



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

**Τμηματοποίηση τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων υπολογιστικής
τομογραφίας, με τη χρήση εξελιγμένων τεχνικών επεξεργασίας**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Σοσλάν Β. Κότσιεβ

Επιβλέπων: Γεώργιος Ματσόπουλος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Δεκέμβριος 2018



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

**Τμηματοποίηση τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων υπολογιστικής
τομογραφίας, με τη χρήση εξελιγμένων τεχνικών επεξεργασίας**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Σοσλάν Β. Κότσιεβ

Επιβλέπων: Γεώργιος Ματσόπουλος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή τον Δεκέμβριο του 2018.

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

.....
Νικόλαος Ουζούνουλου
Ομότιμος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Δεκέμβριος 2018



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

.....

Σοσλάν Β. Κότσιεβ

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

Copyright© Σοσλάν Β. Κότσιεβ, 2018

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

Όσο εξελισσόμαστε αναζητούμε είτε καινούργιες τεχνικές, μεθόδους και τεχνολογίες είτε καινούργιες εφαρμογές των ήδη υπάρχουσών σε καινούργιους τομείς. Με την παρούσα διπλωματική έγινε προσπάθεια εφαρμογής των ήδη χρησιμοποιούμενων τεχνικών τμηματοποίησης σε διαφορετικό σετ δεδομένων.

Πιο συγκεκριμένα έχει γίνει επιλογή μερικών τεχνικών τμηματοποίησης από την βιβλιοθήκη ΙΤΚ με σκοπό την τμηματοποίηση τρισδιάστατων οδοντιατρικών δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας για την εξαγωγή, στην ιδανική περίπτωση, ενός δοντιού είτε γενικά μιας περιοχής ενδιαφέροντος.

Η τμηματοποίηση οδοντιατρικών, και γενικότερα ιατρικών δεδομένων κατέχει σημαντική θέση στην ιατρική απεικόνιση. Αυτό συμβαίνει γιατί οι πληροφορίες που εξάγονται από μια εικόνα με αυτόν τον τρόπο μπορούν να αξιοποιηθούν ποικιλοτρόπως, με κύριο σκοπό την βελτίωση της ποιότητας ζωής του ανθρώπου.

Η δυσκολία στην εκπλήρωση του σκοπού αυτού, πέρα από τις κοινές σε όλες τις τομογραφίες δυσκολίες, που αφορούν την ποιότητα εικόνας, την ύπαρξη θορύβου κλπ, είναι η φύση των δεδομένων. Η φυσιολογική δομή των δοντιών και η επαφή μεταξύ τους καθιστούν την τμηματοποίηση του κάθε δοντιού ξεχωριστά, δύσκολη.

Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής έγινε προσπάθεια εύρεσης των κατάλληλων τιμών των παραμέτρων ώστε οι τεχνικές να παράγουν τα βέλτιστα αποτελέσματα. Ο καθορισμός των τιμών των παραμέτρων έγινε, όπου ήταν εφικτό, στο αντίστοιχο ενδιάμεσο στάδιο που αφορούσε η παράμετρος, διαφορετικά με βάση την επίδραση στο τελικό αποτέλεσμα. Στο τέλος της εργασίας, παρατίθενται τα αποτελέσματα και συμπεράσματα που προκύπτουν με την χρήση των τιμών που καθορίστηκαν.

Λέξεις κλειδιά:

Τμηματοποίηση, Επεξεργασία εικόνας, ΙΤΚ, Υπολογιστική τομογραφία, Απεικόνιση, Περιοχή ενδιαφέροντος, Εύρος, Παράμετροι

Abstract

As we progress we are either in search of new techniques, methods or technologies, or in search of new applications for the already existing ones in new fields. This diploma thesis there was an attempt to apply the already used segmentation techniques to a different type of data set and with a different target.

More specifically, a few segmentation techniques have been selected from the ITK Library in order to segment data from 3D dental computational tomography in order to extract, ideally, a single tooth or generally an area of interest.

The segmentation of dental data, and generally medical data, has an important place in medical imaging. The information extracted from an image can be used in a variety of ways, with the main purpose of improving the quality of human life.

Apart from the common difficulties found in all kinds of tomography, concerning image quality, noise, etc., the nature of the data is challenging. The normal structure of the teeth and the contact between them make the segmentation of each tooth separately, difficult.

With this diploma, an attempt has been made to find the appropriate parameter values so that the techniques produce the best results. The determination of the parameter values range was made, wherever possible, at the intermediate stage relevant to each parameter, otherwise based on the effect on the final result. Finally, the results and conclusions using the values that were found are presented.

Keywords:

Segmentation, Image processing, ITK, Computing tomography, Imaging, Region of interest, Range, Parameters

Πρόλογος

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στον τομέα Συστημάτων Μετάδοσης Πληροφορίας και Τεχνολογίας Υλικών της σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή, κ. Ματσόπουλο Γεώργιο, που μου εμπιστεύτηκε αυτό το θέμα παρά την μικρή μου εμπειρία στον προγραμματισμό, λόγω του ενδιαφέροντός μου για τον τομέα της υγείας.

Θα ήθελα ακόμα να ευχαριστήσω τον διδάκτορα Οικονομόπουλο Θεόδωρο για τις συμβουλές και την καθοδήγησή του σε κάθε απορία που προέκυπτε κατά την εκπόνηση της διπλωματικής εργασίας.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τους ανθρώπους που ήταν δίπλα μου, πρωτίστως την οικογένειά μου για την στήριξη και υπομονή τους, και στη συνέχεια τους φίλους και συναδέλφους που ο καθένας με τον τρόπο του με βοήθησε σε αυτή την πορεία μου.

Σοσλάν Κότσιεβ,

Αθήνα, Δεκέμβριος 2018

Πίνακας περιεχομένων

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή.....	11
1.1 Σκοπός	13
1.2 Διάρθρωση	13
Κεφάλαιο 2: Χρήση Ψηφιακών Εικόνων Στην Οδοντιατρική	15
2.1 Σκοπός κεφαλαίου	16
2.2 Η ψηφιακή εικόνα στην οδοντιατρική	16
2.2.1 Εισαγωγή.....	16
2.2.2 Η ψηφιακή εικόνα στην οδοντιατρική.....	18
2.2.3 Παρακολούθηση ασθενούς.....	20
2.3 Εφαρμογές ψηφιακής απεικόνισης και τρισδιάστατης σάρωσης στην οδοντιατρική	23
Κεφάλαιο 3: Τμηματοποίηση Οδοντιατρικών Δεδομένων	25
3.1 Σκοπός κεφαλαίου	26
3.2 Τμηματοποίηση ψηφιακών εικόνων.....	26
3.2.1 Βασικές διαδικασίες ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων.....	26
3.2.2 Τμηματοποίηση και διαχωρισμός δεδομένων	27
3.2.2.1 Ανίχνευση ακμών.....	28
3.2.2.2 Κατωφλίωση	30
3.2.2.3 Διαχωρισμός περιοχών	32
3.2.2.4 Ενεργά περιγράμματα	33
3.2.2.5 Τμηματοποίηση με χρήση τεχνικών ταξινόμησης.....	34
3.3 Παραδείγματα τμηματοποίησης οδοντιατρικών δεδομένων	35
3.3.1 Αλγόριθμος τμηματοποίησης για πανοραμικές εικόνες.....	35
3.3.2 Τμηματοποίηση των πρόσθιων δοντιών σε εικόνες από CBCT.....	37
Κεφάλαιο 4: Σύγκριση Τεχνικών Τμηματοποίησης 3Δ Οδοντιατρικών Δεδομένων Τομογραφίας 41	
4.1 Σκοπός κεφαλαίου	42
4.2 Σύγκριση Τεχνικών Τμηματοποίησης 3Δ δεδομένων Υπολογιστικής Τομογραφίας.	42
4.2.1 Εισαγωγή.....	42
4.2.2 Είδη φίλτρων.....	42
4.2.3 Επιλεγμένα φίλτρα.....	44
4.2.3.1 Neighborhood Connected Image Filter/Connected Threshold Image Filter	44
4.2.3.2 Fast Marching Image Filter	45
4.2.3.3 Curves Level Set Image Filter	45
4.2.3.4 Watershed.....	46
4.2.3.5 MRF Image Filter	47

4.3	Εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν.....	47
4.4	Εφαρμογή των φίλτρων	48
4.4.1	Στοχευμένη τμηματοποίηση.....	48
4.4.1.1	Neighborhood Connected Image Filter/Connected Threshold Image Filter	50
4.4.1.2	Fast Marching Image Filter	51
4.4.1.3	Curves Level Set Image Filter	54
4.4.2	Μη στοχευμένη τμηματοποίηση	55
4.4.2.1	Watershed.....	56
4.4.2.2	MRF Image Filter	56
Κεφάλαιο 5: Αποτελέσματα, Συμπεράσματα και Μελλοντικές Επεκτάσεις		59
5.1	Εισαγωγή	60
5.2	Αποτελέσματα	60
5.2.1	Neighborhood Connected Image Filter/ Connected Threshold Image Filter	61
5.2.2	Fast Marching Image Filter	63
5.2.3	Curves Level Set Image Filter	69
5.2.4	Watershed.....	74
5.2.5	MRF Image Filter	77
5.3	Συμπεράσματα	79
5.3.1	Neighborhood Connected Image Filter/ Connected Threshold Image Filter	79
5.3.2	Fast Marching Image Filter/ Curves Level Set Image Filter.....	79
5.3.3	Watershed Image Filter.....	80
5.3.4	MRF Image Filter	80
5.3.5	Σύνοψη.....	81
5.4	Μελλοντικές Επεκτάσεις	82
Βιβλιογραφία		83

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

1.1 Σκοπός

Γενικός σκοπός της παρούσας διπλωματικής είναι η εφαρμογή εξελιγμένων τεχνικών επεξεργασίας εικόνων για την τμηματοποίηση οδοντιατρικών δεδομένων υπολογιστικής τομογραφίας.

1.2 Διάρθρωση

Αρχικά παρατίθεται μία περίληψη της εργασίας, τόσο στα Ελληνικά όσο και στα Αγγλικά, στην οποία παρουσιάζονται συνοπτικά τα κύρια σημεία της. Στη συνέχεια, ακολουθεί ένας σύντομος πρόλογος και ο πίνακας περιεχομένων. Τέλος, ακολουθεί το κύριο μέρος της εργασίας, που αποτελείται από 5 κεφάλαια:

- **1ο Κεφάλαιο – Εισαγωγή:**
Πρόκειται για το παρόν κεφάλαιο, στο οποίο γίνεται μία περίληψη της εργασίας που περιλαμβάνει το σκοπό της καθώς επίσης και την διάρθρωσή της.
- **2ο Κεφάλαιο – Χρήση Ψηφιακών Εικόνων Στην Οδοντιατρική:**
Στο δεύτερο κεφάλαιο θα γίνει παρουσίαση του ρόλου της ψηφιακής εικόνας στην οδοντιατρική και πώς η χρήση της μπορεί να επηρεάσει τη ροή εργασίας του οδοντιάτρου. Στη συνέχεια θα παρατεθούν επιγραμματικά εφαρμογές των απεικονίσεων και της σάρωσης στην οδοντιατρική.
- **3ο Κεφάλαιο – Τμηματοποίηση Οδοντιατρικών Δεδομένων:**
Στο τρίτο κεφάλαιο θα περιγραφούν τεχνικές και μέθοδοι για την τμηματοποίηση εικόνων γενικά και στη συνέχεια θα παρατεθούν παραδείγματα εφαρμογής της τμηματοποίησης σε οδοντιατρικά δεδομένα.
- **4ο Κεφάλαιο – Σύγκριση Τεχνικών Τμηματοποίησης 3D Οδοντιατρικών Δεδομένων Τομογραφίας:**
Στο τέταρτο κεφάλαιο θα παρουσιαστούν οι τεχνικές που επιλέχτηκαν στα πλαίσια της παρούσας εργασίας. Στη συνέχεια θα γίνει περιγραφή της διαδικασίας εφαρμογής και σύγκρισης των τεχνικών αυτών.
- **5ο Κεφάλαιο – Συμπεράσματα και Μελλοντικές Επεκτάσεις:**
Στο πέμπτο κεφάλαιο θα γίνει η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της παρούσας διπλωματικής, ανάλυση των συμπερασμάτων που προκύπτουν καθώς και προτάσεις για μελλοντικές επεκτάσεις.
- **Βιβλιογραφία:**
Εδώ παρουσιάζεται η βιβλιογραφία και οι πηγές που χρησιμοποιήθηκαν για τη συγγραφή της παρούσας εργασίας.

Κεφάλαιο 2: Χρήση Ψηφιακών Εικόνων Στην Οδοντιατρική

2.1 Σκοπός κεφαλαίου

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει παρουσίαση του ρόλου της ψηφιακής εικόνας στην οδοντιατρική και του πώς η χρήση της μπορεί να επηρεάσει τη ροή εργασίας του οδοντιάτρου. Στη συνέχεια θα παρατεθούν επιγραμματικά εφαρμογές των απεικονίσεων και της σάρωσης στην οδοντιατρική.

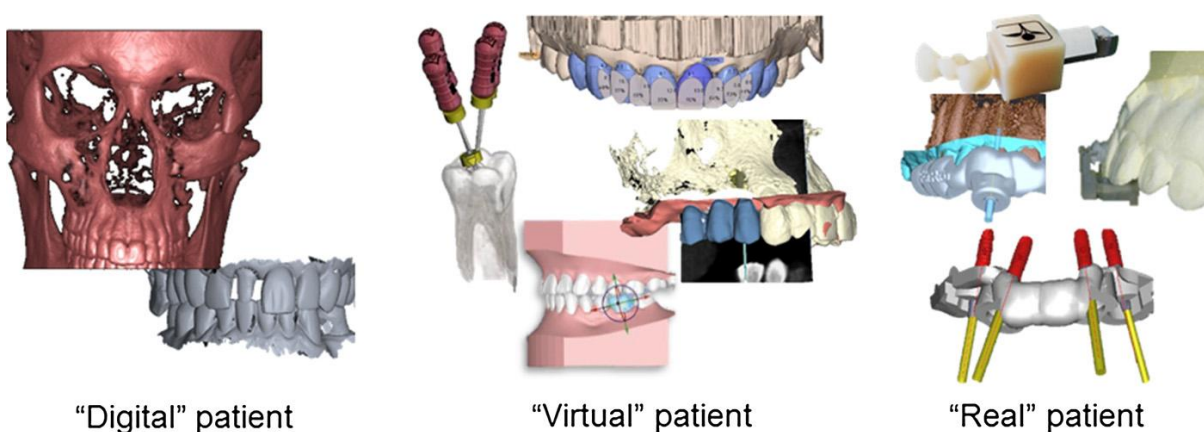
2.2 Η ψηφιακή εικόνα στην οδοντιατρική

2.2.1 Εισαγωγή

Η χρήση της ψηφιακής εικόνας έχει φέρει πολλές αλλαγές στον τρόπο με τον οποίο εκτελούν το έργο τους οι οδοντίατροι. Σε αυτό έχει συμβάλει: η ψηφιοποίηση οδοντιατρικών δεδομένων, η ανάπτυξη νέων τεχνικών απεικόνισης με χρήση υπολογιστή, οι προσομοιώσεις και σχεδιασμοί εικονικής θεραπείας.

Με αυτόν τον τρόπο δημιουργούνται τα εξής στάδια στη ροή εργασίας του οδοντιάτρου:

- Ψηφιακός ασθενής (Digital patient)
Αποτελείται από το σύνολο των ψηφιοποιημένων δεδομένων που έχουν συγκεντρωθεί για τον ασθενή (ιστορικό, ακτινογραφίες, εξετάσεις κλπ) οι οποίες είναι αποθηκευμένες στο ψηφιακό αρχείο του ασθενούς.
- Εικονικός ασθενής (Virtual patient)
Ο σχεδιασμός και προγραμματισμός της θεραπείας και αποκατάστασης του ασθενούς υποστηρίζονται από σχεδιασμό σε προσομοιωτή με την χρήση υπολογιστικών συστημάτων (Computer Aided Design - CAD).
- Πραγματικός ασθενής (Real patient)
Οι θεραπείες και οι διάφορες διαδικασίες που πρέπει να ακολουθηθούν μπορούν να υποβοηθηθούν από συσκευές κατασκευασμένες με την βοήθεια υπολογιστικού συστήματος, (ComputerAidedManufactured - CAM) με την χρήση τρισδιάστατης εκτύπωσης κλπ.



Σχήμα 1. Τα στάδια της ροής εργασίας του οδοντιάτρου

Αυτή η ροή μπορεί να εφαρμοστεί σε όλα τα πεδία της οδοντιατρικής, αλλά είναι πιο ανεπτυγμένη στην προσθετική και αποκαταστατική οδοντιατρική.

Από τα τέλη της δεκαετίας του '90 άρχισαν να γίνονται προσομοιώσεις εικονικών εμφυτευμάτων βασισμένες σε ογκομετρικά δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας, με απώτερο σκοπό την δημιουργία χειρουργικών προτύπων για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων. Η χρήση ενός τέτοιου διαδραστικού περιβάλλοντος σχεδιασμού είχε βρεθεί ότι βοηθάει στη μείωση των επιπλοκών της θεραπείας και βελτιώνει την ακρίβεια της τοποθέτησης. Με τη χρήση ακτινογραφικών οδηγιών και την οπτικοποίηση του αποτελέσματος, μπορεί να επιτευχθεί πιο προηγμένος σχεδιασμός, ενώ η χρήση αυτών των δεδομένων σε μια μονάδα CAM, μπορεί να συντελέσει στην δημιουργία χειρουργικών προτύπων που μπορούν να συμβάλλουν σε μια ακριβέστερη εισαγωγή του εμφυτεύματος. Με την έλευση της τρισδιάστατης υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης, (CBCT), ο τρισδιάστατος εικονικός σχεδιασμός των αποκαταστάσεων εμφυτεύματος έχει γίνει ευρέως διαδεδομένος και συνδυάζοντας αυτά τα δεδομένα με ψηφιακές απεικονίσεις, η χειρουργική επέμβαση εμφυτεύματος έχει γίνει ένα ακριβές και χρήσιμο εργαλείο.

Στην αποκαταστατική οδοντιατρική, η ψηφιακή αποτύπωση, έχει διευκολύνει το σχεδιασμό και την παραγωγή των παρασκευασμάτων. Με την εισαγωγή νέων CAM υλικών, οι εργαστηριακές διαδικασίες έχουν γίνει περισσότερο αποτελεσματικές και άμεσες, με αποτέλεσμα να γίνονται οι θεραπείες πιο ακριβείς και γρήγορες και να ολοκληρώνονται εντός μιας ημέρας. Αυτό συμβάλλει στην άνεση του ασθενούς με την μείωση των επισκέψεών του στον οδοντίατρο και να δημιουργήσει ένα πιο προβλέψιμο αισθητικό αποτέλεσμα.

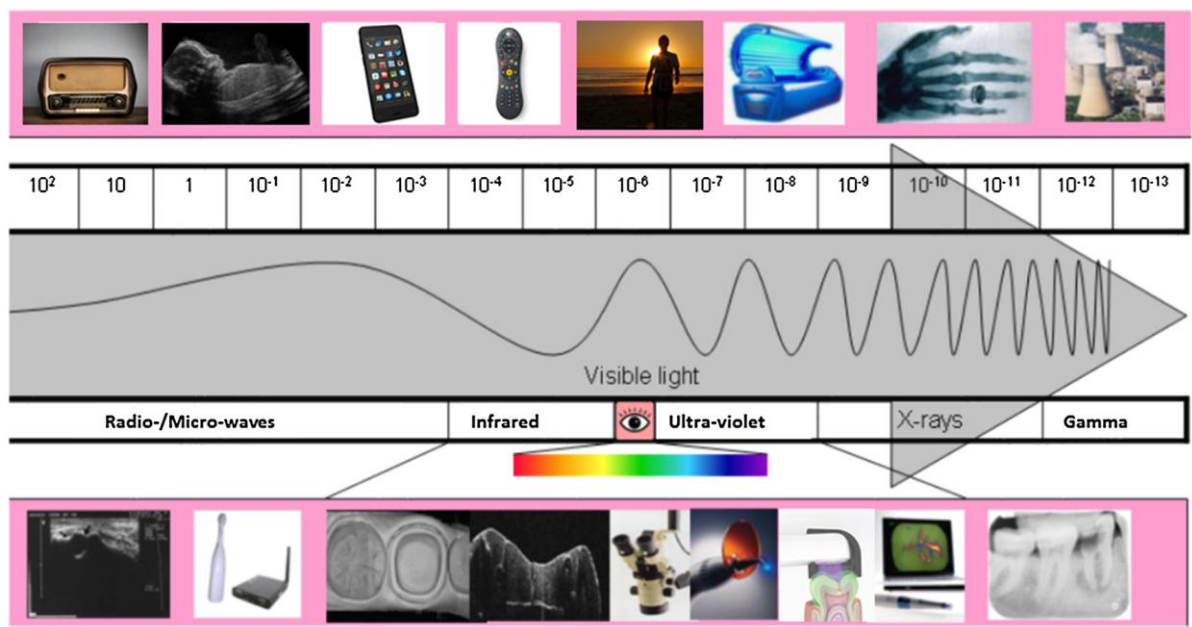
Παρομοίως, στην ορθοδοντική, οι εικονικές διατάξεις με την χρήση ψηφιακών μοντέλων και προσομοιώσεων έχουν αποδειχθεί τουλάχιστον το ίδιο ακριβείς με τις συμβατικές. Επιπλέον ένας τέτοιος εικονικός σχεδιασμός μπορεί να προσφέρει πολλά πλεονεκτήματα σε σχέση με τους παραδοσιακούς τρόπους προσέγγισης, όπως αποτελεσματικότερη αποθήκευση, ψηφιακό χειρισμό με μείωση των σφαλμάτων του πραγματικού χειρισμού και τη δυνατότητα υπέρθεσης των διάφορων σταδίων της θεραπείας σε διαφορετικά χρονικά διαστήματα.

Πρόσφατα η ίδια ροή εργασίας μπορεί να παρατηρηθεί στον σχεδιασμό σύνθετων ενδοδοντικών περιπτώσεων. Κατά τη δημιουργία ενός τρισδιάστατου μοντέλου του επιθυμητού δοντιού από CBCT δεδομένα, είναι πλέον δυνατή η τμηματοποίηση των καναλιών του δοντιού, ο καθορισμός της καμπυλότητάς του και η δημιουργία μιας εικονικής προσομοίωσης της ενδοδοντικής διαδικασίας με την εισαγωγή ψηφιακών αρχείων στην εικονική διάταξη. Αυτό συμβάλλει στην καλύτερη κατανόηση της πολυπλοκότητας της ανατομίας και στην αποφυγή επιπλοκών, και να βοηθήσει στις ελάχιστα επεμβατικές θεραπείες. Αυτή η προσέγγιση μπορεί επίσης να συνεισφέρει στα προγράμματα κατάρτισης και εκπαίδευσης παρέχοντας αξιόπιστα σενάρια δοκιμών.

Παρά τις προόδους αυτές, πολλές από τις πτυχές αυτής της ψηφιακής ροής εργασίας δεν έχουν διερευνηθεί πλήρως και η εσφαλμένη χρήση ή κατανόηση της τεχνολογίας μπορεί να οδηγήσει σε σφάλματα που θα μειώσουν τα πλεονεκτήματα έναντι των συμβατικών τεχνικών. Οπότε θεωρείται αυτονόητο, ότι κατά την υιοθέτηση και εφαρμογή νέων τεχνικών είναι απαραίτητη η διασφάλιση τουλάχιστον παρόμοιας ακρίβειας στο αποτέλεσμα της θεραπείας. Για παράδειγμα, όταν χρησιμοποιείται νέος τρόπος απεικόνισης που βασίζεται στις ακτίνες Χ, είναι σημαντική η επίτευξη παρόμοιων διαγνωστικών αποτελεσμάτων και παράλληλα παρόμοιων ή και μειωμένων δόσεων ακτινοβολίας.

2.2.2 Η ψηφιακή εικόνα στην οδοντιατρική

Η απεικόνιση στη θεωρία είναι μια αναπαράσταση ενός αντικειμένου μέσω ενός οπτικού μέσου. Στη καθημερινότητα χρησιμοποιούνται συγκεκριμένα ηλεκτρομαγνητικά κύματα με συγκεκριμένες συχνότητες κυρίως στο μη ιοντίζον φάσμα.



Σχήμα 2. Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα

Στο παραπάνω σχήμα φαίνεται το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα. Όσο αυξάνεται η συχνότητα μικραίνει το μήκος κύματος. Αυτά τα κύματα με τις διαφορετικές συχνότητες έχουν πολλές εφαρμογές τόσο στην καθημερινότητα μας όσο και στην οδοντιατρική.

Στην οδοντιατρική και γενικά στις επιστήμες υγείας, οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες χρησιμοποιούνται ευρέως για την απεικόνιση των ανατομικών και παθολογικών δομών τους ασθενούς. Αυτό εγκυμονεί κινδύνους καθώς μπορεί να βλάψει υγιείς ιστούς, θέτοντας με κάθε έκθεση τον ασθενή σε κίνδυνο. Ο κίνδυνος έκθεσης σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες ελέγχεται μέσω της εφαρμογής της προσέγγισης που ονομάζεται ALARA (As Low As Reasonable Achievable: τόσο χαμηλή όσο είναι λογικά εφικτό) που ως στόχο έχει την διασφάλιση λήψης της απολύτως απαραίτητης πληροφορίας με την χαμηλότερη δυνατή δόση ακτινοβολίας. Η τεχνολογία των ανιχνευτών ακτίνων X έχει εξελιχθεί πολύ από τα συμβατικά φιλμ σε συσκευές και λογισμικό που υποστηρίζουν δισδιάστατες και τρισδιάστατες ψηφιακές απεικονίσεις. Η ψηφιοποίηση των ενδοστοματικών ακτινογραφιών προσφέρει πολλά πλεονεκτήματα, όπως για παράδειγμα χαμηλότερες δόσεις ακτινοβολίας, ταχύτερη επεξεργασία και χειρισμό, αποτελεσματικότερη αποθήκευση και δυνατότητες βελτίωσης εικόνας. Παρόλα αυτά, χωρίς επαρκή γνώση της τεχνολογίας αυτής και των διαθέσιμων παραμέτρων, αυτά τα πλεονεκτήματα δεν αξιοποιούνται πάντα στην πράξη.

Μια πρόσφατη έρευνα Βέλγων οδοντιάτρων αποκάλυψε ότι οι περισσότεροι οδοντίατροι δεν γνώριζαν για τις διαφορετικές δόσεις που σχετίζονται με διαφορετικών ειδών εξετάσεις. Τα αποτελέσματα αυτής της έρευνας είναι όμοια με αποτελέσματα άλλων ερευνών, και αυτή η άγνοια για το πότε και πώς πρέπει να χρησιμοποιηθεί τέτοιου είδους τεχνολογία είναι ακόμα μεγαλύτερη σε σχέση με την πρόσφατα εισαχθείσα τεχνολογία τρισδιάστατης απεικόνισης (CBCT). Εκτός από έλλειψη ενημέρωσης σχετικά με τις δόσεις της ακτινοβολίας του CBCT, δεν υπάρχει γνώση για τις

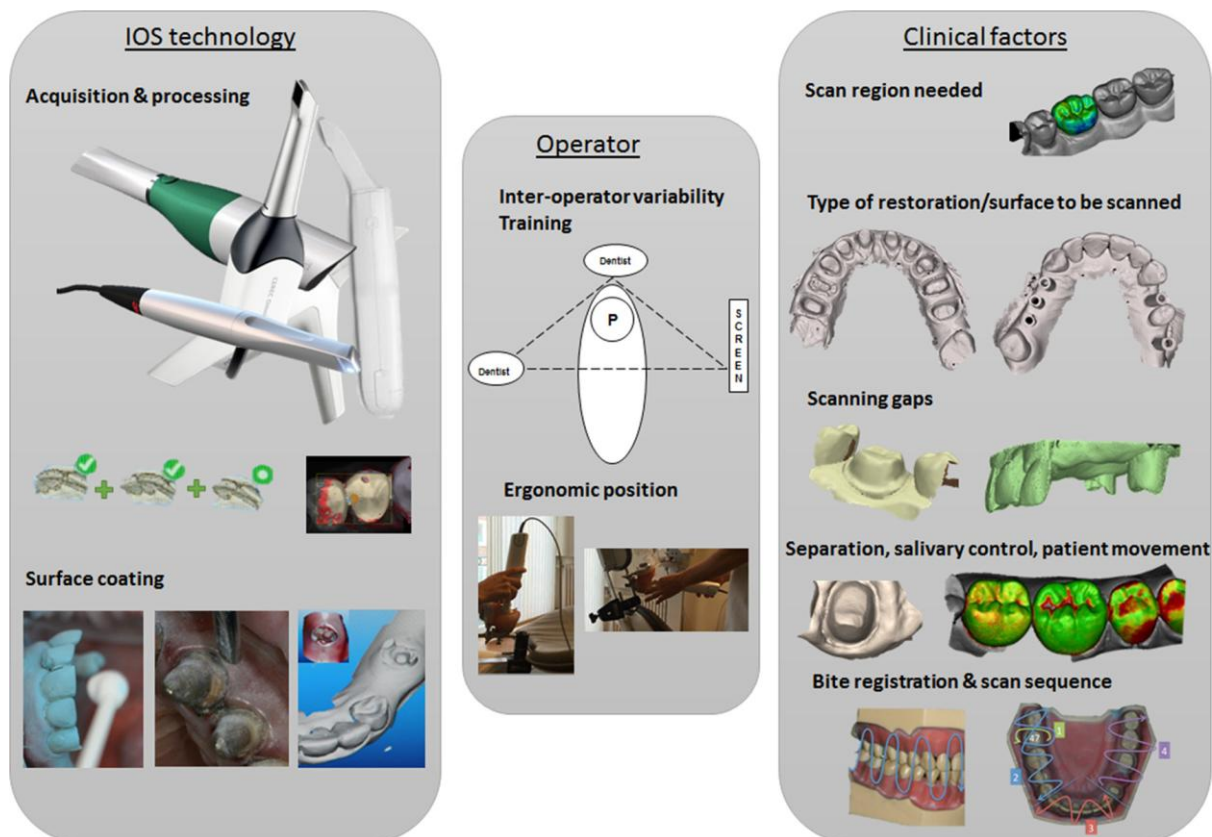
παραμέτρους έκθεσης όπως το οπτικό πεδίο, ο χρόνος σάρωσης, το μέγεθος voxel, το ρεύμα ή η τάση σωλήνα. Αυτές οι παράμετροι επηρεάζουν την δόση της ακτινοβολίας και την ποιότητα της απεικόνισης επιτρέποντας έτσι μεγάλο εύρος στην ποσότητα της ακτινοβολίας ενός μηχανήματος.

Στις τεχνικές αυτές και ιδιαίτερα στην 3D CBCT έχει μεγάλη σημασία το να τηρείται η αρχή ALARA, μέσω της προσαρμογής όλων των παραμέτρων κάθε φορά στον εκάστοτε ασθενή και στην κάθε περίπτωση. Η ύπαρξη πολλών παραμέτρων και μεταβλητών περιπλέκουν την ανάπτυξη κλινικών κατευθυντήριων γραμμών, επομένως θα πρέπει να οριστούν κάποιες βασικές αρχές οι οποίες θα πρέπει να εξασφαλίζουν την ασφαλή και αποτελεσματική χρήση. Αυτό που απαιτείται είναι ο καθορισμός των παραμέτρων και η εύρεση του σημείου με την βέλτιστη αναλογία ποιότητας εικόνας / δόσης ακτινοβολίας. Επιπλέον, όπως και με τις δισδιάστατες έτσι και με τις τρισδιάστατες εικόνες, η επεξεργασία τους μπορεί να βοηθήσει στη διάγνωση, αλλά λίγοι χρησιμοποιούν τα εργαλεία αυτά στην καθημερινότητά τους, και φαίνεται να μην υπάρχουν έρευνες σχετικά με πρωτόκολλα χαμηλής δόσης έκθεσης.

Όταν πρόκειται για απεικονίσεις που βασίζονται στην τεχνολογία των ακτίνων Χ, οι κατευθυντήριες γραμμές είναι ζωτικής σημασίας, αλλά περιέργως υπάρχουν ελάχιστες ή και καθόλου συστάσεις για χρήση μη ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Για παράδειγμα υπάρχουν διάφορες τεχνολογίες φθορισμού διαθέσιμες στην αγορά, αλλά υπάρχει και έλλειψη ενημέρωσης για την λειτουργία και τις ενδείξεις τους. Πολλές έρευνες περιγράφουν τα πλεονεκτήματα των τεχνολογιών αυτών, παρόλα αυτά η χρήση τους είναι περιορισμένη. Έρευνες έχουν δείξει ότι το 45% των Βέλγων οδοντιάτρων δεν γνώριζε καν την ύπαρξη αυτών των τεχνολογιών, ενώ μόνο το 25% είχαν μια τέτοια μονάδα στο γραφείο τους.

Η μετάβαση από την συμβατική λήψη απεικονίσεων στην ψηφιακή ενδοστοματική σάρωση (intraoral scanning, IOS) είναι μια πρόσφατη τάση, δεδομένης της υψηλής ακρίβειας και της αποτελεσματικότητας των σύγχρονων μονάδων σάρωσης. Πολλές μελέτες έχουν δείξει την πληθώρα των πλεονεκτημάτων της ψηφιακής απεικόνισης, συμπεριλαμβανομένης της εξοικονόμησης χρόνου, η οποία τυγχάνει υψηλής αποδοχής τόσο από τον ασθενή όσο και από τον χειριστή, λόγω της αναπαραγωγικότητας και της ακρίβειάς της. Ωστόσο, όσον αφορά την ακρίβεια, η βιβλιογραφία παρέχει αντιφατικές αναφορές. Αυτό οφείλεται στον ορισμό της ακρίβειας που υιοθετείται από τις μελέτες αυτές και στην πληθώρα των μεταβλητών που υπάρχουν στη ροή της ψηφιακής εργασίας. Οι ψηφιακές απεικονίσεις, για παράδειγμα μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην προσθετική για την δημιουργία δοντιών και εμφυτευμάτων με τη χρήση CAD/CAM, σε συνδυασμό με δεδομένα από CBCT για οπτική αναπαράσταση του μαλακού ιστού και δημιουργία χειρουργικών οδηγών ή στην ορθοδοντική για μελέτη μοντέλων και την προσομοίωση για την κίνηση των δοντιών και την κατασκευή συσκευής ευθυγράμμισης. Όλες αυτές οι διαδικασίες αποτελούνται από πολλά διαδοχικά στάδια, καθένα από τα οποία παρουσιάζει πιθανότητα εμφάνισης σφάλματος με αποτέλεσμα τη μείωση της ακρίβειας. Δεδομένου ότι η ακρίβεια μπορεί να διαφέρει ανάλογα με την κλινική εφαρμογή, οι μελέτες μπορούν να παρουσιάσουν αντιφατικά αποτελέσματα. Ανεξάρτητα από τη μεθοδολογία, είναι προφανές ότι το πρώτο βήμα, η λήψη των ψηφιακών απεικονίσεων είναι ζωτικής σημασίας για την ακρίβεια και οι χρήστες θα πρέπει να είναι ενημερωμένοι για τις μεταβλητές και την αντίκτυπό τους στην ποιότητα.

Πολλές μελέτες υποδεικνύουν διαφορές μεταξύ των τεχνολογιών IOS. Φαίνεται ότι η παλαιότερη μέθοδος που στηρίζεται στη συρραφή δισδιάστατων εικόνων, έχει χαμηλότερη ακρίβεια σε σχέση με τις σύγχρονες μεθόδους, όπως η λήψη βίντεο σε πραγματικό χρόνο. Στην πράξη, η διαύγεια και η γεωμετρία της επιφάνειας ή παράγοντες που σχετίζονται με τον ασθενή, όπως η έκκριση σάλιου και η κίνηση του ασθενούς, μπορούν να προκαλέσουν διαφορές στα αποτελέσματα. Επίσης δεν πρέπει να αγνοηθεί η επιρροή παραγόντων του χειριστή όπως για παράδειγμα η ακολουθία σάρωσης, καταχώρηση δαγκώματος και η αλλαγή των χειριστών.



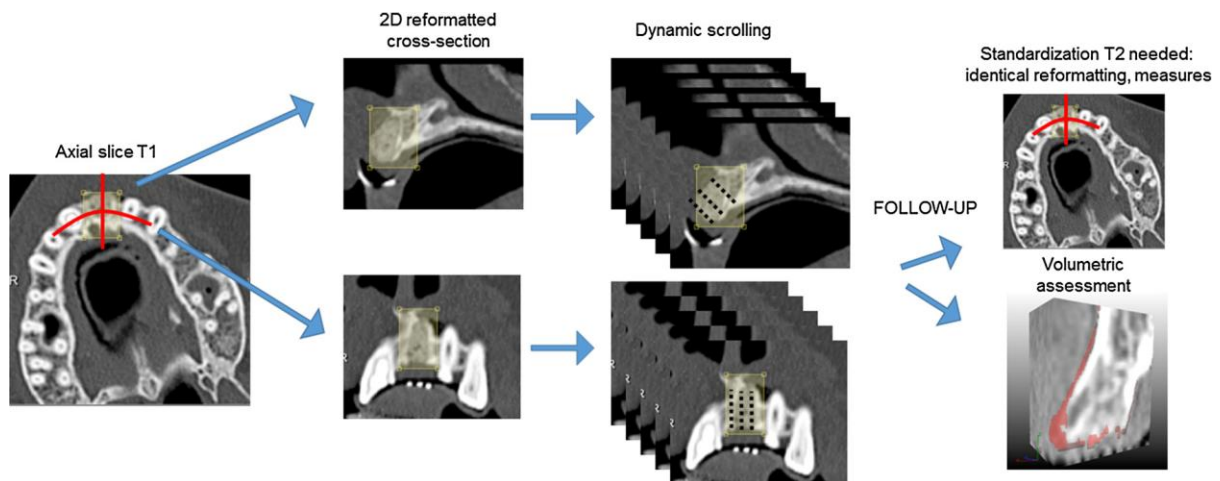
Σχήμα 3. Σύνοψη παραμέτρων που μπορούν να προκαλέσουν σφάλματα και ανακρίβειες κατά την λήψη της απεικόνισης

2.2.3 Παρακολούθηση ασθενούς

Αναλύοντας τη ροή εργασίας που αναφέρθηκε παραπάνω, μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι από τον κύκλο λείπει ένα στάδιο. Είτε η θεραπεία έχει γίνει με χρήση ψηφιακής τεχνολογίας είτε με συμβατικές μεθόδους, αφού ολοκληρωθεί, είναι σημαντικό να διασφαλιστεί η επιτυχία της καθορίζοντας ένα κατάλληλο πρόγραμμα παρακολούθησης ή συντήρησης. Οι δισδιάστατες ψηφιακές ενδοστοματικές ακτινογραφίες περιορίζουν την απεικόνιση και είναι συχνά δύσκολο να αναπαραχθεί παρόμοια γεωμετρία προβολής, με πιθανή εσφαλμένη ερμηνεία. Η δυσκολία να ληφθούν δυο συνεπείς εικόνες, δηλαδή υπό τις ίδιες συνθήκες όπως π.χ. γωνία λήψης, απόσταση κλπ, μπορεί να εξηγήσει γιατί δεν χρησιμοποιείται συχνά η ψηφιακή αφαιρετική ακτινογραφία (Digital Subtraction Radiography – DSR). Η DSR είναι ένα εργαλείο επεξεργασίας εικόνας το οποίο αφαιρεί δυο εικόνες με την πάροδο του χρόνου με στόχο τον προσδιορισμό των διαφορών μεταξύ τους. Η κακή αναπαραγωγικότητα της γεωμετρίας και οι μεταβολές στην αντίθεση και τη φωτεινότητα μπορούν να μειώσουν την αποτελεσματικότητα της τεχνικής. Ωστόσο, οι τεχνικές που χρησιμοποιούν δισδιάστατες ενδοστοματικές απεικονίσεις συνίστανται για την παρακολούθηση της τερηδόνας, την περιοδοντικής παθολογίας ή ακόμα και για εμφυτεύματα.

Όσον αφορά τις τρισδιάστατες τεχνικές, είναι αξιοπερίεργο, ότι παρά την χρησιμοποίησή τους στην διάγνωση και τοποθέτηση για περιοδοντικές παθήσεις και εμφυτεύματα, η χρήση τους για παρακολούθηση μετά το πέρας της θεραπείας είναι περιορισμένη. Οι κατευθυντήριες γραμμές που επικρατούν συχνά δεν λαμβάνουν υπόψη σύγχρονες τεχνικές για την παρακολούθηση, περιορίζοντας με αυτόν τον τρόπο και την εξάπλωσή τους στην κλινική πρακτική. Ακόμα και με χαμηλές δόσεις ακτινοβολίας έχει αποδειχθεί ότι η τρισδιάστατη CBCT είναι μια αξιόπιστη και

ακριβής διαγνωστική μέθοδος, για μια πληθώρα περιπτώσεων, όπως για παράδειγμα την αξιολόγηση θέσης του εμφυτεύματος, τις περιοδοντικές νόσους και τις σύνθετες ενδοδοντικές θεραπείες. Πρόσφατες έρευνες εξετάζουν τις δυνατότητες χρήσης της στην παρακολούθηση του ασθενούς. Υπάρχουν αναφορές χρήσης τρισδιάστατης CBCT για τον εντοπισμό αποτυχίας εμφυτεύματος, την απεικόνιση της συμπεριφοράς βιοϋλικών ύστερα από ανύψωση ιγμορείου, εντοπισμό αποστημάτων, τον υπολογισμό της απορρόφησης οδοντικής ρίζας και άλλων. Παρόλα αυτά, τα επιστημονικά στοιχεία είναι ακόμα περιορισμένα και απαιτείται περισσότερη έρευνα για την προσδιορισμό του πότε και πώς πρέπει να χρησιμοποιηθεί. Πρακτικά, ο χειρισμός των απεικονίσεων για τη σύγκριση δύο ογκομετρικών συνόλων είναι πολύ δύσκολος στην κλινική ροή εργασίας. Η εξέταση δύο ξεχωριστών λήψεων, ιδίως αν πρόκειται για ογκομετρικά δεδομένα, μπορεί να περιπλέξει την κατανόηση της εξέλιξης μιας κάκωσης ή δομής με την πάροδο του χρόνου. Μια τρισδιάστατη σάρωση CBCT αποτελείται από μια στοίβα διαδοχικών δισδιάστατων τομών, που δείχνει την πραγματική πληροφορία χωρίς να υπάρχει επικάλυψη των ανατομικών δομών. Με την κύλιση αυτών των εικόνων, μπορεί να εκτιμηθεί με ακρίβεια η τρισδιάστατη φύση των δοντιών, των εμφυτευμάτων και οστών, με την προϋπόθεση ότι έχει επιτευχθεί η σωστή ευθυγράμμιση των δεδομένων στην περιοχή της επιθυμητής δομής.

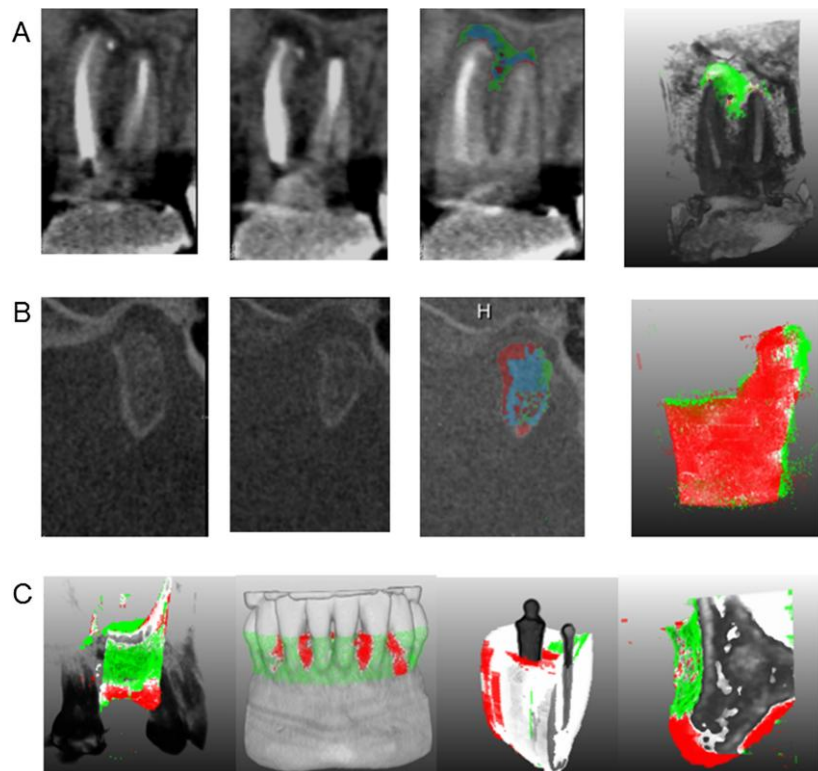


Σχήμα 4. Δυναμική εκτίμηση θέσης εμφυτεύματος. Η αναμόρφωση των εικόνων (T1) δημιουργεί κατάλληλα ευθυγραμμισμένες τομές για τη δυναμική κύλιση και τη μέτρηση ποσότητας οστού. Η σύγκριση τέτοιων αναλύσεων με εικόνες σε μεταγενέστερο χρόνο (T2) απαιτεί επαρκή τυποποίηση της αναδιαμόρφωσης και των μετρήσεων, καθιστώντας την πιο περίπλοκη σε σχέση με μια πραγματική ογκομετρική εκτίμηση

Επιπλέον, με την κύλιση της στοίβας δεδομένων, μπορεί να προκύψει δυναμική ανάλυση και διάγνωση μιας θέσης ή δομής με την εφαρμογή γραμμικών μετρήσεων. Ωστόσο, όταν απαιτείται σύγκριση με έναν δεύτερο τρισδιάστατο όγκο, μελλοντικό στιγμιότυπο της ίδιας δομής, είναι απαραίτητη η επαρκής τυποποίηση των τομών για την αναπαραγωγή τους με πανομοιότυπο τρόπο των δυναμικών αναλύσεων και των μετρήσεων θέσης. Αυτό είναι συχνά δύσκολο και χρονοβόρο. Επιπροσθέτως, αυτή η δισδιάστατη προσέγγιση σε τρισδιάστατα δεδομένα περιορίζει τον πραγματικό τρισδιάστατο υπολογισμό σε μερικές μετρήσεις ανά τοποθεσία. Δυστυχώς, οι περισσότερες έρευνες υιοθετούν την δισδιάστατη προσέγγιση διότι οι ολικές ογκομετρικές διαφορές είναι είτε λιγότερο επιθυμητές είτε άγνωστες τιμές. Για παράδειγμα, ύστερα από τοποθέτηση οστικού μοσχεύματος, η δισδιάστατη ανάλυση του πλάτους και ύψους του οστού του φατνίου στις τομές των εικόνων της(CB)CT δημιουργεί τυπικές μετρήσεις απώλειας του οστού σε χιλιοστά, οι οποίες είναι εύκολα ερμηνεύσιμες από τους κλινικούς γιατρούς και συγκρίσιμες με τις υπάρχουσες οδηγίες.

Παρόλο που η δισδιάστατη δυναμική ανάλυση μπορεί να είναι μια ακριβής και γενικά αποδεκτή τεχνική, θα πρέπει οι νέες τρισδιάστατες τεχνικές να ερευνηθούν και να ενημερωθούν οι

κατευθυντήριες γραμμές και οι δείκτες ώστε να επιτρέπουν μια πλήρη ογκομετρική ανάλυση. Για παράδειγμα, μια τέτοια τρισδιάστατη προσέγγιση χρησιμοποιείται για την ημιαυτόματη δημιουργία όγκων έντονα απορροφημένων φατνίων και μπορεί να είναι πολύ πιο ακριβής από την συμβατική δισδιάστατη προσέγγιση. Αξιολογώντας την επούλωση και την ανάρρωση του ασθενούς ύστερα από θεραπείες όπως αναδιαμόρφωση φατνιακής ακρολοφίας, οστικό μόσχευμα κλπ, έρευνες δείχνουν τη σημασία των τρισδιάστατων ογκομετρικών δεδομένων. Ειδικά η υπέρθεση τρισδιάστατων εικόνων με τη χρήση αλγορίθμων ευθυγράμμισης με αυτές μεταγενέστερου χρόνου, και με τη χρήση αλγορίθμων τμηματοποίησης έχουν την προοπτική να έχουν μεγάλη ακρίβεια και είναι κλινικά εφικτές. Είναι πιθανό πολλές κλινικές καταστάσεις να απαιτούν τέτοιες προηγμένες διαδικασίες επεξεργασίας εικόνας.



Σχήμα 5. Παράδειγμα υπέρθεσης δισδιάστατων (Α-Β) και τρισδιάστατων (C) απεικονίσεων με τη διαδικασία της ευθυγράμμισης και στη συνέχεια εμφάνιση της επιθυμητής περιοχής με τη διαδικασία της τμηματοποίησης

Όταν επιδιώκεται μια απλή προσέγγιση των επιθυμητών όγκων μια γρήγορη υποτυπώδης διαδικασία τμηματοποίησης μπορεί εύκολα να δημιουργήσει ενημερωτικές τρισδιάστατες απεικονίσεις της προόδου ανάρρωσης μια δομής. Ωστόσο, απαιτείται περαιτέρω έρευνα για να καθοριστεί η επίδραση αυτών των μεταβλητών της επεξεργασίας, να καθοριστεί η ακρίβεια της ογκομετρικής τμηματοποίησης και οι επιδράσεις τους στα αποτελέσματα της θεραπείας, πριν την δημιουργία ορθά θεμελιωμένων συστάσεων για τη χρήση CBCT για την παρακολούθηση της ανάρρωσης. Επιπλέον, θα έπρεπε να διερευνηθούν περισσότερες μέθοδοι και τεχνικές αυτόματης και ημι-αυτόματης τμηματοποίησης για τη βελτιστοποίηση των αποτελεσμάτων και για πιο αποτελεσματική και εύκολη αξιολόγηση.

Τέλος, σε πολλές κλινικές καταστάσεις είναι συχνή η ανάγκη για την εκτίμηση των μεταβολών της επιφάνειας δομών με την πάροδο του χρόνου. Στην περίπτωση απεικόνισης μαλακών ιστών ή της μασητικής επιφάνειας, είναι προτιμητέα η χρήση μεθόδων μη ιοντίζουσων ακτινοβολιών, και η πρόοδος μπορεί να αναλυθεί με την υπέρθεση των μοντέλων επιφάνειας και τον υπολογισμό των

διαφορών που έχουν με την πάροδο του χρόνου. Υπάρχουν έρευνες που έχουν μελετήσει τη χρησιμότητα των τεχνικών IOS για τον προσδιορισμό των αλλοιώσεων του μαλακού ιστού σε περιοχές εξαγωγής ή την σταθερότητά τους στις περιοχές γύρω από τα εμφυτεύματα με την υπέρθεση εικόνων που έχουν ληφθεί σε διαφορετικές χρονικές στιγμές. Ενώ συχνότερα οι ψηφιακές απεικονίσεις χρησιμοποιούνται για θεραπευτικούς σκοπούς, μπορούν να έχουν και μεγάλη σημασία στη διάγνωση, με το συνδυασμό σειράς απεικονίσεων σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, επιτρέποντας έτσι την παρακολούθηση των αλλαγών της επιφάνειας των δοντιών και την εκτίμηση της οδοντικής φθοράς.

Αναλύοντας τα διάφορα στάδια της ροής εργασίας στην ψηφιακή οδοντιατρική, καταλήγουμε στο ότι η ψηφιακή απεικόνιση είναι ένα σημαντικό στάδιο στην όλη διαδικασία. Για τον λόγο αυτό, είναι μεγάλης σημασίας για τους κλινικούς γιατρούς η κατανόηση των τεχνολογικών παραμέτρων των ψηφιακών εικόνων, αλλά και το να είναι σε θέση να χειριστούν αυτά τα δεδομένα και να γνωρίζουν πιθανές παγίδες στην όλη διαδικασία.

2.3 Εφαρμογές ψηφιακής απεικόνισης και τρισδιάστατης σάρωσης στην οδοντιατρική

Στη συνέχεια αναφέρονται επιγραμματικά κάποιες εφαρμογές ψηφιακών απεικονίσεων και τρισδιάστατης σάρωσης στην οδοντιατρική διότι η χρήση τους είναι ιδιαίτερα διαδεδομένη και η αναλυτική παρουσίασή τους δεν είναι σκοπός της παρούσας εργασίας.

- Δημιουργία δοντιών, οδοντοστοιχιών, γεφυρών και διαφόρων ειδών εμφυτευμάτων.

Με τη χρήση τρισδιάστατων σαρωτών είναι δυνατή η δημιουργία οδοντικών συσκευών, οι οποίες ταιριάζουν απόλυτα στη θέση για την οποία είναι φτιαγμένες. Έτσι μπορεί να κατασκευαστεί ολόκληρη οδοντοστοιχία που εφαρμόζει σαν να είναι η πραγματική. Επίσης με αυτόν τον τρόπο δημιουργούνται ακριβή ψηφιακά δεδομένα τα οποία παραμένουν διαθέσιμα για την ανακατασκευή των δοντιών, την παρακολούθηση του ασθενούς αλλά και την ανανέωσή τους οποιαδήποτε στιγμή.

- Σχεδιασμός χειρουργείου

Ένα τρισδιάστατο μοντέλο παρέχει δυνατότητα για βελτίωση της διαδικασίας σχεδιασμού μιας χειρουργικής επέμβασης. Ο χειρουργός μπορεί με αυτόν τον τρόπο να προβλέψει προβλήματα που μπορούν να προκύψουν και να καταλάβει καλύτερα μια περίπλοκη διαδικασία. Όλα αυτά οδηγούν στην μείωση του ρίσκου, του χρόνου και του κόστους μια επέμβασης.

- Καινοτομία στην οδοντιατρική

Αυτού του είδους η τεχνολογία βοηθάει στην ανάπτυξη και τη δημιουργία καινοτομιών στον τομέα των εμφυτευμάτων, συσκευών και εργαλείων και την επίλυση πολλών προβλημάτων στην οδοντιατρική. Γενικά συμβάλλει στην πρόοδο της οδοντιατρικής για την εκπλήρωση των διαφόρων νέων απαιτήσεων που προκύπτουν.

- Αποθήκευση δεδομένων ασθενών

Όλα τα δεδομένα του ασθενή βρίσκονται συγκεντρωμένα σε ψηφιακή μορφή και είναι διαθέσιμα οποιαδήποτε στιγμή για χρήση, είτε αυτό αφορά τη σύγκριση με παλαιότερα δεδομένα για την παρακολούθηση της πορείας του ασθενούς, είτε για την ανακατασκευή κάποιου μέρους ή και ανανέωση και αναβάθμισή του.

- Αναβάθμιση εργαλείων και εξοπλισμού

- Σχεδιασμός ειδών στοματικής υγιεινής

Μπορεί να γίνει γρήγορα σχεδιασμός για διάφορα είδη στοματικής υγιεινής ανάλογα με τον αριθμό των δοντιών, του σχήματος και του μεγέθους του στόματος κλπ, εξασφαλίζοντας έτσι τη βολική και άνετη χρήση από τον πληθυσμό.

- Εκπαίδευση και εξάσκηση

Η τεχνολογία τρισδιάστατης σάρωσης παρέχει μια καλύτερη αναπαράσταση για την επίδειξη της ανθρώπινης ανατομίας από τις δισδιάστατες εικόνες. Η χρήση τρισδιάστατων μοντέλων βοηθάει επίσης στην καλύτερη κατανόηση των διάφορων διαδικασιών αλλά και προβλημάτων που μπορούν να προκύψουν κατά την διάρκειά τους, προετοιμάζοντας με αυτόν τον τρόπο τους φοιτητές αλλά και νέους γιατρούς για τις πραγματικές καταστάσεις.

Κεφάλαιο 3: Τμηματοποίηση Οδοντιατρικών Δεδομένων

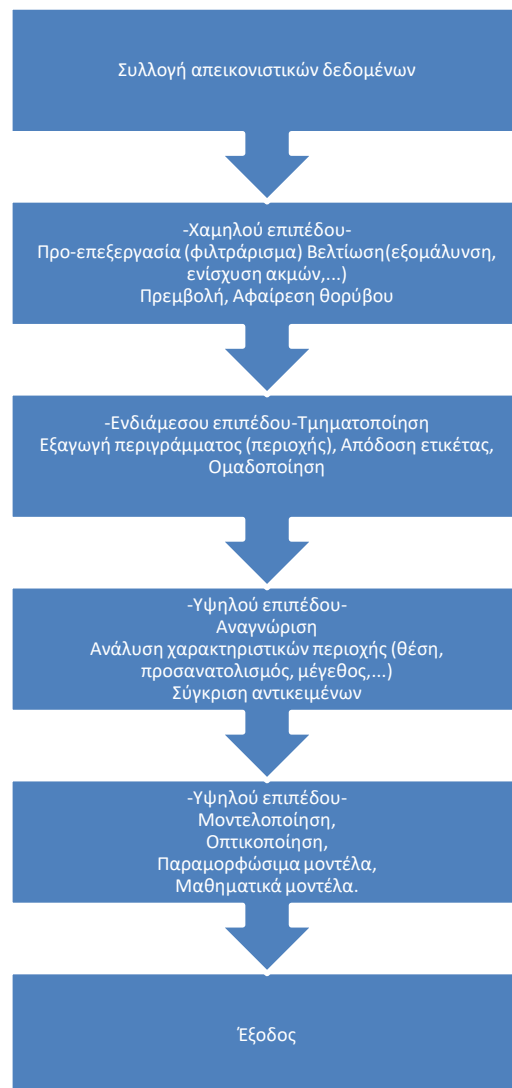
3.1 Σκοπός κεφαλαίου

Στο κεφάλαιο αυτό θα περιγραφούν τεχνικές και μέθοδοι για την τμηματοποίηση εικόνων γενικά και στη συνέχεια θα παρατεθούν παραδείγματα εφαρμογής της τμηματοποίησης σε οδοντιατρικά δεδομένα.

3.2 Τμηματοποίηση ψηφιακών εικόνων

3.2.1 Βασικές διαδικασίες ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων

Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνων είναι μια διαδικασία η οποία με την βοήθεια υπολογιστή επεξεργάζεται σύνθετα δεδομένα για την επίτευξη ενός συγκεκριμένου στόχου. Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται τεχνικές επεξεργασίας σημάτων, συνδυάζονται μαθηματικές μέθοδοι και μοντέλα με αντίστοιχες μεθόδους επίλυσης και ανάπτυξης αντίστοιχου λογισμικού. Αυτές οι διαδικασίες μπορούν να περιγραφούν με το παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 6. Τυπικό σύστημα διαδικασιών επεξεργασίας ιατρικών εικόνων

Προεπεξεργασία: Είναι το αρχικό στάδιο, πριν την έναρξη της βασικής διαδικασίας. Χαρακτηρίζεται χαμηλού επιπέδου και έχει ως σκοπό τη βελτίωση της ποιότητας της απεικόνισης και κυρίως των δομών ενδιαφέροντος. Περιλαμβάνει διαδικασίες όπως: αφαίρεση θορύβου, εξομάλυνση, ενίσχυση ακμών, αλλά και παρεμβολή για τη βελτίωση της 3D παρουσίασης δομών ενδιαφέροντος. Η είσοδος είναι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων και το αποτέλεσμα είναι πάλι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων.

Εξαγωγή δομών ενδιαφέροντος: Αυτό το στάδιο χαρακτηρίζεται ενδιάμεσου επιπέδου και αποσκοπεί στον προσδιορισμό των δομών ενδιαφέροντος. Περιλαμβάνει την εξαγωγή των δομών ενδιαφέροντος από τα δεδομένα, την απόδοση ετικέτας και την ομαδοποίησή τους. Η είσοδος είναι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων και το αποτέλεσμα είναι πάλι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων ή κάποια άλλη υπολογιστική παραμετρική περιγραφή του συστήματος ενδιαφέροντος.

Ανάλυση και αναγνώριση: Αυτό το στάδιο χαρακτηρίζεται υψηλού επιπέδου. Δίνεται έμφαση στην ποσοτικοποίηση της πληροφορίας που είναι κωδικοποιημένη στις δομές ενδιαφέροντος οι οποίες έχουν εξαχθεί από το προηγούμενο στάδιο. Αυτό γίνεται με χρήση κατάλληλων βάσεων δεδομένων σύμφωνα με τα ποσοτικοποιημένα χαρακτηριστικά. Η είσοδος σε αυτές τις διαδικασίες είναι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων και το αποτέλεσμα κάποια ποσοτικά χαρακτηριστικά και ταυτότητες δομών ενδιαφέροντος.

Μοντελοποίηση: Αυτό το στάδιο χαρακτηρίζεται υψηλού επιπέδου. Σκοπός των διαδικασιών αυτής της ομάδας είναι η δημιουργία μοντέλων ανατομικών δομών που αναπαριστούν μορφολογικά και λειτουργικά ένα σύστημα αντικειμένων. Η είσοδος σε αυτές τις διαδικασίες είναι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων ή κάποια άλλη υπολογιστική αναπαράσταση ενός συστήματος αντικειμένων και η έξοδος ένα σύνολο εικόνων που αποδίδουν/αναπαριστούν την πολυδιάστατη δομή ή/και τη λειτουργία του συστήματος.

3.2.2 Τμηματοποίηση και διαχωρισμός δεδομένων

Η τμηματοποίηση είναι η διαδικασία συλλογής πληροφοριών από μια εικόνα ή περισσότερες με στόχο:

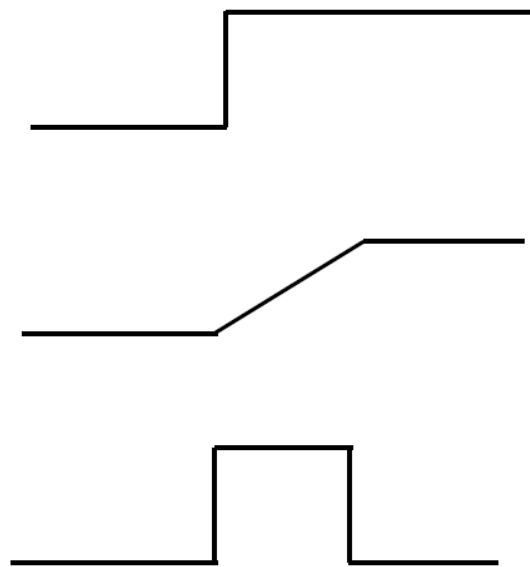
- τη βελτιστοποίηση της καλύτερης απεικόνισης περιοχών,
- την έμφαση σε συγκεκριμένα χαρακτηριστικά της εικόνας, που είναι χρήσιμα για ανίχνευση, εκτίμηση, κατάταξη και αναγνώριση δισδιάστατων ή/και τρισδιάστατων αντικειμένων από δισδιάστατες ή τρισδιάστατες εικόνες,
- τη χρησιμοποίηση μετασχηματισμών (πχ. μετατόπισης, περιστροφής) για καλύτερη απεικόνιση και στη συνέχεια εκτίμηση του αντικειμένου.

Οι δύο βασικές ιδιότητες των τιμών των επιπέδων του γκρίζου, η ασυνέχεια και η ομοιότητα, είναι τα βασικά στοιχεία στα οποία βασίζονται οι κυριότεροι αλγόριθμοι τμηματοποίησης μονοχρωματικών εικόνων. Στην πρώτη περίπτωση, η διαμέριση της εικόνας βασίζεται στις απότομες αλλαγές στα επίπεδα του γκρίζου, με κύρια τεχνική σε αυτή την κατηγορία την ανίχνευση ακμών. Στη δεύτερη περίπτωση, η διαμέριση βασίζεται σε τεχνικές κατωφλίωσης, ανάπτυξης περιοχών, διαχωρισμού και συνένωσης περιοχών. Πιο εξελιγμένες τεχνικές τμηματοποίησης βασίζονται σε ενεργά περιγράμματα και τεχνικές ταξινόμησης.

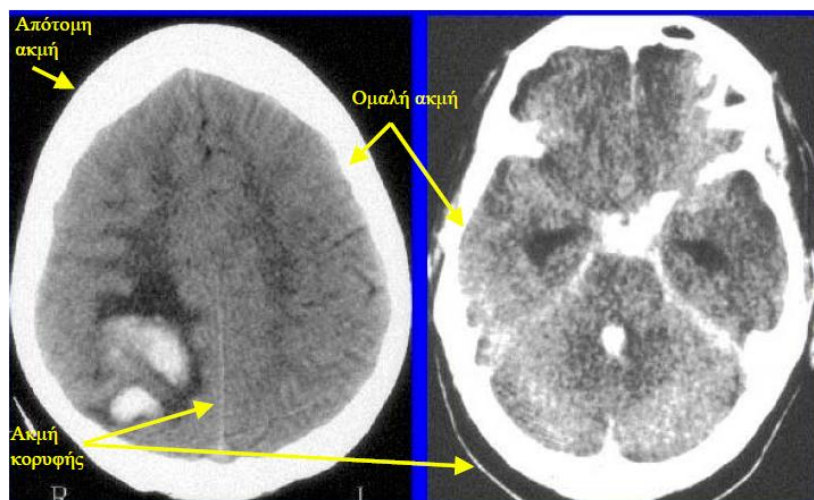
3.2.2.1 Ανίχνευση ακμών

Ως ακμή ορίζεται το όριο μεταξύ περιοχών με σχετικά διακριτές τιμές χρωματικών πυκνοτήτων. Για να είναι αποτελεσματική αυτή η μέθοδος θα πρέπει οι γειτνιάζουσες περιοχές να είναι ομοιογενείς, ώστε η μετάβαση μεταξύ των περιοχών να μπορεί να προσδιοριστεί με τη μεταβολή χρωματικών πυκνοτήτων. Σε διαφορετική περίπτωση, άλλες τεχνικές όπως οι τεχνικές κατωφλίωσης και διαχωρισμού περιοχών, που παρουσιάζονται παρακάτω, είναι καταλληλότερες.

Οι τύποι των διαφορετικών ακμών που μπορούμε να συναντήσουμε είναι: απότομη ακμή, ομαλή ακμή και ακμή τύπου κορυφής. Οι αντίστοιχες μορφές μεταβολής χρωματικών πυκνοτήτων φαίνονται στο σχήμα 7, ενώ στο σχήμα 8 παρουσιάζονται τα τρία είδη ακμών σε υπολογιστική τομογραφία εγκεφάλου (εγκεφαλική αιμορραγία).



Σχήμα 7. Είδη ακμών (α) απότομη, (β) ομαλή, (γ) κορυφής



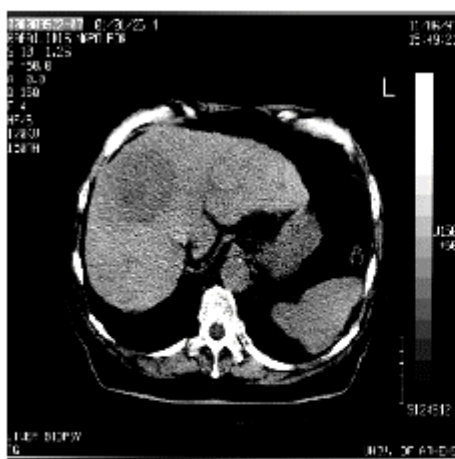
Σχήμα 8. Είδη ακμών σε υπολογιστική τομογραφία εγκεφάλου (Εγκεφαλική αιμορραγία)

Ένα σημείο θα χαρακτηριστεί ως ακμή μιας δομής εφόσον η δισδιάστατη πρώτη ή η δεύτερη παράγωγος είναι μεγαλύτερη από κάποιο κατώφλι. Η πρώτη παράγωγος υπολογίζεται με το μέτρο του διανύσματος της κλίσης ενώ η δεύτερη παράγωγος με τη βοήθεια του τελεστή Laplace.

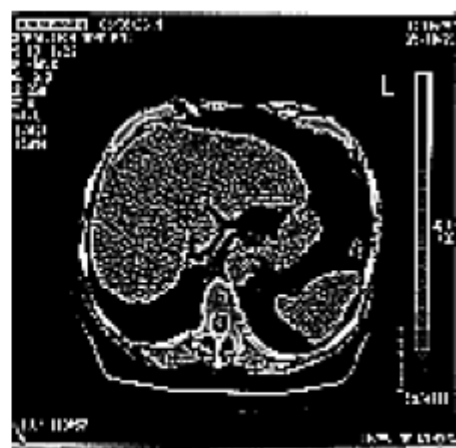
Ένα συνηθισμένο παράδειγμα υλοποίησης αυτής της μεθόδου είναι η χρήση μερικών παραγώγων πρώτης τάξης για τον υπολογισμό της κλίσης σε κάθε σημείο της εικόνας. Ένα μειονέκτημα που συναντάται σε αυτόν τον τρόπο είναι ότι οι παράγωγοι ενισχύουν το θόρυβο. Μια λύση σε αυτό το πρόβλημα είναι η χρήση των τελεστών Sobel που παρέχουν την δυνατότητα της ταυτόχρονης διαφόρισης και εξομάλυνσης της εικόνας.

Η βασική ιδέα στην οποία στηρίζονται αυτές οι μέθοδοι είναι η εξής: η ένταση τη κλίσης μιας χρωματικής πυκνότητας έχει πολύ υψηλότερη τιμή στα όρια της. Άρα το σύνολο των σημείων των οποίων η κλίση έχει μεγάλο πλάτος αποτελεί το περίγραμμα της ζητούμενης δομής ενδιαφέροντος. Στην πράξη, ο προσδιορισμός των ακμών δεν είναι τόσο απλός και μπορεί στο ζητούμενο περίγραμμα να περιληφθούν στοιχεία, τα οποία δεν ανήκουν πραγματικά στο περίγραμμα ή αντίθετα κάποια να λείπουν. Για το λόγο αυτό έχουν αναπτυχθεί τεχνικές βελτιστοποίησης για τη μείωση των παραπάνω σφαλμάτων. Ένα τέτοιο παράδειγμα είναι η απόδοση μιας τιμής κόστους σε κάθε υποψήφιο στοιχείο και η τελική επιλογή των σημείων που ανήκουν στο περίγραμμα γίνεται με τέτοιο τρόπο ώστε να ελαχιστοποιείται το κόστος.

Οι μέθοδοι αυτές βασίζονται στην παρατήρηση ότι στην περιοχή των ορίων των αντικειμένων, το πλάτος της κλίσης της έντασης των χρωματικών πυκνοτήτων έχει πολύ υψηλότερη τιμή από ότι μακριά από τα όρια. Κατά συνέπεια, το σύνολο των στοιχείων ενός οργάνου στα οποία το πλάτος της κλίσης έχει σημαντική τιμή, αναπαριστά το σύνολο των στοιχείων του ζητούμενου περιγράμματος του οργάνου. Δυστυχώς όμως, στην πράξη, το σύνολο των στοιχείων που προσδιορίζεται με αυτό τον τρόπο περιλαμβάνει και άλλα στοιχεία που δεν ανήκουν στη δομή ενώ ακόμη μπορεί να μην επιτευχθεί η ανίχνευση στοιχείων που ανήκουν στη δομή. Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, έχει αναπτυχθεί μια σειρά τεχνικών βελτιστοποίησης με σκοπό την ελαχιστοποίηση των στοιχείων του περιγράμματος που λείπουν και των στοιχείων που δεν ανήκουν στο περίγραμμα. Μια τέτοια προσέγγιση βασίζεται στην απόδοση μιας τιμής κόστους σε κάθε υποψήφιο στοιχείο του περιγράμματος και την ανίχνευση του συνόλου εκείνου των στοιχείων που ελαχιστοποιούν αυτό το κόστος για να αποτελέσουν το τελικό περίγραμμα.



(α)



(β)

Σχήμα 9. Ανίχνευση περιγραμμάτων από υπολογιστική τομογραφία άνω κοιλίας (α), με χρήση του τελεστή κλίσης (β)

3.2.2.2 Κατωφλίωση

Η κατωφλίωση αποτελεί μια από τις βασικές τεχνικές τμηματοποίησης. Συχνά μάλιστα αποτελεί το πρώτο βήμα για τον προσδιορισμό αντικειμένων. Αξίζει να σημειωθεί ότι η ύπαρξη θορύβου, σκιών και άλλων παραμορφώσεων κάνουν το πρόβλημα της τμηματοποίησης αρκετά σύνθετο.

Η κατωφλίωση λοιπόν, είναι μια διαδικασία ελέγχου και σύγκρισης μιας ιδιότητας του στοιχείου με μια συνάρτηση κατωφλίου. Η τιμή της χρωματικής πυκνότητας ή της υφής είναι παραδείγματα ιδιοτήτων που χρησιμοποιούνται. Η συνάρτηση κατωφλίου είναι της μορφής:

$$T = T[x, y, p(x, y), f(x, y)]$$

Όπου (x, y) οι συντεταγμένες του σημείου,

$f(x, y)$ η συνάρτηση της ιδιότητας που ελέγχουμε (χρωματική πυκνότητα, υφή κλπ)

$p(x, y)$ μια τοπική ιδιότητα του σημείου, π.χ. μέση τιμή μιας γειτονιάς γύρω από το σημείο.

Η κατωφλίωση μπορεί να είναι είτε ολική είτε προσαρμοστική. Στην ολική κατωφλίωση γίνεται χρήση σταθερού κατωφλίου για όλη την εικόνα, ενώ στην προσαρμοστική η τιμή του κατωφλίου εξαρτάται από τις ιδιότητες του εκάστοτε σημείου. Η επιλογή του κατωφλίου είναι μια διαδικασία που δεν μπορεί να οριστεί σε αυστηρά πλαίσια και δεν εξασφαλίζει γενική αποτελεσματικότητα. Ένα συνηθισμένο εργαλείο για την επιλογή του κατωφλίου είναι η μελέτη του ιστογράμματος.

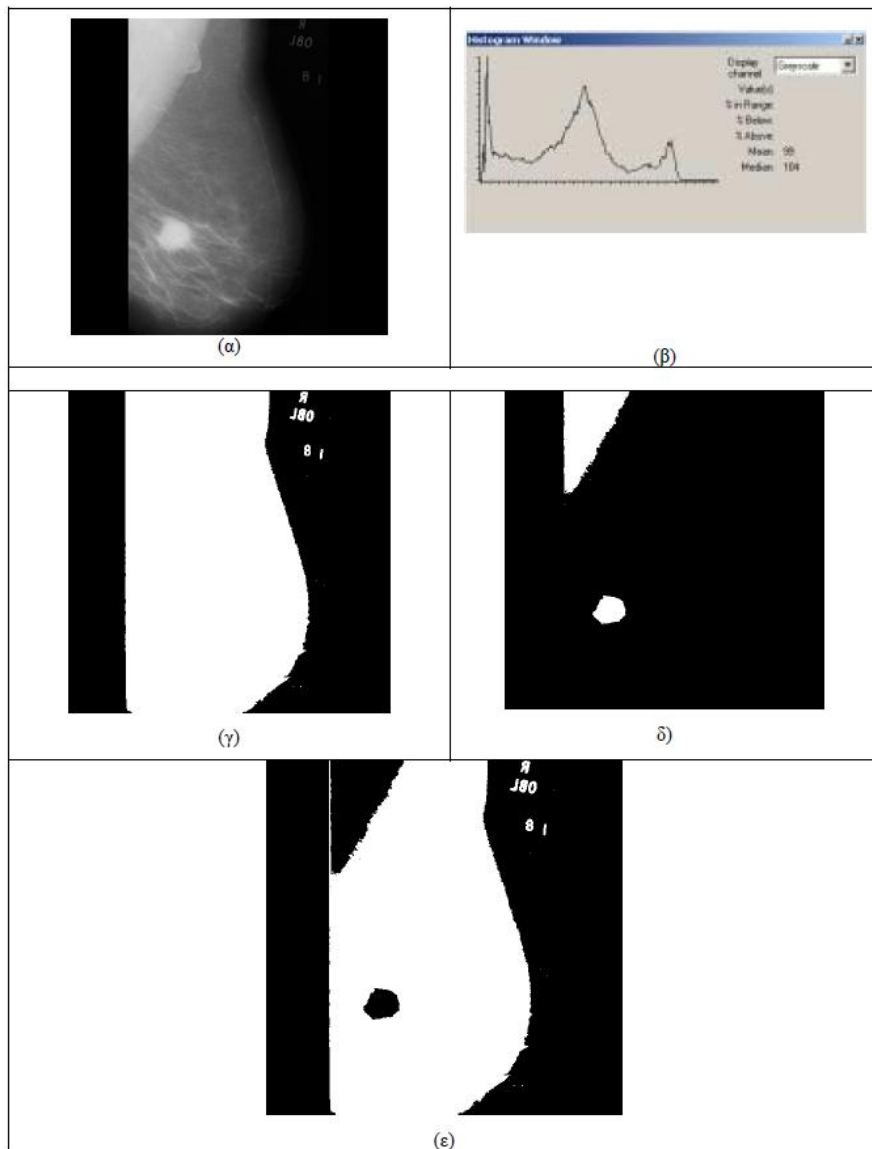
Το αποτέλεσμα της εφαρμογής αυτής της διαδικασίας σε μια εικόνα είναι μια δυαδική εικόνα, αφού κάθε στοιχείο μπορεί είτε να ανήκει είτε όχι στη δομή ενδιαφέροντος. Επίσης μια παραλλαγή είναι η χρήση δυο κατωφλίων που ορίζουν ένα συγκεκριμένο εύρος τιμών. Η διαδικασία αυτή, με σταθερή τιμή κατωφλίου, μπορεί να περιγραφεί με τις παρακάτω σχέσεις.

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

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

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

Το αποτέλεσμα της κατωφλίωσης εξαρτάται εξ ολοκλήρου από την επιλογή της τιμής του κατωφλίου. Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται ένα παράδειγμα της εφαρμογής της μεθόδου σε μαστογραφία με την χρήση διαφορετικών τιμών κατωφλίων και το πόσο αυτή επηρεάζει το αποτέλεσμα.



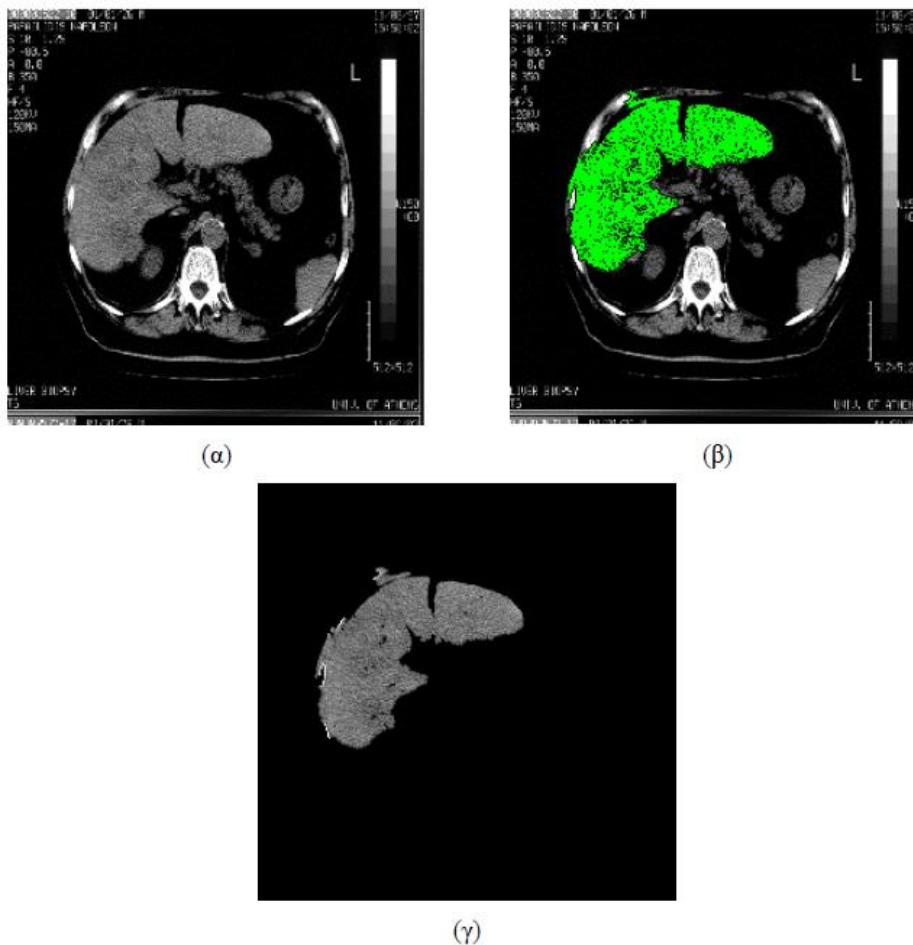
Σχήμα 10. (α) Αρχική Μαστογραφία. (β) Αντίστοιχο ιστόγραμμα (γ) Απλή κατωφλίωση, $T=14$.
(δ) Απλή κατωφλίωση, $T = 188$. (ε) Διπλή κατωφλίωση, $T_1=14$, $T_2 = 188$

Η προσαρμοστική κατωφλίωση κάνει χρήση περισσότερων από μια τιμές κατωφλίωσης κατά περιοχές. Η μέθοδος αυτή επιλέγεται όταν η πυκνότητα του υπόβαθρου δεν είναι σταθερή και παρουσιάζονται μεταβολές στην εικόνα. Η τιμή του κατωφλίου προσαρμόζεται σύμφωνα με τη στατιστική πυκνοτήτων με βάση τις σχέσεις των γειτονικών στοιχείων.

3.2.2.3 Διαχωρισμός περιοχών

Σε αυτή την κατηγορία ακολουθείται μια διαφορετική προσέγγιση για την τμηματοποίηση μιας εικόνας σε σχέση με τις παραπάνω τεχνικές. Μια αντιπροσωπευτική μέθοδος αυτής της κατηγορίας είναι η ανάπτυξη ή μεγέθυνση περιοχών (region growing). Αρχικά η εικόνα χωρίζεται σε πολλές μικρές περιοχές, οι οποίες μπορούν να αποτελούνται και από μονάχα ένα στοιχείο. Στη συνέχεια όσα γειτονικά στοιχεία έχουν την ίδια ή παραπλήσια τιμή μιας ιδιότητας συγχωνεύονται σε μια μεγαλύτερη περιοχή. Αντίθετα οι περιοχές που παρουσιάζουν μεγάλες διαφορές παραμένουν ως έχουν. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου να μην υπάρχουν πλέον μικρές διαφορές μεταξύ των περιοχών.

Παρακάτω βλέπουμε ένα παράδειγμα εφαρμογής του αλγορίθμου σε μια τομογραφία άνω κοιλιάς.



Σχήμα 11. (α) Αρχική τομή (β) το αποτέλεσμα από την εφαρμογή του αλγορίθμου ανάπτυξης περιοχών στο ήπαρ και (γ) διαφορά των δύο εικόνων, όπου έχει απομονωθεί το ήπαρ

Μια παραλλαγή αυτής της μεθόδου, είναι η εκκίνηση και η ανάπτυξη της περιοχής από ένα αρχικό σημείο. Εξετάζεται εάν τα γειτονικά στοιχεία πληρούν τις προϋποθέσεις, που καθορίζονται από ένα κατώφλι ομοιότητας που ορίζει τις επιτρεπόμενες διαφορές στις ιδιότητες μεταξύ στοιχείων που ανήκουν σε μια περιοχή. Η διαδικασία ολοκληρώνεται όταν τα καινούργια στοιχεία που ελέγχονται δεν πληρούν τα κριτήρια ομοιότητας.

3.2.2.4 Ενεργά περιγράμματα

Σε αυτή την κατηγορία εντάσσονται από τις πιο εξελιγμένες τεχνικές που έχουν αναπτυχθεί τα τελευταία χρόνια. Αρχικά γίνεται μια πρώτη εκτίμηση του περιγράμματος μιας δομής και στη συνέχεια με τη βοήθεια αλγορίθμου τα αρχικά περιγράμματα παραμορφώνονται ώστε να πλησιάσουν με μεγαλύτερη ακρίβεια τις πραγματικές ακμές της δομής. Για να διατηρηθεί η συνοχή και η ομαλότητα των περιγραμμάτων αποδίδεται σε αυτά κάποιο μοντέλο ελαστικότητας. Η τελική μορφή των περιγραμμάτων είναι αποτέλεσμα της ελαχιστοποίησης μιας συνάρτησης ενέργειας, η οποία αποτελείται από δυο συνιστώσες, μια εσωτερική και μια εξωτερική. Η εξωτερική έλκει το περίγραμμα στις πραγματικές ακμές της εικόνας, ενώ η εσωτερική είναι αυτή που είναι υπεύθυνη για την συνοχή και την ομαλότητά του.

Στις δύο διαστάσεις το περίγραμμα και η συνάρτηση ενέργειας ορίζονται ως εξής:

$$v(s) = [x(s), y(s)]$$
$$\int_0^1 \{E_{int} [v(s)] + E_{ext} [v(s)]\} ds$$

Όπου s μήκος τόξου,

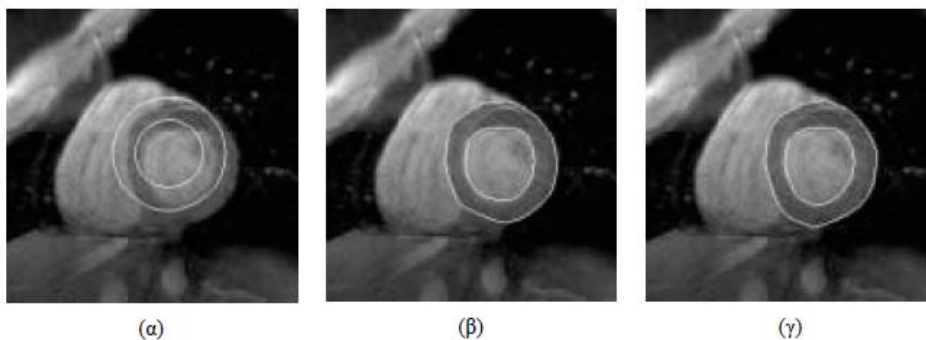
$v(s)$ παραμετρική καμπύλη περιγράμματος,

E_{int} συνιστώσα εσωτερικής ενέργειας,

E_{ext} συνιστώσα εξωτερικής ενέργειας

Όπως αναφέρθηκε και πριν για τον προσδιορισμό του τελικού περιγράμματος ελαχιστοποιούμε την ενέργεια. Οι διάφορες τεχνικές που υπάρχουν σε αυτή την κατηγορία διαφοροποιούνται μεταξύ τους στον τρόπο επιλογής αρχικού περιγράμματος, τον ορισμό των συνιστωσών ενέργειας και τον τρόπο με τον οποίο υπολογίζεται το ελάχιστο της ενέργειας. Συχνά είναι δύσκολο να εξασφαλιστεί ότι θα υπολογιστεί το ολικό ελάχιστο της συνάρτησης και για τον λόγο αυτό συνήθως αρκούμαστε στον υπολογισμό του περιγράμματος για κάποιο τοπικό ελάχιστο της ενέργειας που καμιά φορά δεν φέρνει το επιθυμητό αποτέλεσμα.

Οι σημαντικότερες απαιτήσεις είναι η ακρίβεια, η ευστάθεια και η αποτελεσματικότητα, δηλαδή το πόσο κοντά στην πραγματικότητα είναι τα περιγράμματα, το κατά πόσο η επανάληψη της μεθόδου οδηγεί στα ίδια αποτελέσματα και τέλος κατά πόσο βελτιώνεται το αποτέλεσμα σε σχέση με τον ορισμό των αρχικών περιγραμμάτων από τον χρήστη. Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται ένα παράδειγμα της εφαρμογής της μεθόδου για την τμηματοποίηση της καρδιακής κοιλιάς.



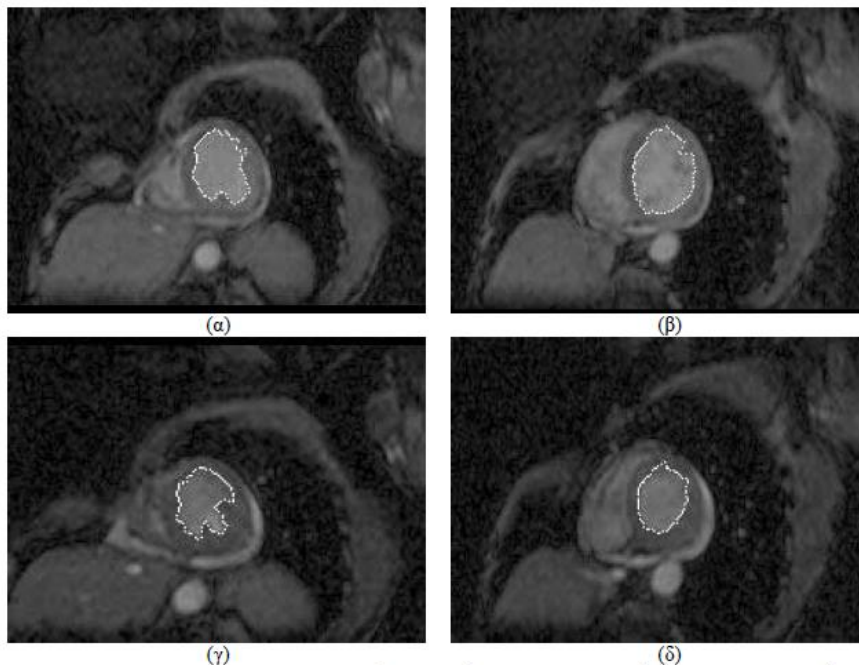
Σχήμα 12. Τμηματοποίηση καρδιακής κοιλιάς με χρήση ενεργού περιγράμματος (α) Αρχικοποίηση (β) Ενδιάμεσο αποτέλεσμα (γ) Τελικό αποτέλεσμα

3.2.2.5 Τμηματοποίηση με χρήση τεχνικών ταξινόμησης

Η διαδικασία αυτή έχει το πλεονέκτημα ότι χάρη σε αυτή μειώνεται η ποσότητα των δεδομένων λόγω της ομαδοποίησης τους με βάση κάποια κοινά χαρακτηριστικά. Με τον τρόπο αυτό γίνεται καλύτερη διαχείριση και επεξεργασία της πληροφορίας από τον άνθρωπο καθώς αυτή παρέχεται με πιο αποτελεσματικό και ακριβή τρόπο. Η ομαδοποίηση με βάση κάποιο χαρακτηριστικό των δεδομένων γίνεται με χρήση αλγορίθμων ταξινόμησης.

Οι αλγόριθμοι αυτοί μπορούν να χωριστούν σε δυο βασικές κατηγορίες: τους ιεραρχικούς και τους διαμεριστικούς. Στους ιεραρχικούς αλγόριθμους η αρχικοποίηση γίνεται τυχαία και η ανάπτυξη της μεθόδου γίνεται με την ένωση όμοιων μικρών κατηγοριών, είτε με τη διάσπαση μεγάλων μη ομοιογενών. Αντίθετα, στους διαμεριστικούς επιχειρείται η διαίρεση των δεδομένων σε ένα σύνολο διακριτών κατηγοριών με βάση ένα μέτρο ανομοιότητας μεταξύ των στοιχείων που ανήκουν στην ίδια κατηγορία ή σε διαφορετικές. Αυτό επιτυγχάνεται με την ελαχιστοποίηση και μεγιστοποίηση αυτού του μέτρου αντίστοιχα.

Στο παρακάτω σχήμα βλέπουμε την εφαρμογή μιας τεχνικής αυτής της κατηγορίας, πιο συγκεκριμένα του αλγορίθμου K-μέσων



Σχήμα 13. Τμηματοποίηση αριστερής καρδιακής κοιλίας με χρήση του αλγορίθμου KM και εξαγωγή του μοντέλου της επιφάνειας του ενδοκαρδίου. Υπέρθυση του περιγράμματος στις αντίστοιχες τομές φυσιολογικής (α, γ) και παθολογικής (β, δ) εξέτασης κατά την τελοδιαστολική (α, β) και τελοσυστολική (γ, δ) φάση.

3.3 Παραδείγματα τμηματοποίησης οδοντιατρικών δεδομένων

Με την συνεχή εξέλιξη της ακτινολογίας και των τεχνικών απεικόνισης η επεξεργασία ιατρικών εικόνων έχει γίνει θεμελιώδες εργαλείο για τους ερευνητές στον χώρο της υγείας συμπεριλαμβανομένης και της οδοντιατρικής. Η τμηματοποίηση χρησιμοποιείται στον τομέα της οδοντιατρικής για την αναγνώριση δοντιών, γνάθων ή μερών αυτών κλπ. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί επίσης για την αναγνώριση όγκων και αποστημάτων στο οστό της γνάθου. Συναντά όμως και πολλές δυσκολίες και προβλήματα, τα οποία είναι γενικά κοινά στον τομέα της ιατρικής, αλλά αυξάνονται στην οδοντιατρική, όπως για παράδειγμα ο θόρυβος, η χαμηλή αντίθεση και η ανόμοια έκθεση. Η διαδικασία της τμηματοποίησης αντιμετωπίζει επιπλέον προβλήματα όπως η ομοιότητα των ιστών, μόνιμα αντικείμενα όπως σφραγίσματα και εμφυτεύματα, προσωρινά αντικείμενα όπως σιδεράκια, έγκλειστα δόντια, συνωστισμός δοντιών, κενά μεταξύ αυτών και δόντια που λείπουν. Όλα τα παραπάνω καθιστούν την διαδικασία πιο δύσκολη. Μια επιτυχημένη μέθοδος τμηματοποίησης δεν είναι πάντα κατάλληλη για διαφορετικούς τύπους εικόνων και περιοχών του προβλήματος λόγω διαφορών στη φύση των εικόνων και των προβλημάτων που παρουσιάζονται στις εικόνες αυτές.

Παρακάτω θα παρουσιαστούν συνοπτικά συγκεκριμένες εφαρμογές διαφόρων μεθόδων τμηματοποίησης ως παραδείγματα για τον τρόπο αξιοποίησης αυτής της τεχνικής.

3.3.1 Αλγόριθμος τμηματοποίησης για πανοραμικές εικόνες

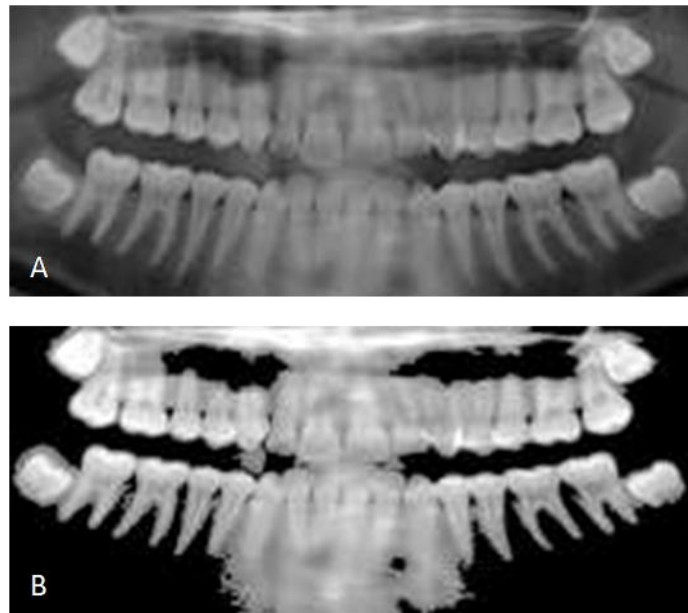
Η παρακάτω μέθοδος τμηματοποίησης, έχει σκοπό την εξαγωγή του φρονιμίτη και στη συνέχεια την κατηγοριοποίησή του και την εξαγωγή χρήσιμων πληροφοριών όπως το σχήμα και ο βαθμός απόκλισης του. Αυτές οι πληροφορίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον χαρακτηρισμό του δοντιού ως έγκλειστο, ημιέγκλειστο κλπ. Η διαδικασία γίνεται σε τρία στάδια:

- Προεπεξεργασία
- Εξαγωγή περιοχής ενδιαφέροντος (Region of interest - ROI)
- Μετεπεξεργασία

Προεπεξεργασία

Ο σκοπός της προεπεξεργασίας είναι να βελτιώσει την αρχική εικόνα και να την κάνει πιο κατάλληλη για τον χρήστη αλλά και να βελτιώσει την απόδοση σε μεταγενέστερη επεξεργασία, ανάλυση και εφαρμογές όπως αναγνώριση αντικειμένων και όραση υπολογιστών.

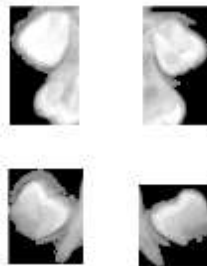
Σε αυτή τη μέθοδο, που περιγράφεται, η προεπεξεργασία είναι απαραίτητη για τη βελτίωση της εικόνας και την προετοιμασία της για την τμηματοποίηση της αφαιρώντας ανεπιθύμητες περιοχές και βελτιώνοντας τις περιοχές των γνάθων και των δοντιών.



Σχήμα 14. Αρχική εικόνα (A), Αποτέλεσμα προεπεξεργασίας (B)

Εξαγωγή περιοχής ενδιαφέροντος

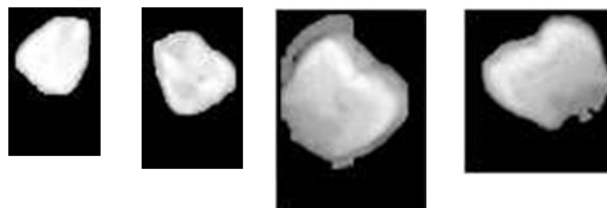
Η περιοχή ενδιαφέροντος εξαγεται αυτόματα με βάση τα κοινά χαρακτηριστικά μεταξύ πανοραμικών, της φύσης των σαγονιών και της θέσης των φρονιμιτών. Το μέγεθος της περιοχής καθορίζεται με βάση το μέσο πλάτος και είναι διαφορετικό για κάθε γνάθο, διότι συνήθως ο φρονιμίτης της άνω γνάθου τείνει να είναι μικρότερος από αυτόν της κάτω και το ύψος της περιοχής είναι δυναμικό.



Σχήμα 15. Εξαγωγή περιοχών ενδιαφέροντος

Μετεπεξεργασία

Η μετεπεξεργασία είναι απαραίτητη για την αφαίρεση των γειτονικών δοντιών και την εξαγωγή του σχήματος του δοντιού



Σχήμα 16. Τελικό αποτέλεσμα μετεπεξεργασίας

Με την συγκεκριμένη μέθοδο επιτεύχθηκε η εξαγωγή των δοντιών σε όλες τις πανοραμικές ακτινογραφίες στις οποίες δοκιμάστηκε. Η προεπεξεργασία αποδείχτηκε ένα απαραίτητο στάδιο της μεθόδου.

3.3.2 Τμηματοποίηση των πρόσθιων δοντιών σε εικόνες από CBCT

Η παρακάτω μέθοδος τμηματοποίησης έχει σκοπό την εξαγωγή πληροφοριών από εικόνες από την CBCT. Αυτή η μέθοδος απεικόνισης έχει αρχίσει να γίνεται όλο και πιο δημοφιλής στην τρισδιάστατη απεικόνιση δοντιών και των οστών της γνάθου λόγω της καλής ανάλυσης της εικόνας σε συνδυασμό με τη χαμηλή ακτινοβολία. Ωστόσο, η τμηματοποίηση τέτοιου είδους δεδομένων είναι αρκετά περίπλοκη λόγω του χαμηλού δείκτη SNR (Signal to Noise Ratio). Ιδιαίτερα ο εντοπισμός της ρίζας του δοντιού αποτελεί πρόκληση καθώς η χαμηλή αντίθεση της εικόνας καθιστά θολά τα σύνορα της ρίζας και του κόκκαλου της γνάθου.

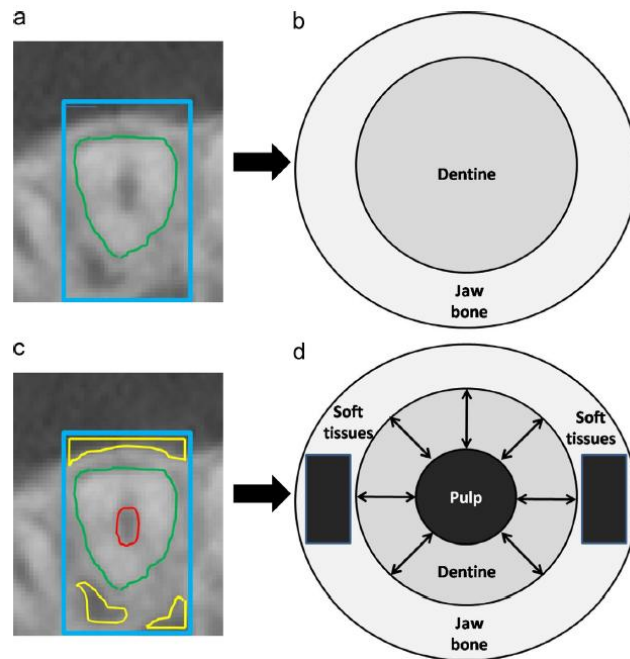
Για να ξεπεραστεί αυτό το πρόβλημα προτείνεται από τους Dong Xuji, Sim Heng Ong, Kelvin Weng Chiong Foong η παρακάτω προσέγγιση.

Χρησιμοποιείται μια level set μέθοδος, για την εξαγωγή της μορφής των δοντιών από τις εικόνες. Η βελτίωση της μεθόδου τους έγκειται στη χρήση τριών όρων

- Ενός μοντέλου διπλής κατανομής έντασης, που αντιπροσωπεύει τις δύο περιοχές μέσα και τις δυο έξω από το δόντι
- Ενός σχήματος για τον καθορισμό των περιορισμών για την εξέλιξη του περιγράμματος
- Του πάχους του τοιχώματος της οδοντίνης για την αποφυγή διαρροής και συρρίκνωσης στη διαδικασία τμηματοποίησης.

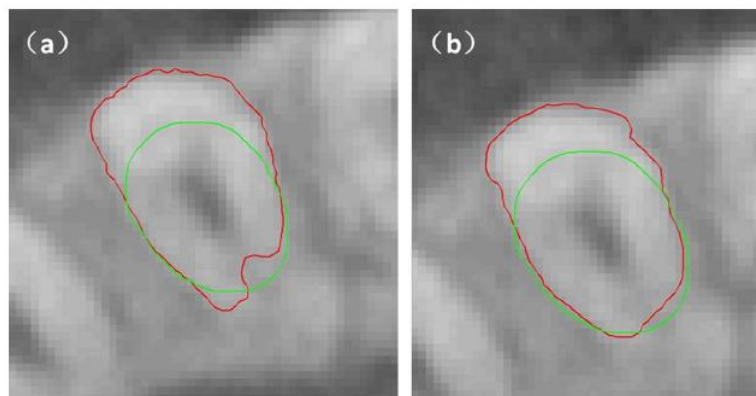
Η τμηματοποίηση της ρίζας του δοντιού γίνεται σε δύο στάδια. Αρχικά γίνεται τμηματοποίηση μόνο του πολφού του δοντιού και στη συνέχεια τμηματοποίηση της οδοντίνης.

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται μια διαφορά της μεθόδου αυτής σε σχέση με τις ήδη υπάρχουσες. Το μοντέλο που χρησιμοποιείται χωρίζει την κάθε περιοχή σε δύο επιπλέον περιοχές. Το εσωτερικό του δοντιού χωρίζεται στον πολφό και την οδοντίνη, ενώ το εξωτερικό στο μαλακό ιστό και τη γνάθο.



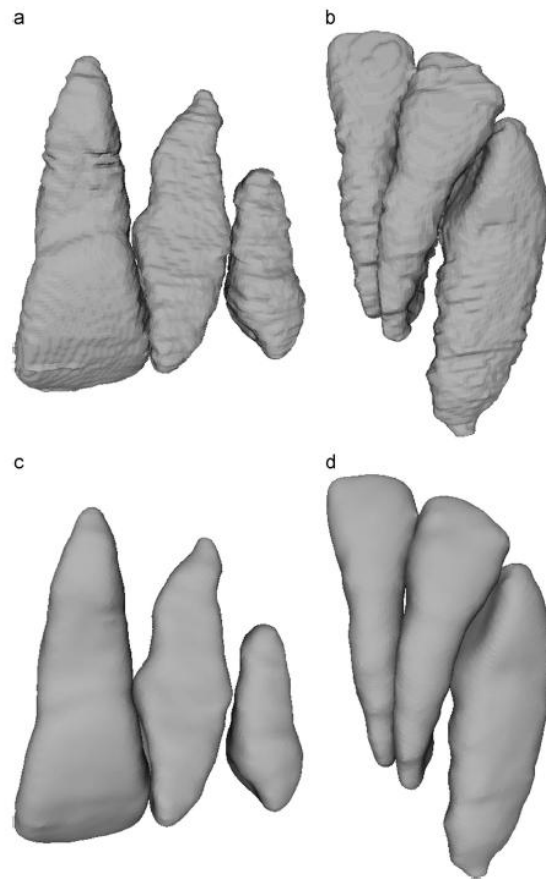
Σχήμα 17. Ο διαχωρισμός των περιοχών των δοντιών και τα απλοποιημένα μοντέλα της ρίζας του δοντιού σε υπάρχουσες μεθόδους (a, b) και στην αναφερόμενη(c, d)

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται η διαφορά στο αποτέλεσμα με τη χρήση των περιορισμών με βάση την οδοντίνη. Η δεύτερη περίπτωση αφορά τη χρήση του περιορισμού που αναφέρεται σε αυτή τη μέθοδο.



Σχήμα 18. Η εξέλιξη του περιγράμματος (κόκκινη γραμμή) χωρίς χρήση (α) και με χρήση περιορισμών(πράσινη γραμμή) με βάση την οδοντίνη (β)

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής της προτεινόμενης μεθόδου σε δυο διαφορετικά σετ δεδομένων, για τα πρόσθια δόντια της άνω γνάθου και της κάτω.



Σχήμα 19. Τα αρχικά αποτελέσματα (a, b) και ύστερα από εξομάλυνση (c, d) για δυο σετ δεδομένων

Η παραπάνω προσέγγιση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ημι-αυτόματη τμηματοποίηση των πρόσθιων δοντιών σε δεδομένα από CBCT. Έγινε σύγκρισή της με άλλες μεθόδους και υπήρχε βελτίωση στα αποτελέσματα. Ένας περιορισμός της μεθόδου αυτής είναι ότι ο καθορισμός του σχήματος για τους περιορισμούς γίνεται με χειροκίνητο τρόπο και γι' αυτό εξαρτάται πολύ από την ποιότητα της αρχικής εικόνας. Η μέθοδος αυτή μπορεί να μη λειτουργήσει για εικόνες με πολύ θόρυβο, για παράδειγμα σε περίπτωση που η δόση της ακτινοβολίας είναι πολύ χαμηλή.

*Κεφάλαιο 4: Σύγκριση Τεχνικών
Τμηματοποίησης 3D Οδοντιατρικών
Δεδομένων Τομογραφίας*

4.1 Σκοπός κεφαλαίου

Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιαστούν οι τεχνικές που επιλέχτηκαν στα πλαίσια της παρούσας εργασίας. Στη συνέχεια θα γίνει περιγραφή της διαδικασίας εφαρμογής και σύγκριση των τεχνικών αυτών.

4.2 Σύγκριση Τεχνικών Τμηματοποίησης 3D δεδομένων Υπολογιστικής Τομογραφίας.

4.2.1 Εισαγωγή

Στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής υλοποιήθηκε πρόγραμμα που βασίζεται στην ITK (Insight Segmentation and Registration Toolkit). Η ITK είναι μια βιβλιοθήκη ανοιχτού κώδικα που βασίζεται στη C++ και χρησιμοποιείται στην τμηματοποίηση και ευθυγράμμιση. Όπως περιγράφηκε και παραπάνω η τμηματοποίηση είναι μια διαδικασία αναγνώρισης και ταξινόμησης δεδομένων. Τα δεδομένα που χρησιμοποιούνται συνήθως είναι από υπολογιστικές ή μαγνητικές τομογραφίες. Ευθυγράμμιση είναι η ανάπτυξης συσχέτισης μεταξύ των δεδομένων. Για παράδειγμα μια υπολογιστική τομογραφία μπορεί να ευθυγραμμιστεί με μια μαγνητική τομογραφία με στόχο τον συνδυασμό των πληροφοριών που έχει η καθεμία.

Στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής έγινε επιλογή μερικών φίλτρων τμηματοποίησης τα οποία εφαρμόστηκαν σε δεδομένα υπολογιστικής τομογραφίας στην περιοχή της κεφαλής. Στόχος είναι η επαλήθευση του εάν τα φίλτρα αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εξαγωγή της επιθυμητής περιοχής ενδιαφέροντος, στην περίπτωση μας τα δόντια, και στη συνέχεια ο καθορισμός του εύρους τιμών των παραμέτρων για το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα.

4.2.2 Είδη φίλτρων

Τα φίλτρα τμηματοποίησης της ITK χωρίζονται σε τέσσερις κατηγορίες, ανάλογα με τον τρόπο με τον οποίο γίνεται η επιλογή εάν ένα σημείο ανήκει ή όχι στην περιοχή ενδιαφέροντος. Με αυτή την λογική διαχωρισμού έχουμε τις εξής κατηγορίες

- Intensity-Based Image Segmentation Filters
 - Pixel Classification Filters
 - Watershed-based Segmentation Filters
- Region-Based Segmentation Filters
 - Fuzzy Connectedness-based Segmentation Filters
 - Region Growing Filters
 - Markov Random Field-based Filters
- Model-Based Image Segmentation Filters
 - Mesh Segmentation Filters
 - Level Set-Based Segmentation Filters
- Hybrid Segmentation Filters

Intensity-Based Image Segmentation Filters:

Τα φίλτρα που ανήκουν σε αυτή την κατηγορία χρησιμοποιούν τις τιμές έντασης των εικονοστοιχείων της εικόνας για την τμηματοποίησή της. Συνήθως η χωρική συνεκτικότητα δεν λαμβάνεται υπόψη. Τα φίλτρα αυτής της κατηγορίας χωρίζονται σε δύο επιμέρους κατηγορίες ανάλογα με το είδος του αλγόριθμου που χρησιμοποιούν.

Pixel Classification Filters: Τα φίλτρα αυτά χρησιμοποιούν αλγόριθμους στατιστικής ταξινόμησης για να αναθέσουν σε κάθε εικονοστοιχείο της εικόνας μια ετικέτα. Οι αλγόριθμοι κατάταξης μπορεί να είναι επιτηρούμενοι όταν υπάρχουν δεδομένα εκμάθησης είτε μη επιτηρούμενοι σε περίπτωση που δεν υπάρχουν τέτοια δεδομένα.

Watershed-based Segmentation Filters: Αυτά τα φίλτρα τμηματοποιούν την εικόνα με βάση τον αλγόριθμο watershed.

Region-Based Segmentation Filters:

Τα φίλτρα που ανήκουν σε αυτή την κατηγορία τμηματοποιούν την εικόνα με βάση την ομοιότητα της έντασης μεταξύ χωρικά γειτονικών εικονοστοιχείων.

Region Growing Filters: Στα φίλτρα της κατηγορίας αυτής, γίνεται εκκίνηση αρκετών μικρών περιοχών και στη συνέχεια γίνεται η συγχώνευσή τους με βάση ένα ορισμένο κριτήριο ομοιότητας έντασης εικονοστοιχείων. Στην ΙΤΚ περιλαμβάνονται αλγόριθμοι, όπου τα κριτήρια ομοιότητας βασίζονται είτε στην ένταση είτε στα άκρα.

Fuzzy Connectedness-based Segmentation Filters: Τα φίλτρα αυτά τμηματοποιούν την εικόνα βασισμένη σε αρχές ασαφούς συνδεσιμότητας. Συνήθως ξεκινάει από ένα ή περισσότερα σημεία εκκίνησης και αναπτύσσεται γύρω από αυτά με βάση την ασαφή συγγένεια.

Markov Random Field-based Filters: Τα φίλτρα αυτά θεωρούν ότι η ρηματοποιημένη εικόνα είναι μαρκοβιανή, δηλαδή ότι τα γειτονικά εικονοστοιχεία είναι πιθανόν να ανήκουν στην ίδια κλάση. Αυτές οι μέθοδοι συνήθως συνδυάζουν φίλτρα που βασίζονται στην ένταση με μοντέλα MRF γνωστά και ως μοντέλα Gibbs.

Model-Based Image Segmentation Filters:

Τα φίλτρα αυτά τμηματοποιούν μια εικόνα ξεκινώντας με ένα μοντέλο και στη συνέχεια το ενημερώνουν με βάση χαρακτηριστικά της εικόνας και οι ενημερώσεις συνήθως περιορίζονται από την εκ των προτέρων γνώση των μοντέλων.

Mesh Segmentation Filters: Οι αλγόριθμοι αυτοί χρησιμοποιούν πλέγματα για την ενημέρωση του μοντέλου με βάση τα χαρακτηριστικά της εικόνας.

Level Set-Based Segmentation Filters: Οι αλγόριθμοι αυτοί αντιπροσωπεύουν μοντέλα με την χρήση συνόλων επιπέδων και ενημερώνουν τα μοντέλα με βάση τα χαρακτηριστικά της εικόνας.

Υβριδικά φίλτρα τμηματοποίησης:

Τα υβριδικά φίλτρα είναι συνδυασμός μεταξύ φίλτρων που ανήκουν σε διαφορετικές κατηγορίες και δεν χωρίζονται σε υποκατηγορίες. Δεν επιλέχθηκε κάποιο φίλτρο από αυτή την κατηγορία γιατί είχαν εφαρμογή μόνο σε δισδιάστατα δεδομένα.

4.2.3 Επιλεγμένα φίλτρα

Τα φίλτρα που επιλέχθηκαν στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής παρουσιάζονται παρακάτω.

- Intensity-Based Image Segmentation Filters
 - Watershed-based Segmentation Filters
 - Watershed Image Filter
- Region-Based Segmentation Filters
 - Region Growing Filters
 - Neighborhood Connected Image Filter
 - Connected Threshold Image Filter
 - Markov Random Field-based Filters
 - MRF Image Filter
- Model-Based Image Segmentation Filters
 - Level Set-Based Segmentation Filters
 - Fast Marching Image Filter
 - Curves Level Set Image Filter

4.2.3.1 Neighborhood Connected Image Filter/Connected Threshold Image Filter

Το φίλτρο αυτό ξεκινάει από ένα σημείο “σπόρο” (seed) και ελέγχει τις γειτονικές τιμές και δέχεται ένα εικονοστοιχείο στην περιοχή ενδιαφέροντος ανάλογα με την έντασή του, ελέγχοντας αν ανήκει σε ένα εύρος το οποίο καθορίζεται από τον χρήστη. Το εύρος ορίζεται από το άνω και κάτω κατώφλι (upper, lower threshold) τα οποία και αποτελούν τις δυο παραμέτρους που με τον έλεγχο του χρήστη επηρεάζουν το αποτέλεσμα της τμηματοποίησης.

Η Connected Image Filter ελέγχει μόνο το εκάστοτε εικονοστοιχείο που είναι προς έλεγχο. Αντίθετα η Neighborhood Connected Image Filter λαμβάνει υπόψη και μια γειτονιά η οποία ορίζεται και αυτή από τον χρήστη. Με αυτόν τον τρόπο ένα σημείο ανήκει στην περιοχή ενδιαφέροντος εάν όλη του η γειτονιά ανήκει στο προκαθορισμένο εύρος. Η γειτονιά ορίζεται μέσω της μιας ακτίνας που καθορίζει το μέγεθός της. Για παράδειγμα, σε μια δισδιάστατη εικόνα με ακτίνα 2, η γειτονιά αποτελείται από 5x5 εικονοστοιχεία ενώ σε τρισδιάστατα δεδομένα 5x5x5.

Η διαφορά σε αυτά τα δύο φίλτρα, η εξέταση δηλαδή μιας γειτονιάς και της τρέχουσας έντασης του εικονοστοιχείου είναι ότι οι μικρές δομές είναι λιγότερο πιθανό να γίνουν αποδεκτές στην περιοχή όταν λαμβάνεται υπόψη και η γύρω περιοχή του εικονοστοιχείου.

Το άνω και κάτω κατώφλι ελέγχουν την ένταση του σημείου στην περιοχή ενδιαφέροντος. Ένα μικρό εύρος δεν θα επιτρέψει στην περιοχή να αναπτυχθεί ενώ αντίθετα ένα μεγάλο εύρος θα οδηγήσει όλη η εικόνα να είναι μέρος της περιοχής ενδιαφέροντος.

Φυσικά είναι πολύ σημαντική η σωστή επιλογή του αρχικού σημείου - σπόρου.

4.2.3.2 Fast Marching Image Filter

Το φίλτρο αυτό λύνει μια εξίσωση ταχύτητας. Στην προκειμένη περίπτωση ο όρος της ταχύτητας στην διαφορική εξίσωση αναμένεται να δοθεί ως είσοδος σε μορφή εικόνας. Συνήθως η είσοδος είναι αποτέλεσμα εφαρμογής συνάρτησης του μεγέθους κλίσης στην ζητούμενη εικόνα.

Η επιλογή του τρόπου υπολογισμού της συνάρτησης πρέπει να είναι τέτοια ώστε η ταχύτητα διάδοσης του περιγράμματος να είναι χαμηλή στις περιοχές με υψηλή κλίση και υψηλή σε περιοχές με χαμηλή κλίση. Αυτός ο σχεδιασμός έχει ως αποτέλεσμα τη διάδοση του περιγράμματος μέχρι το όριο της δομής και στη συνέχεια την ελάττωση της ταχύτητας μετά τα όρια.

Η εφαρμογή φίλτρου κατωφλίωσης στην εικόνα εξόδου είναι ισοδύναμο με τη λήψη ενός στιγμιότυπου του περιγράμματος σε μια συγκεκριμένη χρονική στιγμή κατά την εξέλιξή του. Αναμένεται ότι ο χρόνος που θα χρειαστεί μέχρι το περίγραμμα να ξεπεράσει τα όρια της δομής είναι σχετικά μεγάλος. Η τμηματοποίηση πραγματοποιείται με τον εντοπισμό ενός χρονικού εύρους όπου το περίγραμμα ήταν περιορισμένο για πολλή ώρα σε μια περιοχή.

Το αποτέλεσμα της τμηματοποίησης ελέγχεται από τον χρήστη με τις εξής παραμέτρους:

Το σ (sigma), α (alpha), β (beta), αρχικό σημείο – σπόρο (seed), κατώφλι (threshold), όπου η καθεμία από αυτές επηρεάζει ένα διαφορετικό στάδιο της όλης ροής της μεθόδου.

4.2.3.3 Curves Level Set Image Filter

Το φίλτρο αυτό δημιουργεί ένα αρχικό περίγραμμα το οποίο διαδίδεται προς τα έξω (ή προς τα μέσα) μέχρι να συμπέσει με τα όρια της δομής που μας ενδιαφέρει. Αυτό επιτυγχάνεται με την χρήση μιας συνάρτησης ταχύτητας επιπέδου που βασίζεται σε χάρτη δυναμικού που παρέχει ο χρήστης.

Απαιτούνται δύο είσοδοι για αυτό το φίλτρο. Η πρώτη είσοδος είναι το αρχικό περίγραμμα/επιφάνεια το οποίο δεν είναι απαραίτητο να περικλείεται από τη δομή που θέλουμε να τμηματοποιήσουμε, αλλά μπορεί υπάρχουν και επικαλύψεις.

Η δεύτερη είσοδος είναι η εικόνα που έχει υποστεί προεπεξεργασία. Για αυτό το φίλτρο η είσοδος πρέπει να είναι ένας χάρτης δυναμικού άκρων. Τα γενικά χαρακτηριστικά της εικόνας είναι τα εξής: Πρέπει οι τιμές της έντασης στα άκρα να πλησιάζουν στο μηδέν ενώ στο εσωτερικό των δομών να είναι κοντά στο ένα. Συνήθως ο χάρτης υπολογίζεται από την κλίση της εικόνας.

Το αποτέλεσμα της τμηματοποίησης ελέγχεται από τον χρήστη με τις εξής παραμέτρους:

Το σ (sigma), α (alpha), β (beta), αρχικό σημείο – σπόρο (seed), κλίμακα διάδοσης (propagation scaling), εκ των οποίων η καθεμία επηρεάζει ένα διαφορετικό στάδιο της όλης ροής του φίλτρου.

4.2.3.4 Watershed

Αυτό το φίλτρο εφαρμόζει μια έκδοση ενός αλγορίθμου τμηματοποίησης που είναι γνωστός ως watershed. Παίρνει το όνομά του από τον τρόπο με τον οποίο ο αλγόριθμος τμηματοποιεί τις περιοχές σε “λεκάνες απορροής”. Αν μια συνάρτηση f είναι μια συνεχής συνάρτηση ύψους ορισμένη στο πεδίο μιας εικόνας, τότε μια λεκάνη απορροής ορίζεται ως το σύνολο των σημείων των οποίων οι διαδρομές με απότομη κάθοδο τερματίζουν στο ίδιο τοπικό ελάχιστο της f .

Η επιλογή της συνάρτησης ύψους εξαρτάται από την εφαρμογή και ο αλγόριθμος λειτουργεί ανεξάρτητα από την επιλογή αυτή. Για δεδομένα εικόνων έντασης, συνηθίζεται να χρησιμοποιείται κάποιο είδος υπολογισμού κλίσης.

Ο αλγόριθμος πραγματοποιείται σε στάδια. Γίνεται μια αρχική ταξινόμηση όλων των σημείων της εικόνας σε περιοχές συνδυάζοντας τη διαδρομή με την μεγαλύτερη κλίση με το τοπικό ελάχιστο. Αναλύονται οι γειτονικές περιοχές και τα όρια τους σύμφωνα με κάποιο κριτήριο (για παράδειγμα ελάχιστο όριο ύψους) για να ελεγχθεί αν πρέπει αυτές να συγχωνευτούν. Οι συγχωνεύσεις γίνονται σε διαφορετικές τιμές του εκάστοτε κριτηρίου.

Τα συλλογικό σύνολο όλων των πιθανών συγχωνεύσεων για μια συγκεκριμένη τιμή του επιλεγμένου κριτηρίου ονομάζεται δέντρο συγχώνευσης. Όσο αυξάνεται το επίπεδο τα όρια μεταξύ των τμημάτων διαβρώνονται και τα τμήματα αυτά συγχωνεύονται. Η ελάχιστη τιμή είναι μηδέν και η μέγιστη είναι η διαφορά μεταξύ της υψηλότερης και της χαμηλότερης τιμής στην εικόνα εισόδου.

Στο συγκεκριμένο φίλτρο δύο παράμετροι ελέγχουν την έξοδο αυτού του φίλτρου, το κατώφλι και το επίπεδο (Threshold, Level). Και οι δύο είναι ποσοστιαίες μονάδες της μέγιστης τιμής ύψους στην είσοδο.

Το κατώφλι χρησιμοποιείται για τον καθορισμό της απόλυτης ελάχιστης τιμής που χρησιμοποιείται κατά τη διάρκεια της διεργασίας. Η αύξηση του κατωφλίου μειώνει αποτελεσματικά τον αριθμό των τοπικών ελαχίστων, με αποτέλεσμα μια αρχική τμηματοποίηση με λιγότερες περιοχές. Ο λόγος εξαίρεσης των τοπικών ελαχίστων είναι η υπόθεση ότι οι αβαθείς περιοχές που εξαιρεί η κατωφλίωση δεν είναι χαμηλού ενδιαφέροντος.

Το επίπεδο ελέγχει την συγχώνευση των αρχικών τμημάτων. Η αυξομείωση αυτής της παραμέτρου επηρεάζει τον αριθμό των τμημάτων που θα συγχωνευτούν για να παράξουν το τελικό αποτέλεσμα. Οι τιμές που μπορεί να πάρει είναι από μηδέν έως ένα που αντιστοιχούν στο 0 και στο 100% της μέγιστης τιμής στην εικόνα αντίστοιχα. Η τιμή μηδέν αντιστοιχεί στην αρχική τμηματοποίηση που κατά κύριο λόγο οι εικόνες σε αυτή την περίπτωση είναι υπερτμηματοποιημένες. Συνήθως οι τιμές που μας ενδιαφέρουν είναι χαμηλές (λιγότερο από 40% ή 0.4) αφού οι υψηλότερες τιμές οδηγούν στην υποτμηματοποίηση της εικόνας.

Να σημειωθεί ότι το στάδιο της προεπεξεργασίας είναι ιδιαίτερα σημαντικό και επηρεάζει πολύ την ποιότητα των αποτελεσμάτων. Συνήθως τα καλύτερα αποτελέσματα λαμβάνονται με προεπεξεργασία της εικόνας με φίλτρα διατήρησης άκρων. Όσον αφορά την συνάρτηση ύψους θα πρέπει να δημιουργείται έτσι ώστε οι υψηλότερες θετικές τιμές να αντιστοιχούν στα όρια των αντικειμένων.

Η επιλογή των τιμών των παραμέτρων γίνεται με την διαδικασία δοκιμής και σφάλματος. Η παράμετρος κατωφλίου μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο της υπερτμηματοποίησης της απεικόνισης. Η αύξηση του κατωφλίου γενικά μειώνει τον χρόνο εκτέλεσης και παράγει αποτελέσματα με λιγότερες και μεγαλύτερες περιοχές.

4.2.3.5 MRF Image Filter

Το φίλτρο αυτό χρησιμοποιεί τα μαρκοβιανά τυχαία πεδία για να ταξινομήσει τα εικονοστοιχεία ενός σετ δεδομένων. Τα μαρκοβιανά τυχαία πεδία είναι πιθανοτικά μοντέλα που χρησιμοποιούν τη συσχέτιση μεταξύ των εικονοστοιχείων μιας γειτονιάς για τον καθορισμό της περιοχής ενός αντικειμένου. Αυτή η υλοποίηση χρησιμοποιεί τις μέγιστες εκ των προτέρων εκτιμήσεις για τη μοντελοποίηση του MRF.

Διατρέχεται όλο το σύνολο δεδομένων και χρησιμοποιείται το μοντέλο που παράγεται από τον ταξινομητή απόστασης για να υπολογιστεί η απόσταση μεταξύ κάθε εικονοστοιχείου στο σύνολο δεδομένων σε ένα σύνολο γνωστών τάξεων, και ενημερώνει τις αποστάσεις αξιολογώντας την επίδραση των γνωστών εικονοστοιχείων του (βάσει του μοντέλου MRF) και τέλος ταξινομεί το κάθε εικονοστοιχείο στην κλάση που έχει τη μικρότερη απόσταση από το εικονοστοιχείο.

Για το φίλτρο αυτό, είναι απαραίτητη μια αρχικοποιημένη εικόνα ετικετών. Είναι σημαντικό ο αριθμός των κλάσεων που πρόκειται να χρησιμοποιηθούν να είναι καθορισμένος πριν από την εκτέλεση του ταξινομητή.

Η επίδραση μια γειτονιάς σε μια δεδομένη ταξινόμηση των εικονοστοιχείων υπολογίζεται υπολογίζοντας ένα σταθμισμένο άθροισμα του αριθμού των κλάσεων σε μια τρισδιάστατη γειτονιά. Η βασική ιδέα της επιρροής αυτής είναι ότι εάν ένας μεγάλος αριθμός εικονοστοιχείων ανήκουν σε μια κλάση, το εξεταζόμενο εικονοστοιχείο είναι πιθανόν να ανήκει σε αυτή τη κλάση.

Οι διαστάσεις της γειτονιάς είναι ίδιες με τις διαστάσεις της εικόνας εισόδου, και οι τιμές των παραμέτρων στάθμισης καθορίζονται είτε από το χρήστη είτε από την παράμετρο beta matrix. Η γειτονιά ορίζεται από το χρήστη με τον ορισμό της ακτίνας γειτονιάς. Να σημειωθεί ότι πρέπει το μέγεθος των παραμέτρων στάθμισης και της γειτονιάς να ταιριάζουν.

Σε κάθε επανάληψη, ο αλγόριθμος διατρέχει κάθε εικονοστοιχείο με τη σειρά και καθορίζει αν θα ενημερώσει την ταξινόμησή του υπολογίζοντας την επίδραση της ταξινόμησης των γειτονικών εικονοστοιχείων. Σε κάθε επανάληψη μετά την πρώτη, γίνεται επανεξέταση της ταξινόμησης του εικονοστοιχείου μόνο εφόσον έχει αλλάξει η ταξινόμηση κάποιου γειτονικού στην προηγούμενη επανάληψη. Η ταξινόμηση συνεχίζεται έως ότου το σφάλμα φτάσει κάτω από το επιλεγμένο όριο ή υπερβεί τον μέγιστο καθορισμένο αριθμό επαναλήψεων.

4.3 Εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν

Η τροποποίηση και η εκτέλεση του κώδικα, μετά από λήψη των απαραίτητων βιβλιοθηκών της ΙΤΚ, έχει γίνει σε περιβάλλον Linux Debian με την χρήση του KDevelop. Επικουρικά χρησιμοποιήθηκε το ImageJ, ένα πρόγραμμα ανάλυσης και επεξεργασίας εικόνων.

Το ImageJ χρησιμοποιήθηκε για την προβολή αρχείων τύπου DICOM. Η εμφάνιση των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν έγινε με τη μορφή δισδιάστατων τομών.

Με τη βοήθεια εργαλείων του προγράμματος αυτού έγινε η επιλογή των συντεταγμένων των σπόρων και η εκτίμηση πιθανών τιμών κάποιων παραμέτρων. Επίσης γινόταν εμφάνιση του τελικού αποτελέσματος αλλά και των ενδιάμεσων σταδίων για την εκτίμηση της αποτελεσματικότητας του φίλτρου και των παραμέτρων.

Παρακάτω θα γίνει παρουσίαση της διαδικασίας ελέγχου των φίλτρων και των αποτελεσμάτων για το κάθε φίλτρο. Να σημειωθεί ότι υπάρχουν και άλλες παράμετροι, σε κάθε επιμέρους στάδιο του

φίλτρου που μπορούν να επηρεάσουν το τελικό αποτέλεσμα, οι οποίες στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής έχουν διατηρηθεί σταθερές για την καλύτερη εξέταση των βασικών παραμέτρων.

Οι μέθοδοι που επιλέχθηκαν μπορούν να χωριστούν σε δύο ευρύτερες κατηγορίες.

- Αυτές στις οποίες επιλέγεται ένα σημείο από την περιοχή ενδιαφέροντος με σκοπό την τμηματοποίηση συγκεκριμένης περιοχής.
- Αυτές που χωρίζουν ολόκληρη την απεικόνιση σε περιοχές και δεν μπορεί να γίνει στοχευμένη τμηματοποίηση

Στην πρώτη κατηγορία ανήκουν τα εξής φίλτρα:

- Neighborhood Connected Image Filter
- Connected Threshold Image Filter
- Fast Marching Image Filter
- Curves Level Set Image Filter

Ενώ στη δεύτερη:

- MRF Image Filter
- Watershed Image Filter

Για λόγους ευκολίας στην εκτέλεση και τη σύγκριση των τεχνικών θα αναλυθεί ένα συγκεκριμένο σετ δεδομένων και όπου απαιτείται εισαγωγή αρχικού σημείου και είναι δυνατή η στοχευμένη τμηματοποίηση αυτό θα είναι κοινό για όλες τις τεχνικές.

4.4 Εφαρμογή των φίλτρων

Στη συνέχεια θα περιγραφεί η εφαρμογή των φίλτρων στα δεδομένα. Αρχικά θα παρουσιαστούν τα φίλτρα της πρώτης κατηγορίας και στη συνέχεια της δεύτερης.

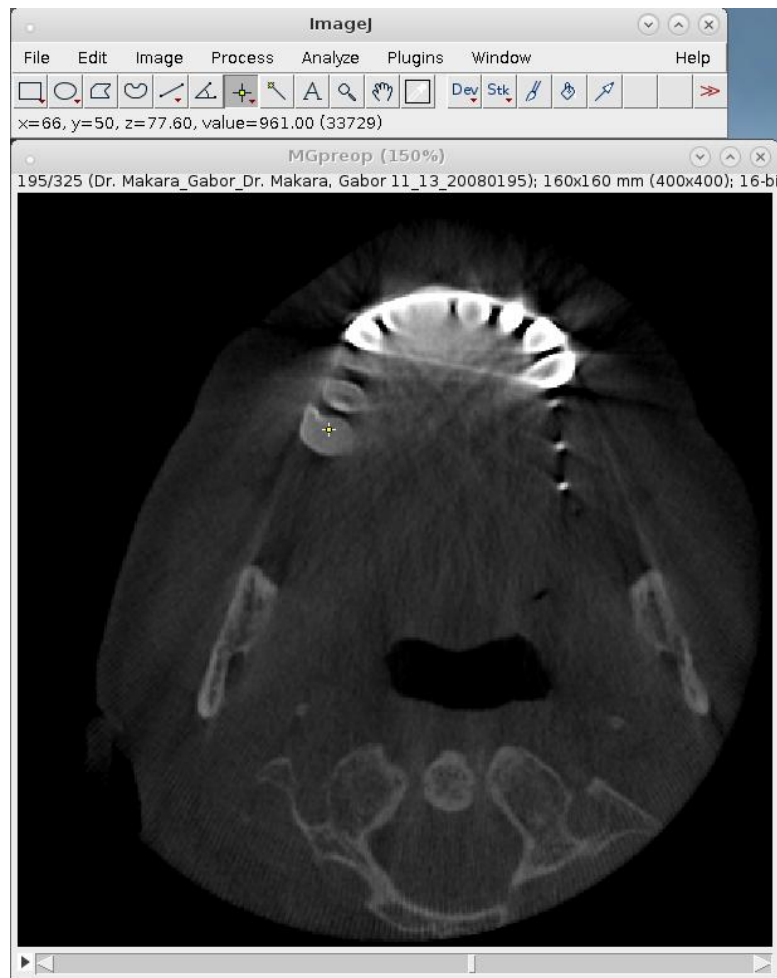
4.4.1 Στοχευμένη τμηματοποίηση

Στη στοχευμένη τμηματοποίηση γίνεται επιλογή ενός σπόρου, με την βοήθεια του οποίου γίνεται η επιλογή του σημείου ενδιαφέροντος. Η διαδικασία επιλογής είναι κοινή για όλα τα φίλτρα της κατηγορίας αυτής.

Αρχικά γίνεται η εμφάνιση ενός σετ δεδομένων με χρήση του ImageJ. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, η εμφάνιση γίνεται με τη μορφή μια σειράς δισδιάστατων τομών. Γίνεται η επιλογή μια τομής και στη συνέχεια ενός σημείου αυτής της τομής. Το δόντι που επιλέχτηκε αρχικά, είναι ένα δόντι το οποίο είναι χώρια από τα υπόλοιπα και δεν υπάρχει επαφή με άλλο δόντι, πράγμα που μπορεί να δυσκολέψει πολύ τη τμηματοποίησή του.

Οι συντεταγμένες αυτού του δοντιού στο ImageJ παρουσιάζονται σε μορφή χιλιοστών (mm) και θα πρέπει να γίνει η μετατροπή τους σε εικονοστοιχεία (pixel). Όπως φαίνεται και στην παρακάτω εικόνα οι συντεταγμένες του σημείου είναι (66, 50, 77.60) και οι διαστάσεις της δισδιάστατης εικόνας είναι 160x160 mm (400x400 pixel) Πολύ απλά μετατρέπουμε τις συντεταγμένες σε pixel με την βοήθεια του excel.

Σημειώνεται ότι στο ImageJ εμφανίζεται και η τιμή έντασης του κάθε εικονοστοιχείου.



Σχήμα 20. Επιλογή σπόρου με χρήση του ImageJ

	Pixel	mm	
	400	160	
	Pixel/mm	Co-Ords (mm)	Co-Ords (pixel)
x	2.5	66	165
y	2.5	50	125
z	2.5	78	195

Πίνακας 4.1 Παράδειγμα μετατροπής συντεταγμένων

Αξίζει να σημειωθεί ο τρόπος που απαριθμεί το ImageJ τις τομές, και κατ' επέκταση τη συντεταγμένη z είναι διαφορετικός από αυτόν του προγράμματος, με αποτέλεσμα να υπάρχει η υποψία ότι δεν δουλεύουν τα φίλτρα σε αυτού του είδους τα δεδομένα. Στην πραγματικότητα το πρόγραμμα αντιλαμβάνονταν αντεστραμμένη τη συντεταγμένη z και γι' αυτό τα αποτελέσματα ήταν μη αναμενόμενα. Για να λυθεί το ζήτημα αυτό, αμέσως μετά την εισαγωγή των συντεταγμένων γίνεται υπολογισμός του καινούριου $Z' = Z_0 - Z$ όπου Z_0 το σύνολο των τομών και κατ' επέκταση το σύνολο των εικονοστοιχείων στον άξονα zz' και Z εισαγόμενη από το χρήστη συντεταγμένη.

4.4.1.1 Neighborhood Connected Image Filter/Connected Threshold Image Filter

Οι δύο αυτές τεχνικές θα παρουσιαστούν μαζί διότι πρακτικά είναι το ίδιο φίλτρο και η διαδικασία που ακολουθήθηκε ήταν πανομοιότυπη. Αυτό που αλλάζει είναι μια ρύθμιση που αφορά την ακτίνα που ορίζει τη γειτονιά του εικονοστοιχείου.

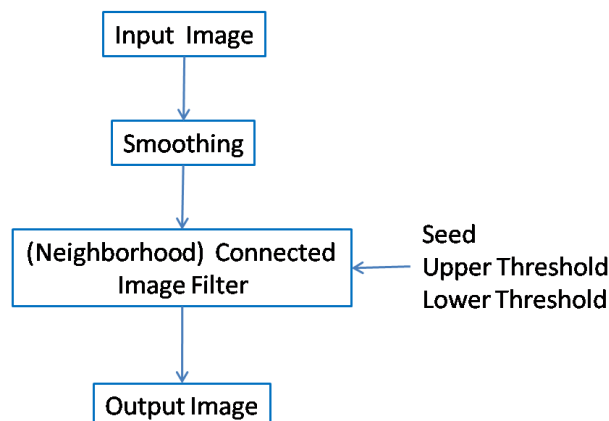
Γενικά όσον αφορά το συγκεκριμένο φίλτρο, όπως έχει περιγραφεί στο προηγούμενο κεφάλαιο, οι βασικές παράμετροι που ελέγχουν το αποτέλεσμα είναι το άνω και κάτω κατώφλι και το σημείο εκκίνησης.

Ύστερα από ανάλυση της απεικόνισης με το ImageJ και επιλογή του επιθυμητού σημείου έχουμε τις παρακάτω παραδοχές και υποθέσεις.

- Το σημείο εκκίνησης ανήκει πάντα στην περιοχή ενδιαφέροντος καθώς δε γίνεται τυχαία η επιλογή του.
- Η περιοχή ενδιαφέροντος, τα δόντια στην συγκεκριμένη περίπτωση, λαμβάνει τις υψηλότερες τιμές έντασης συγκριτικά με τις υπόλοιπες δομές. Για αυτό δεν έχει νόημα να απορρίπτουμε κάποια εικονοστοιχεία που έχουν τιμή μεγαλύτερη από κάποιο άνω κατώφλι. Τα σημεία αυτά εφόσον είναι γειτονικά στο σπόρο σίγουρα θα ανήκουν στην περιοχή ενδιαφέροντος. Για αυτό θα θεωρήσουμε το άνω κατώφλι σταθερό και μεγαλύτερο από την μέγιστη τιμή που υπάρχει στα δεδομένα.
- Μόνο το κάτω κατώφλι επηρεάζει το αποτέλεσμα του φίλτρου. Όλες οι υπόλοιποι παράμετροι μικρότερης σημασίας διατηρούνται σταθερές
- Η ακτίνα που ορίζει τη γειτονιά στην Neighborhood Connected Image Filter έχει οριστεί σταθερή και ίση με 2

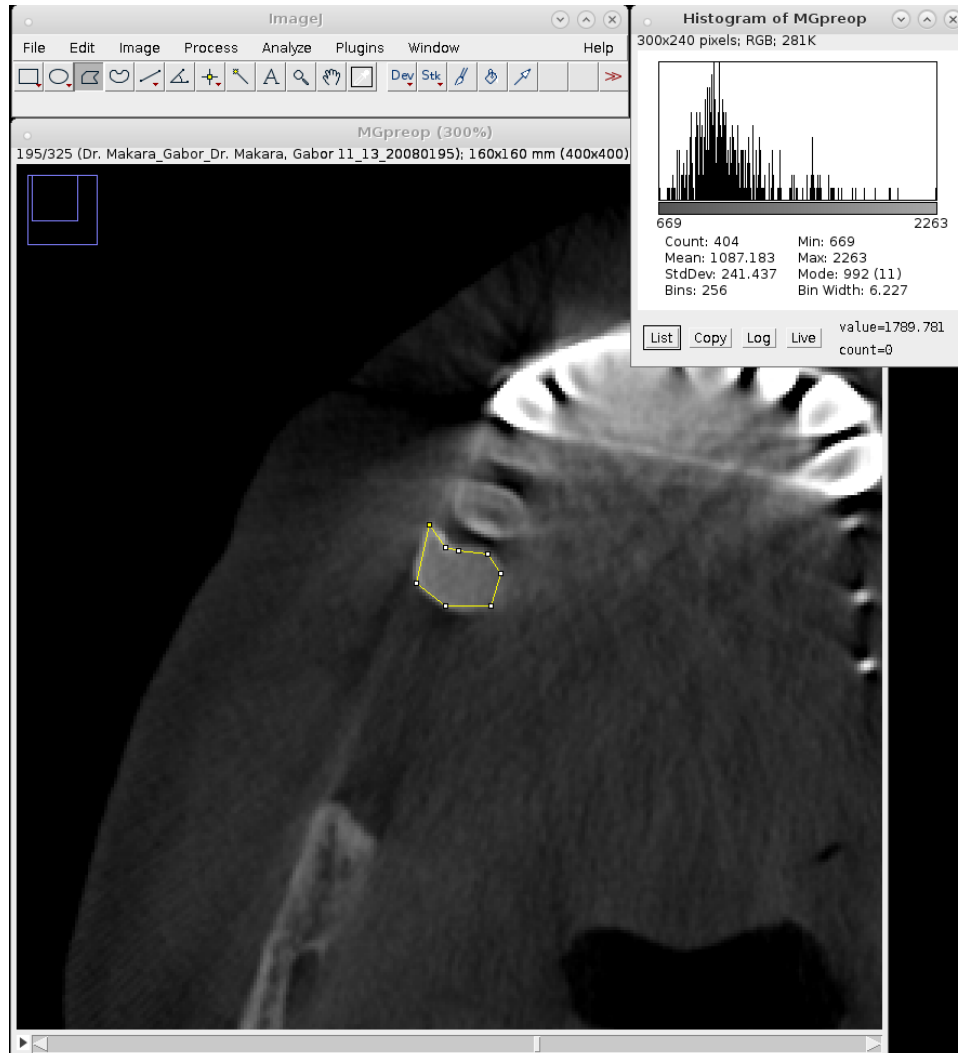
Παρακάτω φαίνεται το διάγραμμα ροής των δύο φίλτρων, το οποίο είναι αρκετά πιο απλό από τα επόμενα. Το φίλτρο δέχεται ως είσοδο την απεικόνιση και πριν εφαρμοστεί το βασικό φίλτρο η εικόνα εξομαλύνεται. Αυτό γίνεται με ένα φίλτρο που διατηρεί τις ακμές και σκοπό έχει να κάνει τις περιοχές πιο ομοιογενείς.

Όπως περιγράφηκε και πριν από τις τρεις βασικές παραμέτρους, τον σπόρο, το άνω και το κάτω κατώφλι, λόγω των παραπάνω παραδοχών, θα κρατήσουμε μόνο τις δύο και θα διατηρήσουμε το άνω κατώφλι σταθερό. Παρόλα αυτά χάριν πληρότητας στο διάγραμμα ροής παρουσιάζονται όλες, καθώς για εφαρμογή σε άλλου είδους δεδομένα είναι πολύ πιθανό να χρησιμοποιηθεί και το άνω κατώφλι.



Σχήμα 21. Διάγραμμα ροής (Neighborhood) Connected Image Filter

Η επιλογή του σπόρου περιγράφηκε παραπάνω. Με τη βοήθεια του ImageJ και από το ιστόγραμμα της περιοχής του δοντιού επιλέχτηκε η αρχική τιμή του κάτω κατωφλίου για την έναρξη των δοκιμών. Από το ιστόγραμμα παρατηρούμε ότι η ελάχιστη τιμή έντασης στο επιλεγμένο δόντι είναι 669. Άρα η έναρξη δοκιμών θα γίνει για κάτω κατώφλι κοντά σε αυτές τις τιμές.



Σχήμα 22. Ιστόγραμμα περιοχής δοντιού

4.4.1.2 Fast Marching Image Filter

Όπως φαίνεται και στο παρακάτω διάγραμμα ροής, η τεχνική αυτή είναι αρκετά πιο περίπλοκη από την προηγούμενη. Καταρχάς αποτελείται από πολύ περισσότερα επίπεδα και επιπλέον έχει πολύ περισσότερες παραμέτρους που επηρεάζουν το αποτέλεσμα.

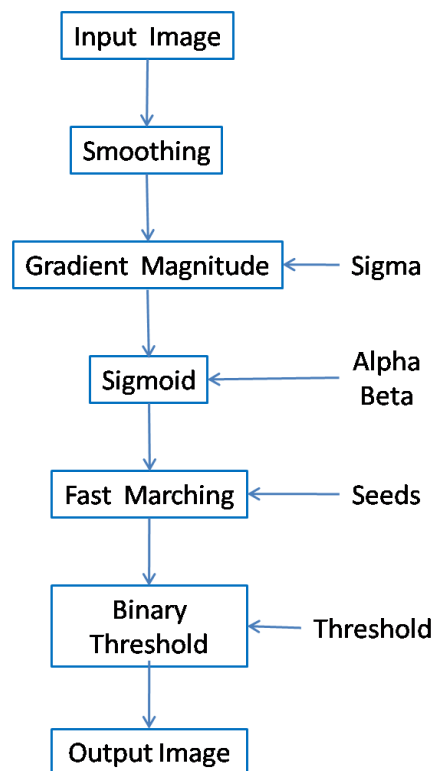
Οι παραδοχές και οι υποθέσεις για αυτό το φίλτρο είναι οι εξής:

- Το σημείο εκκίνησης ανήκει πάντα στην περιοχή ενδιαφέροντος καθώς δε γίνεται τυχαία η επιλογή του.
- Οι αλλαγή των τιμών των παραμέτρων ενός σταδίου δε επηρεάζει τα προηγούμενα στάδια.

Βάσει αυτών ακολουθήθηκε η παρακάτω λογική στις δοκιμές:

Γινόταν εμφάνιση του αποτελέσματος σε κάθε ενδιάμεσο στάδιο και εμφάνιση του αποτελέσματος με σκοπό την εύρεση της κατάλληλης τιμής πριν την συνέχεια στο επόμενο στάδιο. Η καταλληλότητα της τιμής κρινόταν με βάση το αποτέλεσμα συγκριτικά με αποτελέσματα της τεχνικής σε δισδιάστατες εικόνες από άλλες μελέτες.

Παρακάτω φαίνεται το διάγραμμα ροής του φίλτρου. Το φίλτρο δέχεται ως είσοδο την απεικόνιση η οποία ομοίως εξομαλύνεται. Αυτό γίνεται με ένα φίλτρο που διατηρεί τις ακμές και σκοπό έχει να κάνει τις περιοχές πιο ομοιογενείς. Ύστερα από δοκιμές και για καλύτερα αποτελέσματα μετά την εξομάλυνση με χειροκίνητο τρόπο, δηλαδή όχι με κάποιο φίλτρο αλλά διατρέχοντας όλα τα εικονοστοιχεία ένα προς ένα, μειώθηκαν οι τιμές που ήταν κάτω από ένα επίπεδο.



Σχήμα 23. Διάγραμμα ροής Fast Marching Image Filter

Η gradient magnitude υπολογίζει την κλίση σε κάθε σημείο. Η παράμετρος που ελέγχει αυτό το στάδιο είναι το sigma. Για το sigma δεν υπήρχε κάποιος ιδιαίτερος τρόπος εύρεσης της τιμής παραμέτρου για αυτό και η εύρεσή του έγινε πειραματικά, ξεκινώντας από μια τιμή που είχε χρησιμοποιηθεί σε παρόμοια δεδομένα και στη συνέχεια με βηματική αύξηση και μείωση της τιμής του.

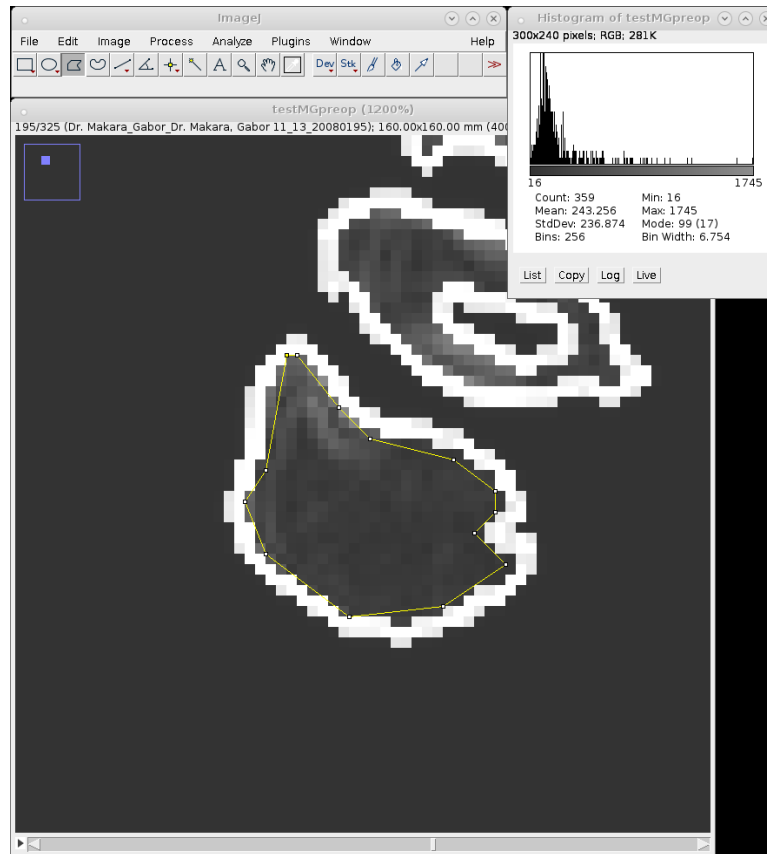
Στο επόμενο στάδιο, που εφαρμόζεται η sigmoid, είναι που πραγματοποιείται ο υπολογισμός της εξίσωσης ταχύτητας που θα χρησιμοποιηθεί ως είσοδος στο βασικό στάδιο του φίλτρου. Σε μια ιδανική περίπτωση, η τιμή της ταχύτητας πρέπει να είναι ένα στις ομοιογενείς περιοχές των ανατομικών δομών και να πηγαίνει με απότομα σε μηδέν γύρω από τις άκρες των δομών. Ο εμπειρικός κανόνας για τον ορισμό των δύο αυτών παραμέτρων σύμφωνα με την βιβλιογραφία είναι ο εξής:

$$\alpha = \frac{K_1 + K_2}{2}, \quad \beta = \frac{K_2 - K_1}{6}$$

Όπου K_1 Η ελάχιστη τιμή κατά μήκος του περιγράμματος της ανατομικής δομής που θέλουμε να τμηματοποιηθεί

και K_2 Η μέση τιμή της κλίσης στη μέση της δομής.

Σημειώνεται ότι οι παραπάνω υπολογισμοί γίνονται στην εικόνα που παράγεται από το στάδιο gradient magnitude.

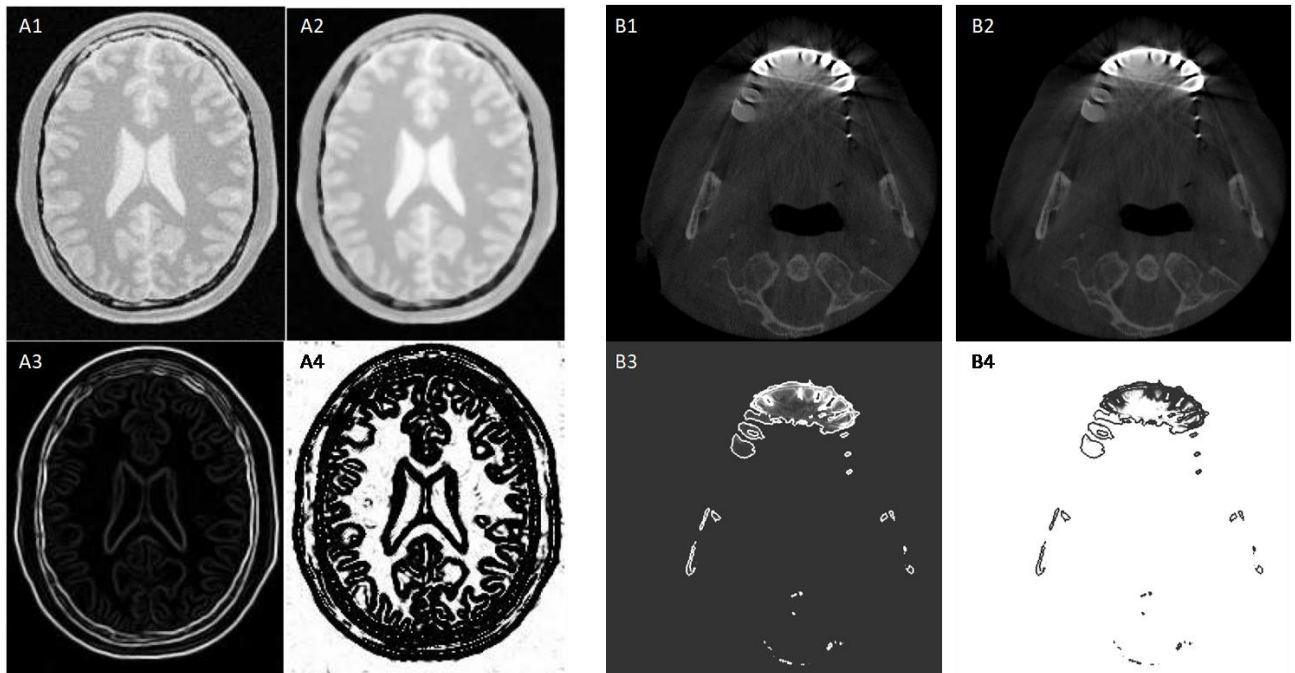


Σχήμα 24. Υπολογισμός $K_2 = 250$

Ο υπολογισμός του K_1 έγινε χειροκίνητα ελέγχοντας τις τιμές στο περίγραμμα της δομής. Στο συγκεκριμένο παράδειγμα υπολογίστηκε $K_2 = 250$ και $K_1 = 2250$ και με αυτές τις τιμές $\alpha = -250$ και $\beta = 1000$.

Σημειώνεται ότι ο υπολογισμός είναι προσεγγιστικός και οι τιμές χρησιμοποιήθηκαν ως αρχικές τιμές στις δοκιμές.

Παρακάτω παρουσιάζεται η σύγκριση των αποτελεσμάτων των επιμέρους σταδίων με αποτελέσματα άλλων δεδομένων.



Σχήμα 25. Σύγκριση αποτελεσμάτων. (1) αρχική εικόνα, (2) *smoothing*, (3) *gradient magnitude*, (4) *sigmoid*

Τα παραπάνω ήταν τα στάδια της προεπεξεργασίας για την εφαρμογή του βασικού φίλτρου. Το τελικό φίλτρο, *fast marching*, είναι που δέχεται ως είσοδο το σπόρο και λύνει την εξίσωση ταχύτητας που παράγουμε με την διαδικασία της προεπεξεργασίας και που στη συνέχεια μέσω της διαδικασίας της κατωφλίωσης παίρνουμε το τελικό αποτέλεσμα.

4.4.1.3 *Curves Level Set Image Filter*

Όπως φαίνεται και στο παρακάτω διάγραμμα ροής, η τεχνική αυτή μοιάζει αρκετά στην προηγούμενη, και μάλιστα η *fast marching* αποτελεί ένα από τα ενδιάμεσα στάδια της προεπεξεργασίας.

Οι παραδοχές και οι υποθέσεις για αυτό το φίλτρο είναι όμοιες με το προηγούμενο:

- Το σημείο εκκίνησης ανήκει πάντα στην περιοχή ενδιαφέροντος καθώς δε γίνεται τυχαία η επιλογή του.
- Οι αλλαγές τιμών των παραμέτρων ενός σταδίου δεν επηρεάζει τα προηγούμενα στάδια.

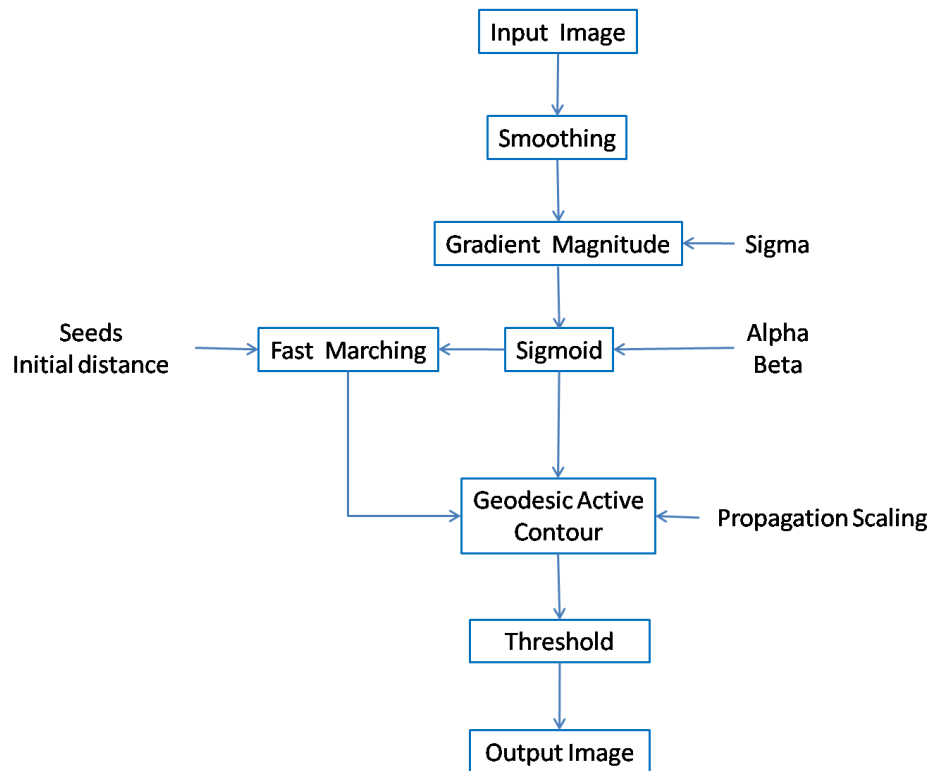
Όπως είναι αναμενόμενο και η λογική που ακολουθήθηκε στις δοκιμές, καθώς και οι αρχικές τιμές και ο τρόπος υπολογισμού των παραμέτρων ήταν ο ίδιος.

Γινόταν εμφάνιση του αποτελέσματος σε κάθε ενδιάμεσο στάδιο και εμφάνιση του αποτελέσματος με σκοπό την εύρεση της κατάλληλης τιμής πριν την συνέχεια στο επόμενο στάδιο. Η καταλληλότητα της τιμής κρινόταν με βάση το αποτέλεσμα συγκριτικά με αποτελέσματα τις τεχνικής σε δισδιάστατες εικόνες από άλλες μελέτες.

Παρακάτω φαίνεται το διάγραμμα ροής του φίλτρου. Το φίλτρο δέχεται ως είσοδο την απεικόνιση η οποία ομοίως εξομαλύνεται. Αυτό γίνεται με ένα φίλτρο που διατηρεί τις ακμές και σκοπό έχει να κάνει τις περιοχές πιο ομοιογενείς. Ύστερα από δοκιμές και για καλύτερα αποτελέσματα μετά την

εξομάλυνση με χειροκίνητο τρόπο, δηλαδή όχι με κάποιο φίλτρο αλλά διατρέχοντας όλα τα εικονοστοιχεία ένα προς ένα, μειώθηκαν οι τιμές που ήταν κάτω από ένα επίπεδο.

Η διαφορά μεταξύ των δύο φίλτρων έγκειται στο ότι σε αυτή την περίπτωση ηfast marching ελέγχεται από μια επιπλέον παράμετρο και το τελικό φίλτρο που εφαρμόζεται στην εικόνα παίρνει ως είσοδος δύο εικόνες, την έξοδο της fast marching και της sigmoid.



Σχήμα 26. Διάγραμμα ροής Curves Level Set Image Filter

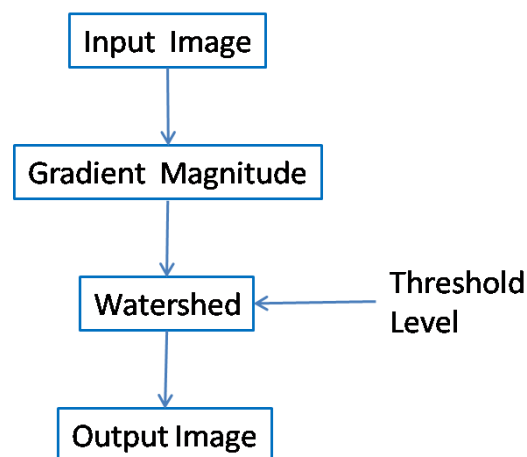
4.4.2 Μη στοχευμένη τμηματοποίηση

Ο τρόπος που λειτουργούν τα παρακάτω φίλτρα είναι αρκετά διαφορετικός από αυτά που περιγράφηκαν παραπάνω. Σε αντίθεση με τα παραπάνω φίλτρα, όπου παρόλο που η προεπεξεργασία γίνεται σε ολόκληρη την εικόνα, η τμηματοποίηση της επιθυμητής δομής ξεκινάει από ένα σημείο και με το που το φίλτρο θεωρήσει ότι έχει βρει το όριο σταματάει. Τα φίλτρα της κατηγορίας αυτής παίρνουν ως είσοδο μια τρισδιάστατη εικόνα και κάθε σημείο ταξινομείται σε μια περιοχή.

Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να μην μπορεί να γίνει με κάποιο τρόπο η επιλογή μια συγκεκριμένης δομής, αλλά θα τμηματοποιηθεί ολόκληρη η εικόνα.

4.4.2.1 Watershed

Παρακάτω φαίνεται το διάγραμμα ροής του φίλτρου. Το φίλτρο δέχεται ως είσοδο την απεικόνιση και πριν εφαρμοστεί το βασικό φίλτρο υπολογίζεται η κλίση του κάθε εικονοστοιχείου. Είναι το ίδιο φίλτρο που χρησιμοποιήθηκε και στις προηγούμενες περιπτώσεις και δέχεται τις ίδιες παραμέτρους με εκείνες, δηλαδή το σ . Στο φίλτρο όμως αυτό, το σ , διατηρήθηκε σταθερό και ίσο με την τιμή που παρουσίασαν τα βέλτιστα αποτελέσματα οι παραπάνω τεχνικές στις προηγούμενες περιπτώσεις για να μελετηθεί περισσότερο η επιρροή και το εύρος τιμών των δυο βασικών παραμέτρων που είναι το κατώφλι και το επίπεδο.



Σχήμα 27. Διάγραμμα ροής Watershed

Σύμφωνα με την βιβλιογραφία και οι δύο παράμετροι αποτελούν ποσοστά της μέγιστης τιμής οπότε η διακύμανσή τους θα είναι στο διάστημα $[0, 1]$ και θα είναι σχετικά μικρές. Βάση αυτής της πληροφορίας επιλέχτηκαν οι τιμές για τις δοκιμές αυτού του φίλτρου.

Να σημειωθεί επίσης ότι άλλη μια διαφορά αυτού του φίλτρου σε σχέση με όλα τα υπόλοιπα φίλτρα είναι ότι το αποτέλεσμα παρουσιάζεται σε RGB.

4.4.2.2 MRF Image Filter

Και αυτό το φίλτρο λειτουργεί πολύ διαφορετικά σε σχέση με τα υπόλοιπα. Το ίδιο το φίλτρο δέχεται ως είσοδο δυο εικόνες. Η έξοδος είναι μια εικόνα όπου κάθε στοιχείο έχει μια ετικέτα με την περιοχή στην οποία ανήκει. Η μια λοιπόν από τις δύο εικόνες που δέχεται ως είσοδο το φίλτρο είναι η εικόνα προς τμηματοποίηση και η δεύτερη η ίδια εικόνα στην οποία έχει γίνει ήδη μια αρχική ταξινόμηση των στοιχείων και ανάθεση ετικετών με την χρήση κάποιου ταξινομητή.

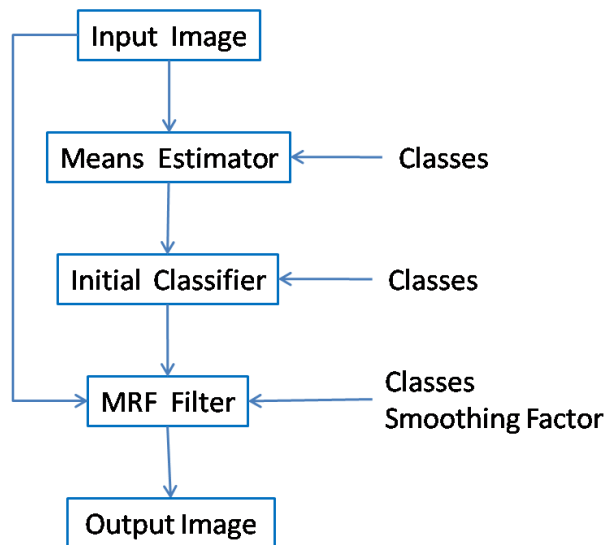
Ο ταξινομητής χρησιμοποιεί τις παραμέτρους στάθμισης που υπολογίζονται στο πρώτο στάδιο για να ολοκληρωθεί η αρχική ταξινόμηση του πρώτου επιπέδου.

Οι παράμετροι που επηρεάζουν το αποτέλεσμα είναι ο αριθμός των κλάσεων στις οποίες θέλουμε να χωρίσουμε την εικόνα και ο συντελεστής εξομάλυνσης. Πρέπει προφανώς ο αριθμός των κλάσεων να είναι ο ίδιος και για τα τρία ενδιάμεσα στάδια του φίλτρου. Η αρχική τιμή του συντελεστή εξομάλυνσης επιλέχτηκε από άλλες εφαρμογές του αυτού φίλτρου.

Το μόνο που θα μπορούσε να επηρεάσει το αποτέλεσμα είναι οι παράμετροι στάθμισης που υπολογίζονται στο πρώτο στάδιο. Ο αριθμός και οι τιμές τους επηρεάζονται από τον αριθμό κλάσεων που εισάγει ο χρήστης και από τις τιμές έντασης της εικόνας. Για τον ίδιο αριθμό κλάσεων και την ίδια εικόνα δηλαδή οι τιμές τους είναι οι ίδιες. Άρα εξαρτώνται ευθέως από τη βασική παράμετρο που είναι ο αριθμός των κλάσεων.

Παρόλα αυτά κατά την διάρκεια των δοκιμών έγινε εκτέλεση του φίλτρου με την εισαγωγή των παραμέτρων αυτών με χειροκίνητο τρόπο για την εκτίμηση της επιρροής τους στο αποτέλεσμα.

Παρακάτω φαίνεται το διάγραμμα ροής του φίλτρου. Σε όλα τα στάδια πρέπει να ορίζεται ο αριθμός των κλάσεων και στο τελευταίο στάδιο, το βασικό φίλτρο εισάγεται και ο συντελεστής εξομάλυνσης.



Σχήμα 28. Διάγραμμα ροής MRF Image Filter

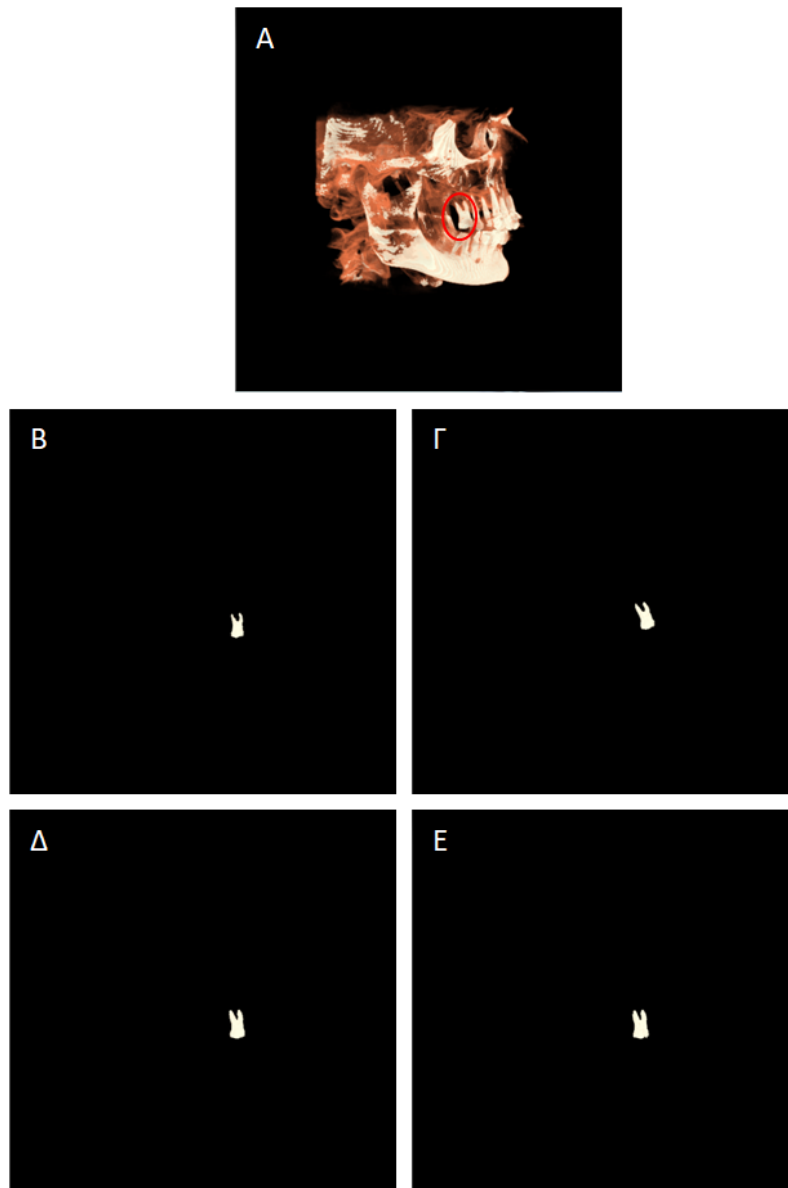
*Κεφάλαιο 5: Αποτελέσματα,
Συμπεράσματα και Μελλοντικές
Επεκτάσεις*

5.1 Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της παρούσας διπλωματικής, ανάλυση των συμπερασμάτων που προκύπτουν καθώς και προτάσεις για μελλοντικές επεκτάσεις.

5.2 Αποτελέσματα

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζονται τα τελικά αποτελέσματα των στοχευμένων φίλτρων για ένα σετ δεδομένων με τιμές παραμέτρων που παράγουν τα βέλτιστα αποτελέσματα για λόγους σύγκρισης. Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα για το κάθε φίλτρο ξεχωριστά παρουσιάζοντας και τα αποτελέσματα ενδιάμεσων σταδίων, με τις διαφορές που προκαλούν οι μεταβολές των παραμέτρων.

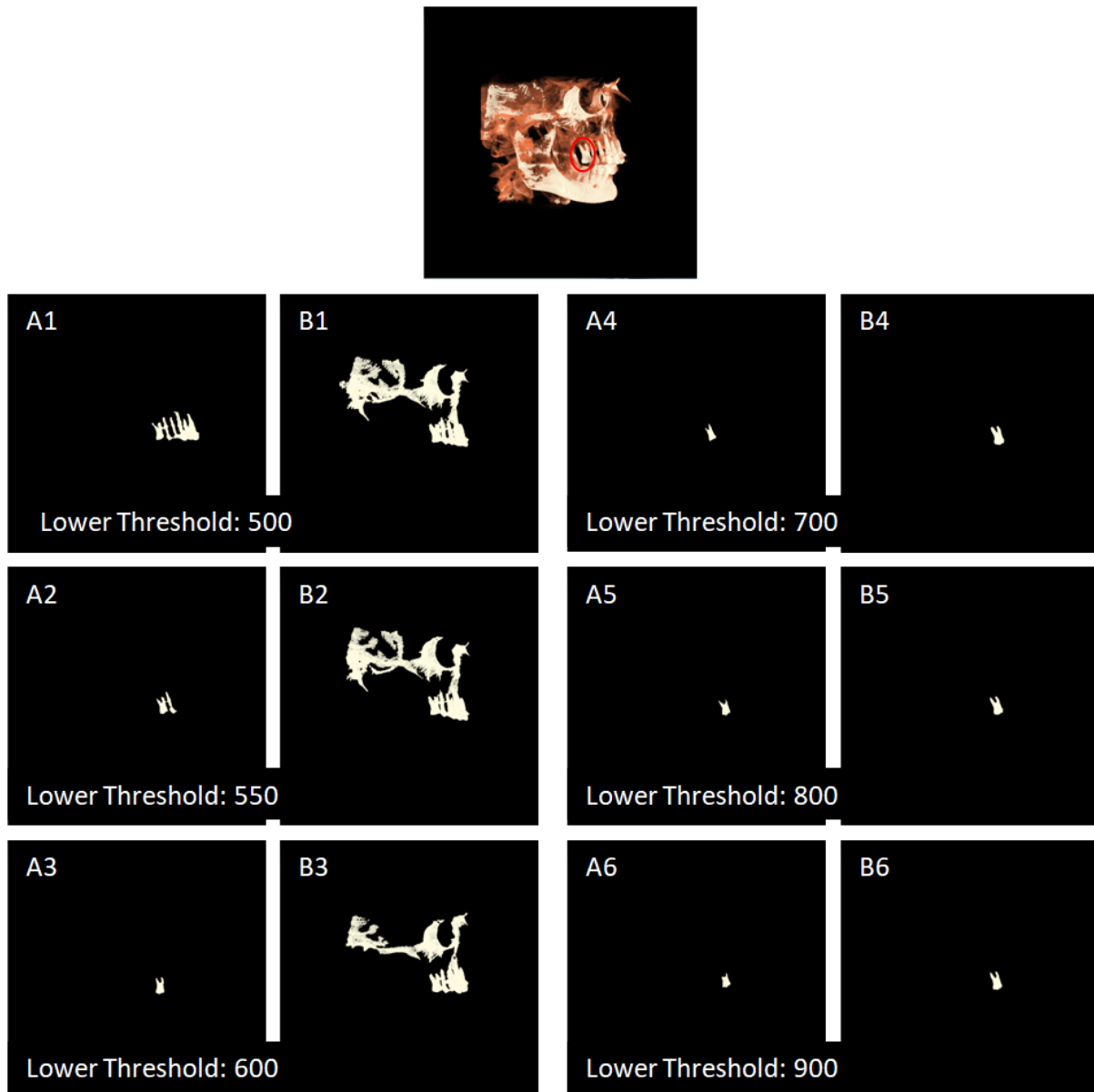


Σχήμα 29. Αποτελέσματα φίλτρων: αρχική εικόνα (A), Neighborhood Connected (B), Connected Threshold (Γ), Fast Marching (Δ), Curves Level Set (E)

5.2.1 Neighborhood Connected Image Filter/ Connected Threshold Image Filter

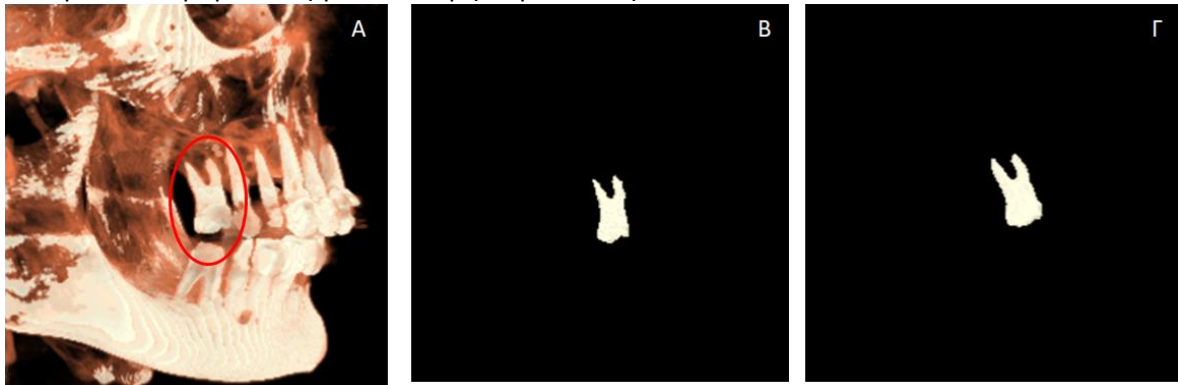
Συνοψίζοντας, τα φίλτρα αυτά έχουν δύο βασικές παραμέτρους το άνω και το κάτω κατώφλι. Για τους λόγους που περιγράφηκαν παραπάνω στο κεφάλαιο 4.4.1.1 στις υποθέσεις και παραδοχές κρατήθηκε σταθερό το άνω κατώφλι και σκοπός είναι να βρεθεί το εύρος τιμών του κάτω κατωφλίου.

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζονται παράλληλα τα αποτελέσματα των δυο φίλτρων για διάφορες τιμές του κάτω κατωφλίου για πιο άμεση σύγκριση, καθώς οι δύο τεχνικές είναι σχεδόν πανομοιότυπες.



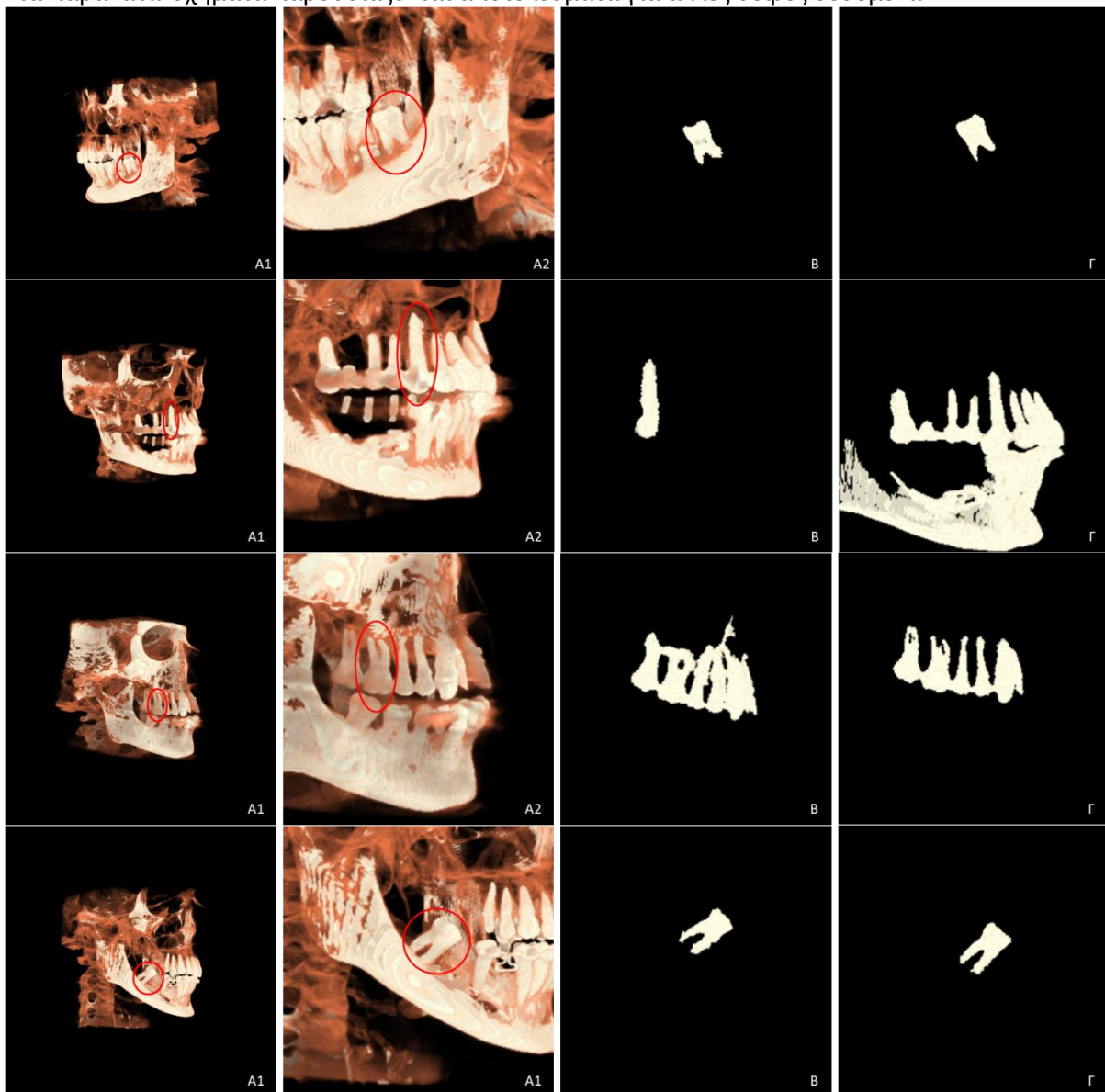
Σχήμα 30. Αποτελέσματα φίλτρων για διαφορετικές τιμές κάτω κατωφλίου.
Neighborhood connected (σειρά A), Connected threshold (σειρά B)

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζονται τα καλύτερα αποτελέσματα για το συγκριμένο σετ δεδομένων σε μεγέθυνση για καλύτερη παρουσίαση.



Σχήμα 31. Αποτελέσματα των δύο φίλτρων. Αρχική εικόνα (A)
Neighborhood Connected (B), Connected Threshold (Γ)

Στα παρακάτω σχήματα παρουσιάζονται αποτελέσματα για άλλες σειρές δεδομένων



Σχήμα 32. Αποτελέσματα των δύο φίλτρων. Αρχικές εικόνες (A1, A2)
Neighborhood connected (B), Connected threshold (Γ)

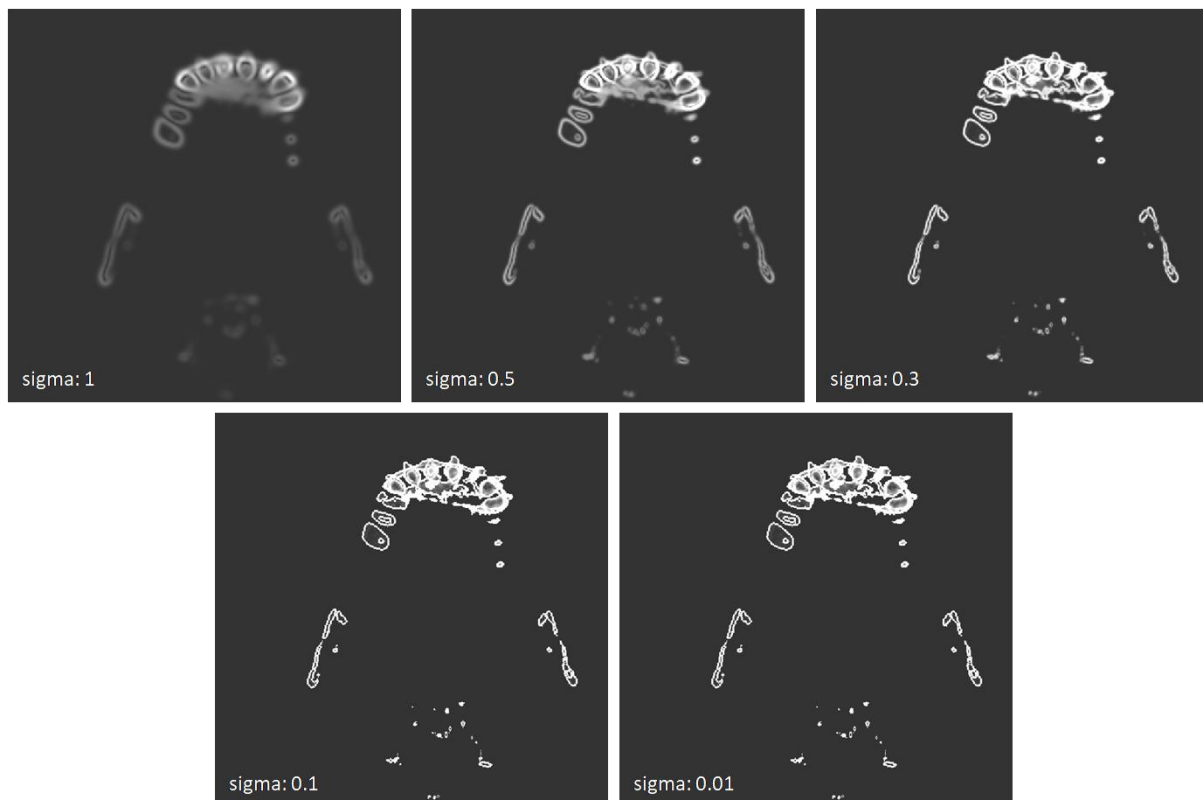
5.2.2 Fast Marching Image Filter

Συνοψίζοντας, το φίλτρο αυτό έχει τις εξής 5 βασικές παραμέτρους: σ (sigma), α (alpha), β (beta), αρχικό σημείο – σπόρο (seed), κατώφλι (threshold). Για τους λόγους που περιγράφηκαν παραπάνω στο κεφάλαιο 4.4.1.2 στις υποθέσεις και παραδοχές αυτής της μεθόδου θα μελετήσουμε τις τέσσερις από αυτές, καθώς θεωρούμε ότι γίνεται η κατάλληλη επιλογή σπόρου και ότι αυτός ανήκει πάντα στην περιοχή ενδιαφέροντος.

Στη παρακάτω σειρά εικόνων παρουσιάζεται η επιρροή της παραμέτρου σ της gradient magnitude. Οι εικόνες που παρουσιάζονται, με το ImageJ, είναι σε δυο διαστάσεις και έχει επιλεγεί η τομή στην οποία θα βρίσκεται ο σπόρος, πράγμα που δεν έχει κάποια ιδιαίτερη σημασία σε αυτό το στάδιο.

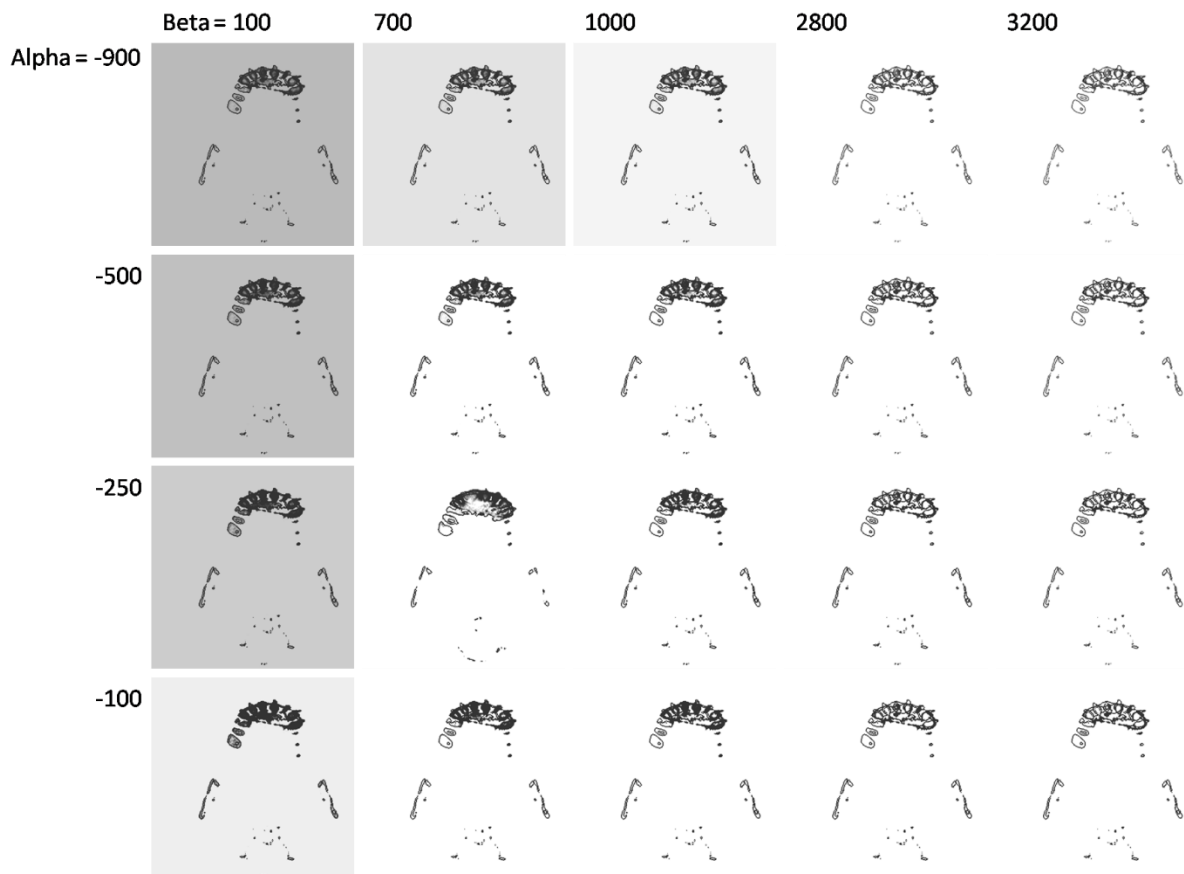
Παρόλα αυτά φαίνεται η επιρροή του σ και ποια είναι η κατάλληλη τιμή για καλύτερα αποτελέσματα. Γενικά παρατηρήθηκε ότι όσο μικρότερο είναι το σ τόσο καλύτερο είναι το αποτέλεσμα. Μετά από κάποια τιμή, όσο και να μειώνεται, δεν φαίνεται διαφορά στην εικόνα.

Όπως φαίνεται και από το παρακάτω σχήμα, για $\sigma = 0.1$ έχουμε τα βέλτιστα αποτελέσματα. Για τιμές μικρότερες από αυτή δεν παρουσιάζεται περαιτέρω βελτίωση. Γενικά με δοκιμές και σε άλλα σετ δεδομένων εκτιμάται ότι για ένα εύρος $\sigma = (0 - 0.3]$ έχουμε τα βέλτιστα αποτελέσματα.



Σχήμα 33. Αποτελέσματα gradient magnitude για διάφορες τιμές του σ

Στη συνέχεια παρουσιάζεται η επιρροή των παραμέτρων του δεύτερου σταδίου, τα α και β της sigmoid. Παρακάτω παρουσιάζονται τα αποτελέσματα όμοια με την προηγούμενη παράμετρο.

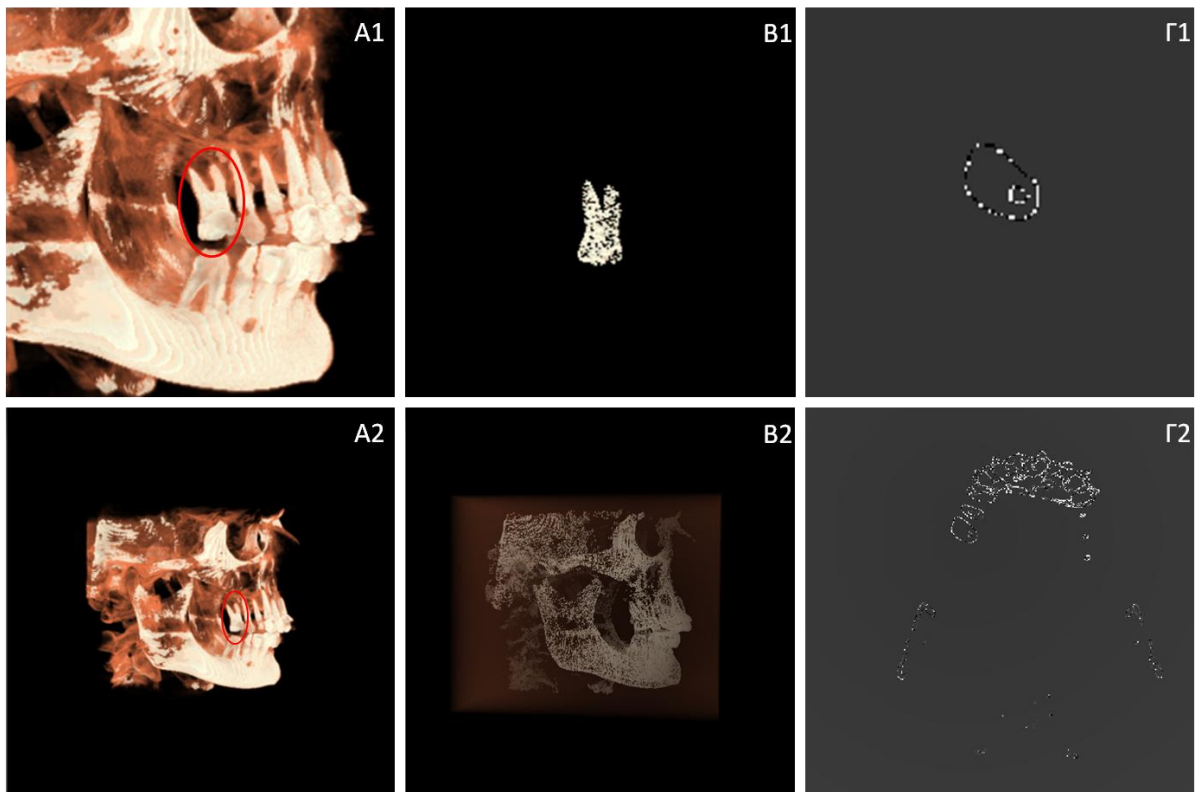


Σχήμα 34. Αποτελέσματα sigmoid για διάφορες τιμές των ακαι β

Από αυτές τις εικόνες δεν μπορούμε να καταλήξουμε σε κάποιο εύρος τιμών για τα α και β. Γι' αυτό το εύρος τους θα υπολογιστεί με βάση το τελικό αποτέλεσμα.

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται το αποτέλεσμα του επόμενου σταδίου. Δεν εξετάζονται κάποιες παράμετροι σε αυτό το στάδιο, καθώς η μοναδική παράμετρος εδώ που διαφέρει από δοκιμή σε δοκιμή είναι το σημείο εκκίνησης το οποίο έχουμε υποθέσει ότι είναι πάντα κατάλληλα επιλεγμένο αφού η επιλογή του δεν είναι τυχαία. Παρόλα αυτά παρουσιάζεται το αποτέλεσμα του σταδίου αυτού για λόγους πληρότητας.

Αυτή η εικόνα εισάγεται ως είσοδος στο επόμενο στάδιο, που είναι και το τελικό. Στο τελικό στάδιο η εικόνα περνάει από την διαδικασία της κατωφλίωσης.



Σχήμα 35. Αποτέλεσμα *fast marching* για επιλεγμένο σπόρο.
Αρχική εικόνα(A), Τρισδιάστατο αποτέλεσμα φίλτρου(B), εμφάνιση με *ImageJ*(Γ)
για διαφορετικές τιμές α και β (σειρά 1 και 2)

Δοκιμάζοντας διαφορετικές τιμές των παραμέτρων α και β όμως, καθώς οι βέλτιστες τιμές και το εύρος τους δεν έχουν προσδιοριστεί ακόμα, καταλήξαμε σε δύο διαφορετικά είδη αποτελεσμάτων, που φαίνονται και στο παραπάνω σχήμα. Στη πρώτη περίπτωση η *fast marching* έχει απομονώσει το δόντι από τις υπόλοιπες δομές ενώ στη δεύτερη περίπτωση εμφανίζεται παρόμοιο αποτέλεσμα αλλά σε όλη την εικόνα.

Εξετάζοντας τις τιμές που παίρνουν τα εικονοστοιχεία στην πρώτη περίπτωση, μπορούμε να τα χωρίσουμε στις εξής κατηγορίες:

- Τα εικονοστοιχεία που είναι εσωτερικά του δοντιού: Οι τιμές που παίρνουν τα σημεία αυτά είναι θετικές. Το σημείο εκκίνησης παίρνει την τιμή μηδέν και όσο απομακρυνόμαστε από αυτό η τιμή σταδιακά αυξάνεται
- Την ακμή, περίγραμμα: Τα εικονοστοιχεία παίρνουν κυρίως ακραίες τιμές είτε αρνητικές είτε θετικές
- Τα εικονοστοιχεία που είναι εξωτερικά του δοντιού: Οι τιμές που παίρνουν τα σημεία αυτά είναι μηδενικές.

Στην δεύτερη περίπτωση δεν είναι τόσο εμφανής ο διαχωρισμός παρόλο που παρουσιάζεται παρόμοια συμπεριφορά. Εδώ ισχύουν τα εξής:

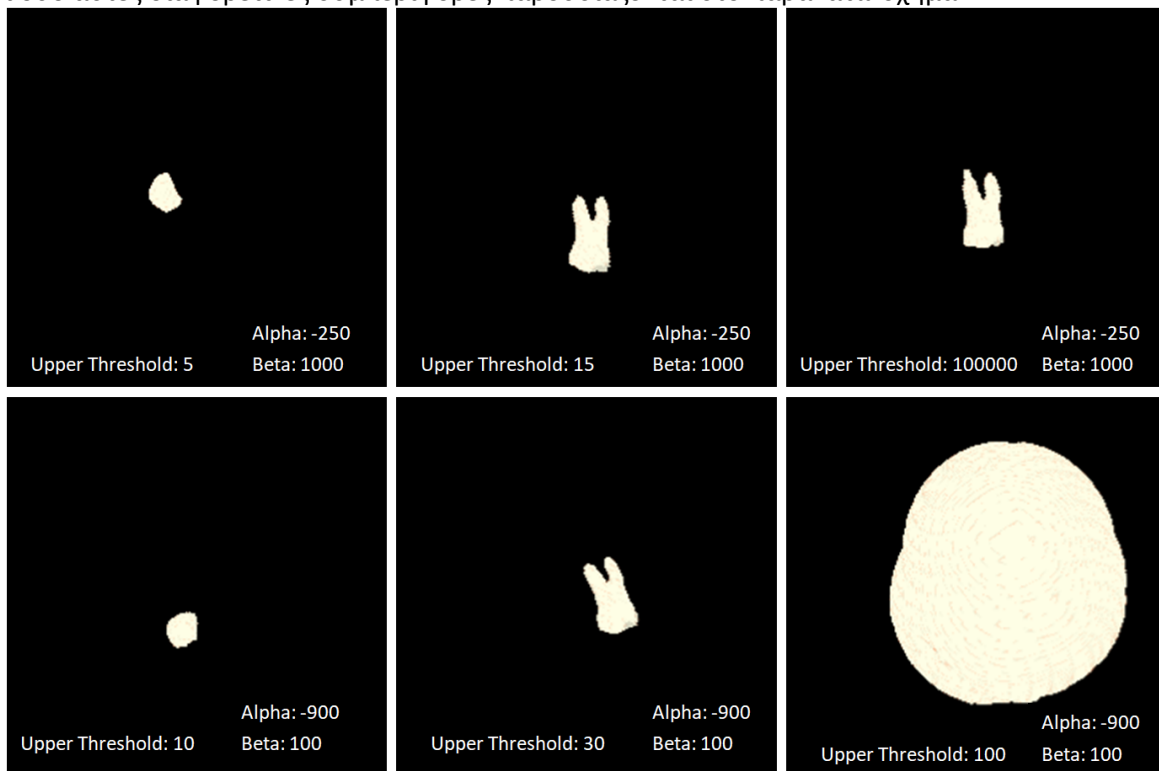
- Το σημείο εκκίνησης παίρνει ομοίως την τιμή μηδέν και όσο απομακρυνόμαστε από αυτό η τιμή σταδιακά αυξάνεται
- Το περίγραμμα του δοντιού παίρνει ομοίως ακραίες τιμές, όμως εμφανίζεται και το περίγραμμα και άλλων δομών πέρα από την ζητούμενη.
- Τα σημεία αυτά δεν παίρνουν μηδενικές τιμές, αλλά συνεχίζουν και αυξάνονται σταδιακά όσο το εικονοστοιχείο απομακρύνεται από το σημείο εκκίνησης.

Εικόνες και των δυο κατηγοριών δόθηκαν ως είσοδοι στο επόμενο στάδιο της κατωφλίωσης ώστε να εξεταστεί κατά πόσο αυτή η διαφορά επηρεάζει το τελικό αποτέλεσμα. Εξετάζοντας διαφορετικές τιμές κατωφλίων παρατηρήθηκαν τα εξής:

Στην πρώτη περίπτωση, το άνω κατώφλι επηρεάζει το αποτέλεσμα στις χαμηλές τιμές του, πιο συγκεκριμένα τις τιμές που παίρνουν τα εσωτερικά σημεία. Για οποιοδήποτε τιμή μεγαλύτερη αυτών των τιμών δεν επηρεάζεται το αποτέλεσμα. Το όριο, πέρα από το οποίο το άνω κατώφλι παύει να επηρεάζει το αποτέλεσμα εξαρτάται από το αποτέλεσμα του προηγούμενου σταδίου και ακολούθως των παραμέτρων α και β .

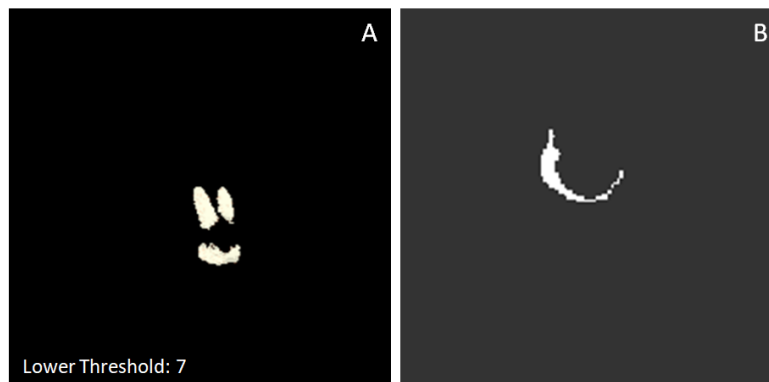
Στη δεύτερη περίπτωση, το άνω κατώφλι επηρεάζει το αποτέλεσμα και για τιμές μεγαλύτερες από εκείνες των εσωτερικών σημείων. Αυτό ήταν σχετικά αναμενόμενο καθώς σε αυτή την περίπτωση τα εξωτερικά σημεία δε λαμβάνουν μηδενική τιμή όπως στην πρώτη περίπτωση. Αξίζει να σημειωθεί ότι σε αυτές τις περιπτώσεις ο χρόνος εκτέλεσης του προγράμματος είναι έως και οχτώ φορές μεγαλύτερος.

Οι δυο αυτές διαφορετικές συμπεριφορές παρουσιάζονται στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 36. Αποτέλεσμα κατωφλίωσης για διαφορετικές τιμές του άνω κατωφλίου

Το κάτω κατώφλι δεν επηρεάζει το αποτέλεσμα καθόλου όταν λαμβάνει μη θετικές τιμές. Το αποτέλεσμα για οποιαδήποτε θετική τιμή του κάτω κατωφλίου δεν είναι επιθυμητό καθώς δεν συμπεριλαμβάνονται στη δομή ενδιαφέροντος σημεία που είναι μέρος του δοντιού.



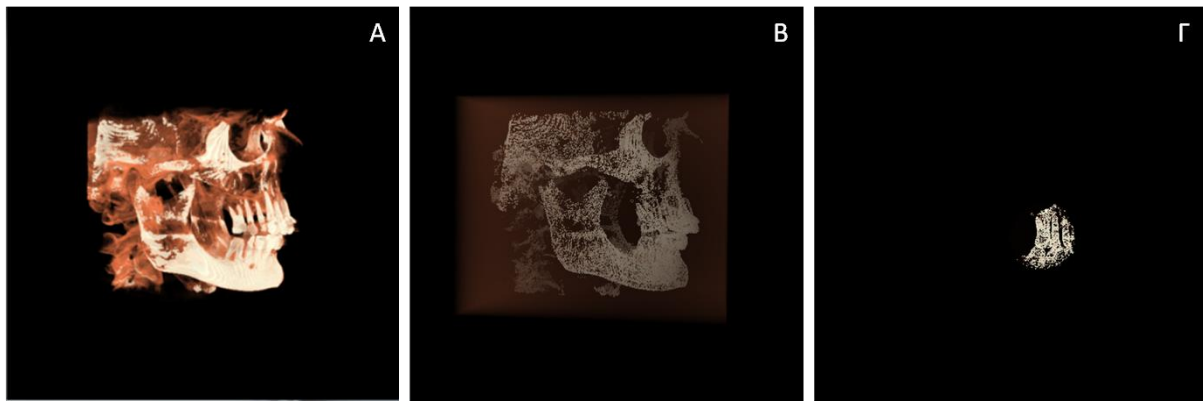
Σχήμα 37. Αποτέλεσμα κατωφλίωσης για θετική τιμή του κάτω κατωφλίου. Τρισδιάστατη εμφάνιση (A), εμφάνιση τομής με ImageJ(B)

Αξίζει να σημειωθεί ότι ακόμα και όταν το εύρος των άνω και κάτω κατωφλίων περιέχει τις τιμές που λαμβάνουν τα εξωτερικά σημεία, δηλαδή το μηδέν, αυτά δεν περιλαμβάνονται στη δομή ενδιαφέροντος. Αυτή η συμπεριφορά εξηγεί και το γεγονός ότι στην πρώτη περίπτωση το άνω κατώφλι δεν επηρεάζει κάπως το αποτέλεσμα όσο και αν αυξηθεί η τιμή του, καθώς όλα τα εξωτερικά σημεία έχουν τιμή έντασης ίση με το μηδέν. Ενώ στην δεύτερη περίπτωση τα εξωτερικά σημεία παρουσιάζουν την ίδια συμπεριφορά με τα εσωτερικά.

Αυτό μπορεί να εξηγήσει και την μεγάλη διαφορά στο χρόνο εκτέλεσης καθώς στην πρώτη περίπτωση η εικόνα έχει πολύ περιορισμένο αριθμό μη μηδενικών εικονοστοιχείων που πρέπει να επεξεργαστεί, τα οποία βρίσκονται σε πολύ περιορισμένο χώρο. Αντίθετα στη δεύτερη περίπτωση τα μηδενικά εικονοστοιχεία είναι ελάχιστα, αν υπάρχουν καθόλου, και πρέπει να γίνει επεξεργασία σε όλο το μέγεθος της εικόνας.

Για αντιμετωπιστεί το παραπάνω ζήτημα, του μεγάλου χρόνου εκτέλεσης, θα χρησιμοποιηθεί μια παράμετρος της fast marching που λέγεται stopping time. Ο ορισμός και ο τρόπος χρήσης της παραμέτρου αυτής δεν επηρεάζει το αποτέλεσμα στις δοκιμές μας και για αυτό δεν εξετάζεται η συμπεριφορά του. Χρησιμοποιείται εξ ολοκλήρου για την βελτίωση του χρόνου εκτέλεσης και κατά συνέπεια την αποτελεσματικότητα του προγράμματος.

Όπως είδαμε παραπάνω, η εικόνα που παράγεται από τη fast marching έχει την τιμή μηδέν στο σημείο εκκίνησης και σταδιακά αυξάνεται. Όταν η τιμή των εικονοστοιχείων φτάσει αυτή που θα ορίσουμε ως stopping value η διαδικασία διακόπτεται. Αυτό που κερδίζουμε είναι ότι με αυτό τον τρόπο το φίλτρο δεν επεξεργάζεται όλη την εικόνα μειώνοντας αισθητά τον χρόνο εκτέλεσης. Γενικά η τιμή που δίνουμε είναι τέτοια ώστε να θεωρούμε ότι έχει ξεπεράσει τη δομή ενδιαφέροντος. Αυτό σε γενικές περιπτώσεις επηρεάζει το αποτέλεσμα, στην περίπτωση μας όμως η εικόνα αυτή θα περάσει από το φίλτρο της κατωφλίωσης, και ορίζοντας το stopping time λίγο μεγαλύτερο από το κατώφλι που ορίζεται στο επόμενο στάδιο, εξασφαλίζουμε ότι δεν επηρεάζουμε το αποτέλεσμα με αυτή την παράμετρο. Στο παρακάτω σχήμα φαίνεται το αποτέλεσμα χρήσης της παραμέτρου αυτής. Με αυτόν τον τρόπο ο χρόνος εκτέλεσης είναι συγκρίσιμος με τα αποτελέσματα της πρώτης κατηγορίας.



Σχήμα 38. Αποτελέσματα *fast marching* χωρίς χρήση (B) και με χρήση της *stopping time* (Γ)

Για τον προσδιορισμό του εύρους των παραμέτρων α και β θα δοκιμαστούν διάφορες τιμές αυτών, διατηρώντας τις παραμέτρους των προηγούμενων σταδίων σταθερές στις βέλτιστες τιμές που υπολογιστήκαν. Υπάρχει άλλη μια παράμετρος στο επόμενο στάδιο, αυτό της κατωφλίωσης, η οποία επηρεάζει και αυτή το τελικό αποτέλεσμα. Αυτό περιπλέκει την διαδικασία καθορισμού των παραμέτρων α , β καθώς δεν μπορούμε να διατηρήσουμε το κατώφλι σταθερό στις διάφορες δοκιμές ώστε να ελαχιστοποιήσουμε την επιρροή της παραμέτρου αυτής στο τελικό αποτέλεσμα.

Για να ξεπεράσουμε αυτή τη δυσκολία θα ακολουθηθεί η εξής λογική:

Θεωρούμε ότι τα α και β επηρεάζουν σε μεγαλύτερο βαθμό το αποτέλεσμα. Θα δοκιμάζονται οι επιλεγμένες τιμές των α και β και στη συνέχεια με μικρές προσαρμογές του κατωφλίου σε στενά όρια θα ελέγχεται αν βελτιώνεται το τελικό αποτέλεσμα.

Κρατώντας σταθερό το $\alpha = -250$ δοκιμάστηκαν διάφορες τιμές του β και του άνω κατωφλίου. Η μέγιστη τιμή του β που παρήγαγε αποδεκτό αποτέλεσμα ήταν για $\beta = 3100$ και όσο και να άλλαζε το κατώφλι το αποτέλεσμα δεν παρουσίαζε βελτίωση. Στην προσπάθεια προσδιορισμού του κάτω ορίου του εύρους του β δοκιμάστηκαν και αρνητικές τιμές. Ενώ αρχικά φαινόταν πως δεν παράγει αποτελέσματα η μέθοδος, με κατάλληλη αλλαγή του κατωφλίου για τις τιμές αυτές το αποτέλεσμα παρουσίαζε βελτίωση και έδινε αποδεκτό αποτέλεσμα, πανομοιότυπο με τις αρχικές δοκιμές. Για παράδειγμα για $\beta = -6000$ για να προκύψει αποδεκτό αποτέλεσμα το κατώφλι έπρεπε να πάρει τιμή της τάξης του 10^{10} . Όσο και αν μειωνόταν το β με πολύ μεγάλη αύξηση του κατωφλίου το αποτέλεσμα διορθωνόταν. Για τον λόγο αυτό δεν ήταν δυνατός ο προσδιορισμός του κάτω ορίου του β . Σε όλες αυτές τις περιπτώσεις ο χρόνος εκτέλεσης ήταν ίδιος.

Για τον υπολογισμό του εύρους του α κρατήθηκε σταθερό το β με τιμή 1000. Αποδεκτό αποτέλεσμα παράγεται για αρνητικές τιμές του, τέτοιες ώστε $\alpha = (-1000, -1]$. Σε αντίθεση με την προηγούμενη περίπτωση οι τιμές του κατωφλίου, για τις οποίες προέκυπτε αποδεκτό αποτέλεσμα ήταν πολύ πιο περιορισμένες, μεταξύ 15 και 20.

Αποτελέσματα για άλλα δεδομένα της μεθόδου αυτής θα παρουσιαστούν στο επόμενο κεφάλαιο σε αντιδιαστολή με την επόμενη μέθοδο για πιο εύκολη σύγκριση, καθώς αυτές οι δυο μέθοδοι μοιάζουν και είναι ενδιαφέρουσα η σύγκριση των αποτελεσμάτων τους.

5.2.3 Curves Level Set Image Filter

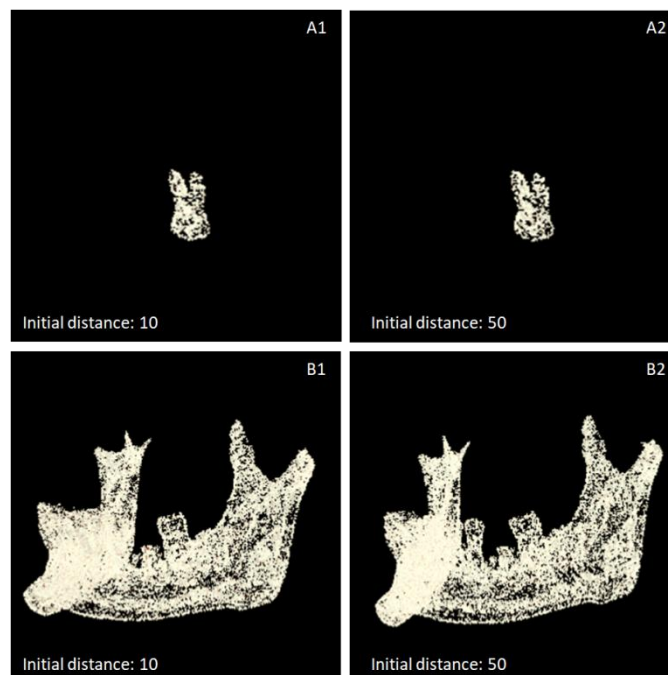
Συνοψίζοντας, το φίλτρο αυτό έχει τις εξής έξι βασικές παραμέτρους: σ (sigma), α (alpha), β (beta), αρχικό σημείο – σπόρο (seed), αρχική απόσταση (initial distance) και κλίμακα διάδοσης (propagation scaling). Για τους λόγους που περιγράφηκαν παραπάνω στο κεφάλαιο 4.4.1.3 στις υποθέσεις και παραδοχές αυτής της μεθόδου θα μελετήσουμε τις πέντε από αυτές, καθώς θεωρούμε ότι γίνεται η κατάλληλη επιλογή σπόρου και ότι αυτός ανήκει πάντα στην περιοχή ενδιαφέροντος.

Επιπλέον, λόγω ομοιότητας των αρχικών σταδίων της μεθόδου αυτής με την fast marching, δε θα παρουσιαστούν τα πρώτα από τα ενδιάμεσα στάδια που είναι κοινά και για τις δυο τεχνικές. Ο λόγος είναι η αποφυγή της επανάληψης μιας και τα αποτελέσματα που προκύπτουν είναι όντως πανομοιότυπα, όπως και ήταν αναμενόμενο.

Γι' αυτό παρακάτω θα παρουσιαστούν τα τρία τελευταία στάδια αυτής της μεθόδου.

Στο στάδιο που εφαρμόζεται η fast marching σε αυτή την μέθοδο υπάρχει μια επιπλέον παράμετρος, η αρχική απόσταση (initial distance), και δεν χρησιμοποιείται η stopping time. Δεν χρησιμοποιείται γιατί στο επόμενο στάδιο δεν περνάει από φίλτρο κατωφλίωσης άρα μπορεί να επηρεάσει το αποτέλεσμα. Παρόλα αυτά θα οριστεί μια τιμή που δεν θα επηρεάζεται από τον χρήστη και που με βάση τα αποτελέσματα αυτής της μεθόδου, αλλά και της προηγούμενης, είναι αρκετά μεγάλη ώστε προλάβει να γίνει επεξεργασία στη ζητούμενη δομή ενδιαφέροντος. Ο λόγος που χρησιμοποιούμε την παράμετρο αυτή είναι για να μειώσουμε τον χρόνο εκτέλεσης όπως ακριβώς και στην fast marching.

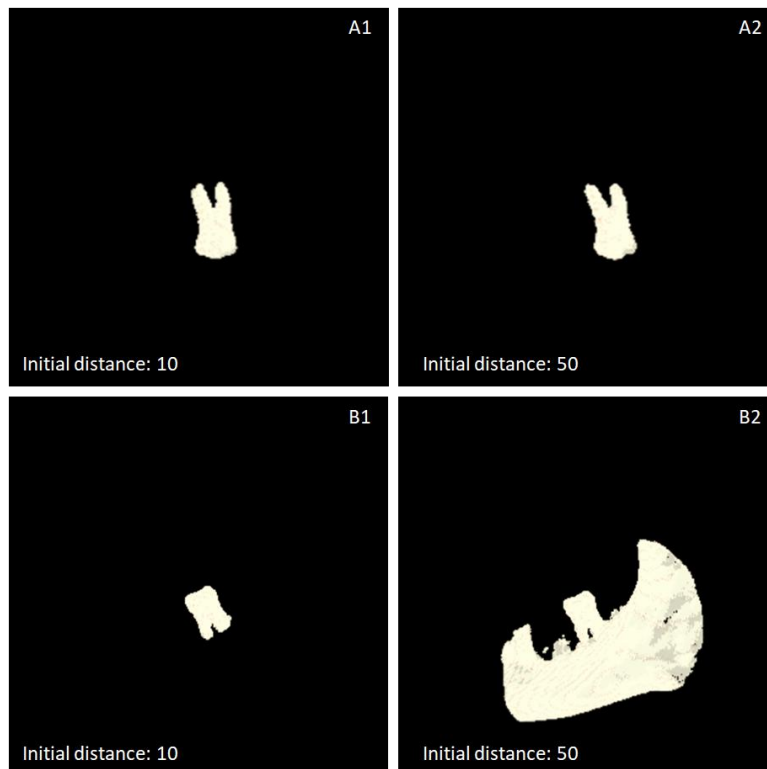
Στο παρακάτω σχήμα φαίνονται τα αποτελέσματα για δυο διαφορετικά σετ δεδομένων. Κι αυτό επειδή κι εδώ όπως και στην προηγούμενη μέθοδο, το αποτέλεσμα προκύπτει αρκετά διαφορετικό ανάλογα με το σετ δεδομένων. Όπως και στην προηγούμενη μέθοδο, στην πρώτη περίπτωση έχει απομονωθεί το δόντι από τις υπόλοιπες δομές, ενώ στην δεύτερη περίπτωση όχι.



Σχήμα 39. Αποτέλεσμα fast marching για διαφορετικές τιμές της initial distance(1, 2) για διαφορετικά σετ δεδομένων (σειρά A, B)

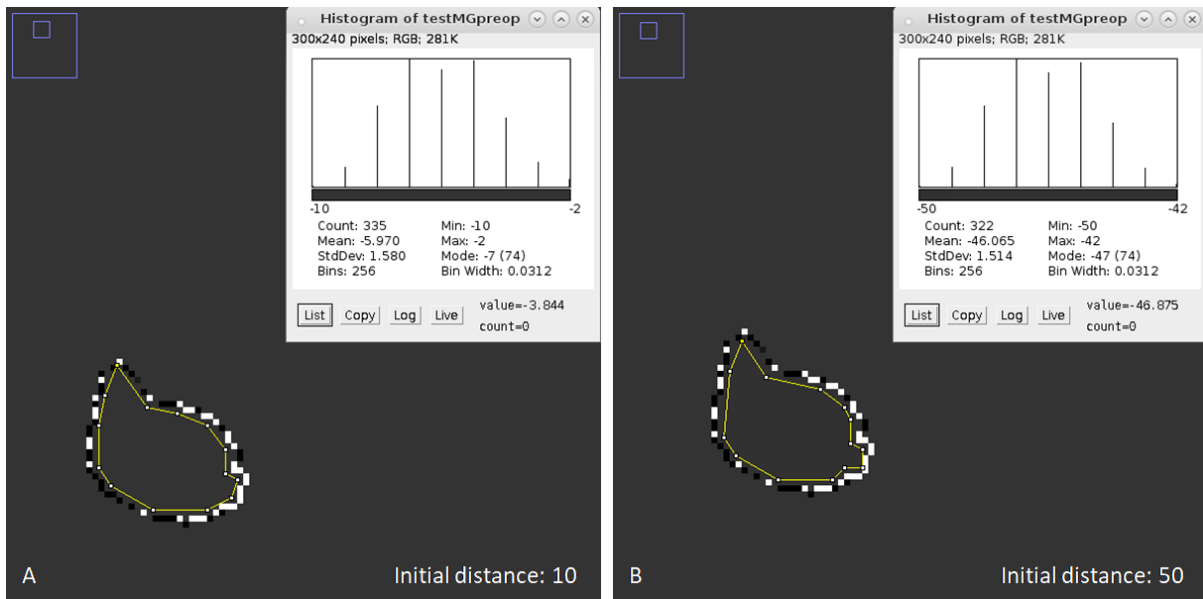
Φαινομενικά αν κοιτάξουμε τα αποτελέσματα του ενδιάμεσου σταδίου, δεν διαφέρουν για διαφορετικές τιμές της παραμέτρου, και με μια πρώτη ματιά φαίνεται πως η παράμετρος αυτή δεν επηρεάζει το τελικό αποτέλεσμα, ωστόσο αν εξετάσουμε το τελικό αποτέλεσμα είναι πολύ διαφορετικό.

Το παρακάτω σχήμα παρουσιάζει το τελικό αποτέλεσμα με τη χρήση ακριβώς των ίδιων παραμέτρων με το προηγούμενο σχήμα. Εδώ φαίνεται πως η πρώτη εντύπωση ότι το αποτέλεσμα δεν εξαρτάται από την παράμετρο αυτή ήταν λανθασμένη. Ωστόσο από αυτές τις εικόνες δεν είναι ξεκάθαρο γιατί στη μια περίπτωση επηρεάζεται το αποτέλεσμα ενώ στην άλλη όχι.



Σχήμα 40. Τελικό αποτέλεσμα για διαφορετικές τιμές της *initial distance* (1,2) για διαφορετικά σετ δεδομένων (A,B)

Η διαφορά του αποτελέσματος της παραμέτρου αυτής φαίνεται στο παρακάτω σχήμα, στο οποίο παρουσιάζεται το ενδιάμεσο στάδιο και προβάλλεται μέσω του ImageJ. Παρουσιάζεται επίσης και το ιστόγραμμα της περιοχής των εσωτερικών σημείων.



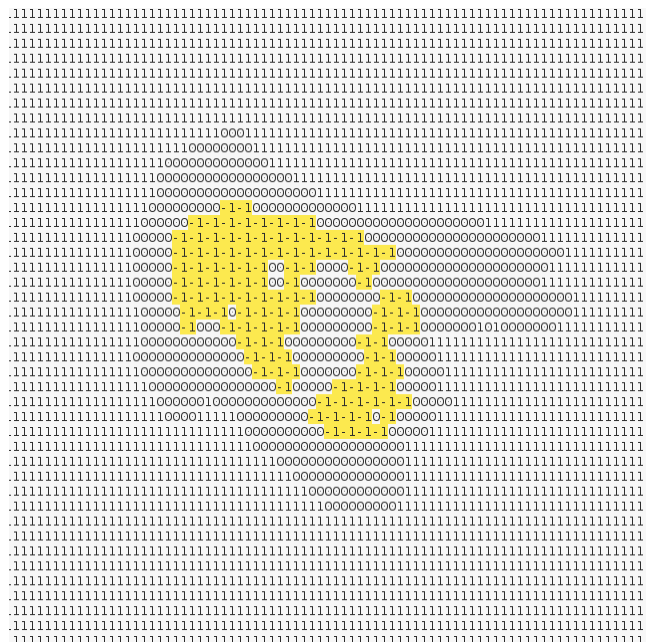
Σχήμα 41. Ιστόγραμμα εσωτερικών σημείων για διάφορες τιμές της initial distance

Παρατηρούμε μια παρόμοια συμπεριφορά με την προηγούμενη μέθοδο, πράγμα που δεν προκαλεί έκπληξη καθώς μέχρι αυτό το σημείο η διαφορά των δύο φίλτρων είναι η συγκεκριμένη παράμετρος που εξετάζεται.

Η διαφορά σε αυτή την περίπτωση είναι ότι αντί το σημείο εκκίνησης να έχει μηδενική τιμή, έχει την αρνητική τιμή της initial distance και όσο απομακρυνόμαστε από το σημείο εκκίνησης η τιμή αυτή αυξάνεται. Ομοίως τα σημεία που έχουν αναγνωριστεί ως εξωτερικά και βρίσκονται εκτός της δομής ενδιαφέροντος, έχουν μηδενικές τιμές. Όσο μεγαλύτερη είναι η περιοχή που αναγνωρίζεται ως μια δομή, τόσο αυξάνεται και ο χρόνος εκτέλεσης, ο οποίος αυξάνεται πάρα πολύ όταν αναγνωρίζεται όλη η εικόνα ως μια δομή.

Παρακάτω παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του προτελευταίου σταδίου, της geodesic active contour. Υπενθυμίζεται ότι η άλλη διαφορά της μεθόδου αυτής με την προηγούμενη είναι ότι μετά το στάδιο όπου εφαρμόζεται η fast marching το αποτέλεσμα της καθώς και το αποτέλεσμα του προηγούμενου σταδίου χρησιμοποιούνται σαν είσοδοι σε αυτό το στάδιο.

Οι τιμές που λαμβάνουν τα εικονοστοιχεία μετά από αυτό το στάδιο είναι μηδέν, μείον ένα και ένα. Αυτό καθιστά την προβολή δύσκολη καθώς αυτές οι διαφορές δεν φαίνονται ούτε με την τρισδιάστατη αναπαράσταση του προγράμματος ούτε με το ImageJ. Για αυτό το λόγο έγινε εγγραφή των τιμών των εικονοστοιχείων σε απλό αρχείο κειμένου για φανεί το αποτέλεσμα αυτού του σταδίου. Στο παρακάτω σχήμα φαίνεται ένα κομμάτι από το κείμενο στο οποίο έχει εντοπιστεί το δόντι σε κάποια από τις τομές της εικόνας. Τα εξωτερικά εικονοστοιχεία έχουν την τιμή ένα και το ίδιο το δόντι μηδέν και μείον ένα.

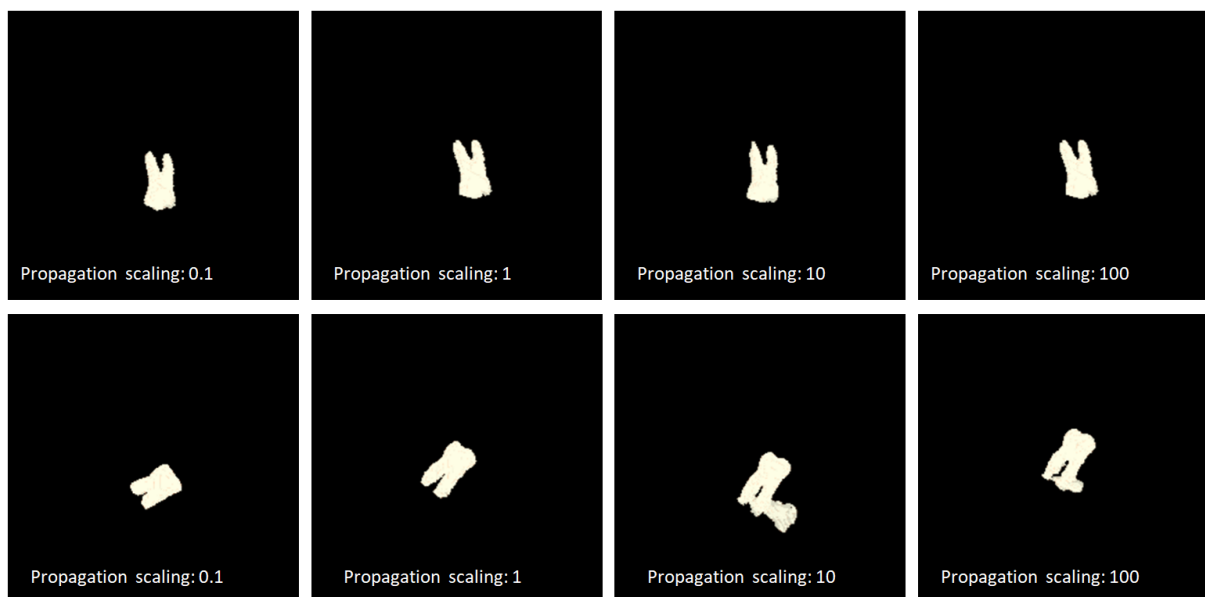


Σχήμα 42. Αποτέλεσμα *geodesic active contour* σε μορφή κειμένου

Καθώς η αναπαράσταση αυτή του αποτελέσματος δεν ενδείκνυται για παρακολούθηση και για τον καθορισμό του εύρους τιμών της παραμέτρου αυτού του σταδίου, αυτό θα γίνει με την εξέταση του επόμενου σταδίου που είναι και το τελικό.

Το επόμενο στάδιο είναι μια απλή κατωφλίωση στην οποία δεν υπάρχει κάποια παράμετρος που να επηρεάζει το αποτέλεσμά της όπως στις προηγούμενες τεχνικές. Αυτό οφείλεται στη μορφή που λαμβάνουν τα δεδομένα από το προηγούμενο στάδιο. Οι τιμές είναι αναμενόμενες και περιορισμένες. Με την κατωφλίωση τα εικονοστοιχεία που έχουν την τιμή ένα θα θεωρηθούν ως εξωτερικά ενώ τα υπόλοιπα ως εσωτερικά, και με αυτόν τον τρόπο θα προκύψει το τελικό αποτέλεσμα.

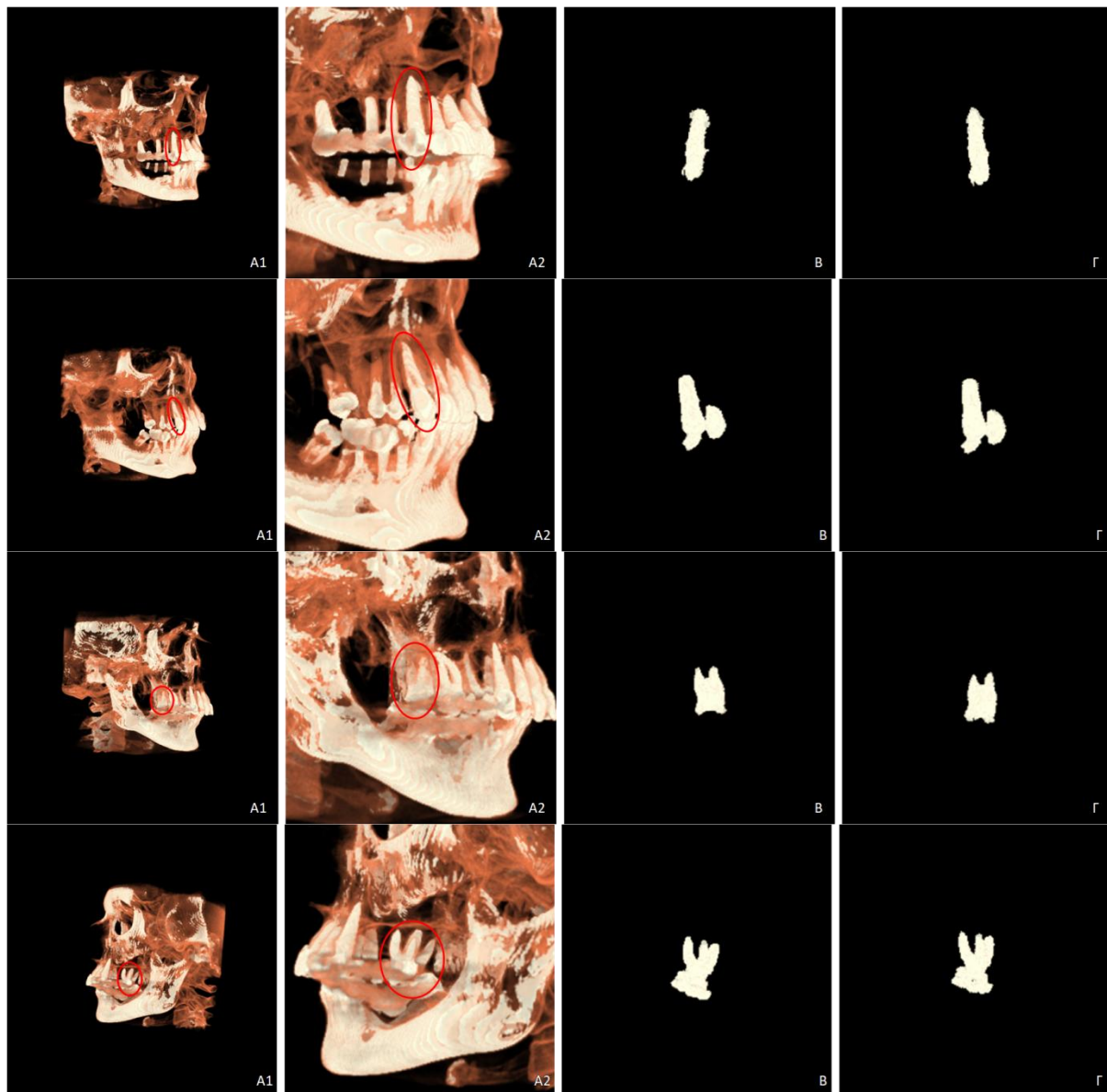
Παρακάτω φαίνονται τα αποτελέσματα που παράγονται για διάφορες τιμές του *propagation scaling*.



Σχήμα 43. Αποτέλεσμα *geodesic active contour* για διάφορες τιμές του *propagation scaling*

Όπως φαίνεται και από την παραπάνω εικόνα η συγκεκριμένη παράμετρος δεν επηρεάζει πάρα πολύ τα αποτελέσματά μας. Μάλιστα στα αποτελέσματα στα οποία η δομή έχει ήδη απομονωθεί από το στάδιο της fast marching, η παράμετρος αυτή, όπως και η initial distance, δεν επηρεάζει το τελικό αποτέλεσμα.

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που προκύπτουν από την εφαρμογή των δυο τελευταίων μεθόδων σε διάφορα σετ δεδομένων.



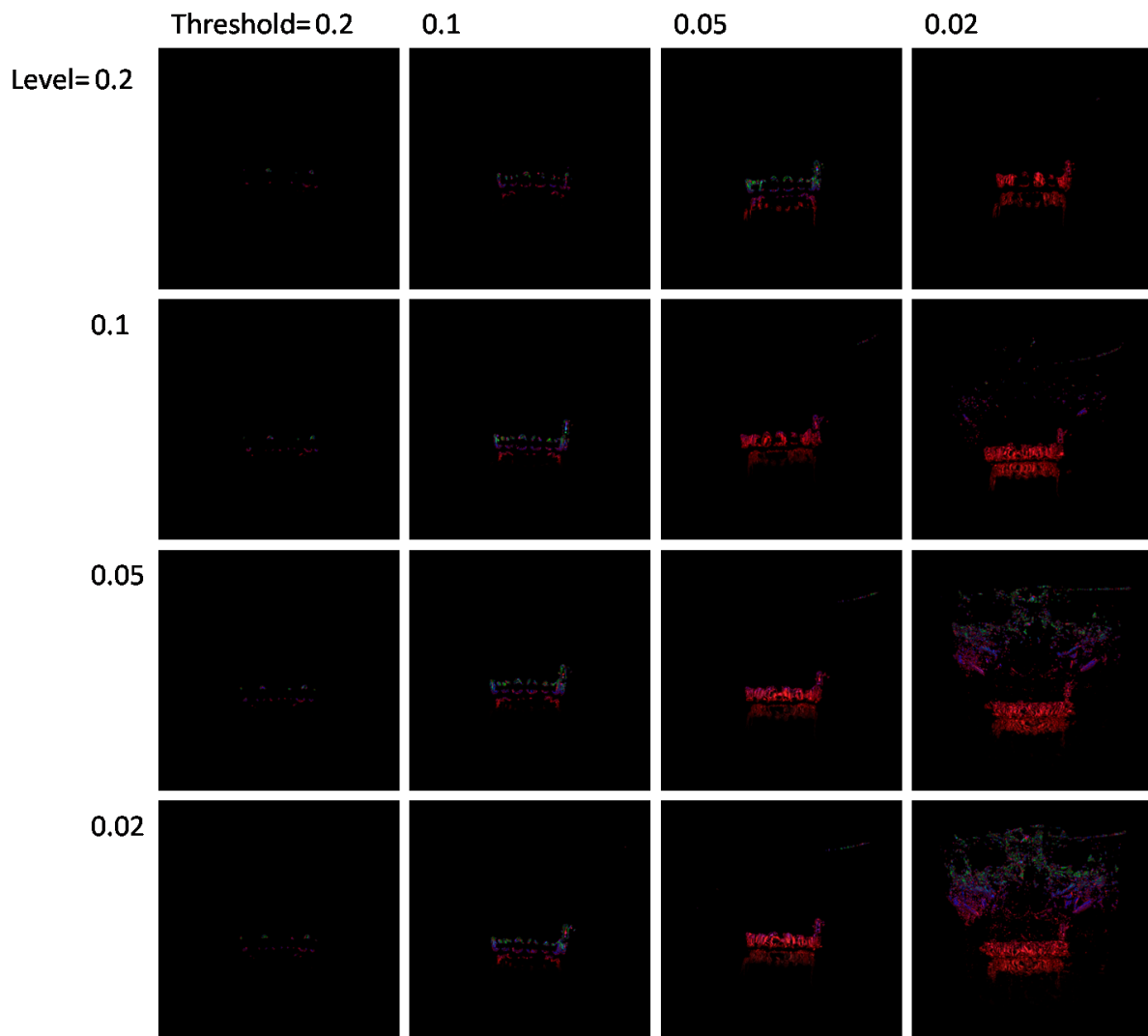
Σχήμα 44. Αποτελέσματα των δύο φίλτρων. Αρχικές εικόνες (A1, A2), Fast marching (B), Curves level set (Γ)

5.2.4 Watershed

Συνοψίζοντας, το φίλτρο αυτό έχει τις εξής δύο βασικές παραμέτρους: το επίπεδο (level) και το κατώφλι (threshold).

Στο πρώτο στάδιο η εικόνα περνάει από το φίλτρο gradient magnitude στο οποίο δεν ελέγχουμε κάποια παράμετρο. Υπάρχει η δυνατότητα ελέγχου της παραμέτρου sigma, όπως και στις προηγούμενες μεθόδους που χρησιμοποιείται αυτό το στάδιο, δεν θεωρείται όμως βασική παράμετρος της μεθόδου αυτής και δεν θα εξεταστεί η επιρροή της στο τελικό αποτέλεσμα. Παρόλα αυτά, εσωτερικά στον κώδικα έχει δοθεί η τιμή 0.1 που στις προηγούμενες μεθόδους έχει βρεθεί ότι δίνει τα βέλτιστα αποτελέσματα.

Όσον αφορά τις δύο βασικές παραμέτρους και οι δύο εφαρμόζονται στο ίδιο στάδιο, γι' αυτό και θα παρουσιαστούν παράλληλα. Στο παρακάτω σχήμα φαίνεται η επιρροή των παραμέτρων κατευθείαν στο τελικό αποτέλεσμα καθώς το τελικό στάδιο της μεθόδου είναι μια απλή rescaletης έντασης.

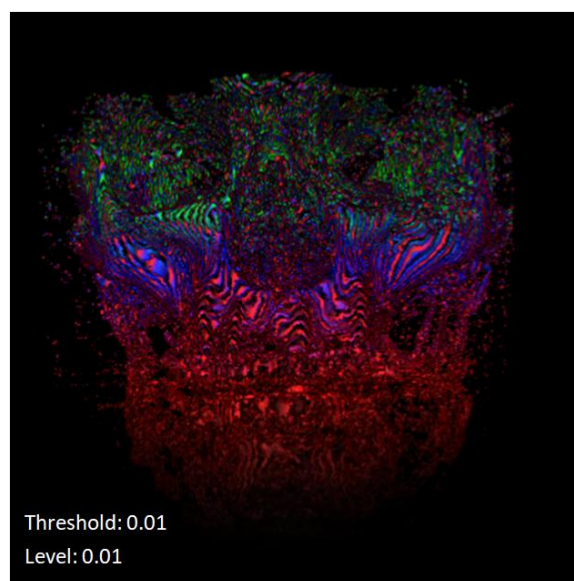


Σχήμα 45. Αποτελέσματα watershed για διάφορες τιμές του level και threshold

Από το παραπάνω σχήμα φαίνεται για ποιες τιμές των παραμέτρων προκύπτουν καλύτερα αποτελέσματα.

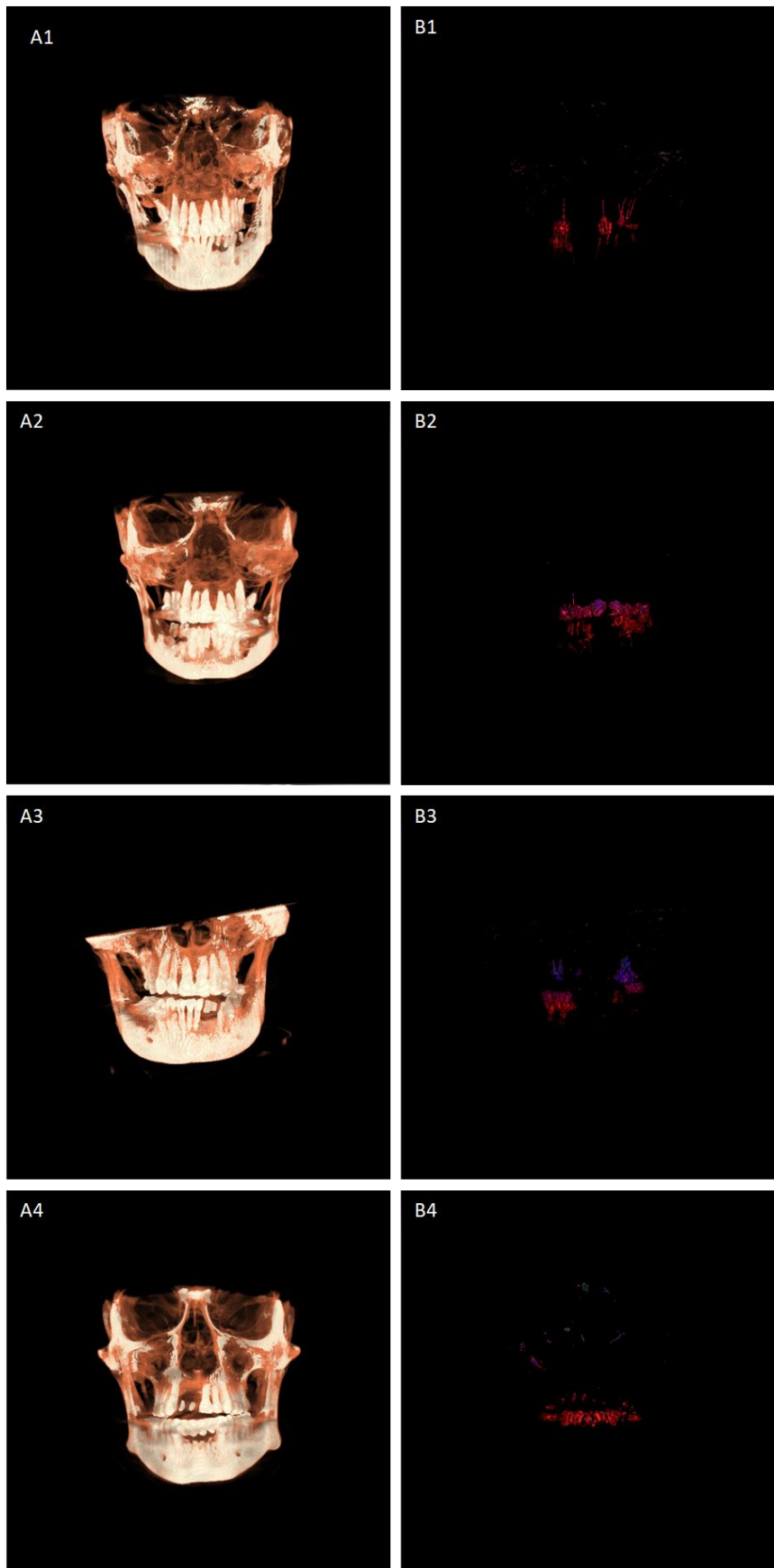
Παρατηρούμε ότι η μεταβολές στο threshold επηρεάζουν σε μεγαλύτερο βαθμό το αποτέλεσμα από το level. Γενικά παρατηρείται μια τάση βελτίωσης του αποτελέσματος καθώς μειώνεται η τιμή των παραμέτρων μέχρι ένα σημείο, πέρα από το οποίο αρχίζει να μην είναι εύχρηστο το αποτέλεσμα. Επίσης πολύ μεγάλη μείωση των τιμών αυτών οδηγεί σε πολύ μεγάλη αύξηση του χρόνου εκτέλεσης του προγράμματος.

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζεται το αποτέλεσμα της μεθόδου για πολύ μικρές τιμές των παραμέτρων. Αξίζει να σημειωθεί ότι ο χρόνος εκτέλεσης σε αυτή την περίπτωση είναι περίπου 2600 δευτερόλεπτα, δηλαδή πάνω από 43 λεπτά. Σε αυτό το σχήμα φαίνεται ακόμα περισσότερο ότι το αποτέλεσμα για αυτές τις τιμές δεν είναι εύχρηστο καθώς δεν μπορούμε να ξεχωρίσουμε κάπως τη δομή ενδιαφέροντος, που είναι τα δόντια από το υπόλοιπο σύνολο.



Σχήμα 46. Αποτελέσματα watershed για πολύ μικρές τιμές του level και threshold

Παρακάτω παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για διαφορετικά σεντ δεδομένων.



Σχήμα 47. Αρχικές εικόνες (σειρά A) και αποτελέσματα watershed (σειρά B) για διαφορετικά σετ δεδομένων

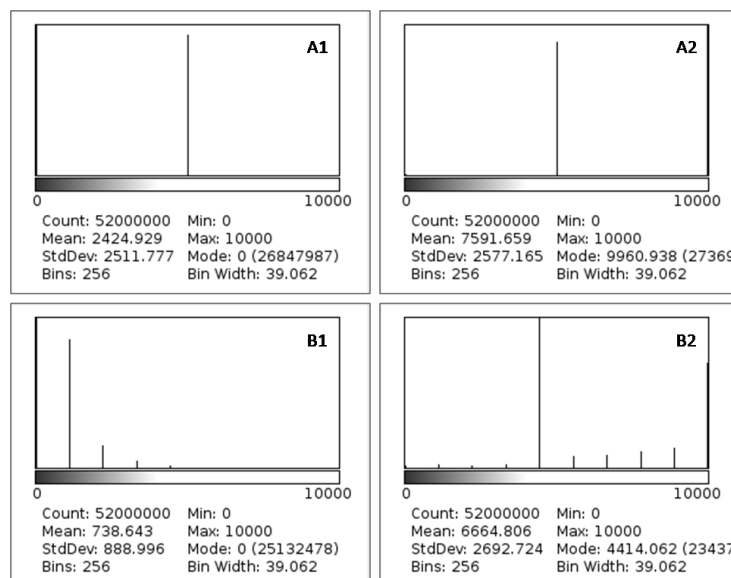
5.2.5 MRF Image Filter

Συνοψίζοντας, το φίλτρο αυτό έχει τις εξής δύο βασικές παραμέτρους: τον αριθμό κλάσεων και το συντελεστή εξομάλυνσης (smoothing factor).

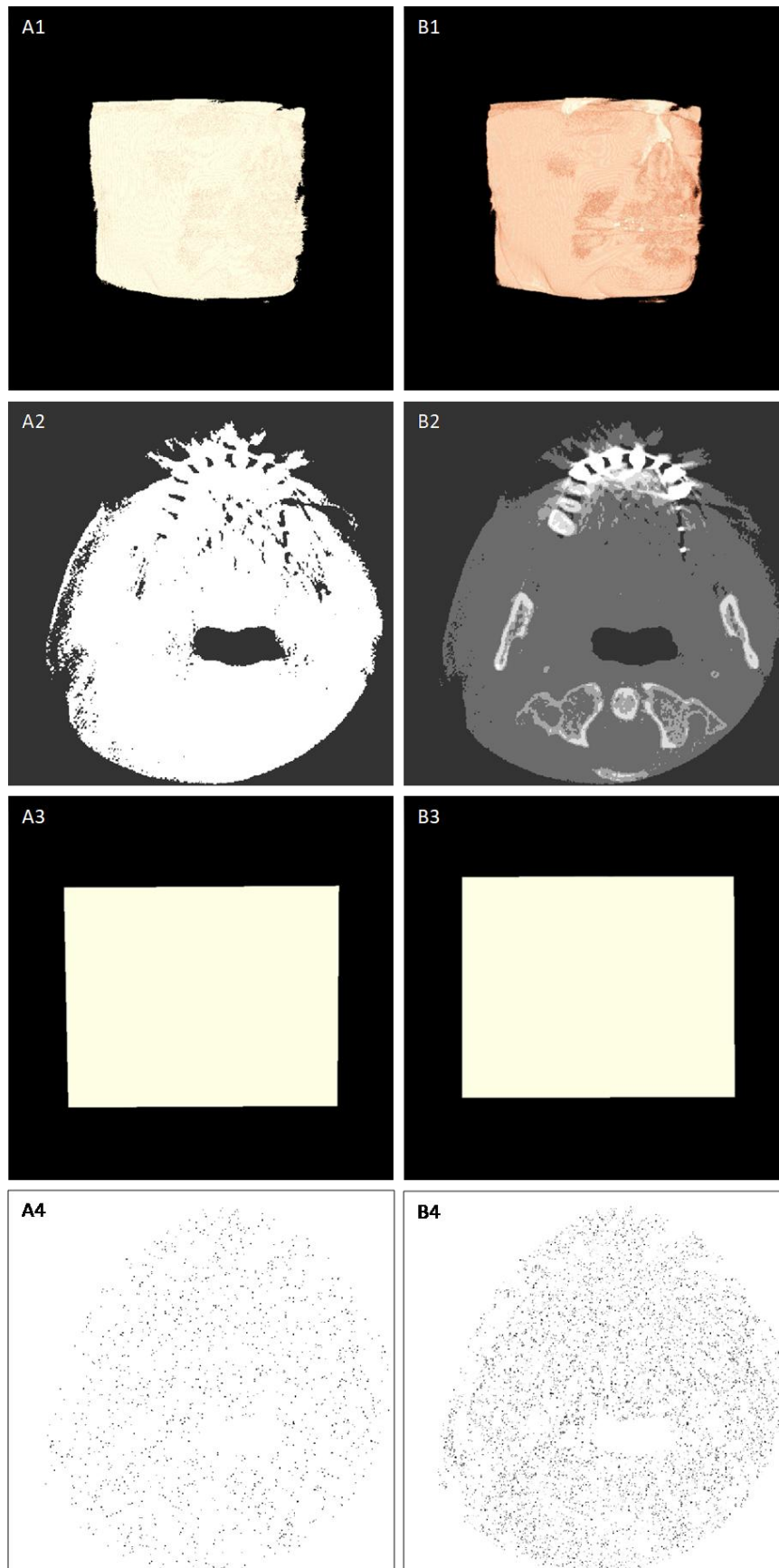
Στο σχήμα 49 παρουσιάζονται παράλληλα για διαφορετικό αριθμό κλάσεων τα αποτελέσματα του ενδιάμεσου σταδίου που αφορούν την αρχική ταξινόμηση των εικονοστοιχείων της εικόνας σε περιοχές, η οποία σε συνδυασμό με την αρχική εικόνα τροφοδοτούνται στο βασικό φίλτρο. Επίσης παρουσιάζεται και το τελικό αποτέλεσμα. Αυτό που είναι ενδιαφέρον είναι ότι παρόλο που φαίνεται το ενδιάμεσο στάδιο να παράγει ένα αποτέλεσμα το οποίο παρόλο που δεν είναι το ζητούμενο μπορεί είτε με μια πολύ εύκολη επεξεργασία είτε με την εφαρμογή κάποιου άλλου φίλτρου, όπως για παράδειγμα ενός φίλτρου κατωφλίωσης, να παράξει ένα ικανοποιητικό αποτέλεσμα, δεν μπορούμε να πούμε το ίδιο για το τελικό αποτέλεσμα.

Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζονται τα ιστογράμματα των εικόνων του προηγούμενου σχήματος. Παρατηρούμε ότι οι τιμές που λαμβάνουν τα εικονοστοιχεία του ενδιάμεσου και του τελικού σταδίου είναι οι ίδιες με μια διαφορά στη συχνότητα της κάθε τιμής. Παρόλα αυτά στο τελικό αποτέλεσμα οι περιοχές είναι διάσπαρτες χωρίς να υπάρξει κάποια ένδειξη περιοχών όπως στο ενδιάμεσο στάδιο.

Αξίζει να σημειωθεί ότι αυτή η διακριτότητα των τιμών της έντασης, όπως φαίνεται και στο ιστόγραμμα, είναι και αυτό που καθιστά εύκολη την περεταίρω επεξεργασία της εικόνας που παράγεται στο ενδιάμεσο στάδιο και πιθανόν να έχει καλύτερα αποτελέσματα από την μέθοδο που εξετάζεται.



Σχήμα 48. Αποτελέσματα MRF για τρεις κλάσεις (σειρά A) και δέκα κλάσεις (σειρά B) Ενδιάμεσο στάδιο (1) και τελικό αποτέλεσμα (2)



Σχήμα 49. Αποτελέσματα MRF για τρεις κλάσεις (σειρά A) και δέκα κλάσεις (σειρά B) Ενδιάμεσο στάδιο στις τρεις διαστάσεις (1,2) και τελικό αποτέλεσμα (3,4)

5.3 Συμπεράσματα

Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν τα συμπεράσματα, στα οποία καταλήγουν τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν παραπάνω.

5.3.1 Neighborhood Connected Image Filter/ Connected Threshold Image Filter

Τα δυο φίλτρα σε γενικές γραμμές λειτουργούν και έχουν ένα πάρα πολύ καλό αποτέλεσμα όταν το δόντι που επιλέγεται είναι σχετικά απομονωμένο από τα υπόλοιπα. Καθώς το φίλτρο ελέγχει μόνο την ένταση των εικονοστοιχείων, είναι δύσκολο το αποτέλεσμα να είναι εξίσου ικανοποιητικό για δόντια που είναι σε επαφή με τα γειτονικά του.

Οι τιμές του κάτω κατωφλίου για τις οποίες βγάζουν ένα καλό αποτέλεσμα τα δυο φίλτρα είναι μεταξύ (600 – 1000). Αξίζει να σημειωθεί ότι για το ίδιο σετ δεδομένων για να παραχθεί παρόμοιο αποτέλεσμα μεταξύ των δυο φίλτρων, οι τιμές του κάτω κατωφλίου για την connected threshold είναι λίγο υψηλότερες σε σχέση με τη neighborhood connected. Επίσης η πρώτη δίνει ελαφρά καλύτερα αποτελέσματα στα απομονωμένα δόντια αλλά χειρότερα σε αυτά που βρίσκονται σε επαφή με τα διπλανά.

Ένα βασικό πλεονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι η ταχύτητά της. Ο χρόνος εκτέλεσης του προγράμματος, χωρίς να υπολογίζεται ο χρόνος που κάνει ο χρήστης να εισάγει τις παραμέτρους, δεν ξεπερνάει τα 7-8 δευτερόλεπτα. Αυτό καθιστά την μέθοδο ιδανική για μια πρώτη εκτίμηση και μια αρχική προσπάθεια τμηματοποίησης, που υπό προϋποθέσεις μπορεί να δώσει πολύ καλά αποτελέσματα.

5.3.2 Fast Marching Image Filter/ Curves Level Set Image Filter

Οι μέθοδοι αυτές παράγοντα βέλτιστα αποτελέσματα συγκριτικά με τις υπόλοιπες μεθόδους. Παράγουν αρκετά καλά αποτελέσματα ακόμα και για δόντια που βρίσκονται σε επαφή με τα γειτονικά, αν και δεν λειτουργεί σε όλο το σύνολο των περιπτώσεων.

Σχετικά με τις παραμέτρους, οι τιμές που λαμβάνουν είναι οι εξής:

Sigma: (0, 0.3]

Alpha: (-1000, -1]

Beta: <3100)

Time threshold: >10 (μόνο στη fast marching)

Propagation scaling: δεν επηρεάζει το αποτέλεσμα, συνήθης τιμή το 1. (μόνο στη curves level set)

Ο χρόνος εκτέλεσης είναι της τάξης των 30 δευτερολέπτων και με χρήση της παραμέτρου stopping time δεν επηρεάζεται από τις τιμές των υπόλοιπων παραμέτρων όπως πριν τη χρήση της. Αυτό, σε συνδυασμό με το ότι τα αποτελέσματά των μεθόδων είναι τα βέλτιστα σε σχέση με τις υπόλοιπες που εξετάστηκαν τις καθιστούν τις ιδανικές μεταξύ των τεχνικών που εξετάστηκαν για τα δεδομένα μας.

5.3.3 *Watershed Image Filter*

Το φίλτρο αυτό λειτουργεί επίσης σε γενικές γραμμές για τέτοιου είδους δεδομένα. Ωστόσο τα αποτελέσματά του δεν είναι το ίδιο εύχρηστα και χρήσιμα όσο των προηγούμενων τεχνικών. Καταρχάς, από τον τρόπο που λειτουργεί δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για στοχευμένη τμηματοποίηση, αυτό σημαίνει δηλαδή ότι δεν μπορεί να επιτευχθεί τμηματοποίηση συγκεκριμένου δοντιού αλλά μια γενική τμηματοποίηση του συνόλου των δοντιών.

Επίσης παρατηρείται ότι ακόμα και για τις τιμές παραμέτρων που το αποτέλεσμα φαίνεται να είναι ικανοποιητικό, η μέθοδος παρουσιάζει μια αδυναμία να συμπεριλάβει τις ρίζες των δοντιών στην ίδια περιοχή με το υπόλοιπο δόντι και ανάλογα με τα δεδομένα μερικές φορές παραλείπονται και τα μπροστινά δόντια. Επίσης τα αποτελέσματα προκύπτουν καλύτερα για εικόνες όπου υπάρχει επαφή μεταξύ των δοντιών, με αποτέλεσμα να θεωρείται ως μία περιοχή και να έχει η οδοντοστοιχία το ίδιο χρώμα.

Οι τιμές του threshold που δίνουν ένα σχετικά ικανοποιητικό αποτέλεσμα είναι 0.02 – 0.05 ενώ του level είναι 0.02 – 0.1.

Ο χρόνος εκτέλεσης είναι γενικά πολύ μικρός, της τάξης των 16 – 20 δευτερολέπτων, ο οποίος αυξάνεται εκθετικά για πολύ μικρές τιμές του threshold. Η αύξηση του χρόνου ξεκινάει για threshold = 0.03 όπου ο χρόνος ανεβαίνει στα 60 – 120 δευτερόλεπτα ενώ για threshold = 0.01 ο χρόνος όπως αναφέρθηκε και παραπάνω ξεπερνάει τα 43 λεπτά.

5.3.4 *MRF Image Filter*

Το φίλτρο αυτό δεν λειτουργεί για τέτοιου είδους δεδομένα για τις διάφορες τιμές των παραμέτρων που εξετάστηκαν στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής. Αυτό που θα μπορούσε να ελεγχθεί περαιτέρω είναι να χρησιμοποιηθεί διαφορετικός ταξινομητής για την αρχική προεπεξεργασία της εικόνας εισόδου ή διαφορετικό φίλτρο υπολογισμού των παραμέτρων στάθμισης του πρώτου σταδίου.

Διαφορετικά όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, μπορούν να χρησιμοποιηθούν τα αποτελέσματα του ενδιάμεσου σταδίου σε συνδυασμό με κάποιο άλλο φίλτρο μιας και τα αποτελέσματά του είναι αρκετά ικανοποιητικά.

5.3.5 Σύνοψη

Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται συνοπτικά και συγκεντρωτικά τα διαστήματα των τιμών των διαφόρων παραμέτρων και ο χρόνος εκτέλεσης για την κάθε μέθοδο. Όπως αναλύθηκε και παραπάνω, οι Fast Marching Image Filter και Curves Level Set Image Filter παρουσιάζουν τα βέλτιστα αποτελέσματα, ενώ οι Neighbourhood Connected Image Filter και η Connected Threshold Image Filter παρουσιάζουν αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα υπό κάποιες προϋποθέσεις, πχ περιορισμένη επαφή με γειτονικά δόντια κλπ. Η Watershed Image Filter παράγει αποτελέσματα τα οποία όμως δεν είναι ιδιαίτερα εύχρηστα στη μορφή που είναι αλλά ούτε και ιδιαίτερα ακριβή. Τέλος, σχετικά με την MRF Image Filter, δεν ήταν δυνατό να εντοπιστούν οι τιμές των παραμέτρων της ώστε να δίνει επιθυμητά αποτελέσματα.

Αξίζει να σημειωθεί ότι οι παράμετροι beta και threshold και initial distance των μεθόδων fast marching και curves level set, είναι αντιστρόφως ανάλογες μεταξύ τους. Οι υπόλοιπες παράμετροι δεν έχουν εξάρτηση μεταξύ τους.

Filter	Parameters Range					Execution time (sec)
Neighbourhood Connected Image Filter	Upper Threshold			Lower Threshold		7 - 12
	15000			600-1000		
Connected Threshold Image Filter	Upper Threshold			Lower Threshold		7 - 12
	15000			600-1000		
Fast Marching Image Filter	Sigma	Alpha	Beta	Threshold		30 - 40
	(0.1,-0.3)	(-1000, -1)	<3000	>10		
Curves Level Set Image Filter	Sigma	Alpha	Beta	Initial Distance	Propagation Scaling	30 - 40
	(0.1,-0.3)	(-1000, -1)	<3000	>10	1	
Watershed Image Filter	Level			Threshold		16 - 120
	(0.02, 0.05)			(0.02, 0.1)		
MRF Image Filter	N/A					

Πίνακας 5.1. Σύνοψη αποτελεσμάτων

5.4 Μελλοντικές Επεκτάσεις

Κλείνοντας θα αναφερθούν πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις της παρούσας διπλωματικής.

Μια βασική επέκταση θα μπορούσε να είναι η υλοποίηση εφαρμογής για την εκτέλεση, των μεθόδων που εξετάστηκαν ή άλλων παρόμοιων σε μορφή πιο φιλική στο χρήστη, με γραφικό περιβάλλον και δυνατότητα αλληλεπίδρασης στη ροή του προγράμματος. Αυτό θα ήταν χρήσιμο καθώς τα αποτελέσματα και οι εφαρμογές της διπλωματικής αυτής είναι περισσότερο χρήσιμες για άτομα του κλάδου της οδοντιατρικής που δεν είναι εξοικειωμένοι με τον προγραμματισμό.

Επίσης μια τέτοια εφαρμογή θα μπορούσε να εξελιχθεί σε εργαλείο σύγκρισης απεικονίσεων πριν και μετά από την εγχείριση ή την υποβολή του ασθενούς σε κάποια θεραπεία για την παρακολούθηση και αξιολόγηση της πορείας του.

Ένα άλλο στοιχείο που θα μπορούσε να μελετηθεί περεταίρω είναι οι υπόλοιπες παράμετροι που υπάρχουν στα ενδιάμεσα στάδια των μεθόδων και κατά πόσο αυτές επηρεάζουν και αν μπορούν να βελτιώσουν την ποιότητα του αποτελέσματος. Παράδειγμα τέτοιων παραμέτρων είναι ο αριθμός επαναλήψεων, βήμα χρόνου, σταθερά ταχύτητας κλπ.

Επίσης θα μπορούσε να εξετασθεί αν υπάρχει κάποια σχέση μεταξύ των alpha, beta της fast marching και της curves level set. Στη παρούσα διπλωματική υπολογίστηκε ένα μεγάλο εύρος τιμών για τις οποίες προκύπτει το ίδιο αποτέλεσμα, ειδικά για την παράμετρο beta, χωρίς όμως να φαίνεται ξεκάθαρα η σχέση μεταξύ των παραμέτρων αυτών και του αποτελέσματος.

Τέλος σχετικά με την MRF, η οποία δεν δίνει τα επιθυμητά αποτελέσματα, θα μπορούσε να γίνει περεταίρω διερεύνηση της. Αφενός να χρησιμοποιηθούν τα θετικά αποτελέσματα του πρώτου σταδίου, αφετέρου να γίνει πιο λεπτομερής εξέταση των σταθμισμένων μέσων για την ύπαρξη κατάλληλων, που θα οδηγούν στα επιθυμητά αποτελέσματα.

Βιβλιογραφία

- [1]. Bart Vandenberghe, The digital patient – Imaging science in dentistry, *Journal of Dentistry* 74 (2018) S21–S26
- [2]. Javaid, M., *Clinical Epidemiology and Global Health* (2018), <https://doi.org/10.1016/j.cegh.2018.07.005>
- [3]. Lee JH. Accelerated techniques for a post and core and a crown restoration with intraoral digital scanners and CAD/CAM and rapid prototyping. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1024–1029.
- [4]. Lin WS, Harris BT, Morton D. The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J Prosthet Dent.* 2013;109:187–191.
- [5]. Kumar L, Shuaib M, Tanveer Q, Kumar V, Javaid M, Haleem A. 3 D scanner integration with product development. *Int J Eng Technol.* 2018;7(2):220–225.
- [6]. Anh JW, Park JM, Chun YS, Kim MA, Kim MJ. A comparison on the precision of three-dimensional images acquired by two different digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction. *Korean J Orthod.* 2016;46:3–12.
- [7]. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health.* 2017;17:2–11.
- [8]. Kumar L, Shuaib M, Tanveer Q, Kumar V, Javaid M, Haleem A. 3 D scanner integration with product development. *Int J Eng Technol.* 2018;7(2):220–225.
- [9]. Marti AM, Harris BT, Metz MJ, et al. Comparison of digital scanning and polyvinyl siloxane impression techniques by dental students: instructional efficiency and attitudes towards technology. *Eur J Dent Educ.* 2017;21(3):200–205.
- [10]. Κωνσταντίνα Νικήτα, ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ
- [11]. Yusra Y. Amera, Musbah J. Aqelb, An Efficient Segmentation Algorithm for Panoramic Dental Images, *International Conference on Communication, Management and Information Technology (ICCMIT 2015)*
- [12]. Dong XuJi, SimHengOng, KelvinWengChiongFoong, A level-set based approach for anterior teeth segmentation in cone beam computed tomography images, *Computers in Biology and Medicine* 50(2014)116–128
- [13]. The ITK Software Guide, Second Edition, Updated for ITK version 2.4

Ακόμα χρησιμοποιήθηκαν πολλές πληροφορίες από το διαδίκτυο. Παρακάτω δίνονται οι διευθύνσεις από τις οποίες αντλήθηκαν πληροφορίες για τη συγγραφή της παρούσας διπλωματικής.

- [14]. <https://www.sciencedirect.com>
- [15]. <https://github.com/InsightSoftwareConsortium/ITK>
- [16]. <https://itk.org/>
- [17]. <http://www.usmile.gr/index.php/orologia>