



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ  
ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ  
UNIVERSITY OF WEST ATTICA

Ακαδημαϊκό έτος 2022-2023

# Μελέτη της Υπολογιστικής Τομογραφίας Οδόντων, κωνικής δέσμης

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

Τμήμα Μηχανικών Βιοϊατρικής

Σπυρίδων Φερέτος 17099

Επιβλέπων Καθηγητής: Καλύβας Νεκτάριος

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Νεκτάριος Καλύβας

Αναπληρωτής Καθηγητής

Γεώργιος Φούντος

Καθηγητής

Αικατερίνη Σκουρολιάκου

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

*Αυτός που ξέρει  
όλες τις απαντήσεις,  
δεν έχει ερωτηθεί  
όλες τις ερωτήσεις*

*-Κομφούκιος 470 π.χ.*

### ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Σπυρίδων Φερέτος του Κωνσταντίνου, με αριθμό μητρώο 17099 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και 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 Ιδρύματός μου».

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

Ημερομηνία

25.09.2022

Ο Δηλών



## **ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ**

Η εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας έλαβε χώρα στο Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής και συγκεκριμένα στο τμήμα Μηχανικών Βιοϊατρικής.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον επιβλέποντα καθηγητή, κο. Καλύβα Νεκτάριο, για την ανάθεση της συγκεκριμένης εργασίας, την εμπιστοσύνη και την καθοδήγηση καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου Κωνσταντίνο και Μαρία, τις αδερφές μου Έλενα και Πηνελόπη, και τους πολύ καλούς μου φίλους, Χριστίνα και Τίμο, για την ψυχολογική τους στήριξη σε κάθε στάδιο της ακαδημαϊκής μου, και όχι μόνο, πορείας και εξέλιξης.

**ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ**

1.ΠΕΡΙΛΗΨΗ .....	8
2.ΕΙΣΑΓΩΓΗ .....	10
3.ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΚΑΙ ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ	
3.1 Λυχνία.....	11
3.2 Φαινόμενο Bremsstrahlung.....	12
3.3 Κατευθυντήρας.....	12
3.4 Ανιχνευτές.....	12
3.5 Σχέδιο και κινησιολογία CBCT.....	14
3.6 Απόκτηση εικόνας.....	15
4.ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ	
4.1 Προεργασία ανακατασκευής.....	16
4.2 Μέθοδοι ανακατασκευής.....	17
4.3 Επικάλυψη εικόνας.....	19
4.4 Οπτικοποίηση.....	19
4.5 Τεχνική παραθύρου.....	21
4.6 Τεχνική μεγέθυνσης.....	21
4.7 Τμηματοποίηση.....	22
4.8 Voxels.....	22
5.ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ	
5.1 Χωρική διακριτική ικανότητα.....	24
5.2 Αντίθεση.....	24
5.3 Πηγές θορύβου.....	25
5.4 Ψευδενδείξεις.....	25

6.ΔΟΣΕΙΣ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΩΝ	
6.1 Διαγράμματα δόσης.....	28
7.ΕΡΕΥΝΑ ΚΑΙ ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ	
7.1 Δημοσιεύσεις.....	31
7.2 Γενικές κλινικές εφαρμογές .....	31
7.3 Κλινικές εφαρμογές – Κάτω γνάθος.....	37
7.4 Κλινικές εφαρμογές – Δόση.....	39
8.ΕΜΠΟΡΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ	
8.1 Τεχνικά Χαρακτηριστικά.....	43
8.2 Συντήρηση.....	44
9.ΧΡΗΣΙΜΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ.....	47
10.ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	51
11.ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	52
12.ΑΝΑΦΟΡΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	57

## 1. ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Αντικείμενο απασχόλησης της εν λόγω εργασίας αποτελεί η υπολογιστική τομογραφία οδόντων κωνικής δέσμης (CBCT). Σκοπός της είναι να αναλυθούν με τον καλύτερο δυνατό τρόπο τα μέρη που απαρτίζουν τα συστήματα που υποστηρίζουν την τεχνική αυτή και να περιγραφεί η αρχή της λειτουργίας τους. Αφού πραγματοποιηθεί το στάδιο αυτό, σειρά έχει η ενασχόληση με τους αλγόριθμους ανακατασκευής της εικόνας. Οι αλγόριθμοι αυτοί είναι απαραίτητοι για την βελτιστοποίηση του τρόπου απεικόνισης της διαγνωστικής πληροφορίας και για αυτό το λόγο αποτελούν ένα μεγάλο κεφάλαιο της εργασίας. Σε συνέχεια των αλγορίθμων, αναλύεται το κεφάλαιο της ποιότητας των ιατρικών εικόνων που παράγουν οι μελετώμενοι τομογράφοι, στο οποίο και γίνεται αναφορά στους τεχνικούς όρους που χαρακτηρίζουν το συγκεκριμένο πεδίο, καθώς επίσης παρατίθενται οι παράγοντες υποβάθμισης της εικόνας. Μετέπειτα θέμα ανάλυσης στην εργασία είναι οι δόσεις στους εξεταζομένους. Σε αυτό το κεφάλαιο αρχικά γίνεται λόγος για τους όρους που χρησιμοποιούνται στην δοσομετρία. Στη συνέχεια, πραγματοποιείται σύγκριση μεταξύ συμβατικού και οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου ως προς την δόση ακτινοβολίας που διοχετεύουν στους ασθενείς. Μάλιστα, σε εκείνο το σημείο παρατίθενται ανάλογα πινακάκια που αποδεικνύουν την ανωτερότητα του οδοντιατρικού τομογράφου σε αυτόν τον τομέα. Το μεγαλύτερο κεφάλαιο της εργασίας αυτής αποτελούν οι κλινικές εφαρμογές και γενικότερα το ερευνητικό πεδίο πάνω στον τομέα της απεικόνισης με χρήση της μεθόδου CBCT. Πιο συγκεκριμένα, παρατίθενται έρευνες και μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί από διάφορες επιστημονικές ομάδες, καθώς και τα συμπεράσματα αυτών. Τελευταίο κομμάτι, προτού εξαχθούν τα συμπεράσματα, αποτελεί η αναφορά στα τεχνικά χαρακτηριστικά των εμπορικών συστημάτων, καθώς επίσης γίνεται λόγος για την καθημερινή και ετήσια συντήρηση που αυτά χρειάζονται, προκειμένου να εξασφαλίζεται η αξιόπιστη και απροβλημάτιστη λειτουργία τους.

## ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ

**Υπολογιστική Τομογραφία, Οδοντιατρική, Στοματική Κοιλότητα, Κάτω Γνάθος, Γναθοχειρουργική, Δοσομετρία, Αλγόριθμοι Ανακατασκευής, Κωνική Δέσμη, Κλινικές Εφαρμογές, Συντήρηση**



## ABSTRACT

The subject of this assignment is dental cone beam computed tomography (CBCT). Its purpose is to analyze in the best possible way the parts that make up the systems that support this technique and to describe the principle of their operation. After this stage has been carried out, it is time to deal with the image reconstruction algorithms. These algorithms are necessary for the optimization of the way of displaying the diagnostic information and for this reason they constitute a large chapter of this assignment. In continuation of the algorithms, the chapter on the quality of the medical images produced by the studied CBCT machines is analyzed, in which the technical terms that characterize the specific field are mentioned, as well as the image degradation factors are listed. Later, the subjects of analysis in the assignment are the doses to the examinees. In this chapter, the terms used in dosimetry are first discussed. Then, a comparison is made between conventional and dental CT scanners in terms of the radiation dose they deliver to patients. In fact, at that point corresponding tables are listed that prove the superiority of the dental tomograph in this field. The largest chapter of this study is the clinical applications and in general the research field in the field of imaging using the CBCT method. More specifically, research and studies carried out by various scientific groups are listed, as well as their conclusions. The last part, before the conclusions are drawn, is the reference to the technical characteristics of the commercial systems, as well as the daily and annual maintenance they need, in order to ensure their reliable and problem-free operation.

## KEY WORDS

**Computed Tomography, Dentistry, Oral Cavity, Mandible, Jaw Surgery, Dosimetry, Reconstruction Algorithms, Cone Beam, Clinical Applications, Maintenance**

## 2. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Βασικός στόχος της επιστήμης της ιατρικής αποτελεί η θεραπεία ασθενειών και η ανακούφιση του ανθρώπου από δύσκολες καταστάσεις εξαιτίας της υγείας του. Προκειμένου να επέλθει η θεραπεία, χρειάζεται να προηγηθεί το βασικό βήμα της διάγνωσης. Για αυτό το λόγο, ένα μεγάλο μέρος της ιατρικής κοινότητας αναλώνεται από τις αρχές του προηγούμενου αιώνα έως και σήμερα στην βελτιστοποίηση των μεθόδων διάγνωσης. Πολλές μέθοδοι εφευρέθησαν όπως η κλασική ακτινογραφία και η αξονική τομογραφία, ωστόσο σε ορισμένες περιπτώσεις κρίθηκαν ανεπαρκείς για την εξαγωγή ορθών ιατρικών συμπερασμάτων. Ένας από τους κλάδους της ιατρικής που έδειξε να έχει ανάγκη μία νέα εξελιγμένη απεικονιστική τεχνική αξιόπιστης διάγνωσης ήταν αυτός της οδοντιατρικής. Οι ρίζες της εν λόγω τεχνικής εντοπίζονται στα τέλη της δεκαετίας του 1990 με την ονομασία υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης (CBCT). Σαν τεχνική εμφανίζει μεγάλες ομοιότητες με την συμβατική υπολογιστική τομογραφία (CT), όμως το μειωμένο κόστος εξέτασης, ο κατά πολύ μικρότερος χρόνος εξέτασης αλλά και φυσικά η σημαντικά μειωμένη δόση και η ποιοτικότερη ιατρική εικόνα της δίνουν μεγάλο προβάδισμα. Παρόλα αυτά, η ερευνητική κοινότητα δεν επαναπαύεται, με την εξέλιξη των συστημάτων υπολογιστικής τομογραφίας οδόντων κωνικής δέσμης να είναι διαρκής. Χάρη στη διαρκή αυτή εξέλιξη, τα συστήματα CBCT έχουν κερδίσει την εμπιστοσύνη οδοντιάτρων και γναθοχειρουργών, με αποτέλεσμα να ζητούνται όλο και περισσότερες εξετάσεις με την συγκεκριμένη μέθοδο. Η συνεισφορά των οδοντιατρικών υπολογιστικών τομογράφων γίνεται αισθητή, ενώ έχει ανοίξει ο δρόμος για πραγματοποίηση απαιτητικών χειρουργείων που τα παλαιότερα χρόνια θεωρούνταν αδύνατα. Τα συστήματα αυτά βρίσκουν εφαρμογή στην ενδοδοντία, στην τοποθέτηση εμφυτευμάτων, σε σπάνιες ασθένειες των δοντιών και σε χειρουργεία άνω και κάτω γνάθου.

### 3. ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ-ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ

Όπως γίνεται σαφές παραπάνω, ο υπολογιστικός τομογράφος οδόντων κωνικής δέσμης αποτελεί μια παραλλαγή ή, εάν προτιμάται, μια εξειδικευμένη περίπτωση του κλασσικού αξονικού τομογράφου. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα η βασική αρχή λειτουργίας του να είναι πανομοιότυπη, με διαφορές να εντοπίζονται μόνο σε ορισμένες λεπτομέρειες οι οποίες και είναι υπεύθυνες για την διαφοροποίηση μεταξύ των δυο τομογράφων.

#### 3.1 Λυχνία

Προτού ξεκινήσει η ενδεδειγμένη ανάλυση, θα χρειαστεί να μελετηθεί η βασική αρχή λειτουργίας, η οποία και αφορά τον τρόπο παραγωγής των ακτίνων Χ καθώς και την κίνησή τους εντός της λυχνίας. Τόσο για τεχνικούς λόγους όσο και για λόγους διευκόλυνσης στην κατανόηση, η λυχνία χωρίζεται σε τρία τμήματα. Το πρώτο από αυτά είναι η πηγή των ηλεκτρονίων. Πρόκειται για ένα σύρμα (νήμα) από Βολφράμιο το οποίο και διαρρέεται από έντονο ηλεκτρικό ρεύμα, της τάξης μερικών Α. Λόγω της έντονης διαρροής από ρεύμα, το σύρμα θερμαίνεται περίπου στους 2000 °C, με αποτέλεσμα την απελευθέρωση ηλεκτρονίων. Το φαινόμενο αυτό είναι γνωστό ως θερμιονική εκπομπή. Αξίζει να σημειωθεί σε αυτό το σημείο πως η επιλογή του Βολφραμίου δεν είναι τυχαία καθώς εμφανίζει εξαιρετικά υψηλό σημείο τήξης στους 3387 °C. Το δεύτερο στη σειρά τμήμα της λυχνίας αποτελεί η κοιλότητα εστίασης. Πρόκειται για μια ιδιαίτερη, ανάλογα με τον κατασκευαστή, κυλινδρική ή ημικυλινδρική εσοχή από Νικέλιο, εντός της οποίας τοποθετείται το σύρμα Βολφραμίου. Το ιδιαίτερο χαρακτηριστικό της κοιλότητας αυτής είναι πως βρίσκεται σε κατάλληλο ηλεκτρικό δυναμικό, συνήθως ίδιο με αυτό του σύρματος, με αποτέλεσμα να εστιάζει την ηλεκτρονική δέσμη. Η εστίαση συμβάλλει στην ελάττωση του πάχους της δέσμης και στην κατεύθυνσή της προς τον στόχο. Τα δυο αυτά τμήματα, δηλαδή η πηγή ηλεκτρονίων και η κοιλότητα εστίασης, δομούν την κάθοδο της λυχνίας. Το τρίτο και τελευταίο τμήμα της λυχνίας αποτελεί ο μεταλλικός στόχος, ο οποίος και συνιστά την άνοδο. Πρόκειται για έναν στόχο από Βολφράμιο πάνω στον οποίο προσπίπτει η δέσμη ηλεκτρονίων. Το σημείο πρόσπτωσης της δέσμης ηλεκτρονίων ονομάζεται εστιακό σημείο και οι συνήθεις τιμές του για ένα σύστημα CBCT είναι 0.5 mm. Το μεγαλύτερο ποσοστό της ενέργειας που παράγεται από την διαδικασία αυτή μετατρέπεται σε θερμότητα. Το μικρό όμως ποσοστό ενέργειας που περισσεύει μετατρέπεται σε ακτίνες Χ, χάρη στο φαινόμενο Bremsstrahlung, γνωστό και ως ακτινοβολία πεδήσεως. Το παραπάνω φαινόμενο θα αναλυθεί ενδελεχώς στη συνέχεια στο πλαίσιο της ανάλυσης του φάσματος των ακτίνων Χ. (Pauwels et al, 2014)

Για να μπορέσει να επιτελέσει το έργο του ο στόχος, θα πρέπει να πληρούνται ορισμένες προϋποθέσεις. Αρχικά, η τοποθέτηση του πρέπει να γίνει μόλις μερικά εκατοστά από την πηγή ηλεκτρονίων. Στη συνέχεια, το δυναμικό που χρειάζεται να βρίσκεται ο στόχος είναι της τάξης των δεκάδων kVp. Τέλος, η επιφάνεια του στόχου πρέπει να χαρακτηρίζεται από μια κλίση μερικών μοιρών, δηλαδή να μην είναι τελείως κατακόρυφη. Για να μπορεί η λυχνία να επιτύχει τον σκοπό της, χρειάζεται μεταξύ της καθόδου και της ανόδου να υπάρχει ένα χαρακτηριστικό αερόκενο με εσωτερική πίεση  $10^{-5} - 10^{-7}$  Torr. Το εξωτερικό περιβάλλον της λυχνίας συνήθως αποτελείται από Αλουμίνιο ή Χάλυβα με θωράκιση Μολύβδου, ώστε να επιτυγχάνεται η επιθυμητή ακτινοπροστασία. Τελευταίο και αναπόσπαστο κομμάτι της λυχνίας είναι το λάδι που τοποθετείται στο εσωτερικού του κυλίνδρου για την επίτευξη της ηλεκτρικής μόνωσης αλλά και της απαγωγής της αναπτυσσόμενης θερμότητας προς το περιβάλλον. (Liapraginos, 2021)

### 3.2 Φαινόμενο Bremsstrahlung

Το φαινόμενο Bremsstrahlung ή, αλλιώς, το φαινόμενο της ακτινοβολίας πεδήσεως είναι ένα φαινόμενο το οποίο λαμβάνει χώρα κατά την κίνηση των ηλεκτρονίων εντός της λυχνίας, αμέσως μετά την απελευθέρωση τους από την κάθοδο και την επιταχυνόμενη κατεύθυνσή τους προς την άνοδο. Το υλικό της ανόδου, που όπως αναφέρθηκε παραπάνω είναι το Βολφράμιο, αλληλεπιδρά με τα ηλεκτρόνια και προκαλεί την επιβράδυνσή τους. Σε αυτό το σημείο, και εξαιτίας της Αρχής της Διατήρησης της Ενέργειας, η μείωση της κινητικής ενεργείας των ηλεκτρονίων έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή φωτονίων. Οι τιμές της ενέργειας του φάσματος ξεκινάνε από τα 0 keV και μπορούν να φτάσουν μια μέγιστη τιμή ανάλογα πάντα με το δυναμικό που έχει επιλεγεί ανάμεσα στην κάθοδο και στην άνοδο. (Pauwels et al, 2014)

### 3.3 Κατευθυντήρας

Μέσα από τα παραπάνω, παρακολουθήσαμε την πορεία δημιουργίας της δέσμης ακτίνων Χ. Ωστόσο, η παραγόμενη δέσμη, αυτή καθαυτή, είναι ικανή να αυξήσει κατά πολύ την δόση στον εξεταζόμενο αλλά και να μας τροφοδοτήσει με περιττή πληροφορία. Για αυτόν τον λόγο, χρησιμοποιούνται οι κατευθυντήρες. Πρόκειται για μεταλλικές κατασκευές υπό μορφή διαφραγμάτων που τοποθετούνται τόσο στην έξοδο της λυχνίας όσο και στις εισόδους των ανιχνευτών. Χάρη σε αυτούς, καθορίζονται οι διαστάσεις της δέσμης όταν εξέρχεται από την λυχνία, αλλά και όταν προσπίπτει στους ανιχνευτές. Με αυτόν τον τρόπο, εμποδίζονται κατά ένα σημαντικό μέρος ακτίνες Χ χαμηλής ενέργειας που δεν σχετίζονται με την περιοχή ενδιαφέροντος. Το άνοιγμα του κατευθυντήρα έχει άμεση σχέση με το μέγεθος περιοχής, γνωστής και ως FOV. Η πλειονότητα των εμπορικών συστημάτων CBCT διαθέτει προκαθορισμένα FOV, άρα υποχρεωτικά διαθέτει και προκαθορισμένα ανοίγματα. Ωστόσο, σε κάποιες σπάνιες περιπτώσεις, συναντάμε ορισμένα συστήματα τα οποία μας δίνουν την δυνατότητα να προσαρμόσουμε τον κατευθυντήρα στον άξονα z, επιτρέποντας στο FOV να λάβει το οποιοδήποτε ύψος. Στο ανάλογο πλαίσιο αναφοράς των κλινικών εφαρμογών των CBCTs θα αναλύσουμε περαιτέρω τα FOV. (Pauwels et al, 2014)

### 3.4 Ανιχνευτές

Η πορεία των ακτίνων Χ, μετά την έξοδό τους από την λυχνία και το κατευθυνόμενο πέρασμά τους από την περιοχή ενδιαφέροντος, ολοκληρώνεται στους ανιχνευτές. Ο βασικός σκοπός των τελευταίων είναι η μετατροπή των εισερχόμενων φωτονίων σε ηλεκτρικό σήμα. Ο ρόλος τους στην ποιότητα της απεικόνισης είναι εξαιρετικά σημαντικός. Αυτός είναι και ο λόγος που η βελτίωση των συστημάτων CBCT βασίζεται στην ενδελεχή έρευνα και την δαπάνη σημαντικού κεφαλαίου για την εξέλιξη της τεχνολογίας των ανιχνευτών. Τα κύρια χαρακτηριστικά τους, τα οποία και είναι άμεσα συνδεδεμένα με την εξέλιξή τους, είναι η αποδοτικότητα και η ταχύτητα μετατροπής των φωτονίων σε ηλεκτρικό σήμα. Με το πέρασμα των χρόνων, και χάρη στην αέναη πρόοδο της βιοϊατρικής τεχνολογίας και συγκεκριμένα του τομέα της ακτινολογίας, συναντάμε διαφορετικούς τύπους ανιχνευτών. (Pauwels et al, 2014)

#### Charge-Couple-Device

Με ιστορική σειρά, οι πρώτοι ανιχνευτές που χρησιμοποιήθηκαν στα CBCT είναι οι λεγόμενοι CCD (Charge-Couple Device). Πολλές φορές στη βιβλιογραφία συναντώνται με τον

αγγλικό όρο image intensifiers. Διακρίνονται για την μεγάλη ταχύτητα τους, ωστόσο περιορίζονται σε ένα εξαιρετικά μικρό FOV. Λόγω του μεγάλου μεγέθους των ανιχνευτών, κατ' αναλογία ολόκληρος ο υπολογιστικός τομογράφος έχει αυξημένες χωρικές απαιτήσεις. Το γεγονός αυτό δημιούργησε αρκετά προβλήματα, ειδικά σε κτίρια με περιορισμένο χώρο για την εγκατάστασή τους. Όσον αφορά στη λειτουργία τους, δεν είναι δυνατό να παραβλεφθεί το βασικό τους ελάττωμα που έχει να κάνει με την ευαισθησία τους απέναντι στα μαγνητικά πεδία. Εξαιτίας της ευαισθησίας αυτής, παρατηρείται έντονη παραμόρφωση στην τελική εικόνα. Η μόνη λύση σε αυτό το πρόβλημα είναι η πιο συχνή βαθμονόμηση η οποία, σε συνάρτηση με την συχνή απώλεια της ευαισθησίας του φωσφόρου των ανιχνευτών, κάνει την συντήρησή τους δύσκολη και δαπανηρή. Παρόλα αυτά, έστω και σπάνια, τόσο στην αγορά όσο και σε ήδη εγκατεστημένα συστήματα απαντώνται τέτοιου είδους ανιχνευτές. (Pauwels et al, 2014), (Abramovitch et al, 2014)

#### Flat Panel Detector

Γίνεται εύκολα αντιληπτό πως η τεχνολογία των ανιχνευτών έρχεται βελτίωσης. Η βελτίωση αυτή επήλθε με την έλευση μιας νέας γενιάς ανιχνευτών, των λεγόμενων FPDs (Flat Panel Detectors). Αυτού του είδους οι ανιχνευτές αποτελούνται από συστοιχία τρανζίστορ πυριτίου και σπινθηριστή ιωδιούχου κεσίου (CsI:Tl) ή γαδολινίου (Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb). Προφανώς, σε σχέση με τους CCDs, οι νέοι αυτοί ανιχνευτές είναι αρκετά πιο μικροί σε μέγεθος με αποτέλεσμα την «μίκρυνση» των CBCTs. Εκτός όμως από το μικρότερο μέγεθος, οι FPDs προσφέρουν μερικά ακόμη εξαιρετικά σημαντικά πλεονεκτήματα. Αρχικά, αποδίδουν βελτιωμένη ποιότητα εικόνας χωρίς παραμορφώσεις με αποτέλεσμα την δημιουργία καλύτερων συνόλων δεδομένων. Το πλεονέκτημα όμως που συνεισφέρει στη σωστή διάγνωση και στη διευκόλυνση του ιατρού/χειριστή είναι το μεγάλο εύρος FOV που μπορούν να λειτουργήσουν. Οι πιο μοντέρνοι υπολογιστικοί τομογράφοι οδόντων χρησιμοποιούν σπινθηριστές (CsI:Tl) καθώς προσφέρουν την καλύτερη δυνατή ποιότητα εικόνας και απόδοση δέσμης, χάρη στην ιδιαίτερη δομή τους η οποία και είναι υπεύθυνη για την μειωμένη διάδοση του φωτός ανάμεσα στους σπινθηριστές. (Pauwels et al, 2014), (Abramovitch et al, 2014), (Αγγελόπουλος, 2022)

#### TFT-CMOS

Τέλος, αξίζει να σημειωθεί πως για την ανάγνωση του σήματος από τους FPDs γίνεται να χρησιμοποιηθούν δυο διαφορετικά εξαρτήματα που βασίζονται σε διαφορετικές τεχνολογίες. Τα πρώτα στοιχεία που συνεργάστηκαν με τους FPDs ήταν τα TFTs (Thin Film Transistors) στα τέλη της δεκαετίας του '90. Τα τελευταία χρόνια όμως χρησιμοποιούνται κατά κόρον τα CMOS FPDs, χάρη στο μεγάλο FOV παράλληλα με την υψηλή ανάλυση, ενώ ακόμη δεν μπορούμε να παραβλέψουμε την ταχεία ανάγνωση και τον σχεδόν μηδαμινό ηλεκτρονικό θόρυβο. Σε αυτό το σημείο, είναι αναγκαίο να αναφερθεί πως τόσο οι ανιχνευτές τύπου CCD όσο και αυτοί του τύπου FPD λειτουργούν πάνω στην κλίμακα του γκρι. Με λίγα λόγια, όσο καλύτερος είναι ο ανιχνευτής, τόσο περισσότερους τόνους του γκρι είναι ικανός να ξεχωρίσει. Ο παράγοντας που μας ενημερώνει για την ικανότητα αυτή του ανιχνευτή είναι ένας εκθετικός δυαδικός αριθμός που συνήθως στα συμβατικά συστήματα υπολογιστικών τομογράφων οδόντων κωνικής δέσμης κυμαίνεται από 12 έως 16 bits. Αυτό σημαίνει πως ο μικρότερος αριθμός τόνων του γκρι που μπορεί να ξεχωρίσει είναι  $2^{12} = 4096$  ενώ ο μεγαλύτερος  $2^{16} = 65536$ . Παρόλο που αυτό το τεχνικό χαρακτηριστικό δύναται να βελτιωθεί, μια σειρά από ανασταλτικούς παράγοντες όπως το ίδιο το λογισμικό του τομογράφου, η περιορισμένη δυνατότητα ανάλυσης της εικόνας από το μόνιτορ αλλά και η

προκαθορισμένη ικανότητα του ανθρώπινου ματιού να διακρίνει συγκεκριμένες αποχρώσεις του γκρι έχουν ως αποτέλεσμα την διακοπή της εξέλιξης του. (Pauwels et al, 2014)

### 3.5 Σχέδιο και κινησιολογία CBCT

Αφού αναλύθηκαν σε βάθος τα σημαντικότερα κομμάτια της οργανολογίας και η αρχή λειτουργίας ενός υπολογιστικού τομογράφου οδόντων κωνικής δέσμης, ήρθε η ώρα να παρουσιαστεί ο ίδιος ο σκελετός ενός τέτοιου συστήματος αλλά και τα διάφορα τεχνικά χαρακτηριστικά που εξαρτώνται από αυτό. Τα περισσότερα από αυτά δανείζονται το σχήμα τους από τα γνωστά από άλλες εφαρμογές C-arm, όχι όμως και το μέγεθός τους. Το τελευταίο είναι σημαντικά μικρότερο σε σχέση με τα κλασσικά C-arm, γεγονός που οφείλεται στις διαφορετικές απαιτήσεις των κλινικών εφαρμογών. Ανάλογα τώρα με τον κατασκευαστή αλλά και τις ανάγκες μίας κλινικής, η κίνηση του C-arm στους άξονες διαφέρει. Στις περισσότερες περιπτώσεις που ο εξεταζόμενος βρίσκεται σε καθιστή ή όρθια θέση, η περιστροφική κίνηση λαμβάνει χώρα στον οριζόντιο άξονα. Προκειμένου το FOV να εστιαστεί όσο καλύτερα γίνεται στην περιοχή ενδιαφέροντος, τα συστήματα δίνουν ελευθερία κίνησης κατά ένα πολύ μικρό αλλά σημαντικό για την έκβαση της εξέτασης διάστημα στον κάθετο άξονα. Αυτή η ελευθερία κίνησης είναι απαραίτητη σε συστήματα με μικρό FOV, όπως τα συστήματα με ανιχνευτές τύπου CCD που αναλύσαμε νωρίτερα. Υπάρχουν όμως περιστάσεις που ο εξεταζόμενος βρίσκεται ξαπλωμένος σε ύπτια θέση. Σε αυτή την περίπτωση, γίνεται χρήση C-arm που προσφέρουν κίνηση στον κάθετο άξονα. (Pauwels et al, 2014), (Αγγελόπουλος, 2022)

Προηγουμένως, στην μέθοδο παραγωγής των ακτίνων Χ, αναφέρθηκε το εστιακό σημείο στο οποίο προσπίπτει η δέσμη ηλεκτρονίων και έχει συνήθεις τιμές για ένα σύστημα CBCT 0.5mm. Το σημείο αυτό είναι ένας από τους παράγοντες που επηρεάζουν την οξύτητα της εικόνας. Άλλοι δύο παράγοντες που είναι υπεύθυνοι για την οξύτητα σε μία ιατρική εικόνα είναι ο SOD (Source to Object Distance), δηλαδή η απόσταση της πηγής από τον εξεταζόμενο, και ο ODD (Object to Detector Distance), δηλαδή η απόσταση του εξεταζόμενου από τον ανιχνευτή. Και οι δυο αυτοί όροι επηρεάζονται σημαντικά από την κατασκευή του σκελετού του υπολογιστικού τομογράφου. Σε αυτό το σημείο, όμως, είναι σημαντικό να αναφέρουμε πως το κατά πόσο κοντά ή μακριά βρίσκεται η πηγή από τον εξεταζόμενο και ο ανιχνευτής αντίστοιχα, δίνει διαφορετικά πλεονεκτήματα κάθε φορά. Για παράδειγμα, όσο πιο μεγάλη είναι η απόσταση της πηγής από τον εξεταζόμενο, τόσο μεγαλύτερη οξύτητα θα εμφανίζει η εικόνα. Τουναντίον, εάν αυτή η απόσταση είναι μικρή θα επιτευχθεί μεγέθυνση στην εικόνα. Όσον αφορά στην απόσταση εξεταζόμενου-ανιχνευτή, εάν αυτή είναι μικρή, τότε είναι δυνατό να χρησιμοποιηθούν μικρότερου μεγέθους ανιχνευτές. Αυτόματα ο κατασκευαστής αποκτά το πλεονέκτημα να μικρύνει σε μέγεθος τον τομογράφο, άρα η εγκατάστασή του να γίνεται ακόμα πιο εύκολα σε πιο μικρούς χώρους. Από την άλλη βέβαια, λόγω της μικρής αυτής απόστασης, ο ανιχνευτής δέχεται μεγάλα ποσοστά σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, πράγμα το οποίο επιδρά αρνητικά στην ποιότητα της εικόνας. Στην πράξη όμως παρατηρείται πως η πλειονότητα των κατασκευαστών προτιμά να τοποθετεί τον ανιχνευτή όσο πιο κοντά γίνεται στον εξεταζόμενο, καθώς έχει αποδειχθεί πως ελαττώνεται η θολότητα και αυξάνεται το FOV. (Pauwels et al, 2014)

### 3.6 Απόκτηση εικόνας

Προκειμένου να ολοκληρωθεί η μελέτη τόσο της οργανολογίας όσο και του τρόπου λειτουργίας, είναι απαραίτητο να σκελετωθεί η μέθοδος απόκτησης της εικόνας. Η γενική αρχή είναι πως, κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης υπολογιστικής τομογραφίας οδόντων, η λυχνία ακτίνων Χ και ο ανιχνευτής περιστρέφονται κυκλικά για ένα χρονικό διάστημα από 10 s έως 40 s, ανάλογα με τον τύπο της εξέτασης και το πρωτόκολλο που θα ακολουθηθεί. Μέσα σε αυτόν τον χρόνο, η κωνική δέσμη μετατρέπεται σε δυσδιάστατες προβολές από τον ανιχνευτή με τον τρόπο που έχουμε αναλύσει παραπάνω. Στην συνέχεια, με κατάλληλη επεξεργασία και με τεχνικές ανακατασκευής εικόνας που θα μελετηθούν παρακάτω, δημιουργείται η τελική τρισδιάστατη ιατρική εικόνα. Όλα αυτά αποτελούν την γενική αρχή, ωστόσο υπάρχουν κάποιες παράμετροι που διαφέρουν από σύστημα σε σύστημα ή από πρωτόκολλο σε πρωτόκολλο. Η πρώτη παράμετρος εξαρτάται από τον τρόπο ή την μέθοδο που πραγματοποιείται η έκθεση. Πιο συγκεκριμένα, οι δυνατοί τρόποι για την επίτευξη της έκθεσης είναι η συνεχόμενη και η παλμική. Τα περισσότερα πρωτόκολλα χρησιμοποιούν παλμική έκθεση, κατά την οποία η έκθεση σταματάει μεταξύ δυο προβολών. Για να γίνει αντιληπτό, θα χρησιμοποιηθεί ένα παράδειγμα. Εάν έχουμε χρόνο εξέτασης ίσο με 30 s και θέλουμε να πάρουμε 300 προβολές, για έναν παλμό χρονικής διάρκειας 10 ms, θα έχουμε συνολικό χρόνο έκθεσης 3 s. Από την άλλη μεριά, υπάρχει η συνεχόμενη έκθεση κατά την οποία ο χρόνος εξέτασης είναι ίσος με τον χρόνο έκθεσης. Δηλαδή, αν πάλι είχαμε χρόνο εξέτασης 30 s, τότε ο χρόνος έκθεσης δεν θα είναι 3 s, όπως συνέβη στο προηγούμενο παράδειγμα με την παλμική έκθεση, αλλά θα είναι και αυτός 30 s. Όσον αφορά τα προβλήματα που ενδέχεται να προκύψουν κατά την εφαρμογή των δυο αυτών πρωτοκόλλων, και στα δυο είναι πιθανό να παρατηρηθεί το φαινόμενο ο ανιχνευτής να κολλήσει για ένα αρκετά μικρό χρονικό διάστημα, όχι όμως σε βαθμό που να επηρεάζει την τελική εικόνα. Σε τελική ανάλυση, το δυνατό στοιχείο της παλμικής έκθεσης, που είναι και αυτό που την καθιστά δημοφιλέστερη έναντι της συνεχούς, είναι η βελτιωμένη χωρική διακριτική ικανότητα χάρη στην μειωμένη κίνηση του σκελετού κατά την εκτέλεση της εξέτασης. Η δεύτερη και εξίσου σημαντική παράμετρος είναι το εύρος περιστροφής. Και αυτό γιατί ενώ οι περισσότεροι υπολογιστικοί τομογράφοι οδόντων απαιτούν προβολές 360°, το σύστημα έχει τη δυνατότητα με τη μίση περιστροφή από την εν λόγω τιμή, δηλαδή με περιστροφή 180°, να επεξεργαστεί και να ανακατασκευάσει ένα ολόκληρο FOV. Ο περιορισμός των 180° δεν είναι τυχαίος αλλά αναγκαίος εξαιτίας του σχήματος ενός C-arm. Από εκεί και έπειτα, ανάλογα με τον τύπο της εξέτασης, το τόξο περιστροφής μπορεί να είναι και μικρότερο των 180°, με αποτέλεσμα την μείωση του χρόνου έκθεσης, άρα και της δόσης που θα λάβει ο εξεταζόμενος. Παρόλα αυτά, δεν μπορούμε να παραβλέψουμε ορισμένες σημαντικές συνέπειες στην δοσομετρία και στην ποιότητα εικόνας που θα αναλυθούν στα αντίστοιχα πεδία. (Rauwels et al, 2014), (Abramovitch et al, 2014), (Αγγελόπουλος, 2022)

#### 4. ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Όπως έχει ήδη αναφερθεί παραπάνω, ο υπολογιστικός τομογράφος οδόντων δεν χρειάζεται να πραγματοποιήσει αρχική λήψη των εγκάρσιων τομών αλλά, μέσω του λογισμικού του, δύναται να τις δημιουργήσει ψηφιακά με απώτερο σκοπό την προβολή στην οθόνη εξέτασης εμπλουτισμένων με διαγνωστική αξία εικόνων. Η συγκεκριμένη τεχνική ονομάζεται ανακατασκευή της εικόνας. Πιο συγκεκριμένα, μέσω μιας ανακατασκευασμένης εικόνας παρέχεται η δυνατότητα να παρατηρήσουμε τον διαφορετικό τρόπο με τον οποίο αλληλεπιδρά και στη συνέχεια εξασθενεί η ακτινοβολία με τους διάφορους ιστούς. Όπως θα μελετηθεί αναλυτικότερα παρακάτω, η εξασθένιση της ακτινοβολίας παρουσιάζεται με την συνεισφορά των voxels τα οποία λαμβάνουν διάφορες τιμές τόνων του γκρι. Αφού ολοκληρωθεί το στάδιο της ανακατασκευής, θα έχει ληφθεί μια τρισδιάστατη εικόνα η οποία και μπορεί να επεξεργαστεί με κάποιες άλλες τεχνικές, τις οποίες θα αναλύσουμε επίσης παρακάτω, ώστε να τονιστεί η σημαντική πληροφορία και να κάνει την διάγνωση πιο αξιόπιστη. (Pauwels et al, 2014), (Abramovitch, 2014), (Αγγελόπουλος, 2022)

Όσον αφορά στην ανακατασκευή, το χρονικό διάστημα που απαιτείται για την εκτέλεση μίας τέτοιας διαδικασίας είναι ανάλογο μίας σειράς παραγόντων όπως το FOV, το μέγεθος των voxels, ο συνολικός αριθμός των προβολών, τα τεχνικά χαρακτηριστικά και οι επιδόσεις της υπολογιστικής μονάδας αλλά και το λογισμικό. Θα μπορούσε να ειπωθεί ότι τόσο τα τεχνικά χαρακτηριστικά όσο και το λογισμικό είναι παράγοντες που παραμένουν σταθεροί καθώς εξαρτώνται από τον κατασκευαστή. Από την άλλη, οι υπόλοιποι προαναφερθέντες παράγοντες εξαρτώνται από τον χειριστή και την εκάστοτε κλινική εφαρμογή. Με λίγα λόγια, η ανακατασκευή της εικόνας αποτελεί ένα σύνολο μαθηματικών αλγορίθμων μεγάλης πολυπλοκότητας, οι οποίοι είναι υπεύθυνοι για την δημιουργία της εικόνας της εξεταζόμενης περιοχής μέσω των τιμών της εξασθένισης της ακτινοβολίας που εξέρχεται από την περιοχή αυτή. Οι αλγόριθμοι συσχετίζουν τις τιμές των συντελεστών της εξασθενημένης ακτινοβολίας με κάθε pixel της εικόνας που πρόκειται να δημιουργήσουν. (Αγγελόπουλος, 2022)

##### 4.1 Προεργασία ανακατασκευής

Προτού προχωρήσουμε στην περαιτέρω ανάλυση και επεξήγηση της ανακατασκευής της εικόνας, κρίνεται απαραίτητη η αναφορά σε μια σειρά από διαδικασίες που λαμβάνουν χώρα πριν το στάδιο της ανακατασκευής και ονομάζονται στάδια προεπεξεργασίας. Τα δισδιάστατα δεδομένα που αποκτώνται από την ακτινοβολία του εξεταζόμενου συλλέγονται και υπόκεινται στις εν λόγω διαδικασίες, οι οποίες πολλές φορές διαφοροποιούνται ανάλογα πάντα με τον κατασκευαστή, χωρίς όμως αυτό να επηρεάζει το τελικό αποτέλεσμα. Οι διαδικασίες αυτές βρίσκουν εφαρμογή στην διόρθωση σφαλμάτων σχετιζόμενων κυρίως με το σκοτεινό ρεύμα των ανιχνευτών και τα ελαττωματικά pixels. Πιο συγκεκριμένα, μερικές φορές είναι πιθανό να υπάρξουν παρεκκλίσεις μεταξύ των ίδιων των ανιχνευτών αλλά και μεταξύ των pixels και των ανιχνευτών, ως προς την ευαισθησία και τις τιμές του σκοτεινού ρεύματος (απουσία ακτίνων X) (Loukianova et al, 2003). Μια ακόμη σημαντική περίπτωση που είναι απαραίτητη η προεπεξεργασία αυτή είναι όταν το πρωτόκολλο της εξέτασης απαιτεί την λήψη πολλών προβολών μέσα σε αρκετά μικρό χρονικό διάστημα. Σε αυτή την περίπτωση, ενδέχεται να χαθεί η σωστή χρονική σειρά των προβολών με αποτέλεσμα την διαστρέβλωση της παραγόμενης εικόνας. Γενικά, οι μέθοδοι προεπεξεργασίας είναι πολλές σε αριθμό με μεγάλο εύρος λειτουργίας, ωστόσο η αποτελεσματικότητά τους εξαρτάται ως επί το πλείστον από παράγοντες όπως το φάσμα της



δέσμης, η απόσταση πηγής-ανιχνευτή, η κατανομή διασποράς και η απόκριση του ανιχνευτή. (Pauwels et al, 2014)

#### 4.2 Μέθοδοι ανακατασκευής

Η παραπάνω σύντομη αναφορά στα στάδια της προεπεξεργασίας επιτρέπει τώρα την συνέχεια της μελέτης της ανακατασκευής της εικόνας και συγκεκριμένα των τριών κατηγοριών που την χαρακτηρίζουν: 1) η φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (Filtered Back Projection), στο εξής FBP για λόγους συντομίας, 2) οι αλγεβρικές τεχνικές ανακατασκευής (Algebraic Reconstruction Techniques) γνωστές και ως ARTs και 3) η στατιστική μέθοδος. (Pauwels et al, 2014)

#### FDK

Ξεκινώντας, θα ασχοληθούμε με τον FDK, τον πλέον διαδεδομένο αλγόριθμο στους υπολογιστικούς τομογράφους οδόντων με δυνατότητα τρισδιάστατης απεικόνισης. Αποτελεί στην ουσία ένα είδος FBP και χρησιμοποιείται ευρέως χάρη στην απλοϊκότητά του, την εξαιρετικά γρήγορη εφαρμογή του καθώς και την ικανότητά του να αντιμετωπίζει αποτελεσματικά πιθανά artifacts λόγω κάποιας ατελούς τροχιάς της κωνικής δέσμης. Ιστορικά, ο αλγόριθμος αυτός οφείλει την ονομασία του στους τρεις επιστήμονες που τον ανέπτυξαν το 1984, τα ονόματά των οποίων είναι Feldkamp, Davis και Kress. Όπως είναι γνωστό, τα δεδομένα από τις προβολές αποτελούν ένα άθροισμα όλων των συντελεστών της γραμμικής εξασθένισης κατά μήκος της διαδρομής των ακτινών Χ, μια διαδικασία γνωστή και ως προς τα εμπρός προβολή. Η διαδικασία του FDK είναι η οπισθοπροβολή των σταθμισμένων και φιλτραρισμένων προβολών, όπου οι τιμές του κάθε pixel της εικόνας εκχωρείται σε κάθε voxel. (Pauwels et al, 2014)

Στα ενδότερα του αλγορίθμου, πρέπει να τονιστεί το γεγονός πως ποτέ δεν χρησιμοποιείται μόνος του, αλλά πάντα με την συνοδεία δυο επιπρόσθετων φίλτρων. Αυτό συμβαίνει διότι η οπισθοπροβολή σαν τεχνική γενικά έχει κάποια σοβαρά μειονεκτήματα. Αρχικά, λόγω του ότι πολλές εικόνες επικαλύπτουν η μία την άλλη, δημιουργείται στο κέντρο της εικόνας μια περιοχή χαρακτηριστική για την μεγάλη πυκνότητά της σε σχέση με το υπόλοιπο της εικόνας. Το αποτέλεσμα είναι μια θαμπή εικόνα που έχει χάσει μεγάλο μέρος της πληροφορίας. Το πρώτο από τα βοηθητικά φίλτρα δεν είναι τίποτα άλλο από ένα υπεραπλοποιημένο φίλτρο το οποίο αποκόπτει όλες τις χαμηλές συχνότητες που προκαλούν το θάμπωμα στην εικόνα και συναντάται με την ονομασία ramp filter. Ωστόσο, εξαιτίας των μεγάλων συχνοτήτων που θα περάσουν μέσω του ramp filter, στην εικόνα θα περάσει και ένας μεγάλος όγκος θορύβου ο οποίος δυσχεραίνει την ανάγνωσή της από τον ειδικό. Για αυτόν ακριβώς τον λόγο, χρησιμοποιείται το δεύτερο στη σειρά φίλτρο το οποίο είναι ένα φίλτρο εξομάλυνσης και έχει την δυνατότητα να μειώσει σε έναν πολύ μεγάλο βαθμό τον θόρυβο που δημιουργήθηκε εξαιτίας του πρώτου. Τα φίλτρα εξομάλυνσης συνήθως αποκόπτουν την υψηλότερη συχνότητα, το λογισμικό όμως ενός συστήματος CBCT δίνει την δυνατότητα στον χειριστή να επιλέξει ο ίδιος χειροκίνητα την συχνότητα αποκοπής ανάλογα με την κλινική εφαρμογή. Αυτό συμβαίνει διότι, όπως όλα τα υπόλοιπα φίλτρα, έτσι και αυτά έχουν σοβαρές επιπτώσεις στην ποιότητα εικόνας. Πιο συγκεκριμένα, μειώνουν τον θόρυβο σε βάρος όμως της χωρικής διακριτικής ικανότητας. Για παράδειγμα, όσο πιο μικρή είναι η συχνότητα αποκοπής τόσο πιο πολύ θα μειώνεται ο θόρυβος, παράλληλα όμως θα μειώνεται και η χωρική διακριτική ικανότητα. Μερικά γνωστά συνδυαστικά ramp filters και φίλτρα εξομάλυνσης είναι τα Ram-Lak, Shepp-Logan, Cosine, Hamming και Hann. Περισσότερες

πληροφορίες σχετικά με το μαθηματικό σκέλος του φίλτρου FDK μπορούμε να βρούμε στο (Rodet et al, 2004).

#### ART

Στις περισσότερες των περιπτώσεων, αμέσως μετά την εφαρμογή της μεθόδου FBP, ακολουθεί η εφαρμογή της μεθόδου ART. Η τεχνική αυτή ανήκει στην κατηγορία των αναδρομικών μεθόδων ανακατασκευής, κατά την οποία ο συντελεστής εξασθένησης καθενός voxel υπολογίζεται μέσα από την επαναλαμβανόμενη και συνεχόμενη σύγκριση των προβολικών δεδομένων με την τρέχουσα εικόνα. Αναλυτικότερα, η εικόνα που έχει λάβει το σύστημα από την πρώτη απόπειρα ανακατασκευής μέσω FBP αναλύεται και στη συνέχεια το λογισμικό κάνει μία εκτίμηση σχετικά με το ποια θα μπορούσαν να είναι τα δεδομένα από τις προβολές. Έπειτα, τα πραγματικά δεδομένα συγκρίνονται με τα εκτιμώμενα, με την έκβαση της σύγκρισης αυτής να είναι μια νέα διορθωμένη ανακατασκευασμένη εικόνα. Η τεχνική αυτή επαναλαμβάνεται τόσες φορές όσες έχουν οριστεί από ένα κριτήριο το οποίο διαμορφώνεται είτε όταν πάψουν να υπάρχουν αλλαγές στην εικόνα μεταξύ των επαναλήψεων είτε όταν ολοκληρωθεί συγκεκριμένος αριθμός επαναλήψεων που έχει καθοριστεί από τον χειριστή. Συγκριτικά, οι τεχνικές ART, εξαιτίας του μεγάλου αριθμού επαναλήψεων, απαιτούν πολύ μεγαλύτερο χρονικό διάστημα προκειμένου να ολοκληρώσουν την ανακατασκευή σε σχέση πάντα με τον αλγόριθμο FDK. Από την άλλη μεριά, παρατηρούμε πως τόσο η ποιότητα εικόνας όσο και η ευελιξία με την οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί η τεχνική αυτή είναι κατά έναν πολύ μεγάλο βαθμό ανώτερες από αυτές του FDK αντίστοιχα. Δυστυχώς, όπως και στην περίπτωση του FDK, ο θόρυβος κάνει αισθητή την παρουσία του και στις τεχνικές ART. (Kandarakis, 2007), (Pauwels et al, 2014)

#### Στατιστική μέθοδος

Τελευταία τεχνική ανακατασκευής της εικόνας που χρησιμοποιείται στον υπολογιστικό τομογράφο οδόντων είναι η στατιστική μέθοδος. Όπως η προηγούμενη τεχνική, έτσι και η στατιστική μέθοδος ανήκει στην γενικότερη κατηγορία των αναδρομικών τεχνικών ανακατασκευής. Η διαφορά ανάμεσα στη στατιστική μέθοδο και την ART έγκειται στο γεγονός πως η πρώτη ανασυνθέτει την εικόνα με βάση ένα στατιστικό μοντέλο των προβολικών δεδομένων, σε αντίθεση με την δεύτερη που ανασυνθέτει συγκρίνοντας τα προβολικά δεδομένα με την τρέχουσα εικόνα. Προκειμένου να αντιμετωπίσει το πρόβλημα του θορύβου και να επιτύχει καλύτερα αποτελέσματα σε σχέση με τις άλλες δυο τεχνικές, η στατιστική μέθοδος δημιουργεί εξειδικευμένα μοντέλα της φυσικής μέσω της οποίας αποκτώνται τα δεδομένα τα οποία και είναι ο θόρυβος Poisson, ο θόρυβος Gauss, ή ένας συνδυασμός αυτών των δύο. Με αυτόν τον τρόπο, αφού ολοκληρωθεί μία επανάληψη, τα δεδομένα που αποκτώνται από την ακτινοβολή συγκρίνονται με τα δεδομένα του αντίστοιχου μοντέλου που χρησιμοποιείται εκείνη την στιγμή. Μερικά παραδείγματα στατιστικών τεχνικών είναι τα εξής: maximum-likelihood, maximum-a-posterior, penalized likelihood και expectation-maximization. Περισσότερες και αναλυτικότερες πληροφορίες για τις προαναφερθείσες τεχνικές εντοπίζονται στα ανάλογα έργα των (Fessler et al, 2000), (Bouman et al, 1993). Τέλος, αξίζει να αναφερθεί πως οι στατιστικές μέθοδοι είναι περισσότερο αποδοτικές σε συνθήκες χαμηλής δόσης και μικρότερου αριθμού προβολών, ωστόσο, λόγω του εξαιρετικά μεγαλύτερου χρονικού διαστήματος που χρειάζονται ώστε να φέρουν σε πέρας όλους τους υπολογισμούς για την ολοκλήρωση της ανακατασκευής της εικόνας, δεν χρησιμοποιούνται πολύ συχνά σε εφαρμογές οδοντιατρικής υπολογιστικής τομογραφίας. (Pauwels et al, 2014)

### 4.3 Επικάλυψη εικόνας

Μέχρι αυτό το σημείο, μελετήθηκε σε βάθος η διεργασία της ανακατασκευής μιας εικόνας. Όπως έγινε αντιληπτό, κατά τη διαδικασία αυτή δημιουργείται μια σειρά από εικόνες που αντιστοιχούν στην εξασθένηση της ακτινοβολίας. Ωστόσο, οι πληροφορίες καθεμιάς εικόνας ξεχωριστά χρειάζονται με κάποιο τρόπο να αθροιστούν και να δημιουργήσουν μια τελική εικόνα. Το εν λόγω έργο έρχεται να επιτελέσει μια διαδικασία που ακούει στην ονομασία επικάλυψη εικόνας. Το αποτέλεσμα της επικάλυψης είναι η δημιουργία μίας εικόνας υψηλής ανάλυσης που θα ανεβάσει τα ποσοστά επιτυχίας της διάγνωσης. Πολλές φορές ακόμη, ο χειριστής μπορεί να εκμεταλλευτεί τη δυνατότητα αυτή και να χωρίσει μία υπό εξέταση ανατομική περιοχή σε δύο FOV, τα οποία στη συνέχεια μέσω της επικάλυψης θα τα ενώσει, με απώτερο σκοπό την αποτύπωση μεγαλύτερου και ποιοτικότερου όγκου χρήσιμων πληροφοριών. (Pauwels et al, 2014)

Τώρα, όσον αφορά στον τρόπο με τον οποίο λειτουργεί η διαδικασία της επικάλυψης, μπορεί να τον χωριστεί σε δυο κατηγορίες. Η πρώτη κατηγορία είναι η απλή επικάλυψη κατά την οποία, ανάλογα με τον κατασκευαστή, είτε η κλινική τράπεζα είτε το C-arm εκτελούν μια προκαθορισμένη απειροελάχιστη κίνηση ενδιάμεσα από τα σκαναρίσματα. Η δεύτερη κατηγορία είναι και η πολυπλοκότερη, πλέον όμως και η πιο δημοφιλής. Τεχνικά συναντάται με την αγγλική ονομασία image registration, η οποία και αποτελεί ένα από τα μεγαλύτερα πεδία ενδιαφέροντος στην σύγχρονη επεξεργασία της εικόνας. Με λίγα λόγια, με την συνεισφορά ειδικά σχεδιασμένων αλγορίθμων και την χρήση διαφόρων μετασχηματισμών ευθυγραμμίζονται δύο ή περισσότερες εικόνες. Για την κατανόηση της τεχνικής image registration θα αναφερθούμε στα 4 θεμελιώδη βήματα που βασίζονται όλοι οι αλγόριθμοι. Το πρώτο βήμα αφορά στην ανίχνευση διακριτών χαρακτηριστικών (σύνορα περιοχών, γωνίες) τόσο στις εικόνες που χρησιμοποιούνται ως σημείο αναφοράς όσο και στις εικόνες που αποκτώνται από την ακτινοβολή. Εν συνεχεία, στο δεύτερο βήμα, τα χαρακτηριστικά που ανιχνεύθηκαν θα αντιστοιχηθούν. Στο προτελευταίο στάδιο υπολογίζονται οι συναρτήσεις που θα αναλάβουν να φέρουν σε πέρας την ευθυγράμμιση μεταξύ των εικόνων, μία διαδικασία που ονομάζουμε χαρτογράφηση. Στο τέταρτο και τελευταίο στάδιο συναντάμε τον μετασχηματισμό από τις συναρτήσεις χαρτογράφησης. Για περαιτέρω εμβάθυνση σε αυτόν τον τομέα συνίσταται η μελέτη της υποδεικνυόμενης αναφοράς (Wyawahare et al, 2009).

### 4.4 Οπτικοποίηση

Όλοι οι υπολογιστικοί τομογράφοι οδόντων κωνικής δέσμης, ανεξαρτήτως εταιρίας ή μοντέλου, έχουν την δυνατότητα να δημιουργήσουν την τελική ανακατασκευασμένη εικόνα με τους τρόπους που αναλύθηκαν παραπάνω. Ωστόσο, είναι σημαντικό να ειπωθεί πως μια ομάδα εξ αυτών, συνήθως πρόκειται για ακριβότερα μοντέλα με πιο ικανά λογισμικά, δύναται να επιτελέσει παραπάνω λειτουργίες για ακόμη πιο λεπτομερή και αξιόπιστη διάγνωση. Οι εν λόγω λειτουργίες, που θα αναλυθούν ενδελεχώς, σχετίζονται με το δεύτερο στάδιο ανασύνθεσης της εικόνας, το οποίο συναντάται με τον όρο οπτικοποίηση. Αρχικά, υπενθυμίζεται πως η προκύπτουσα τρισδιάστατη εικόνα μπορεί να διακριθεί σε τρία επιμέρους δισδιάστατα επίπεδα: 1) Το αξονικό επίπεδο, το οποίο εκτείνεται από το πάνω έως το κάτω μέρος του εξεταζόμενου όγκου, 2) Το οβελιαίο επίπεδο, το οποίο εκτείνεται από τα αριστερά προς τα δεξιά και 3) Το στεφανιαίο επίπεδο, το οποίο εκτείνεται από το πρόσθιο έως το οπίσθιο μέρος του όγκου. Τα τρία αυτά δισδιάστατα επίπεδα, μέσω της πολυεπίπεδης αναμόρφωσης (MPR), μπορούν να ομαδοποιηθούν με σκοπό την διευκόλυνση του

προσανατολισμού και της πλοήγησης στις εικόνες. Εκτός από την πολυεπίπεδη, συναντάται και η πλάγια αναμόρφωση η οποία προσφέρει την χρήσιμη στον χειριστή δυνατότητα να παρέμβει στο FOV και να το κόψει σε οποιαδήποτε γωνία. Αυτό μπορεί να συμβεί είτε αν ο χρήστης περιστρέψει την ίδια την εικόνα, είτε εάν περιστρέψει τις ειδικά σχεδιασμένες από το λογισμικό γραμμές πάνω στην εικόνα. Πολλές φορές προσφέρεται στον χειριστή ένα ακόμη βοηθητικό μέσο όπως μια καμπύλη, η οποία και μπορεί να δημιουργηθεί αυτόματα για μεγαλύτερη ευκολία ή χειροκίνητα για περισσότερη λεπτομέρεια. Η λειτουργία αυτή είναι χρήσιμη σε περιπτώσεις που η εξεταζόμενη περιοχή έχει καμπυλωτό σχήμα. Χαρακτηριστικό παράδειγμα μιας τέτοιας περιοχής αποτελεί το οδοντικό τόξο. Συγκεκριμένα, σε αυτή την περίπτωση μπορούμε να δημιουργήσουμε πανοραμικές καμπύλες στα οστά και στα δόντια. Εξαιτίας, όμως, του μικρού πάχους των εν λόγω πανοραμικών εικόνων, καθίσταται αδύνατη η απεικόνιση του οδοντικού τόξου σε μια εικόνα με αποτέλεσμα να χρειάζεται και δεύτερη. Έτσι, καταλήγουμε να σχεδιάζουμε μια καμπύλη για την άνω και μια άλλη καμπύλη για την κάτω περιοχή του τόξου. (Pauwels et al, 2014)

Οι παραπάνω διεργασίες λαμβάνουν χώρα και στην συνέχεια απεικονίζονται σε δύο διαστάσεις. Εκτός από αυτές, όμως, υπάρχουν και τεχνικές οπτικοποίησης που λειτουργούν στο τρισδιάστατο επίπεδο. Στη βιβλιογραφία απαντώνται με τον αγγλικό όρο 3D Renderings και συνήθως πρόκειται για δύο κατηγορίες, την Surface Rendering και την Volume Rendering. Φυσικά, υπάρχουν και υποκατηγορίες, ωστόσο η αναφορά σε αυτές ξεφεύγει από τον σκοπό της εργασίας. Περισσότερες πληροφορίες όμως εντοπίζονται στην έρευνα του Dr Lawler (Lawler et al, 2001).

#### Surface Rendering

Πίσω στην πρώτη κατηγορία τώρα, η Surface Rendering αναπτύχθηκε στα μέσα της δεκαετίας του '70 και βρήκε αμέσως εφαρμογή στην ιατρική απεικόνιση. Πιο συγκεκριμένα, λαμβάνει τα δεδομένα της εικόνας και τα μετατρέπει σε συγκεκριμένα γεωμετρικά σχήματα. Στη συνέχεια, διακρίνει τα voxels που αντιστοιχούν στην άκρη μίας περιοχής από αυτά που βρίσκονται εσωτερικά. Τα τελευταία, μάλιστα, τα θεωρεί άορατα. Η διάκριση αυτή πραγματοποιείται με την βοήθεια ενός εξαιρετικά κρίσιμου και πολύπλοκου αλγορίθμου, ο οποίος κάθε φορά είναι υπεύθυνος για την εύρεση ενός κατωφλίου το οποίο και ορίζει ποια voxels θα είναι ορατά και ποια όχι. Αυτή η μέθοδος είναι πολύ χρήσιμη για ανατομικές περιοχές με κοίλο σχήμα. Ένα σύστημα CBCT έχει πεδίο εφαρμογής κατά βάση σε περιοχές με κοίλο σχήμα, άρα εύκολα καταλαβαίνουμε πόσο σημαντική είναι η μέθοδος Surface Rendering για την βελτίωση της οπτικοποίησης της εικόνας.

#### Volume Rendering

Η δεύτερη κατηγορία, η Volume Rendering, σε αντίθεση με την προηγούμενη, είναι μία άμεση τεχνική καθώς δεν χρειάζεται να μετατρέψει τα δεδομένα σε γεωμετρικά σχήματα, αλλά αντιστοιχεί κατευθείαν τα voxels σε έναν τρισδιάστατο όγκο δεδομένων. Σε αυτό το σημείο, όμως, θα πρέπει να τονιστεί πως για να πραγματοποιηθεί αυτή η διαδικασία θα πρέπει να θυσιαστεί η ικανότητα της τεχνικής αυτής να εξάγει τα τρισδιάστατα αποτελέσματα σε αρχείο για στερεολιθογραφία. Ως εκ τούτου, η ποιότητα της οπτικοποιημένης εικόνας είναι ανώτερη. Παρά την ανώτερη ποιότητα, στο πεδίο της εφαρμογής συναντάται πολύ περισσότερο η τεχνική Surface Rendering καθώς σε περιπτώσεις τοποθέτησης εμφυτευμάτων ή σχεδιασμού πλάνου θεραπείας είναι απαραίτητη η χρήση της στερεολιθογραφίας. Προς εξήγηση του όρου στερεολιθογραφία, πρόκειται για μία τεχνική που αναπτύχθηκε την δεκαετία του 1980 και ανήκει στην γενικότερη κατηγορία των τεχνικών Solid Freeform (SFF). Ως προς την λειτουργία της,

επιτρέπει την άριστη σχηματική απεικόνιση των ανατομικών δομών, με την συνεισφορά ειδικά σχεδιασμένων λογισμικών για ιατρική απεικόνιση. Μάλιστα, ένα πολύ αναλυτικό επιστημονικό άρθρο που αναλύει σε βάθος την τεχνική αυτή καθώς και τις εφαρμογές της στον κλάδο της βιοϊατρικής μηχανικής είναι αυτό του (Melchels et al, 2010). Γενικά, οι δυο αυτές τεχνικές προσφέρουν πληθώρα πλεονεκτημάτων. Μερικά από αυτά είναι η σημαντική μείωση του θορύβου, η σχεδίαση ακριβέστατων σχημάτων στις εικόνες ως βοηθητικά εργαλεία στη διάγνωση αλλά και η μηδαμινή παραμόρφωση της εικόνας παρόλη την επεξεργασία.

#### 4.5 Τεχνική παραθύρου

Μετά το πέρας της ανακατασκευής της εικόνας, εκτός των μεθόδων οπτικοποίησης που μελετήσαμε παραπάνω, η εικόνα δύναται να επεξεργαστεί με πολλούς ακόμη τρόπους, ώστε να βελτιστοποιηθεί η αναπαράσταση των ανατομικών δομών, να αυξηθεί η ακρίβεια στη διάγνωση καθώς και να απομονωθούν συγκεκριμένα τμήματα της εικόνας με μεγαλύτερο βαθμό διαγνωστικής αξίας. Ένα από τα χαρακτηριστικότερα παραδείγματα αποτελεί ο μετασχηματισμός μέσω τεχνικών παραθύρου ή αλλιώς στα αγγλικά, όπως συνήθως συναντάται, window/level transformation. Ο κύριος λόγος για την χρήση αυτής της τεχνικής είναι η αύξηση της αντίθεσης και η ρύθμιση της επιθυμητής φωτεινότητας μέσω της αναπαράστασης συγκεκριμένων τόνων του γκρι. Συγκεκριμένα, βρίσκει ευρεία εφαρμογή στην βελτιστοποίηση της αντίθεσης στην περιοχή των οστών. Για να γίνει ακόμη πιο κατανοητό το πώς λειτουργεί μία τεχνική παραθύρου, θα χρησιμοποιήσουμε ένα αριθμητικό παράδειγμα. Εάν το εύρος του παραθύρου είναι  $W=1000$  τόνοι του γκρι και το κέντρο του είναι  $L=0$ , τότε οι τιμές των τόνων του γκρι θα είναι μεταξύ του  $-500$  και του  $+500$ . Για τιμές μικρότερες του  $-500$  το χρώμα της αντίστοιχης περιοχής θα είναι μαύρο, για τιμές μεγαλύτερες του  $+500$  το χρώμα θα είναι άσπρο, ενώ για τιμές ανάμεσα σε αυτούς τους αριθμούς θα διαμορφώνονται και οι ανάλογοι τόνοι του γκρι. Μερικές φορές υπάρχουν συγκεκριμένες κλινικές εφαρμογές που απαιτούν ταυτόχρονα μεγάλο FOV και υψηλή ανάλυση σε συγκεκριμένες περιοχές μίας δομής. (Αγγελόπουλος, 2022)

#### 4.6 Τεχνική μεγέθυνσης

Η τεχνική της μεγέθυνσης έρχεται να δώσει τη λύση προκειμένου να αποφευχθεί η διπλή ακτινοβολία του εξεταζόμενου. Κατά την τεχνική αυτή, ο εκάστοτε χρήστης έχει την δυνατότητα, χρησιμοποιώντας τα αρχικά δεδομένα, δηλαδή την εικόνα που προκύπτει μετά το πέρας της ανακατασκευής, να επιλέξει ένα συγκεκριμένο ROI και να το μεγεθύνει ανακατασκευάζοντάς το σε μικρότερα voxel. Με αυτόν τον τρόπο, θα επιτευχθεί αύξηση της οξύτητας παράλληλα όμως με αύξηση του θορύβου. Το γεγονός της αυξημένης ύπαρξης θορύβου μπορεί να παραμεριστεί προκειμένου να επιλυθούν διάφορα τεχνικά ζητήματα όπως ο μειωμένος χρόνος εξέτασης και η διατήρηση του μεγέθους των αρχείων της εικόνας στα ίδια επίπεδα παρά την ύπαρξη περισσότερων πληροφοριών. (Αγγελόπουλος, 2022)

## 4.7 Τμηματοποίηση

Εκτός από την ανάγκη για εστίαση και μεγέθυνση σε ένα πολύ συγκεκριμένο σημείο της εικόνας, πολλές φορές μία κλινική εφαρμογή μπορεί να απαιτεί τον διαχωρισμό της εικόνας σε διάφορα μέρη. Αυτή η διεργασία θα πραγματοποιηθεί μέσω μίας τεχνικής που ονομάζεται τμηματοποίηση. Η τμηματοποίηση μπορεί να διακριθεί σε δύο κατηγορίες, την αυτόματη και την χειροκίνητη. Οι αυτόματες τεχνικές βρίσκονται ακόμη σε πρώιμο στάδιο όσον αφορά στο πεδίο της οδοντιατρικής, καθώς δεν έχουν καταφέρει να βρουν εφαρμογή. Ωστόσο, μελλοντικά, με την συνεχή εξέλιξή τους, είναι σχεδόν βέβαιο πως θα βρίσκονται στο επίκεντρο. Επίσης, τεχνικές που συναντάμε στον κλασικό αξονικό τομογράφο όπως οι edge detection και region growing απουσιάζουν στον οδοντιατρικό. Από την άλλη, οι χειροκίνητες, παρά το γεγονός πως είναι περισσότερο επιρρεπείς στα σφάλματα και πολλές φορές ενδέχεται να είναι χρονοβόρες, είναι αυτές που χρησιμοποιούνται κατά κόρον. Ο πιο εύκολος και διαδεδομένος τρόπος να τμηματοποιήσουμε μία εικόνα είναι με την χρήση της τεχνικής thresholding. Με αυτόν τον τρόπο, ο χειριστής μπορεί να επιλέξει ένα συγκεκριμένο κατώφλι σύμφωνα με το οποίο τα voxels ομαδοποιούνται με έναν συγκεκριμένο τρόπο, ανάλογα εάν βρίσκονται πάνω ή κάτω από αυτό. Το λογισμικό δύναται να δώσει την ελευθερία στον χειριστή να επιλέξει παραπάνω από ένα κατώφλι προκειμένου η τμηματοποίηση να αποκτήσει μεγαλύτερη ακρίβεια. (Pauwels et al, 2014)

## 4.8 Voxels

Μέχρι τώρα, σε όλες τις αναφορές, έχει χρησιμοποιηθεί αρκετές φορές ο όρος voxel. Σε αυτό το κομμάτι της εργασίας, θα αναλωθούμε στο να εξηγήσουμε τί πραγματικά είναι και στη συνέχεια να μελετήσουμε με ποιον τρόπο αναπαρίστανται οι τόνοι του γκρι στην εικόνα ενός υπολογιστικού τομογράφου οδόντων κωνικής δέσμης. Τα voxels αποτελούν εικονοσημεία με συγκεκριμένη διάταξη σε γραμμές και στήλες στα οποία αντιστοιχούνται συγκεκριμένοι τόνοι του γκρι σε σχέση πάντα με την εξασθένιση της ακτινοβολίας κατά την εκτέλεση της εξέτασης. Για την καλύτερη δυνατή ακρίβεια στις γεωμετρικές μετρήσεις και στις τρεις διαστάσεις του χώρου έχει αποδειχθεί πως τα voxels χρειάζεται να έχουν όλες τις διαστάσεις τους ίσες. Συνήθεις τιμές για τις διαστάσεις τους είναι 0,4 mm έως 0,7 mm. Όπως φάνηκε προηγουμένως στο κεφάλαιο των ανιχνευτών, ένα σύγχρονο σύστημα CBCT έχει τη δυνατότητα να ξεχωρίσει από  $2^{12} = 4096$  έως  $2^{16} = 65536$  τόνους του γκρι. Στην πράξη αυτό καθίσταται αδύνατο εξαιτίας διαφόρων παραγόντων. Αρχικά, η οθόνη απεικόνισης μπορεί να αναπαράγει  $2^8 = 256$  διαφορετικές αποχρώσεις. Ο αριθμός των πραγματικά χρήσιμων τόνων του γκρι μπορεί να μειωθεί ακόμα περισσότερο αν συνυπολογιστεί και ο ανθρώπινος παράγοντας του οφθαλμού, ο οποίος από την φύση του έχει περιορισμένη ικανότητα στο να ξεχωρίζει διάφορες αποχρώσεις του γκρι. Σε αντίθεση με έναν κλασικό αξονικό τομογράφο, ο οποίος χρησιμοποιεί την κλίμακα Hounsfield για να αντιστοιχίσει την εξασθένιση της ακτινοβολίας με τα pixels, ο οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος από την πλευρά του χρησιμοποιεί τις τιμές των voxels. Οι τιμές αυτές με την σειρά τους αναπαρίστανται σε μια ψευδοκλίμακα Hounsfield παρόμοια με αυτή του κλασικού CT. Ο λόγος που οι κατασκευαστές προσφεύγουν στην χρήση της ψευδοκλίμακας είναι μεταξύ άλλων η διευκόλυνση του χειριστή σε περιπτώσεις που εξετάζεται η τοποθέτηση ενός εμφυτεύματος και η διερεύνηση πιθανών παθολογικών προβλημάτων. Κλείνοντας το

κομμάτι αυτό, θα αναφερθούμε συνοπτικά στην κλίμακα Hounsfield. Συγκεκριμένα, η κλίμακα HU χαρακτηρίζεται από την εξής σχέση:

$$HU = \frac{1000 * (\mu_{\text{voxel}} - \mu_{\text{water}})}{\mu_{\text{water}}}$$
. Σε αυτή την περίπτωση οι συντελεστές  $\mu_{\text{voxel}}$  και  $\mu_{\text{water}}$  χαρακτηρίζουν την εξασθένιση της ακτινοβολίας για το voxel και το νερό αντίστοιχα. Η τιμή HU για το νερό είναι ίση με 0, ενώ για τον αέρα είναι ίση με -1000. Γενικά, όσο περισσότερο απορροφά την ακτινοβολία ένα υλικό, τόσο μεγαλύτερη τιμή θα έχει. (Pauwels et al, 2014)

## 5. ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ

Ο κύριος σκοπός μίας ιατρικής εικόνας είναι η αποτύπωση των ανατομικών δομών του εξεταζόμενου με την μέγιστη δυνατή διαγνωστική πληροφορία. Όπως προαναφέρθηκε, ο τρόπος που επιτυγχάνεται αυτός ο σκοπός είναι με την χρήση τόνων του γκρι. Η ύπαρξη της διαγνωστικής πληροφορίας μπορεί να εκτιμηθεί τόσο υποκειμενικά, όσο και αντικειμενικά. Η υποκειμενική εκτίμηση έγκειται στην ικανότητα του εκάστοτε ιατρού/παρατηρητή να συλλέξει τις χρήσιμες για αυτόν πληροφορίες. Από την άλλη, η αντικειμενική εκτίμηση πραγματοποιείται με βάση ορισμένες παραμέτρους τις οποίες και θα αναλύσουμε διεξοδικά. Προτού ξεκινήσει η ανάλυση, σε αυτό το σημείο είναι απαραίτητο να αναφερθεί πως οι περισσότερες από τις παραμέτρους αλληλεξαρτώνται. Αυτό σημαίνει πως οποιαδήποτε μεταβολή μίας εξ αυτών είναι σίγουρο πως θα επηρεάσει τουλάχιστον μια άλλη.

### 5.1 Χωρική διακριτική ικανότητα

Η πρώτη προς μελέτη παράμετρος είναι η χωρική διακριτική ικανότητα. Πιο σπάνια, ενδέχεται να την συναντήσουμε και με τον όρο διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης. Η παράμετρος αυτή χαρακτηρίζει την ικανότητα ενός συστήματος CBCT να διακρίνει δύο διαφορετικές μικρές δομές που βρίσκονται σε πολύ κοντινή απόσταση μεταξύ τους, της τάξης των mm. Είναι εξαρτώμενη από διάφορους παράγοντες όπως τα μεγέθη του εστιακού σημείου, των voxels και των ανιχνευτών, των kV, των mAs αλλά και του εκάστοτε φίλτρου εξομάλυνσης που χρησιμοποιείται. Για να αξιολογηθεί η ποιότητα της χωρικής διακριτικής ικανότητας ενός απεικονιστικού συστήματος, χρειάζεται η συνεισφορά της συνάρτησης μεταφοράς διαμόρφωσης ή όπως συνηθέστερα την συναντάμε στη βιβλιογραφία MTF. Όπως είναι γνωστό, κατά την διαδικασία δημιουργίας μίας εικόνας ένα μέρος της αρχικής ποσότητας πληροφορίας είτε παραμορφώνεται είτε χάνεται. Η αρχική πληροφορία εκφράζεται από την διαμόρφωση εισόδου. Η διαμόρφωση εξόδου εκφράζει το ποσοστό πληροφορίας που διατηρείται μετά τις απώλειες εξαιτίας των δομών υψηλής χωρικής συχνότητας. Το πηλίκο της διαμόρφωσης εξόδου προς την διαμόρφωση εισόδου αποτελεί την MTF, δηλαδή  $MTF = \frac{\text{Διαμόρφωση εξόδου}}{\text{Διαμόρφωση εισόδου}}$ . Γίνεται εύκολα αντιληπτό πως το αποτέλεσμα της διαίρεσης αυτής έχει τιμή μικρότερη της μονάδας,  $MTF < 1$ . Όσο πιο μεγάλη είναι η τιμή του αριθμητή του κλάσματος, άρα και η MTF, τόσο πιο ικανό είναι το σύστημα να μεταφέρει σήματα υψηλής χωρικής συχνότητας. (Αγγελόπουλος, 2022), (Pauwels et al, 2014)

### 5.2 Αντίθεση

Η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης ή πιο απλά αντίθεση αποτελεί την δεύτερη στη σειρά προς μελέτη παράμετρο. Η αντίθεση αποτελεί ένα θεμελιώδες φυσικό χαρακτηριστικό μίας εικόνας το οποίο εκφράζει τις διαφορές στην ένταση της ακτινοβολίας που αντιστοιχούν σε διάφορες περιοχές της εικόνας. Πιο συγκεκριμένα, περιγράφει την ικανότητα του συστήματος να διακρίνει ιστούς ή άλλα υλικά μεταξύ δυο περιοχών της εικόνας διαφορετικών πυκνοτήτων. Ακόμα, δείχνει την ικανότητα του συστήματος να απεικονίσει ανατομικές δομές με παραπλήσιους γραμμικούς συντελεστές. Εξαρτάται κυρίως από την δόση της ακτινοβολίας και το μέγεθος της εξεταζόμενης περιοχής, δηλαδή το FOV. Άλλοι παράγοντες που ενδέχεται να είναι υπεύθυνοι για την μεταβολή της αντίθεσης είναι



οι αλγόριθμοι ανακατασκευής και το δυναμικό εύρος των ανιχνευτών. (Αγγελόπουλος, 2022), (Pauwels et al, 2014)

### 5.3 Πηγές θορύβου

Εκτός των παραπάνω, η ποιότητα μίας ιατρικής εικόνας χαρακτηρίζεται και από ορισμένες παραμέτρους που αφορούν στην υποβάθμισή της. Πρώτος και κυριότερος παράγοντας υποβάθμισης της εικόνας αποτελεί ο θόρυβος. Πρόκειται για τυχαίες και ανεπιθύμητες διακυμάνσεις στις τιμές των voxels με μηδενική διαγνωστική αξία. Όσον αφορά στην προέλευση του θορύβου, διακρίνονται τρεις διαφορετικές πηγές. Η πρώτη πηγή είναι ο λεγόμενος κβαντικός θόρυβος, ο οποίος και προκαλείται από την τυχαιότητα των αλληλεπιδράσεων που λαμβάνουν χώρα κατά την παραγωγή και την εξασθένηση των ακτίνων Χ. Αναλυτικότερα, το είδος της ακτινοβολίας που προκαλεί τον κβαντικό θόρυβο ονομάζεται σκεδάζουσα. Πρόκειται για δευτερογενή ακτινοβολία η οποία δημιουργείται εξαιτίας του φαινομένου Compton, κατά το οποίο παράγονται φωτόνια χαμηλής ενέργειας μέσα στην ίδια την εξεταζόμενη δομή. Εξαιτίας της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, εκτός από την ύπαρξη θορύβου, παρατηρείται έντονη μείωση της αντίθεσης. Μάλιστα, η σχέση μεταξύ θορύβου και αντίθεσης υπολογίζεται από τον συντελεστή CNR (Contrast to Noise Ratio). (Αγγελόπουλος, 2022), (Pauwels et al, 2014)

Η δεύτερη πηγή θορύβου είναι ο ηλεκτρονικός θόρυβος ο οποίος, όπως μαρτυρά το όνομά του, οφείλεται στα ηλεκτρονικά συστήματα του υπολογιστικού τομογράφου οδόντων. Πιο συγκεκριμένα, αφορά την μετατροπή και την μεταφορά του σήματος που προέρχεται από τον ανιχνευτή. Τρίτη και τελευταία πηγή θορύβου σε ένα τέτοιο σύστημα είναι ο ανατομικός θόρυβος, ο οποίος οφείλει την ύπαρξή του στην παρεμβολή άλλων ανατομικών δομών που δυσχεραίνουν την πορεία της δέσμης. Αρκετοί μελετητές προσθέτουν μια τέταρτη πηγή θορύβου, την κίνηση του ασθενούς κατά την εξέταση. Ωστόσο, στον οδοντιατρικό υπολογιστικό τομογράφο η πιθανότητα ο θόρυβος να οφείλεται σε κίνηση του ασθενούς είναι αρκετά μικρότερη από αυτή σε έναν κλασσικό αξονικό τομογράφο χάρη στην μικρότερη χρονική διάρκεια της εξέτασης. Αν τυχόν πραγματοποιηθεί κάποια σωματική κίνηση, τότε η συνέπεια στην ιατρική εικόνα θα είναι περισσότερο ασάφεια και λιγότερο θόρυβος. Για την καταπολέμηση του θορύβου, ο χειριστής μπορεί να προβεί στην αύξηση των mAs, όμως αυτόματα θα αυξηθεί και η δόση στον ασθενή. (Pauwels et al, 2014)

Συγκριτικά όμως με τον κλασσικό αξονικό τομογράφο, ο οδοντιατρικός παρουσιάζει υψηλότερα ποσοστά θορύβου εξαιτίας διαφόρων παραγόντων, μέσα στους οποίους είναι και ο ηλεκτρονικός θόρυβος. Ένας ακόμη παράγοντας αυξημένων ποσοστών θορύβου αποτελεί το πρωτόκολλο περιστροφής 180°. Συγκεκριμένα, σε ένα τέτοιο πρωτόκολλο, η περιστροφή είναι μειωμένη, όπως μειωμένα είναι και τα mAs. Τέλος, η αύξηση του θορύβου αποδεδειγμένα μειώνει δραστικά την χωρική διακριτική ικανότητα, γεγονός που επιβεβαιώνει τον γενικότερο κανόνα πως οποιαδήποτε μεταβολή σε κάποια από τις παραμέτρους της ποιότητας της ιατρικής εικόνας θα επηρεάσει μία τουλάχιστον ακόμα. (Pauwels et al, 2014)

### 5.4 Ψευδενδείξεις

Τελευταίος παράγοντας υποβάθμισης της εικόνας, με τον οποίο και θα κλείσει το κεφάλαιο της ποιότητας εικόνας, αποτελούν οι Ψευδενδείξεις ή αλλιώς, όπως συναντώνται

στην ξένη βιβλιογραφία, Artifacts. Πρόκειται, λοιπόν, για συγκεκριμένα χωρία σε μία εικόνα, όχι τυχαία, τα οποία και παρεκκλίνουν από την πραγματική πληροφορία της. Η απώλεια της πραγματικής πληροφορίας και η αντικατάστασή της από τις ψευδενδείξεις έχει ως αποτέλεσμα την υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας και την συνολική αχρήστευση της διαγνωστικής της προσφοράς. Οι ψευδενδείξεις οφείλουν την ύπαρξή τους σε διάφορους παράγοντες. Ένας από τους κυριότερους είναι η σκεδαζουσα ακτινοβολία. Όπως αναλύθηκε παραπάνω, όταν οι ακτίνες X υποστούν το φαινόμενο Compton, δημιουργούνται μέσα στην ανατομική δομή φωτόνια χαμηλής ενέργειας τα οποία φτάνουν στον ανιχνευτή με αποτέλεσμα τον λανθασμένο υπολογισμό των τιμών εξασθένησης. Ο λανθασμένος αυτός υπολογισμός οδηγεί στην εμφάνιση σκιάσεων ή ραβδώσεων στην παραγόμενη ανακατασκευασμένη εικόνα. Προκειμένου να μηδενιστούν φαινόμενα σαν και αυτά, χρησιμοποιούνται ειδικά πλέγματα για την μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας που φτάνει στον ανιχνευτή με σοβαρό αντίκτυπο όμως στην ληφθείσα δόση. Πέρα από το τεχνικό κομμάτι υπάρχει η δυνατότητα, μέσω υπολογιστικών μεθόδων και αλγορίθμων (τεχνικές Monte Carlo), να διορθωθούν οι συνέπειες της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. (Αγγελόπουλος, 2022), (Pauwels et al, 2014)

Εκτός από την σκεδαζόμενη ακτινοβολία, ψευδενδείξεις ενδέχεται να προκαλέσει η απορρόφηση των ακτίνων X από αντικείμενα υψηλής πυκνότητας. Χαρακτηριστικότερο παράδειγμα τέτοιων αντικειμένων είναι τα εμφυτεύματα. Λόγω της απορρόφησης, η δέσμη σκληραίνει με αποτέλεσμα την δημιουργία μαύρων λωρίδων στην παραγόμενη εικόνα. Προς εξήγηση του όρου σκλήρυνση της δέσμης, όταν ένα αντικείμενο, συνήθως υψηλής πυκνότητας, απορροφήσει την δέσμη των ακτίνων X, η ενέργεια αυτής αυξάνει κατά ένα μεγάλο βαθμό. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται σκλήρυνση της δέσμης. Η υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας εξαιτίας της σκλήρυνσης της δέσμης από μεταλλικά αντικείμενα δύναται να αντιμετωπιστεί με την χρήση εξειδικευμένων αλγορίθμων. Ωστόσο, μέχρι και σήμερα, λίγοι είναι οι κατασκευαστές που κάνουν χρήση τέτοιων αλγορίθμων, καθώς πρόκειται για ένα σχετικά καινούριο πεδίο το οποίο και χρήζει περαιτέρω ανάπτυξης. (Pauwels et al, 2014), (Abramovitch et al, 2014)

## 6. ΔΟΣΕΙΣ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΩΝ

Όπως κάθε σύστημα ιοντιζουσών ακτινοβολιών ανεξαρτήτου εφαρμογής, έτσι και ο υπολογιστικός τομογράφος οδόντων κωνικής δέσμης προκαλεί την έκθεση των εξεταζόμενων στην ακτινοβολία αυτή με συνέπεια την πρόσληψη ενός ποσοστού της. Μάλιστα, ως έκθεση ορίζεται η ικανότητα της ακτινοβολίας να ionίζει τον αέρα. Ωστόσο, συχνά, στην ακτινοπροστασία βολεύει να χρησιμοποιούμε τον όρο δόση και συγκεκριμένα την ενεργό δόση η οποία και ορίζεται ως το άθροισμα όλων των ισοδύναμων δόσεων σε όλους τους ιστούς και τα όργανα του σώματος έπειτα από την εσωτερική και την εξωτερική τους έκθεση. Μονάδα μέτρησης της ενεργού δόσης αποτελεί το Sv (Sievert). Θέλοντας να μελετήσουμε την μέση δόση που έχει λάβει κάποιος ιστός ή κάποιο όργανο, τότε χρησιμοποιείται ο όρος απορροφούμενη δόση με μονάδα μέτρησης το Gy (Gray). Επιπροσθέτως, για την βέλτιστη σύγκριση των δόσεων ανάμεσα σε διαφορετικά μοντέλα ή συστήματα, κρίνεται αναγκαία η χρήση ενός ακόμη εργαλείου ονόματι CTDI (Computed Tomography Dose Index). Μονάδα μέτρησης και εδώ είναι το Gy. Τελευταίο εργαλείο που πρόκειται να αναφερθεί στην παρούσα εργασία είναι το λεγόμενο DAP (Dose Product Area). Το DAP είναι μέτρο για το συνολικό ποσό της ενέργειας των ακτίνων X που προσλαμβάνεται από τον εξεταζόμενο το οποίο συμβολίζει την δόση τόσο στο πεδίο ακτινοβολήσης, όσο και στον ίδιο τον ιστό που ακτινοβολείται. Μονάδα μέτρησής του είναι το Gy/cm<sup>2</sup>. Η μέτρηση των παραπάνω εργαλείων επιτυγχάνεται με την χρήση TLDs για την ενεργό δόση και θαλάμων ιονισμού για το CTDI και το DAP. (Shin et al, 2014), (Kim et al, 2008), (Αγγελόπουλος, 2022)

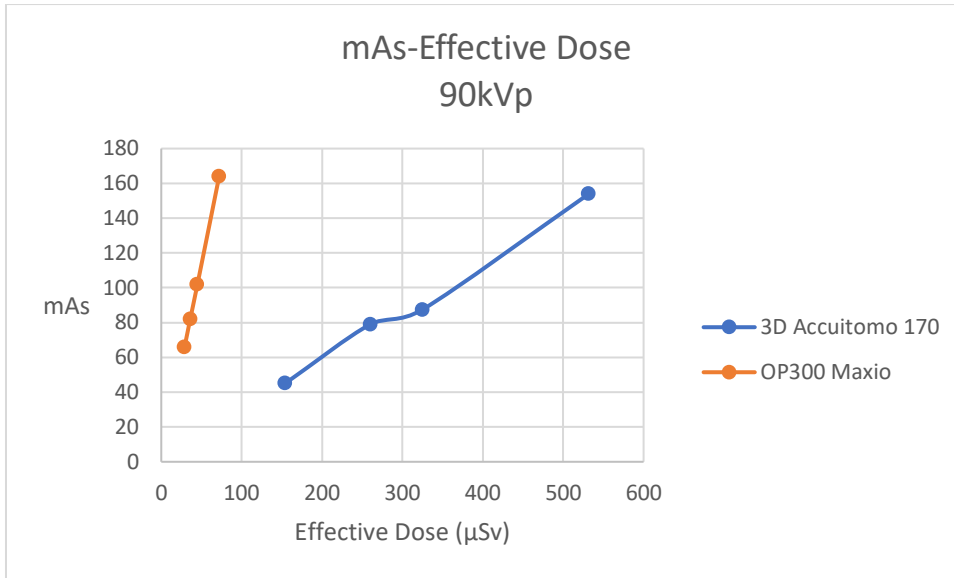
Τώρα, η σύγκριση μεταξύ οδοντικού και αξονικού υπολογιστικού τομογράφου έχει αδιαμφισβήτητο νικητή καθώς, σύμφωνα με μελέτες και μετρήσεις που έχουν πραγματοποιηθεί, οι δόσεις εξεταζόμενων τείνουν να είναι κατά πολύ μικρότερες στον πρώτο. Μιλώντας με συγκεκριμένα νούμερα, η δόση της ακτινοβολίας είναι περίπου 6 με 10 φορές μικρότερη. Ωστόσο, πρέπει να επιστηθεί προσοχή διότι το γεγονός πως η δόση στον οδοντικό είναι μικρότερη απ' ότι στον αξονικό δεν σημαίνει πως είναι αμελητέα. Προκειμένου να προχωρήσει ο οποιοσδήποτε σε εξέταση CBCT θα πρέπει να υπάρχει συγκεκριμένος λόγος. Αυτό έρχεται σε συμφωνία με την αρχή της αιτιολόγησης, μίας εκ των τριών βασικών αρχών της ακτινοπροστασίας. Σύμφωνα με την αρχή αυτή, η εξέταση εκτελείται με πρόθεση να εξασφαλιστεί το ατομικό ή κοινωνικό όφελος το οποίο και υπερτερεί της βλάβης της υγείας που ενδέχεται να προκαλέσει. Εκτός της αρχής της αιτιολόγησης, ένας επιπρόσθετος ανασταλτικός παράγοντας για την διενέργεια μίας εξέτασης CBCT αποτελεί η ηλικιακή ομάδα. Αναλυτικότερα, ο περιορισμός αυτός αφορά τους ανήλικους ασθενείς καθώς τείνουν να είναι αρκετά πιο ευαίσθητοι στην ακτινοβολία απ' ό,τι οι ενήλικες. Επιπροσθέτως, σε περίπτωση που η εξέταση CBCT κριθεί απαραίτητη για κάποιον ασθενή της κρίσιμης αυτής ηλικιακής ομάδας, τότε απαιτείται η προσαρμογή των ρυθμίσεων του απεικονιστικού συστήματος στα δεδομένα του εμφανώς μικρότερου σωματοτύπου τους. (Αγγελόπουλος, 2022), (Δημητρίου, 2022)

Πίσω στα πλεονεκτήματα του οδοντικού υπολογιστικού τομογράφου έναντι του αξονικού, μπορούμε να αναφέρουμε την δυνατότητα που παρέχει για χρήση μικρότερου FOV. Χάρη στη δυνατότητα αυτή μειώνεται σε μεγάλο βαθμό η απορροφούμενη δόση καθώς αποφεύγεται η ακτινοβολήση ιστών και διάφορων άλλων περιοχών χωρίς διαγνωστική αξία. Η χρήση μικρότερων FOV ενδέχεται να δημιουργήσει φαινόμενα σκίασης σε ορισμένες περιοχές της εικόνας. Τα φαινόμενα αυτά όμως έχουν μικρή πιθανότητα εμφάνισης και όταν

εμφανίζονται δεν δημιουργούν σοβαρά προβλήματα στην διάγνωση. Συνεπώς, η χρήση μικρών FOV μπορεί να εφαρμοστεί χωρίς κανέναν περιορισμό με άμεσο αντίκτυπο στην μειωμένη δόση. Μια ακόμα πολύ χρήσιμη δυνατότητα του υπολογιστικού τομογράφου οδόντων είναι η ταυτόχρονη απεικόνιση της άνω και της κάτω γνάθου. Πιο συγκεκριμένα, υπάρχουν εφαρμογές που απαιτούν την ταυτόχρονη απεικόνισή τους. Η δυνατότητα αυτή είναι πολύ σημαντική για τον απλούστατο λόγο πως ένας αντίστοιχος αξονικός τομογράφος θα χρειαζόταν να ακτινοβολήσει διπλά τον εξεταζόμενο προκειμένου να πραγματοποιήσει τις απεικονίσεις που χρειαζόμαστε. Με αυτόν τον τρόπο, γίνεται κατανοητό πως, χάρη στον οδοντικό, εκτός από μειωμένο χρόνο, ο εξεταζόμενος λαμβάνει την μικρότερη δυνατή δόση. Τώρα, όσον αφορά στις παραμέτρους mAs και kV, διαφαίνεται πως και οι δύο επηρεάζουν σημαντικά τη δόση ακτινοβολίας που θα λάβει ο εξεταζόμενος. Μια επικείμενη αύξηση στις τιμές αυτών θα επιφέρει μια σειρά από σπουδαία επιτεύγματα όπως η μείωση του θορύβου και η αύξηση του CNR, παράλληλα όμως θα αυξήσει σημαντικά τη δόση. Όπως γίνεται εύκολα αντιληπτό, πρέπει να βρεθεί η σωστή αναλογία μεταξύ της ποιότητας της διαγνωστικής εικόνας και της δόσης που θα λάβει ο εξεταζόμενος. Για τον λόγο αυτό ο υπεύθυνος ιατρός/χειριστής χρειάζεται να λάβει υπόψη μια σειρά παραμέτρων όπως τον σωματότυπο του ασθενούς και το είδος της εξέτασης, ώστε να επιτευχθεί το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα με την μικρότερη δυνατή δόση. (Αγγελόπουλος, 2022)

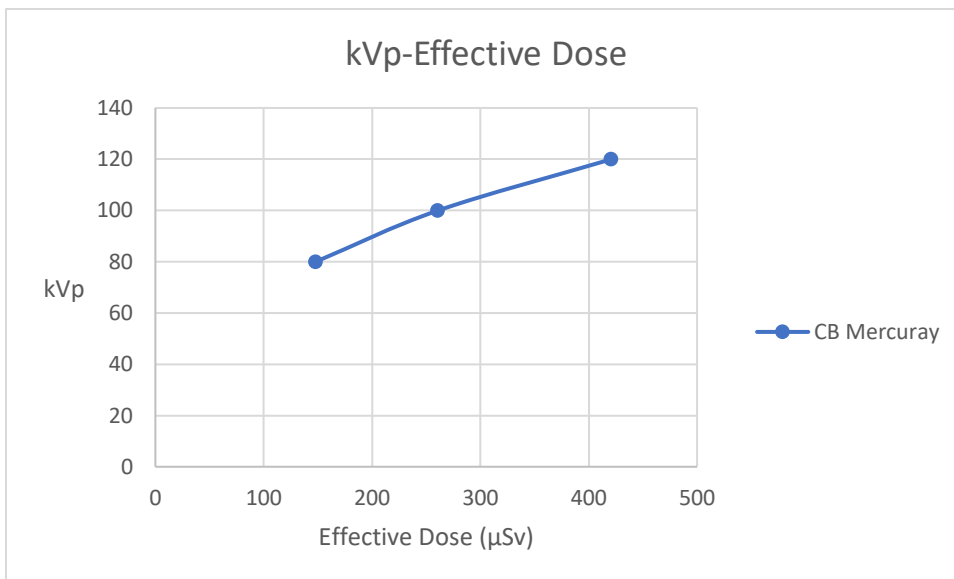
### 6.1 Διαγράμματα δόσης

Σε αυτό το σημείο παρατίθενται ορισμένα διαγράμματα τα οποία και επιβεβαιώνουν όλα όσα γράφτηκαν παραπάνω σχετικά με την δόση και τις παραμέτρους που την επηρεάζουν. Για αρχή, στο πρώτο διάγραμμα, διαφαίνεται ο τρόπος με τον οποίο αυξάνεται ραγδαία η ενεργός δόση στον εξεταζόμενο, όταν αυξάνονται τα mAs με σταθερή τάση στα 90 kVp. Γίνεται κατανοητό πως η αύξηση στη δόση είναι ανεξάρτητη της εταιρίας ή του μοντέλου του συστήματος CBCT. Στην εικόνα 1 παρατηρούμε διαφορετική δόση στον εξεταζόμενο ανάμεσα στα μοντέλα 3D Accuitomo και OP 300 Maxio. Η διαφορετική απόκριση στις καμπύλες για τα δύο αυτά μοντέλα οφείλεται στα διαφορετικά πρωτόκολλα λειτουργίας και στην εξέταση διαφορετικών FOV. Πιο συγκεκριμένα, για τον 3D Accuitomo τα πρωτόκολλα λειτουργίας ήταν: Standard, high fidelity, high resolution, high speed/360°, 180° scans/child, average adult, large adult, ενώ τα FOV με την σειρά τους ήταν: large, medium, small. Αντίστοιχα, για τον OP 300 Maxio τα πρωτόκολλα λειτουργίας ήταν: Standard, low dose, high definition, endo/child, small adult, regular adult, large adult, ενώ τα FOV: medium, small. Τέλος, όσον αφορά στα ομοιώματα που χρησιμοποιήθηκαν για τις μετρήσεις ήταν ίδια και για τα δύο συστήματα και ήταν τα εξής: atom child phantom και adult phantom. Οι μετρήσεις σε κάθε περίπτωση πάρθηκαν από δοσίμετρα οπτικά προτρεπόμενης φωταύγειας, γνωστά και ως OSL.



Εικόνα 1 Αύξηση ενεργού δόσης με παράλληλη αύξηση των mAs

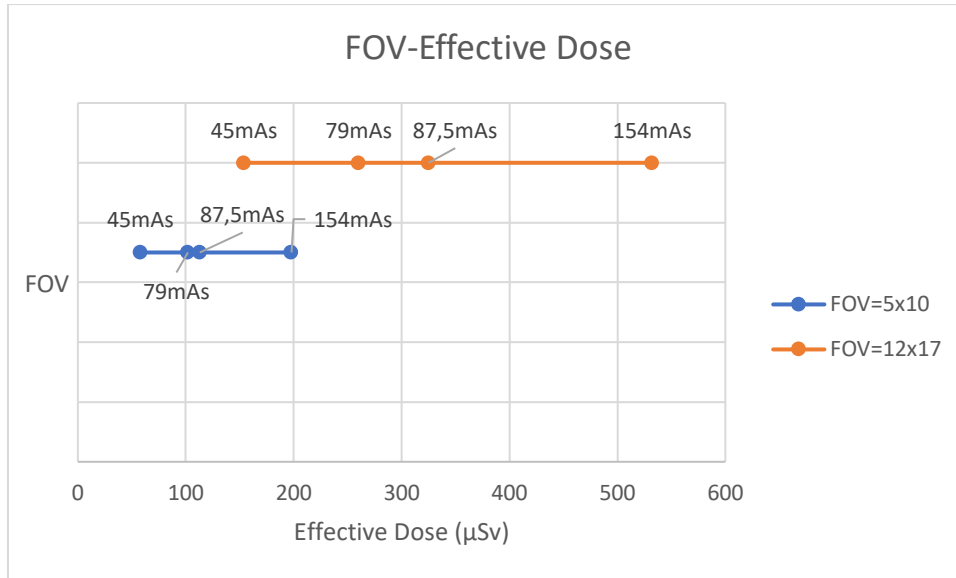
Αντίστοιχα, στο δεύτερο διάγραμμα, γίνεται ευδιάκριτη η αύξηση στην ενεργό δόση, με την ταυτόχρονη αύξηση της τάσης kVp του CB Mercuray.



Εικόνα 2 Αύξηση ενεργού δόσης με παράλληλη αύξηση των kVp

Όπως φαίνεται στο διάγραμμα, μία αύξηση της τάσης των 40 kVp (80-120 kVp), είναι ικανή να επιφέρει αύξηση στην ενεργό δόση κατά 273 μSv (148-421 μSv).

Στο τρίτο στη σειρά διάγραμμα, που ακολουθεί, παρουσιάζεται η σχέση μεταξύ FOV και ενεργού δόσης. Αναλυτικότερα, διαφαίνεται η τάση της δόσης να αυξάνεται καθώς γίνεται χρήση μεγαλύτερων FOV.



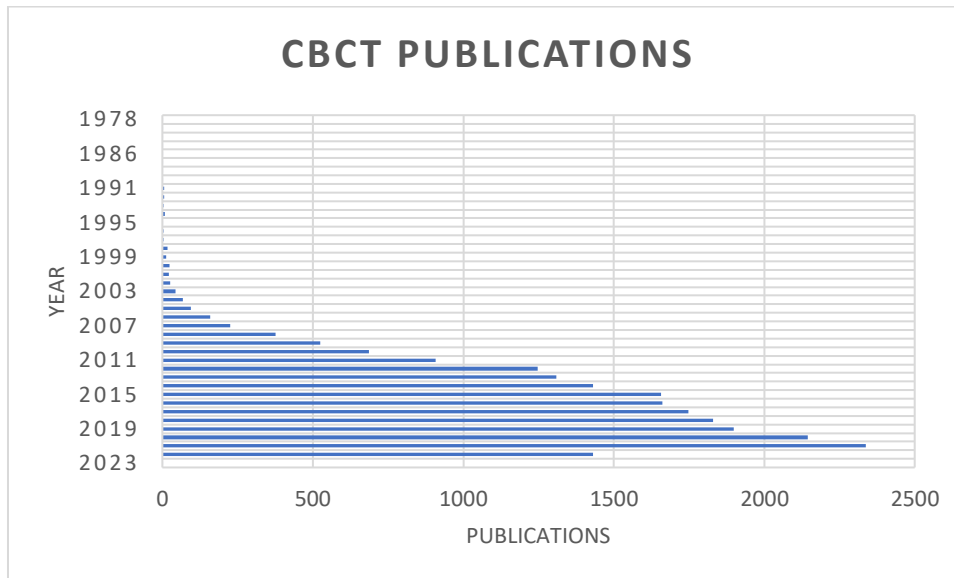
Εικόνα 3 Αναλογία ενεργού δόσης με FOV

Με αυτόν τον τρόπο, γίνεται άμεσα αντιληπτό το πλεονέκτημα των υπολογιστικών τομογράφων οδόντων κωνικής δέσμης έναντι των γενικών, καθώς οι πρώτοι δύνανται να χρησιμοποιούν μικρότερο FOV, με άμεσο αντίκτυπο στην μειωμένη δόση ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι εξεταζόμενοι. (Ludlow et al, 2008), (Loubele et al, 2009), (Kim et al, 2008) (Pauwels R, 2014) (Pauwels R, 2014) (Pauwels R, 2014)

## 7. ΕΡΕΥΝΑ ΚΑΙ ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

### 7.1 Δημοσιεύσεις

Η σπουδαιότητα ενός ιατρικού μηχανήματος ή γενικότερα ενός ιατροτεχνολογικού προϊόντος διαφαίνεται κυρίως μέσα από την συμμετοχή του σε διάφορες κλινικές εφαρμογές και την συμβολή του στην ιατρική κοινότητα. Ειδικότερα, στο πεδίο μελέτης της συγκεκριμένης εργασίας, ο οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος κωνικής δέσμης συμμετέχει σε πληθώρα κλινικών εφαρμογών στην ιατρική, με αποκορύφωμα την αδιάλειπτη παρουσία του σε ορισμένες εξ αυτών. Το γεγονός αυτό, σε συνάρτηση με την συνεχή τάση για εξέλιξη της τεχνολογίας και τις αυξημένες απαιτήσεις της ιατρικής κοινότητας, έχει οδηγήσει όλο και περισσότερους ερευνητές στην ενασχόλησή τους με το συγκεκριμένο αντικείμενο.



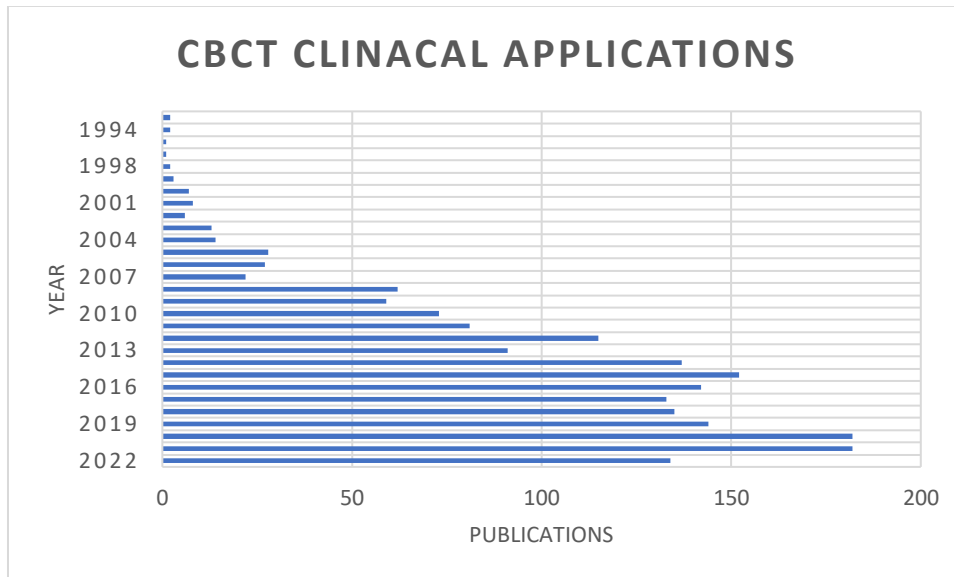
Εικόνα 4 Σύνολο δημοσιεύσεων σχετικών με τη μέθοδο CBCT

Το παραπάνω διάγραμμα επιβεβαιώνει τον ισχυρισμό για αυξημένη έρευνα στο πεδίο της οδοντιατρικής απεικόνισης με την χρήση κωνικής δέσμης. Πιο συγκεκριμένα, παρατηρείται η γραμμική σχεδόν αύξηση των επιστημονικών δημοσιεύσεων την τελευταία εικοσαετία. Η πρώτη δημοσίευση έλαβε χώρα το 1978, ώστε φτάνοντας στο σήμερα ο απολογισμός να ανέρχεται στις 18.664 δημοσιεύσεις.

### 7.2 Γενικές κλινικές εφαρμογές

Όπως είναι λογικό, το σύνολο των δημοσιεύσεων διαιρείται σε κατηγορίες, με σημαντικότερη εκείνη των κλινικών εφαρμογών που αφορούν την διάγνωση και θεραπεία διαφόρων παθήσεων της στοματικής κοιλότητας. Στο αμέσως επόμενο διάγραμμα γίνεται διακριτός ο μεγάλος όγκος δημοσιεύσεων που αφορούν στο συγκεκριμένο θέμα, ενώ και πάλι άξια αναφοράς είναι η σπουδαία αύξηση των δημοσιεύσεων αυτών τα τελευταία δεκαπέντε έτη. Το περιεχόμενο των κλινικών εφαρμογών που συναντάται στη βιβλιογραφία

ποικίλει. Αναλυτικότερα, ένα μεγάλο μέρος αφορά στην διάγνωση και θεραπεία παθήσεων της στοματικής κοιλότητας υψηλής επικινδυνότητας για την ανθρώπινη υγεία, το οποίο και απαιτεί παράλληλα την άριστη κατάρτιση τόσο του ιατρικού προσωπικού όσο και των ερευνητών. Ακόμη, στο πλαίσιο των κλινικών εφαρμογών, δοκιμάζεται η ικανότητα διαφόρων οδοντιατρικών υπολογιστικών τομογράφων κωνικής δέσμης να αντεπεξέρχονται στις αυξημένες απαιτήσεις, ενώ δεν λείπουν και οι συγκρίσεις μεταξύ των μοντέλων. Τέλος, μια μερίδα ερευνητών καταφεύγει στην μελέτη ορισμένων μεταβλητών ενός τέτοιου ιατρικού μηχανήματος (π.χ. τάση λειτουργίας). Με αυτόν τον τρόπο, πραγματοποιείται απόπειρα εύρεσης των καλύτερων δυνατών συνθηκών για την διεξαγωγή μίας εξέτασης με απώτερο σκοπό την εξαγωγή άριστων συμπερασμάτων.



Εικόνα 5 Σύνολο κλινικών εφαρμογών CBCT

Μία πολύ ενδιαφέρουσα κλινική εφαρμογή πραγματοποιήθηκε το 2019 όταν ο Dr. Dantas και οι συνεργάτες του αποπειράθηκαν να μελετήσουν την ακρίβεια με την οποία διάφορα συστήματα οδοντιατρικών υπολογιστικών τομογράφων αποτύπωναν το παρειακό πέταλο της άνω γνάθου. Η έρευνα αυτή έλαβε την αποδοχή της επιτροπής δεοντολογίας του ομοσπονδιακού πανεπιστημίου της Bahia. Το παρειακό πέταλο αποτελεί ένα μέρος της στοματικής κοιλότητας το οποίο πολλές φορές δύναται να αναδιαμορφωθεί εξαιτίας ορισμένων φυσιολογικών ή παθολογικών αιτιών. Όπως γίνεται αντιληπτό, η αναδιαμόρφωση αυτή συνιστά κίνδυνο για την υγεία του ασθενούς, καθώς επίσης δυσχεραίνει την καθημερινότητά του. Η ιδιαίτερη ανατομία του παρειακού πετάλου και το λεπτό μέγεθός του δυσκολεύει την διάγνωση του. Η διαφυγή στη χρήση της τεχνικής CBCT αποτελεί μονόδρομο. Για την διεξαγωγή της συγκεκριμένης μελέτης ως δείγμα χρησιμοποιήθηκε ένα άθικτο κρανίο με την παρουσία όλων των δοντιών, μηδενός εξαιρουμένου, σε άριστη κατάσταση. Προκειμένου να διασφαλιστεί η ομοιότητα της προσομοίωσης με τις πραγματικές συνθήκες, εφαρμόστηκε η μεθοδολογία του Ferreira et al κατά την οποία το κρανίο περιβάλλεται από κεριά και μένει σε υδάτινο περιβάλλον για 24 ώρες. Η διαδικασία αυτή ακολουθείται ώστε η ακτινοβολία να εξασθενίσει στον ίδιο βαθμό που εξασθενεί στον εξεταζόμενο εξαιτίας των μαλακών ιστών που παρεμβάλλονται. Στο πείραμα συμμετείχαν έξι διαφορετικά συστήματα οδοντιατρικών υπολογιστικών τομογράφων τα οποία και κλήθηκαν να απεικονίσουν την παρουσία ή την απουσία του παρειακού πετάλου και δύο ακτινολόγοι που θα ήταν υπεύθυνοι για την εξαγωγή των



συμπερασμάτων. Με τομές πάχους 0.2 mm, οι τομογράφοι ανέλυσαν κάθε δόντι αυτούσιο, χωρίζοντας τα τμήματα ρίζας σε τρία μέρη. Στη συνέχεια, μέσω διαφόρων τεχνικών ανακατασκευής, μετρήθηκε η απόσταση μεταξύ της αδαμαντινοοστεϊνικής ένωσης και του φατνιακού οστού. Όταν αυτή βρέθηκε μεγαλύτερη των 2 mm, σημειώθηκε η απουσία του παρεϊακού πετάλου, ενώ, αντίστοιχα, όταν βρέθηκε μικρότερη των 2 mm, το πέταλο ήταν παρόν. Και τα έξι συστήματα έδειξαν ιδιαίτερα υψηλή ακρίβεια και συμφωνία στις μετρήσεις τους, με τις όποιες διαφορές που διέκριναν οι ακτινολόγοι να μην έχουν κάποια σημαντική στατιστική αξία. Ωστόσο, παρά την μεγάλη ακρίβεια στην διάγνωση, οι ερευνητές επισήμαναν τους κινδύνους από την δόση ακτινοβολίας και πρότειναν την περιορισμένη χρήση της τεχνικής αυτής σε συγκεκριμένες περιπτώσεις. (Dantas et al, 2019)

Λίγα χρόνια νωρίτερα, το 2013, ο Dr Qiao J και οι συνεργάτες του προέβησαν σε μία διαφορετική κλινική εφαρμογή. Συγκεκριμένα, θέλησαν να μελετήσουν την ακρίβεια ενός συστήματος CBCT για την εκτίμηση της διάτρησης στον διχασμό της ρίζας στην περιοχή των γομφίων της άνω γνάθου. Η συγκεκριμένη περιοχή παρουσιάζει αυξημένες πιθανότητες για εμφάνιση περιοδοντίτιδας. Η εν λόγω ασθένεια δύναται να προκαλέσει έως και απώλεια δοντιών. Η διάγνωση μπορεί να πραγματοποιηθεί με τρεις τρόπους. Ο πρώτος τρόπος είναι η πανάκεια, καθώς πρόκειται για χειρουργική επέμβαση και εξέταση της περιοχής από τον ίδιο τον ιατρό εκ των έσω. Μια τέτοια μέθοδος είναι πάντα ακριβής και εκμηδενίζει τις πιθανότητες για λανθασμένη διάγνωση. Ο δεύτερος τρόπος είναι η απλή κλινική εξέταση. Σε αυτήν την περίπτωση, οι πιθανότητες σφάλματος αυξάνονται κατά πολύ καθώς ο εξεταστής δεν έχει την δυνατότητα να εισχωρήσει σε μεγάλα βάθη στα οποία και συναντάται η περιοδοντίτιδα. Ο τρίτος και τελευταίος τρόπος ήρθε στο προσκήνιο τα τελευταία χρόνια και είναι, φυσικά, η διάγνωση με την χρήση του υπολογιστικού τομογράφου οδόντων κωνικής δέσμης. Για την υλοποίηση της μελέτης ο Dr Qiao και η ομάδα του εξέτασε δεκαπέντε διαφορετικούς ασθενείς οι οποίοι πληρούσαν ορισμένα κριτήρια. Έπρεπε, δηλαδή, να πάσχουν από χρόνια περιοδοντίτιδα αλλά παράλληλα να μην έχουν τερηδόνα, μεταλλικά κράνη ή εμφράξεις αμαλγάματος, ενώ από την έρευνα θα έπρεπε να απουσιάζουν για προφανείς λόγους έγκυες και θηλάζουσες γυναίκες. Αρχικά, κατά την κλινική εξέταση, δυο εξειδικευμένοι περιοδοντολόγοι προχώρησαν σε μετρήσεις σε συγκεκριμένες περιοχές του παρεϊακού οστού. Στην συνέχεια, δυο ακτινολόγοι με την χρήση του οδοντικού αξονικού τομογράφου 3D Accuitomo 60 με λειτουργία πάχους τομής 0.5 mm και FOV 0.125 \* 0.125 \* 0.125 πήραν τις αντίστοιχες μετρήσεις. Αμέσως μετά το πέρας των εξετάσεων προχώρησαν στις απαραίτητες ανακατασκευές εικόνας. Τέλος, σειρά είχε η χειρουργική πράξη κατά την οποία 2 διαφορετικοί εξειδικευμένοι περιοδοντολόγοι αφαίρεσαν τους απαιτούμενους ιστούς με σκοπό την πραγματοποίηση των μετρήσεων με τους ασθενείς να παραμένουν με ράμματα για τις επόμενες δυο εβδομάδες και να ακολουθούν ειδική μετεγχειρουργική αγωγή. Άξιο αναφοράς είναι πως οι περιοδοντολόγοι δεν γνώριζαν για τις μετρήσεις των ακτινολόγων και αντιστρόφως. Αυτό συνέβη για την ακεραιότητα των μετρήσεων και την επιτυχία της έρευνας. Η στατιστική ανάλυση της έρευνας έδειξε συμφωνία μεταξύ των μετρήσεων CBCT και αυτών της χειρουργικής πράξης κατά ένα μεγάλο ποσοστό, της τάξης του 82.4%. Αντιθέτως, οι μετρήσεις της απλής κλινικής εξέτασης έδειξαν μικρή συμφωνία με αυτές της χειρουργικής πράξης, αγγίζοντας το μη ικανοποιητικό ποσοστό 21.6%. Μέσω της έρευνάς του, ο Dr Qiao συμπέρανε πως η μέθοδος CBCT αποτελεί μια αξιόπιστη εναλλακτική λύση για την διάγνωση της περιοδοντίτιδας. Επιπροσθέτως, οι ασθενείς αποφεύγουν την οποιαδήποτε χειρουργική επέμβαση σε ένα τόσο κομβικό μέρος του σώματος όπως αυτό της στοματικής κοιλότητας. Ωστόσο, αυτό που τονίζει ο ερευνητής είναι πως θα πρέπει να

υπάρχει συγκεκριμένος λόγος για την εξέταση CBCT, ώστε να αποφευχθεί η οποιαδήποτε περιττή ακτινοβολή του εξεταζομένου. (Qiao et al, 2013)

Μια ακόμη κλινική εφαρμογή του οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου κωνικής δέσμης είναι αυτή τη φορά η διάγνωση κατάγματος στην κάτω γνάθο του οδοντικού τόξου. Με την συγκεκριμένη μελέτη ασχολήθηκε η Dr Nestulia, η οποία με την συνεργάτιδα ομάδα της θέλησε να συγκρίνει τα αποτελέσματα της τεχνικής CBCT με τις απλούστερες μεθόδους διάγνωσης όπως η ψηφιακή ακτινογραφία και ο πανοραμικός ορθοπαντογράφος. Στη δημοσίευσή της η Nestulia αναφέρει πως μια μεγάλη μερίδα νοσηλευόμενων της τάξης του 6.1-23% αντιμετωπίζει προβλήματα από τραυματισμούς στην περιοχή της κάτω γνάθου. Στην συνέχεια αφού αναφέρεται στα πλεονεκτήματα της μελετώμενης μεθόδου παραθέτει με λεπτομέρεια το πείραμά της. Για την υλοποίησή της προχώρησε στην εξέταση 28 τραυματιών. Αρχικά, οι τραυματίες υποβλήθηκαν σε εξέταση ψηφιακής ακτινογραφίας και πανοραμικού ορθοπαντογράφου για μια πρώτη διάγνωση και στη συνέχεια οδηγήθηκαν στον χώρο του υπολογιστικού τομογράφου οδόντων για την ολοκλήρωση του σταδίου της διάγνωσης. Τέλος, τα αποτελέσματα από τα δύο είδη εξετάσεων αναλύθηκαν και συγκρίθηκαν μεταξύ τους. Στα πλεονεκτήματα των κλασικών μεθόδων διάγνωσης, η Nestulia τοποθέτησε την αμεσότητα και την αξιοπιστία των συστημάτων αυτών. Σε γενικές γραμμές οι εξετάσεις παρείχαν αρκετή διαγνωστική πληροφορία. Ωστόσο, σε δύο περιπτώσεις, τα συστήματα κρίθηκαν ανεπαρκή. Η πρώτη περίπτωση αφορά στην ανικανότητα της ψηφιακής ακτινογραφίας να διαγνώσει τα θραύσματα στην περιοχή της κάτω γνάθου τα οποία και παρατηρήθηκαν σε 2 τραυματίες. Η δεύτερη περίπτωση αφορά στην ανικανότητα του πανοραμικού ορθοπαντογράφου να διαγνώσει σε δυο περιπτώσεις το κάταγμα στο επίπεδο του αυχένα της κροταφογναθικής γλήνης εξαιτίας των ανατομικών χαρακτηριστικών της κροταφογναθικής άρθρωσης. Εκτός αυτών, αμέσως μετά την εξέταση με οδοντιατρικό υπολογιστικό τομογράφο παρατηρήθηκαν περαιτέρω παθήσεις θραυσμάτων που ήταν αδύνατο να διακριθούν μέσω των κλασικών τεχνικών. Η αποτίμηση της σύγκρισης μεταξύ των τεχνικών αναδεικνύει έξι στο σύνολο περιπτώσεις παθήσεων που διαγνώστηκαν αποκλειστικά και μόνο από το σύστημα CBCT, ενώ παράλληλα η δουλειά των θεραπόντων έγινε πιο εύκολη χάρη στα υψηλότερα ποσοστά διαγνωστικής πληροφορίας που προσέφερε το τελευταίο. (Nestulia et al, 2021)

Η σύγκριση μεταξύ ψηφιακής ακτινογραφίας και υπολογιστικής τομογραφίας οδόντων με χρήση κωνικής δέσμης επεκτείνεται και πέρα από την κλινική εφαρμογή της Dr Nestulia. Πιο συγκεκριμένα, μια ακόμη επιστημονική ομάδα, με επικεφαλής τον Mehrdad Abdinian, μελέτησε τις επιδόσεις της εκάστοτε τεχνικής στην μέτρηση των διαστάσεων των ελλειμάτων εξαιτίας της περιοδοντίτιδας. Αφορμή για την εκπόνηση της έρευνας αποτέλεσε η ολοένα και αυξανόμενη εμφάνιση περιπτώσεων περιοδοντίτιδας, μίας ασθένειας που όπως προαναφέρθηκε παραπάνω αποτελεί τον κυριότερο κίνδυνο για απώλεια δοντιών, με αποτέλεσμα την ανάγκη για εύρεση ενός αξιόπιστου και άμεσου τρόπου για την έγκαιρη διάγνωση της. Για την εκπόνηση της έρευνας οι ερευνητές χρειάστηκαν 11 ομοιώματα της κάτω γνάθου στα οποία υπήρχαν συνολικά 236 ελλείμματα, δημιουργώντας έτσι περιοχές κρατήρων και παραθύρων, όπως τις ονομάζουν οι οδοντίατροι. Έχοντας την αδαμαντινοοστεϊνική ένωση για σημείο αναφοράς, μετρήθηκε από έναν περιοδοντολόγο το ύψος του ελλείμματος. Αφού μετρήθηκαν όλες οι απαραίτητες αποστάσεις με την χρήση της οδοντιατρικής μύλης, το ομοίωμα τοποθετήθηκε μέσα σε ένα δοχείο plexiglass γεμισμένο με νερό. Η ενέργεια αυτή έγινε ώστε να γίνει προσομοίωση του μαλακού ιστού που περιβάλλει την κάτω γνάθο. Αμέσως μετά την ολοκλήρωση της προετοιμασίας, σειρά είχε η λήψη των ιατρικών εικόνων ψηφιακής ακτινογραφίας και οδοντιατρικής υπολογιστικής τομογραφίας

κωνικής δέσμης. Στη συνέχεια, ένας ακτινολόγος και ένας περιοδοντολόγος, χωρίς να γνωρίζουν για την τοποθεσία των ελλειμμάτων εκ των προτέρων, προχώρησαν στην ανάλυση και εκτίμηση των ιατρικών εικόνων. Χρησιμοποιώντας τον συντελεστή ICC (Intraclass Correlation Coefficient), συμπέραναν οι μετρήσεις του συστήματος CBCT ήταν σε πολύ μεγάλη συμφωνία με τις μετρήσεις της οδοντιατρικής μύλης, οι οποίες χρησιμοποιήθηκαν και ως αυθεντία, ενώ οι μετρήσεις της ψηφιακής ακτινογραφίας δεν εμφάνισαν το ίδιο υψηλή συσχέτιση. Εκτός αυτού, στις ιατρικές εικόνες της ψηφιακής ακτινογραφίας ήταν αδύνατο να απεικονιστούν τα παράθυρα που είχαν δημιουργηθεί εξαιτίας των ελλειμμάτων. Οι ερευνητές καταλήγουν ομόφωνα στο συμπέρασμα πως για περιπτώσεις σοβαρής περιοδοντίτιδας, η εξέταση του ασθενούς με οδοντιατρικό υπολογιστικό τομογράφο είναι απαραίτητη, με σκοπό την εύρεση του βέλτιστου πλάνου θεραπείας. (Abdinian et al, 2020)

Ένα από τα βασικά ερωτήματα των ακτινολόγων, των ιατρών αλλά και των μηχανικών αποτελεί το κατά πόσο καθοριστικό ρόλο έχουν οι παράμετροι λειτουργίας ενός συστήματος CBCT στην ακρίβεια μιας ιατρικής εικόνας. Την απάντηση προσπάθησαν να δώσουν οι Hang-Nga Mai και Du-Hyeong Lee μέσα από την έρευνά τους. Για την πραγματοποίηση της μελέτης τους χρησιμοποίησαν ένα τεχνητό ομοίωμα ανθρώπινης κάτω γνάθου το οποίο και σκανάρισαν υπό διαφορετικές συνθήκες. Πιο συγκεκριμένα, οι τάσεις λυχνίας έλαβαν τιμές 60, 80 και 100 kVp, το ρεύμα 6 και 8 mA, ενώ το voxel size 100, 200 και 300  $\mu\text{m}$ . Για την σύγκριση των μετρήσεων που πάρθηκαν λόγω των διαφορετικών παραμέτρων χρησιμοποιήθηκε εξειδικευμένο λογισμικό με την κωδική ονομασία SPSS version 25.0 της εταιρίας IBM. Προηγουμένως, μέσω του λογισμικού είχε μετρηθεί η γραμμική διαφορά ανάμεσα στην τρισδιάστατη ανακατασκευασμένη εικόνα και την καταχωρημένη εικόνα οπτικής σάρωσης. Στη συνέχεια, με την χρήση Kruskal- Wallis test και Mann-Whitney U test αξιολογήθηκε η σπουδαιότητα της διαφοράς της ακρίβειας της εικόνας μεταξύ των διαφορετικών παραμέτρων. Οι ερευνητές αφού παρέθεσαν τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα των εκάστοτε παραμέτρων σχετικά με την δόση που θα λάβει ο ασθενής αλλά και την επίδραση που θα έχουν στην ποιότητα εικόνας προχώρησαν στην παρακάτω υπόθεση. Η ακρίβεια της ιατρικής εικόνας δεν επηρεάζεται από τις μελετώμενες παραμέτρους. Αμέσως μετά την πραγματοποίηση δεκαοχτώ διαφορετικών συνδυασμών η στατιστική ανάλυση ήταν έτοιμη να επιβεβαιώσει ή να διαψεύσει την αρχική υπόθεση. Το πόρισμα των ερευνητών έδειξε πως δεν βρέθηκε σημαντική στατιστική διαφορά μεταξύ των μετρήσεων για διαφορετικές συνθήκες τάσης λυχνίας και ρεύματος. Ωστόσο, για τον συγκεκριμένο συνδυασμό των 100 kVp με τα 8 mA σημειώθηκαν ορισμένα σημαντικά σφάλματα κατά την διαδικασία της καταχώρησης εικόνας. Αυτά τα σφάλματα είναι αρκετά για να διαψεύσουν την αρχική υπόθεση, παρά την σχετική ταύτιση των υπολοίπων μετρήσεων. Όσον αφορά στο μέγεθος των voxels το πόρισμα δεν έδειξε κάποια σημαντική στατιστική διαφορά, παρά τα ορισμένα σφάλματα που σημειώθηκαν κατά την καταχώρηση. Τελικά, ο καλύτερος δυνατός συνδυασμός για τον υπολογιστικό τομογράφο οδόντων κωνικής δέσμης PaX-i3D smart της εταιρίας Vatech αποτέλεσε η τάση λυχνίας 80 kVp, το ρεύμα 8mA και το μέγεθος voxel 200  $\mu\text{m}$ , ενώ αυτός που σημείωσε τα περισσότερα σφάλματα ήταν αυτός με τάση λυχνίας 100 kVp, ρεύμα 8 mA και μέγεθος voxel 200  $\mu\text{m}$ . Μέσα από την συγκεκριμένη έρευνα οι μελετητές συμπέραναν πως είναι εφικτό να χρησιμοποιούνται πρωτόκολλα που αποσκοπούν στην μείωση της δόσης που θα λάβει ο εξεταζόμενος χωρίς να έχει άμεση αρνητική επίδραση στην ακρίβεια και στην ποιότητα της ιατρικής εικόνας. (Mai et al, 2021)

Οι κλινικές εφαρμογές ενός συστήματος CBCT δεν περιορίζονται στην περιοχή της στοματικής κοιλότητας. Ο Dr Otsuka μαζί με ένα πλήθος συνεργατών του θέλησε να

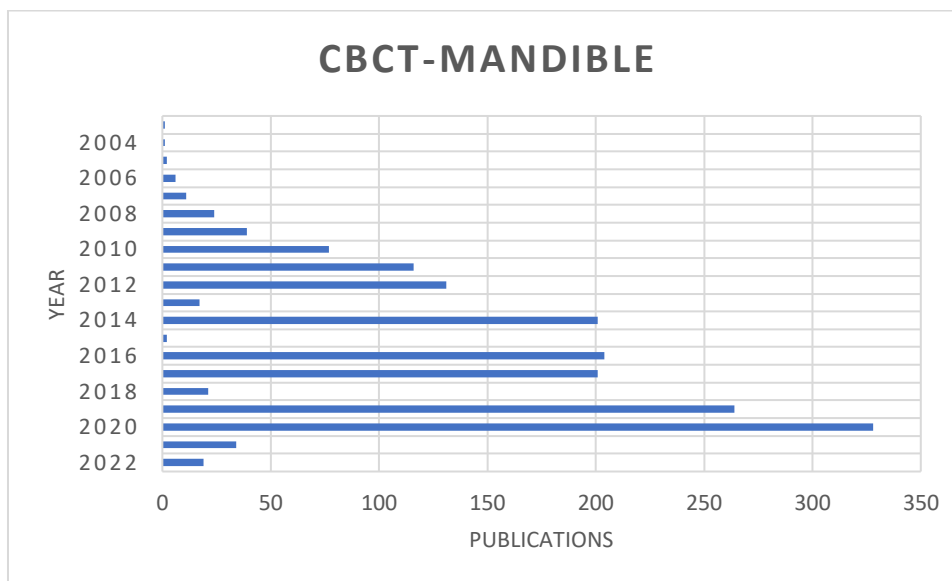
μελετήσει μία μέθοδο για την μείωση, αν όχι εκμηδενισμό, των ψευδενδείξεων που δημιουργούνται στις λήψεις κατά την εξέταση με οδοντιατρικό υπολογιστικό τομογράφο κωνικής δέσμης έπειτα από ενδοαγγειακό νευροχειρουργείο. Ο λόγος για την τεχνική SMART (Streak Metal Artifact Reduction Technique), η οποία και αναπτύχθηκε από την εταιρία Siemens με σκοπό την εξαφάνιση των μεταλλικών ραβδώσεων από την ιατρική εικόνα. Ο Otsuka με την συγκατάθεση του πανεπιστημιακού νοσοκομείου της Nagoya έλαβε εικόνες εξετάσεων CBCT από 148 ασθενείς με ανεύρυσμα και dAVF αμέσως μετά την χειρουργική τους επέμβαση. Στη συνέχεια, τρεις έμπειροι νευροχειρουργοί, χωρίς να γνωρίζουν τα στοιχεία και τις παθήσεις των ασθενών, κλήθηκαν να εξετάσουν και να ερμηνεύσουν τις ιατρικές εικόνες με και χωρίς την τεχνική SMART. Στην περιοχή που βρίσκεται το εγκεφαλονωτιαίο υγρό, οι ειδικοί αποφάνθηκαν πως σε 90 από το σύνολο των 148 εικόνων παρατηρείται αξιοσημείωτη διαφορά χάρη στην τεχνική SMART καθιστώντας τη διάγνωση πιο αξιόπιστη. Πιο συγκεκριμένα, στις 125 εικόνες περιπτώσεων ανευρύσματος οι 86 σημείωσαν βελτιστοποίηση, ενώ για περιπτώσεις dAVF από τις 23, μόλις οι 4 βελτιστοποιήθηκαν. Μια παρόμοια κατάσταση κατέγραψαν και για την περιοχή του εγκεφάλου, καθώς στο σύνολο των 148 εικόνων οι 108 απέκτησαν υψηλότερη διαγνωστική αξία. Αντίστοιχα, για περιπτώσεις ανευρύσματος, βελτιστοποιήθηκαν 102 από τις 125, ενώ για περιπτώσεις dAVF μόλις οι 6 από τις 23. Όπως εξηγούν οι ερευνητές, η χρήση του συστήματος CBCT κρίνεται απαραίτητη προκειμένου οι ασθενείς να αποφύγουν βαριά χειρουργεία, όπως συνέβαιναν στο παρελθόν, και να ακολουθήσουν ένα πιο ήπιο πλάνο θεραπείας. Για αυτό τον λόγο, η ποιότητα της ιατρικής εικόνας χρειάζεται να είναι εξαιρετική με μεγάλη διαγνωστική αξία. Όπως αποδείχθηκε και μέσω της παραπάνω έρευνας η τεχνική SMART καταφέρνει να βελτιώσει την ιατρική εικόνα στον απαιτούμενο βαθμό. Μόνο μελανό σημείο αποτελεί η αδυναμία του συστήματος CBCT αλλά και της μελετώμενης τεχνικής να διορθώσουν τις ψευδενδείξεις σε παθήσεις dAVF. (Otsuka et al, 2021)

Μέχρι αυτό το σημείο οι κλινικές εφαρμογές αφορούν εξετάσεις διαφόρων περιοχών της στοματικής κοιλότητας ή της περιοχής της κεφαλής γενικότερα για την διάγνωση και θεραπεία ορισμένων παθήσεων. Ακόμη, έχουν πραγματοποιηθεί συγκριτικές μελέτες μεταξύ κλασικών μεθόδων διάγνωσης και μεθόδων CBCT. Κρίνεται απαραίτητη ωστόσο, μία έρευνα η οποία θα συγκρίνει δύο συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας οδόντων κωνικής δέσμης διαφορετικής εταιρίας. Μια τέτοια έρευνα είναι σημαντική, καθώς θα εξακριβώσει το αν η ακρίβεια στις μετρήσεις αλλά και η γενικότερη επιτυχία της τεχνικής CBCT οφείλεται στην ίδια την τεχνική ή αν απλά οφείλεται στις κατασκευαστικές ικανότητες μιας συγκεκριμένης εταιρίας. Μία τέτοια ενδιαφέρουσα μελέτη πραγματοποιήθηκε από την Dr Sabrina Strobel και την συνεργάτιδα ομάδα της στο πανεπιστημιακό ιατρικό κέντρο της πόλης του Φράιμπουργκ. Συγκεκριμένα, το μοντέλο Scanora 3D της εταιρίας Soredex και το 3D Accuitomo 170 της Morita Europe κλήθηκαν να απεικονίσουν ενδοδοντικές δομές 70 διαφορετικών και άθικτων κοπτήρων, προγομφίων και γομφίων δοντιών. Οι δυο τομογράφοι απεικόνισαν και τις τρεις διαστάσεις των δοντιών με τις προεπιλεγμένες λειτουργίες, χωρίς να γίνει κάποια χειροκίνητη παρέμβαση. Την αξιολόγηση των ιατρικών εικόνων ανέλαβαν δύο οδοντίατροι οι οποίοι και δεν γνώριζαν από ποιο μοντέλο προέρχεται η κάθε εικόνα. Προκειμένου να υπάρχει ένα μέτρο σύγκρισης για την αξιολόγηση των συστημάτων, τα ίδια ακριβώς δόντια υπέστησαν τομές, οι οδοντίατροι μέσω της κλινικής εξέτασης να καταγράψουν τα ενδότερα. Τα αποτελέσματα των κλινικών εξετάσεων και των εξετάσεων των συστημάτων CBCT αναλύθηκαν και συγκρίθηκαν από ειδικό πρόγραμμα της εταιρίας IBM. Η ανάλυση έδειξε πως και τα δύο μοντέλα χαρακτηρίζονται από υψηλή ακρίβεια στις μετρήσεις τους που μπορεί να φτάσει και το 100%. Δεν παρατηρήθηκε κάποια σημαντική

στατιστική διαφορά μεταξύ των δυο μοντέλων, με το 3D Accuitomo να εμφανίζει μια ελαφρώς πιο λεπτομερή εικόνα και με λιγότερες ψευδενδείξεις. Ακόμη, το προϊόν της Soredex δείχνει να είναι πιο επιρρεπές στο φαινόμενο σκλήρυνσης της δέσμης εξαιτίας κάποιων μεταλλικών στοιχείων σε ορισμένα από τα δόντια, ενώ μειονεκτεί επίσης και στις εσφαλμένες διαγνώσεις, καθώς το μοντέλο της Morita Europe σημείωσε μεγαλύτερη επιτυχία και σε αυτόν τον τομέα. Συμπερασματικά, οι ερευνητές καταστάλαξαν στο γεγονός πως η τεχνική CBCT αποτελεί μια αξιόπιστη και άμεση μέθοδο διάγνωσης στην οδοντιατρικής και συγκεκριμένα στην ενδοδοντία και επιτυχία της είναι ανεξάρτητη του μοντέλου ή του κατασκευαστή, παρά το ισχυρό προβάδισμα του 3D Accuitomo έναντι του Scanora 3D. (Strobel et al, 2016)

### 7.3 Κλινικές εφαρμογές – Κάτω γνάθος

Το πλήθος των κλινικών εφαρμογών ενός συστήματος CBCT είναι τεράστιο. Κρίνεται σκόπιμο λοιπόν, να γίνει μια διάκριση ανάμεσα στις εφαρμογές. Παρακάτω, παρατίθεται ένα διάγραμμα το οποίο και παρουσιάζει το σύνολο των κλινικών εφαρμογών που έχουν δημοσιευτεί και αφορούν την περιοχή της κάτω γνάθου. Τέτοιες έρευνες μελετήθηκαν και παραπάνω με τρανό παράδειγμα αυτή της Dr Nestulia. Σε αυτό το σημείο, θα παρουσιαστούν δύο ακόμη έρευνες που πραγματεύονται τον υπολογιστικό τομογράφο οδόντων κωνικής δέσμης και την κάτω γνάθο.



Εικόνα 6 Σύνολο κλινικών εφαρμογών CBCT στην κάτω γνάθο

Η πρώτη έρευνα πραγματοποιήθηκε από τον Dr Wang και την επιστημονική του ομάδα, οι οποίοι ασχολήθηκαν με την μελέτη της ακρίβειας του οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου κωνικής δέσμης στη μέτρηση της διήθησης της κάτω γνάθου εξαιτίας του ακανθοκυτταρικού καρκινώματος στη στοματική κοιλότητα (OSCC). Όπως αναφέρουν οι ερευνητές, ο εν λόγω τύπος καρκινώματος είναι δυνατό να διαγνωστεί αποκλειστικά με κλινικές ή ακτινογραφικές εξετάσεις, καθώς ο χειρουργικός προσδιορισμός του καθίσταται αδύνατος εξαιτίας διαφόρων φυσιολογικών και ανατομικών αιτιών. Η διάγνωση της συγκεκριμένης ασθένειας απαιτεί υψηλή ακρίβεια με βασικούς σκοπούς την εύρεση των παθολογικών ορίων, την προστασία των υγείων ιστών της στοματικής κοιλότητας και την πρόληψη υποτροπής του ασθενούς. Στη θεωρία, ένα σύστημα CBCT αποτελεί την κορυφαία

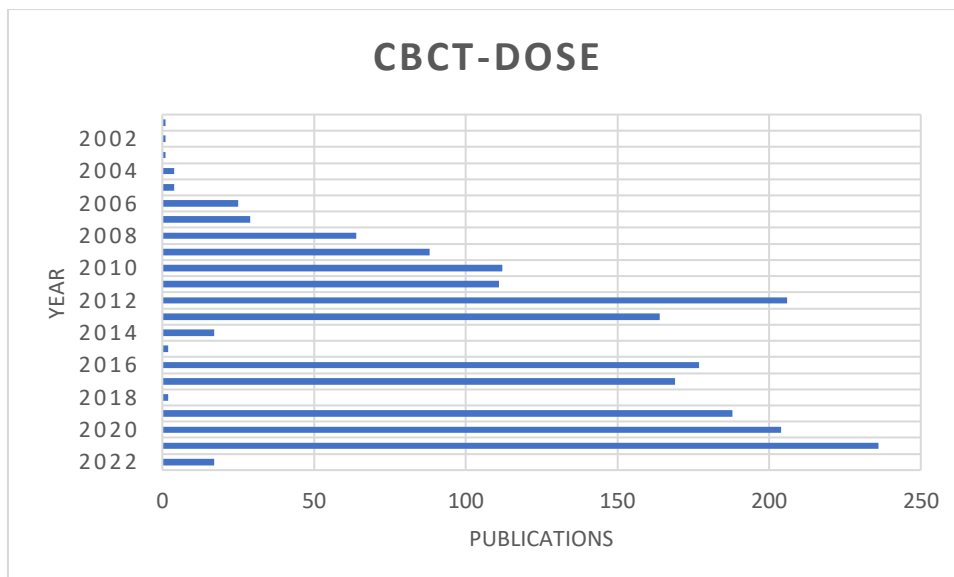
διαγνωστική μέθοδο χάρη στην ικανότητα του να απεικονίζει οστικές βλάβες έως και 0.25 mm, σε αντίθεση με τον άμεσο ανταγωνιστή του, MSCT, με ικανότητα απεικόνισης οστικών βλαβών έως και 1 mm. Με την έγκριση της ιατρικής σχολής του πανεπιστημίου της Nanjing, οι ερευνητές έλαβαν δείγματα από 30 ασθενείς. Βασική προϋπόθεση για την λήψη δείγματος από έναν ασθενή ήταν η αποχή του από ακτινοθεραπευτικές και χημειοθεραπευτικές μεθόδους αντιμετώπισης του καρκινώματος. Αμέσως μετά την λήψη τους, τα δείγματα τοποθετήθηκαν στο ειδικό υλικό gutta-percha (GP) και σχημάτισαν τρεις οπές 1 mm φάρδους και 4-6 mm ύψους. Οι οπές αυτές δημιουργήθηκαν για την αξιολόγηση των ιατρικών εικόνων CBCT. Στη συνέχεια, ακολουθώντας τις κατευθυντήριες οδηγίες του κατασκευαστή, ο Wang σκάνανε τα δείγματα προκειμένου να αξιολογηθεί η διήθηση των οστών και του κατώτερου κυψελιδικού νεύρου. Χωρίς να γνωρίζουν το σιδηρόποτε για τους ιστούς, δύο εκπαιδευμένοι παρατηρητές κλήθηκαν να αξιολογήσουν τις ιατρικές εικόνες. Σε περίπτωση που υπήρχε ασυμφωνία απόψεων, ένας τρίτος παρατηρητής θα έβγαζε το τελικό πόρισμα. Με το πέρας της διαδικασίας αυτής, τα δείγματα υπέστησαν ιστοπαθολογική ανάλυση με τη χρήση ειδικής χρώσης αιματοξυλίνης-ηωσίνης. Την ιστολογική ανάλυση διαδέχτηκε το σκανάρισμα των δειγμάτων από ειδική ψηφιακή συσκευή, ώστε οι ερευνητές με την βοήθεια του ψηφιακού εργαλείου Adobe Photoshop CC να μπορούν να συγκρίνουν τις εικόνες από το σύστημα του CBCT με αυτές της ψηφιακής συσκευής. Με την ολοκλήρωση της στατιστικής ανάλυσης αποδείχθηκε πως ο υπολογιστικός τομογράφος οδόντων κωνικής δέσμης μπορεί να διαγνώσει την διήθηση των οστών με απόλυτη επιτυχία, με τιμές ευαισθησίας, ειδικότητας και ακρίβειας 100%. Όσον αφορά στην περίπτωση της διάγνωσης της διήθησης του κατώτερου κυψελιδικού νεύρου ο τομογράφος πετυχαίνει μικρότερα ποσοστά επιτυχίας, χωρίς ωστόσο να κρίνεται απαγορευτικός. Οι τιμές της ευαισθησίας, της ειδικότητας και της ακρίβειας ήταν αντίστοιχα 66.7%, 71.4% και 69.2%. Οι ερευνητές προχώρησαν στο συμπέρασμα πως η μέθοδος CBCT αποτελεί μια αξιόπιστη λύση για την διάγνωση και τον προγραμματισμό του πλάνου θεραπείας της ασθένειας OSCC. (Wang et al, 2021)

Από την πλευρά του ο Dr Ali-Reza Ketabi και οι συνεργάτες του αποφάσισαν να μελετήσουν και να συγκρίνουν τις επιδόσεις του οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου κωνικής δέσμης και της πανοραμικής ακτινογραφίας, όσον αφορά στην ιατρική απεικόνιση του κάτω φατνιακού πόρου στην περιοχή της κάτω γνάθου. Λόγω της παρουσίας του φλοιώδους οστού στην συγκεκριμένη περιοχή, οι ερευνητές εξέτασαν επίσης τον βαθμό επίδρασης του πάχους του οστού αυτού στην απεικόνιση. Πριν την ανάλυση των ιατρικών εικόνων, οι ερευνητές έθεσαν ορισμένα κριτήρια, ώστε η σύγκριση να αποκτήσει πιο δίκαιο χαρακτήρα. Πιο συγκεκριμένα, απαιτήσαν το FOV να έχει περιοριστεί στην περιοχή της κάτω γνάθου και μόνο και η εξέταση να έχει πραγματοποιηθεί με ορθή τοποθέτηση του ασθενούς και κατάλληλη εφαρμογή των ρυθμίσεων λειτουργίας των συστημάτων. Επίσης, εικόνες με ψευδενδείξεις στην περιοχή της κάτω γνάθου δεν έγιναν δεκτές. Με αυτόν τον τρόπο, από το αρχικό σύνολο 549 ασθενών, ο τελικός αριθμός ασθενών που έλαβαν μέρος στην μελέτη έπεσε στους 323. Τα αποτελέσματα του Orthophos D3297 X-ray unit και του Gendex CBX εκτιμήθηκαν από έναν ειδικό στο πεδίο της οδοντιατρικής ακτινολογίας, όπου με την συνεισφορά του λογισμικού SPSS της IBM συγκρίθηκαν μεταξύ τους. Έχοντας χωρίσει, λοιπόν, τέσσερις υποπεριοχές δεξιά και άλλες τόσες αριστερά στην γενικότερη περιοχή της κάτω γνάθου (P2 δεύτερος προγομφίος, M1 πρώτος γομφίος, M2 δεύτερος γομφίος και M3 τρίτος γομφίος), παρατηρήθηκε πως ο οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος απεικόνισε με πολύ μεγαλύτερη ακρίβεια και τις οχτώ αυτές περιοχές σε σχέση με την πανοραμική. Αναλυτικότερα, η ακρίβεια του Gendex έφτασε στο 100% στις περισσότερες των

περιπτώσεων, ενώ αντίστοιχα αυτή του Orthophos δεν ξεπέρασε το 50%. Τα ποσοστά αυτά ήταν ικανά να ανατρέψουν ολοκληρωτικά την αρχική υπόθεση του Ketabi και των υπολοίπων, πως και τα δύο συστήματα είναι εξίσου ικανά να διακρίνουν τον κάτω φατνιακό πόρο της κάτω γνάθου. Ως προς την δεύτερη ανησυχία των ερευνητών, δηλαδή το κατά πόσο το φλοιώδες οστό δυσχεραίνει το έργο των διαγνωστικών συστημάτων, ανεξάρτητα από την απεικονιστική ικανότητα του κάθε συστήματος, το εν λόγω οστό δεν επηρεάζει με κάποιο τρόπο αρνητικά ή θετικά την διάγνωση του φατνιακού πόρου. Συμπερασματικά, οι ερευνητές κατέληξαν πως για τον εκμηδενισμό των πιθανοτήτων μιας λανθασμένης διάγνωσης στην περιοχή του φατνιακού πόρου της κάτω γνάθου, ειδικά σε πιο δύσκολες περιπτώσεις, συστήνεται η χρήση της μεθόδου CBCT. Ωστόσο, και σε αυτή την δημοσίευση γίνεται λόγος για την αρχή της ALARA και την πιο προσεγμένη χρήση των ακτινοβολιών. (Ketabi et al, 2021)

#### 7.4 Κλινικές εφαρμογές – Δόση

Με αφορμή την παραπάνω αναφορά στην αρχή της ALARA, σε αυτό το σημείο θα μελετηθεί η δόση ακτινοβολίας που λαμβάνεται από έναν εξεταζόμενο εξαιτίας της διαδικασίας CBCT. Το συγκεκριμένο πεδίο έχει αποτελέσει ευρέως αντικείμενο μελέτης από τον ιατρικό κόσμο. Αυτό διαπιστώνεται από τον μεγάλο όγκο δημοσιεύσεων που αφορούν στο συγκεκριμένο θέμα, αλλά και από το παρακάτω διάγραμμα, στο οποίο διακρίνεται η διαρκώς αυξανόμενη έρευνα, με αποκορύφωμα την χρονιά του 2021 όπου και δημοσιεύθηκαν 236 στον αριθμό μελέτες. Αμέσως μετά το διάγραμμα παρατίθενται σχετικές έρευνες που έχουν πραγματοποιηθεί από διάφορες επιστημονικές ομάδες, οι οποίες ως επί το πλείστον πραγματεύονται την προσπάθεια μείωσης της δόσης χωρίς την ταυτόχρονη υποβάθμιση της εικόνας.



Εικόνα 7 Σύνολο κλινικών εφαρμογών CBCT σχετικών με τη δοσομετρία

Μια από τις επιστημονικές ομάδες που ασχολήθηκαν με την μελέτη της δόσης στον οδοντιατρικό υπολογιστικό τομογράφο κωνικής δέσμης ήταν αυτή του Dr Romke Rozema το 2018. Σε αυτή τη δημοσίευση γίνεται λόγος για την ικανότητα του συστήματος CBCT αλλά και ενός MDCT να αποδώσουν με υψηλή ακρίβεια την διάγνωση ενός κατάγματος στην περιοχή των ζυγωματικών στην άνω γνάθο, σε λειτουργία χαμηλής δόσης. Για την διεξαγωγή της έρευνας δωρίστηκαν 6 πτώματα ανθρώπων από το πανεπιστημιακό ιατρικό κέντρο του

Γκρονιγκεν στην Ολλανδία για ιατρικούς σκοπούς. Κατά τη διεξαγωγή του πειράματος, τα πτώματα αρχικά σταθεροποιήθηκαν και στη συνέχεια υπέστησαν ελεγχόμενα χτυπήματα από ειδικό εργαλείο στην περιοχή των ζυγωματικών. Αμέσως μετά, ένας έμπειρος γναθοχειρουργός διενέργησε κλινική εξέταση για να διαπιστώσει την ύπαρξη ή μη καταγμάτων. Στο επόμενο στάδιο έλαβε χώρα η εξέταση της περιοχής της άνω γνάθου από ένα σύστημα MDCT της Siemens και ένα σύστημα CBCT της Planmeca. Στο πρώτο σύστημα χρησιμοποιήθηκαν 4 διαφορετικές λειτουργίες με σκοπό τη μείωση της δόσης (50, 40, 30, 20 mAs), ενώ στο δεύτερο χρησιμοποιήθηκαν δύο διαφορετικά πρωτόκολλα, με το δεύτερο να είναι αυτό που πετυχαίνει και την μικρότερη δυνατή δόση (ultra-low dose mode). Έπειτα, ένας διαφορετικός γναθοχειρουργός προχώρησε σε χειρουργική πράξη προκειμένου να διαπιστώσει εκ των έσω την κατάσταση του οστού. Τα αποτελέσματα της χειρουργικής πράξης χρησιμοποιήθηκαν ως μέτρο σύγκρισης για τα αποτελέσματα των αξονικών τομογραφιών. Κατά τη διαδικασία της αξιολόγησης των ιατρικών εικόνων, έλαβαν μέρος 16 ακτινολόγοι και 8 γναθοχειρουργοί, με απώτερο σκοπό την τυχαιότητα και την αντικειμενικότητα των πορισμάτων. Είναι σημαντικό να αναφερθεί επίσης πως οι παρατηρητές δεν γνώριζαν για τα πρωτόκολλα εξέτασης. Τα αποτελέσματα των ειδικών έδειξαν πως και τα δύο συστήματα ήταν σε θέση να διαγνώσουν ορθά το 90.3% των περιπτώσεων, ενώ δεν φάνηκε σημαντική διαφορά μεταξύ των διαφορετικών πρωτοκόλλων. Οι ερευνητές μέσα από αυτή την κλινική εφαρμογή συνιστούν την επιλογή πρωτοκόλλων εξέτασης χαμηλής δόσης, καθώς δεν φαίνεται να χάνεται διαγνωστική πληροφορία και ταυτόχρονα ο ασθενής ακτινοβολείται το δυνατόν λιγότερο. (Rozema et al, 2018)

Στο ίδιο περίπου επίπεδο κινήθηκαν η Dr Anne Caroline Oenning και η ομάδα της, οι οποίοι κλήθηκαν να ερευνήσουν την επίδραση που θα είχε μία ενδεχόμενη χρήση πρωτοκόλλου χαμηλής δόσης σε ένα σύστημα CBCT στην ποιότητα εικόνας κατά την εξέταση παιδιών και εφήβων. Η μελέτη επικεντρώθηκε στην συγκεκριμένη ηλικιακή ομάδα, καθώς αποδεδειγμένα θεωρείται η πλέον επιρρεπής στις ακτινοβολίες. Περνώντας στο πειραματικό κομμάτι για την βέλτιστη προσομοίωση επιλέχθηκε η χρήση ειδικά διαμορφωμένων ομοιωμάτων, τα οποία αποτελούνταν από 6 πραγματικά κρανία παιδιών επικαλυμμένα με μαλακό ιστό που προσομοιάζει τον ανθρώπινο μαλακό ιστό σε ό,τι έχει να κάνει με την σκέδαση και εξασθένιση των ακτινοβολιών. Αρχικά, ένα από τα ομοιώματα σκαναρίστηκε με 24 διαφορετικά πρωτόκολλα, από την χαμηλότερη έως την υψηλότερη δόση. Μέσω τεχνικών Monte Carlo υπολογίστηκαν όλες οι ενεργές δόσεις και επιλέχθηκαν 6 από τα 24 πρωτόκολλα για το επόμενο στάδιο της έρευνας. Μετά την ακτινοβολήση των ομοιωμάτων, 3 παρατηρητές με εμπειρία στην γναθοπροσωπική ακτινολογία παιδιών αξιολόγησαν τις ιατρικές εικόνες απαντώντας ερωτήσεις σχετικά με την ευκολία στη διάγνωση αλλά και την ποιότητα της διάγνωσης. Αυτή η διαδικασία αποτέλεσε την υποκειμενική εκτίμηση της ποιότητας εικόνας. Για την αντικειμενική εκτίμηση σκαναρίστηκε το ομοίωμα SEDENTEXCT IQ κάτω από ακριβώς τις ίδιες συνθήκες για τον υπολογισμό της οξύτητας της εικόνας, του FWHM και του CNR. Η στατιστική ανάλυση που ακολούθησε για την ανάδειξη του καλύτερου δυνατού συνδυασμού βασίστηκε στη μέθοδο ANOVA και στο Dunn's test. Η ανάλυση έδειξε πως μεταξύ ίδιων μεγεθών voxels δεν παρατηρήθηκε σημαντική στατιστική διαφορά, κάτι το οποίο παρατηρήθηκε μεταξύ ιατρικών εικόνων που προέκυψαν από διαφορετικά μεγέθη voxels. Ακόμη, η οξύτητα της εικόνας βρέθηκε υψηλότερη στα μικρότερα μεγέθη voxels. Όσον αφορά στην ενεργό, που αποτελεί και το αντικείμενο μελέτης της δημοσίευσης αυτής, παρατηρήθηκε πως είχε μειωμένες τιμές όταν χρησιμοποιήθηκε μικρό μέγεθος voxels αλλά και όταν μειώθηκαν τα kVp και τα mAs. Ωστόσο, οι ερευνητές θεώρησαν σημαντικό να αναφερθεί πως στη λειτουργία low-dose οι παρατηρητές δυσκολεύτηκαν να διαγνώσουν την



ιατρική εικόνα. Για αυτό το λόγο τονίζουν πως ναι μεν θα πρέπει να χρησιμοποιούνται παράμετροι λειτουργίας με σκοπό την μείωση της δόσης, αλλά θα πρέπει να γίνει με τέτοιο τρόπο ώστε να μην χάνονται πληροφορίες από την εικόνα. Διαφορετικά, υπάρχει κίνδυνος το εξεταζόμενο παιδί να χρειαστεί να ακτινοβοληθεί και δεύτερη φορά, κάτι το οποίο πρέπει να αποφευχθεί. (Oenning et al, 2019)

Ο Dr Xiong Shi μαζί με τρεις ακόμη επιστήμονες συνεργάτες του στη δημοσίευσή του το 2020 ασχολείται πειραματικά με την απόδοση ενός υπολογιστικού τομογράφου οδόντων κωνικής δέσμης σε διάφορες τιμές ρεύματος και τάσης, με σκοπό την μέτρηση των αντίστοιχων δόσεων και την αξιολόγηση της ποιότητας εικόνας. Για την υλοποίηση του πειράματος ο Shi χρησιμοποίησε 6 χοίρους. Η επιλογή του συγκεκριμένου ζώου δεν έγινε τυχαία καθώς έχει αποδειχθεί πως οι χοίροι προσομοιάζουν με τον καλύτερο δυνατό τρόπο παιδιά μικρών ηλικιών, χάρη στην παρόμοια φυσιολογία και στοματική ανατομία. Αφού χορηγήθηκε αναισθησία και στα 6 πειραματόζωα, σκαναρίστηκαν από τον 3D AccuItomo της Morita κάτω από πολλές και διαφορετικές συνθήκες. Οι σταθερές της εξέτασης αυτής ήταν ο χρόνος σάρωσης και το εύρος σάρωσης τα οποία ρυθμίστηκαν στα 10.5 s και 60mmx60mm αντίστοιχα. Ο κατασκευαστής σύστηνε την εφαρμογή τάσης στα 90 kV και ρεύματος στα 7 mA. Στο πινακάκι που ακολουθεί απεικονίζονται οι διαφορετικές τιμές ρεύματος που χρησιμοποιήθηκαν για σταθερή τάση 90 kV, καθώς επίσης και η δόση που υπολογίστηκε αυτόματα από τον τομογράφο με βάση τον δείκτη CTDI.

ΠΙΝΑΚΑΣ 7.1 Σχέση CTDI-Ρεύματος για σταθερή τάση 90 kV							
	Τάση 90 kV						
Ρεύμα (mA)	10	8,5	7	5,5	4	2,5	1
CTDIvol (mGy)	8,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,7	0,7

Για μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα, οι ερευνητές στο δεύτερο στάδιο κράτησαν σταθερό το ρεύμα στα 7 mA και χρησιμοποίησαν διαφορετικές τιμές τάσεων, με τις συνέπειες στις τιμές των δόσεων να φαίνονται στο πινακάκι που ακολουθεί.

ΠΙΝΑΚΑΣ 7.2 Σχέση CTDI-Τάσης για σταθερό ρεύμα 7 mA											
	Ρεύμα 7 mA										
Τάση (kV)	90	87	84	81	78	75	72	69	66	63	60
CTDIvol (mGy)	4,8	4,4	4	3,6	3,3	3	2,7	2,4	2,2	1,9	1,7

Μέσα από τα παραπάνω αποτελέσματα των δύο πινάκων, ο Shi και οι συνεργάτες του παρατήρησαν πως όσο το ρεύμα ή η τάση μειώνονται, τόσο μειώνεται και η δόση στα υπό εξέταση όντα. Εκτός της δόσης όμως, θα έπρεπε να εξακριβωθεί και η ποιότητα της εικόνας σε κάθε μία περίπτωση. Το έργο της αξιολόγησης της ποιότητας εικόνας κλήθηκαν να επιτελέσουν 2 έμπειροι ιατροί ακτινολόγοι. Χωρίς να γνωρίζουν τις συνθήκες εξέτασης αλλά και την σειρά των δειγμάτων, βαθμολόγησαν τις εικόνες με άριστα το 5. Η ιατρική εικόνα που θα ήταν κατάλληλη για ιατρική διάγνωση θα έπρεπε να σημειώσει βαθμολογία μεγαλύτερη του 3. Για την τελική αξιολόγηση οι ιατροί συνεργάστηκαν με το λογισμικό SPSS 25. Για τιμές ρεύματος μεγαλύτερες ή ίσες των 4 mA, η ποιότητα εικόνας κρίθηκε ικανοποιητική με

βαθμολογίες άνω των 3 μονάδων. Αντίθετα, για τιμές ρεύματος μικρότερες των 4 mA, η βαθμολογία ήταν κάτω των 3 μονάδων, άρα οι εικόνες κρίθηκαν ακατάλληλες για διάγνωση. Αντίστοιχα, για τιμές τάσεις μεγαλύτερες ή ίσες των 78 kV, οι εικόνες ήταν αξιόπιστες για διάγνωση, ενώ μικρότερες των 78 kV, μη ικανοποιητικές. Κατά αυτόν τον τρόπο, οι συγγραφείς συμπέραναν πως είναι εφικτό να μειωθούν οι δόσεις στους εξεταζόμενους, με την απαραίτητη προσοχή πάντα στην διατήρηση της ποιότητας εικόνας σε ένα ικανοποιητικό επίπεδο διάγνωσης. (Shi et al, 2020)

## 8. ΕΜΠΟΡΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΣΥΝΤΗΡΗΣΗ

Φτάνοντας προς το τέλος της εργασίας, κρίνεται σκόπιμο να γίνει αναφορά στα συστήματα CBCT που κυκλοφορούν στο εμπόριο, σε ορισμένα χαρακτηριστικά τους και τέλος σε βασικούς κανόνες που πρέπει να ακολουθούνται κατά την συντήρησή τους. Όπως έχει προαναφερθεί πολλάκις σε προηγούμενες ενότητες, η τεχνολογία της οδοντιατρικής ακτινολογίας έχει αναπτυχθεί ραγδαία, ειδικά την τελευταία εικοσαετία. Οι αυξημένες ανάγκες για ταχεία και αξιόπιστη διάγνωση, η ποικιλία στη συμπεριφορά και στο σωματότυπο των εξεταζομένων, η απαίτηση για μείωση της δόσης και η επιδίωξη αποφυγής χειρουργικών τετελεσμένων διαγνώσεων, συντελούν στην αδιάκοπη εξέλιξη των υπολογιστικών τομογράφων οδόντων κωνικής δέσμης από τους κατασκευαστές τους. Ο ανταγωνισμός, πλέον, είναι ευδιάκριτος, με τους ενδιαφερόμενους αγοραστές να έχουν να επιλέξουν ανάμεσα σε μια μεγάλη ποικιλία τομογράφων με πληθώρα λειτουργιών. Τα βασικά χαρακτηριστικά παραμένουν αναλλοίωτα μεταξύ μοντέλων διαφορετικών κατασκευαστών, με τις διαφοροποιήσεις να έγκεινται σε πιο εξειδικευμένες λειτουργίες.

### 8.1 Τεχνικά Χαρακτηριστικά

Ξεκινώντας με το βάρος της μονάδας CBCT, οι πιο κοινές τιμές είναι 300-400 kg. Στην αγορά, βέβαια, μπορεί να συναντήσει κανείς τόσο ελαφρύτερα όσο και βαρύτερα συστήματα. Ο ενδιαφερόμενος χρειάζεται να γνωρίζει το βάρος του τομογράφου, καθώς πριν την εγκατάστασή του είναι απαραίτητο να πραγματοποιηθούν στατικές μελέτες, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις εγκατάστασης σε όροφο. Συνήθως εξαρτώνται από το βάρος, αλλά είναι σημαντικό να ελεγχθούν και οι διαστάσεις της μονάδας για την εύκολη τοποθέτησή της στον χώρο αλλά και την μετέπειτα απροβλημάτιστη κίνηση του προσωπικού και των εξεταζομένων εντός του χώρου αυτού. Συνήθεις τιμές για το ύψος είναι έως 2 μέτρα, ενώ για πλάτος και μήκος περίπου 1.5 μέτρο. Εκτός των τεχνικών χαρακτηριστικών που αφορούν στην κατασκευή του τομογράφου, δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στα χαρακτηριστικά τους σχετικά με τις λειτουργίες και τις διευκολύνσεις που προσφέρουν στον χρήστη. Η βασικότερη λειτουργία που προσφέρουν οι οδοντιατρικοί υπολογιστικοί τομογράφοι είναι αυτή της επιλογής του FOV. Οι κατασκευαστές δίνουν τη δυνατότητα στους χρήστες να απεικονίσουν με εξαιρετική ακρίβεια μια συγκεκριμένη περιοχή. Αυτό έχει ως συνέπεια να αποφεύγεται η περαιτέρω ακτινοβολή ιστών που δεν έχουν κάποια διαγνωστική αξία. Μάλιστα, η δυνατότητα αυτή επιλογής FOV είναι και ο βασικός λόγος ύπαρξης τέτοιων συστημάτων. Όλοι οι κατασκευαστές ανεξαιρέτως παρέχουν τη δυνατότητα στους χειριστές να επιλέξουν ανάμεσα σε ένα μεγάλο εύρος FOV, ανάλογα με τις απαιτήσεις της κλινικής εξέτασης. Πιο συγκεκριμένα, η διάταξη 3D Accuitomo της Morita προσφέρει μικρά FOV, δηλαδή 4x4 cm, 6x6 cm, 8x8 cm, αλλά και μεγαλύτερα όπως 14x10 cm ή 17x12 cm. Από την άλλη, η εταιρία Meyer με την δική της πρόταση στην αγορά, τον τομογράφο 3D Pro, για την απεικόνιση αποκλειστικά του στόματος παρέχει προεπιλεγμένη ρύθμιση FOV στα 12x8 cm, για την απεικόνιση της στοματικής και της ρινικής κοιλότητας αλλά και της κροταφογοναθικής άρθρωσης το FOV είναι στα 12x10 cm. Το μεγαλύτερο δυνατό FOV που προσφέρει είναι αυτό που απεικονίζει το μεγαλύτερο μέρος του κεφαλιού (ολόκληρη γνάθος, ρινική κοιλότητα) και έχει τιμή 17x11 cm. Ο χρήστης μπορεί να βρει αρκετά ακόμη μεγέθη FOV, ακόμη πιο εξειδικευμένα σε συγκεκριμένες περιοχές της κεφαλής. Εκτός της επιλογής του μεγέθους της περιοχής απεικόνισης, τα συστήματα CBCT προσφέρουν επιλογή του συνολικού χρόνου εξέτασης, του χρόνου ακτινοβολήσης αλλά και της κίνησης σε μοίρες που θα

πραγματοποιήσει η κεφαλή (180° ή 360°). Για παράδειγμα, μιλώντας πάλι για τον 3D Accuitomo, η συμβατική λειτουργία του είναι ρυθμισμένη στα 9 δευτερόλεπτα για τις 180° και 17.5 για τις 360°. Από εκεί και έπειτα όμως ο χρήστης μπορεί να επιλέξει την λειτουργία υψηλής ανάλυσης, η οποία διαρκεί 15.8 sec και 30.8 sec, αντίστοιχα. Τέλος, για ασθενείς που δυσκολεύονται να μείνουν σταθεροί ή για ευαίσθητες ηλικιακές ομάδες (π.χ. παιδιά) δύναται να επιλεγθεί η λειτουργία υψηλής ταχύτητας, κατά την οποία η εξέταση διαρκεί μόλις 5.4 sec για περιστροφή 180° και 10.5 για τις 360°. Προς επεξήγηση των όρων χρόνος εξέτασης και χρόνος ακτινοβολήσης, η κατασκευάστρια Soredex με τον Scanora 3DX, αναφέρει στο φυλλάδιό της πως ο χρόνος εξέτασης μπορεί να διαρκεί από 18-34 sec, όμως ο χρόνος που ο εξεταζόμενος υπόκειται σε ακτινοβολήση είναι μόλις 2.4-6 sec. Ως προς τα υπόλοιπα τεχνικά χαρακτηριστικά, γίνεται αισθητή η ταύτιση των τιμών μεταξύ διαφορετικών μοντέλων και εταιριών. Αναλυτικότερα, η τάση της λυχνίας σε όλους τους διαθέσιμους οδοντιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους κωνικής δέσμης κυμαίνεται στα 60-100 kV. Αντίστοιχα, το ρεύμα της λυχνίας έχει μέγιστη τιμή 10 mA. Τέλος, το εστιακό κέντρο ορίζεται στα 0.5x0.5 mm. Ο πίνακας που παρατίθεται παρακάτω συγκεντρώνει τα βασικά τεχνικά χαρακτηριστικά ενός συστήματος CBCT. Προτού ο ενδιαφερόμενος αγοραστής προβεί στην απόκτηση ενός τομογράφου, οφείλει να γνωρίζει ακριβώς τα χαρακτηριστικά αυτά, προκειμένου το σύστημα να καταφέρει να ανταποκριθεί στις ανάλογες απαιτήσεις του. (Meyer-Medical, 2022), (Dentsply Sirona, 2022), (Morita, 2022)

ΠΙΝΑΚΑΣ 8.1 Συγκεντρωτικός πίνακας τεχνικών χαρακτηριστικών	
Power Supply	200-240 VAC
Tube Voltage	60-100 kV
Tube Current	1-10 mA
Voxel Size (min)	40 μm
Voxel Size (max)	500 μm
FOV (min)	4x4 cm
FOV (max)	24x16,5
Focal Spot Size	0,5x0,5 mm
Scan Time	5,4-34 s
Exposure Time	2,4-9 s
Weight	200-400 kg

## 8.2 Συντήρηση

Ένας υπολογιστικός τομογράφος οδόντων κωνικής δέσμης, προκειμένου να παραμένει αξιόπιστος και ακριβής στις εξετάσεις που πραγματοποιεί, χρειάζεται πολύ προσεκτική συντήρηση. Η συντήρηση μπορεί να είναι καθημερινή και ετήσια και συντελεί στη διασφάλιση της ποιότητάς του. Την καθημερινή, συνήθως αναλαμβάνει να την φέρει σε πέρας ο ίδιος ο χειριστής, ενώ για την ετήσια χρειάζεται η μεσολάβηση ενός ειδικού τεχνικού. Ξεκινώντας από την καθημερινή συντήρηση, είναι αρκετά απλή και αφορά κυρίως την απολύμανση του μηχανήματος και την οπτική επιθεώρησή του. Πιο συγκεκριμένα, κάθε ένα μέρος ή εξάρτημα του τομογράφου πρέπει να απολυμαίνεται με διάλυμα αιθανόλης 80%, ενώ εάν έχει πέσει οποιοδήποτε άλλο υγρό πάνω στη μονάδα ή στο μόνιτορ επιβάλλεται να απομακρυνθεί με ειδικό πανί και να απολυμανθεί ξανά με το διάλυμα αιθανόλης. Εκτός της απολύμανσης, είναι απαραίτητος ο οπτικός έλεγχος των μερών του τομογράφου καθώς και των καλωδίων τροφοδοσίας του. Ο τεχνικός που αναλαμβάνει την διεργασία του ετήσιου

τεχνικού ελέγχου είναι απαραίτητο να συμβιβάζεται και να ακολουθεί πιστά τους κανόνες και τις οδηγίες του κατασκευαστή αναφορικά με τη διαδικασία συντήρησης. Τα αποτελέσματα πρέπει να είναι καλύτερα ή ισοδύναμα με τα όρια της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας. Στο πρώτο βήμα του ελέγχου, ο τεχνικός πρέπει να βεβαιώσει την άψογη ηλεκτρική λειτουργία. Αυτό θα συμβεί μέσω της μέτρησης της ακρίβειας και της επαναληψιμότητας της υψηλής τάσης, η οποία και πρέπει να βρίσκεται εντός των ορίων  $\pm 5\%$ . Με την ίδια λογική μετράται και η γραμμικότητα της παροχής με mAs. Στη συνέχεια, ο τεχνικός χρειάζεται να ελέγξει την κατάσταση των μηχανικών μερών της μονάδας και να διαπιστώσει ότι εκτελούν όλες τις κινήσεις καθώς και ότι ανταποκρίνονται άμεσα και με ακρίβεια στις εντολές μέσω του τηλεχειριστηρίου. Σημαντικό επίσης είναι να μην ακούγονται διάφοροι θόρυβοι ή τριξίματα από την κίνηση των μερών, διαφορετικά θα πρέπει να πραγματοποιηθεί άμεση αντικατάσταση του ελαττωματικού εξαρτήματος. Τελευταίος έλεγχος που χρειάζεται να πραγματοποιηθεί στα μηχανικά μέρη, είναι ο έλεγχος της κεφαλής για πιθανή διαρροή λαδιού, που λειτουργεί σαν μόνωση και απαγωγέας θερμότητας. Αφού εξακριβωθεί η άριστη λειτουργία όλων των μηχανικών μερών, σειρά έχει ο έλεγχος λειτουργικότητας της υπολογιστικής μονάδας. Κατά τη διαδικασία αυτή, δοκιμάζεται η άριστη λειτουργία του λογισμικού, χωρίς να παρουσιάζει lags ή εσφαλμένες υποδείξεις. Εφόσον το σύστημα CBCT έχει περάσει με επιτυχία όλες τις παραπάνω διαδικασίες, ο τεχνικός με την χρήση συγκεκριμένων ομοιωμάτων ελέγχει την απόδοση του τομογράφου, και προχωράει στις απαραίτητες βαθμονομήσεις όπου χρειάζεται. Ο έλεγχος της ομοιογένειας της ανακατασκευασμένης εικόνας εξασφαλίζει πως το σύστημα επιλογής θέσης και πάχους τομής, η θέση της λυχνίας και των ανιχνευτών καθώς και οι συνθήκες ανασχηματισμού της εικόνας είναι οι βέλτιστες. Το ομοίωμα σε αυτή την περίπτωση αποτελείται από νερό ή κάποιου είδους PMMA. Εκτός της ομοιογένειας, ελέγχονται και τα ποσοστά θορύβου της εικόνας του υπολογιστικού τομογράφου οδόντων. Με την χρήση ομοιωμάτων νερού ή υλικού PMMA, λαμβάνεται η ιατρική εικόνα και υπολογίζεται η τυπική απόκλιση της μέσης τιμής του σήματος μιας ομοιογενούς περιοχής. Ένας ακόμη έλεγχος που πραγματοποιείται κατά την συντήρηση είναι αυτός της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης. Η διακριτική αυτή ικανότητα του συστήματος χαρακτηρίζει την ικανότητά του να διακρίνει λεπτομέρειες. Με την βοήθεια πάλι ειδικού ομοιώματος υπολογίζεται η διακριτική ικανότητα μέσω της απεικόνισης LSF και στη συνέχεια γίνεται εκτίμηση της προκύπτουσας MTF. Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο, σε μια ιατρική εικόνα CBCT μερικές φορές είναι δυνατό να εμφανισθούν ορισμένες ψευδενδείξεις. Κατά την ετήσια συντήρηση γίνεται έλεγχος για το ποσοστό εμφάνισής τους με την συνεισφορά ενός ειδικού ομοιώματος με μεταλλικές δομές. Στον έλεγχο αυτό αξιολογείται και η παρουσία του φαινομένου της σκλήρυνσης της δέσμης. Ο προτελευταίος έλεγχος που πραγματοποιείται αφορά την μέτρηση των τιμών των εικονοστοιχείων. Σε αυτή τη διαδικασία ειδικό ομοίωμα με αντικείμενα διαφορετικής πυκνότητας τοποθετείται στο κέντρο περιστροφής και μετρούνται οι τιμές αυτές σε μια συγκεκριμένη περιοχή ενδιαφέροντος. Τέλος, λαμβάνουν χώρα οι δοσιμετρικοί έλεγχοι, κατά τους οποίους δοσίμετρα μετρούν την δόση και αξιολογείται η συμφωνία τους ή η διαφωνία τους με τα όρια που έχουν θεσπιστεί. Όλοι οι προαναφερθέντες ετήσιοι έλεγχοι πραγματοποιούνται και κατά την εγκατάσταση του οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου, ώστε να διαπιστωθεί πως δεν πρόκειται για ελαττωματικό προϊόν. Αποτελούν τους βασικούς ελέγχους που λαμβάνουν χώρα σε όλα τα συστήματα CBCT ανεξαρτήτως εταιρίας ή μοντέλου, ενώ εάν ο κατασκευαστής κρίνει σκόπιμες περεταίρω διαδικασίες, ο τεχνικός είναι υποχρεωμένος να τις υλοποιήσει για την εύρυθμη λειτουργία της μονάδας. Σε περίπτωση εμφάνισης ή υποψίας οποιουδήποτε προβλήματος ή σφάλματος, ο χειριστής/κάτοχος υποχρεούται να επικοινωνήσει άμεσα με

την κατασκευάστρια εταιρία και να διακόψει την λειτουργία του μέχρις ότου επιλυθεί το ζήτημα. (ΕΕΑΕ, 2022), (Manualzz, 2022)

## 9. ΧΡΗΣΙΜΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ

Το τελευταίο κομμάτι της εργασίας αποσκοπεί στην παρουσίαση ορισμένων ενδιαφερουσών εικόνων, με στόχο την καλύτερη κατανόηση τόσο της δομής ενός απεικονιστικού συστήματος CBCT, όσο και των λειτουργιών που προσφέρει στους χειριστές και στους εξεταζόμενους.

Στις πρώτες δύο εικόνες παρουσιάζονται δύο διαφορετικά μοντέλα οδοντιατρικών υπολογιστικών τομογράφων διαφορετικών εταιριών. Γίνεται αντιληπτή η λεπτή σχεδίασή τους σε σχέση με τα συμβατικά συστήματα CT, αλλά και η επιλογή της κάθε εταιρίας να παρέχει ή να μην παρέχει τη δυνατότητα για καθημένο εξεταζόμενο.



*Εικόνα 8 Μονάδα CBCT με δυνατότητα όρθιου εξεταζόμενου*



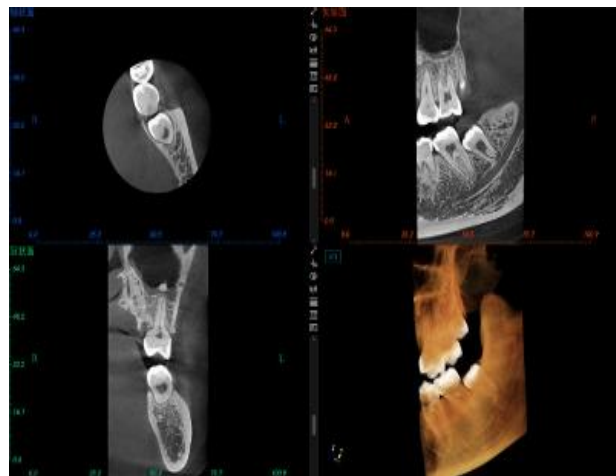
*Εικόνα 9 Μονάδα CBCT με δυνατότητα καθημένου εξεταζόμενου*

Στη συνέχεια, παρατίθεται εικόνα από την εταιρία Soredex που παρουσιάζει τα διαφορετικά FOV που δύναται να απεικονίσει το μοντέλο της Scanora 3Dx.



Εικόνα 10 Εύρος επιλογών FOV από τον Scanora 3Dx

Σειρά έχει η εταιρία Meyer με το μοντέλο της 3DPro, η οποία παρουσιάζει 4 διαφορετικά πρωτόκολλα εξέτασης.

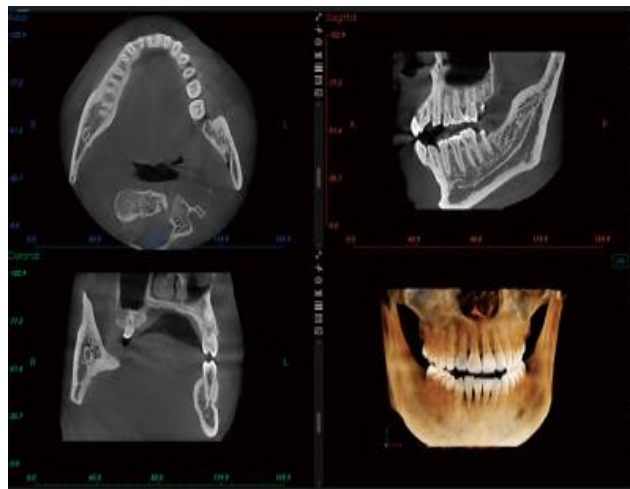


Εικόνα 11 Πρωτόκολλο εξέτασης CBCT

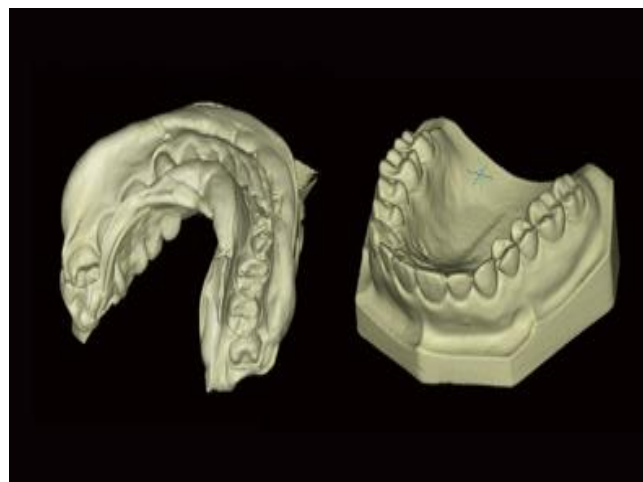




Εικόνα 12 Πρωτόκολλο πανοραμικής εξέτασης



Εικόνα 13 Πρωτόκολλο μερικής εξέτασης CT για μειωμένη δόση



Εικόνα 14 Πρωτόκολλο μοντελοποίησης εξέτασης

Στις τελευταίες εικόνες που παρατίθενται, γίνεται ευδιάκριτη η συνεισφορά των αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας, όπου μέσω διαφόρων φίλτρων καταφέρνουν να μειώσουν αισθητά τον θόρυβο, πράγμα το οποίο καθιστά την ιατρική εικόνα ευανάγνωστη και αξιόπιστη.



Εικόνα 15 (α) Ιατρική εικόνα χωρίς τεχνική μείωσης θορύβου (β) Ιατρική εικόνα με τεχνική μείωσης θορύβου

## 10. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Σαν συμπέρασμα προκύπτει πως ο υπολογιστικός τομογράφος οδόντων κωνικής δέσμης αποτελεί ένα σύγχρονο, αξιόπιστο και αναίμακτο μέσο για την διάγνωση και εν συνεχεία την δημιουργία ενός πλάνου θεραπείας για τον εκάστοτε ασθενή. Πολλές είναι οι περιπτώσεις που οι ειδικοί (οδοντίατροι, γναθοχειρουργοί, ακτινολόγοι) απαιτούν από τους ασθενείς την διενέργεια εξετάσεων με το συγκεκριμένο μέσο, ώστε να εκμηδενίσουν τις πιθανότητες λάθους ή να αποφύγουν μία χειρουργική πράξη. Σε αυτό το σημείο πρέπει να τονισθεί πως η μέθοδος αυτή ενέχει κρυφούς κινδύνους για τους εξεταζόμενους. Αυτοί οι κίνδυνοι αφορούν στην δόση ακτινοβολίας που θα λάβουν από το μηχάνημα. Σαν ποσό, η δόση, είναι αρκετά μεγαλύτερη από την αντίστοιχη μιας πανοραμικής εξέτασης. Σε σύγκριση όμως με τον συμβατικό αξονικό τομογράφο (CT), επιτυγχάνονται μικρότερα ποσοστά δόσης και φυσικά εξαιρετικά καλύτερες ιατρικές απεικονίσεις. Οι κλινικές εφαρμογές και οι μελέτες που έχει πραγματοποιήσει ο ερευνητικός και ιατρικός κόσμος, επιβεβαιώνουν σε απόλυτο βαθμό τα παραπάνω. Ωστόσο, όπως όλα τα μηχανήματα, ιατρικά και μη, έτσι και μία μονάδα CBCT χρειάζεται την απαιτούμενη συντήρησή της, με στόχο την αδιάκοπη και αξιόπιστη λειτουργία της. Μάλιστα, τόσο η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας όσο και οι κατασκευαστές συνιστούν την εφαρμογή και τήρηση συγκεκριμένων πρωτοκόλλων κατά την καθημερινή και ετήσια συντήρησή του οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου.

## 11. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Abdinian M, Y. J. J. L., 2020. 'Comparison of intraoral digital radiography and cone-beam computed tomography in the measurement of periodontal bone defects.' *Dental and Medical Problems*, 57(3):269-273

Available at:

[10.17219/dmp/118749](https://doi.org/10.17219/dmp/118749)

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Abramovitch Kenneth, R. D., 2014. 'Basic Principles of Cone Beam Computed Tomography.' *Dental Clinics of North America*, 58(3):463-484

Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2014.03.002>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Al-Okshi, L. C. S. H. G. M. R. M., 2014. 'Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review'. *The British Journal of Radiology*, 88(1045)

Available at:

<http://dx.doi.org/10.1259/bjr.20140658>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Bouman C, S. K., 1993. 'A generalized Gaussian image model for edge-preserving MAP estimation.' *IEEE Transactions on Image Processing*, 2(3):296-310

Available at:

<https://doi.org/10.1109/83.236536>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Dantas L, F. P. O. L. N. F. C. P. S. W. C.-R. I., 2019. 'Cone beam computed tomography devices in the evaluation of buccal bone in anterior teeth.' *Australian Dental Journal*, 64(2):161-166

Available at:

<https://doi.org/10.1111/adj.12685>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

De Vos W, C. J. S. G. R. J., 2009. 'Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature.' *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 38(6):609-625

Available at:

<http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2009.02.028>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Dentsply Sirona, 2017. *3D Family Brochure*.

Available at:

<http://www.sirona3d.com/assets/pdf/2017-3D-Family-Brochure.pdf>

[Πρόσβαση 23 Σεπτέμβριος 2022].

Hefei Meyer Optoelectronic Technology INC., 2022. *Meyer Dental CBCT 3D Pro*.

Available at:

[https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d\\_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS\\_zqc0DII8UczRIs\\_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD\\_BwE](https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS_zqc0DII8UczRIs_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD_BwE)  
[Πρόσβαση 23 Σεπτεμβρίου 2022].

J, F., 2000. '*Statistical Image Reconstruction Methods for Transmission Tomography.*' Available at:  
<https://doi.org/10.1117/3.831079.ch1>  
[Πρόσβαση 18 Σεπτεμβρίου 2022].

Ketabi A, Z. A. L. H. H. S., 2021. '*The comparison of roof visibility of the mandibular canal between cone-beam computed tomography scans and panoramic radiograph images as dependent on the cortical bone thickness of the mandible.*' *International Journal of Implant Dentistry*  
Available at:  
<https://doi.org/10.1186%2Fs40729-021-00324-z>  
[Πρόσβαση 18 Σεπτεμβρίου 2022].

Kim S, Y. T. T. G. Y. S. Y. F., 2008. '*Comparison of Radiation Doses Between Cone Beam CT: TLD Measurements.*' *Radiation Protection Dosimetry*, 132(3):339-345  
Available at:  
[10.1093/rpd/ncn305](https://doi.org/10.1093/rpd/ncn305)  
[Πρόσβαση 18 Σεπτεμβρίου 2022].

Lawler L, F. E., 2001. '*Multi-Detector Row CT of Thoracic Disease with Emphasis on 3D Volume Rendering and CT Angiography.*' *RadioGraphics*, 21(5)  
Available at:  
<https://doi.org/10.1148/radiographics.21.5.g01se021257>  
[Πρόσβαση 18 Σεπτεμβρίου 2022].

Loubele M, B. R. V. D. E. P. R. V. S. S. P. M. G. S. G. J. R., 2008. '*Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications.*' *European Journal of Radiology*, 71(3):461-468  
Available at:  
<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.06.002>  
[Πρόσβαση 18 Σεπτεμβρίου 2022].

Loukianova N, F. H. M. J. V. D. M. A., 2003. '*Leakage current modeling of test structures for characterization of dark current in CMOS image sensors.*' *IEEE Transactions on Electron devices*, 50(1)  
Available at:  
<https://doi.org/10.1109/TED.2002.807249>  
[Πρόσβαση 18 Σεπτεμβρίου 2022].

Ludlow John, I. M., 2008. '*Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology.*' *ORAL SURGERY ORAL MEDICINE ORAL PATHOLOGY ORAL RADIOLOGY*, 106(1):106-114  
Available at:  
<https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2008.03.018>  
[Πρόσβαση 18 Σεπτεμβρίου 2022].

Mai H, L. D., 2021. '*Effects of Exposure Parameters and Voxel Size for Cone-Beam Computed Tomography on the Image Matching Accuracy with an Optical Dental Scan Image: An In Vitro Study.*' BioMed Research International

Available at:

<https://doi.org/10.1155%2F2021%2F6971828>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Melchels F, F. J. G. D., 2010. '*A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering.*' *Biomaterials*, 31(24):6121-6130

Available at:

<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.04.050>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Morita, 2022. *3D Accuitomo 170.*

Available at:

<https://www.morita.com/america/en/products/diagnostic-and-imaging-equipment/cone-beam-ct-systems/3d-accuitomo-170/?tab=downloads>

[Πρόσβαση 23 Σεπτέμβριος 2022].

Nestulia K, K. I. B. S. K. M. V. L., 2021. '*THE POSSIBILITIES OF CONE-BEAM COMPUTER TOMOGRAPHY IN THE DIAGNOSTIC OF FRACTURES OF THE MANDIBLE WITHIN THE DENTAL ROW.*' *Wiadomości Lekarskie*, 74(6):1372-1375

Available at:

[10.36740/WLek202106116](https://doi.org/10.36740/WLek202106116)

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Oenning A, P. R. S. A. V. K. T. E. D. G. A., 2019. '*Halve the dose while maintaining image quality in paediatric Cone Beam CT.*' *nature*

Available at:

<https://doi.org/10.1038%2Fs41598-019-41949-w>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Otsuka T, N. M. I. T. U. T. S. T. N. M. K. N. K. F. T. F. U. K. Y. K. A. Y. S. R., 2021. '*Streak Metal Artifact Reduction Technique in Cone Beam Computed Tomography Images after Endovascular Neurosurgery.*' *Neurologia medico-chirurgica*, 61(8):468-474

Available at:

<https://doi.org/10.2176%2Fnmc.oa.2021-0014>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Pauwels R, A. K. S. J. H. T. S. S., 2014. '*Technical aspects of dental CBCT:state of the art.*' *DMFR*, 44(1)

Available at:

<https://doi.org/10.1259/dmfr.20140224>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Qiao J, W. S. D. J. Z. Y. Q. Y. S. C., 2013. '*The accuracy of cone-beam computed tomography in assessing maxillary molar furcation involvement.*' *Journal of Clinical Periodontology*, 41(3):269-274

Available at:

<https://doi.org/10.1111/jcpe.12150>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Roberts J A, D. N. A. D. J. T. D. W., 2008. '*Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry.*' *The British Journal of Radiology*, 82(973)

Available at:

[10.1259/bjr/31419627](https://doi.org/10.1259/bjr/31419627)

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Rodet T, N. F. D. M., 2004. '*The cone-beam algorithm of Feldkamp, Davis, and Kress preserves oblique line integrals.*' *Medical Physics*, 31(7):1972-1975

Available at:

<https://doi.org/10.1118/1.1759828>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Rozema R, D. M. V. O. P. P. D. W. H. B. M. V. M. B., 2018. '*Diagnostic reliability of low dose multidetector CT and cone beam CT in maxillofacial trauma—an experimental blinded and randomized study.*' *DMFR*, 47(8)

Available at:

<https://doi.org/10.1259%2Fdmfr.20170423>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Shi X, L. S. Z. J. Z. L., 2020. '*Experimental study on the feasibility of low-dose cone beam computed tomography scanning.*' *West China Journal of Stomatology*, 38(4):415-418

Available at:

<https://doi.org/10.7518/hxka.2020.04.011>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Shin H, N. K. P. H. C. H. K. H. P. C., 2014. '*Effective doses from panoramic radiography and CBCT (cone beam CT) using dose area product (DAP) in dentistry.*' *DMFR*, 43(5)

Available at:

<https://doi.org/10.1259/dmfr.20130439>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Soredex, 2012. *Scanora 3Dx Brochure*. [Ηλεκτρονικό]

Available at: <https://oramaxos.com/wp-content/uploads/2016/01/scanora-3dx-brochure.pdf>

[Πρόσβαση 23 Σεπτέμβριος 2022].

Strobel S, L. E. W. J. F. J. H. C. W. K., 2016. '*Comparison of two cone-beam computed tomography systems in the visualization of endodontic structures.*' *Swiss dental journal*, 127(3):221-229

Available at:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28480947/>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Wang Z, Z. S. P. Y. W. Y. L. Z., 2021. '*Accuracy of cone-beam computed tomography for the evaluation of mandible invasion by oral squamous cell carcinoma.*' *BMC Oral Health*

Available at:

<https://doi.org/10.1186%2Fs12903-021-01567-3>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

Wyawahare M, P. P. A. H., 2009. '*Image Registration Techniques: An overview.*' *International Journal of Signal Processing*, 2(3)

Available at:

<https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.177.5585&rep=rep1&type=pdf>  
[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022].

ΕΕΑΕ, 2019. 'Κατευθυντήριες οδηγίες για τα πρωτόκολλα περιοδικών ελέγχων ποιότητας συστημάτων διαγνωστικής ακτινολογίας και οδοντιατρικής ακτινολογίας.'  
Available at:

<https://eeae.gr/files/KO/KA-EEAE-KO-112019-01.pdf>  
[Πρόσβαση 23 Σεπτέμβριος 2022].

Ιωάννης, Κ., 2007. *Ακτινοδιαγνωστική*. Αθήνα: ΑΡΑΚΥΝΘΟΣ.

Σημειώσεις e-class Οδοντιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Αθηνών μαθήματος *Διαγνωστική και Ακτινολογία στόματος II*. Υπεύθυνος μαθήματος καθηγητής Χ. Αγγελόπουλος  
Available at:

<https://eclass.uoa.gr/modules/document/file.php/DENT470/%CE%9A%CF%89%CE%BD%CE%B9%CE%BA%CE%AE%CF%82%20%CE%94%CE%AD%CF%83%CE%BC%CE%B7%CF%82%20%CE%9F%CE%B4%CE%BF%CE%BD%CF%84%CE%B9%CE%B1%CF%84%CF%81%CE%B9%CE%BA%CE%AE%20%CE%A5%CF%80%CE%BF%CE%BB%CE%BF%CE%B3%CE%B9%CF%83%CF%84%CE%B9%CE%BA%CE%AE%20%CE%A4%CE%BF%CE%BC%CE%BF%CE%B3%CF%81%CE%B1%CF%86%CE%AF%CE%B1.pdf>

[Πρόσβαση 18 Σεπτέμβριος 2022]



## 12. ΑΝΑΦΟΡΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

### **Εικόνα 1**

<https://doi.org/10.1259/dmfr.20140197>

### **Εικόνα 2**

<https://doi.org/10.1259/dmfr.20140197>

### **Εικόνα 3**

<https://doi.org/10.1259/dmfr.20140197>

### **Εικόνα 4**

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/?term=CBCT+publications>

### **Εικόνα 5**

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/?term=CBCT+clinical+applications>

### **Εικόνα 6**

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/?term=CBCT+mandible>

### **Εικόνα 7**

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/?term=CBCT+dose>

### **Εικόνα 8**

[https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d\\_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS\\_zqc0DII8UczRIs\\_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD\\_BwE#](https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS_zqc0DII8UczRIs_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD_BwE#)

### **Εικόνα 9**

<https://www.morita.com/america/en/products/diagnostic-and-imaging-equipment/cone-beam-ct-systems/3d-accuitomo-170/>

### **Εικόνα 10**

<https://oramaxos.com/wp-content/uploads/2016/01/scanora-3dx-brochure.pdf>

### **Εικόνα 11**

[https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d\\_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS\\_zqc0DII8UczRIs\\_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD\\_BwE#](https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS_zqc0DII8UczRIs_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD_BwE#)

### **Εικόνα 12**

[https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d\\_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS\\_zqc0DII8UczRIs\\_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD\\_BwE#](https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS_zqc0DII8UczRIs_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD_BwE#)

### **Εικόνα 13**

[https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d\\_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS\\_zqc0DII8UczRIs\\_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD\\_BwE#](https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS_zqc0DII8UczRIs_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD_BwE#)

### **Εικόνα 14**

[https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d\\_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS\\_zqc0DII8UczRIs\\_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD\\_BwE#](https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS_zqc0DII8UczRIs_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD_BwE#)

**Εικόνα 15 (α+β)**

[https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d\\_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS\\_zqc0DII8UczRIs\\_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD\\_BwE#](https://www.meyer-medical.net/prodetail/3d_cbct?gclid=CjwKCAjwyaWZBhBGEiwACslQo6rS_zqc0DII8UczRIs_pMxwk-eYeeHh5BLPkb0alnHDCiJ4BRhX1BoCzCgQAvD_BwE#)