



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

## **Ανακατασκευή Πανοραμικής Ακτινογραφίας Δοντιών από Αξονικές Τομογραφίες**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Θέκλα Κ. Παπακώστα

**Επιβλέπων :** Γιώργος Κ. Ματσόπουλος

Επ. Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, Ιούλιος 2015





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ

ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

## Ανακατασκευή Πανοραμικής Ακτινογραφίας Δοντιών από Αξονικές Τομογραφίες

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Θέκλα Κ. Παπακώστα

**Επιβλέπων :** Γιώργος Ματσόπουλος

Επ. Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 22<sup>η</sup> Ιουλίου 2015

.....  
Γιώργος Ματσόπουλος

.....  
Νικόλαος Ουζούνογλου

.....  
Δημήτριος Κουτσούρης

Αθήνα, Ιούλιος 2015

.....  
Θέκλα Κ. Παπακώστα

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

Copyright © Θέκλα Παπακώστα, 2015.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Λόγω της ακρίβειας των 3D πληροφοριών που δίνει, η αξονική τομογραφία έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως για την διάγνωση και τον προγραμματισμό της θεραπείας που θα χρειαστεί ο ασθενής στην οδοντιατρική. Δυσδιάστατες πανοραμικές εικόνες έχουν την δυνατότητα να ανακατασκευαστούν με την σύνθεση αξονικών τομογραφιών οι οποίες εξάχθηκαν από οδοντιατρικούς CT σαρωτές.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία μελετούνται οι τρόποι ανακατασκευής πανοραμικής εικόνας από αξονικές τομογραφίες, καθώς και η δημιουργία ενός πλήρως αυτοματοποιημένου αλγόριθμου για υλοποίηση της διαδικασίας αυτής.

Μέχρι τώρα έχουν δημιουργηθεί αρκετοί αλγόριθμοι ανακατασκευής πανοραμικών ακτινογραφιών από αξονικές τομογραφίες, οι οποίοι όμως διέπονται από διάφορα προβλήματα. Τα προβλήματα που αντιμετώπιζαν είχαν να κάνουν κυρίως με την αυτοματοποίηση της διαδικασίας, λόγω του ότι εξαρτώνταν από εσωτερικές παραμέτρους του αλγορίθμου. Άλλα προβλήματα που παρουσιάζονταν ήταν ότι οι αλγόριθμοι αυτοί αδυνατούσαν να εξάγουν σωστά αποτελέσματα σε ακραίες ιατρικές περιπτώσεις ασθενών. Σε περιπτώσεις δηλαδή, που υπολείπονταν ολόκληρα τμήματα δοντιών, ή σε περιπτώσεις που οι ασθενείς είχαν πολλά τεχνικά, μεταλλικά εμφυτεύματα στο στόμα.

Ο αλγόριθμος ο οποίος κατασκευάσαμε ακολουθεί μια σειρά από διαδικασίες που έχουν ως στόχο την εξαγωγή πανοραμικών εικόνων πριν και μετά την εγχειρητική διαδικασία ή την οδοντιατρική θεραπεία, ούτως ώστε να μπορεί ο γιατρός να διαγνώσει, αρχικά, τον ασθενή, αλλά και να συγκρίνει τις διαφορές στο στόμα του ασθενούς πριν και μετά την εγχείρηση. Οι διαφορές, αυτές φαίνονται καθαρά στις πανοραμικές ακτινογραφίες που έχουμε εξάγει.

Ξεκινώντας, ο αλγόριθμός μας ανιχνεύει την καλύτερη τομή μέσα από μια σειρά από αξονικές τομογραφίες του ασθενούς. Στην συνέχεια μετά από διάφορες επεξεργασίες που υπόκειται η εικόνα αυτή, υπολογίζεται και κατασκευάζεται το οδοντικό τόξο του ασθενούς και εξάγονται οι συντεταγμένες του. Τέλος, με βάση το οδοντικό αυτό τόξο, ανακατασκευάζονται οι πανοραμικές εικόνες του ασθενούς.

### Λέξεις Κλειδιά:

αξονική τομογραφία, οδοντικό τόξο, ανακατασκευή πανοραμικής ακτινογραφίας, αυτόματος αλγόριθμος

# Abstract

Due to the accuracy of its 3D information, CT radiograph has been widely used for the diagnosis and the planning of the treatment of a patient in dentistry. Two dimensional panoramic images can be reconstructed by synthesizing the axial radiographs that derive from dental CT scanners.

In this thesis, I examine the ways of reconstructing a panoramic image from CT scans, and propose a fully automated algorithm for the implementation of this procedure.

Until now, several algorithms have been created for panoramic radiograph reconstruction from CT scans, but they are facing several problems. The biggest problem they all face has to do with the automation of the process. Most of the times, those algorithms were depended on internal parameters so they had to be adjusted differently in every situation. Other problems encountered are the incapability of the algorithms to export correct results in extreme medical cases. In detail, in cases where a whole teeth section is missing, or the patients had many technical artifacts in their mouths such as medical implants or dental metallic fillings, the existing algorithms failed to export the appropriate results.

The proposed algorithm follows a series of procedures that aim to export the panoramic images of a patient before and after a surgical procedure or a medical treatment. Using this, the doctor is able to diagnose the patient's disease and come up with a treatment plan, initially, but also compare the differences in the patient's mouth before and after the dental surgery. The differences can be clearly seen in the exported panoramic radiographs.

Firstly, the proposed algorithm detects the best CT slice through a series of CT scans of a patient. Then, after several imaging processes, the dental arch of the patient is detected and fitted properly on each patient's arch. Finally, based on the dental arch, the panoramic images are reconstructed and exported.

## Key Words:

Ct scan, dental arch detection, panoramic reconstruction, automated algorithm

## Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω ιδιαίτερες ευχαριστίες στον κ. Γιώργο Ματσόπουλο για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε με την ανάθεση αυτής της διπλωματικής εργασίας καθώς και για την άριστη συνεργασία που είχαμε καθ' όλη την διάρκεια της εκπόνησης της.

Τις θερμές μου ευχαριστίες, θέλω να εκφράσω και στον Αντώνη Σάββα για την καθοδήγηση και την συνεχή στήριξη που μου παρείχε από το ξεκίνημα μέχρι και την ολοκλήρωση αυτής της διπλωματικής εργασίας, καθώς και για τον χρόνο και την ενέργεια που κατανάλωσε μέχρι την επίτευξη του τελικού αποτελέσματος.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω τους φίλους και συμφοιτητές μου για τις ιδέες που εξέφραζαν και τις παραγωγικές συζητήσεις που είχαμε για ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα, καθώς και την οικογένεια μου που βρισκόταν στο πλευρό μου και με εμπύχωνε σε αυτά τα πέντε έτη των σπουδών μου.

# Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1 .....	1
Εισαγωγή.....	1
1.1 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας .....	1
1.2 Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας.....	4
Μεθόδοι Απεικόνισης Οδοντιατρικών Εικόνων .....	5
2.1 Εισαγωγή.....	5
2.3 Αξονική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης .....	8
2.3.1 Κλινικές Εφαρμογές του Οδοντιατρικού Υπολογιστικού Τομογράφου .....	10
2.3 Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού .....	17
2.4 Υπέρηχος.....	19
2.5 Τομογραφία Οπτικής Συνοχής.....	21
2.6 Πολυφωτονική Απεικόνιση.....	23
2.7 Πανοραμική Ακτινογραφία.....	24
2.9 Άλλες Τεχνικές Απεικόνισης.....	26
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 .....	27
Υπάρχουσες Τεχνολογίες Ανακατασκευής Πανοραμικής Εικόνας από CT Τομογραφίες.....	27
3.1 Εισαγωγή.....	27
3.2 Μέθοδος Michael J. Thali et.al.....	28
3.3 Μέθοδος Thitiporn Chanwimaluang et.al.....	30
3.4 Μέθοδος Han Bing et.al.....	33
3.5 Μέθοδος Vera et.al.....	37
3.7 Μέθοδος H. Akhoondali et.al.....	42
3.8 Συμπεράσματα.....	49
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 .....	50
Προτεινόμενος Αλγόριθμος και Διαδικασία.....	50
4.1 Εισαγωγή.....	50
4.2 Προτεινόμενη Μεθοδολογία .....	51
4.2 Αναλυτική Περιγραφή Επιμέρους Διαδικασιών .....	54
4.2.1 Αυτόματη Επιλογή Τομής (Automatic Slice Detection) .....	54
4.2.2 Αυτόματη Ανακατασκευή Οδοντικού Τόξου .....	56
4.2.1 Ανακατασκευή Πανοραμικής Εικόνας .....	67
4.3 Ορισμός παραμέτρων .....	68
4.3.1 Καθορισμός επιπέδου κατωφλιποίησης .....	68



4.3.2 Εύρεση Βαθμού Πολυωνύμου για την Πλήρη Εξομάλυνση και Εξαγωγή του Οδοντικού Τόξου.....	76
4.3.2 Καθορισμός της Ακτίνας Δίσκου Κατά την Διαδικασία του Μορφολογικού Κλεισίματος..	83
4.4 Συμπεράσματα.....	84
Κεφάλαιο 5 .....	85
Αποτελέσματα Εφαρμογής Αλγορίθμου .....	85
5.1 Εισαγωγή.....	85
5.2 Αποτελέσματα της Διαδικασίας Automatic Slice Detection.....	86
5.3 Αποτελέσματα της Διαδικασίας Automatic Dental Arch Detection.....	90
5.4 Αποτελέσματα της Διαδικασίας Panoramic Reconstruction.....	95
5.5 Συμπεράσματα.....	102
Κεφάλαιο 6 .....	103
Συμπεράσματα Διπλωματικής Εργασίας.....	103
6.1 Αποτελέσματα – Ευρήματα .....	104
6.2 Μελλοντικές Βελτιώσεις και Επεκτάσεις.....	104
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	106



# Κεφάλαιο 1

## Εισαγωγή

### 1.1 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας

Η πανοραμική οδοντιατρική ακτινογραφία αποτελεί ένα από τα βασικότερα διαγνωστικά βοηθήματα της οδοντιατρικής μιας και δίνει συνολική ακτινογραφική εικόνα της στοματικής κοιλότητας [1].

Μια πανοραμική ακτινογραφία είναι μια μορφή τομογραφίας και ειδικότερα μια πανοραμική σάρωση οδοντιατρικής ακτινογραφίας της άνω και κάτω γνάθου. Δείχνει μια δισδιάστατη όψη ενός ημικυκλίου από το ένα αυτί μέχρι και το άλλο και χρησιμοποιείται για την αρχική απεικόνιση ολόκληρης της στοματογναθοπροσωπικής περιοχής. Με την πανοραμική ακτινογραφία επιτυγχάνεται απεικόνιση όλων των δοντιών καθώς και των δύο γνάθων, της κροταφογναθικής διάρθρωσης, των ιγμορείων άντρων, δίνοντας πληροφορίες σε σχέση με τον αριθμό, τη θέση και την ανάπτυξη όλων των δοντιών (ακόμα και αυτών που δεν έχουν προβάλει ακόμα) [1]-[3].

Η ακτινογραφία αυτή, εκτός από τη συνολική ακτινογραφική εικόνα του στόματος προσφέρει σημαντική βοήθεια στη διάγνωση και μελέτη κυστικών αλλοιώσεων, εγκλείστων δοντιών, καταγμάτων, όγκων κ.λπ., ενώ ταυτόχρονα δίνει την δυνατότητα στο γιατρό να συγκρίνει την δεξιά με την αριστερή πλευρά του στόματος [1].

Πιο συγκεκριμένα απεικονίζονται:

- Τερηδόνες μεταξύ των δοντιών και κάτω από υπάρχουσες εμφράξεις
- Κατάγματα δοντιών και ριζών
- Οστικές αλλοιώσεις
- Έγκλειστα δόντια
- Σε παιδιά για έλεγχο νεογιλών δοντιών και ύπαρξης, θέσης των μονίμων
- Ορθοδοντικά προβλήματα
- Γναθοπροσωπικές ανωμαλίες, σχιστίες
- Η βαρύτητα περιοδοντικής νόσου
- Εμφυτεύματα
- Ξένα σώματα στα οστά των γνάθων και στα μαλακά μόρια
- Παθολογικές καταστάσεις ανεξάρτητα από την οδοντιατρική θεραπεία όπως: ενδείξεις οστεοπόρωσης, αθηρωματικών πλακών, λίθοι σε ανατομικά μόρια της στοματοπροσωπικής περιοχής.[2]

Στο Σχήμα 1.1. παρουσιάζεται ένα παράδειγμα ψηφιακής πανοραμικής ακτινογραφίας όπου απεικονίζονται έγκλειστοι κυνόδοντες.



**Σχήμα 1.1** Ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία στην οποία απεικονίζονται έγκλειστοι κυνόδοντες [2]

Συνθετικές πανοραμικές εικόνες, παρόμοιες με τις τυπικές δισδιάστατες πανοραμικές ακτινογραφίες μπορούν να παραχθούν από αξονικές εικόνες οι οποίες αποκτήθηκαν από ιατρικές και οδοντιατρικές σαρώσεις υπολογιστικής τομογραφίας (CT).

Η αξονική ή υπολογιστική τομογραφία είναι μία μη επεμβατική διαγνωστική απεικονιστική εξέταση, η οποία χρησιμοποιεί ένα συνδυασμό των ακτίνων Χ και της τεχνολογίας των υπολογιστών, για να παραγάγει οριζόντιες και αξονικές (συντά ονομάζονται φέτες) εικόνες του σώματος. Η αξονική τομογραφία μπορεί να παράγει λεπτομερείς εικόνες από εγκάρσιες τομές, από οποιοδήποτε μέρος του σώματος, συμπεριλαμβανομένων των οστών, των μυών και του λίπους. Οι εικόνες αυτές περιέχουν πολύ χρήσιμες πληροφορίες, παρέχοντας πολύ μεγαλύτερη δυνατότητα λεπτομερούς διάγνωσης από αυτές της κλασικής ακτινογραφίας [4].

Ένα παράδειγμα μιας τομής από CT σάρωση στην οποία φαίνεται η διαμόρφωση των δοντιών, παρουσιάζεται στο Σχήμα 1.2.



**Σχήμα 1.2** CT τομογραφία που απεικονίζει τη διαμόρφωση των δοντιών

Ωστόσο, ο συμβατικός τρόπος για την ανακατασκευή προσομοιωμένων πανοραμικών εικόνων, είναι να σχεδιαστεί με το χέρι, από τον ιατρό, το οδοντικό τόξο στις αξονικές εικόνες. Αυτό το πρόβλημα απασχόλησε διάφορους ερευνητές οι οποίοι προσπάθησαν να κάνουν την διαδικασία ανίχνευσης του οδοντικού τόξου αυτοματοποιημένη. Οι G.Hui και C. Oksam [5] πρότειναν την αυτόματη τοποθέτηση του οδοντικού τόξου. Ωστόσο, δεν μπορεί να ανιχνεύσει πραγματικά μια γραμμή σύνδεσης μεταξύ των δοντιών και του σαγονιού. Οι Han B. et al. [6] παρουσιάζει ένα πλήρως αυτόματο αλγόριθμο για να παράγει την πανοραμική εικόνα από CT εικόνες. Παρόλα αυτά, τα αποτελέσματα του εξαρτώνται από εσωτερικές παραμέτρους του αλγορίθμου που δεν είναι εύκολα καθοριζόμενες. Οι T Chanwimaluang et al. [7] παρουσίασαν την αυτοματοποιημένη προσέγγιση για την ανίχνευση του οδοντικού τόξου. Ο αλγόριθμός τους όμως παρουσίαζε αδυναμία ανίχνευσης του οδοντικού τόξου, όταν η εικόνα περιείχε κενό χώρο ανάμεσα στα δόντια [7].

Τα συγκεκριμένα προβλήματα αποτέλεσαν και την αφετηρία για την διατύπωση του αντικειμένου της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Να βρεθεί δηλαδή ένας εναλλακτικός και αξιόπιστος, πλήρως αυτοματοποιημένος τρόπος ανίχνευσης του οδοντικού τόξου από CT τομογραφίες αρχικά, και ανακατασκευής της πανοραμικής εικόνας, τελικά. Στην παρούσα εργασία προτείνεται ένας αυτόματος αλγόριθμος για ανίχνευση του οδοντικού τόξου. Μόλις ανιχνευθεί το οδοντικό τόξο, και με βάση τη θέση (συντεταγμένες) του μπορούμε να ανακατασκευάσουμε μια σειρά από πανοραμικές εικόνες.

## 1.2 Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας

Στο υπόλοιπο μέρος της διπλωματικής εργασίας, γίνεται μια συνοπτική περιγραφή της υπάρχουσας τεχνολογίας στις οδοντιατρικές εικόνες εστιάζοντας κυρίως την προσοχή μας στις πανοραμικές εικόνες. Στη συνέχεια εξηγείται και αναλύεται η προτεινόμενη μεθοδολογία- αλγόριθμος, αυτόματου σχεδιασμού του οδοντικού τόξου και ανακατασκευής της πανοραμικής εικόνας. Παρουσιάζεται αναλυτικά η διαδικασία και τα στάδια που ακολουθήσαμε με παραδείγματα και αποτελέσματα στο κάθε ένα ξεχωριστά.

Αναλυτικότερα στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται μια ανασκόπηση των τεχνολογιών που ασχολούνται με οδοντιατρικές εικόνες. Αναφέρονται και αναλύονται συνοπτικά οι διάφορες οπτικές οδοντιατρικές τεχνικές και εστιάζουμε κυρίως στο διαγνωστικό κομμάτι της κάθε τεχνικής, αφού στόχος μας είναι η εύκολη διάγνωση των διάφορων οδοντικών παθήσεων μέσα από τις αναφερόμενες απεικονιστικές τεχνικές.

Το τρίτο κεφάλαιο αναφέρεται στις υπάρχουσες τεχνικές-αλγόριθμους ανακατασκευής μιας πανοραμικής εικόνας από υπολογιστικές (CT) τομογραφίες καθώς και στα προβλήματα τα οποία παρουσιάζουν οι τεχνικές αυτές. Επίσης επισημαίνουμε τις διαφορές που έχουν οι συγκεκριμένοι αλγόριθμοι με τον δικό μας προτεινόμενο αλγόριθμο.

Στο κεφάλαιο τέσσερα γίνεται μια λεπτομερής περιγραφή της προτεινόμενης μεθοδολογίας. Αρχικά φαίνονται τα βήματα τα οποία ακολουθήσαμε σε ένα διάγραμμα ροής (flow chart). Στη συνέχεια αναλύεται και εξηγείται το κάθε στάδιο ξεχωριστά και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για κάθε μια από τις διαδικασίες. Αναφέρονται επίσης και οι διάφορες παραδοχές οι οποίες έγιναν καθώς και ο τρόπος επιλογής διαφόρων παραμέτρων, και πώς αυτές επηρεάζουν τα αποτελέσματα, δικαιολογώντας έτσι τις τελικές τιμές. Τέλος παρουσιάζονται οι διάφορες δοκιμές οι οποίες έγιναν για να καταλήξουμε στη βέλτιστη μορφή του αλγορίθμου, τον οποίο παρουσιάζουμε.

Στο κεφάλαιο πέντε φαίνονται αναλυτικά τα τελικά αποτελέσματα της εργασίας μας. Επιπλέον υπάρχουν σχόλια και παρατηρήσεις για το τελικό αποτέλεσμα καθώς και το πώς αυτό επηρεάζεται από τις διαφορετικές περιπτώσεις ασθενών και από την αυτόματη επιλογή των βέλτιστων υπολογιστικών τομών.

Τέλος, στο έκτο κεφάλαιο, το οποίο αποτελεί και τον επίλογο της εργασίας, γίνεται μια σύντομη περιγραφή ολόκληρης της διαδικασίας και διατυπώνονται τα συμπεράσματα όπως επίσης και κάποιες μελλοντικές επεκτάσεις οι οποίες μπορεί να είναι δυνατόν να υλοποιηθούν.

## Κεφάλαιο 2

### Μεθόδοι Απεικόνισης Οδοντιατρικών Εικόνων

#### 2.1 Εισαγωγή

Κατά τις τρεις τελευταίες δεκαετίες, η οδοντιατρική έχει γνωρίσει τεράστια πρόοδο σε όλους τους τομείς της. Με αυτές τις εξελίξεις, η ανάγκη για πιο ακριβή διαγνωστικά εργαλεία και ειδικότερα πιο ακριβείς απεικονιστικές μεθόδους, έχει γίνει υποχρεωτική. Από την απλή ενδοστοματική ακτινογραφία ακτινών Χ, προηγμένες τεχνικές απεικόνισης, όπως η αξονική τομογραφία, κωνικής δέσμης υπολογιστική τομογραφία, μαγνητική τομογραφία και υπερηχογράφημα έχουν επίσης βρει θέση στη σύγχρονη οδοντιατρική. Η αλλαγή από την αναλογική στην ψηφιακή ακτινογραφία έχει κάνει όχι μόνο την όλη διαδικασία απλούστερη και ταχύτερη αλλά επίσης έχει κάνει ευκολότερη τη δυνατότητα επεξεργασίας εικόνας, δηλαδή την αποθήκευση, χειραγώγηση (φωτεινότητα / αντίθεση, περικοπή της εικόνας, κλπ.) και ανάκτησή της. Η τρισδιάστατη απεικόνιση έχει κάνει τις πολύπλοκες κρανίο-προσωπικές δομές πιο προσιτές για εξέταση και έγκαιρη και ακριβή διάγνωση των εν βάθη βλαβών. Οι τεχνικές απεικόνισης που χρησιμοποιούνται στην οδοντιατρική μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ως εξής: ενδοστοματικές και εξωστοματικές, αναλογικές και ψηφιακές, ιοντίζουσες και μη ιοντίζουσες απεικονίσεις, καθώς επίσης δύο-διαστάσεων (2-D) και τριών-διαστάσεων (3-D) απεικονίσεις. Πιο κάτω θα αναφερθούμε στις τρέχουσες εξελίξεις στην τεχνολογία απεικόνισης των οδοντιατρικών εικόνων και τις χρήσεις τους σε διάφορους κλάδους της οδοντιατρικής [8].

## 2.2 Αξονική/Υπολογιστική Τομογραφία

Ο πρώτος εμπορικός σαρωτής υπολογιστικής τομογραφίας (CT) αναπτύχθηκε το 1972 από τον Sir Godfrey N Hounsfield, ένα μηχανικό στην EMI, στη Μεγάλη Βρετανία. Από τότε, η εισαγωγή των κλινικών ακτίνων Χ, υπολογιστικής τομογραφίας έχει μεταμορφώσει την απεικόνιση ιατρικών εικόνων και μπορεί να επιγραφεί σαν η μεγαλύτερη πρόοδος στην ακτινολογία, μετά την ανακάλυψη των ακτίνων Χ.

Η αξονική τομογραφία χρησιμοποιεί μια στενή, σε σχήμα βεντάλιας δέσμη ακτίνων Χ και πολλαπλές εκθέσεις γύρω από ένα αντικείμενο για να αποκαλύψει τις εσωτερικές δομές της, βοηθώντας έτσι τον γιατρό να δει τα μορφολογικά και παθολογικά χαρακτηριστικά του ασθενή και στις τρεις διαστάσεις [9].

Η CT ήταν η πρώτη τεχνολογία που επέτρεπε την απεικόνιση και των δύο σκληρών και μαλακών ιστών των οστών του προσώπου, από την ενίσχυση και επεξεργασία εικόνας και έδινε την δυνατότητα να αποκτηθούν πολλαπλές, μη επάλληλες διατομές εικόνων. Οι αξονικές τομογραφίες χρησιμοποιούνται στην ιατρική από το 1973, αλλά άρχισαν να διατίθενται για οδοντιατρική εφαρμογή μόλις το 1987. Η CT παρέχει ανάλυση υψηλής αντίθεσης και επιτρέπει τη διαφοροποίηση των ιστών με μικρότερη του 1% διαφορά στη σωματική τους πυκνότητα σε σύγκριση με το 10% που απαιτείται για να διακριθούν οι ιστοί αυτοί με τις συμβατικές ακτινογραφίες [10]. Οι CT εικόνες έχουν λιγότερο θόρυβο (δηλαδή, έχουν λιγότερους κόκκους), κάτι που προκύπτει από την ανώτερη ευθυγράμμιση της δέσμης εξόδου στα CT μηχανήματα. Τα προγράμματα λογισμικού CT μπορούν να αναδείξουν παθολογικές βλάβες από φυσιολογικές ανατομικές δομές χρησιμοποιώντας διάφορα χαρακτηριστικά για ενίσχυση χρωμάτων. Οι CT εικόνες έχουν τη δυνατότητα να παρουσιάζουν φέτες-δομές από ένα δεδομένο ιστό με πάχος 1-2 mm αλλά και η θέση της κάθε δομής να μπορεί να επιλέγεται από τον χρήστη [9].

Η CT θεωρείται ως η σημαντικότερη από τις απεικονιστικές τεχνικές για την αξιολόγηση των τραυματισμών του σκελετού στην γναθοπροσωπική περιοχή. Πρόκειται για ένα εξαιρετικό εργαλείο που βοηθά στην ανίχνευση σύνθετων καταγμάτων του προσώπου,

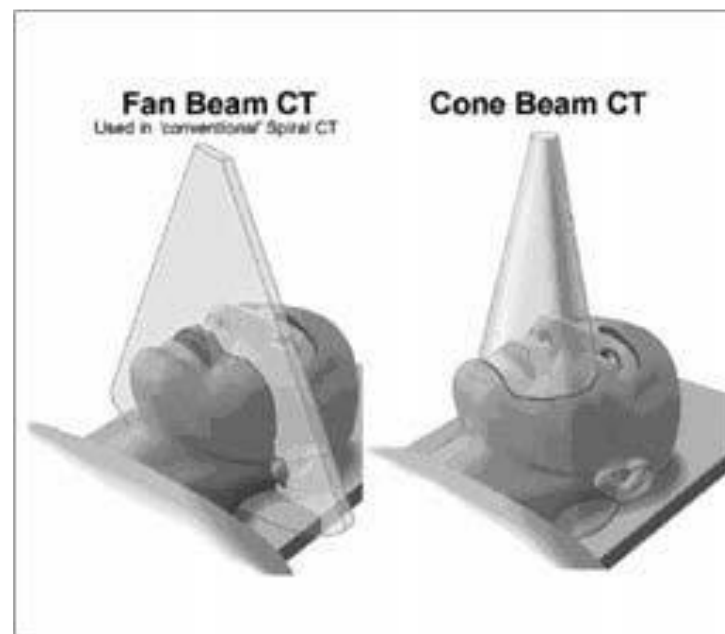


όπως εκείνες που αφορούν τον μετωπιαίο κόλπο, την ρινοηθμοειδή περιοχή [11], και τα κοιλώματα των οφθαλμών [12]. Η CT βοηθά στον καθορισμό των μετατοπίσεων των καταγμάτων πριν από τη χειρουργική ανάταξη και οστεοσύνθεση. Βοηθά επίσης, στη διάγνωση μετατοπισμένων καταγμάτων της κάτω γνάθου και του κονδύλου, οι οποίες δεν είναι εμφανείς στις πανοραμικές ακτινογραφίες. Ο Markowitz et al [13] παρατήρησε ότι η στεφανιαία CT είναι η πιο ακριβής μέθοδος για τη διάγνωση καταγμάτων της κάτω γνάθου. Η CT προσφέρει εξαιρετική απεικόνιση των εγκλείστων δοντιών και της σχέσης τους με τις κοντινές προς αυτά ανατομικές δομές, κάτι που καθοδηγεί το χειρουργό κατά τη διάρκεια της χειρουργικής αφαίρεσης των εγκλείστων δοντιών. Επιπλέον η CT βοηθά στο να εντοπίζονται πολλαπλοί επιπλέον σωλήνες των ριζών, που η περίπτωση μη εντοπισμού τους μπορεί να οδηγήσει σε αποτυχία της ενδοδοντικής θεραπείας. Η χρόνια κορυφαία περιοδοντίτιδα, είναι μια ακόμα πάθηση η οποία είναι δυνατόν να εντοπιστεί μέσω της αξονικής τομογραφίας.

Παρόλες τις χρήσεις της η αξονική τομογραφία έχει και μειονεκτήματα. Το μεγαλύτερο μειονέκτημα της είναι η έκθεση του ασθενή σε υψηλής έντασης ακτινοβολία. Άλλα μειονεκτήματα της CT περιλαμβάνουν το υψηλό κόστος των σαρώσεων της λόγω των μεταλλικών αντικειμένων. Επιπλέον, σε σύγκριση με τις συμβατικές ακτινογραφίες, έχει κακή ανάλυση. Τέλος έχει περιορισμένες δυνατότητες όσον αφορά την διάγνωση οδοντικών καταγμάτων (όπως μικρές ρωγμές), κάτι που μπορεί να οδηγήσει σε ψευδείς διαγνώσεις.

## 2.3 Αξονική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης

Στην οδοντιατρική πράξη η υπολογιστική (αξονική) τομογραφία έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως για τη μελέτη του οστικού υποστρώματος και τη διάγνωση παθήσεων των γνάθων. Τα τελευταία χρόνια κυκλοφόρησαν στο εμπόριο ειδικοί υπολογιστικοί τομογράφοι για την εξέταση αποκλειστικά της γναθοπροσωπικής περιοχής, οι οποίοι βασίζονται στην αρχή της “χαμηλής δόσης, κωνικής δέσμης υπολογιστικής τομογραφίας”. Οι τομογράφοι αυτοί είναι σχεδιασμένοι για την απεικόνιση μόνον των σκληρών ιστών του σπλαχνικού κρανίου. Η κωνικής δέσμης υπολογιστική τομογραφία που ονομάζεται και ογκομετρική, χρησιμοποιεί, όπως φανερώνει και το όνομά της, κωνικού σχήματος δέσμη ακτινοβολίας (Σχήμα 2.1).



**Σχήμα 2.1:** Αρχές λειτουργίας: ιατρικού υπολογιστικού τομογράφου (αριστερά) και κωνικής δέσμης οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου (δεξιά)

Η αρχή λειτουργίας του συστήματος διαφέρει από τους ιατρικούς αξονικούς τομογράφους, κυρίως ως προς το ότι δεν απαιτείται η αρχική λήψη των εγκάρσιων τομών για την περαιτέρω ανασύνθεση της εικόνας. Οι εγκάρσιες αυτές τομές δημιουργούνται ψηφιακά από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή του συστήματος, έπειτα από επεξεργασία του ψηφιακού ειδώλου του αντικειμένου που ακτινοβολήθηκε. Σε αντίθεση με τον αξονικό τομογράφο, η πηγή ακτινοβολίας περιστρέφεται μία μόνο φορά, κατά 360° γύρω από τον ασθενή, ενώ η ακτινολογική τράπεζα παραμένει ακίνητη. Κατά την περιστροφική αυτή κίνηση, πραγματοποιείται μία σειρά από συνεχόμενες εκπομπές ακτινοβολίας X (τυπικά μία κάθε φορά, ανά μοίρα περιστροφής), προκειμένου να αποδοθεί η αρχική ψηφιακή εικόνα στην οθόνη του υπολογιστή. Με τον τρόπο αυτό λαμβάνεται το τρισδιάστατο είδωλο του αντικειμένου που ακτινοβολήθηκε από διαφορετικές γωνίες.

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

Οι κυριότερες εφαρμογές της οδοντιατρικής κωνικής δέσμης υπολογιστικής τομογραφίας αφορούν: τον έλεγχο του οστικού υποστρώματος, για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων, τον προσδιορισμό της ακριβούς θέσης των εγκλείστων ή υπεράριθμων δοντιών, την απεικόνιση και διάγνωση οστικών αλλοιώσεων των γνάθων, την εξέταση της κροταφογοναθικής

διάθρωσης (ΚΓΔ), καθώς και την απεικόνιση και διάγνωση κρανιοπροσωπικών διαταραχών.

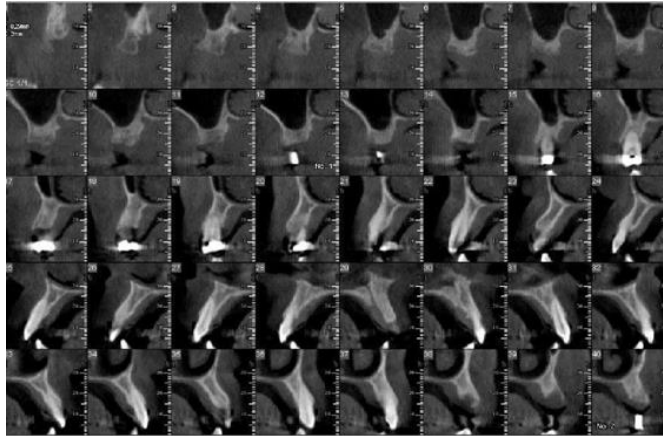
### **2.3.1 Κλινικές Εφαρμογές του Οδοντιατρικού Υπολογιστικού Τομογράφου**

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

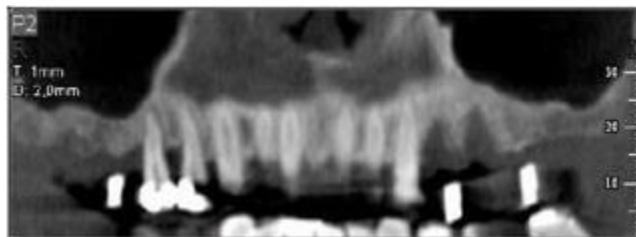
- **Έλεγχος της δυνατότητας και της ασφαλούς τοποθέτησης οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων**

Ο οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος κατασκευάστηκε αρχικά για την απεικόνιση και την αξιολόγηση του ύψους και του πάχους του οστού των γνάθων πριν από την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων (Σχήμα 2.2).

Οι πληροφορίες που λαμβάνονται με την οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία για την άνω γνάθο περιλαμβάνουν: Το εύρος και το ύψος της ακρολοφίας, τη σχέση συμπαγούς και σπογγώδους πετάλου, την εντόπιση του εδάφους του ιγμορείου άντρου, την εντόπιση του εδάφους της ρινικής κοιλότητας, τη μορφολογία και το μέγεθος του τομικού πόρου, τη μορφολογία και παθολογία του ιγμορείου καθώς και οστεοπορωτικές εξεργασίες της άνω γνάθου. Οι πληροφορίες που λαμβάνονται με την οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία για την κάτω γνάθο περιλαμβάνουν: το εύρος και το ύψος της ακρολοφίας, τη σχέση συμπαγούς και σπογγώδους πετάλου, την εντόπιση του κάτω φατνιακού πόρου, την εντόπιση των γενειακών τρημάτων, το σχήμα της ακρολοφίας, τυχόν οστεοπορωτικές εξεργασίες και την ύπαρξη εξεσημασμένου γναθιαίου βόθρου.



(α)

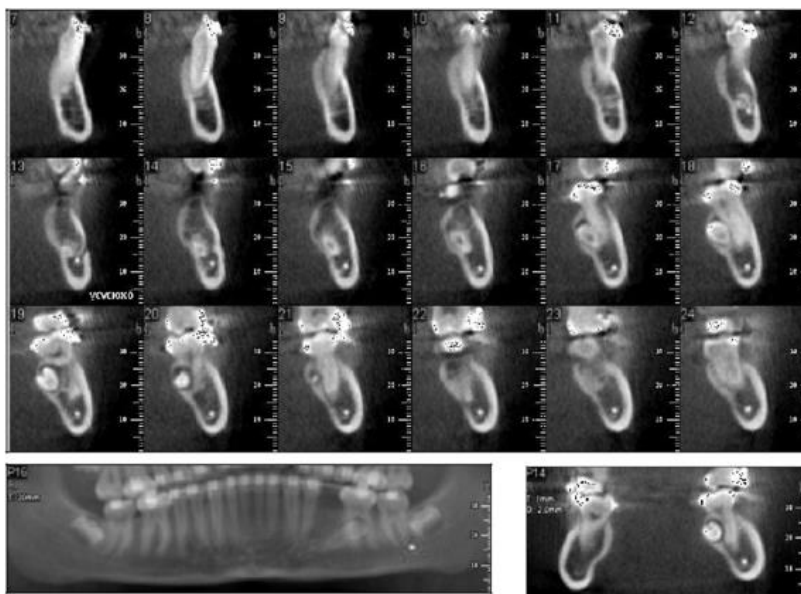


(β)

**Σχήμα 2.2:** (α) Κάθετες τομές ανά 2 mm. στην άνω γνάθο ασθενούς στον οποίο πρόκειται να τοποθετηθούν εμφυτεύματα. (β) Πανοραμική τομή του ίδιου ασθενούς. Παρατηρούμε τόσο στις κάθετες, όσο και στην πανοραμική τομή, τα ακτινοσκοπερά σημάδια του ακτινογραφικού νάρθηκα που έφερε ο ασθενής κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

- Προσδιορισμός της ακριβούς θέσης, των εγκλείστων ή υπεράριθμων δοντιών

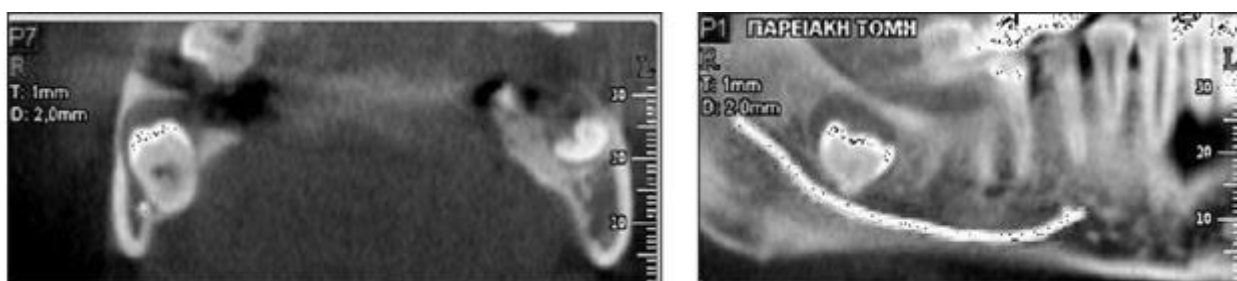
Η παρειογλωσσική θέση υπεράριθμων ή εγκλείστων δοντιών, καθώς και η σχέση τους με τις ρίζες των δοντιών, είναι εύκολο να υπολογιστούν, με ακρίβεια, από τις εγκάρσιες και τις κάθετες τομές στην ακρολοφία (Σχήμα 2.3).



**Σχήμα 2.3:** (α) Κάθετες τομές, (β) Μετωπιαία τομή, (γ) Πανοραμική τομή με πάχος 20 χιλ. Απεικονίζεται έγκλειστος ο δεύτερος προγόμφιος αριστερά (35), ο οποίος βρίσκεται σε γλωσσική θέση και έχει προκαλέσει απορρόφηση της εγγύς ρίζας του πρώτου μόνιμου γομφίου αριστερά (36).

Επίσης, η ακριβής θέση των εγκλείστων και η σχέση τους με ανατομικά μέρη της άνω γνάθου, είναι πολύ εύκολο να απεικονισθεί με ακρίβεια, με αποτέλεσμα την όσο το δυνατόν ατραυματική αφαίρεσή τους.

Η οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία έχει βρει ιδιαίτερη εφαρμογή τα τελευταία χρόνια στον έλεγχο των εγκλείστων τρίτων γομφίων της κάτω γνάθου, εφόσον με ακρίβεια είναι δυνατόν να προσδιοριστεί η σχέση των ακρορριζίων με το κάτω φατνιακό νεύρο, για την ασφαλή χειρουργική τους αφαίρεση (Σχήμα 2.4)



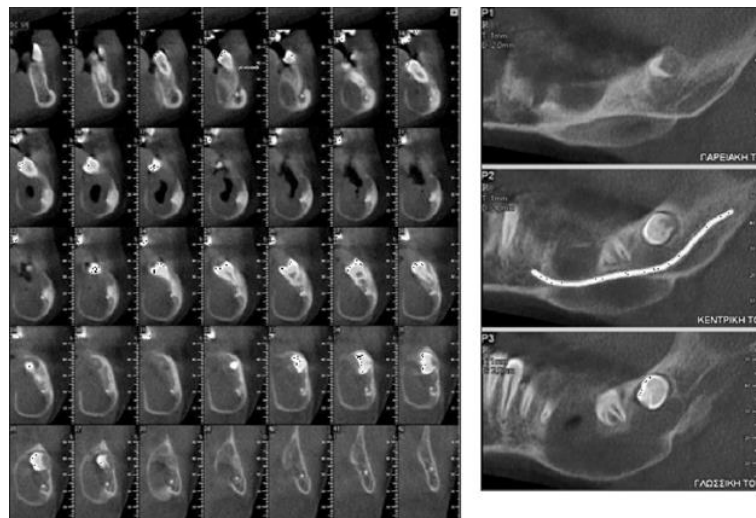
**Σχήμα 2.4:** (α) Μετωπιαίες τομές, (β) Πανοραμική τομή σε ασθενή, για προ-εγχειρητικό έλεγχο σχέσης του πόρου του κάτω φατνιακού νεύρου με τον έγκλειστο δεξιό 3<sup>ο</sup> γομφίο. Ο πόρος του κάτω φατνιακού βρίσκεται παρειακά του 3<sup>ου</sup> γομφίου και σε επαφή με αυτόν, ενώ το ακρορρίζιο του δοντιού έχει προκαλέσει διάτρηση του γλωσσικού πετάλου.

Η μειωμένη δόση ακτινοβολίας επιτρέπει την εφαρμογή της τεχνικής αυτής ακόμα και σε παιδιά ή εφήβους, πράγμα που ήταν σχεδόν απαγορευτικό παλαιότερα με την αξονική τομογραφία

- **Διάγνωση οστικών αλλοιώσεων των γνάθων**

Η οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία δίνει άριστα αποτελέσματα στην απεικόνιση των καλοήθων και κακοήθων οστικών αλλοιώσεων των γνάθων και στις τρεις διαστάσεις του χώρου.

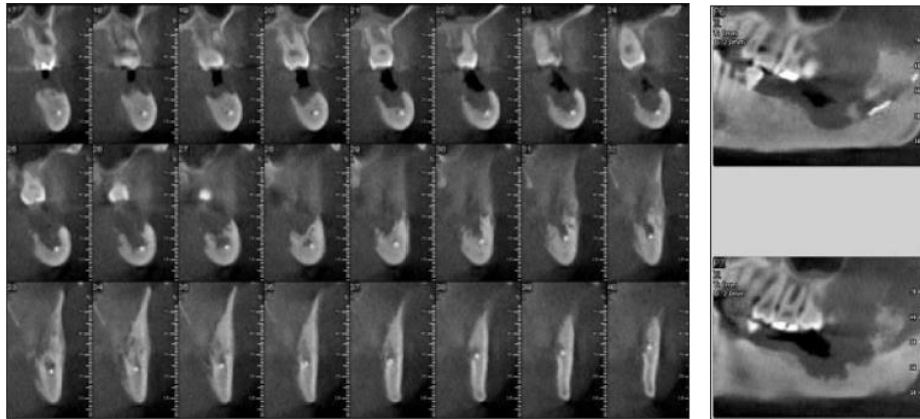
Σε περίπτωση καλοήθων και κυστικών αλλοιώσεων, μελετάται η έκταση αυτών, προσδιορίζονται με ακρίβεια οι διαστάσεις τους, ελέγχεται η τυχόν επέκταση αυτών σε ανατομικούς χώρους των γνάθων, όπως η ρινική κοιλότητα ή το ιγμόρειο άντρο, προσδιορίζεται η φύση και το εσωτερικό περιεχόμενο των αλλοιώσεων και διαπιστώνεται η τυχόν έκπτυξη, λέπτυνση ή διάτρηση των συμπαγών πετάλων (Σχήμα 2.5).



**Σχήμα 2.5:** (α) Κάθετες τομές, (β) Πανοραμική τομή με πάχος 20 mm. (γ) Πανοραμικές τομές χωρίς πάχος, σε ασθενή με αδαμαντινοβλάστωμα στην κάτω γνάθο. Απεικονίζεται υπόπυκνη αλλοίωση με σαφή όρια που εκτείνεται από την περιοχή του 34 έως την περιοχή του 38. Έχει προκαλέσει έκπτυξη και διάτρηση του γλωσσικού, του παρειακού συμπαγούς πετάλου και του χείλους της κάτω γνάθου. Η βλάβη έχει προκαλέσει απορρόφηση σε όλο το μήκος των ριζών του 36.



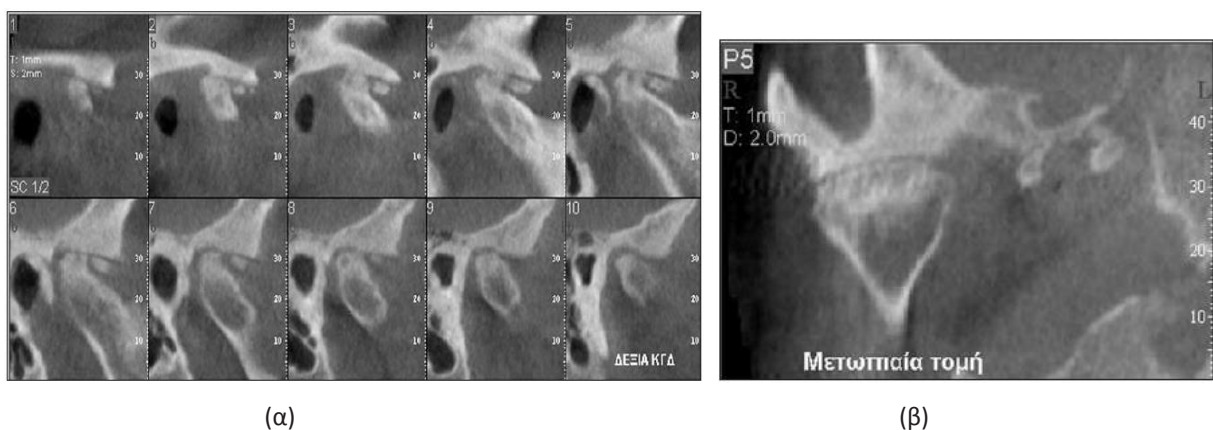
Σε περίπτωση κακοήθων ή μεταστατικών όγκων των γνάθων προσδιορίζεται με ακρίβεια η οστεολυτική καταστροφή, τα όρια της αλλοίωσης, η τυχόν διήθηση σε παρακείμενα ανατομικά μέρη, καθώς και η επίδραση του όγκου στα συμπαγή πέταλα των γνάθων (Σχήμα 2.6).



**Σχήμα 2.6:** (α) Κάθετες τομές, (β) Πανοραμικές τομές, σε ασθενή με ακανθοκυτταρικό καρκίνωμα στην κάτω γνάθο αριστερά. Απεικονίζεται υπόπυκνη αλλοίωση με ασαφή σκοροφαγωμένα όρια που έχει διατρήσει το παρειακό και το γλωσσικό πέταλο και εκτείνεται από την περιοχή του 1ου γομφίου μέχρι τον κλάδο της κάτω γνάθου

#### ▪ Απεικόνιση της κροταφογναθικής διάρθρωσης (ΚΓΔ)

Η εξέταση των κροταφογναθικών διαρθρώσεων με την οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία, σε πλάγιες και μετωπιαίες πολλαπλές τομές και σε τρισδιάστατη απεικόνιση, περιγράφεται έως μέθοδος εκλογής για την απεικόνιση των οστικών τμημάτων της άρθρωσης (Σχήμα 2.7).



**Σχήμα 2.7:** Δεξιά ΚΓΔ ασθενούς με οστεοαρθρίτιδα. (α) Κάθετες τομές, (β) Μετωπιαία τομή: Απεικονίζεται ανά- πτυξη εξεσημασμένου οστεοφύτου στην πρόσθια άνω επιφάνεια της κεφαλής του κονδύλου, διάβρωση αυτής, καθώς και οστική επαφή της κεφαλής του κονδύλου με την κροταφική γλήνη.

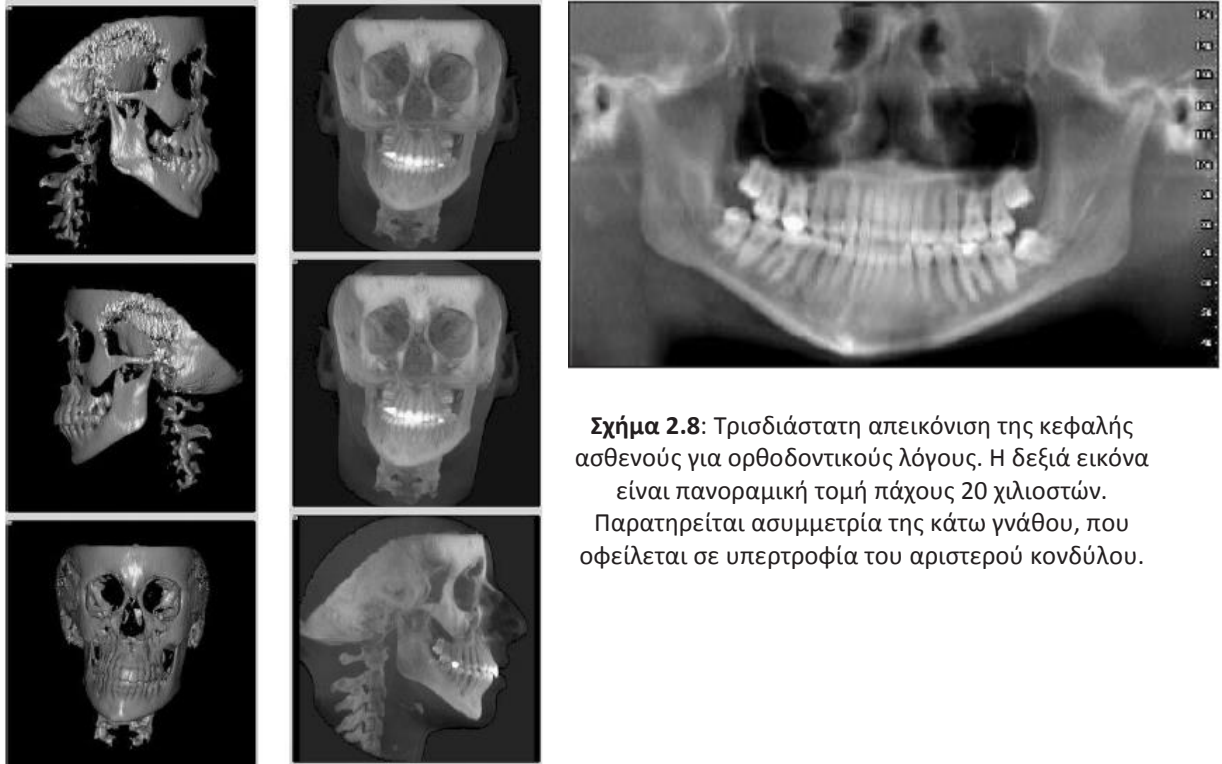


Με τη μέθοδο αυτή ελέγχονται η ακριβής θέση του κονδύλου στην κροταφική γλήνη, η ύπαρξη φυσιολογικού ή μειωμένου διαρθρίου χώρου, η μορφολογία και το σχήμα του κονδύλου ή της γλήνης και η κινητικότητα του κονδύλου κατά τη διάνοιξη του στόματος.

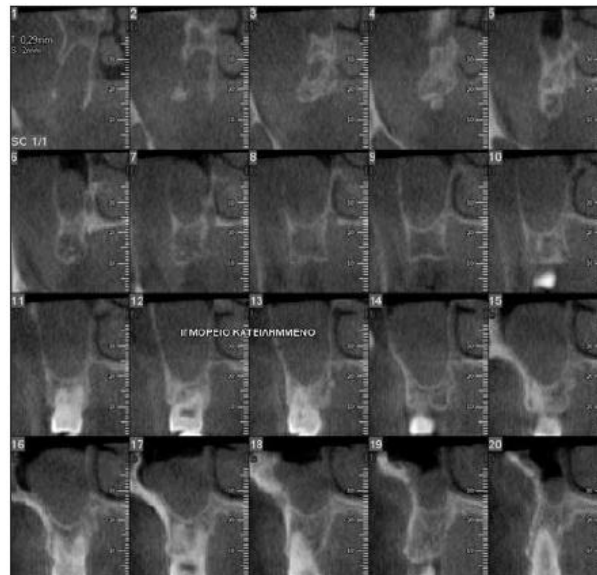
Σε περιπτώσεις παθολογίας των οστικών τμημάτων της ΚΓΔ μελετώνται: η τυχόν αποπλάτυνση του κονδύλου, η ανάπτυξη αρχομένων ή εξεσημασμένων οστεοφύτων, η διάβρωση ή απορρόφηση των συμπαγών πετάλων του κονδύλου και της κροταφικής γλήνης, η ύπαρξη οστεοσκλήρυνσης, καθώς και η οστική επαφή μεταξύ κονδύλου και γλήνης ή μεταξύ κονδύλου και πρόσθιου αρθρικού φύματος.

#### ▪ **Νεότερες εφαρμογές της οδοντιατρικής υπολογιστικής τομογραφίας**

Αυτές περιλαμβάνουν: την απεικόνιση και διάγνωση κρανιοπροσωπικών διαταραχών, όπως σε σχιστίες και σύνδρομα, την τρισδιάστατη ανασύνθεση της κεφαλής και του προσώπου για ορθοδοντικούς λόγους (Σχήμα 2.8), καθώς και για ασφαλή ορθογναθική αποκατάσταση των γνάθων, τη λεπτομερή απεικόνιση της ρίζας μεμονωμένων δοντιών για τον εντοπισμό καταγμάτων ή μικρών ακροριζικών αλλοιώσεων, την απεικόνιση και διάγνωση παθήσεων των ιγμορείων άντρων (Σχήμα 2.9), και τη δυνατότητα μεταφοράς των δεδομένων με την μορφή Dicom 3, σε άλλα λειτουργικά προγράμματα, προκειμένου να γίνει τρισδιάστατη ανασύνθεση της κεφαλής και των γνάθων, για ορθογναθική χειρουργική ή για την προ-εγχειρητική μελέτη της τοποθέτησης οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων.



**Σχήμα 2.8:** Τρισδιάστατη απεικόνιση της κεφαλής ασθενούς για ορθοδοντικούς λόγους. Η δεξιά εικόνα είναι πανοραμική τομή πάχους 20 χιλιοστών. Παρατηρείται ασυμμετρία της κάτω γνάθου, που οφείλεται σε υπερτροφία του αριστερού κονδύλου.



**Σχήμα 2.9:** Κάθετες τομές στην άνω γνάθο ασθενούς με ιγμορίτιδα

Συμπερασματικά, θα θέλαμε να τονίσουμε ότι η οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία αποτελεί νέα ακτινογραφική τεχνική με χαμηλή δόση ακτινοβολίας και με τη δυνατότητα της απεικόνισης της τρίτης διάστασης. Αποτελεί σημαντικό βοήθημα για τη διάγνωση των νόσων του στόματος και της τραχηλοπροσωπικής χώρας, και οι κλινικές εφαρμογές της συνεχώς αυξάνονται. Ο κλινικός ιατρός, όμως, θα πρέπει να είναι σε θέση να εκτιμήσει, ανάλογα με την περίπτωση, την αναγκαιότητα της εφαρμογής της και θα πρέπει να είναι σε θέση να αξιολογήσει ο ίδιος τα ευρήματά της [14].

### **2.3 Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού**

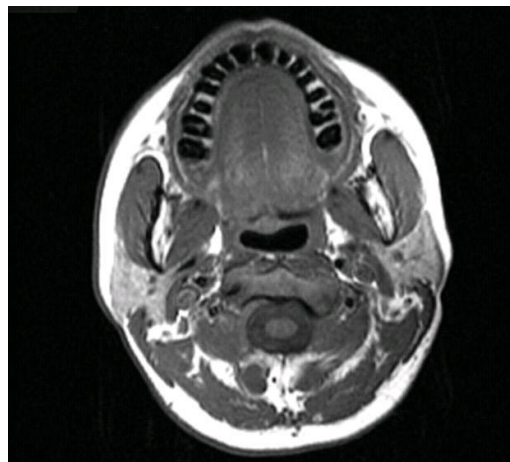
Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (Magnetic Resonance Imaging ή MRI) έχει ευρεία χρήση στην ιατρική απεικονιστική διαγνωστική για τη διάγνωση και την παρακολούθηση της εξέλιξης διαφόρων παθήσεων σε μαλακούς ιστούς του σώματος και του κεφαλιού. Παρόλα αυτά, η χρήση της εν λόγω τεχνικής στην οδοντιατρική είναι περιορισμένη. Πρόκειται για μια εξωσωματική τεχνική λήψης εικόνων υψηλής ποιότητας, η οποία δεν απαιτεί τη χρήση ιονίζουσας ακτινοβολίας, και βασίζεται στις αρχές του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού [15].

Πιο συγκεκριμένα εξετάζεται το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (ΠΜΣ). Το φαινόμενο αυτό, βασίζεται στην ύπαρξη μαγνητικής ροπής σε πυρήνες που περιέχουν περιττό αριθμό πρωτονίων ή νετρονίων, όπως του  $1\text{H}$ ,  $23\text{Na}$ ,  $31\text{P}$ ,  $14\text{N}$ ,  $19\text{F}$  και  $13\text{C}$ . Οι πυρήνες αυτοί έχουν στροφορμή (spin) μεγαλύτερη του μηδέν και ομοιάζουν με μικροσκοπικούς μαγνήτες.

Επειδή στους βιολογικούς ιστούς υπάρχει μεγάλο ποσοστό υδρογόνου (περιέχουν 60 – 80 % νερού ( $\text{H}_2\text{O}$ )), αυτό αποτελεί και το συνηθέστερο νουκλεόνιο, που χρησιμοποιείται στη Μαγνητική Τομογραφία για την ιατρική. Έτσι, στη συνέχεια, θα αναφερόμαστε κυρίως στον πυρήνα υδρογόνου, λόγω της απλότητας που παρουσιάζει, αφού διαθέτει ένα μόνο πρωτόνιο, αλλά και της ευρείας χρησιμοποίησής του. Όταν οι πυρήνες υδρογόνου βρίσκονται στη φυσική τους κατάσταση, τότε η κατεύθυνση της μαγνητικής ροπής τους είναι τυχαία και η συνισταμένη μαγνητική ροπή είναι μηδέν. Με την επίδραση ισχυρού μαγνητικού πεδίου, οι μαγνητικές ροπές ευθυγραμμίζονται με τη διεύθυνση του πεδίου και προκαλείται διέγερση και συντονισμός των πρωτονίων του υδρογόνου. Κατά τη περίοδο

συντονισμού τους, τα πρωτόνια απορροφούν ενέργεια, την οποία στη συνέχεια ελευθερώνουν. Η διαφορετικοί ιστοί του ανθρώπινου σώματος εκλύουν διαφορετικά επίπεδα ενέργειας. Η ενέργεια αυτή εντοπίζεται από ειδικούς αισθητήρες της συσκευής MRI και, μετά από κατάλληλη ψηφιακή επεξεργασία, παρουσιάζεται υπό μορφή εικόνας [16].

Η χρήση αυτής της απεικονιστικής τεχνικής, δεν θεωρείται ιδανική για την εξέταση οδοντιατρικών δεδομένων, αφού η ποιότητα απεικόνισης των οδοντικών ιστών με την τεχνική αυτή είναι χαμηλή. Τα δόντια έχουν πολύ υψηλή περιεκτικότητα σε ανόργανα στοιχεία. Το 50% της οδοντίνης και το 90% της αδαμαντίνης των δοντιών αποτελείται από ανόργανες ουσίες, ενώ ο υπόλοιπος όγκος καταλαμβάνεται από πρωτεΐνες και νερό. Εκτός από το σχετικά μικρό ποσοστό νερού, οι κινήσεις των υπαρχόντων μορίων υδρογόνου περιορίζονται από την πυκνότητα των περιβαλλόντων ανόργανων ιστών. Αυτό έχει ως συνέπεια, ο εκπεμπόμενος ηλεκτρικός παλμός ραδιοσυχνότητας να φθίνει σχετικά γρήγορα και έτσι δεν απορροφάται ικανής ποσότητας ενέργειας για την απεικόνιση των συγκεκριμένων περιοχών. Στις εικόνες απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού (MRI), οι εν λόγω περιοχές, που παρουσιάζουν χαμηλή απορροφητικότητα ενέργειας, απεικονίζονται ως σκοτεινές ζώνες οι οποίες παρέχουν χαμηλό επίπεδο πληροφοριών. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα παρουσιάζεται στο Σχήμα 2.10. Παρόλα αυτά, τα δεδομένα MRI μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διάγνωση και την παρακολούθηση διάφορων περιοδοντικών παθήσεων και ανωμαλιών στη στοματική κοιλότητα [15].



**Σχήμα 2.10:** Παράδειγμα εικόνας τομογραφίας η οποία ελήφθη μετά από εφαρμογή τεχνικής απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού (MRI).

## 2.4 Υπέρηχος

Η χρήση των υπερήχων στην Ιατρική εστιάζεται κυρίως στον τομέα της διάγνωσης με την μέτρηση διαφόρων χαρακτηριστικών των ανακλώμενων ή διερχόμενων ηχητικών κυμάτων. Παράλληλα έχουν αρχίσει να αναπτύσσονται και κάποιες θεραπευτικές εφαρμογές τους, όπως για παράδειγμα η χρήση τους στα πλαίσια της φυσιοθεραπείας για την τοπική αύξηση της θερμοκρασίας σε υποδόριους ιστούς του σώματος. Τέλος, η κατάλληλη εστίαση μιας δέσμης υπερήχων προκαλεί την συγκέντρωση μεγάλης ισχύος σε μια μικρή περιοχή σε ορισμένο βάθος μέσα στο σώμα και μπορεί να λειτουργήσει σαν νυστέρι, χωρίς να επιφέρει βλάβη στους υπερκείμενους ιστούς [17].

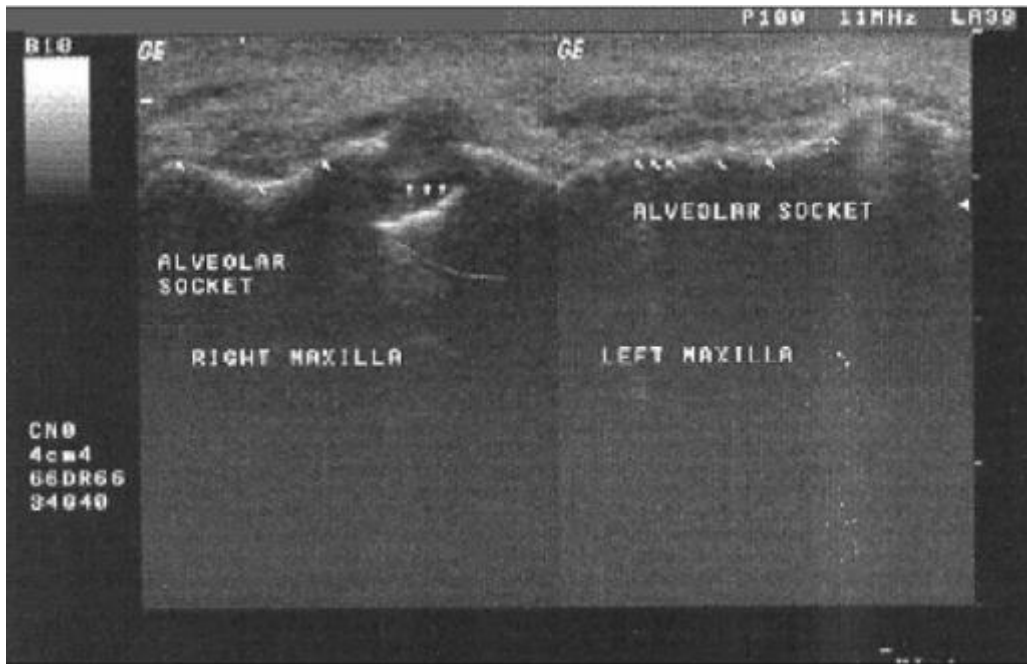
Η απεικόνιση με υπέρηχους χρησιμοποιεί υψηλής συχνότητας ήχους και τους απόηχους αυτών για να δημιουργήσει εικόνες. Μία συσκευή παράγει τα ηχητικά σήματα και τα στέλνει στο σώμα. Τα ηχητικά κύματα ταξιδεύουν στο σώμα και διαπερνούν τους ιστούς οι οποίοι όμως διαθλούν μέρος των υπερήχων, σε διαφορετικό ποσοστό. Ο βαθμός διάθλασης ή απορρόφησης εξαρτάται από τη σύσταση και τις μηχανικές ιδιότητες των αντικειμένων αυτών (πυκνότητα, ελαστικότητα, κλπ.). Επομένως, είναι δυνατή η διάκριση των διαφόρων αντικειμένων, μετά από την ανίχνευση και την κατάλληλη επεξεργασία των ανακλώμενων ηχητικών κυμάτων. Καταγράφοντας την αντανάκλαση των υπερήχων γίνεται η απεικόνιση του εσωτερικού του σώματος [18].

Οι τεχνικές απεικόνισης υπερήχων είναι ευρέως διαδεδομένες σε πολλές εφαρμογές της πρακτικής ιατρικής, όπως μεταξύ άλλων, στην αναισθησιολογία (για την εισαγωγή τοπικού αναισθητικού πλησίον νεύρων και αγγείων), στην καρδιολογία (ηχοκαρδιογραφία), στη γαστρεντερολογία (κοιλιακό υπερηχογράφημα), στη γυναικολογία, στη νευρολογία (υπερηχογράφημα καρωτίδων), στη μαιευτική (εμβρυικό υπερηχογράφημα), στην οφθαλμολογία (υπερηχογραφία οφθαλμών) και στην ουρολογία (εντοπισμός διαφόρων κύστεων και καρκινικών όγκων) [15].

Οι συσκευές απεικόνισης υπερήχων διαχέουν στην εξεταζόμενη περιοχή υπερηχητικά κύματα (με συχνότητα μεγαλύτερη από 20KHz), συνήθως μέσω μιας πηγής εναλλασσόμενης τάσης, η οποία εφαρμόζεται σε πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο. Για τη βέλτιστη έκχυση των ηχητικών κυμάτων, ανάμεσα στην πηγή και την εξεταζόμενη

επιφάνεια τοποθετείται υλικό με αντίσταση παρόμοια με αυτή της εξεταζόμενης επιφάνειας. Στην περίπτωση οδοντιατρικής εφαρμογής, χρησιμοποιείται υδράργυρος και στοιχεία αλουμινίου, αλλά έχει επίσης προταθεί η χρήση μείγματος νερού και γλυκερίνης για την βελτίωση της αποδοτικότητας της απεικονιστικής μεθόδου. Το υλικό αυτό βοηθά στην ελαχιστοποίηση της διάθλασης των ηχητικών κυμάτων στην επιφάνεια του δοντιού, γεγονός που επιτρέπει την απεικόνιση των εσωτερικών του δομών [15].

Στα τέλη της δεκαετίας του 1960, αποδείχθηκε ότι είναι δυνατή η απεικόνιση των εσωτερικών οδοντικών δομών με την χρήση τεχνικών ανίχνευσης ανακλώμενων υπερηχητικών κυμάτων συχνότητας 4MHz. Η σχετικά χαμηλή αυτή συχνότητα περιόριζε σημαντικά την απεικονιστική ανάλυση των δεδομένων με αποτέλεσμα να μην ήταν δυνατή η ικανοποιητική απεικόνιση οδοντικών δομών μεγάλης πυκνότητας. Σε μεταγενέστερες μελέτες χρησιμοποιήθηκαν υπέρηχοι με συχνότητες 10 ως 20MHz. Στις συχνότητες αυτές παρατηρήθηκε σημαντική βελτίωση στην ευκρίνεια των απεικονιζόμενων δομών. Παρά την πρόοδο όμως της τεχνολογίας και την εισαγωγή νέων τεχνικών, δεν είναι δυνατή η παραγωγή εικόνων υψηλής ευκρίνειας, λόγω της μεγάλης πυκνότητας, και κατά συνέπεια της περιορισμένης απορροφητικότητας ηχητικών κυμάτων, των εξωτερικών οδοντικών επιφανειών (σμάλτο). Για το λόγο αυτό, μέχρι και σήμερα, δεν είναι πρακτική η χρήση απεικόνισης υπερήχων στην κλινική οδοντιατρική. Η εφαρμογή των μεθόδων αυτών βρίσκεται ακόμα σε στάδιο δοκιμών και μελετών και συνήθως περιορίζεται στη διάγνωση περιοδοντικών παθήσεων. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα εφαρμογής απεικόνισης υπερήχων στην οδοντιατρική, παρουσιάζεται στο Σχήμα 2.11, όπου εξετάζεται η διάβρωση του πρόσθιου τοιχώματος του φατνιακού οστού.

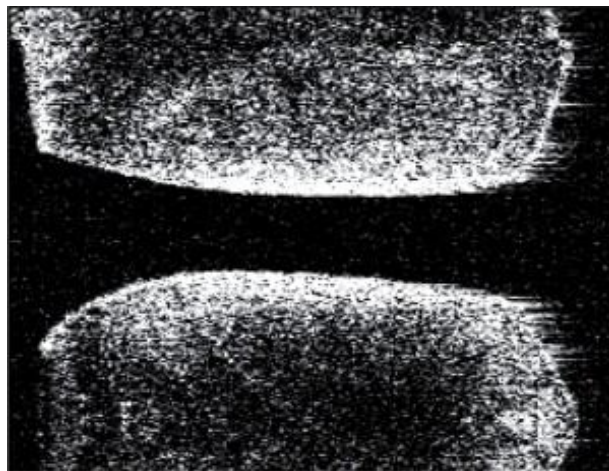


**Σχήμα 2.11:** Υπερηχογράφημα του φατνιακού οστού, χρησιμοποιώντας ηχητικά κύματα συχνότητας 11MHz (πηγή: OPENi - <http://openi.nlm.nih.gov>).

## 2.5 Τομογραφία Οπτικής Συνοχής

Η τεχνική Τομογραφίας Οπτικής συνοχής (Optical Coherence Tomography ή OCT) αποτελεί μια εξωσωματική τεχνική η οποία χρησιμοποιείται για την λήψη τρισδιάστατων δεδομένων. Κύριο χαρακτηριστικό της τεχνικής αυτής είναι η παραγωγή εικόνων με υψηλή γεωμετρική ανάλυση. Η τεχνική αυτή είναι βασισμένη στην διάχυση και την ανίχνευση ακτίνων φωτός στην περιοχή που εξετάζεται. Τις περισσότερες φορές χρησιμοποιούνται πηγές φωτός χαμηλής χρονικής συνοχής μέσα σε τυπικό συμβολόμετρο Michelson [19]. Η εκπεμπόμενη ακτίνα φωτός διαχωρίζεται και ανασυντίθεται. Με την διαδικασία αυτή δημιουργείται ένα πρότυπο για κάθε ακτίνα. Η πηγή παράγει ακτίνες ευρέως φάσματος, δημιουργώντας έτσι διακριτά πρότυπα για κάθε εκπεμπόμενη ακτίνα φωτός. Η ένταση των προτύπων αυτών εξαρτάται από το επίπεδο του ανακλώμενου φωτός. Το ανακλώμενο φως με τη σειρά του εξαρτάται από τη δομή και τη σύνθεση των εξεταζόμενων ιστών. Οι συσκευές λήψης δεδομένων τομογραφίας οπτικής συνοχής συνθέτουν τις εικόνες διατομής των τρισδιάστατων δομών από μια σειρά πλευρικά γειτνιαζόντων εγκάρσιων σαρώσεων.

Σήμερα τα δεδομένα της OCT έχουν χρήση στη μακροσκοπική απεικόνιση, για την παρουσίαση δομών που φαίνονται με γυμνό μάτι ή που απαιτούν μικρή μεγέθυνση, στην μικροσκοπική απεικόνιση, για δομές που απαιτούν μεγάλη μεγέθυνση και τέλος στην ενδοσκοπική απεικόνιση για δομές που απαιτούν χαμηλή ή μέτρια μεγέθυνση. Τα δεδομένα αυτά δεν έχουν μεγάλη χρήση στην οδοντιατρική αφού ακόμα βρίσκονται σε στάδιο μελέτης [20]-[22]. Γενικά, οι τεχνικές απεικόνισης OCT, απεικονίζουν δομές πάχους 1-2 χιλιοστών. Πιο ειδικά, για οδοντιατρικές δομές, η διείσδυση του φωτός μπορεί να προχωρήσει περισσότερο και επομένως είναι εφικτή η απεικόνιση αντικειμένων σε βάθος 4 χιλιοστών, μετά από κατάλληλη ρύθμιση του συστήματος λήψης [23]. Στο Σχήμα 2.12 παρουσιάζεται η οδοντιατρική εικόνα που λήφθηκε εφαρμόζοντας την τεχνική τομογραφίας οπτικής συνοχής.



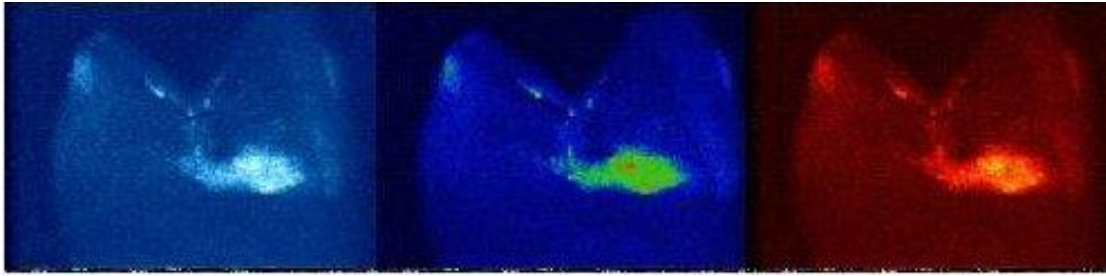
**Σχήμα 2.12:** Οδοντιατρικά δεδομένα τομογραφίας οπτικής συνοχής (πηγή: Timisoara Medical Journal 2010; 60(1): 74-77).



## 2.6 Πολυφωτονική Απεικόνιση

Η Πολυφωτονική απεικόνιση είναι μια τεχνική βασισμένη στις ιδιότητες φθορισμού των αντικειμένων, τα οποία απεικονίζονται. Η τεχνική αυτή ενδείκνυται για την απεικόνιση του οδοντικού ιστού, λόγω της σύστασης του. Η εξωτερική επιφάνεια του δοντιού αποτελείται σε πολύ μεγάλο βαθμό από ανόργανα μεταλλικά στοιχεία και κυρίως από υδροξυαπατίτη, του οποίου η κρυσταλλική δομή φθορίζεται εύκολα. Επιπλέον, το βασικό οργανικό συστατικό της οδοντίνης αποτελείται από ινώδες κολλαγόνο, το οποίο παρουσιάζει ισχυρό αυτοφθορισμό. Έτσι με την έκθεση του οδοντικού ιστού σε φως συγκεκριμένου μήκους κύματος, αποδίδεται φθορίζουσα ακτινοβολία. Ειδικοί αισθητήρες ανιχνεύουν την ακτινοβολία αυτή. Εισάγοντας την πληροφορία αυτή σε ένα ηλεκτρονικού υπολογιστή επιτυγχάνεται η παραγωγή τρισδιάστατης απεικόνισης του δοντιού.

Η πολυφωτονική απεικόνιση οδοντιατρικού ιστού είναι μια σχετικά νέα εξωστοματική τεχνική απεικόνισης, η οποία προτάθηκε από τον J.Girkin και τους συνεργάτες του το 1999 [24]. Στη συγκεκριμένη υλοποίηση χρησιμοποιούνται δύο υπέρυθρα φωτόνια, τα οποία απορροφώνται ταυτόχρονα. Η τεχνική αυτή επιτρέπει την καταγραφή της σύστασης και της ομοιομορφίας του οδοντικού ιστού και επιτρέπει τον εντοπισμό αλλοιώσεων σε βάθος μέχρι 500μm. Η εφαρμογή της τεχνικής είναι ιδανική για τον εντοπισμό αλλοιώσεων στον οδοντικό ιστό που προκαλούνται από την τερηδόνα. Ο αλλοιωμένος ιστός φθορίζει λιγότερο από τον υγιή ιστό και επομένως είναι εφικτή η καταγραφή και ο εντοπισμός του αλλοιωμένου ιστού στην παραγόμενη τρισδιάστατη απεικόνιση του δοντιού. Επιπλέον το επίπεδο της φθορίζουσας ακτινοβολίας είναι αντιστρόφως ανάλογο της έκτασης των αλλοιώσεων του ιστού. Κατά συνέπεια, η εν λόγω τεχνική απεικόνισης, επιτρέπει όχι μόνο τον εντοπισμό των ίδιων των αλλοιώσεων, αλλά και την εκτίμηση της σοβαρότητάς τους. Στο Σχήμα 2.13 παρουσιάζονται παραδείγματα τρισδιάστατων απεικονίσεων που έχουν ληφθεί χρησιμοποιώντας διάφορους τύπους φωτός. Στα παραδείγματα αυτά είναι ευδιάκριτος ο αλλοιωμένος οδοντικός ιστός που προκλήθηκε από την εξάπλωση της τερηδόνας. Η πολυφωτονική απεικόνιση έχει εφαρμοστεί μόνο δοκιμαστικά σε εξαγμένα δόντια, καθώς ο εξοπλισμός που απαιτείται είναι ογκώδης και πολύπλοκος στο χειρισμό του [15].

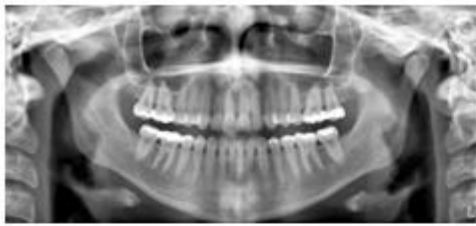


Σχήμα 2.13: Πολυφωτονική απεικόνιση δοντιών που έχουν προσβληθεί από τερηδόνα, χρησιμοποιώντας διάφορους τύπους φθορισμού [25]

## 2.7 Πανοραμική Ακτινογραφία

Οι πανοραμικές απεικονίσεις είναι ευρέως διαδομένες στην εφαρμοσμένη οδοντιατρική, αφού παρέχουν μια γενική και ολοκληρωμένη άποψη του συνόλου της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς. Η τεχνική λήψης πανοραμικών ραδιογραφημάτων σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε αρχικά από τον McDavid της οδοντιατρικής σχολής του πανεπιστημίου Texas Health Science Center των Η.Π.Α. κατά τη χρονική περίοδο 1985-1991 [26]. Η πρώτη εμπορική συσκευή λήψης ψηφιακών πανοραμικών ραδιογραφημάτων παρουσιάστηκε στη Γαλλία το 1995 (Signet). Ο εξοπλισμός λήψης πανοραμικών ραδιογραφημάτων αποτελείται από περιστρεφόμενο βραχίονα ο οποίος έχει στα δύο του άκρα την πηγή ακτινοβολίας και τους αισθητήρες ή το φιλμ. Ο ασθενής τοποθετείται έτσι ώστε το κρανίο του να βρίσκεται ανάμεσα στην πηγή και τον αισθητήρα ακτινοβολίας. Καθώς ο βραχίονας περιστρέφεται, την κάθε δεδομένη στιγμή προβάλλεται τμήμα της ανατομίας του ασθενούς στο φιλμ ή την ψηφιακή εικόνα. Κατά την ολοκλήρωση της διαδικασίας, οπότε και έχει σαρωθεί περιμετρικά ολόκληρο το κρανίο, προβάλλεται η πλήρης πανοραμική ανατομία. Η περιμετρική αυτή σάρωση παρουσιάζει πλήθος πρακτικών προβλημάτων, τα οποία κυρίως αφορούν την εστίαση των διαφόρων τμημάτων της πανοραμικής. Τα προβλήματα αυτά αντιμετωπίζονται με την αυτόματη ρύθμιση της ταχύτητας σάρωσης, η οποία μεταβάλλεται ανάλογα με τη γωνία σάρωσης. Τα πανοραμικά ραδιογραφήματα είναι ιδιαίτερα χρήσιμα για τον εντοπισμό καταγμάτων και παθήσεων στα οστά των γνάθων, καθώς καλύπτουν ένα ευρύ φάσμα των οστών του κρανίου και το σύνολο των δοντιών. Επιπλέον, λόγω της τεχνικής εξωστοματικής λήψης, τα συγκεκριμένα ραδιογραφήματα απαιτούν μειωμένη δοσολογία ακτινοβολίας. Τέλος, συμπυκνώνουν πληροφορία η οποία θα απαιτούσε τη λήψη πολλαπλών ενδοστοματικών

περιακρορριζικών ραδιογραφημάτων και ραδιογραφημάτων δήξεως. Η πλήρης κάλυψη της φατνιακής ακρολοφίας του ασθενούς απαιτεί τη λήψη 18-24 ενδοστοματικών ραδιογραφημάτων, ενώ η ίδια πληροφορία παρουσιάζεται σε ένα πανοραμικό ραδιογράφημα. Στο Σχήμα 2.14 παρατίθενται τυπικά παραδείγματα πανοραμικών απόψεων [15].



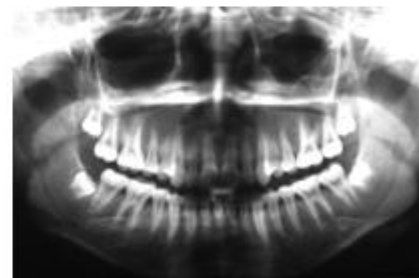
(α)



(β)



(γ)



(δ)

**Σχήμα 2.14:** Χαρακτηριστικά παραδείγματα εξωστοματικών πανοραμικών ραδιογραφημάτων

## 2.9 Άλλες Τεχνικές Απεικόνισης

Εκτός από τις τεχνικές απεικόνισης οδοντιατρικών δεδομένων, που έχουν ήδη αναφερθεί, έχουν προταθεί πολλές εναλλακτικές τεχνικές από διάφορα ερευνητικά ιδρύματα. Οι περισσότερες από τις τεχνικές αυτές βρίσκονται σε στάδιο δοκιμών. Οι πιο σημαντικές παρουσιάζονται συνοπτικά πιο κάτω.

- Συνεστιακή μικροσκοπία οπτικών ινών (fibre optic confocal microscopy): Η τεχνική αυτή είναι βασισμένη στις αρχές της συμβατικής συνεστιακής μικροσκοπίας και χρησιμοποιείται πειραματικά για τον εντοπισμό της τερηδόνας .
- Φωτο-φασματοσκοπία διπλού μήκους κύματος (Dual Wavelength Photospectroscopy): Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται ήδη για τον υπολογισμό των επιπέδων του οξυγονωμένου και του μη-οξυγονωμένου αίματος. Επιχειρείται η εφαρμογή της τεχνικής για την εξέταση της ζωτικότητας του πολφού των δοντιών, χωρίς ωστόσο να έχει αποδειχτεί ακόμα η αποδοτικότητά της
- Απεικόνιση Terahertz: Πρόκειται για εξωστοματική τεχνική ακτινοβολήσης η οποία χρησιμοποιεί μήκη κύματος της τάξης των  $10^{12}$ Hz. Η τεχνική αυτή παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα έναντι της κλασικής ραδιογραφίας, όπως, τη χαμηλή ενέργεια που απαιτείται για την απεικόνιση, τη χρήση μη-ιονίζουσων ακτινοβολιών, τη δυνατότητα εξαγωγής πολλαπλών επιπέδων πληροφορίας από μια μοναδική λήψη και τη διατήρηση του ηλεκτρικού φορτίου των ακτινοβολούμενων ιστών. Παρόλα αυτά, η χρήση του σχετικά μεγάλου μήκους κύματος έχει ως αποτέλεσμα τη δραματική μείωση της χωρικής ανάλυσης των απεικονιζόμενων δεδομένων, η οποία επηρεάζει αρνητικά την ευκρίνεια των παραγόμενων εικόνων [15].

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

# Υπάρχουσες Τεχνολογίες Ανακατασκευής Πανοραμικής Εικόνας από CT Τομογραφίες.

### **3.1 Εισαγωγή**

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει μια ανασκόπηση στις ήδη υπάρχουσες τεχνικές-αλγόριθμους ανακατασκευής πανοραμικών εικόνων από υπολογιστικές (CT) τομογραφίες. Θα αναλύσουμε τη διαδικασία και τα βήματα τα οποία χρησιμοποιεί η κάθε τεχνική μέχρι να φτάσει τελικά στην ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας. Επιπλέον θα ταξινομήσουμε τις τεχνικές αυτές ξεκινώντας από τις λιγότερο έως και καθόλου αυτόματες και θα καταλήξουμε στις τελείως αυτόματες τεχνικές. Ακόμα θα αναφερθούμε στα διάφορα προβλήματα τα οποία φαίνεται να παρουσιάζει η κάθε τεχνική, καθώς και στο ποια από τα προβλήματα αυτά λύνονται καθώς προχωράμε σε καινούριες πιο εξελιγμένες τεχνικές και αλγόριθμους. Τέλος επισημαίνουμε τις διαφορές που έχουν οι αλγόριθμοι στους οποίους αναφερθήκαμε με τον δικό μας προτεινόμενο αλγόριθμο.

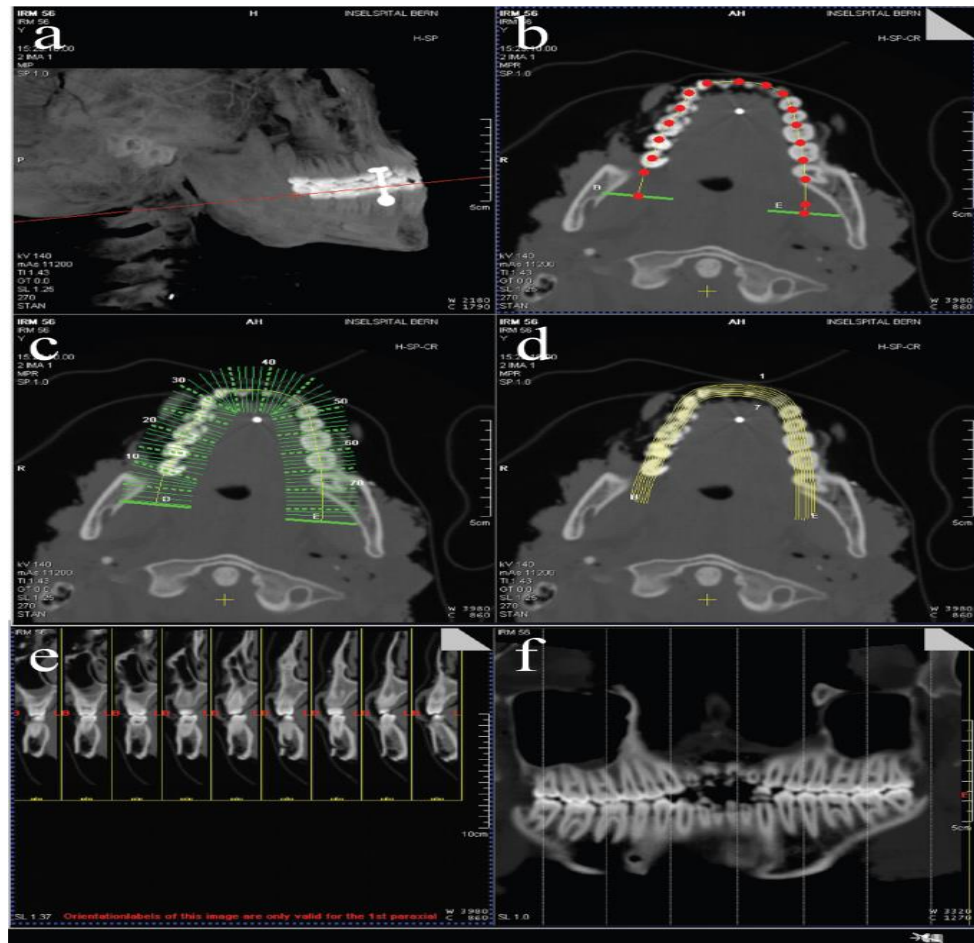
### **3.2 Μέθοδος Michael J. Thali et.al**

Η συγκεκριμένη μέθοδος η οποία προτάθηκε από τους Michael J. Thali et.al [27], περιγράφει μια σχεδόν καθόλου αυτοματοποιημένη τεχνική για εξαγωγή πανοραμικής εικόνας μέσω υπολογιστικών CT τομογραφιών. Στη συγκεκριμένη μελέτη περιγράφεται η χρήση του οδοντιατρικού λογισμικού (Dentascap) σε δεδομένα CT, από μεταθανάτιες εικόνες ασθενών, με σκοπό την ταυτοποίησή τους. Το λογισμικό αυτό επιτρέπει την ανακατασκευή ανασυντιθέμενων εικόνων παρόμοιων με τη συμβατική πανοραμική τομογραφία, ορίζοντας μια κυρτή ανακατασκευαστική γραμμή κατά μήκος των δοντιών, σε πλάγιες εικόνες. Στα πλαίσια της μελέτης αυτής χρησιμοποιήθηκαν οδοντιατρικά δεδομένα από τρεις θανόντες ανθρώπους, για έλεγχο του λογισμικού, με σκοπό την ταυτοποίησή τους.

Η τεχνική αυτή και πιο συγκεκριμένα το λογισμικό Dentascap ακολουθεί κάποια στάδια μέχρι να καταλήξει στην ανακατασκευή και εξαγωγή της πανοραμικής εικόνας. Τα στάδια αυτά φαίνονται ένα προς ένα και στο Σχήμα 3.1. Αρχικά πρέπει να γίνει ο ορισμός ενός λοξού επίπεδου τμήματος πάνω σε μια πλευρική όψη μιας 3-D διαφανούς ανακατασκευής των οστών του κρανίου. Το λοξό αυτό επίπεδο τμήμα έχει ως σκοπό τον εντοπισμό του κέντρου του κάθε δοντιού (Σχήμα 3.1 (a)). Στη συνέχεια είναι απαραίτητο να οριστεί η θέση των δοντιών. Η διαδικασία αυτή γίνεται χειροκίνητα με την τοποθέτηση σημείων πάνω στην εικόνα, εκεί που βρίσκεται η λοξή διατομή του επιπέδου των δοντιών. Έτσι επιτυγχάνεται ο ορισμός της καμπύλης γραμμής της ανακατασκευής (Σχήμα 3.1(b)). Στο επόμενο στάδιο γίνεται η τοποθέτηση των οδοντικών διατομών κατά μήκος της καμπύλης γραμμής ανακατασκευής. Το πάχος και η σειρά των οδοντικών διατομών πρέπει να οριστούν χειροκίνητα από το χρήστη (Σχήμα 3.1(c)). Παράλληλα προς την καμπύλη γραμμή ανακατασκευής, μπορούν να δημιουργηθούν μέχρι και έξι επιπλέον πανοραμικές οδοντικές ανακατασκευές. Το πάχος τομής των ανακατασκευών μπορεί να είναι από 1 έως και 20 χιλιοστά, με σκοπό να καλύψουν όλη την εξεταζόμενη περιοχή (Σχήμα 3.1(d)). Μετέπειτα, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 3.1(e), αρκετές από τις ανακατασκευές αυτές υλοποιούνται υποδειγματικά με σκοπό τον έλεγχο της διαδικασίας μέχρι και το συγκεκριμένο σημείο. Στο τελευταίο στάδιο γίνεται η ανακατασκευή της πανοραμικής

εικόνας και συγκρίνεται με προθανάτιες πανοραμικές εικόνες του ασθενούς έτσι ώστε να μπορεί να γίνει η σύγκριση των δύο αυτών φάσεων και να ταυτοποιηθεί ο ασθενής.

Στο Σχήμα 3.1 φαίνεται αναλυτικά σε εικόνες η διαδικασία που ακολουθεί το λογισμικό Dentascan.



**Σχήμα 3.1:** Τα στάδια που ακολουθεί το λογισμικό Dentascan: **(a)** Ορισμός λοξού επίπεδου τμήματος σε μια πλευρική όψη μιας 3-D διαφανής ανακατασκευής των οστών του κρανίου. **(b)** Χειροκίνητος ορισμός θέσης δοντιών μέσω τοποθέτησης σημείων στην εικόνα. Έτσι ορίζεται και η καμπύλη γραμμή ανακατασκευής. **(c)** Τοποθέτηση οδοντικών διατομών κατά μήκος της καμπύλης ανακατασκευής, με χειροκίνητο ορισμό του πάχους και της σειράς τους. **(d)** Δημιουργία έξι επιπλέον πανοραμικών ανακατασκευών ώστε να καλύπτουν όλη την εξεταζόμενη περιοχή. **(e)** Αρκετές από αυτές τις τιμές έχουν υλοποιηθεί υποδειγματικά **(f)** Φαίνεται μια από της 7 πανοραμικές οδοντικές ανακατασκευές με πάχος (1 mm), η οποία είναι επιτυχώς συγκρίσιμη με προθανάτιες οδοντιατρικές ακτινογραφίες.

Ένα μεγάλο μειονέκτημα της συγκεκριμένης ανακατασκευαστικής τεχνικής είναι ότι αν υπάρχει εκτεταμένη οδοντιατρική παρέμβαση στο στόμα του ασθενή, τα αποτελέσματα αλλοιώνονται. Μεταλλικά αντικείμενα τα οποία μπορεί να υπάρχουν, λόγω της αυξημένης ακτινοσκιερότητας τους, σε συνδυασμό με την ανακατασκευή δημιουργούν φωτεινές γραμμές και θόρυβο στην εικόνα [27]. Ακόμα, ένα άλλο μειονέκτημα της συγκεκριμένης διαδικασίας είναι ότι πολλές από τις λειτουργίες της πρέπει να γίνουν χειροκίνητα, κάτι που καθυστερεί την εξαγωγή αποτελεσμάτων και κάνει την διαδικασία πιο επιρρεπή σε ανθρώπινα λάθη.

### ***3.3 Μέθοδος Thitiporn Chanwimaluang et.al***

Ο αλγόριθμος αυτός προτάθηκε από τους Thitiporn Chanwimaluang et.al [7], και αποτελεί μια καινούρια αυτοματοποιημένη μέθοδο ανίχνευσης του οδοντικού τόξου από ακτινογραφίες υπολογιστικής τομογραφίας (CT). Η μέθοδος αυτή αποτέλεσε ένα πολύ σημαντικό βήμα για την δημιουργία πανοραμικών εικόνων καθώς και για την αναδιάταξη δοντιών κατά την ορθοδοντική θεραπεία, αφού για να γίνουν οι διαδικασίες αυτές πρέπει πρώτα να γίνει η ανίχνευση του οδοντικού τόξου.

Η τεχνική αυτή ακολουθεί συγκεκριμένα στάδια μέχρι να φτάσει στο τελικό της αποτέλεσμα που είναι ο υπολογισμός και εξαγωγή του οδοντικού τόξου του ασθενούς. Αρχικά, βασισμένη στο γεγονός ότι τα δόντια έχουν υψηλότερη φωτεινότητα από τον περιβάλλοντα χώρο τους, η τεχνική αυτή χρησιμοποιεί την τεχνική της τοπικής κατωφλίωσης (local entropy thresholding) για να απομονώσει την περιοχή των δοντιών, κάνοντας την εικόνα να μετατρέπεται σε μαυρόασπρη με τα pixels της να λαμβάνουν τιμές μόνο 0 και 1. Συγκεκριμένα εφαρμόζεται μια τεχνική της τοπικής κατωφλίωσης, η οποία έχει την δυνατότητα διατήρησης των χωρικών δομών της εικόνας. Η τοπική κατωφλίωση λαμβάνει υπόψιν της την χωρική κατανομή των επιπέδων του γκρι, θεωρώντας ότι οι εντάσεις των pixels σε μια εικόνα δεν είναι ανεξάρτητες, μεταξύ τους, αλλά αντίθετα, pixels τα οποία βρίσκονται σε γειτονικές θέσεις έχουν παρόμοιες εντάσεις φωτεινότητας. Σε



επόμενο στάδιο χρησιμοποιείται η τεχνική του καθορισμού συνδεδεμένων περιοχών. Σκοπός της τεχνικής αυτής είναι να απομονώσει αρχικά κάποια τεχνητά μεταλλικά αντικείμενα, που μπορεί να βρίσκονται στο στόμα του ασθενή όπως για παράδειγμα, σφραγίσματα, οδοντικά εμφυτεύματα κλπ., τα οποία μπορεί να προκαλέσουν προβλήματα στην μετέπειτα διαδικασία. Έτσι είναι απαραίτητη η εξαγωγή μια καθαρής εικόνας απαλλαγμένης από οποιαδήποτε τεχνητά αντικείμενα. Η τεχνική καθορισμού συνδεδεμένων περιοχών προσπαθεί να απομονώσει τα μεμονωμένα αυτά αντικείμενα δημιουργώντας και ονομάζοντας διάφορες γειτονιές με κοινά χαρακτηριστικά. Έτσι κάθε ρixel που βρίσκεται σε μια συγκεκριμένη γειτονιά έχει την ίδια ετικέτα. Στη συνέχεια χρησιμοποιείται μορφολογική διαστολή. Στόχος της διαδικασίας αυτής είναι η αφαίρεση σκελετικών και μαλακών δομών που υπάρχουν επίσης, στη δυαδική εικόνα. Αρχικά είναι απαραίτητα να έχουμε την περιοχή του οδοντικού τόξου ενωμένη σε ένα τεμάχιο. Έτσι ενώ στην εικόνα που παίρνουμε από την προηγούμενη διαδικασία τα δόντια είναι χωρισμένα μεταξύ τους, με τη χρήση της μορφολογικής διαστολής τα κενά αυτά κλείνουν και παίρνουμε μια ενιαία περιοχή. Στο επόμενο στάδιο εφαρμόζεται πάνω στην εικόνα μορφολογική λέπτυνση, ώστε να αποκτηθεί μια δυαδική εικόνα της οποίας τα στοιχεία να είναι πλάτους ενός μόνο ρixel. Το αποτέλεσμα της διαδικασίας αυτής μπορεί επιπλέον να θεωρηθεί και ως ένα πρόχειρο περίγραμμα του οδοντικού τόξου. Τέλος πρέπει να βρεθεί μια μαθηματική καμπύλη η οποία να ταιριάζει όσο καλύτερα γίνεται στο πρόχειρο περίγραμμα του οδοντικού τόξου, που δημιουργήθηκε από την προηγούμενη διαδικασία. Η μαθηματική καμπύλη η οποία χρησιμοποιήθηκε σε κάθε περίπτωση εξάγεται από την πιο κάτω σχέση:

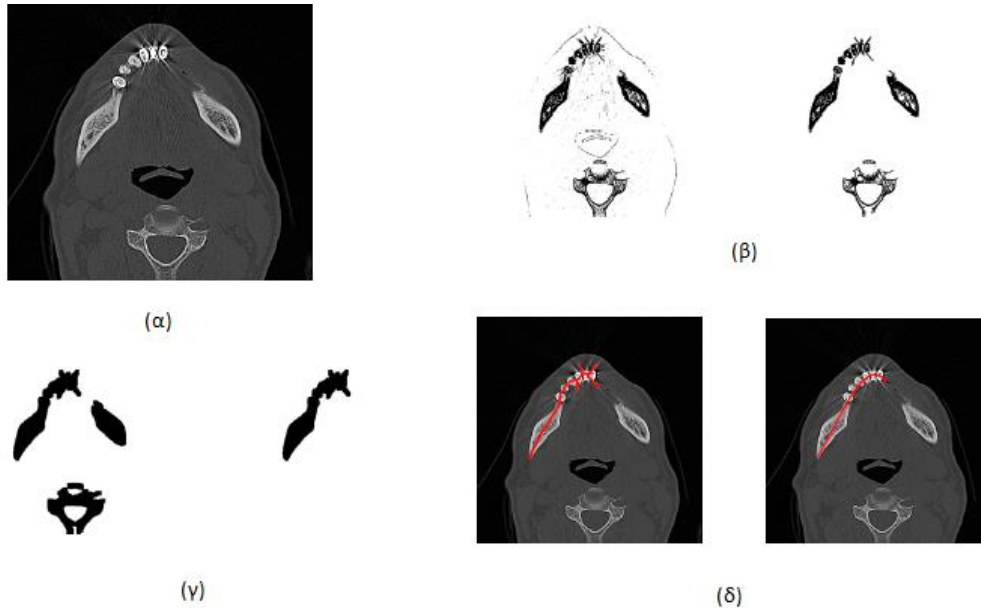
$$\varepsilon = \sum [w(y) * (ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e - y)]^2$$

όπου: x και y αποτελούν τις συντεταγμένες των pixels στην οριζόντια και κάθετη διεύθυνση, αντίστοιχα,

a,b,c,d και e είναι οι συντελεστές του πολυωνύμου της καμπύλης και

w(y) είναι μια συνάρτηση αντιστάθμισης.

Στο Σχήμα 3.2 φαίνεται πώς η συγκεκριμένη διαδικασία επηρεάζει την CT εικόνα σε κάθε βήμα ξεχωριστά μέχρι και τον υπολογισμό του οδοντικού τόξου.



**Σχήμα 3.2:** (α) Ένα παράδειγμα μιας εικόνας Υπολογιστικής Τομογραφίας (φαίνονται και μεταλλικά αντικείμενα σε αυτήν την εικόνα). (β) Αριστερά φαίνεται η δυαδική εικόνα μετά την μορφολογική διαστολή. Δεξιά φαίνεται η τμηματοποίηση της περιοχής των δοντιών. (γ) Αριστερά φαίνεται το αποτέλεσμα της μορφολογικής λέπτυνσης σε πλάτος ενός pixel. Δεξιά φαίνεται η ανίχνευση του οδοντικού τόξου.

Η τεχνική αυτή, αν και παρουσιάζει καλή συμπεριφορά, φαίνεται να έχει ένα πολύ σημαντικό μειονέκτημα. Στις περιπτώσεις που υπάρχει κενός χώρος ανάμεσα στα δόντια είναι αδύνατη η ανίχνευση του πλήρους οδοντικού τόξου [7]. Αυτό φαίνεται ξεκάθαρα στο Σχήμα 3.2 όπου το οδοντικό τόξο σταματά σε ένα σημείο. Το πρόβλημα αυτό έχει ως αποτέλεσμα να μην μπορεί να ανακατασκευαστεί η πανοραμική εικόνα, κάτι που αποτελεί και τον αρχικό στόχο της συγκεκριμένης εργασίας.

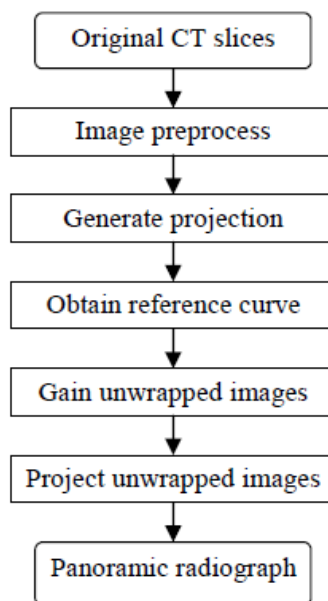
### **3.4 Μέθοδος Han Bing et.al**

Στη συνέχεια προτάθηκε από τους Han Bing et.al [6] μια αρκετά αυτοματοποιημένη μέθοδος η οποία έλυσε τα προβλήματα των προηγούμενων μεθόδων. Η συγκεκριμένη εργασία παρουσιάζει ένα νέο αλγόριθμο για την αυτόματη σύνθεση πανοραμικών ακτινογραφιών από οδοντιατρικές CT εικόνες.

Τα βήματα τα οποία ακολουθεί η μέθοδος αυτή παρουσιάζονται στο πιο κάτω block diagram (Σχήμα 3.3). Αρχικά γίνεται μια προεπεξεργασία της εικόνας με σκοπό να αφαιρεθεί ο θόρυβος που μπορεί να έχουν οι αρχικές CT τομές. Επιπλέον κατά την προεπεξεργασία αυτή, η αρχική CT εικόνα περιστρέφεται κατά μια γωνία κλίσης έτσι ώστε να ληφθούν οι οριζόντιες φέτες καθώς και ένα συρρικνωμένο περιτύλιγμα της εικόνας για μετατροπή των εικόνων σε ένα κατάλληλο μέγεθος. Η προβολή του σαγονιού καθώς και το οδοντικό τόξο λαμβάνονται υπολογίζοντας την μέγιστη φωτεινότητα των οριζοντίων CT τομών. Κατόπιν δημιουργείται μια νέα μαύρη εικόνα ιδίων διαστάσεων με την αρχική και πάνω σε αυτή τοποθετούνται οι φωτεινότητες των pixels τα οποία ξεχώρισαν από πριν, σε διαβαθμίσεις του γκρι (Σχήμα 3.4 (A)). Στο επόμενο βήμα είναι απαραίτητο να αποκτηθεί μια καμπύλη αναφοράς με βάση την προβολή του οδοντικού τόξου. Η προβολή του οδοντικού τόξου επιτυγχάνεται μέσω της δυαδικοποίησης της εικόνας. Η διαδικασία κατωφλίωσης που χρησιμοποιείται για να γίνει η εικόνα δυαδική βασίζεται στον αλγόριθμο Ostu [6]. Σύμφωνα με την τεχνική αυτή οι τιμές των pixels οι οποίες είναι σε διαβαθμίσεις του γκρι, χωρίζονται σε τρεις περιοχές το φόντο την κάτω γνάθο και το οδοντικό τόξο. Ο αλγόριθμος Ostu χρησιμοποιείται δυο φορές έτσι ώστε να επιτευχθεί η απομόνωση μόνο της καμπύλης του οδοντικού τόξου. Στη συνέχεια και εφόσον η εικόνα μας έχει γίνει δυαδική, ο ενδιάμεσος άξονας λαμβάνεται με αραίωση-λέπτυνση του δυαδικού τόξου που έχουμε παράγει (Σχήμα 3.4 (B)). Η καμπύλη αναφοράς επιτυγχάνεται με την προσαρμογή του αλγορίθμου των ελάχιστων τετραγώνων απευθείας πάνω στην καμπύλη του ενδιάμεσου άξονα (Σχήμα 3.4 (C)). Στο επόμενο στάδιο πρέπει να ξεδιπλωθούν οι CT τομές κάθετα προς την καμπύλη αναφοράς. Για να γίνει αυτό, πρέπει πρώτα να οριστούν αρκετές καμπύλες παράλληλα στην καμπύλη αναφοράς σε ισαπέχουσες αποστάσεις έτσι ώστε να καλύπτεται ολόκληρη η περιοχή του τόξου (Σχήμα 3.4 (D)). Ακολούθως, κατά μήκος της κανονικής κατεύθυνσης της καμπύλης αναφοράς που τέθηκε σχεδιάζεται μια σειρά από

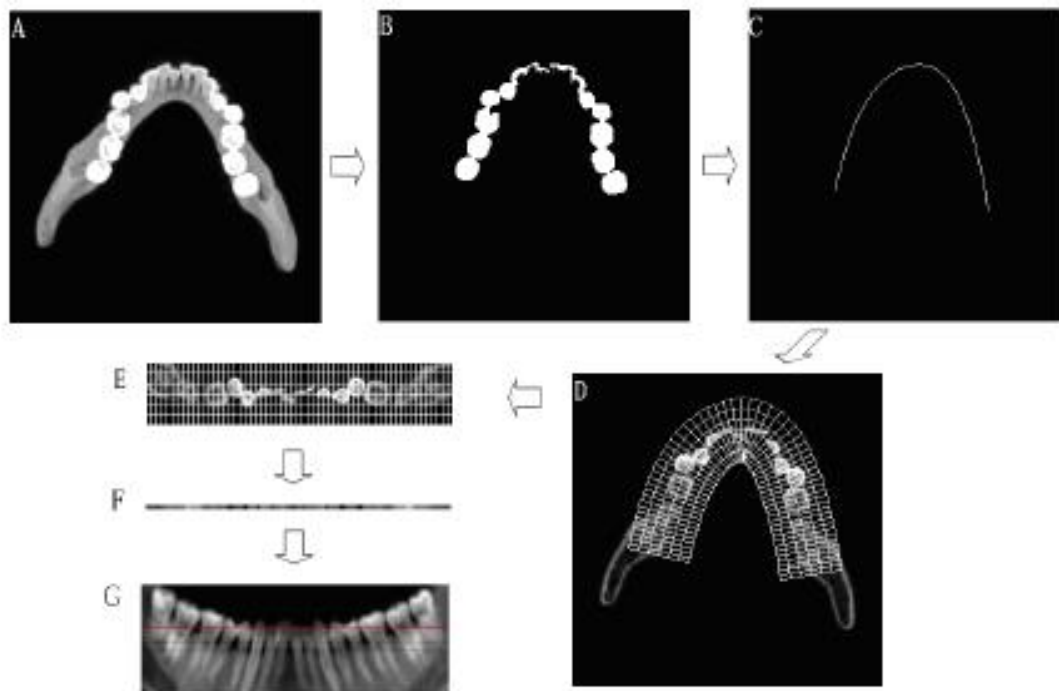
ισαπέχουσες γραμμές. Ως εκ τούτου διαιρείται το σύνολο της οδοντικής περιοχής σε ομάδες πλεγμάτων τα οποία ορίζονται σαν οι εικόνες εισόδου. Οι εικόνες εξόδου διαιρούνται στον ίδιο αριθμό ορθογώνιων πλεγμάτων έχοντας το ίδιο πλάτος και μήκος με τα πλέγματα εισόδου, με αποτέλεσμα να μειώνεται η παραμόρφωση (Σχήμα 3.4 (E)). Για κάθε πλέγμα, η γκρίζα τιμή των pixel εισόδου ορίζεται χρησιμοποιώντας διγραμμική παρεμβολή και αντιστοιχείται με την τιμή των pixel εξόδου που βρίσκονται στην αντίστοιχη θέση. Η τυλιγμένη εικόνα λαμβάνεται όταν έχουν ορισθεί όλες οι τιμές της φωτεινότητας των pixels. Το τελευταίο στάδιο περιλαμβάνει τη σύνθεση της πανοραμικής εικόνας. Αρχικά γίνεται προβολή των ξετυλιγμένων εικόνων κατά μήκος του μετωπιαίου άξονα. Επομένως οι εικόνες μετασχηματίζονται σε ένα σύνολο γραμμών δεδομένων (Σχήμα 3.4 (F)). Όλες οι γραμμές δεδομένων χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό της γκρίζας τιμής μιας γραμμής των pixels πάνω στην πανοραμική ακτινογραφία. Η προβολή όλων των ξετυλιγμένων εικόνων συνθέτει την πανοραμική ακτινογραφία (Σχήμα 3.4 (G)).

Στο Σχήμα 3.3 φαίνονται διαγραμματικά τα βήματα που ακολουθεί η πιο πάνω τεχνική.



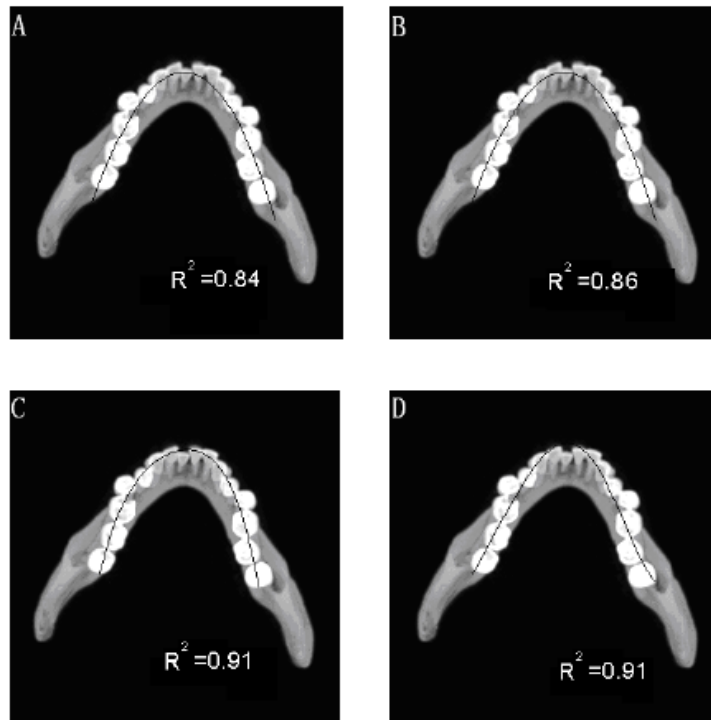
**Σχήμα 3.3:** Block diagram της τεχνικής των Han Bing et.al

Στο Σχήμα 3.4 φαίνεται πώς η συγκεκριμένη διαδικασία επηρεάζει την CT εικόνα σε κάθε βήμα ξεχωριστά μέχρι και τον υπολογισμό του οδοντικού τόξου



**Σχήμα 3.4:** Τα κύρια βήματα του αλγορίθμου: **(A)** η προβολή του οδοντικού τόξου και κάτω η γνάθος με την μέγιστη ένταση σε τομή. **(B)** Δυαδική εικόνα του οδοντικού τόξου. **(C)** Η καμπύλη αναφοράς που λαμβάνεται με απευθείας προσαρμογή της στον ενδιάμεσο άξονα. **(E)** Ξετυλιγμένη εικόνα με τα πλέγματά της. **(F)** η προβολή της ξετυλιγμένης εικόνας σε μια γραμμή δεδομένων. **(G)** Η πανοραμική εικόνα που έχει ληφθεί. Η κόκκινη γραμμή αντιπροσωπεύει την θέση μια γραμμής δεδομένων

Ένα μεγάλο μειονέκτημα του συγκεκριμένου αλγορίθμου είναι ότι ο σχεδιασμός του οδοντικού τόξου και κατά συνέπεια τα αποτελέσματα, εξαρτώνται πλήρως από την γωνία καμπύλης αναφοράς που ορίζεται από τον αλγόριθμο αυτό. Έτσι τα αποτελέσματα είναι εξαρτώμενα από εσωτερικές παραμέτρους του συστήματος, κάτι που κάνει τη διαδικασία ημιαυτόματη. Η εξάρτηση αυτή φαίνεται ξεκάθαρα στο Σχήμα 3.5 [6].



Σχήμα 3.5: Τοποθέτηση καμπυλών από εξισώσεις δευτέρου βαθμού: (Α) εξισώσεις τρίτου βαθμού (Β) εξισώσεις τετάρτου βαθμού (C) εξισώσεις πέμπτου βαθμού (D) προβολή μέγιστης έντασης

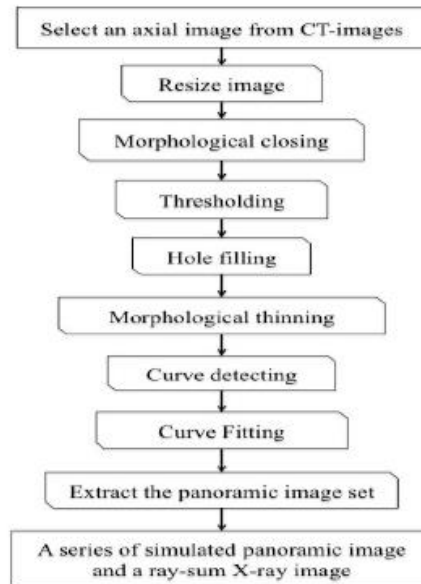
### **3.5 Μέθοδος Vera et.al**

Το 2013 προτάθηκε μια καινούρια αρκετά αποδοτική μέθοδος από τους Vera et.al [28]. Ο αλγόριθμος αυτός, έχοντας αρχικά λάβει χειροκίνητα την CT τομή του ασθενούς πάνω στην οποία θα δουλέψει, στη συνέχεια χρησιμοποιεί μια πλήρως αυτοματοποιημένη διαδικασία για υπολογισμό και εξαγωγή του οδοντικού τόξου καθώς και για ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας.

Τα βήματα τα οποία ακολουθεί η μέθοδος αυτή παρουσιάζονται στο πιο κάτω block diagram ( Σχήμα 3.6). Αρχικά γίνεται χειροκίνητα η επιλογή μιας CT εικόνας της άνω ή κάτω γνάθου του ασθενούς. Μετέπειτα μετασχηματίζεται το μέγεθος της εικόνας, ούτως ώστε να μειωθεί και ο χρόνος επεξεργασίας. Σε δεύτερη φάση χρησιμοποιείται η διαδικασία του μορφολογικού κλεισίματος με σκοπό να μειθούν ή να κλείσουν κάποια κενά που μπορεί να υπάρχουν ή να έχουν δημιουργηθεί στην εικόνα. Για τη διαδικασία αυτή χρησιμοποιείται ένα κυκλικού σχήματος δομικό στοιχείο ούτως ώστε να διατηρηθεί η κυκλική φύση του αντικειμένου της εικόνας μας. Ακολούθως εφαρμόζεται μια απλή διαδικασία κατωφλίωσης με βάση την φωτεινότητα των οστών και των δοντιών, έχοντας ως αποτέλεσμα να μετατραπεί η φωτεινότητα των pixel της εικόνας από διαβαθμίσεις του γκρι σε μαυρόασπρη. Με τον τρόπο αυτό, επιτυγχάνεται η απομόνωση της περιοχής ενδιαφέροντος που αποτελεί την περιοχή των δοντιών και του σαγονιού. Για τυχόν οπές που μπορεί να υπάρχουν εφαρμόζεται η διαδικασία κλεισίματος οπών. Στο επόμενο στάδιο εφαρμόζεται μορφολογική λέπτυνση ούτως ώστε να δημιουργηθούν καμπύλες μήκους ενός μόνο pixel. Επειδή μπορεί να υπάρχουν περισσότερες από μια καμπύλες στην εικόνα είναι απαραίτητο να απομονωθεί μόνο η περιοχή ενδιαφέροντος. Για να γίνει αυτό επιλέγεται σαν καμπύλη ενδιαφέροντος η καμπύλη με τον περισσότερο αριθμό pixels, και με σχήμα παρόμοιο με αυτό του οδοντικού τόξου. Για την εξαγωγή του οδοντικού τόξου πρέπει να γίνει προσαρμογή και εξομάλυνση της καμπύλης που έχει απομονωθεί. Για να γίνει αυτό εφαρμόζεται ένα κυβικός αλγόριθμος προσαρμογής της καμπύλης. Η ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας ακολουθεί την παρακάτω διαδικασία. Με βάση το οδοντικό τόξο το οποίο δημιουργήθηκε παράγεται μια σειρά από προσομοιωμένες καμπύλες. Οι καμπύλες αυτές δημιουργούνται βρίσκοντας όλα τα σημεία τα οποία είναι κάθετα στο αρχικό

οδοντικό τόξο. Επιπλέον δημιουργείται μια σειρά από προσομοιωμένες πανοραμικές εικόνες οι οποίες στηρίζονται στις καμπύλες αυτές. Η τελική πανοραμική εικόνα εξάγεται βρίσκοντας τον μέσο όρο όλων των προσομοιωμένων πανοραμικών.

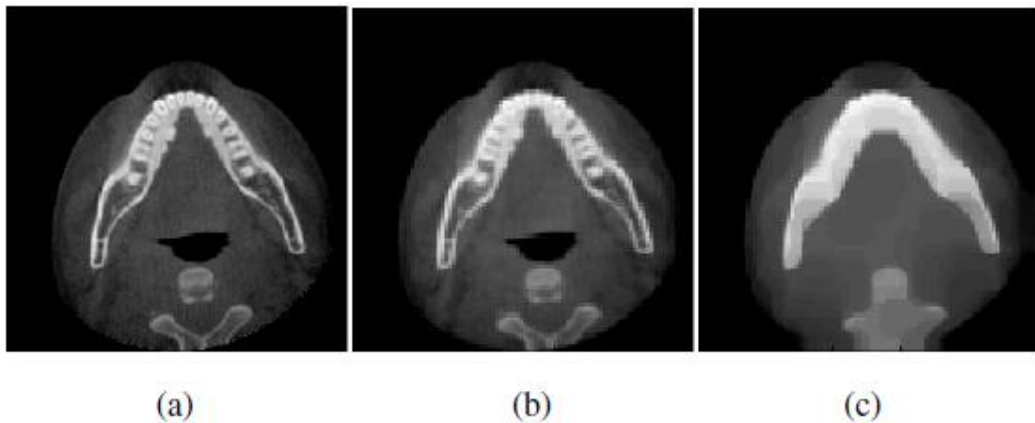
Στο Σχήμα 3.6 φαίνονται διαγραμματικά τα βήματα που ακολουθεί η πιο πάνω τεχνική.



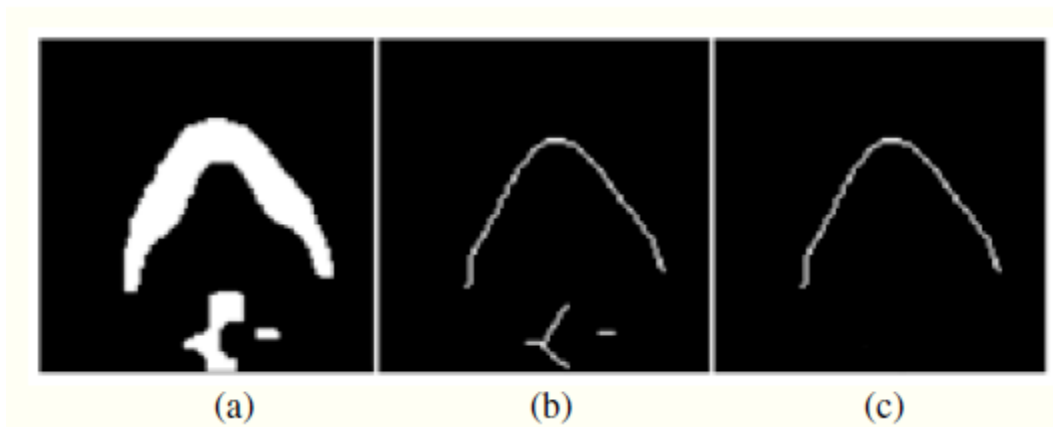
**Σχήμα 3.6:** Block diagram της τεχνικής. Τα βήματα αναλυτικά τα οποία ακολουθεί ο αλγόριθμος.



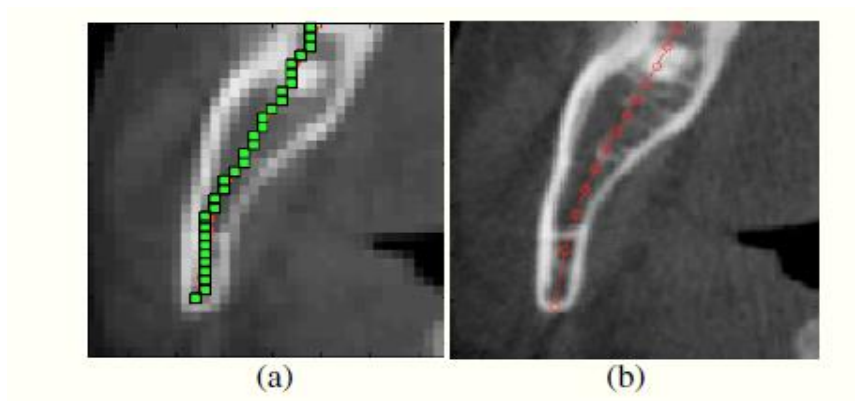
Στα παρακάτω σχήματα φαίνεται πώς η συγκεκριμένη διαδικασία επηρεάζει την CT εικόνα σε κάθε βήμα ξεχωριστά μέχρι και την εξαγωγή της πανοραμικής εικόνας.



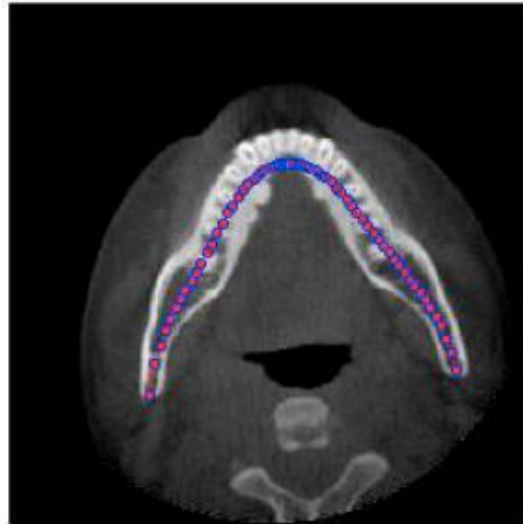
**Σχήμα 3.7:** (a) Η αρχική εικόνα, (b) η εικόνα μετά την αλλαγή μεγέθους, (c) η εικόνα μετά το μορφολογικό κλείσιμο



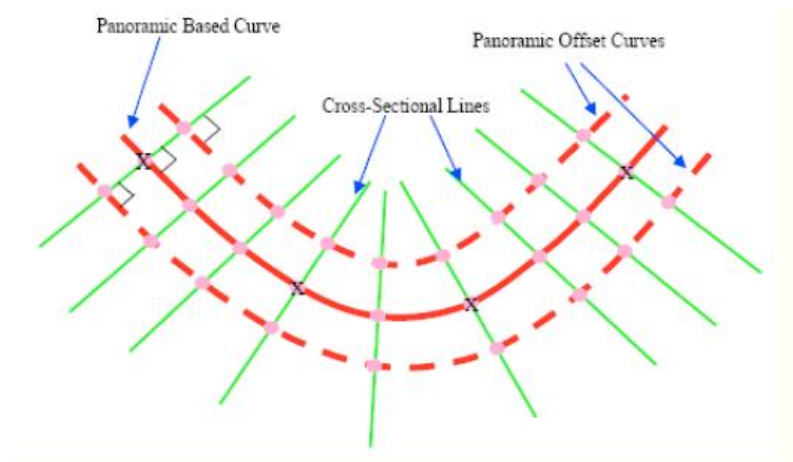
**Σχήμα 3.8:** Οι εικόνες που προκύπτουν μετά (a) την εφαρμογή της κατωφλιωποίησης και του κλεισίματος οπών (b) την μορφολογική αραίωση και (c) την απομόνωση της καμπύλης ενδιαφέροντος.



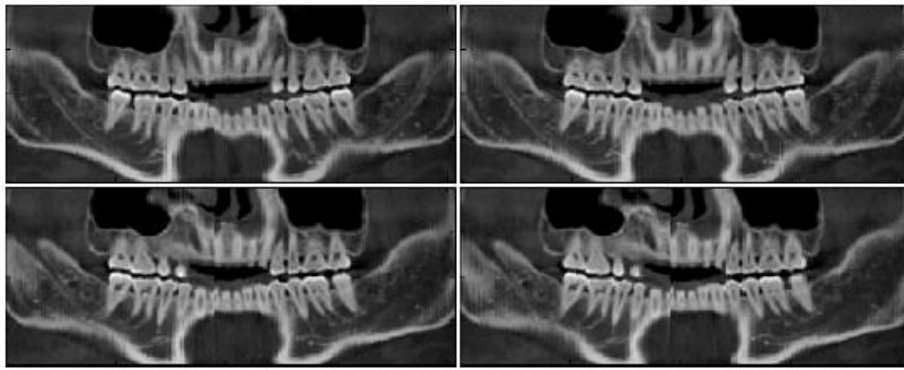
**Σχήμα 3.9:** Τα αποτελέσματα των καμπυλών (a) πριν και (b) μετά τη προσαρμογή και αξωμάλυνση καμπύλης.



**Σχήμα 3.10:** Η προσαρμογή καμπύλης του οδοντικού τόξου. Πώς το τόξο εφαρμόζει πάνω στη αρχική εικόνα.



**Σχήμα 3.11:** Οι επιπλέον καμπύλες οι οποίες δημιουργούνται με βάση το αρχικό οδοντικό τόξο.



(a)



(b)

**Σχήμα 3.12:** (a) Δείγματα προσομοιωμένων πανοραμικών εικόνων από τις καμπύλες (b) Η τελική πανοραμική εικόνα που κατασκευάστηκε από των μέσο όρο των δειγμάτων

Το πρόβλημα της διαδικασίας αυτής, είναι ότι δεν είναι πλήρως αυτοματοποιημένη, αφού ο χρήστης, χρειάζεται να ξέρει και εισάγει χειροκίνητα τη σωστή τομή πάνω στην οποία θα γίνουν οι οποιεσδήποτε αλλαγές για να εξαχθεί το οδοντικό τόξο, αρχικά, και να ανακατασκευαστεί η πανοραμική εικόνα, τελικά.

### **3.7 Μέθοδος H. Akhoondali et.al**

Η τελευταία τεχνική η οποία θα εξετάσουμε, που προτάθηκε από τους H Akhoondali et.al [29], αποτελεί μια πλήρως αυτοματοποιημένη τεχνική ανακατασκευής πανοραμικής εικόνας από CT αξονικές τομογραφίες. Η διαδικασία πραγματοποιείται σε τρία στάδια: Απομόνωση της περιοχής της γνάθου, δημιουργία της καμπύλης της γνάθου και εξαγωγή της πανοραμικής εικόνας.

Τα βήματα τα οποία ακολουθεί η μέθοδος αυτή παρουσιάζονται πιο κάτω στο block diagram ( Σχήμα 3.13). Το πρώτο στάδιο της διαδικασίας αποτελεί την απομόνωση της περιοχής της γνάθου. Για να γίνει αυτό, αρχικά πρέπει να χωριστεί η άνω γνάθος από την κάτω. Έτσι διαχωρίζονται οι τομές που περιέχουν την άνω γνάθο από τις τομές που περιέχουν την κάτω γνάθο. Αυτό γίνεται όταν η προβολή με την μέγιστη ένταση φωτεινότητας ληφθεί παράλληλα με τον Y άξονα (Σχήμα 3.14). Για να επιτευχθεί μια γραμμή μεταξύ των δύο σαγονιών, πρέπει να περάσει η εικόνα μέσα από ένα φίλτρο ώστε να αφαιρεθούν όλοι οι ιστοί των οστών (Σχήμα 3.15). Ο αλγόριθμος ο οποίος χρησιμοποιείται για να εξαχθεί η γραμμή αυτή μετράει όλες τις τιμές των pixels ξεκινώντας από το άνω άκρο αριστερά και κινείται δεξιά μέχρι να φτάσει σε οστό. Η τιμή αυτή καταγράφεται και η διαδικασία επαναλαμβάνεται για όλα τα pixels της εικόνας. Η φέτα στην οποία αντιστοιχούν τα περισσότερα pixels με τις μέγιστες τιμές που μετρήθηκαν σε μια γραμμή επιλέγεται ως η γραμμή μεταξύ των δύο σαγονιών. Σε επόμενο στάδιο επιτυγχάνεται η προβολή με την μέγιστη ένταση από τις προβολές οι οποίες είναι κάτω από τη γραμμή διαχωρισμού των δύο γνάθων. Η τομή αυτή, μετά περνά από μια διαδικασία κατωφλίωσης, έτσι ώστε να απομονωθεί η καμπύλη του οδοντικού τόξου (Σχήμα 3.16). Μετέπειτα επιλέγεται ένα κεντρικό σημείο ως σημείο αναφοράς, συνήθως στο μέσο της καμπύλης επιφάνειας και με βάση το σημείο αυτό γίνεται μια κίνηση προς τα κάτω και από τις δύο μεριές μέχρι να φτάσει σε μαύρο χρώμα. Λαμβάνοντας όλες τις συντεταγμένες από τις οποίες πέρασε το σημείο αυτό, πριν φτάσει σε μαύρο χρώμα γίνεται λήψη της απομονωμένης περιοχής της γνάθου. Επιπλέον εφαρμόζεται μια διαδικασία διαστολής και διάβρωσης με σκοπό να κλείσουν οποιαδήποτε μικρά κενά μπορεί να δημιουργήθηκαν κατά τη κατωφλίωση (Σχήμα 3.17). Το δεύτερο στάδιο της διαδικασίας

αποτελεί τη δημιουργία καμπύλης της γνάθου. Για να γίνει αυτό ξεκινά μια μέτρηση των τιμών των pixels από την πάνω αριστερά περιοχή μέχρι και την κάτω αριστερά, ανά στήλη. Οι τιμές του πρώτου άσπρου pixel και του τελευταίου άσπρου pixel κάθε φορά, ανά στήλη καταγράφονται σε ένα πίνακα. Έτσι με το τέλος της διαδικασίας λαμβάνουμε τις συντεταγμένες δύο καμπυλών, της καμπύλης του άνω μέρους της κάτω γνάθου και της καμπύλης του κάτω μέρους της. Είναι δηλαδή σαν να λαμβάνουμε το περίγραμμα της. Η αρχική καμπύλη του οδοντικού τόξου υπολογίζεται ως η μέση τιμή των δύο αυτών καμπυλών (Σχήμα 3.19). Είναι σαφές ότι αυτή η καμπύλη δεν θα περάσει μέσα από πολλά από τα δόντια. Για να βεβαιωθεί ότι αυτή η καμπύλη περνά μέσα από τα δόντια χρησιμοποιείται μια άλλη προσέγγιση. Κατά την προσέγγιση αυτή οι συντεταγμένες των περιγραμμάτων των εικονοστοιχείων προστίθενται μεταξύ τους αλλά με διαφορετικά βάρη, πετυχαίνοντας έτσι να φέρει την καμπύλη όσο πλησιέστερα γίνεται προς τα δόντια, μειώνοντας την πιθανότητα λάθους (Σχήμα 3.20). Για τη δημιουργία της τελικής καμπύλης του οδοντικού τόξου χρησιμοποιούνται διάφορα σημεία σαν αυλακώσεις, με σκοπό κυρίως την εξομάλυνση της καμπύλης. Για την δημιουργία της πανοραμικής είναι απαραίτητο να βρεθούν γραμμές οι οποίες να είναι κάθετες στην γνάθο. Για να γίνει αυτό ορίζονται εννέα σημεία ελέγχου με αρχή το κάτω αριστερά μέρος της γνάθου και τέλος το κάτω δεξιά. Τα σημεία αυτά ισαπέχουν μεταξύ τους κατά μήκος της καμπύλης. Στη συνέχεια γίνεται τμηματοποίηση της καμπύλης με τις παραμέτρους του κάθε τμήματος να προκύπτουν με βάση τα σημεία ελέγχου και σχεδιάζεται έτσι η τελική καμπύλη του τόξου (Σχήμα 3.21). Το τρίτο και τελευταίο στάδιο της διαδικασίας περιλαμβάνει την ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας. Αρχικά είναι απαραίτητο να βρεθούν γραμμές οι οποίες να είναι κάθετες σε κάθε pixel που βρίσκεται πάνω στην καμπύλη του οδοντικού τόξου (Σχήμα 3.22). Οι τιμές των pixels πάνω από τα οποία περνά η κάθε κάθετη γραμμή χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας (Σχήμα 3.23). Ο μαθηματικός τύπος που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό των κάθετων αυτών γραμμών φαίνεται παρακάτω:

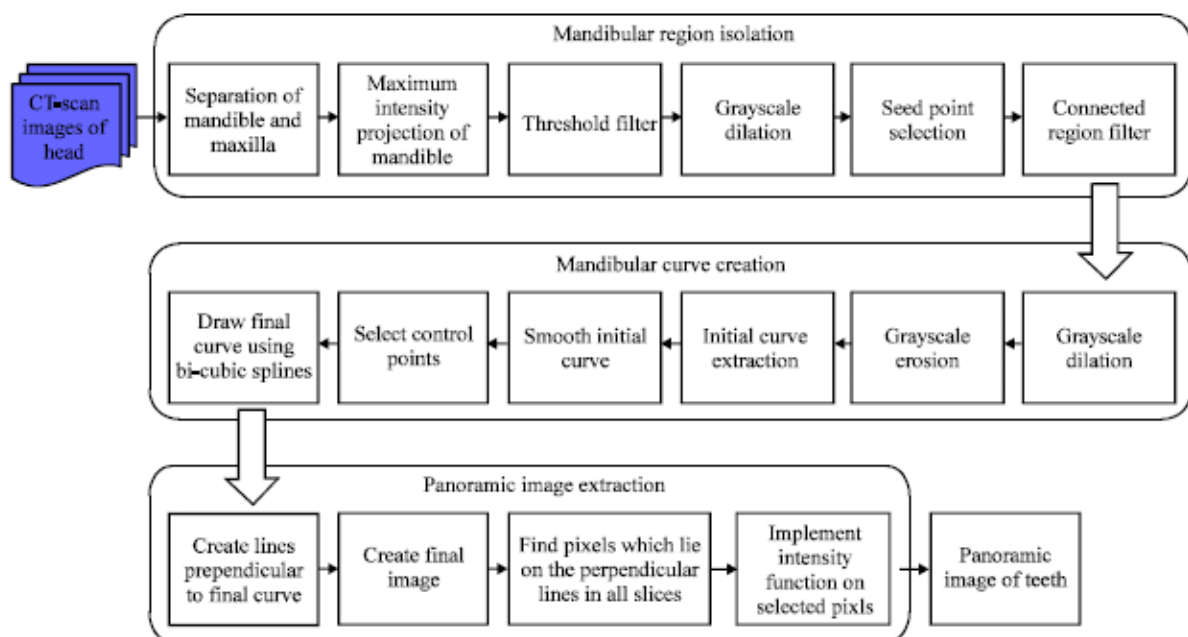
$$Y - y_0 = \left(-\frac{1}{M}\right)(X - x_0)$$

όπου:  $(x_0, y_0)$ , οι συντεταγμένες των pixels πάνω από τα οποία περνά η κάθε κάθετη γραμμή και

$M$ , η κλίση της καμπύλη στο σημείο  $(x_0, y_0)$

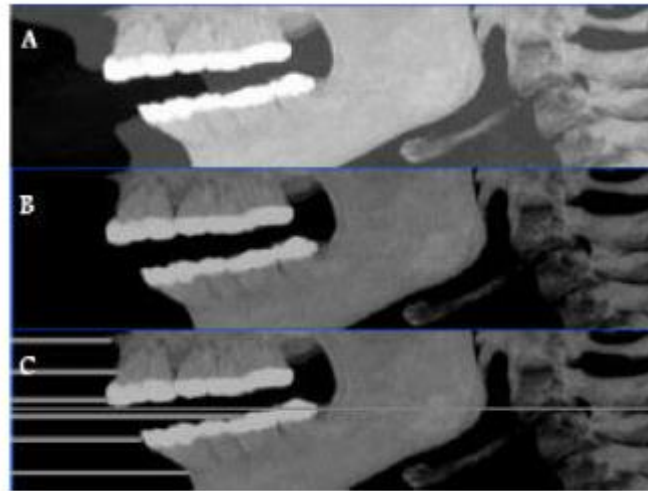
Οι κάθετες γραμμές χρησιμοποιούνται σε όλες τις τομές για να γίνει η ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας. Η πανοραμική εικόνα θα έχει ένα ύψος ίσο με τον αριθμό των φετών που υπάρχουν στο σύνολο δεδομένων και πλάτος ίσο με τον αριθμό των εικονοστοιχείων μέσω των οποίων διέρχεται η καμπύλη του οδοντικού τόξου.

Στο Σχήμα 3.13 φαίνονται διαγραμματικά τα βήματα που ακολουθεί η πιο πάνω τεχνική.



**Σχήμα 3.13:** Block diagram της τεχνικής. Τα βήματα τα οποία ακολουθεί ο αλγόριθμος, αναλυτικά.

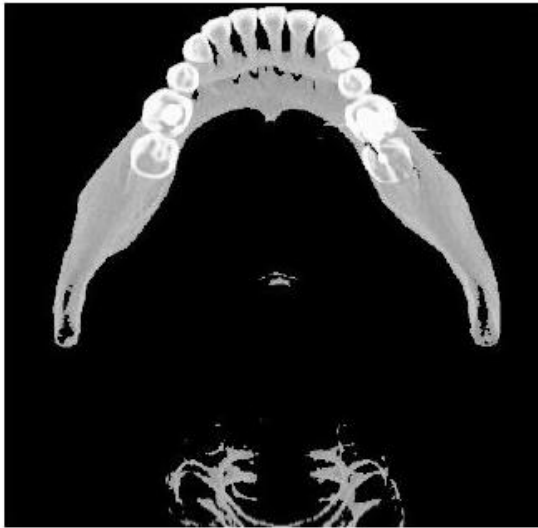
Στα παρακάτω σχήματα φαίνεται πώς η συγκεκριμένη διαδικασία επηρεάζει την CT εικόνα σε κάθε βήμα ξεχωριστά μέχρι και την εξαγωγή της πανοραμικής εικόνας.



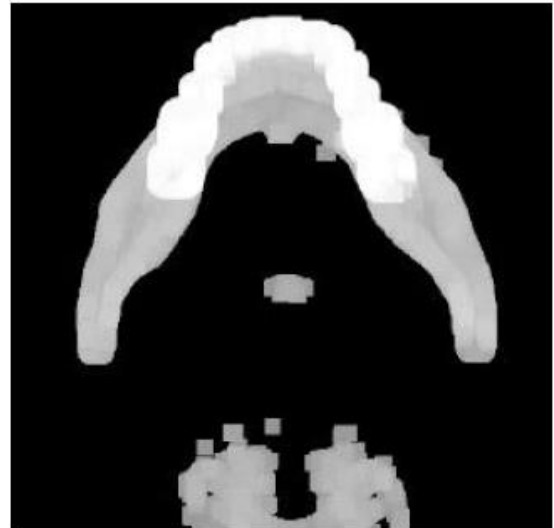
**Σχήμα 3.14:** (A) Προβολή μέγιστης έντασης φωτεινότητας παράλληλα με τον Y άξονα, (B) η εικόνα μετά το φιλτράρισμα, (C) δείγματα γραμμών που δείχνουν την τομή που διαχωρίζει την άνω και κάτω γνάθο



**Σχήμα 3.15:** Τομές μέγιστης φωτεινότητας που ανήκουν στην κάτω γνάθο



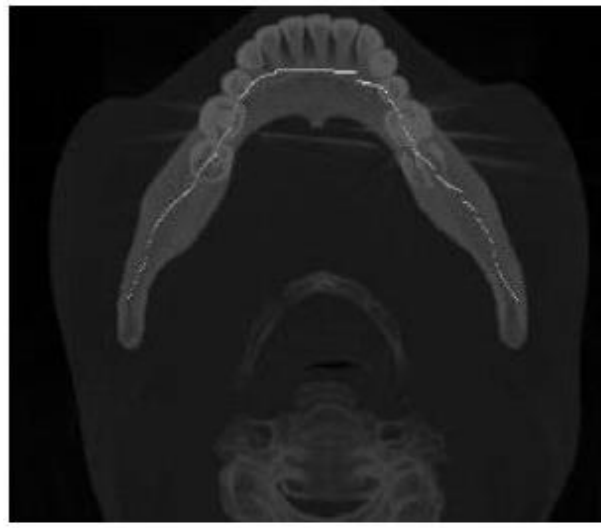
**Σχήμα 3.16:** Τομή μετά την κατωφλιωποίηση



**Σχήμα 3.17:** Τομή μετά την διαστολή

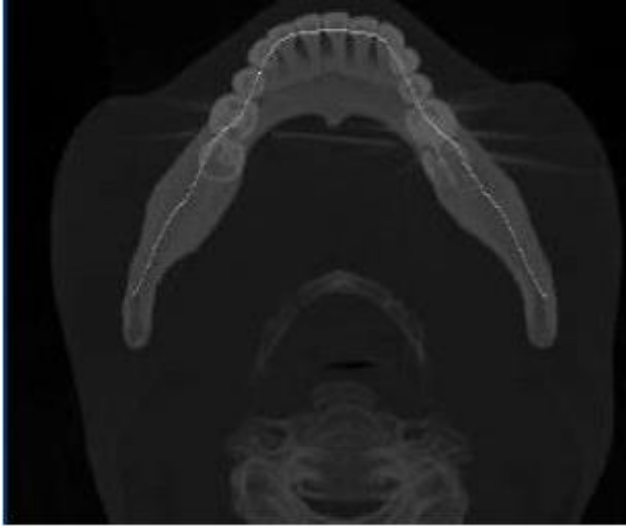


**Σχήμα 3.18:** Απομονωμένη περιοχή της γνάθου

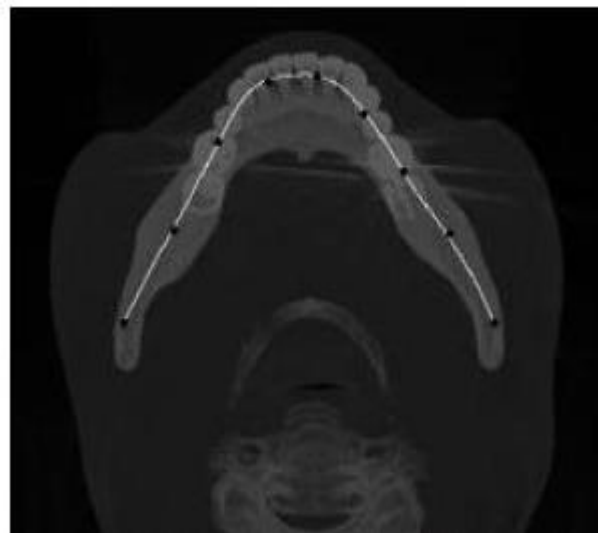


**Σχήμα 3.19:** Αρχική καμπύλη οδοντικού τόξου

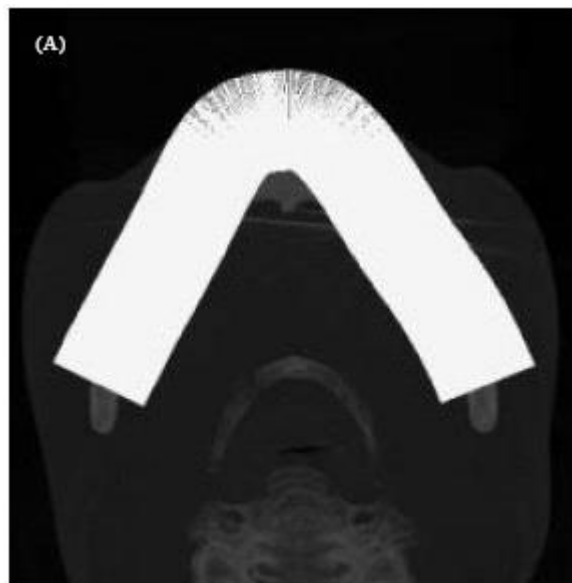




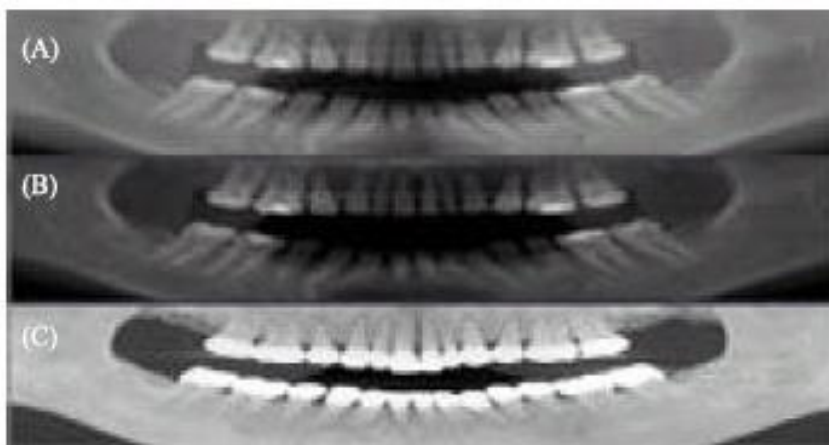
Σχήμα 3.20: Εξομαλυμένη καμπύλη



Σχήμα 3.21: Τελικό οδοντικό τόξο με τα ενδιάμεσα σημεία ελέγχου



Σχήμα 3.22: Η περιοχή του οδοντικού τόξου που καλύπτεται από τις κάθετες γραμμές.



**Σχήμα 3.23:** Οι ανακατασκευασμένες πανοραμικές εικόνες

Το σημαντικότερο πλεονέκτημα της τεχνικής αυτής είναι ότι θεωρείται πλήρως αυτοματοποιημένη. Τα μειονεκτήματα που παρουσιάζονται έχουν να κάνουν με το ότι στον συγκεκριμένο αλγόριθμο δεν λαμβάνονται καθόλου υπόψιν οι λάμπες που μπορεί να προκύψουν λόγω μεταλλικών αντικειμένων. Αυτό θα έχει ως αποτέλεσμα η τομή που επιλέγεται αυτόματα, με βάση την μέγιστη φωτεινότητα της γνάθου, να επιλεγεί λάθος, αφού τα μεταλλικά αντικείμενα προσθέτουν φωτεινότητα στην εικόνα. Επιπρόσθετα τα μεταλλικά αντικείμενα προκαλούν λανθασμένα αποτελέσματα κατά την διάρκεια της κατωφλίωσης. Τέλος παρατηρούμε ότι ο συγκεκριμένος αλγόριθμος δεν ασχολείται με περιπτώσεις που μπορεί να υπάρχουν κενά στην γνάθο. Η έλλειψη δοντιών μπορεί να προκαλέσει σημαντικά προβλήματα στην εύρεση του οδοντικού τόξου αρχικά, και στην εξαγωγή της πανοραμικής εικόνας, τελικά.

### **3.8 Συμπεράσματα**

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάστηκαν και επεξηγήθηκαν οι διαφορετικές προσεγγίσεις στο πρόβλημα της ανακατασκευής της πανοραμικής εικόνας του οδοντικού τόξου, βασιζόμενοι σε CT τομές. Οι τεχνικές αυτές είναι ημιαυτόματες ως και πλήρως αυτόματες. Οι ημιαυτόματες μεθοδολογίες επιβάλλουν την παρέμβαση του χρήστη σε συγκεκριμένα στάδια της επεξεργασίας, ενώ οι πλήρως αυτόματες τεχνικές είναι απαλλαγμένες από μια τέτοια απαίτηση. Επιπρόσθετα, στο Κεφάλαιο αυτό, καταγράφηκαν τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα του κάθε αλγόριθμου όπως αυτά αναφέρθηκαν από διάφορους ερευνητές.

Ο αλγόριθμος ο οποίος προτείνεται σε αυτή την εργασία είναι στηριγμένος στην τεχνική που παρουσιάστηκε στην ενότητα 3.6. Υπάρχουν αρκετές διαφορές κατά την διαδικασία επεξεργασίας εικόνας για την εξαγωγή του οδοντικού τόξου. Στο σημείο όμως στο οποίο διαφοροποιείται κυρίως η δική μας τεχνική είναι ότι χρησιμοποιεί ένα πλήρως αυτόματο τρόπο για εξαγωγή της τομής, ο οποίος δε βασίζεται στη φωτεινότητα, πάνω στην οποία θα εξαχθεί εν συνεχεία το οδοντικό τόξο, σε αντίθεση με την τεχνική στην ενότητα 3.6 στην οποία η τομή αυτή επιλέγεται χειροκίνητα.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

### Προτεινόμενος Αλγόριθμος και Διαδικασία

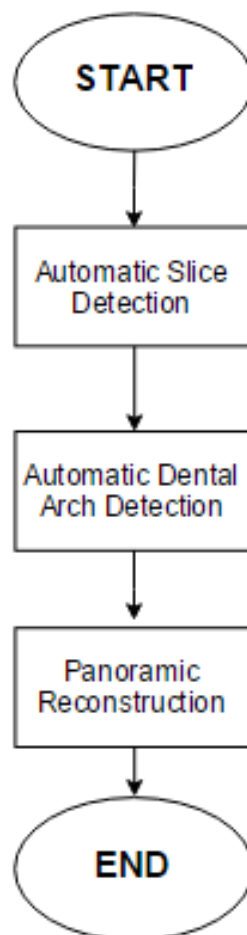
#### 4.1 Εισαγωγή

Ο βασικότερος στόχος που τέθηκε κατά την έναρξη της παρούσας διπλωματικής εργασίας, ήταν η επίτευξη μιας πλήρως αυτοματοποιημένης διαδικασίας για την κατ' αρχάς εξαγωγή του οδοντικού τόξου του ασθενή, και κατά δεύτερο την ανακατασκευή πανοραμικών εικόνων. Χρησιμοποιήσαμε αξονικές (CT) τομές από δέκα διαφορετικούς ασθενείς και δημιουργήσαμε ένα αλγόριθμο ο οποίος μπορεί να εξάγει με αυτόματο τρόπο την καμπύλη του οδοντικού τόξου και στις δέκα διαφορετικές περιπτώσεις, με βέλτιστο τρόπο. Στη συνέχεια ανακατασκευάσαμε τις πανοραμικές εικόνες των ασθενών με βάση το οδοντικό τους τόξο.

Αναλυτικότερα, στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μια λεπτομερής περιγραφή της προτεινόμενης μεθοδολογίας. Αρχικά φαίνονται τα βήματα τα οποία ακολουθήσαμε σε ένα διάγραμμα ροής (flow chart). Στη συνέχεια αναλύεται και εξηγείται το κάθε στάδιο ξεχωριστά και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για κάθε μια από τις διαδικασίες. Αναφέρονται επίσης και οι διάφορες παραδοχές οι οποίες έγιναν καθώς και ο τρόπος επιλογής διαφόρων παραμέτρων, και πώς αυτές επηρεάζουν τα αποτελέσματα, δικαιολογώντας έτσι τις τελικές τιμές. Τέλος παρουσιάζονται οι διάφορες δοκιμές οι οποίες έγιναν για να καταλήξουμε στη βέλτιστη μορφή του αλγορίθμου.

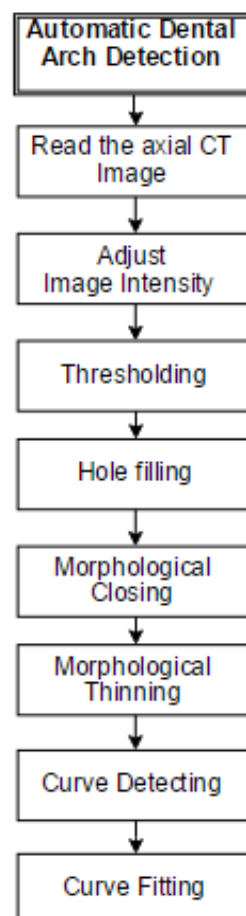
## 4.2 Προτεινόμενη Μεθοδολογία

Η προτεινόμενη μεθοδολογία περιλαμβάνει τρεις διακριτές διαδικασίες (Σχήμα. 4.1). Αρχικά εντοπίζεται με αυτόματο τρόπο η τομή στην οποία βρίσκεται το οδοντικό τόξο. Εν συνεχεία η τομή αυτή τροφοδοτείται στη δεύτερη διαδικασία η οποία έχει σκοπό την εύρεση της καμπύλης του οδοντικού τόξου και την έκφρασή της ως πολυωνυμικής εξίσωσης. Τέλος, η πολυωνυμική αυτή εξίσωση μαζί με τα δεδομένα των υπολοίπων τομών, χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας.



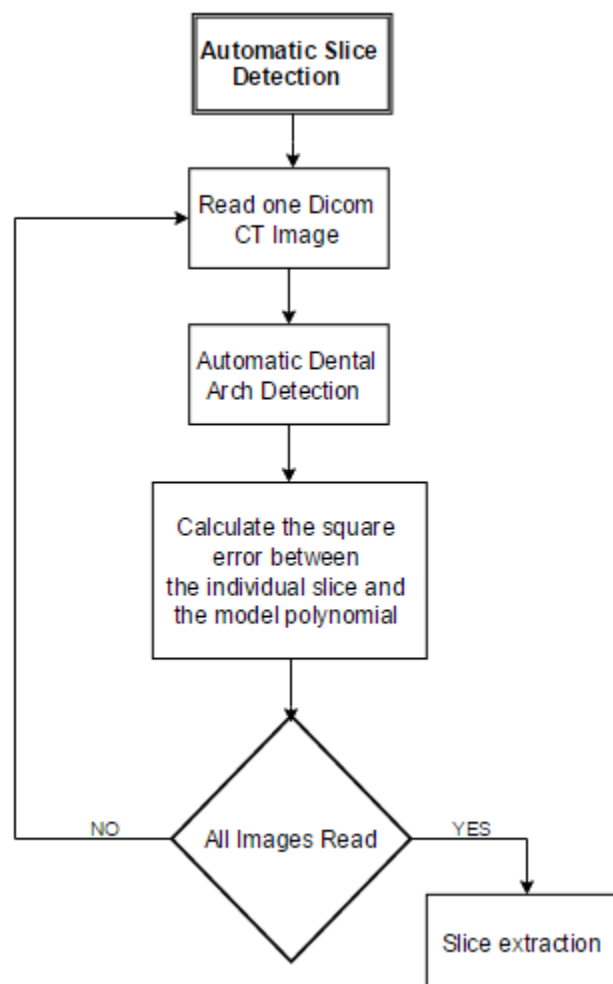
Σχήμα 4.1 : Γενικό διάγραμμα ροής του προτεινόμενου αλγορίθμου

Παρακάτω παρουσιάζεται πρώτα η διαδικασία εύρεσης της καμπύλης του οδοντικού τόξου, καθώς τμήμα αυτής περιέχεται στην πρώτη διαδικασία (Automatic Slice Detection). Ειδικότερα, στο Σχήμα 4.2 παρουσιάζεται το διάγραμμα ροής για τη διαδικασία εύρεσης της καμπύλης του οδοντικού τόξου. Πιο συγκεκριμένα διαβάζεται η τομή που περιέχει το οδοντικό τόξο και διέρχεται από διάφορα στάδια επεξεργασίας. Αυτά αποτελούν τη διόρθωση της φωτεινότητας της εικόνας και την κατωφλιωποίησή της για την παραγωγή της αντίστοιχης δυαδικής. Στη συνέχεια, η δυαδική εικόνα τροποποιείται χρησιμοποιώντας μη γραμμικά φίλτρα, όπως γέμισμα οπών, μορφολογικό κλείσιμο και μορφολογική λέπτυνση. Μέσα από αυτή τη διαδικασία εντοπίζεται η καμπύλη του οδοντικού τόξου και υπολογίζεται το πολυώνυμο το οποίο την περιγράφει καλύτερα, μέσω μιας προσέγγισης ελαχίστων τετραγώνων.



**Σχήμα 4.2:** Διάγραμμα ροής της συνάρτησης Automatic Dental Arch Detection, με όλα τα στάδια που την αποτελούν

Ένας από τους επιπλέον στόχους της εργασίας αυτής ήταν η αυτοματοποιημένη επιλογή της CT τομής πάνω στην οποία θα δουλεύαμε, για την εξαγωγή του πανοραμικού τόξου. Παρακάτω, στο Σχήμα 4.3 φαίνεται το διάγραμμα ροής που ακολουθεί η διαδικασία για την αυτόματη επιλογή της σωστής CT τομής (Automatic Slice Detection). Αναλυτικότερα εισάγονται στον αλγόριθμο όλες οι τομές (μία προς μία) και εφαρμόζεται σε αυτές ο αλγόριθμος εύρεσης της καμπύλης του οδοντικού τόξου (Automatic Dental Arch Detection). Εν συνεχεία το πολυώνυμο που ανιχνεύθηκε συγκρίνεται με το πρότυπο πολυώνυμο της καμπύλης οδοντικού τόξου και υπολογίζεται το μεταξύ τους σφάλμα. Τέλος, επιλέγεται η τομή η οποία σχετίζεται με το μικρότερο σφάλμα. Με τον τρόπο αυτό, θα επιλεγεί η τομή στην οποία παρουσιάζεται καλύτερα το οδοντικό τόξο.



**Σχήμα 4.3:** Διάγραμμα ροής της συνάρτησης Automatic Slice Detection με όλα τα στάδια που την αποτελούν

## 4.2 Αναλυτική Περιγραφή Επιμέρους Διαδικασιών

### 4.2.1 Αυτόματη Επιλογή Τομής (Automatic Slice Detection)

Στόχος αυτής της διαδικασίας είναι η ανίχνευση της καλύτερης CT τομής του ασθενούς. Καλύτερη θεωρείται η τομή στην οποία φαίνεται ξεκάθαρα και μπορεί να απομονωθεί εύκολα η γνάθος, ώστε, μετά από επεξεργασία, να μπορέσουμε να εξάγουμε το βέλτιστο οδοντικό τόξο. Για να γίνει αυτό πρέπει να γίνει έλεγχος όλων των τομών του ασθενούς.

Αρχικά υπολογίζεται το πρότυπο πολυώνυμο με το οποίο θα συγκριθούν στη συνέχεια, όλα τα πολυώνυμα της κάθε τομής ξεχωριστά για να καταλήξουμε στην καλύτερη. Το πρότυπο πολυώνυμο υπολογίστηκε από την μέση τιμή των συντελεστών των πολυωνύμων οκτώ διαφορετικών ασθενών. Οι συντελεστές αυτοί προέκυψαν κάνοντας προσαρμογή πολυωνύμου έκτου βαθμού, πάνω σε χειροκίνητα επιλεγμένες τομές από τους οκτώ αυτούς ασθενείς. Τα αποτελέσματά μας φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

Πίνακας 4.1: Συντελεστές του πολυωνύμου για κάθε ασθενή καθώς επίσης ο μέσος όρος και τυπική απόκλιση τους.

	ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΠΟΛΥΩΝΥΜΩΝ ΕΚΤΟΥ ΒΑΘΜΟΥ ΤΩΝ ΟΚΤΩ ΕΙΚΟΝΩΝ									
	Εικόνα 1	Εικόνα 2	Εικόνα 3	Εικόνα 4	Εικόνα 5	Εικόνα 6	Εικόνα 7	Εικόνα 8	AVG	STD
<b>p1</b>	12.334	9.740	7.092	9.450	13.446	7.907	23.358	17.020	<b>12.538</b>	<b>5.434</b>
<b>p2</b>	1.478	-3.065	-0.942	-0.194	10.837	-1.543	2.8135	-0.387	<b>1.125</b>	<b>4.314</b>
<b>p3</b>	-59.752	-51.372	-36.310	-45.949	-45.203	-38.59	-82.032	-76.509	<b>-54.465</b>	<b>17,001</b>
<b>p4</b>	-2.385	6.066	5.025	1.395	-24.647	-0.585	-5.331	-1.082	<b>-2.693</b>	<b>9.629</b>
<b>p5</b>	145.576	136.143	120.404	130.438	113.93	123.445	147.406	161.494	<b>134.855</b>	<b>15.947</b>
<b>p6</b>	0.774	-0.168	-4.015	-1.304	13.932	-0.903	3.070	-3.606	<b>0.973</b>	<b>5.710</b>
<b>p7</b>	61.203	54.048	117.652	88.163	78.772	64.698	63.091	63.597	<b>73.903</b>	<b>20.717</b>

Ο μέσος όρος κάθε ενός από τους επτά συντελεστές αποτελεί και τους συντελεστές του πρότυπου πολυωνύμου μας. Το πρότυπο πολυώνυμο, όπως αυτό υπολογίζεται φαίνεται παρακάτω.



$$F(x) = p_1 * (x)^6 + p_2 * (x)^5 + p_3 * (x)^4 + p_4 * (x)^3 + p_5 * (x)^2 + p_6 * (x) + p_7$$

όπου,

$$p_1 = 12.53831253, p_2 = 1.124834561, p_3 = -54.46471695, p_4 = -2.693084819,$$

$$p_5 = 134.8551125, p_6 = 0.972488786 \text{ και } p_7 = 73.90277415.$$

Έχοντας υπολογίσει το πρότυπο πολυώνυμο διαβάζονται όλες οι CT τομές ενός ασθενή, εξάγεται, για κάθε μία, το αντίστοιχο πολυώνυμο έκτου βαθμού (η διαδικασία αυτή θα εξηγηθεί στην συνέχεια), και συγκρίνεται με το πρότυπο πολυώνυμο. Η σύγκριση αυτή γίνεται με τον τύπο του μέσου τετραγωνικού σφάλματος.

$$\text{ΣΦΑΛΜΑ} = \sqrt{\sum (F - F_x)^2}$$

Όπου F: το πολυώνυμο της τομής και

F<sub>x</sub>: το πρότυπο πολυώνυμο

Το μέσο τετραγωνικό σφάλμα, για κάθε μια από τις τομές ξεχωριστά, φυλάγεται σε ένα πίνακα και μετά το τέλος των επαναλήψεων ελέγχεται ο πίνακας αυτός για να βρεθεί το ελάχιστο σφάλμα. Σωστή τομή θεωρείται η τομή η οποία έχει το ελάχιστο μέσο τετραγωνικό σφάλμα.

## 4.2.2 Αυτόματη Ανακατασκευή Οδοντικού Τόξου

Στόχος της διαδικασίας αυτής είναι η αυτόματη ανακατασκευή του οδοντικού τόξου. Για να γίνει αυτό πρέπει η CT εικόνα να περάσει από διάφορα στάδια. Η συνάρτηση αυτή δέχεται σαν είσοδο το όνομα της τομής που έχει επιλεγεί από τον αλγόριθμο «Αυτόματης Επιλογής Τομής» (Automatic Slice Detection) και επιστρέφει στην έξοδο τις συντεταγμένες τριών τόξων. Το πρώτο είναι το μέσο οδοντικό τόξο. Οι άλλες δύο καμπύλες δημιουργούνται με τα σημεία που είναι κάθετα πάνω στην αρχική οδοντική αψίδα.

Αρχικά η συνάρτηση διαβάζει την CT εικόνα για την οποία θα βρει το οδοντικό τόξο. Στο Σχήμα 4.4 φαίνεται η αρχική μας εικόνα πριν υποστεί οποιαδήποτε αλλαγή.



**Σχήμα 4.4 :** Αρχική CT τομή πριν υποστεί οποιαδήποτε αλλαγή

- **Μετατροπή της εικόνας από ακέραια σε εικόνα διπλής ακρίβειας**

Το δεύτερο βήμα της διαδικασίας μας ήταν να μετατρέψουμε την εικόνα από ακέραια σε διπλής ακρίβειας. Έτσι θα μπορούμε εύκολα να επεξεργαστούμε τις φωτεινότητες των pixels τα οποία τώρα βρίσκονται σε κλίμακα του γκρι. Μετά την μετατροπή αυτή δεν παρατηρείται καμία αλλαγή στην εικόνα παρα μόνο στον τύπο δεδομένων του πίνακα των pixels της. Η κάθε τιμή του πίνακα αντιπροσωπεύει την φωτεινότητα κάθε σημείου που βρίσκεται πάνω στην εικόνα.

- **Προσαρμογή της φωτεινότητας της εικόνας**

Όπως παρατηρούμε από την αρχική μας εικόνα, τα χρώματα είναι πολύ ξεθωριασμένα με αποτέλεσμα να μην φαίνεται καθαρά η εξεταζόμενη περιοχή. Στο βήμα αυτό γίνεται προσαρμογή των φωτεινοτήτων της εικόνας, ώστε να αυξηθεί η ένταση της. Έτσι, ενώ αρχικά έχουμε μια εικόνα πολύ χαμηλής αντίθεσης, στην συνέχεια μετά την προσαρμογή, παρατηρούμε ότι η ένταση των pixels αυξάνεται κατά πολύ, με αποτέλεσμα να αυξάνεται η αντίθεση της εικόνας. Η κανονικοποίηση ή προσαρμογή φωτεινότητας είναι μια διαδικασία που αλλάζει το εύρος των τιμών έντασης των pixels. Η γραμμική κανονικοποίηση, η οποία χρησιμοποιήσαμε και εμείς, μιας ψηφιακής εικόνας σε κλίμακα του γκρι γίνεται σύμφωνα με τον τύπο:

$$I_N = (I - \text{Min}) \frac{\text{newMax} - \text{newMin}}{\text{Max} - \text{Min}} + \text{newMin}$$

Όπου  $I_N$  = είναι η κανονικοποιημένης αντίθεσης νέα εικόνα

$I$  = η αρχική εικόνα της οποίας η αντίθεση χρειάζεται κανονικοποίηση

$\text{Min}$ ,  $\text{Max}$  = η ελάχιστη και μέγιστη τιμή φωτεινότητας, αντίστοιχα, της εικόνας πριν την κανονικοποίηση.

$\text{newMin}$ ,  $\text{newMax}$  = η ελάχιστη και μέγιστη τιμή φωτεινότητας, αντίστοιχα, που θα έχουν τα pixels της εικόνας μετά την κανονικοποίηση. Οι τιμές δηλαδή των pixels θα κυμαίνονται στο διάστημα  $[\text{newMin}, \text{newMax}]$  [31].

Στο Σχήμα 4.5 παρουσιάζεται η εικόνα που παίρνουμε μετά την προσαρμογή/κανονικοποίηση της αντίθεσης.



**Σχήμα 4.5 :** Εικόνα μετά την προσαρμογή της φωτεινότητας

Παρατηρούμε πλέον, ότι η εικόνα μας έχει πολύ υψηλότερη αντίθεση από την αρχική, και φαίνεται πολύ καθαρά η περιοχή με την οποία θα ασχοληθούμε για την εξαγωγή του οδοντικού τόξου.

- **Μετατροπή της εικόνας σε δυαδική**

Στο βήμα αυτό μετατρέπουμε τις τιμές των pixels της εικόνας, από κλίμακα του γκρι σε δυαδικές, χρησιμοποιώντας την μέθοδο την κατωφλιωποίησης (thresholding). Η κατωφλιωποίηση είναι ένας απλός αλλά αποτελεσματικός τρόπος κατάτμησης της εικόνας, σε πρώτο πλάνο (έμπροσθεν μέρος) και φόντο. Αυτή η τεχνική ανάλυσης εικόνας είναι ένας τύπος τμηματοποίησης εικόνων ο οποίος απομονώνει τα αντικείμενα που βρίσκονται πάνω στην εικόνα μέσω της μετατροπής εικόνων κλίμακας του γκρι σε δυαδικές εικόνες. Η μέθοδος αυτή λειτουργεί με τον ορισμό ενός επιπέδου κατωφλιωποίησης. Ορίζοντας ένα επίπεδο φωτεινότητας των pixels επιτυγχάνουμε να διαχωρίσουμε όλα τα pixels της

εικόνας σε μαύρα και άσπρα, αφού pixels με τιμές φωτεινότητας πάνω από το επίπεδο αυτό γίνονται άσπρα, και pixels με τιμές φωτεινότητας κάτω από το επίπεδο αυτό γίνονται μαύρα.

Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η εικόνα μας να γίνεται μαυρόασπρη, δηλαδή τα pixels να παίρνουν μόνον τιμές 0 και 1. Στόχος της διαδικασίας αυτής είναι να απομονωθούν μόνο οι φωτεινές περιοχές, δηλαδή οι περιοχές στις οποίες υπάρχουν δόντια και οστά, έτσι ώστε να μπορούμε να δουλέψουμε ευκολότερα πάνω στην περιοχή από την οποία θα εξάγουμε το οδοντικό τόξο.

Στο Σχήμα 4.6 παρουσιάζεται η εικόνα που παίρνουμε μετά από την κατωφλιωποίηση.



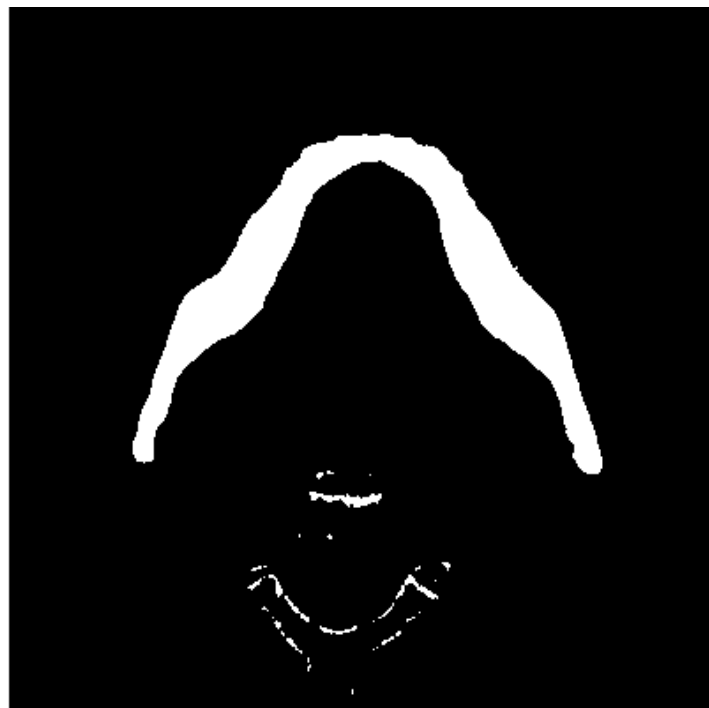
**Σχήμα 4.6 :** Δυαδική / Μαυρόασπρη εικόνα που προκύπτει μετά την εφαρμογή της μεθόδου της κατωφλιωποίησης

Παρατηρούμε ότι έχει απομονωθεί η περιοχή των δοντιών πάνω στην οποία θα δουλέψουμε για να υπολογίσουμε το οδοντικό τόξο καθώς και κάποιες άλλες μικρότερες περιοχές, οι οποίες αντιπροσωπεύουν τα κόκκαλα του σπονδύλου.

- **Γέμισμα οπών και Μορφολογικό κλείσιμο**

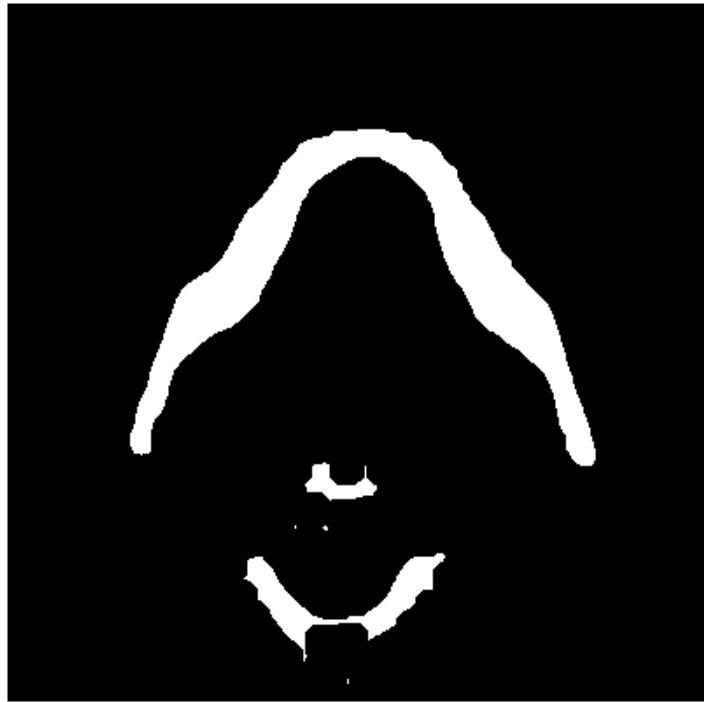
Στόχος μας στο σημείο αυτό είναι να κλείσουν ότι τρύπες και κενά μπορεί να υπάρχουν, αφού αποτελούν εμπόδιο στον υπολογισμό του οδοντικού τόξου. Κενά και τρύπες είναι πολύ πιθανόν να υπάρχουν, αφού μπορεί να υπολείπονται κάποια δόντια από τον ασθενή ή να έχει υποστεί κάποια ζημιά. Έτσι αρχικά με την διαδικασία γεμίσματος οπών κλείνουμε όποιες τρύπες μπορεί να υπάρχουν. Στη συνέχεια, εφαρμόζουμε την μορφολογική λειτουργία κλεισίματος, για την περίπτωση που υπολείπονται ολόκληρα τμήματα από την οδοντοστοιχία του ασθενούς. Η έλλειψη τμήματος θα ήταν καταστροφική για την προσπάθεια σχεδιασμού του οδοντικού τόξου. Επιπλέον με τη συνάρτηση αυτή, εξομαλύνεται η εικόνα. Τα αποτελέσματα των δύο αυτών διαδικασιών φαίνονται στις παρακάτω εικόνες.

Το Σχήμα 4.7 παρουσιάζει την εικόνα που παράχθηκε μετά το γέμισμα οπών.



**Σχήμα 4.7:** Η εικόνα που προκύπτει μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κλεισίματος των οπών

Όπως παρατηρούμε από την πιο πάνω εικόνα φαίνεται καθαρά ότι οποιεσδήποτε οπές ή κενά υπήρχαν στην περιοχή των δοντιών πριν την εφαρμογή της διαδικασίας, έχουν κλείσει. Στο Σχήμα 4.8 φαίνεται η εικόνα μετά την διαδικασία μορφολογικού κλεισίματος.



**Σχήμα 4.8 :** Η εικόνα που προκύπτει μετά την εφαρμογή της διαδικασίας του μορφολογικού κλεισίματος

Παρατηρούμε ότι δεν υπάρχει κάποια ιδιαίτερη αλλαγή στην περιοχή των δοντιών αφού δεν υπήρχαν υπολειπόμενα τμήματα στην συγκεκριμένη εικόνα και οι οποιεσδήποτε οπές έκλεισαν με την προηγούμενη διαδικασία.

Η επίδραση της διαδικασίας του μορφολογικού κλεισίματος φαίνεται καθαρά στο Σχήμα 4.2.5.



**Σχήμα 4.9:** (α) Εικόνα μετά την κατωφλίωση (β) Εικόνα μετά το κλείσιμο σπών (γ) Εικόνα μετά το μορφολογικό κλείσιμο

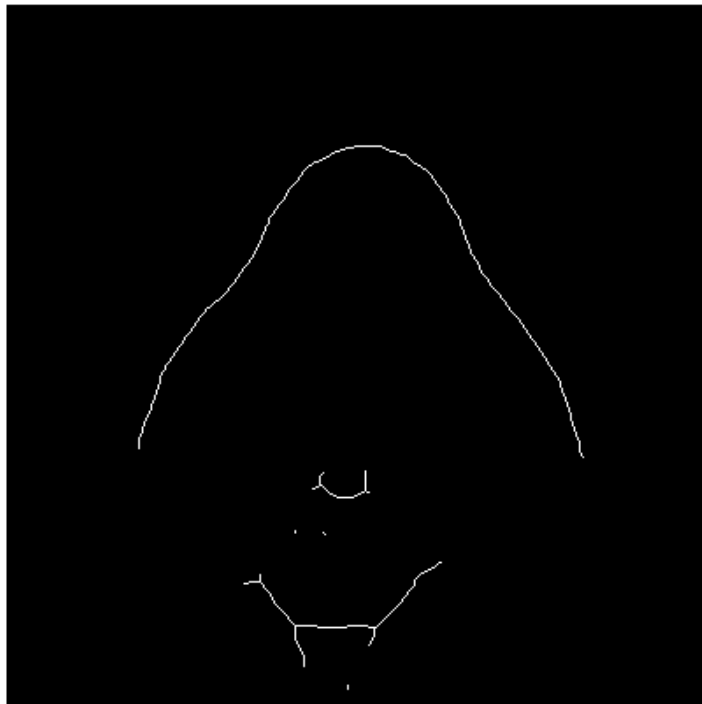
Όπως παρατηρούμε από την πιο πάνω εικόνα λόγω του ότι στον ασθενή υπολείπονται τμήματα ανάμεσα στα δόντια, η διαδικασία κλεισίματος σπών δεν είναι αρκετή. Μετά την εφαρμογή του μορφολογικού κλεισίματος παρατηρούμε ότι κλείνουν όλα τα κενά με αποτέλεσμα να μπορούμε να λαμβάνουμε την εικόνα στην μορφή που την χρειαζόμαστε.



- **Μορφολογική λέπτυνση**

Στόχος μας, στην συνέχεια, είναι να λεπτύνουμε τα διάφορα στοιχεία που υπάρχουν πάνω στην εικόνα μας. Με την διαδικασία της μορφολογικής αραίωσης-λέπτυνσης επιτυγχάνεται η λήψη καμπυλών πάχους ενός μόνο pixel.

Στο Σχήμα 4.10 φαίνεται το αποτέλεσμα της διαδικασίας μορφολογικής λέπτυνσης.



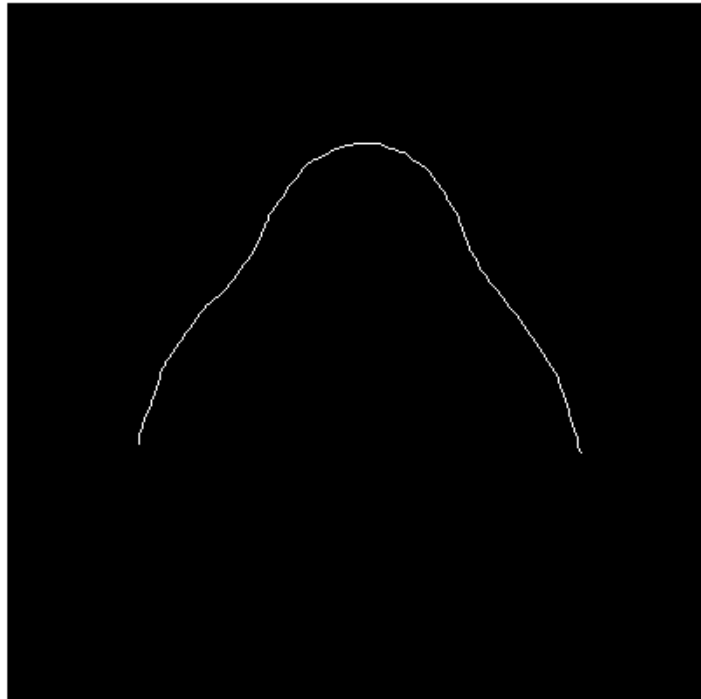
**Σχήμα 4.10:** Η εικόνα που προκύπτει μετά την εφαρμογή της διαδικασίας της μορφολογικής αραίωσης.

Παρατηρούμε ότι όλες οι καμπύλες οι οποίες υπάρχουν πάνω στην εικόνα μας έχουν λεπτύνει και έχουν πλέον πλάτος ενός, μόνο pixel.

- **Ανίχνευση καμπύλης**

Στο βήμα αυτό, χρειάζεται να απομονωθεί η καμπύλη σε σχήμα τόξου, πάνω στην οποία βρίσκονται τα δόντια. Επειδή είναι πολύ πιθανόν να υπάρχουν και άλλες καμπύλες πάνω στην εικόνα μας, εμείς επιλέγουμε αυτή με το μεγαλύτερο μήκος, που είναι και η καμπύλη που μας ενδιαφέρει.

Στο Σχήμα 4.11 φαίνεται η απομονωμένη καμπύλη την οποία ανιχνεύσαμε ως αυτή με το μεγαλύτερο μήκος.



**Σχήμα 4.11** : Η εικόνα που προκύπτει μετά την εφαρμογή της διαδικασίας ανίχνευσης καμπύλης

Παρατηρούμε ότι, επιτυχώς, με την διαδικασία αυτή, έχει εντοπισθεί και απομονωθεί η καμπύλη ενδιαφέροντος, σε μορφή τόξου πάνω στην οποία θα σχεδιάσουμε το οδοντικό τόξο.

- **Προσαρμογή Καμπύλης**

Στο σημείο αυτό έχοντας απομονώσει την καμπύλη που χρειαζόμαστε, πρέπει να γίνει προσαρμογή της καμπύλης του οδοντικού τόξου. Με την βοήθεια του cfTool στην MATLAB καταφέραμε να εξάγουμε ένα έκτου βαθμού πολυώνυμο, το οποίο αντιστοιχεί σε μια καμπύλη παραβολής, όπως είναι και το σχήμα του οδοντικού τόξου. Στη συνέχεια υπερθέσαμε την καμπύλη αυτή, πάνω στην αρχική μας εικόνα.

Στο Σχήμα 4.12 φαίνεται η καμπύλη του οδοντικού τόξου η οποία έχει προσαρμοστεί πάνω στην αρχική μας εικόνα.

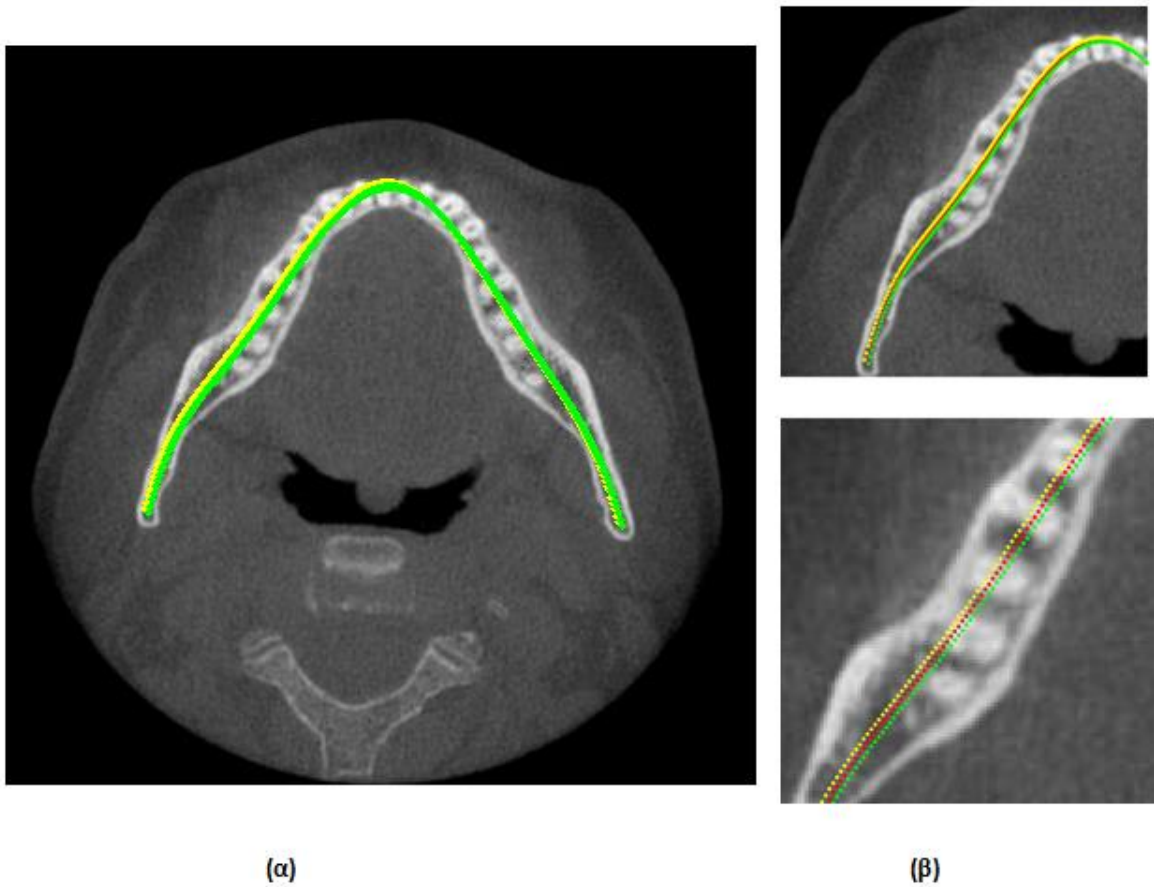


**Σχήμα 4.12:** Το οδοντικό τόξο και πως αυτό εφαρμόζει πάνω στην αρχική εικόνα

Όπως παρατηρούμε από την εικόνα το οδοντικό τόξο το οποίο έχουμε εξάγει από όλη αυτή την διαδικασία εφαρμόζει πάρα πολύ καλά πάνω την αρχική μας εικόνα.

Δημιουργούμε κάποιες επιπλέον καμπύλες, δηλαδή ακόμα δύο οδοντικά τόξα, παίρνοντας τις κάθετες συντεταγμένες πάνω και κάτω από το αρχικό οδοντικό μας τόξο. Η διαδικασία αυτή γίνεται για να χρησιμοποιήσουμε περισσότερη πληροφορία στην ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας.

Το αποτέλεσμα της διαδικασίας αυτής φαίνεται στο Σχήμα 4.13.



**Σχήμα 4.13:** (α) Στο σχήμα αυτό φαίνονται και τα τρία οδοντικά τόξα τα οποία έχουμε κατασκευάσει. Με κόκκινο χρώμα φαίνεται το αρχικό οδοντικό τόξο, με κίτρινο το πάνω και με πράσινο το κάτω οδοντικό τόξο (β) Μεγεθύνσεις της προηγούμενης εικόνας ούτως ώστε να φαίνονται πιο καθαρά τα τρία διαφορετικά τόξα.

### **4.2.1 Ανακατασκευή Πανοραμικής Εικόνας**

Η διαδικασία αυτή δέχεται σαν είσοδο τις συντεταγμένες  $(x,y)$  των τριών τόξων που κατασκευάστηκαν από τη διαδικασία «Αυτόματης Ανακατασκευής Οδοντικού Τόξου», καθώς και τις υπόλοιπες τομές του ασθενούς. Στόχος της συνάρτησης αυτής είναι να κάνει ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας με βάση το οδοντικό τόξο. Για να γίνει αυτό, πρέπει αρχικά να διαβάσει όλες τις CT αξονικές τομές ενός ασθενή, και στη συνέχεια με βάση τις φωτεινότητες που έχουν στα σημεία  $(x,y)$  οι τομές αυτές, να ανακατασκευάσει την πανοραμική εικόνα. Τα αποτελέσματα της συνάρτησης αυτής θα παρουσιαστούν αναλυτικά στο επόμενο κεφάλαιο.

## 4.3 Ορισμός παραμέτρων

### 4.3.1 Καθορισμός επιπέδου κατωφλιωποίησης

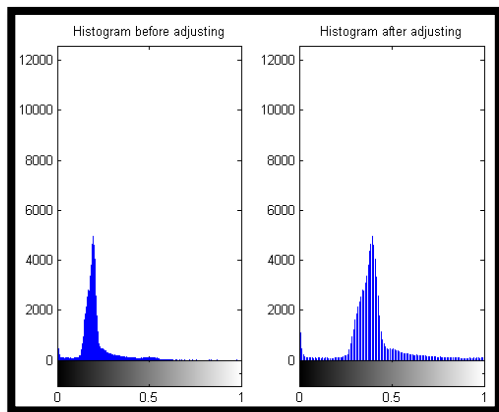
Όπως αναφερθήκαμε και πιο πάνω, κατά την διαδικασία της κατωφλιωποίησης μετατρέπουμε την κλίμακα χρωμάτων της εικόνας από διαβαθμίσεις του γκρι σε μαυρόασπρη. Η συνάρτηση που χρησιμοποιήσαμε για την διαδικασία αυτή χρειαζόταν τον ορισμό μιας παραμέτρου εισόδου πάνω στην οποία θα στηριζόταν οι κατωφλιωποίησης. Χρειαζόταν δηλαδή να καθορίσουμε ένα επίπεδο τιμών της φωτεινότητας των pixels το οποίο θεωρείται σαν το επίπεδο κατωφλιωποίησης. Τα pixels με τιμή φωτεινότητας πάνω από το επίπεδο, αυτό, θα λάμβαναν την τιμή 1, θα γίνονταν δηλαδή άσπρα, και τα pixels με τιμή φωτεινότητας κάτω από την τιμή του οριζόμενου επιπέδου κατωφλιωποίησης θα λάμβαναν την τιμή 0, θα γίνονταν δηλαδή μαύρα.

Για τον καθορισμό του επιπέδου αυτού έγιναν διάφορες δοκιμές μέχρι να καταλήξουμε στο βέλτιστο. Οι δοκιμές μας έγιναν πάνω σε 9 διαφορετικές CT τομές, 9 διαφορετικών ασθενών. Για να μπορέσουμε να δουλέψουμε σωστά έπρεπε να φέρουμε όλες τις εικόνες στα ίδια επίπεδα φωτεινότητας. Για να γίνει αυτό έγινε προσαρμογή της φωτεινότητας της κάθε εικόνας. Έτσι οι φωτεινότητες των pixels μας θα κυμαίνονται περίπου στα ίδια επίπεδα τιμών. Στη συνέχεια εξήχθησαν τα ιστογράμματα των εικόνων αυτών πριν και μετά την προσαρμογή για να δούμε σε ποιες τιμές κυμαίνεται η φωτεινότητα των εικόνων.

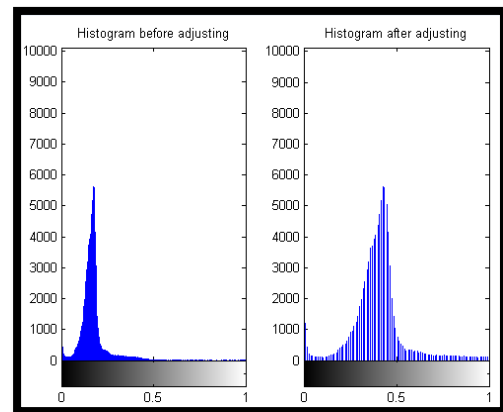
Το ιστόγραμμα είναι ένα γράφημα που δείχνει την κατανομή των δεδομένων. Τα ιστογράμματα στην επεξεργασία εικόνας χρησιμοποιούνται για να δείξουν την κατανομή των τιμών των pixels σε μια εικόνα. Το ιστόγραμμα μίας ψηφιακής εικόνας με επίπεδα του γκρι στο διάστημα  $[0, L-1]$  είναι μία διακριτή συνάρτηση, όπου είναι το  $k$  επίπεδο γκρι και είναι το πλήθος των pixels της εικόνας, που έχουν τιμή επιπέδου γκρι  $k$ . Συνήθως, κανονικοποιούμε το ιστόγραμμα, διαιρώντας κάθε τιμή με τον συνολικό αριθμό των pixels της εικόνας, έστω  $n$ . Τότε, το κανονικοποιημένο ιστόγραμμα δίνεται από την συνάρτηση, για  $k=0,1,\dots,L-1$ . Θα μπορούσαμε να πούμε, ότι η  $h_k$  δίνει μία προσέγγιση της πιθανότητας της εμφάνισης ενός γκρι επιπέδου  $k$ . Τα ιστογράμματα μπορεί να φανούν πολύ χρήσιμα γιατί μας βοηθούν να εξαγάγουμε συμπεράσματα για τη μορφή μιας εικόνας. Για παράδειγμα, σε

μία σκούρα εικόνα (dark image) οι τιμές του γκριζου θα είναι συγκεντρωμένες στα χαμηλότερα επίπεδα, σε μία φωτεινή εικόνα, αντίθετα οι τιμές του γκριζου θα είναι συγκεντρωμένες σε υψηλότερα επίπεδα και μία εικόνα με χαμηλό contrast θα έχει για παράδειγμα τις τιμές συγκεντρωμένες στο κέντρο [30].

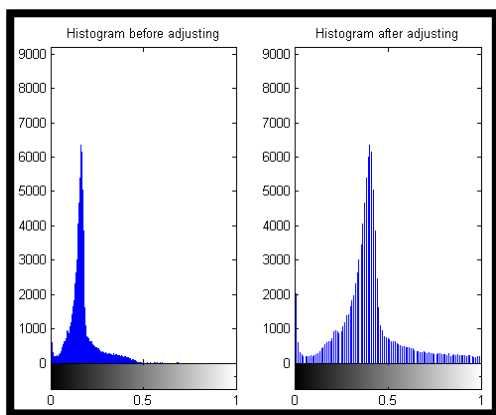
Στο Σχήμα 4.14 Φαίνονται τα αποτελέσματα που πήραμε για εννιά εικόνες πριν και μετά την κανονικοποίηση της αντίθεσης της εικόνας.



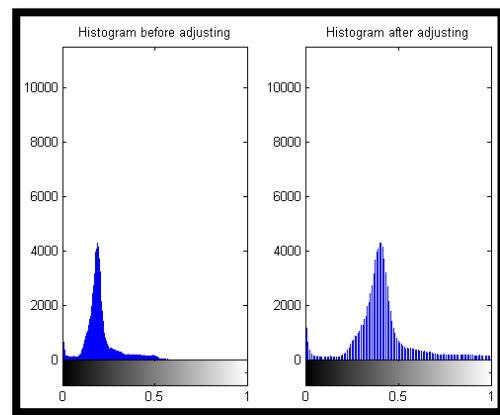
(α)



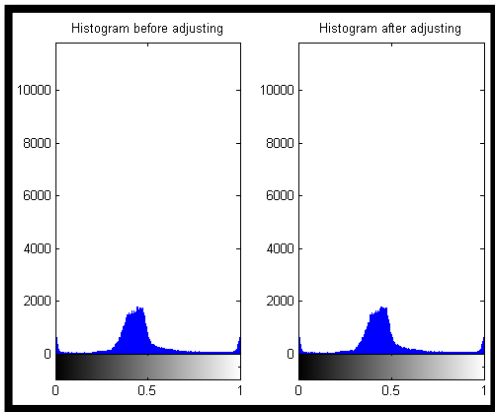
(β)



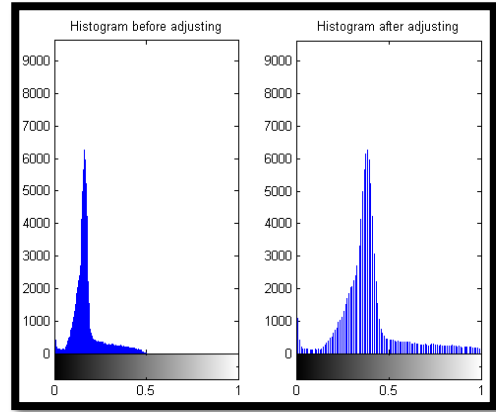
(γ)



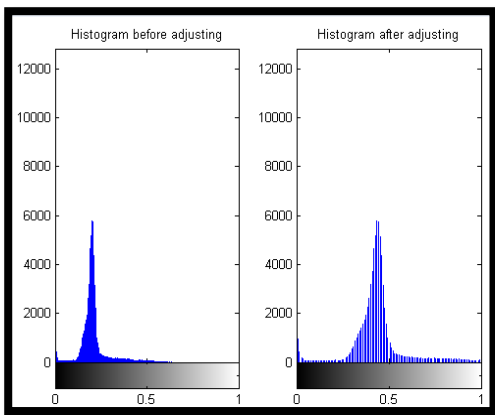
(δ)



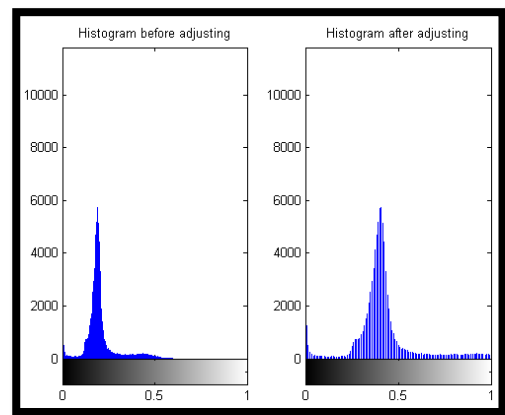
(ε)



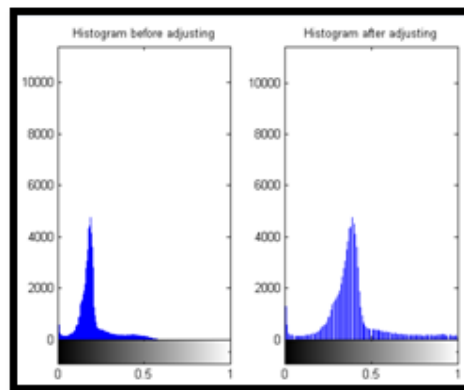
(σ)



(ζ)



(η)



(θ)

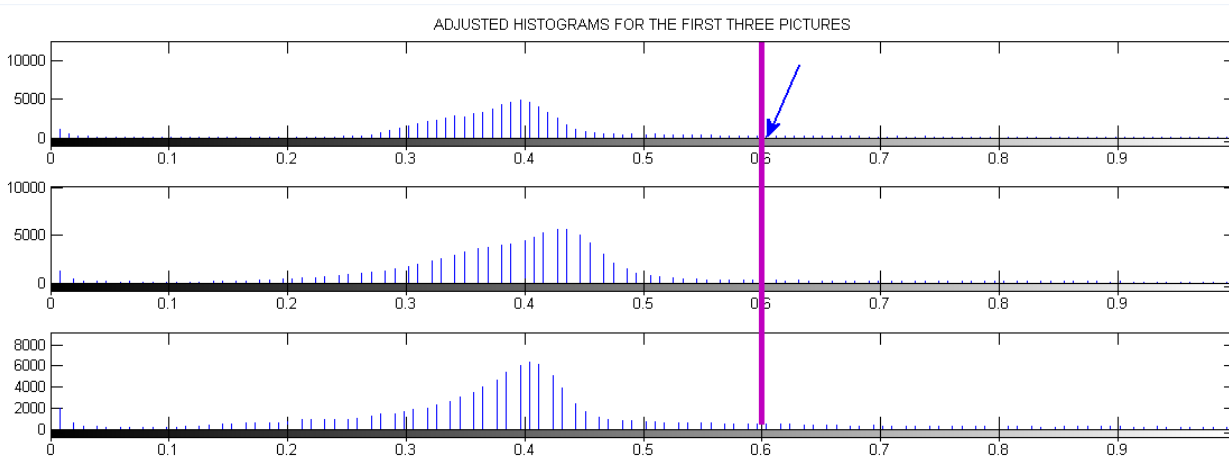
**Σχήμα 4.14: (α)-(θ)** Στα σχήματα πιο πάνω φαίνονται τα ιστογράμματα των εννιά διαφορετικών εικόνων πριν και μετά την προσαρμογή της φωτεινότητας τους.



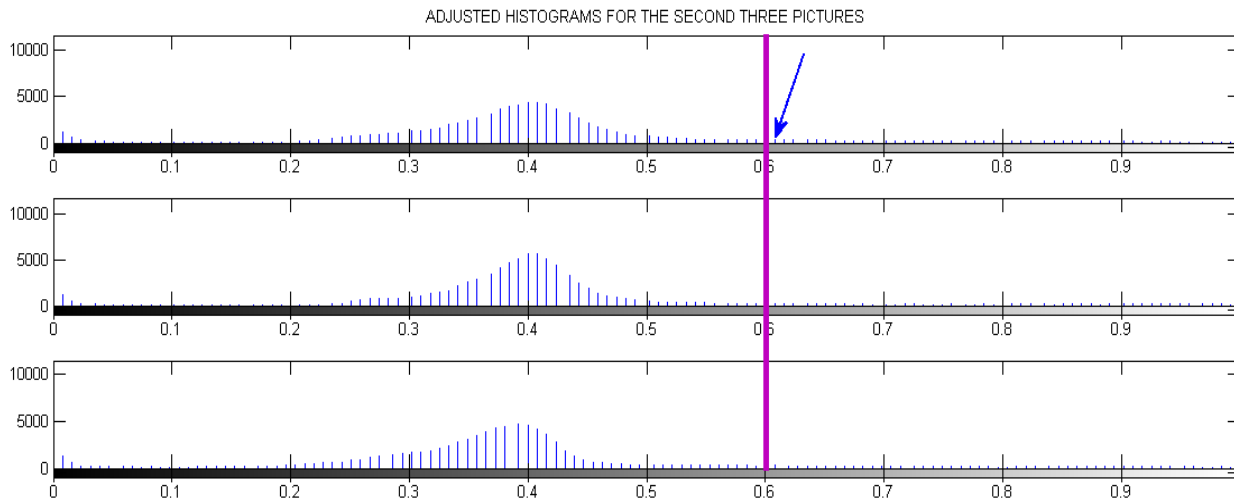
Από τις παραπάνω εικόνες παρατηρούμε ότι μετά την προσαρμογή της αντίθεσης οι φωτεινότητες όλων των εικόνων κυμαίνονται γύρω από το 0,5. Έτσι κάναμε διάφορες δοκιμές για το πια τιμή θα πάρει το επίπεδο κατωφλίσωσης. Τελικά καταλήξαμε ότι:

Thresholding\_level = 0.6

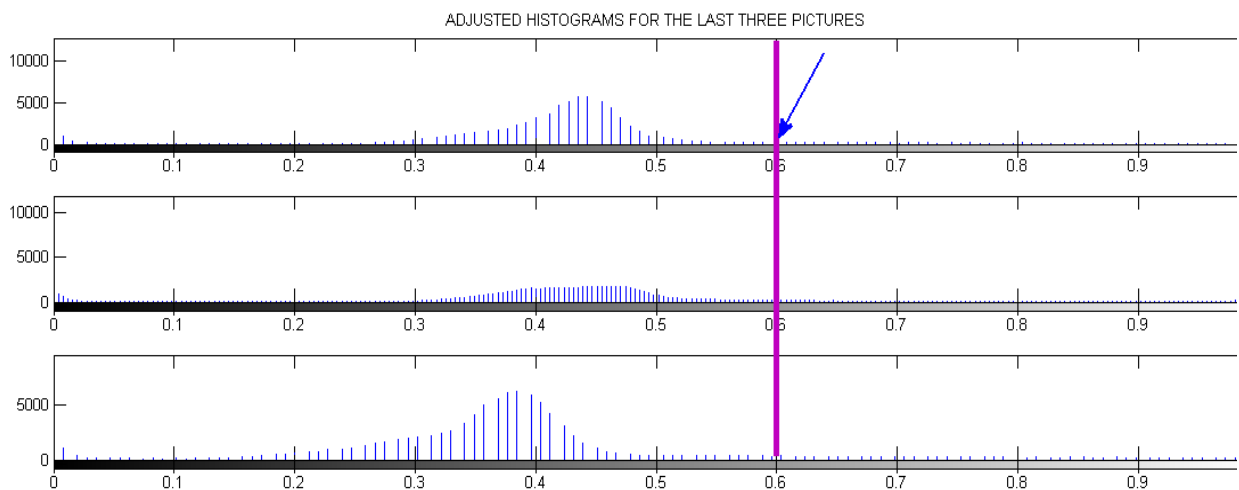
Στο Σχήμα 4.15 φαίνεται η διαδικασία που έγινε για να καταλήξουμε στο συγκεκριμένο επίπεδο κατωφλιωποίησης.



(α)



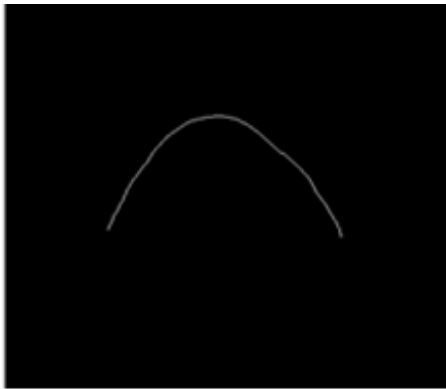
(β)



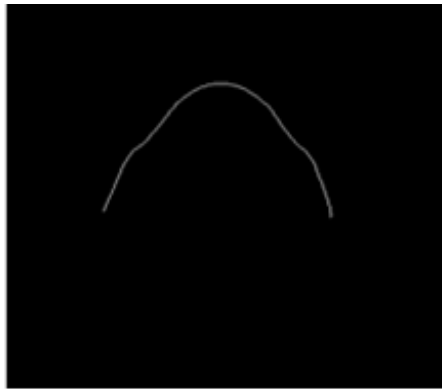
(γ)

**Σχήμα 4.15 :** Φαίνονται τα ιστογράμματα των εννιά εικόνων μετά την προσαρμογή και με ροζ γραμμή είναι ζωγραφισμένο το επίπεδο κατωφλίσωσης στο σημείο 0.6.

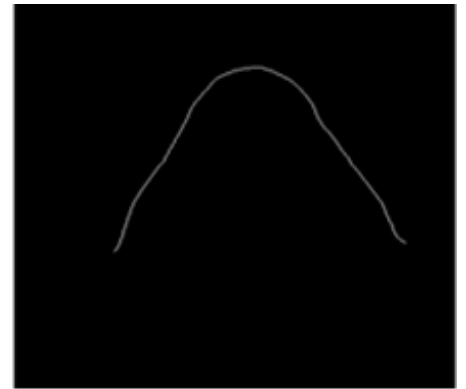
Τέλος φαίνονται ότι τα τελικά αποτελέσματά μας, δηλαδή η εξαγωγή της σωστής καμπύλης για προσαρμογή του οδοντικού τόξου, είναι πάρα πολύ καλά, με την εφαρμογή του συγκεκριμένου επιπέδου κατωφλίσωσης. Οι εικόνες αυτές φαίνονται στο Σχήμα 4.16.



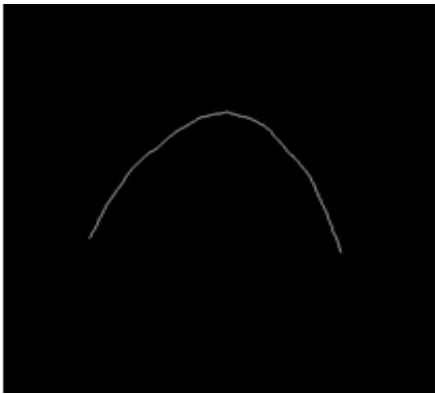
(α)



(β)



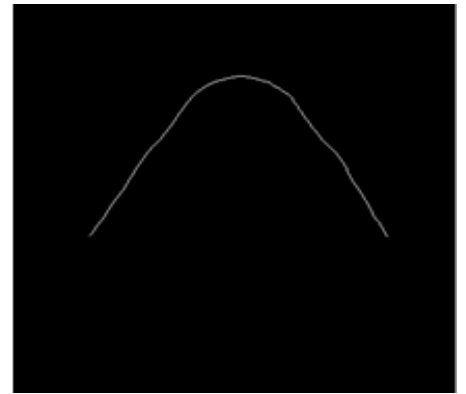
(γ)



(δ)



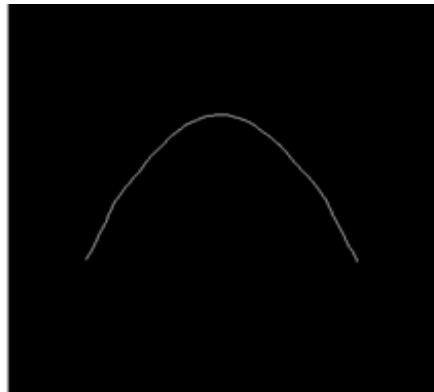
(ε)



(στ)



(ζ)



(η)



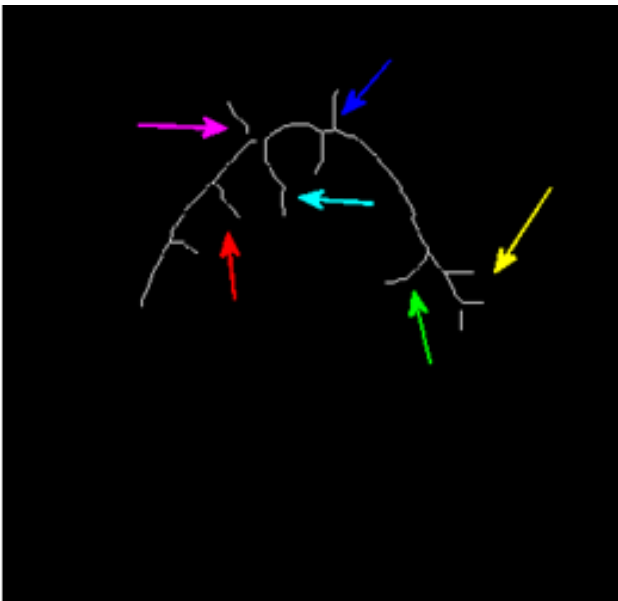
(θ)

**Σχήμα 4.16: (α)-(θ)** Στο σχήμα αυτό φαίνονται οι απομονωμένες περιοχές των δοντιών, ενώ έχουμε χρησιμοποιήσει επίπεδο κατωφλίσωσης 0.6

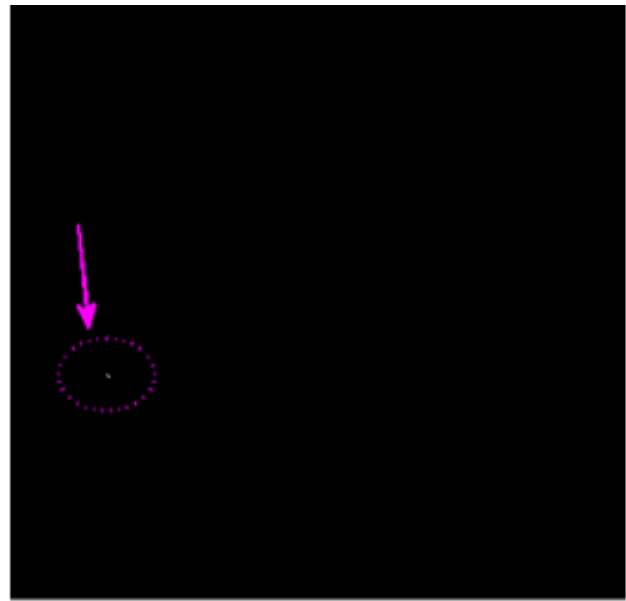
Όπως φαίνεται από τις πιο πάνω εικόνες χρησιμοποιώντας το συγκεκριμένο επίπεδο κατωφλίσωσης η πληροφορία που λαμβάνουμε στο τέλος είναι ολοκληρωμένη. Δηλαδή δεν έχουν γίνει μαύρα κομμάτια της γνάθου, κάτι που θα μας εμπόδιζε να βρούμε το σωστό οδοντικό τόξο του ασθενούς.

Στο Σχήμα 4.17 φαίνονται τα προβλήματα που παρουσιάστηκαν σε κάποιες από τις εικόνες μας όταν χρησιμοποιούσαμε επίπεδο κατωφλίσωσης ίσο με 0.5.

- Για **Thresholding\_level = 0.5** :



(α)

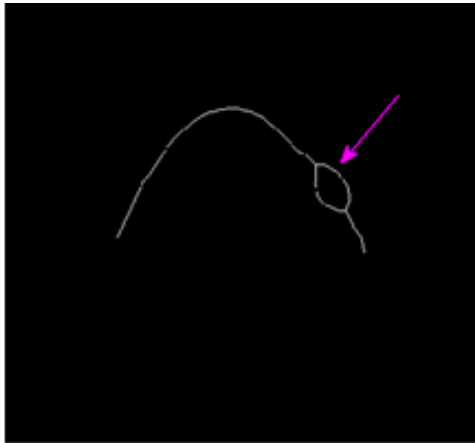


(β)

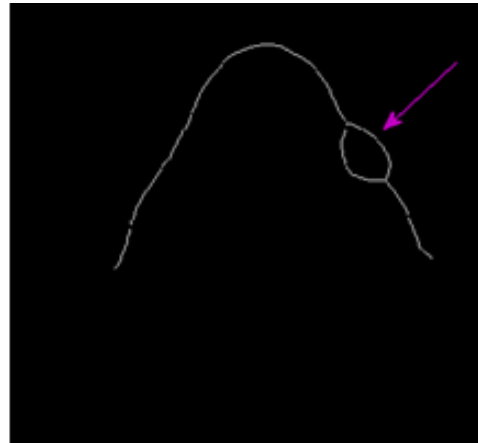
**Σχήμα 4.17** : Παρατηρούμε ότι δύο από τις εικόνες μας, στην περίπτωση που το επίπεδο κατωφλίσωσης μας είναι ίσο με 0,5 παρουσιάζουν σημαντικά προβλήματα **(α)** Στην πρώτη εικόνα (αριστερά) είναι φανερό ότι η περιοχή που απομονώνεται δεν είναι σε σχήμα τόξου, αλλά έχει και πολλά παρακλάδια.**(β)** Στη δεύτερη εικόνα(δεξιά) μετά την κατωφλίωση έχει εμφανιστεί μόνο μια κουκκίδα, αφού με το συγκεκριμένο επίπεδο γίνονται όλα τα pixels μαύρα.

Στο Σχήμα 4.18 φαίνονται τα προβλήματα που παρουσιάστηκαν σε κάποιες από τις εικόνες μας όταν χρησιμοποιούσαμε επίπεδο κατωφλίσωσης ίσο με 0.7.

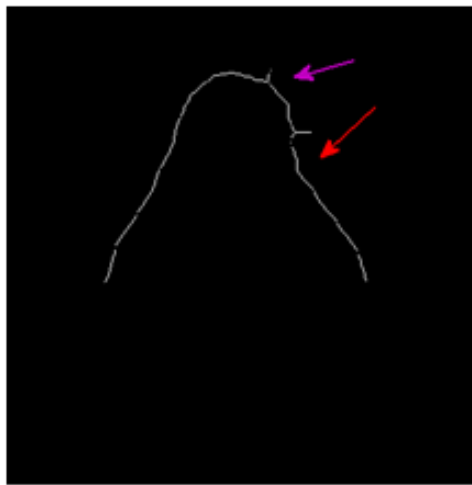
- Για `Thresholding_level=0.7`:



(α)



(β)



(γ)

**Σχήμα 4.18** : Παρατηρούμε τα προβλήματα που δημιουργούνται έχοντας ορίσει ως επίπεδο κατωφλίσωσης το 0.7. **(α),(β)** Στην πρώτη όπως και στη δεύτερη εικόνα παρατηρούμε ότι έχει παραμορφωθεί το σχήμα του οδοντικού τόξου. **(γ)** Στην τρίτη εικόνα παρατηρούμε ότι έχουν δημιουργηθεί παρακλάδια τα οποία δεν έγιναν μαύρα κατά την κατωφλίωση όπως θα έπρεπε να γίνει.

### 4.3.2 Εύρεση Βαθμού Πολυωνύμου για την Πλήρη Εξομάλυνση και Εξαγωγή του Οδοντικού Τόξου

Για να αποφασίσουμε τον βαθμό του πολυωνύμου που θα χρησιμοποιούσαμε για την εξομάλυνση και εξαγωγή του οδοντικού τόξου έπρεπε να κάνουμε διάφορες δοκιμές. Για την διαδικασία αυτή, όπως έχουμε αναφέρει και σε προηγούμενο κεφάλαιο έγινε χρήση του cfTool. Με την βοήθεια του εργαλείου αυτού και με βάση τις παραμέτρους του καταφέραμε να καταλήξουμε τελικά σε πολυώνυμο έκτου βαθμού.

Κάναμε δοκιμές πάνω σε τρεις από τις εικόνες μας, για πολυώνυμα 2<sup>ου</sup> 3<sup>ου</sup> 4<sup>ου</sup> 5<sup>ου</sup> 6<sup>ου</sup> και 7<sup>ου</sup> βαθμού και καταγράψαμε τις παραμέτρους καταλληλότητας της προσαρμογής.

Οι παράμετροι καταλληλότητας της προσαρμογής της καμπύλης είναι:

- **The sum of squares due to error (SSE):** Η παράμετρος αυτή μετρά την συνολική απόκλιση των τιμών πριν και μετά την προσαρμογή και ορίζεται από την παρακάτω μαθηματική εξίσωση:

$$SSE = \sum_{i=1}^n w_i (y_i - \hat{y}_i)^2$$

Όσο πιο κοντά στο μηδέν είναι η τιμή της παραμέτρου αυτής τόσο πιο μικρό είναι το τυχαίο τετραγωνικό σφάλμα που έχουμε, άρα και καλύτερη η προσαρμογή μας.

- **R-square:** Αυτό το στατιστικό στοιχείο μετρά το πόσο επιτυχής είναι η προσαρμογή που έχουμε κάνει με βάση την διακύμανση των στοιχείων. Με άλλα λόγια η R-square είναι το τετράγωνο της αντιστοιχίας μεταξύ των τιμών της εξόδου πριν και μετά την προσαρμογή. Η συνάρτηση αυτή, ορίζεται ως ο λόγος του αθροίσματος των τετραγώνων της παλινδρόμησης (SSR) ως προς το συνολικό άθροισμα των τετραγώνων (SST). Η SSR ορίζεται ως:

$$SSR = \sum_{i=1}^n w_i (\hat{y}_i - \bar{y}_i)^2$$

Η SST ορίζεται ως:

$$SST = \sum_{i=1}^n w_i (y_i - \bar{y}_i)^2$$

Όπου  $SST = SSR + SSE$ . Με βάση τους ορισμούς αυτούς η R-square εκφράζεται ως:

$$R - \text{square} = \frac{SSR}{SST} = 1 - \frac{SSE}{SST}$$

Η R-square μπορεί να πάρει οποιαδήποτε τιμή μεταξύ 0 και 1, με τιμές κοντά στο 1 να δείχνουν ότι ένα μεγαλύτερο ποσοστό της διακύμανσης εξηγείται από το μοντέλο.

Εάν αυξηθεί ο αριθμός των προσαρμοσμένων συντελεστών στο μοντέλο μας, η R-square θα αυξηθεί αν και η προσαρμογή πρακτικά, μπορεί να μην βελτιωθεί. Για να αποφευχθεί αυτή η κατάσταση, θα πρέπει να χρησιμοποιηθούν οι βαθμοί ελευθερίας. Η Adjusted R-square που χρησιμοποιεί τους βαθμούς ελευθερίας περιγράφεται πιο κάτω.

Είναι επίσης πιθανόν να πάρουμε αρνητική τιμή για την R-square. Αυτό συμβαίνει σε εξισώσεις που δεν περιέχουν σταθερό όρο.

- **Adjusted R-square:** Το στατιστικό αυτό στοιχείο χρησιμοποιεί την R-square, και βασίζεται στους υπολειμματικούς βαθμούς ελευθερίας. Οι υπολειμματικοί βαθμοί ελευθερίας ορίζονται ως ο αριθμός των τιμών απόκρισης  $n$  μείον τον αριθμό των προσαρμοσμένων συντελεστών  $m$ , οι οποίοι υπολογίζονται από τις τιμές της εξόδου.

$$v = n - m$$

Όπου  $v$ , ο ανεξάρτητος αριθμός από πληροφορίες που περιέχει η δεδομένα στοιχείων τα οποία είναι απαραίτητα για τον υπολογισμό του αθροίσματος των τετραγώνων.

Η Adjusted R-square αποτελεί τον καλύτερο δείκτη για την ποιότητα της προσαρμογής. Ο μαθηματικός τύπος ορισμού του στατιστικού αυτού στοιχείου είναι:

$$\text{Adjusted R - square} = 1 - \frac{\text{SSE}(n - 1)}{\text{SST}(v)}$$

Η Adjusted R-square μπορεί να πάρει οποιαδήποτε τιμή μικρότερη ή ίση προς 1, με τις τιμές κοντά στο 1 να δείχνουν ότι έχει επιτευχθεί καλύτερη προσαρμογή. Οι αρνητικές τιμές που μπορεί να πάρει δηλώνουν ότι το μοντέλο περιέχει όρους οι οποίοι δεν βοηθούν στην πρόβλεψη του αποτελέσματος.

- **Root Mean Squared Error:** Το συγκεκριμένο στατιστικό στοιχείο, είναι επίσης γνωστό σαν το τυπικό σφάλμα ή σαν το τυπικό σφάλμα της παλινδρόμησης. Εκτιμάται ως η τυπική απόκλιση μιας τυχαίας συνιστώσας των δεδομένων, και ορίζεται ως:

$$\text{RMSE} = s = \sqrt{\text{MSE}}$$

όπου το MSE είναι το μέσο τετραγωνικό σφάλμα και ορίζεται ως:

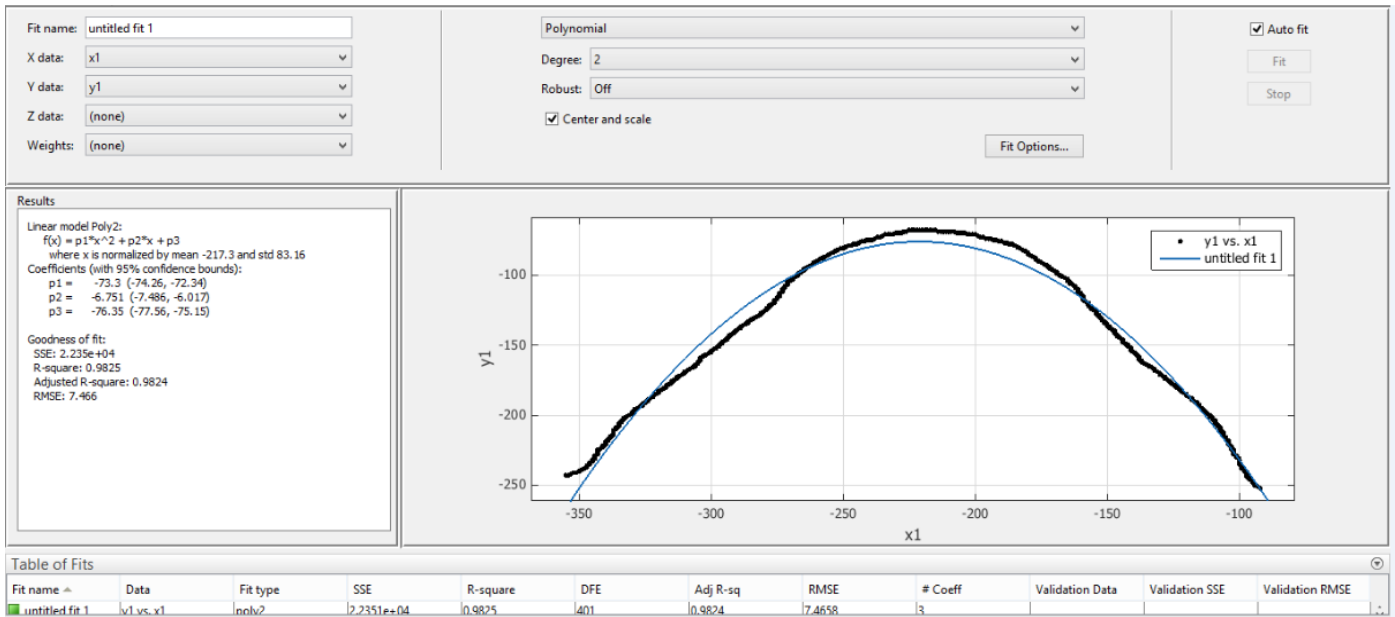
$$\text{MSE} = \frac{\text{SSE}}{v}$$

Όσο πιο κοντά στο 0 είναι η τιμή του MSE τόσο πιο χρήσιμη είναι η πρόβλεψη της προσαρμογής.

Στο Σχήμα 4.19 φαίνονται οι καμπύλες που προέκυψαν από τον εργαλείο cfTool για τους διαφορετικούς βαθμούς πολυωνύμων, σε μια από τις τρεις εικόνες στις οποίες έγιναν οι δοκιμές.

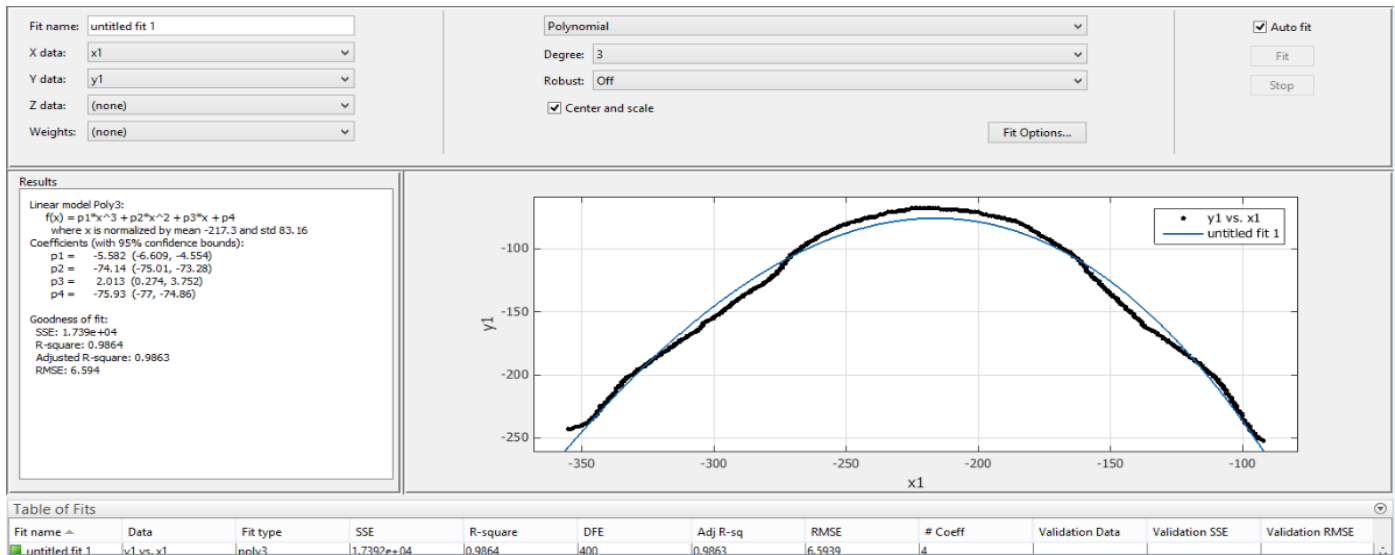


- Πολυώνυμο 2<sup>ου</sup> βαθμού



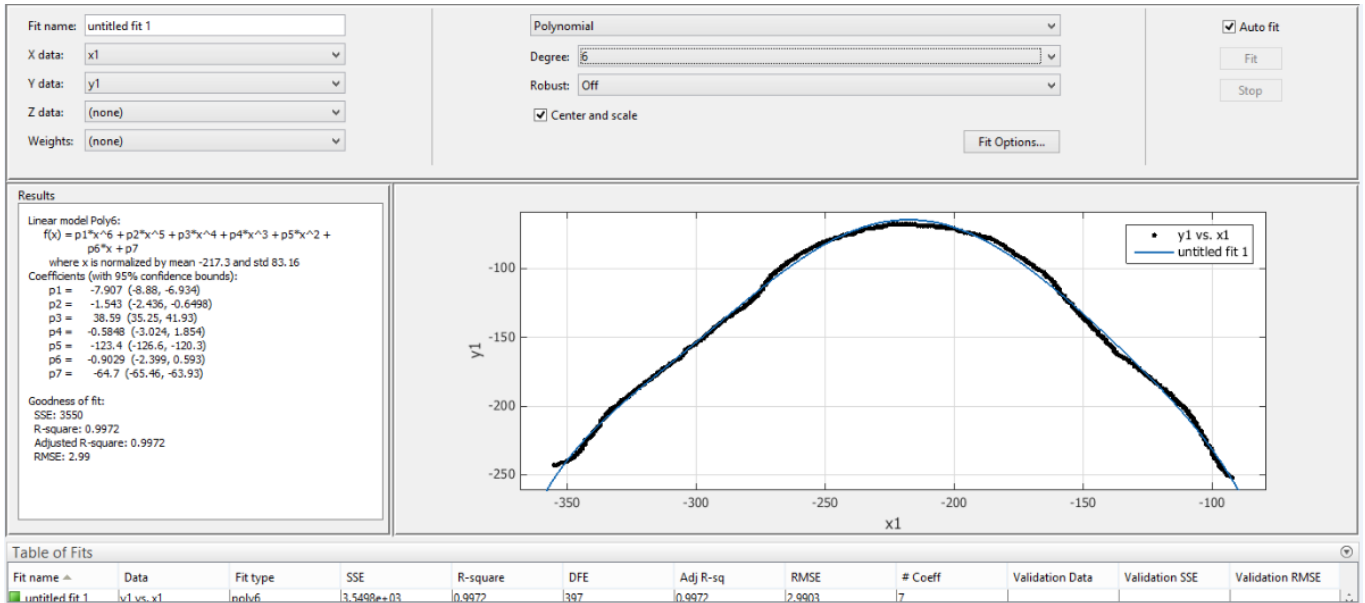
(α)

- Πολυώνυμο 3<sup>ου</sup> βαθμού



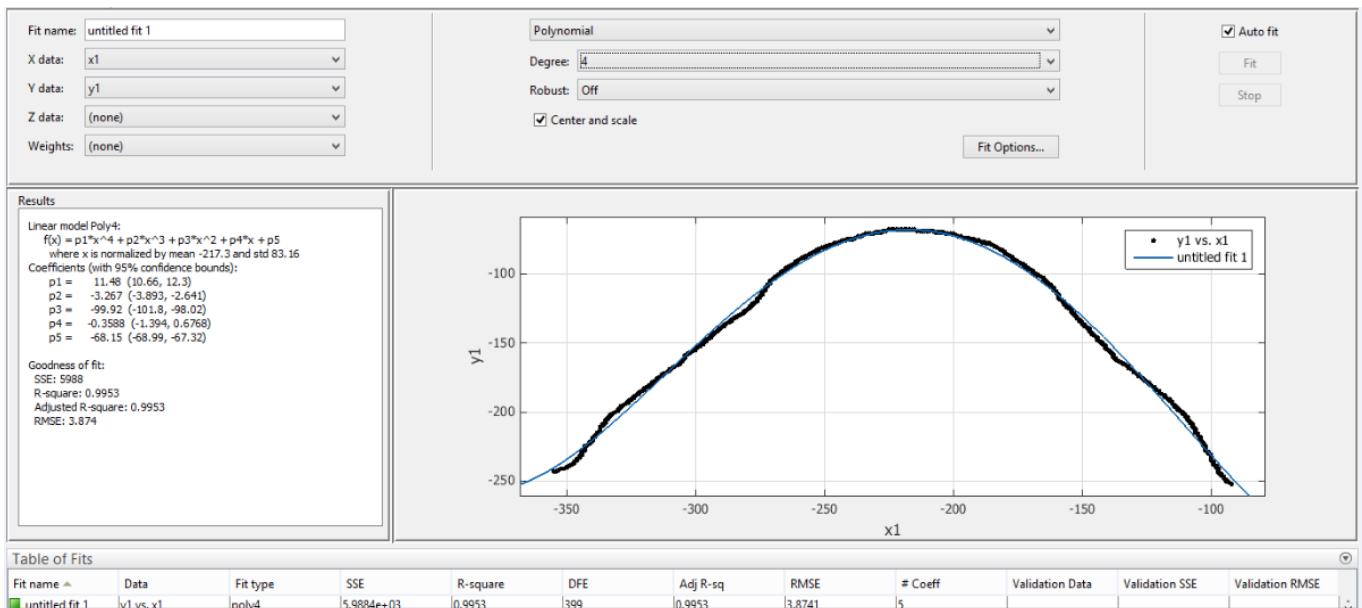
(β)

- Πολύωνυμο 4<sup>ου</sup> βαθμού



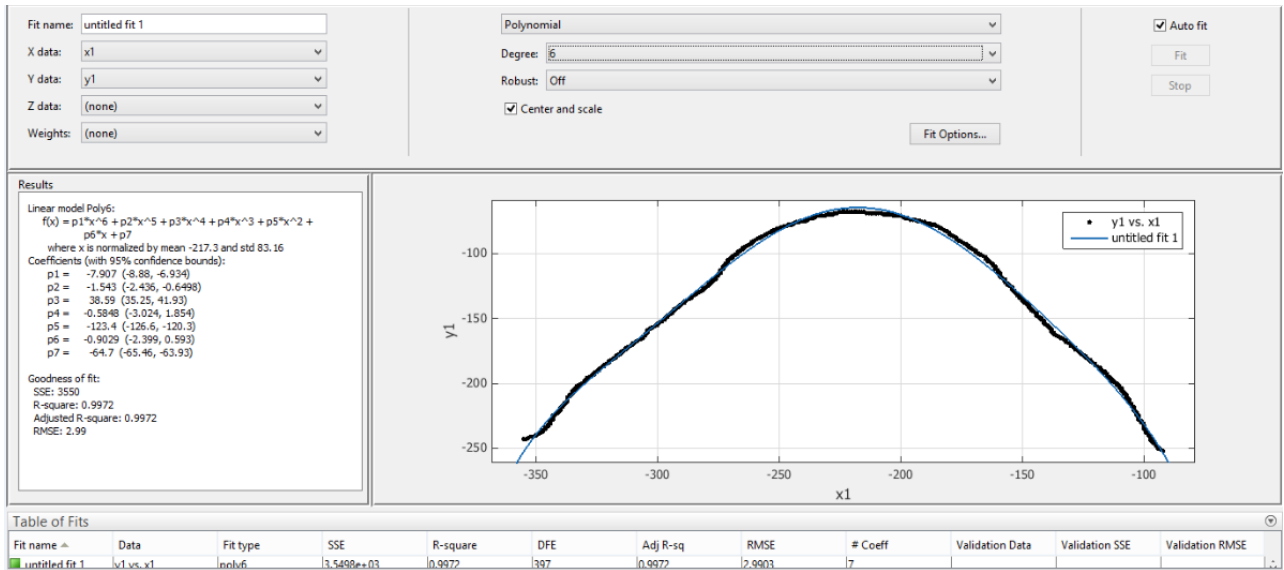
(γ)

- Πολύωνυμο 5<sup>ου</sup> βαθμού



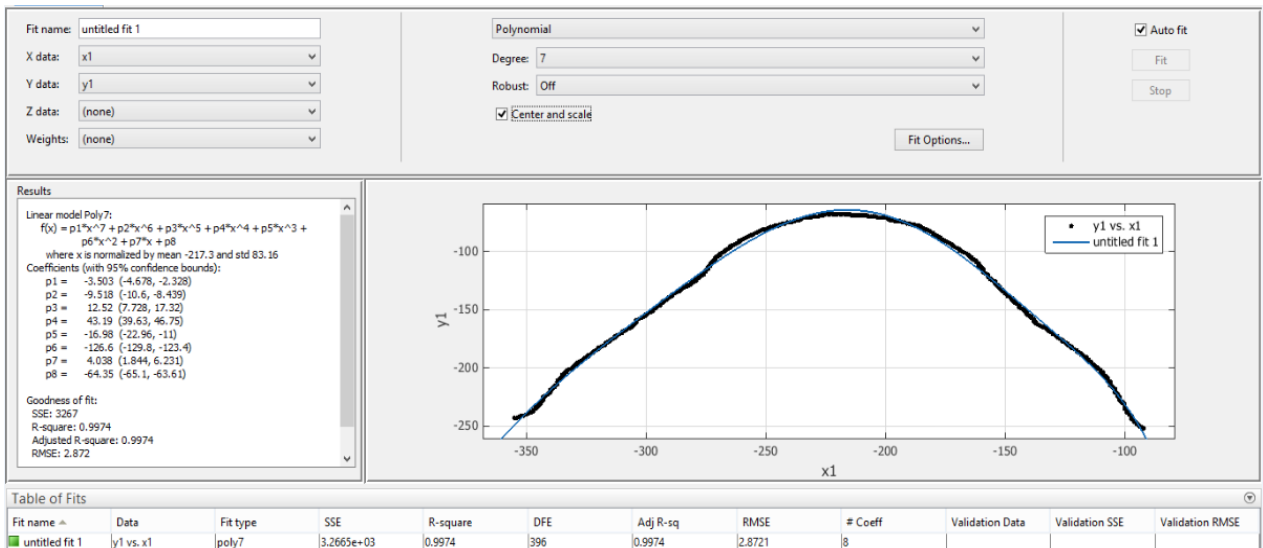
(δ)

- Πολυώνυμο 6<sup>ου</sup> βαθμού



(ε)

- Πολυώνυμο 7<sup>ου</sup> βαθμού



(στ)

**Σχήμα 4.19:** (α) Η καμπύλη που προκύπτει για μια εικόνα με εφαρμογή πολυωνύμου 2<sup>ου</sup> βαθμού. (β) Η προκύπτουσα καμπύλη με εφαρμογή πολυωνύμου 3<sup>ου</sup> βαθμού. (γ) Η προκύπτουσα καμπύλη με εφαρμογή πολυωνύμου 4<sup>ου</sup> βαθμού. (δ) Η προκύπτουσα καμπύλη με εφαρμογή πολυωνύμου 5<sup>ου</sup> βαθμού. (ε) Η προκύπτουσα καμπύλη με εφαρμογή πολυωνύμου 6<sup>ου</sup> βαθμού. (στ) Η προκύπτουσα καμπύλη με εφαρμογή πολυωνύμου 7<sup>ου</sup> βαθμού.

Από τις παραπάνω εικόνες παρατηρούμε ότι όσο αυξάνεται ο βαθμός του πολυωνύμου τόσο πιο καλή είναι η προσαρμογή.

Πίνακας 4.2: Οι τιμές των παραμέτρων καταλληλότητας ανάλογα με τον βαθμό του πολυωνύμου.

Παραμέτροι καταλληλότητας	Βαθμός Πολυωνύμου					
	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th
<b>SSE</b>	2.24E+04	1.74E+04	5.99E+03	5.83E+03	3.55E+03	3.27E+03
<b>R-square</b>	0.9825	0.9864	0.9953	0.9954	0.9972	0.9974
<b>Adj-R-sq</b>	0.9824	0.9863	0.9953	0.9954	0.9972	0.9974
<b>RMSE</b>	7.4658	6.5939	3.8741	3.8282	2.9903	2.8721

Όπως φαίνεται από τον πιο πάνω πίνακα οι τιμές των παραμέτρων βελτιώνονται όσο μεγαλώνει ο βαθμός του πολυωνύμου. Δηλαδή με την αύξηση του βαθμού του πολυωνύμου οι R-square και Adj-R-sq πλησιάζουν περισσότερο προς την μονάδα, ενώ οι SSE και RMSE, μικραίνουν και πλησιάζουν προς το 0. Εμείς τελικά καταλήξαμε σε πολυώνυμο έκτου βαθμού αφού οι συντελεστές καταλληλότητας είναι πάρα πολύ καλοί. Δεν διαλέξαμε πολυώνυμο πολύ υψηλού βαθμού λόγω του ότι θα προκαλούσαμε overfitting. Το overfitting συμβαίνει όταν ένα στατιστικό μοντέλο περιγράφει ένα τυχαίο λάθος, η ακόμα και θόρυβο, αντί να περιγράφει το μαθηματικό μοντέλο το οποίο χρειάζεται να περιγράψει. Κάτι τέτοιο θα συμβεί και στην περίπτωση μας αφού αντί να περιγράφεται η καμπύλη με το χαρακτηριστικό πολυώνυμο θα περιγράφεται ο θόρυβος ή κάποιο άλλο σφάλμα που προέκυψε κατά την διαδικασία λήψης της εικόνας.

### **4.3.2 Καθορισμός της Ακτίνας Δίσκου Κατά την Διαδικασία του Μορφολογικού Κλεισίματος**

Για την συνάρτηση του μορφολογικού κλεισίματος ήταν απαραίτητο να ορίσουμε ένα δομικό στοιχείο, (Structure Element (SE)). Εμείς επιλέξαμε ένα δομικό στοιχείο σε σχήμα δίσκου. Χρησιμοποιήσαμε το σχήμα δίσκου για να διατηρήσουμε την κυκλική-καμπυλωτή φύση του αντικειμένου μας. Για τον ορισμό του δομικού στοιχείου ήταν απαραίτητο να δώσουμε μια τιμή στην ακτίνα του δίσκου. Μετά από δοκιμές, επιλέξαμε να βάλουμε ακτίνα ίση με 10 pixels ούτως ώστε να γεμίζει και το μεγαλύτερο κενό χωρίς όμως να παραμορφώνεται το σχήμα της καμπύλης.

## 4.4 Συμπεράσματα

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

Αναλυτικότερα, έγινε ο ορισμός, η ανάλυση καθώς επίσης και η επεξήγηση των διαφόρων λειτουργιών αλλά και παραμέτρων του συστήματος μας, σε μια προσπάθεια να εξαχθεί αυτόματα το οδοντικό τόξο του ασθενούς, αλλά και να ανακατασκευαστεί η πανοραμική εικόνα του πριν και μετά την επέμβαση, ή την οδοντιατρική θεραπεία.

Για τον σκοπό αυτό δημιουργήθηκαν τρεις διαφορετικές συναρτήσεις: η Automatic Slice Detection, η Automatic Dental Arch Detection και η Panoramic Reconstruction . Η συναρτήσεις αυτές, καλούνται από 2 φορές η κάθε μια με σκοπό την εξαγωγή πανοραμικών εικόνων πριν και μετά την οποιαδήποτε αλλαγή στο στόμα του ασθενούς, λόγω οδοντιατρικής θεραπείας.

Επιπλέον μετά από δοκιμές καταλήξαμε σε κάποιες καθολικές παραμέτρους του συστήματος μας, οι οποίες ισχύουν για κάθε περίπτωση. Αρχικά ορίσαμε ένα επίπεδο κατωφλιωποίησης ίσο με 0,6. Στην συνέχεια κατά την διαδικασία του μορφολογικού κλεισίματος ορίσαμε την ακτίνα του δίσκου ίση με 10. Τέλος για την διαδικασία προσαρμογής και εξομάλυνσης της καμπύλης του οδοντικού τόξου καταλήξαμε σε καμπύλη πολυωνύμου έκτου βαθμού. Όλες οι διαδικασίες και οι δοκιμές οι οποίες έγιναν μέχρι να φτάσουμε στις τελικές αυτές τιμές των παραμέτρων παρουσιάζονται αναλυτικά στο κεφάλαιο αυτό.

## Κεφάλαιο 5

### Αποτελέσματα Εφαρμογής Αλγορίθμου

#### 5.1 Εισαγωγή

Αφού έγινε η διαδικασία ανάπτυξης του αλγορίθμου προχωρήσαμε στην εφαρμογή του. Για να γίνει αυτό χρειάστηκε να έχουμε αξονικές CT τομογραφίες από διάφορους ασθενείς, πριν και μετά από κάποια εγχειρητική διαδικασία ή οδοντιατρική θεραπεία, οι οποίες θα προσπελαστούν, αρχικά, από την συνάρτηση Automatic Slice Detection για να βρεθεί η καλύτερη τομή δηλαδή με το μικρότερο σφάλμα

Επιπλέον χρειάστηκε να βρούμε και εμείς χειροκίνητα ποια ήταν η καλύτερη τομή, ούτως ώστε να μπορέσουμε να συγκρίνουμε τα αποτελέσματά μας και να δούμε αν όντως η τομή η οποία επιλέγεται από την συνάρτηση είναι αρκετά καλή χωρίς να χάνεται σχεδόν καθόλου πληροφορία, κάτι που θα μας επηρέαζε τα αποτελέσματα στην συνέχεια.

Στην συνέχεια οι τομές αυτές δίνονται σαν είσοδο στην Automatic Dental Arch Detection, για τον υπολογισμό του οδοντικού τόξου.

Τέλος η Automatic Dental Arch Detection δίνει σαν έξοδο τις συντεταγμένες των τριών τόξων οι οποίες λαμβάνονται σαν είσοδος από την Panoramic Reconstruction. Η συνάρτηση αυτή ανακατασκευάζει τις πανοραμικές εικόνες με βάση το οδοντικό τόξο που είχε εξαχθεί από πριν.

Στην συνέχεια θα παρουσιάσουμε και θα αναλύσουμε τα αποτελέσματα της κάθε διαδικασίας

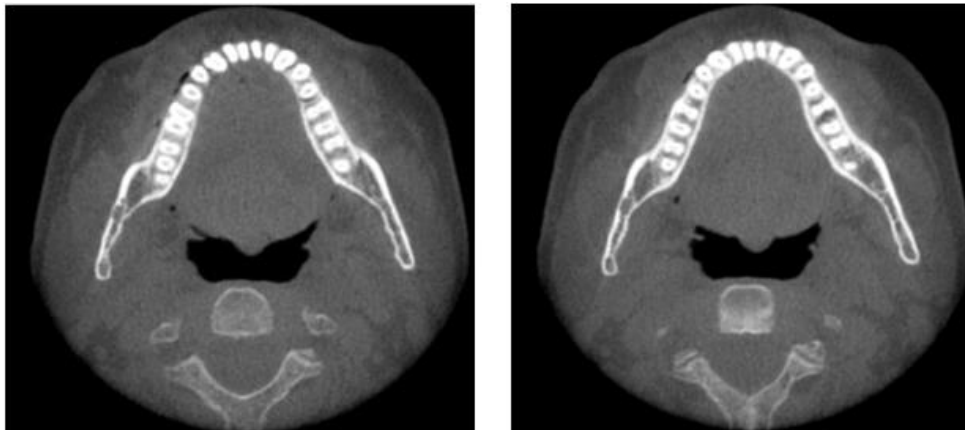
## 5.2 Αποτελέσματα της Διαδικασίας *Automatic Slice*

### *Detection*

Όπως έχουμε αναφέρει και προηγουμένως στόχος αυτής της διαδικασίας ήταν μέσω της σύγκρισης ενός προτύπου πολυωνύμου που κατασκευάσαμε εμείς, με τα πολυώνυμα της κάθε τομής ξεχωριστά, να υπολογίσει και να εξάγει την τομή με το μικρότερο μέσο τετραγωνικό σφάλμα. Η τομή αυτή πρέπει να δείχνει καθαρά την περιοχή των δοντιών πάνω στην οποία θα κατασκευαστεί στην συνέχεια το οδοντικό τόξο.

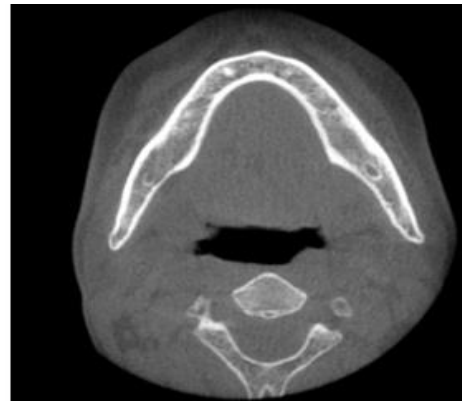
Για έλεγχο της εγκυρότητάς της διαδικασίας βρήκαμε χειροκίνητα τις καλύτερες τομές για κάθε ασθενή και τις συγκρίναμε με αυτές που εξάγονταν από την διαδικασία.

Στο Σχήμα 5.1 φαίνονται τα αποτελέσματά της διαδικασίας σε σύγκριση με την χειροκίνητη ανίχνευση των τομών .

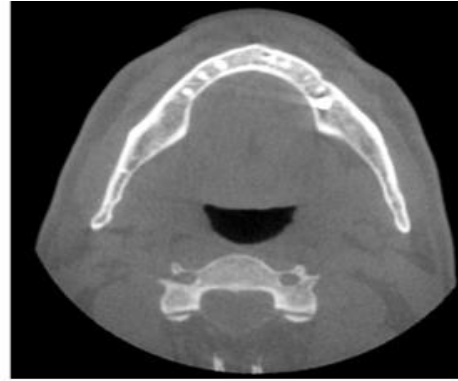
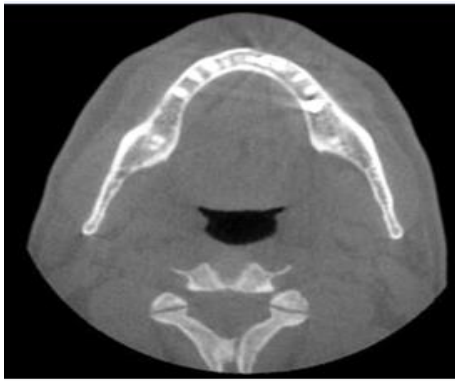


(α)





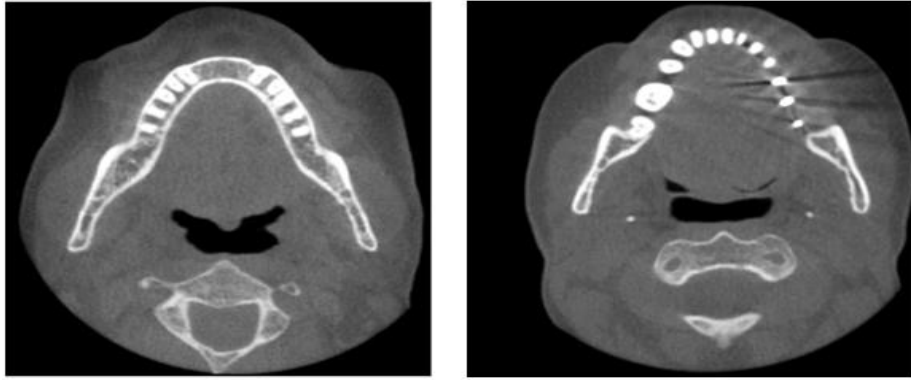
(β)



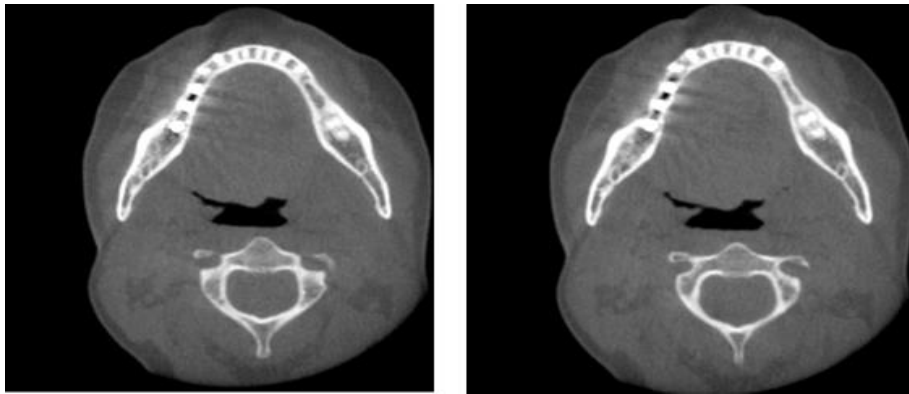
(γ)



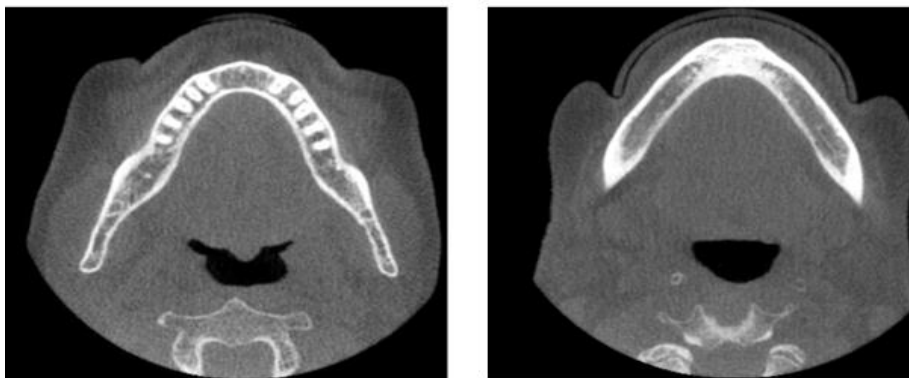
(δ)



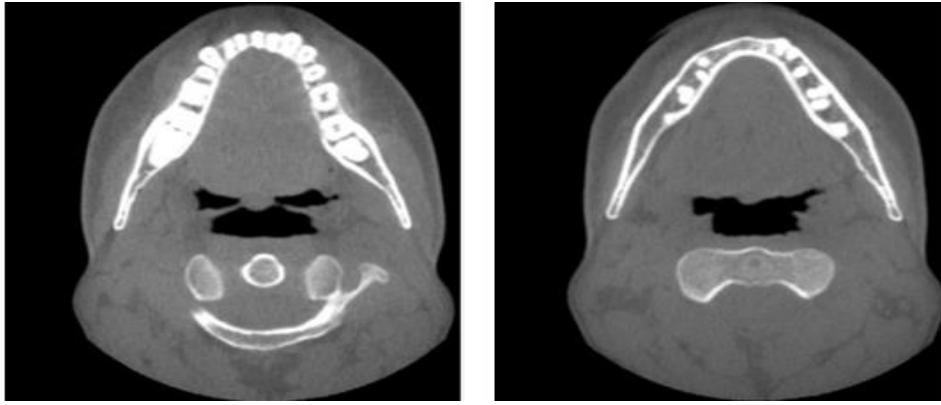
(ε)



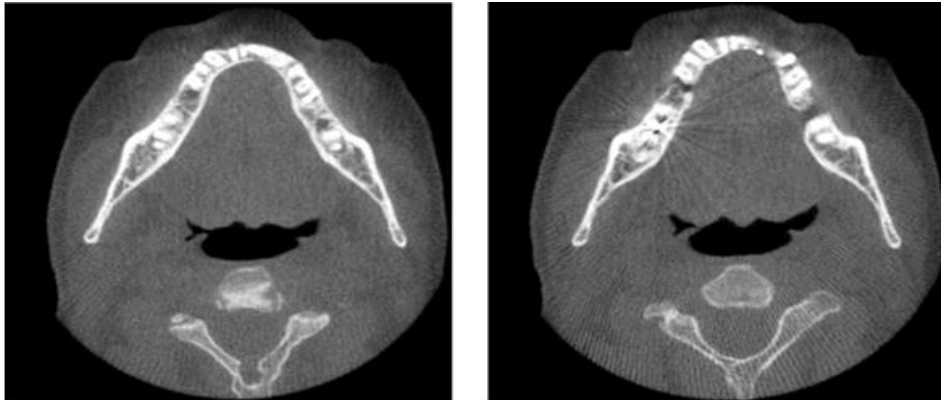
(σ)



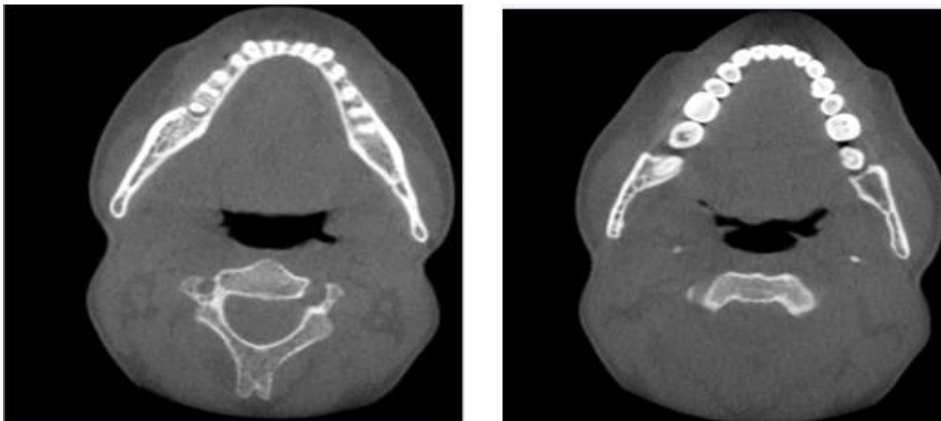
(ζ)



(η)



(θ)



(ι)

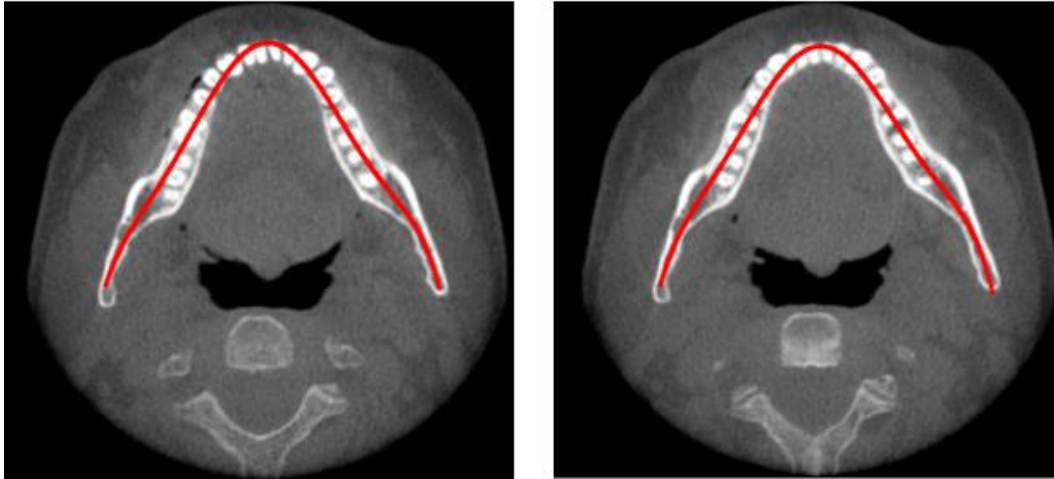
**Σχήμα 5.1 :** (α)-(ι) Φαίνονται οι τομές για δέκα διαφορετικούς ασθενείς. Αριστερά φαίνονται οι τομές που βγήκαν με χειροκίνητο τρόπο και στα δεξιά φαίνονται οι τομές που εξάχθηκαν από τη αυτόματη διαδικασία Automatic Slice Detection

Παρατηρούμε ότι υπάρχουν διαφορές ανάμεσα στις δύο τομές . Αυτό το οποίο μας ενδιαφέρει, όμως, είναι, αν με τις τομές που εξάχθηκαν αυτόματα λαμβάνουμε όλη την πληροφορία που χρειαζόμαστε για να μπορέσουμε να κατασκευάσουμε το οδοντικό τόξο. Με τις δοκιμές που κάναμε για κατασκευή του οδοντικού τόξου δεν παρουσιάστηκε κανένα πρόβλημα στις συγκεκριμένες τομές, λόγω του ότι οι εικόνες περνούν μέσα από διάφορα στάδια επεξεργασίας.

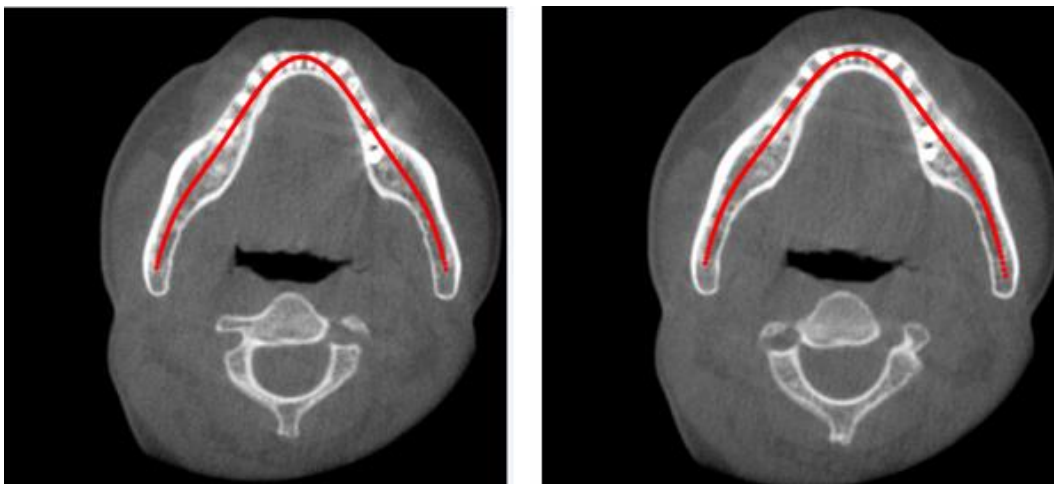
### **5.3 Αποτελέσματα της Διαδικασίας *Automatic Dental Arch Detection***

Όπως προαναφέρθηκε και σε προηγούμενο κεφάλαιο στόχος της διαδικασίας αυτής ήταν ο αυτόματος υπολογισμός και εξαγωγή του οδοντικού τόξου, εικόνων υπολογιστικών τομογραφιών. Για να γίνει αυτό έπρεπε οι εικόνες να περάσουν μέσα από διάφορα στάδια επεξεργασίας. Στο σημείο αυτό θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα της διαδικασίας *Automatic Dental Arch Detection* με εισόδους τις τομές που εξάχθηκαν αυτόματα από την διαδικασία *Automatic Slice Detection*. Θα δείξουμε αν ο αλγόριθμος υπολογισμού του οδοντικού τόξου ήταν αρκετά αποδοτικός ώστε να μπορεί να υπολογίσει το ίδιο οδοντικό τόξο που θα υπολόγιζε στην περίπτωση που θα λάμβανε σαν εισόδους τις τομές οι οποίες εξάχθηκαν με χειροκίνητο και όχι με αυτόματο τρόπο.

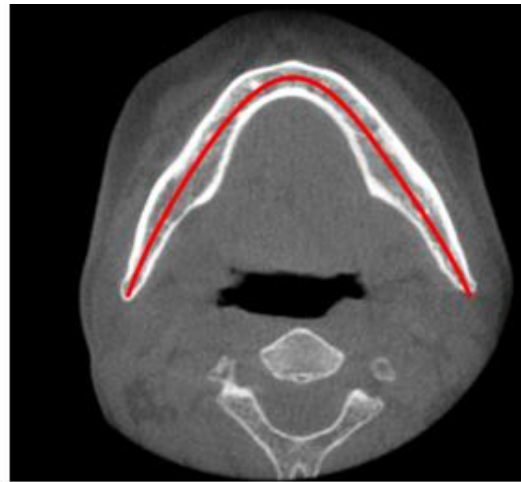
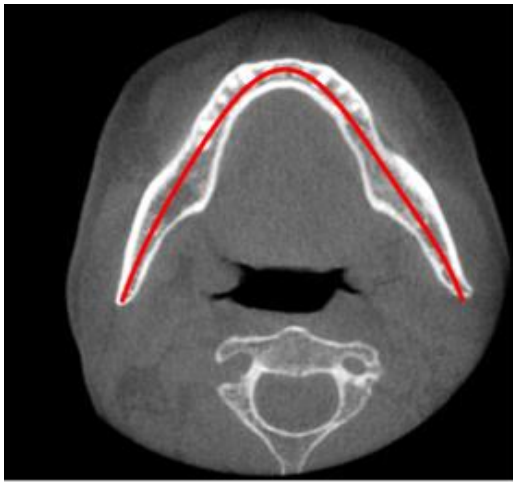
Στο Σχήμα 5.2 φαίνονται τα αποτελέσματα που εξάχθηκαν έχοντας ως εισόδους τις τομές που βρήκαμε χειροκίνητα αρχικά, και στην συνέχεια αυτές που υπολογίστηκαν αυτόματα.



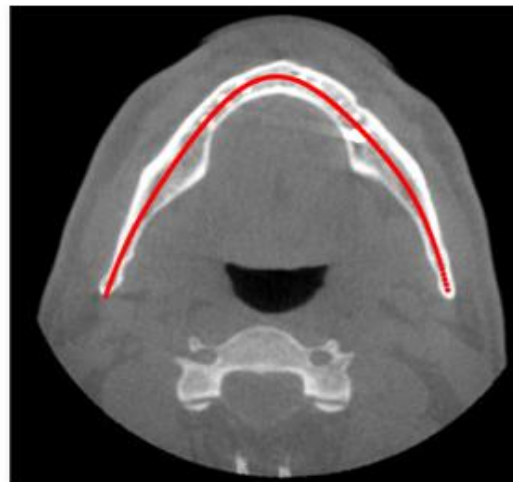
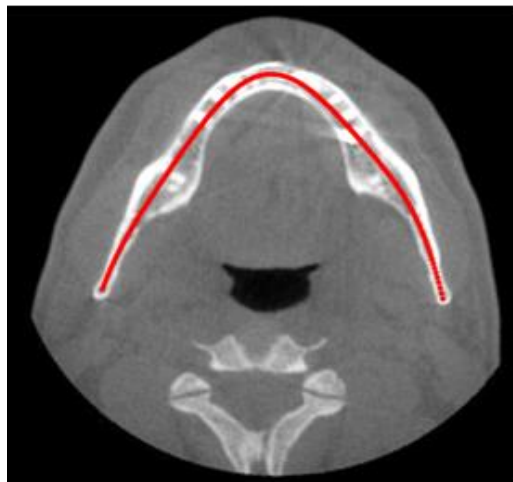
(α)



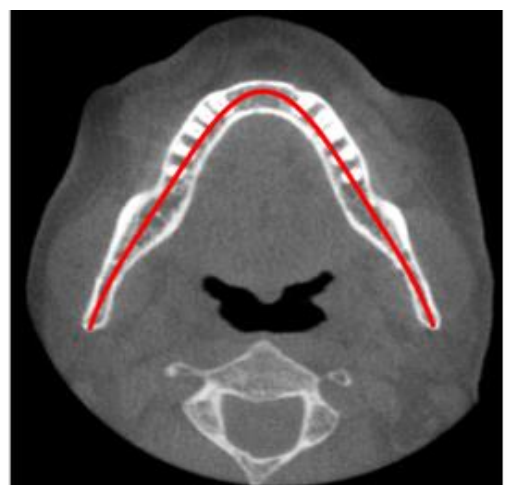
(β)



(γ)

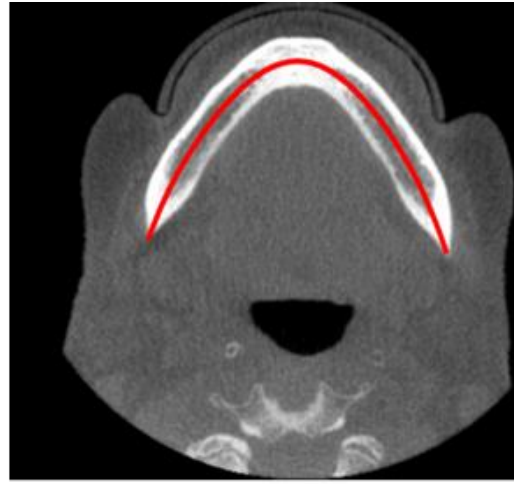
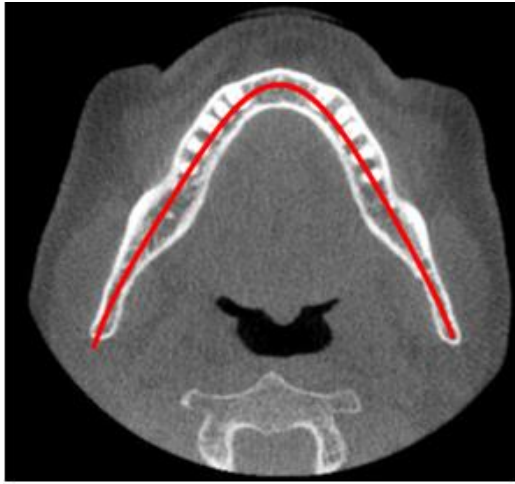


(δ)

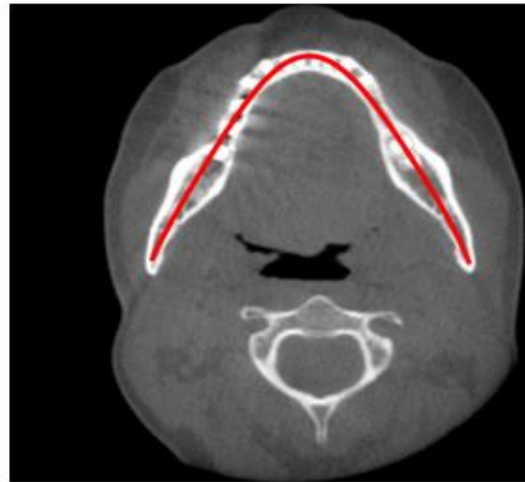
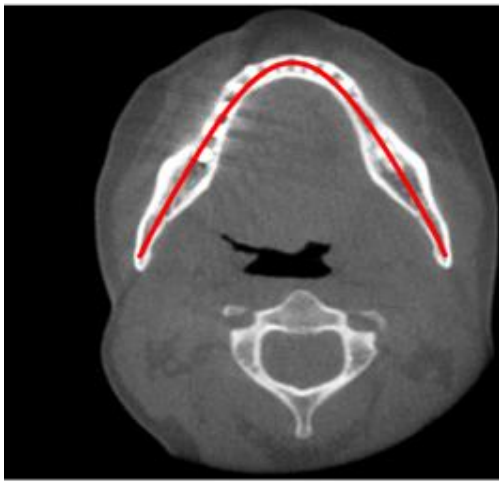


(ε)

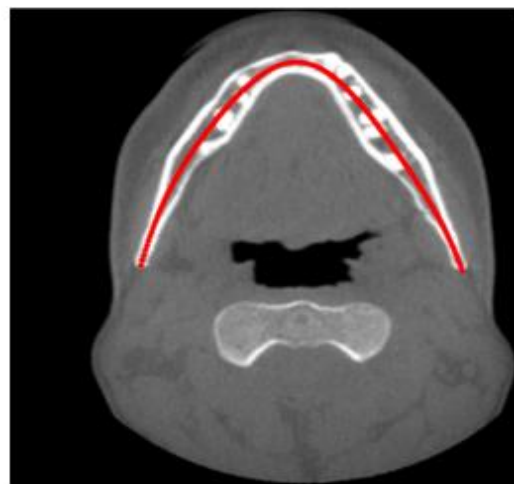
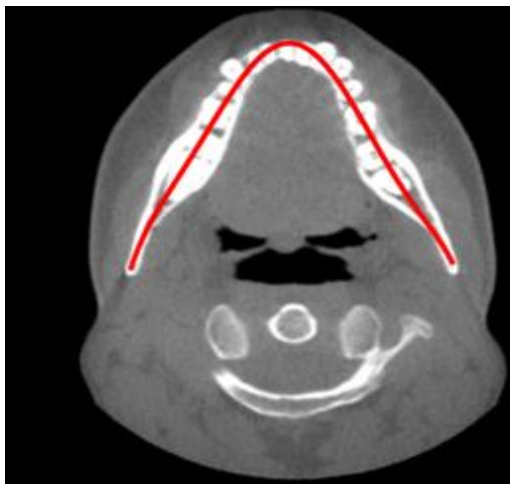




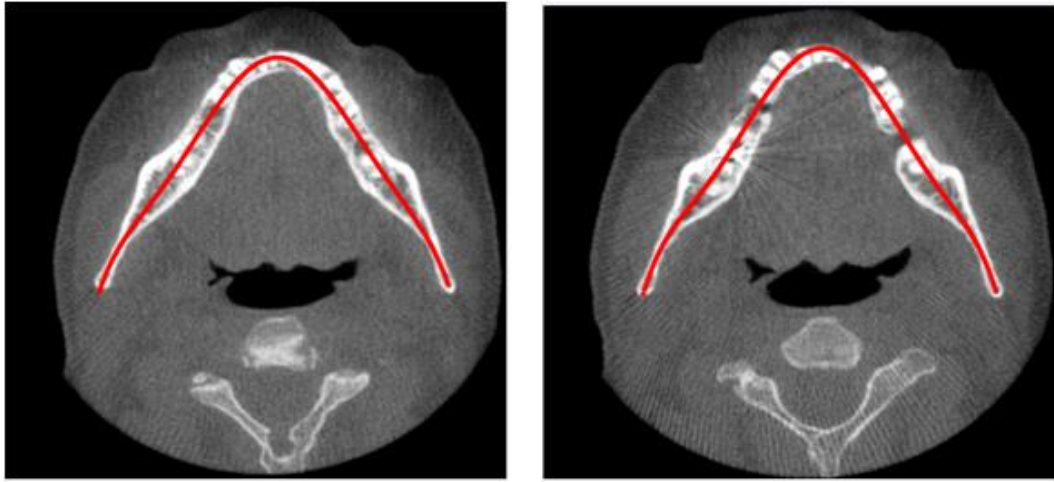
(σ)



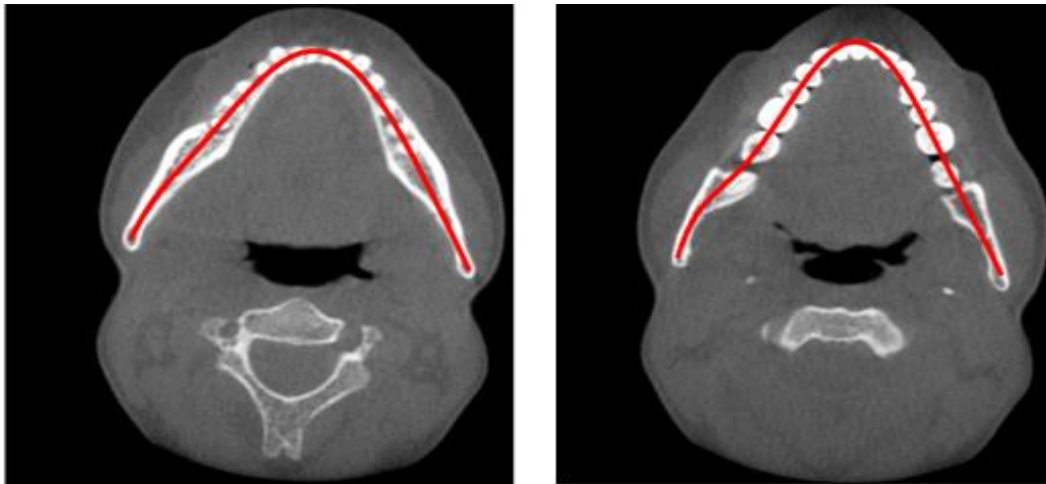
(ζ)



(η)



(θ)



(ι)

**Σχήμα 5.2: (α)-(ι)** Φαίνονται οι τομές μαζί με το οδοντικό τόξο, το οποίο έχει εφαρμοστεί πάνω στις αρχικές τομές, για δέκα διαφορετικούς ασθενείς. Αριστερά φαίνονται οι τομές που βγήκαν με χειροκίνητο τρόπο και στα δεξιά φαίνονται οι τομές που εξάχθηκαν από τη αυτόματη διαδικασία Automatic Slice Detection.

Όπως παρατηρούμε από τα πιο πάνω σχήματα στις περισσότερες περιπτώσεις το οδοντικό τόξο κατασκευάζεται πάρα πολύ καλά στις αυτόματες εικόνες. Υπάρχουν κάποια παραδείγματα όπως πχ στο σχήμα 5.2 (στ), όπου η εικόνα που εξάχθηκε από την αυτόματη διαδικασία δεν ήταν αρκετά καλή με αποτέλεσμα να χαθούν κάποιες από τις πληροφορίες μας. Αυτό όμως έχει συμβεί μόνο σε μια εικόνα από τις δέκα, με τα αποτέλεσμα να μπορούμε να υποθέσουμε ότι είναι πολύ πιθανόν να υπάρχει κάποιο λάθος στα δεδομένα τα οποία χρησιμοποιήσαμε σαν υλικό.



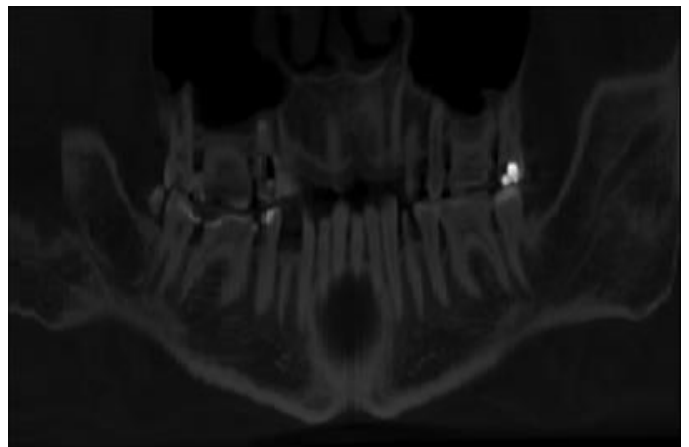
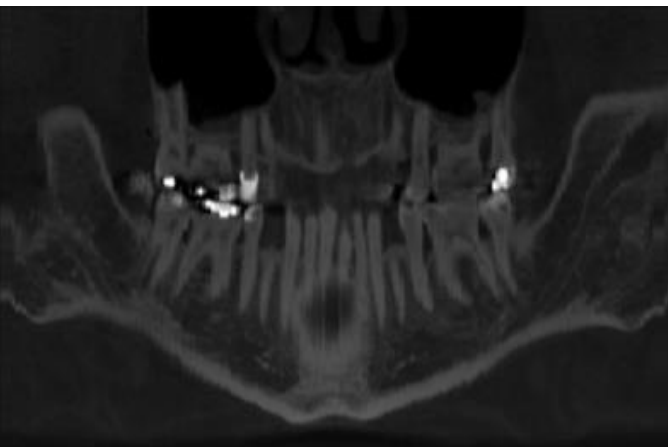
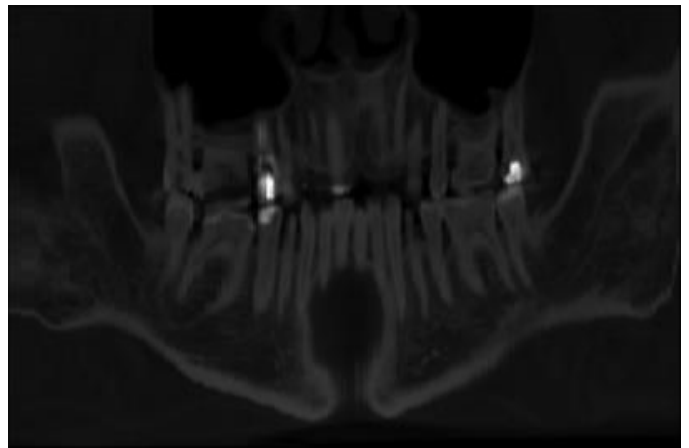
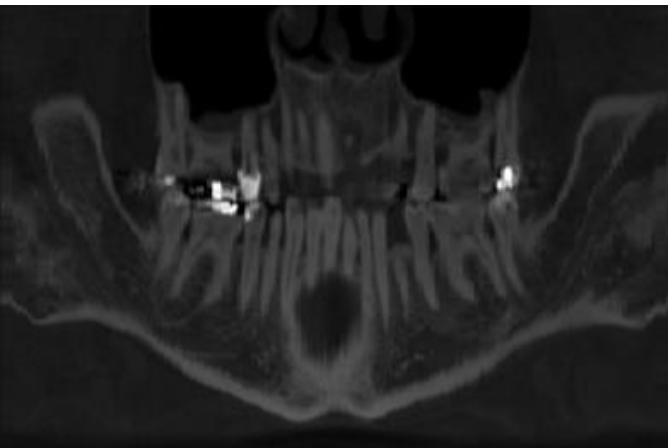
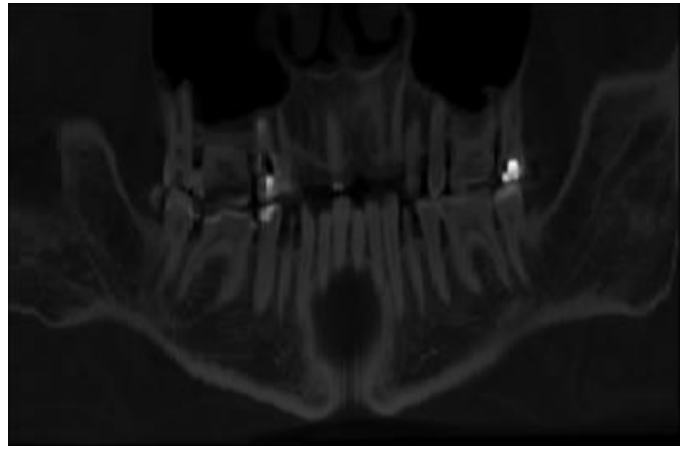
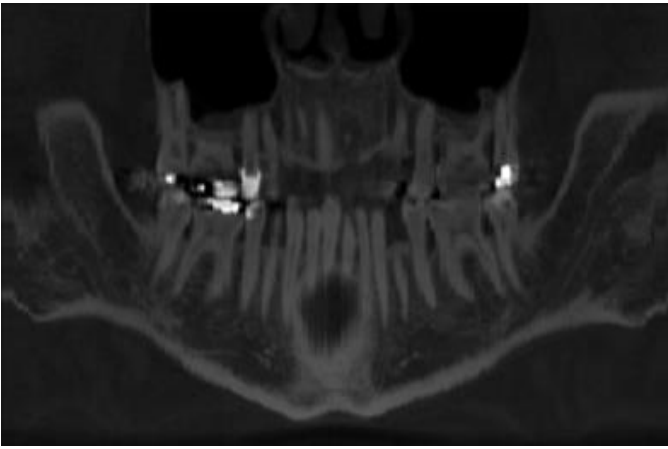
## **5.4 Αποτελέσματα της Διαδικασίας Panoramic Reconstruction**

Με την διαδικασία Panoramic Reconstruction έχουμε ως στόχο την ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας του ασθενούς πριν και μετά την εγχειρητική διαδικασία ή την οδοντιατρική θεραπεία. Αυτό συμβαίνει ούτως ώστε ο γιατρός να μπορεί να συγκρίνει τις δύο εικόνες και να εξετάσει τα αποτελέσματα της θεραπείας.

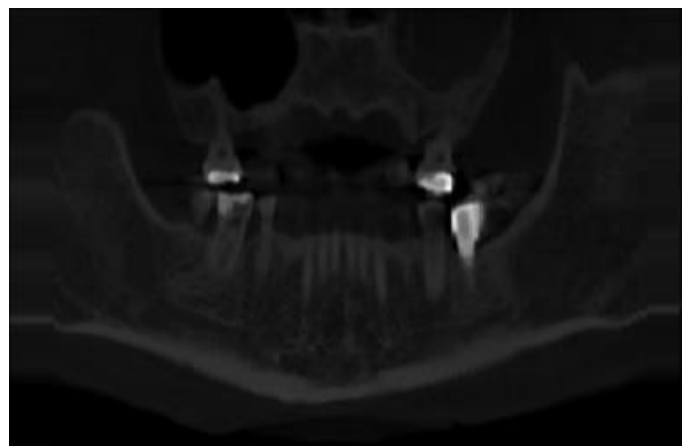
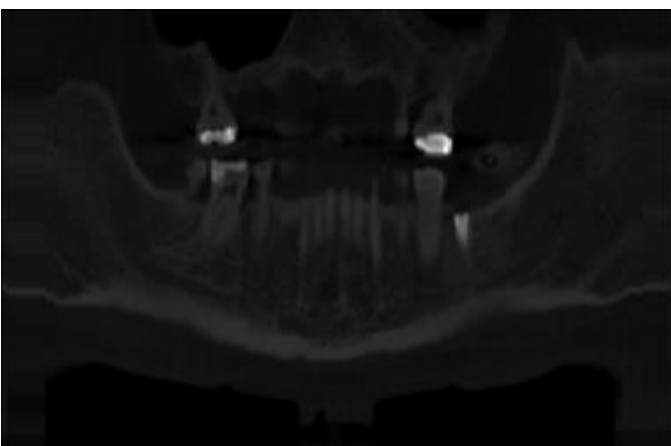
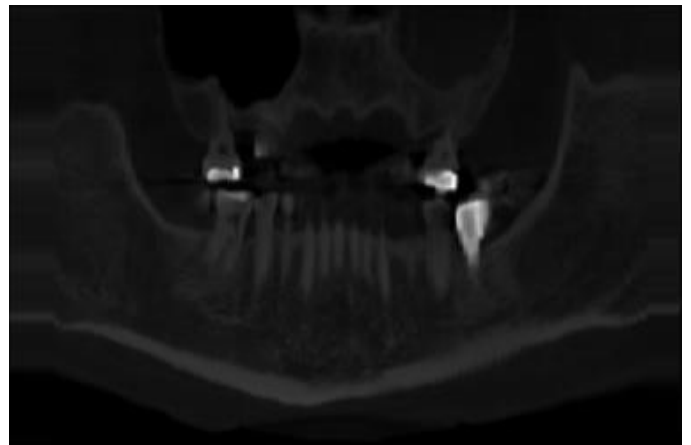
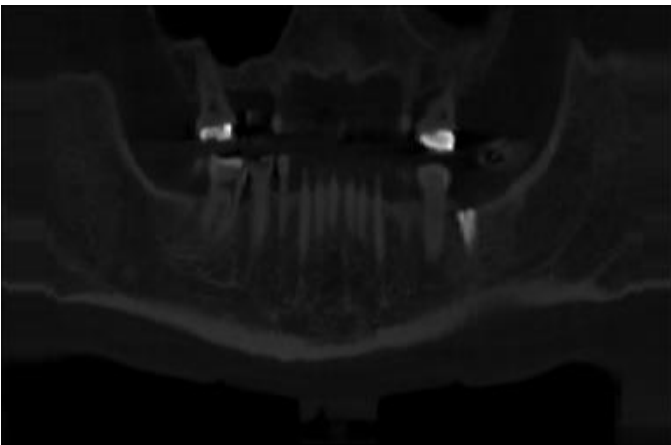
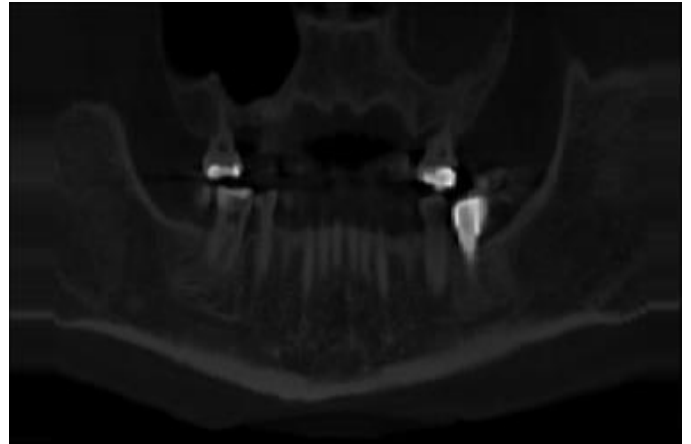
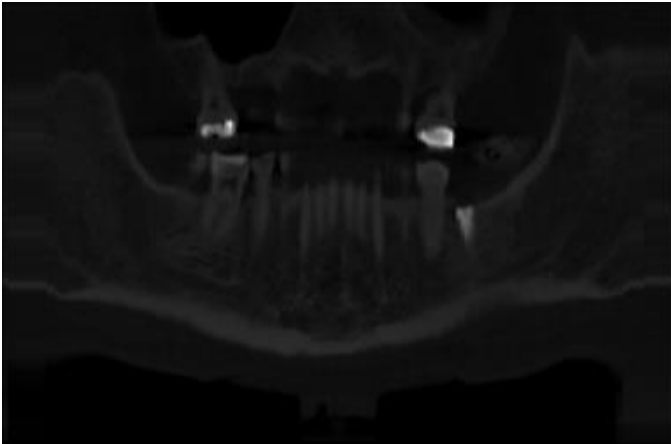
Η διαδικασία αυτή, δέχεται όπως έχουμε αναφέρει, σαν είσοδο τις συντεταγμένες τριών οδοντικών τόξων και με βάση αυτές ανακατασκευάζει τρεις διαφορετικές πανοραμικές εικόνες, μια για κάθε τόξο. Έτσι σαν αποτέλεσμα παίρνουμε έξι διαφορετικές πανοραμικές εικόνες, εκ των οποίων οι τρεις αντιπροσωπεύουν το στόμα του ασθενούς πριν την εγχειρητική διαδικασία και οι άλλες τρεις, αντιπροσωπεύουν το στόμα του ασθενούς μετά την εγχείρηση.

Στο Σχήμα 5.4.1 παρουσιάζονται οι πανοραμικές εικόνες που εξάχθηκαν για κάθε τόξο ξεχωριστά πριν και μετά την εγχειρητική διαδικασία.

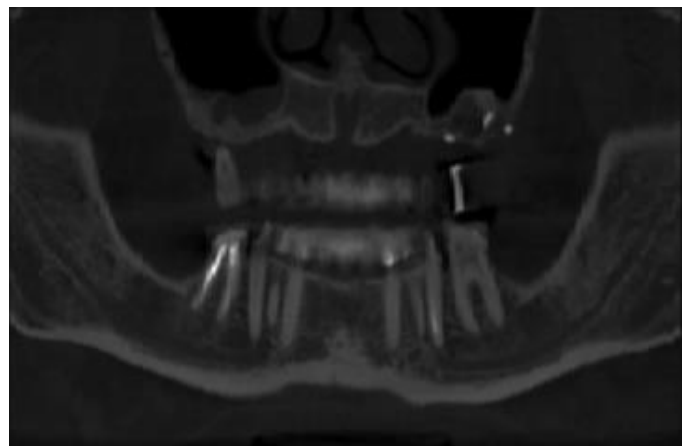
- Εικόνα 1



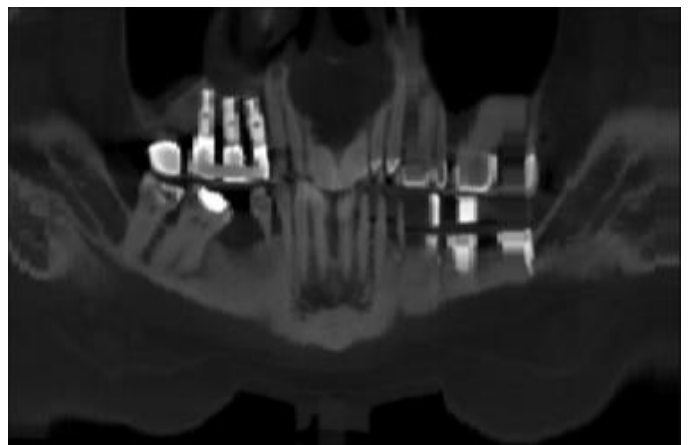
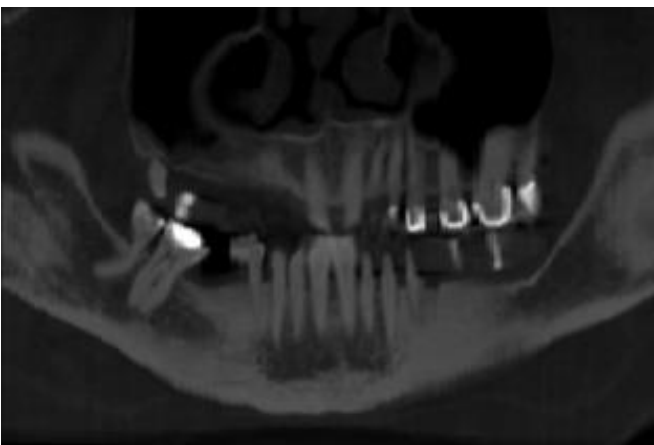
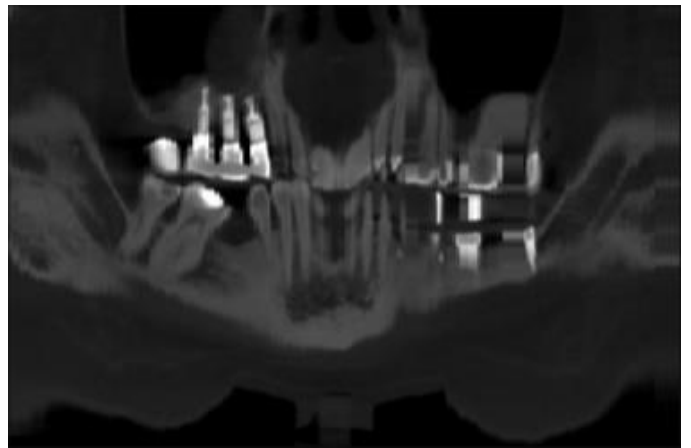
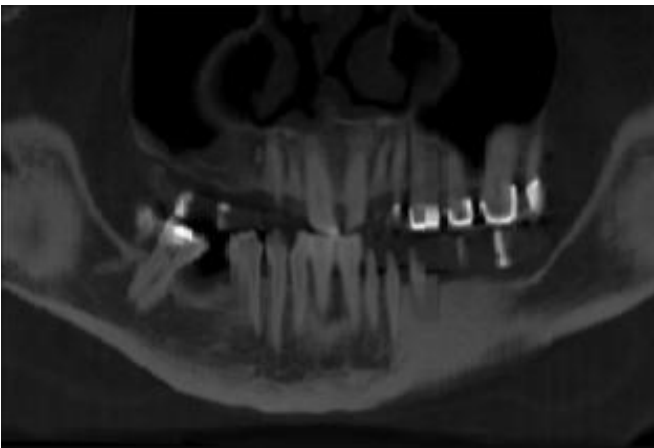
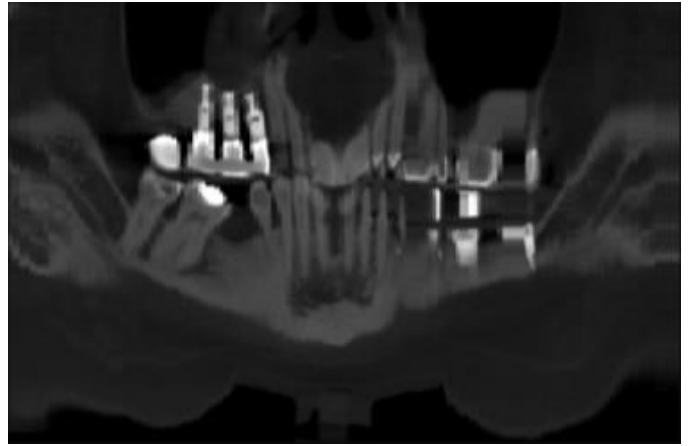
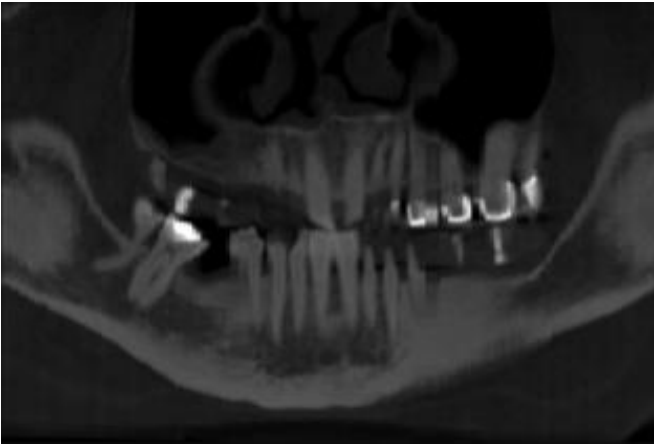
- Εικόνα 2



- Εικόνα 3



- Εικόνα 4



- Εικόνα 5



**Σχήμα 5.3:** Τα παραπάνω σχήματα δείχνουν τις πανοραμικές εικόνες που κατασκευάστηκαν από πέντε διαφορετικούς ασθενείς πριν και μετά την οδοντιατρική θεραπεία. Η πρώτη στήλη αποτελεί τις τρεις πανοραμικές του ασθενούς πριν την οδοντιατρική θεραπεία, που κατασκευάστηκαν με βάση τα τρία οδοντικά τόξα τα οποία είχαμε υπολογίσει (το αρχικό, το πάνω και το κάτω.). Η δεύτερη στήλη αποτελεί τις τρεις πανοραμικές του ασθενούς μετά την οδοντιατρική θεραπεία που κατασκευάστηκαν με βάση τα τρία οδοντικά τόξα τα οποία είχαμε υπολογίσει (το αρχικό, το πάνω και το κάτω.)

Από τα παραπάνω σχήματα οι διαφορές στο στόμα του ασθενούς, στις πανοραμικές εικόνες, πριν και μετά την εγχείρηση είναι εμφανής. Οι πανοραμικές εικόνες που κατασκευάστηκαν δείχνουν με λεπτομέρεια τα δόντια του ασθενούς, καθώς και τα διάφορα πρόσθετα αντικείμενα που έχουν εφαρμοστεί κατά την εγχείρηση ή την οδοντιατρική θεραπεία στα δόντια, κάτι πολύ χρήσιμο για την διάγνωση και σχεδιασμό της θεραπείας, αρχικά, αλλά και για την εμφάνιση των τελικών αποτελεσμάτων, τελικά. Οι Εικόνες 1-3 αποτελούν αντιπροσωπευτικά παραδείγματα πανοραμικών εικόνων οι οποίες δεν υπέστησαν κάποια αλλοίωση. Παρ' όλα αυτά στις Εικόνες 4,5 παρατηρούνται αλλοιώσεις λόγω των μεταλλικών αντικειμένων που υπάρχουν στον ασθενή στα πλαίσια κάποιας οδοντιατρικής θεραπείας.

## **5.5 Συμπεράσματα**

Στο κεφάλαιο αυτό έχουν παρουσιαστεί αναλυτικά τα αποτελέσματα που προέκυψαν και από τις τρεις διαφορετικές συναρτήσεις που απαρτίζουν τον προτεινόμενο αλγόριθμο.

Αρχικά παρουσιάστηκε μια σύγκριση των τομών που εξάχθηκαν από την συνάρτηση Automatic Slice Detection, μαζί με τις τομές οι οποίες εξάχθηκαν χειροκίνητα. Με την σύγκριση αυτή στοχεύσαμε στο να ελέγξουμε αν η διαδικασία αυτόματης επιλογής τομής μπορούσε να βγάλει όσο το δυνατόν πιο κοντινά αποτελέσματα με αυτά που εξάχθηκαν χειροκίνητα. Παρατηρήσαμε ότι τα αποτελέσματα που έδινε η συγκεκριμένη συνάρτηση ήταν αρκετά καλά, αλλά ακόμα και σε περιπτώσεις που δεν ήταν τα βέλτιστα, δεν επηρέαζαν καθόλου την μετέπειτα διαδικασία υπολογισμού του οδοντικού τόξου.

Στην συνέχεια συγκρίναμε τα οδοντικά τόξα τα οποία υπολογίζονταν με την διαδικασία Automatic Dental Arch Detection πάνω στις τομές που εξάχθηκαν χειροκίνητα αλλά και σε αυτές που εξάχθηκαν αυτόματα. Παρατηρήσαμε ότι η συνάρτηση αυτή δεν παρουσίασε κανένα πρόβλημα στην εξαγωγή του τόξου, αφού τα τόξα που συγκρίναμε από την χειροκίνητη και αυτόματη εξαγωγή τομών δεν είχαν ιδιαίτερες διαφορές.

Τέλος παρουσιάσαμε τις πανοραμικές εικόνες οι οποίες εξάχθηκαν με την συνάρτηση Panoramic Reconstruction, πριν και μετά την εγχειρητική διαδικασία ή την οδοντιατρική θεραπεία. Στόχος της διαδικασίας αυτής ήταν να μπορεί ο θεράπωντας ιατρός να κάνει διάγνωση και να μελετήσει ένα σχέδιο θεραπείας τους ασθενούς, αρχικά, καθώς και να μπορεί να εντοπίζει και να συγκρίνει τις αλλαγές που έγιναν στο στόμα του ασθενούς, μετά την θεραπεία, τελικά.



## Κεφάλαιο 6

### Συμπεράσματα Διπλωματικής Εργασίας

Η παρούσα διπλωματική εργασία είχε ως αντικείμενο την εύρεση ενός εναλλακτικού και πλήρως αυτοματοποιημένου τρόπου εξαγωγής του οδοντικού τόξου του ασθενή από υπολογιστικές CT τομογραφίες, καθώς και την ανακατασκευή της πανοραμικής εικόνας.

Για τον σκοπό αυτό δημιουργήσαμε ένα αλγόριθμο ο οποίος καλώντας τρεις διαφορετικές συναρτήσεις να μπορεί με βέλτιστο και πλήρως αυτοματοποιημένο τρόπο να εξάγει τα αποτελέσματα που θέλουμε.

Κατόπιν, μελετήθηκε η βιβλιογραφία για παρόμοια συστήματα τα οποία προϋπάρχουν και εξάχθηκαν χρήσιμα συμπεράσματα και παρατηρήσεις για τα συστήματα αυτά, αλλά και για το πως διαφοροποιείται το δικό μας σύστημα και ποια προβλήματα λύνει. Η κύρια διαφορά του δικού μας αλγορίθμου με τα συστήματα που μελετήθηκαν είναι ότι έχουμε δημιουργήσει μια πλήρως αυτοματοποιημένη διαδικασία, με αποτέλεσμα να απαιτείται πολύ λιγότερος κόπος από την πλευρά του χρήστη. Επιπλέον απαιτείται αρκετά μικρό χρονικό διάστημα για την ολοκλήρωση της διαδικασίας αυτής αφού χρειάζεται περίπου 1 με 2 λεπτά.

Για την αυτοματοποίηση της διαδικασίας, υλοποιήθηκαν τρεις διαφορετικές συναρτήσεις. Έτσι σε μια διαδικασία πλήρους λειτουργίας του συστήματος λαμβάνονται αξονικές τομές που καλύπτουν όλη την επιφάνεια της κεφαλής του ασθενούς και μετά από διάφορες επεξεργασίες εξάγουμε την πανοραμική εικόνα.

Τέλος, το σύστημα αυτό χρησιμοποιήθηκε σε πραγματικά περιστατικά ασθενών με σκοπό την εξαγωγή όσο το δυνατόν πιο χρήσιμων και σωστών δεδομένων, καθώς και την εξαγωγή του πρότυπου πολυωνύμου.

## **6.1 Αποτελέσματα – Ευρήματα**

Η εφαρμογή του συστήματος συνιστά τον υπολογισμό των συντεταγμένων του οδοντικού τόξου του ασθενούς καθώς και την εξαγωγή του, και την ανακατασκευή των πανοραμικών εικόνων πριν και μετά την οποιαδήποτε εγχειρητική διαδικασία. Για τον λόγο αυτό ήταν σημαντική η λήψη δεδομένων από άτομα με διαφορετικές παθήσεις, οι οποίοι έχρηζαν διαφορετικής θεραπείας ώστε να μπορούμε να προβλέψουμε και να επιλύσουμε οποιαδήποτε περιστατικά μαζί με τα διάφορα προβλήματα που τα διέπουν. Έτσι με βάση τις διαφορετικές παθήσεις που μπορεί να έχει ο κάθε ασθενής καταφέραμε να εξάγουμε μια βέλτιστη λύση η οποία να ανταποκρίνεται σε κάθε είδους περίπτωση.

Όπως και σε κάθε άλλη περίπτωση, η διαδικασία γίνεται πιο ακριβής με την λήψη όλο και περισσότερων δεδομένων. Στην παρούσα φάση δεν κατέστη δυνατή η λήψη δεδομένων από πολλούς ασθενείς και επομένως ο υπολογισμός κάποιων συντελεστών, όπως αυτού του προτύπου πολυωνύμου να μην είναι ο ακριβέστερος.

## **6.2 Μελλοντικές Βελτιώσεις και Επεκτάσεις**

Μια σημαντική μελλοντική βελτίωση, αποτελεί η λήψη δεδομένων από περισσότερους ασθενείς για τον ορθότερο υπολογισμό του πρότυπου χαρακτηριστικού πολυωνύμου και ως συνέπεια την ακριβέστερη εξαγωγή της καλύτερης τομής, πάνω στην οποία θα δουλέψουμε για τον υπολογισμό του οδοντικού τόξου.

Ακόμη μια επέκταση που θα μπορούσε να γίνει στο μέλλον, με βάση και τα πιο πάνω, είναι ότι θα μπορούσαμε να υλοποιήσουμε το πρόγραμμα μας σε μια διαδικτυακή πλατφόρμα έτσι ώστε να υπάρχει μια ενιαία βάση δεδομένων. Η βάση αυτή θα αποθηκεύει, κάθε φορά που χρησιμοποιείται το πρόγραμμα, το πολυώνυμο της καλύτερης τομής έτσι ώστε κάθε φορά να μειώνεται το σφάλμα και ο αλγόριθμος μας να είναι ακόμα πιο αποδοτικός. Με τον τρόπο αυτό η βάση θα μπορούσε να εμπλουτίζεται συνεχώς με καινούρια δεδομένα και πληροφορίες τα οποία θα αποτελούσαν σύγκριση για δεδομένα και τομές οι οποίες

ήδη υπάρχουν. Θα μπορούσαν επιπλέον, με βάση αυτή την λογική, να εισάγονταν οι καλύτερες τομές στην βάση από πάρα πολλούς ασθενείς. Έτσι κάθε φορά που θα έπρεπε να επιλεγεί η καλύτερη τομή, με κάθε νέα είσοδο στον αλγόριθμο, μέσω της τεχνικής machine learning, θα γινόταν απλά μια σύγκριση των τομών εισαγωγής με τις τομές που θα είναι ήδη ανεβασμένες στη βάση. Ακολούθως θα εξαγόταν η καλύτερη τομή με βάση κάποια άλλη παρόμοια που θα υπήρχε στην βάση δεδομένων. Χρησιμοποιώντας τεχνικές machine learning το πρόγραμμα θα «μαθαίνει από τους χρήστες του»

Ακόμα η λήψη τομογραφιών μεγαλύτερης ακρίβειας θα μας έδινε την δυνατότητα να εξάγουμε πολύ πιο καθαρές και εύχρηστες πανοραμικές εικόνες, αφού οι CT τομές που χρησιμοποιήσαμε ήταν αρκετά χαμηλής ανάλυσης.

Τέλος μια τελευταία αλλαγή ή βελτίωση η οποία θα μπορούσε να γίνει στο πρόγραμμα, είναι η δημιουργία περισσότερων καμπυλών πάνω και κάτω από την καμπύλη του αρχικού οδοντικού τόξου. Με τον τρόπο αυτό θα μπορούσαμε να κατασκευάσουμε περισσότερες πανοραμικές εικόνες και να δημιουργήσουμε μια τελική πανοραμική η οποία θα αποτελεί τον μέσο όρο όλων των προηγούμενων εικόνων. Όσο περισσότερες καμπύλες θα δημιουργούσαμε, τόσο περισσότερες πανοραμικές θα ανακατασκευάζαμε με αποτέλεσμα να μικραίνει το οποιοδήποτε σφάλμα που μπορεί να υπάρχει, και να λαμβάνεται υπ' όψιν περισσότερη ποσότητα πληροφορίας για την ανακατασκευή της τελικής πανοραμικής εικόνας.

## **BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

- [1] <http://www.care.gr/post/911/aktinografia-panoramiki>
- [2] Έφη Καζάνα DDS, MSc-ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΗ, [http://www.dental-radiology.gr/index.php?option=com\\_content&view=article&id=51&Itemid=60](http://www.dental-radiology.gr/index.php?option=com_content&view=article&id=51&Itemid=60)
- [3] ΚΙΔΕ- Κέντρο Ιατρικής Διάγνωσης Έρευνας, <http://www.radiology-center.gr/index.php/2013-02-05-14-01-19/2013-02-06-09-49-57>
- [4] URO-Ινστιτούτο Μελέτης Ουρολογικών Παθήσεων, <http://www.imop.gr/diagnwstikes-eksetaseis/axonikh-tomographia>
- [5] G. Hui and C. Oksam, “Automatic Tooth Region separation for Dental CT Images”, International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology, 2008, pp. 897-901.
- [6] B. Han, L. Chen, S. Cai, X.Pu, L.D. Fang, S. Li, and Y. Fan, “ An automatic Method of synthesizing panoramic radiograph by unwrapping Dental CT image”, International Conference on Mechatronic Science, Electric Engineering and Computer, 2011, pp. 1094-1096.
- [7] T. Chanwimaluang, S. Sotthivirat, and W. Sinthupinyo, “Automated Dental Arch Detection Using Computed Tomography Images”, Proc.Of the 9th International Conference on Signal Processing, 2008, pp.737-740.
- [8] PMC US library journal of medicine/WJR-World Journal of Radiology, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4209425/>
- [9] Brooks SL. Computed tomography. Dent Clin North Am. 1993, 37:575–590.
- [10] White S, Pharoah M., Chapter 13. Advanced Imaging Modalities. Oral Radiology: «Principles and Interpretation». 5th ed. Mosby: St Louis, MO; 2004. pp. 245–264.
- [11] Sargent LA, Rogers GF. “Nasoethmoid orbital fractures: diagnosis and management“. J Craniomaxillofac Trauma. 1999;5:19–27.
- [12] Davidson MJ, Daly BD, Russell JL. “The use of computed tomography in the management of facial trauma by British oral and maxillofacial surgeons“. Br J Oral Maxillofac Surg. 1991;29:80–81
- [13] Markowitz BL, Sinow JD, Kawamoto HK, Shewmake K, Khoumehar F. “Prospective comparison of axial computed tomography and standard and panoramic radiographs in the diagnosis of mandibular fractures“. Ann Plast Surg. 1999;42:163–169.
- [14] Dental Cone Beam Computerized Tomography K.-E. Alexiou<sup>1</sup>, K. Tsihlikis<sup>2</sup>, <http://www.dent.uoa.gr/>

[15] Θεόδωρος Οικονομόπουλος, Διδακτορική Διατριβή «Μεθοδολογίες Διόρθωσης και Ευθυγράμμισης Οδοντιατρικών Δεδομένων Με Χρήση Εξελιγμένων Τεχνικών Επεξεργασίας Εικόνων», Δεκ. 2014, Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχ. Και Μηχ. Υπολογιστών, ΕΜΠ, σελ. 31-41

[16] Joseph P. Hornak, "The Basics of NMR." Available: <https://www.cis.rit.edu/htbooks/nmr/>

[17] Παπαδόπουλος Ι. Ηλεκτρονικός Φυσικός, "Μέθοδοι απεικόνισης υπερήχων" <http://www.symvoli.gr/>

[18] <http://www.serinth.gr/products>

[19] Fercher AF, Drexler W, Hitzenberger CK, Lasser T., "Optical coherence tomography-principles and applications." Reports on Progress in Physics 66(2),39-303 (2003).

[20] Colston BW Jr, Everett MJ, Sathyam US, DaSilva LB, Otis LL. "Imaging of the oral cavity using optical coherence tomography". Monographs in oral science 17(32-55 (2000).

[21] Otis LL, Colston BW Jr, Everett MJ, Nathel H. "Dental optical coherence tomography: a comparison of two in vitro systems". Dento maxillo facial radiology 29(2), 85-89 (2000).

[22] Otis LL, Everett MJ, Sathyam US, Colston BW Jr. "Optical coherence tomography: a new imaging technology for dentistry". The Journal of the American Dental Association 131(4), 511-514 (2000).

[23] Fried D, Xie J, Shafi S, Featherstone JDB, Breunig TM, Charles L. "Imaging caries lesions and lesion progression with polarization sensitive optical coherence tomography", Journal of biomedical optics 7(4), 618-627 (2002)

[24] Girkin JM, Hall AF, Creanor F. "Two-photon Imaging of Intact Dental Tissue, Dental Caries2" 317-325 (2000)

[25] Durham- University-Biophotonics, <https://www.dur.ac.uk/cfai/biophotonics/dentalimaging>

[26] McDavid WD, Dove SB, Welander U, Tronje G. "Electronic system for digital acquisition of rotational panoramic radiographs". Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1991 Apr;71(4):499-502.

[27] Michael J. Thali, M.D., Thomas Markwalder, D.D.S., Christian Jackowski, M.D., Martin Sonnenschein, M.D, and Richard Dirnhofer, M.D. «Dental CT Imaging as a Screening Tool for Dental Profiling: Advantages and Limitations» Journal of the Korean Physical Society December 2012, Volume 61, Issue 11, pp 1846-1851

[28] Vera Saing, Kongyot Wangkaoom, and Saowapak S. Thongvigitmanee, "Automatic Dental Arch Detection and Panoramic Image Synthesis from CT Images" 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS Osaka, Japan, 3 - 7 July, 2013]

[29] H. Akhoondali, R.A. Zoroofi and G. Shirani, 2009. «Fully Automatic Extraction of Panoramic Dental Images from CT-Scan Volumetric Data of the Head». Journal of Applied Sciences, 9: 2106-2114.

[30] ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

“ ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΕΙΚΟΝΑΣ ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑΤΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΜΑΤΛΑΒ ΑΘΑΝΑΣΙΑ ΚΟΛΟΒΟΥ (Ε.Τ.Ε.Π.)”

[31] Rafael C. González, Richard Eugene Woods (2007). “Digital Image Processing”. Prentice Hall. p. 85. ISBN 0-13-168728-X.