



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ-ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

**ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΨΕΥΔΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΣΤΗ ΣΒΣΤ ΓΝΑΘΟΥ**

ΔΡΙΒΑ ΠΑΝΑΓΙΩΤΑ Α.Μ:20033

ΜΕΛΗ ΤΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

ΠΑΠΑΒΑΣΙΛΕΙΟΥ ΠΕΡΙΚΛΗΣ
ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ-ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΝΟΕΜΒΡΙΟΣ 2022

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Όνόματα Εξεταστών:

Υπογραφή:

ΠΑΠΑΒΑΣΙΛΕΙΟΥ ΠΕΡΙΚΛΗΣ

ΜΠΑΚΑΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ

ΛΑΒΔΑΣ ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΣ

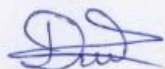
ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη ΔΡΙΒΑ ΠΑΝΑΓΙΩΤΑ του ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΥ με αριθμό μητρώου (ΑΜ) 20033 φοιτήτριας του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση» του Τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας, του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι :

«Είμαι συγγραφέας της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας με τίτλο «ΨΕΥΔΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΣΤΗ CBCT ΓΝΑΘΟΥ» και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της, είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Η Δηλούσα



ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με την ολοκλήρωση της μεταπτυχιακής διπλωματικής μου εργασίας, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες σε όλους όσους συνέβαλαν στην εκπόνηση της.

Αρχικά θα ήθελα να εκφράσω τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες στον επιβλέποντα καθηγητή αυτής της εργασίας, τον κύριο Παπαβασιλείου Περικλή για την επιστημονική καθοδήγηση, τις εύστοχες υποδείξεις και διορθώσεις του, τη συνεχή του υποστήριξη, την άμεση ανταπόκριση του σε ερωτήσεις και απορίες καθώς και για το αμείωτο ενδιαφέρον που έδειξε από την αρχή μέχρι το τέλος της εργασίας αυτής. Ακόμη θα ήθελα να τον ευχαριστήσω για δεδομένα που μου παραχώρησε και χρησιμοποιήθηκαν στο ερευνητικό μέρος της εργασίας καθώς και για τον εξοπλισμό ελέγχου ποιότητας που μου παρείχε.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω το Ακτινολογικό Εργαστήριο OPSIS ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗ στη Θεσσαλονίκη και το Ιατρικό Διαγνωστικό Εργαστήριο ΒΙΟΜΟΡΦΗ στο Ίλιον για τη διάθεση των οδοντιατρικών μηχανημάτων που πραγματοποιούν CBCT καθώς και για το λογισμικό επεξεργασίας των ανακατασκευασμένων εικόνων που ελήφθησαν για τις ανάγκες της εργασίας.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω στην οδοντίατρο τη κυρία Κατσώνη Έλλη για υλικό το οποίο μου παραχώρησε και χρησιμοποιήθηκε στην εργασία αυτή, για τις συμβουλές της καθώς και για το αμείωτο ενδιαφέρον της για την πορεία της εργασίας μου.

Αισθάνομαι επίσης την ανάγκη να ευχαριστήσω το προσωπικό του Ιατρικού Διαγνωστικού Εργαστηρίου Βιομορφή για την υποστήριξη τους στο πρόσωπο μου καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής μου Εργασίας και κυρίως την υπεύθυνη Τεχνολόγο-Ακτινολόγο του ακτινολογικού τμήματος τη κυρία Παπαστάθη Αλεξάνδρα.

Τέλος, θα ήθελα να εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου στην οικογένεια μου για όλη τη στήριξη, τη συμπαράσταση και την κατανόηση τους, καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου.

ΨΕΥΔΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΣΤΗ CBCT ΓΝΑΘΟΥ

Περίληψη

ΣΚΟΠΟΣ: Στόχος της εργασίας αυτής είναι η ανάδειξη και κατανόηση των βασικών τεχνικών σφαλμάτων που μπορούν να εμφανιστούν στις τομογραφίες κωνικής δέσμης (Cone Beam Computed Tomography - CBCT) στη γναθοπροσωπική απεικόνιση, ο προσδιορισμός των αιτιών εμφάνισης τους καθώς και οι τρόποι μείωσης της εμφάνισης τους. Επίσης μελετάται η επίδραση των παραγόντων έκθεσης, του μεγέθους του πεδίου ακτινοβολήσης καθώς και η παρουσία μεταλλικών στην υπό μελέτη περιοχή στην ποιότητα εικόνας των τομογραφικών δεδομένων.

ΥΛΙΚΟ-ΜΕΘΟΔΟΣ: Το θεωρητικό μέρος της εργασίας βασίζεται σε βιβλιογραφικές αναφορές καθώς και σε επιστημονικές εργασίες. Για το πειραματικό κομμάτι, λήφθηκαν τομογραφικά δεδομένα ενός ομοιώματος ελέγχου ποιότητας για γναθοπροσωπική CBCT (Pro-dent CT MINI) σε δύο CBCT απεικονιστικά συστήματα, το Newtom VGi EVO που παράγει αποκλειστικά τρισδιάστατη απεικόνιση και το υβριδικό Sirona Orthophos Dentsply, για διαφορετικά πεδία απεικόνισης και διαφορετικούς παράγοντες έκθεσης. Στο Sirona Orthophos Dentsply έγινε επίσης λήψη με τη παρουσία μεταλλικού αντικειμένου στο πεδίο απεικόνισης για την προσομοίωση σφαλμάτων που οφείλονται σε μεταλλικά εμφυτεύματα. Η επεξεργασία των τομογραφικών δεδομένων πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια των dicom viewers NNT™, Xelis και MicroDicom.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ: Από την έρευνα που έγινε διαπιστώθηκε ότι οι αποκτηθείσες εικόνες και από τα δύο απεικονιστικά συστήματα ήταν πιο ομοιογενείς στο κέντρο συγκριτικά με την περιφέρεια. Όσον αφορά τη διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης διαπιστώθηκε ότι εξαρτάται αναλογικά από τους παράγοντες έκθεσης ενώ η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης υπολογίστηκε στα 3mm για το Newtom VGi EVO ενώ στο Sirona Orthophos Dentsply ήταν τόσο χαμηλή που ήταν ανέφικτο να προσδιοριστεί. Στο Newtom VGi EVO παρατηρήθηκε γραμμικότητα στις τιμές των HU ενώ στο Sirona Orthophos Dentsply οι τιμές τείνουν προς τη γραμμικότητα. Στο πείραμα με τον μεταλλικό συνδετήρα ως προς την ομοιογένεια παρατηρήθηκε παρουσία περισσότερου θορύβου στην εικόνα με τον συνδετήρα, ενώ για τη διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης, τη διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης και τη γραμμικότητα των HU δεν παρατηρήθηκε κάποια επίδραση από την ύπαρξη του μεταλλικού συνδετήρα. Σε όλες τις εικόνες είναι εμφανές το τεχνικό σφάλμα που οφείλεται στην ύπαρξη του μεταλλικού συνδετήρα.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ: Η επιλογή των παραγόντων έκθεσης καθώς και η παρουσία μεταλλικών αντικειμένων εντός του πεδίου ακτινοβολήσης επηρεάζουν σημαντικά την ποιότητα των παραγόμενων εικόνων στη CBCT της γναθοπροσωπικής χώρας.

Λέξεις Κλειδιά: Ψευδενδείξεις CBCT γνάθου, Τεχνικά σφάλματα CBCT γνάθου, Γναθοπροσωπική απεικόνιση, Τομογραφία Κωνικής Δέσμης

ARTIFACTS ON THE CBCT OF JAW

Abstract

PURPOSE: The aim of this study is to highlight and understand the basic artifacts that can appear in Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in maxillofacial imaging, to determine the causes of their appearance as well as the ways to reduce their appearance. The effect of exposure factors, the size of radiation field as well as the presence of metals in the study area on the image quality of the tomographic data is also studied.

MATERIAL AND METHOD: The theoretical part of the study is based on bibliographic references as well as scientific papers. For the experimental part, tomographic data of a quality control phantom for maxillofacial CBCT (Pro-dent CT MINI) were acquired on two CBCT imaging systems, Newtom VGi EVO which exclusively produces 3D imaging and hybrid Sirona Orthophos Dentsply, for different imaging fields and different exposure factors. At Sirona Orthophos Dentsply tomographic images were obtained in the presence of a metal object in the imaging field to simulate artifacts due to metal implants. The processing of the tomographic data were processed with the help of dicom viewers NNTTM, Xelis and MicroDicom.

RESULTS: From the research, it was found that the images acquired by both imaging systems were more homogeneous in the center compared to the periphery. Regarding high contrast resolution it was found to be proportionally dependent on the exposure factors while low-contrast resolution was estimated at 3mm for Newtom VGi EVO and in Sirona

Orthophos Dentsply it was so low that it was impossible to determine. In Newtom VGi EVO linearity in HU values was observed while in Sirona Orthophos Dentsply the values tend towards linearity. In the experiment with the metal object in terms of homogeneity, more noise was observed in the image which contained within the imaging field the metal object, while for high contrast resolution, low contrast resolution, and HU linearity no effect was observed from the presence of the metal object. In all images the artifact due to the existence of the metal object is evident.

CONCLUSIONS: The choice of exposure factors as well as the presence of metallic objects within the irradiation field significantly affect the quality of the produced images in maxillofacial CBCT.

Key words: Artifacts dental CBCT, Maxillofacial imaging, Cone Beam Computed Tomography Imaging

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

Περιεχόμενα

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ.....	2
ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	3
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....	4
Περίληψη	5
Abstract	7
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ.....	9
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	12
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΟΥ ΣΒΣΤ.....	13
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ	15
2.1. ΔΙΑΤΑΞΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ	18
2.2 ΔΙΑΘΕΣΙΜΑ ΠΕΔΙΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ (Field of View, FOV).....	21
2.3 ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ	22
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΣΤΗΝ ΚΑΘΗΜΕΡΙΝΗ	
ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΠΡΑΚΤΙΚΗ.....	26
3.1 ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΛΟΓΙΑ	26
3.2 ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΓΛΩΣΣΟΠΑΡΕΙΑΚΗΣ ΑΚΡΟΛΟΦΙΑΣ.....	29
3.3 ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ.....	29
3.4 ΕΝΔΟΔΟΝΤΙΑ.....	36

3.5 ΟΡΘΟΔΟΝΤΙΚΗ	42
3.6 ΠΕΡΙΟΔΟΝΤΟΛΟΓΙΑ	44
3.7 ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ	45
3.8 ΙΑΤΡΟΔΙΚΑΣΤΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ	45
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΣΤΗ ΣΒΣΤ ΕΙΚΟΝΑ ΓΝΑΘΩΝ	46
4.1 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΣΤΗΝ ΕΙΚΟΝΑ ΠΟΥ ΟΦΕΙΛΟΝΤΑΙ ΣΤΗ ΔΕΣΜΗ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ	48
4.1.1 ΣΚΕΔΑΣΗ	48
4.1.2 ΘΟΡΥΒΟΣ	50
4.1.3 ΣΚΛΗΡΥΝΣΗ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ	51
4.1.4 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ	56
4.1.5 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΑΛΛΟΙΩΣΗΣ	59
4.1.6 ΕΞΑΣΘΕΝΙΣΗ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΑΠΟ ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΑ	60
4.1.7 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΛΟΓΩ ΠΕΔΙΟΥ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ	63
4.1.8 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΕΚΘΕΤΙΚΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΑΚΜΗΣ	64
4.1.9 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΕΞΑΦΑΝΙΣΗΣ	65
4.2 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΟΦΕΙΛΟΜΕΝΑ ΣΤΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΤΟΥ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	67
4.2.1 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ ΠΡΟΒΟΛΗΣ	68
4.3 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΟΦΕΙΛΟΜΕΝΑ ΣΤΟ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ	70
4.3.1 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΔΑΚΤΥΛΙΩΝ	70
4.3.2 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΜΕΡΙΚΟΥ ΟΓΚΟΥ	71
4.4 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΠΟΥ ΟΦΕΙΛΟΝΤΑΙ ΣΤΟΝ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟ	72
4.4.1 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΠΟΥ ΟΦΕΙΛΕΤΑΙ ΣΕ ΚΙΝΗΣΗ ΣΤΟΥ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥ	72

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ	74
5.1 ΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΑ	74
5.2 ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΥΨΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ	75
5.3 ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΧΑΜΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ	77
5.4 ΓΡΑΜΜΙΚΟΤΗΤΑ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗ ΕΞΑΣΘΕΝΙΣΗΣ	78
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΕΡΕΥΝΑ.....	80
6.1 ΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΑ	80
6.2 ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΥΨΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ	82
6.3 ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΧΑΜΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ	84
6.4 ΓΡΑΜΜΙΚΟΤΗΤΑ HOUNSFIELD UNITS (HU)	85
6.5 ΠΕΙΡΑΜΑ ΜΕ ΜΕΤΑΛΛΙΚΟ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ.....	88
6.6 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	90
6.7 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	91
ΕΙΚΟΝΕΣ.....	92
ΠΙΝΑΚΕΣ	96
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	97
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....	98

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η τομογραφία κωνικής δέσμης στο πεδίο της γναθοπροσωπικής απεικόνισης (dental CBCT) αποτελεί μια σχετικά νέα τεχνική απεικόνισης που παρόλα αυτά όμως δεν άργησε να εδραιωθεί καθώς σήμερα αποτελεί ένα σημαντικό εργαλείο στη φαρέτρα του οδοντίατρου καθώς και του γναθοχειρουργού. Το dental CBCT έχει μεγάλο πεδίο εφαρμογών τόσο στην οδοντιατρική, στη γναθοπροσωπική, στην ενδοδοντία, την ορθοδοντική, τη περιοδοντολογία και στην Ιατροδικαστική οδοντιατρική απεικόνιση καθώς και σε άλλα πεδία που ξεφεύγουν από το σκοπό αυτής της εργασίας.

Αυτή η μέθοδος απεικόνισης χρησιμοποιεί δέσμη ακτίνων Χ σε σχήμα κώνου και παράγει με τη βοήθεια κατάλληλων αλγορίθμων τομογραφικές εικόνες από την εξεταζόμενη περιοχή ενδιαφέροντος. Παρά όμως τη μεγάλη αξία της τομογραφίας κωνικής δέσμης, η μέθοδος αυτή παρουσιάζει βασικά μειονεκτήματα όπως η εμφάνιση στις ανακατασκευασμένες εικόνες ψευδενδείξεων (artifacts) οι οποίες πολλές φορές είναι δυνατό να αποκρύψουν πληροφορίες από σημαντικές ανατομικές δομές, να αλλοιώσουν την ανατομία της εικόνας καθώς και να μιμηθούν παθολογία. Βασικός σκοπός αυτής της εργασίας είναι η δυνατότητα αναγνώρισης αυτών των τεχνικών σφαλμάτων στην εικόνα από τον Τεχνολόγο Ακτινολόγο, η κατανόηση της προέλευσης τους στην εικόνα, οι τρόποι μείωσης της εμφάνισης τους καθώς και η αποφυγή τους όταν αυτό είναι εφικτό. Ο δεύτερος βασικός σκοπός της εργασίας αυτής είναι η ανάδειξη μέσω έρευνας που πραγματοποιήθηκε σε δύο απεικονιστικά συστήματα που πραγματοποιούν τομογραφία κωνικής δέσμης πώς το μέγεθος του πεδίου απεικόνισης, οι παράγοντες έκθεσης καθώς και η ύπαρξη μεταλλικού αντικειμένου εντός του πεδίου απεικόνισης το οποίο προσομοιάζει εμφύτευμα επηρεάζουν τη ποιότητα της παραγόμενης εικόνας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΟΥ CBCT

Η οδοντιατρική απεικόνιση είναι ένα απαραίτητο εργαλείο για τη διάγνωση και την αξιολόγηση του οδοντιατρικού ασθενή. Η μεγέθυνση, η παραμόρφωση και η συμπίεση των ανατομικών δομών στην ληφθείσα εικόνα είναι σημαντικοί απεικονιστικοί περιορισμοί που χαρακτηρίζουν τη δισδιάστατη απεικόνιση. Έτσι κρίθηκε επιτακτική η ανάγκη για την ανάπτυξη τρισδιάστατων τεχνικών απεικόνισης και πράγματι έγιναν πολλές προσπάθειες για τρισδιάστατη απεικόνιση στην οδοντιατρική είτε με τη μέθοδο της στερεοσκοπίας είτε με το tuned-aperture CT (TACT), χωρίς όμως την ευρεία αποδοχή των παραπάνω τεχνικών. Η στερεοσκοπία αποτελεί μια τεχνική που σκοπό έχει να παράγει τρισδιάστατες εικόνες. Το στερεοσκοπικό αποτέλεσμα επιτυγχάνεται επιτρέποντας σε διαφορετικές εικόνες να φτάνουν σε κάθε μάτι χρησιμοποιώντας φίλτρα διαφορετικών χρωμάτων συνήθως κόκκινο και κυανό. Βλέποντας αυτές τις εικόνες ο εγκέφαλος αρχίζει να ενσωματώνει και τις δύο εικόνες με αποτέλεσμα να τις αντιλαμβάνεται ως τρισδιάστατη προβολή. Από την άλλη πλευρά η υπολογιστική τομογραφία (Computed Tomography, CT) παρά το γεγονός ότι κατείχε σημαντική θέση στην ιατρική απεικόνιση, δεν είχε ευρεία εφαρμογή στην οδοντιατρική απεικόνιση λόγω του αυξημένου κόστους της, της μικρής διαθεσιμότητας της μεθόδου και της αυξημένης ακτινικής επιβάρυνσης των εξεταζομένων/ασθενών. Η τομογραφία κωνικής δέσμης έφερε την επανάσταση στην τρισδιάστατη γναθοπροσωπική απεικόνιση. Αυτή η μέθοδος απεικόνισης είναι υπολογιστική τομογραφία που βασίζεται στη λήψη διαδοχικών δισδιάστατων προβολών (χρησιμοποιώντας κωνικό σχήμα δέσμης ακτίνων Χ) κατά την περιστροφή του συστήματος λυχνία-ανιχνευτή γύρω από την/τον εξεταζόμενο. Η εξέταση αυτή έχει σχεδιαστεί για την απεικόνιση κυρίως των οστών και του σπλαχνικού κρανίου ενώ βασίζεται στη λήψη διαδοχικών ακτινογραφικών προβολών. Ο πρώτος οδοντιατρικός υπολογιστικός

τομογράφος κωνικής δέσμης κατασκευάστηκε το 1998 από την εταιρεία QR, στη Βερόνα της Ιταλίας και ονομάστηκε Newton 9000. Οι κατασκευαστές του βασίστηκαν στην ερευνητική εργασία των Mozzo και των συνεργατών του, που είχε πραγματοποιηθεί στο τμήμα Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου της Βερόνας στην Ιταλία και οι οποίοι δημοσίευσαν στο Eur Radiol. το άρθρο τους με τίτλο "A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results." Η τοποθέτηση του ασθενούς γινόταν σε ύπτια θέση όπως ακριβώς και στο συμβατικό υπολογιστικό τομογράφο. Οι έλεγχοι ασφαλούς λειτουργίας πραγματοποιήθηκαν το 1998 όπου δόθηκε στον υπολογιστικό τομογράφο πιστοποίηση EC ενώ ένα χρόνο αργότερα άρχισε η εμπορική παραγωγή του. Ένας από τους πρώτους τομογράφους κωνικής δέσμης που παράχθηκαν εγκαταστάθηκε και λειτούργησε στην Οδοντιατρική σχολή του πανεπιστημίου Αθηνών έως τον Απρίλιο του 2017. Σήμερα το μηχάνημα αυτό αποτελεί έκθεμα του μουσείου της Οδοντιατρικής Σχολής. Στους σύγχρονους οδοντιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους η τοποθέτηση των εξεταζόμενων γίνεται συνήθως σε όρθια και σε μερικά μηχανήματα σε ύπτια θέση (Newton 7G). Η νέα αυτή τεχνική τρισδιάστατης απεικόνισης εδραιώθηκε σε μικρό χρονικό διάστημα στην οδοντιατρική διάγνωση καθώς προσφέρει τρισδιάστατη απεικόνιση αλλά και επειδή επιτρέπει με τη χρήση ειδικών λογισμικών τρισδιάστατη εικονική καθοδήγηση επεμβατικών πράξεων. Με τη πάροδο των χρόνων το επιστημονικό ενδιαφέρον στράφηκε στη κατασκευή υπολογιστικών τομογράφων κωνικής δέσμης που θα βασίζονται στη χαμηλή ακτινική επιβάρυνση του εξεταζόμενου. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018), (Shumei Murakami, 2017)



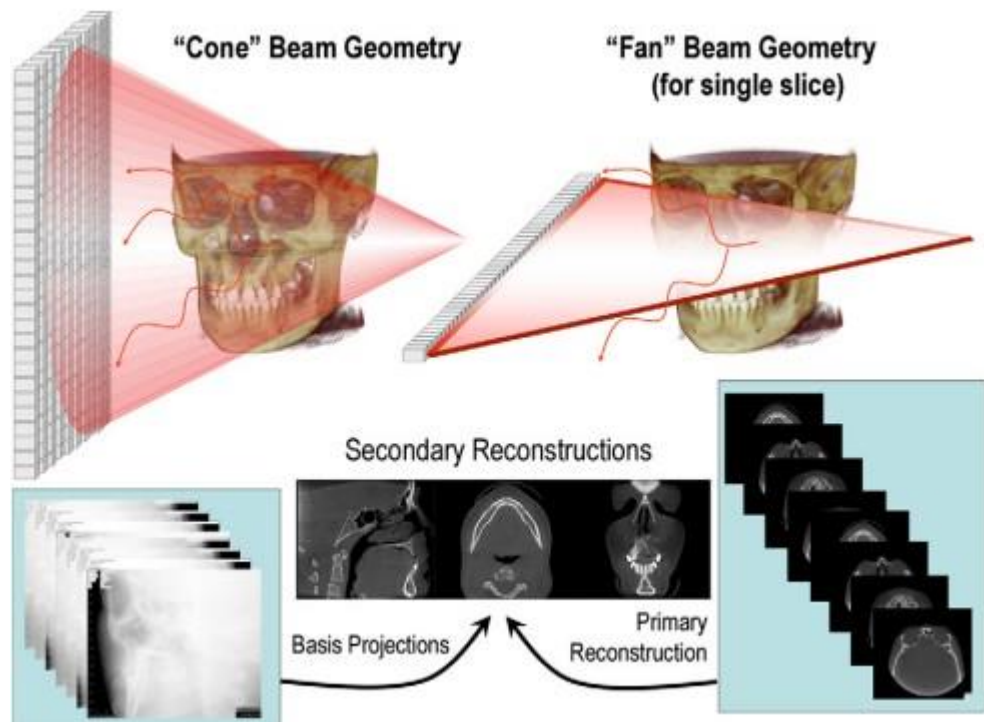
Εικόνα 1.1: Το δωδέκατο μηχάνημα διεθνούς παραγωγής του πρώτου τομογράφου NewTom 9000 που λειτουργούσε στην Οδοντιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Αθηνών μέχρι τον Απρίλιο του 2017. Το μηχάνημα πλέον αποτελεί έκθεμα του μουσείου της Οδοντιατρικής Σχολής. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

Ο οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος διαφέρει από το συμβατικό υπολογιστικό τομογράφο ως προς την αρχή λειτουργίας του. Δεν απαιτείται η αρχική λήψη εγκάρσιων τομών για να γίνει ανασύνθεση σε άλλα επίπεδα και οι εγκάρσιες τομές προκύπτουν έπειτα από επεξεργασία των όγκου δεδομένων τα οποία έχουν αποκτηθεί με τη βοήθεια ενός ειδικού προγράμματος επεξεργασίας. Ο ασθενής τοποθετείται στο μηχάνημα του τομογράφου στη κατάλληλη θέση και ακινητοποιείται με ειδικούς κεφαλοστάτες που συγκρατούν τη κεφαλή του και στη συνέχεια περιστρέφεται το σύστημα λυχνία-ανιχνευτής γύρω από τον ασθενή ενώ ο τελευταίος παραμένει ακίνητος. Μια

αποκλίνουσα κωνοειδής δέσμη ιοντίζουσας ακτινοβολίας Χ εξέρχεται από τη λυχνία και κατευθύνεται περνώντας από το κέντρο περιστροφής του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής (κέντρο ανατομικής περιοχής ενδιαφέροντος), προς την επιφάνεια του ανιχνευτή. Με τη περιστροφή του συστήματος λυχνία-ανιχνευτή λαμβάνονται πολλαπλές δισδιάστατες διαδοχικές λήψεις του πεδίου ενδιαφέροντος (Field of View) FOV από διαφορετικές γωνίες ακτινοβολήσης. Το τόξο περιστροφής του συστήματος λυχνία-ανιχνευτή σχετίζεται με την εταιρεία κατασκευής του μηχανήματος, το πεδίο απεικόνισης και τα τεχνικά χαρακτηριστικά της λυχνίας (kVp, mA) και κυμαίνεται μεταξύ 180° και 360°. Με αυτό τον τρόπο γίνεται λήψη ενός τρισδιάστατου όγκου δεδομένων από διαφορετικές γωνίες ακτινοβολήσης της περιοχής ενδιαφέροντος. Τα πρωτογενή αυτά δεδομένα που λαμβάνονται αποθηκεύονται στη μνήμη ενός υπολογιστή με μεγάλο αποθηκευτικό χώρο και με την εφαρμογή ειδικών αλγορίθμων μπορούν να δημιουργηθούν τομές σε επίπεδο της επιλογής μας. Στη συνέχεια, πραγματοποιείται ανασύνθεση των ανακατασκευασμένων τομών στη γεωμετρία που είναι κατανοητή και οικεία στους οδοντιάτρους (πανοραμική ακτινογραφία) αλλά και σε άλλα επιθυμητά επίπεδα. Η ανακατασκευή του τρισδιάστατου όγκου δεδομένων είναι σχετικά πρόσφατη διαδικασία. Με δισδιάστατους ανιχνευτές και με γεωμετρία κωνικής δέσμης, ένας τρισδιάστατος όγκος δεδομένων πρέπει να ανακατασκευαστεί από τα δεδομένα των δισδιάστατων προβολών. Η πρώτη και πιο δημοφιλής μέθοδος ανακατασκευής για δεδομένα που αποκτήθηκαν κατά μήκος μιας κυκλικής τροχιάς είναι ο αλγόριθμος των Feldkamp και των συνεργατών του που αποκαλείται Feldkamp, Davis και Kress (FDK). Αυτός ο αλγόριθμος χρησιμοποιείται από τις περισσότερες ερευνητικές ομάδες και εμπορικούς προμηθευτές για τομογραφία κωνικής δέσμης με 2D ανιχνευτές και χρησιμοποιεί μια μέθοδο σύντηξης οπισθοπροβολής. Αν και μπορεί να υλοποιείται εύκολα με το τρέχον διαθέσιμο εξοπλισμό

και αποτελεί μια καλή μέθοδο ανακατασκευής για εικόνες στο κέντρο και στο μέσο επίπεδο της κωνικής δέσμης, παρέχει μια προσέγγιση που προκαλεί κάποια μη αναπόφευκτη παραμόρφωση στα περιφερικά εγκάρσια επίπεδα και υποβάθμιση της ανάλυσης στη διαμήκη διεύθυνση. Για την αντιμετώπιση αυτής της ανεπάρκειας, έχουν προταθεί διάφορες άλλες προσεγγίσεις που χρησιμοποιούν διαφορετικούς αλγόριθμους και γεωμετρίες κωνικής δέσμης όπως για παράδειγμα διπλοί ορθογωνιακοί κύκλοι, ελικοειδής τροχιά, ορθογωνιακός κύκλος και γραμμή. Αυτές οι μέθοδοι αναμφίβολα θα ενσωματωθούν σε μελλοντικά σχέδια των τομογραφιών κωνικής δέσμης. Η διαδικασία αυτή που ονομάζεται Primary Reconstruction (Πρωτογενής ανακατασκευή), στους πρώτους τομογράφους διαρκούσε 15 λεπτά ενώ σήμερα με τους σύγχρονους οδοντιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους διαρκεί μερικά δευτερόλεπτα. Αυτή είναι και η διαφορά του οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου από τους συμβατικούς υπολογιστικούς τομογράφους όπου στους δεύτερους η λήψη των εγκάρσιων τομών γίνεται αρχικά, με πολλαπλές περιστροφές της λυχνίας και συνεχόμενη ακτινοβολία του ασθενούς. Έτσι λοιπόν γίνεται αντιληπτό ότι οι οδοντιατρικοί υπολογιστικοί τομογράφοι έχουν μειωμένη δόση ακτινοβολίας σε σχέση με την ακτινοβολία που λαμβάνει ο ασθενής στο συμβατικό υπολογιστικό τομογράφο. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018) , (William C. Scarfe, 2008)



Εικόνα 2.1: Σχέδιο προβολής της δέσμης ακτίνων Χ που συγκρίνει τη γεωμετρία απόκτησης συμβατικών ή fan beam (δέσμη βεντάλιας) τομογράφων δεξιά και την απεικονιστική γεωμετρία της κωνικής δέσμης αριστερά καθώς και τη προκύπτουσα παραγωγή εικόνας. Στην τομογραφία κωνικής δέσμης αριστερά, οι προβολές πολλαπλών βάσεων σχηματίζουν τα δεδομένα προβολής από τα οποία οι ορθογώνιες επίπεδες εικόνες ανακατασκευάζονται δευτερευόντως. Στη γεωμετρία της δέσμης βεντάλιας, η πρωτογενής ανακατασκευή δεδομένων παράγει εγκάρσιες εικόνες από τις οποίες με τη δευτερεύουσα ανακατασκευή δημιουργούνται ορθογωνιακές εικόνες. Η σκέδαση που πλήττει την εικόνα (ημιτονοειδείς γραμμές) και καταγράφεται στις εικόνες της τομογραφίας κωνικής δέσμης είναι υψηλή, μειώνει την αντίθεση της εικόνας και αυξάνει το θόρυβο. (William C. Scarfe, 2008)

2.1. ΔΙΑΤΑΞΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

Τα κύρια μέρη από τα οποία αποτελείται ο οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος είναι:

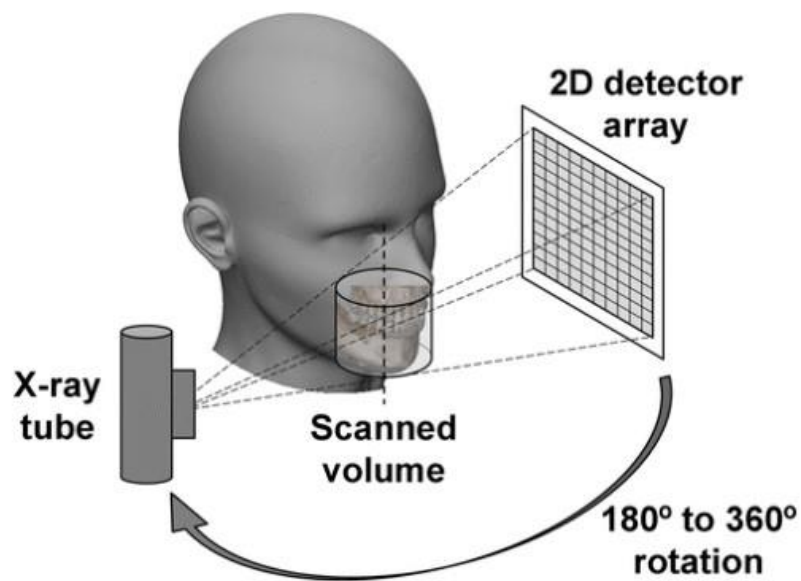
ΤΟ ΠΕΡΙΣΤΡΕΦΟΝΕΝΟ GANTRY: Είναι το μηχανικό μέρος του τομογράφου που περιλαμβάνει τη λυχνία ακτίνων Χ και τον ανιχνευτή της δέσμης ακτίνων Χ σε αντιδιαμετρική θέση από τη λυχνία, ενώ η απόσταση μεταξύ τους είναι συγκεκριμένη.

Η ΛΥΧΝΙΑ: Είναι περιστρεφόμενη ανόδου υψηλής θερμοχωρητικότητας για να μπορεί να υποστηρίξει τους μεγάλους χρόνους λειτουργίας. Οι λυχνίες που επιλέγονται για να τοποθετηθούν σε οδοντιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους είναι δύο ειδών, αυτές με συνεχόμενη ακτινοβολή και αυτές με παλμική. Αν κατά τη περιστροφή της λυχνίας από τη μια θέση ακτινοβολήσης στην άλλη η ακτινοβολή συνεχίζεται, η λυχνία είναι συνεχόμενης ακτινοβολήσης ενώ αν κατά τη μετακίνηση της λυχνίας από τη μια θέση ακτινοβολήσης στην άλλη δεν εκπέμπεται ακτινοβολία η λυχνία αυτή χαρακτηρίζεται ως λυχνία παλμικής ακτινοβολήσης. Οι ιδιότητες της δέσμης των ακτίνων Χ που παράγονται από τη λυχνία καθορίζονται από τη διαφορά δυναμικού (kV) του μηχανήματος και από την ένταση ρεύματος (mA).

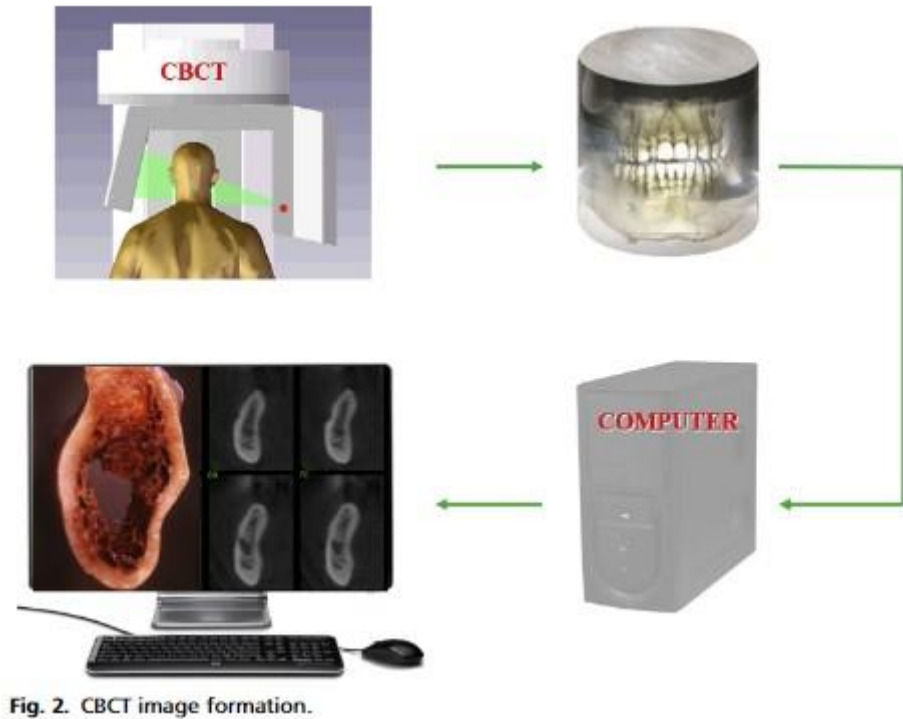
ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ-ΕΝΙΣΧΥΤΕΣ ΣΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΨΗΦΙΑΚΟΙ ΜΕΤΑΤΡΟΠΕΙΣ

Στο σύστημα ενός οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου είναι επιτακτική η ανάγκη για ανιχνευτή υψηλής ποιότητας ανιχνευτικής διάταξης. Ο ανιχνευτής καταγράφει τα προσπιπτόμενα φωτόνια, στέλνει το ηλεκτρικό σήμα στον υπολογιστή και είναι πάλι έτοιμος και σε θέση να καταγράψει τα προσπίπτοντα φωτόνια από την επόμενη λήψη και αυτό επαναλαμβάνεται πολλές φορές σε μια και μόνο περιστροφή. Μια περιστροφή του gantry διαρκεί 15 δευτερόλεπτα στους σύγχρονους τομογράφους και αυτό συνεπάγεται ότι η λήψη της εκάστοτε εικόνας από τον ανιχνευτή γίνεται σε χιλιοστά του δευτερολέπτου. Στους σύγχρονους οδοντιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους είναι τοποθετημένοι ανιχνευτές τεχνολογίας (Flat Panel Detector, FPD) οι οποίοι είναι υψηλής ανάλυσης και χαμηλού κόστους, ελαφρύτεροι σε βάρος, λιγότερο πολύπλοκοι από παλαιότερης τεχνολογίας ανιχνευτές, έχουν μεγαλύτερο δυναμικό εύρος και μικρότερη περιφερική παραμόρφωση. Ένα μειονέκτημα των FPD ανιχνευτών είναι ότι απαιτεί

ελαφρώς περισσότερη ακτινοβολία από παλαιότερης τεχνολογίας ανιχνευτές τους (Charged Coupled Device, CCD) οι οποίοι κατείχαν μεγαλύτερο όγκο, είχαν χαμηλότερη ανάλυση και μεγαλύτερες γεωμετρικές παραμορφώσεις. Τα τεχνικά χαρακτηριστικά του ανιχνευτή είναι ιδιαίτερος σημαντικά καθώς επηρεάζουν άμεσα τη ποιότητα του απεικονιστικού συστήματος και τη ποιότητα της αποκτηθείσας εικόνας. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018)



Εικόνα 2.2: Αναπαράσταση της διάταξης για την απόκτηση της εικόνας στην Οδοντιατρική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης (R Pauwels, 2014)



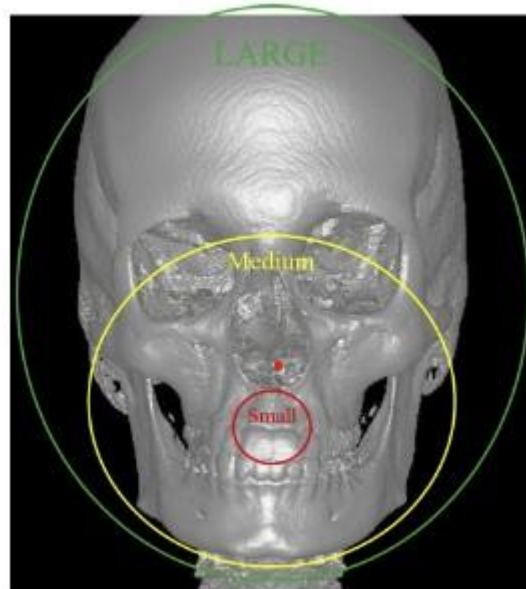
Εικόνα 2.3: Βήματα απόκτησης εικόνας στην Τομογραφία Κωνικής Δέσμης (Ibrahim Nasseh, 2018)

2.2 ΔΙΑΘΕΣΙΜΑ ΠΕΔΙΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ (Field of View, FOV)

Όλοι οι σύγχρονοι οδοντιατρικοί υπολογιστικοί τομογράφοι δίνουν τη δυνατότητα επιλογής των διαστάσεων του πεδίου απεικόνισης, το οποίο επιλέγεται με βάση το εύρος της περιοχής ενδιαφέροντος που ζητά ο οδοντίατρος να απεικονιστεί και με βάση το κλινικό ερώτημα. Τα πεδία απεικόνισης αυτά ορίζονται ως FOV. Με την επιλογή του κατάλληλου κάθε φορά πεδίου απεικόνισης σε κάθε εξεταζόμενο εξασφαλίζεται η βέλτιστη απεικόνιση και φυσικά η ακτινική επιβάρυνση του εξεταζόμενου είναι μικρότερη. Τα πεδία απεικόνισης συνήθως ταξινομούνται ως ακολούθως:

- **Μικρό πεδίο απεικόνισης:** Οι διαστάσεις του είναι συνήθως 4x4 cm, 5x5 cm, 6x6 cm ή 8x8 cm και αποτελεί πεδίο επιλογής για την απεικόνιση ενός ημιμορίου ή μιας γνάθου.
- **Μεσαίο πεδίο απεικόνισης:** Οι διαστάσεις του είναι συνήθως 11x8 cm έως 15x12 cm και αποτελεί πεδίο επιλογής για την απεικόνιση και των δύο γνάθων.

- **Μεγάλο πεδίο απεικόνισης:** Οι διαστάσεις του είναι συνήθως 15x15 cm έως 23x26 cm και αποτελεί πεδίο επιλογής για την απεικόνιση ολόκληρου του κρανιοπροσωπικού συμπλέγματος. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018)



Εικόνα 2.4: Αναπαράσταση του μεγέθους της εξεταζόμενης περιοχής με την επιλογή μικρού, μεσαίου και μεγάλου πεδίου απεικόνισης στην Τομογραφία Κωνικής Δέσμης. (Ibrahim Nasseh, 2018)

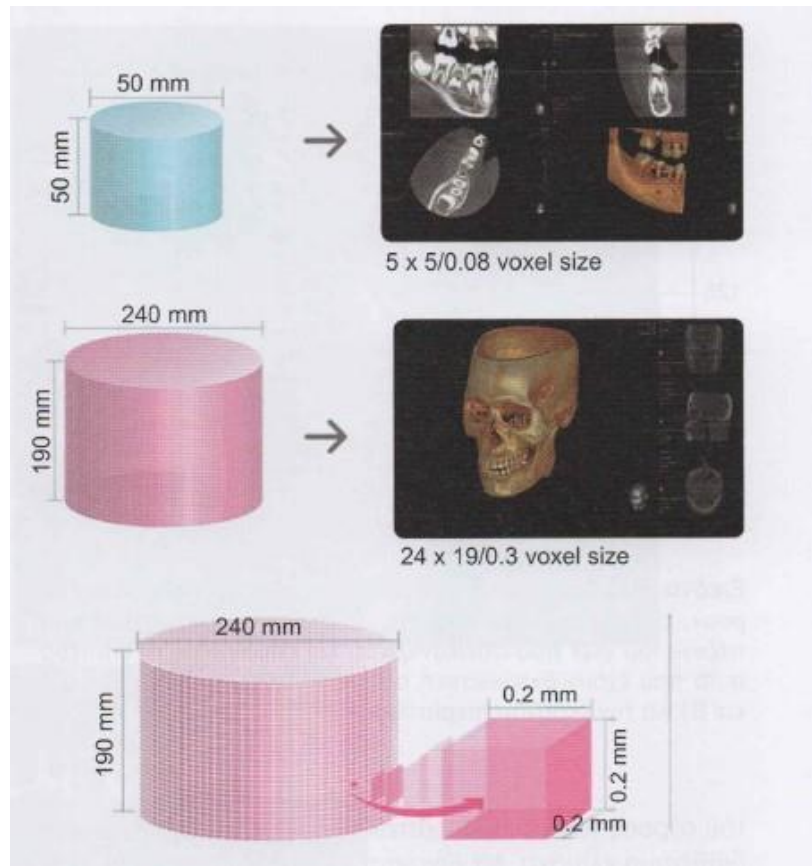
2.3 ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

Μια από τις σημαντικότερες λειτουργίες που έχει να επιτελέσει το λογισμικό του οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου είναι από το τρισδιάστατο όγκο δεδομένων που λαμβάνεται να γίνει ανασύνθεση σε άλλα ανατομικά επίπεδα έτσι ώστε να μπορούν να παρουσιαστούν οι εικόνες στο monitor και να επεξεργαστούν και τελικά να αξιολογηθούν από τον ιατρό. Ο χρόνος που απαιτείται για να γίνει η ανασύνθεση της εικόνας είναι πολυπαραγοντικός καθώς εξαρτάται από τις παραμέτρους λήψης (FOV,

μέγεθος voxel, αριθμός προβολικών εικόνων), από τα τεχνικά χαρακτηριστικά του ηλεκτρονικού υπολογιστή που πραγματοποιεί την επεξεργασία, καθώς και από το εκάστοτε λογισμικό που χρησιμοποιείται για να γίνει η ανασύνθεση. Το στάδιο της ανασύνθεσης της εικόνας περιλαμβάνει μια πολύπλοκη μαθηματική διαδικασία μέσω της οποίας σχηματίζεται η εικόνα ενός αντικειμένου όταν είναι γνωστές οι τιμές εξασθένησης της ακτινοβολίας που εξέρχεται από το εξεταζόμενο ανατομικό θέμα στις προβολές. Η μαθηματική αυτή διαδικασία πραγματοποιείται με τη χρήση αλγορίθμων όπου υπολογίζονται οι τιμές των συντελεστών εξασθένησης που αντιστοιχούν σε κάθε εικονοστοιχείο (pixel) της αποκτηθείσας εικόνας. Ο όγκος της ανατομικής περιοχής που ακτινοβολήθηκε αποτελείται από τρισδιάστατα εικονοστοιχεία που ονομάζονται voxels, τα οποία κατατάσσονται σε γραμμές και στήλες μέσα στο ψηφιακό όγκο δεδομένων. Τα voxels αυτά αποτελούν τη μικρότερη δυνατή κατάτμηση της τρισδιάστατης εικόνας, περιέχουν ανατομικές πληροφορίες της απεικονιζόμενης περιοχής και μπορούν να μετατραπούν σε ιατρική εικόνα με τη βοήθεια των κατάλληλων εξειδικευμένων λογισμικών. Τα voxels που χρησιμοποιούνται επιλέγονται να είναι ιστροπικά, δηλαδή και οι τρεις διαστάσεις τους να είναι ίσες ενώ το εύρος των διαστάσεων τους μπορεί να κυμαίνεται από 0,4 mm έως 0,07 mm. Τα ιστροπικά voxels είναι μείζονος σημασίας για την ακρίβεια των γεωμετρικών μετρήσεων και στις τρεις διαστάσεις. Σε κάθε voxel αποδίδεται μια συγκεκριμένη τιμή του γκρί που αντιστοιχεί στη τιμή εξασθένησης του ιστού που αναπαριστά. Οι σύγχρονοι οδοντιατρικοί υπολογιστικοί τομογράφοι παράγουν εικόνες 12 ή 14 bit που σημαίνει ότι περιέχουν $2^{12} = 4.096$ έως $2^{14} = 16.384$ τόνους του γκρί. Αυτός όμως ο ψηφιακός όγκος δεδομένων απεικονίζεται στην οθόνη ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή, η οποία συνήθως μπορεί να αναπαράγει εικόνες 8 bits, δηλαδή $2^8 = 256$ χρωματικές αποχρώσεις. Από την άλλη πλευρά το ανθρώπινο μάτι το οποίο θα

αξιολογήσει την αποκτηθείσα εικόνα μπορεί να αναγνωρίσει μικρό αριθμό διαβαθμίσεων του γκρι. Αυτό ουσιαστικά συνεπάγεται με απώλεια πληροφοριών αφού δε μπορούν να αποδοθούν από την οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή και δε μπορούν να αναγνωριστούν από το ανθρώπινο μάτι. Έτσι η αντίθεση της εικόνας θα είναι χαμηλή διότι κάθε τόνος του γκρι αντιστοιχεί σε ένα μεγάλο εύρος τιμών της εικόνας. Για να βελτιωθεί αυτό το φαινόμενο γίνεται χρήση των τεχνικών του παραθύρου έτσι ώστε να απεικονίζονται επιλεκτικά μόνο ένα μικρό εύρος των τόνων του γκρι της ανακατασκευασμένης εικόνας. Με τις τεχνικές παραθύρου καθίσταται εφικτό να αυξήσουμε την αντίθεση της εικόνας. Το παράθυρο καθορίζεται από το εύρος του (Window width, WW) το οποίο επηρεάζει την αντίθεση και το κέντρο του (Window level, WL), το οποίο καθορίζει τη φωτεινότητα της εικόνας. Με τη τεχνική παραθύρου μόνο ένα μέρος του εύρους των αριθμών απεικονίζεται κάθε φορά με τη διαθέσιμη κλίμακα. Όταν μειώνεται το εύρος του παραθύρου αυξάνεται η αντίθεση της εικόνας, ενώ χαμηλώνοντας την κεντρική τιμή του εύρους του παραθύρου η εικόνα γίνεται πιο φωτεινή και αυξάνοντας τη κεντρική τιμή η εικόνα είναι περισσότερο σκοτεινή. Έτσι ο τεχνολόγος ακτινολόγος μπορεί στην οθόνη να ρυθμίζει την αντίθεση και τη φωτεινότητα ώστε οι πληροφορίες που απεικονίζονται να έχουν μεγαλύτερη διαγνωστική αξία. Το ειδικό λογισμικό που συνοδεύει τους οδοντιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους προσφέρει τη δυνατότητα στο χρήστη να μελετήσει την εξέταση και στις τρεις διαστάσεις του χώρου δηλαδή τομές στο εγκάρσιο, στεφανιαίο και οβελιαίο επίπεδο. Στη συνέχεια μπορεί να γίνει δευτερογενής ανασύνθεση του απεικονιζόμενου όγκου δημιουργώντας με τα εργαλεία του λογισμικού και τομές όπως κάθετες, οβελιαίες ή στεφανιαίες στη φατνιακή ακρολοφία. Επίσης δίνεται η δυνατότητα να δημιουργηθούν πανοραμικές τομές (λεπτές και ευρέους πάχους), κεφαλομετρικές ανασυνθέσεις και άλλες δισδιάστατες απεικονίσεις

που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση της γναθοπροσωπικής χώρας. Επίσης δίνεται η δυνατότητα να μεγενθυθεί η εικόνα σε περιοχή ενδιαφέροντος, να ρυθμιστεί η αντίθεση και η φωτεινότητα, να γίνει μέτρηση αποστάσεων και γωνιών, να χρωματιστούν ανατομικές δομές όπως για παράδειγμα ο πόρος του κάτω φατνιακού νεύρου και η πορεία του ακόμη και να προστεθούν σημειώσεις πάνω στις εικόνες. Βασικά πλεονεκτήματα αυτών των ανασυνθέσεων είναι η μηδενική παραμόρφωση της εικόνας, η υψηλή γεωμετρική ακρίβεια των μετρήσεων και η σημαντική μείωση του ανατομικού θορύβου που αποτελεί και το σοβαρότερο μειονέκτημα των δισδιάστατων τεχνικών. Ο ιατρός μπορεί να μελετήσει την εξεταζόμενη περιοχή και σε τρισδιάστατη απεικόνιση και μάλιστα υπάρχει πληθώρα διαθέσιμων εργαλείων που μπορούν να δώσουν ρεαλιστική άποψη της περιοχής, ειδικά σε περιπτώσεις μεγάλων αλλοιώσεων σε ασυμμετρίες, σχιστίες και γενικότερα σκελετικές ανωμαλίες. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018)



Εικόνα 2.5: Ο ψηφιακός όγκος κυλινδρικού σχήματος αποτελείται από voxels, το μέγεθος και ο αριθμός των οποίων εξαρτάται από το μέγεθος των ριχελ της μήτρας του ανιχνευτή και από το μέγεθος του πεδίου απεικόνισης αντίστοιχα. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018)

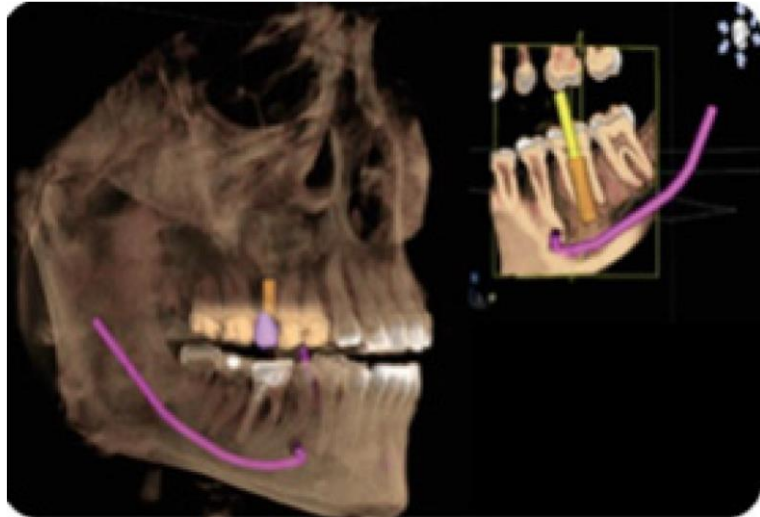
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΣΤΗΝ ΚΑΘΗΜΕΡΙΝΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΠΡΑΚΤΙΚΗ

3.1 ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΛΟΓΙΑ

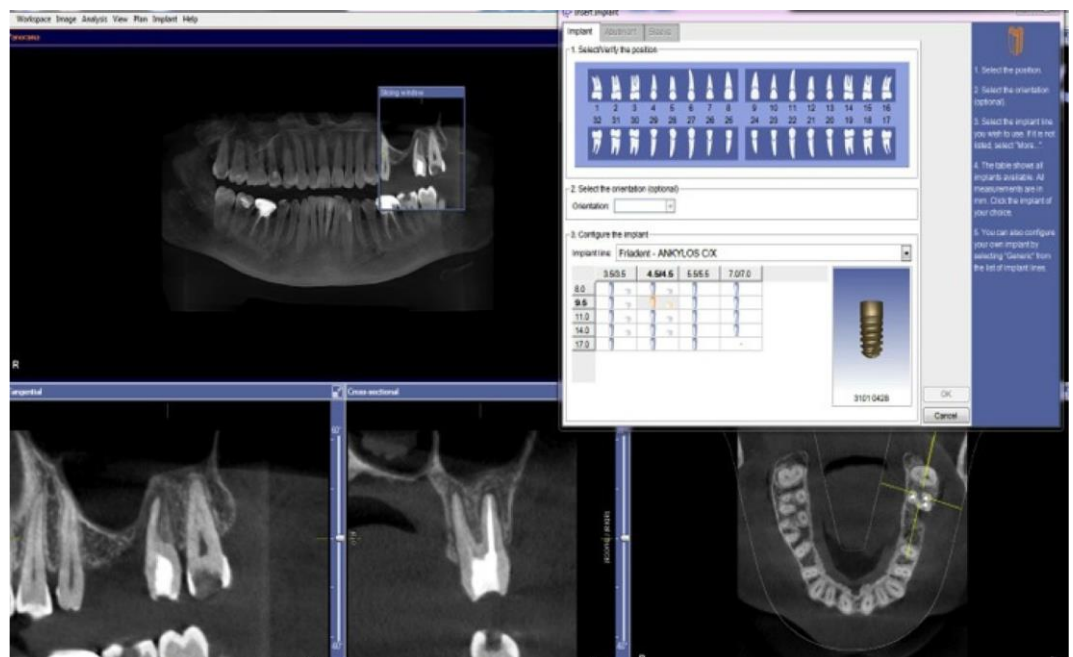
Η τομογραφία κωνικής δέσμης έχει φέρει την επανάσταση στην οδοντιατρική εμφυτευματολογία καθώς η συμβολή της τρισδιάστατης απεικόνισης στην οδοντιατρική πρακτική έχει κατορθώσει να βελτιστοποιήσει τη συνολική επιτυχία στην τοποθέτηση εμφυτευμάτων και να μειώσει τις χειρουργικές και μετεγχειρητικές επιπλοκές. Οι

εμφυτευματολόγοι πριν προβούν στη τοποθέτηση του εμφυτεύματος οφείλουν να έχουν παραπέμψει τον ασθενή σε τομογραφία κωνικής δέσμης προκειμένου να έχουν στη διάθεση τους ακριβείς πληροφορίες σχετικά με το πάχος και τη ποιότητα του οστού καθώς και άλλες ανατομικές πληροφορίες όπως για παράδειγμα τη πορεία του κάτω φατνιακού νεύρου στη γνάθο, πληροφορίες που είναι χρήσιμες αρχικά όχι μόνο για το προεγχειρητικό σχεδιασμό αλλά ακόμη και για να εκτιμηθεί εάν ο εκάστοτε ασθενής πληροί τις προϋποθέσεις για να προβεί σε τοποθέτηση εμφυτεύματος ή θα πρέπει να προτιμηθεί μια διαφορετική θεραπευτική επιλογή. Όπως προαναφέρθηκε το CBCT γνάθου προτιμάται στο προεγχειρητικό σχεδιασμό της τοποθέτησης του εμφυτεύματος λόγω της ακρίβειας των μετρήσεων που μπορούν να γίνουν με τη βοήθεια ειδικών λογισμικών. Τα ειδικά αυτά λογισμικά παρέχουν στον ειδικό γναθοχειρουργο-εμφυτευματολόγο τη δυνατότητα μιας εικονικής προσομοίωσης της επέμβασης για τη τοποθέτηση του εμφυτεύματος πάνω στα τρισδιάστατα δεδομένα που έχουν αποκτηθεί από τη τομογραφία κωνικής δέσμης όπως το τύπο και το μέγεθος του εμφυτεύματος που θα χρησιμοποιηθεί, τη θέση του εντός του οστού καθώς και τη σχέση του με τα γειτονικά δόντια και την εγγύτητα του σε ζωτικές ανατομικές δομές. Από αυτό το εικονικό πλάνο θεραπείας μπορεί να αποκτηθεί χειρουργικός οδηγός ο οποίος θα χρησιμοποιηθεί κατά τη διάρκεια της επέμβασης από τον εμφυτευματολόγο για να τοποθετήσει με περισσότερη ακρίβεια και επιτυχία το εμφύτευμα στην γνάθο του ασθενή στην ίδια θέση που είχε τοποθετηθεί στην εικονική προσομοίωση. Η συμβολή της τρισδιάστατης τομογραφίας κωνικής δέσμης γνάθων δεν σταματά μόνο προεγχειρητικά αλλά επεκτείνεται και μετεγχειρητικά. Πιο συγκεκριμένα εάν μετά τη τοποθέτηση του εμφυτεύματος παρατηρηθεί κινητικότητα σε αυτό ο γναθοχειρουργός οφείλει να τη

διερευνήσει με τομογραφία κωνικής δέσμης σύμφωνα με τις οδηγίες της Αμερικάνικης Ακαδημίας Οδοντικής και Γναθοπροσωπικής ακτινολογίας. (PP Jaju, 2014)



Εικόνα 3.1: Σχεδιασμός της πορείας του κάτω φατνιακού νεύρου στη κάτω γνάθο σε εικόνα τρισδιάστατης ανασύνθεσης από τομογραφία κωνικής δέσμης άνω και κάτω γνάθου για τη τοποθέτηση εμφυτεύματος. (PP Jaju, 2014)



Εικόνα 3.2: Πρόγραμμα εικονικής τοποθέτησης εμφυτεύματος. (PP Jaju, 2014)

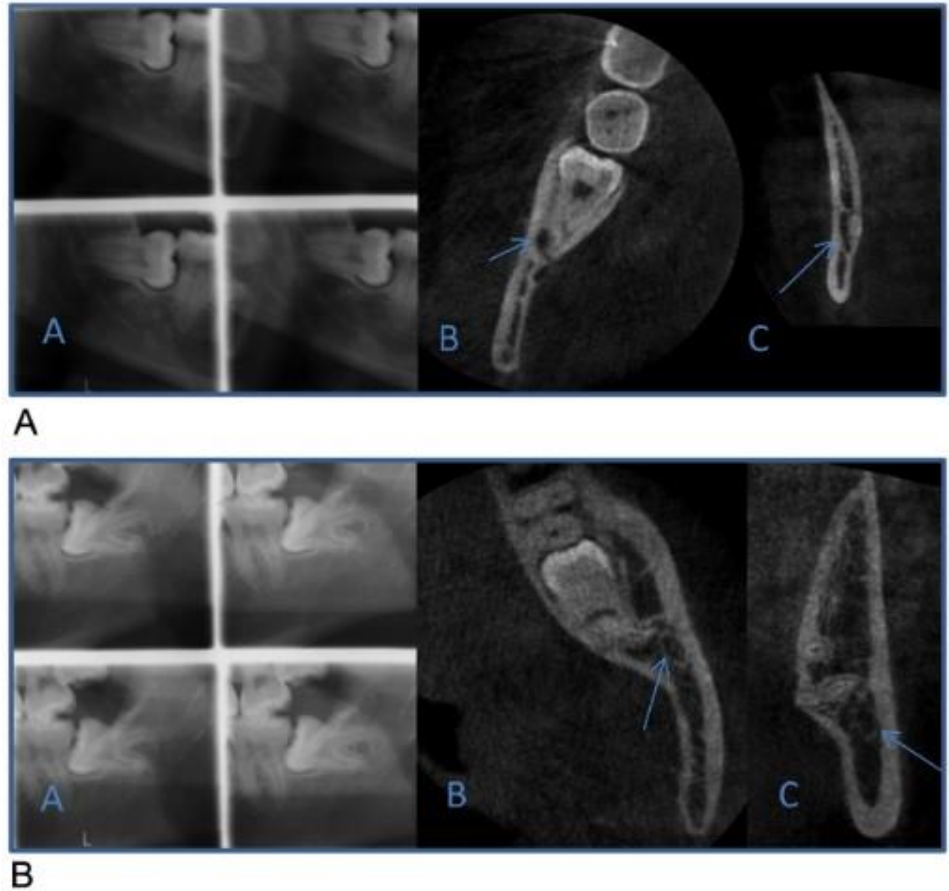
3.2 ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΓΛΩΣΣΟΠΑΡΕΙΑΚΗΣ ΑΚΡΟΛΟΦΙΑΣ

Το μοτίβο της γλωσσοπαρειικής ακρολοφίας είναι αδύνατο να απεικονιστεί με κάποια δισδιάστατη μέθοδο απεικόνισης σε αντίθεση με τη τομογραφία κωνικής δέσμης η οποία έχει το πλεονέκτημα να αναδεικνύει το μοτίβο της φατνιακής ακρολοφίας. Η ανασύνθεση των ογκομετρικών δεδομένων σε πολλαπλά επίπεδα παρέχουν στον εμφυτευματολόγο πληροφορίες σχετικά με την ανατομία της ακρολοφίας, την απώλεια των φλοιϊκών πλακών καθώς και τη διακύμανση των κοιλοτήτων, πληροφορίες οι οποίες είναι αδύνατο να αποκτηθούν με τη πανοραμική ακτινογραφία. (PP Jaju, 2014)

3.3 ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ

Αξιολόγηση των τρίτων γομφίων

Πολλές φορές ασθενείς είτε από ορθοδοντικά αίτια είτε από άλλα παθολογικά αίτια είναι αναγκαίο να προβούν σε αφαίρεση των τρίτων γομφίων. Στη περίπτωση αυτή είναι αναγκαίο το CBCT γνάθου καθώς θα πρέπει να προσδιοριστεί η ακριβής θέση και πορεία του κάτω φατνιακού νεύρου έτσι ώστε να αποφευχθεί από τη επερχόμενη εξαγωγή τυχόν τραυματισμός του που θα οδηγήσει σε ανεπανόρθωτη βλάβη στη κάτω γνάθο. Έχει αποδειχτεί ότι η τομογραφία κωνικής δέσμης προσφέρει περισσότερη ακρίβεια συγκριτικά με τη πανοραμική ακτινογραφία στον εντοπισμό του κάτω φατνιακού νεύρου στην εξαγωγή των τρίτων γομφίων με ευαισθησία που φτάνει το 93% και ειδικότητα που αγγίζει το 77%. Στο λογισμικό που χρησιμοποιείται για την επεξεργασία των τρισδιάστατων δεδομένων δίνεται η δυνατότητα να χρωματιστεί η πορεία του κάτω φατνιακού νεύρου έτσι ώστε να γίνεται ευκολότερος ο εντοπισμός του από τον εκάστοτε κλινικό. (PP Jaju, 2014)

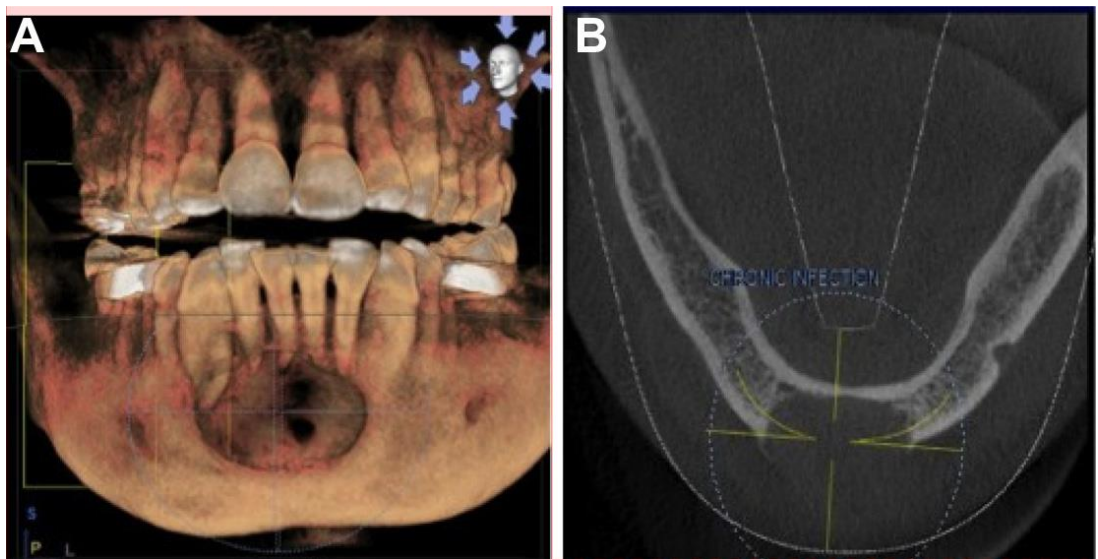


Εικόνα 3.3: Τομογραφία Κωνικής Δέσμης κάτω γνάθου για την αξιολόγηση της θέσης του τρίτου γομφίου (L H Matzen, 2015)

Αξιολόγηση οστικών παθολογιών

Η τομογραφία κωνικής δέσμης γνάθων συστήνεται συχνά όταν υπάρχει η κλινική υποψία για κύστη, όγκο ή λοιμώξεις στη φατνιακή απόφυση και στη γνάθο. Οι ενδοοστικές βλάβες μπορούν να εξεταστούν με τομογραφία κωνικής δέσμης με ακρίβεια κάτι το οποίο είναι αναγκαίο λόγω της κρίσιμης θέσης τους καθώς βρίσκονται κοντά σε αγγεία και ζωτικά όργανα της τραχηλοπροσωπικής χώρας. Αντικείμενο μελέτης βέβαια αποτελεί η αξιοπιστία της τομογραφίας κωνικής δέσμης ως προς τη διάβρωση που προκαλείται από κάποια κακοήθεια στη στοματική κοιλότητα όπως το πλακώδες καρκίνωμα. Μια μελέτη

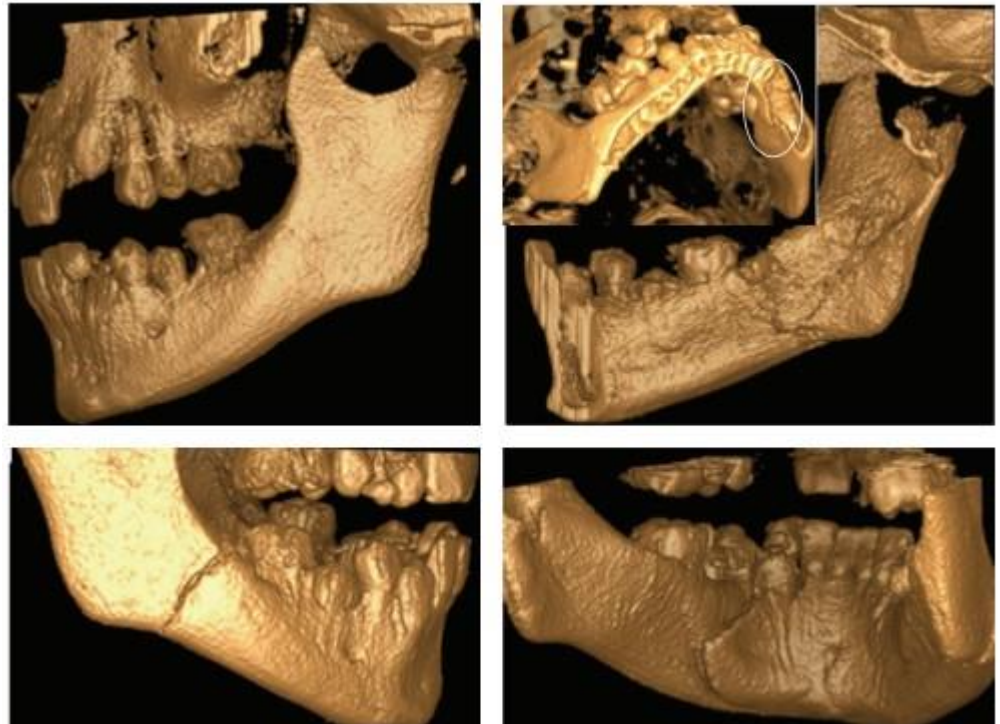
αναφέρει πως η δυναμική μαγνητική τομογραφία με σκιαγραφικό σε συνδυασμό με το CBCT θα μπορούσε να αποτελέσει ένα χρήσιμο εργαλείο στην εντόπιση των ορίων του όγκου και στην ανάπτυξη κατάλληλων χειρουργικών επεμβάσεων. Μια έρευνα που διεξήχθη κατέληξε πως η τομογραφία κωνικής δέσμης υπερτερεί στην ανίχνευση της οστικής διήθησης από κακοήθεια συγκριτικά με την υπολογιστική τομογραφία και την υπολογιστική τομογραφία μονής πηγής ακτινοβολήσης. Τα πλεονεκτήματα της τομογραφίας κωνικής δέσμης εντοπίστηκαν στο μέγεθος του FOV προς το λόγο ακτινοβολήσης, την εύκολη πανοραμική ανασύνθεση που μπορεί να προκύψει από τον τρισδιάστατο όγκο δεδομένων η οποία είναι ευανάγνωστη και οικεία από όλους του οδοντιάτρους και η εύκολη κλινική προσβασιμότητα που παρέχει η εξέταση αυτή. (PP Jaju, 2014)



Εικόνα 3.4: Μεγάλη ακτινοδιαυγής βλάβη πρόσθια στη κάτω γνάθο με διάτρηση των χειλικών φλοιώδων πλακών, όπως φαίνεται στο CBCT. (PP Jaju, 2014)

Γναθοπροσωπικό Τραύμα

Η τομογραφία κωνικής δέσμης υστερεί στην ανίχνευση της θέσης καταγμάτων του φλοιώδους πετάλου του οστού ενώ είναι ευαίσθητη και ακριβής μέθοδος στην απεικόνιση των γνάθων καθώς όσον αφορά τα κατάγματα των γνάθων τα οποία δεν ανιχνεύονται στη συμβατική υπολογιστική τομογραφία ανιχνεύονται στη τομογραφία κωνικής δέσμης. Επιπλέον η τομογραφία κωνικής δέσμης υπερτερεί συγκριτικά με τη συμβατική υπολογιστική τομογραφία ως προς τη λεπτομερή απεικόνιση των οδοντοφατνιακών καταγμάτων. Από την άλλη πλευρά έχει αποδειχτεί επιστημονικά πως όσον αφορά στα κατάματα των κονδύλων της κάτω γνάθου δεν έχει σημειωθεί ιδιαίτερη διαφορά στην απεικόνιση με CBCT συγκριτικά με την απεικόνιση με MSCT. Όσον αφορά το γναθοπροσωπικό τραύμα η τομογραφία κωνικής δέσμης αποτελεί εκλεκτική μέθοδο απεικόνισης για την ανάδειξη του γναθοπροσωπικού κατάγματος καθώς λόγω του τρισδιάστατου όγκου δεδομένων που λαμβάνονται παρέχονται λεπτομέρειες τόσο για το σκελετό όσο και για τους περιβάλλοντες μαλακούς ιστούς και έτσι μπορεί να εκτιμηθεί η σχέση του κατάγματος με τους μαλακούς ιστούς ή και να εκτιμηθούν λεπτομερώς ξεχωριστά. Αναμφίβολα λοιπόν η τομογραφία κωνικής δέσμης είναι ένα σημαντικό εργαλείο στη φαρέτρα του χειρουργού στην ανίχνευση του κατάγματος και στο καθορισμό της κατάλληλης θεραπευτικής επιλογής. (PP Jaju, 2014)



Εικόνα 3.5: Κάταγμα στην κάτω γνάθο (Yeliz Guven, 2015)

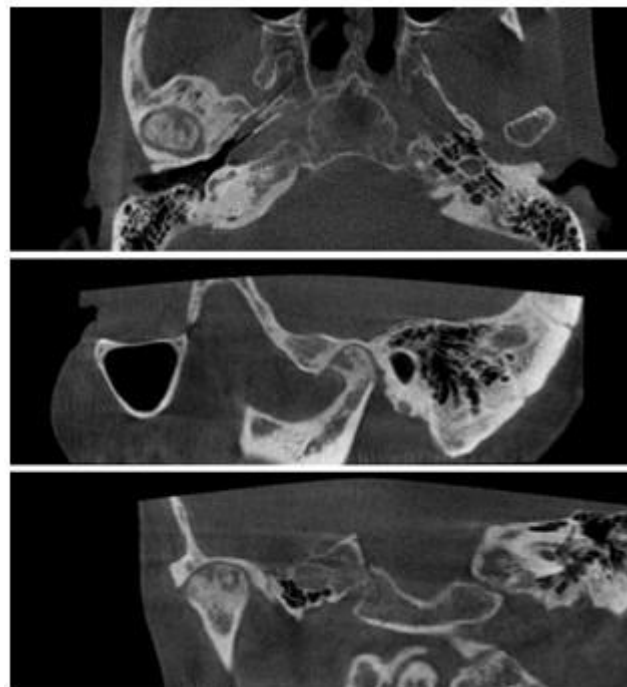
Ανάλυση οστικού μοσχεύματος

Η ογκομετρική απεικόνιση που παρέχεται από τη τομογραφία κωνικής δέσμης προσφέρει καλύτερη απεικόνιση στη μορφολογία της παθολογίας. Για παράδειγμα στη περίπτωση της υπερώϊας σχιστίας που υπάρχει η επιθυμία να τοποθετηθεί εμφύτευμα είναι επιτακτική η ανάγκη να προσδιοριστεί το μέγεθος και το σχήμα της παθολογίας καθώς με βάση αυτά θα αποφασιστεί η τελική θέση του εμφυτεύματος. Το μέγεθος και το σχήμα της παθολογίας αποτελούν σημαντική πληροφορία για το χειρουργό καθώς λαμβάνοντας υπόψιν αυτά θα υπολογιστεί το υλικό το οποίο απαιτείται για το μόσχευμα, θα προβλεφθεί η πιθανή σταθερότητα του εμφυτεύματος στο τόξο μετά τη τοποθέτηση

μοσχεύματος, θα εκτιμηθεί το μόσχευμα με τη πάροδο του χρόνου καθώς και ο βαθμός που θα επηρεάσει η θεραπεία τη συνολική ανάπτυξη του προσώπου. (PP Jaju, 2014)

Αξιολόγηση της κροταφογοναθικής άρθρωσης

Η διάγνωση και ο σχεδιασμός της θεραπείας των παθολογιών της κροταφογοναθικής άρθρωσης είναι πολλές φορές εξαιρετικά δύσκολα. Η μαγνητική τομογραφία αποτελεί μέθοδο εκλογής για την απεικόνιση των εσωτερικών δομών της κροταφογοναθικής άρθρωσης ενώ στην πανοραμική ακτινογραφία τις περισσότερες φορές δεν απεικονίζονται. Η τομογραφία κωνικής δέσμης προσφέρει μια ολοκληρωμένη ακτινολογική εκτίμηση των οστικών δομών της κροταφογοναθικής άρθρωσης ενώ αποτελεί χρήσιμο διαγνωστικό εργαλείο για την εκτίμηση της κίνησης και της λειτουργίας της κάτω γνάθου καθώς και σε περιπτώσεις που εντοπίζεται άλγος στη κροταφογοναθική άρθρωση κατά τη ψηλάφηση. (PP Jaju, 2014)



Εικόνα 3.6: Τομογραφία Κωνικής Δέσμης που αναδεικνύει ρευματική αρθρίτιδα (T A Larheim, 2014)

Κρανιοπροσωπική επέμβαση

Η σχιστία του χείλους και της υπερώας αποτελούν ιδιαίτερος δύσκολα περιστατικά για τους οδοντιάτρους. Ως επί τω πλείστω οι ασθενείς αυτοί είναι νεαρής ηλικίας και για την εξέταση τους δε προτιμάται η συμβατική υπολογιστική τομογραφία λόγω της υψηλής δόσης ακτινοβολίας. Η πανοραμική και οι ενδοστοματικές ακτινογραφίες χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της έκτασης της σχιστίας, παρόλα αυτά όμως αρκετές φορές κρίνονται ανεπαρκείς μέθοδοι απεικόνισης λόγω της συμπεροβολής της παθολογίας με τις ανατομικές δομές λόγω της δισδιάστατης απεικόνισης. Η απεικόνιση με τομογραφία κωνικής δέσμης δίνει τη δυνατότητα στον οδοντίατρο να αξιολογήσει με περισσότερη ακρίβεια την οδοντική ηλικία, την ακριβή θέση του τόξου καθώς και το μέγεθος της σχιστίας συγκριτικά με άλλες ακτινολογικές μεθόδους απεικόνισης. (PP Jaju, 2014)

Ορθογναθική επέμβαση

Η πλάγια κεφαλομετρική ακτινογραφία θεωρείται η απεικονιστική εξέταση εκλογής για περιπτώσεις σκελετικών και γναθιαίων παραμορφώσεων. Παρόλα αυτά όμως λόγω της παραμόρφωσης και της μεγέθυνσης εξαιτίας της φύσης της ίδιας της απεικονιστικής μεθόδου είναι εξαιρετικά δύσκολο να προσδιοριστεί και να σχεδιαστεί πλάνο θεραπείας. Τη λύση σε αυτή τη περίπτωση τη δίνει η τομογραφία κωνικής δέσμης με τη τρισδιάστατη απεικόνιση με τη βοήθεια της οποίας μπορεί να γίνει αξιόπιστα ορθοδοντική και ορθογναθική ανάλυση και να προσδιοριστεί το χειρουργικό πρωτόκολλο του θα ακολουθηθεί καθώς και να προσδιοριστεί η τελική πρόγνωση του ασθενή. Ιδιαίτερος δύσκολα περιστατικά όπως ημπροσωπική μικροσωμία και άλλες παρόμοιες προσωπικές

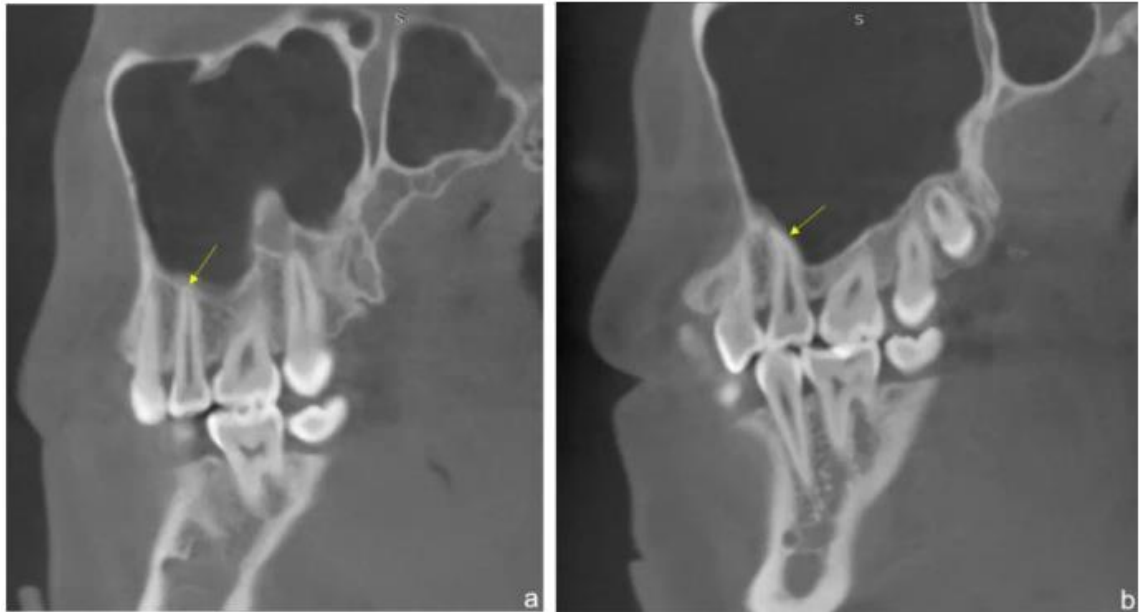
ασυμμετρίες μπορούν να σχεδιαστούν και να θεραπευτούν με ακρίβεια από τα δεδομένα που λαμβάνονται με τη τομογραφία κωνικής δέσμης. Κάποια απεικονιστικά συστήματα μάλιστα έχουν στο λογισμικό τους ενσωματωμένο σαρωτή προσώπου όπου μπορεί να σχεδιαστεί μια εικονική κατοπτρική εικόνα του ασθενούς το οποίο αποτελεί ένα χρήσιμο εργαλείο για το σχεδιασμό του πλάνου θεραπείας από το χειρουργό. (PP Jaju, 2014)

3.4 ΕΝΔΟΔΟΝΤΙΑ

Στην ενδοδοντία απαιτείται μικρό πεδίο απεικόνισης έτσι ώστε να έχουμε υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα στην εξεταζόμενη περιοχή. Μάλιστα είναι επιθυμητό το CBCT που χρησιμοποιείται για απεικόνιση για ενδοδοντικούς σκοπούς να μη ξεπερνά σε οπτική ανάλυση τα 200 μm. Έχει αποδειχτεί ότι η τομογραφία κωνικής δέσμης γνάθων απεικονίζει με μεγάλη ακρίβεια το χώρο του περιοδοντικού συνδέσμου. (PP Jaju, 2014)

Αξιολόγηση της μορφολογίας του ριζικού σωλήνα

Σύμφωνα με την έρευνα των Baratto Filho et al η τομογραφία κωνικής δέσμης αποτελεί μια καλή επιλογή για την αρχική αξιολόγηση της εσωτερικής μορφολογίας του πρώτου γομφίου της άνω γνάθου όμως παρόλα αυτά δε παύει η χρήση μικροσκοπίου να αποτελεί τη βέλτιστη επιλογή. Επίσης η απεικόνιση με τομογραφία κωνικής δέσμης αναδεικνύει ανωμαλίες στο ριζικό σωλήνα των προγομφίων της κάτω γνάθου και επικουρεί στο προσδιορισμό της καμπυλότητας της ρίζας. Μάλιστα με ένα νέο λογισμικό που παρέχεται από τις εταιρείες που κατασκευάζουν μηχανήματα που διενεργούν CBCT όπως για παράδειγμα είναι το ORTHOPHOS XG3D/GALILEOS μπορεί να προσδιοριστεί το μήκος του ριζικού σωλήνα όπου θα γίνουν εργασίες. (PP Jaju, 2014)

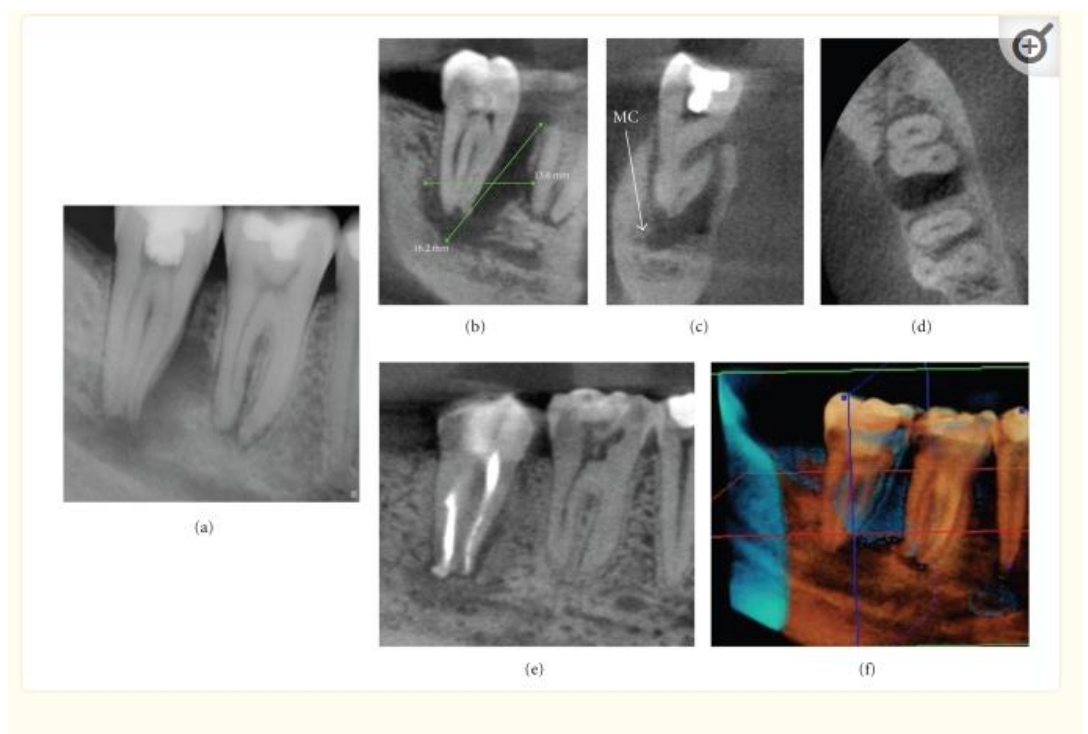


Εικόνα 3.7: Εικόνες από Τομογραφία Κωνικής Δέσμης όπου αναδεικνύεται η μορφολογία του ριζικού σωλήνα. (Yujia Yan, 2021)

Οδοντικές περιακρορριζικές παθήσεις

Οι βλάβες που εντοπίζονται εστιασμένα σε σπογγώδες οστό με μικρή ή καθόλου διάβρωση του φλοιού αρκετές φορές είναι πολύ δύσκολο να διαγνωστούν με ενδοστοματικό φιλμ. Σε έρευνα που πραγματοποιήθηκε από τους Lofthag-Hansen et al έγινε σύγκριση ως προς την ακρίβεια σε τομογραφία κωνικής δέσμης με μικρό πεδίο απεικόνισης και σε ενδοστοματική ακτινογραφία όπου εφαρμόστηκε παράλληλη τεχνική απεικόνισης. Το συμπέρασμα στο οποίο κατέληξαν οι ερευνητές είναι ότι η τομογραφία κωνικής δέσμης προσφέρει περισσότερη διαγνωστική ακρίβεια συγκριτικά με τις αναλογικές και τις ψηφιακές ακτινογραφίες. Παρόλα αυτά όμως ενώ τα ποσοστά ανίχνευσης της τομογραφίας κωνικής δέσμης ήταν υψηλότερα συγκριτικά με την ενδοστοματική ακτινογραφία δεν τίθεται θέμα αντικατάστασης της ενδοστοματικής ακτινογραφίας από τη τομογραφία κωνικής δέσμης στην ανίχνευση περιακρορριζικών βλαβών λόγω οικονομικών και δοσιμετρικών παραγόντων. Η τομογραφία κωνικής δέσμης

συγκριτικά με άλλες συμβατικές ακτινολογικές εξετάσεις ανιχνεύει τη περιοδοντίτιδα σε υψηλότερα ποσοστά ενώ η τεχνολογία απεικόνισης που διαθέτει το cbct και οι τόνοι του γκρι βοηθούν στη διαφορική διάγνωση της κύστης από το κοκκίωμα. Έτσι λοιπόν η τομογραφία κωνικής δέσμης αποτελεί κλινική αναγκαιότητα για την εξέταση ασθενών που παρουσιάζουν άλγος, είτε έχουν γενικευμένα συμπτώματα που σχετίζονται με μη θεραπευμένο ή προσφάτως θεραπευμένο στη ρίζα δόντι χωρίς ενδείξεις παθολογίας από άλλες συμβατικές μεθόδους απεικόνισης. (PP Jaju, 2014)

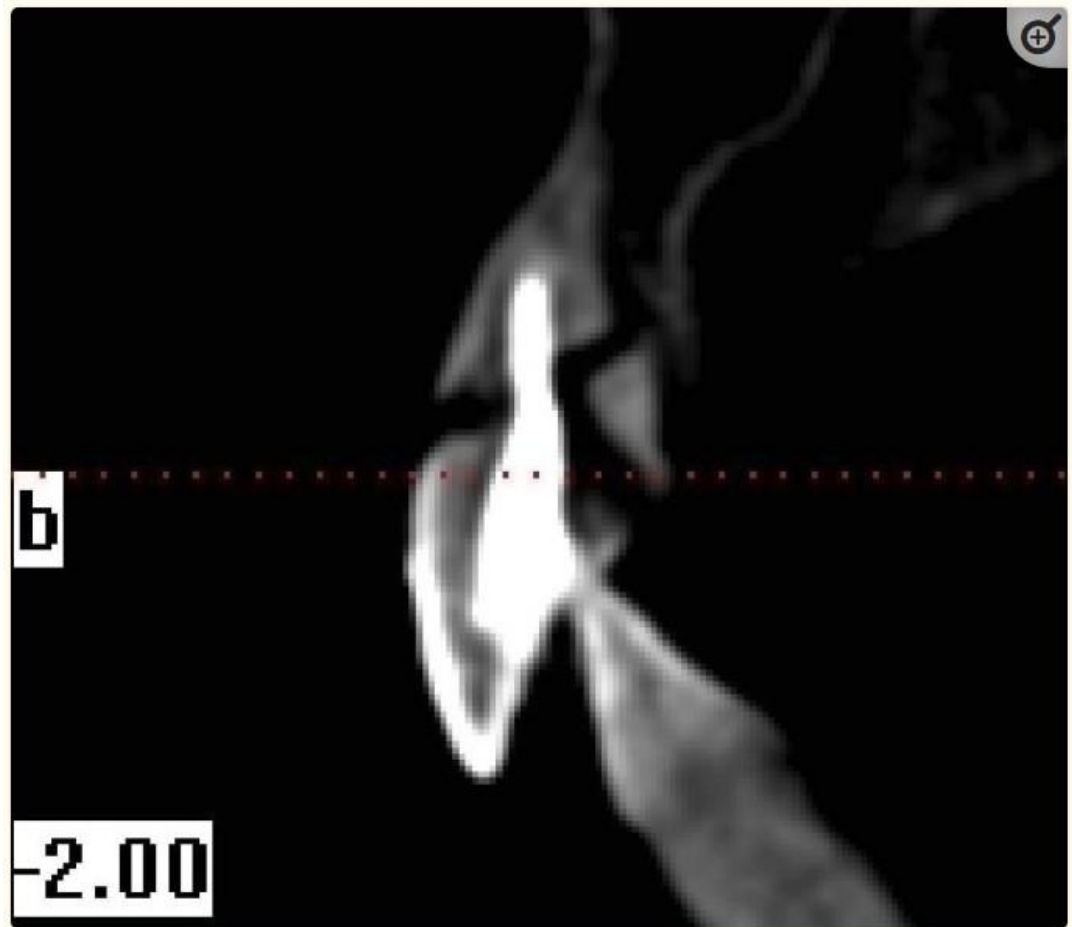


Εικόνα 3.8: Τομογραφία Κωνικής δέσμης που αναδεικνύει περιακρορριζικές αλλοιώσεις (William C. Scarfe, 2009)

Κατάγματα των οδοντικών ριζών

Με τη τομογραφία κωνικής δέσμης μπορούν να ανιχνευτούν κάθετα και οριζόντια κατάγματα των οδοντικών ριζών καθώς δεν υπάρχουν επιπροβολές των ανατομικών

δομών όπως παρατηρείται στη δισδιάστατη απεικόνιση και έτσι ο οδοντίατρος μπορεί να εκτιμήσει και να αναλύσει το κάταγμα με μεγάλη ακρίβεια. Οι ερευνητές συστήνουν τη χρήση μικρού πεδίου απεικόνισης για την ανίχνευση των οριζόντιων καταγμάτων των οδοντικών ριζών. (PP Jaju, 2014)

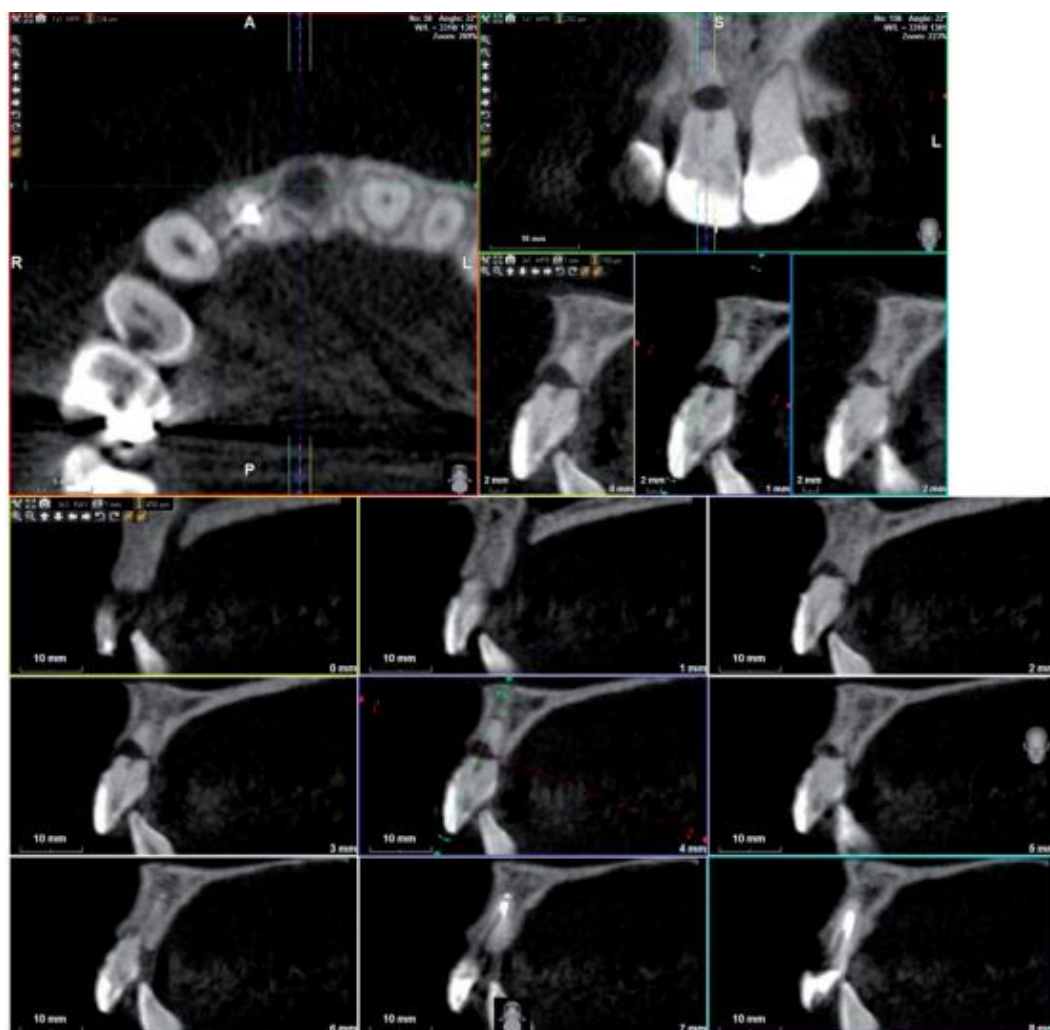


Εικόνα 3.9: Τομή δοντιού με την μέθοδο Τομογραφίας Κωνικής Δέσμης που αναδεικνύει κάταγμα της οδοντικής ρίζας. (Mehmet-Sinan Doğan, 2018)

Απορρόφηση της οδοντικής ρίζας

Η απορρόφηση της οδοντικής ρίζας είναι η απώλεια των σκληρών οδοντικών ιστών. Αυτό μπορεί να συμβεί ως φυσιολογικό ή παθολογικό φαινόμενο. Η απορρόφηση της ρίζας

μπορεί να ταξινομηθεί σε εξωτερική και εσωτερική απορρόφηση βασισμένη στη θέση της απορρόφησης και σε σχέση με την επιφάνεια της ρίζας. Η ακρίβεια της τομογραφίας κωνικής δέσμης στην ανίχνευση των επιφανειακών παθολογιών είναι υψηλή παρόλα αυτά όμως γίνεται ακόμη καλύτερη όταν επιλέγουμε να χρησιμοποιήσουμε voxel μεγαλύτερης ανάλυσης. Να σημειωθεί ότι καλύτερη ανάλυση επιτυγχάνεται με την αύξηση του μεγέθους του voxel. Η απεικόνιση με τομογραφία κωνικής δέσμης αποδεδειγμένα συμβάλλει στην αξιολόγηση της μεταορθοδοντικής απομάκρυνσης της κορυφαίας ρίζας και ιδίως των ριζών των πλάγιων κοπήρων της άνω γνάθου που τους ασκείται πίεση από τους κυνόδοντες της άνω γνάθου. Το CBCT επίσης έχει θέση στην επιβεβαίωση της παρουσίας της εσωτερικής ριζικής απορρόφησης και βοηθά στη διαφοροδιάγνωση και στο προσδιορισμό του τύπου απορρόφησης από την εξωτερική απορρόφηση της οδοντικής ρίζας. Με τις συμβατικές ακτινολογικές μεθόδους εξέτασης είναι εξαιρετικά δύσκολο να προσδιοριστεί η ακριβής επέκταση, η θέση και η θέση εισόδου της απορροφητικής εξεργασίας. Η τομογραφία κωνικής δέσμης μπορεί να προσδιορίσει το βαθμό πολυπλοκότητας της θεραπείας του ασθενή και επίσης βοηθά τον ιατρό να έχει μια ακριβή πρόγνωση της θεραπείας που στηρίζεται στην έκταση που καταλαμβάνει η απορροφητική βλάβη. (PP Jaju, 2014)



Εικόνα 3.10: Τομές από Τομογραφία Κωνικής Δέσμης που αναδεικνύουν απορρόφηση της οδοντικής ρίζας. (Jesús Mena Álvarez, 2020)

Μετεγχειρητική αξιολόγηση

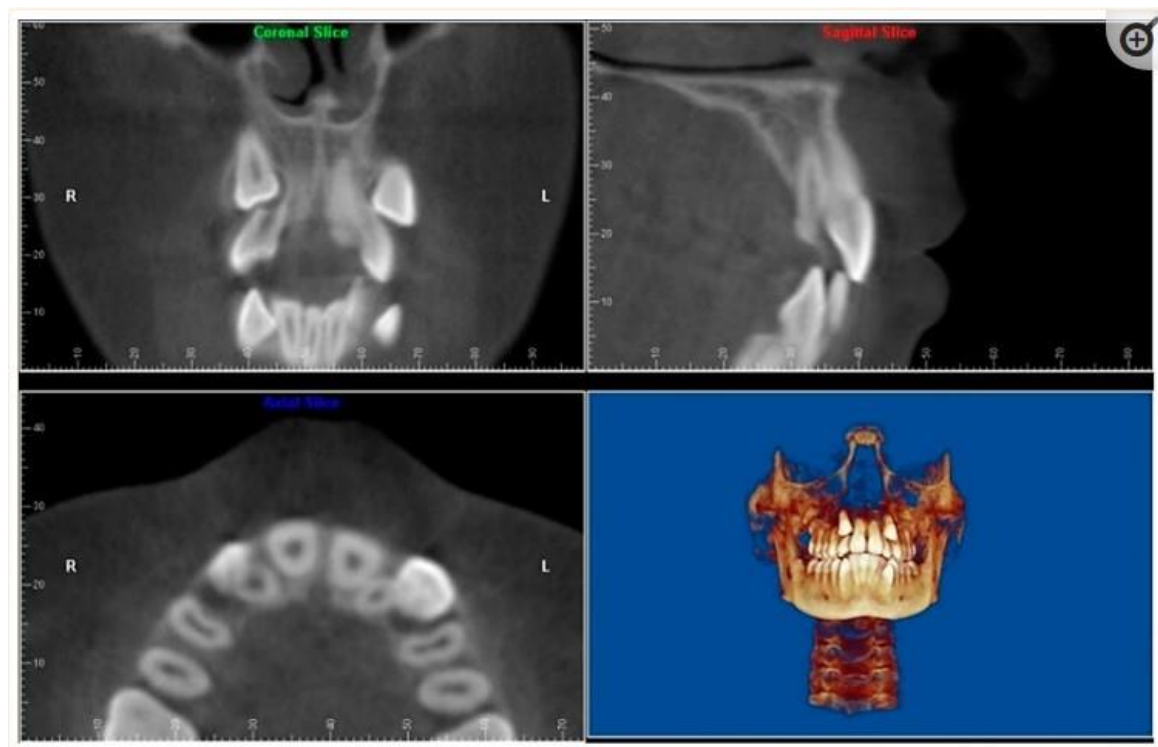
Η μεταθεραπευτική παρακολούθηση της επούλωσης των βλαβών είναι ιδιαίτερα σημαντική για τη μετεγχειρητική αξιολόγηση στην ενδοδοντία. Η επάρκεια απόφραξης του ριζικού σωλήνα αποτελεί ένα σημαντικό παράγοντα αξιολόγησης της ενδοδοντικής θεραπευτικής επιτυχίας. Η απεικόνιση με τομογραφία κωνικής δέσμης επιλέγεται για την αρχική και τη μετέπειτα παρακολούθηση της ακεραιότητας στα σφραγίσματα των ριζικών

σωλήνων. Σε έρευνα του Sogur et al εξάγεται ως συμπέρασμα ότι οι εικόνες που λαμβάνονται από τις ενδοστοματικές ακτινογραφίες είτε με τη χρήση πλακών φωσφόρου είτε με τη χρήση συμβατικών films υπερτερούν κατά πολύ σε σχέση με την απεικόνιση με τομογραφία κωνικής δέσμης καθώς στην εικόνα του CBCT εμφανίζονται τεχνικά σφάλματα δίκην ραβδώσεων, τα streak artifacts, τα οποία οφείλονται σε υλικά που έχουν χρησιμοποιηθεί για την ενδοδοντική θεραπεία του δοντιού καθώς και σε άλλες οδοντικές εργασίες όπως είναι το σφράγισμα. Αυτά επηρεάζουν τη ποιότητα των εικόνων με αποτέλεσμα να μη μπορεί να αξιολογηθεί επαρκώς η πλήρωση του ριζικού σωλήνα. Παρόλα αυτά η συμβολή του CBCT είναι σημαντική στο προσδιορισμό της διάτρησης και στη μετέπειτα θεραπεία. Η προεγχειρητική αξιολόγηση της περιακρορριζικής χειρουργικής θέσης είναι υψίστης σημασίας για την αποφυγή μετεγχειρητικών επιπλοκών. Η εγγύτητα στο κανάλι του γενειακού τρήματος και στα ιγμόρεια της άνω γνάθου στη περιακρορριζική χειρουργική μπορούν να εκτιμηθούν με μεγάλη ακρίβεια στη τομογραφία κωνικής δέσμης. (PP Jaju, 2014)

3.5 ΟΡΘΟΔΟΝΤΙΚΗ

Χρήσιμα εργαλεία στη φαρέτρα του ορθοδοντικού αποτελούν δύο λογισμικά τα οποία είναι το Dolphin (Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, CA, USA) και το Invivo Dental (Anatomage, San Jose, CA, USA) τα οποία επιτρέπουν στους οδοντιάτρους με τη χρήση των εικόνων από τη τομογραφία κωνικής δέσμης να προβούν σε κεφαλομετρική ανάλυση, από όπου μπορεί να γίνει αξιολόγηση της ανάπτυξης του προσώπου, της ηλικίας, της αναπνευστικής λειτουργίας καθώς και των διαταραχών στην ανατολή των οδόντων. Σε έρευνα των Moreira et al επαληθεύτηκε η ακρίβεια των γραμμικών μετρήσεων που προκύπτουν από τις κεφαλομετρικές εικόνες της τομογραφίας

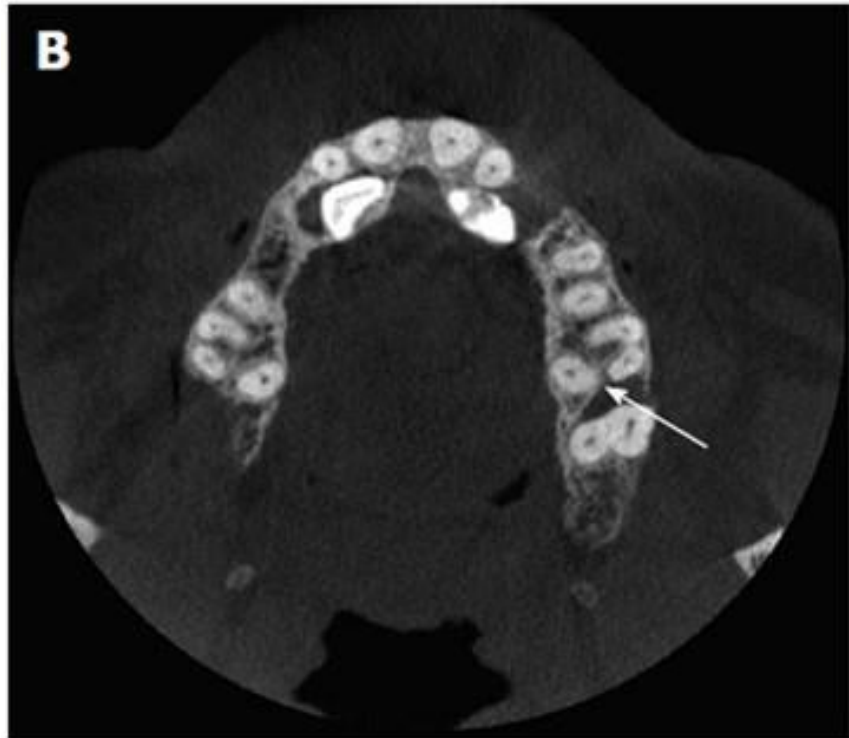
κωνικής δέσμης συγκριτικά με τις συμβατικές κεφαλομετρικές ακτινογραφίες. Η απεικόνιση με CBCT είναι μια χρήσιμη απεικονιστική μέθοδος με την οποία μπορεί να εκτιμηθεί η εγγύτητα των πάσχοντων οδόντων σε δομές ζωτικής σημασίας οι οποίες θα μπορούσαν να επηρεάσουν την ορθοδοντική κίνηση ενώ αποτελεί ένα χρήσιμο και ακριβή απεικονιστικό οδηγό αποφεύγοντας σφάλματα που θα οδηγήσουν σε ανεπανόρθωτες ζημιές στις ρίζες των οδόντων. Οι αποκτηθείσες εικόνες που λαμβάνονται από τη τομογραφία κωνικής δέσμης διορθώνονται αυτόματα από τη μεγέθυνση, παράγοντας έτσι ορθογωνιακές εικόνες με αναλογία μέτρησης 1:1 καθιστώντας έτσι την απεικονιστική αυτή μέθοδο πιο αξιόπιστη και ακριβής από τη δισδιάστατη πανοραμική ακτινογραφία. (PP Jaju, 2014)



Εικόνα 3.11: Τομές στα τρία βασικά επίπεδα και σε τρισδιάστατη αναπαράσταση από τομογραφία κωνικής δέσμης γνάθων για την εκτίμηση της ορθοδοντικής κατάστασης του εξεταζόμενου και του σχεδιασμού της θεραπείας του. (Abdelkarim, 2019)

3.6 ΠΕΡΙΟΔΟΝΤΟΛΟΓΙΑ

Η ενδοστοματική απεικόνιση είναι η πλέον κοινή μέθοδος απεικόνισης για τη διερεύνηση της οστικής μορφολογίας όπως για παράδειγμα οι περιοδοντικές βλάβες. Παρόλα αυτά η δισδιάστατη απεικόνιση υποεκτιμά το ποσοστό της οστικής απώλειας και παθολογίας καθώς και την εκτίμηση του εναπομείναντος οστικού ιστού λόγω των περιορισμών της ίδιας της δισδιάστατης μεθόδου απεικόνισης. Η τομογραφία κωνικής δέσμης παρουσιάζει υψηλή ακρίβεια, ίδια με το περιοδοντικό ανιχνευτή (periodontal probe), στις μετρήσεις των ενδοοστικών παθολογιών ενώ επιτρέπει στον ενδοδοντίατρο να εκτιμήσει την απώλεια του οστού, τη παθολογία που έχει αναπτυχθεί στη περιοχή καθώς και να εκτιμήσει τις περιοδοντικές κύστες . Ακόμη με το CBCT μπορεί να αξιολογηθεί η πολυπλοκότητα του διχασμού των περιοδοντικών βλαβών καθώς και τα περιοδοντικά μετεγχειρητικά αποτελέσματα. Είναι λοιπόν επιστημονικά ευρέως αποδεκτό ότι η τομογραφία κωνικής δέσμης αποτελεί τη καλύτερη απεικονιστική μέθοδο που υπάρχει στην υπηρεσία της περιοδοντολογίας. (PP Jaju, 2014)



Εικόνα 3.12: Η ποσότητα και το σχήμα της οδοντικής απορρόφησης στην περιοχή του γομφίου της άνω γνάθου αναδεικνύεται πολύ καλά στην εγκάρσια τομή τομογραφίας κωνικής δέσμης. (Buket Acar, 2014)

3.7 ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ

Στη χειρουργική οδοντιατρική η απεικόνιση με CBCT δε κατέχει σημαντική θέση στη διάγνωση, λόγω της υψηλής δόσης ακτινοβολίας και της χαμηλότερης ανάλυσης που παρουσιάζει ενώ δεν ανιχνεύεται η τερηδόνα. Οι ενδοστοματικές ακτινογραφίες αποτελούν απεικονιστική μέθοδο εκλογής από τον χειρουργό οδοντίατρο. (PP Jaju, 2014)

3.8 ΙΑΤΡΟΔΙΚΑΣΤΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ

Η εκτίμηση της ηλικίας είναι ένα σημαντικό στοιχείο για την ιατροδικαστική οδοντιατρική. Το πολφθοοδοντικό σύμπλεγμα δείχνει τις φυσιολογικές και παθολογικές αλλαγές με τη πάροδο των χρόνων. Τυπικά για να πιστοποιηθούν αυτές οι μορφολογικές αλλαγές θα

πρέπει να γίνει εξαγωγή και κατάτμηση. Εκεί έρχεται η οδοντιατρική τομογραφία κωνικής δέσμης να δώσει τη λύση στην απεικόνιση της μορφολογίας της αυχενικής μοίρας από όπου μπορεί να γίνει εκτίμηση της ηλικίας του εξεταζόμενου. Η έρευνα των Shi et al κατέληξε ότι η κατάτμηση της αυχενικής μοίρας θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί χρησιμοποιώντας τα ογκομετρικά δεδομένα από το CBCT, το οποίο παρέχει τρισδιάστατη απεικόνιση από όπου μπορεί να προσδιοριστεί η βιολογική ηλικία των ορθοδοντικών ασθενών. Ακόμη με τη τομογραφία κωνικής δέσμης μπορούν να μελετηθούν παθολογικά κατάγματα της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης που οφείλονται σε οστεοπόρωση. (PP Jaju, 2014)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΣΤΗ CBCT ΕΙΚΟΝΑ ΓΝΑΘΩΝ

Παρά τη μεγάλη συμβολή της τομογραφίας κωνικής δέσμης στη διάγνωση της γναθοπροσωπικής χώρας έχει ως μέθοδος απεικόνισης και μειονεκτήματα. Ένα από τα βασικά μειονεκτήματα που παρουσιάζει είναι τα τεχνικά σφάλματα στην ανακατασκευασμένη εικόνα. Στην ουσία αν μπορούσε να δοθεί ένας ορισμός στα τεχνικά σφάλματα της εικόνας θα μπορούσε να αποδοθεί ως η ασυμφωνία των CT numbers της ανακατασκευασμένης εικόνας και των πραγματικών συντελεστών εξασθένησης της απεικονιζόμενης ανατομικής περιοχής. Ουσιαστικά εμφανίζεται σφάλμα στην εικόνα το οποίο δεν αντιστοιχεί στην εξεταζόμενη ανατομική περιοχή. Τα τεχνικά σφάλματα (ψευδενδείξεις) παρουσιάζονται ως παρόμοια μοτίβα στην εικόνα όταν η εικόνα

επαναλαμβάνεται υπό τις ίδιες συνθήκες και οφείλονται σε τεχνικούς παράγοντες του τομογράφου, δηλαδή γεωμετρικές αστοχίες του ίδιου του απεικονιστικού συστήματος όπως για παράδειγμα η κυκλική τροχιά που διαγράφει ο τομογράφος γύρω από το κεφάλι του εξεταζόμενου, σε λάθη στους απλουστευμένους μαθηματικούς υπολογισμούς που διενεργούνται για την τρισδιάστατη ανακατασκευή των πρωτογενών δεδομένων της εικόνας (raw data), τη θέση, τη συμπεριφορά ακόμα και την ανατομία της υπό διερεύνηση ανατομικής περιοχής. Τα τεχνικά σφάλματα είναι συχνά στη CBCT για αυτό είναι επιτακτική η ανάγκη να μπορούν να αναγνωριστούν από το τεχνολόγο ακτινολόγο αλλά και από τον οδοντίατρο. Τα τεχνικά σφάλματα (artifacts) μπορούν να ταξινομηθούν είτε με βάση την εμφάνιση τους στην εικόνα, είτε ανάλογα με το στάδιο στην αλυσίδα απεικόνισης στο οποίο εμφανίζονται. (William C. Scarfe, 2018)

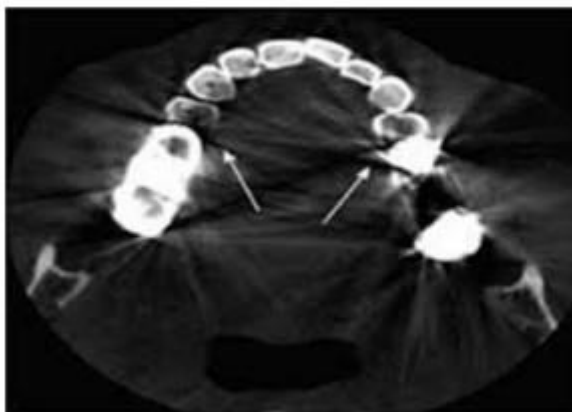
Εμφάνιση του Artifact	Ορισμός	Πιθανές Αιτίες
Ραβδώσεις (Streaks)	Έντονες ευθείες γραμμές σκοτεινές ή φωτεινές γραμμώσεις κατά μήκος της εικόνας	Αλλοίωση, μερικός όγκος, κίνηση, μέταλλο, σκλήρυνση δέσμης, θόρυβος, μηχανική αστοχία
Σκιάσεις (Shading)	Σκοτεινές ή φωτεινές περιοχές, τμηματικά κοντά σε αντικείμενα με μεγάλη αντίθεση	Μερικός όγκος, σκλήρυνση της δέσμης, σκέδαση, ατελείς προβολές
Δακτύλιοι/Ζώνες (Rings/Bands)	Δακτύλιοι (πλήρεις ή τοξοειδείς) ή ζώνες επάλληλες στην εικόνα	Λάθος βαθμονόμηση, interpolation χωρίς επεξεργασία στην ανακατασκευή της εικόνας, μετατόπιση της προβολής
Διάφορα άλλα	Απεικόνιση ομοιόμορφου κυλινδρικού αντικειμένου (curring), πυκνομετρική ανακρίβεια	Σκλήρυνση της δέσμης, σκέδαση, αλγόριθμος ανακατασκευής

Πίνακας 4.1: (William C. Scarfe, 2018)

4.1 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΣΤΗΝ ΕΙΚΟΝΑ ΠΟΥ ΟΦΕΙΛΟΝΤΑΙ ΣΤΗ ΔΕΣΜΗ

ΑΚΤΙΝΩΝ Χ

Πολλά τεχνικά σφάλματα που δημιουργούνται στην εικόνα σχετίζονται με την αλληλεπίδραση της δέσμης ακτίνων Χ με τα υψηλής πυκνότητας υλικά που υπάρχουν στις εργασίες που έχουν γίνει σε δόντια όπως η σύνθετη ρητίνη, το τιτάνιο και τα οδοντικά κράματα. (William C. Scarfe, 2018)



Εικόνα 4.1: Τεχνικά σφάλματα στην εικόνα που οφείλονται στην ύπαρξη οδοντικών εργασιών εντός του πεδίου απεικόνισης. (Abhishek Sinha, 2016)

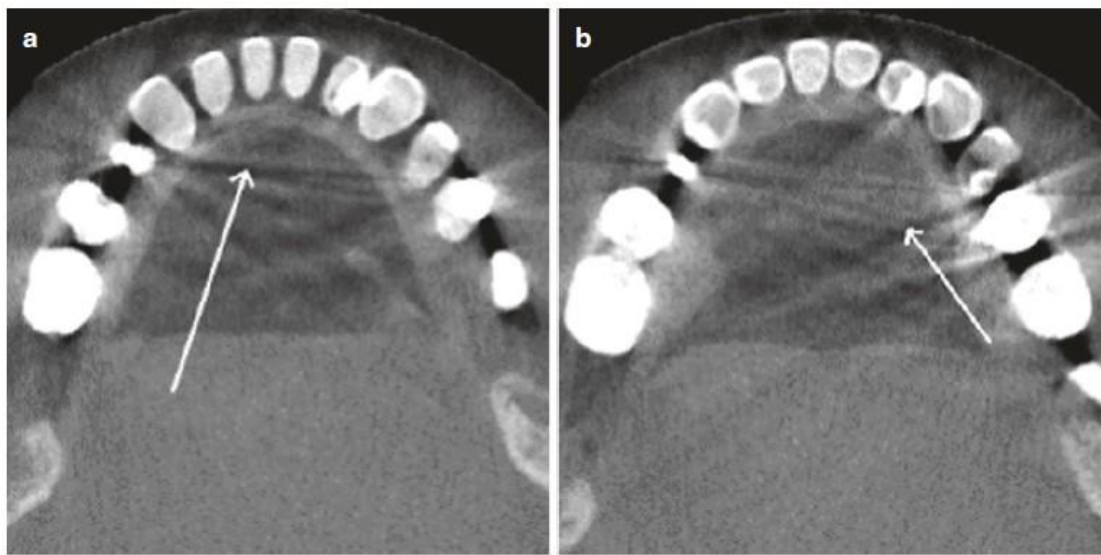
4.1.1 ΣΚΕΔΑΣΗ

Η εμφάνιση στις ανακατασκευασμένες εικόνες μαύρων γραμμικών ραβδώσεων οφείλεται στα φωτόνια που αποκλίνουν από την αρχική τους διαδρομή έπειτα από την αλληλεπίδραση Compton που έχουν με υψηλής πυκνότητας υλικά. Αυτή η ένταση των σκεδαζόμενων ακτίνων Χ προστίθεται στη κύρια ένταση της εικόνας. Το ανακατασκευασμένο τεχνικό σφάλμα εξαρτάται από το υλικό και είναι ανάλογο του ποσοστού σκέδασης στην εικόνα. Οι γραμμικές αυτές ραβδώσεις στην ανακατασκευασμένη εικόνα μοιάζουν με τα τεχνικά σφάλματα που οφείλονται στη

σκλήρυνση της δέσμης. Η σκέδαση επιδρά αρνητικά στην εικόνα καθώς μειώνει τη συνολική αντίθεση των μαλακών ιστών και επηρεάζει τις τιμές της πυκνότητας όλων των voxel στη περιοχή ενδιαφέροντος. Το φαινόμενο αυτό παρατηρείται σε μεγαλύτερα ανιχνευτικά συστήματα όπως αυτά που χρησιμοποιούνται στη τομογραφία κωνικής δέσμης καθώς όσο μεγαλύτερη είναι η έκταση του ανιχνευτή τόσο μεγαλύτερη είναι η πιθανότητα να υπάρξουν σκεδαζόμενα φωτόνια. (πηγή), (Nagarajappa, 2015) (R Schulze, 2014)

Τρόποι αντιμετώπισης φαινομένου σκέδασης:

- **Επιλογή μικρών και περιφερειακών πεδίων απεικόνισης (FOV)** έχουν ως αποτέλεσμα τη μείωση της σκέδασης που καταγράφεται στον ανιχνευτή και κατ' επέκταση και το θόρυβο στην εικόνα ενώ ταυτόχρονα είναι μικρότερη και η ακτινική επιβάρυνση του εξεταζόμενου. (Ruben Pauwels, 2016)



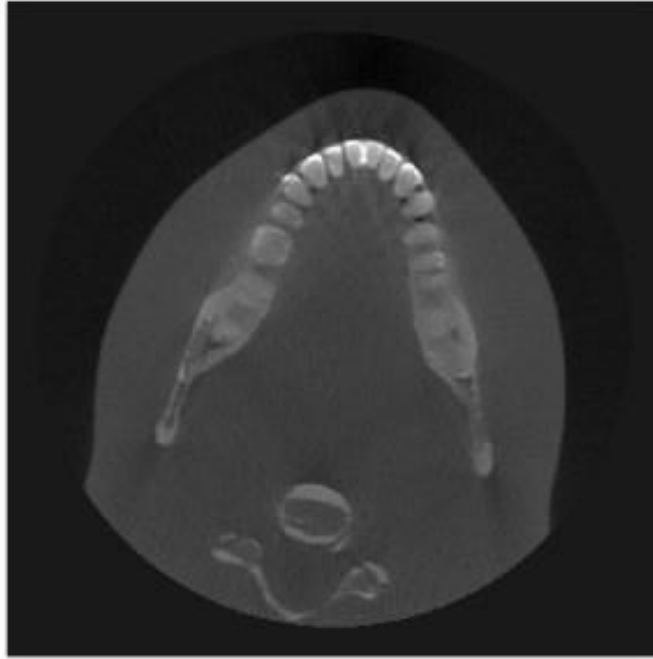
Εικόνα 4.2: Εγκάρσιες τομές από τομογραφία κωνικής δέσμης που παρατηρούνται τεχνικά σφάλματα στο επίπεδο που συναντάται το σμάλτο με το τσιμέντο των οδοντικών εργασιών (a) και η εμφάνιση μαύρων ραβδώσεων (b) στην εικόνα. Τα παραπάνω τεχνικά σφάλματα οφείλονται στη σκέδαση. (William C. Scarfe, 2018)

4.1.2 ΘΟΡΥΒΟΣ

Ο θόρυβος είναι μια τυχαία ή και μη τυχαία διαταραχή στην εικόνα καθώς είναι δυνατό να αποκρύψει χρήσιμες ανατομικές πληροφορίες αλλά και πληροφορίες παθολογίας από τον ιατρό. Πιο συγκεκριμένα ο θόρυβος μειώνει την ανάλυση χαμηλής αντίθεσης καθιστώντας έτσι δύσκολη την διαφοροποίηση των ιστών χαμηλής πυκνότητας και μειώνοντας έτσι τη δυνατότητα αποτελεσματικής τμηματοποίησης. Η τομογραφία κωνικής δέσμης για λόγους μείωσης της δόσης ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο λειτουργεί με mA τα οποία είναι μια κλίμακα κάτω από αυτά που χρησιμοποιούνται στην υπολογιστική τομογραφία. Έτσι λοιπόν ο λόγος σήματος προς θόρυβο είναι πολύ χαμηλότερος από ότι στην υπολογιστική τομογραφία και γι' αυτό το λόγο αναμένεται υψηλότερο επίπεδο θορύβου στις εικόνες που προέρχονται από τομογραφία κωνικής δέσμης. Ο θόρυβος αναπαρίσταται με μη αναμενόμενες τιμές τόνων του γκρι στις προβολικές εικόνες, δηλαδή υπάρχουν μεγάλες τυπικές αποκλίσεις σε περιοχές στην εικόνα στις οποίες αναμένεται σταθερή εξασθένηση. Όταν αυτές οι εσφαλμένες εκτιμήσεις των τιμών εξασθένησης οπισθοπροβληθούν ο υπολογισμένος συντελεστής εξασθένησης "m" στον όγκο θα είναι επίσης εσφαλμένος. Αυτό οφείλεται στο ότι η μη γραμμική εξασθένηση καταγράφεται στον ανιχνευτή και συμβάλει στην υποβάθμιση της εικόνας. (Nagarajappa, 2015) , (R Schulze, 2014)

Τρόπος μείωσης θορύβου στις εικόνες

- **Επιλογή μικρών και περιφερειακών πεδίων απεικόνισης (FOV)** έχουν ως αποτέλεσμα τη μείωση της σκέδασης που καταγράφεται στον ανιχνευτή και κατ' επέκταση και το θόρυβο στην εικόνα ενώ ταυτόχρονα είναι μικρότερη και η ακτινική επιβάρυνση του εξεταζόμενου. (Ruben Pauwels, 2016)



Εικόνα 4.3: Εγκάρσια εικόνα σε ομοίωμα από τομογραφία κωνικής δέσμης που αναδεικνύει το τεχνικό σφάλμα της σκέδασης στην εικόνα. (Chalinee Thanasupsombat, 2018)

4.1.3 ΣΚΛΗΡΥΝΣΗ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

Η σκλήρυνση της δέσμης προκαλείται από την ίδια τη φύση της δέσμης των ακτίνων Χ η οποία είναι πολυενεργειακή, δηλαδή αποτελείται από φωτόνια διαφορετικών ενεργειών, έτσι η μέση ενέργεια της δέσμης αυξάνεται, δηλαδή η δέσμη γίνεται πιο σκληρή καθώς διαπερνά τον εξεταζόμενο εξαιτίας της επιλεκτικής απορρόφησης των φωτονίων χαμηλής ενέργειας από τους ιστούς. Έτσι λοιπόν ο εξεταζόμενος ή η ανατομική περιοχή ενδιαφέροντος λειτουργεί σαν φυσικό φίλτρο το οποίο απορροφά τις χαμηλότερης ενέργειας ακτίνες Χ και αυτό έχει ως αποτέλεσμα η δέσμη των ακτίνων Χ που προσκρούει στον ανιχνευτή να έχει υψηλότερη ενέργεια σε σχέση με την εκπεμπόμενη δέσμη που βγήκε από τη λυχνία ακτίνων Χ ενώ κατά τη διαδικασία της ανακατασκευής η ενέργεια των καταγραφόμενων φωτονίων στον ανιχνευτή κατανέμεται εσφαλμένα στην ανακατασκευασμένη εικόνα καθώς υπερβολική ενέργεια καταγράφεται στον ανιχνευτή

πίσω από τα υλικά υψηλής απορρόφησης με αποτέλεσμα να δημιουργούνται μη γραμμικά τεχνικά σφάλματα στην εικόνα. Στη τρισδιάστατη ανακατασκευή το τεχνικό σφάλμα οπισθοπροβάλεται στον όγκο των δεδομένων με αποτέλεσμα να δημιουργούνται μαύρες γραμμώσεις στην εικόνα. Τα υψηλής πυκνότητας υλικά όπως το μέταλλο προκαλούν τεχνικά σφάλματα σκλήρυνσης της δέσμης στην εικόνα. Ακόμη ο οστικός και ο οδοντικός ιστός (σμάλτο, οδοντίνη) προκαλούν επίσης σημαντική σκλήρυνση της δέσμης και απεικονίζονται με δύο φαινόμενα που ονομάζονται *cupping* και μαύρες γραμμικές ραβδώσεις (*Streaks and dark bands*). (William C. Scarfe, 2018), (Nagarajappa, 2015)

- **Τεχνικό σφάλμα *Cupping*:** Αποτελεί μια υποκατηγορία του τεχνικού σφάλματος σκλήρυνσης της δέσμης και προέρχεται από κυλινδρικές ανατομικές δομές όπως για παράδειγμα το κρανίο το οποίο έχει κυλινδρική διατομή. Κατά τη διάρκεια που οι ακτίνες Χ διαπερνούν το ανατομικό θέμα τα φωτόνια που περνούν από το κέντρο του ανατομικού θέματος υφίστανται ισχυρότερη σκλήρυνση της δέσμης σε σχέση με αυτά τα οποία περνούν από την περιφέρεια του ανατομικού θέματος. Αυτό συμβαίνει γιατί στο κέντρο παρεμβάλλονται περισσότερο απορροφητικές δομές, δηλαδή δομές που έχουν μεγάλο ατομικό αριθμό και αυτό έχει ως αποτέλεσμα να απορροφούνται περισσότερα φωτόνια χαμηλής ενέργειας έτσι το τεχνικό σφάλμα είναι μεγαλύτερο στο κέντρο καθώς στον ανιχνευτή καταγράφονται περισσότερα φωτόνια υψηλής ενέργειας σε σύγκριση με την περιφέρεια. Στις ανακατασκευασμένες εικόνες υπάρχουν πιο σκούρες αποχρώσεις των τόνων του γκρι στο κέντρο της εικόνας σχετικά με την περιφέρεια. Όλο αυτό ως εκ τούτου διαταράσσει το ιδανικό προφίλ εξασθένησης της δέσμης και οδηγεί στη δημιουργία τεχνικού σφάλματος σε σχήμα *cupping*. (William C. Scarfe, 2018) , (Nagarajappa, 2015)

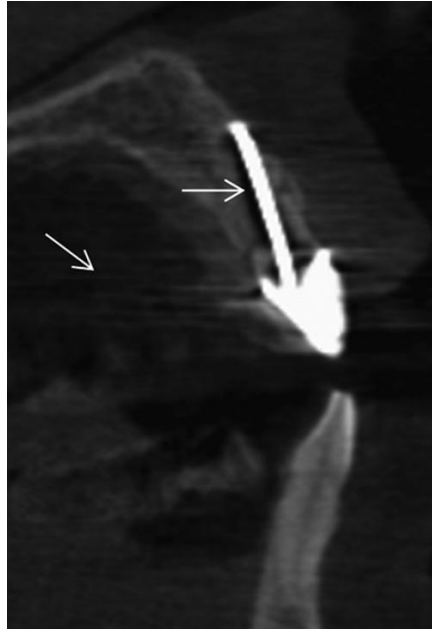
- **Τεχνικό σφάλμα μαύρων γραμμικών ραβδώσεων (Streaks and dark bands):**

Εμφανίζεται στις εικόνες ως ακτινοδιαυγείς γραμμικές υψηλής πυκνότητας ραβδώσεις κενές εικόνας κοντά σε δομές υψηλής πυκνότητας όπως το μέταλλο και με αυτό το τρόπο είναι πιθανόν πολλές φορές να μιμούνται παθολογία ακόμη και να εκτείνονται σε όλο το πεδίο απεικόνισης. Αυτό το τεχνικό σφάλμα προέρχεται από την ασυμφωνία (εξαιτίας της σκλήρυνσης της δέσμης) της προβολής των ακτίνων Χ οι οποίες διασχίζουν ένα μόνο αντικείμενο και εκείνων των ακτίνων που διασχίζουν και τα δύο αντικείμενα. Το τεχνικό σφάλμα των μαύρων γραμμικών ραβδώσεων σχετίζεται με το τεχνικό σφάλμα σκλήρυνσης της δέσμης καθώς αποτελεί υποκατηγορία του. Χαρακτηριστικά παραδείγματα περιλαμβάνουν η εμφάνιση τεχνικών σφαλμάτων μαύρων γραμμικών ραβδώσεων στις εικόνες γύρω από το ενδοδοντικό υλικό που χρησιμοποιήθηκε για τη πλήρωση των οδοντικών καναλιών τα οποία μιμούνται κενά και γραμμικές ζώνες χαμηλής πυκνότητας γύρω από τα οδοντικά εμφυτεύματα που μπορεί να μιμούνται την έλλειψη της οστεοενσωμάτωσης. Αξιοσημείωτο είναι ότι τα τεχνικά αυτά σφάλματα εμφανίζονται κατά μήκος των γραμμών οπισθοπροβολής και αυτό γιατί αυτή είναι η κατεύθυνση που οι ακτίνες Χ διαπέρασαν τη περιοχή ενδιαφέροντος. Αυτά τα τεχνικά σφάλματα είναι περισσότερο αναμενόμενα στην απεικόνιση με τομογραφία κωνικής δέσμης διότι γίνεται επιλογή μικρότερου kV. (William C. Scarfe, 2018)

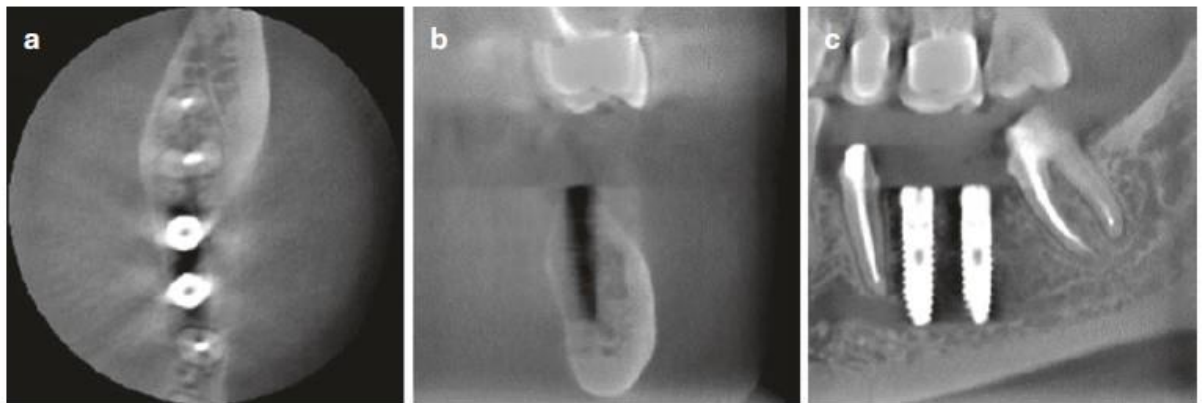
Τρόποι αντιμετώπισης τεχνικού σφάλματος:

- **Χρήση επαναληπτικού αλγόριθμου κατά τη διαδικασία ανακατασκευής του όγκου δεδομένων** μπορεί να οδηγήσει στη μείωση της εμφάνισης των τεχνικών σφαλμάτων curring και μαύρων γραμμικών ραβδώσεων στις εικόνες. (Nagarajappa, 2015)

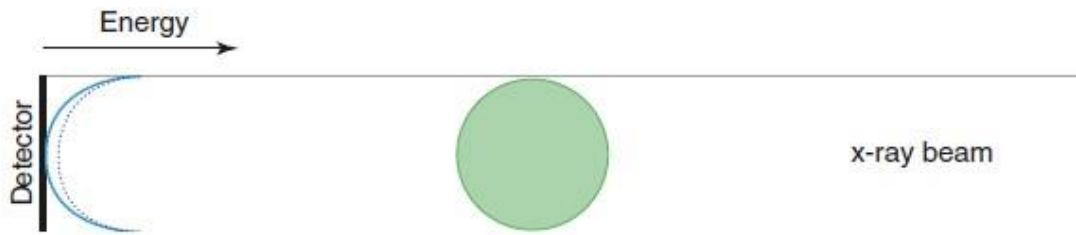
- **Η επιλογή μικρότερου πεδίου σάρωσης (FOV)** πολλές φορές στη καθημερινή πρακτική συνιστάται για να αποφευχθεί η σάρωση των περιοχών οι οποίες είναι επιρρεπείς στην εμφάνιση τεχνικού σφάλματος σκλήρυνσης της δέσμης λόγω της ύπαρξης μεταλλικών αποκαταστάσεων σε δόντια ή εμφυτευμάτων και μπορεί να επιτευχθεί με ευθυγράμμιση, τροποποίηση της τοποθέτησης του εξεταζόμενου ή με διαχωρισμό των οδοντικών τόξων. (Nagarajappa, 2015)
- **Χρήση επαναληπτικών αλγορίθμων μείωσης τεχνικών σφαλμάτων** κατά τη διάρκεια της ανακατασκευής του όγκου δεδομένων έχουν εισάγει αρκετές εταιρείες στα λογισμικά των μηχανημάτων που πραγματοποιούν τομογραφία κωνικής δέσμης. Αυτοί οι αλγόριθμοι μειώνουν το θόρυβο στην εικόνα καθώς και τα τεχνικά σφάλματα που οφείλονται σε μέταλλα και κίνηση του ασθενούς ενώ δεν απαιτούν περισσότερες προβολικές εικόνες και άρα καθόλου επιπλέον ακτινική επιβάρυνση στον εξεταζόμενο. Παρόλα αυτά όμως οι αλγόριθμοι αυτοί απαιτούν ισχυρά υπολογιστικά συστήματα και μεγαλύτερους χρόνους ανακατασκευής των εικόνων. (Nagarajappa, 2015)
- **Χρήση Ηθμών:** Ένα επίπεδο φίλτρο αποτελούμενο από υλικό υψηλής εξασθένισης, συνήθως μέταλλο χρησιμοποιείται για να αποκόψει τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια πριν προσπέσει η δέσμη ακτίνων Χ στον εξεταζόμενο. Αυτά τα φίλτρα τοποθετούνται από την εταιρεία κατασκευής του μηχανήματος και συμβάλλουν στη μείωση των τεχνικών σφαλμάτων σκλήρυνσης της δέσμης στην εικόνα. (Nagarajappa, 2015)
- **Η βαθμονόμηση του μηχανήματος από το κατασκευαστή χρησιμοποιώντας ομοιώματα διαφόρων μεγεθών** επιτρέπει στους ανιχνευτές τη βαθμονόμηση με αντιστάθμιση η οποία προσαρμόζεται στις επιδράσεις της σκλήρυνσης της δέσμης για τις διαφορετικές ανατομικές περιοχές του εξεταζόμενου. Αυτή η βαθμονόμηση γίνεται ως επί το πλείστο από τη κατασκευαστική εταιρεία. (Nagarajappa, 2015)



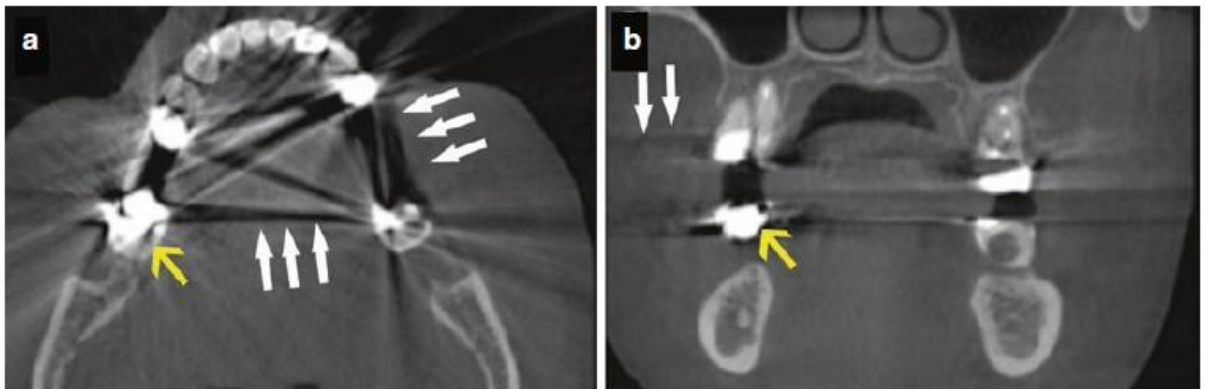
Εικόνα 4.4: Τεχνικό σφάλμα σκλήρυνσης της δέσμης (Nagarajappa, 2015)



Εικόνα 4.5: Τεχνικό Σφάλμα μαύρων γραμμικών ραβδώσεων σε τρεις διαφορετικές τομές της κάτω γνάθου όπου παρουσιάζεται πλησίον των εμφυτευμάτων. (William C. Scarfe, 2018)



Εικόνα 4.6: Σχηματική αναπαράσταση για το πως προκύπτει το τεχνικό σφάλμα cupping. (William C. Scarfe, 2018)



Εικόνα 4.7: Εγκάρσια (a) και στεφανιαία τομή (b) που δείχνουν τα τεχνικά σφάλματα cupping (κίτρινα βέλη) και τεχνικά σφάλματα μαύρων γραμμικών ραβδώσεων (λευκά βέλη) πλησίον των οδοντικών εργασιών υψηλής πυκνότητας. (William C. Scarfe, 2018)

4.1.4 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

Τεχνικό σφάλμα δειγματοληψίας μπορεί να εμφανιστεί στην εικόνα και λόγω του σχήματος της κωνικής δέσμης και καλείται τεχνικό σφάλμα κωνικής δέσμης. Τα ανώτερα και τα κατώτερα ογκοστοιχεία (voxels) ενός όγκου δεδομένων διασχίζονται από λιγότερες ακτίνες X σε σχέση με τα ογκοστοιχεία που υπάρχουν στο κέντρο του ανιχνευτή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την μείωση των καταγεγραμμένων πληροφοριών όσο πιο μακριά βρίσκονται τα ογκοστοιχεία από τα ογκοστοιχεία της κεντρικής τομής. Εάν δεν γίνει σωστά η διαδικασία ανακατασκευής με τους κατάλληλους αλγόριθμους παρεμβολής (interpolation) μπορεί να εμφανιστούν στην εικόνα μοτίβα λωρίδων τα οποία, μπορούν

εύκολα να παρερμηνευτούν ως ανατομικές ή παθολογικές δομές, καθώς και περισσότερος θόρυβος στην ανώτερη και κατώτερη περιφέρεια της ανακατασκευασμένης εικόνας. (William C. Scarfe, 2018)

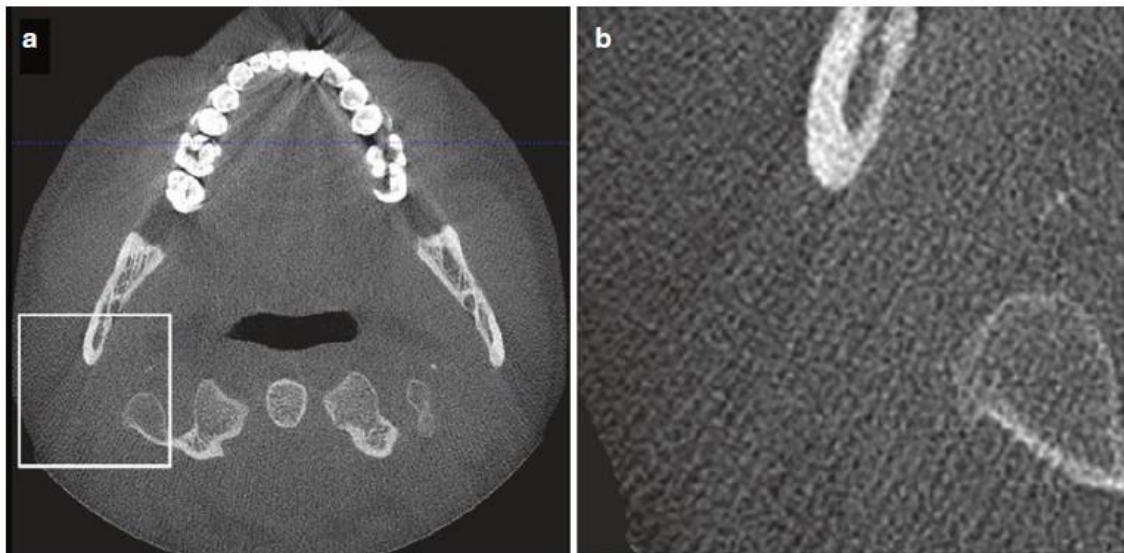
Τρόποι αντιμετώπισης τεχνικού σφάλματος κωνικής δέσμης

- **Παροχή από τον κατασκευαστή προηγμένων αλγορίθμων ανακατασκευής** μπορεί να ελαχιστοποιήσει το τεχνικό σφάλμα κωνικής δέσμης.
- **Το κέντρο περιστροφής να βρίσκεται στο σημείο ενδιαφέροντος** αποτελεί μια λύση ώστε να μειωθεί το τεχνικό σφάλμα κωνικής δέσμης.
- **Ευθυγράμμιση της δέσμης των ακτίνων X σε ένα κατάλληλο πεδίο απεικόνισης (FOV) για κάθε εξεταζόμενο**
- **Αύξηση του αριθμού και του ρυθμού λήψης των δεδομένων που λαμβάνονται από κάθε προβολή από τους κατασκευαστές** γιατί μπορεί τα τεχνικά σφάλματα να μην μειώνουν σημαντικά την ποιότητα της εικόνας ωστόσο όταν η ανάλυση της μικρής λεπτομέρειας σε μια ανατομική περιοχή είναι σημαντική για τη σωστή διάγνωση και διαχείριση του εξεταζόμενου τα τεχνικά σφάλματα υποδειγματοληψίας πρέπει να αποτρέπονται.
- **Αύξηση του αριθμού και του ρυθμού λήψης των δεδομένων που λαμβάνονται από κάθε προβολή από τους κατασκευαστές** έτσι ώστε να βελτιωθεί η δειγματοληψία και να αυξηθεί ο αριθμός των δεδομένων που λαμβάνονται συνολικά. Βέβαια υπάρχουν κάποιοι προβληματισμοί ως προς την αύξηση του ρυθμού λήψης των δεδομένων λόγω ζητημάτων ακτινοπροστασίας του εξεταζόμενου.
- **Χρήση εξελιγμένων αλγορίθμων παρεμβολής (interpolation)** μπορούν να εξομαλύνουν τα μοτίβα λωρίδων στις ανακατασκευασμένες εικόνες ενώ οι απλοί

αλγόριθμοι μετεπεξεργασίας απλώς ωραιοποιούν την εικόνα, δεν βελτιώνουν το περιεχόμενο των πληροφοριών και δίνουν μια εσφαλμένη εντύπωση εικόνας υψηλής ποιότητας. (William C. Scarfe, 2018)



Εικόνα 4.8: Τεχνικό σφάλμα κωνικής δέσμης (R.Makins, 2014)



Εικόνα 4.9: Εγκάρσια (a) και μεγεθυμένη περικομμένη εικόνα (b), που αναδεικνύουν τυπικά μοτίβα ανεπαρκούς δειγματοληψίας στην περιφέρεια μιας CBCT εικόνας. Οι λεπτές υπέρπυκνες γραμμές που αποκλίνουν ακτινικά στην περιφέρεια στη (b) εικόνα αντιπροσωπεύει την περιοχή μέσα στο τετράγωνο στην (a) εικόνα. (William C. Scarfe, 2018)

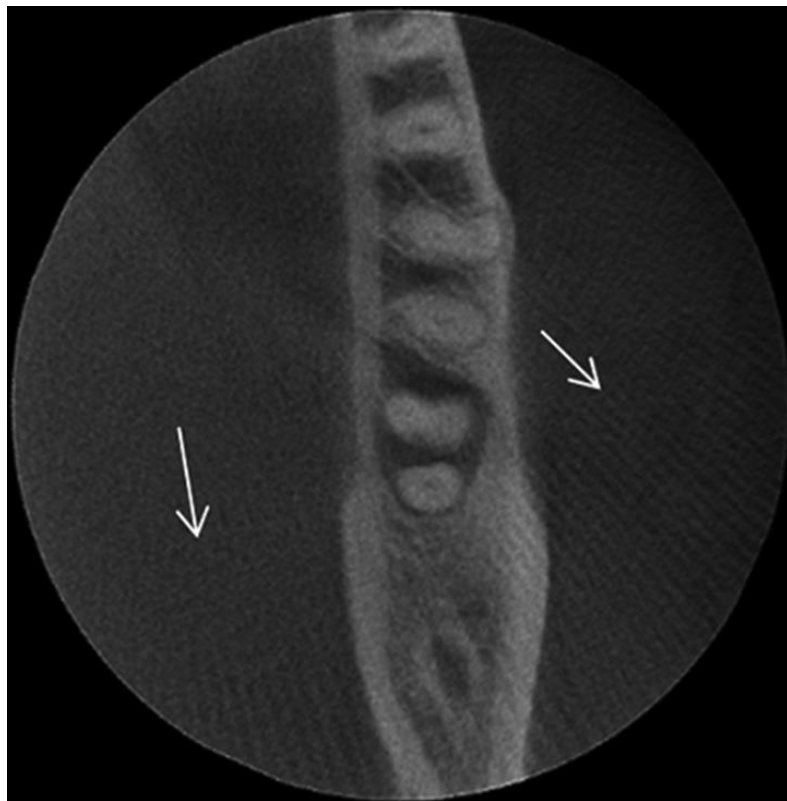
4.1.5 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΑΛΛΟΙΩΣΗΣ

Το τεχνικό σφάλμα αλλοίωσης οφείλεται στην απόκλιση της κωνικής δέσμης, καθώς σε κάθε προβολή στα ογκοστοιχεία (voxels) που βρίσκονται κοντά στη πηγή ακτινοβολίας θα καταγράφονται περισσότερες ακτίνες Χ σχετικά με εκείνα τα ογκοστοιχεία που βρίσκονται κοντά στον ανιχνευτή. Το φαινόμενο αυτό προκαλεί το τεχνικό σφάλμα αλλοίωσης που εμφανίζεται ως μοτίβα γραμμών που συνήθως αποκλίνουν προς την περιφέρεια του ανακατασκευασμένου όγκου δεδομένων. Το τεχνικό σφάλμα αλλοίωσης μπορεί επίσης να προκληθεί στην εικόνα από παρεμβολή μεταξύ των γραμμών της οπισθοπροβολής και των ογκοστοιχείων. Ιδανικά ο ακριβής όγκος που μοιράζεται το ογκοστοιχείο με τα μοτίβα γραμμών που το διασχίζουν θα πρέπει να χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της έντασης του ογκοστοιχείου, όμως λόγω υπολογιστικών περιορισμών μόνο ακατέργαστες ή γρήγορες προσεγγίσεις γίνονται όπως για παράδειγμα υπολογίζεται

το μήκος του μοτίβου γραμμών κάτι οποίο οδηγεί σε τεχνικό σφάλμα αλλοίωσης.
(Nagarajappa, 2015), (R Schulze, 2014)

Τρόπος αντιμετώπισης τεχνικών σφαλμάτων αλλοίωσης:

- **Επιλογή καλύτερου σχήματος παρεμβολής (interpolation)** κατά την διαδικασία ανακατασκευής του όγκου δεδομένων το οποίο θα προσεγγίζει καλύτερα τις πραγματικές συνθήκες μέτρησης. (Nagarajappa, 2015)



Εικόνα 4.10: Τεχνικό σφάλμα αλλοίωσης (Nagarajappa, 2015)

4.1.6 ΕΞΑΣΘΕΝΙΣΗ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΑΠΟ ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΑ

Τα τεχνικά σφάλματα που οφείλονται σε μεταλλικά αντικείμενα εμφανίζονται στις ανακατασκευασμένες εικόνες ως ακτινοσκοιερές ραβδώσεις λόγω του υψηλού ατομικού

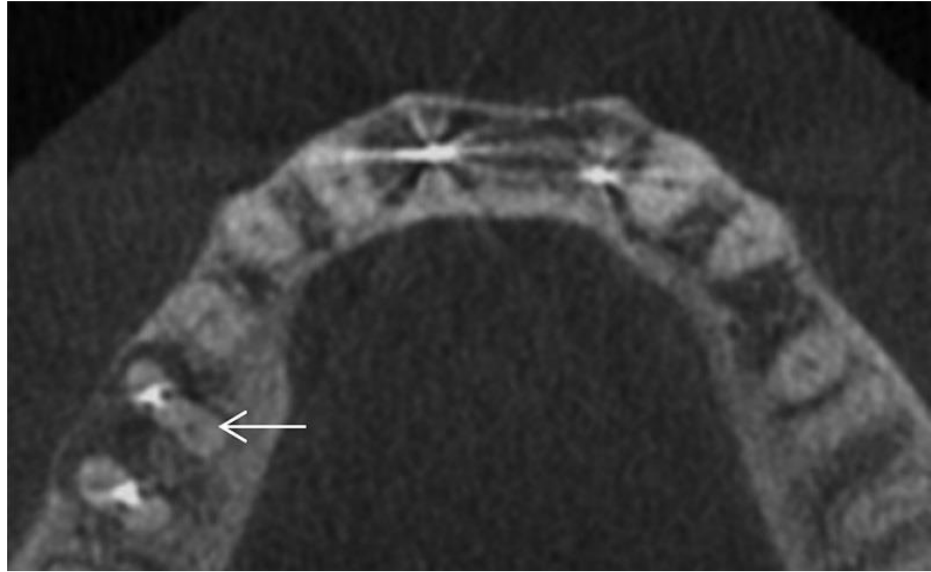
αριθμού που έχουν τα μέταλλα και εξασθενούν την δέσμη των ακτίνων Χ. Συχνά είναι δυνατό να αποκρύψουν παρακείμενες ανατομικές δομές ή παθολογία και να προκαλέσουν παραμόρφωση στην εικόνα προκαλώντας ανακριβείς εκτιμήσεις της κλίμακας του γκρι ακόμα και σε περιοχές στην εικόνα που δεν γειτνιάζουν άμεσα με τις μεταλλικές δομές. Συνήθως ζητείται από τους εξεταζόμενους να αφαιρέσουν πριν τη σάρωση όσα από τα μεταλλικά αντικείμενα είναι εφικτό να αφαιρεθούν, όπως κοσμήματα, μεταλλικά αξεσουάρ, αφαιρούμενα ορθοδοντικά σιδεράκια ή νάρθηκες, αποσπώμενες οδοντοστοιχίες πριν από την έναρξη της σάρωσης. Πολλές φορές όμως η σάρωση της απαιτούμενης ανατομικής περιοχής χωρίς να συμπεριληφθούν στο πεδίο απεικόνισης μεταλλικά αντικείμενα όπως είναι τα οδοντικά σφραγίσματα, τα οδοντικά εμφυτεύματα και άλλες οδοντιατρικές εργασίες είναι αναπόφευκτη. (Nagarajappa, 2015), (R.Makins, 2014)

Τρόποι αντιμετώπισης της εξασθένησης της δέσμης από μεταλλικά αντικείμενα

- **Χρήση λογισμικών μείωσης των μεταλλικών σφαλμάτων** τα οποία στη πλειοψηφία τους αξιολογούν τις τιμές της κλίμακας των γκρι των ογκοστοιχείων (voxels) ακριβώς έξω από τις περιοχές των τεχνικών σφαλμάτων και αντικαθιστούν τις τιμές της κλίμακας του γκρι των ογκοστοιχείων των περιοχών που έχουν επηρεαστεί από το τεχνικό σφάλμα. Οι τιμές αυτές που αντιστοιχούνται στα ογκοστοιχεία που έχουν πληγεί από το τεχνικό σφάλμα δεν αντιπροσωπεύουν την αλήθεια αλλά είναι μια προσπάθεια προσέγγισης της αλήθειας. (R.Makins, 2014)
- **Η αύξηση του kilovoltage** αυξάνει τη διεισδυτικότητα της δέσμης των ακτίνων Χ και επομένως ίσως σε κάποιες περιπτώσεις βοηθήσει στη διαπερατότητα των μεταλλικών

υλικών ώστε να μπορέσουμε να έχουμε πληροφορία πίσω από αυτές τις δομές.
(Nagarajappa, 2015)

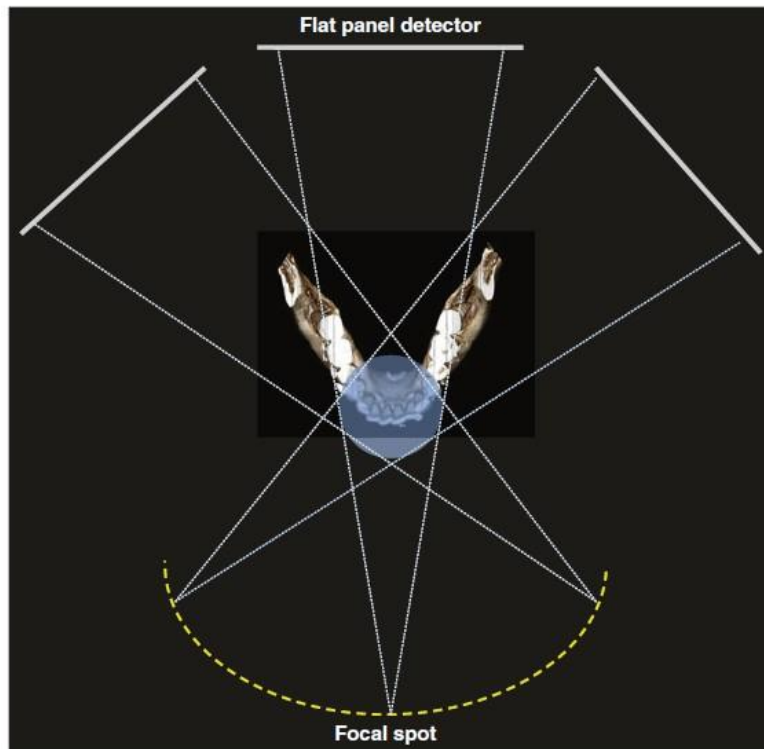
- **Επιλογή μεγαλύτερου πεδίου απεικόνισης (FOV)** από αυτό που θα επιλέγαμε να χρησιμοποιήσουμε, όταν αυτό είναι εφικτό, διότι πολλές φορές το τεχνικό σφάλμα στις εικόνες που οφείλεται στα μεταλλικά αντικείμενα εμφανίζει μείωση των τεχνικών σφαλμάτων σε μεγαλύτερο πεδίο απεικόνισης από ότι αν επιλέγαμε ένα μικρότερο πεδίο απεικόνισης. (Cosimo Nardi, 2015)
- **Επιλογή μεγαλύτερου χρόνου σάρωσης σε συνδυασμό με επιλογή μεγαλύτερου πεδίου** απεικόνισης έχει αποδειχτεί ότι επικουρεί στη μείωση εμφάνισης τεχνικών σφαλμάτων από μεταλλικές οδοντικές εργασίες. (Cosimo Nardi, 2015)
- **Ανασηκώνοντας ή κατεβάζοντας το γένειο του εξεταζόμενου** ώστε η **κεντρική ακτίνα της δέσμης να μην διέρχεται <<διαδοχικά>> από μεταλλικά εμφυτεύματα** έτσι ώστε οι ραβδώσεις των τεχνικών σφαλμάτων να μη προβάλλονται σε όλο το οδοντικό τόξο όταν είναι παράλληλο με το επίπεδο του δαπέδου. Αυτό δεν είναι πάντα εφικτό να πραγματοποιηθεί καθώς η ανατομία του εξεταζόμενου δεν είναι εκ των προτέρων γνωστή.
(R.Makins, 2014)



Εικόνα 4.11: Τεχνικό σφάλμα εξασθένησης της δέσμης από μεταλλικές εργασίες σε δόντια (R.Makins, 2014)

4.1.7 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΛΟΓΩ ΠΕΔΙΟΥ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ

Σε ένα μικρό πεδίο απεικόνισης (Field of View/FOV), η λήψη 2D διαδοχικών προβολών σε τόξο 240-360 ° έχει ως αποτέλεσμα την εξασθένηση της δέσμης όταν αυτή διέρχεται από παρακείμενες δομές. Η εξασθένηση που προκαλείται από αυτές τις παρακείμενες δομές, εκτός του FOV συμβάλει στη συνολική εξασθένηση του σήματος εισόδου στον ανιχνευτή. Επομένως τιμές εξασθένησης μεγαλύτερες από αυτές που μετριοούνται εντός του ROI οπισθοπροβάλλονται εντός του πεδίου απεικόνισης κατά την ανακατασκευή του όγκου δεδομένων. Τα τεχνικά σφάλματα εμφανίζονται στον ανακατασκευασμένο όγκο δεδομένων διότι οι δομές που βρίσκονται δίπλα και έξω από το FOV ακτινοβολούνται μόνο σε μικρές γωνιακές αποστάσεις αλλά εξακολουθούν να ενσωματώνονται στον αλγόριθμο οπισθοπροβολής. (William C. Scarfe, 2018)

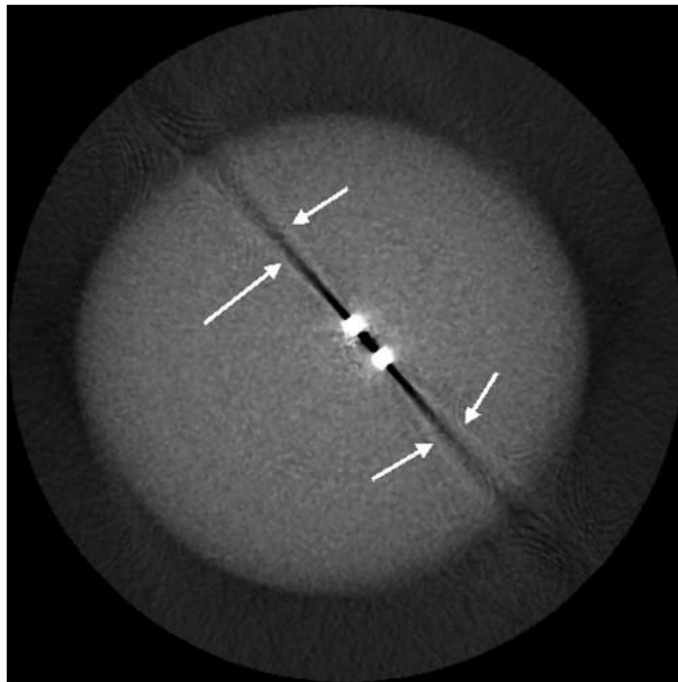


Εικόνα 4.12: Σχηματική αναπαράσταση που δείχνει τη προέλευση του τεχνικού σφάλματος της εστιασμένης τομογραφίας. Αν το πεδίο απεικόνισης (FOV) που αναπαρίσταται από το μπλε κύκλο είναι μικρό, είναι ένα μέρος ή τοποθετείται εντός της υπό εξέταση περιοχής ενδιαφέροντος (σε αυτή την περίπτωση ολόκληρη την κάτω γνάθο), οι ιστοί εκτός του FOV συμβάλλουν στην εξασθένηση για ορισμένες από τις προβολικές εικόνες. Αφού το FOV ανακατασκευάστηκε, η γύρω συνεισφορά από τους γύρω παρακείμενους ιστούς είναι άγνωστη και οι τιμές εξασθένησης από αυτές τις προβολές θα είναι ανακριβείς. (William C. Scarfe, 2018)

4.1.8 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΕΚΘΕΤΙΚΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΑΚΜΗΣ

Αυτό το τεχνικό σφάλμα παρατηρείται σε “σκληρές” ακμές οι οποίες έχουν υψηλή αντίθεση σε σχέση με τις γειτονικές δομές. Προκαλείται από τον υπολογισμό του μέσου όρου της μετρούμενης έντασης της ακτινοβολίας σε ένα πεπερασμένο πλάτος δέσμης και πεπερασμένο πλάτος εστιακού σημείου, ενώ τα μαθηματικά που χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή των εικόνων υπολογίζουν μηδενικό πλάτος. Πιο συγκεκριμένα, οι τύποι αντιστροφής όπως ο αλγόριθμος Feldkamp υποθέτουν μαθηματικά αληθείς γραμμές πάνω στις οποίες ενσωματώνεται η εξασθένηση, ενώ στην πραγματικότητα οι “γραμμές” μέτρησαν τη μέση απορρόφηση σε ένα πεπερασμένο πλάτος “γραμμής”. Το πλάτος καθορίζεται από το εστιακό σημείο και το μέγεθος του εικονοστοιχείου του ανιχνευτή σε συνδυασμό με τη γεωμετρία απεικόνισης του μηχανήματος.

Το τεχνικό σφάλμα εκθετικής κλίσης ακμής το οποίο προκαλείται στην εκτίμηση των προβολών έχει πάντα αρνητική τιμή δηλαδή πάντα μειώνει την υπολογισμένη τιμή της πυκνότητας. Το τεχνικό σφάλμα εκθετικής κλίσης ακμής είναι γνωστό ότι προκαλεί ραβδώσεις εφαπτόμενες σε μακριές ευθείες γραμμές στην κατεύθυνση προβολής και είναι πολύ συχνή η εμφάνιση του δίπλα σε αντικείμενα με “σκληρές” ακμές υψηλής αντίθεσης όπως στα μεταλλικά όρια μιας μεταλλικής στεφάνης. (R Schulze, 2011),(Nagarajappa, 2015)



Εικόνα 4.13: Τεχνικό σφάλμα εκθετικής κλίσης ακμής σε εργαστηριακό ομοίωμα. Μπορούν να παρατηρηθούν οι λεπτές εφαπτόμενες γραμμές στις “σκληρές” ακμές (βέλη) προς την κατεύθυνση της δέσμης. (R Schulze, 2014)

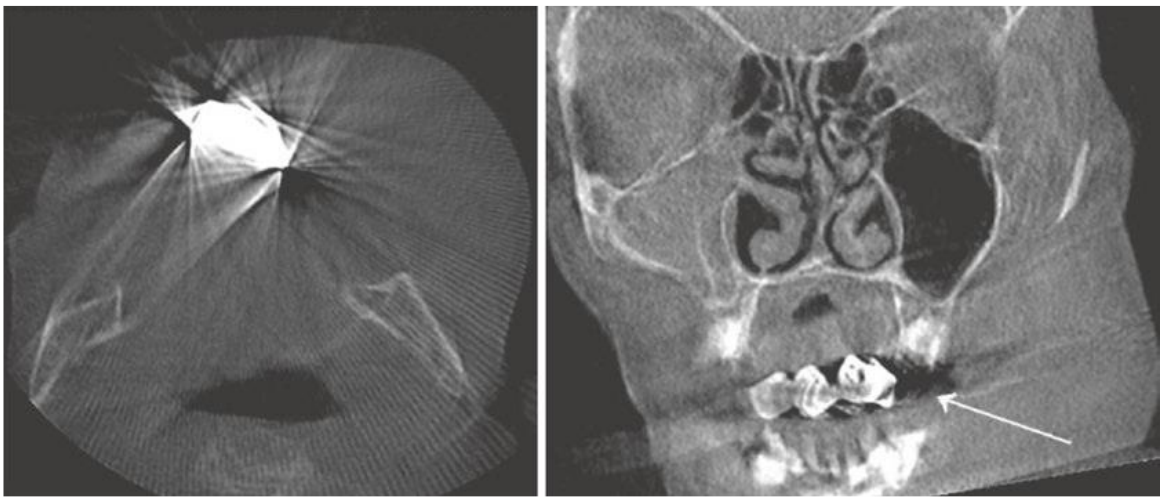
4.1.9 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΕΞΑΦΑΝΙΣΗΣ

Τα τεχνικά σφάλματα εξαφάνισης παρουσιάζονται σε περιοχές που υπάρχουν υψηλής πυκνότητας υλικά τα οποία απορροφούν πλήρως τη δέσμη των ακτίνων Χ, όπως για παράδειγμα είναι ο χρυσός, τα εμφυτεύματα τιτανίου, οι οδοντικές αποκαταστάσεις, σε τέτοιο βαθμό ώστε να καταγράφονται λίγα φωτόνια για τη συγκεκριμένη περιοχή στον ανιχνευτή και η περιοχή αυτή να αποδίδεται στις ανακατασκευασμένες εικόνες ως

ακτινοδιαυγή κενά. Αυτό συμβαίνει καθώς το σήμα που καταγράφεται στα εικονοστοιχεία του ανιχνευτή πίσω από το υλικό υψηλής πυκνότητας μπορεί να είναι κοντά στο μηδέν ή και να είναι μηδέν (πηγή), (Nagarajappa, 2015)

Τρόποι αντιμετώπισης τεχνικών σφαλμάτων εξαφάνισης:

- **Η χρήση φίλτρων εικόνας** μετά την επεξεργασία μπορούν να συμβάλλουν στη διόρθωση των πρωτογενών δεδομένων σε περιοχές που έχει καταγραφεί στον ανιχνευτή μικρός αριθμός φωτονίων και στον εντοπισμό τμημάτων των πρωτογενών δεδομένων προβολής (raw data) όπου υπάρχει δυσανάλογη απώλεια στο σήμα των ακτίνων Χ. Ακόμη με την εφαρμογή τρισδιάστατου τοπικού φίλτρου με εφέ εξομάλυνσης μπορεί να επιτευχθεί μείωση του θορύβου της εικόνας και των τεχνικών σφαλμάτων ραβδώσεων. (Nagarajappa, 2015)



Εικόνα 4.14: Εγκάρσια και στεφανιαία τομή από CBCT γνάθου οι οποίες παρουσιάζουν τυπικά τεχνικά σφάλματα εξαφάνισης γύρω από χρυσές μεταλλικές οδοντικές αποκαταστάσεις στην κατεύθυνση της δέσμης των ακτίνων Χ. (William C. Scarfe, 2018)

4.2 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΟΦΕΙΛΟΜΕΝΑ ΣΤΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΤΟΥ

ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Τεχνικά σφάλματα μπορούν να εμφανιστούν στη τελική εικόνα εξαιτίας των γεωμετρικών αστοχιών του ίδιου του απεικονιστικού συστήματος όπως για παράδειγμα η κυκλική τροχιά που διαγράφει λυχνία-ανιχνευτής γύρω από το κεφάλι του εξεταζόμενου. Αυτές οι αστοχίες του συστήματος οδηγούν σε μείωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας στην ανακατασκευασμένη εικόνα, μη ακριβείς μετρήσεις ή ακόμη και προβλήματα στην αναγνώριση σημαντικών ανατομικών δομών όπως για παράδειγμα η πορεία του κάτω φατνιακού νεύρου στη κάτω γνάθο προβλήματα μέγιστης σημασίας για τις μετρήσεις που χρειάζεται ο οδοντίατρος ή ο γναθοχειρουργός. Ακόμη η κυκλική τροχιά οδηγεί σε μαθηματικά ανεπαρκή δειγματοληψία δεδομένων. Έτσι λοιπόν μια μαθηματικά ακριβής ανακατασκευή της εικόνας μπορεί να ληφθεί μόνο στο κεντρικό επίπεδο της ανακατασκευής. Όσο πιο πολύ απέχει η ανακατασκευασμένη εικόνα από το κεντρικό επίπεδο τόσο πιο λανθασμένη είναι η ανακατασκευή της. (William C. Scarfe, 2018)

Τρόποι αντιμετώπισης τεχνικών σφαλμάτων που οφείλονται στη γεωμετρία του απεικονιστικού συστήματος:

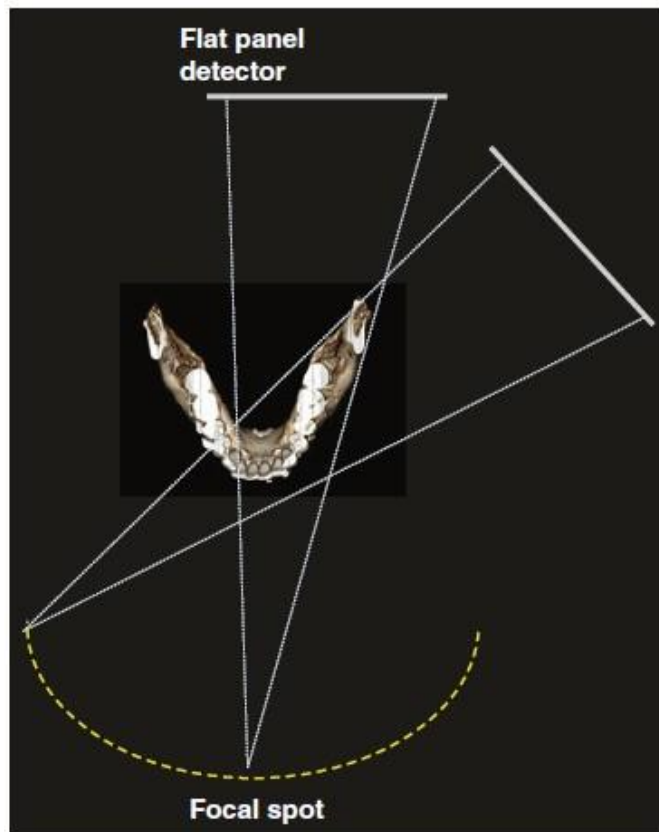
- Χρήση συστημάτων μείωσης τεχνικών σφαλμάτων που οφείλονται στη γεωμετρία του απεικονιστικού συστήματος καθώς η επαναλαμβανόμενη χρήση του CBCT εξοπλισμού μπορεί να υποστεί με το πέρασμα του χρόνου μικρές αλλαγές στη διαμόρφωση και τα εξαρτήματα του κάτι το οποίο αντιμετωπίζεται με ευθυγράμμιση του αποκλίνοντος συστήματος. (William C. Scarfe, 2018)

4.2.1 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ ΠΡΟΒΟΛΗΣ

Οι κατασκευαστές των τομογράφων κωνικής δέσμης για να μειώσουν το κόστος κατασκευής αλλά και για να επιτύχουν την κατασκευή μηχανημάτων με σχετικά μεγάλο πεδίο απεικόνισης (Field of view/FOV), επιλέγουν να εγκαταστήσουν ανιχνευτές μικρότερου μεγέθους με τη κεντρική ακτίνα της δέσμης έκκεντρη ως προς τον άξονα περιστροφής. Με την μετατόπιση της κεντρικής ακτίνας από το κέντρο περιστροφής του τομογράφου επεκτείνεται το πεδίο απεικόνισης (FOV) και γίνεται δειγματοληψία από όλη την περιοχή ενδιαφέροντος με χρήση οικονομικότερου, μικρότερου μεγέθους ανιχνευτή. Ανάλογα με την πραγματική γεωμετρία το αποτέλεσμα είναι μια ευθυγραμμισμένη γωνία προβολών είτε για ολόκληρη την ανατομική περιοχή είτε για μέρος εντός αυτής. Σε αυτή τη γεωμετρία προβολής, η περιφέρεια της υπό εξέταση ανατομικής περιοχής ανακατασκευάζεται με μικρότερο αριθμό προβολών (πάνω από 180°) ενώ για τις κεντρικές περιοχές διατίθεται για ανακατασκευή ο πλήρης αριθμός προβολών (πάνω από 360°). Τυπικά δακτυλιοειδή τεχνικά σφάλματα προκύπτουν στη γειννίαση μεταξύ αυτών των ζωνών και εμφανίζονται στις ανακατασκευασμένες εικόνες. (William C. Scarfe, 2018) , (Touko Kaasalainen, 2021)

Τρόπος αντιμετώπισης τεχνικού σφάλματος μετατόπισης προβολής

- **Χρήση μεθόδων μετεπεξεργασίας της εικόνας που είναι εγκατεστημένα στο σύστημα από τον κατασκευαστή διορθώνουν τα δακτυλιοειδή τεχνικά σφάλματα που προκύπτουν από τη μετατόπιση προβολής. (William C. Scarfe, 2018)**



Εικόνα 4.15: Αντιπροσωπευτική γεωμετρία μετατόπισης προβολής για δύο τυχαίες προβολές. Η κυκλική τροχιά ανάμεσα στις δύο θέσεις αναπαρίσταται από τις κίτρινες διακεκομμένες γραμμές. Δεδομένου ότι ο ανιχνευτής είναι μικρότερος από την υπό εξέταση ανατομική περιοχή (σε αυτή την περίπτωση ολόκληρη η κάτω γνάθος), απεικονίζεται μόνο ένα μέρος της σε κάθε προβολή. Αυτό σημαίνει ότι η ανακατασκευή γίνεται με σχετικά μικρό αριθμό προβολών διαθέσιμο για το κάθε τμήμα της υπό εξέταση ανατομική περιοχής, δημιουργώντας τυπικά τεχνικά σφάλματα στην εικόνα. (William C. Scarfe, 2018)



Εικόνα 4.16: Εγκάρσια επαναληπτική ανακατασκευή από ογκομετρική τομογραφία κωνικής δέσμης σε ένα μήλο χωρίς να γίνει διόρθωση του τεχνικού σφάλματος μετατόπισης προβολής (βέλος). (William C. Scarfe, 2018)

4.3 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΟΦΕΙΛΟΜΕΝΑ ΣΤΟ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΟ

ΣΥΣΤΗΜΑ

4.3.1 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΔΑΚΤΥΛΙΩΝ

Το τεχνικό σφάλμα των δακτυλίων εμφανίζεται στην εικόνα ως ακτινοδιαυγείς κυκλικοί ή ομόκεντροι δακτύλιοι οι οποίοι έχουν το κέντρο τους γύρω από τον άξονα περιστροφής του απεικονιστικού συστήματος και είναι πιο εμφανή στην εικόνα όταν απεικονίζονται ομοιογενείς περιοχές. Λόγω της κυκλικής τροχιάς του απεικονιστικού συστήματος και της διαδικασίας της δειγματοληψίας απεικονίζονται οι δακτύλιοι σε επίπεδα τα οποία είναι ομοεπίπεδα με το επίπεδο κίνησης της λυχνίας των ακτίνων Χ. Αυτό το τεχνικό σφάλμα προκύπτει από αστοχία στοιχείων του ανιχνευτή ή λανθασμένη βαθμονόμηση της ανιχνευτικής μονάδας. (Nagarajappa, 2015) , (William C. Scarfe, 2018) , (R Schulze, 2014)

Τρόποι αντιμετώπισης τεχνικού σφάλματος δακτυλίων

- **Επαναβαθμονόμηση του απεικονιστικού συστήματος** συχνά επιλύει το πρόβλημα εμφάνισης στην εικόνα δακτυλίων. Η ίδια η παρουσία του τεχνικού σφάλματος στην εικόνα υποδεικνύει ότι χρειάζεται επαναβαθμονόμηση ή επισκευή του ανιχνευτή
- **Επιλογή κατάλληλου πεδίου απεικόνισης** για κάθε εξεταζόμενο είναι δυνατόν να μειώσει την εμφάνιση του τεχνικού σφάλματος των κυκλικών ή ομόκεντρων δακτυλίων.
- **Λογισμικό διόρθωσης πιθανών αστοχιών του ανιχνευτικού συστήματος** συμβάλει στην μείωση εμφάνισης τεχνικών σφαλμάτων δακτυλίων στην εικόνα. (Nagarajappa, 2015)



Εικόνα 4.17: Τεχνικό σφάλμα δακτυλίων που οφείλεται σε λάθος βαθμονόμησης του απεικονιστικού συστήματος. (Nagarajappa, 2015)

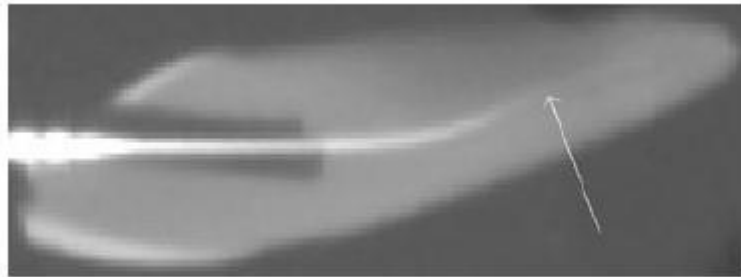
4.3.2 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΜΕΡΙΚΟΥ ΟΓΚΟΥ

Αυτό το τεχνικό σφάλμα είναι αποτέλεσμα της δειγματοληψίας της προς εξέταση ανατομικής περιοχής σε ογκοστοιχεία (voxels). Το ογκοστοιχείο αντιπροσωπεύει την πυκνότητα ενός σημείου της εξεταζόμενης περιοχής στο τρισδιάστατο χώρο. Παρόλο που το ογκοστοιχείο έχει μεγάλες διαστάσεις, οι πυκνότητες από μικρότερες ανατομικές δομές υπολογίζονται πάντα κατά μέσο όρο. Πιο συγκεκριμένα ο λογάριθμος της μετρούμενης έντασης του ολοκληρώματος δεν είναι ανάλογος με το ολοκλήρωμα της εξασθένισης εντός του όγκου του ασθενούς που γίνεται δειγματοληψία από τον ανιχνευτή. Οι μη διακριτές τιμές του γκρι δημιουργούνται όταν όλες οι πυκνότητες σε ένα ογκοστοιχείο υπολογίζονται κατά μέσο όρο για να παραχθεί ένας μόνο συντελεστής εξασθένισης. Μη γραμμικά εφέ μερικού όγκου εμφανίζονται όταν η επιλεγμένη ανάλυση του ογκοστοιχείου της σάρωσης είναι μεγαλύτερη από τη χωρική ανάλυση ή την ανάλυση αντίθεσης του αντικειμένου που πρόκειται να απεικονιστεί. Έτσι λοιπόν το εικονοστοιχείο (pixel) δεν

είναι αντιπροσωπευτικό του ιστού, ωστόσο όμως υπολογίζεται ένας σταθμισμένος μέσος όρος των διαφορετικών τιμών πυκνότητας, ενώ η υπολογισμένη πυκνότητα υποτιμά την αληθινή, δηλαδή η τιμή του γκρι θα είναι υπερβολικά σκοτεινή και αυτό οδηγεί σε κάποια απώλεια λεπτών διαγνωστικών πληροφοριών. (William C. Scarfe, 2018)

Τρόπος αντιμετώπισης τεχνικού σφάλματος μερικού όγκου

- **Η επιλογή μικρότερου ογκοστοιχείου (voxel)** μπορεί να μειώσει την παρουσία τεχνικών σφαλμάτων μερικού όγκου όμως αυξάνει το θόρυβο και την ασάφεια που προκύπτει από κίνηση του εξεταζόμενου κατά τη διάρκεια της σάρωσης. (William C. Scarfe, 2018)



Εικόνα 4.18: Μεγενθυμένη ανακατασκευή ενός ενδοδοντικά θεραπευμένου δοντιού από τομογραφία κωνικής δέσμης, το οποίο περιέχει μικρού μεγέθους ενδοδοντικό υλικό. Το κατώτερο τριτημόριο αυτού του ενδοδοντικού υλικού (βέλος) γεμίζει μόνο εν μέρει το ογκοστοιχείο, η αληθινή εξασθένιση υποτιμάται σε μεγάλο βαθμό, δηλαδή η προκύπτουσα τιμή του γκρι είναι πολύ χαμηλή (ακτινοδιαυγής). (William C. Scarfe, 2018)

4.4 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΠΟΥ ΟΦΕΙΛΟΝΤΑΙ ΣΤΟΝ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟ

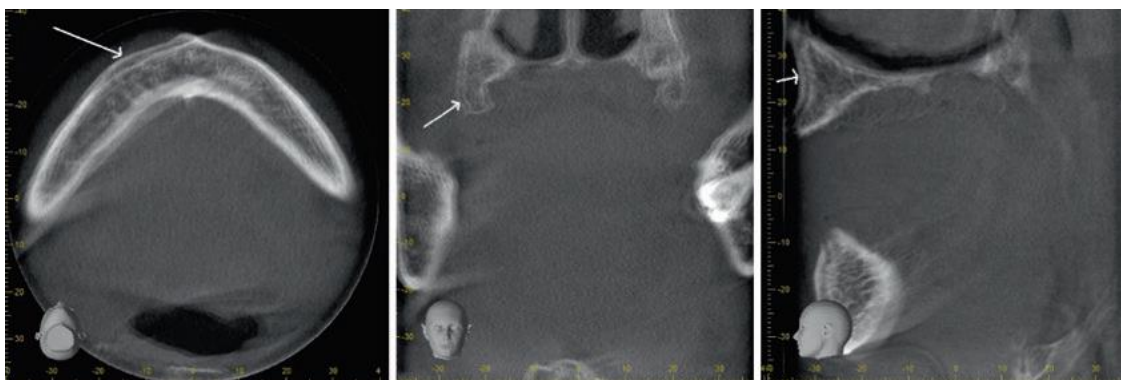
4.4.1 ΤΕΧΝΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΠΟΥ ΟΦΕΙΛΕΤΑΙ ΣΕ ΚΙΝΗΣΗ ΣΤΟΥ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥ

Η ακούσια ή εκούσια κίνηση του εξεταζόμενου κατά τη διάρκεια της τομογραφίας κωνικής δέσμης έχει ως αποτέλεσμα την εσφαλμένη καταγραφή των πληροφοριών η οποία

εμφανίζεται ως ασάφεια με την απεικόνιση διπλού ειδώλου στις ανακατασκευασμένες εικόνες. Η ευαισθησία των εικόνων σε τεχνικά σφάλματα κίνησης εξαρτάται από τον προσανατολισμό της κίνησης. (Nagarajappa, 2015)

Τρόποι μείωσης τεχνικών σφαλμάτων οφειλόμενα στη κίνηση του εξεταζόμενου:

- **Χρήση κατάλληλων για τον κάθε εξεταζόμενο κατάλληλων ακινητοποιητικών μέσων** τα οποία είτε είναι εγκατεστημένα στο τομογράφο είτε παρέχονται από το κατασκευαστή.
- **Επιλογή μικρού χρόνου σάρωσης** σε παιδιατρικούς εξεταζόμενους, υπερκινητικούς εξεταζόμενους, εξεταζόμενους που πάσχουν από παρκινσονικά σύνδρομα και γενικά σε όποιες περιπτώσεις κρίνεται επίφοβη η κίνηση του εξεταζόμενου κατά την διάρκεια της σάρωσης διότι όσο πιο μεγάλος είναι ο χρόνος σάρωσης τόσο πιο πιθανό είναι να εμφανιστούν τεχνικά σφάλματα κίνησης στις ανακατασκευασμένες εικόνες. (Nagarajappa, 2015), (William C. Scarfe, 2018)



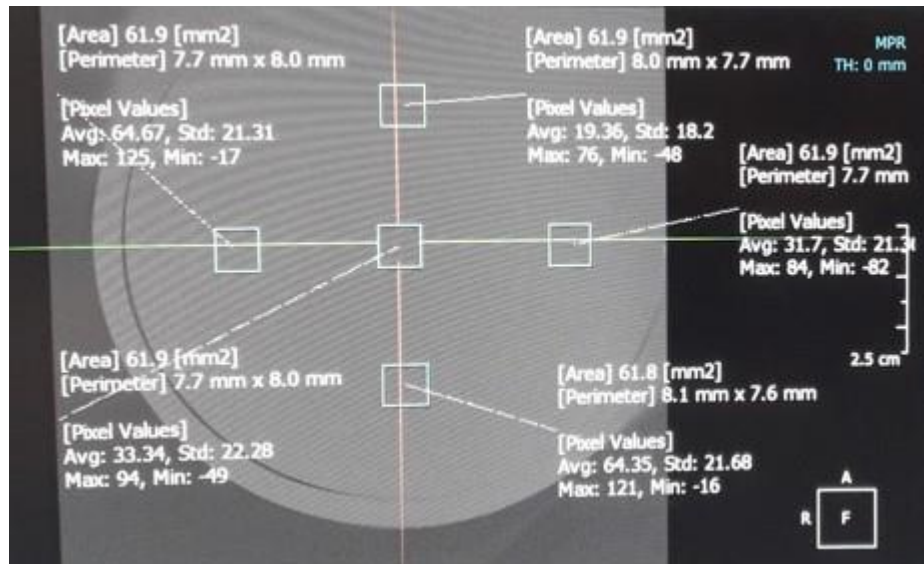
Εικόνα 4.19: Εγκάρσια, στεφανιαία και οβελιαία CBCT εικόνες που παρουσιάζουν διπλά περιγράμματα (βέλη) τα οποία οφείλονται σε κίνηση του ασθενούς κατά τη διάρκεια της σάρωσης. (William C. Scarfe, 2018)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ

Η ποιότητα της παραγόμενης εικόνας είναι σημαντικό να διασφαλίζεται σε κάθε τομογραφία κωνικής δέσμης γνάθων και αυτό συναρτάται κατά κύριο λόγο από τα τεχνικά χαρακτηριστικά της. Τα τεχνικά χαρακτηριστικά της είναι το σήμα και ο θόρυβος που παράγεται από ένα απεικονιστικό σύστημα. Το σήμα αποτελεί τη καταγραφή της ακτινογραφικής εικόνας από το απεικονιστικό σύστημα και είναι το μέσο της μεταφοράς της πληροφορίας. Ο θόρυβος δεν αποτελεί πραγματική καταγραφή πληροφορίας, αλλά δημιουργείται από το ίδιο το σύστημα και σχηματίζει ένα ακανόνιστο μοτίβο το οποίο επισκιάζει το σήμα. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018)

5.1 ΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΑ

Η ομοιογένεια της εικόνας στη CBCT γνάθων αποτελεί μέτρο της ικανότητας του απεικονιστικού συστήματος να αποδώσει ένα ομοιογενές αντικείμενο με τη μέση τιμή των εικονοστοιχείων (pixels) να είναι ανεξάρτητη της θέσης των συγκεκριμένων εικονοστοιχείων. Η ομοιογένεια υπολογίζεται τοποθετώντας 5 κυκλικές περιοχές ενδιαφέροντος (Region of Interest-ROI) σε θέσεις που αντιστοιχούν στη 12^η, 3^η, 6^η, 9^η ώρα και στο κέντρο της τομής που αντιστοιχεί σε ομοιογενή περιοχή του κυλινδρικού ομοιώματος ελέγχου ποιότητας. Η διάμετρος κάθε ROI πρέπει να είναι περίπου το 20% της διαμέτρου του κυλινδρικού ομοιώματος.



Εικόνα 5.1: Αξιολόγηση της ομοιογένειας της εικόνας σε οδοντιατρική τομογραφία κωνικής δέσμης σε ομοιογενή τομή του οδοντιατρικού ομοιώματος Pro-dent CT MINI.

5.2 ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΥΨΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ

Η ανάλυση της παραγόμενης εικόνας από ένα απεικονιστικό σύστημα αναφέρεται στην ικανότητα του συστήματος να διακρίνει διαφορετικές ανατομικές δομές που βρίσκονται πολύ κοντά μεταξύ τους και περιγράφεται από τη μέγιστη συχνότητα η οποία μπορεί να γίνει αντιληπτή. Η συχνότητα αυτή δεν συναρτάται με το χρόνο αλλά με τον χώρο (χωρική συχνότητα) και για αυτό μετράται σε ζεύγη γραμμών ανά χιλιοστό (lines per mm, lp/cm). Η μέτρηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης γίνεται με τη χρήση ενός εργαστηριακού αντικειμένου (phantom) το οποίο φέρει προοδευτικά στενότερες ισοπαχείς μεταλλικές λωρίδες που σταδιακά πυκνώνουν. Η εικόνα που λαμβάνεται είναι μια εναλλαγή λευκών και μαύρων γραμμών (μέταλλο-αέρας) ανά ζεύγη που γίνονται όλο και πιο πυκνές. Έτσι ως μέγιστη ανάλυση του συστήματος ορίζεται ο μέγιστος αριθμός των ζευγών γραμμών ανά cm (line pairs/cm, lp/cm) που είναι διακριτός. Σε ένα ψηφιακό απεικονιστικό σύστημα η ανάλυση της παραγόμενης εικόνας καθορίζεται κατά κύριο λόγο

από τη διάσταση του εικονοστοιχείου (pixel) του ανιχνευτή, καθώς όσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός των εικονοστοιχείων που συνθέτουν την ακτινογραφική εικόνα και όσο μικρότερες είναι οι διαστάσεις της, τόσο μεγαλύτερη θα είναι η ανάλυση της παραγόμενης εικόνας, και τόσο πιο λεπτομερής και ευκρινής θα εμφανίζεται. Ακόμη η ανάλυση εξαρτάται από το εστιακό μέγεθος της ακτινικής δέσμης (focal spot size), από τη γεωμετρία της δέσμης και από τις παραμέτρους ανασύνθεσης. Ενώ όμως η ανάλυση της εικόνας προσδιορίζεται από τον ανιχνευτή, η διακριτική της ικανότητα επηρεάζεται και από τον τύπο της επεξεργασίας και τα φίλτρα που θα χρησιμοποιηθούν αφού ληφθεί η εικόνα. Έτσι για να λάβουμε μια εικόνα υψηλής διαγνωστικής αξίας θα πρέπει τόσο η ανάλυση όσο και η διακριτική ικανότητα να είναι υψηλές. Η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης είναι το μεγαλύτερο πλεονέκτημα της απεικόνισης με τομογραφία κωνικής δέσμης καθώς στις εικόνες απεικονίζονται ιστοί υψηλής αντίθεσης όπως το οστό. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018), (Timo Kiljunen, 2015)

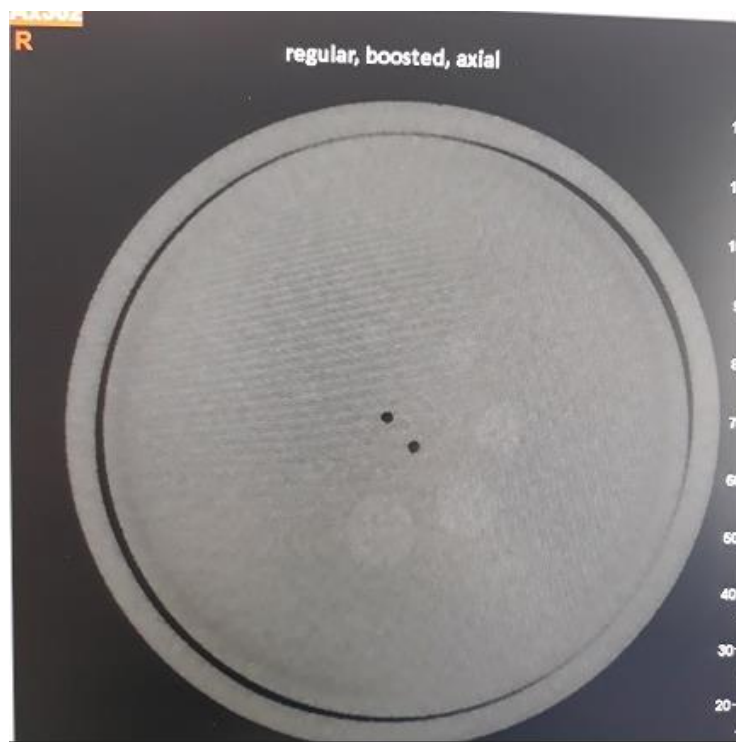


Εικόνα 5.2: Αξιολόγηση της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης του απεικονιστικού συστήματος τομογραφίας κωνικής δέσμης με τη βοήθεια του οδοντιατρικού ομοιώματος Pro-dent CT MINI που περιλαμβάνει ζεύγη γραμμών ανά mm (lp/mm)

5.3 ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΧΑΜΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ

Η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης είναι η παράμετρος που περιγράφει την ικανότητα ενός συστήματος να διακρίνει μικρές διαφορές στην ένταση του καταγραφόμενου σήματος, και άρα να μπορεί να απεικονίσει ανατομικές δομές με παραπλήσιους γραμμικούς συντελεστές εξασθένησης. Το CBCT (Cone Beam Computed Tomography) έχει περιορισμένη ανάλυση χαμηλής αντίθεσης λόγω διάφορων φυσικών και τεχνικών παραγόντων που αποτελούν περιορισμό για την αξιολόγηση των μαλακών ιστών. Παράγοντες οι οποίοι επηρεάζουν την διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης είναι τα mAs, το Kv, το πεδίο ανασύνθεσης (FOV) και οι αλγόριθμοι ανακατασκευής της εικόνας. Επίσης, οι γενικοί παράγοντες υποβάθμισης της ποιότητας της εικόνας όπως ο θόρυβος, η σκέδαση της ακτινοβολίας και τα τεχνικά σφάλματα στην εικόνα (artifacts)

επιδρούν αρνητικά στην διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης. Για την αξιολόγηση της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης χρησιμοποιούνται εργαστηριακά δοκίμια (phantoms) τα οποία περιέχουν πέντε προοδευτικά αυξανόμενες οπές (1-5mm) οι οποίες περιέχουν πέντε διαφορετικά υλικά. Ο αριθμός των οπών που είναι διακριτός για κάθε υλικό προσδιορίζει το βαθμό της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης του συστήματος. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018), (Timo Kiljunen, 2015)

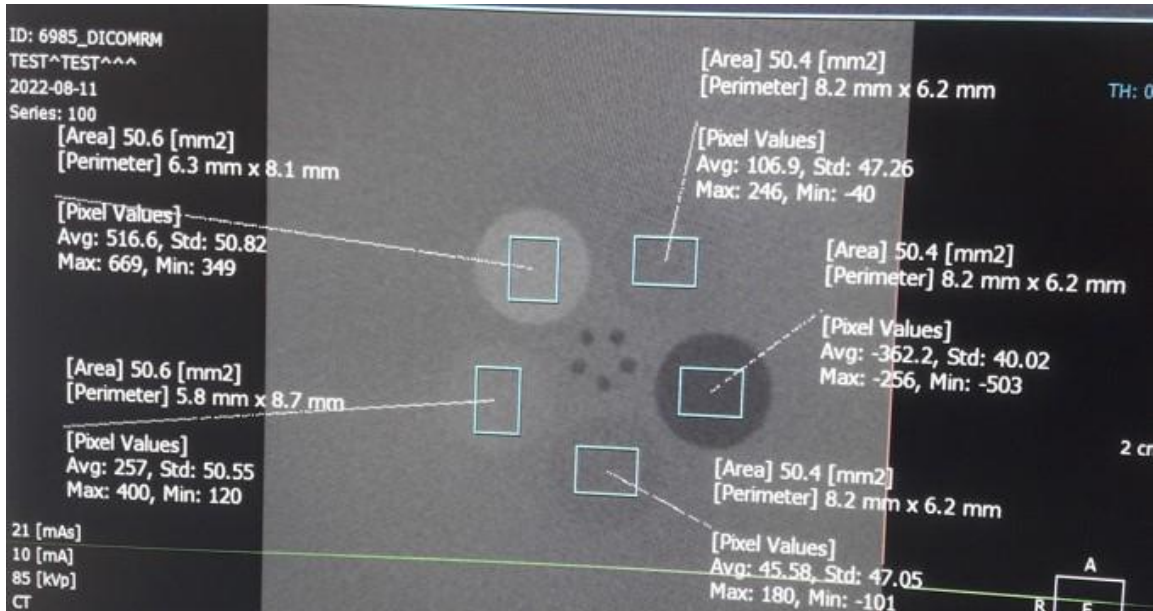


Εικόνα 5.3: Αξιολόγηση της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης του απεικονιστικού συστήματος τομογραφίας κωνικής δέσμης με τη βοήθεια του οδοντιατρικού ομοιώματος Pro-dent CT MINI που περιλαμβάνει πέντε προοδευτικά αυξανόμενες κυκλικές οπές

5.4 ΓΡΑΜΜΙΚΟΤΗΤΑ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗ ΕΞΑΣΘΕΝΙΣΗΣ

Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης (μ) είναι μια σταθερά που περιγράφει το κλάσμα των εξασθενημένων προσπιπτόντων φωτονίων σε μια μονοενεργειακή δέσμη ανά

μονάδα πάχους ενός υλικού. Περιλαμβάνει όλες τις πιθανές αλληλεπιδράσεις συμπεριλαμβανομένης της σύμφωνης σκέδασης (Coherent scatter), της σκέδασης Compton και του φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Εκφράζεται αριθμητικά σε cm^{-1} . Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης αυξάνεται με την αύξηση του ατομικού αριθμού και με την αύξηση της φυσικής πυκνότητας του απορροφητικού υλικού ενώ μειώνεται με την αύξηση της ενέργειας των φωτονίων εκτός από τις Κ-αιχμές. Η γραμμικότητα του συντελεστή εξασθένισης σε ένα οδοντιατρικό σύστημα τομογραφίας κωνικής δέσμης αξιολογείται με ειδικό οδοντιατρικό ομοίωμα το οποίο περιλαμβάνει κυκλικές δομές αποτελούμενες από συγκεκριμένα υλικά. Σε αυτές τις κυκλικές δομές τοποθετούνται περιοχές ενδιαφέροντος ROI για την αξιολόγηση της γραμμικότητας των Hounsfield Units. (Priamo F., 2022)



Εικόνα 5.4: Αξιολόγηση του γραμμικού συντελεστή εξασθένισης σε τομογραφία κωνικής δέσμης σε οδοντιατρικό σύστημα με τη βοήθεια οδοντιατρικού ομοιώματος Pro-dent CT MINI.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΕΡΕΥΝΑ

Υλικά και Μέθοδοι: Σε δύο οδοντιατρικά συστήματα τομογραφίας κωνικής δέσμης, τα οποία είναι το Newtom VGi EVO το οποίο παράγει ουσιαστικά μόνο τρισδιάστατη απεικόνιση και το Sirona Orthophos Dentsply το οποίο αποτελεί κατασκευαστικά υβριδικό σύστημα απεικόνισης, έγινε λήψη τρισδιάστατων ογκομετρικών δεδομένων από την ακτινοβολήση του οδοντιατρικού ομοιώματος Pro-dent CT MINI για διαφορετικά πεδία απεικόνισης και διαφορετικούς παράγοντες έκθεσης ώστε να μελετηθεί η επίδραση των παραμέτρων έκθεσης στην ποιότητα εικόνας. Το συγκεκριμένο ομοίωμα περιλαμβάνει δομές για την εκτίμηση της ομοιογένειας του απεικονιστικού συστήματος, της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης, τη διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης καθώς και της γραμμικότητας των Hounsfield Units (HU). Η επεξεργασία και η προβολή των εικόνων έγινε με τους Dicom Viewers NNT™, Xelis και MicroDicom. Παρακάτω αναλύονται οι παράμετροι των λήψεων καθώς και η εκτίμηση των ληφθείσων εικόνων όσον αφορά την ομοιογένεια, τη διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης, τη διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης και τη γραμμικότητα των HU.

6.1 ΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΑ

Έγινε προσπάθεια εκτίμησης της ομοιογένειας των αποκτηθείσων εικόνων που προέκυψαν από την ακτινοβολήση του ομοιώματος Pro-dent CT MINI στα απεικονιστικά συστήματα κωνικής δέσμης Newtom VGI EVO και στο Sirona Orthophos Dentsply. Στον παρακάτω πίνακα αναγράφονται οι παράγοντες έκθεσης και τα πεδία ακτινοβολήσης. Με τη βοήθεια των Dicom Viewers NNT™, Xelis και MicroDicom πήρα τέσσερα ROI στη 12^η, 3^η, 6^η, 9^η ώρα καθώς και στο κέντρο των τομών του ομοιώματος που ενδείκνυται για την

εκτίμηση της ομοιογένειας. Από τις μετρήσεις των ROI με τη χρήση του excel υπολογίστηκε η τυπική απόκλιση των περιφερικών από το κεντρικό ROI για κάθε διαφορετική ακτινοβολή ενώ υπολογίστηκε και η διαφορά ανάμεσα στα περιφερικά και το κεντρικό ROI. Η απόκλιση στο μέγεθος των ROI για το Sirona Orthophos Dentsply είναι 0.2mm ενώ για το Newtom VGi EVO 0.1mm.

Machine	Newtom VGi EVO				
Phantom	Pro-dent CT mini				
Field size	cm x cm	15 x 12	15 x 12	15 x 12	
Scan	reg / enh	reg	enh	enh	
Dose	std / boost	std	std	boost	
kV		110	110	110	
mA		3	9	9	
exposure time	sec	1,8	3,5	3,5	
mAs		5,4	31,53	31,53	
DAP	mGy cm ²	413,89	1427,82	1427,82	
HU (central ROI)		135	137	129	
homogeneity HU (periphery)	avg	168	163	159	
	stdev	9	3	2	
HU _{centre} - HU _{periphery}		33	26	30	
Distance accuracy	mm	<0.1	<0.1	<0.1	

Πίνακας 6.1: Μετρήσεις Ομοιογένειας για το Newtom VGi EVO

Machine	Sirona Orthophos Dentsply									
Phantom	Pro-dent CT mini									
	Field size	cm x cm	8x8	8x8	11x10	11x10	11x10	11x10	11x10	Συνδότηρας
	Scan	vol1,vol2,vol3	vol1	vol1	vol3	vol3	vol3	vol3	vol3	
	Dose	low/std / high	low	std	low	std	high	std		
	kV		85	85	85	85	85	85		
	mA		10	10	10	10	6	10		
	exposure time	sec	2.1	4.3	2.1	4.3	14.178	4.3		
	mAs		21	43	21	43	85.068	43		
	DAP	mGy cm ²	67.00	480.00	109.00	781.00	1535.00	781.00		
	HU (central ROI)		169,3	-24,6	165,4	44,39	33,34	51,74		
	homogeneity HU (periphery)	avg	177	-28,05	190	57	45,02	65,105		
		stdev	5	2	17	9	8,25	9,45		
	HU _{centre} - HU _{periphery}		8	-3	26	13	12	13		
	Distance accuracy	mm	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2		

Πίνακας 6.2: Μετρήσεις Ομοιογένειας για το Sirona Orthophos Dentsply

6.2 ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΥΨΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ

Πραγματοποιήθηκε εκτίμηση της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης των εικόνων που προέκυψαν από την ακτινοβολήση του ομοιώματος Pro-dent CT MINI στα δύο CBCT συστήματα απεικόνισης Newtom VGi EVO και Sirona Orthophos Dentsply. Οι εικόνες προβλήθηκαν για την εκτίμηση της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης με τη βοήθεια των dicom viewers NNT™ και MicroDicom. Η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης εκτιμάται στη κατάλληλη τομή του ομοιώματος μετρώντας πόσα ζεύγη γραμμών μπορούμε να διακρίνουμε ανά εκατοστό (lp/cm). Στο Newtom VGi EVO έγινε λήψη ογκομετρικών δεδομένων για διαφορετικά πεδία απεικόνισης και με διαφορετικούς παράγοντες έκθεσης. Πιο συγκεκριμένα έγινε λήψη με πεδίο 15x12, regular scan και standard dose με 110kV, 3mA και 1,8 second χρόνο έκθεσης, το Dap υπολογίστηκε σε 413,89 mGy cm² ενώ η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης υπολογίστηκε σε 15 lp/cm. Έπειτα έγινε λήψη για πεδίο 15x12 regular scan και boost dose με 110kV, 3mA και 1,8 second χρόνο έκθεσης, το DAP υπολογίστηκε σε 413,89 mGy m² ενώ η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης υπολογίστηκε σε 15 lp/cm. Η επόμενη λήψη έγινε με πεδίο 15x12 enhance scan και standard dose με 110kV,9mA, 3,5 second χρόνο έκθεσης, το DAP 1427,82 mGy cm² ενώ η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης υπολογίστηκε σε 16 lp/cm. Η τελευταία λήψη σε αυτό το μηχάνημα έγινε με πεδίο 15x12 enhance scan, boost dose με 110kV, 9mA, 3,5 second χρόνο έκθεσης, το DAP 1427,82 mGy cm² ενώ η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης υπολογίστηκε σε 16 lp/cm.

Όπως έχει προαναφερθεί έγινε λήψη ογκομετρικών δεδομένων και στο Sirona Orthophos Dentsply για την εκτίμηση της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης σε διαφορετικά πεδία ακτινοβολήσης και με διαφορετικούς παράγοντες έκθεσης. Έγινε μια λήψη με πεδίο

8x8, Vol 1 scan, low dose με 85kV, 10 mA, 2,1 second χρόνο έκθεσης, το DAP 67.00 mGy cm² ενώ η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης υπολογίστηκε σε 14 lp/cm. Η επόμενη λήψη έγινε με πεδίο 8x8, Vol 1 scan, standard dose με 85kV, 10 mA, 4,3 second χρόνο έκθεσης, το DAP 480.00 mGy cm² ενώ η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης υπολογίστηκε σε 16 lp/cm. Μια ακόμη λήψη έγινε με πεδίο 11x10, Vol 3 scan, low dose με 85kV, 10 mA, 2,1 second χρόνο έκθεσης, το DAP 109.00 mGy cm² ενώ η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης υπολογίστηκε σε 12 lp/cm. Η τέταρτη ακτινοβολήση έγινε με πεδίο 11x10, Vol 3 scan, standard dose με 85kV, 10 mA, 4,3 second χρόνο έκθεσης, το DAP 781.00 mGy cm² ενώ η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης υπολογίστηκε σε 15 lp/cm. Η πέμπτη λήψη σε αυτό το μηχάνημα έγινε με πεδίο 11x10, Vol 3 scan, high dose με 85kV, 6 mA, 14,178 second χρόνο έκθεσης, το DAP 1535.00 mGy cm² ενώ η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης υπολογίστηκε σε 16 lp/cm. Η έκτη και τελευταία λήψη έχει τους ίδιους παράγοντες έκθεσης με τη τέταρτη λήψη δηλαδή με πεδίο 11x10, Vol 3 scan, standard dose με 85kV, 10 mA, 4,3 second χρόνο έκθεσης, το DAP 781.00 mGy cm². Η διαφορά της λήψης αυτής συγκριτικά με την τέταρτη λήψη είναι ότι εξωτερικά του ομοιώματος Prodent CT MINI κολλήθηκε ένας μεταλλικός συνδετήρας και έπειτα έγινε η ακτινοβολήση έτσι ώστε να εξαχθεί συμπέρασμα κατά πόσο η παρουσία αυτού του συνδετήρα θα επηρεάσει την ποιότητα των εικόνων. Η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης υπολογίστηκε σε 15 lp/cm.

Machine	Newtom VGi EVO					
Phantom	Pro-dent CT mini					
Field size	cm x cm		15 x 12	15 x 12	15 x 12	15 x 12
Scan	reg / enh		reg	reg	enh	enh
Dose	std / boost		std	boost	std	boost
kV			110	110	110	110
mA			3	3	9	9
exposure time	sec		1,8	1,8	3,5	3,5
mAs			5,4	5,4	31,53	31,53
DAP	mGy cm ²		413,89	413,89	1427,82	1427,82
high contrast resolution (10,11,12,13,14,15,16)	lp/cm	highest resolved	15	15	16	16

Πίνακας 6.3: Μετρήσεις Διακριτικής Ικανότητας Υψηλής Αντίθεσης για το Newtom VGi EVO

Machine	Sirona Orthophos Dentsply							
Phantom	Pro-dent CT mini							Συνδετήρας
Field size	cm x cm		8x8	8x8	11x10	11x10	11x10	11x10
Scan	vol1,vol2,vol3		vol1	vol1	vol3	vol3	vol3	vol3
Dose	low/std / high		low	std	low	std	high	std
kV			85	85	85	85	85	85
mA			10	10	10	10	6	10
exposure time	sec		2.1	4.3	2.1	4.3	14.178	4.3
mAs			21	43	21	43	85.068	43
DAP	mGy cm ²		67.00	480.00	109.00	781.00	1535.00	781.00
high contrast resolution (10,11,12,13,14,15,16)	lp/cm	highest resolved	14	16	12	15	16	15

Πίνακας 6.4: Μετρήσεις Διακριτικής Ικανότητας Υψηλής Αντίθεσης για το Sirona Orthophos Dentsply

6.3 ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΧΑΜΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ

Όπως προαναφέρθηκε η τομογραφία κωνικής δέσμης υστερεί στην απεικόνιση της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης. Στις τομές που περιλαμβάνουν δομές χαμηλής αντίθεσης, για το Newtom VGi EVO μπορούν να διακριθούν έως 3 mm διάμετρος κύκλων ενώ για το Sirona Orthophos Dentsply οι κυκλικές δομές που υπάρχουν στο ομοίωμα για την εκτίμηση της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης δεν απεικονίζονται.

Machine	Newtom VGi EVO						
Phantom	Pro-dent CT mini						
Field size	<i>cm x cm</i>		15 x 12	15 x 12	15 x 12	15 x 12	
Scan	<i>reg / enh</i>		reg	reg	enh	enh	
Dose	<i>std / boost</i>		std	boost	std	boost	
kV			110	110	110	110	
mA			3	3	9	9	
exposure time	<i>sec</i>		1,8	1,8	3,5	3,5	
mAs			5,4	5,4	31,53	31,53	
DAP	<i>mGy cm²</i>		413,89	413,89	1427,82	1427,82	
low contrast resolution							
	<i>mm</i>	<i>lowest resolved</i>	3	3	3	3	
rods diameter (2,3,4,6,8,10,12)							

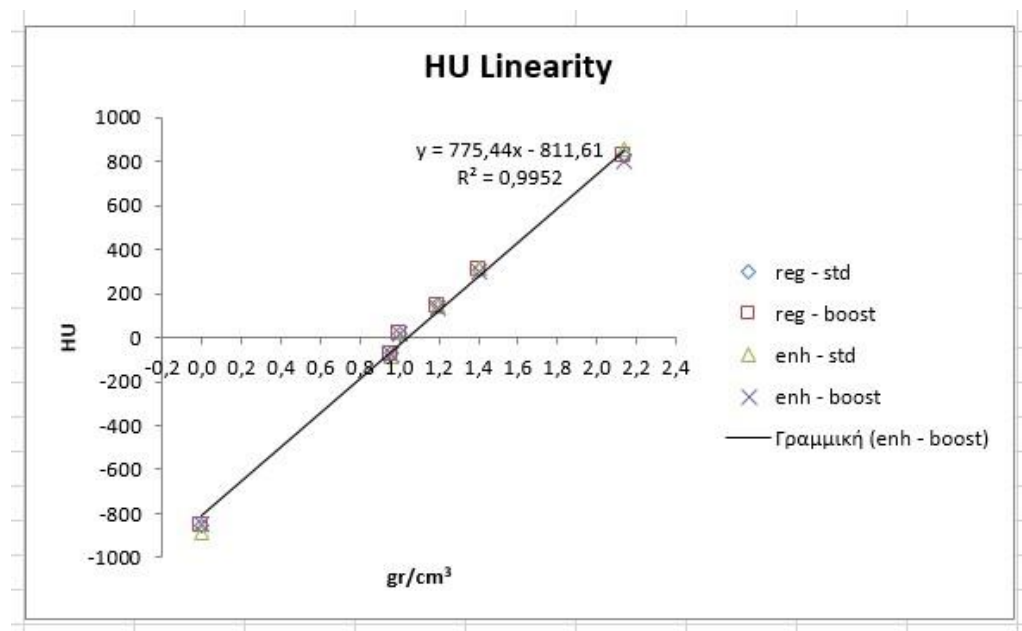
Πίνακας 6.5: Μετρήσεις Διακριτικής Ικανότητας Χαμηλής Αντίθεσης για το Newtom VGi EVO

6.4 ΓΡΑΜΜΙΚΟΤΗΤΑ HOUNSFIELD UNITS (HU)

Το Pro-dent CT MINI ομοίωμα περιέχει κατάλληλη τομή με πέντε διαφορετικές κυκλικές δομές οι οποίες αντιστοιχούν σε PE-300, Water, PMMA, poliamid και PTFE για την εκτίμηση της γραμμικότητας των HU. Σε αυτές τις πέντε δομές συμπεριλαμβανομένου του αέρα έγινε τοποθέτηση ROI (Region of Interest) για κάθε λήψη κάθε απεικονιστικού συστήματος με διαφορετικούς παράγοντες έκθεσης και για διαφορετικά πεδία απεικόνισης έτσι ώστε οι τιμές των HU που προκύπτουν από τα ROI να αξιολογηθούν έτσι ώστε να μπορεί να εκτιμηθεί η γραμμικότητα των HU για κάθε απεικονιστικό σύστημα. Παρακάτω παρατίθενται οι πίνακες με τις μετρηθείσες τιμές για κάθε λήψη και κάθε απεικονιστικό σύστημα.

Field size	cm x cm		15 x 12	15 x 12	15 x 12	15 x 12
Scan	reg / enh		reg	reg	enh	enh
Dose	std / boost		std	boost	std	boost
kV			110	110	110	110
mA			3	3	9	9
HU linearity	Tissue	g/cm³	HU			
	air	0,0012	-858	-857	-888	-848
	PE-300	0,9600	-73	-81	-84	-79
	Water	1,0000	18	19	6	14
	PMMA	1,1900	150	142	143	131
	poliamid	1,4000	311	310	315	298
	PTFE	2,1400	824	828	857	803
	correlation coefficient		0,99748	0,997672	0,998189	0,997589

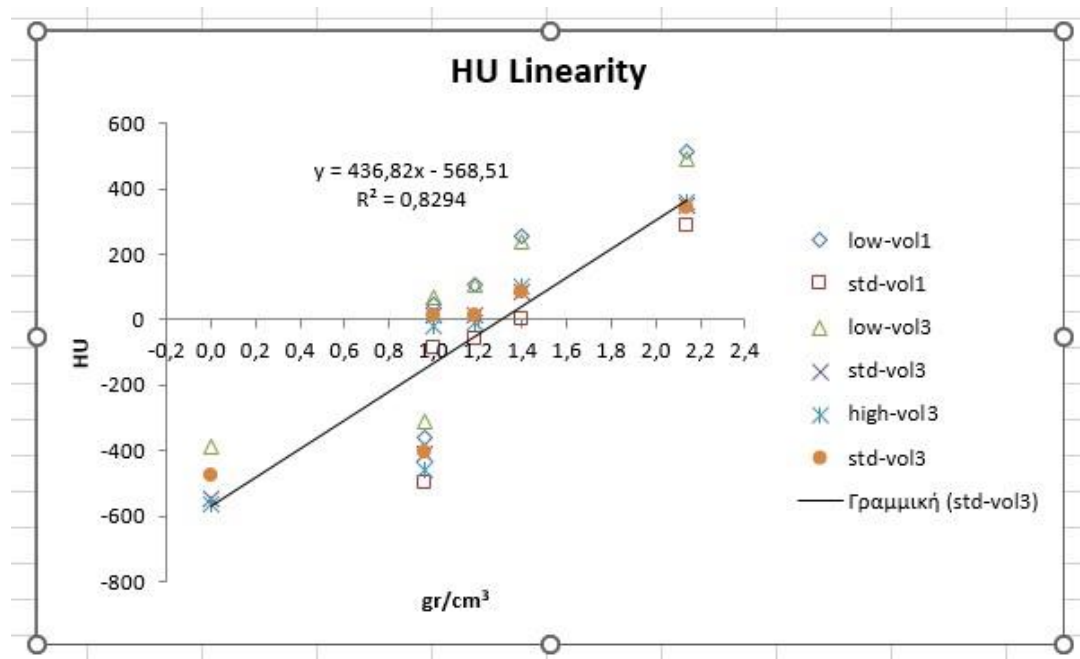
Πίνακας 6.6: Μετρήσεις για τη Γραμμικότητα των HU για το Newton VGi EVO



Γραφική Παράσταση Γραμμικότητας HU για το Newton VGi EVO

								Συνδετήρας
Field size	cm x cm	8x8	8x8	11x10	11x10	11x10	11x10	
Scan	vol1,vol2,vol3	vol1	vol1	vol3	vol3	vol3	vol3	
Dose	low/std/ high	low	std	low	std	high	std	
kV		85	85	85	85	85	85	
mA		10	10	10	10	6	10	
HU linearity	Tissue	g/cm³	HU					
	air	0,0012			-390,3	-545,6	-565,8	-475
	PE-300	0,9600	-362,2	-499,5	-312,2	-408,2	-460,9	-404,3
	Water	1,0000	45,58	-84,24	67,58	13,49	-17,99	15,24
	PMMA	1,1900	106,9	-58,11	107,9	14,22	-7,072	13,24
	poliamid	1,4000	257	2,491	238,9	87	102,4	86,72
	PTFE	2,1400	516,6	289,6	490,6	350,9	358,6	342,8
	correlation coefficient		0,8655079	0,842692	0,90906	0,910705	0,903427	0,89362996

Πίνακας 6.7: Μετρήσεις για τη Γραμμικότητα των HU για το Sirona Orthophos Dentsply



Γραφική παράσταση Γραμμικότητας HU για το Sirona Orthophos Dentsply

6.5 ΠΕΙΡΑΜΑ ΜΕ ΜΕΤΑΛΛΙΚΟ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ

Στο απεικονιστικό σύστημα Sirona Orthophos Dentsply έπειτα από την ακτινοβολήση του ομοιώματος Pro-dent CT MINI έγιναν δύο λήψεις ογκομετρικών δεδομένων για ίδιο πεδίο ακτινοβολήσης και με ίδιους παράγοντες έκθεσης με μόνη διαφορά ότι η δεύτερη λήψη έγινε αφού τοποθετήθηκε εξωτερικά του ομοιώματος με κολλητική ταινία μεταλλικός συνδετήρας έτσι ώστε να γίνει προσομοίωση του τεχνικού σφάλματος που οφείλεται σε μεταλλικό αντικείμενο και να διαπιστωθεί κατά πόσο θα επηρεαστεί η ποιότητα της εικόνας από την ύπαρξη του μεταλλικού συνδετήρα. Οι λήψεις έγιναν με μέγεθος πεδίου 11x10, vol3 scan, standard dose, 85kV, 10mA και 4,3 second χρόνο έκθεσης. Στο DAP και στις δύο περιπτώσεις δεν υπήρχε μεταβολή καθώς μετρήθηκε 781,00 mGy cm². Όσον αφορά την εκτίμηση της ομοιογένειας φαίνεται στο πρώτο πίνακα πως τα HU στη λήψη με τον συνδετήρα και περιφερικά και κεντρικά είναι πιο αυξημένα σε σχέση με τα αντίστοιχα HU της λήψης χωρίς τον συνδετήρα. Αυτό υποδεικνύει θόρυβο από την παρουσία φωτονίων χαμηλότερης ενέργειας ύστερα από την παρεμβολή του μεταλλικού συνδετήρα στο πεδίο απεικόνισης. Ακόμη στις παραγόμενες εικόνες οπτικά διακρίνεται περιφερικά του ομοιώματος εκεί που είναι τοποθετημένος ο συνδετήρας τεχνικό σφάλμα που οφείλεται στην ύπαρξη μεταλλικού αντικειμένου στην εικόνα. Η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης δεν επηρεάστηκε από την ύπαρξη του μεταλλικού συνδετήρα καθώς και στις δύο περιπτώσεις υπολογίστηκε 15 lp/cm. Όσον αφορά την διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης οι δομές για την αξιολόγηση της που υπάρχουν στο οδοντιατρικό ομοίωμα που χρησιμοποιήθηκε δεν απεικονίζονται ούτε στη λήψη χωρίς το μεταλλικό συνδετήρα ούτε στη λήψη με τον μεταλλικό συνδετήρα. Τέλος ως προς την γραμμικότητα των Hounsfield Units οι τιμές που μετρήθηκαν στην λήψη χωρίς τον μεταλλικό συνδετήρα

και οι τιμές που μετρήθηκαν στη λήψη με τον μεταλλικό συνδετήρα κυμαίνονται στα ίδια επίπεδα και άρα δεν επηρεάστηκαν από την ύπαρξη του μεταλλικού αντικειμένου.

Machine	Sirona Orthophos Dentsply		
Phantom	Pro-dent CT mini		
			Συνδετήρας
Field size	<i>cm x cm</i>	11x10	11x10
Scan	vol1,vol2,vol3	vol3	vol3
Dose	low/std / high	std	std
kV		85	85
mA		10	10
exposure time	<i>sec</i>	4.3	4.3
mAs		43	43
DAP	<i>mGy cm²</i>	781.00	781.00
HU (central ROI)		44,39	51,74
homogeneity HU (periphery)	<i>avg</i>	57	65,105
	<i>stdev</i>	9	9,45
HU _{centre} - HU _{periphery}		13	13
Distance accuracy	<i>mm</i>	0,2	0,2

Πίνακας 6.8: Πείραμα Συνδετήρα στο Sirona Orthophos Dentsply για την αξιολόγηση της Ομοιογένειας

Machine	Sirona Orthophos Dentsply		
Phantom	Pro-dent CT mini		
			Συνδετήρας
Field size	<i>cm x cm</i>		11x10
Scan	vol1,vol2,vol3		vol3
Dose	low/std / high		std
kV			85
mA			10
exposure time	<i>sec</i>		4.3
mAs			43
DAP	<i>mGy cm²</i>		781.00
high contrast resolution (10,11,12,13,14,15,16)	<i>lp/cm</i>	<i>highest resolved</i>	15

Πίνακας 6.9: Πείραμα Συνδετήρα στο Sirona Orthophos Dentsply για την αξιολόγηση της Διακριτικής Ικανότητας Υψηλής Αντίθεσης

Machine		Sirona Orthophos Dentsply		
Phantom		Pro-dent CT mini		
				Συνδετήρας
Field size	cm x cm		11x10	11x10
Scan	vol1,vol2,vol3		vol3	vol3
Dose	low/std / high		std	std
kV			85	85
mA			10	10
exposure time	sec		4.3	4.3
mAs			43	43
DAP	mGy cm ²		781.00	781.00
HU linearity	Tissue	g/cm ³	HU	
	air	0,0012	-545,6	-475
	PE-300	0,9600	-408,2	-404,3
	Water	1,0000	13,49	15,24
	PMMA	1,1900	14,22	13,24
	poliamid	1,4000	87	86,72
	PTFE	2,1400	350,9	342,8
		correlation coefficient	0,910705	0,89362996

Πίνακας 6.10: Πείραμα Συνδετήρα στο Sirona Orthophos Dentsply για την αξιολόγηση της Γραμμικότητας των HU.

6.6 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Ως προς την ομοιογένεια παρατηρήθηκε πως οι αποκτηθείσες εικόνες ήταν πιο ομοιογενείς στο κέντρο από ότι στην περιφέρεια καθώς η περιφέρεια παρουσίασε υψηλότερες τιμές Hounsfield Units σε σχέση με το κέντρο της εικόνας. Η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης φαίνεται ότι έχει άμεση σχέση με τους παράγοντες έκθεσης καθώς με την αύξηση αυτών παρατηρείται πως η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης αυξάνεται. Η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης αποτελεί το μεγαλύτερο μειονέκτημα της τομογραφίας κωνικής δέσμης καθώς παραμένει χαμηλή ενώ φαίνεται πως δεν επηρεάζεται ούτε από το μέγεθος του πεδίου ούτε από τους παράγοντες έκθεσης. Όσον αφορά την γραμμικότητα των Hounsfield Units (HU) για το Newton VGi EVO παρατηρείται γραμμικότητα στην τιμή των HU για το κάθε υλικό που περιέχεται εντός του ομοιώματος ενώ για το Sirona Orthophos Dentsply φαίνεται πως τείνουν προς την

γραμμικότητα ωστόσο όμως από το διάγραμμα παρατηρείται πως υπάρχουν και κάποιες ακραίες τιμές. Τέλος σχετικά με το πείραμα με τον μεταλλικό συνδετήρα ως προς την εκτίμηση της ομοιογένειας παρατηρείται και περιφερικά και κεντρικά ότι είναι πιο αυξημένες οι τιμές HU σε σχέση με τις αντίστοιχες τιμές HU της λήψης χωρίς τον συνδετήρα. Αυτό υποδεικνύει θόρυβο από την παρουσία φωτονίων χαμηλότερης ενέργειας ύστερα από την παρεμβολή του μεταλλικού συνδετήρα στο πεδίο απεικόνισης. Ακόμη στις παραγόμενες εικόνες οπτικά διακρίνεται περιφερικά του ομοιώματος εκεί που είναι τοποθετημένος ο συνδετήρας τεχνικό σφάλμα που οφείλεται στην ύπαρξη μεταλλικού αντικειμένου στην εικόνα. Η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης δεν επηρεάστηκε από την ύπαρξη του μεταλλικού συνδετήρα. Όσον αφορά την διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης οι δομές για την αξιολόγηση της που υπάρχουν στο οδοντιατρικό ομοίωμα που χρησιμοποιήθηκε δεν απεικονίζονται ούτε στη λήψη χωρίς το μεταλλικό συνδετήρα ούτε στη λήψη με τον μεταλλικό συνδετήρα. Τέλος ως προς την γραμμικότητα των Hounsfield Units οι τιμές που μετρήθηκαν στην λήψη χωρίς τον μεταλλικό συνδετήρα και οι τιμές που μετρήθηκαν στη λήψη με τον μεταλλικό συνδετήρα κυμαίνονται στα ίδια επίπεδα και άρα δεν επηρεάστηκαν από την ύπαρξη του μεταλλικού αντικειμένου.

6.7 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η επιλογή των παραγόντων έκθεσης καθώς και η παρουσία μεταλλικών αντικειμένων εντός του πεδίου ακτινοβολήσης επηρεάζουν σημαντικά την ποιότητα των παραγόμενων εικόνων στη CBCT της γναθοπροσωπικής χώρας. Για τους παραπάνω λόγους πριν την εξέταση θα πρέπει να επιλέγουμε τους κατάλληλους παράγοντες έκθεσης για κάθε εξεταζόμενο ανάλογα με το ποιο είναι το κλινικό ερώτημα λαμβάνοντας πάντα υπόψιν εάν

στο πεδίο απεικόνισης υπάρχουν εμφυτεύματα ή άλλες οδοντικές εργασίες που πρόκειται να επηρεάσουν τη ποιότητα της παραγόμενης εικόνας.

ΕΙΚΟΝΕΣ

Εικόνα 1.1: Πρώτος τομογράφος κωνικής δέσμης Newtom 9000 (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018)

Εικόνα 2.1 : Σύγκριση cone beam ct και fan beam ct τεχνικής απεικόνισης (William C. Scarfe, 2008)

Εικόνα 2.2: Αναπαράσταση της διάταξης για την απόκτηση της εικόνας στην Οδοντιατρική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης (R Pauwels, 2014)

Εικόνα 2.3: Βήματα απόκτησης εικόνας στην Τομογραφία Κωνικής Δέσμης (Ibrahim Nasseh, 2018)

Εικόνα 2.4: Αναπαράσταση του μεγέθους της εξεταζόμενης περιοχής με την επιλογή μικρού, μεσαίου και μεγάλου πεδίου απεικόνισης στην Τομογραφία Κωνικής Δέσμης. (Ibrahim Nasseh, 2018)

Εικόνα 2.5: Ο ψηφιακός όγκος κυλινδρικού σχήματος αποτελείται από voxels, το μέγεθος και ο αριθμός των οποίων εξαρτάται από το μέγεθος των pixel της μήτρας του ανιχνευτή και από το μέγεθος του πεδίου απεικόνισης αντίστοιχα. (ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ., 2018)

Εικόνα 3.1: Σχεδιασμός της πορείας του κάτω φατνιακού νεύρου στη κάτω γνάθο σε εικόνα τρισδιάστατης ανασύνθεσης από τομογραφία κωνικής δέσμης. (PP Jaju, 2014)

Εικόνα 3.2: Πρόγραμμα εικονικής τοποθέτησης εμφυτεύματος. (PP Jaju, 2014)

Εικόνα 3.3: Τομογραφία Κωνικής Δέσμης κάτω γνάθου για την αξιολόγηση της θέσης του τρίτου γομφίου (L H Matzen, 2015)

Εικόνα 3.4: Μεγάλη ακτινοδιαυγής βλάβη πρόσθια στη κάτω γνάθο με διάτρηση των χειλικών φλοιώδων πλακών, όπως φαίνεται στο CBCT. (PP Jaju, 2014)

Εικόνα 3.5: Κάταγμα στην κάτω γνάθο (Yeliz Guven, 2015)

Εικόνα 3.6: Τομογραφία Κωνικής Δέσμης που αναδεικνύει ρευματική αρθρίτιδα (T A Larheim, 2014)

Εικόνα 3.7: Εικόνες από Τομογραφία Κωνικής Δέσμης όπου αναδεικνύεται η μορφολογία του ριζικού σωλήνα. (Yujia Yan, 2021)

Εικόνα 3.8: Τομογραφία Κωνικής δέσμης που αναδεικνύει περιακρορριζικές αλλοιώσεις (William C. Scarfe, 2009)

Εικόνα 3.9: Τομή δοντιού με την μέθοδο CBCT που αναδεικνύει κάταγμα της οδοντικής ρίζας. (Mehmet-Sinan Doğan, 2018)

Εικόνα 3.10: Τομές από Τομογραφία Κωνικής Δέσμης που αναδεικνύουν απορρόφηση της οδοντικής ρίζας. (Jesús Mena Álvarez, 2020)

Εικόνα 3.11: Τομές στα τρία βασικά επίπεδα και σε τρισδιάστατη αναπαράσταση από τομογραφία κωνικής δέσμης γνάθων για την εκτίμηση της ορθοδοντικής κατάστασης του εξεταζόμενου και του σχεδιασμού της θεραπείας του. (Abdelkarim, 2019)

Εικόνα 3.12: Η ποσότητα και το σχήμα της οδοντικής απορρόφησης στην περιοχή του γομφίου της άνω γνάθου αναδεικνύεται πολύ καλά στην εγκάρσια τομή τομογραφίας κωνικής δέσμης. (Buket Acar, 2014)

Εικόνα 4.1: Τεχνικά σφάλματα στην εικόνα που οφείλονται στην ύπαρξη οδοντικών εργασιών εντός του πεδίου απεικόνισης. (Abhishek Sinha, 2016)

Εικόνα 4.2: Εγκάρσιες τομές από τομογραφία κωνικής δέσμης που παρατηρούνται τεχνικά σφάλματα στο επίπεδο που συναντάται το σμάλτο με το τσιμέντο των οδοντικών. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 4.3: Εγκάρσια εικόνα σε ομοίωμα από τομογραφία κωνικής δέσμης που αναδεικνύει το τεχνικό σφάλμα της σκέδασης στην εικόνα. (Chalinee Thanasupsombat, 2018)

Εικόνα 4.4: Τεχνικό σφάλμα σκλήρυνσης της δέσμης (Nagarajappa, 2015)

Εικόνα 4.5: Τεχνικό Σφάλμα μαύρων γραμμικών ραβδώσεων σε τρεις διαφορετικές τομές της κάτω γνάθου όπου παρουσιάζεται πλησίον των εμφυτευμάτων. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 4.6: Σχηματική αναπαράσταση για το πως προκύπτει το τεχνικό σφάλμα curring. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 4.7: Εγκάρσια(a) και στεφανιαία τομή (b) που δείχνουν τα τεχνικά σφάλματα curring και τα τεχνικά σφάλματα μαύρων γραμμικών ραβδώσεων. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 4.8: Τεχνικό σφάλμα κωνικής δέσμης (R.Makins, 2014)

Εικόνα 4.9: Εγκάρσια (a) και μεγεθυμένη περικομμένη εικόνα (b), που αναδεικνύουν τυπικά μοτίβα ανεπαρκούς δειγματοληψίας στην περιφέρεια μιας CBCT εικόνας. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 4.10: Τεχνικό σφάλμα αλλοίωσης (Nagarajappa, 2015)

Εικόνα 4.11: Τεχνικό σφάλμα εξασθένησης της δέσμης από μεταλλικές εργασίες σε δόντια (R.Makins, 2014)

Εικόνα 4.12: Σχηματική αναπαράσταση που δείχνει τη προέλευση του τεχνικού σφάλματος της εστιασμένης τομογραφίας. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 4.13: Τεχνικό σφάλμα εκθετικής κλίσης ακμής σε εργαστηριακό ομοίωμα. (R Schulze, 2014)

Εικόνα 4.14: Εγκάρσια και στεφανιαία τομή από CBCT γνάθου οι οποίες παρουσιάζουν τυπικά τεχνικά σφάλματα εξαφάνισης. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 4.15: Αντιπροσωπευτική γεωμετρία μετατόπισης προβολής για δύο τυχαίες προβολές. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 4.16: Εγκάρσια επαναληπτική ανακατασκευή από ογκομετρική τομογραφία κωνικής δέσμης σε ένα μήλο χωρίς να γίνει διόρθωση του τεχνικού σφάλματος μετατόπισης προβολής. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 4.17: Τεχνικό σφάλμα δακτυλίων που οφείλεται σε λάθος βαθμονόμησης του απεικονιστικού συστήματος. (Nagarajappa, 2015)

Εικόνα 4.18: Μεγενθυμένη ανακατασκευή ενός ενδοδοντικά θεραπευμένου δοντιού από τομογραφία κωνικής δέσμης, το οποίο περιέχει μικρού μεγέθους ενδοδοντικό υλικό. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 4.19: Εγκάρσια, στεφανιαία και οβελιαία CBCT εικόνες που παρουσιάζουν διπλά περιγράμματα (βέλη) τα οποία οφείλονται σε κίνηση του ασθενούς κατά τη διάρκεια της σάρωσης. (William C. Scarfe, 2018)

Εικόνα 5.1: Αξιολόγηση της ομοιογένειας της εικόνας σε οδοντιατρική τομογραφία κωνικής δέσμης σε ομοιογενή τομή του οδοντιατρικού ομοιώματος Pro-dent CT MINI.

Εικόνα 5.2: Αξιολόγηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης του απεικονιστικού συστήματος τομογραφίας κωνικής δέσμης με τη βοήθεια του οδοντιατρικού ομοιώματος Pro-dent CT MINI που περιλαμβάνει ζεύγη γραμμών ανά mm (lp/mm).

Εικόνα 5.3: Αξιολόγηση της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης του απεικονιστικού συστήματος τομογραφίας κωνικής δέσμης με τη βοήθεια του οδοντιατρικού ομοιώματος Pro-dent CT MINI που περιλαμβάνει πέντε προοδευτικά αυξανόμενες κυκλικές οπές

Εικόνα 5.4: Αξιολόγηση του γραμμικού συντελεστή εξασθένισης σε τομογραφία κωνικής δέσμης σε οδοντιατρικό σύστημα με τη βοήθεια οδοντιατρικού ομοιώματος Pro-dent CT MINI.

ΠΙΝΑΚΕΣ

Πίνακας 4.1: Κατηγοριοποιήσεις εμφάνισης των τεχνικών σφαλμάτων στην εικόνα

Πίνακας 6.1: Μετρήσεις ομοιογένειας για το Newtom VGi EVO

Πίνακας 6.2: Μετρήσεις Ομοιογένειας για το Sirona Orthophos Dentsply

Πίνακας 6.3: Μετρήσεις Διακριτικής Ικανότητας Υψηλής Αντίθεσης Newtom VGi EVO

Πίνακας 6.4: Μετρήσεις Διακριτικής Ικανότητας Υψηλής Αντίθεσης Sirona Orthophos Dentsply

Πίνακας 6.5: Μετρήσεις Διακριτικής Ικανότητας Χαμηλής Αντίθεσης για το Newtom VGi EVO

Πίνακας 6.6: Μετρήσεις για τη Γραμμικότητα των HU για το Newtom VGi EVO

Πίνακας 6.7: Μετρήσεις για τη Γραμμικότητα των HU για το Sirona Orthophos Dentsply

Πίνακας 6.8: Πείραμα Συνδετήρα στο Sirona Orthophos Dentsply για την αξιολόγηση της Ομοιογένειας

Πίνακας 6.9: Πείραμα Συνδετήρα στο Sirona Orthophos Dentsply για την αξιολόγηση της Διακριτικής Ικανότητας Υψηλής Αντίθεσης

Πίνακας 6.10: Πείραμα Συνδετήρα στο Sirona Orthophos Dentsply για την αξιολόγηση της Γραμμικότητας των HU

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

CBCT: Cone Beam Computed Tomography-Τομογραφία κωνικής δέσμης

kv: kilovolt-Υψηλή τάση

ma: milliampere

FPD: Flat Panel Detector-Επίπεδος ανιχνευτής στερεάς κατάστασης

CCD: Charged Coupled Device

FOV: Field of View-πεδίο ακτινοβολήσης

WW: Window Width-Εύρος παραθύρου απεικόνισης

WL: Window Level-Κέντρο παραθύρου απεικόνισης

HU: Hounsfield Unit

BIBΛIOΓPAΦIKH ANAZKOPHSH

1. Acar, Buket, and Kivanç Kamburoğlu. "Use of cone beam computed tomography in periodontology." *World journal of radiology* 6.5 (2014): 139.
2. Abdelkarim, Ahmad. "Cone-beam computed tomography in orthodontics." *Dentistry journal* 7.3 (2019): 89.
3. Álvarez, Jesús Mena, and Álvaro Zubizarreta Macho. "Applications of CBCT in Endodontics." *Oral Diseases*. IntechOpen, 2020.
4. Doğan, Mehmet-Sinan, et al. "The evaluation of root fracture with cone beam computed tomography (CBCT): an epidemiological study." *Journal of clinical and experimental dentistry* 10.1 (2018): e41.
5. Guven, Yeliz, et al. "A complex facial trauma case with multiple mandibular fractures and dentoalveolar injuries." *Case reports in dentistry* 2015 (2015).
6. Nasseh, Ibrahim, and Wisam Al-Rawi. "Cone beam computed tomography." *Dental Clinics* 62.3 (2018): 361-391.
7. Jaju, Prashant P., and Sushma P. Jaju. "Clinical utility of dental cone-beam computed tomography: current perspectives." *Clinical, cosmetic and investigational dentistry* 6 (2014): 29.
8. Kaasalainen, Touko, et al. "Dental cone beam CT: An updated review." *Physica Medica* 88 (2021): 193-217.
9. Kiljunen, Timo, et al. "Dental cone beam CT: A review." *Physica Medica* 31.8 (2015): 844-860.
10. Larheim, T. A., et al. "Temporomandibular joint diagnostics using CBCT." *Dentomaxillofacial Radiology* 44.1 (2015): 20140235.
11. Makins, Scott R. "Artifacts interfering with interpretation of cone beam computed tomography images." *Dental Clinics* 58.3 (2014): 485-495.
12. Matzen, L. H., and A. Wenzel. "Efficacy of CBCT for assessment of impacted mandibular third molars: a review—based on a hierarchical model of evidence." *Dentomaxillofacial Radiology* 44.1 (2015): 20140189.
13. Murakami, Shumei, et al. "Stereoscopy in dental education: an investigation." *Journal of dental education* 81.4 (2017): 450-457.
14. (Nagarajappa, 2015), Anil Kumar, Neha Dwivedi, and Rana Tiwari. "Artifacts: The downturn of CBCT image." *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry* 5.6 (2015): 440.
15. Nardi Cosimo, et al. "Metal and motion artifacts by cone beam computed tomography (CBCT) in dental and maxillofacial study." *La radiologia medica* 120.7 (2015): 618-626.
16. Pauwels, Ruben, et al. "Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect of field of view size and position." *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology* 121.2 (2016): 188-195.
17. Pauwels, Ruben, et al. "Technical aspects of dental CBCT: state of the art." *Dentomaxillofacial Radiology* 44.1 (2015): 20140224.
18. (Abhishek Sinha, 2016) Priamo, F., Bell, D. Linear attenuation coefficient. Reference article, Radiopaedia.org. (accessed on 01 Aug 2022)
19. Scarfe, William C., et al. "Use of cone beam computed tomography in endodontics." *International journal of dentistry* 2009 (2009).
20. Schulze, Ralf, et al. "Artefacts in CBCT: a review." *Dentomaxillofacial Radiology* 40.5 (2011): 265-273.
21. Schulze K, Heil U. "Artefacts in CBCT: a review. J." *Head Neck Imaging* 40.5 (2014): 292-297.

- 22.** Sinha, Abhishek, et al. "Understanding artifacts in cone beam computed tomography." *International Journal of Maxillofacial Imaging* 2.2 (2016): 51-54.
- 23.** Thanasupsombat, Chalinee, et al. "A simple scatter reduction method in cone-beam computed tomography for dental and maxillofacial applications based on Monte Carlo simulation." *BioMed Research International* 2018 (2018).
- 24.** ΤΣΙΧΛΑΚΗΣ Κ. ΚΑΙ ΚΑΡΑΓΙΑΝΝΗ ΑΙΚ. (2018) ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ ΣΤΟΜΑΤΟΣ, ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗ ΣΤΟΜΑΤΟΣ-ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ
- 25.** William C. Scarfe, Christos Angelopoulos (2018) *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*, Springer
- 26.** Yan, Yujia, et al. "CBCT evaluation of root canal morphology and anatomical relationship of root of maxillary second premolar to maxillary sinus in a western Chinese population." *BMC Oral Health* 21.1 (2021): 1-9.