



ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ
ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT**

ΑΘΑΝΑΣΙΑ ΠΑΠΑΡΒΑΝΙΤΗ
Αριθμός Μητρώου: 48016085

Επιβλέπων Καθηγητής
ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΦΟΥΝΤΟΣ, Καθηγητής

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Γεώργιος Φούντος
Καθηγητής

Ιωάννης Βαλαής
Καθηγητής

Χρήστος Μιχαήλ
Αναπληρωτής Καθηγητής

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα Αθανασία Παπαρβανίτη του Εμμανουήλ με αριθμό μητρώου 48016085 φοιτήτρια του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής 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 Ιδρύματος.

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

3/03/2024

Η Δηλούσα

ΑΘΑΝΑΣΙΑ ΠΑΠΑΡΒΑΝΙΤΗ



ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Ευχαριστίες:

Θα ήθελα να εκφράσω τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες στους καθηγητές του τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής, για την ανεκτίμητη υποστήριξή τους κατά τη διάρκεια της διπλωματικής μου εργασίας με θέμα το CBCT.

Η καθοδήγηση και η εμπειρογνωμοσύνη σας ήταν πραγματικά πολύτιμες για μένα κατά τη διάρκεια αυτής της πορείας. Είμαι ευγνώμων για τον χρόνο και την προσοχή που αφιερώσατε στην έρευνά μου, καθώς και για την ενθάρρυνσή σας.

Επίσης, ευχαριστώ θερμά το ακαδημαϊκό προσωπικό, τους φίλους και την οικογένειά μου για την υποστήριξή τους κατά τη διάρκεια αυτής της πορείας.

Η διπλωματική μου εργασία με θέμα το CBCT ήταν μια αξέχαστη εμπειρία και χωρίς τη βοήθειά σας δεν θα μπορούσα να τα καταφέρω. Είμαι πραγματικά ευγνώμων για όλη την υποστήριξη που μου παρείχατε.

Με εκτίμηση,
Αθανασία Παπαρβανίτη

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα διπλωματική εργασία επικεντρώνεται στην τεχνολογία Τομογράφου Κωνικής Δέσμης (CBCT) και την ουσιαστική σημασία της στον τομέα της ιατρικής απεικόνισης. Αναλύονται λεπτομερώς η ιστορία του CBCT, οι αρχές λειτουργίας του, και οι διαφορές του από την υπολογιστική τομογραφία και την τομογραφία κωνικής δέσμης. Εξετάζονται επίσης τα πλεονεκτήματα του CBCT σε σύγκριση με το CT.

Η παρούσα εργασία εστιάζει στις αρχές λειτουργίας των σαρωτών CBCT και παρουσιάζονται τα διάφορα είδη μηχανημάτων CBCT και η λειτουργία τους, μαζί με τη διαδικασία ανασύνθεσης της εικόνας. Αναφέρονται επίσης οι πτυχές της φυσικής που συνδέονται με το CBCT και περιγράφεται η σημασία της ποιότητας εικόνας. Εξετάζονται οι τρισδιάστατες απεικονίσεις και οι κλινικές εφαρμογές του CBCT, ιδιαίτερα στον τομέα της κεφαλομετρίας.

Στη συνέχεια, αναλύονται οι δόσεις ακτινοβολίας και παρουσιάζονται οι κανονισμοί προστασίας κατά της ακτινοβολίας, καθώς και οι μέθοδοι μείωσης της δόσης για το προσωπικό, αξιοποιώντας τα ομοιώματα, μοντέλα προσομοίωσης, για να αποτυπωθούν και να μελετηθούν αναλυτικά τα αποτελέσματα.

Στο τέλος, παρατίθενται τα συμπεράσματα της διπλωματικής και προτείνονται μελλοντικές προοπτικές για την εξέλιξη της τεχνολογίας CBCT στον τομέα της ιατρικής απεικόνισης, κάνοντας έμφαση στη συνεχή βελτίωση και τη δυνατότητα προσαρμογής στις νέες απαιτήσεις της ιατρικής κοινότητας.

Λέξεις κλειδιά: Ακτίνες X, κωνική δέσμη, Flat panel, voxel, ακτινοπροστασία, ενεργός δόση, ποιοτικός έλεγχος.

ABSTRACT

Present thesis focuses on Cone Beam Computed Tomography (CBCT) technology and its significance in the field of medical imaging. The thesis provides an overview of the history of CBCT, its operating principles, the differences between cone beam and computed tomography, and the advantages of CBCT over CT. Additionally, it delves into the principles of CBCT scanners, the different types of CBCT machines and their functionalities, as well as the image reconstruction process. The physical aspects of CBCT and image quality are also addressed, along with the analysis of three-dimensional imaging and the clinical applications of CBCT, particularly in the field of cephalometry.

Furthermore, the thesis discusses radiation doses and protection regulations, as well as methods for reducing personnel exposure. The utilization of phantom models for simulation purposes is employed to capture and study detailed results.

In conclusion, the findings of the thesis are summarized, and future prospects for the advancement of CBCT technology in medical imaging are proposed, emphasizing continuous improvement and adaptability to meet the evolving needs of the medical community.

Key words: *X-rays, cone beam, Flat panel, voxel, radiation protection, effective dose, quality control.*

Πίνακας περιεχομένων

<i>Κεφάλαιο 1ο</i>	12
<i>1.1 Ιστορία και σημασία της τεχνολογίας CBCT</i>	12
<i>1.2 Τομογράφος κωνικής δέσμης</i>	14
<i>1.3 Διαφορές τομογραφίας κωνικής δέσμης και υπολογιστικής τομογραφίας</i>	15
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2Ο	18
<i>2.1 Αρχές λειτουργίας των σαρωτών CBCT</i>	18
<i>2.2 Τα κύρια μέρη ενός συστήματος αξονικής τομογραφίας κωνικής δέσμης (CBCT)</i>	21
<i>2.2.1 Λυχνία ακτινών X</i>	21
<i>2.2.2 Ανιχνευτής</i>	23
<i>2.2.3 Gantry</i>	24
<i>2.2.4 Λήψη δεδομένων</i>	25
<i>2.2.5 Σταθμός εργασίας - Ανακατασκευή εικόνας</i>	25
<i>2.2.5.1 Αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας</i>	27
<i>2.2.6 Εξαγωγή δεδομένων</i>	29
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3Ο	31
<i>Ακτινοπροστασία και ρυθμιστικοί κανονισμοί στο CBCT</i>	31
<i>3.1 Ακτίνες X</i>	31
<i>3.2 Επιπτώσεις που προκαλούνται από έκθεση στην ακτινοβολία</i>	31
<i>3.3 Δράση των ιοντίζουσων ακτινοβολιών σε επίπεδο οργανισμού</i>	32
<i>3.4 Κανονισμοί προστασίας κατά της ακτινοβολίας</i>	32
<i>3.4.1 Αρχή της αιτιολόγησης</i>	32
<i>3.4.2 Αρχή της βελτιστοποίησης</i>	33
<i>3.4.3 Αρχή των ορίων δόσεων</i>	33
<i>3.5 ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΣΤΟ CBCT</i>	33
<i>3.6 Μέθοδοι μείωσης της δόσης προσωπικού</i>	36
<i>3.6.1 Διαμόρφωση χώρου</i>	36
<i>3.6.2 Ακτινοπροστασία εκτιθέμενων εργαζομένων</i>	37
<i>3.7. Παράγοντες του εξοπλισμού CBCT που συμβάλλουν στη μείωση της ακτινοβολίας και τον κίνδυνο για τους ασθενείς.</i>	39
<i>3.7.1 Τάση σωλήνα ακτίνων X και mAs</i>	39

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

3.7.2 Οπτικό Πεδίο και παραμόρφωση.....	40
3.7.3 Αριθμός λήψεων	42
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4ο	43
4.1 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΜΙΑΣ CBCT ΕΞΕΤΑΣΗΣ	43
4.2 Προγράμματα λειτουργιών που μπορεί να επιλέξει ο χειριστής από την οθόνη	44
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5ο	46
5.1 Πρόγραμμα εκπαίδευσης οδοντιάτρων στο CBCT	46
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6ο	48
ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ CBCT	48
6.1 Οδοντοφυΐα	48
6.2 Ενδοδοντικές εξετάσεις με CBCT	48
6.3 Σχεδιασμός για οδοντικά εμφυτεύματα	49
6.4 Διαταραχές της κροταφογναθικής άρθρωσης (TMJ)	50
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7ο	51
7.1 Έλεγχος ποιότητας μηχανήματος CBCT	51
7.2 Λοχνία ακτίνων χ και γεννήτρια	52
7.3 Έλεγχος του πάχους υποδιπλασιασμού	53
7.4 Έλεγχος Διήθησης (filtration) της λοχνίας	54
7.5 Έλεγχος Δόσης που λαμβάνει ο Ασθενής	54
7.6 Έλεγχος ποιότητας της εικόνας	54
7.6.1 Αντίθεση	55
7.6.2 Ομοιομορφία	55
7.6.3 Γεωμετρική ακρίβεια	56
7.6.4 Θόρυβος	56
7.6.5 Χωρική διακριτική ικανότητα	58
7.6.6 Artifacts	58
7.7 Χρόνος έκθεσης (λήψης)	58
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8ο	61
8.1 Ομοιώματα ελέγχου (PHANTOMS)	61
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9ο	65
Η σημαντικότητα του CBCT σε επίπεδο δημοσιεύσεων και ερευνών	65
9.1 Δημοσιεύσεις με θέμα το CBCT	65
9.2 Εκτίμηση των μελλοντικών ερευνών	67

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

<i>9.3 Δημοσιεύσεις με θέμα το CBCT ανά χώρα</i>	68
<i>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10</i>	70
<i>10.1 Συμπεράσματα και μελλοντικές προοπτικές</i>	70
<i>Αναφορές - Πηγές</i>	71

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η τεχνολογία της αξονικής τομογραφίας κωνικής δέσμης (CBCT), γνωστή επίσης ως ογκομετρική τομογραφία κωνικής δέσμης (CBVT) ή ογκομετρική απεικόνιση κωνικής δέσμης (CBVI), εισήχθη στην Ευρώπη προς τα τέλη της δεκαετίας του '90 και λήφθηκε υπό έγκριση από τον FDA για χρήση στις Ηνωμένες Πολιτείες το 2001.

Τα τελευταία 20 χρόνια ο ρόλος της CBCT έχει αυξηθεί σημαντικά στην οδοντιατρική πρακτική (R. K. Schulze, Aug. 2023).

Με τον αυξανόμενο ρόλο της CBCT στην οδοντιατρική πρακτική τα τελευταία 20 χρόνια, οι ιατροί πρέπει να αποκτήσουν βαθύτερη κατανόηση των βασικών αρχών αυτής της τεχνολογίας προκειμένου να παρέχουν κατάλληλες θεραπευτικές επιλογές για τους ασθενείς τους.

Η υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης (CBCT), αποτελεί μια σύγχρονη τεχνική απεικόνισης, που δίνει τη δυνατότητα για την ανακατασκευή πολλαπλών στρωμάτων σε τρεις ορθογόνιες διευθύνσεις (στεφανιαία, οβελιαία και εγκάρσια), αποκαλύπτοντας πλήρη εικόνα της περιοχής ενδιαφέροντος. Κατά την λειτουργία του οι ακτίνες συγκλίνουν σε μία κωνική δέσμη, δημιουργώντας τρισδιάστατες εικόνες των οστών και των μαλακών ιστών της εξεταζόμενης περιοχής. Αυτές οι εικόνες, χαρακτηριζόμενες από υψηλή ανάλυση, αποτελούν κρίσιμο εργαλείο για τη διάγνωση και τη θεραπεία ασθενών, προσφέροντας ακριβή και λεπτομερή αναπαραστάσεις των παθολογιών.

Οι οδοντικές ακτινογραφίες αποτελούν κομβικό στοιχείο στον τομέα της οδοντιατρικής, επιτρέποντας τον εντοπισμό προβλημάτων στο στόμα, τα οποία δεν μπορούν να ανιχνευθούν μόνο με οπτική ή φυσική εξέταση. Παρέχοντας λεπτομερείς εικόνες της περιοχής ενδιαφέροντος, οι οδοντικές ακτινογραφίες επιτρέπουν τον προσδιορισμό ακόμα και των πιο σύνθετων καταστάσεων.

ΕΡΩΤΗΜΑΤΑ

Στο πλαίσιο αυτής της πτυχιακής εργασίας, η προσήλωση στους προαναφερθέντες στόχους είναι κεντρική, ενώ ταυτόχρονα τίθενται ορισμένα ερωτήματα που διευκολύνουν την εμβάθυνση στο θέμα και αποτελούν πηγή έμπνευσης για επόμενες μελέτες. Τα ερωτήματα αυτά ανοίγουν νέους ορίζοντες στην έρευνα σχετικά με την Υπολογιστική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης (CBCT) και διαμορφώνουν ένα πλούσιο πεδίο εξερεύνησης.

1. Ασφάλεια της Μεθόδου CBCT:

- Ποια είναι τα κύρια ζητήματα ασφάλειας που σχετίζονται με τη μέθοδο CBCT;
- Πώς μπορούν να ελαχιστοποιηθούν οι κίνδυνοι για τον ασθενή;

2. Σημασία Ενός Καλού Σαρωτή:

- Ποια χαρακτηριστικά καθιστούν έναν σαρωτή CBCT αποτελεσματικό;
- Πώς επηρεάζει η ποιότητα του σαρωτή την ακρίβεια των αποτελεσμάτων;

3. Τεχνογνωσία και Αποτελέσματα:

- Ποιο επίπεδο τεχνογνωσίας απαιτείται για τη σωστή λειτουργία της μεθόδου CBCT;
- Πώς η εξέλιξη της τεχνογνωσίας συνδέεται με την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων;

4. Συνεχή Εκπαίδευση:

- Αρκεί η απόκτηση τεχνογνωσίας ή απαιτείται συνεχής εκπαίδευση των ειδικών;
- Ποια μέσα είναι διαθέσιμα για τη συνεχή επιμόρφωση στον τομέα της CBCT;

5. Εξέλιξη των Μηχανημάτων CBCT:

- Ποιες είναι οι τρέχουσες τάσεις και προοπτικές για την εξέλιξη των μηχανημάτων CBCT;
- Πώς η τεχνολογική πρόοδος επηρεάζει την ποιότητα και την αποτελεσματικότητα των μελλοντικών σαρωτών;

Με την αντιμετώπιση αυτών των ερωτημάτων, η εργασία προσφέρει ένα σφαιρικό και βαθύτερο κατανοητικό πλαίσιο για την CBCT και δημιουργεί περιθώρια για μελλοντική έρευνα και ανάλυση.

Κεφάλαιο 1ο

1.1 Ιστορία και σημασία της τεχνολογίας CBCT

Η αναδρομή στην ιστορία της Υπολογιστικής Τομογραφίας Κωνικής Δέσμης (CBCT) ξεκινά με δύο επιστημονικές ομάδες, μία στην Ιαπωνία και μία στην Ιταλία, που ανεξάρτητα η μία από την άλλη έφεραν στο φως την καινοτόμο τεχνική της υπολογιστικής τομογραφίας κώνου (CBCT) για γναθοπροσωπικές εφαρμογές.

Το 1977, ο Ortho-CT, ένας συμπαγής αξονικός τομογράφος, κατασκευάστηκε, σηματοδοτώντας μια πρωτοποριακή εποχή στον τομέα. Αυτός ο τομογράφος διακρίθηκε για την ενσωμάτωση ενός ανιχνευτή εικόνας αντί της παραδοσιακής κασέτας μεμβράνης, με αποτέλεσμα τη μείωση της ακτινοβολίας, τη βελτίωση της λειτουργικότητας και την αύξηση της ποιότητας της ανάλυσης (Arai, Yoshinori, 2021).

Παρά την έναρξη της ιστορίας το 1977, η εξέλιξη του CBCT πραγματοποίησε τα πρώτα βήματα το 1982 στην κλινική Mayo των ΗΠΑ (Farman, Allan G., 2009). Αρχικά κατασκευάστηκε για αγγειογραφία, απεικονίζοντας όργανα όπως η καρδιά και οι πνεύμονες. Η λήψη πολλαπλών προβολών από διάφορες γωνίες, χρησιμοποιώντας ανιχνευτή ακτίνων X, δημιούργησε τον δρόμο για την εφαρμογή της ιδέας στην ιατρική απεικόνιση στις αρχές της δεκαετίας του 1990.

Η εφαρμογή της τεχνολογίας CBCT στην οδοντική και γναθοπροσωπική ακτινολογία ξεκίνησε στην Ιταλία το 1998 όπου ο πρώτος οδοντιατρικός τομογράφος κωνικής δέσμης αναπτύχθηκε από τον dr. Piero Mozzo (Kaasalainen, Touko, et al., 2021). Από τότε έως και σήμερα η τεχνολογία συνεχίζει να εξελίσσεται, και διευρύνεται σε όλο και περισσότερες εφαρμογές.



Εικόνα 1. Πανοραμική τομογραφία δοντιών (Coronation Dental Specialty Group, Wikipedia, 2013).

Πίνακας 1: Σύντομη ιστορία του CBCT

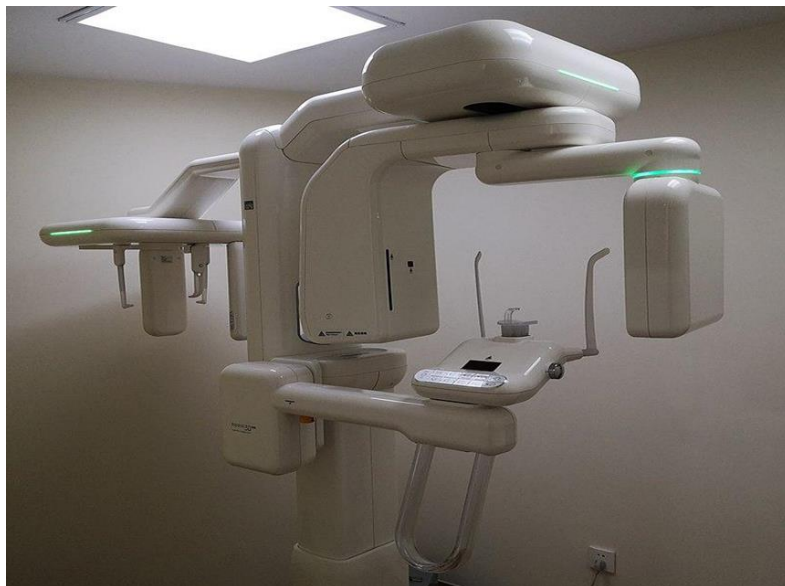
1885	Ανακάλυψη της ακτινοβολίας ακτίνων X (Wilhelm Conroed Roentgen) (Wikipedia, 2024).
1896	Πρώτη ακτινογραφία θώρακος στη Βοστώνη(F.H. Williams) (Francis Henry Williams, 2021).
1903	Κατασκευάστηκε ο κατευθυντήρας δέσμης (collimator) για την καταστολή της διασποράς της ακτινοβολίας (E.A.O Posche) (Kailash, Sahithya, 2014).
1972	Αναπτύχθηκε η Υπολογιστική Τομογραφία (Godfrey N. Housefield, Wikipedia, 2023).
1974	Πρώτη αξονική τομογραφία από έναν κατασκευαστή ιατρικού εξοπλισμού (Siemens Healthineers, 2024).
1976	Ολόσωμη CT (Sittig, Dean F., et al., 2006).
1982	Κατασκευάστηκε ένα CBCT σύστημα για αγγειογραφία στην κλινική Mayo (Farman, Allan G., & William C. Scarfe.2009)
1989	Πρώτη σπειροειδής αξονική τομογραφία (Hsieh, Jiang & Thomas Flohr, 2021).
1992	Ολοκληρωμένη αξονική αγγειογραφία (Rubin, Geoffrey D., et al. 2014).
1998	Ανάπτυξη πρώτου CBCT για ορθοδοντικές εφαρμογές (Dr. Piero Mozzo) (Touko Kaasalainen, 2021).
2002	16 slices ανά περιστροφή (Hsieh, Jiang και Thomas Flohr, 2021)
Πρόσφατες εξελίξεις	64 slice CT, 4 Dimensional CBCT and Micro CT (Sahithya Kailash, 2014).

1.2 Τομογράφος κωνικής δέσμης

Η τομογραφία κωνικής δέσμης είναι μία τεχνική τομογραφίας που βασίζεται σε μία συνεχόμενη κίνηση του συστήματος μεταξύ λυχνίας και ανιχνευτή, γύρω από το εκάστοτε ανατομικό θέμα, με σύγχρονη λήψη ακτινογραφικών προβολών 2D, οι οποίες στην συνέχεια ενώνονται για την δημιουργία ενός τρισδιάστατου τομογραφικού όγκου δεδομένων. Πιο συγκεκριμένα, η λυχνία ακτίνων X και ο ανιχνευτής περιστρέφονται γύρω από ένα σημείο περιστροφής που εντοπίζεται στην ανατομική περιοχή του ενδιαφέροντος. Καθώς πραγματοποιείται η περιστροφή, γίνεται λήψη πολλαπλών και διαδοχικών ακτινογραφικών προβολών 2D της περιοχής όπου θέλουμε να εντοπίσουμε το εκάστοτε πρόβλημα (William C. Scarfe, 2006).

Με αυτόν τον τρόπο, καταγράφεται το τρισδιάστατο είδωλο του αντικειμένου. Το τρισδιάστατο αυτό είδωλο, γνωστό ως RAW DATA (ακατέργαστη εικόνα), αποθηκεύεται στην μνήμη του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Στη συνέχεια, με την εφαρμογή διάφορων διαδικασιών, δημιουργούνται οι εγκάρσιες τομές.

Η παραπάνω διαδικασία, σε προηγούμενους τομογράφους, απαιτούσε περίπου 15 λεπτά, ενώ σε σύγχρονους τομογράφους κωνικής δέσμης κυμαίνεται μεταξύ 5 με 40 δευτερολέπτων (Venkatesh, Elluru, and Snehal Venkatesh Elluru, 2017).



Εικόνα 2. Τομογράφος κωνικής δέσμης (“Cone Beam Computed Tomography.”
Wikipedia, 2024.

1.3 Διαφορές τομογραφίας κωνικής δέσμης και υπολογιστικής τομογραφίας

Σε μια λεπτομερή σύγκριση των δύο απεικονιστικών τεχνικών, δεν φαίνεται να υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές, ειδικά όταν ο τομογράφος που χρησιμοποιείται είναι σύγχρονος. Ωστόσο, η χρήση μοντέλων με 4 ανιχνευτές μας βοηθά να διαπιστώσουμε πως το CBCT έχει μεγαλύτερη ακρίβεια σε μετρήσεις κυρίως αποστάσεων όπως π.χ. από το δέρμα του ασθενούς μέχρι και τον όγκο. Επομένως, συμπεραίνουμε ότι οι διαφορές είναι περισσότερο ποιοτικές παρά ποσοτικές.

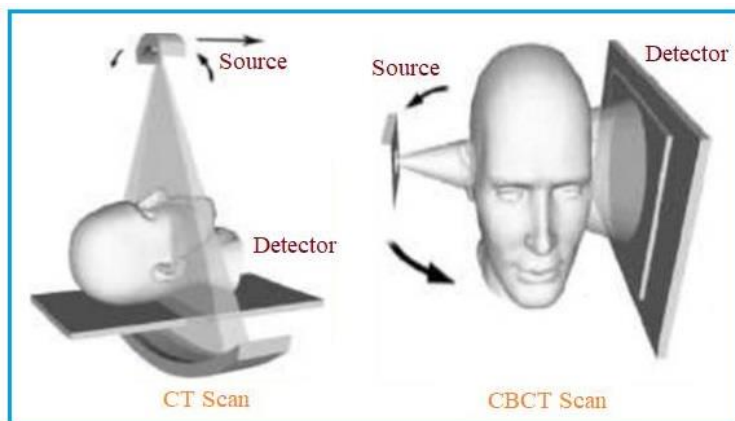
Όπως γίνεται εύκολα κατανοητό από τη σύντομη σύγκρισή μας μεταξύ των δύο τομογράφων, υπάρχουν ορισμένα σημαντικά σημεία τα οποία και τους διαφοροποιούν. Πιο συγκεκριμένα,

1. ένα σύστημα CBCT βασίζεται στην πολλαπλή λήψη δισδιάστατων ακτινογραφικών προβολών καθώς, το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτής πραγματοποιεί μία πλήρη περιστροφή γύρω από το σημείο ενδιαφέροντος. Οι δισδιάστατες αυτές προβολές, ενώνονται, προκειμένου να δημιουργηθεί ένας τρισδιάστατος όγκος απεικονιστικών δεδομένων. Η τράπεζα του τομογράφου κωνικής δέσμης παραμένει ακίνητη κατά την περιστροφή του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή (Venkatesh, Elluru, and Snehal Venkatesh Elluru, 2017). Αντίθετα, ένας συμβατικός CT τομογράφος, χρησιμοποιεί μία δέσμη ακτινών X σε σχήμα βεντάλιας, η οποία εκπέμπεται από μία λυχνία, η οποία περιστρέφεται συνεχώς γύρω από τον ασθενή. Αυτή η δέσμη, καθώς διαπερνά τον ασθενή, τείνει σε μία σειρά από ανιχνευτές, οι οποίοι έχουν τοξοειδή διάταξη, και περιστρέφονται συνεχόμενα συγχρόνως με την λυχνία. Εδώ, η τράπεζα του υπολογιστικού τομογράφου κινείται ταυτόχρονα και εξίσου περιστροφικά με το σύστημα λυχνίας ανιχνευτών (Goldman, Lee W, 2001).
2. Ακόμα μία διαφορά των δύο τομογράφων, αφορά τον τρόπο τοποθέτησης του ασθενούς. Στους συμβατικούς υπολογιστικούς τομογράφους ο εξεταζόμενος οφείλει να είναι ξαπλωμένος, αντίθετα στους CBCT τομογράφους ο εξεταζόμενος τοποθετείται όρθιος (Andy Wai Kan Yeung, Yuxiong Su, Michael M. Bornstein, 2020).
3. Η ποιότητα της παραγόμενης εικόνας του τομογράφου κωνικής δέσμης υπερτερεί στην χωρική διακριτική ικανότητα, καθώς και στην ανάλυση της αντίθεσης (Pauwels, Ruben, et al. 2012).

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

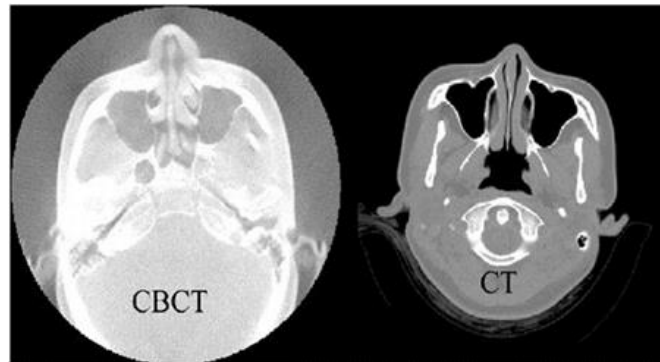
4. Η υπολογιστική τομογραφία εμφανίζει λιγότερο θόρυβο καθώς υπάρχει λιγότερη σκεδαζόμενη ακτινοβολία, σε αντίθεση με το CBCT όπου οι εικόνες είναι πιο κοκκώδεις αφού το σήμα της εικόνας υποβαθμίζεται από το θόρυβο που παράγεται, (Pauwels, Ruben, et al. 2012).
5. Τέλος, ένας ακόμα συγκριτικός τομέας μεταξύ των δύο παραπάνω συστημάτων είναι οι ακριβής μέτρηση των διαστάσεων των δομών. Μελέτες και μετρήσεις σε πυκνές οστικές δομές έδειξαν ότι οι τομογράφοι κωνικής δέσμης επιτυγχάνουν σημαντικά υψηλότερη ακρίβεια σε σχέση με άλλες τεχνικές (Regina Casian Ruiz Velasco, 2021)
6. Επίσης, ακόμη μία διαφορά των παραπάνω τεχνικών είναι, ότι η κωνική τομογραφία εμφανίζει πολύ χαμηλότερα επίπεδα ακτινοβολίας ως προς τον ασθενή.

Εν συντομία καταλήγουμε, ότι η υπολογιστική τομογραφία εμφανίζει καλύτερα αποτελέσματα όσον αφορά την απεικόνιση δομών, ενώ όσον αφορά τον θόρυβο η υπολογιστική τομογραφία φαίνεται να έχει λιγότερο θόρυβο στην εικόνα που παράγει εφόσον υπάρχει και λιγότερη δόση ακτινοβολίας. Επίσης, σύμφωνα με κάποιες μετρήσεις σε διάφορες πυκνές οστικές δομές, έδειξαν ότι οι τομογραφίες κωνικής δέσμης είναι πιο ακριβής.



Εικόνα 3. Διαφορές στην γεωμετρία της δέσμης ακτίνων X μιας CBCT και μιας CT συσκευής (RF Wireless world,).

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT



Εικόνα 4. Αριστερά απεικόνιση από σύστημα CBCT ενώ δεξιά από CT (Kabaliuk, N., et al., 2017).

Πίνακας 2: Συγκριτικός πίνακας διαφορών CT και CBCT
(Joesch, Matthias,2020), (Amritha James, 2019).

CT	CBCT
Μπορεί να απεικονίσει μία γνάθο την φορά.	Μπορούν να απεικονιστούν και οι δύο γνάθοι ταυτόχρονα.
Τα CT συστήματα έχουν υψηλή διακριτική ικανότητα και μπορούν να απεικονίσουν και τους μαλακούς ιστούς. (Dr. Silverman,2023)	Η διακριτική ικανότητα των CBCT συστημάτων είναι αρκετά υποβαθμισμένη και δεν μπορούν να απεικονίσουν τους μαλακούς ιστούς.
Υψηλό κόστος.	Χαμηλότερο κόστος.
Μπορεί να προκαλέσει κλειστοφοβία στους ασθενείς.	Ο ανοιχτός του σχεδιασμός εξαλείφει την κλειστοφοβία, καθώς παρέχει άνεση στον ασθενή.
Οι εικόνες αποκτώνται τομή προς τομή.	Η εικόνα αποκτάται σε μία μόνο περιστροφή.
Ο εξεταζόμενος τοποθετείται ξαπλωμένος.	Ο εξεταζόμενος βρίσκεται σε ύπια θέση ή όρθιος.
Περιστρεφόμενη άνοδο υψηλής απόδοσης.	Σταθερή άνοδος χαμηλής απόδοσης.

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Η λυχνία εκπέμπει δέσμη σε σχήμα βεντάλιας, ενώ οι ανιχνευτές έχουν τύπο σπινθήρων ή στερεάς κατάστασης.	Η λυχνία εκπέμπει κωνική δέσμη, και μεταδίδεται σε ανιχνευτές που έχουν τύπο στερεάς κατάστασης.
Αλληλοεπικάλυψη ακτινοβολίας.	Δεν απαιτείται αλληλοεπικάλυψη των τομών.
Αργή λήψη εικόνας. Συνεπώς μεγαλύτερος χρόνος σάρωσης.	Γρήγορη λήψη εικόνας. Μέσος χρόνος 7-30 δευτερόλεπτα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 20

2.1 Αρχές λειτουργίας των σαρωτών CBCT

Ο Αξονικός Τομογράφος Κωνικής Δέσμης (CBCT) χρησιμοποιείται όταν οι κλασικές ακτινογραφίες δοντιών ή προσώπου δεν παρέχουν επαρκή πληροφορίες για την διάγνωση της βλάβης. Η σάρωση CBCT προτιμάται όταν θέλουμε λεπτομερείς εικόνες οδοντικών δομών, μαλακών ιστών, νευρικών οδών, και οστών στην κρανιοπροσωπική περιοχή (Elluru Venkatesh, 2017). Οι βασικές αρχές της αξονικής τομογραφίας κωνικής δέσμης (CBCT) βασίζονται στα εξής:

Απορρόφηση ακτινών X: Οι ακτίνες X είναι τύπος ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας υψηλής ενέργειας οι οποίες όταν διαπερνούν μια δομή ένα μέρος της ακτινοβολίας απορροφάται από αυτή. Η ακτινοβολία απορροφάται σε διαφορετικούς βαθμούς ανάλογα με τους ιστούς που προσπίπτουν. Το πάχος του υλικού, το μήκος κύματος της ακτινοβολίας αλλά και η φύση του υλικού είναι κάποια στοιχεία που επηρεάζουν την απορρόφηση της ακτινοβολίας.

Οι πυκνοί ιστοί, όπως τα οστά έχουν μεγάλο ατομικό αριθμό (Z), επομένως απορροφούν περισσότερες ακτίνες X από ότι οι μαλακοί ιστοί, δηλαδή οι μύες ή το λίπος. Για τον λόγο αυτόν τα οστά απεικονίζονται με πιο λευκό χρώμα στην εικόνα, ενώ οι ιστοί που απορροφούν λιγότερες ακτίνες X απεικονίζονται πιο γκρι (Kandarakis, 2008).

Εξασθένηση των ακτίνων X: Οι ακτίνες X, κατά τη διάδοσή τους στον χώρο, υφίστανται μια σταδιακή εξασθένηση της έντασής τους. Οι διάφοροι μηχανισμοί εξασθένησης μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε δύο βασικές κατηγορίες (Kandarakis, 2008):

1. Γεωμετρική εξασθένηση, η οποία πηγάζει από τον “ νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου”. Σύμφωνα με αυτόν, η ένταση της ακτινοβολίας που εκπέμπεται από μια σημειακή πηγή εξασθενεί ανάλογα με το αντίστροφο του τετραγώνου της απόστασης από την πηγή.
2. Εξασθένηση που προκύπτει από την αλληλεπίδραση των φωτονίων X με τα άτομα της ύλης. Κατά την απορρόφηση των ακτίνων X από τους ιστούς προκαλείται «αποδυνάμωση» της δέσμης ακτίνων X καθώς περνά μέσα από το σώμα. Οι ακτίνες που έχουν μεγάλο μήκος κύματος είναι λιγότερο διεισδυτικές και χαρακτηρίζονται ως “μαλακές ακτίνες”, αντίθετα ακτίνες με μικρότερο μήκος κύματος ονομάζονται σκληρές ακτίνες διότι διεισδύουν περισσότερο στην ύλη.

Δημιουργία εικόνας:

Μια ιατρική εικόνα αποτελεί μια επιφάνεια επί της οποίας είναι αποτυπωμένες ανατομικές δομές του ανθρώπινου σώματος. Η δημιουργία μιας εικόνας, όπως αναφέραμε είναι αποτέλεσμα της απορρόφησης καθώς και της εξασθένησης των ακτίνων X. Η αποτύπωση των ανατομικών δομών επιτυγχάνεται με τη χρήση διαφόρων αποχρώσεων (διαβαθμίσεων) του γκρι χρώματος. Κάθε διαβάθμιση του γκρι αντιστοιχεί σε ορισμένη ποσότητα ακτινοβολίας X που προσπίπτει στον ανιχνευτή. Η ποσότητα αυτή εξαρτάται από την εξασθένηση της αρχικής ακτινοβολίας κατά την διέλευση της μέσα από το ανθρώπινο σώμα. Το μαύρο και οι διαβαθμίσεις του γκρι που κλίνουν προς το μαύρο υποδηλώνουν ελάχιστη εξασθένηση της αρχικής ακτινοβολίας. Αντιθέτως, το λευκό και οι ανοιχτές διαβαθμίσεις του γκρι αντιπροσωπεύουν ολική ή σημαντική εξασθένηση.

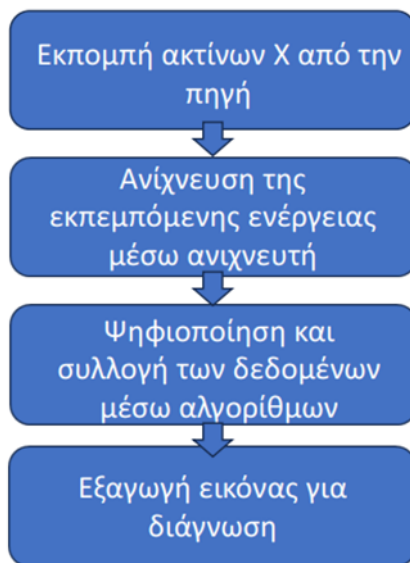
Στη συνέχεια τα δεδομένα ακτίνων X που συλλέγονται από τον ανιχνευτή υποβάλλονται σε επεξεργασία από λογισμικό ανακατασκευής εικόνας για τη δημιουργία μιας 2D ή 3D εικόνας των εσωτερικών δομών του σώματος (Dentalcare, 2017).

Ανάλυση εικόνας: Η ανάλυση εικόνας αναφέρεται στο επίπεδο λεπτομέρειας που μπορεί να διακρίνει κανείς σε μια εικόνα. Στο CBCT, η ανάλυση της εικόνας επηρεάζεται από

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

διάφορους παράγοντες, όπως το μέγεθος της δέσμης ακτίνων X, το μέγεθος του ανιχνευτή και την ποσότητα των δεδομένων ακτίνων X που συλλέγονται (Elluru Venkatesh, 2017).

Δόση ασθενούς: Η δόση ασθενούς αναφέρεται στην ποσότητα ακτινοβολίας στην οποία εκτίθεται ο ασθενής κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Στο CBCT, η δόση του ασθενούς είναι συνήθως χαμηλότερη από την παραδοσιακή CT, λόγω της χρήσης μικρότερης δέσμης ακτίνων X και της συλλογής λιγότερων προβολών ακτίνων X (SEDETEX, 2011).



Εικόνα 5. Διάγραμμα - Αρχές λειτουργίας CBCT.

2.2 Τα κύρια μέρη ενός συστήματος αξονικής τομογραφίας κωνικής δέσμης (CBCT)

Τα πιο βασικά μέρη ενός CBCT επιγραμματικά είναι:

1. η λυχνία,
2. το gantry
3. ο ανιχνευτής
4. η λήψη δεδομένων,
5. η ανακατασκευή της εικόνας
6. η παρουσίαση της εικόνας,
7. υποστήριξη ασθενούς και τέλος,
8. σταθμός εργασίας.

Πιο αναλυτικά τώρα όσον αφορά:

2.2.1 Λυχνία ακτίνων X

Η λυχνία ακτίνων X αποτελεί το κεντρικό στοιχείο της ακτινοδιαγνωστικής αλυσίδας και ουσιαστικά αναπαριστά ένα σύστημα μετατροπής ενέργειας. Η ηλεκτρική ενέργεια μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια ηλεκτρονίων, και, στο τέλος, μέρος αυτής μετατρέπεται σε ηλεκτρομαγνητική ενέργεια ακτίνων X. Το σημαντικότερο ποσοστό της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων μετατρέπεται στη συνέχεια σε θερμότητα.

Αποτελείται από έναν σωλήνα με δύο ηλεκτρόδια, την άνοδο (+) και την κάθοδο (-), οι οποίες βρίσκονται σε έναν γυάλινο σωλήνα κενού (R. Pauwels, et al., 2015).

Η λυχνία αποτελείται από ένα υάλινο κυλινδρικό δοχείο, το οποίο ονομάζεται σωλήνας ακτίνων X (X Ray Tube). Στο εσωτερικό του σωλήνα υπάρχουν:

1. **Μια πηγή ηλεκτρονίων** πρόκειται για ένα ελικοειδές σύρμα από Βολφράμιο. Το εν λόγω σύρμα λειτουργεί ως πηγή ηλεκτρονίων στη λυχνία και χρησιμοποιεί τη θερμιονική εκπομπή ως μέθοδο παραγωγής. Κατά την θερμιονική εκπομπή

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

επιτυγχάνεται απελευθέρωση ηλεκτρονίων όταν στο μεταλλικό υλικό αναπτύσσεται θερμότητα. Ο ρυθμός εξαγωγής των ηλεκτρονίων από το μέταλλο εξαρτάται από τρεις βασικούς παράγοντες: 1. τη θερμαινόμενη επιφάνεια, 2. το έργο εξαγωγής των ηλεκτρονίων και 3. τη θερμοκρασία. Το έργο εξαγωγής αναφέρεται στην ελάχιστη ενέργεια που απαιτείται για την απελευθέρωση ενός ηλεκτρονίου από το μεταλλικό υλικό. Ως καταλληλότερο υλικό για το νήμα έχει επιλεγεί το βολφράμιο, λόγω του υψηλού σημείου τήξης (3387) και της ανθεκτικότητας του (Coolidge, 1913).

2. Κοιλότητα εστίασης, Πρόκειται για κυλινδρική ή ημισφαιρική εσοχή, κατασκευασμένη από νικέλιο, εντός της οποίας τοποθετείται το νήμα βολφραμίου. Η κοιλότητα βρίσκεται σε κατάλληλο ηλεκτρικό δυναμικό, προκειμένου να εστιάζει την ηλεκτρονική δέσμη. Συνεπώς, λειτουργεί ως μέσο για τη σύγκλιση και καθοδήγηση της ηλεκτρονικής δέσμης προς τον στόχο. Η κοιλότητα και το νήμα αποτελούν την κάθοδο της λυχνίας (Coolidge, 1913).

3. Άνοδος

Πρόκειται για τον “στόχο” δηλαδή την περιοχή όπου τα ηλεκτρόνια συγκρούονται. Τα ηλεκτρόνια που απελευθερώνονται εντός του νήματος πρέπει να υποστούν επιτάχυνση προκειμένου να αποκτήσουν υψηλή κινητική ενέργεια. Αυτή η επιτάχυνση προκύπτει από ένα δεύτερο ηλεκτρόδιο, γνωστό ως ανόδος, το οποίο είναι θετικά φορτισμένο προς την κάθοδο. Ως υλικό στόχου χρησιμοποιείται κυρίως το βολφράμιο, λόγω των ακόλουθων χαρακτηριστικών:

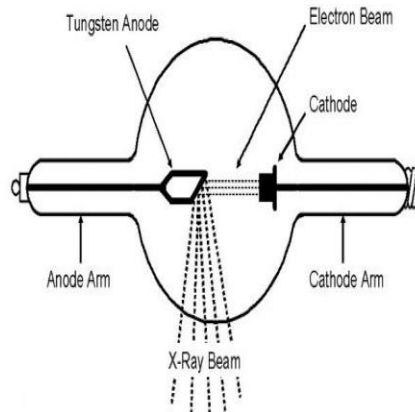
- Ο υψηλός ατομικός αριθμός του ($Z=74$) αποτελεί πλεονέκτημα για την αποδοτική παραγωγή ακτίνων X.
- Έχει υψηλό σημείο τήξης, αποφεύγοντας την τήξη του στόχου λόγω υπερθέρμανσης.
- Διαθέτει υψηλή θερμική αγωγιμότητα.
- Δεν παρουσιάζει έντονα φαινόμενα εξάχνωσης.
- Εμφανίζει υψηλή απορρόφηση ηλεκτρονίων σε στόχο μικρού όγκου.
- Παρουσιάζει εξαιρετική μηχανική αντοχή σε υψηλές θερμοκρασίες.

4. Κέλυφος

Το κέλυφος κατασκευάζεται συνήθως από χάλυβα ή κράμα αλουμινίου και επικαλύπτεται με θωράκιση μολύβδου. Ανάμεσα στο κέλυφος και το γυάλινο περίβλημα υπάρχει λάδι το οποίο είναι απαραίτητο στην ηλεκτρική μόνωση της λυχνίας και συγχρόνως συμβάλλει στη γρήγορη διάχυση της θερμότητας από τη λυχνία προς το περιβάλλον. Το κέλυφος της λυχνίας εξυπηρετεί τους εξής σκοπούς:

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

1. Υποστηρίζει τη λυχνία και παρέχει μηχανική προστασία σε αυτήν. 2. Παρέχει θερμική προστασία και ακτινοπροστασία για το προσωπικό και τους ασθενείς. 3. Παρέχει θερμική προστασία στη λυχνία με τη βοήθεια του λαδιού που περιέχεται (Coolidge, 1913).



Εικόνα 6. Τα σημαντικότερα τμήματα μιας λυχνία ακτίνων X (Aksnes, Ingrid, 2020).

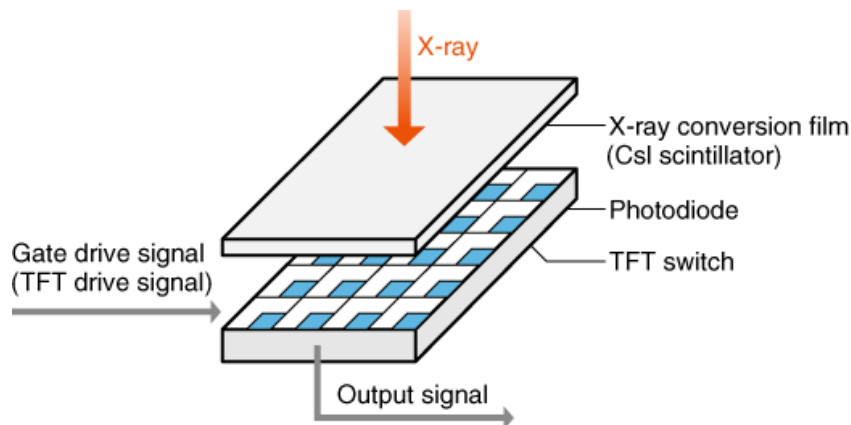
2.2.2 Ανιχνευτής

Οι ανιχνευτές ακτίνων X μετατρέπουν τα προσπίπτοντα φωτόνια σε ηλεκτρικό σήμα. Η ταχύτητα με την οποία πραγματοποιείται η μετατροπή αυτή αποτελεί βασικό χαρακτηριστικό για έναν ανιχνευτή. Ενώ στα παλαιότερα συστήματα CBCT χρησιμοποιούνταν κυρίως ενισχυτές εικόνας στα πιο σύγχρονα χρησιμοποιούνται επίπεδοι ανιχνευτές στερεής κατάστασης X (Flat panel Detectors). Οι επίπεδοι ανιχνευτές είναι ελαφρύτεροι, έχουν μικρότερο μέγεθος και έχουν πολύ πιο βελτιωμένη αποτελεσματικότητα ανίχνευσης σε σχέση με τους κλασικούς ενισχυτές εικόνας (Hao Jiang., 2014)

Τα συστήματα flat panel αποτελούνται κυρίως από ολοκληρωμένα κυκλώματα τα οποία ονομάζονται πίνακες ενεργούς μήτρας (active matrix arrays-AMA).

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Οι πίνακες αυτοί, στους οποίους προστίθεται ένα παχύ στρώμα ανιχνευτικού υλικού, μετατρέπονται σε συσκευές απεικόνισης, ευαίσθητες σε ακτίνες X. Το ανιχνευτικό υλικό που χρησιμοποιούν είναι είτε φώσφορος, είτε κάποιο φωτοαγώγιμο υλικό. Η δομή ενός επίπεδου ανιχνευτή ενεργού μήτρας (Active Matrix Flat Panel Imager AMFPI) είναι η ακόλουθη: Στην πίσω επιφάνεια του ανιχνευτή βρίσκεται μια επίπεδη γυάλινη βάση-υπόστρωμα (glass substrate) μεγάλων διαστάσεων (R. Padovani, 2006). Πάνω στη βάση αυτή, είναι τοποθετημένη η επίπεδη διάταξη της ενεργού μήτρας-AMA, που αποτελείται από στοιχειώδη απεικονιστικά στοιχεία (pixels). Κάθε pixel αποτελείται από μια φωτοδίοδο άμορφου υδρογονωμένου πυριτίου (aSi:H) που είναι συνδεδεμένη με κατάλληλο διακόπτη λεπτού υμενίου (φιλμ). Πάνω από τη διάταξη των φωτοδίοδων και των TFTs, βρίσκεται είτε μια φθορίζουσα οθόνη (ενισχυτική πινακίδα), είτε μια επίστρωση από φωτοαγώγιμο υλικό, π.χ. μια πλάκα άμορφου σεληνίου (a-Se). Η ενισχυτική πινακίδα ή το στρώμα σεληνίου συνιστά την πρόσθια επιφάνεια του ανιχνευτή πάνω στην οποία προσπίπτουν οι ακτίνες X (Kalender & Kyriakou 2007). Τα συστήματα με ενισχυτική πινακίδα, συνήθως κατασκευασμένη από CsI:Tl ή Gd₂O₂S:Tb, ονομάζονται συστήματα έμμεσης ανίχνευσης, ενώ τα συστήματα με άμορφο σεληνίο ονομάζονται συστήματα άμεσης ανίχνευσης.



Εικόνα 7. Ανιχνευτής Flat panel (Inc, Matsusada Precision, 2024)

2.2.3 Gantry

Αυτό είναι το μέρος του συστήματος CBCT που συγκρατεί την πηγή και τον ανιχνευτή ακτίνων X και περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή. Συνήθως τοποθετείται σε βάθρο ή σε βάση στήριξης στο δάπεδο. Στα περισσότερα συστήματα CBCT ο εξεταζόμενος βρίσκεται σε όρθια θέση, τέτοιου είδους συστήματα προτιμώνται περισσότερο από τις κλινικές καθώς απαιτούν λιγότερο χώρο ενώ η τοποθέτηση του εξεταζόμενου είναι πιο εύκολη και γρήγορη. Άλλοι τύποι gantry μπορεί να διαθέτουν κάθισμα και ο εξεταζόμενος είναι

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

καθισμένος κατά την διάρκεια της εξέτασης ή να διαθέτουν εξεταστική τράπεζα και ο εξεταζόμενος να τοποθετείται σε ύπτια (R. Pauwels, et al., 2015).

Κατά την εξέταση είναι πολύ σημαντικό ο ασθενής να παραμείνει ακίνητος, διότι οποιαδήποτε κίνηση υποβαθμίζει αισθητά την τελική εικόνα. Η σταθεροποίηση της γνάθου επιτυγχάνεται με τη χρήση του λεγόμενου Bite block το οποίο αποτελεί στήριγμα ακινητοποίησης του στόματος (R Pauwels, 2015).



Εικόνα 8. Διαφορετικοί τύποι cbct gantry (Ruben Pauwels,2014).

Στην αριστερή εικόνα απεικονίζεται ένα CBCT όπου ο ασθενής τοποθετείται καθισμένος.

Στην μεσαία εικόνα το σύστημα ο ασθενής τοποθετείται σε όρθια θέση.

Στην δεξιά εικόνα απαιτείται η ύπτια τοποθέτηση του εξεταζόμενου

2.2.4 Λήψη δεδομένων

Για την λήψη δεδομένων απαιτείται μία πλήρης ή μερική περιστροφική σάρωση της πηγής των ακτίνων X η οποία διαρκεί από 10s έως 40s ανάλογα με τον τύπο εξέτασης που θα πραγματοποιηθεί. Καθώς περιστρέφεται η λυχνία ταυτόχρονα ο ανιχνευτής κινείται συγχρόνως με την πηγή γύρω από ένα σταθερό σημείο γύρω από την περιοχή του ενδιαφέροντος (R. Pauwels, et al., 2015).

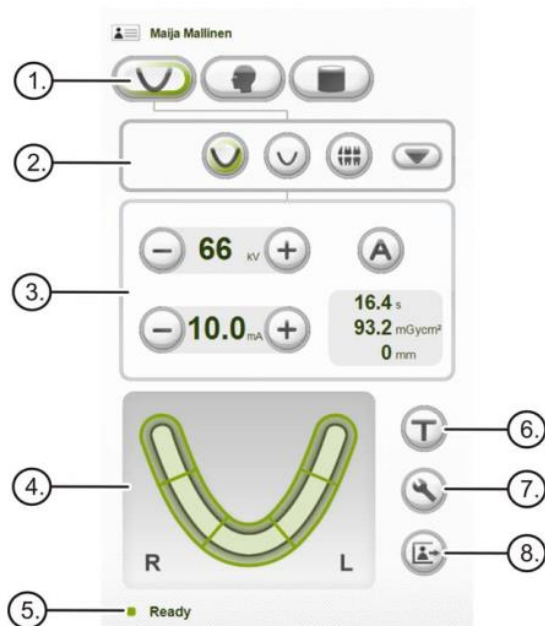
2.2.5 Σταθμός εργασίας - Ανακατασκευή εικόνας

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Αυτό είναι το σύστημα υπολογιστή που χρησιμοποιείται για την προβολή, ανάλυση και αποθήκευση των εικόνων CBCT. Συνήθως περιλαμβάνει μια οθόνη, ένα πληκτρολόγιο και ένα ποντίκι. Στην οθόνη παρουσιάζεται τα δεδομένα που λήφθηκαν από τον ανιχνευτή ώστε να ανακατασκευαστούν και να δημιουργήσουν μια εικόνα. Κατά τη διαδικασία ανακατασκευής εικόνας, χρησιμοποιούνται διάφοροι μαθηματικοί τύποι για τον υπολογισμό του συνόλου των συντελεστών εξασθένησης μ των Pixel που αποτελούν κάθε. Πιο αναλυτικά, τα δεδομένα στέλνονται στον υπολογιστή ο οποίος τα διαιρεί σε μικροσκοπικούς κύβους (Voxels) το μέγεθος των οποίων κυμαίνεται μεταξύ $0,076mm^3$ - $0,4mm^3$. έπειτα υπολογίζει την απορρόφηση των ακτίνων σε κάθε voxel και το κάθε ένα voxel χαρακτηρίζεται από έναν αριθμό και ένα χρώμα της κλίμακας του γκρι. Στην συνέχεια μέσω αλγορίθμων γίνεται η κατανομή των επεξεργασμένων δεδομένων και δημιουργείται η εικόνα. Συνήθως μια σάρωση CBCT περιέχει περισσότερα από 100 εκατομμύρια voxel (Dentalcare, 2017).

Οι καταγεγραμμένες εικόνες μεταφέρονται σε εξειδικευμένο λογισμικό, το οποίο στη συνέχεια, δημιουργεί μια τρισδιάστατη ανακατασκευή του όγκου δεδομένων, παρέχοντας πολυεπίπεδες (MPR) επαναδιαμορφωμένες εικόνες με αξονικούς, στεφανιαίους και οβελιαίους προσανατολισμούς.

Οι στεφανιαίες εικόνες προσφέρουν μια προοπτική παρουσίαση του ασθενούς από την πίσω πλευρά προς το πρόσωπο, ξεκινώντας από το πίσω μέρος του κεφαλιού και εξελισσόμενες προς την προσθιοπίσθια όψη. Από την άλλη πλευρά, το οβελιαίο επίπεδο επιτρέπει την αξιολόγηση των δομών του ασθενούς από το ένα αυτί προς το άλλο, ενώ το αξονικό επίπεδο παρέχει σειρά εικόνων που αναλύουν τον ασθενή από το πηγούνι προς την κορυφή του κεφαλιού (αξονική όψη) (Siddiqui, Dr Sana Noor, 2023).



Εικόνα 9. Οθόνη ρύθμισης ενός συστήματος CBCT (CRANEX3D, 2013). Η οθόνη διαθέτει τις εξής ρυθμίσεις:

1. Επιλογή τρόπου λειτουργίας
2. Επιλογή προγράμματος
3. Ρύθμιση τιμών απεικόνισης
4. Περιοχή απεικόνισης
5. Κατασταση της μονάδας (Ready / Standby)
6. Test mode
7. Ρυθμίσεις
8. Τέλος εξέτασης

2.2.5.1 Αλγόριθμοι ανακατασκευή εικόνας

Υπάρχουν διάφορες προσεγγίσεις αλγορίθμων για την ανακατασκευή μιας εικόνας, ωστόσο οι πιο χρησιμοποιούμενες είναι οι εξής (Wikipedia, 2024):

A. Απλή οπισθοπροβολή (Simple Backprojection)

Η διαδρομή που ακολουθούν οι ακτίνες X κατά την διέλευση τους από μια δομή χωρίζεται σε ισομεγέθη τμήματα τα οποία κατανέμονται ομοιόμορφα κατά μήκος της ακτίνας προβολής. Οπισθοπροβάλλοντας αυτά τα στοιχεία από όλες τις πλευρές,

δημιουργείται μία εκτίμηση της συνάρτησης χωρικής κατανομής η οποία παρουσιάζει το αντικείμενο σε δύο διαστάσεις. Ο αλγόριθμος στηρίζεται στη σχέση:

$$\hat{f}(x, y) = \sum_{k=1}^m P(y \cos \varphi_k + x \sin \varphi_k) \Delta \varphi_k$$

Εξίσωση 1. Αλγόριθμος απλής οπισθοπροβολής

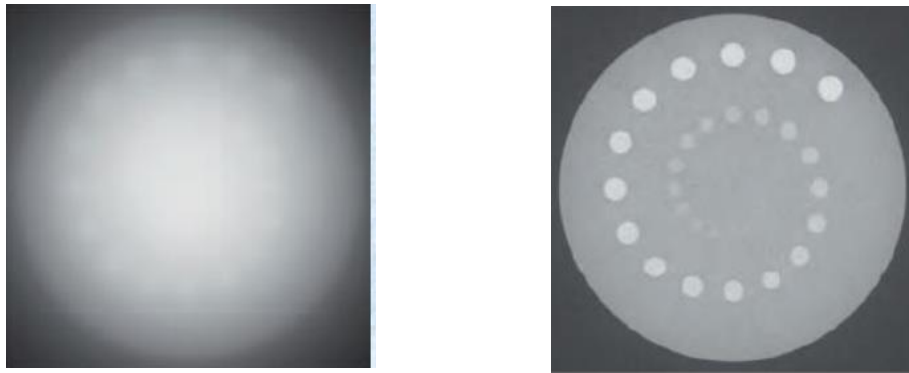
όπου φ_k είναι k-ιοστή γωνία προβολής, m είναι ο αριθμός των πλευρών n και $\Delta \varphi$ είναι η γωνιακή απόσταση μεταξύ διαδοχικών προβολών.

Η εικόνα οπισθοπροβολής $f(x,y)$ είναι μία πρώτη προσέγγιση της αρχικής συνάρτησης $f(x,y)$. Η ποιότητα της εικόνας βελτιώνεται με τη χρήση δεδομένων από περισσότερες γωνίες προβολής.

B. Φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (Filtered Backprojection)

Ο αλγόριθμος της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής (FBP) αποτελεί τον πιο χρησιμοποιούμενο αλγόριθμο ανακατασκευής εικόνας. Η διαφορά της φιλτραρισμένης με την απλή οπισθοπροβολή είναι ότι οι προβολές πρώτα φιλτράρονται και ύστερα ακολουθούν την διαδικασία της κατανομής που ισχύει στην απλή οπισθοπροβολή (Π.Καζάκος, 2022). Συγκεκριμένα ο αλγόριθμος αυτός βασίζεται:

1. Εφαρμογή ενός κατάλληλου φίλτρου $h(t)$ στα δεδομένα προβολής από διαφορετικές γωνίες.
Αυτό το στάδιο πραγματοποιείται σε 3 βήματα (Π.Καζάκος, 2022):
 - A. Με την μέθοδο FFT (Fast Fourier Transform) τα δεδομένα προβολής μετασχηματίζονται στο χώρο των συχνοτήτων.
 - B. Στην συνέχεια τα κατά Fourier μετασχηματισμένα δεδομένα πολλαπλασιάζονται με μια συνάρτηση $H(\omega)$, η οποία αποτελεί τον μετασχηματισμό Fourier της συνάρτησης φίλτρου $h(t)$.
 - Γ. Πραγματοποιείται αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier στο χώρο του χρόνου.
2. Οπισθοπροβολή των διαμορφούμενων δεδομένων προβολής για τη δημιουργία της εικόνας.



Εικόνα 10. Αριστερά απεικονίζεται μια ανακατασκευασμένη εικόνα με απλή οπισθοπροβολή και δεξιά μια με Φιλτραρισμένη Οπισθοπροβολή (P. Kazakos, 2022).

2.2.6 Εξαγωγή δεδομένων

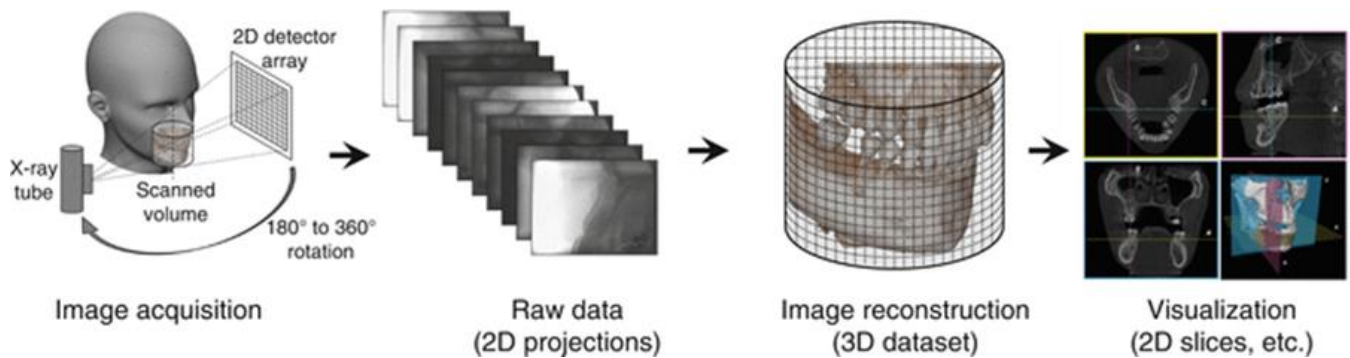
Υπάρχουν δύο προσεγγίσεις για την ερμηνεία των δεδομένων CBCT. Ο πρώτος τρόπος περιλαμβάνει τη χρήση αρχείων DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), τα οποία είναι ταυτόχρονα πρωτόκολλο επικοινωνίας και πρότυπο μορφής αρχείου για τη διαχείριση, αποθήκευση και μεταφορά πληροφοριών στην ιατρική απεικόνιση. Αυτή η μορφή εξασφαλίζει τη συνέπεια όλων των δεδομένων και πληροφοριών του ασθενούς, ενώ δίνει τη δυνατότητα μεταφοράς πληροφοριών μεταξύ συσκευών που υποστηρίζουν το πρότυπο DICOM από πολλούς κατασκευαστές. Τα αρχεία DICOM αποτελούνται από 150-600 αξονικές εικόνες, οι οποίες συνθέτουν τον όγκο κατά τη συγχώνευσή τους (Spin-Neto, Rubens, et al., 2011).

Πολλές εταιρείες εμφυτευμάτων παρέχουν το δικό τους λογισμικό ανάγνωσης αρχείων DICOM, το οποίο προσφέρει διάφορες δυνατότητες όπως σχεδιασμός θεραπείας ή εκτύπωση 3D χειρουργικών οδηγιών.

Σε περιπτώσεις όπου ο γιατρός δεν διαθέτει DICOM, μπορεί να χρησιμοποιήσει ένα απλό πρόγραμμα απεικόνισης εικόνων και να κάνει εκτίμηση των εικόνων σε ηλεκτρονική

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

μορφή. Το πρόγραμμα απεικόνισης επιτρέπει στον γιατρό να αξιολογήσει τις εικόνες, να πραγματοποιήσει μετρήσεις και να ανακατασκευάσει μια πανοραμική επαναδιαμορφωμένη εικόνα. Άλλες επιλογές που συνήθως παρέχονται περιλαμβάνουν λειτουργίες ζουμ, μεγέθυνση, ρύθμιση φωτεινότητας/αντίθεσης, περιστροφή και ανίχνευση του καναλιού του γνάθου (Spin-Neto, Rubens, et al., 2011).



Εικόνα 11. Στάδια της διαδικασίας απόκτησης εικόνας (Pauwels, Ruben. 2018).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 30

Ακτινοπροστασία και ρυθμιστικοί κανονισμοί στο CBCT

3.1 Ακτίνες X

Οι ακτίνες X ανήκουν στην κατηγορία της ηλεκτρομαγνητικής (ΗΜ) ακτινοβολίας, η οποία περιλαμβάνει επίσης το ορατό φως, τα ραδιοκύματα, τα μικροκύματα, την κοσμική ακτινοβολία και διάφορες άλλες "ακτίνες" (X-Ray Wikipedia, 2024).

Όλα αυτά τα είδη ΗΜ αναγνωρίζονται ως φωτόνια, τα οποία παρουσιάζουν τα χαρακτηριστικά των κυμάτων, όπως το μήκος κύματος και η συχνότητα. Το εύρος μήκους κύματος της ΗΜ ακτινοβολίας κυμαίνεται από 10^{-3} έως 10^3 m, με τις ακτίνες X να διακρίνονται από το μικρό τους μήκος κύματος, που κυμαίνεται από 10^{-9} m έως 10^{-13} μέτρα. Η σημασία αυτής της διαφοροποίησης έγκειται στο γεγονός ότι τα μικρότερα μήκη κύματος υποδηλώνουν υψηλότερη ενέργεια, επιτρέποντας βαθύτερη διείσδυση μέσα από την ύλη και ενισχύοντας τη μεταφορά ενέργειας στην ύλη. Όταν οι ακτίνες X αλληλεπιδρούν με άτομα, αυτή η μεταφορά ενέργειας μπορεί να προκαλέσει τον ιονισμό των ατόμων. Άλλα παραδείγματα ιονίζουσας ακτινοβολίας περιλαμβάνουν τις ακτινοβολίες άλφα, βήτα και γάμμα, που συνδέονται κυρίως με την αποσύνθεση ραδιενεργών υλικών. Όλες οι ιονίζουσες ακτινοβολίες μπορούν να προκαλέσουν βλάβη στα όργανα και τους ιστούς των ατόμων που εκτίθενται σε αυτές (SEDEX, CHAPTER 2, 2017)

3.2 Επιπτώσεις που προκαλούνται από έκθεση στην ακτινοβολία

Σε μια εξέταση με ακτίνες X, εκατομμύρια φωτόνια διαπερνούν το σώμα του εξεταζόμενου. Λόγω της μεγάλης ποσότητας ενέργειας που διαπερνά την ύλη τα φωτόνια μπορεί να ιονιστούν. Κατά την διαδικασία του ιονισμού, η ενέργεια που δέχεται ένα ηλεκτρόνιο είναι μεγαλύτερη από την ενέργεια δέσμευσης της στοιβάδας που βρίσκεται με αποτέλεσμα το ηλεκτρόνιο να ιονιστεί. Η απορρόφηση της ακτινοβολίας από την ύλη μπορεί να προκαλέσει βλάβη σε οποιοδήποτε μόριο, και κυρίως στο DNA των χρωμοσωμάτων καθώς με τον ιονισμό των ατόμων προκύπτει διάσπαση των χημικών δεσμών. Αν και η πλειοψηφία των βλαβών στο DNA επανορθώνεται άμεσα, υπάρχει η μικρή πιθανότητα να δημιουργηθεί μόνιμη τροποποίηση σε ένα τμήμα του χρωμοσώματος, με αποτέλεσμα να καταλήξει σε μετάλλαξη. Τέτοιες μεταλλάξεις θα μπορούσαν τελικά να συμβάλουν στην ανάπτυξη ενός όγκου. Ωστόσο, αυτό δεν μπορεί να επιβεβαιωθεί με απόλυτη βεβαιότητα, καθώς ο χρόνος που διανύεται μεταξύ της έκθεσης σε ακτίνες X και του εντοπισμού ενός όγκου μπορεί να διαρκέσει πολλά χρόνια, αναδεικνύοντας ένα

ασαφές χρονικό παράθυρο (SEDEX, 2011). Συνεπώς, η κατανόηση των δΟΣΟΛΗΨΙΩΝ που χορηγούνται μέσω ακτινολογικών τεχνικών παίζει καίριο ρόλο. Παρόλο που οι δόσεις και οι σχετιζόμενοι κίνδυνοι στην οδοντιατρική ραδιολογία είναι ελάχιστοι, υπάρχουν κάποιες μελέτες που υποδηλώνουν αυξημένο κίνδυνο εμφάνισης όγκων στον εγκέφαλο (Longstreth et al, 1993) και του θυρεοειδούς (Hallquist et al, 1994) λόγω οδοντιατρικών ακτινογραφιών.

3.3 Δράση των ιοντίζουσων ακτινοβολιών σε επίπεδο οργανισμού

Οι επιπτώσεις των ιοντίζουσων ακτινοβολιών σε επίπεδο οργανισμού ταξινομούνται σε στοχαστικές και μη στοχαστικές. Στον στοχαστικό τύπο επιδράσεων, υπάρχει πιθανότητα να συμβούν ή να μη συμβούν συγκεκριμένες επιπτώσεις, όπως η εμφάνιση καρκίνου ή η κληρονομούμενες γενετικές μεταλλάξεις. Αυτές οι επιπτώσεις δεν έχουν κατώφλι δόσης και ισχύει η αρχή του "όσο το δυνατόν χαμηλότερης ακτινοβολίας" (ALARA), προσπαθώντας να περιοριστεί η έκθεση σε ακτινοβολία στο ελάχιστο δυνατό επίπεδο.

Από την άλλη, στον μη στοχαστικό τύπο επιδράσεων, υπάρχει ένα κατώφλι δόσης, μετά το οποίο είναι σχεδόν σίγουρο ότι θα συμβούν συγκεκριμένες επιπτώσεις. Παραδείγματα αυτών των επιπτώσεων είναι η ακτινοσκόπηση, που προκαλεί σοβαρά προβλήματα υγείας, όπως αιμοποιητικό, το σύνδρομο του γαστρεντερικού και του κεντρικού νευρικού συστήματος (European Commission, 2001).

3.4 Κανονισμοί προστασίας κατά της ακτινοβολίας

Το προτεινόμενο σύστημα προστασίας από την Διεθνή Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας (ICRP) βασίζεται σε τρεις βασικές αρχές για την ακτινολογική προστασία. Αυτές περιλαμβάνουν την αιτιολόγηση, τη βελτιστοποίηση της προστασίας και την εφαρμογή ορίων δόσης (ICRP, 2007b). Τα όρια δόσης ισχύουν αποκλειστικά για την προστασία των εργαζομένων και του κοινού στην ακτινολογία.

3.4.1 Αρχή της αιτιολόγησης

Σύμφωνα με το ICRP στην ιατρική η χρήση της ακτινοβολίας θα πρέπει να είναι δικαιολογημένη, να ακολουθεί μια συγκεκριμένη διαδικασία και να υπάρχει συγκεκριμένος σκοπός. Για παράδειγμα ένας ασθενής θα υποβληθεί σε εξέταση CBCT όταν εμφανίσει κάποια συμπτώματα στην κρανιοπροσωπική περιοχή ή όταν ανιχνευθεί ότι

κινδυνεύει από μια κατάσταση η οποία αντιμετωπίζεται και έχει κριθεί ότι η εξέταση θα του προσφέρει περισσότερο όφελος παρά βλάβη.

3.4.2 Αρχή της βελτιστοποίησης

Σύμφωνα με την αρχή της βελτιστοποίησης η έκθεση που οφείλεται σε μια αιτιολογημένη πηγή πρέπει να προγραμματίζεται ώστε το μέγεθος των συνεπαγομένων δόσεων, ο αριθμός των εκτιθεμένων ατόμων και η πιθανότητα ατυχήματος να διατηρηθούν τόσο χαμηλά όσο είναι λογικά εφικτό λαμβάνοντας υπόψη κάθε σχετικό κοινωνικό και οικονομικό παράγοντα (ΕΕΑΕ, 2014).

3.4.3 Αρχή των ορίων δόσεων

Δεν επιτρέπεται η υπέρβαση των ορίων δόσεων παρά μόνο σε ειδικές περιπτώσεις που κρίνεται αναγκαίο και αφού ληφθεί υπόψη η Αρχή της αιτιολόγησης. Στις ιατρικές εκθέσεις δεν ισχύει αυτή η αρχή (ΕΕΑΕ, 2014).

3.5 ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΣΤΟ CBCT

Ο όρος "δόση ακτινοβολίας" χρησιμοποιείται για μετρήσεις που αφορούν συγκεκριμένους ιστούς ή όργανα (όπως δέρμα, μάτι, μυελός των οστών) ή για το σύνολο του σώματος. Από την άλλη πλευρά, ο όρος "έκθεση" συνήθως αναφέρεται στις ρυθμίσεις του εξοπλισμού (όπως χρόνος, ρεύμα mA, τάση kVp) (Radiology (ACR), 2024).

Ένα συνήθως χρησιμοποιούμενο κριτήριο μέτρησης της δόσης σε ερευνητικές μελέτες είναι η "δόση εισόδου" η οποία καταγράφεται σε mGy (milliGrays). Αυτή η προσέγγιση έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί να μετρηθεί σχετικά εύκολα με την τοποθέτηση δοσιμέτρων στο δέρμα του ασθενούς.

Η ενεργός δόση, η οποία εκφράζεται σε μονάδες απορρόφησης ενέργειας ανά μονάδα μάζας (joules/kg) γνωστό ως Sievert υπολογίζεται για οποιαδήποτε διαδικασία ακτίνων X αξιολογώντας την απορρόφηση ενέργειας σε πολλά «σημαντικά» όργανα/ιστούς μέσα στο σώμα. Η δόση κάθε οργάνου πολλαπλασιάζεται με έναν συντελεστή στάθμισης που καθορίζεται με βάση την ραδιοευαισθησία του. Αυτές οι σταθμισμένες δόσεις στη συνέχεια προστίθενται, παρέχοντας μια ολοκληρωμένη αναπαράσταση της συνολικής

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

βλάβης σε «ολόκληρο το σώμα». Αν και δεν είναι πρακτικό να μετρηθεί άμεσα η ενεργός δόση με διαδικασίες *in vivo*, μπορεί να προέλθει από εργαστηριακές μελέτες ή προσομοιώσεις υπολογιστή. Αυτές οι πληροφορίες είναι πολύτιμες για την εκτίμηση του κινδύνου ακτινοβολίας, επιτρέποντας τη σύγκριση διαφόρων εξετάσεων σε διαφορετικές ανατομικές περιοχές.

Η δόση ακτινοβολίας της αξονικής τομογραφίας κωνικής δέσμης ποικίλλει ανάλογα με το σύστημα CBCT και τις ρυθμίσεις ανάλογα τον τύπο εξέτασης. Γενικά, η CBCT χρησιμοποιεί χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας από την παραδοσιακή αξονική τομογραφία (αξονική τομογραφία), αλλά η δόση εξακολουθεί να είναι υψηλότερη από άλλες μεθόδους απεικόνισης, όπως η ακτινογραφία ή η μαγνητική τομογραφία.

Το 2003, οι Mah et al. ανέφεραν ότι η μείωση της συνολικής δόσης ακτινοβολίας μιας εξέτασης CBCT ήταν μόνο 20% σε σύγκριση με την συμβατή αξονική τομογραφία.

Ωστόσο, το 2004 η Schulze et al. ανέφερε ότι οι τρισδιάστατες ογκομετρικές εικόνες που λήφθηκαν με τεχνολογία κωνικής δέσμης περιλάμβαναν έως και τέσσερις φορές λιγότερη ακτινοβολία από ότι η συμβατική CT. Ρυθμίσεις όπως η τάση (kVp) και τα ρεύμα (mA) είναι μερικοί από τους παράγοντες που επηρεάζουν την ενεργό δόση ακτινοβολίας. Η χρήση χαμηλότερων mA και τάσης μπορεί να μειώσει την ποσότητα ακτινοβολίας που λαμβάνει ο ασθενής, αν και αυτές οι ρυθμίσεις μπορούν επίσης να μειώσουν την ποιότητα της εικόνας.

Η ενεργός δόση έκθεσης για έναν ασθενή από μία εξέταση CBCT έχει αναφερθεί ότι κυμαίνεται από 45 microsievert (μSv) έως 650 μSv . Οι δόσεις που έχουν καταγραφεί για μια αναλογική εικόνα πλήρους στόματος και μια αναλογική πανοραμική ακτινογραφία είναι 150 μSv (Frederiksen, 1995) και 54 μSv (Kiefer et al., 2004), αντίστοιχα.

Η δόση ακτινοβολίας του CBCT επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες, όπως το μέγεθος της δέσμης των ακτίνων X, τον τύπο του ανιχνευτή και την ποσότητα των δεδομένων ακτίνων X που συλλέγονται.

Το 2007 πραγματοποιήθηκε μια έρευνα από το project SEDENTEXCT κατά την οποία εξετάστηκαν 13 μελέτες προκειμένου να υπολογιστεί η ενεργός δόση σε μια οδοντική εξέταση με τομογράφο κωνικής δέσμης. Σε αυτές τις μελέτες, η ενεργός δόση υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας τους παράγοντες στάθμισης ιστού από το ICRP (2007), συμπεριλαμβάνοντας τη ραδιοευαισθησία των σιελογόνων αδένων και του εγκεφάλου. Τα αποτελέσματα της μελέτης αναγράφονται στον Πίνακα 2.3α, όπου τα συγκεκριμένα αποτελέσματα λήφθηκαν από διαφορετικές μονάδες CBCT κατά τις οποίες χρησιμοποίησαν "ενήλικα" ομοιώματα. Ο Πίνακας 2.3β παρέχει αντίστοιχα δεδομένα χρησιμοποιώντας ομοίωμα παιδιού.

Πίνακας 3 (SEDENTEXCT,2007).

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Τύπος εξέτασης	Ενεργός Δόση (μSv)
Οδοντοκυψελιδική Σύνσμωση	11-674 (61)
Κρανιοπροσωπική	30-1073 (87)

Στον *πίνακα 3* παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της έρευνας για την ενεργό δόση και την ενδιάμεση τιμή δόσης σε μια εξέταση CBCT. Οι μελέτες χωρίζονται σε δύο κατηγορίες: "οδοντοκυψελιδικές" (μικρού και μεσαίου FOV) και "κρανιοπροσωπικές" (μεγάλου FOV). Συγκεκριμένα, για τις οδοντοκυψελιδικές εξετάσεις το FOV που χρησιμοποιείται είναι μικρότερο από 10 cm, επιτρέποντας την απεικόνιση της κάτω και άνω γνάθου, ενώ για τις κρανιοπροσωπικές εξετάσεις το FOV είναι μεγαλύτερο από 10 cm, επιτρέποντας την απεικόνιση της γναθοπροσωπικής περιοχής.

Το εύρος της ενεργού δόσης και οι μέσες τιμές, μετρούμενες σε Sv, για παιδικά ομοιώματα στο πλαίσιο οδοντιατρικής εξέτασης με CBCT.

Πίνακας 4 (Theodorakou et al, 2015).

Ηλικία	Τύπος εξέτασης	Ενεργός δόση (μSv)
Παιδικό ομοίωμα	Οδοντοκυψελιδική (μικρό FOV)	16-214 (43)
	Κρανιοπροσωπική (μεγάλο FOV)	114-282 (186)
Εφηβικό ομοίωμα	Οδοντοκυψελιδική (μικρό FOV)	18-70 (32)
	Κρανιοπροσωπική (μεγάλο FOV)	81-216 (135)

Στον *πίνακα 5* αναγράφονται οι ρυθμίσεις έκθεσης για τρισδιάστατη λήψη με συσκευή CBCT Oqwanty.

Ανάλογα το μέγεθος του οπτικού πεδίου που απαιτείται για την εξέταση και την ποιότητα της εικόνας που χρειάζεται ο γιατρός ορίζονται ο χρόνος της εξέτασης, η δόση που λαμβάνει ο ασθενής καθώς και ο αριθμός των προβολών που θα ληφθούν.

Πίνακας 5. Ρυθμίσεις έκθεσης για λήψη 3D εικόνας. Οι συγκεκριμένες ρυθμίσεις είναι από CBCT συσκευή της εταιρίας Qwanty (Qwanty Radiology, 2022).

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Exposure settings for 3D imaging							
Resolution	FOV (h x w)	Exposure time	Scanning time	Amount of projections	mA Low dose (DAP mGycm ²)	mA High-quality (DAP mGycm ²)	mA High-quality (DAP mGycm ²)
High Res	61 x 41 mm	6,1 s	10 s	608	6.3 mA (298)	8 mA (379)	13 mA (593)
Std Res	61 x 41 mm	2,3 s	10 s	230	8 mA (145)	10 mA (181)	13 mA (227)
High Res	61 x 78 mm	12,6 s	20 s	1260	5 mA (491)	6.3 mA (619)	10 mA (983)
Std Res	61 x 78 mm	4,9 s	20 s	460	8 mA (302)	10 mA (372)	13 mA (472)

*Το DAP, «γινόμενο δόσης επί επιφάνεια», είναι μια υποκατάστατη μέτρηση για τον υπολογισμό της δόσης δέρματος του ασθενή.

3.6 Μέθοδοι μείωσης της δόσης προσωπικού

3.6.1. Διαμόρφωση χώρου

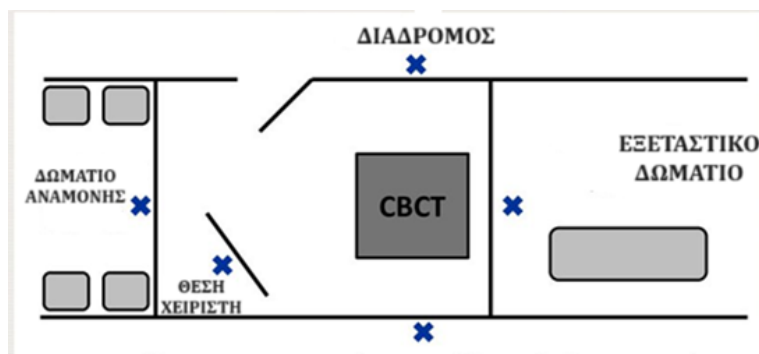
Η απόσταση του χειριστή από την πηγή είναι ιδιαίτερα σημαντική. Σύμφωνα με τον νόμο του αντίστροφου τετραγώνου [Coulomb, 1785] η σκεδαζόμενη ακτινοβολία μειώνεται με την απόσταση, συγκεκριμένα διπλασιάζοντας την απόσταση η δόση της ακτινοβολίας μειώνεται κατά τέσσερις φορές. Ο χειριστής πρέπει να βρίσκεται σε απόσταση τουλάχιστον 2m από την χρήσιμη δέσμη και τον ασθενή.

Κατά την διάρκεια μιας εξέτασης ο χειριστής πρέπει να βρίσκεται εκτός του δωματίου, ή αν βρίσκεται εντός του δωματίου θα πρέπει να υπάρχει πρόσθετη θωράκιση ώστε να μπορεί να σταθεί πίσω από αυτή. Ένας άλλος σημαντικός παράγοντας για την μείωση της ακτινοβολίας του προσωπικού είναι η σωστή διαρρύθμιση του δωματίου εξέτασης (HPA, 2010a). Τα μηχανήματα CBCT απαιτούν λογισμικό για την λήψη της εικόνας επομένως ο υπολογιστής αποτελεί βασικό εργαλείο των γιατρών κατά την εξέταση. Η σωστή τοποθέτηση του υπολογιστή σε σημείο τέτοιο ώστε να διασφαλίζεται η πλήρη θέαση του δωματίου είναι πολύ σημαντική, καθώς διευκολύνεται ο χειριστής και μειώνεται η διάρκεια της εξέτασης αλλά επίσης αποφεύγονται οι επαναληπτικές λήψεις. Η θέση του χειριστή πρέπει πάντα να εξασφαλίζει σαφή ορατότητα προς τον ασθενή και

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

τις εισόδους του δωματίου, ενώ πρέπει να είναι σε θέση να διακόπτει τη σάρωση μέσω του κουμπιού έκτακτης ανάγκης, εάν κριθεί απαραίτητο. Το κουμπί έκτακτης ανάγκης πρέπει πάντα να τοποθετείται δίπλα στον χειριστή, εξασφαλίζοντας την άμεση πρόσβασή του, χωρίς την ανάγκη εισόδου στο δωμάτιο ((HPA 2010 a, HPA 2010b).

Επίσης είναι απαραίτητο να υπάρχουν προειδοποιητικές πινακίδες ακτινοβολίας σε όλες τις θύρες, και το δωμάτιο να διαθέτει σύστημα ενδοεπικοινωνίας με τον ασθενή.



Εικόνα.12. Σχεδιασμός δωματίου για μηχανήμα CBCT (Tabakov, 2022).

Στην εικόνα απεικονίζεται ενδεικτικός σχεδιασμό δωματίου για μηχανήμα CBCT ώστε να διασφαλιστεί η προστασία του προσωπικού αλλά και των εξεταζόμενων από την ακτινοβολία. Συγκεκριμένα απεικονίζεται που πρέπει να είναι η θέση του χειριστή σε σχέση με την πηγή της ακτινοβολίας. Επίσης φαίνεται η διάταξη των θωρακισμένων τοίχων για των περιορισμών των ακτίνων στον χώρο εξέτασης.

3.6.2 Ακτινοπροστασία εκτιθέμενων εργαζομένων

Ο γιατρός συνιστάται να χρησιμοποιεί προστατευτική ποδιά, η οποία είναι επενδυμένη με μόλυβδο ή μολυβδούχο περιλαίμιο. Η χρήση αυτής της ποδιάς αποτρέπει την έκθεση σε ακτινοβολία στις περιοχές του θώρακος και της κοιλιάς, ενώ το περιλαίμιο παρέχει προστασία στον θυροειδή αδένα. Επιπλέον, θεωρείται εξίσου σημαντικό οι γιατροί να φορούν δοσόμετρο θερμοφωταύγειας κατά τη διάρκεια των εξετάσεων και να υποβάλλουν τα αποτελέσματα για δοσιμέτρηση κάθε μήνα (European Commission 2004).

Τα **δοσόμετρα θερμοφωταύγειας** έχουν επιλεγεί για την δοσιμέτρηση του προσωπικού καθώς διαθέτουν χαμηλό όριο ανίχνευσης 0.01mSv, παρουσιάζουν γραμμικότητα σε

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

ευρεία περιοχή δόσεων ως τα 10.000 mSv, εξασφαλίζουν ακρίβεια, ενώ παράλληλα διακρίνονται για την αξιόπιστη μακροχρόνια απόδοσή τους και τη δυνατότητα επαναχρησιμοποίησης (ΕΕΑΕ).

Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας είναι κρυσταλλικά πλακίδια τα οποία απορροφούν την προσπίπτουσα ακτινοβολία. Η ενέργεια της ακτινοβολίας αποθηκεύεται στην κρυσταλλική δομή του υλικού του δοσιμέτρου. Εάν ο κρύσταλλος θερμανθεί εκπέμπει φως του οποίου η ένταση εξαρτάται από την απορριφθείσα ενέργεια της ακτινοβολίας.

Για την μέτρηση του εκπεμπόμενου φωτός χρησιμοποιείται ειδική διάταξη που περιλαμβάνει θερμαντικό στοιχείο για θέρμανση του κρυστάλλου του φωτοπολλαπλασιαστή (ς Ι. Δαμηλάκης, 2014).



Εικόνα 13. Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας φθοριούχου λιθίου (LiF) (ΕΕΑΕ, 2005).

Πίνακας 6. Όρια ισοδύναμων δόσεων ανά έτος για τους εκτιθέμενους εργαζομένους (ΕΕΑΕ).

Φακός οφθαλμών	150mSv
----------------	--------

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Δέρμα	500msv
Άκρες χείρες	500msv
Αντιβράχια	500msv
Κάτω μέρος κνήμης	500msv
Άκρα ποδιών	500msv
Κοιλιακή χώρα για γυναίκες κάτω των 50 ετών	13mSv

Σύμφωνα με τα προτεινόμενα όρια δόσεων που ορίζει η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, ενισχύεται η συνολική προσέγγιση για την προστασία από την ακτινοβολία κατά τη διάρκεια ιατρικών εξετάσεων.

Τέλος κάθε χειριστής θα πρέπει να ακολουθεί τους κανόνες ασφάλειας και ακτινοπροστασίας και να εκπαιδεύεται συνεχώς σε θέματα ακτινοπροστασίας.

3.7. Παράγοντες του εξοπλισμού CBCT που συμβάλλουν στη μείωση της ακτινοβολίας και τον κίνδυνο για τους ασθενείς.

3.7.1 Τάση σωλήνα ακτίνων X και mAs

Η διαφορά δυναμικού μεταξύ της ανόδου και της καθόδου μιας λυχνίας ακτίνων X κατά τη λειτουργία της, είναι γνωστή ως kilovoltage ή kVp. Η τάση της λυχνίας καθορίζει την διείσδυση της δέσμης των ακτίνων X. Συνεπώς όταν το Kvp είναι υψηλό η δέσμη που παράγεται έχει υψηλή διεισδυτικότητα και διαπερνά με ευκολία τα πιο συμπαγή όργανα του σώματος. Αντιθέτως, όταν η τάση του σωλήνα είναι χαμηλή, δημιουργούνται ακτινογραφίες με χαμηλότερη ενέργεια, προκαλώντας έτσι αυξημένη δόση ακτινοβολίας στο δέρμα του ασθενούς (Horner 1994). Μελέτη των Geijer et al. (2009), έδειξε ότι η αύξηση του kVp μπορεί να οδηγήσει σε αυξημένη σκέδαση λόγω της μεγάλης ενέργειας των φωτονίων, ωστόσο με αυξημένα Kvp η ακτινοβολία που λαμβάνει ο ασθενής είναι λιγότερη. Για να διερευνηθεί αποτελεσματικά η βελτιστοποίηση του kVp στο CBCT, χρειάζεται περαιτέρω έρευνα και εκτενέστερες μελέτες. Προκειμένου να εξασφαλίζεται η απόκτηση κατάλληλης δόσης ακτινοβολίας κατά τη διάρκεια ιατρικών εξετάσεων, οι

ιατροί χρειάζεται να επιτυγχάνουν μια ισορροπία μεταξύ της παραγωγής υψηλής ποιότητας εικόνων και της ελαχιστοποίησης της ακτινοβολίας. Ορισμένες εξετάσεις απαιτούν εξαιρετική λεπτομέρεια στις εικόνες, ενώ άλλες επιτρέπουν τη χρήση λιγότερης ακτινοβολίας. Σε ορισμένες περιπτώσεις, οι ιατροί εφαρμόζουν ειδικά προγράμματα σάρωσης που χρησιμοποιούν ελάχιστη ακτινοβολία, όπως για παράδειγμα σε εξετάσεις του κεφαλιού ή του λαιμού. Παρόλα αυτά, παρατηρείται έλλειψη επαρκών μελετών που εξετάζουν σε βάθος τον τρόπο επίτευξης της ιδανικής ισορροπίας μεταξύ ακτινοβολίας και ποιότητας εικόνας σε διάφορους τύπους σαρώσεων. Παρόλο που ορισμένες έρευνες υποδεικνύουν ότι η εφαρμογή χαμηλότερων επιπέδων ακτινοβολίας μπορεί να επιφέρει ευκρινείς εικόνες, απαιτείται επιπρόσθετη έρευνα για την εμβάθυνση της κατανόησης των βέλτιστων ρυθμίσεων για διαφορετικά μηχανήματα και κλινικές εφαρμογές.

Η μελέτη των Sur κ.ά. (2010) εξέτασε την επίδραση της μείωσης της τάσης στην ποιότητα των εικόνων κατά τη διαδικασία προεγχειρητικού σχεδιασμού εμφυτευμάτων με CBCT. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, προέκυψε ότι είναι εφικτή η επίτευξη σημαντικών μειώσεων στο mA χωρίς να υπάρχει κλινικά σημαντική απώλεια ποιότητας εικόνας. Επιπλέον, η έρευνα των Loftthag-Hansen κ.ά. (2010) παρέχει επιπρόσθετα στοιχεία σχετικά με το εύρος των μειώσεων στο mAs, διατηρώντας παράλληλα αποδεκτή ποιότητα εικόνας. Υπογραμμίζεται, ωστόσο, η αναγκαιότητα προσαρμογής των παραμέτρων έκθεσης σύμφωνα με τις απαιτήσεις της διαγνωστικής διαδικασίας, προκειμένου να διατηρηθεί η άριστη ποιότητα των εικόνων.

3.7.2 Οπτικό Πεδίο και παραμόρφωση

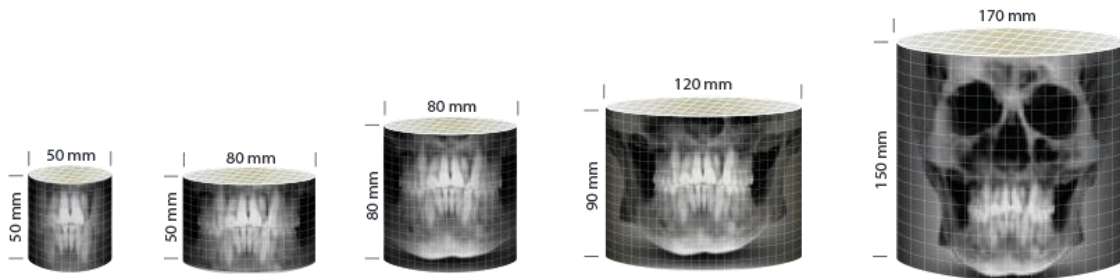
Το FOV αναφέρεται στην ανατομική περιοχή που θα συμπεριληφθεί στον όγκο δεδομένων ή στην περιοχή του ασθενούς που θα ακτινοβοληθεί. Ανάλογα με τον τύπο του μηχανήματος/ανιχνευτή και τη γεωμετρία της δέσμης ακτίνων X, το FOV θα μπορούσε να ταξινομηθεί ως μικρό, μεσαίο και μεγάλο. Γενικά, οι γιατροί θα πρέπει να επιλέγουν το μικρότερο FOV που παρέχει επαρκή ανατομική κάλυψη και επαρκή ανάλυση εικόνας.

Οι μονάδες που σαρώνουν μικρές περιοχές, συνήθως καλύπτουν διαστάσεις 4x4cm, 5x5cm, 6x6cm ή 8x8cm καλύπτοντας περίπου 5 δόντια (διαμέτρου 5 cm) και τις γύρω ανατομικές δομές, με αποτέλεσμα λιγότερο όγκο για ερμηνεία. Οι μικρές σαρώσεις FOV χρησιμοποιούνται συνήθως για ενδοδοντικές, περιοδοντολογικές και εμφυτευματολογικές εξετάσεις σε συγκεκριμένες περιοχές που επιλέγονται από τον χρήστη (Dentalcare, 2017).

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Το μεσαίο FOV αναφέρεται συνήθως σε εκείνες τις σάρωσεις που απεικονίζουν το ένα τόξο ή και τα δύο οδοντικά τόξα, ύψους περίπου 6-11 cm. Τα μεσαίου μεγέθους FOV ενδείκνυνται για εφαρμογές ΩΡΛ (ωτορινολαρυγγολογία) και TMJ (Κροταφογναθική άρθρωση) ή πλήρη εξέταση οδοντοστοιχίας και σχεδιασμό εμφυτευμάτων (Dentalcare, 2017)..

Το μεγάλο οπτικό πεδίο συνιστάται για συγκεκριμένες περιπτώσεις με σκελετική ανωμαλία/ασυμμετρία και όπου προγραμματίζεται ορθοδοντική/ορθογναθική χειρουργική επέμβαση. Η περιοχή σάρωσης σε αυτές τις εξετάσεις μπορεί να κυμαίνεται από 11 έως 24 cm σε ύψος και καλύπτει το μεγαλύτερο μέρος του κρανιοπροσωπικού σκελετού. Για ένα ολοκληρωμένο χειρουργικό σχεδιασμό, οι χειρουργοί χρειάζονται σάρωση που να εκτείνεται από το κατώτερο όριο της κάτω γνάθου έως της υπερκογχικές ραβδώσεις ή την κορυφή του κρανίου. Το κύριο μειονέκτημα του μεγάλου FOV είναι η μεγαλύτερη έκθεση στην ακτινοβολία. Με το μεγάλο οπτικό πεδίο μπορούν να αξιολογηθούν οι οστικές δομές των κροταφογναθικών αρθρώσεων και η ασυμμετρία του προσώπου. Υπάρχουν ορισμένα συστήματα CBCT που προσφέρουν στον ιατρό τη δυνατότητα να προσαρμόσει τις δικές του παραμέτρους FOV ανάλογα με τις ανάγκες της εξέτασης (Dentalcare, 2017).

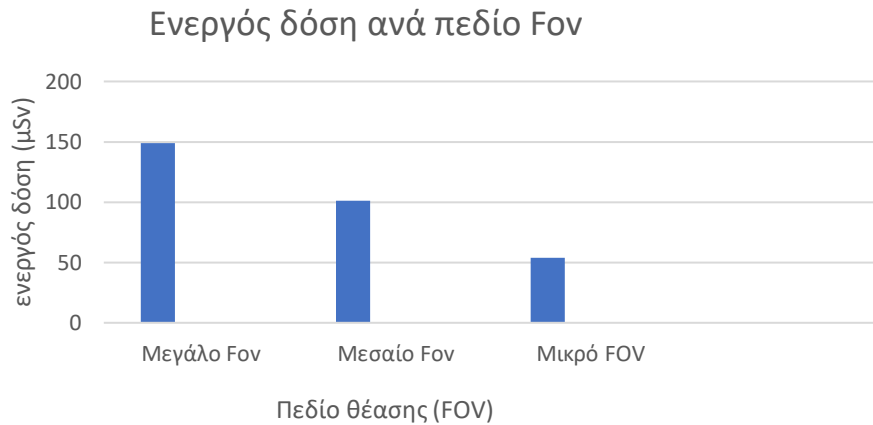


Εικόνα 14. Σχηματική αναπαράσταση των διαφορετικών μεγεθών FOV σε CBCT (Vatech America).

Ο τρόπος κατηγοριοποίησης των μονάδων CBCT είναι ανάλογα με τον τύπο του ανιχνευτή, εάν δηλαδή διαθέτει ενισχυτή CCD/εικόνας (Π) ή επίπεδο ψηφιακό ανιχνευτή. Το μέγεθος του ανιχνευτή υπαγορεύει τις δυνατότητες FOV κάθε μονάδας και σχετίζεται άμεσα με την τιμή του συστήματος. Όσο μεγαλύτερος είναι ο ανιχνευτής τόσο πιο ακριβή θα είναι το μηχάνημα. Οι CCD/Π είναι πιο ογκώδεις και απαιτούν μεγαλύτερο χώρο στο οδοντιατρείο, σε σύγκριση με τους επίπεδους ψηφιακούς ανιχνευτές που είναι μικρότεροι και απαιτούν λιγότερο χώρο.

Τα σύγχρονα μηχανήματα CBCT διαθέτουν συχνά τεχνολογία Automatic Exposure Control (AEC), η οποία προσαρμόζει τη δόση ακτινοβολίας με βάση το μέγεθος του ασθενούς και την περιοχή ενδιαφέροντος. Η χρήση του AEC μπορεί να βοηθήσει στη βελτιστοποίηση της χορήγησης δόσης (SEDEX, Appendix 6, 2011).

Η έρευνα που πραγματοποίησαν ο Pauwels και οι συνεργάτες του αναδεικνύει επαρκώς την επίδραση του πεδίου θέασης (FOV) στην ενεργό δόση. Όπως φαίνεται εμφανώς, παρατηρείται μια σαφής τάση μείωσης των δοσοληψιών σε μικρότερα FOV.



Γράφημα 1. Γράφημα που παρουσιάζει την ενεργό δόση ανάλογα με το μέγεθος του οπτικού πεδίου (FOV) (Pauwels, Ruben, et al., 2012).

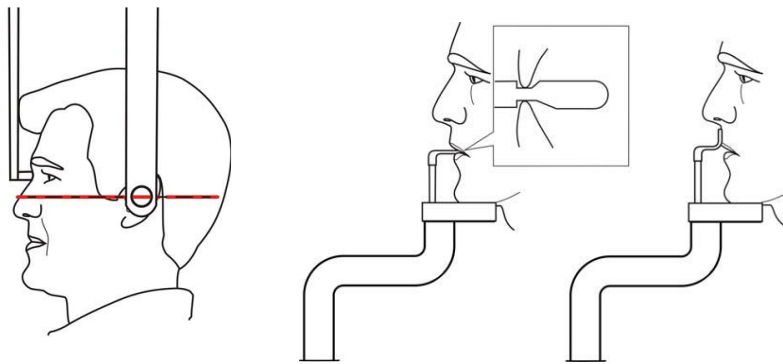
3.7.3 Αριθμός λήψεων

Κάποια μοντέλα συσκευών CBCT προσφέρουν τη δυνατότητα πραγματοποίησης μερικής περιστροφής (π.χ. 180° αντί των κανονικών 360°), με αποτέλεσμα να επιτυγχάνεται μείωση της δόσης κατά περίπου 50% για τον ασθενή. Ορισμένες μελέτες υποδηλώνουν ότι, για συγκεκριμένες κλινικές εφαρμογές και με συγκεκριμένο εξοπλισμό CBCT, οι περιορισμένες περιστροφές μπορούν να χρησιμοποιηθούν διατηρώντας αποδεκτή διαγνωστική ακρίβεια και ποιότητα εικόνας (Lofthag-Hansen κ.ά. 2010, Durack κ.ά. 2011).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4ο

4.1 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΜΙΑΣ CBCT ΕΞΕΤΑΣΗΣ

Μια εξέταση CBCT διαρκεί συνήθως 10-20 λεπτά ανάλογα με τον τύπο της εξέτασης που θα πραγματοποιηθεί. Κατά την προετοιμασία της εξέτασης ο εξεταζόμενος πρέπει να αφαιρέσει τυχόν μεταλλικά αντικείμενα, όπως κοσμήματα ή γυαλιά. Στη συνέχεια, με τις οδηγίες του χειριστή τοποθετείται στο στήριγμα ασθενούς, το οποίο μπορεί να είναι ένα επίπεδο τραπέζι, μια καρέκλα ή ένα εξειδικευμένο στήριγμα για την απεικόνιση συγκεκριμένων περιοχών του σώματος. Έπειτα γίνεται η λήψη της εικόνας όπου το σύστημα CBCT περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή. Στη συνέχεια, η τρισδιάστατη εικόνα εξετάζεται από έναν ακτινολόγο (Dr. Sana Noor Siddiqui, 2022). Η εικόνα χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό των ανατομικών δομών, την αξιολόγηση της παθολογίας και τη μέτρηση των διαστάσεων. Τέλος ο ιατρός συντάσσει μια έκθεση που συνοψίζει τα ευρήματα της εξέτασης και παρέχει συστάσεις για περαιτέρω αξιολόγηση ή θεραπεία, εάν είναι απαραίτητο. Οι εικόνες και η αναφορά CBCT αποθηκεύονται στον ηλεκτρονικό ιατρικό φάκελο του ασθενούς για μελλοντική αναφορά.



Εικόνα 15. Προσομοίωση στηριγμάτων ασθενούς. Στην αριστερή εικόνα απεικονίζονται τα στηρίγματα των κροτάφων ενώ στην δεξιά το στήριγμα του πηγουνιού. Πριν από την εξέταση ο γιατρός πρέπει να ρυθμίσει τα στηρίγματα ανάλογα με τον εξεταζόμενο. (CRANEX3D, 2013).

4.2 Προγράμματα λειτουργιών που μπορεί να επιλέξει ο χειριστής από την οθόνη

Το προκαθορισμένα προγράμματα λειτουργιών του συστήματος CBCT ανταποκρίνεται επαρκώς στις διαφορετικές απαιτήσεις διαγνωστικής απεικόνισης στον οδοντιατρικό τομέα, προσφέροντας σημαντικές επιλογές για εξειδικευμένες αναγκαίες διαδικασίες. Αναλυτικά, οι λειτουργίες περιλαμβάνουν (CRANEX® 3D user manual):

1. Στάνταρ Πανοραμική:

- Κλασική ακτινογραφική απεικόνιση πανοραμικής προβολής.

2. Αριστερή/Δεξιά Ημιπανοραμική:

- Επιλογή μεταξύ αριστερής ή δεξιάς ημιπανοραμικής απεικόνισης.

3. Πρόσθια Οδοντοφυΐα:

- Ειδική ακτινογραφία για εστίαση στην πρόσθια οδοντοφυΐα.

4. Πανοραμική Low Dose (Χαμηλής Δόσης):

- Απεικόνιση με ελάχιστη ακτινοβολία.

5. Οδοντοφυΐα Ortho Rad:

- Εξειδικευμένη ακτινογραφία για ορθοδοντικές εφαρμογές.

6. Ακτινογραφία Μονής Φάσης:

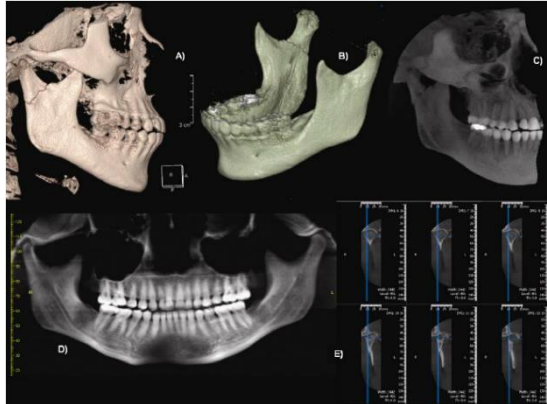
- Ακτινογραφία με εξειδικευμένη τεχνική, προσφέροντας επιπλέον λεπτομέρειες.

7. Αμφοτερόπλευρη Ακτινογραφία:

- Εφαρμοζόμενη σε περιπτώσεις μονόπλευρων προβλημάτων, με στόχο την μείωση της ακτινοβολίας στις γύρω περιοχές

8. TMJ (Κορταφογοναθική Διάρθρωση):

- Παρέχει 4 διαφορετικές απεικονίσεις, καλύπτοντας τον κόνδυλο της Κορταφογοναθικής Διάρθρωσης (ΚΓΔ) σε ανοικτό και κλειστό στόμα.



Εικόνα 16: Στανταρ, Αριστερής και Δεξιάς Ημιπανοραμικής λήψης (Palomo et al., 2006).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5ο

5.1 Πρόγραμμα εκπαίδευσης οδοντιάτρων στο CBCT

Τον Ιανουάριο του 2009, η Ευρωπαϊκή Ακαδημία Οδοντικής και Γναθοπροσωπικής Ακτινολογίας, παρουσίασε ένα προσχέδιο βασικού προγράμματος σπουδών με στόχο την παροχή "επαρκούς θεωρητικής και πρακτικής κατάρτισης" στους χειριστές μηχανημάτων CBCT. Σκοπός αυτού του προγράμματος ήταν να προωθήσει τη βέλτιστη απεικόνιση CBCT στην οδοντιατρική εντός ασφαλούς περιβάλλοντος προστασίας από την ακτινοβολία. Η Ακαδημία συμβουλευτήκε μέλη από όλη την Ευρωπαϊκή Ένωση, εξέτασε υφιστάμενες κατευθυντήριες γραμμές για τη χρήση και την εκπαίδευση CBCT και ανέπτυξε το παρακάτω πρόγραμμα εκπαίδευσης για τη χρήση του CBCT στην οδοντιατρική.

Σύμφωνα με την οδηγία 97/43/ΕΥΡΑΤΟΜ του Ευρωπαϊκού Συμβουλίου κάθε άτομο το οποίο εμπλέκεται στην ακτινολογική απεικόνιση απαιτείται να έχει επαρκή εκπαίδευση τόσο θεωρητική όσο και πρακτική ώστε να μπορεί να πραγματοποιήσει και να ερμηνεύσει μια ακτινολογική εξέταση.

Πίνακας 7. Ολοκληρωμένο πρόγραμμα εκπαίδευσης Χειριστών CBCT (ΕΕΑΕ, 2023).

Α Μέρος Θεωρητική εκπαίδευση
<ul style="list-style-type: none"> • Ανάλυση των αιτιών και κριτηρίων για την παραπομπή του ασθενή σε εξέταση CBCT. • Βασικές αρχές στην ακτινοβολία, στην Ακτινοφυσική και στην παραγωγή ακτίνων X. • Ανάλυση των παραμέτρων έκθεσης (KVp, mA, χρόνο έκθεσης)

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

- Ανάλυση δόσεων ακτινοβολίας και των κινδύνων της τεχνολογίας CBCT. Αξιολόγηση των δόσεων ακτινοβολίας και αντισταθμιστικοί κίνδυνοι που σχετίζονται με την χρήση της τεχνολογίας CBCT. Αναφορά στην ακτινοπροστασία σχετιζόμενη με το CBCT, συμπεριλαμβανομένης της αρχής Αιτιολόγησης (Κριτήρια Παραπομπής/Επιλογής) και των σχετικών πτυχών βελτιστοποίησης της έκθεσης σε ακτινοβολία.
- Τεχνικές Πληροφορίες σχετικά με τον εξοπλισμό CBCT.
- Διαδικασίες απόκτησης εικόνας CBCT, ψηφιακής απεικόνισης, σύμφωνα με τα διεθνή Πρότυπα και τις ιατρικές επεξεργασίες.

Β Μέρος Πρακτική Εκπαίδευση

- Τεχνική λήψης της τομογραφικής εξέτασης.
- Απεικονιστικά πρωτόκολλα. Κριτήρια επιλογής κατάλληλου Fov και παραμέτρων έκθεσης (mA, KVp). Τεχνικές απεικόνισης για τη μείωση της δόσης. Χρήση λογισμικού για τη βελτιστοποίηση της δόσης του ασθενούς και την ερμηνεία της εικόνας.
- Διασφάλιση ποιότητας στην τεχνολογία CBCT.
- Σωστή τοποθέτηση του ασθενή στο μηχάνημα.
- Εκπαίδευση στον χειρισμό του προγράμματος. Συγκεκριμένα μετρήσεις ύψους και πάχους των δομών, αποκοπή μέρους του απεικονιζόμενου όγκου με μεγαλύτερα ή μικρότερα οπτικά πεδία FOV.
- Αναγνώριση των Ψευδενδείξεων της εικόνας
- Ερμηνεία της ανατομίας και των παθήσεων στις παρακείμενες δομές των δοντιών
- Σύνταξη ακτινολογικής γνωμάτευσης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6ο

ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ CBCT

Οι κλινικές εφαρμογές του CBCT εκτείνονται σε πολλούς τομείς, καλύπτοντας τόσο την οδοντιατρική όσο και τη γναθοπροσωπική χειρουργική. Συγκεκριμένα, αναδεικνύονται ορισμένες από τις θεμελιώδεις εφαρμογές του CBCT:

6.1 Οδοντοφυΐα

Οι ακτινογραφίες αποτελούν συχνά αναγκαίο μέσο για τον εντοπισμό της θέσης και της κατάστασης των δοντιών κατά τη διάρκεια της μικτής οδοντοφυΐας. Αυτό ισχύει κυρίως όταν υπάρχουν ανωμαλίες στο σχέδιο ανατολής, ή στη θέση των δοντιών. Οι περισσότερες θεραπείες με ορθοδοντικές συσκευές ξεκινούν περίπου στην ηλικία των 12 έως 13 ετών. Σε αυτό το σημείο, οι ακτινογραφίες μπορεί να απαιτηθούν για να προσδιοριστεί η παρουσία, η απουσία, η θέση και η κατάσταση των δοντιών, χρησιμοποιώντας τις ως εργαλείο για τον προγραμματισμό της θεραπείας (SEDEXCT, 2009).

Η αξιολόγηση παιδιών που υποβάλλονται σε ορθοδοντική εξέταση στηριζόταν παλαιότερα στην πανοραμική εξέταση, συμπληρωμένη με πλάγια κεφαλομετρική εξέταση. Ανάλογα με τις ανάγκες κάθε ασθενούς, χρησιμοποιούνταν επίσης ενδοστοματικές ακτινογραφίες. Ωστόσο, το CBCT έχει γίνει ευρέως διαθέσιμο και ορισμένοι επαγγελματίες το χρησιμοποιούν ήδη για την πραγματοποίηση ακτινολογικών εξετάσεων.

6.2 Ενδοδοντικές εξετάσεις με CBCT

Σε περίπλοκες καταστάσεις όπως σε δόντια με πολλές ρίζες και σε περιπτώσεις με υποψία διάτρησης της ρίζας, ή σε επιπλοκές του συστήματος του ριζικού σωλήνα, χρησιμοποιούνται κυρίως ακτινογραφίες που παράγονται από διάφορες γωνίες δέσμης για τον εντοπισμό των λεπτομερειών. Αν και η εξέταση με πολυτομική υπολογιστική τομογραφία (MSCT) προσφέρει εικόνες υψηλής ευκρίνειας, δεν αποτελεί πρακτική μέθοδο σε τέτοιου είδους εξετάσεις καθώς χρησιμοποιεί υψηλή δόση ακτινοβολίας με αποτέλεσμα να μην δικαιολογείται για τη διάγνωση και τη διαχείριση αυτού του είδους περιπτώσεων (*Αρχή της αιτιολόγησης*) (SEDEXCT, 2011).

Σε αρκετές κλινικές μελέτες που έχουν δημοσιευθεί, εξετάζεται η αποτελεσματικότητα του CBCT για την προεγχειρητική αξιολόγηση προσβεβλημένων τρίτων γομφίων,

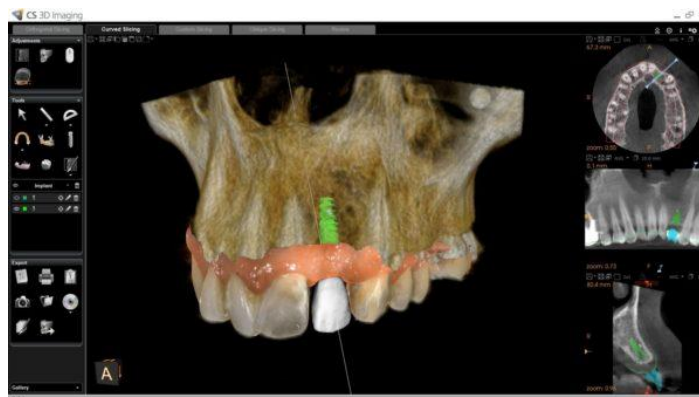
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

συμπεριλαμβανομένων των μελετών Heurich et al (2002), Nakagawa et al. (2002), Danforth et al. (2003), Nakagawa et al. (2007), Friedland et al. (2008), Neugebauer et al. (2008), Nakayama et al. (2009), Tantanapornkul et al. (2009). Γενικά, από την ανασκόπηση αυτών των μελετών προκύπτει ότι το CBCT μπορεί να προσφέρει χρήσιμες πληροφορίες στον χειρουργό, κυρίως όσον αφορά την ανατομική θέση και τις σχέσεις των τρίτων γομφίων της κάτω γνάθου. Ωστόσο, οι ενδοδοντικές εξετάσεις απαιτούν υψηλό βαθμό λεπτομέρειας στις εικόνες, και σημαντικό είναι να σημειωθεί ότι οι διαθέσιμες συσκευές CBCT παρέχουν αναλύσεις πολύ χαμηλότερες από αυτές της ενδοστοματικής ακτινογραφίας, περίπου μιας τάξης μεγέθους.

Επιπλέον, οι συσκευές CBCT δεν μπορούν να περιορίσουν το οπτικό πεδίο σε κατάλληλες αναλογίες ώστε να επικεντρωθεί σε ένα μόνο δόντι όπως γίνεται με την ενδοδοντική θεραπεία με αποτέλεσμα να εκτίθενται σε ακτινοβολία περιοχές που δεν θα παρέχουν οφέλη για τον ασθενή. Συνεπώς το CBCT προτείνεται να χρησιμοποιείται μόνο σε ενδοδοντικές εξετάσεις όπου μπορεί να επλιθεγχεί μικρό FOV (.

6.3 Σχεδιασμός για οδοντικά εμφυτεύματα

Το CBCT είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για τον σχεδιασμό οδοντικών εμφυτευμάτων. Οι λεπτομερείς εικόνες που προκύπτουν από το CBCT επιτρέπουν στον χειρουργό να αξιολογήσει την σχέση των οστών σε σχέση με άλλες σημαντικές ανατομικές δομές, όπως τα νεύρα, τα αγγεία, οι ρίζες και το ρινικό διάφραγμα, μειώνοντας σημαντικά τον κίνδυνο επιπλοκών κατά τη διαδικασία τοποθέτησης εμφυτευμάτων (Harris et al 2002).



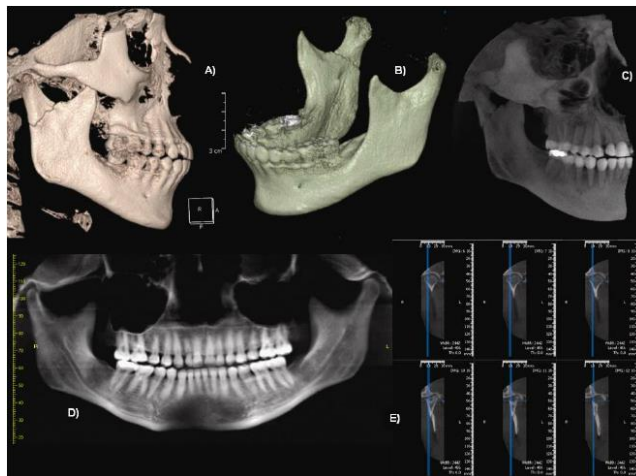
Εικόνα 17. Ψηφιακός σχεδιασμός και τοποθέτηση εμφυτευμάτων (CRANEX3D, 2013).

6.4 Διαταραχές της κροταφογναθικής άρθρωσης (TMJ)

Η τεχνική σάρωσης με CBCT παρέχει εξαιρετικά λεπτομερή απεικόνιση των δομών της κροταφικής άρθρωσης, παρουσιάζοντας μια σαφή τρισδιάστατη εικόνα της θέσης του δίσκου σε σχέση με τη γλήνη και τον κόνδυλο. Αυτό βοηθά στην αξιολόγηση της μορφολογίας της άρθρωσης.

Ειδικότερα, η τεχνολογία CBCT επιδεικνύει υψηλότερη αποτελεσματικότητα στην απεικόνιση της κροταφογναθικής άρθρωσης σε σύγκριση με την παραδοσιακή ακτινογραφία και την ελικοειδή υπολογιστική τομογραφία CT (Dentalcare, 2017).

Οι εικόνες CBCT παρέχουν υψηλή ποιότητα διάγνωσης, ενώ παράλληλα μειώνουν την έκθεση των ασθενών σε ακτινοβολία σε σύγκριση με τις συμβατικές τεχνικές CT. Συνεπώς, το CBCT αντιμετωπίζεται ως η προτιμώμενη τεχνική απεικόνισης κατά τη διερεύνηση οστικών διαταραχών του κροταφογναθικής άρθρωσης (Honda et al 2006).



Εικόνα 18. Απεικόνιση Κατάγματος στο Σύμπλεγμα TMJ από εξέταση CBCT ((Palomo et al., 2006).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7ο

7.1 Έλεγχος ποιότητας μηχανήματος CBCT

Ο Ποιοτικός έλεγχος ή αλλιώς η διασφάλιση ποιότητας (Quality Assurance - QA) ενός CBCT μηχανήματος αποτελείται από μια σειρά ελέγχων και μετρήσεων ώστε να διασφαλιστεί ότι ο εξοπλισμός εξασφαλίζει συνεχώς επαρκείς διαγνωστικές πληροφορίες, ενώ παράλληλα ότι οι δόσεις ακτινοβολίας που παράγει ακολουθούν τα πρότυπα ακτινοπροστασίας (ΕΕΑΕ, 2019).

Ένα καλά σχεδιασμένο πρόγραμμα QA πρέπει να είναι ολοκληρωμένο, αλλά και οικονομικά εφικτό για τον οδοντίατρο και το προσωπικό του. Πρέπει να καλύπτει όλες τις πτυχές της διαδικασίας απεικόνισης, συμπεριλαμβανομένων αντικειμενικών ελέγχων όπως της απόδοσης του εξοπλισμού, των δόσεων των ασθενών και της αξιολόγησης της κλινικής ποιότητας της εικόνας. Ειδικότερα, ένα τέτοιο πρόγραμμα θα περιλαμβάνει τους εξής ελέγχους: (ΕΕΑΕ, 2019)

- Έλεγχο της απόδοσης της γεννήτριας ακτίνων X
- Έλεγχο της μορφή της δέσμης
- Έλεγχο της παροχή της λυχνίας
- Την Απόδοση της οθόνης εμφάνισης
- Αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας
- Έλεγχο πιθανών διαρροών ακτινοβολίας

Οι ποιοτικοί έλεγχοι πραγματοποιούνται κατά προγραμματισμένο χρονικό διάστημα. Τα μέλη του προσωπικού είναι υποχρεωμένα να διατηρούν γραπτό αρχείο των αποτελεσμάτων, και να εφαρμόζουν τακτικά τους ελέγχους.

7.2 Λυχνία ακτίνων γ και γεννήτρια.

Η ακριβής και αξιόπιστη λειτουργία του σωλήνα ακτίνων X και της γεννήτριας είναι απαραίτητη για την παραγωγή αποδεκτών εικόνων. Οι εκπομπές ακτινοβολίας και η τάση του σωλήνα πρέπει να ελέγχονται συστηματικά, ενώ κατά την εγκατάσταση του εξοπλισμού η διήθηση και η διαρροή του σωλήνα πρέπει να ελέγχονται ως αναπόσπαστο μέρος της διαδικασίας.

Κατά τον έλεγχο εξετάζεται αν η τιμή της τάσης (kVp), που παράγει η συσκευή είναι ίση με την τιμή που ορίζει στη μονάδα ο χειριστής. Η ασυμφωνία μεταξύ αυτών των δύο τιμών θα είχε αρνητικές επιπτώσεις στην ποιότητα της κλινικής εικόνας, την έξοδο ακτινοβολίας του εξοπλισμού, καθώς και στη δόση που εκτίθεται ο ασθενής.

Για την μέτρηση της τάσης στα άκρα της λυχνίας μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφορα όργανα όπως: ηλεκτρονικό βολτόμετρο, μετρητής διεισδυτικότητας, ψηφιακό μετρητή kVp, ειδικές κασέτες κλπ.

Η πλέον λειτουργική και απλή μέθοδος είναι η χρήση ψηφιακού μετρητή kVp, ο οποίος βασίζεται στην ανάλυση του συντελεστή εξασθένησης (μ) της ακτινοβολίας.

Σε έναν ψηφιακό μετρητή τα φωτόνια προσπίπτουν σε δύο πλάκες χαλκού διαφορετικού πάχους, τοποθετημένες η μια δίπλα στην άλλη. Πίσω από τις πλάκες βρίσκονται φωτοδιόδοι. Η δέσμη διερχόμενη από το χαλκό υφίσταται διαφορετική εξασθένηση ανάλογα με το πάχος της πλάκας. Τα δυο εξασθενημένα τμήματα της δέσμης προσπίπτουν στις φωτοδιόδους οι οποίες παρέχουν ηλεκτρικό σήμα τάσης ανάλογο με την αντίστοιχη ένταση των φωτονίων (I.Kandarakis, Chapter 11,2007).

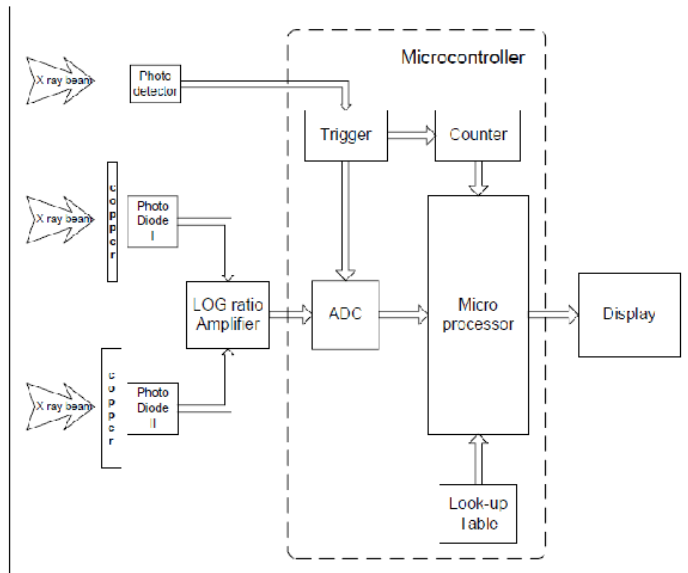
Ο λόγος των δύο σημάτων είναι ανάλογος με τον συντελεστή μ και συνεπώς εξαρτάται από την ενέργεια, δηλαδή τα kVp. Οι σχετικές εξισώσεις σε απλοποιημένη μορφή γράφονται ως εξής:

$$I_1 = I_0 * e^{-\mu x_1}, \quad I_2 = I_0 * e^{-\mu x_2}$$

$$\frac{I_1}{I_2} = e^{\mu(x_2 - x_1)}, \quad \ln \frac{I_1}{I_2} = \mu(x_2 - x_1)$$

Εξίσωση 2. Λόγος δύο σημάτων ανάλογα με την ένταση των φωτονίων.

Όπου x_1, x_2 τα πάχη των πλακών του Χαλκού ((I.Kandarakis, Chapter 11,2007).



Εικόνα 19. Διάγραμμα ψηφιακού μετρητή kVp (Yekta Ulgen, 2012).

7.3 Έλεγχος του πάχους υποδιπλασιασμού

Το πάχος υποδιπλασιασμού χαρακτηρίζει την ποιότητα της δέσμης. Το πάχος αυτό εξαρτάται από το πάχος της λυχνίας και από τα kVp. Η μέτρηση του επιτυγχάνεται με τη βοήθεια μιας σειράς πλακιδίων (φίλτρων) από Αλουμίνιο ή χαλκό. Τα πλακίδια τοποθετούνται διαδοχικά κατά της πορείας της δέσμης μέχρι η εξερχόμενη ένταση να ελαττωθεί στο μισό. Η όλη διάταξη πρέπει να είναι τέτοια ώστε να αποφεύγεται η μέτρηση της ακτινοβολίας που σκεδάζεται από τους τοίχους, τα δάπεδα ή από τα ίδια τα πλακίδια (ΕΕΑΕ, 2010).

Σύμφωνα με τους κανόνες ακτινοπροστασίας οι τιμές του πάχους υποδιπλασιασμού πρέπει να είναι:

- Για υψηλή τάση μέχρι 50kVp: 0,5mm Al
- Για τάσεις από 50 έως 70 kVp: 1,2- 1,5mm Al
- Για τάσεις από 70 έως 100kVp: 2,1- 2,7mm Al
- Για τάσεις από 100 έως 150 kVp: 2,7- 4,1 mm Al

7.4 Έλεγχος Διήθησης (filtration) της λυχνίας

Το φίλτρο που υπάρχει στον σωλήνα ακτίνων X απορροφά τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια που δεν συμβάλλουν στον σχηματισμό της εικόνας, παρά μόνο στη δόση που λαμβάνει ο ασθενής. Είναι σημαντικό σε μια λυχνία να επιτυγχάνεται επαρκής διήθηση ώστε να ελέγχεται η δόση που δέχεται ο ασθενής. Η συνολική διήθηση πρέπει να αναγράφεται στο περίβλημα του σωλήνα ακτίνων X (SEDEX, appendix 2011).

Η εκτίμηση της συνολικής διήθησης μπορεί να γίνει υπολογίζοντας το πάχος ημιεξασθένησης (HVL). Το HVL αντιστοιχεί στο πάχος του απορροφητή που απαιτείται για τη μείωση της έντασης της προσπίπτουσας ακτίνας X στο μισό. Με αυτή την παράμετρο μπορούμε να μετρήσουμε εάν στην δέσμη ακτίνων X υπάρχει επαρκής διήθηση προκειμένου να απομακρυνθεί η ακτινοβολία χαμηλής ενέργειας. Γενικά, όσο υψηλότερη είναι η τιμή HVL τόσο πιο διεισδυτική είναι η ακτίνα X (SEDEX, 2011).

7.5 Έλεγχος Δόσης που λαμβάνει ο Ασθενής

Η κατανόηση της δόσης ακτινοβολίας που λαμβάνει ο ασθενής αποτελεί σημαντική παράμετρο για τους γιατρούς που κρίνουν την αναγκαιότητα της οδοντιατρικής ακτινογραφίας. Η ενεργός δόση παρέχει μια ενδεικτική εκτίμηση του κινδύνου ακτινοβολίας και μπορεί να συγκριθεί με δόσεις από άλλες πηγές ακτινοβολίας.

Για να επιτευχθεί αυτό, συνιστάται η χρήση προσαρμοσμένων δεικτών ακτινοβολίας, λαμβάνοντας υπόψη την εθνική νομοθεσία και τις διεθνείς οδηγίες. Στο πλαίσιο της βελτιστοποίησης, παράγοντες όπως η απόδοση της εικόνας, ο τύπος ακτινοβολίας και η ευαισθησία του ασθενούς παίζουν καίριο ρόλο. Επιπλέον, μετρήσεις ποιότητας εικόνας, όπως η αναλογία σήματος προς θόρυβο, συμβάλλουν στη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας.

Συνολικά, η δόση πρέπει να τηρεί τις κατευθυντήριες γραμμές, ενώ παράλληλα πρέπει να είναι συμβατή με τους κλινικούς σκοπούς. Η συνεχής επικαιροποίηση των πρωτοκόλλων ακτινοβολίας είναι ουσιαστική για την προστασία των ασθενών και τη διασφάλιση της ασφαλούς παροχής υπηρεσιών οδοντιατρικής ακτινολογίας (ICRP Publication 103, 2007).

7.6 Έλεγχος ποιότητας της εικόνας

Η ποσοτική αξιολόγηση της ποιότητας μιας εικόνας μπορεί να επιτευχθεί με τη χρήση ομοιωμάτων που έχουν σχεδιαστεί ειδικά για αυτόν τον σκοπό. Για τον έλεγχο ποιότητας

της εικόνας των συστημάτων CBCT ελέγχονται οι εξής παράμετροι: η γεωμετρική ακρίβεια, οι τιμές πυκνότητας, η ομοιομορφία, ο θόρυβος καθώς και η ικανότητα διαχωρισμού χαμηλής αντίθεσης και χωρικής διακριτικότητας (Izawa, Maki, et al., 2017).

Η οδοντική απεικόνιση αναδεικνύει συγκεκριμένες απαιτήσεις, όπως η επιτυχημένη οπτικοποίηση του σκληρού ιστού και η διασφάλιση χωρικής διακριτικής ικανότητας λιγότερης του χιλιοστού. Αυτές οι απαιτήσεις δεν μπορούν να αντιμετωπιστούν αποτελεσματικά από ομοιώματα που δεν έχουν σχεδιαστεί ειδικά για αυτόν τον σκοπό. Για τον λόγο αυτόν ορισμένοι κατασκευαστές παρέχουν ομοιώματα που πληρούν ακριβώς τις απαιτήσεις των σαρωτών τους, εξασφαλίζοντας έτσι την αξιόπιστη αξιολόγηση της οδοντικής εικόνας (SEDEX appendix 4, 2011).

7.6.1 Αντίθεση

Η αντίθεση (contrast) αποτελεί σημαντικό χαρακτηριστικό μιας εικόνας. Εκφράζει την ποσοστιαία διαφορά στην ένταση της ακτινοβολίας λόγω της διαφορετικής εξασθένησης που προκύπτει από το εσωτερικό των δομών. Όταν μια δομή ακτινοβολείται με μια ομοιογενή δέσμη ακτίνων X έντασης I_0 η ένταση της δέσμης που εξέρχεται από το πίσω μέρος της δομής είναι ελαττωμένη κατά ΔI . Το πηλίκο $\Delta I/I_0$ ονομάζεται αντίθεση θέματος. Η αντίθεση του θέματος εκφράζει την διαφορά έντασης της δέσμης που καταλήγει στον ανιχνευτή. Η αντίθεση του θέματος μπορεί να οριστεί από τον τύπο:

$$C_s \frac{\Delta I}{I_0}$$

7.6.2 Ομοιομορφία

Πιο αναλυτικά, όσον αφορά την ομοιομορφία, είναι ένα μέτρο που διαθέτει ένα σύστημα CBCT προκειμένου να μπορεί να παράγει την εικόνα ενός στοιχείου με μέσες τιμές εικονοστοιχείων που όμως δεν είναι άμεσα εξαρτημένες από την θέση του στοιχείου αυτού.

Ο έλεγχος της ομοιομορφίας είναι ενός αξονικού τομογράφου είναι μία από τις πιο απλές μεθόδους που πραγματοποιείται προκειμένου να σιγουρευτούμε ότι δεν υπάρχει περίπτωση σφάλματος στον τομογράφο μας και ότι το αποτέλεσμα θα είναι άρτιο.

7.6.3 Γεωμετρική ακρίβεια

Κατά την αξιολόγηση της γεωμετρικής σταθερότητας ενός CBCT πρέπει να δίνεται περισσότερη προσοχή κυρίως στην γεωμετρική ακρίβεια και στον εικονικό χώρο. Η συχνότητα των ελέγχων υπόκειται στη φύση της κάθε θεραπείας. Ωστόσο, στον τομέα της οδοντιατρικής και της επεμβατικής ακτινολογίας, οι ετήσιοι έλεγχοι αποτελούν επαρκή πρακτική για τη διασφάλιση της ασφαλούς εξέλιξης της θεραπείας. Παρόλα αυτά, η προτίμηση για μηνιαίους ελέγχους αντικατοπτρίζει αναμφίβολα υψηλότερο βαθμό προσοχής και προληπτικής προσέγγισης.

Σχετικά τώρα με τις **τιμές πυκνότητας voxel**, αυτές έχουν την ιδιότητα, να περιγράφουν τις τιμές εξασθένησης των ακτινών X σε μία τομογραφική εικόνα. Πιο αναλυτικά, η σχέση της πυκνότητας voxel με την εξασθένηση της ηλεκτρονιακής πυκνότητας, είναι άμεσα εξαρτημένη από την σκεδαζόμενη ακτινοβολία κατά την διέλευση ακτινών X από το σώμα του ασθενούς, και την παρουσία κάποιων δομών που προκαλούν αρκετά μεγάλη εξασθένηση της δέσμης, καθώς και το ότι η περιοχή ενδιαφέροντος δεν περιλαμβάνεται ολόκληρη στον όγκο που απεικονίζεται. Τέλος, εξίσου σημαντικό είναι και το γεγονός ότι για να είναι ακριβέστερες οι διαγνώσεις θα πρέπει να γίνεται και διάκριση των διαφορετικών τιμών voxels (Koch, George K., et al., 2017).

7.6.4 Θόρυβος

Με τον όρο θόρυβος εννοούμε το σύνολο των πληροφοριών που περιέχονται σε μια εικόνα και οι οποίες δεν έχουν διαγνωστική αξία. Συχνά, η πληροφορία που φέρει διαγνωστική σημασία χαρακτηρίζεται ως "σήμα". Ένας ουσιαστικός παράγοντας για την αξιολόγηση της ποιότητας μίας διαγνωστικής εικόνας είναι ο λόγος σήματος προς θόρυβο (signal to noise ratio -SNR). Συχνά, η αξιολόγηση του θορύβου είναι υποκειμενική, καθώς η τελική διάγνωση εξαρτάται από την εμπειρία του συγκεκριμένου παρατηρητή που αναλύει τις εικόνες.

Η ερμηνεία μιας πληροφορίας μπορεί να ποικίλλει, καθώς ενίοτε εκλαμβάνεται ως θόρυβος και άλλες φορές ως σήμα, ανάλογα με το πλαίσιο και τους διαγνωστικούς στόχους. Ο θόρυβος, σύμφωνα με τη φύση και την προέλευσή του, διακρίνεται σε δύο κατηγορίες: συστηματικό και τυχαίο.

Ο συστηματικός θόρυβος είναι αυτός που επαναλαμβάνεται ομοιόμορφα από εικόνα σε εικόνα και, σε πολλές περιπτώσεις, είναι δυνατόν να αναγνωριστεί με ακρίβεια και να

απομακρυνθεί. Αντίθετα, ο τυχαίος θόρυβος υπακούει σε στατιστικούς νόμους και συνήθως μπορεί να μειωθεί με τη χρήση εξειδικευμένων τεχνικών βελτίωσης της εικόνας. Αυτή η διαδικασία επιτυγχάνεται με ευκολία σε ψηφιακές εικόνες μέσω της εφαρμογής μεθόδων ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας (Chrysoula Theodorakou et.al., 2019).

Αναφορικά με τον παράγοντα του **θορύβου**. Ο θόρυβος της εικόνας αναφέρεται στις διακυμάνσεις των τιμών των εικονοστοιχείων στην εικόνα που μπορούν να καλύψουν είτε βλάβες, είτε μπορούν να καλύψουν δομές με αποτέλεσμα να παρεμβαίνουν στις διάφορες διαδικασίες διάγνωσης. Ο θόρυβος εικόνας χωρίζεται σε τρεις κατηγορίες (Chrysoula Theodorakou et.al., 2019) :

1. Ο **Ακτινογραφικός θόρυβος** αναφέρεται στον θόρυβο που προκύπτει από το ίδιο το απεικονιστικό σύστημα. Πρόκειται για τις ανομοιογένειες που υπάρχουν στην τελική εικόνα ακόμα και όταν μεταξύ της δέσμης και του ανιχνευτή δεν υπάρχει ανατομικό θέμα. Ο ακτινογραφικός θόρυβος έχει τυχαίο χαρακτήρα και δυσκολεύει κυρίως την απεικόνιση λεπτομερειών χαμηλής αντίθεσης.
2. Ο **κβαντικός θόρυβος** προκύπτει από τις στατιστικές διακυμάνσεις των φωτονίων που συλλέγονται από τον ανιχνευτή εικόνας. Ο κβαντικός θόρυβος έχει καθαρά τυχαίο χαρακτήρα. Διαθέτει έναν αντιπροσωπευτικό ρόλο όσον αφορά τις παραλλαγές των εικονοστοιχείων, και έχει άμεση συσχέτιση με την στοχαστική φύση της ακτινοβολίας. Ο κβαντικός θόρυβος, με την χρήση της κατανομής poisson μπορεί να μοντελοποιηθεί, γεγονός που του επιτρέπει να αποτελεί ίσως και την πιο σημαντική συμβολή στον θόρυβο από πλευράς ποιοτικού ελέγχου.

Ο κβαντικός θόρυβος προκαλείται κυρίως από τις ενισχυτικές πινακίδες, τις φθορίζουσες οθόνες και τις φωτοκαθόδους των συστημάτων ακτινοσκόπησης.

3. Στον **Ανατομικός θόρυβος** ο οποίος αντιπροσωπεύει κυρίως τις δομές που βρίσκονται στην εικόνα και που μπορεί να μπερδεύονται με τον πραγματικό στόχο της εικόνας. Αυτό προκύπτει από την ανεπιθύμητη παρεμβολή ορισμένων ανατομικών δομών στην πορεία της δέσμης. Υπάρχουν διάφορες τεχνικές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εξάλειψη του ανατομικού θορύβου, για παράδειγμα με την κατάλληλη επιλογή Kvp και mAs, με την αφαιρετική τεχνική καθώς επίσης και με την επεξεργασία εικόνας.

7.6.5 Χωρική διακριτική ικανότητα

Η Χωρική διακριτική ικανότητα είναι ένα μέγεθος που αναφέρεται στην ικανότητα του συστήματος να απεικονίζει ως ξεχωριστές ανατομικές δομές μικρών διαστάσεων, οι οποίες βρίσκονται πολύ κοντά η μία στην άλλη.

Για να μπορούν να διακριθούν οι γειτονικές δομές μικρών διαστάσεων θα πρέπει η αντίθεση εικόνας με το περιβάλλον τους να είναι μεγάλη.

Η χωρική διακριτική ικανότητα επηρεάζεται ουσιαστικά από τρεις παραμέτρους:

1. Φον: κάθε αξονικός τομογράφος κωνικής δέσμης έχει έναν περιορισμένο αριθμό fons που το καθένα έχει άμεση συσχέτιση με την διάσταση του voxel και την χωρική διακριτική ικανότητα (Liedke et al 2009).
2. Αριθμός προβολών: σε περίπτωση μερικής ή πλήρης περιστροφικής σάρωσης θα μπορούσαν να επιλεγούν διαφορετικές χωρικές αναλύσεις για διαφορετικούς αριθμούς προβολών (Brown et al ., 2009).
3. Αλγόριθμος ανακατασκευής: το είδος της επαναληπτικής προσέγγισης επηρεάζει την χωρική διακριτική ικανότητα και τον θόρυβο της εικόνας (Ballrick JW, 2008).

Πέρα από την υποκειμενική εκτίμηση, μια εικόνα μπορεί να εκτιμηθεί και αντικειμενικά βάση ορισμένων παραμέτρων. Η αντικειμενική ποιότητα μια ιατρικής εικόνας βασίζεται σε τέσσερις θεμελιώδεις παραμέτρους: την χωρική διακριτική ικανότητα, την αντίθεση, τον θόρυβο και τα σφάλματα (F Chan, 2023).

7.6.6 Artifacts

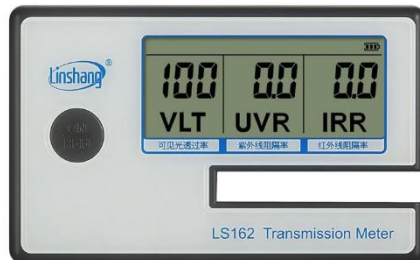
Οι ψευδενδείξεις αποτελούν σχηματισμούς από αντανάκλασεις οι οποίες δεν αντιστοιχούν σε πραγματικές ανατομικές δομές. Οι ψευδοενδείξεις μπορούν να προκληθούν από διάφορους παράγοντες, όπως την μετακίνηση του εξεταζόμενου κατά την λήψη, την διασπορά των ακτίνων ή ακόμα λόγω διαφοροποίησης στην εξασθένηση της δέσμης κατά μήκος του ανθρώπινου σώματος. Οι ψευδενδείξεις μπορούν να υποβαθμίσουν την ποιότητα της εικόνας και να δυσκολέψουν τη σωστή ερμηνεία των εικόνων (ΕΕΑΕ, 2019).

7.7 Χρόνος έκθεσης (λήψης)

Ο έλεγχος της χρονικής διάρκειας μιας έκθεσης είναι σημαντικός καθώς καθορίζει την συνολική ποσότητα της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας. Ο έλεγχος αυτός μπορεί να γίνει με

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

διάφορους τρόπους αλλά συνήθως γίνεται με έναν ψηφιακό χρονομέτρη έκθεσης ή με πολύμετρα ακτίνων χ, τα οποία μέσω φωτοδιόδου έχουν την ικανότητα να μετρούν τον χρόνο έκθεσης, την δόση και τα kVp με μια μέτρηση (Ludlow et al 2006).



Εικόνα 20. Ψηφιακός μετρητής έκθεσης ακτινοβολίας (Tint Meter inspector, 2024).

Πίνακας 8. Χρόνοι έκθεσης ανάλογα με τον τύπο εξέτασης σύμφωνα με το εγχειρίδιο *I-MAX 3D Product launch document –Owandy Radiology*.

Χρόνος έκθεσης

πανοραμική εξέταση	14 s Ενήλικες/ 12.8s Παιδιά
Ημι-πανοραμική εξέταση	7.7 s Ενήλικες/ 7.1 s Παιδιά
Βελτιωμένη ορθογωνικότητα πανοραμικής εξέτασης	11.5 s Ενήλικες/ Παιδιά
Πανοραμική εξέταση μειωμένης δόσης	11.6 s Ενήλικες/ 12.8s Παιδιά

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Μετωπιαία οδοντοστοιχία	4.1 s Ενήλικες/ Παιδιά
Κροταφογναθικής άρθρωση κλειστό/ ανοιχτό στόμα	10.6 s για την αριστερή και τη δεξιά άρθρωση σε ανοιχτή και κλειστή κατάσταση
Μονή φάση κροταφογναθικής άρθρωσης	5.3 s
Προβολή παραρρίνιοι κόλποι	9 s
3D Εξετάσεις (εκτός κροταφογναθικής άρθρωσης)	7 s
Κροταφογναθικής άρθρωσης (TMJ) 3D	6.2 s
Ακρίβεια χρόνου έκθεσης	± 5 % ή ± 20ms όποιο είναι μεγαλύτερο

Πίνακας 9. Πρότυπο ελέγχου ποιότητας CBCT σύμφωνα με τις καθοδηγήτριες οδηγίες της έρευνας SEDENTEXCT (Appendix 4, 2011).

	Παράμετρος	Συχνότητα ελέγχου
Gantry	Κινήσεις μηχανικών μερών	Κατά την εγκατάσταση και κάθε 12 μήνες
Γεννήτρια και λυχνία ακτίνων χ	Τάση λυχνίας Κνρ και αποδοτικότητα	12 μήνες
	Διαρροή κεφαλής λυχνίας	Κατά την εγκατάσταση και όταν υπάρχει υποψία βλάβης
	Επαλήθευση των Μεγεθών πεδίων εστίας	12 μήνες
	Γραμμικότητα παροχής με mAs	12 μήνες
	HVL και ολικό φίλτρο	Κατά την εγκατάσταση και κάθε 12 μήνες
Ποιότητα εικόνας	Τιμές πυκνότητας εικόνας	μηνιαία
	Ομοιογένεια και ψευδενδείξεις	μηνιαία
	Θόρυβος	12 μήνες
	Αντίθεση	12 μήνες
	Γεωμετρική ακρίβεια	12 μήνες
	Γενικό έλεγχο	μηνιαία
Απόδοση οθόνης	Ανάλυση ποιότητας εικόνας	μηνιαία
Δόση ασθενή	Δείκτη δόσης	12 μήνες
	Έλεγχος δόσης	Τουλάχιστον 3 το χρόνο
	Ακρίβεια χρονικής	

	διάρκειας έκθεσης και χρονικής διάρκειας εξέτασης	12 μήνες
--	---	----------

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8ο

8.1 Ομοιώματα ελέγχου (PHANTOMS)

Η συντήρηση και ο έλεγχος ενός οδοντιατρικού συστήματος CBCT συνάδει με τις αρχές που διέπουν τα υπόλοιπα ακτινολογικά συστήματα. Η διαδικασία ελέγχου του μηχανήματος, περιλαμβάνει μια ολοκληρωμένη διαδικασία ελέγχου η οποία ξεκινά κιόλας από την εγκατάσταση του μηχανήματος. Συγκεκριμένα με την εγκατάσταση της συσκευής πρέπει να γίνουν δοκιμές της λειτουργία του εξοπλισμού, ενώ τακτικοί έλεγχοι θα πρέπει να γίνονται καθ' όλη τη διάρκεια ζωής του εξοπλισμού (IPEM 9190,2005).

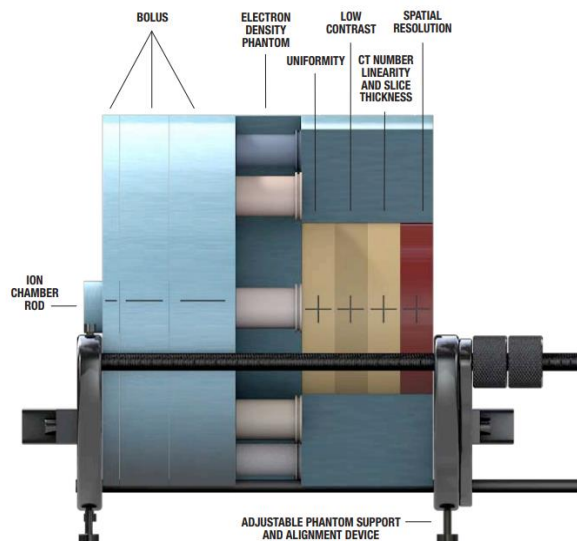
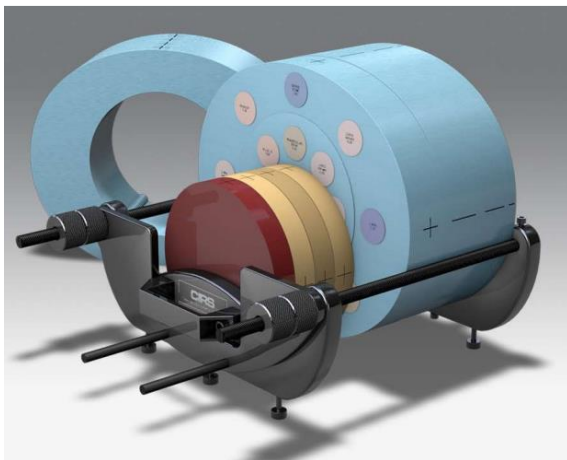
Οι περισσότεροι κατασκευαστές συστημάτων CBCT παρέχουν ειδικά ομοιώματα ποιότητας ελέγχου διαμορφωμένα ανάλογα με την κάθε συσκευή. Τα ομοιώματα αυτά περιέχουν γνωστές ανατομικές δομές και χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της ποιότητας και της ανάλυσης της εικόνας του συστήματος CBCT. Επίσης συνοδεύονται από συστάσεις σχετικά με τις αναγκαίες δοκιμές, τις βέλτιστες διαδικασίες ελέγχου, τη συχνότητα διενέργειας των δοκιμών, καθώς και κατευθυντήριες οδηγίες για την ερμηνεία των αποτελεσμάτων. Κάποια από αυτά τα ομοιώματα συνοδεύονται από λογισμικό που αυτοματοποιεί την ανάλυση της τραβηγμένης εικόνας.

Υπάρχουν διάφοροι τύποι ομοιωμάτων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον ποιοτικό έλεγχο (QC) ενός συστήματος CBCT (Hugo de las Heras Gala, 2019).

Μερικοί συνηθισμένοι τύποι Phantoms για CBCT περιλαμβάνουν:

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

- **Χωρικής διακριτικής ικανότητας:** τα ομοιώματα αυτά περιέχουν λεπτές λεπτομέρειες, όπως λεπτά σύρματα ή μικρές σφαίρες, που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αξιολόγηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας του συστήματος CBCT.
- **Χαμηλής αντίθεσης:** τα συγκεκριμένα ομοιώματα περιέχουν δομές παρόμοιες σε πυκνότητα με τους μαλακούς ιστούς, όπως λίπος ή μυς, και χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της ικανότητας του συστήματος CBCT να οπτικοποιεί δομές χαμηλής αντίθεσης.
- **Δόσης:** Αυτά τα ομοιώματα περιέχουν ειδικά υλικά που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της δόσης ακτινοβολίας του συστήματος CBCT.
- **Βαθμονόμησης:** περιέχουν δομές με γνωστές διαστάσεις που χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της γραμμικότητας του συστήματος CBCT, που είναι η ικανότητα του συστήματος να μετρά με ακρίβεια τις αποστάσεις.



Εικόνα 21. Ομοίωμα CBCT, Model 062MQA, *Model 062M, 062MA, 062MQA* - CIRS - PDF Catalogs / Technical Documentation.

Το Phantom Model 062MQA είναι ένα ολοκληρωμένο ομοίωμα το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο για την αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας όσο και για την βαθμονόμηση της πυκνότητας των ηλεκτρονίων. Αποτελείται από τέσσερα επίπεδα: χωρικής διακριτικής ικανότητας, γραμμικότητας και πάχους τομής, χαμηλής αντίθεσης και ομοιομορφίας.

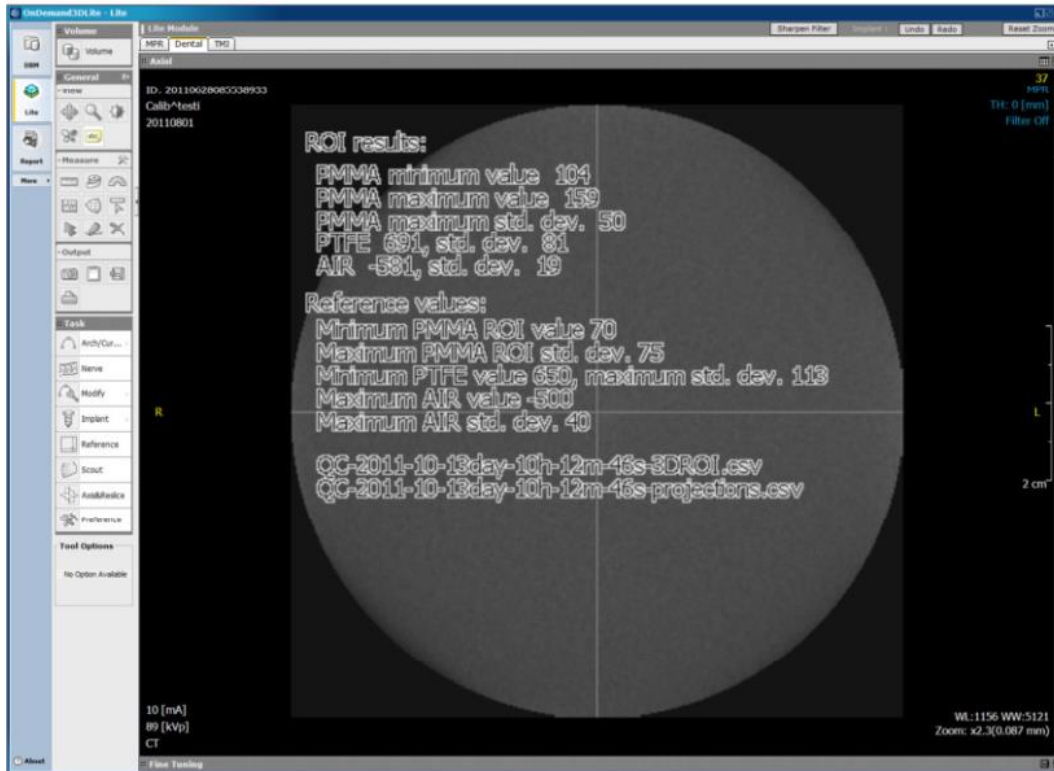
- Ομοίωμα για τον έλεγχο τρισδιάστατης απεικόνισης (3D quality check).



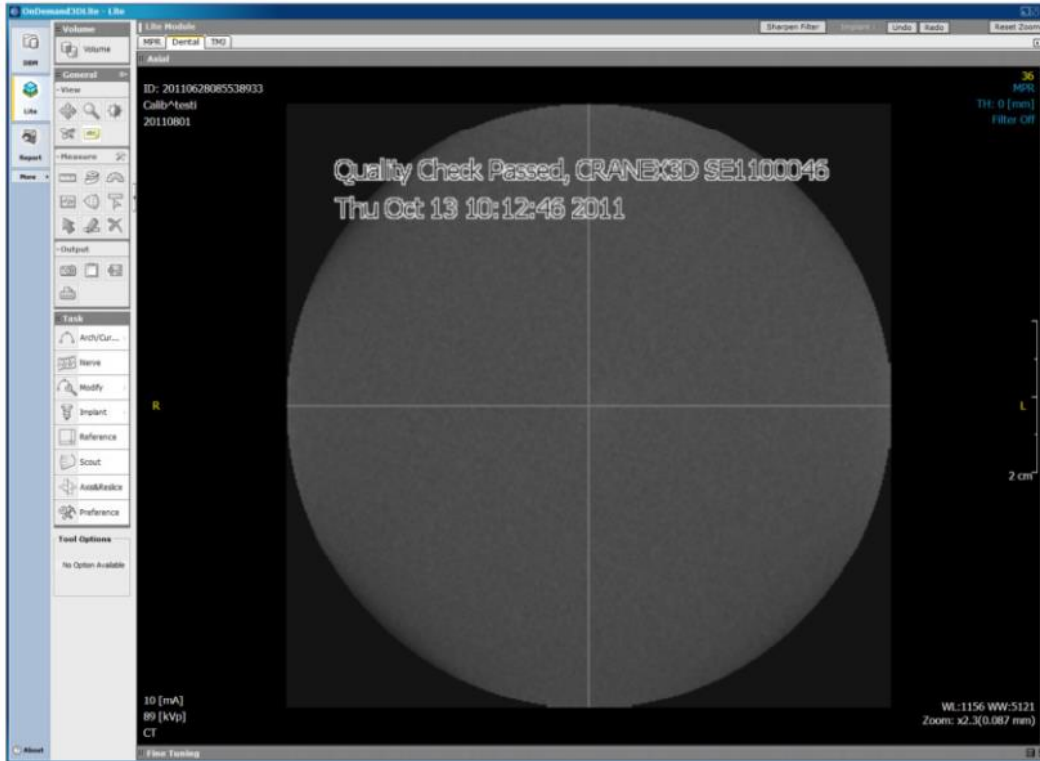
Εικόνα 22. Ομοίωμα 3D quality check (CRANEX 3D User Manual, chapter 7).

Αφού τοποθετήσουμε το ομοίωμα στην συσκευή, επιλέγουμε από την κονσόλα του χειριστή το 3D QC program. Στην συνέχεια με ειδικό λογισμικό για τρισδιάστατες προβολές υπολογίζονται οι τιμές των τομών που λήφθηκαν. Οι τιμές των τομών είναι προκαθορισμένες από τον κατασκευαστή του ομοιώματος. Εφόσον τα αποτελέσματα που λάβουμε είναι ίδια με αυτά που ορίζονται για τον συγκεκριμένο έλεγχο, η συσκευή περνάει τον έλεγχο (CRANEX 3D User Manual, chapter 7).

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT



Εικόνα 23. Μετρήσεις τομών που λήφθηκαν από σάρωση ομοιώματος 3D Quality check (Cranex 3D user manual, chapter 8).



Εικόνα 24. Αποτελέσματα ελέγχου τρισδιάστατης απεικόνισης (Cranex 3D user manual, chapter 8).

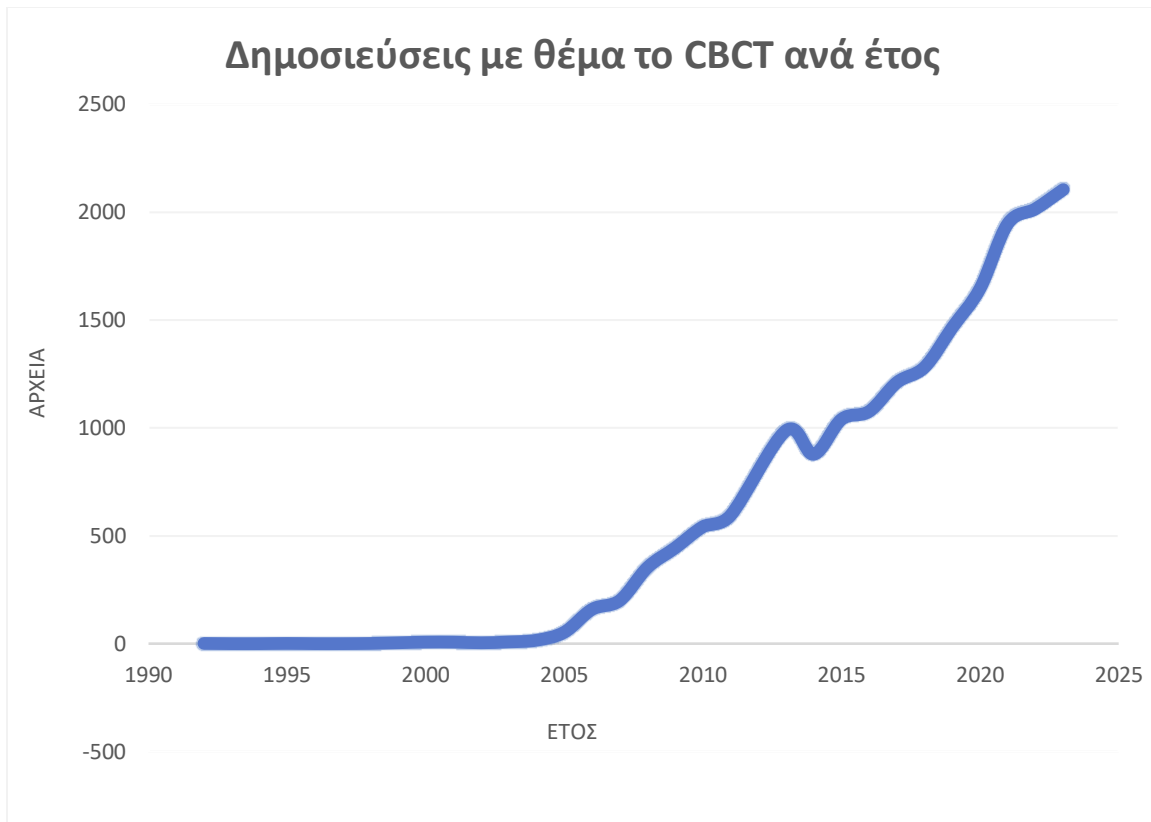
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 90

Η σημαντικότητα του CBCT σε επίπεδο δημοσιεύσεων και ερευνών

9.1 Δημοσιεύσεις με θέμα το CBCT

Σε αυτήν την ενότητα θα εξετάσουμε την αύξηση των δημοσιεύσεων σχετικά με το CBCT κατά τη διάρκεια των τελευταίων τριών δεκαετιών βασιζόμενοι στα στοιχεία της ιστοσελίδας Scopus, η οποία αποτελεί διεθνής βιβλιογραφική βάση δεδομένων.

Γράφημα 2. Απεικονίζει τον αριθμό των αρχείων που έχουν δημοσιευτεί από το 1992 έως το 2023 ανά έτος.



Με βάση τα στοιχεία που διαθέτουμε η πρώτη δημοσίευση που έγινε για το CBCT ήταν το 1992. Εκείνη την περίοδο φαίνεται να ξεκίνησε η μελέτη και η έρευνα για την απεικόνιση των δομών από πολλαπλές προβολές και από διάφορες γωνίες χρησιμοποιώντας ανιχνευτή.

Γενικά μέχρι το 2000 οι δημοσιεύσεις που είχαν γίνει για το CBCT δεν ξεπερνούσαν τις δέκα. Αυτό μπορεί να οφείλεται στο γεγονός ότι εκείνη την περίοδο το CBCT αποτελούσε μια νέα τεχνολογία. Τα διαθέσιμα συστήματα που υπήρχαν ήταν ελάχιστα καθώς αφενός το κόστος της συσκευής ήταν πολύ υψηλό αλλά και αφετέρου λίγοι ήταν αυτοί που γνώριζαν πως θα χειριστούν και θα εφαρμόσουν την συσκευή.

Ωστόσο από το 2005 και έπειτα η τεχνολογία του CBCT φαίνεται να εδραιώνεται. Όλο και περισσότερες δημοσιεύσεις γινόντουσαν κάθε χρόνο ενώ όλο και περισσότεροι ειδικοί ξεκίνησαν να εξοικειώνεται και να στρέφονται προς την τεχνολογία της κωνικής δέσμης. Το 2010 σημειώνεται εκθετική αύξηση καθώς μόνο εκείνο το έτος οι δημοσιεύσεις για το CBCT έφτασαν τις 542.

Από το 2010 έως το 2023 έχουν δημοσιευθεί τουλάχιστον 16.794 αρχεία με κύριο θέμα το CBCT σηματοδοτώντας την χρησιμότητα της τεχνολογίας στην ιατρική απεικόνιση.

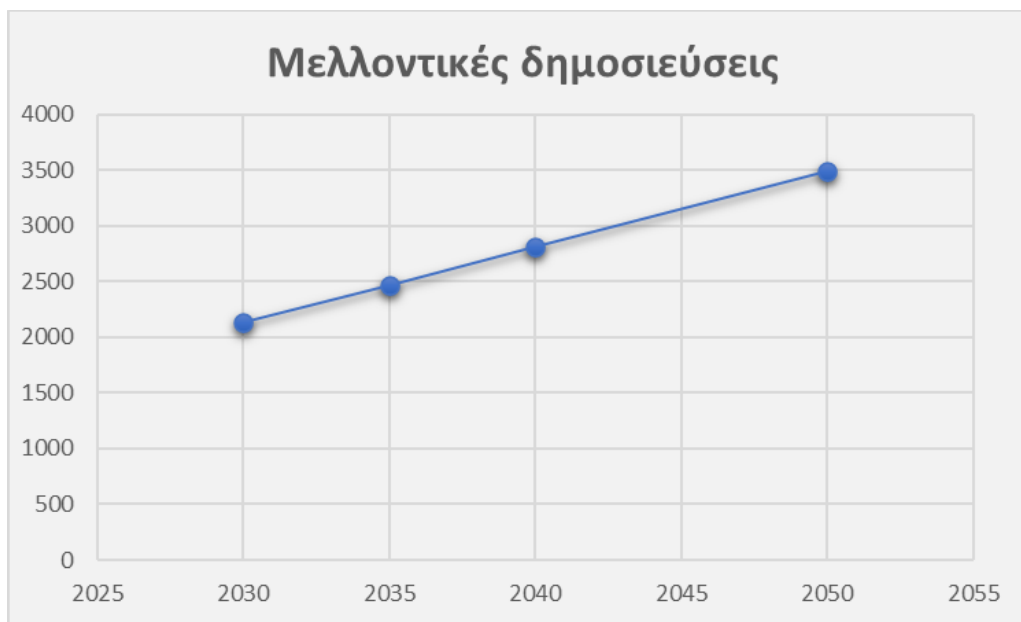
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

Συμπεραίνουμε ότι το ενδιαφέρον γύρω από την τεχνολογία την κωνικής δέσμης αυξάνεται διαρκώς. Η αυξημένη δημοτικότητα της τεχνολογίας CBCT οφείλεται στο γεγονός ότι προτιμάται για πολλές παθήσεις, υποδεικνύοντας την ευρεία εφαρμογή της στον τομέα της ιατρικής. Επιπλέον, η ενεργή συμμετοχή τόσων πολλών ειδικών στην έρευνα του CBCT προβλέπει μια διαρκή εξέλιξη και βελτίωση της συσκευής, με πιθανή δυνατότητα μείωσης της δόσης ακτινοβολίας, της εξέλιξης ή δημιουργίας νέων σύγχρονων εξαρτημάτων για την συσκευή, καθώς επίσης την δυνατότητα απεικόνισης και άλλων μερών του σώματος στο μέλλον. Τα ευρήματα αυτά αναδεικνύουν το CBCT ως ένα ισχυρό εργαλείο στον κλάδο της ιατρικής απεικόνισης και ανοίγουν τον δρόμο για περαιτέρω εξελίξεις και εφαρμογές.

9.2 Εκτίμηση των μελλοντικών ερευνών

Στο διάγραμμα 3 απεικονίζεται η γραφική παράσταση σχετικά με την μελλοντική πρόβλεψη για τον αριθμό δημοσιεύσεων με θέμα το CBCT.

Γράφημα 3. Αριθμός μελλοντικών δημοσιεύσεων σχετικά με το CBCT.

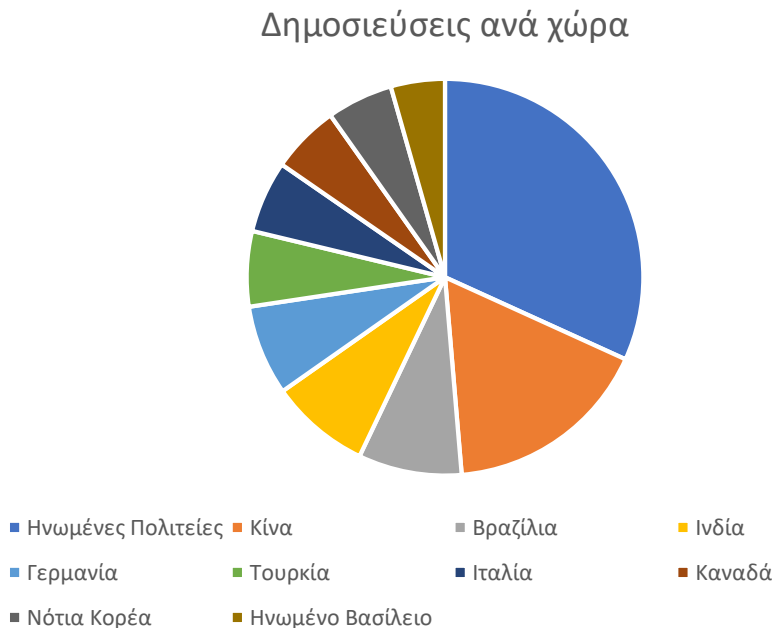


Βασιζόμενοι στα μέχρι τώρα στοιχεία που έχουμε διαθέσιμα και με βάση τον ρυθμό αύξησης των δημοσιεύσεων ανά έτος μπορούμε να εκτιμήσουμε στο μέλλον τον αριθμό των αρχείων που πρόκειται να δημοσιευθούν.

Επομένως στο παραπάνω διάγραμμα διακρίνουμε ότι από το 2030 μέχρι και το 2040 οι δημοσιεύσεις θα αυξάνονται σταδιακά με σταθερό ρυθμό ανά 5ετία. Ωστόσο από το 2040 μέχρι και το 2050 παρουσιάζεται μια ραγδαία αύξηση καθώς μόνο το 2050 εκτιμάται να δημοσιευθούν σχεδόν 3.493 δημοσιεύσεις.

9.3 Δημοσιεύσεις με θέμα το CBCT ανά χώρα

Γράφημα 4. Δημοσιεύσεις που έχουν γίνει για το CBCT ανά χώρα.



Στο διάγραμμα βλέπουμε ότι η χώρα με την περισσότερη δραστηριότητα σε δημοσιεύσεις αναφορικά με το CBCT είναι η Αμερική. Ενώ μεγάλο ποσοστό ανήκει και στην Κίνα. Ακόμα σημαντικό ρόλο στα ανήκει στην Βραζιλία και στην Ινδία.

Επίσης παρατηρούμε στο διάγραμμα ότι το ποσοστό των δημοσιεύσεων που προέρχονται από Ευρωπαϊκές χώρες είναι αρκετά μικρό καθώς μόνο η Γερμανία και η Ιταλία έχει συμβάλει στην ερευνητικό κομμάτι για το CBCT.

Αξίζει να σημειωθεί ότι οι μεγαλύτερες κατασκευάστρες εταιρείες που παράγουν συστήματα CBCT βρίσκονται στην Ιαπωνία, την Κορέα, τις ΗΠΑ, την Γαλλία, την Ιταλία και την Γερμανία γεγονός που μπορεί να σχετίζεται με τα στατιστικά του διαγράμματος.

Από το διάγραμμα συμπεραίνουμε ότι το CBCT απασχολεί μεγάλο αριθμό ειδικών σε όλο τον κόσμο. Καθώς η χρησιμότητα και η εγκατεστημένη βάση των συστημάτων CBCT εξαπλώνεται διαρκώς, είναι πολύ πιθανόν στο μέλλον να αναρτηθούν δημοσιεύσεις και από άλλες χώρες.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10

10.1 Συμπεράσματα και μελλοντικές προοπτικές

Συμπερασματικά, το CBCT είναι μια προηγμένη τεχνολογία απεικόνισης που παρέχει υψηλή ανάλυση και χαμηλή ακτινοβολία, κάνοντάς την ιδανική για πολλούς ιατρικούς τομείς, όπως η οδοντιατρική και η ορθοπεδική. Ενώ οι βασικές αρχές της μεθόδου δεν αναμένεται να αλλάξουν, αναπτύσσονται συνεχώς νέες τεχνολογίες και καινοτομίες που επιτρέπουν βελτίωση της ποιότητας των εικόνων και μείωση της δόσης ακτινοβολίας.

Οι μελλοντικές προοπτικές για το CBCT περιλαμβάνουν τη βελτίωση των υλικών απεικόνισης με τη χρήση προηγμένων ανιχνευτών και λυχνίων ακτίνων X, προκειμένου να αυξηθεί η ταχύτητα και η αποτελεσματικότητα. Επίσης, η διπλή ενέργεια μπορεί να εξεταστεί ως μελλοντική επιλογή, η οποία θα παρέχει επιπλέον πληροφορίες για την ανατομία του ασθενούς. Η εφαρμογή βελτιωμένων αλγορίθμων ανακατασκευής θα βελτιώσει την ποιότητα των εικόνων και θα επιτρέψει την λήψη εικόνων υψηλής ποιότητας σε χαμηλότερες δόσεις ακτινοβολίας.

Συνολικά, οι εξελίξεις αυτές ανοίγουν νέες προοπτικές για την εφαρμογή του CBCT σε διαφορετικούς τομείς της ιατρικής και προσφέρουν προηγμένες λύσεις για τη διάγνωση και τον προγραμματισμό των θεραπειών. Με την συνεχή έρευνα και ανάπτυξη, η τεχνολογία CBCT αναμένεται να συνεχίσει να εξελίσσεται και να βελτιώνεται, διευρύνοντας την εφαρμογή της και βελτιστοποιώντας την παροχή ιατρικής φροντίδας σε ασθενείς.

Αναφορές - Πηγές

1. Arai, Y. 2021. Local Cone Beam CT: How Did It All Start? Dentomaxillofacial Radiology, 50(8), p. 20210276. Available at: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20210276>.
2. Farman, A.G. and Scarfe, W.C. 2009. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. Seminars in Orthodontics, 15(1), pp. 2–13. Available at: <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2008.09.001>.
3. Kaasalainen, T., et al. 2021. Dental Cone Beam CT: An Updated Review. Physica Medica, 88, pp. 193–217. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.07.007>.
4. Fan, W., et al. 2023. The Application of Deep Learning on CBCT in Dentistry. Diagnostics, 13(12), p. 2056. Available at: <https://doi.org/10.3390/diagnostics13122056>.
5. Venkatesh, E. and Elluru, S.V. 2017. Cone Beam Computed Tomography: Basics and Applications in Dentistry. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry, 51(0). Available at: <https://doi.org/10.17096/jiufd.00289>.
6. Chan, F., et al. 2023. CBCT in Contemporary Endodontics. Australian Dental Journal, 68(S1). Available at: <https://doi.org/10.1111/adj.12995>.
7. Ελληνική επιτροπή ατομικής ενέργειας. (2023) ΚΑ-ΕΕΑΕ-ΚΟ-052023-01. Κατευθυντήριες οδηγίες για προγράμματα εκπαίδευσης, πληροφόρησης και κατάρτισης στην ακτινοπροστασία για πρακτικές που περιλαμβάνουν ιατρική έκθεση (Οδοντίατροι). Available at: <https://eeae.gr/files/KO/%CE%9A%CE%91-%CE%95%CE%95%CE%91%CE%95-%CE%9A%CE%9F-052023-01.pdf>
8. Arai, Y. 2021. Local Cone Beam CT: How Did It All Start? Dentomaxillofacial Radiology, 50(8), pp. 20210276. PubMed Central. Available at: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20210276>.
9. Farman, A.G. and Scarfe, W.C. 2009. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. Seminars in Orthodontics, 15(1), pp. 2–13. ScienceDirect. Available at: <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2008.09.001>.

10. Jain, A., et al. 2024. A Review on Cone-Beam Computed Tomography and Its Application in Dentistry. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 16(Suppl 1), p. S38. Available at: https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_741_23.
11. ICRP. 2015. Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129, *Ann. ICRP* 44(1). Available at: https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_44_1.
12. Kwon, T., et al. 2023. Panoramic Dental Tomosynthesis Imaging by Use of CBCT Projection Data. *Scientific Reports*, 13(1), p. 8817. Available at: <https://doi.org/10.1038/s41598-023-35805-1>.
13. Pauwels, R., et al. 2015. Technical Aspects of Dental CBCT: State of the Art. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), pp. 20140224. Available at: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140224>.
14. SEDENTEXCT, "Guidelines on CBCT for Dental and Maxillofacial Radiology," [Online]. Available: <https://sedentexct.eu/content/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial-radiology.htm>.
15. Pauwels, R., et al. 2015. Technical Aspects of Dental CBCT: State of the Art. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), p. 20140224. Available at: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140224>.
16. Ελληνική επιτροπή ατομικής ενέργειας. 2019. KA-EEAE-KO-112019-01. 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>
17. Kataria, B. 2019. Visual grading evaluation of reconstruction methods and dose optimisation in abdominal Computed Tomography. Linköping University Electronic Press. Available at: <http://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:1361179/FULLTEXT03.pdf>
18. ManualsLib. 2013. Soredex CRANEX 3D Manuals. Available at: <https://www.manualslib.com/products/Soredex-Cranex-3d-13328427.html>.
19. National Research Council. 2006. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. BEIR VII _ Phase 2, Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. Available at: <https://www.nrc.gov/docs/ML1233/ML12335A625.pdf>

20. Loubele, M., et al. 2007. A Comparison of Jaw Dimensional and Quality Assessments of Bone Characteristics with Cone-Beam CT, Spiral Tomography, and Multi-Slice Spiral CT. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(3), pp. 446–454. Available at: <https://www.cda-adc.ca/jcda/vol-72/issue-1/75.pdf>
21. Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E., Brooks, S.L. 2006. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofacial Radiology*, 35(4), pp. 283-290. Available at: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140224>.
22. Scarfe, W.C., Farman, A.G., Sukovic, P. 2006. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal of the Canadian Dental Association*, 72(1), pp. 75-80. Available at: <https://www.cda-adc.ca/jcda/vol-72/issue-1/75.pdf>
23. Nardi, C., et al. 2007. Effective dose of different imaging techniques for the maxillofacial region: a phantom study. *Dentomaxillofacial Radiology*, 36(8), pp. 458-461. Available at: <https://www.birpublications.org/doi/10.1259/dmfr.20140197>
24. Loubele, M., et al. 2009. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 24(3), pp. 432-441. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17622012/>
25. Ludlow, J.B., Miles, T.R., Williamson, G.F. 2008. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 105(3), pp. 336-344.
26. Hsieh, Y., Jiang, H., & Flohr, T. 2021. Computed Tomography Recent History and Future Perspectives. *Journal of Medical Imaging*, 8(5), pp. 052109. Available at: <https://doi.org/10.1117/1.JMI.8.5.052109>.
27. Venkatesh, Elluru. 2017. Cone Beam Computed Tomography: Basics and Applications in Dentistry. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 51(3), pp. 102–21. Available at: <https://doi.org/10.17096/jiufd.00289>.
28. Goldman, Lee W. 2007. Principles of CT and CT Technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(3), pp. 115–28. Available at: <https://doi.org/10.2967/jnmt.107.042978>.

29. Tomographic Reconstruction. 2024. Wikipedia. Available at:
https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Tomographic_reconstruction&oldid=1214365565.
30. Izawa, M., et al. 2017. Establishment of Local Diagnostic Reference Levels for Quality Control in Intraoral Radiography. *Oral Radiology*, 33(1), pp. 38–44. Available at: <https://doi.org/10.1007/s11282-016-0245-9>.
31. Tyndall, D.A., et al. 2012. Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 113(6), pp. 817-826. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22668710/>
32. Schulze, R.K., Berndt, D., d’Hoedt, B. 2004. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clinical Oral Implants Research*, 15(3), pp. 343-349. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19845706/>
33. Arai, Y., et al., 1999. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiology*, 28(4), pp. 245-248. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10455389/>
34. Ludlow, J.B., Miles, T.R., Rubin, R. (2006) Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 35(4), pp. 219-226.
35. Koch, G.K., et al. 2019. Dimensional Accuracy of Cone Beam CT with Varying Angulation of the Jaw to the X-Ray Beam. *Dentomaxillofacial Radiology*, 48(4), p. 20180319. Available at: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20180319>.
36. Ballrick, J.W., Palomo, J.M., Ruch, E., Amberman, B.D., Hans, M.G. (2008) Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134, pp. 573-582.
37. Κανδαράκης, Ι., 2008. Ιατρική Φυσική-Βιοϊατρική Τεχνολογία: Ακτινοδιαγνωστική. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις “Αράκυνθος”. ISBN: 978-960-89768-1-8.
38. Basic Panoramic Radiograph.Jpg - Wikipedia. 2013. Available at: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Basic_panoramic_radiograph.jpg.

39. Wilhelm Röntgen. 2024. Wikipedia. Available at:
https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Wilhelm_R%C3%B6ntgen&oldid=1209610494.
40. Hektoen International. 2021. Francis Henry Williams: The First American Chest Radiologist. Available at: <https://hekint.org/2021/04/27/francis-henry-williams-the-first-american-chest-radiologist/>.
41. Kailash, S. 2014. Cone Beam Computed Tomography. *Journal of Academy of Dental Education*, 1(1), pp. 9–15. Available at:
<https://doi.org/10.15423/jade/2014/v1i1/44607>.
42. Godfrey Hounsfield. 2023. Wikipedia. Available at:
https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Godfrey_Hounsfield&oldid=1183721176.
43. Siemens Healthineers. 2024. Wikipedia. Available at:
https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Siemens_Healthineers&oldid=1214273051.
44. Sittig, Dean F., et al. 2006. The Story Behind the Development of the First Whole-Body Computerized Tomography Scanner as Told by Robert S. Ledley. *Journal of the American Medical Informatics Association*, 13(5), pp. 465–69. Available at: <https://doi.org/10.1197/jamia.M2127>.
45. Hsieh, Jiang, and Thomas Flohr. 2021. Computed Tomography Recent History and Future Perspectives. *Journal of Medical Imaging*, 8(5), p. 052109. Available at: <https://doi.org/10.1117/1.JMI.8.5.052109>.
46. VATECH America. (n.d.). Green CT. Available at:
<https://vatechamerica.com/products/green-ct#!home>
47. Palomo, L. 2006. Three-Dimensional Cone Beam Computerized Tomography in Dentistry. *Dentistry Today*, 25(11), pp 132-5. Available at:
https://www.academia.edu/25898139/Three_dimensional_cone_beam_computerized_tomography_in_dentistry.
48. Wikipedia. 2024. Cone Beam Computed Tomography. Available at:
https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Cone_beam_computed_tomography&oldid=1205907669.
49. Kabaliuk, N., et al. 2017. Strategies for Segmenting the Upper Airway in Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Data. *Open Journal of Medical Imaging*, 7(4), pp. 196–219. Available at: <https://doi.org/10.4236/ojmi.2017.74016>.

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΤΟΥ CBCT

50. Joesch, M. 2020. CT Scan vs. Cone Beam CT: An Overview. Available at:
<https://blog.itl.org/clinical-insights/ct-scan-vs-cone-beam-ct/>.
51. Aksnes, Ingrid. 2020. History of X-Rays - 125 Years in the Making. Available at:
<https://www.excillum.com/history-of-x-rays-x-ray-tubes/>