



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΠΜΣ «ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ»

Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία

«ΣΒΣΤ ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗΣ & ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ»

Όνομα & Επώνυμο φοιτήτριας

Φιλία Τζωρτζακάκη

Αριθμός Μητρώου

20008

Ονοματεπώνυμο επιβλέποντα καθηγητή

Περικλής Παπαβασιλείου

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2022



UNIVERSITY OF WEST ATTICA
SCHOOL OF HEALTH AND CARE SCIENCES
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES
SECTION OF RADIOLOGY AND RADIOTHERAPY
MSc “CURRENT APPLICATIONS IN MEDICAL
IMAGING”

DIPLOMA THESIS
«MAXILLOFACIAL CBCT & IMAGE QUALITY»

STUDENT NAME AND SURNAME

FILIA TZORTZAKAKI

REGISTRATION NUMBER

20008

SUPERVISOR NAME AND SURNAME

PERIKLIS PAPAVALASILEIOU

Athens, September 2022



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΠΜΣ «ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ»

Μέλη Εξεταστικής Επιτροπής συμπεριλαμβανομένου και του Εισηγητή

Η μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία εξετάστηκε επιτυχώς από την κάτωθι Εξεταστική Επιτροπή:

A/a	ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ	ΒΑΘΜΙΑΔΑ/ΙΔΙΟΤΗΤΑ	ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ
1	Περικλής Παπαβασιλείου	Επίκουρος Καθηγητής	
2	Γεωργία Οικονόμου	Αναπληρώτρια Καθηγήτρια	
3	Αθανάσιος Μπάκας	Αναπληρωτής Καθηγητής	

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Τζωρτζακάκη Φιλία του Βασιλείου με αριθμό μητρώου (ΑΜ) 20008 φοιτήτριας του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση» του Τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας, του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι :«Είμαι συγγραφέας της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας με τίτλο «CBCT ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗΣ & ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ» και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της, είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος. Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Επιθυμώ την απαγόρευση πρόσβασης στο πλήρες κείμενο της εργασίας μου μέχρι..... και έπειτα από αίτηση μου στη Βιβλιοθήκη και έγκριση του επιβλέποντα καθηγητή.

Η Δηλούσα

Τζωρτζακάκη Φιλία



Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία



*«Αφιερώνεται στους γονείς μου που με υποστήριξαν
και στη φιλοδοξία που πρέπει να κινητοποιεί κάθε νέο επιστήμονα»*

Περιεχόμενα

Περιεχόμενα	vi
Κατάλογος Εικόνων / Σχημάτων.....	viii
Κατάλογος Πινάκων.....	ix
Συντομογραφίες & Ακρωνύμια	x
Περίληψη.....	11
Abstract.....	3
ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	5
Εισαγωγή	5
Κεφάλαιο 1: ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ	8
Κεφάλαιο 2: ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ	2
Κεφάλαιο 3: ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ (ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ) – ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ CBCT.....	3
3.1 Βασικές αρχές CBCT.....	3
3.1.1 Αρχή λειτουργίας.....	3
3.1.2 Κατηγοριοποίηση συστημάτωνCBCT.....	1
3.1.3 Διαλειτουργικότητα	2
3.1.4 Πρωτόκολλο ασφάλειας	3
3.1.5 Τεχνικά χαρακτηριστικά.....	4
Κεφάλαιο 4: ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ CBCT ΓΝΑΘΟΥ (ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ).....	9
4.1 Κβαντικός Θόρυβος.....	9
4.1.1 Δόση εξόδου (ένταση δέσμης ακτίνων X που προσπίπτει στον ανιχνευτή)	

4.1.2	Ιστός μέσω του οποίου διέρχεται η δέσμη ακτίνων X (tissuetransmissivity)	14
4.1.3	Διαστάσεις ογκοστοιχείου (voxel).....	14
4.2	Χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution)	15
4.3	Αντίθεση (αντιθετική διακριτική ικανότητα-contrast resolution).....	16
4.4	Κβαντική απόδοση του ανιχνευτή (DQE)	3
4.4.1	Γενική περιγραφή απεικονιστικών ψευδενδείξεων	4
4.4.2	Κατηγοριοποίηση απεικονιστικών ψευδενδείξεων	4
	Συζήτηση– Συμπεράσματα.....	6
	Αναφορές.....	9

Κατάλογος Εικόνων / Σχημάτων

Εικόνα 1	Οβελιαία και Εγκάρσια τομή CT. Ανάδειξη μύτης και παραρρίνιων κόλπων	9
Εικόνα 2	Οβελιαία προβολή στην προστομιακή επιφάνεια των οπίσθιων δοντιών της άνω γνάθου που απεικονίζει A1, A2 A3 και A4	11
Εικόνα 3	Εγκάρσια/Οβελιαία τομή προσωπικού κρανίου που απεικονίζεται και η βάση του κρανίου	15
Εικόνα 4	Ενδοστοματική οπισθομυλική ακτινογραφία των οπίσθιων δοντιών	18
Εικόνα 5	Ενδοστοματική οπισθοφατνιακή ακτινογραφία της κάτω γνάθου που απεικονίζει τα οπίσθια δόντια μαζί με τις περιοδοντικές δομές τους	19
Εικόνα 6	Πανοραμική ακτινογραφία	20
Εικόνα 7	Σύστημα λυχνίας-ανιχνευτή	22
Εικόνα 8	Επεξεργασία του όγκου των παραγόμενων δεδομένων που αποκτήθηκαν με την σάρωση CBCT με το DICOM	24
Εικόνα 9	Τυπικά ανατομικά επίπεδα απεικόνισης που χρησιμοποιούνται για πολυεπίπεδες ανακατασκευές εικόνας στη CBCT και την υπολογιστική τομογραφία πολλαπλών ανιχνευτών	25
Εικόνα 10	Απεικόνιση γεωμετριών λήψης CT.	28
Εικόνα 11	Γεωμετρία λήψης που χρησιμοποιείται για την μελέτη ποιότητας εικόνας	30
Εικόνα 12	Παραδείγματα μετρήσεων ποιότητας εικόνας	33
Εικόνα 13	A:κεφαλουραία άποψη ομοιώματος ποιότητας εικόνας, B:εγκάρσια τομή ομοιώματος ποιότητας εικόνας στο ύψος των δομών ελέγχου της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης	37
Εικόνα 14	Παράδειγμα μέτρησης διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης	39

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1	Προτεινόμενα πρωτόκολλα αντιστοίχισης πεδίου ακτινοβολήσης σε σχέση με το μέγεθος του voxel και την καταλληλότητα των οδοντιατρικών εφαρμογών	31
-----------	---	----

Συντομογραφίες & Ακρωνύμια

CBCT	: Cone Beam Computed Tomography	Τομογραφία Κωνικής Δέσμης
CNR	: Contrast Noise Ratio	Λόγος Αντίθεσης προς Θόρυβο
CT	: Computed Tomography	Υπολογιστική Τομογραφία
FOV	: Field Of View	Πεδίο Ενδιαφέροντος
ADA	: American Dental Association	Αμερικανική Οδοντιατρική Ένωση
ALARA	: As Low As Reasonably Achievable	Τόσο χαμηλά όσο εύλογα εφικτό
ALADA	: As Low As Diagnostically Acceptable	Τόσο χαμηλά όσο διαγνωστικά αποδεκτό
ALARP	: As Low As Reasonably Practicable	Τόσο χαμηλά όσο εύλογα πρακτικό
MDCT	: Multi Detector CT	Υπολογιστική Τομογραφία Πολλαπλών Ανιχνευτών
DQE	: Detective Quantum Efficiency	Ανιχνευτική Κβαντική Ικανότητα
mA	: milliAmpere	
MTF	: Modulation Transfer Function	Συνάρτηση Μεταφοράς Διαμόρφωσης

Περίληψη

Η τομογραφία κωνικής δέσμης (Cone Beam Computed Tomography - CBCT) είναι μία πολύτιμη και αξιόπιστη τεχνική απεικόνισης στη στοματική και γναθοπροσωπική χειρουργική που ενισχύει τη διαγνωστική και θεραπευτική μεθοδολογία σε μια ποικιλία καταστάσεων. Η τρισδιάστατη απεικόνιση της ανατομίας της γναθοπροσωπικής ανατομίας με τη βοήθεια της CBCT, επιτρέπει τον κατάλληλο σχεδιασμό, την έγκυρη επέμβαση και την ορθή μετεγχειρητική αξιολόγηση.

Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η παράθεση των πιο σημαντικών παραμέτρων της CBCT στη γναθοπροσωπική περιοχή όπως εντοπίζονται στην επιστημονική βιβλιογραφία. Πρόκειται επίσης να αναφερθούν οι σχετικοί περιορισμοί της συγκεκριμένης απεικονιστικής τεχνικής και να αναλυθεί η ποιότητα της εικόνας, όπως αφορά τον σύγχρονο ακτινολόγο-ραδιολόγο και την καθημερινή πρακτική του.

Για τις ανάγκες εκπόνησης της παρακάτω βιβλιογραφικής ανασκόπησης αναζητήθηκαν τα πλέον έγκυρα και προσφάτως δημοσιευμένα επιστημονικά άρθρα που πραγματεύονται τις παράμετρους της CBCT στη γναθοπροσωπική περιοχή. Τα άρθρα αυτά, αφού ελέγχθηκαν ως προς την εγκυρότητά τους, ανασκοπήθηκαν επιμελώς και τα αποτελέσματά τους παρατέθηκαν με κριτικές και στοχαστικές προθέσεις.

Τα συστήματα CBCT έχουν εξελιχθεί κατά πολύ τα τελευταία χρόνια με τη ποιότητα της εικόνας της (όσον αφορά την ανάλυση) να είναι υψηλότερη σε σύγκριση με τις διδιάστατες τεχνικές. Ωστόσο, η αντιθετική διακριτική ικανότητα της CBCT εξακολουθεί

να είναι χαμηλότερη σε σύγκριση με την αξονική τομογραφία, με την τελευταία να προτιμάται για την απεικόνιση μαλακών ιστών.

Πολλές βελτιώσεις που μέλλει να εφαρμοστούν αφορούν στην λυχνία των ακτίνων X, στην τεχνική προσαρμογής της δέσμης και της περιστροφής και στην συνδυαστική λειτουργία της με οπτική απεικόνιση.

Συμπεραίνεται ότι παρότι η CBCT θεωρείται πλέον το χρυσό πρότυπο για την απεικόνιση της στοματικής και γναθοπροσωπικής περιοχής λόγω των πολυάριθμων πλεονεκτημάτων της (μεταξύ των οποίων η μείωση του χρόνου έκθεσης, της δόσης ακτινοβολίας και του κόστους σε σύγκριση με άλλες μεθόδους απεικόνισης), τα περιθώρια βελτίωσης με στόχο το άμεσο όφελος του ασθενή εξακολουθούν να είναι ευρεία.

Λέξεις – Κλειδιά

υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης, γναθοπροσωπική ακτινοδιαγνωστική, ποιότητα εικόνας

Abstract

Cone Beam Computed Tomography (CBCT) is a valuable and reliable imaging technique in oral and maxillofacial surgery that enhances diagnostic and therapeutic methodology in a variety of conditions. The 3D visualization of maxillofacial anatomy assisted by CBCT allows for appropriate planning, valid surgery and correct postoperative evaluation.

The aim of this dissertation is to list the most important CBCT parameters in the maxillofacial region as found in the scientific literature. The relative limitations of the specific imaging technique will also be mentioned and the quality of the image will be analyzed, as it concerns the modern radiologist and his daily practice.

For the needs of preparing the following literature review, the most valid and recently published scientific articles dealing with CBCT parameters in the maxillofacial area were searched. These articles, after being checked for validity, were carefully reviewed and their results were presented with critical and cautious intentions.

As it is concluded, CBCT systems have evolved a lot in recent years with its image quality (in terms of resolution) being superior compared to 2D imaging modalities. However, the contrast resolution of CBCT is still lower compared to multi detector computed tomography (MDCT), with the latter being preferred for soft tissue imaging.

In fact, many improvements to be implemented concern the X-ray tube, adaptive exposure techniques, beam and rotation geometry, detector technology and its combined operation with optical imaging.

It is concluded that although CBCT is now considered the gold standard for imaging the oral and maxillofacial region due to its numerous advantages (among which reduction in



exposure time, radiation dose and cost compared to other imaging modalities), room for improvement aimed at the immediate benefit of the patient are still broad.

Keywords

Cone beam computed tomography, maxillofacial radiology, image quality,

ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Εισαγωγή

Η υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης είναι μια τεχνική τρισδιάστατης απεικόνισης και αποτελεί χρήσιμο εργαλείο για την ορθή διάγνωση, ιδιαίτερα στην οδοντική και γναθοπροσωπική ακτινολογία (1). Πολλές επεμβατικές εργασίες στη στοματική και γναθοπροσωπική χειρουργική χρειάζονται την τρισδιάστατη ακτινογραφική απεικόνιση. Οι οδοντίατροι και οι γναθοχειρουργοί συχνά επεμβαίνουν σε περιοχές του προσώπου και των γνάθων, οι οποίες δεν μπορούν να παρατηρηθούν άμεσα πριν από μια διαδικασία, με αποτέλεσμα τον κίνδυνο πρόκλησης βλάβης σε νεύρα και τα αιμοφόρα αγγεία. Επιπλέον, πολύπλοκες χειρουργικές επεμβάσεις, όπως η ορθογναθική χειρουργική και η θεραπεία τραυματικών κακώσεων απαιτούν σχολαστικό προεγχειρητικό σχεδιασμό. Ως εκ τούτου, είναι σημαντικό να χρησιμοποιηθούν μέθοδοι απεικόνισης που παρέχουν λεπτομερείς πληροφορίες που μπορούν να εξασφαλίσουν ακριβή διάγνωση και καλά κλινικά αποτελέσματα (2).

Για τους παραπάνω λόγους, η CBCT χρησιμοποιείται για να προσφέρει πληροφορίες που δεν μπορούν ληφθούν με τις συμβατικές δισδιάστατες ακτινογραφικές τεχνικές (1). Η εισαγωγή της υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης έχει αλλάξει δραματικά τον τρόπο με τον οποίο ένας στοματικός και γναθοπροσωπικός χειρουργός διεξάγει την πρακτική του (3). Η CBCT έχει γίνει βασικός πυλώνας στη στοματική και γναθοπροσωπική χειρουργική (2). Τα συστήματα CBCT, με μειωμένο μέγεθος και κόστος λήψης (4), προσφέρει στον κλινικό ιατρό τρισδιάστατες και πολυεπίπεδες προβολές για πιο ακριβή διάγνωση και θεραπεία χωρίς την οικονομική επιβάρυνση και την έκθεση στην

ακτινοβολία των συμβατικών αξονικών τομογραφιών. Επιπλέον, η CBCT ξεπερνά ορισμένους περιορισμούς της δισδιάστατης απεικόνισης, όπως η παραμόρφωση, η μεγέθυνση και η επιπροβολή (2). Η CBCT παράγει εικόνες με ισότροπη χωρική διακριτικότητα σε κλίμακα μικρότερης του χιλιοστού με υψηλή διαγνωστική ποιότητα, σύντομους χρόνους σάρωσης (περίπου 10-30 δευτερολέπτων) και δόσεις ακτινοβολίας έως και 15 φορές χαμηλότερες από αυτές των συμβατικών αξονικών τομογραφιών (4). Ωστόσο χρησιμοποιείται για πολλούς σκοπούς, συμπεριλαμβανομένης της εξαγωγής των έγκλειστων δοντιών και της τοποθέτησης οδοντικών εμφυτευμάτων (2) αλλά και της αξιολόγησης της κροταφογναθικής άρθρωσης, των καταγμάτων του προσώπου, της οδοντοφατνιακής χειρουργικής, της ορθογναθικής χειρουργικής και της περιοδοντικής χειρουργικής (4).

Σε πολλές συνήθεις οδοντοφατνιακές επεμβάσεις, οιαπλές δισδιάστατες ακτινογραφίες όπως οι πανοραμικές ακτινογραφίες, οι οπισθοφατνιακές ακτινογραφίες και οι ακτινογραφίες δήξεως επαρκούν για την αξιολόγηση, την εκπόνηση του σχεδίου θεραπείας και τη μετεγχειρητική ανάλυση (2). Μάλιστα, πριν από την εισαγωγή της CBCT, η πανοραμική ακτινογραφία ήταν το πιο κοινό απεικονιστικό εργαλείο σε ιδιωτικά ιατρεία στοματικής και γναθοπροσωπικής χειρουργικής και ελάχιστα περιστατικά καθιστούσαν επιβεβλημένη την απεικόνιση διατομής. Παρά την μέχρι πρότινος ευρύτατη χρήση της πανοραμικής ακτινογραφίας από τους οδοντιάτρους και τους γναθοχειρουργούς, οι περιορισμοί αυτής της τεχνικής απεικόνισης που ξεπεράστηκαν με την εισαγωγή της CBCT περιλαμβάνουν την μεγέθυνση, την παραμόρφωση, την υπέρθεση γειτονικών δομών και την ανεπαρκή απεικόνιση δομών που δεν βρίσκονται στο πεδίο εστίασης (3). Ακόμη, σε συγκεκριμένες περιπτώσεις, όπως η αξιολόγηση της θέσης των προσβεβλημένων δοντιών και της θέσης τους σε σχέση με ζωτικές δομές,

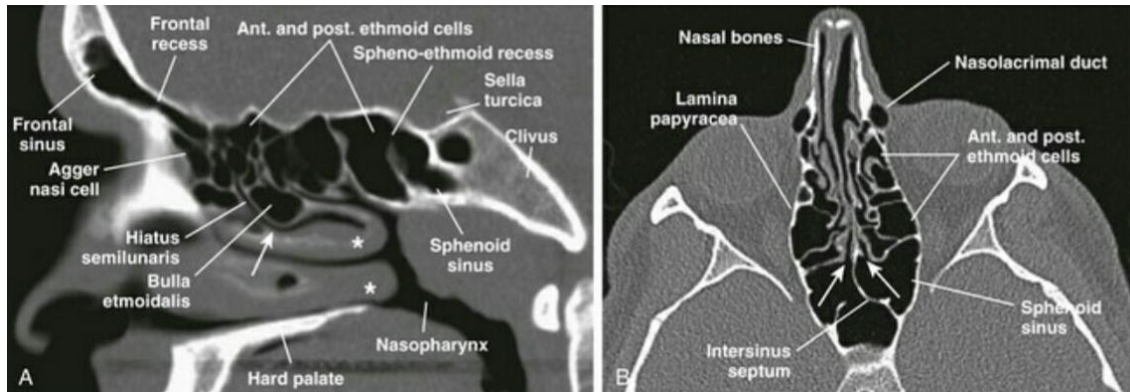
συμπεριλαμβανομένων των νεύρων και των οστικών πετάλων επιλέγεται μια πιο ολοκληρωμένη τρισδιάστατη εικόνα CBCT. Επιπλέον, διάφορες επιπλοκές, όπως η μετατόπιση ή το κάταγμα της ρίζας ενός δοντιού, απεικονίζονται με μεγαλύτερη ακρίβεια με την βοήθεια της CBCT (2).

Κεφάλαιο 1: ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ

Οι ανατομικές περιοχές της γναθοπροσωπικής περιοχής αδρά διακρίνονται ως (5):

- Η κάτω γνάθος
- Η κροταφογναθική άρθρωση
- Τα αισθητήρια νεύρα που σχετίζονται με την κάτω γνάθο
- Τα όργανα της αιμάτωσης της κάτω γνάθου
- Οι μύες που σχετίζονται με την κάτω γνάθο
- Το μέσο τριτημόριο του προσώπου
- Τα όργανα της αισθητικότητας του μέσου τριτημορίου του προσώπου
- Τα όργανα της αιμάτωσης του μέσου τριτημορίου του προσώπου
- Το άνω τριτημόριο του προσώπου
- Το κάτω φατνιακό νεύρο
- Το γλωσσικό νεύρο
- Ο γναθικός κλάδος του προσωπικού νεύρου
- Οι κλάδοι του προσωπικού νεύρου
- Το οσφρητικό νεύρο

Μύτη και παραρρίνιοι κόλποι



Εικόνα 1 : Α)Οβελιαία, και Β) εγκάρσια τομή υπολογιστικής τομογραφίας όπου αναδεικνύονται η μύτη και οι παραρρίνιοι κόλποι.

Οι παραρρίνιοι κόλποι αποτελούν 4 ζεύγη αεροφόρων οστικών κοιλοτήτων που περιβάλλουν τη μύτη και τις κόγχες και ανήκουν στο οστό της άνω γνάθου, στα ηθμοειδή οστά, στο μετωπιαίο και στο σφηνοειδές οστό αντίστοιχα. Οι παραρρίνιοι κόλποι αξιολογούνται καλύτερα σε στεφανιαίες τομές, δεδομένου ότι οι στεφανιαίες προβολές είναι οι καταλληλότερες για την αξιολόγηση των ανατομικών δομών που έχουν οπίσθο-πρόσθιο προσανατολισμό (6).

Η ρινική κοιλότητα συνιστά μια πυραμιδοειδή αεροφόρο κοιλότητα που χωρίζεται σε 2 διακριτές, αρκετά συμμετρικές, μη επικοινωνούντες κοιλότητες μέσω του ρινικού διαφράγματος. Καθεμιά κοιλότητα χωρίζεται περαιτέρω σε μικρότερους, ανοιχτούς θαλάμους με 3 επιμήκεις ή τοξοειδείς οστικές προεξοχές που προέρχονται από τα πλευρικά τοιχώματά του: αυτές είναι οι κάτω, μεσαίες και άνω ρινικές κόγχες, που συνορεύουν με κατώτερους, μέσους και ανώτερους ρινικούς θαλάμους. Εκτός από την κάτω κόγχη που είναι ένα ανεξάρτητο οστό του προσώπου, τα υπόλοιπα είναι μέρη του ηθμοειδούς οστού. Αν και καλύπτονται από βλεννογόνο 2 έως 3 mm, υπάρχουν αναγνωρίσιμες δίοδοι αέρα που οδηγούν τον εισπνεόμενο αέρα στους παραρρίνιους

κόλπους. Ορισμένες φορές, οι ρινικές κόγχες αντί για μια πυκνή οστική απόφυση, παρουσιάζονται ως αεροφόρος προέκταση που περιβάλλεται από ένα λεπτό φλοιώδες περίγραμμα. Πρόκειται για ανατομική παραλλαγή που εμφανίζεται συχνότερα στις μέσες ρινικές κόγχες με συχνότητά που κυμαίνεται μεταξύ 15% και 45% (6).

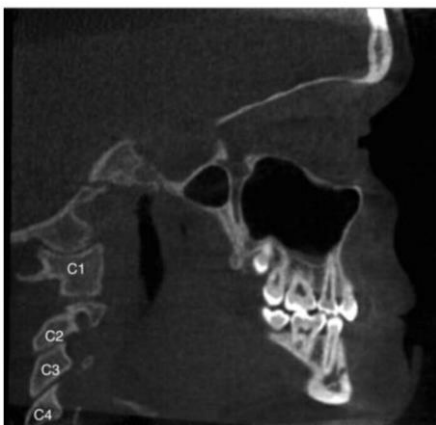
Στο πρόσθιο τριτημόριο της ρινικής κοιλότητας αναγνωρίζεται ο ρινοδακρυϊκός πόρος, ως προεξέχων οστικός σωλήνας που ξεκινά από το μέσο τοίχωμα της κόγχης, προεκτείνεται στον κάτω ρινικό πόρο και παροχετεύει τα δάκρυα στον κατώτερο πόρο (6).

Παραπλεύρως των παραρρίνιων κόλπων εμφανίζονται οι άνω γναθιαίοι κόλποι. Πρόκειται για αεροφόρες κοιλότητες που ανήκουν στο οστό της άνω γνάθου. Στην άνω γνάθο εντοπίζεται και η ζυγωματική απόφυση (πρόσθιο άκρο του ζυγωματικού τόξου). Το στόμιο της άνω γνάθου είναι ένα μικρό άνοιγμα στο έσω τοίχωμα του άνω ρινικού κόλπου (ή στο πλευρικό τοίχωμα της ρινικής κοιλότητας) προς την άνω όψη, που οδηγεί στο ηθμοειδές κάτω στόμιο, μια στενή δίοδο που ανοίγει στον μέσο ρινικό κόλπο και σχηματίζεται εν μέρει από το ηθμοειδές οστό και μια λεπτή μυτερή οστική απόφυση στο πλευρικό τοίχωμα της ρινικής κοιλότητας. Ο άνω γναθιαίος κόλπος και τα κύτταρα του ηθμοειδούς στομίου παροχετεύονται στον μέσο ρινικό πόρο. Το στόμιο του άνω γναθιαίου κόλπου και το κατώτερο στόμιο είναι μέρη του μέσου ρινικού πόρου, μιας ευρύτερης ανατομικής μονάδας που χρησιμεύει ως θέση παροχέτευσης των άνω γνάθων, του πρόσθιου ηθμοειδούς και των μετωπιαίων κόλπων (6).

Τα ιγμόρεια είναι πολυάριθμες, μικρές, ως επί το πλείστον τετράγωνα, κοιλότητες αέρα που διαχωρίζονται μέσω λεπτών οστέινων τοιχωμάτων, που βρίσκονται εκατέρωθεν των άνω ρινικών κοιλοτήτων και εκτείνονται παράλληλα με τις ρινικές κοιλότητες σε όλο το μήκος τους (από μπροστά προς τα πίσω) (6).

Οι σφηνοειδείς κόλποι είναι οι οπίσθιες κοιλότητες αέρα και ανήκουν στο σφηνοειδές οστό. Το σχήμα τους είναι παρόμοιο με αυτό μιας πυραμίδας με τη βάση της να είναι η οστέινη οροφή του ρινοφάρυγγα, η κορυφή του να είναι ο βόθρος της υπόφυσης και τα πλευρικά τοιχώματά του οριοθετούν τους σηραγγώδεις κόλπους εκατέρωθεν του σώματος του σφηνοειδούς οστού. Οι σφηνοειδείς κόλποι παροχετεύονται στον άνω ρινικό πόρο μέσω ενός μικρού ανοίγματος στο πρόσθιο τοίχωμά τους, της σφηνο-ηθμοειδούς εσοχής (6).

Οι μετωπιαίοι κόλποι είναι 2 χροανοειδείς κοιλότητες αέρα, που αναγνωρίζονται ανώτερα από τα ηθμοειδικά κύτταρα αέρα και τις ρινικές κοιλότητες και ανήκουν στο μετωπιαίο οστό. Παρουσιάζουν μεγάλη ποικιλία στο σχήμα και το μέγεθος. Ένας βραχύς οστικός σωλήνας που φαίνεται να προέρχεται από το έδαφος της κόγχης και να κατευθύνεται προς τα κάτω προς το πρόσθιο τοίχωμα της άνω γνάθου είναι το υποκογχικό τρήμα, το οποίο φιλοξενεί το υποκόγχιο νεύρο (6).



Εικόνα 2: Οβελιαία προβολή στην προστομακική επιφάνεια των οπίσθιων δοντιών της άνω γνάθου που απεικονίζει τους αυχενικούς σπονδύλους A1, A2, A3 και τμήματα του A4 (7).

Ένα σημαντικό τμήμα του αυχένα και της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης του ασθενούς μπορεί να συμπεριληφθεί σε μια σάρωση εκτεταμένου οπτικού πεδίου της άνω γνάθου και της κάτω γνάθου ή της κάτω γνάθου προς το κάτω άκρο της σάρωσης. Τις περισσότερες φορές, το τμήμα του τραχήλου που απεικονίζεται περιλαμβάνει τις άνωθεν του υοειδές οστού δομές. Λίγες οστικές δομές και κυρίως δομές μαλακών ιστών υπάρχουν σε αυτό το επίπεδο. Το υοειδές οστό και ο τρίτος ή τέταρτος αυχενικός σπόνδυλος είναι οι μόνες άλλες οστικές δομές που φαίνονται προς το κατώτερο άκρο του όγκου απεικόνισης. Οι δομές μαλακών ιστών που προσδιορίζονται σε αυτό το επίπεδο περιλαμβάνουν τον στερνοκλειδομαστοειδή μυ (αμφοτερόπλευρα), τους γενειοειδείς μύες, καθώς και τους υπογνάθιους σιελογόνους αδένες. Στο κέντρο του τραχήλου βρίσκεται μια εύκολα αναγνωρίσιμη δομή μαλακών ιστών: ο αεραγωγός, που συνιστά μια ημικυκλική, πολύ χαμηλής πυκνότητας (σκοτεινή) περιοχή που οριοθετείται από το υοειδές οστό (κοιλιακά) και τη σπονδυλική στήλη (ραχιαία). Ο αεραγωγός χωρίζεται σχεδόν σε 2 μισά από μια δομή μαλακού ιστού, σε σχήμα ημισελήνου (τις περισσότερες φορές), την επιγλωττίδα. Σε αυτό το επίπεδο, η κοινή καρωτιδική αρτηρία διχάζεται σε 2 κύριους κλάδους, την έσω καρωτίδα και την έξω καρωτίδα, οι οποίες τροφοδοτούν τον εγκέφαλο και το σύστοιχο σκέλος του προσώπου. Η καρωτίδα συνοδεύεται από την έσω σφαγίτιδα φλέβα (το μεγαλύτερο αιμοφόρο αγγείο του τραχήλου) και το πνευμονογαστρικό νεύρο για να σχηματιστεί το νευροαγγειακό δεμάτιο του τραχήλου. Ο αεραγωγός παρουσιάζεται ως μια δομή χαμηλής πυκνότητας (μαύρη), σωληνοειδούς σχήματος, η οποία μπορεί να ποικίλλει σε πλάτος και βρίσκεται ακριβώς κοιλιακά στο αυχενικό τμήμα της σπονδυλικής στήλης. Η θέση της επιγλωττίδας, το άνοιγμα του λάρυγγα κάτω από την επιγλωττίδα, καθώς και η θέση της γλώσσας μπορεί να έχουν επίδραση στη διάμετρο του αεραγωγού σε διάφορες θέσεις (6).



Εικόνα 3: Προσωπικό κρανίο. Α) εγκάρσια τομή, Β) οβελιαία τομή, Γ) Αριστερή οβελιαία τομή, και, Δ) εγκάρσια τομή του προσωπικού κρανίου που απεικονίζεται κι η βάση του κρανίου (8).

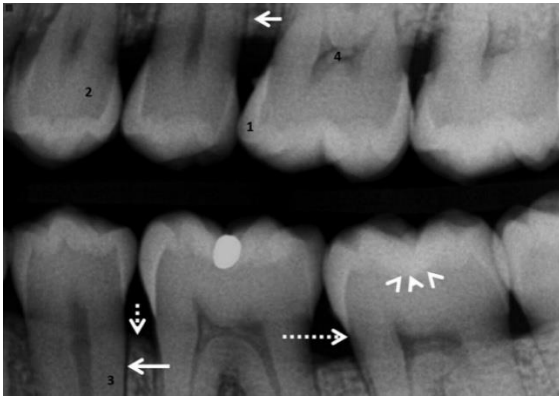
Στις δομές του μέσου προσώπου καθώς και της βάσης του κρανίου συμπεριλαμβάνονται εκτός από τις κορυφές των δοντιών της άνω γνάθου, η σκληρή υπερώα και το έδαφος των άνω γναθιαίων κόλπων. Τα άνω τρήματα είναι η είσοδος του ρινουπερώιου νεύρου και βρίσκονται στο δάπεδο της ρινικής κοιλότητας. Το μείζον και το ελάσσον υπερώιο τρήμα χρησιμεύουν ως δίοδοι προς τα ολοένα και μικρότερα υπερώια νεύρα και αγγεία. Μια βαθιά κοιλότητα στα πλάγια τοιχώματα του ρινοφάρυγγα αμφοτερόπλευρα είναι η ευσταχιανή σάλπιγγα, που επικοινωνεί και εξισορροπεί την πίεση του αέρα μεταξύ του έσω και του έξω ωτός. Ακριβώς πίσω από την ευσταχιανή σάλπιγγα, βρίσκεται η φαρυγγική εσοχή ή βόθρος του Rosen mueller. Άλλες πολύ σημαντικές ανατομικές δομές εντοπίζονται πίσω από το μέσο πρόσωπο, στη βάση του κρανίου και σε αυτές συμπεριλαμβάνονται οι κόνδυλοι, οι έξω ακουστικοί πόροι, η μαστοειδής απόφυση, και ο σφηνοειδής κόλπος. Μπροστά στους κονδύλους της κάτω γνάθου βρίσκονται 2 σημαντικά τρήματα: το ωοειδές τρήμα (το μεγαλύτερο) και το νωτιαίο τρήμα (μικρότερο). Το πρώτο φιλοξενεί το τρίτο τμήμα του τριδύμου νεύρου, το νεύρο της κάτω γνάθου και το δεύτερο, τη μέση μηνιγγική αρτηρία (6).

Κεφάλαιο 2: ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ

Η σωστή ακτινογραφική ερμηνεία στη γναθοπροσωπική περιοχή προϋποθέτει την ενδελεχή γνώση της φυσιολογικής ανατομίας, των παραλλαγών των ανατομικών δομών και των αλλαγών που προκαλούνται από την παθολογία. Πολλές φορές, τα ανατομικά ορόσημα δεν είναι πλήρως ορατά στις ενδοστοματικές ακτινογραφίες. Ωστόσο, μπορεί να παρατηρηθούν μικρές περιοχές ανατομίας ανάλογα με τη γωνίωση που χρησιμοποιείται για την λήψη της ακτινογραφίας (9).

Οι ενδοστοματικές εικόνες δείχνουν τα δόντια και τους υποστηρικτικούς ιστούς με λεπτομέρεια. Οι δύο περισσότερο χρησιμοποιούμενοι τύποι ενδοστοματικών ακτινογραφιών είναι η οπισθοφατνιακή ακτινογραφία και η οπισθομυλική ακτινογραφία, που παρέχουν στους κλινικούς ιατρούς συγκεκριμένες και διαφορετικές πληροφορίες σχετικά με την υγεία των δοντιών (9).

Η οπισθομυλική ακτινογραφία χρησιμοποιείται για τη διερεύνηση δοντιών με τερηδόνα στις εγγύς και άπω επιφάνειες των δοντιών σε μεσοπλάγιες προβολές εγκάρσιας τομής, απεικονίζοντας ολόκληρη την μύλη και ένα τμήμα της ρίζας των δοντιών και στα δύο τόξα (Εικ. 4).



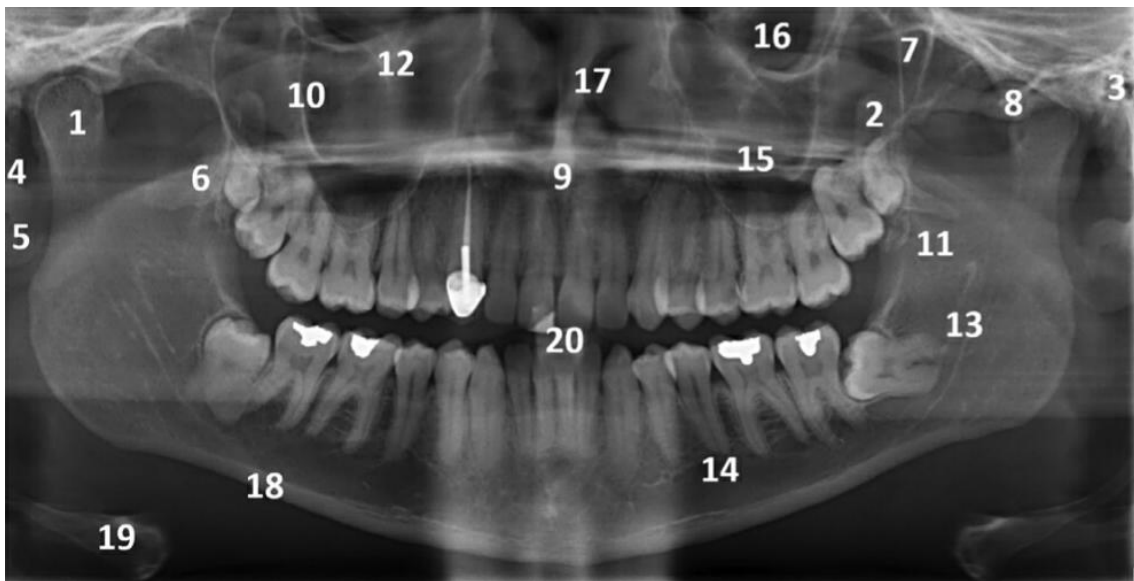
Εικόνα 4 : Ενδοστοματική οπισθομυλική ακτινογραφία των οπισθίων δοντιών που απεικονίζει την αδαμαντίνη (1), την οδοντίνη (2), τη ρίζα (3), τον πολφό (4), την lamina dura (κοντό λευκό βέλος), τον περιοδοντικό σύνδεσμο (μακρύ λευκό βέλος), την κορυφή της φατνιακής ακρολοφίας (σύντομο διακεκομμένο βέλος), την αδαμαντινο-οδοντινική ένωση (κεφαλές βελών) και την αδαμαντινοοστεϊνική ένωση (μακρύ διακεκομμένο βέλος) (9).

Η οπισθοφατνιακή ακτινογραφία παρέχει πληροφορίες για την διατομή του δοντιού και των πέριξ δομών, με τη διαφορά ότι απεικονίζει όλο το μήκος του δοντιού και των γύρω ιστών. Η αδαμαντίνη, η οδοντίνη, ο χώρος του περιοδοντικού συνδέσμου και η λευκή γραμμή (lamina dura) απεικονίζονται ξεκάθαρα σε κάθε δόντι λόγω των εγγενών διαφορών τους στις δομικές πυκνότητες. Οι οπισθομυλικές ακτινογραφίες απεικονίζουν συνήθως ένα εύρος 3 έως 4 δοντιών σε 1 μόνο τόξο (9).



Εικόνα 5 : Ενδοστοματική οπισθοφατνιακή ακτινογραφία της κάτω γνάθου που απεικονίζεται οπίσθια δόντια μαζί με τις περιοδοντικές δομές τους (αδαμαντίνη (1), οδοντίνη (2), οστεΐνη (3), πολφός (4), λευκή γραμμή (κοντό λευκό βέλος), περιοδοντικός σύνδεσμος (μακρύ λευκό βέλος), κορυφή του φατνιακού οστού (σύντομο διακεκομμένο βέλος), αδαμαντινο-οδοντινική ένωση (κεφαλές βελών) και αδαμαντινο-οστεϊνική ένωση (μακρύ βέλος με κουκκίδες) (9).

Μεταξύ των εξωστοματικών ακτινογραφημάτων της γναθοπροσωπικής περιοχής, οορθοπαντογράφος (ή αλλιώς πανοραμική ακτινογραφία) έχει σημαντική αξία στη γναθοπροσωπική και οδοντιατρική διάγνωση. Πρόκειται για ένα ιδιαίτερος χρήσιμο εργαλείο για την εκτίμηση της ανάπτυξης και για την αξιολόγηση διαφόρων παθήσεων και ανωμαλιών, όπως η (ανώμαλη) έκτοπη ανατολή και τα κατάγματα, η παρουσίας κύστεων και νεοπλασμάτων, η συγγενής έλλειψη μονίμων δοντιών, η πρόωρη απώλεια δοντιών, παρατεταμένη κατακράτηση δοντιών, οι αγκυλώσεις και τα γναθοπροσωπικά τραύματα (7). Επιπλέον, μια πανοραμική ακτινογραφία χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση του σώματος της κάτω γνάθου, της άνω γνάθου, των άνω και κάτω δοντιών, της γληνοειδούς εντομής και του ζυγωματικού οστού (9).



Εικόνα 6: Πανοραμική ακτινογραφία που απεικονίζεται ο δεξιός κόνδυλος της κάτω γνάθου (1), η κορωνοειδής απόφυση (2), ο έξω ακουστικός πόρος (3), η μαστοειδής απόφυση (4), η στυλοειδής απόφυση (5), οι πτερυγοειδείς χώροι (6), οπτερυγοϋπερώιοςβόθρος (7), ο διάρθριος δίσκος (8), η πρόσθια ρινική κόγχη (9), η ζυγωματική απόφυση (10), η γωνία της κάτω γνάθου (11), το ιγμόριο (12), το κάτω φατνιακό νεύρο (13), ο γναθιαίος πόρος (14), το άνω φατνιακό νεύρο (15), ο παραρρίνιος κόλπος (16), το ρινικό διάφραγμα (17), το σώμα της κάτω γνάθου (18), το υοειδές οστό (19) και ο πλαστικός κεφαλοστάτης (20) (9).

Κεφάλαιο 3: ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ (ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ) – ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ CBCT

3.1 Βασικές αρχές CBCT

3.1.1 Αρχή λειτουργίας

Αναφορικά με την αρχή λειτουργίας της, η CBCT βασίζεται σε μια συνεχή ή παλλόμενη γεννήτρια ακτίνων X που εκπέμπει μια αποκλίνουσα κωνική δέσμη που διέρχεται του προς διερεύνηση ανατομικού θέματος. Στη συνέχεια, η εξασθενημένη δέσμη αναλύεται από έναν ψηφιακό περιοχικό ανιχνευτή. Κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης, ο ασθενής μπορεί να είναι όρθιος, καθισμένος ή σε ύπτια θέση. Η λυχνία παραγωγής ακτίνων X και ο ανιχνευτής επίπεδης οθόνης ευθυγραμμίζονται και ενώνονται μεταξύ τους σε ένα gantry που περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή σε μια ενιαία, μερική ή πλήρη περιστροφική σάρωση και καταγράφει τα ψηφιακά δεδομένα ως όγκο δεδομένων (1).



α)



β)

Εικόνα 7 : α) το σύστημα λυχνίας- ανιχνευτή που ευθυγραμμίζονται και ενώνονται μεταξύ τους σε ένα gantry που περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή σε μια ενιαία, μερική ή πλήρη περιστροφική σάρωση και καταγράφει τα ψηφιακά δεδομένα ως όγκο δεδομένων (β)

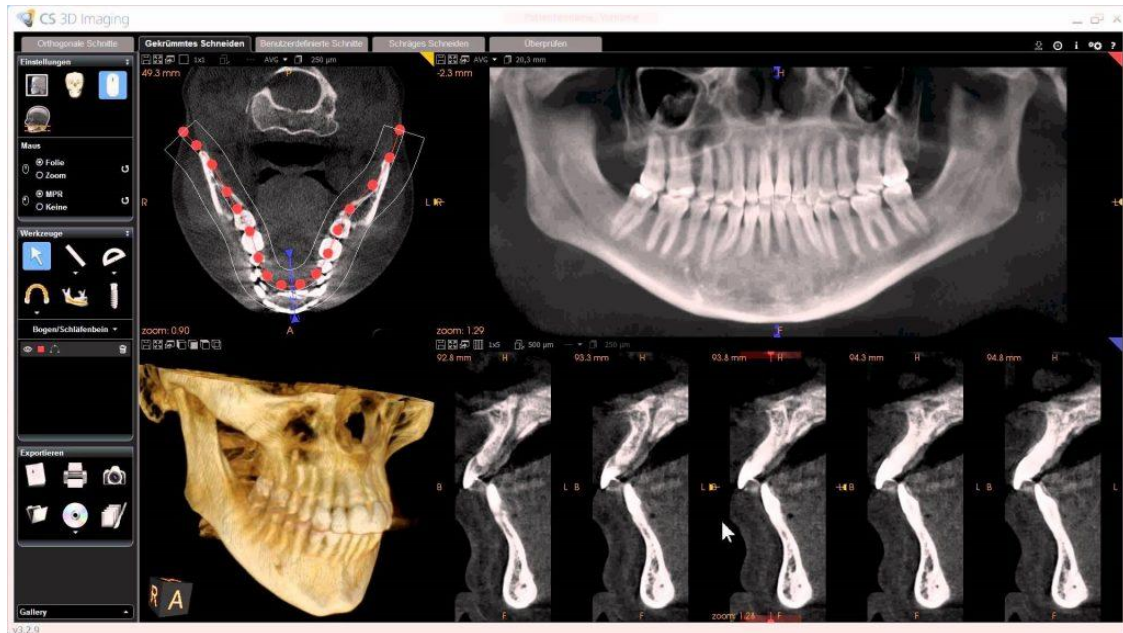
Ο δισδιάστατος ανιχνευτής και η δέσμη ακτίνων X σε σχήμα κώνου της CBCT επιτρέπει τη σάρωση ολόκληρης της περιοχής ενδιαφέροντος με μια μόνο περιστροφή του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής. Ο όγκος ψηφιακών δεδομένων που λαμβάνονται είναι άμεσα διαθέσιμος προς οπτικοποίηση, σε αντίθεση με τους σαρωτές των συμβατικών CT των οποίων οι πολλαπλές τομές πρέπει να αθροίζονται υπολογιστικά για να παραχθεί μια πλήρης εικόνα (12). Από μια αμιγώς τεχνική οπτική, όλα τα μηχανήματα CBCT ανακατασκευάζουν τον όγκο από έναν μεγάλο αριθμό δισδιάστατων (2D) προβολών ακτίνων X που αποκτώνται σε μια κυκλική τροχιά σάρωσης γύρω από το αντικείμενο-στόχο (13).

3.1.2 Κατηγοριοποίηση συστημάτων CBCT

Τα CBCT μηχανήματα μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ευρέως σε μονάδες μεγάλου, μεσαίου και περιορισμένου όγκου με βάση το μέγεθος του οπτικού τους πεδίου (field of view - FOV). Αξίζει να σημειωθεί ότι οι CBCT σαρωτές διαθέτουν προεγκατεστημένο λογισμικό για τον χειρισμό της εικόνας και άλλες πρόσθετες λειτουργίες, ενώ ορισμένοι σαρωτές CBCT διαθέτουν προκαθορισμένα πρωτόκολλα που επιτρέπουν την επιλογή των καταλληλότερων ρυθμίσεων για τη διαγνωστική διεργασία (12).

3.1.3 Διαλειτουργικότητα

Δεδομένου του μεγάλου αριθμού κατασκευαστών λογισμικού ψηφιακής οδοντιατρικής και γναθοπροσωπικής απεικόνισης, απαιτείται η απρόσκοπτη συνεργασία μεταξύ των ψηφιακών απεικονιστικών αρχείων. Για τον λόγο αυτό, έχει αποφασισθεί από την Αμερικανική Οδοντιατρική Ένωση (American Dental Association - ADA) ότι η απαιτούμενη διαλειτουργικότητα θα πρέπει να γίνεται μέσω του προτύπου DICOM, το οποίο επιτρέπει τη διαλειτουργικότητα στις διάφορες συσκευές CBCT που εξάγουν ένα σύνολο δεδομένων DICOM που θα χρησιμοποιηθεί σε διάφορα πακέτα λογισμικού για συγκεκριμένες εργασίες. Για παράδειγμα, το λογισμικό προεγχειρητικού προγραμματισμού λειτουργεί με δεδομένα από οποιονδήποτε σαρωτή CBCT, εφόσον ο σαρωτής μπορεί να εξάγει ένα σύνολο δεδομένων συμβατό με το DICOM (12).



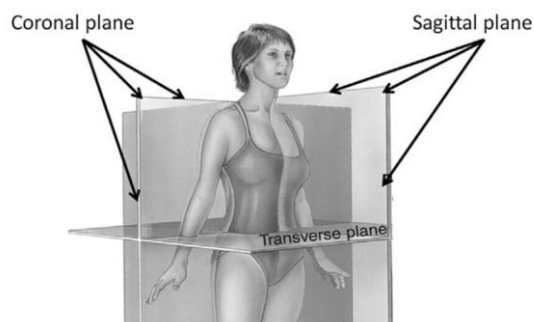
Εικόνα8 :επεξεργασία του όγκου των παραγόμενων δεδομένων που αποκτήθηκαν με τη σάρωσηCBCT με το DICOM(Highcliffe Dental Care 33 Gordon Road, Highcliffe, Dorset, BH23 5HN)

3.1.4 Πρωτόκολλο ασφάλειας

Όπως σε όλες τις απεικονιστικές μεθόδους που περιλαμβάνουν τη χρήση ακτίνων X, το πρωτόκολλο ασφαλείας πρέπει να λαμβάνεται υπόψη και κατά την παραπομπή για εξέταση των ασθενών με CBCT καθώς, ο κίνδυνος ανάπτυξης καρκίνου που προκαλείται από την ακτινοβολία εξακολουθεί να υφίσταται. Σύμφωνα με τις αρχές της ALARA «τόσο χαμηλό όσο εύλογα εφικτό» (as low as reasonably achievable - ALARA) που μετέπειτα προσαρμόστηκε σε «τόσο χαμηλό όσο διαγνωστικά αποδεκτό» (as low as diagnostically acceptable - ALADA) ή «τόσο χαμηλό όσο λογικά εφαρμοστέο» (as low as reasonably practicable - ALARP) και τη διεθνή επιτροπή για την ακτινοπροστασία, η αποτελεσματική δόση για την CBCT κυμαίνεται από 52 έως 1025 micro sieverts(1).

3.1.5 Τεχνικά χαρακτηριστικά

Αντίθετα με τη γεωμετρία της δέσμης στη συμβατική αξονική τομογραφία (όπου οι περιοριστές-collimators περιορίζουν την 3^η διάσταση της δέσμης μετατρέποντάς την σε 2D βεντάλια πολύ μικρού πάχους), στη CBCT η δέσμη των ακτίνων X έχει κωνική γεωμετρία (8). Όπως προκύπτει κι από την τυπική ονομασία της CBCT, πρόκειται για μια μορφή υπολογιστικής τομογραφίας (CT) κατά την οποία σε μία μόνο περιστροφή, η περιοχή ενδιαφέροντος σαρώνεται μέσω μιας κωνικής δέσμης ακτίνων X γύρω από τον κεφαλουραίο άξονα του εξεταζόμενου. Κατά την περιστροφή του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής, λαμβάνονται πολλαπλές, διαδοχικές δυσδιάστατες προβολές της περιοχής ενδιαφέροντος. Αυτά τα δεδομένα απεικόνισης στη συνέχεια υπόκεινται σε επεξεργασία από εξειδικευμένο λογισμικό που κατασκευάζει τελικά τομογραφικές εικόνες του πεδίου ακτινοβολήσης σε πολλαπλά ανατομικά επίπεδα, δηλαδή τα τυπικά στεφανιαία, εγκάρσια και οβελιαία ανατομικά (Εικόνα 9) και τα διάφορα παραεπίπεδα παράγωγά τους, τα παρα-οβελιαία, τα παρα-στεφανιαία και τα παρα-αξονικά επίπεδα (14).



Εικόνα9: Τυπικά ανατομικά επίπεδα απεικόνισης που χρησιμοποιούνται για πολυεπίπεδες ανακατασκευές εικόνας στην CBCT και την υπολογιστική τομογραφία πολλαπλών ανιχνευτών (15).

Στους συμβατικούς αξονικούς τομογράφους, το σύστημα λυχνία-ανιχνευτής παράγει μια δέσμη γεωμετρίας βεντάλιας η οποία διερχόμενη από το ανατομικό θέμα προσπίπτει στην ανιχνευτική μονάδα (μία ή περισσότερες σειρές ανιχνευτικών στοιχείων σε τοξοειδή γεωμετρία). Το σύστημα λυχνία-ανιχνευτής περιστρέφεται γύρω από το ανατομικό θέμα με σύγχρονη μετατόπιση της τράπεζας κατά μήκος του κεφαλουραίου άξονα (ελικοειδής λήψη δεδομένων) με απώτερο σκοπό τη λήψη δεδομένων που στη συνέχεια θα ανασυντεθούν σε πολλαπλές εγκάρσιες τομές. Αντίθετα, στην περίπτωση της CBCT, η 3D απεικονιστική κάλυψη ενός τρισδιάστατου ανατομικού θέματος επιτυγχάνεται με μία μόνο περιστροφή του συστήματος λυχνία-ανιχνευτή γύρω από το υπο απεικόνιση ανατομικό υποκείμενο. Η κεφαλουραία διάσταση του απεικονιζόμενου ανατομικού θέματος εξαρτάται από την κατά το κεφαλουραίο επίπεδο διάσταση του διασδιάστατου ανιχνευτή στερεάς κατάστασης.

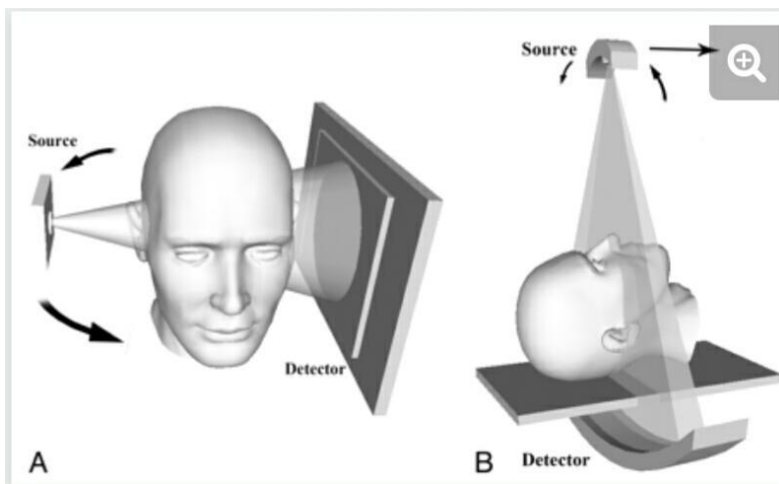
Κατά τη διάρκεια μιας περιστροφικής σάρωσης ενός ανατομικού θέματος με τη CBCT, λαμβάνονται πολλαπλές, διαδοχικές 2D προβολές σε σταθερά βήματα (γωνίες) περιστροφής. Κάθε μία από αυτές τις εκθέσεις αναφέρεται ως εικόνα βάσης. Οι εικόνες είναι τυπικές ακτινογραφικές εικόνες που καταγράφονται στον ανιχνευτή και το σήμα της κάθε προβολής είναι μοναδικό για καθεμία από τις διαφορετικές γωνίες στο περιστροφικό τόξο. Στη συνέχεια, τα δεδομένα εικόνας για κάθε εικόνα βάσης αποστέλλονται σε μια περιοχή αποθήκευσης δεδομένων, έτσι ώστε ο ανιχνευτής να μπορεί να ανιχνεύσει την επόμενη εικόνα βάσης σε μια διαφορετική θέση κατά μήκος του περιστροφικού τόξου. Μόλις ολοκληρωθεί η περιστροφή και δημιουργηθούν όλες οι βασικές εικόνες, το πλήρες σύνολο εικόνων βάσης σχηματίζει τα «δεδομένα προβολής», ο αριθμός των οποίων εξαρτάται από τις προτιμήσεις του ακτινογράφου και την ικανότητα του σαρωτή (και κυμαίνεται από 100 έως 600 εικόνες βάσης ανά σάρωση). Όσο μεγαλύτερος είναι ο

αριθμός των εικόνων βάσης και όσο παρατείνεται ο χρόνος σάρωσης, τόσο μεγαλύτερη είναι η δόση ακτινοβολίας και τόσο καλύτερη είναι η ποιότητα των ανακατασκευασμένων εικόνων (14).

Σε αξονικούς τομογράφους πολλαπλών σειρών ανιχνευτών (multi-detector computed tomography – MDCT), η μετατόπιση της τράπεζας του τομογράφου μειώνεται αντιστρόφως ανάλογα με τη συνολική z διάσταση των πολλαπλών ανιχνευτών, προσομοιάζοντας στη CBCT. Το κοινό τεχνικό στοιχείο των MDCT τομογράφων με τους CBCT τομογράφους είναι ότι και στις δύο τεχνικές, μία περιστροφή του συστήματος λυχνία-ανιχνευτή επαρκεί για την κάλυψη ενός τρισδιάστατου ανατομικού θέματος. Στους MDCT τομογράφους, όπως και σε όλους τους συμβατικούς αξονικούς τομογράφους, οι ανιχνευτές είναι τοποθετημένοι σε τοξοειδή διάταξη. Επιπλέον, μεταξύ των διαδοχικών ανιχνευτών σε τοξοειδή διάταξη υπάρχουν περιοριστές/collimators που μειώνουν την σκεδαζόμενη ακτινοβολία που ανιχνεύεται σε κάθε δισδιάστατη τομή (16). Στο σημείο αυτό, αξίζει να αναφερθεί ότι η αυξημένη σκέδαση των ακτίνων X συνιστά ένα από τα κύρια τεχνικά εμπόδια στην απεικόνιση CBCT, περιορίζοντας την ποιότητα της εικόνας σε σύγκριση με την MDCT. Η σκέδαση (scatter) αναφέρεται στην ακτινοβολία χαμηλής ενέργειας (εκτός άξονα) που παράγεται στον ασθενή κατά τη λήψη εικόνας. Αντιστοιχεί στη συμβολή στη ροή φωτονίων στον ανιχνευτή που δεν μπορεί να αποδοθεί στην προσπίπτουσα κύρια δέσμη. Στη συμβατική MDCT, η ευθυγράμμιση στην πηγή ακτίνων X περιορίζει την κάλυψη του άξονα z της δέσμης, επιτρέποντας μόνο τη διασπορά από έναν λεπτό αξονικό όγκο ιστού να φτάσει στα στοιχεία του ανιχνευτή κατά τη λήψη της τομής. Αντίθετα, στη CBCT η κάλυψη του άξονα z της δέσμης επεκτείνεται, επιτρέποντας στη σκέδαση των ακτίνων X που δημιουργείται από ολόκληρο τον όγκο κάλυψης να φτάσει στα στοιχεία του ανιχνευτή καθώς λαμβάνεται η εικόνα (8). Ουσιαστικά, στην

τομογραφία κωνικής δέσμης, κάθε διασδιάστατη προβολή είναι ουσιαστικά μία διασδιάστατη ακτινογραφία ενός ανατομικού θέματος με διαφορετική γωνία ως προς το οβελιαίο επίπεδο (16).

Αξίζει να σημειωθεί, ότι τα φωτόνια πρόσπτωσης στους αξονικούς τομογράφους πολλαπλών σειρών ανιχνευτών (MDCT) προσπίπτουν στην πραγματικότητα σε μια δισδιάστατη περιοχή ανιχνευτών, όπως συμβαίνει με την ανίχνευση με επίπεδους ανιχνευτές. Πράγματι, με αυξανόμενους αριθμούς σειρών σε συστοιχίες ανιχνευτών MDCT, η γεωμετρία λήψης προσεγγίζει πραγματικά αυτή ενός συστήματος κωνικής δέσμης.



Εικόνα10: Απεικόνιση γεωμετριών λήψης CT. Γεωμετρία A: κωνική δέσμη σε ένα σύστημα σχεδιασμένο για να τοποθετείται ο ασθενής σε όρθια θέση. Γεωμετρία B: συμβατική γεωμετρία δέσμης όπως χρησιμοποιείται σε σαρωτές MDCT με τον ασθενή σε ύπτια θέση (8).

Ο ανιχνευτής στερεάς κατάστασης αποτελείται από μία μήτρα ανιχνευτικών κρυστάλλων (scintillator crystals), καθένας εκ των οποίων αντιστοιχεί σε μια φωτοκάθοδο. Το σύστημα ανιχνευτικών κρυστάλλων – φωτοδιόδων τοποθετείται σε ένα στρώμα ανιχνευτή στερεάς κατάστασης (amorphoussilicon ή σεληνίο). Thin-filmtransistors μεταφέρουν σήμα,

ανάλογο του φορτίου που αποθηκεύεται στις φωτοδιόδους και συνεπώς ανάλογο της έντασης των φωτονίων που προσπίπτει στους ανιχνευτικούς κρυστάλλους. Οι ακτίνες X που προσπίπτουν στους κρυστάλλους-ανιχνευτές μετατρέπονται σε φως το οποίο λαμβάνεται και αποθηκεύεται στη μήτρα φωτοδίοδων ως ηλεκτρικό φορτίο.

Αξίζει να σημειωθεί ότι οι επίπεδοι και λεπτοί ανιχνευτές της CBCT είναι λεπτά, άμορφα πάνελ πυριτίου με σπινθηριστή/ανιχνευτή(scintillator) ιωδιούχου καισίου. Ο scintillator είναι το τμήμα του ανιχνευτή που χρησιμοποιείται για την ενίσχυση του ηλεκτρικού σήματος από την εξασθένηση των ακτίνων X. Εκτός από το ότι είναι μικρότεροι και λιγότερο ογκώδεις, οι επίπεδοι ανιχνευτές προκαλούν την ελάχιστη δυνατή παραμόρφωση των διαστάσεων της εικόνας στην περιφέρεια μιας ψηφιακής οθόνης και ως εκ τούτου, θεωρείται ότι δημιουργούν καλύτερα σύνολα δεδομένων. Επειδή αυτοί οι ανιχνευτές είναι μικρότεροι από τους προκατόχους τους με ενισχυτές εικόνας, οι μονάδες CBCT με επίπεδους ανιχνευτές έχουν μικρότερα ίχνη (foot prints). Αυτό το χαρακτηριστικό από μόνο του κάνει τους επίπεδους ανιχνευτές πιο δημοφιλείς (14).

Κεφάλαιο 4: ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ CBCT ΓΝΑΘΟΥ (ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ)

Η ποιότητα της εικόνας της CBCT πρέπει να μετράται περιοδικά για να διασφαλίζεται η συνέπεια της ακολουθίας απεικόνισης αλλά και η χαμηλότερη δυνατή δόση ακτινοβολίας για τον ασθενή (17). Οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται για να χαρακτηρίσουν την ποιότητα εικόνας σε συστήματα τομογραφίας είναι ο κβαντικός θόρυβος, η χωρική διακριτική ικανότητα, η διακριτική ικανότητα αντίθεσης και η κβαντική απόδοση του ανιχνευτή (detector quantum efficiency - DQE) (8).

Οι δοκιμασίες για τον αποτελεσματικό έλεγχο ποιότητας των συστημάτων CBCT αξιολογούν την ποιότητα της εικόνας σε σχέση με τη δόση εξόδου (την ακτινοβολία που λαμβάνει ο ανιχνευτής), με την διασφάλιση της ισορροπίας μεταξύ των δύο να αποτελεί τον κύριο στόχο (17).



Εικόνα 11 : Γεωμετρία λήψης που χρησιμοποιείται για τη μελέτη της ποιότητας εικόνας (αριστερά) και τη μέτρηση παραμέτρων της δέσμης ακτίνων X (παροχή, kVp) (δεξιά) (17).

4.1 Κβαντικός Θόρυβος

Στην επιστήμη της ιατρικής απεικόνισης, ο θόρυβος ορίζεται ως μια ανεπιθύμητη, τυχαία ή μη τυχαία παραμόρφωση ενός σήματος που τείνει να αποκρύπτει το περιεχόμενο

πληροφοριών του σήματος από τον παρατηρητή. Ο θόρυβος επηρεάζει τις εικόνες που παράγονται από μονάδες CBCT, μειώνοντας την διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης, καθιστώντας δύσκολη τη διαφοροποίηση των ιστών χαμηλής πυκνότητας, μειώνοντας έτσι την ικανότητα αποτελεσματικής διάγνωσης (18).

Ο θόρυβος επηρεάζει τη διακριτική ικανότητα αντίθεσης και (σε μικρότερο βαθμό) τη χωρική διακριτική ικανότητα, που μαζί με τις ψευδενδείξεις, αποτελούν τους κύριους καθοριστικούς παράγοντες της συνολικής ποιότητας εικόνας (8).

Ο θόρυβος στην CBCT προέρχεται κυρίως από κβαντική κηλίδα, και για τον λόγο αυτό ονομάζεται κβαντικός θόρυβος. Ορίζεται αδρά, ως μια διακύμανση στην οπτική πυκνότητα της εικόνας λόγω της στατιστικής διακύμανσης του αριθμού των φωτονίων που προσπίπτουν στην ανιχνευτική επιφάνεια. Σε καλά σχεδιασμένα συστήματα ακτίνων X, ο κβαντικός θόρυβος σχετίζεται από τον αριθμό των φωτονίων ακτίνων X που προσπίπτουν στον ανιχνευτή, και ισχύει ότι όσο υψηλότερος είναι ο αριθμός των φωτονίων που απορροφώνται, τόσο χαμηλότερο είναι το κβαντικό στίγμα. Ο αριθμός των φωτονίων ακτίνων X καθορίζεται από τα mA της μονάδας ακτίνων X. Μια άλλη πηγή θορύβου στην υπολογιστική τομογραφία είναι η σκεδαζόμενη ακτινοβολία (18). Ο κβαντικός θόρυβος είναι συνάρτηση της δόσης, των ιστών μέσω των οποίων διέρχεται η δέσμη των ακτίνων X και των διαστάσεων των εικονοστοιχείων/ογκοστοιχείων (pixel/voxel) (8).

Ειδικότερα, ο κβαντικός θόρυβος αντιπροσωπεύει τις παραλλαγές των εικονοστοιχείων που σχετίζονται με τη στοχαστική φύση της ακτινοβολίας και μπορεί να μοντελοποιηθεί χρησιμοποιώντας μια κατανομή Poisson. Αυτή είναι η πιο σημαντική συμβολή στον θόρυβο όσον αφορά τον ποιοτικό έλεγχο (17).

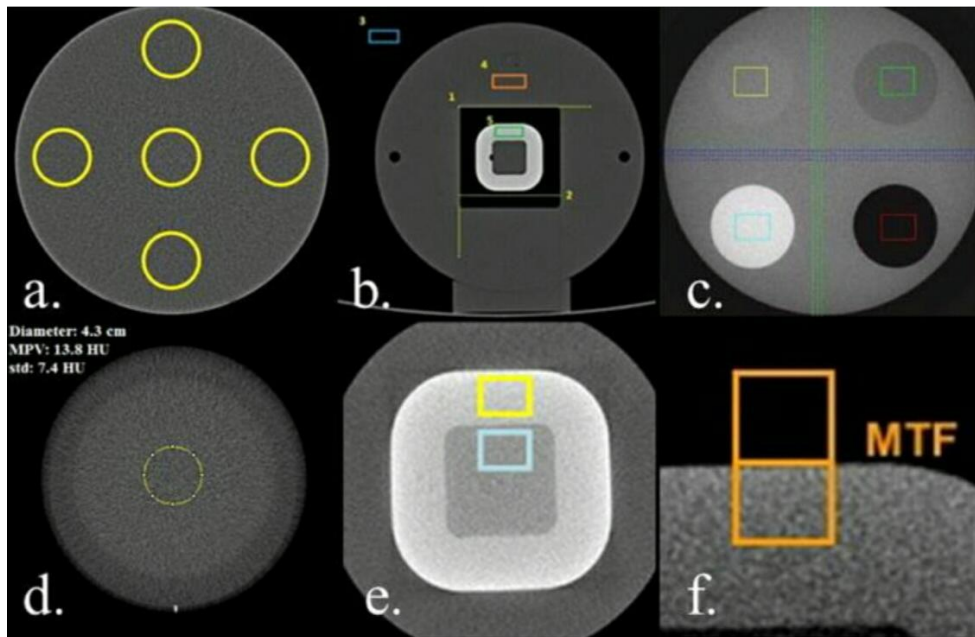
Οι κυριότερες τεχνικές μείωσης της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι οι παρακάτω :

- Γεωμετρία της απεικόνισης : χρήση air-gap ώστε να ελαττωθούν οι σκεδαζόμενες ακτίνες που προσπίπτουν υπό γωνία στον ανιχνευτή.
- Η τροποποίηση της διάστασης, κατά μήκος του κεφαλουραίου (z) άξονα, κάλυψης του προς απεικόνιση ανατομικού θέματος.
- Χρειάζεται να χρησιμοποιείται το μικρότερο δυνατό FOV ώστε να καλυφθεί η περιοχή ενδιαφέροντος (υπάρχουν περιπτώσεις που η χρήση μεγαλύτερου FOV οδηγεί στη μείωση του θορύβου στην παραγόμενη εικόνα και τη βελτίωση της διαγνωστικής αξίας της ανακατασκευασμένης εικόνας)
- Η τροποποίηση του ενεργειακού φάσματος της δέσμης των ακτίνων X που προσπίπτει στο ανατομικό θέμα
- Η χρήση των αντιδιαχυτικών διαφραγμάτων.

Η συστηματική (σε βάθος χρόνου) μέτρηση της **ομοιομορφίας**(ή ομοιογένειας) είναι μια από τις απλούστερες μεθόδους για την αποφυγή των σφαλμάτων (που εμφανίζονται ως ψευδενδείξεις) που μπορούν να επηρεάσουν την ανακατασκευή της εικόνας. Στα συστήματα CBCT, η έλλειψη ομοιογένειας είναι συνήθως αναπόφευκτη, λόγω πολλών παραγόντων όπως το φαινόμενο της επίδρασης του φαινομένου πτέρνας, η σκλήρυνση της δέσμης, η λήψη δεδομένων από μη πλήρη περιστροφή του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής (partial rotation acquisition) και τμήματα των ιστών εκτός του FOV (17).

Οι δύο συνιστώμενες μέθοδοι χρησιμοποιούν πέντε ROI. Η πρώτη μέθοδος αξιολογεί τις μέσες τιμές του γκρι (ή τις μονάδες Hounsfield, HU) αυτών των ROI έναντι της συντεταγμένης z. Η δεύτερη μέθοδος υπολογίζει τις μέγιστες διαφορές μεταξύ των τιμών ROI και του μέσου όρου όλων των τιμών, κλιμακώνοντας τα αποτελέσματα με βάση την

αναλογία αντίθεσης προς θόρυβο. Αυτή η διαδικασία επιτρέπει μια άμεση σύγκριση μεταξύ των τιμών που λαμβάνονται με διαφορετικές κλίμακες του γκρι (17).



Εικόνα 12: Ένα παράδειγμα μέτρησης της ομοιομορφίας (a), της γεωμετρικής γραμμικότητας (b), των τιμών πυκνότητας ή των μονάδων Hounsfield (c), του θορύβου (d), του λόγου αντίθεσης προς το θόρυβο (e) και της συνάρτησης μεταφοράς διαμόρφωσης (f) (17)

4.1.1 Δόση εξόδου (ένταση δέσμης ακτίνων X που προσπίπτει στον ανιχνευτή)

Η δόση ακτινοβολίας στην απεικόνιση CT σχετίζεται κυρίως με την ασφάλεια του ασθενούς, αλλά σχετίζεται επίσης με την ποιότητα της εικόνας. Σε ένα απλοϊκό μοντέλο συμβατικής σπειροειδούς CT, η δόση ακτινοβολίας αυξάνεται αναλογικά με την αύξηση της τάσης (kVp) και του ρεύματος της λυχνίας (milliamperere - mA) και μπορεί να μειωθεί εάν αυξηθεί το μέγεθος των εικονοστοιχείων και το πάχος της τομής. Με τις άλλες παραμέτρους να παραμένουν σταθερές, η αυξημένη δόση ακτινοβολίας γενικά μειώνει τον κβαντικό θόρυβο και παρέχει βελτιωμένη ανάλυση αντίθεσης. Τα πρωτόκολλα λήψης

προσαρμόζονται για να παράγουν βέλτιστη ποιότητα εικόνας, ενώ παρέχουν μια δικαιολογημένη δόση στον ασθενή (8).

Η ποιότητα της εικόνας CBCT, εκτός από ορισμένες παράμετρους έκθεσης (όπως η τάση της λυχνίας που μετράται σε kVp, τα mA, ο χρόνος έκθεσης, το τόξο περιστροφής του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής), επηρεάζεται και από άλλες μεταβλητές, όπως το μέγεθος του οπτικού πεδίου (FOV) (17).

Αναφορικά με το FOV, αυτό θα πρέπει να ρυθμίζεται καθ' ύψος και πλάτος, έτσι ώστε να περιορίζει την έκθεση στην ακτινοβολία μόνο στην περιοχή ενδιαφέροντος, μειώνοντας την έκθεση στην ακτινοβολία του ασθενούς (περιορισμός της δόσης ακτίνων X). Για παράδειγμα, είναι ακατάλληλη η σάρωση ολόκληρης της γναθοπροσωπικής περιοχής για να διευκολυνθεί η διάγνωση και ο σχεδιασμός θεραπείας για την τοποθέτηση μονήρων οδοντικών εμφυτευμάτων ή για διάγνωση και εκτέλεση ενδοδοντικής θεραπείας. Λόγω της τεχνικής, για κάθε πεδίο θα ληφθούν προβολές που θα ακτινοβολήσουν ανατομική περιοχή όγκου μεγαλύτερου ή ίσου με την περιοχή ενδιαφέροντος. Επιπλέον, η χρήση μικρότερου FOV μειώνει τον όγκο των δεδομένων που παράγονται. Αυτό έχει θετικό αντίκτυπο στην ανάγκη αυξημένης χωρητικότητας αποθήκευσης δεδομένων και την ταχύτητα επεξεργασίας τους αλλά και χειρισμού δεδομένων επί της οθόνης. Επομένως, συνιστάται η χρήση υψηλής ανάλυσης μόνο σε μικρά FOV (19). Στην περίπτωση που ο/η ασθενής φέρει εμφυτεύματα, σε οποιαδήποτε x,y περιοχή που περιλαμβάνεται στη z διάσταση της προς μελέτη ανατομίας, η χρήση μεγαλύτερου FOV θα δώσει καλύτερη ποιότητα λόγω του αυξημένου αριθμού φωτονίων.

Table 1 Suggested imaging protocols for CBCT examinations			
Resolution	Voxel size mm ³	Field of View (α.h, cm)	Examination
Fine	0.08 - 0.125	Small, eg 4 x 4	endodontics, localised periodontal problems, short span implant related applications, complex extractions
	0.125 - 0.25	Medium, eg 8 x 5	multiple implants or impactions associated with vital anatomical structures, generalised periodontal problems
General	>0.3	Medium eg 10 x 5 - 10 x 10	3-D modelling, single or dual full arch implant assessment/bilateral TMJ assessment
	>0.3	Large, eg >10 x 10 cm	3-D modelling, cephalometric and craniofacial applications, bilateral TMJ assessment

Πίνακας 1 : Προτεινόμενα πρωτόκολλα αντιστοίχισης πεδίου ακτινοβολήσης σε σχέση με το μέγεθος των εικονοστοιχείων και την καταλληλότητα των οδοντιατρικών εφαρμογών (19).

4.1.2 Ιστός μέσω του οποίου διέρχεται η δέσμη ακτίνων X (tissuetransmissivity)

Ένα υψηλό επίπεδο θορύβου στην απεικόνιση με τη βοήθεια της CBCT σχετίζεται με τη λήψη 2Dπροβολών, επηρεάζοντας την ομοιομορφία των περιοχών που αντιστοιχούν στον ίδιο ιστό του συγκεκριμένου ασθενή. Αυτό μπορεί να δημιουργήσει ψευδενδείξεις στις ανακατασκευασμένες τομές. Το αποδεκτό επίπεδο θορύβου για τη CBCT που προορίζεται για οδοντιατρικές συσκευές είναι συνήθως υψηλότερο από ό,τι σε συμβατικές εφαρμογές CT, δεδομένου ότι η υψηλή αντίθεση μεταξύ των ιστών που μελετώνται (δόντια, οστά και μαλακά μέρη) ακυρώνει την επίδραση του υψηλού θορύβου (17).

4.1.3 Διαστάσεις ογκοστοιχείου (voxel)

Η αύξηση του στατιστικού θορύβου του σήματος εισόδου (δέσμη ακτίνων X που προσπίπτει στον ανιχνευτή) απαιτεί αύξηση των αρχικών mAs (αύξηση της δόσης) ή τη μείωση της χωρικής ανάλυσης (spatial resolution) αυξάνοντας τις διαστάσεις των ογκοστοιχείων (voxels) (16).

4.2 Χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution)

Η χωρική διακριτική ικανότητα είναι μία από τις πιο σημαντικές παραμέτρους που καθορίζουν αντικειμενικά την ποιότητα της εικόνας, ιδιαίτερα στην οδοντιατρική απεικόνιση, όπου συχνά πρέπει να απεικονίζονται λεπτομερείς δομές (14).

Με τον όρο της χωρικής διακριτικής ικανότητας (spatial resolution) εκφράζεται η ικανότητα του συστήματος να διακρίνει δομές με διαφορετικούς συντελεστές εξασθένησης που βρίσκονται σε μικρή απόσταση μεταξύ τους. Συνήθως εκφράζεται με τη χωρική συχνότητα (ζεύγη γραμμών ανά cm ή mm, lp/cm – lp/mm) που απεικονίζονται με σαφήνεια στο 10% της πραγματικής αντίθεσης (16).

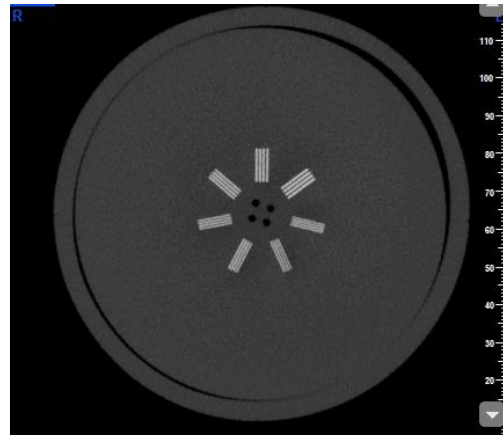
Η MTF (Modulation Transfer Function – Συνάρτηση Μεταφοράς Διαμόρφωσης) συσχετίζει το ποσοστό της πραγματικής αντίθεσης με τη χωρική συχνότητα δομών, με συγκεκριμένη γεωμετρία και διάσταση, σε ομοιώματα ελέγχου ποιότητας (16).

Η χωρική διακριτική ικανότητα που χαρακτηρίζει τις εικόνες CBCT επηρεάζεται από τον δισδιάστατο ανιχνευτή, την τρισδιάστατη διαδικασία ανακατασκευής, την κίνηση του ασθενούς κατά τη σάρωση και διάφορες άλλες παραμέτρους. Στη βιβλιογραφία, οι τιμές κυμαίνονται μεταξύ 0,6 και 2,8 lp mm⁻¹ (οπτική αξιολόγηση, διάμεσος, 1,7 lp mm⁻¹) έναντι MTF (εύρος, 0,5–2,3 κύκλοι ανά mm, διάμεσος, 2,1 lpmm⁻¹). Η χωρική διακριτική

ικανότητα των εικόνων CBCT είναι περίπου μία τάξη μεγέθους χαμηλότερη από αυτή των λοιπών ενδοστοματικών ακτινογραφιών. Λαμβάνοντας υπόψη την κίνηση του ασθενή, τα φαινόμενα διασποράς και άλλες επιρροές σε πραγματικές σαρώσεις ασθενών, θα μπορούσε να αναμένεται μια ρεαλιστική χωρική διακριτική ικανότητα λίγο μεγαλύτερη από 1 lp/mm^{-1} (14).



α)



β)

Εικόνα 13:α) Κεφαλουραία άποψη ομοιώματος ποιότητας εικόνας. β) Εγκάρσια τομή ομοιώματος ποιότητας εικόνας στο ύψος των δομών ελέγχου της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης (1p/mm).

Συνοψίζοντας, η χωρική διακριτική ικανότητα επηρεάζεται από το επίπεδο θορύβου. Ακόμη, η χρήση ανιχνευτών στερεάς κατάστασης επιτρέπει τη μέγιστη χωρική διακριτική ικανότητα με χαμηλή ακτινική επιβάρυνση (δόση) (16).

4.3 Αντίθεση (αντιθετική διακριτική ικανότητα-contrast resolution)

Η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης (ή αντιθετική διακριτική ικανότητα-contrast resolution) εκφράζει την ικανότητα του συστήματος να διακρίνει διαφορές στους συντελεστές εξασθένησης όμορων voxels/pixels. Η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης εξαρτάται από το δυναμικό εύρος του ανιχνευτικού συστήματος, τη σκέδαση και τον κβαντικό θόρυβο (ποσότητα φωτονίων ανά ογκοστοιχείο που προσπίπτει στον ανιχνευτή). Η αντιθετική διακριτική ικανότητα των σύγχρονων CBCT συστημάτων είναι 4-5 HU, που σημαίνει πως δύο όμορα ογκοστοιχεία πρέπει να διαφέρουν 4-5HU ώστε να μπορούμε να πούμε πως ανήκουν σε ιστούς με διαφορετικό συντελεστή εξασθένησης (16).

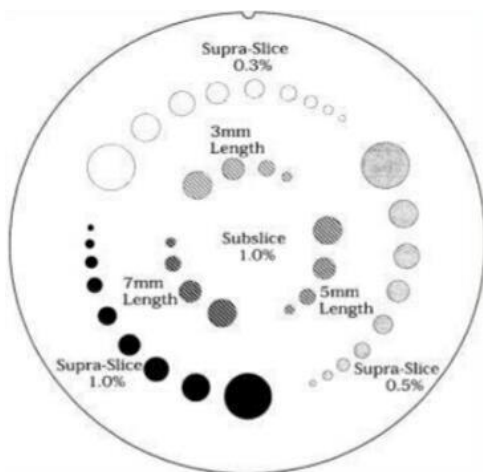
Κατά τους ελέγχους ποιότητας εικόνας για την CBCT της γναθοπροσωπικής περιοχής, δύο συνεχόμενες περιοχές πολυμεθυλακρυλικού μεθυλίου (PMMA), που αντιπροσωπεύουν ένα υπόβαθρο μαλακών ιστών, και πολυβινυλοχλωρίδιο (PVC), που αντιπροσωπεύει ένα οστικό σήμα, χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του λόγου αντίθεσης προς θόρυβο. Γενικά, η αντίθεση μεταξύ ενός σήματος και των πέριξ δομών του διαιρείται με το θόρυβο των πέριξ δομών (ή με τον μέσο όρο του θορύβου στις δύο περιοχές) για να ληφθεί ο

$$CNR = \frac{|P_{PVC} - P_{PMMA}|}{\sigma_{PMMA}}$$

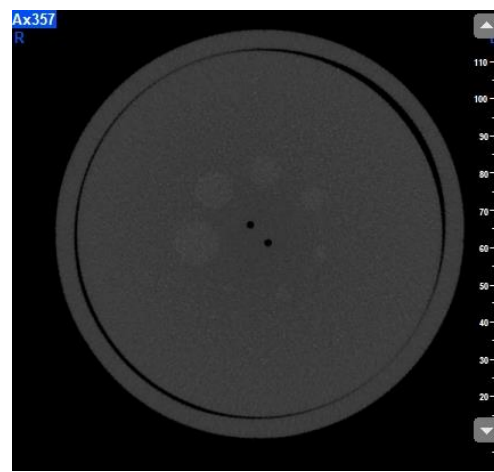
λόγος αντίθεσης προς θόρυβο (contrast-to-noise ratio CNR),

όπου τα P_{PVC} και P_{PMMA} είναι οι μέσες τιμές pixel ενός ROI που επιλέγεται στις περιοχές PVC και PMMA του δοκιμίου και το σ_{PMMA} είναι η αντίστοιχη τυπική απόκλιση της τιμής των εικονοστοιχείων στην περιοχή PMMA, που αντιπροσωπεύει τις πέριξ δομές.

Για πολλές δοκιμασίες, η βαθμολογία της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης θα πρέπει να παραμένει εντός του 40% της τιμής που μετρήθηκε κατά την αποδοχή της συσκευής. Αυτό το μεγάλο ποσοστό λαμβάνει υπόψη τη φυσιολογική μεταβλητότητα εντός των συσκευών ακτίνων Χ. Τα επίπεδα δράσης για τις δοκιμές αποδοχής εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από το δοκίμιο που χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης. Ο μόνος επίσημος ορισμός μιας οριακής τιμής δίνεται στην αναφορά 10, η οποία δηλώνει μια ελάχιστη τιμή 100 για τον λεγόμενο δείκτη αποδοχής (AI) για την περίπτωση της αντίθεσης που μετράται μεταξύ PVC και PMMA (17).



α)



β)

Εικόνα14: Η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης υπολογίζεται από τον αριθμό των κυκλικών δομών, καθεμία εκ των οποίων αντιστοιχεί σε συγκεκριμένο ποσοστό αντίθεσης μεταξύ σήματος και υπόβαθρου (πέριξ δομών) (16).

Παρά τα σημαντικά πλεονεκτήματα της CBCT στην γναθοπροσωπική περιοχή, μεταξύ των οποίων η υψηλή ισότροπη χωρική της διακριτική ικανότητα, το μεγαλύτερο οπτικού πεδίο ακτινοβολίας και η χαμηλή δόση ακτινοβολίας, το μειονέκτημα της συνοψίζεται

στη σχετικά χαμηλή διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης, υπό την έννοια ότι δεν μπορεί να εμφανίσει τις δομές των μαλακών ιστών παρόμοια με την σπειροειδή CT, περιορίζοντας έτσι την περαιτέρω κλινική εφαρμογή της. Οι σημαντικοί παράγοντες που επηρεάζουν την διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης είναι ο θόρυβος και η αναλογία σήματος προς θόρυβο, ενώ μια σημαντική προϋπόθεση για τη μείωση του θορύβου και τη βελτίωση της αναλογίας σήματος προς θόρυβο είναι η αύξηση της απόδοσης του ανιχνευτή και της δόσης των ακτίνων X (19).

Επιπλέον, η αντιθετική διακριτική ικανότητα τείνει να επηρεάζεται από (16) :

- α) τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία
- β) τη μειωμένη χρονική διακριτική ικανότητα (temporal resolution)
- γ) το μεγάλο δυναμικό εύρος (dynamic range) των ανιχνευτών

Η **σκεδαζόμενη ακτινοβολία**, εκτός από σημαντική πηγή θορύβου είναι μια σημαντική πηγή υποβάθμισης της εικόνας στις τεχνικές απεικόνισης ακτίνων X. Προκύπτει από τις αλληλεπιδράσεις της κύριας δέσμης ακτινοβολίας με τα άτομα στο υπό εξέταση αντικείμενο και το μέγεθός της εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από το μέγεθος, το σχήμα και τη θέση του ασθενούς στο πεδίο σάρωσης. Στα συμβατικά μηχανήματα CT παρατηρείται μικρή σκέδαση λόγω του υψηλού mA που χρησιμοποιείται και λόγω της παραμόρφωσης πριν και μετά την πρόσπτωση της δέσμης στον ασθενή που μειώνει τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία σε αμελητέα ποσότητα. Ωστόσο, στη CBCT ο θόρυβος είναι υψηλός λόγω του χαμηλότερου mA που χρησιμοποιείται και λόγω της υψηλής ποσότητας σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, καθώς δεν υπάρχει παραμόρφωση μετά τον ασθενή (18).

Η **χρονική διακριτική ικανότητα** (*temporal resolution*) εκφράζει τη δυνατότητα του συστήματος να διακρίνει διαδοχικές προβολές που έχουν ληφθεί σε μικρά χρονικά διαστήματα. Υψηλή τιμή χρονικής διακριτικής ικανότητας επιτρέπει τη λήψη προβολών με μικρότερο γωνιακό βήμα (για συγκεκριμένο τόξο περιστροφής του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής) και σημαίνει αύξηση του αριθμού των φωτονίων που προσπίπτει στον ανιχνευτή και αύξηση της αντιθετικής διακριτικής ικανότητας. Η χρονική διακριτική ικανότητα των FPDs που χρησιμοποιούνται στην CBCT είναι μειωμένη σε σχέση με αυτή των κεραμικών ανιχνευτών στη συμβατική υπολογιστική τομογραφία (16).

Το **Δυναμικό Εύρος** (*dynamic range*) αναφέρεται στο εύρος της έντασης της προσπίπτουσας, στον ανιχνευτή, δέσμης των ακτίνων X που μπορεί να ανιχνευθεί και να καταγραφεί ως απεικονιστικό σήμα. Μεγάλη τιμή δυναμικού εύρους υποδηλώνει μεγάλη αντιθετική διακριτική ικανότητα. Το δυναμικό εύρος των ανιχνευτών που χρησιμοποιούνται στην CBCT είναι μικρότερο των αντίστοιχων στη συμβατική αξονική τομογραφία. Το δυναμικό εύρος των FPDs (ανιχνευτών στερεάς κατάστασης) είναι $\sim 10^4:1$, το οποίο ψηφιοποιείται σε 14bits, ενώ το δυναμικό εύρος των ανιχνευτών κεραμικής σύστασης που χρησιμοποιούνται στους συμβατικούς αξονικούς τομογράφους είναι $\sim 10^6:1$ (16).

4.4 Κβαντική απόδοση του ανιχνευτή (DQE)

Η DQE είναι μια χρήσιμη μέτρηση για τον χαρακτηρισμό της συνολικής απόδοσης ενός ανιχνευτή απεικόνισης ακτίνων X. Υπολογίζεται ως το τετράγωνο του SNR εισόδου ($SNR_{εις}$) διαιρούμενο με το τετράγωνο του SNR εξόδου ($SNR_{εξ}$) και αντιπροσωπεύει τη συνολική αποτελεσματικότητα του ανιχνευτή για την παραγωγή μιας

εικόνας με υψηλή πιστότητα στα προσπίπτοντα «δεδομένα» που παρέχονται κατά τη λήψη. Το DQE κυμαίνεται από 0 έως 1, ενώ ένας ανιχνευτής που παράγει περιεχόμενο πληροφοριών ακριβώς αντίστοιχο με αυτό της δέσμης ακτίνων X έχει DQE 1 (υποθετικά) (19). Αύξηση της τιμής DQE σημαίνει μείωση της απαιτούμενης ακτινοβολίας (ποσότητα φωτονίων) που απαιτείται για την αξιόπιστη αναπαραγωγή της πληροφορίας που φέρει η προσπίπτουσα, στον ανιχνευτή, δέσμη των ακτίνων X. Πρέπει να σημειωθεί, πως η πληροφορία που φέρει η δέσμη των ακτίνων X που προσπίπτει στον ανιχνευτή δεν αποτελεί πάντα πιστό αντίγραφο του προς απεικόνιση ανατομικού θέματος (λόγω σκέδασης, ψευδενδείξεων, τιμές kVp/mA) (16).

4.4.1 Γενική περιγραφή απεικονιστικών ψευδενδείξεων

Οι ψευδενδείξεις (Artefacts) είναι κοινά στη σημερινή αξονική τομογραφία κωνικής δέσμης. Οφείλονται σε ασυμφωνίες μεταξύ της μαθηματικής μοντελοποίησης και της πραγματικής φυσικής διαδικασίας απεικόνισης. Δεδομένου ότι οι ψευδενδείξεις ενδέχεται να επηρεάσουν τη διαγνωστική διαδικασία που εκτελείται σε σύνολα δεδομένων CBCT, κάθε χρήστης θα πρέπει να γνωρίζει την παρουσία τους (13).

4.4.2 Κατηγοριοποίηση απεικονιστικών ψευδενδείξεων

Εξίσου σημαντική είναι η διάκριση μεταξύ σφαλμάτων (faults) και ψευδενδείξεων (artifacts) στην ιατρική απεικόνιση. Το σφάλμα συνιστά μια ατέλεια ένα ελάττωμα ή λάθος, όπου είναι ικανό να εμποδίσει την ερμηνεία της ακτινογραφίας. Ενώ, η ψευδοένδειξη είναι οποιαδήποτε παραμόρφωση ή σφάλμα στην εικόνα που δεν σχετίζεται

με τους ιστούς ή τα όργανα του εξεταζόμενου θέματος. Σύμφωνα με την αιτία τους, οι ψευδενδείξεις μπορούν να ταξινομηθούν (20):

A) Ψευδενδείξεις σχετιζόμενες με τη δέσμη

1. «σκλήρυνση» της δέσμης
2. κωνικό σχήμα της δέσμης ακτίνων X
3. σκεδαζόμενη ακτινοβολία
4. Exponential edge gradient effect (EEGE)
5. Στέρωση φωτονίων
6. Πλήρης στοματική αποκατάσταση (μεταλλική) ψευδοένδειξη

B) Ψευδενδείξεις σχετιζόμενες με τον ασθενή

1. ασάφεια των ορίων σε μία ακτινογραφία (unsharpness)
2. διπλή εικόνα

Γ) Ψευδενδείξεις που σχετίζονται με τον σαρωτή

1. Θόρυβος εικόνας

Συζήτηση– Συμπεράσματα

Όπως προκύπτει από την προηγηθείσα βιβλιογραφική ανασκόπηση, η CBCT συνιστά μια προηγμένη και αξιόπιστη απεικονιστική τεχνική στη στοματική περιοχή που από την πρώτη εφαρμογή της έως σήμερα έχει καταφέρει να προάγει τη διαγνωστική και θεραπευτική αποτελεσματικότητα σε μια ποικιλία παθήσεων στη γναθοπροσωπική περιοχή. Κάτι τέτοιο υποστηρίζεται από πλήθος μελετών, μεταξύ των οποίων κι εκείνη των Ελλήνων ερευνητών (Galiti *etal* 2021). Ειδικότερα, σε μια εκτενή σύγκριση των απεικονιστικών χαρακτηριστικών της σχετιζόμενης με φάρμακα οστεονέκρωσης της γνάθου, που μπορούν να αναγνωριστούν στο ορθοπαντομογράφημα και με CBCT, τα αποτελέσματα των 98 ασθενών με καρκίνο που εξετάστηκαν ήταν πολύ ενθαρρυντικά για την τομογραφία κωνικής δέσμης. Το 53,06% των ασθενών διαγνώστηκαν με τη βοήθεια του ορθοπαντογραφήματος, ενώ το 90,81% των ασθενών διαγνώστηκαν με τη βοήθεια της CBCT, καθιστώντας την πιο αποτελεσματική στην ανίχνευση των οστεολυτικών αλλοιώσεων σε σύγκριση με το ορθοπαντογράφημα. Μάλιστα, η CBCT ήταν σημαντικά πιο ακριβής από το ορθοπαντογράφημα στην ερμηνεία των οστεολυτικών αλλαγών «πέρα από το φατνιακό οστό», τη σκλήρυνση και την περιοστική αντίδραση, σε όλα τα στάδια της επιλοκής. Οι ερευνητές εξήγαγαν το συμπέρασμα ότι η CBCT είναι ανώτερη και πιο ευαίσθητη από το ορθοπαντογράφημα στην ερμηνεία και τη σταδιοποίηση της ΣΦΟΓ και μπορεί να είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για την επίτευξη έγκαιρης διάγνωσης της (22).

Αντίστοιχα αποτελέσματα και περισσότερο συγκεντρωτικά προήλθαν κι από τη μελέτη των Shabaninejad *etal* (2014). Στην συστηματική τους ανασκόπηση με ερευνητικό αντικείμενο την αποδοτικότητα (ευαισθησία, ειδικότητα και ασφάλεια) της CBCT σε σύγκριση με άλλες τυπικές διαγνωστικές μεθόδους, μεταξύ των 31 μελετών που

ανασκοπήθηκαν (παρότι στην πλειοψηφία τους ήταν διαγνωστικές μελέτες με μικρό μέγεθος δείγματος), διαπιστώθηκε αυξημένη χρησιμότητα της τεχνολογίας της CBCT. Όπως αναδείχθηκε, η συγκεκριμένη τεχνική έχει προχωρήσει πολύ τα τελευταία χρόνια και η ποιότητα της εικόνας της όσον αφορά την ανάλυση είναι υψηλότερη από αυτή των αξονικών τομογράφων πολλαπλών σειρών ανιχνευτών. Ωστόσο, αυτό που υπογραμμίστηκε είναι ότι η αντιθετική διακριτική της ικανότητα εξακολουθεί να είναι χαμηλότερη από αυτήν του MDCT, επομένως ο MDCT θα πρέπει να προτιμάται για την απεικόνιση μαλακών ιστών. Για την αξιολόγηση των σκληρών ιστών στην γναθοπροσωπική περιοχή, μια πιο καθαρή εικόνα με υψηλότερη ανάλυση μπορεί να ληφθεί με CBCT. Σύμφωνα με τους ερευνητές, η τεχνολογία CBCT που χρησιμοποιείται πλέον ευρέως στις ανεπτυγμένες χώρες για τη λήψη λεπτομερών πληροφοριών σχετικά με τη στοματική και γναθοπροσωπική περιοχή, μπορεί να βοηθήσει σημαντικά τους κλινικούς ιατρούς στη διάγνωση και τη θεραπεία παθήσεων της γναθοπροσωπικής περιοχής (22).

Επ'αυτού, αρκετά ενδιαφέρονσα είναι και η σύνοψη των χαρακτηριστικών και του συνδυασμού πλεονεκτημάτων/μειονεκτημάτων της τομογραφίας κωνικής δέσμης στη μελέτη των Pauwels *etal*, (2012). Όπως τονίζουν οι ερευνητές, η CBCT έχει γίνει ευρέως αποδεκτή ως εργαλείο απεικόνισης για μια ποικιλία οδοντιατρικών και μη εφαρμογών, παρόλο που έχει εξελιχθεί σημαντικά την τελευταία δεκαετία, υπάρχει ακόμη πολύς χώρος για βελτιστοποίηση αυτής της μεθόδου σε διαφορετικά επίπεδα. Μελλοντικές προεκτάσεις βελτιστοποίησης και διεύρυνσης των εφαρμογών που αναφέρθηκαν αφορούσαν τόσο στο υλικό όσο και στο λογισμικό που δύναται να αξιοποιείται στην απεικόνιση CBCT στο εγγύς μέλλον. Για παράδειγμα, ορισμένες βελτιστοποιήσεις που θα μπορούσαν να αναπτυχθούν σχετίζονται με την λυχνία των ακτίνων X, τις τεχνικές προσαρμοστικής

έκθεσης, τη γεωμετρία της δέσμης αλλά και της περιστροφής, την τεχνολογία των ανιχνευτών και τους αλγόριθμους ανακατασκευής. Επιπλέον, αρκετός λόγος γίνεται τελευταία για το συνδυασμό της CBCT με την οπτική απεικόνιση (21).

Όλες τις παραπάνω επιδιώξεις για βελτιστοποίηση της CBCT διατηρούν πολλοί ερευνητές, μεταξύ των οποίων κι οι Jain *etal* (2019), οι οποίοι συνοψίζουν ότι η αποτελεσματικότητα της CBCT θα μπορούσε να αυξηθεί περαιτέρω μέσω της μείωσης του μεγέθους του εστιακού σημείου, την αλλαγή της γεωμετρίας της δέσμης, την αύξηση της απόδοσης των ανιχνευτών και της βελτιστοποίηση της έκθεσης και της ανακατασκευής εικόνας. Επιπλέον, οι παλιοί σαρωτές CBCT έχουν ως επί το πλείστο μεγάλο FOV που έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή περισσότερης σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, η οποία συμβάλλει σε αυξημένη δόση ακτινοβολίας που διοχετεύεται στον ασθενή. Η βελτιστοποίηση των παλιών σαρωτών θα μπορούσε να επιτευχθεί χρησιμοποιώντας ένα FOV μικρής διαμέτρου που καλύπτει μόνο την περιοχή ενδιαφέροντος (21).

Αναφορές

1. Fathima, S. & Manikandan, P. (2020), Cbct In Dentistry-An Overview. European Journal of Molecular & Clinical Medicine, vol. 7, no. 5, pp. 1403-1408.
2. Weiss, R., & Read-Fuller, A. (2019), Cone Beam Computed Tomography in Oral and Maxillofacial Surgery: An Evidence-Based Review. Dentistry Journal, vol. 7, no.2 pp. 52. doi:10.3390/dj7020052.
3. Ahmad, M., Jenny, J., Downie, M. (2012), Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. Australian Dental Journal, vol. 57, no. 1, pp. 82-94. doi:10.1111/j.1834-7819.2011.01661.x.
4. Bamgbose, B.O., Adeyemo, W.L., Ladeinde, A.L., Ogunlewe, M.O. (2008), Cone beam computed tomography (CBCT): the new vista in oral and maxillofacial imaging. Nigerian Quarterly Journal of Hospital Medicine, vol. 18, no. 1, pp. 32-35. doi:10.4314/nqjhm.v.
5. Hai Ho, K (2001). Anatomy of the oral maxillofacial region. Advances in Tissue Banking The Scientific Basis of Tissue Transplantation, pp. 58-70. https://doi.org/10.1142/9789812811400_0005.
6. <https://radiologykey.com/nose-and-sinonasal-cavities/>, Radiologykey.com [ίντερνετ] διαθέσιμο στο :.
7. Angelopoulos, C. (2014). Anatomy of the Maxillofacial Region in the Three Planes of Section. Dental clinics of North America, vol. 58, no. 3, pp. 497-521. Doi:<https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.03.001>.
- 8.<https://pocketdentistry.com/7-cervical-spine-and-soft-tissues-of-the-neck/>, Pocketdentistry.com [ίντερνετ] διαθέσιμο στο :.
9. Miracle, A.C. & Mukherji, S.K. (2009), CT Cone beam of the Head and Neck, Part 2: Clinical Applications, American Journal of Neuroradiology, vol. 30, no. 7, pp. 1285-1292. Doi :10.3174/ajnr.A1654.
10. Sadrameli, M., & Mupparapu, M. (2018). Oral and Maxillofacial Anatomy. Radiologic clinics of North America, vol. 56, no. 1, pp. 13-29. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2017.08.002>.

11. Bamgbose, B.O., Ismail, A., Yahaya, A.I., Oginni, F.O. (2017). Diagnostic anatomy of the maxillofacial region on orthopantomograph. *Nigerian Journal of Basic Clinical Science*, vol. 14, pp. 1-7.
12. Carter, J. B., Stone, J. D., Clark, R. S., & Mercer, J. E. (2016), Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Oral and Maxillofacial Surgery: An Overview of Published Indications and Clinical Usage in United States Academic Centers and Oral and Ma.
13. Schulze, R., Heil, U., Groß, D., Bruellmann, D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U., & Schoemer, E. (2011). Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 40, no. 5, pp. 265–273. doi:10.1259/dmfr/30642039.
14. Abramovitch, K., & Rice, D. D. (2014), Basic Principles of Cone Beam Computed Tomography. *Dental Clinics of North America*, vol. 58, no. 3, pp. 463–484. doi:10.1016/j.cden.2014.03.002.
15. Washington, C.M., Leaver, D.T. (2004), Principles and practice of radiation therapy. Philadelphia: Mosby, P. 204-206.
16. Παπαβασιλείου, Π. (2021). Τομογραφίας κωνικής δέσμης – Βασικές Αρχές. ΠΜΣ Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση.
17. Elkhateeb, S., Torgersen, G. & Arnout, E. (2016). Image Quality Assessment of Clinically-Applied Cone Beam CT Protocols. *Dentomaxillofacial radiology*, vol. 45. pp. 20160075. Doi: 10.1259/dmfr.20160075.
18. De las Heras Gala, H., Torresin, A., Dasu, A., Rampado, O., Delis, H., Hernández Girón, I., ... Zervides, C. (2017). Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol (summary report). *Physica Medica*, vol. 39, pp. 67–72. d.
19. Lee, D. (2008), Common Image Artifacts in Cone Beam CT. *Oral and Maxillofacial Radiology*. Vol. 12, pp. 123-143.
20. Dawood, A., Patel, S. & Brown, J. (2009). Cone beam CT in dental practice. *British dental journal*. vol. 207. pp. 23-8. Doi : 10.1038/sj.bdj.2009.560.

21. Brüllmann, D., & Schulze, R. K. (2015). Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications-what do we know today?. *Dentomaxillofacial radiology*, vol. 44, no. 1, pp. 204-214. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140204>.
22. Huang, J. F., Chen, X. Z., Wang, H. (2021), Quality Control in Dental Cone-Beam Computed Tomography. *Applied Sciences*, vol. 11, pp. 8162. <https://doi.org/10.3390/app11178162>.
23. Pauwels, R., Araki. K., Siewerdsen, J.H., Thongvigitmanee, S.S. (2015), Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 44, no. 1, pp. 214-224. doi:10.1259/dmfr.20140224.
24. Sinha, A., Mishra, A., Srivastava, S., Sinha, P. M., Chaurasia, A. (2016), Understanding artifacts in cone beam computed tomography. *International journal of maxillofacial image*, vol. 2, no. 2, pp. 51-54.
25. Galiti, D., Karayianni, A., Psyrris, A., Tsiklakis K. (2021), Cone Beam Computed Tomography (CBCT) is Superior to Orthopantomogram (OPG) in Interpreting the Imaging Characteristics of Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw (MRONJ and More Stage-Sen.
26. Shabaninejad, H., Babaakbari, A., Mobinizadeh, M., Rafiei, S., Sari, A., Safi, Y. (2014). The Efficacy of CBCT for Diagnosis and Treatment of Oral and Maxillofacial Disorders: A Systematic Review. *JIDA The Journal of Islamic Dental Association of Iran*.
27. Pauwels, R., Jacobs, R., Bosmans, H., & Schulze, R. (2012). Future prospects for dental cone beam CT imaging. *Imaging in Medicine*, vol. 4, no. 5, pp. 551–563. doi:10.2217/iim.12.45.
28. Jain, S., Choudhary, K., Nagi, R., Shukla, S., Kaur, N., & Grover, D. (2019). New evolution of cone-beam computed tomography in dentistry: Combining digital technologies. *Imaging science in dentistry*, vol. 49, no. 3, pp. 179–190. <https://doi.org/10.5624>.