_i, \Pi)^2$$

όπου η απόσταση d_i ορίζεται ως $d_i = (p - x) \cdot \vec{n}$ και k είναι το πλήθος των γειτονικών σημείων του p_q . Λαμβάνοντας ως x το κέντρο βάρους του συνόλου P^k ,

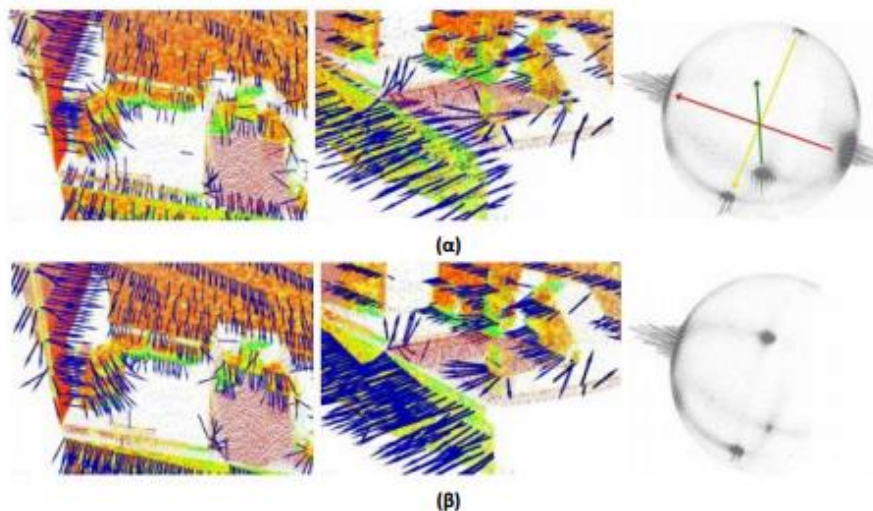
$$x = \bar{p} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k p_i$$

το διάνυσμα \vec{n} υπολογίζεται αναλύοντας τις ιδιοτιμές και τα ιδιοδιανύσματα του πίνακα $C \in R^{3 \times 3}$ του P^k ,

$$C = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \xi_i \cdot (p_i - \bar{p}) \cdot (p_i - \bar{p})^T$$

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

Ο όρος ξ_i αντιστοιχεί στο βάρος του σημείου p_i και συνήθως ισούται με 1. Ο πίνακας C είναι συμμετρικός και οι ιδιοτιμές του είναι πραγματικοί αριθμοί $\lambda_j \in R$. Εάν $0 \leq \lambda_0 \leq \lambda_1 \leq \lambda_2$, το ιδιοδιάνυσμα v_0 που αντιστοιχεί στην μικρότερη ιδιοτιμή λ_0 είναι η λύση για το μοναδιαίο κάθετο διάνυσμα $\vec{n} = \{n_x, n_y, n_z\}$ ή $-\vec{n}$. Γενικά, δεν υπάρχει μαθηματικός τρόπος για τον προσδιορισμό του προσήμου του κάθετου διανύσματος \vec{n} . Επομένως τα διανύσματα που υπολογίζονται μέσω της ανάλυσης κυρίων συνιστωσών (Principal Component Analysis PCA), όπως παραπάνω, έχουν αόριστη φορά και δεν είναι ομοιόμορφα προσανατολισμένα σε όλο το νέφος σημείων. Στην εικόνα 4.1(α) αριστερά παρουσιάζονται δυο τμήματα ενός νέφους σημείων όπου η φορά των κάθετων διανυσμάτων είναι απροσδιόριστη και δεξιά η σφαίρα κάθετων διανυσμάτων (normal sphere ή Extended Gaussian Image) η οποία περιγράφει την φορά όλων των \vec{n}_i .



Εικόνα 4.1: (α) Αριστερά και μεσαία: κάθετα διανύσματα με απροσδιόριστη φορά. Δεξιά: η αντίστοιχη σφαίρα κάθετων διανυσμάτων (normal sphere). (β) Αριστερά και μεσαία: κάθετα διανύσματα ομοιόμορφα προσανατολισμένα προς το σημείο παρατήρησης. Δεξιά: η αντίστοιχη σφαίρα κάθετων διανυσμάτων [33].

Η λύση του προβλήματος προσδιορισμού της κατεύθυνσης των διανυσμάτων είναι εύκολη εάν είναι γνωστό το σημείο παρατήρησης v_p . Για να προσανατολιστούν όλα τα διανύσματα \vec{n}_i ομοιόμορφα προς το σημείο παρατήρησης πρέπει να ικανοποιηθεί η εξίσωση:

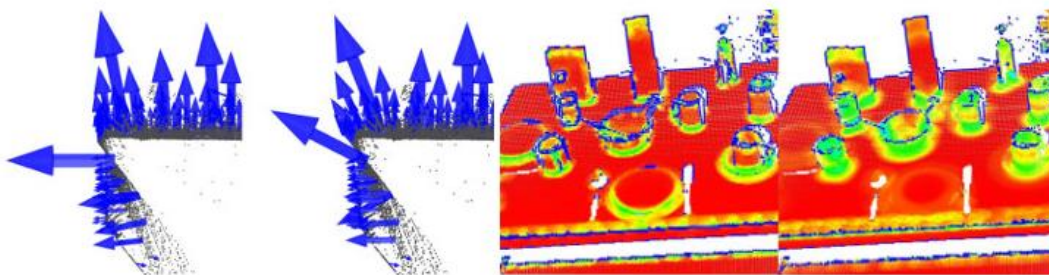
$$\vec{n}_i \cdot (v_p - p_i) > 0$$

Στην εικόνα 4.1(β) παρουσιάζονται τα ίδια τμήματα νέφους σημείων με προσανατολισμένα κάθετα διανύσματα. Η διαδικασία αυτή είναι πολύ σημαντική στην τμηματοποίηση νεφών σημείων και γίνεται υπολογισμός των κάθετων διανυσμάτων, τόσο στην Region Growing μέθοδο αλλά και στην Difference of Normals, όπως αυτές θα περιγραφούν πιο κάτω.

Στην τελική του μορφή ο συγκεκριμένος γεωμετρικός περιγραφέας είναι ένας πίνακας 3x1 με τιμές τις συντεταγμένες του κάθετου διανύσματος.

$$\vec{n}_i = \begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix}$$

Τα κάθετα διανύσματα μιας επιφάνειας στο σημείο ενδιαφέροντος υπολογίζονται με βάση την περιοχή που περιβάλλει το κάθε σημείο (K-γειτονική περιοχή). Ο υπολογισμός των πλησιέστερων γειτονικών σημείων απαιτεί τον ορισμό μιας σωστής κλίμακας. Η κλίμακα αυτή ορίζεται είτε με την παράμετρο K-search (K) είτε με την παράμετρο ακτίνας γειτονικών περιοχών r . Ο ορισμός των σωστών τιμών στις παραμέτρους αυτές είναι υψίστης σημασίας και αποτελεί έναν περιοριστικό όρο στην αυτοματοποίηση ενός αλγορίθμου τρισδιάστατης αναπαράστασης νεφών σημείων. Για την πλήρη κατανόηση του θέματος αυτού στην Εικόνα 4.3 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που επιφέρει η επιλογή μικρότερης του κανονικού κλίμακας (π.χ μικρό K ή r) αλλά και τα αποτελέσματα της επιλογής μεγαλύτερης κλίμακας (π.χ μεγάλο K ή r). Το αριστερό τμήμα της Εικόνας 4.2 παρουσιάζει τον ορισμό της σωστής τιμής για την κλίμακα. Τα κάθετα διανύσματα των δυο επίπεδων επιφανειών του τραπεζιού παρουσιάζονται σχεδόν κάθετα (επιθυμητό) μεταξύ τους και οι ακμές είναι ευδιάκριτες κατά μήκος του τραπεζιού. Από την άλλη, για επιλογή μεγάλης τιμής της κλίμακας (Εικόνα 4.2 (δεξιά)) το σύνολο των γειτονικών σημείων καλύπτει μεγαλύτερο εύρος σημείων από παρακείμενες επιφάνειες. Έτσι τα χαρακτηριστικά των προς αναπαράσταση σημείων παραμορφώνονται αφού πλέον τα κάθετα διανύσματα των δύο επιφανειών δεν είναι προσανατολισμένα, οι ακμές δεν είναι ευδιάκριτες και αποκόπτονται λεπτομέρειες των αντικειμένων στην αναπαράσταση.



Εικόνα 4.2: Επιλογή σωστής τιμής κλίμακας (αριστερά). Επιλογή μεγάλης τιμής κλίμακας(δεξιά) [33].

Επιπρόσθετα ο υπολογισμός των κάθετων διανυσμάτων, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εξάγουμε πληροφορία σχετικά με την καμπυλότητα της επιφάνειας γύρω από το σημείο p_q . 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:

$$K = k_1 k_2$$

$$\overline{H} = \frac{k_1 + k_2}{2}$$

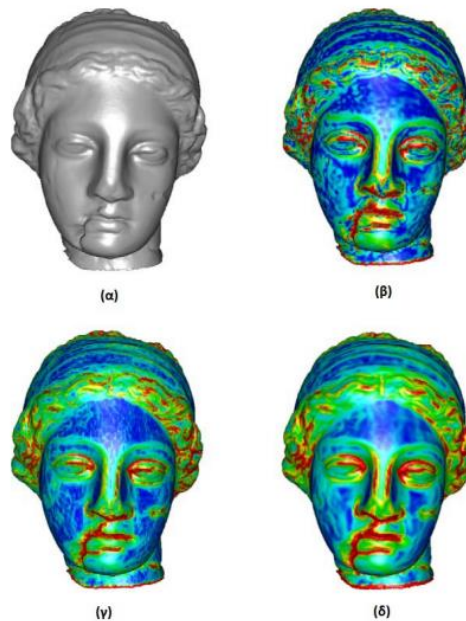
όπου k_1, k_2 είναι οι κύριες καμπυλότητες (principal curvatures) της επιφάνειας. Δυστυχώς όμως οι πιο πάνω εκφράσεις είναι ευαίσθητες στην παρουσία θορύβου και έτσι δεν μπορούν να υπολογιστούν κατ' ευθείαν από το σύνολο των σημείων. Μια λύση είναι να χρησιμοποιηθούν οι ιδιοτιμές λ_j του covariance matrix C ως προσέγγιση της τοπικής μεταβολής της επιφάνειας γύρω από το σημείο p_q . Αν $\lambda_0 = \min(\lambda_j)$, η μεταβολή του σημείου p_q κατά μήκος του κάθετου διανύσματος \vec{n} μπορεί να υπολογιστεί ως:

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

Αυτός ο λόγος μεταξύ της ελάχιστης ιδιοτιμής και του αθροίσματος των ιδιοτιμών προσεγγίζει την αλλαγή της καμπυλότητας σε μια γειτονιά γύρω από το σημείο p_q και είναι αμετάβλητος σε κλιμάκωση της επιφάνειας. Μικρές τιμές του σ_p υποδεικνύουν ότι όλα τα σημεία στη γειτονιά του p_q ανήκουν στο εφαπτόμενο επίπεδο της επιφάνειας. Ένα παράδειγμα των τιμών που λαμβάνει ο λόγος σ_p σε σύγκριση με τις αντίστοιχες τιμές της καμπυλότητας, φαίνεται στην Εικόνα 4.3 [35]. Στην Εικόνα 4.3(β) υπολογίζεται η καμπυλότητα με αναλυτικό τρόπο, προσαρμόζοντας κυβικές επιφάνειες στο σύνολο των σημείων της γειτονιάς. Στις εικόνες 4.3(γ) και 4.3(δ), 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.

Για τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων και της καμπυλότητας, χρησιμοποιήθηκε η βιβλιοθήκη PCL [33], η οποία είναι υλοποιημένη στη γλώσσα C++ και υλοποιεί τους προαναφερθέντες τρόπους υπολογισμού των χαρακτηριστικών ενός 3D PointCloud.



Εικόνα 4.3: 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 [35].

4.5 Region Growing Segmentation

4.5.1 Θεωρητικό Μέρος

Ο σκοπός του εν λόγω αλγορίθμου είναι η συγχώνευση των σημείων που συνδέονται μεταξύ τους βάσει κάποιων περιορισμών για την ομαλότητα τους (καμπυλότητα, γωνία μεταξύ κάθετων διανυσμάτων). Με αυτόν τον τρόπο, η έξοδος του αλγορίθμου είναι το σύνολο των συστάδων, με την κάθε συστάδα να αποτελεί ένα σύνολο σημείων που θεωρούνται ότι είναι ένα μέρος της ίδιας λείας επιφάνειας. Η δουλειά του αλγορίθμου αυτού βασίζεται στη σύγκριση των γωνιών μεταξύ των κάθετων διανυσμάτων των σημείων (point normals) [34].

4.5.2 Παράμετροι - Υλοποίηση

Ο αλγόριθμος δέχεται ως παραμέτρους τις εξής τιμές:

1. **Τιμή K-search (K):** Η τιμή αυτή χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό των πλησιέστερων γειτονικών σημείων με σκοπό να χρησιμοποιηθούν για τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων.
2. **Ελάχιστο μέγεθος συστάδας (cluster):** Με αυτή την παράμετρο καθορίζεται ο ελάχιστος αριθμός σημείων που απαρτίζουν την κάθε συστάδα σημείων.
3. **Μέγιστο μέγεθος συστάδας (cluster):** Με αυτή την παράμετρο καθορίζεται ο μέγιστος αριθμός σημείων που απαρτίζουν την κάθε συστάδα σημείων.

Ως είσοδος στον αλγόριθμο περνάει το Point Cloud $\{P\}$ που προκύπτει από τα αρχικά δεδομένα CT, μετά από την εφαρμογή της τεχνικής κατωφλίωσης.

Ορίζονται τα πιο κάτω μεγέθη που θα χρησιμοποιηθούν από τον αλγόριθμο:

Κάθετα διανύσματα (Point Normals) = $\{N\}$

Καμπυλότητα σημείων (Points curvatures) = $\{C\}$

Συνάρτηση εύρεσης γειτονικών σημείων = $\Omega(\cdot)$

Κατώφλι καμπυλότητας = c_{th}

Κατώφλι γωνίας = θ_{th}

Αρχικά ο αλγόριθμος ταξινομεί τα σημεία σύμφωνα με την τιμή της καμπυλότητάς τους (curvature value). Η χρησιμότητα της ταξινόμησης αυτής έγκειται στο γεγονός ότι η κάθε περιοχή ξεκινά την ανάπτυξή της από το σημείο με την ελάχιστη τιμή καμπυλότητας (seed point). Το σημείο ελάχιστης καμπυλότητας βρίσκεται σε επίπεδη επιφάνεια και ξεκινάει με αυτό τον τρόπο να αναπτύσσεται η περιοχή από αυτό το σημείο, πράγμα το οποίο επιτρέπει την μείωση του συνολικού αριθμού των τμημάτων που θα εμφανιστούν. Πρίν ξεκινήσει η όλη διαδικασία γίνονται οι εξής αρχικοποιήσεις:

Κατώφλι καμπυλότητας $c_{th} = 1.0$

Κατώφλι γωνίας = $\theta_{th} = 3.0 / 180.0 * M_{PI}$

Λίστα Περιοχής $R \leftarrow \emptyset$

Λίστα Διαθέσιμων σημείων $\{A\} \leftarrow \{1, \dots, |P|\}$

Οι πρώτες δύο τιμές αποτελούν και τις σημαντικότερες στο κομμάτι αρχικοποίησης του αλγορίθμου καθώς αποτελούν τους περιορισμούς ομαλότητας, οι οποίοι εφαρμόστηκαν σύμφωνα με την PointCloud Library [33]. Το κατώφλι γωνίας μετριέται σε ακτίνια και αποτελεί την μέγιστη επιτρεπτή απόκλιση μεταξύ των κάθετων διανυσμάτων. Η αρχικοποίηση του κατωφλίου καμπυλότητας σε μια χαμηλή τιμή (1.0) είναι υψίστης σημασίας για την ορθή επιλογή του αρχικού seed point.

Σ' αυτό το σημείο έχουμε το ταξινομημένο πλέον νέφος σημείων. Όσο υπάρχουν νέφη σημείων που δεν αναγνωρίστηκαν ο αλγόριθμος επιλέγει το σημείο ελάχιστης καμπυλότητας από την λίστα διαθέσιμων σημείων και ξεκινά να αναπτύσσει την εκάστοτε περιοχή. Η διαδικασία αυτή περιγράφεται πιο κάτω:

- i. Το επιλεγμένο σημείο προστίθεται στο σύνολο που ονομάζεται seeds (αρχικά σημεία).

$$\{A\} \rightarrow P_{min}$$

$$\{S_c\} \leftarrow \{S_c\} \cup P_{min}$$

$$\{R_c\} \leftarrow \{R_c\} \cup P_{min}$$

$$\{A\} \leftarrow \{A\} \setminus P_{min}$$

- ii. Για κάθε αρχικό σημείο, ο αλγόριθμος βρίσκει τα γειτονικά του σημεία.

$$\{B_c\} \leftarrow \Omega(S_c\{i\})$$

$$P_j \leftarrow B_c\{j\}$$

- iii. Ο αλγόριθμος υπολογίζει τα κάθετα διανύσματα του νέφους σημείων με βάση την τιμή της παραμέτρου K . Η γωνιά που σχηματίζεται μεταξύ ενός κάθετου διανύσματος του κάθε γείτονα και του κάθετου διανύσματος του seed point πρέπει να είναι μικρότερη της γωνίας κατωφλίου. Εάν συμβαίνει αυτό, τότε το σημείο προστίθεται στην περιοχή.

$$\cos^{-1}(|(N\{S_c\{i\}\}, N\{S_c\{j\}\})|) < \theta_{th}$$

$$\{R_c\} \leftarrow \{R_c\} \cup P_j$$

$$\{A\} \leftarrow \{A\} \setminus P_j$$

- iv. Έπειτα υπολογίζεται η καμπυλότητα του κάθε γειτονικού σημείου και αν η τιμή αυτή είναι μικρότερη της τιμής του κατωφλίου καμπυλότητας, τότε το σημείο επιλέγεται ως καινούριο seed point.

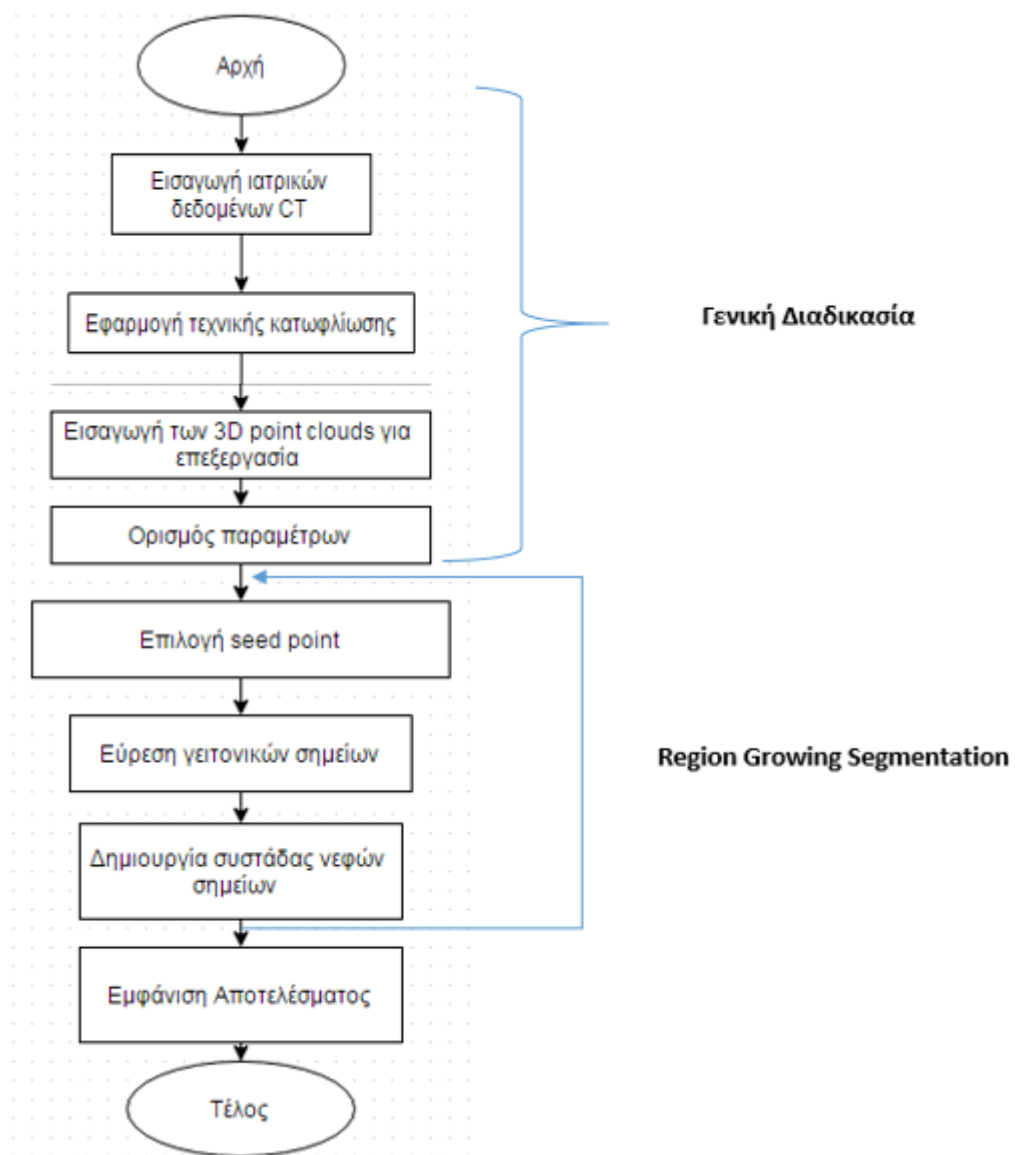
$$c\{P_j\} < c_{th}$$

$$\{S_c\} \leftarrow \{S_c\} \cup P_j$$

- v. Το προηγούμενο seed point αφαιρείται από τα seeds. Όταν η λίστα των seeds αδειάσει σημαίνει ότι ο αλγόριθμος ανέπτυξε πλήρως την περιοχή και η διαδικασία επαναλαμβάνεται από την αρχή έως ότου συμπληρωθούν όλες οι περιοχές.

$$\{R\} \leftarrow \{R\} \cup \{R_c\}$$

4.5.3 Block Diagram Μεθόδου



4.6 Euclidean Cluster Extraction

4.6.1 Θεωρητικό μέρος

Είναι αναγκαίο για μια clustering μέθοδο να διαχωρίσει ένα ανοργάνωτο μοντέλο νεφών σημείων P σε μικρότερα μέρη, έτσι ώστε ο συνολικός χρόνος επεξεργασίας του P να μειωθεί σημαντικά. Οι περισσότερες και πιο απλές μέθοδοι σ' αυτή την κατηγορία βασίζονται σε χωρικές τεχνικές αποσύνθεσης οι οποίες βρίσκουν υποδιαίρεσεις και συγκεκριμένα όρια που επιτρέπουν στα δεδομένα να ομαδοποιούνται σύμφωνα με ένα μέτρο "εγγύτητας". Αυτό το μέτρο συχνά αντιπροσωπεύεται ως μια Minkowski νόρμα, με τις πιο γνωστές εφαρμογές του να είναι η Manhattan και η Ευκλείδεια μέτρηση αποστάσεων. Μια απλή προσέγγιση ομαδοποίησης των δεδομένων (clustering) κατά την Ευκλείδεια έννοια μπορεί να υλοποιηθεί χρησιμοποιώντας ένα τρισδιάστατο πλέγμα το οποίο αποτελεί υποδιαίρεση ενός χώρου που χρησιμοποιεί κουτιά (κύβους) σταθερού πλάτους ή γενικότερα μια δομή δεδομένων Octree. Η συγκεκριμένη αναπαράσταση φτιάχνεται πολύ γρήγορα και είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε περιπτώσεις όπου απαιτείται η ογκομετρική αναπαράσταση στον χώρο ή τα δεδομένα που προκύπτουν στο κάθε 3D κουτί (ή Octree φύλλο) πρέπει να προσεγγιστούν με μια διαφορετική δομή. Η μέθοδος του τρισδιάστατου πλέγματος όμως αποκτά υπόσταση μόνο για εφαρμογές που απαιτούν ίσες χωρικές υποδιαίρεσεις. Για τις περιπτώσεις που η κάθε συστάδα νεφών σημείων θα έχει διαφορετικό μέγεθος, είναι αναγκαία η υλοποίηση ενός πιο περίπλοκου αλγορίθμου. Σε μια γενικότερη έννοια ωστόσο, είναι δυνατή η χρησιμοποίηση των πλησιέστερων γειτονικών σημείων και έπειτα η υλοποίηση μιας clustering τεχνικής η οποία είναι ουσιαστικά παρόμοια με έναν flood fill αλγόριθμο [34].

Για να επιτύχουμε την τμηματοποίηση και τον διαχωρισμό σε συστάδες σημείων της επιθυμητής επιφάνειας η οποία στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι το επιθυμητό δόντι του ασθενούς, πρέπει το σύστημα μας να κατανοήσει τι ορίζει ένα αντικείμενο κατά συστάδα σημείων και τι την διαφοροποιεί από μια άλλη συστάδα (άλλο αντικείμενο).

Εαν $O_i = \{p_i \in P\}$ είναι μια συστάδα (cluster) νεφών σημείων, τότε αυτή διαφέρει από την συστάδα $O_j = \{p_j \in P\}$ εάν ισχύει:

$$\min \|p_i - p_j\|_2 \geq d_{th}$$

Όπου d_{th} είναι η μέγιστη τιμή κατωφλίου για την απόσταση.

Σύμφωνα με την πιο πάνω εξίσωση εάν η ελάχιστη απόσταση μεταξύ δύο νεφών σημείων που ανήκουν στο P είναι μεγαλύτερη από την δεδομένη μέγιστη τιμή απόστασης, τότε αυτά ανήκουν

σε διαφορετικές συστάδες (clusters). Για τον λόγο αυτό σημαντικό ρόλο έχει ο τρόπος με τον οποίο υπολογίζεται η ελάχιστη αυτή απόσταση.

4.6.2 Παράμετροι - Υλοποίηση

Στην συγκεκριμένη περίπτωση χρησιμοποιούμε μια δομή Kd -δέντρου για την εύρεση των πλησιέστερων γειτονικών σημείων.

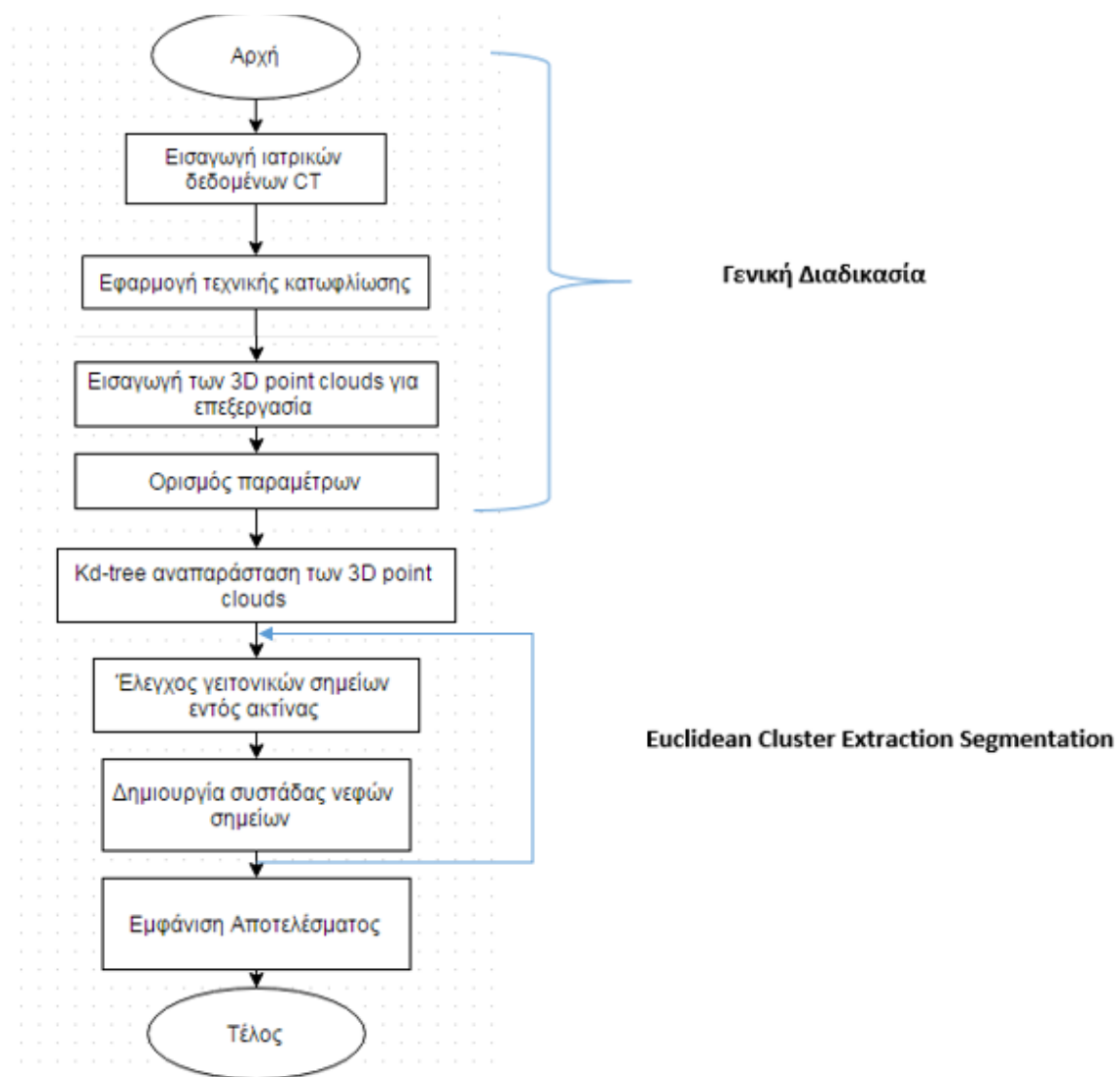
Ο αλγόριθμος δέχεται τις εξής παραμέτρους:

1. **Ακτίνα κατάτμησης – γειτονικών περιοχών r :** Με αυτή την τιμή καθορίζουμε την μέγιστη επιτρεπτή απόσταση μεταξύ δύο σημείων.
2. **Ελάχιστο μέγεθος συστάδας (cluster):** Με αυτή την παράμετρο καθορίζεται ο ελάχιστος αριθμός σημείων που απαρτίζουν την κάθε συστάδα.
3. **Μέγιστο μέγεθος συστάδας (cluster):** Με αυτή την παράμετρο καθορίζεται ο μέγιστος αριθμός σημείων που απαρτίζουν την κάθε συστάδα.

Και εν συνεχεία ακολουθεί τα πιο κάτω βήματα:

1. Δημιουργία μιας Kd -tree αναπαράστασης για την είσοδο του μοντέλου νεφών σημείων P
2. Δημιουργία μιας άδειας λίστας συστάδων C , και μίας σειράς Q που αποτελείται από τα σημεία που θα ελεγχθούν.
3. Για κάθε σημείο $p_i \in P$, ακολουθεί τα εξής βήματα:
 - Προσθήκη του p_i στην λίστα Q .
 - Για κάθε σημείο $p_i \in Q$ εκτελεί:
 - Εύρεση για το σύνολο των P_k^i γειτονικών σημείων του p_i σε μια σφαίρα με ακτίνα $r < d_{th}$.
 - Για κάθε γειτονικό σημείο $p_i^k \in P_i^k$, γίνεται έλεγχος εάν έχει ήδη ελεγχθεί το σημείο. Αν έχει ήδη ελεγχθεί τότε προστίθεται στην Q .
 - Όταν όλα τα σημεία στην λίστα Q έχουν ελεγχθεί, γίνεται προσθήκη της Q στην λίστα συστάδων C , και άδειασμα της λίστας Q .
4. Ο αλγόριθμος σταματάει όταν πλέον όλα τα σημεία $p_i \in P$ έχουν ελεγχθεί και αποτελούν μέρος της λίστας συστάδων C .

4.6.3 Block Diagram Μεθόδου



4.7 Difference of Normals Based Segmentation

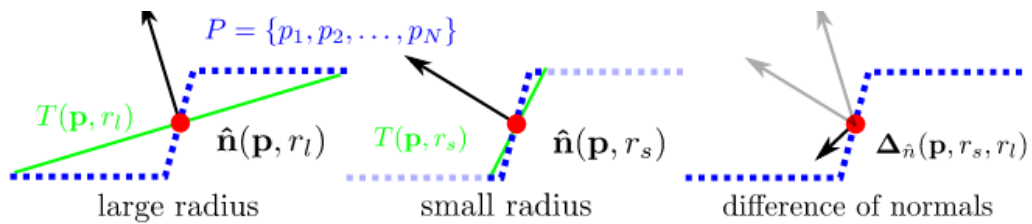
4.7.1 Θεωρητικό Μέρος

Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος εκτελεί μια scale based κατάτμηση του δοσμένου point cloud P βρίσκοντας τα σημεία που ανήκουν στις δοσμένες ως παραμέτρους κλίμακες – ακτίνες γειτονικών περιοχών.

Η Difference of Normals (DoN) παρέχει μια υπολογιστικά αποδοτική, multi-scale προσέγγιση στην επεξεργασία ανοργάνωτων 3D point clouds. Η ιδέα του αλγορίθμου είναι απλή και ταυτόχρονα αποτελεσματική στην τμηματοποίηση για μεγάλες διακυμάνσεις της κλίμακας. Για κάθε σημείο p σε ένα νέφος σημείων P , υπολογίζονται δύο ανά μονάδα κάθετα διανύσματα $\hat{n}(p, r_l)$, $\hat{n}(p, r_s)$ με διαφορετικές ακτίνες, τέτοιες ώστε $r_l > r_s$. Το κάθετο διάνυσμα της διαφοράς αυτών των κάθετων διανυσμάτων καθορίζει τον operator, και ορίζεται ως εξής:

$$\Delta \hat{n}(p, r_s, r_l) = \frac{\hat{n}(p, r_s) - \hat{n}(p, r_l)}{2}$$

όπου $r_s, r_l \in R$, $r_s < r_l$ και $\hat{n}(p, r)$ είναι το κάθετο διάνυσμα του σημείου p , δεδομένης της ακτίνας κατάτμησης r . Παρατηρείται ότι η έξοδος του operator είναι ένα ομαλοποιημένο διανυσματικό πεδίο, και είναι ως εκ τούτου προσανατολισμένο (η προκύπτουσα κατεύθυνση είναι ένα βασικό χαρακτηριστικό), ωστόσο η νόρμα του operator βρίσκεται πάντα εντός περιοχής $(0,1)$.



Εικόνα 4.4: Απεικόνιση της εφαρμογής της scale based κατάτμησης με ακτίνα σε μια επιφάνεια καθέτων σημείων που υπολογίστηκαν για ένα νέφος σημείων.

Το κύριο σκεπτικό πίσω από την μέθοδο DoN είναι η διαπίστωση ότι τα κάθετα διανύσματα που υπολογίζονται κατά μήκος μιας επιφάνειας με κάθε δεδομένη ακτίνα αντανακλούν την υποκείμενη γεωμετρία της επιφάνειας στην κλίμακα της ακτίνας γειτονικών περιοχών. Αν και υπάρχουν πολλές διαφορετικές μέθοδοι υπολογισμού των κάθετων διανυσμάτων μιας επιφάνειας, αυτά υπολογίζονται πάντα με ακτίνα (ή μέσω ενός σταθερού αριθμού γειτόνων) όπως

προαναφέρθηκε. Αυτή η ακτίνα γειτονικών περιοχών καθορίζει την κλίμακα στην επιφανειακή δομή που αντιπροσωπεύει το κάθετο διάνυσμα.

4.7.2 Παράμετροι – Υλοποίηση

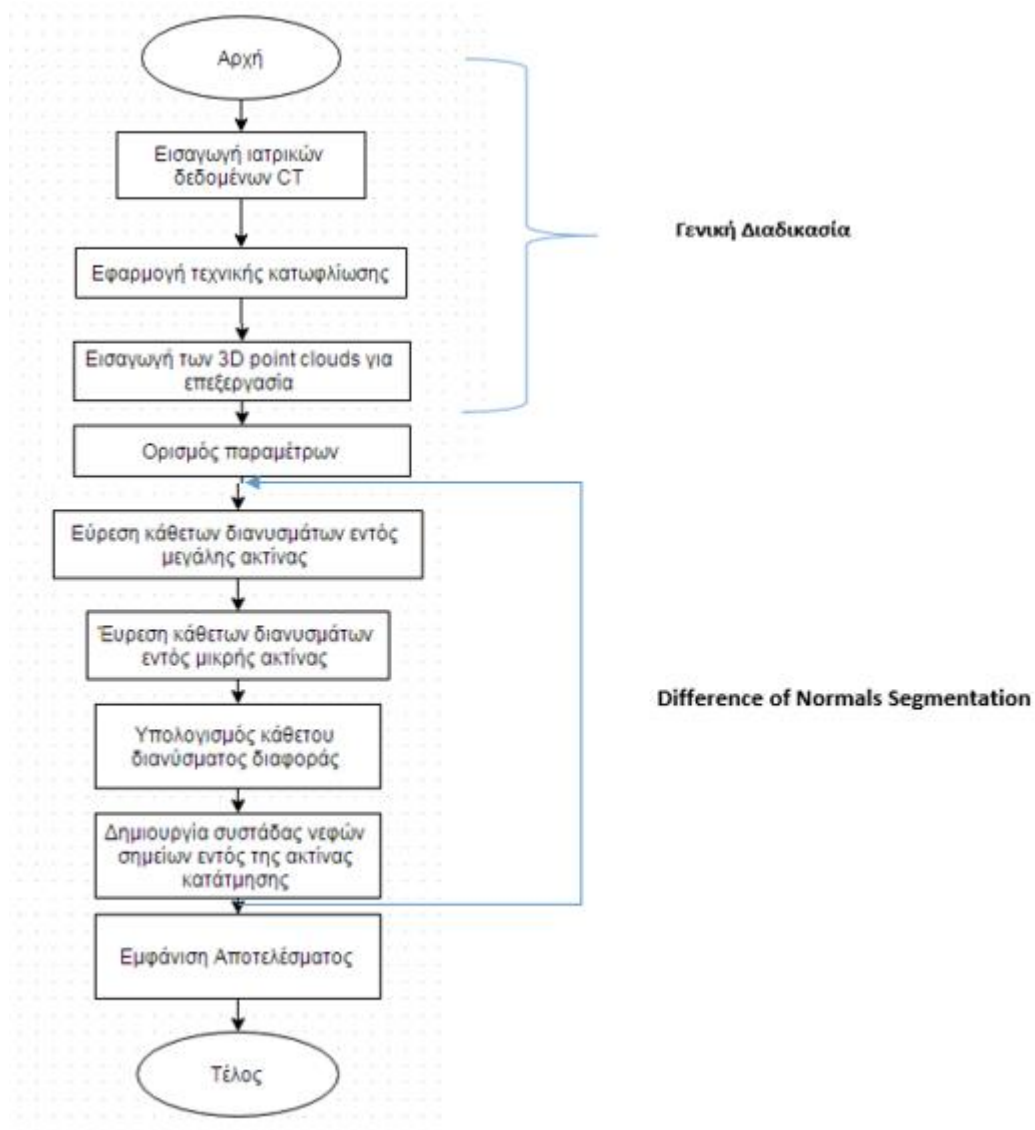
Οι παράμετροι που εισήχθησαν στον αλγόριθμο είναι:

1. Η μικρή ακτίνα γειτονικών περιοχών r_s
2. Η μεγάλη ακτίνα γειτονικών περιοχών r_l
3. Τιμή κατωφλίου T για κατωφλίωση του πλάτους της Difference of Normals που θα υπολογιστεί.
4. Ακτίνα κατάτμησης – γειτονικών περιοχών r .

Ο αλγόριθμος έπειτα εκτελεί την εξής διαδικασία:

- Υπολογισμός των normals για κάθε νέφος σημείων χρησιμοποιώντας την μεγάλη ακτίνα υποστήριξης r_l .
- Υπολογισμός των normals για κάθε νέφος σημείων χρησιμοποιώντας την μικρή ακτίνα υποστήριξης r_s .
- Για κάθε νέφος σημείων υπολογίζεται το κάθετο διάνυσμα διαφοράς, όπως ορίστηκε πιο πάνω.
- Φιλτράρισμα του προκύπτοντος διανυσματικού πεδίου για απομόνωση των σημείων που ανήκουν εντός της ακτίνας κατάτμησης r .

4.7.3 Block Diagram Μεθόδου



Κεφάλαιο 5:

Αποτελέσματα Τμηματοποίησης Οδοντιατρικών Δεδομένων

5.1 Εισαγωγή

Στο παρών κεφάλαιο γίνεται αναλυτική παρουσίαση και ποιοτικός έλεγχος των αποτελεσμάτων της κάθε μεθόδου ξεχωριστά για τέσσερις διαφορετικές σειρές δεδομένων. Τα αποτελέσματα σχολιάζονται και παρατηρούνται με σκοπό την εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων για την σύγκριση των μεθόδων ως προς τον χρόνο που απαιτούν για να εμφανίσουν το αποτέλεσμα, την ποιότητα εμφάνισης του αποτελέσματος και του αριθμού των παραμέτρων που δέχονται.

5.2 Ποιοτικός έλεγχος αποτελεσμάτων

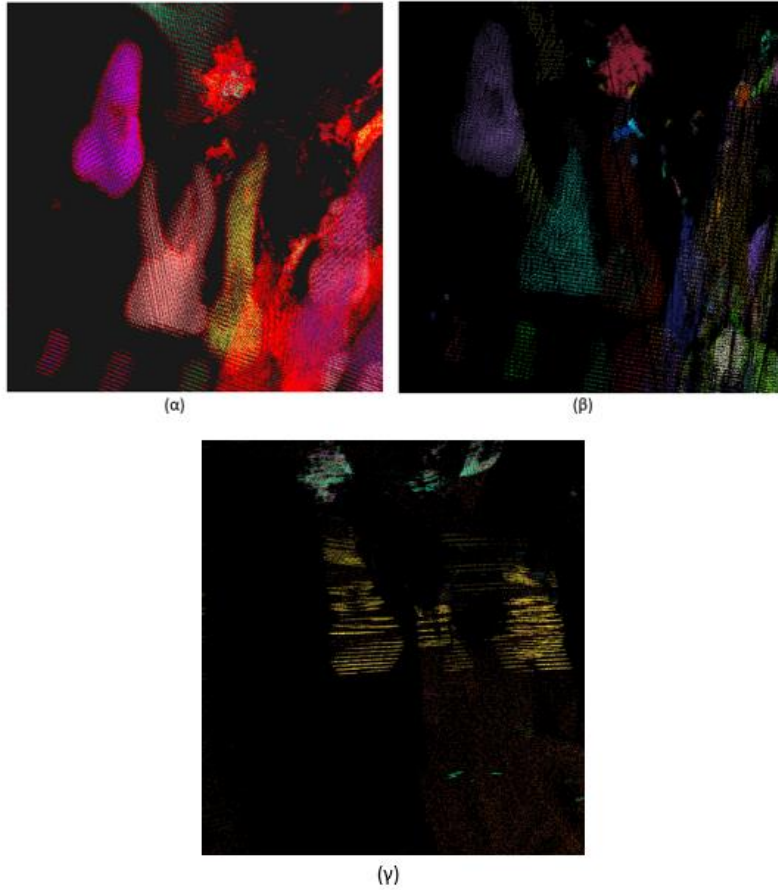
Η ποιοτική αποτίμηση των τμηματοποιημένων τρισδιάστατων αναπαραστάσεων των οδοντιατρικών δεδομένων γίνεται μέσω παρατήρησης των αποτελεσμάτων που εμφανίζει η κάθε μέθοδος. Προκειμένου να υπάρχει ένα εύρος αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκαν τέσσερα σετ ιατρικών δεδομένων για την σύγκριση των μεθόδων τμηματοποίησης. Τα αποτελέσματα για το κάθε σετ δεδομένων παρουσιάζονται στις Εικόνες 5.1 - 5.4, ενώ οι παράμετροι που δέχεται η κάθε μέθοδος, όπως αυτές ορίστηκαν στο 4^ο κεφάλαιο παρουσιάζονται στους πίνακες 5.1.-5.4.

Όπως φαίνεται στις εικόνες 5.1(α) – 5.4(α) η μέθοδος Region Growing καταφέρνει να τμηματοποιήσει επιτυχώς έως και τρία γειτονικά δόντια στο πίσω μέρος της στοματικής κοιλότητας για τις τιμές των παραμέτρων που δέχεται με κάθε σετ δεδομένων (πίνακας 5.1(α)-5.4(α)). Κάθε συστάδα νεφών σημείων παρουσιάζεται κάθε φορά με διαφορετικό χρώμα από τις άλλες και έτσι καταλαβαίνουμε ότι το κάθε δόντι που απεικονίζεται με διαφορετικό χρώμα από τα άλλα έχει απομονωθεί με επιτυχία. Τέλος, ο όγκος των δοντιών απεικονίζεται πλήρως, χωρίς να αποκόπτεται μέρος τους πράγμα το οποίο μας επιτρέπει να έχουμε την δυνατότητα μιας ρεαλιστικής τρισδιάστατης απεικόνισης του επιθυμητού δοντιού.

Εφαρμόζοντας την μέθοδο Euclidean Cluster Extraction παίρνουμε τα αποτελέσματα που φαίνονται στις εικόνες (5.1(β) – 5.4(β)). Σε αντίθεση με την μέθοδο Region Growing, επιτυγχάνεται η επιτυχής απομόνωση το πολύ δύο δοντιών (εικόνα 5.2(β)). Αυτός είναι ένας λόγος που

υπερτερεί η Region Growing μέθοδος, με εξαίρεση την εικόνα 5.2(β) στην οποία φαίνεται ότι η Euclidean Cluster Extraction κατάφερε να τμηματοποιήσει 2 δόντια σε αντίθεση με την Region Growing που τμηματοποίησε το πίσω δεξιά δόντι και σχεδόν όλα τα υπόλοιπα τοποθετήθηκαν στο ίδιο cluster (εικόνα 5.2(α)). Επίσης, όπως γίνεται αντιληπτό τις περισσότερες φορές αποκόπτεται μέρος του όγκου του τμηματοποιημένου δοντιού. Στην περίπτωση του αποτελέσματος της εικόνας 5.3 ωστόσο, επιτυγχάνεται καλύτερη αναπαράσταση του πλήρους όγκου του δοντιού (δεξιά) σε σύγκριση με την Region Growing. Στην εικόνα 5.1(β) φαίνεται ότι δημιουργείται ένα επιπλέον cluster (κίτρινο) για την τμηματοποίηση μέρους του μεσαίου δοντιού (ρίζα), πράγμα το οποίο δεν είναι επιθυμητό. Στην συγκεκριμένη περίπτωση γίνεται επίσης αντιληπτό ότι γίνεται επιτυχής τμηματοποίηση του δεξιού δοντιού και η κατάταξη του σε ένα ξεχωριστό cluster (κόκκινο), αλλά το πρόβλημα είναι ότι δεν παρουσιάζεται ο πλήρης όγκος του δοντιού. Αξίζει να σημειωθεί ότι στην εικόνα 5.4(β) η Euclidean μέθοδος αποκόπτει σχεδόν πλήρως το δόντι που τμηματοποίησε η Region Growing (εικόνα 5.4(α)), αλλά κατορθώνεται η τμηματοποίηση του δοντιού που βρίσκεται στην άνω γνάθο και το οποίο αποκόπτει η Region Growing. Ο χρόνος που χρειάζεται η μέθοδος αυτή για να μας εμφανίσει το αποτέλεσμα είναι ελαφρώς μειωμένος σε σχέση με την Region Growing.

Τα αποτελέσματα της τρίτης μεθόδου (DoN) παρουσιάζονται στις εικόνες 5.1(γ) – 5.4(γ). Με την συγκεκριμένη μέθοδο επιτυγχάνεται η τμηματοποίηση το πολύ ενός δοντιού (εικόνα 5.2(γ)). Στο αποτέλεσμα αυτό απεικονίζεται πλήρως ο όγκος του τμηματοποιημένου δοντιού σε αντίθεση με το ανάλογο αποτέλεσμα της Euclidean Cluster Extraction μεθόδου (εικόνα 5.2(β)). Στην εικόνα 5.1(γ) φαίνεται ξεκάθαρα ότι το cluster του αριστερά δοντιού που τμηματοποιήθηκε (κίτρινο) περιλαμβάνει και μέρος σημείων του διπλανού δοντιού, πράγμα το οποίο καθιστά ανεπιτυχή την πλήρη απομόνωση του. Επίσης, στην συγκεκριμένη περίπτωση αποκόπτεται μεγάλο μέρος τόσο των δύο διπλανών δοντιών που εμφανίζονταν με τις προηγούμενες μεθόδους, όσο και του ίδιου δοντιού. Στο αποτέλεσμα της εικόνας 5.4(γ) κατορθώνεται η απομόνωση ενός δοντιού αλλά γίνεται αποκοπή του μεγαλύτερου μέρους του όγκου του, ενώ δεν επιτυγχάνεται τμηματοποίηση στο αποτέλεσμα που παρουσιάζεται στην εικόνα 5.3(γ). Ο χρόνος που χρειάζεται η DoN μέθοδος να εμφανίσει το αποτέλεσμα της είναι κατά πολύ μεγαλύτερος του αντιστοίχου των δύο προηγούμενων μεθόδων.



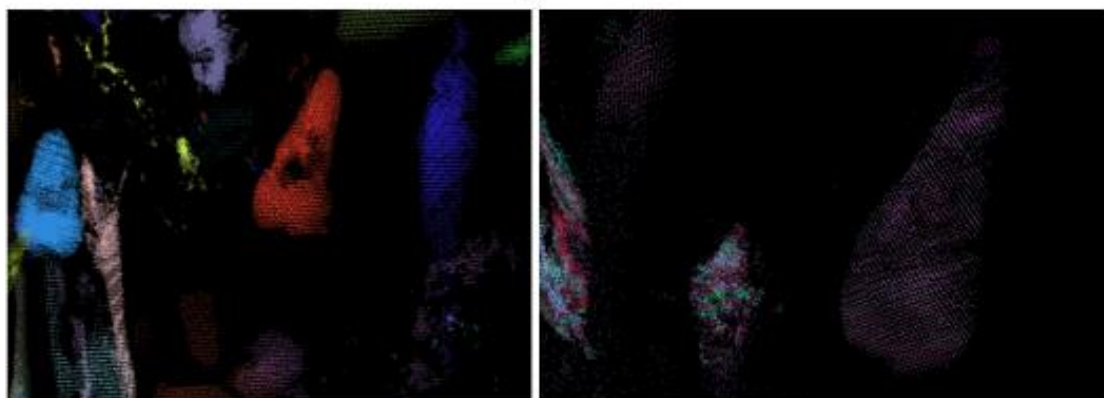
Εικόνα 5.1: Αποτελέσματα πρώτου σετ δεδομένων με την χρήση (α) Region Growing μεθόδου, (β) Euclidean Cluster Extraction μεθόδου και (γ) Difference of Normals μεθόδου.

	Τιμή Κατωφλίου (T)	K-search (K)	Μικρή ακτίνα r_s	Μεγάλη ακτίνα r_l	Ακτίνα γειτονικών περιοχών r	Minimum Cluster Size	Maximum Cluster Size
(α)Region Growing	1000	10	-	-	-	10	200000
(β)Euclidean Cluster Extraction	1000	-	-	-	0.0045	10	5000000
(γ)Difference of Normals	900	-	0.02	0.06	0.02	-	-

Πίνακας 5.1: Παραμέτροι κάθε μεθόδου για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων του πρώτου σετ δεδομένων.



(α)



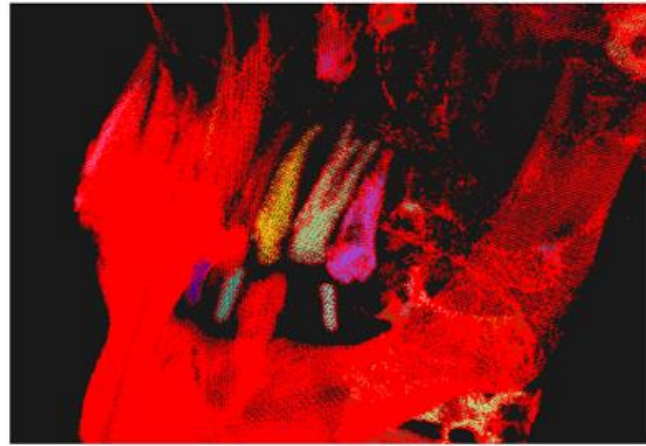
(β)

(γ)

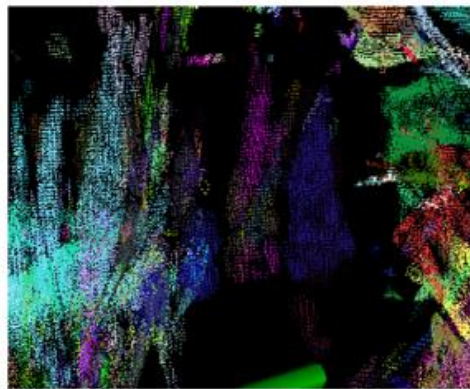
Εικόνα 5.2: Αποτελέσματα δεύτερου σετ δεδομένων με την χρήση (α) Region Growing μεθόδου, (β) Euclidean Cluster Extraction μεθόδου και (γ) Difference of Normals μεθόδου.

	Τιμή Κατωφλίου (T)	K-search (K)	Μικρή ακτίνα r_s	Μεγάλη ακτίνα r_l	Ακτίνα γειτονικών περιοχών r	Minimum Cluster Size	Maximum Cluster Size
(α)Region Growing	1000	10	-	-	-	10	200000
(β)Euclidean Cluster Extraction	1000	-	-	-	0.005	10	5000000
(γ)Difference of Normals	900	-	0.02	0.06	0.02	-	-

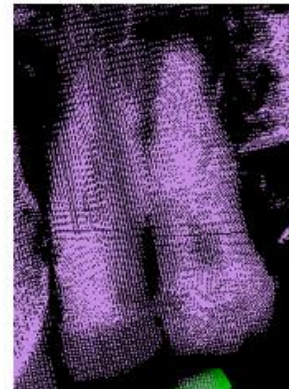
Πίνακας 5.2: Παραμέτροι κάθε μεθόδου για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων του δεύτερου σετ δεδομένων.



(α)



(β)

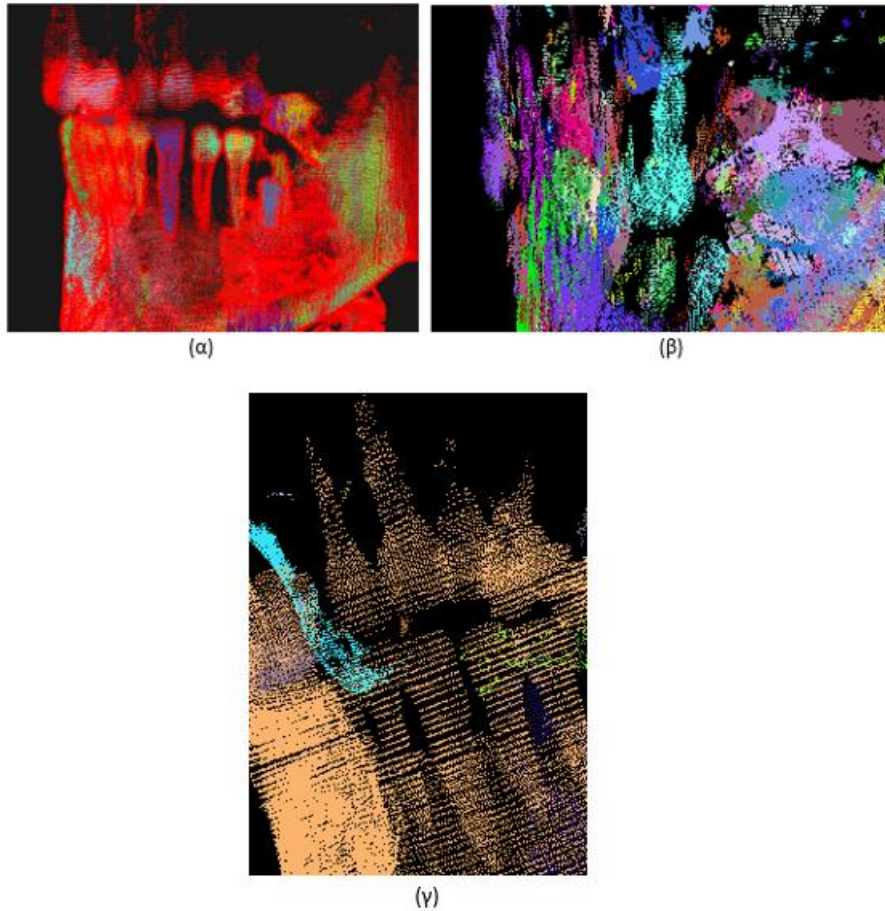


(γ)

Εικόνα 5.3: Αποτελέσματα τρίτου σετ δεδομένων με την χρήση (α) Region Growing μεθόδου, (β) Euclidean Cluster Extraction μεθόδου και (γ) Difference of Normals μεθόδου.

	Τιμή Κατωφλίου (T)	K-search (K)	Μικρή ακτίνα r_s	Μεγάλη ακτίνα r_l	Ακτίνα γειτονικών περιοχών r	Minimum Cluster Size	Maximum Cluster Size
(α)Region Growing	1100	10	-	-	-	100	200000
(β)Euclidean Cluster Extraction	1000	-	-	-	0.0045	10	500000
(γ)Difference of Normals	800	-	0.02	0.06	0.02	-	-

Πίνακας 5.3: Παραμέτροι κάθε μεθόδου για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων του τρίτου σετ δεδομένων.



Εικόνα 5.4: Αποτελέσματα τέταρτου σετ δεδομένων με την χρήση (α) Region Growing μεθόδου, (β) Euclidean Cluster Extraction μεθόδου και (γ) Difference of Normals μεθόδου.

	Τιμή Κατωφλίου (T)	K-search (K)	Μικρή ακτίνα r_s	Μεγάλη ακτίνα r_l	Ακτίνα γειτονικών περιοχών r	Minimum Cluster Size	Maximum Cluster Size
(α)Region Growing	1100	30	-	-	-	450	20000
(β)Euclidean Cluster Extraction	800	-	-	-	0.0045	10	5000000
(γ)Difference of Normals	900	-	0.02	0.08	0.02	-	-

Πίνακας 5.4: Παραμέτροι κάθε μεθόδου για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων του τέταρτου σετ δεδομένων.

5.3 Προϋποθέσεις τμηματοποίησης

Όλες οι μέθοδοι τμηματοποίησης που αναπτύχθηκαν πιο πάνω έχουν ως στόχο με την υλοποίηση του αλγόριθμού τους να παρέχονται τα πιο κάτω γνωρίσματα:

1. Ακρίβεια: Τα αποτελέσματα του αλγορίθμου πρέπει να είναι όσο πιο καλύτερα και κοντά στο επιθυμητό αποτέλεσμα γίνεται και να εφαρμόζεται με επιτυχία σε όλα τα δεδομένα.

2. Αυτοματοποίηση: Ο αλγόριθμος πρέπει να δέχεται όσο το δυνατό πιο λίγες παραμέτρους, για να είναι εύκολη η χρήση του από χρήστες που δεν είναι γνώστες του αντικειμένου. Άρα είναι αναγκαία η εύρεση τρόπων αυτοματοποίησης όσο περισσότερων παραμέτρων γίνεται.

3. Χρόνος Εκτέλεσης: Ο αλγόριθμος πρέπει να έχει όσο το δυνατόν μικρότερο χρόνο εκτέλεσης για την εμφάνιση του επιθυμητού αποτελέσματος.

5.4 Σύγκριση Μεθόδων

Με βάση τα απαιτούμενα γνωρίσματα που πρέπει να παρέχει μια μέθοδος τμηματοποίησης γίνεται η αξιολόγηση της κάθε μιας και η σύγκριση τους ως προς την ακρίβεια, την αυτοματοποίηση, την ευστάθεια αλλά και τον χρόνο εκτέλεσής τους.

5.4.1 Ακρίβεια

Σύμφωνα με τα επιθυμητά αποτελέσματα για κάθε μέθοδο (εικόνες 5.1 – 5.4) πιο ακριβής μέθοδος τμηματοποίησης των οδοντιατρικών δεδομένων είναι η Region Growing μέθοδος αφού καθιστά δυνατή την τμηματοποίηση έως και τριών γειτονικών δοντιών στις πλείστες των περιπτώσεων με διαφορετικά δεδομένα. Επίσης ο όγκος του δοντιού απεικονίζεται τις περισσότερες φορές χωρίς αποκοπή μέρους του. Χειρότερη μέθοδος από τις τρεις μεθόδους που υλοποιήθηκαν είναι η Difference of Normals όσον αφορά την ακρίβεια των αποτελεσμάτων της αφού συχνά αποκόπτεται μέρος του όγκου του δοντιού και γίνεται επιτυχής τμηματοποίηση το πολύ ενός δοντιού.

5.4.2 Αυτοματοποίηση παραμέτρων

Παρατηρώντας τους πίνακες 5.1-5.4 μπορούμε να καταλήξουμε σε συμπεράσματα σχετικά με το ποιες παράμετροι εισόδου μπορούν να αυτοματοποιηθούν χωρίς να επιφέρουν μεταβολές στα επιθυμητά αποτελέσματα τους για κάθε σετ δεδομένων που καλούνται να τμηματοποιήσουν. Η μέθοδος με τις περισσότερες παραμέτρους εισόδου που μπορούν να αυτοματοποιηθούν είναι η Euclidean Cluster Extraction αφού για κάθε σετ δεδομένων οι τιμές των ελαχίστων και μεγίστων επιτρεπτών νεφών σημείων ανά cluster παραμένουν σταθερές και παρέχουν το επιθυμητό

αποτέλεσμα. Επίσης η παράμετρος της ακτίνας γειτονικών περιοχών της μεθόδου Difference of Normals μπορεί να αυτοματοποιηθεί. Η Region Growing μέθοδος δεν προσφέρει κάποια από τις παραμέτρους της για αυτοματοποίηση αφού και η παράμετρος K για εύρεση των κάθετων διανυσμάτων πρέπει να μεταβληθεί για την επιτυχή τμηματοποίηση “δυσκολότερων” δεδομένων όπως στην περίπτωση του τέταρτου σετ δεδομένων (εικόνα 5.4(α) – πίνακας 5.4(α)).

5.4.3 Χρόνος Εκτέλεσης

Με την εκτέλεση του αλγορίθμου για διάφορα σετ δεδομένων μπορούμε να αποφανθούμε για το ποια μέθοδος εμφανίζει το επιθυμητό αποτέλεσμα γρηγορότερα. Η πιο χρονοβόρα μέθοδος εκ των τριών είναι η Difference of Normals μέθοδος και αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι υπολογίζει τα κάθετα διανύσματα δυο φορές, μια για κάθε ακτίνα γειτονικών περιοχών (r_s, r_l) για να υπολογίσει την διαφορά τους και στην συνέχεια εκτελεί τμηματοποίηση της διαφοράς αυτής με νέα ακτίνα γειτονικών περιοχών. Από την άλλη, οι μέθοδοι Region Growing και Euclidean Cluster Extraction είναι ικανοποιητικά γρήγορες στην εκτέλεσή τους με ελαφρώς γρηγορότερη την τελευταία. Οι χρόνοι που απαιτούνται για την εκτέλεση της κάθε μεθόδου και την παρουσίαση του επιθυμητού αποτελέσματος για κάθε σετ δεδομένων παρουσιάζονται στον πίνακα 5.5.

	1° Σετ Δεδομένων	2° Σετ Δεδομένων	3° Σετ Δεδομένων	4° Σετ Δεδομένων
Region Growing	2.5 min	3 min	3 min	5 min
Euclidean Cluster Extraction	2 min	3 min	2 min	4.5 min
Difference of Normals	4.5 min	5.5 min	6 min	11 min

Πίνακας 5.5: Χρόνοι εκτέλεσης μεθόδων για κάθε σετ δεδομένων.

Κεφάλαιο 6:

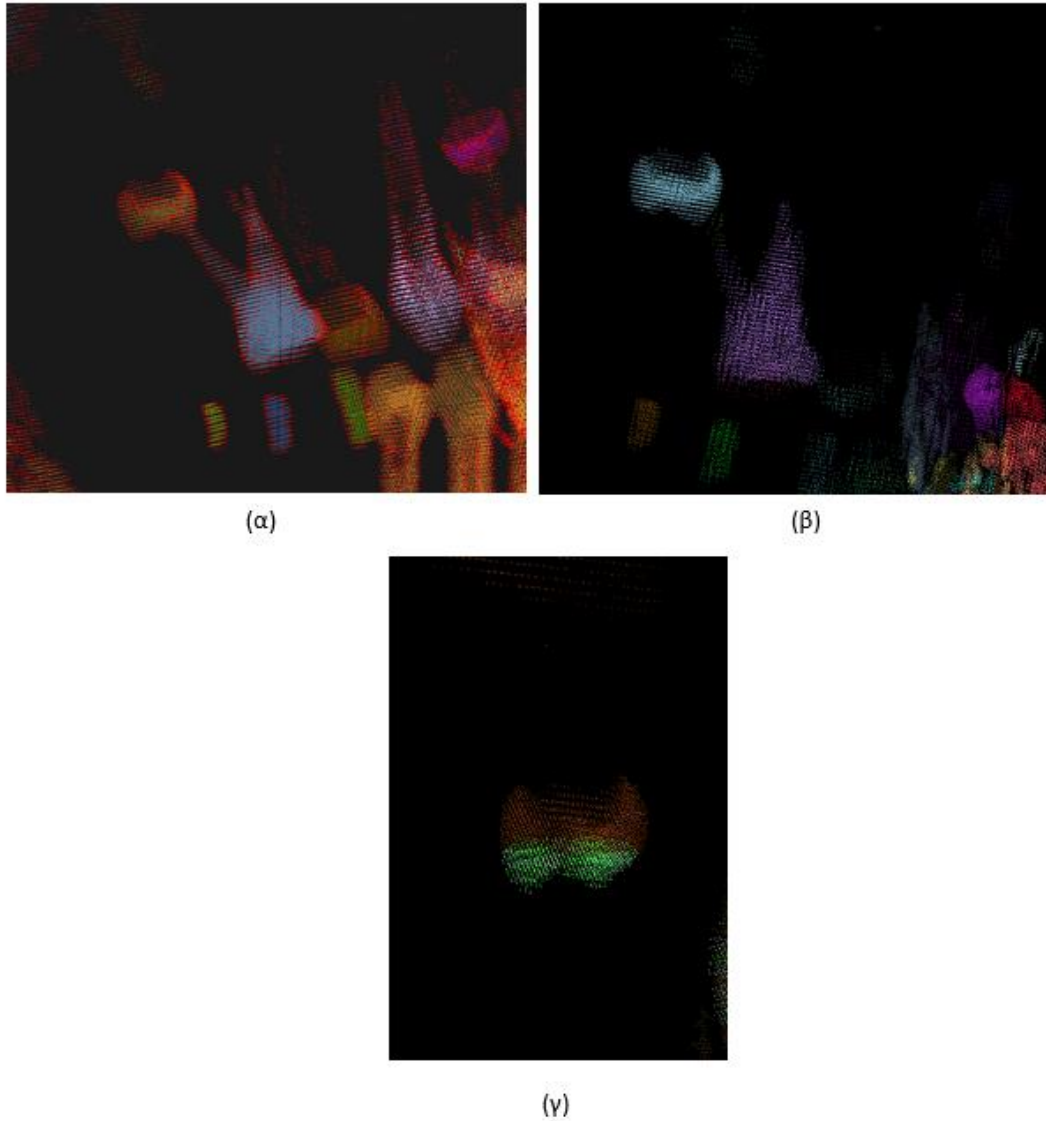
Παράμετροι Εισόδου και Συμπεράσματα

6.1 Παράμετροι Εισόδου

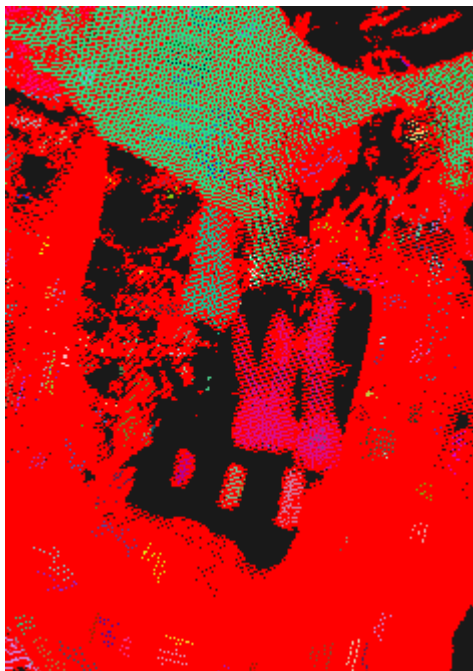
Χρησιμοποιώντας διάφορες τιμές για τις παραμέτρους που δέχεται η κάθε μέθοδος καταφέραμε να κατανοήσουμε την συμπεριφορά της εκάστοτε μεθόδου στην απεικόνιση και πώς το αποτέλεσμα μεταβάλλεται πέραν του επιθυμητού για λανθασμένες τιμές παραμέτρων. Κάθε φορά μεταβάλλουμε την τιμή μιας και μόνο παραμέτρου, διατηρώντας τις υπόλοιπες στην σωστή τους τιμή ώστε να παρατηρήσουμε πως επιδρά η κάθε παράμετρος ξεχωριστά στην εμφάνιση του αποτελέσματος, συγκρίνοντας τα αποτελέσματα που εμφανίζονται με τα αποτελέσματα του πρώτου σετ δεδομένων (Εικόνα 5.1) για κάθε μέθοδο.

6.1.1 Τιμή Κατωφλίσωσης

Η τιμή κατωφλίου T είναι μια γενική παράμετρος και χρησιμοποιείται και στις τρεις μεθόδους που υλοποιήθηκαν. Η αύξηση της τιμής αυτής μπορεί να υπερβεί την φωτεινότητα μερικών δοντιών ή σημείων αυτών με αποτέλεσμα να αποκόπτεται μέρος ή ακόμα και ολόκληρο το δόντι στην παρουσίαση. Το αποτέλεσμα που επιφέρει αυτή η μεταβολή και στις τρεις μεθόδους φαίνεται στην Εικόνα 6.1. Στην αντίθετη περίπτωση που η τιμή κατωφλίσωσης μειωθεί θα παρουσιάζονται στο τελικό αποτέλεσμα και ανεπιθύμητες περιοχές όπως κάποια λεπτά οστά του κρανίου. Ο χρόνος που χρειάζεται η κάθε μέθοδος για την εμφάνιση των αποτελεσμάτων της με μειωμένη τιμή κατωφλίσωσης αυξάνεται σημαντικά, πράγμα το οποίο είναι αναμενόμενο λαμβάνοντας υπ' όψιν το γεγονός ότι τα νέφη σημείων που θα απεικονιστούν αυξάνονται. Το αποτέλεσμα μιας τέτοιας μεταβολής της τιμής κατωφλίσωσης παρουσιάζεται στην Εικόνα 6.2.



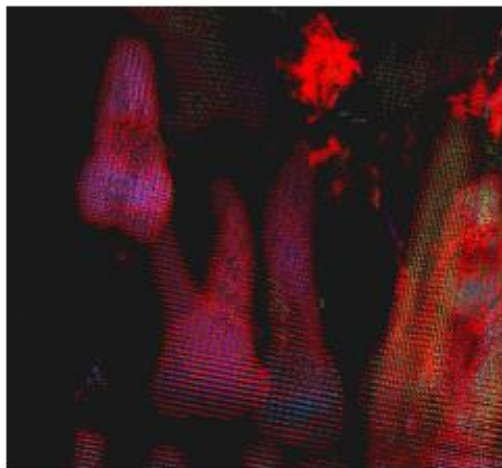
Εικόνα 6.1: Αποτελέσματα με αύξηση της τιμής κατωφλίου (α) Region Growing μεθόδου, (β) Euclidean Cluster Extraction μεθόδου και (γ) Difference of Normals μεθόδου.



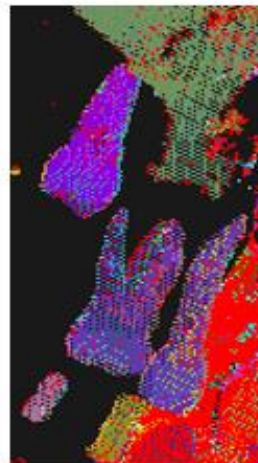
Εικόνα 6.2: Αποτέλεσμα μείωσης της τιμής κατωφλίωσης.

6.1.2 Παράμετρος K

Η παράμετρος K -search (K), όπως περιγράφηκε στην Ενότητα 4.4 (normals) είναι υπεύθυνη για την εύρεση των πλησιέστερων γειτονικών σημείων για τον προσδιορισμό των κάθετων διανυσμάτων στην Region Growing μέθοδο τμηματοποίησης. Αυξάνοντας την τιμή του K παρατηρείται μια τάση για ενοποίηση των clusters (Εικόνα 6.3(α)), με αποτέλεσμα τα γειτονικά δόντια τα οποία στην προηγούμενη περίπτωση απομονώθηκαν, τώρα να ανήκουν στην ίδια συστάδα σημείων (μπλέ χρώμα). Ο χρόνος υλοποίησης της μεθόδου με αυτές τις παραμέτρους είναι σαφώς μικρότερος από ότι προηγουμένως αφού η ανάγκη για δημιουργία ξεχωριστών συστάδων για το κάθε δόντι είναι μικρότερη. Εδώ κάθε συστάδα περιέχει περισσότερα από ένα δόντια, γεγονός το οποίο μας δίνει ένα ανεπιθύμητο αποτέλεσμα. Στην αντίθετη περίπτωση όπου η τιμή της παραμέτρου K μειωθεί κάτω του 10 (πίνακας 5.1(α)) τότε θα συμβεί το ακριβώς αντίθετο, δηλαδή το κάθε δόντι θα αποτελείται από περισσότερες από μια συστάδες νεφών σημείων. Το αποτέλεσμα αυτό παρουσιάζεται στην εικόνα 6.3(β).



(α)

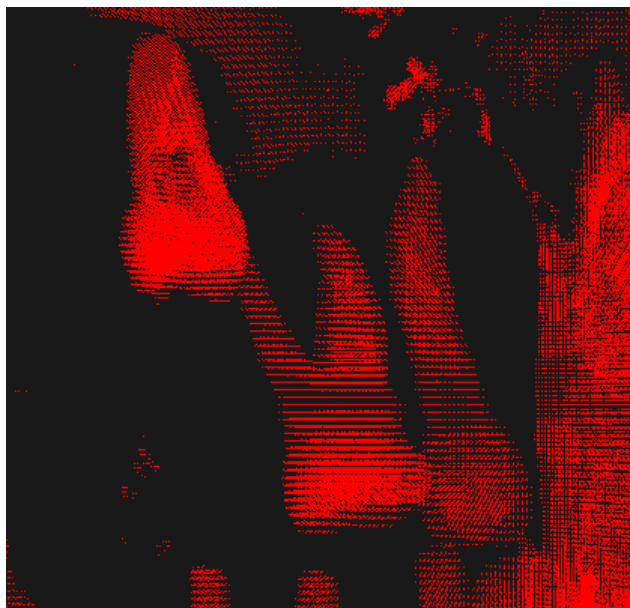


(β)

Εικόνα 6.3: Αποτέλεσμα (α) αύξησης και (β) μείωσης της παραμέτρου K .

6.1.3 Παράμετρος επιτρεπτού μεγέθους σημείων ανά συστάδα (cluster)

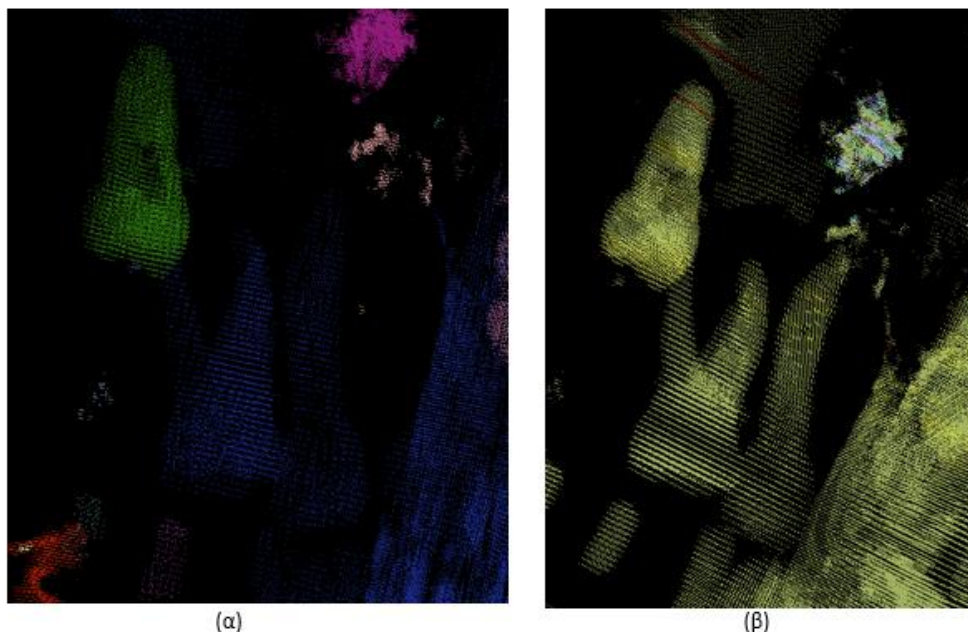
Η παράμετρος αυτή καθορίζεται από τις τιμές δύο παραμέτρων εισόδου: α) Του ελάχιστου επιτρεπτού πλήθους σημείων ανά cluster (Minimum Cluster Size) και β) του μέγιστου επιτρεπτού πλήθους σημείων ανά cluster (Maximum Cluster Size). Ο ορισμός του μεγέθους του cluster περνάει σαν παράμετρος εισόδου στις μεθόδους Region Growing και Euclidean Cluster Extraction. Στην εικόνα 6.4 παρουσιάζεται η μεταβολή που επιφέρουν αυτές οι μέθοδοι με αύξηση του επιτρεπτού μεγέθους σημείων ανά cluster (μείωση του Minimum Cluster Size ή/και αύξηση του Maximum Cluster Size). Επειδή ο επιτρεπτός αριθμός σημείων ανά συστάδα αυξάνεται σε υπερβολικό βαθμό δεν είναι δυνατός ο διαχωρισμός του κάθε δοντιού σε διαφορετικό cluster και ως αποτέλεσμα αυτού έχουμε σχεδόν όλα τα δόντια να ανήκουν στο ίδιο cluster (Εικόνα 6.4). Στην αντίθετη περίπτωση που ο αριθμός σημείων μειώνεται, το αποτέλεσμα θα είναι το ίδιο με το αποτέλεσμα της εικόνας 6.3(β) που παρουσιάζεται για μείωση της παραμέτρου K στην Region Growing (πολλαπλά clusters ανά δόντι).



Εικόνα 6.4: Αποτέλεσμα αύξησης του επιτρεπτού αριθμού σημείων ανά cluster.

6.1.4 Ακτίνα γειτονικών περιοχών

Η ακτίνα γειτονικών περιοχών r αντιπροσωπεύει την ακτίνα μιας σφαίρας και η χρησιμότητά της έγκειται στο γεγονός ότι ορίζει την ελάχιστη απόσταση μεταξύ δύο σημείων που ανήκουν σε ένα μοντέλο νεφών σημείων P . Εάν η απόσταση μεταξύ δυο σημείων είναι μεγαλύτερη από την δεδομένη τιμή της ακτίνας, τότε αυτά ανήκουν σε διαφορετικά clusters. Η ακτίνα r περνάει ως παράμετρος εισόδου στις μεθόδους Euclidean Cluster Extraction και Difference of Normals. Στην εικόνα 6.5 παρουσιάζεται η συμπεριφορά των μεθόδων αυτών με την αύξηση της ακτίνας γειτονικών περιοχών σε μεγαλύτερες τιμές απ' αυτές που χρησιμοποιήθηκαν για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων (εικόνα 5.1). Παρατηρείται ότι τα γειτονικά δόντια πλέον ανήκουν στο ίδιο cluster πράγμα το οποίο είναι ανεπιθύμητο και ωφείλεται στο γεγονός ότι με την αύξηση της ακτίνας γίνονται αποδεκτά στο ίδιο cluster πιο απομακρυσμένα σημεία.



Εικόνα 6.5: Αποτέλεσμα αύξησης της ακτίνας (α) στην Euclidean Cluster Extraction και (β) στην Difference of Normals μέθοδο.

6.2 Συμπεράσματα

Η παρούσα διπλωματική εργασία είχε ως αντικείμενο την παρουσίαση τεχνικών τμηματοποίησης τρισδιάστατων νεφών σημείων που βασίζεται αποκλειστικά στα γεωμετρικά τους χαρακτηριστικά. Αρχικά πραγματοποιήθηκε μια εισαγωγή στις τεχνικές απεικόνισης των οδοντιατρικών δεδομένων και παρουσιάστηκε ο τρόπος λήψης και η απεικόνιση των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν για την τρισδιάστατη τμηματοποίηση (Εικόνα 2.10(α)). Εν συνεχεία παρουσιάστηκαν οι θεωρητικές προσεγγίσεις κάθε τεχνικής τμηματοποίησης καθώς και τα πλεονεκτήματα/μειονεκτήματά τους. Οι τεχνικές επεξεργασίας που χρησιμοποιήθηκαν συνολικά και για τις τρεις μεθόδους που υλοποιήθηκαν είναι η τεχνική κατωφλίωσης, ο υπολογισμός των κάθετων διανυσμάτων με κλίμακα (είτε με ακτίνα γειτονικών περιοχών, είτε μέσω K-ελέγχων), η τμηματοποίηση με ακτίνα, η τμηματοποίηση με ανάπτυξη περιοχών (Region Growing) και η clustering τμηματοποίηση. Έπειτα αναπτύχθηκε η μεθοδολογία που ακολουθεί η κάθε μέθοδος για να εξάγει τα αποτελέσματά της (μέσω block diagram). Τα αποτελέσματα της κάθε μεθόδου για τέσσερα σετ ιατρικών δεδομένων CT (τέσσερις ασθενείς) παρουσιάστηκαν και ελέγχθηκαν ποιοτικά. Σκοπός του ελέγχου αυτού ήταν η σύγκριση των τριών μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν ως προς την ακρίβεια τους, την αυτοματοποίηση των παραμέτρων τους και του χρόνου εκτέλεσής τους.

Πέραν των αποτελεσμάτων που παρουσιάστηκαν με τις τρεις μεθόδους για το ίδιο σετ δεδομένων κάθε φορά, παρουσιάστηκαν και οι τιμές των παραμέτρων εισόδου που δεχόταν η κάθε μέθοδος, καθώς και ο χρόνος εκτέλεσης της κάθε μιας ξεχωριστά. Έγινε με αυτό τον τρόπο μια πλήρης παρουσίαση των προϋποθέσεων που πρέπει να πληροί μια μέθοδος τμηματοποίησης, ούτως ώστε να επιτευχθεί μια ολοκληρωμένη σύγκριση των μεθόδων που εφαρμόστηκαν.

Με την σύγκριση αυτή μπορούμε να ισχυριστούμε ότι η πιο αξιόπιστη μέθοδος τμηματοποίησης είναι η Region Growing καθώς κατορθώνεται η τμηματοποίηση όσο το δυνατόν περισσότερων δοντιών. Παρόλο που η Euclidean Cluster Extraction απαιτεί λιγότερο χρόνο εκτέλεσης και είναι δυνατή η αυτοματοποίηση έως και δύο εκ των παραμέτρων της (Ελάχιστο και Μέγιστο μέγεθος cluster), η σύγκριση των δύο μεθόδων ως προς την ακρίβεια τους δεν μας αφήνει άλλα περιθώρια, πέραν της επιλογής της Region Growing ως την καλύτερη μέθοδο τμηματοποίησης. Με παρατήρηση των παραμέτρων εισόδου της μεθόδου Difference of Normals συμπεραίνουμε ότι μπορεί να αυτοματοποιηθεί η παράμετρος της ακτίνας γειτονικών περιοχών. Ωστόσο η σύγκρισή της με τις δύο μεθόδους που προαναφέρθηκαν, ως προς την ακρίβεια των αποτελεσμάτων της αλλά και του χρόνου εκτέλεσής της, την καθιστούν ως την πιο αναξιόπιστη και χρονοβόρα μέθοδο.

Τέλος, μεταβάλλοντας τις τιμές των παραμέτρων εισόδου που δέχεται η κάθε μέθοδος επετεύχθη η μελέτη της συμπεριφοράς της εκάστοτε μεθόδου επί των αποτελεσμάτων της. Αυτή η διαδικασία αποτελεί και μια αιτιολόγηση σχετικά με το πως επελέχθησαν οι σωστές τιμές για τις παραμέτρους εισόδου κάθε μεθόδου, οι οποίες επιφέρουν το επιθυμητό αποτέλεσμα.

Κεφάλαιο 7:

Μελλοντικές Βελτιώσεις και Επεκτάσεις

Η λήψη δεδομένων από περισσότερους ασθενείς για την υλοποίηση των μεθόδων τμηματοποίησης που αναλύθηκαν στην παρούσα διπλωματική εργασία θα αποτελούσε αναμφισβήτητα μια μελλοντική βελτίωση. Επιπροσθέτως η χρησιμοποίηση MRI δεδομένων θα μπορούσε να βοηθήσει στην πιστοποίηση της λειτουργίας των προτεινόμενων μεθόδων σε δεδομένα άλλων τύπων.

Ως μελλοντική επέκταση θα μπορούσε να οριστεί η χρησιμοποίηση περισσότερων τεχνικών κατάτμησης ανά μέθοδο με σκοπό την εξαγωγή του επιθυμητού αποτελέσματος. Αυτή η επέκταση ωστόσο, θα πρέπει να εφαρμοστεί στις μεθόδους που δεν είναι χρονοβόρες και δεν εκτελούν εξ' ορισμού τους πολλαπλές τεχνικές (Region Growing και Euclidean Cluster Extraction) καθώς με αυτό τον τρόπο θα επιβαρύνονταν περισσότερο οι ήδη "φορτωμένες" μέθοδοι (Difference of Normals). Ιδανική μέθοδος για εφαρμογή περισσότερων τεχνικών τμηματοποίησης είναι η Euclidean Cluster Extraction καθώς χρησιμοποιεί μόνο την τεχνική τμηματοποίησης με ακτίνα γειτονικών περιοχών. Έτσι, με την εφαρμογή μιας επιπλέον τεχνικής θα κατορθώσουμε να βελτιώσουμε την ακρίβεια των αποτελεσμάτων της, χωρίς να επιβαρυνθεί ιδιαίτερα ο χρόνος εκτέλεσής της.

Τέλος, η ανάπτυξη ενός αλγορίθμου κατά τον οποίο θα υλοποιείται μια αυτοματοποίηση της διαδικασίας επιλογής των παραμέτρων θα αποτελούσε σημαντική επέκταση. Ο αλγόριθμος θα πρέπει να παρακολουθεί την συμπεριφορά της κάθε μεθόδου για κάθε σετ δεδομένων και να εφαρμόζει τις κατάλληλες δοκιμές για τις τιμές των παραμέτρων έως ότου επιτευχθεί η αναπαράσταση του επιθυμητού αποτελέσματος, χωρίς να είναι αναγκαία η χειροκίνητη δοκιμή τιμών για τις παραμέτρους εισόδου από τον χρήστη.

Βιβλιογραφία

- [1] Dunn, P.M., Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923), the discovery of x rays and perinatal diagnosis. Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed, 2001. 84(2): p. F138-9.
- [2] Whaites, E., Essentials of Dental Radiography and Radiology. 4th ed, ed. C. Livingstone 2007, Edinburgh: Elsevier.
- [3] <http://www.omnipress.gr/article.asp?article=142>
- [4] Hasan Ayberk Altug and Aydin Ozkan (2011). Diagnostic Imaging in Oral and Maxillofacial Pathology, Medical Imaging, Dr. Okechukwu Felix Erundu (Ed.), ISBN: 978-953-307-774-1, InTech, DOI: 10.5772/27416. Available from: <http://www.intechopen.com/books/medicalimaging/diagnostic-imaging-in-oral-and-maxillofacial-pathology>.
- [5] Forsberg, J. and A. Halse, Radiographic simulation of a periapical lesion comparing the paralleling and the bisecting-angle techniques. Int Endod J, 1994. 27(3): p. 133-8.
- [6] Monsour, P.A., A modification of the bisecting-angle technique for anterior periapical dental radiographs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1986. 62(4): p. 468-70.
- [7] Wenzel, A., Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions. J Dent Res, 2004(C): p. C72-5.
- [8] Akarlan, Z.Z., et al., A comparison of the diagnostic accuracy of bitewing, periapical, unfiltered and filtered digital panoramic images for approximal caries detection in posterior teeth. Dentomaxillofac Radiol, 2008. 37(8): p. 458-63.
- [9] de Toledo, B.E., et al., Prevalence of Periodontal Bone Loss in Brazilian Adolescents through Interproximal Radiography. Int J Dent, 2012. 357056(10): p. 29.
- [10] Camilo Abalos, A.J.-P., Elena Guerrero, Manuela Herrera and Rafael Llamas How to Diagnose Hidden Caries? The Role of Laser Fluorescence, Contemporary Approach to Dental Caries, ed. M.-y. Li2012: InTech.
- [11] Tai, C.C., et al., The occlusal radiograph revisited. Oral Health, 1994. 84(11): p. 47-50.
- [12] Aydin, U., H.H. Yilmaz, and D. Yildirim, Incidence of canine impaction and transmigration in a patient population. Dentomaxillofac Radiol, 2004. 33(3): p. 164-9.
- [13] Amberkar, V.S., A. Jahagirdar, and B.R. Ahmed Mujib, Glandular odontogenic cyst: report of an unusual bilateral occurrence. Indian J Dent Res, 2011. 22(2): p. 0970-9290.
- [14] Alan G. Lurie, Panoramic Imaging, In: Oral Radiology: Principles and Interpretation. 5th ed, ed. S.P. White, MJ,2004, China: Mosby.
- [15] Tenti, F.V., Cephalometric analysis as a tool for treatment planning and evaluation. Eur J Orthod, 1981. 3(4): p. 241-5.
- [16] Albarakati, S.F., K.S. Kula, and A.A. Ghoneima, The reliability and reproducibility of cephalometric measurements: a comparison of conventional and digital methods. Dentomaxillofac Radiol, 2012. 41(1): p. 11-7.

- [17] Frederiksen, NL. (2004). Specialized Radiographic Techniques, In: Oral Radiology: Principles and Interpretation, White, SC.&Pharoah, MJ, (Ed), 245-250, Mosby, ISBN 978-0-323-02001-5, China.
- [18] Θεόδωρος Οικονομόπουλος, Μεθοδολογίες Διόρθωσης Και Ευθυγράμμισης Οδοντιατρικών Δεδομένων Με Χρήση Εξελιγμένων Τεχνικών Επεξεργασίας Εικόνων (2014): p. 21-71.
- [19] Κ.-Ε. Αλεξίου, Κ.Τ., Οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης. Οδοντοστοματολογική Πρόοδος, 2009. 62 (2): p. 226-247. Available from: <http://www.dent.uoa.gr/fileadmin/dent.uoa.gr/uploads/departments/labs/diagnostiki/postgrad/dent-ct.pdf>
- [20] <http://www.markdouglasdds.com/dental-technology/3d-dental-imaging/>
- [21] C. D. Nayak, S.S.P., Amarinder Kaur Role of Magnetic Resonance Imaging In Dentistry. Scientific Journal, 2009. Vol. III.
- [22] Τζόρτζια Δ. Κουτσούρη, Ποιοτική και Ποσοτική Ανάλυση Ψηφιακών Εικόνων Δοντιών και Τηλεματική/Κινητή Αξιοποίηση των Αποτελεσμάτων της Επεξεργασίας (2015): p. 37-73
- [23] Image segmentation. (n.d.). Ανάκτηση May 9, 2013, από University of Wisconsin Madison: <http://pages.cs.wisc.edu/~dyer/cs766/slides/segmentation/segment-4up.pdf>
- [24] Dzung L. Pham, Chenyang Xu , and Jerry L. Prince, CURRENT METHODS IN MEDICAL IMAGE SEGMENTATION: p. 316-331
- [25] Jianbo Shi and Jitendra Malik (August 2000). Normalized Cuts and Image Segmentation. IEEE TRANSACTIONS ON PATTERN ANALYSIS AND MACHINE INTELLIGENCE, Vol. 22, No. 8
- [26] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, Digital Image Processing, 3rd Edition
- [27] Λάζαρος Ζαχαρία, Ανάπτυξη Μεθόδων Για Τμηματοποίηση Οδοντιατρικών Δεδομένων (2013), p. 4-11
- [28] P. Maragos Image Analysis and Computer Vision Chapters 7,8,9,10,12,13,17,18
- [29] Krishnan Nallaperumal, Krishnaveni. K. A Multiscale Morphological Watershed Segmentation using Color Composite Gradient and Marker Extraction. INTERNATIONAL JOURNAL OF IMAGING SCIENCE AND ENGINEERING (IJISE)
- [30] Scott T. Acton and Nilanjan Ray. BIOMEDICAL IMAGE ANALYSIS: TRACKING
- [31] Kanchan S. Deshmukh. Texture Image Segmentation using FCM. IPCSIT Vol. 25 (2012)
- [32] Jitendra Malik, Serge Belongie, Thomas Leung and Jianbo Shi (February 2001). Contour and Texture Analysis for Image Segmentation. International Journal of Computer Vision 43(1)
- [33] PointCloud Library, <http://pointclouds.org/>
- [34] Radu Bogdan Rusu, Semantic 3D Object Maps for Everyday Manipulation in Human Living Environments, 2009.
- [35] Αντώνης Σάββα, Ανάπτυξη Συστήματος Υποστήριξης της Ιδιοπαθούς Σκολίωσης με Χρήση Αισθητήρα Kinect (2014) : p. 45.

