

ΕΘΝΙΚΟΝ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟΝ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΝ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΕΙΔΙΚΕΥΣΗ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ ΣΤΟΜΑΤΟΣ

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ ΣΤΗΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ
ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ: ΣΥΣΤΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

ΚΑΛΦΟΥΝΤΖΟΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ
ΧΕΙΡΟΥΡΓΟΣ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΟΣ

ΑΘΗΝΑ, 2020

Επιβλέπουσα καθηγήτρια για την εκπόνηση της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής
Εργασίας κα **Αναστασία Μητσέα.**

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΙΝΑΚΑΣ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ.....	5
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	6
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	9
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΙΟΝΙΖΟΥΣΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΕΣ	11
1.1 ΙΣΤΟΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ.....	11
1.2 ΦΥΣΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ.....	13
1.3 ΑΚΤΙΝΟΒΛΙΑ -Χ.....	14
1.4 ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ ΚΑΙ ΥΛΗΣ.....	17
1.5 ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΗΣ ΙΟΝΙΖΟΥΣΑΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ.....	20
1.6 ΔΟΣΕΙΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ.....	26
1.7 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ.....	32
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΔΟΣΕΙΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΣΤΗ ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ.....	34
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ.....	39
ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	49
ΣΚΟΠΟΣ.....	51
ΜΕΘΟΔΟΣ ΚΑΙ ΥΛΙΚΟ.....	52
ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ.....	59
ΕΥΡΗΜΑΤΑ.....	61
ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	81
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	92
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	93
SUMMARY.....	99
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ.....	105
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1	107
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2	110
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	125

ΠΙΝΑΚΑΣ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ

ALADA	<i>AS LOW AS DIAGNOSTICALLY ACHIEVABLE</i>
ALARA	<i>AS LOW AS REASONABLY ACHIEVABLE</i>
BEIR VII (REPORT)	<i>BIOLOGIC EFFECTS OF IONIZING RADIATION</i>
CBCT	<i>CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY</i>
CDTI	<i>COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX</i>
CT	<i>COMPUTED TOMOGRAPHY (ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ)</i>
DAP	<i>DOSE-AREA PRODUCT</i>
DHP	<i>DOSE-HEIGHT PRODUCT</i>
FOV	<i>FIELD OF VIEW (ΠΕΔΙΟ ΣΑΡΩΣΗΣ)</i>
ICRP	<i>INTERNATIONAL COMMITTEE OF RADIATION PROTECTION (ΔΙΕΘΝΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ)</i>
MOSFET	<i>METAL–OXIDE–SEMICONDUCTOR FIELD-EFFECT TRANSISTOR</i>
MSCT	<i>MULTI SLICE COMPUTED TOMOGRAPHY (ΠΟΛΥΤΟΜΙΚΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ)</i>
NCRP	<i>NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (ΕΘΝΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΤΩΝ ΗΠΑ)</i>
PRISMA	<i>PREFERRED REPORTING ITEMS FOR SYSTEMATIC REVIEWS AND META-ANALYSES</i>
TLD	<i>THERMOLUMINESCENT DOSIMETER</i>
UNSCEAR	<i>UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION (ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΤΩΝ ΗΝΩΜΕΝΩΝ ΕΘΝΩΝ ΕΠΙ ΤΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΤΩΝ ΑΤΟΜΙΚΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ)</i>
ΥΤΚΔ	<i>ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ</i>

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η γναθοπροσωπική ακτινολογία παρέχει εδώ και αρκετά χρόνια σημαντικά διαγνωστικά εργαλεία, τα οποία είναι απαραίτητα σε ένα μεγάλο αριθμό εφαρμογών της κλινικής οδοντιατρικής. Μέχρι τις αρχές του 20^{ου} αιώνα ο τομέας της Γναθοπροσωπικής Ακτινολογίας αφορούσε δισδιάστατες τεχνικές, οι οποίες όμως συνοδεούντουσαν από αρκετούς περιορισμούς που είχαν να κάνουν με την πολυπλοκότητα των δομών της στοματοπροσωπικής περιοχής και την απεικόνιση των τρισδιάστατων αυτών δομών σε δύο διαστάσεις.

Η κατασκευή του πρώτου Υπολογιστικού Τομογράφου Κωνικής Δέσμης (Υ.Τ.Κ.Δ) από την QR Verona το 1998 αποτέλεσε κομβικό σημείο για την εξέλιξη της γναθοπροσωπικής ακτινολογίας καθώς ξεπεράστηκαν για πρώτη φορά οι εγγενείς περιορισμοί των παραδοσιακών δισδιάστατων τεχνικών. Τα χρόνια που μεσολάβησαν σημαδεύτηκαν από τη ραγδαία διάδοση του ΥΤΚΔ, ο οποίος μέσω των πολυάριθμων εφαρμογών του οδήγησε στη βελτίωση του επιπέδου των παρεχόμενων οδοντιατρικών υπηρεσιών με σημαντικό όφελος για τους ασθενείς.

Ταυτόχρονα όμως με αυτή την εξέλιξη εγείρονται και αρκετοί προβληματισμοί σε σχέση με τις δόσεις ακτινοβολίας και το κατά πόσο είναι ασφαλείς οι νέες τεχνικές για τους ασθενείς. Αν και από τον ΥΤΚΔ εκπέμπονται σημαντικά μικρότερες δόσεις ακτινοβολίας σε σχέση με τον ιατρικό πολυτομικό υπολογιστικό τομογράφο (MSCT), παραμένουν ακόμη σημαντικά υψηλότερες συγκρινόμενες με τις παραδοσιακές τεχνικές. Για το λόγο αυτό τα τελευταία χρόνια η έρευνα στο πεδίο της δοσιμετρίας έχει επικεντρωθεί στη μελέτη των δόσεων ακτινοβολίας που εκπέμπονται κατά τη λήψη υπολογιστικών

τομογραφιών τόσο σε σύγκριση με τις παραδοσιακές τεχνικές (πανοραμική, πλάγια κεφαλομετρική, ενδοστοματική ακτινογραφία) όσο και με τον MSCT.

Αν και οι δόσεις ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι ασθενείς κατά τη λήψη ακτινογραφιών για οδοντιατρικούς λόγους είναι αμελητέα, η συνολική τους επιβάρυνση από άλλες πηγές (ιατρική έκθεση, κοσμική ακτινοβολία, ραδόνιο κοκ) καθιστούν κάτι παραπάνω από αναγκαίο το σαφή προσδιορισμό των δόσεων που προκύπτουν από την οδοντιατρική έκθεση καθώς και τη λήψη όλων των αναγκαίων μέτρων για την μείωσή τους στα μέτρα του δυνατού. Σύμφωνα με πρόσφατες έρευνες η οδοντιατρική έκθεση στις Ηνωμένες Πολιτείες αποτελεί μόλις το 0,26% της συνολικής επιβάρυνσης των ασθενών η οποία αντιστοιχεί σε 0,007 mSv ετησίως (White and Pharoah, 2015).

Η πρώτη επίσημη και συστηματική προσπάθεια εφαρμογής κανόνων ακτινοπροστασίας στην οδοντιατρική ήρθε το 2004 με τη δημοσίευση των «Ευρωπαϊκών κατευθυντήριων οδηγιών που αφορούν την ακτινοπροστασία στην οδοντιατρική ακτινολογία». Στο κείμενο αυτό της Ευρωπαϊκής επιτροπής γίνεται λόγος για την αναγκαιότητα σαφούς αιτιολόγησης κάθε ακτινογραφικής λήψης, ενώ περιγράφονται και όλα τα απαραίτητα μέτρα ακτινοπροστασίας τόσο για την προστασία των ασθενών όσο και του προσωπικού.

Η εδραίωση του ΥΤΚΔ κατέστησε απαραίτητη τη θέσπιση αντικειμενικών κριτηρίων που θα αφορούν στη χρήση του και τη διασφάλιση της ποιότητας της παραγόμενης εικόνας σε συνάρτηση με τις δόσεις ακτινοβολίας. Αυτό το κενό ήρθε να καλύψει η δημοσίευση το 2011 των αποτελεσμάτων της έρευνας που διεξήχθη στα πλαίσια του Ευρωπαϊκού προγράμματος SedentexCT. Στα πλαίσια αυτού του προγράμματος δίνεται ιδιαίτερο βάρος στην επίτευξη

εικόνων σημαντικής διαγνωστικής αξίας, με την κατά το δυνατόν μικρότερη έκθεση των ασθενών στην ακτινοβολία.

Στο σημείο αυτό και στα πλαίσια ολοκλήρωσης της διπλωματικής μου εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά όσους με στήριξαν και συνέβαλαν στην εκπόνηση της παρούσας εργασίας.

Τον Καθηγητή και Διευθυντή της Κλινικής Διαγνωστικής και Ακτινολογίας Στόματος της Οδοντιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών κ. Κωνσταντίνο Τσιχλάκη για την τιμή που μου έκανε να με δεχθεί στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα καθώς και για την εμπιστοσύνη με την οποία με περιέβαλε όλα αυτά τα χρόνια.

Την Επίκουρη Καθηγήτρια κ. Αναστασία Μητσέα για την πολύτιμη βοήθεια, τη στήριξη αλλά και την υπομονή που έδειξε και συντέλεσε καθοριστικά στην εκπόνηση της παρούσας εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τα μέλη του διδακτικού προσωπικού της Κλινικής Διαγνωστικής και Ακτινολογίας Στόματος καθώς και τους μεταπτυχιακούς φοιτητές Α' και Β' κύκλου για την άψογη συνεργασία καθ' όλη τη διάρκεια του Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΕΣ

1.1 ΙΣΤΟΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

Οι ακτίνες Χ ανακαλύφθηκαν το Νοέμβριο του 1895 από τον Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923), καθηγητή στο πανεπιστήμιο Wuerzburg στη Γερμανία. Ο Roentgen, ενώ εργαζόταν σε ένα ημισκοτεινό εργαστήριο και πειραματιζόταν με ένα σωλήνα κενού (λυχνία Crookes), τον οποίο είχε καλύψει με μαύρο φωτογραφικό χαρτί, παρατήρησε φθορισμό σε παρακείμενο πίνακα με επίστρωση κρυστάλλων αλάτων βαρίου με κυανιούχο λευκόχρυσο. Επίσης παρατήρησε ότι όπως μετακινούσε τον πίνακα πλησιέστερα στον καθοδικό σωλήνα, ο φθορισμός είχε ακόμα μεγαλύτερη ένταση, πράγμα που απεδείκνυε ότι κάποια άγνωστη ακτινοβολία πήγαζε από το σωλήνα.

Ως αποτέλεσμα αυτής της ανακάλυψης, ο Roentgen άρχισε να πειραματίζεται και να λαμβάνει ακτινογραφίες διαφορετικών υλικών στο εργαστήριό του, συμπεριλαμβανομένης της παλάμης του χεριού της συζύγου του, όπου παρατήρησε τη δομή των οστών ανάμεσα στον ιστό να εμφανίζεται στον πίνακα με επίστρωση κρυστάλλων αλάτων. Κατά τις πρώτες ημέρες της ανακάλυψης, αναφερόταν στην άγνωστη ακτινοβολία ως «φως Χ», αλλά πολλοί από τους συναδέλφους του επιστήμονες αναφερόταν σε αυτή ως «ακτίνες-Roentgen», όρος που επικρατούσε στις αρχές του 1900, ενώ από το 1902 επικράτησε η ονομασία «ακτίνες Χ» την οποία έδωσε ο ίδιος Roentgen (Προυκάκης, 2004). Αμέσως μετά από την ανακάλυψη των ακτίνων Χ, ήλθε στο φως μια άλλη μορφή της διεισδύουσας ακτινοβολίας, καθώς το 1896, ο

Γάλλος επιστήμονας Henri Becquerel (1852 – 1908) ανακάλυψε τη φυσική ραδιενέργεια ερευνώντας τις ιδιότητες φθορισμού μεταλλευμάτων ουρανίου.

Σχεδόν με την ανακάλυψη των ακτίνων X από τον WC Rontgen το 1895 και του φαινομένου της ραδιενέργειας από τον Henry Becquerel και τους Marie και Pierre Curie το 1896 άρχισαν να εμφανίζονται τα πρώτα βιολογικά αποτελέσματα από τη χρήση τους (Ψαρράκος και συν, 2010).

Ως ιονίζουσες ακτινοβολίες ορίζονται οι ακτινοβολίες που όταν αλληλεπιδράσουν με την ύλη προκαλούν ιονισμούς. Στις ιονίζουσες ακτινοβολίες συμπεριλαμβάνονται οι ακτίνες X, η ακτινοβολία γ , οι σωματιδιακές ακτινοβολίες α και β , τα νετρόνια, τα πρωτόνια, στοιχειώδη σωματίδια που προκαλούνται στις διάφορου τύπου πυρηνικές αντιδράσεις, σωματίδια που ανευρίσκονται στην κοσμική ακτινοβολία και προϊόντα πυρηνικής σχάσης.

Με την συνειδητοποίηση ότι οι ιονίζουσες ακτινοβολίες επιφέρουν δυσμενή αποτελέσματα στην υγεία του ανθρώπου, ξεκίνησε μία συντονισμένη προσπάθεια της επιστημονικής κοινότητας για τη θέσπιση ορίων και κανόνων ακτινοπροστασίας.

Σημαντικότερος σταθμός στην προσπάθεια αυτή υπήρξε η ίδρυση της Διεθνούς Επιτροπής Ακτινοπροστασίας (ICRP) το 1928, ενώ άλλοι σημαντικοί σταθμοί υπήρξαν η ίδρυση της Επιστημονικής Επιτροπής των Ηνωμένων Εθνών επί των αποτελεσμάτων των Ατομικών Ακτινοβολιών (UNSCEAR) και της Εθνικής Επιτροπής Ακτινοπροστασίας των ΗΠΑ (NCRP).

1.2 ΦΥΣΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

Ως ακτινοβολία ορίζεται η μεταφορά ενέργειας διαμέσου ύλης και κενού και απαντάται σε δύο μορφές, αναλόγως του φαινομένου που μελετάμε: τη σωματιδιακή και την ηλεκτρομαγνητική.

Αν και στη φύση και στην ακτινοθεραπεία η σωματιδιακή ακτινοβολία είναι πολύ συχνή, στη Γναθοπροσωπική ακτινολογία συναντούμε μόνο την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία.

Στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία η μετακίνηση της ενέργειας γίνεται μέσω του κενού ως συνδυασμός ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων. Οι ακτίνες χ και γ , το ορατό φως, η θερμική ακτινοβολία, τα μικροκύματα και τα ραδιοκύματα, είναι όλα παραδείγματα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.

Σύμφωνα με την κβαντική θεωρία, η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία αποτελείται από μικρά «πακέτα» ενέργειας που αποκαλούνται φωτόνια. Τα φωτόνια ταξιδεύουν με την ταχύτητα του φωτός και περιέχουν συγκεκριμένα ποσά ενέργειας. Μονάδα ενέργειας του φωτονίου είναι το ηλεκτρονιοβόλτ (eV), που ισοδυναμεί με την ενέργεια που απαιτείται για την επιτάχυνση ενός ηλεκτρονίου μέσα σε μία διαφορά δυναμικού ενός βολτ (White and Pharoah, 2015).

Τα μεγέθη από τα οποία εξαρτάται η ενέργεια ενός φωτονίου, είναι το μήκος κύματος (λ) ή το αντίστροφο μέγεθος, δηλαδή η συχνότητα (f). Η σχέση με την οποία συσχετίζεται η ενέργεια ενός φωτονίου και το μήκος κύματος είναι η ακόλουθη:

$$E = \hbar\omega = h\nu = \frac{hc}{\lambda}$$

Και αντίστοιχα η σχέση που συσχετίζει την ενέργεια του φωτονίου και τη συχνότητα η εξής:

$$E = h \cdot f$$

Όπου E είναι η ενέργεια του ηλεκτρονίου σε ηλεκτρονιοβόλτ (eV), λ το μήκος κύματος, h η σταθερά του Planck και f (ή ν) η συχνότητα.

Σύμφωνα με την κυματική θεωρία της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, η ακτινοβολία διαδίδεται με τη μορφή ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων αποτελούμενη δηλαδή από ηλεκτρικές και μαγνητικές ταλαντώσεις, προσανατολισμένες σε επίπεδα τα οποία είναι τοποθετημένα σε ορθή γωνία το ένα σε σχέση με το άλλο και ταλαντώνονται προς την κατεύθυνση της κίνησης (Κάππας και Θεοδώρου, 2018).

1.3 ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ Χ

Η ακτινοβολία Χ παράγεται όταν τα ηλεκτρόνια τα οποία κινούνται με μεγάλη ταχύτητα μέσα στο κενό, αλληλεπιδρούν με ένα υλικό που αποτελεί το στόχο στον οποίο προσπίπτουν. Το αποτέλεσμα αυτής της διαδικασίας είναι η παραγωγή μίας ευρέως φάσματος ακτινοβολίας (συνεχές φάσμα), εντός του οποίου παρατηρούνται ορισμένες περιοχές με υψηλή ένταση σε σύγκριση με τις υπόλοιπες περιοχές του φάσματος (χαρακτηριστικό ή γραμμικό φάσμα).

Η μορφή του φάσματος εξαρτάται από την ενέργεια των ηλεκτρονίων, τον ατομικό αριθμό του στόχου, αλλά και από την προσθήκη μεταλλικών φίλτρων

(ηθμοί) που αποσκοπούν στην εξάλειψη της ακτινοβολίας χαμηλής ενέργειας που παράγεται και έχει χαμηλή διαγνωστική αξία (Ψαρράκος και συν, 2010). Οι παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της ακτινοβολίας X είναι η μέγιστη ενέργεια των φωτονίων, η ένταση των φωτονίων στα διαφορετικά μήκη κύματος καθώς και η ένταση και η θέση των χαρακτηριστικών κορυφών.

Τα υψηλής ταχύτητας ηλεκτρόνια που προσπίπτουν σε ένα στόχο, αλληλεπιδρούν με τα ηλεκτρόνια του στόχου μετατρέποντας την κινητική τους ενέργεια κυρίως σε θερμότητα και σε ακτινοβολία X. Η απώλεια της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων οφείλεται στη δίοδό τους δίπλα από πυρήνες του υλικού-στόχου, οπότε τα ηλεκτρόνια αυτά δέχονται ισχυρή έλξη από τους θετικά φορτισμένους πυρήνες.

Αυτή η έλξη έχει ως τελικό αποτέλεσμα τα ηλεκτρόνια να εκτρέπονται της πορείας τους με ελαττωμένη όμως κινητική ενέργεια και να παράγεται συγχρόνως ακτινοβολία X. Αυτό το φαινόμενο οδηγεί στην εκπομπή ακτινοβολίας συνεχούς φάσματος, ενώ χαρακτηρίζεται και ως ακτινοβολία «πεδήσεως», ακριβώς γιατί η παραγωγή της οφείλεται στο φρενάρισμα («πέδηση») των ηλεκτρονίων (Ψαρράκος και συν, 2010).

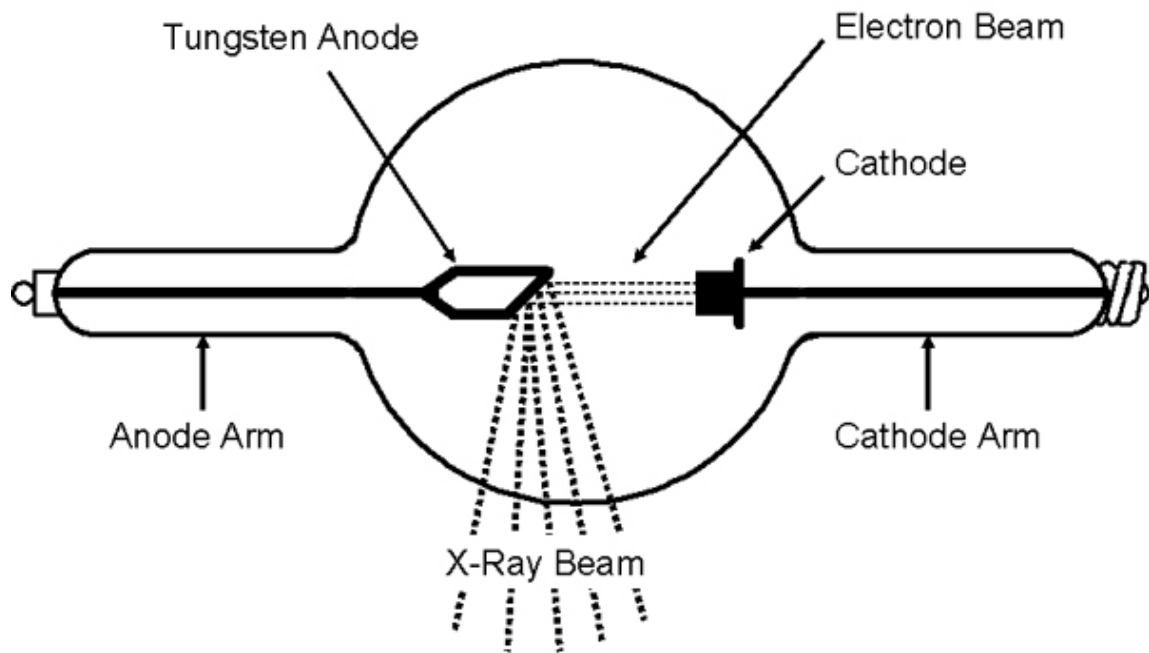
Η ακτινοβολία χαρακτηριστικού φάσματος δημιουργείται όταν ηλεκτρόνια υψηλής ταχύτητας προσπίπτουν στο στόχο και αλληλεπιδρούν μαζί του με τέτοιο τρόπο ώστε να απομακρύνονται ηλεκτρόνια από τις στιβάδες K ή και L. Τα κενά που δημιουργούνται στις εσώτερες στιβάδες καλύπτονται από ηλεκτρόνια εξωτερικών στιβάδων. Κατά τη μετάβαση του ηλεκτρονίου από την εξωτερική στην κεντρική στιβάδα εκπέμπεται ένα φωτόνιο με την ενέργεια του να ισούται με τη διαφορά ενέργειας μεταξύ των δύο στιβάδων. Οι ενέργειες

του χαρακτηριστικού φάσματος είναι διαφορετικές για κάθε υλικό-στόχο εφόσον εξαρτώνται από τον ατομικό αριθμό του κάθε υλικού (Προυκάκης, 2004).

Σωλήνες Coolidge

Για την παραγωγή ακτίνων Χ απαιτούνται μία πηγή ηλεκτρονίων, ένας κλειστός αερόκενος σωλήνας όπου τα ηλεκτρόνια μπορούν να αναπτύξουν μεγάλη ταχύτητα, μια υψηλή διαφορά δυναμικού για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων και ένα υλικό-στόχο στο οποίο μπορούν να προσκρούσουν τα ηλεκτρόνια.

Αρχικά, για την παραγωγή των ακτίνων Χ χρησιμοποιήθηκαν οι σωλήνες Crookes. Σύντομα όμως εγκαταλείφθηκαν και σήμερα χρησιμοποιούνται οι σωλήνες Coolidge. Οι σωλήνες Coolidge, συνιστούν ένα είδος ηλεκτρονικής λυχνίας με δύο ηλεκτρόδια, την κάθοδο (αρνητικό) και την άνοδο (θετικό).



Εικόνα 1. Σχηματική απεικόνιση του σωλήνα Coolidge. Ο σωλήνας Coolidge εφευρέθηκε το 1913 στο Εργαστήριο της General Electric Πηγή: <https://www.orau.org/ptp/collection/xraytubescoolidge/coolidgeinformation.htm>

Η λυχνία περιβάλλεται από μολυβδύαλο, ο οποίος εμποδίζει την εκπομπή ενέργειας προς οποιαδήποτε άλλη κατεύθυνση και μαζί με το ειδικό λάδι που την περιβάλλει αποτελεί το εσωτερικό φίλτρο. Στο κέντρο υπάρχει ένα παράθυρο από γυαλί για την έξοδο της ακτινοβολίας μέσω του φίλτρου και του κατευθυντήρα. Το εξωτερικό φίλτρο αποτελείται από δίσκους αλουμινίου οι οποίοι τοποθετούνται εξωτερικά της μόνωσης της λυχνίας με μολυβδύαλο, στην έξοδο των ακτίνων X. Το εσωτερικό και εξωτερικό φίλτρο δημιουργούν το ολικό φίλτρο (Κάππας και Θεοδώρου, 2018).

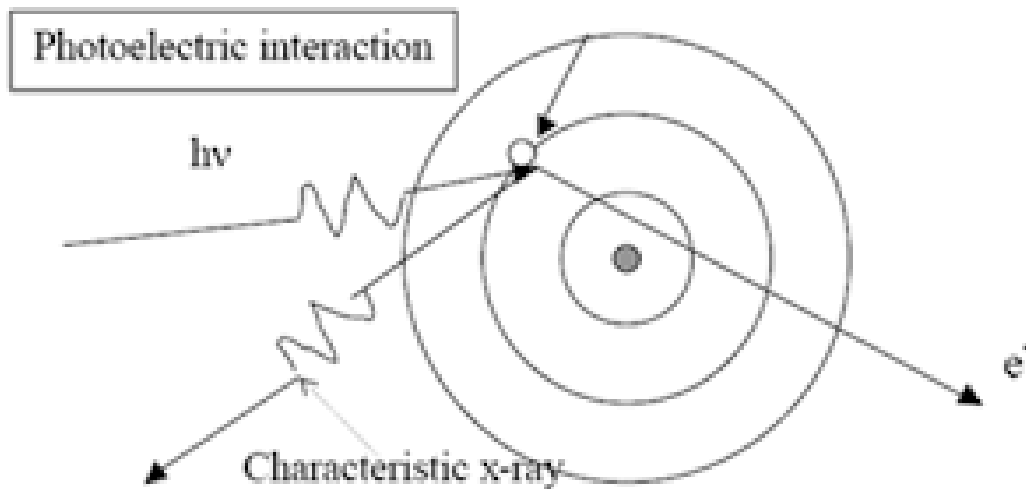
1.4 ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ X ΚΑΙ ΥΛΗΣ

Κατά την πρόσπτωση της ιονίζουσας ακτινοβολίας σε ένα σώμα, εναποτίθεται ενέργεια στο σώμα αυτό προκαλώντας αλλαγές σε ατομικό και σε πυρηνικό

επίπεδο. Οι μεταβολές αυτές δεν έχουν σχέση με τις βιολογικές και βιοχημικές και διαρκούν μόλις κλάσματα του δευτερολέπτου.

Κατά την πρόσπτωση ακτίνων Χ στην ύλη είναι δυνατόν να παραχθούν οι εξής τύποι αλληλεπιδράσεων:

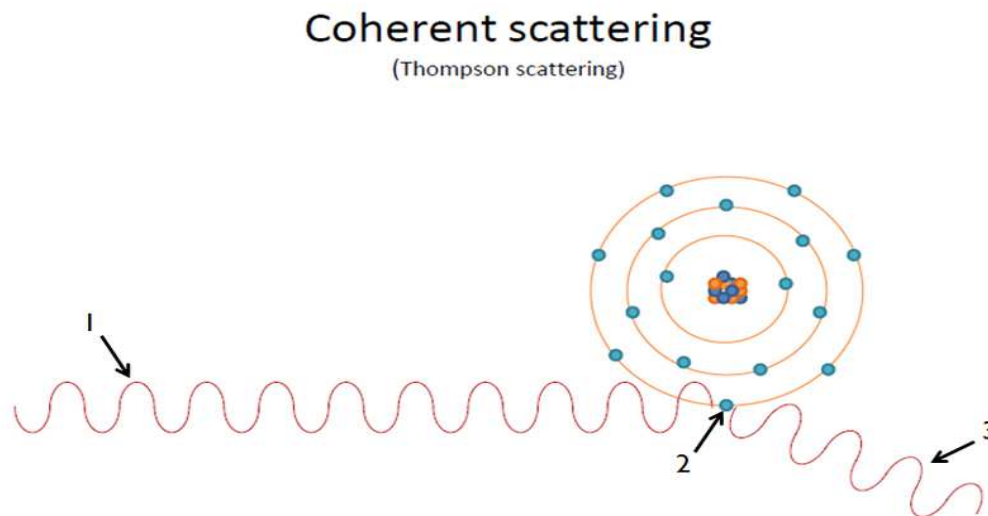
A. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο



Εικόνα 2. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο. Σχηματική αναπαράσταση. Πηγή Wikipedia (https://en.wikipedia.org/wiki/Photoelectric_effect)

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο συμβαίνει όταν αλληλεπιδρά ένα φωτόνιο με ένα ηλεκτρόνιο των εσωτερικών στιβάδων ενός ατόμου. Αποτέλεσμα αυτής της αλληλεπίδρασης είναι η απομάκρυνση του ηλεκτρονίου με ενέργεια που ισούται με τη διαφορά της ενέργειας του φωτονίου και της ενέργειας που απαιτήθηκε προκειμένου να αποδεσμευθεί το ηλεκτρόνιο από το ηλεκτρικό πεδίο του πυρήνα. Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι εξαιρετικά σημαντικό για τη διαγνωστική ακτινολογία καθώς συμβάλλει στην εκπομπή της ακτινοβολίας χαρακτηριστικού φάσματος (White and Pharoah, 2015).

Β. Απλός Σκεδασμός



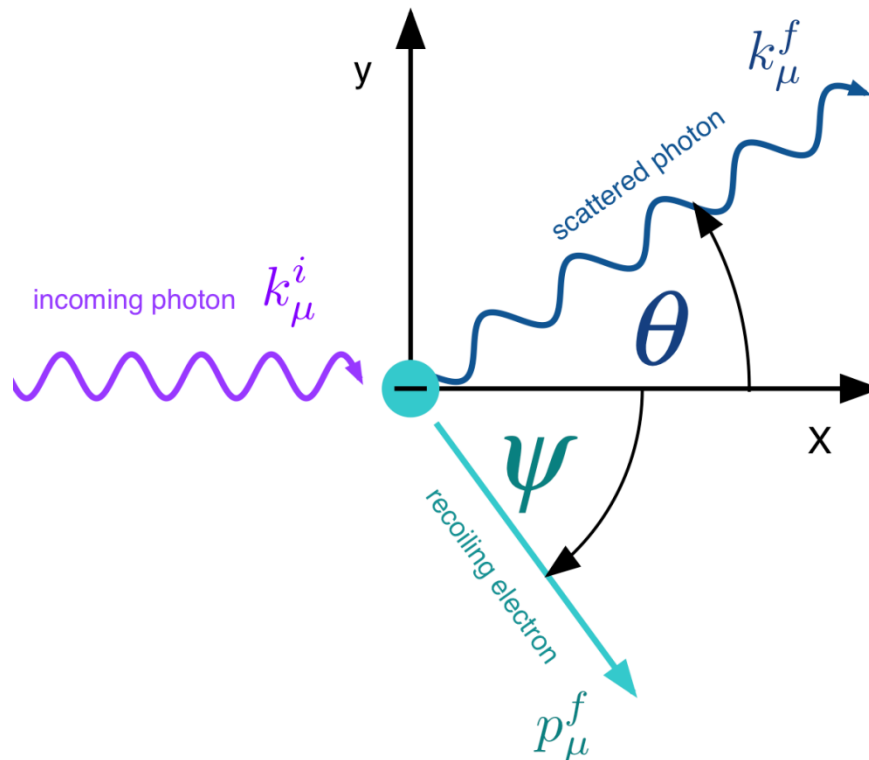
Εικόνα 3. Απλός σκεδασμός. Σχηματική αναπαράσταση. Πηγή Wikipedia

Κατά τον απλό σκεδασμό ένα φωτόνιο αλληλεπιδρά με ένα ηλεκτρόνιο του απορροφητικού υλικού. Το ηλεκτρόνιο στη συνέχεια πραγματοποιώντας παλμική κίνηση εκπέμπει την ενέργειά του ως ένα φωτόνιο ίδιας ενέργειας με το προσπίπτων ηλεκτρόνιο αλλά διαφορετικής κατεύθυνσης από αυτό. Συνήθως απλό σκεδασμό έχουμε όταν αλληλεπιδρούν φωτόνια χαμηλής ενέργειας με άτομα υψηλού ατομικού αριθμού. Η συνεισφορά του απλού σκεδασμού στην αμαύρωση του ακτινογραφικού φιλμ είναι εξαιρετικά χαμηλή καθώς τα σκεδαζόμενα φωτόνια είναι λίγα και η εκπεμπόμενη ενέργειά τους ιδιαίτερα χαμηλή (Podgorsak, 2006).

Γ. Σκεδασμός Compton

Στον σκεδασμό Compton αλληλεπιδρά ένα φωτόνιο με ένα περιφερικό ηλεκτρόνιο. Το φωτόνιο εκτρέπεται από την πορεία του χάνοντας μέρος της ενέργειας του, ενώ εκπέμπεται ένα ηλεκτρόνιο με ενέργεια που ισούται με τη διαφορά ενέργειας του φωτονίου πριν και μετά την πρόσπτωση. Το φαινόμενο

του σκεδασμού Compton εξαρτάται κυρίως από την ενέργεια των φωτονίων και απαντάται συνηθέστερα σε υψηλές ενέργειες. Τα σκεδαζόμενα φωτόνια που εξέρχονται από το σώμα του ασθενούς και προσπίπτουν στο φιλμ μεταφέρουν μη χρήσιμες πληροφορίες και υποβαθμίζουν την παραγόμενη εικόνα μειώνοντας την αντίθεση (Bushberg και συν. 2002).



Εικόνα 4. Σκεδασμός Compton. Πηγή: <http://physicsopenlab.org/2016/02/04/compton-scattering-2>

1.5 ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΗΣ ΙΟΝΙΖΟΥΣΑΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

Η ακτινοβόληση ενός ζωντανού οργανισμού είναι δυνατόν να προκαλέσει μεταβολές σε φυσικό, χημικό και βιολογικό επίπεδο. Οι μεταβολές αυτές διακρίνονται στα εξής στάδια:

1. Το Φυσικό στάδιο διάρκειας 10^{-18} sec.

Στο φυσικό στάδιο η ιονίζουσα ακτινοβολία κατά τη διέλευσή της από την ύλη, με φυσικούς μηχανισμούς αλληλεπιδράσεων, αποδίδει ενέργεια

σε αυτήν μέσω ιοντισμών και διεγέρσεων. Η κατανομή αυτής της ενέργειας στο χώρο, υπό μη συνεχή μορφή, εξαρτάται από το είδος και την ενέργεια της ιονίζουσας ακτινοβολίας.

Η ενέργεια που μεταφέρεται σε μία μονάδα όγκου βιολογικού υλικού δεν είναι ίδια για όλα τα κύτταρα και τα μόρια που το αποτελούν. Παρουσιάζει μία μέση τιμή που αποτελεί την *απορροφούμενη δόση* (Προυκάκης, 2004).

2. Το Χημικό διάρκειας 10^{-10} sec.

Κατά το χημικό στάδιο τα άτομα του βιολογικού υλικού τα οποία ακτινοβολήθηκαν κατά το φυσικό στάδιο αντιδρούν με άλλα συστατικά των κυττάρων. Αυτό οφείλεται στο ότι οι ιοντισμοί και οι διεγέρσεις που συνέβησαν κατά το φυσικό στάδιο προκαλούν ρήξη χημικών δεσμών και δημιουργία ελευθέρων ριζών.

Φυσικά, τα βιολογικά συστήματα αποτελούνται κατά 60-80% από νερό, συνεπώς ο μεγαλύτερος αριθμός ιοντισμών συμβαίνει στα μόριά του. Αυτή η διαδικασία ονομάζεται και ραδιόλυση του ύδατος

Οι βλάβες των κυττάρων που οφείλονται στην έμμεση δράση των ελευθέρων ριζών αποτελούν την έμμεση δράση της ακτινοβολίας, ενώ οι βλάβες που οφείλονται στον απευθείας ιοντισμό των ατόμων ονομάζεται άμεση δράση (Ψαρράκος και συν, 2010).

3. Το βιολογικό στάδιο το οποίο εκδηλώνεται από μερικά λεπτά έως και μερικές γενεές αργότερα.

Το βιολογικό στάδιο ακολουθεί αμέσως μετά το χημικό. Αρχίζει με την εμφάνιση ενζυμικών μηχανισμών, που δρουν διορθωτικά στους μοριακούς σχηματισμούς που έχουν υποστεί βλάβη κατά το χημικό

στάδιο. Η διάρκεια της επιδιόρθωσης διαρκεί κατά το κύριο μέρος της 15 min- 1 h, ενώ σε περίπου 4h έχει ολοκληρωθεί.

Το μεγαλύτερο μέρος των βλαβών που υφίστανται τα βιολογικά μόρια όπως το μόριο του DNA αποκαθίστανται σε αυτό το διάστημα.

Ορισμένες βλάβες που δεν επιδιορθώνονται ωστόσο οδηγούν σε κυτταρικό θάνατο. Στους οργανισμούς των θηλαστικών και σε υψηλές δόσεις ακτινοβολίας τα βιολογικά αποτελέσματα οφείλονται στη θανάτωση αρχέγονων κυττάρων, που καταλήγουν σε βλάβες ιστών και οργάνων μέσα στις πρώτες εβδομάδες και μήνες μετά την ακτινοβολήση. Τα αποτελέσματα αυτά ονομάζονται πρῶιμα.

Σε μεταγενέστερο χρόνο μπορεί να εμφανιστούν τα απώτερα αποτελέσματα της ακτινοβολίας, που σε περιπτώσεις για παράδειγμα ακτινοβολήσης για θεραπευτικούς λόγους (ακτινοθεραπεία), περιλαμβάνουν την ίνωση, ενδεχόμενη βλάβη του νωτιαίου μυελού, βλάβες αγγείων αλλά και οργάνων (Κάππας και Θεοδώρου, 2018.).

Ο ιοντισμός της οργανικής ύλης προκαλεί μεταβολές στα άτομα και τα μόρια των χημικών ενώσεων με αποτέλεσμα την πρόκληση κάποιες φορές βλαβών στα κύτταρα. Εάν η βλάβη δεν αποκατασταθεί τότε είτε εμποδίζει την επιβίωση ή την αναπαραγωγή του κυττάρου είτε οδηγεί σε βιώσιμο αλλά τροποποιημένο κύτταρο.

Τα περισσότερα όργανα και ιστοί αντέχουν ακόμα και σε μεγάλες απώλειες κυττάρων αλλά εάν ο αριθμός καταστεί αρκετά μεγάλος τότε παρατηρείται βλάβη. Η πιθανότητα τέτοιου τύπου βλάβης είναι σχεδόν μηδενική σε χαμηλές δόσεις ακτινοβολίας αλλά πάνω από μία τιμή δόσης – ουδό η πιθανότητα αυξάνει κατακόρυφα προς την τιμή της μονάδας. Για τιμές μεγαλύτερες του

οδού η βαρύτητα των αποτελεσμάτων αυξάνει με τη δόση. Τα βιολογικά αποτελέσματα αυτής της μορφής ονομάζονται καθορισμένα. Παραδείγματα καθορισμένων αποτελεσμάτων είναι το δερματικό ερύθημα, η απώλεια τριχών καθώς και επιπτώσεις σε διάφορα όργανα, το αιμοποιητικό και το γαστρεντερικό σύστημα (Scarfe & Angelopoulos, 2018).

Ως δόση οδού ορίζεται η τιμή της δόσης κατά την οποία η πιθανότητα εμφάνισης ιστικών αντιδράσεων είναι 1% και εξαρτάται από το είδος του ιστού.

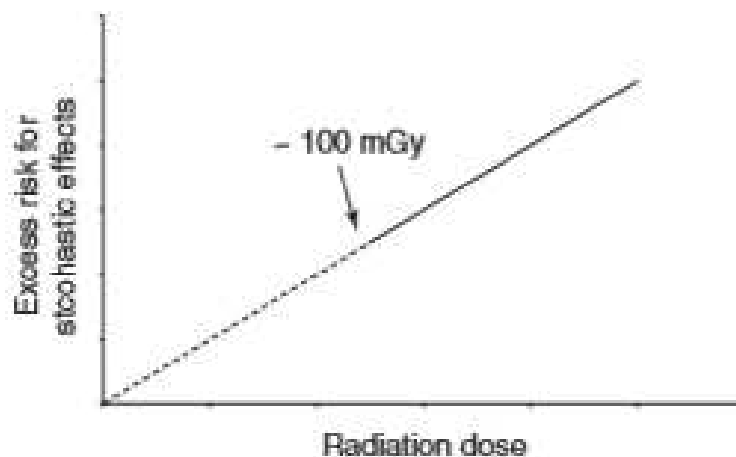
Οι δόσεις που παράγονται κατά τις ακτινογραφικές εξετάσεις στη στοματοπροσωπική περιοχή δεν προσεγγίζουν ποτέ τον ουδό των καθορισμένων αποτελεσμάτων, καθώς η δόση οδού είναι κατά πολύ μεγαλύτερη (>50X) από τη μέγιστη απορροφούμενη δόση που παρατηρείται στις Οδοντιατρική ακτινολογία. Ωστόσο θα πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή σε ασθενείς που ταυτόχρονα υπόκεινται σε ακτινοθεραπεία στην περιοχή του προσώπου (Scarfe & Angelopoulos, 2018).

Εάν η ακτινοβόληση οδηγήσει σε βιώσιμα αλλά τροποποιημένα σωματικά κύτταρα τότε οι κυτταρικοί τους κλώνοι μπορούν να οδηγήσουν στην εμφάνιση μορφών κακοήθειας. Η πιθανότητα αυτή είναι κατά κάποιον τρόπο ανάλογη των δόσεων ακτινοβολίας, τουλάχιστον μέχρι τα επίπεδα εμφάνισης σωματικών αποτελεσμάτων και συνήθως είναι αποτέλεσμα της δράσης πολύ χαμηλών δόσεων. Τα βιολογικά αποτελέσματα αυτής της μορφής ονομάζονται στοχαστικά (Ψαρράκος και συν. 2010).

Όταν τέτοιου τύπου βλάβες επισυμβαίνουν σε γεννητικά κύτταρα που μεταφέρουν γεννητική πληροφορία στις επόμενες γενεές ονομάζεται

κληρονομική, καθώς δύναται να εμφανιστεί στους απογόνους του και μπορεί να εμφανίζει άλλοτε άλλη μορφή και βαρύτητα.

Το πλέον διαδεδομένο μοντέλο ερμηνείας των στοχαστικών αποτελεσμάτων είναι το γραμμικό μοντέλο (Linear-Non-Threshold Model). Είναι γενικά αποδεκτό ότι η πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου και άλλων γενετικών αλλαγών ακολουθεί ένα τυχαιοποιημένο μοντέλο, κατά το οποίο όμως η πιθανότητα εμφάνισης τέτοιων αλλαγών αυξάνεται ποσοστιαία με την αύξηση της δόσης ακτινοβολίας. Επιπλέον, πιστεύεται ότι ακόμα και η μία πολύ χαμηλή δόση ακτινοβολίας είναι δυνατόν να αυξήσει τον κίνδυνο εμφάνισης στοχαστικών βλαβών (Scarfe & Angelopoulos, 2018).



Γράφημα 1 Σχηματική απεικόνιση του γραμμικού μοντέλου ερμηνείας των στοχαστικών αποτελεσμάτων.
Πηγή: Scarfe, William C., Angelopoulos, Christos (2018)

Για δόσεις μεγαλύτερες των 100 mGy το παραπάνω μοντέλο έχει αποδείξει την αξιοπιστία του με επιδημιολογικές μελέτες και πειραματικά δεδομένα, σε μικρότερες όμως δόσεις επικρατεί αβεβαιότητα όσον αφορά τη σχέση δόσης ακτινοβολίας και της πιθανότητας εμφάνισης στοχαστικών βλαβών. Παρά την αβεβαιότητα αυτή όμως το γραμμικό μοντέλο έχει υιοθετηθεί από μελετητές παγκοσμίως καθώς προσφέρει μια σχετικά αξιόπιστη και συντηρητική

προσέγγιση όσον αφορά τη σχέση δόσης ακτινοβολίας – κινδύνου. Επιπλέον το συγκεκριμένο μοντέλο υποστηρίζει ότι δεν υπάρχει “ζώνη ασφαλείας” στην έκθεση από την ακτινοβολία στους Οδοντιατρικούς Υπολογιστικούς Τομογράφους αλλά ακόμα και μία μικρή δόση είναι δυνατόν να αυξήσει τον κίνδυνο εμφάνισης νεοπλασιών.

Ηλικιακή κατηγορία (χρόνια)	Συντελεστής υπολογισμού κινδύνου
<10	x3
10-20	x2
20-30	x1.5
30-50	x0.5
50-80	x0.3
80+	Negligible risk

Πίνακας 1 Σχετικός κίνδυνος εμφάνισης στοχαστικών βλαβών στις διάφορες ηλικιακές ομάδες (ICRP, 2001).

Η ηλικία και το φύλο παίζουν σημαντικό ρόλο στον κίνδυνο εμφάνισης στοχαστικών βλαβών. Σύμφωνα με το μοντέλο BEIR VII ο κίνδυνος εμφάνισης νεοπλασιών είναι μεγαλύτερος κατά την γέννηση και αυξάνεται με την ηλικία. Επιπλέον, και για τις περισσότερες μορφές νεοπλασιών τα θήλεα παρουσιάζουν μεγαλύτερο κίνδυνο από ότι οι άρρενες, ιδίως σε νεαρότερες ηλικίες (Scarfe & Angelopoulos, 2018).

Επιπλέον αυτών συγκεκριμένα όργανα παρουσιάζουν ιδιαίτερη συσχέτιση με το φύλο και την ηλικία. Ο κίνδυνος εμφάνισης καρκίνου του θυρεοειδούς είναι

σημαντικά μεγαλύτερος σε ηλικίες μετά τα 40 ενώ εμφανίζει προτίμηση στις γυναίκες (4-5 φορές μεγαλύτερη πιθανότητα εμφάνισης σε σχέση με άντρες). Οι άντρες έχουν 30-40 % μεγαλύτερη πιθανότητα εμφάνισης λευχαιμίας, ενώ πιο συχνές στους άντρες είναι οι νεοπλασίες ήπατος και ορθού.

1.6 ΔΟΣΕΙΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

Μεγέθη και μονάδες

Τα μεγέθη που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό των δόσεων ακτινοβολίας έχουν ορισθεί από τον Διεθνή Οργανισμό Ακτινοπροστασίας (ICRP 1977, 2007) και είναι τα εξής:

❖ Ροή

Η ροή ορίζεται ως λόγος του αριθμού των φωτονίων dn , που διέρχονται από επιφάνεια da κάθετα τοποθετημένη στην δέσμη προς την επιφάνεια αυτή.

$$\Phi = dn/da$$

❖ Kerma

Ως kerma ορίζεται το πηλίκο της κινητικής ενέργειας των φορτισμένων σωματιδίων στη μονάδα μάζας του απορροφητικού υλικού και εκφράζει τη μεταφερόμενη ενέργεια από τα φωτόνια στα ηλεκτρόνια. Μονάδα μέτρησης είναι το Gray και μετράται σε J/Kg.

$$K = dE/dm$$

❖ Γραμμικά Εναποτιθέμενη Ενέργεια (Linear Energy Transfer- LET)

Η LET ορίζεται ως η εναπόθεση ενέργειας ανά μονάδα μήκους της διαδρομής και εκφράζεται σε KeV/μm.

Τα μεγέθη με τη μεγαλύτερη βιολογική αξία είναι κατά σειρά σημαντικότητας η απορροφούμενη δόση, η ισοδύναμη δόση και η ενεργός δόση.

❖ Απορροφούμενη Δόση (Absorbed Dose)

Ορίζεται ως το πηλίκο της ολικής ενέργειας σε joule που εναποτίθεται στον ιστό ή όργανο δια της μάζας αυτών. Μονάδα μέτρησης είναι το Gray και μετράται σε J/Kg.

$$D=dE/dm$$

❖ Ισοδύναμη Δόση (Equivalent Dose)

Ορίζεται ως η απορροφούμενη δόση ενός οργάνου ή ιστού πολλαπλασιασμένη με τον συντελεστή στάθμισης ακτινοβολίας (W_r), ο οποίος εκφράζει το συντελεστή ακτινοβολίας. Για τις ακτινοβολίες α και β ο συντελεστής στάθμισης της ακτινοβολίας είναι 1 (πίνακας 2) κάτι που έχει ως συνέπεια η απορροφούμενη και η ισοδύναμη δόση να ταυτίζονται. Η ισοδύναμη δόση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για σύγκριση μεταξύ διαφορετικών τύπων ακτινοβολίας.

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$$

όπου: W_r είναι ο συντελεστής στάθμισης της ακτινοβολίας και D_T η απορροφούμενη δόση σε κάθε ιστό ή όργανο

Είδος Ακτινοβολίας	Συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας (Wr)
Φωτόνια	1
Ηλεκτρόνια	1
Πρωτόνια	2
Σωματίδια α, βαρέα ιόντα	20
Νετρόνια	5-20

Πίνακας 2 Οι τιμές του συντελεστή στάθμισης για τα διάφορα είδη ακτινοβολίας. Πηγή:European nuclear society <https://www.euronuclear.org/info/encyclopedia/r/radiation-weight-factor.htm>

❖ Ενεργός δόση (Effective Dose)

Η πιθανότητα εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων δεν εξαρτάται μόνο από το είδος της ακτινοβολίας αλλά και από τον ακτινοβοληθέντα ιστό ή όργανο. Για ίση δόση στον πνεύμονα και στο ήπαρ η πιθανότητα εμφάνισης κακοήθειας είναι διαφορετική. Ο παράγοντας που εκφράζει την ευαισθησία στην ακτινοβολία κάθε ιστού και οργάνου ονομάζεται **Παράγοντας βαρύτητας ιστού**. Στον πίνακα παρουσιάζονται οι τιμές του παράγοντα βαρύτητας ιστού που αφορούν τη γναθοπροσωπική ακτινολογία σύμφωνα με τις προτάσεις της Διεθνούς Επιτροπής Ακτινοπροστασίας, ενώ στο διάγραμμα σημειώνεται η συμμετοχή του κάθε οργάνου στην διαμόρφωση της ενεργού δόσης. Οι τιμές που χρησιμοποιούνται σήμερα είναι αυτές που έχουν προκύψει από τις αναθεωρημένες προτάσεις του ICRP το 2007.

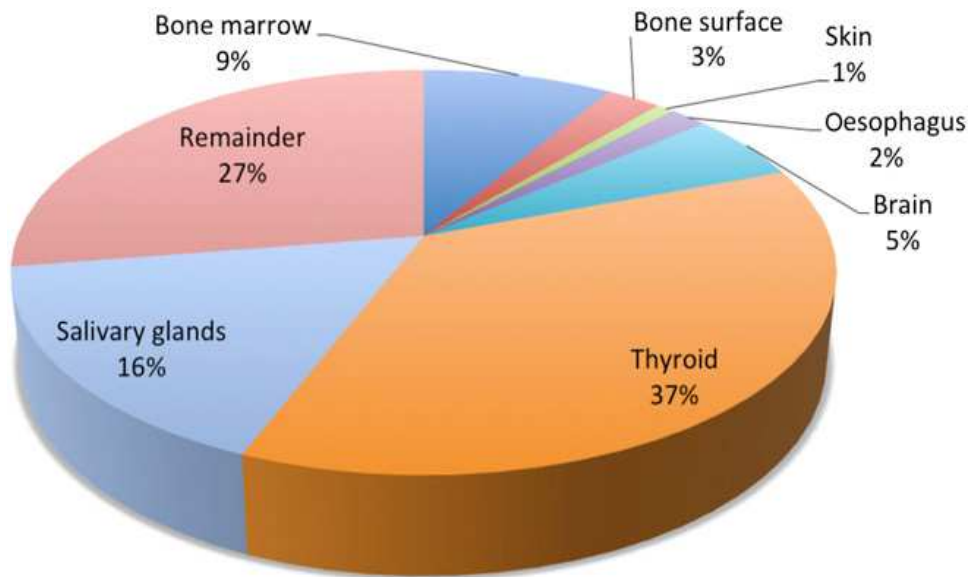
Κατά συνέπεια ενεργός δόση είναι το άθροισμα των ισοδυνάμων δόσεων κάθε οργάνου και ιστού σταθμισμένα με τον κατάλληλο συντελεστή βαρύτητας του κάθε οργάνου και ιστού (Podgorsak, 2006).

$$E = \sum_T w_T H_T$$

όπου: w_T είναι ο συντελεστής στάθμισης της ακτινοβολίας και

H_T το άθροισμα των ισοδυνάμων δόσεων στους διάφορους ιστούς και όργανα

Μονάδα μέτρησης της Ενεργού δόσης είναι το Sievert (Sv) και τα υποπολλαπλάσιά του μSv και mSv .



Γράφημα 2 Η συνεισφορά ιστών και οργάνων στον υπολογισμό της Ενεργού δόσης (White and Pharoah's Oral Radiolog, 2015)

Organs	Tissue weighting factors		
	ICRP26 1977	ICRP60 1990 ^[12]	ICRP103 2007 ^[13]
Gonads	0.25	0.20	0.08
Red Bone Marrow	0.12	0.12	0.12
Colon	-	0.12	0.12
Lung	0.12	0.12	0.12
Stomach	-	0.12	0.12
Breasts	0.15	0.05	0.12
Bladder	-	0.05	0.04
Liver	-	0.05	0.04
Oesophagus	-	0.05	0.04
Thyroid	0.03	0.05	0.04
Skin	-	0.01	0.01
Bone surface	0.03	0.01	0.01
Salivary glands	-	-	0.01
Brain	-	-	0.01
Remainder of body	0.30	0.05	0.12
Total	1.00	1.00	1.00

Πίνακας 3 Οι παράγοντες ευαισθησίας ιστών και οργάνων για τα όργανα που αφορούν τη δοσιμετρία στη γναθοπροσωπική ακτινολογία. Στην τελευταία στήλη παρουσιάζονται οι αναθεωρημένες προτάσεις του 2007 όπου συμπεριλαμβάνονται οι σιελογόνοι αδένες.
 Πηγή: Wikipedia [https://en.wikipedia.org/wiki/Effective_dose_\(radiation\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Effective_dose_(radiation))

❖ **Computed Tomography Dose Index (CTDI)**

Το CDTI είναι ένα αρκετά συνηθισμένο μέγεθος μέτρησης της ακτινοβολίας στους Υπολογιστικούς Τομογράφους. Μονάδα μέτρησης είναι το Gray και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με το μέγεθος του ασθενούς προκειμένου να υπολογισθεί η απορροφούμενη δόση.

Παρά τη διάδοση του το CDTI έχει σημαντικούς περιορισμούς. Περισσότερο σημαντικός είναι ότι λόγω της γεωμετρίας της κωνικής δέσμης το CDTI αποτυγχάνει να υπολογίσει όλη τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία που παράγεται μέσα στα phantomδοσιμετρίας για μεγάλα πεδία ενδιαφέροντος. Επιπλέον, δεν έχουν ορισθεί μετατρεπτικοί παράγοντες (kfactors) από CDTI σε ενεργό δόση για τον Οδοντιατρικό Υπολογιστικό Τομογράφο (Brenner, 2006).

❖ **Dose-Area Product (DAP)**

Το DAP είναι το πλέον διαδεδομένο μέγεθος για τον προσδιορισμό της ακτινοβολίας στον ΥΤΚΔ. Είναι ιδιαίτερα εύχρηστο καθώς χρειάζεται μόνο μία μέτρηση κάθε φορά χωρίς να απαιτεί τη χρήση ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων. Βασικός περιορισμός του DAP είναι ότι δεν μπορεί να εκφράσει άμεσα τον σχετικό κίνδυνο από την ακτινοβολία καθώς στην πραγματικότητα μετράει την εκπεμπόμενη δόση ακτινοβολίας και όχι την απορροφούμενη από τον ασθενή. Μετατρεπτικοί παράγοντες από DAP σε ενεργό δόση έχουν προταθεί (Roberts & Williams, 2008) αλλά δεν φαίνεται να έχουν αξιόπιστα αποτελέσματα στον υπολογιστικό τομογράφο (Scarfe & Angelopoulos, 2018).

1.7 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

Οι 3 θεμελιώδεις αρχές ακτινοπροστασίας, όπως διατυπώθηκαν από την Διεθνή Επιτροπή Ακτινοπροστασίας (ICRP 2007) και υιοθετήθηκαν από το SEDENTEXct είναι οι εξής:

1. **Αρχή της αιτιολόγησης:** Τα διάφορα είδη πρακτικών με ιοντίζουσες ακτινοβολίες πρέπει να είναι αιτιολογημένα βάσει των κοινωνικό-οικονομικών ή άλλων πλεονεκτημάτων που παρέχουν σε σχέση με την βλάβη στην υγεία την οποία μπορεί να προκαλέσουν. Οι μη αιτιολογημένες εκθέσεις απαγορεύονται. Η αιτιολόγηση κάθε ακτινογραφικής εξέτασης που πραγματοποιείται στα πλαίσια της οδοντιατρικής θεραπείας είναι αποκλειστική ευθύνη του Οδοντιάτρου (ICRP, 2007).
2. **Αρχή της βελτιστοποίησης:** Κάθε έκθεση πρέπει να προγραμματίζεται ώστε το μέγεθος των συνεπαγομένων δόσεων, ο αριθμός των εκτιθέμενων ατόμων και η πιθανότητα ατυχήματος να διατηρηθούν τόσο χαμηλά όσο είναι λογικά εφικτό λαμβάνοντας υπόψη κάθε σχετικό κοινωνικό και οικονομικό παράγοντα. Η παραπάνω αρχή εκφράζεται με την σχηματική μορφή της ALARA (As Low As Reasonably Achievable) ή ALADA (As Low As Diagnostically Achievable) και περιγράφει την ανάγκη την ανάγκη περιορισμού των δόσεων που λαμβάνει ο ασθενής μέχρι το σημείο που θα παράγονται διαγνωστικά επαρκείς εξετάσεις. Η αρχή της βελτιστοποίησης περιλαμβάνει την βελτίωση στο σχεδιασμό και τη συντήρηση του ακτινογραφικού εξοπλισμού, την επιλογή των κατάλληλων

πρωτοκόλλων ακτινοβολήσης του ασθενούς καθώς και τη χρήση κατάλληλου εξοπλισμού για την ελαχιστοποίηση των δόσεων στα πλέον ακτινοευαίσθητα όργανα (SedentexCT, 2011).

- 3. Αρχή των ορίων δόσεων:** Δεν επιτρέπεται υπέρβαση των ορίων δόσεων που καθορίζονται στους Κανονισμούς Ακτινοπροστασίας, παρά μόνο σε ειδικές περιπτώσεις (π.χ. καταστάσεις έκτακτης ανάγκης) και αφού ληφθεί υπόψη η Αρχή της Αιτιολόγησης. Η αρχή αυτή ωστόσο δεν βρίσκει εφαρμογή στις ιατρικές εκθέσεις (ICRP, 2007).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.

ΔΟΣΕΙΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΣΤΗ ΓΝΑΘΟΠΡΟΣΩΠΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ

Μέχρι τα τέλη του 20^{ου} αιώνα οι δισδιάστατες τεχνικές (ενδοστοματική ακτινογραφία, πανοραμική και κεφαλομετρική ακτινογραφία) ήταν τα μοναδικά εργαλεία απεικονίσεων για χρήση στην κλινική οδοντιατρική. Οι δισδιάστατες απεικονιστικές προβολές παρέχουν σημαντικές διαγνωστικές πληροφορίες για την κλινική αξιολόγηση του οδοντιατρικού ασθενούς, χωρίς να επιβαρύνουν τους ασθενείς με υψηλές δόσεις ακτινοβολίας. Ωστόσο, συνοδεύονται από σημαντικούς περιορισμούς, όπως η μεγέθυνση, η παραμόρφωση και η αλληλεπίθεση των ανατομικών δομών (Τσιχλάκης & Καραγιάννη, 2018).

Οι περιορισμοί των δισδιάστατων απεικονιστικών προβολών ξεπεράστηκαν από την εφαρμογή τρισδιάστατων τεχνικών όπως η Αξονική Τομογραφία (Computed Tomography, CT). Παρά τα πλεονεκτήματά της όμως, η τελευταία συνάντησε πολύ περιορισμένη διάδοση στην Οδοντιατρική πράξη λόγω του υψηλού κόστους και των σημαντικά αυξημένων δόσεων ακτινοβολίας.

Την σημαντικότερη εξέλιξη στην κατεύθυνση της τρισδιάστατης απεικόνισης των ανατομικών δομών της γναθοπροσωπικής περιοχής αποτέλεσε ο Υπολογιστικός Τομογράφος Κωνικής Δέσμης (ΥΤΚΔ). Ο πρώτος οδοντιατρικός υπολογιστικός τομογράφος κατασκευάστηκε το 1998 (Newtom 9000, QR Verona, Italy) και βασίστηκε στην αρχή της «υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης και χαμηλής δόσης» (Mozzo & συν., 1998).

Η υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης χαρακτηρίζεται από τα χαμηλά σχετικά επίπεδα ακτινοβολίας και παρέχει σαφή και ακριβή απεικόνιση των σκληρών ιστών του σπλαχνικού κρανίου. Η ταχεία διάδοση της νέας αυτής

τεχνικής δημιούργησε την ανάγκη σαφούς προσδιορισμού των δόσεων ακτινοβολίας. Η πρώτη μελέτη δοσιμετρίας στην ΥΤΚΔ διεξήχθη μόλις το 2003 και αφορούσε μετρήσεις της ενεργού δόσης στον Newtom 9000 (QR Verona, Italy) και σε έναν πανοραμικό τομογράφο (Orthophos Plus DS, Sirona, USA, Charlotte, NC).

Η αναθεώρηση των συντελεστών βαρύτητας των ιστών (W_t) από το ICRP το 2007, οδήγησε σε σημαντική αύξηση των δόσεων ακτινοβολίας. Η αύξηση αυτή υπολογίστηκε έως και 160% (Suomalainen και συν., 2009), καθιστώντας την επιλογή της κατάλληλης ακτινογραφικής εξέτασης σημαντικότερη από ποτέ.

Στην γναθοπροσωπική ακτινολογία είναι διαθέσιμες μια σειρά εξετάσεων, η επιλογή των οποίων πρέπει να γίνεται προσεκτικά και με την κατάλληλη αιτιολόγηση (**Πίνακας 4**).

Η διάδοση της Οδοντιατρικής Υπολογιστικής Τομογραφίας Κωνικής Δέσμης (ΥΤΚΔ) προσέφερε πληθώρα απεικονιστικών επιλογών στη γναθοπροσωπική περιοχή επιβαρύνοντας τους ασθενείς με σημαντικά μικρότερες δόσεις ακτινοβολίας σε σχέση με την Ιατρική Αξονική Τομογραφία (MSCT). Ειδικότερα, στις πρώτες σχετικές μελέτες οι δόσεις ακτινοβολίας στον ΥΤΚΔ υπολογίστηκαν έως και 10 φορές πιο χαμηλά σε σχέση με τον Ιατρικό Αξονικό τομογράφο (Ludlow & Ivanovic 2008, Loubelle και συνεργάτες, 2009).

Ακόμη μεγαλύτερες διαφορές παρατηρήθηκαν σε μία πρώιμη μελέτη σύγκρισης κατά την οποία η μεγαλύτερη τιμή ενεργού δόσης σε ΥΤΚΔ υπολογίζεται σε έναν Kodak 9500 (118,65 μSv), ενώ σε ένα Αξονικό Τομογράφο Somatom Sensation 16 (πρωτόκολλο «NeckThinSlice») η

υψηλότερη τιμή που καταγράφεται είναι 1983,89 μSv (Segzin και συνεργάτες, 2012).

Οι διαφορές αυτές ανάμεσα στην Ιατρική Αξονική Τομογραφία και την ΥΤΚΔ γεφυρώθηκαν εν μέρει με την εισαγωγή ειδικών «οδοντιατρικών» πρωτοκόλλων χαμηλής δόσης και περιορισμένου πεδίου στους Ιατρικούς Αξονικούς Τομογράφους. Για παράδειγμα όταν εφαρμόστηκε ένα τέτοιο πρωτόκολλο σε έναν Somatom Sensation 6 είχε ως αποτέλεσμα τον περιορισμό της ενεργού δόσης στα 200 μSv (Jeong και συνεργάτες, 2012). Ακόμη, η εφαρμογή του πρωτοκόλλου «CARE Dose 4D» σε έναν Somatom 64 μείωσε την ενεργό δόση από τα 860 στα 534 μSv (Ludlow & Ivanovic 2008). Η μεγαλύτερη διαφορά εντοπίζεται στη μελέτη των Segzin και συνεργατών (2012), που αναφέρθηκε πιο πάνω, όπου ένα «οδοντιατρικό» πρωτόκολλο περιόρισε την ενεργό δόση από τα 1983,89 στα 583,73 μSv .

Αν και έχουν δημοσιευθεί συγκεκριμένες μελέτες που υποστηρίζουν ότι η διαφορά ανάμεσα στην ΥΤΚΔ και στην Ιατρική Αξονική Τομογραφία (όταν εφαρμόζονται «οδοντιατρικά» πρωτόκολλα μειωμένης δόσης) είναι αμελητέα (Jeong και συνεργάτες, 2012, Suomalainen και συνεργάτες, 2009) κάτι τέτοιο απορρίπτεται με βάση το ερευνητικό δεδομένο άλλων μελετών (Ludlow & Ivanovic 2008, Loubele και συνεργάτες, 2009, Segzin και συνεργάτες, 2012).

Είναι σημαντικό να τονιστεί ότι η διαφορά ανάμεσα στα επίπεδα των δόσεων παραμένει υψηλή ακόμα και όταν εφαρμόζονται ειδικά πρωτόκολλα στους MSCT. Η ΥΤΚΔ θα πρέπει να προτιμάται πάντα όταν η διαγνωστική πληροφορία που παρέχει είναι αρκετή για τη θεραπεία του ασθενούς. Επιπλέον, ο ΥΤΚΔ παρέχει στον χειριστή μία πληθώρα επιλογών

παραμετροποίησης των πρωτοκόλλων σάρωσης (πεδίο σάρωσης, t, mA, KV) ανάλογα με την περίπτωση, ώστε να επιβαρύνεται ο ασθενής με την κατά το δυνατόν λιγότερη δυνατή δόση ακτινοβολίας.

Η έλλειψη κατάλληλης τεκμηρίωσης και κατευθυντήριων οδηγιών οδήγησε την πρώτη περίοδο μετά την εμφάνιση της ΥΤΚΔ σε αλόγιστη χρήση της. Στο πλαίσιο αυτό προτάθηκε η αντικατάσταση της πανοραμικής ακτινογραφίας από την πανοραμική τομή της ΥΤΚΔ (Maki, 2003). Ωστόσο, σε όλες τις διαθέσιμες μελέτες η διαφορά στα επίπεδα των δόσεων ανάμεσα στην πανοραμική ακτινογραφία και την ΥΤΚΔ είναι ιδιαίτερα σημαντική και σε καμία περίπτωση η αντικατάσταση της Πανοραμικής ακτινογραφίας δεν αποτελεί συνιστώμενη πρακτική (Segzin και συνεργάτες, 2012, Al-Okhsi και συνεργάτες, 2013, Grunheid και συνεργάτες, 2012, Batista και συνεργάτες, 2012).

Συμπερασματικά, η αντικατάσταση, των δισδιάστατων απεικονιστικών τεχνικών (ενδοστοματική ακτινογραφία, πανοραμική ακτινογραφία, κεφαλομετρική ακτινογραφία) από την ΥΤΚΔ δεν συνίσταται καθώς οι δόσεις ακτινοβολίας από την ΥΤΚΔ είναι αρκετά υψηλότερες και συνεπάγονται σημαντικά μεγαλύτερη επιβάρυνση των ασθενών από τις απορροφούμενες δόσεις ακτινοβολίας.

Η ΥΤΚΔ σε καμία περίπτωση δεν πρέπει να θεωρείται εξέταση ρουτίνας και η επιλογή της θα πρέπει να γίνεται με την συνεκτίμηση του ιατρικού ιστορικού, των στοιχείων που προκύπτουν από την κλινική εξέταση και να συνοδεύεται από την αντίστοιχη αιτιολόγηση (SedentexCT, 2011).

Ακτινογραφική εξέταση	Ενεργός Δόση (μSv)	Παραπομπές
Οπισθοφατνιακή Ακτινογραφία	0.1-2.6 μSv – 15 μSv (πλήρης σειρά)	Ludlow, 2008 Grunland et al, 2016 Qiang et al, 2018 Kadesjö et al, 2018
Οπισθομυλική ακτινογραφία	0.3-1.4 μSv	Grunland et al, 2016
Πανοραμική Ακτινογραφία	2.3-75 μSv	Ludlow, 2008 Okano et al 2009 Garcia Silva et al 2008 Batista et al, 2011 Lee et al, 2013 Shin et al, 2014 Grunland et al, 2016 Qiang et al, 2018 Kadesjö et al, 2018 Benchimol et al, 2018
Κεφαλομετρική Ακτινογραφία		Ludlow et al 2008 Chinem et al, 2016
Αξονική Τομογραφία (στη γναθοπροσωπική περιοχή)	280-1410	Okano et al 2009 Garcia Silva et al 2008 Loubele et al 2005 Faccioli et al 2009 Suomalainen et al 2009
Υπολογιστική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης	4-1073	Tsiklakis et al 2005 Ludlow, 2008 Garcia Silva et al 2008 Ludlow and Ivanovic 2008 Batista et al, 2011 Theodorakou et al, 2012 SedentexCT, 2012 Pauwels et al, 2012 Grunheid et al, 2012 Shin et al, 2014 Kim et al, 2014 Koivisto et al, 2014 Pauwels et al, 2014 Chambers et al, 2015 Ludlow et al, 2015 Al-Okhsi et al, 2015 Kadesio et al, 2015 Kadesjö et al, 2018

Πίνακας 4. Το εύρος της ενεργού δόσης για όλα τα είδη των ακτινογραφικών εξετάσεων που πραγματοποιούνται στη γναθοπροσωπική περιοχή (τροποποιημένο από SedentexCT, 2011, σελ. 30-31)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ

Οι υπολογιστικοί τομογράφοι που διατίθενται σήμερα στο εμπόριο βασίζονται στην αρχή της «χαμηλής δόσης, κωνικής δέσμης υπολογιστικής τομογραφίας» και διαφέρουν από τους ιατρικούς αξονικούς τομογράφους κυρίως στο ότι δεν απαιτείται η αρχική λήψη εγκάρσιων τομών για την περαιτέρω ανασύνθεση της εικόνας. Οι τομές αυτές δημιουργούνται ψηφιακά από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή του συστήματος μετά από ειδική επεξεργασία του αντικειμένου που ακτινοβολήθηκε (Αλεξίου, Τσιχλάκης 2009).

Η απεικόνιση επιτυγχάνεται μέσω ενός περιστρεφόμενου ανιχνευτή (Gantry), πάνω στον οποίο είναι τοποθετημένη η λυχνία και απέναντι ο ανιχνευτής. Στα CBCT συστήματα που αποτελούν πρόσφατη τεχνολογία, χρησιμοποιείται μία αποκλίνουσα πυραμιδοειδής ή κωνική δέσμη, η οποία εξερχόμενη από την λυχνία κατευθύνεται στο μέσο της περιοχής ενδιαφέροντος, προς την επιφάνεια του ανιχνευτή που βρίσκεται ακριβώς απέναντι (Scarfe και συν., 2008). Στην περίπτωση αυτή πραγματοποιείται μία μόνο πλήρης περιστροφή 360° του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή κατά την οποία εκπέμπεται συνεχόμενα ακτινοβολία X προκειμένου να λαμβάνεται το τρισδιάστατο είδωλο του αντικειμένου που ακτινοβολήθηκε από διαφορετικές γωνίες. Σε κάποιους τομογράφους η περιστροφή μπορεί να είναι μερική, δηλαδή 180° (Mozzo και συν., 1998). Οι Lofthag-Hansen και συν. αναφέρουν ότι Ο.Υ.Τ συστήματα που πραγματοποιούν μερική περιστροφή, μπορούν να χρησιμοποιηθούν προσφέροντας ικανοποιητική ποιότητα εικόνας και

διαγνωστική πληροφορία σε συγκεκριμένες κλινικές εφαρμογές (Lofthag-Hansen και συν., 2011).

Η διαδικασία λήψης της εικόνας διαφέρει από αυτήν του ιατρικού αξονικού τομογράφου (CT), στον οποίο χρησιμοποιείται μια λεπτή τριγωνική δέσμη ακτινοβολίας (fan-shaped x-ray beam), ενώ παράλληλα πραγματοποιείται ελικοειδής περιστροφική κίνηση γύρω από το πεδίο ενδιαφέροντος για την λήψη πολλαπλών ξεχωριστών τομών. Κάθε τομή απαιτεί ξεχωριστή λήψη και δισδιάστατη ανασύνθεση ενώ στη συνέχεια οι τομές αυτές «αλληλοεπιτίθενται» η μία πάνω στην άλλη και με τον τρόπο αυτό λαμβάνεται η τρισδιάστατη απεικόνιση (Scarfe και συν., 2008).

Στα ΥΤΚΔ συστήματα ο σαρωτής (πηγή, ανιχνευτής) πραγματοποιεί είτε συνήθως μια πλήρη περιστροφική κίνηση 360° είτε μια μερική 180° γύρω από την κεφαλή του ασθενούς ενώ λαμβάνονται διαδοχικές προβολές του πεδίου ενδιαφέροντος και ο χρόνος σάρωσης κυμαίνεται από 5 έως 40 δευτερόλεπτα ανάλογα με την μονάδα και το πρωτόκολλο σάρωσης (Hatcher και συν., 2010). Μετά την λήψη του ειδώλου πραγματοποιείται η αρχική ανασύνθεση της εικόνας (primary reconstruction), δηλαδή η ανασύνθεση των ακατέργαστων στοιχείων (Row Data) σε εγκάρσιες τομές. Οι παραγόμενες αυτές τομές πάχους 0,3—1 χιλ. αποτελούν την βάση για την δημιουργία των δευτερογενών ανασυνθέσεων και για την τρισδιάστατη απεικόνιση (Αλεξίου και Τσιχλάκης, 2009).

Η εικόνα της ΥΤΚΔ αποτελείται από πολλά εικονοσημεία που ονομάζονται pixels και τα οποία είναι τετράγωνα και μπορούν να πάρουν διαφορετική τιμή και κατά συνέπεια διαφορετική απόχρωση του γκρι (White και Pharoah, 2014). Η αρχική ψηφιακή εικόνα που με ειδικό λογισμικό αποδίδεται στην

οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή αποτελείται από voxels, τα οποία αποτελούν την μικρότερη υπομονάδα ενός ψηφιακού όγκου. Στον ΥΤΚΔ το μέγεθος των voxels εξαρτάται πρωταρχικά από το μέγεθος των pixels στην περιοχή του ανιχνευτή ενώ στο CT από το πάχος της παραγόμενης τομής (Scarfe και συν., 2008). Τα voxels στον ΥΤΚΔ είναι ισοτροπικά ενώ στον ιατρικό τομογράφο ανισοτροπικά (Hatcher και συν., 2010). Στους ιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους χρησιμοποιείται η κλίμακα του Hounsfield (HU) για την καταγραφή του συντελεστή εξασθένησης που αντιστοιχεί σε κάθε στοιχειώδη κυψέλη (voxel) της εξεταζόμενης τομής (Mah και συν., 2010). Οι συντελεστές γραμμικής εξασθένησης αντιστοιχούν στους ψηφιακούς αριθμούς της κλίμακας του HU με σημείο αναφοράς το νερό με τιμή 0 και οριακές τιμές το + 1000 για το συμπαγές οστόν και το -1000 για τον αέρα (Τσιχλάκης, 1998).

Έρευνες που έχουν πραγματοποιηθεί δεν αναφέρουν διαφορά στην ποιότητα της εικόνας που λαμβάνεται από έναν ιατρικό αξονικό τομογράφο και έναν ΥΤΚΔ, με τον τελευταίο να παρέχει σημαντικά μικρότερη δόση ακτινοβολίας (Cohen και συν., 2002, Ludlow και συν., 2003). Ο χειριστής στην προκειμένη περίπτωση έχει την δυνατότητα ελέγχου του πεδίου ακτινοβολήσης (FOV), του mA και του χρόνου σάρωσης, στοιχείων δηλαδή που συνδέονται άμεσα με την ενεργό δόση (Hatcher και συν., 2010). Εκτός από την χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας σημαντικά πλεονεκτήματα που εδραιώνουν ολοένα και περισσότερο την χρήση της Ο.Υ.Τ συνιστούν και ο μειωμένος χρόνος ακτινοβολήσης, η παραγωγή εικόνας υψηλής ποιότητας και το χαμηλό κόστος της συγκεκριμένης εξέτασης (Mah και συν., 2010).

Σήμερα στα ΥΤΚΔ συστήματα η λήψη μπορεί να πραγματοποιηθεί με τους ασθενείς σε :1) όρθια θέση, 2) καθιστή θέση, 3) ύπτια θέση με τους ανάλογους κάθε φορά περιορισμούς. Σημαντική δεν φαίνεται να είναι η θέση της κεφαλής του ασθενούς αλλά ο κατά δυνατόν περιορισμός της κίνησης δεδομένου ότι ο χρόνος σάρωσης είναι υψηλότερος από αυτόν της πανοραμικής ακτινογραφίας. Ανεξάρτητα όμως από την θέση του ασθενούς κατά την λήψη η διαδικασία σχηματισμού της εικόνας είναι όμοια σε κάθε περίπτωση και διακρίνεται στα εξής στάδια : 1) στάδιο λήψης της εικόνας, 2) στάδιο ανακατασκευής 3)στάδιο παρουσίασης ανακατασκευασμένης εικόνας (Scarfe και συν., 2008).

ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ Ο.Υ.Τ

- **ΠΕΡΙΣΤΡΕΦΟΜΕΝΟΣ ΣΑΡΩΤΗΣ (GANTRY)**

Είναι το μηχανικό μέρος που περιέχει τον μηχανισμό περιστροφής της λυχνίας των ακτίνων Χ καθώς και τον ανιχνευτή ακτινοβολίας. Το άνοιγμά του καθορίζει το μέγεθος του ασθενούς που μπορεί να εξετασθεί καθώς και την ευκολία που μπορεί αυτός να τοποθετηθεί για εξέταση.

- **ΛΥΧΝΙΑ- ΤΡΟΦΟΔΟΤΙΚΟ**

Η λυχνία που χρησιμοποιείται, είναι συνήθως περιστρεφόμενης ανόδου με υψηλή θερμοχωρητικότητα ώστε να αντέχει σε μεγάλους χρόνους λειτουργίας.

Κατά την διάρκεια της εξέτασης , λαμβάνονται διαδοχικές προβολικές εικόνες, καθώς περιστρέφεται ο σαρωτής. Για την κάθε λήψη της προβολικής εικόνας χρειάζεται ένας συγκεκριμένος χρόνος ακτινοβολήσης και η διαφορά στην γωνία λήψης μεταξύ δύο προβολικών εικόνων εξαρτάται από το πλήθος

τους, σε μια πλήρη περιστροφή του σαρωτή κατά 360°. Κατά συνέπεια στα ΥΤΚΔ συστήματα ο χρόνος ακτινοβολήσης μπορεί να είναι μικρότερος από τον συνολικό χρόνο εξέτασης. Σήμερα σε αυτά τα συστήματα χρησιμοποιούνται δύο ειδών λυχνίες, αυτές με συνεχή εκπομπή ακτίνων –Χ και αυτές με παλμική. Αν η λυχνία κατά την μετακίνηση της στην νέα θέση ακτινοβολήσης εξακολουθεί να ακτινοβολεί, η εκπομπή είναι συνεχής και ο χρόνος ακτινοβολήσης συμπίπτει με τον χρόνο εξέτασης. Η συνεχής εκπομπή ακτινοβολίας δεν φαίνεται να συμβάλλει στον σχηματισμό της εικόνας, ενώ συνεπάγεται μεγαλύτερη έκθεση του ασθενούς σε ακτινοβολία. Σε κάποιους όμως ΥΤΚΔ η λυχνία έχει παλμική λειτουργία, δηλαδή δεν ακτινοβολεί από την μία θέση λήψης στην επόμενη. Στην προκειμένη περίπτωση ο χρόνος ακτινοβολήσης είναι μικρότερος από τον χρόνο εξέτασης.

Οι ιδιότητες της ακτινικής δέσμης καθορίζονται από την ενέργειά της, η οποία εξαρτάται ευθέως από την διαφορά δυναμικού (kV) του μηχανήματος και από την ένταση του ρεύματος (mA). Το kV της λυχνίας είναι η διαφορά δυναμικού μεταξύ της ανόδου και της καθόδου και καθορίζει την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων και επομένως την ενέργεια της. Όταν το kV είναι χαμηλό, η ακτινική δέσμη έχει χαμηλή ενέργεια και έτσι και με τον τρόπο αυτό αυξάνεται η απορροφούμενη δόση ακτινοβολίας από το δέρμα του ασθενούς (Horner και συν., 1994). Αντίθετα αυξάνοντας το kV, μειώνεται η απορροφούμενη δόση από το δέρμα, αλλά παράλληλα αυξάνεται και ο σκεδασμός της ακτινοβολίας (Ludlow, 2011).

Η αρχή της ALADA (As Low As Diagnostically Achievable) εφαρμόζεται και στα ΥΤΚΔ συστήματα μέσω της ρύθμισης των παραγόντων έκθεσης με βάση το μέγεθος του ασθενούς, σκοπεύοντας στην βελτιστοποίηση της

απορροφούμενης ακτινοβολίας. Σε κάποιες μονάδες CBCT η ρύθμιση των στοιχείων αυτών γίνεται από τον χειριστή, σε άλλες είναι αυτόματη, ενώ σε κάποιες περιπτώσεις ο χρόνος αποτελεί επίσης ρυθμιζόμενη παράμετρο (White και Pharoah, 2014).

- **ΑΝΙΧΝΕΥΤΗΣ**

Τα σύγχρονα συστήματα ΥΤΚΔ μπορούν να διαχωριστούν σε δύο ομάδες βάσει του τύπου ανιχνευτή εικόνας: 1) αυτά που διαθέτουν ανιχνευτή CCD 2) αυτά με επίπεδο ανιχνευτή (flat panel detector –FPD)

Οι ανιχνευτές CCD αποτελούνται από έναν συνδυασμό ενισχυτή εικόνας και ενός μηχανισμού φορτισμένου ζεύγους που χρησιμοποιείται σαν αισθητήρας εικόνας. Είναι οι πρώτοι που χρησιμοποιήθηκαν στην ΥΤΚΔ και βασίζονται σε διατάξεις με οθόνες σπινθηρισμού και ενισχυτικές πινακίδες.

Οι επίπεδοι ανιχνευτές που εμφανίστηκαν τα τελευταία χρόνια διακρίνονται στους άμεσους που μετατρέπουν άμεσα τις ακτίνες X σε φορτίο και τους έμμεσους που χρησιμοποιούν σπινθηριστή CsI (Παπαχατζοπούλου 2015). Οι επίπεδοι ανιχνευτές είναι υψηλής ανάλυσης, χαμηλού κόστους, ελαφρύτεροι, διαθέτουν μεγαλύτερο δυναμικό εύρος και μικρότερη περιφερειακή παραμόρφωση. Μοναδικό τους μειονέκτημα σε σχέση με τους ccd είναι ότι απαιτούν ελαφρώς υψηλότερη ακτινοβολία.

- **ΠΕΔΙΟ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ (FOV)**

Τα συστήματα CBCT χαρακτηρίζονται από το FOV που αντιπροσωπεύει την περιοχή ενδιαφέροντος και συνδέεται άμεσα με την δόση ακτινοβολίας του ασθενούς (Loubele και συν., 2009).

Οι διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολήσης η αλλιώς του όγκου σάρωσης (scan volume) εξαρτώνται από το μέγεθος και το σχήμα του ανιχνευτή, από την γεωμετρία της ακτινικής δέσμης και από την δυνατότητα εστίασης αυτής. Γενικά το σχήμα του όγκου αυτού μπορεί να είναι σφαιρικό ή κυλινδρικό. Αναφέρεται ότι είναι επιθυμητό το μέγεθος του πεδίου να περιορίζεται στον μικρότερο δυνατό όγκο που απεικονίζει την περιοχή ενδιαφέροντος και να επιλέγεται βάσει των στοιχείων του ασθενούς. Έτσι αποφεύγεται η άσκοπη έκθεση του ασθενούς σε ακτινοβολία, ενώ παράλληλα μειώνεται η σκεδαζόμενη ακτινοβολία, η οποία υποβαθμίζει την ποιότητα της εικόνας (White και Pharoah 2015).

Κάποιοι ΥΤΚΔ παρέχουν ένα μεγάλο εύρος πεδίων, ενώ σε άλλα συστήματα αυτή η παράμετρος παραμένει σταθερή. Γενικά τα CBCT συστήματα με βάση το διαθέσιμο FOV μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ως εξής:

- Μικρό πεδίο: Έχει διαστάσεις από 4X4 έως 8X8 και μπορεί να απεικονίσει ένα ημιμόριο ή μία γνάθο.
- Μεσαίο πεδίο: Έχει διαστάσεις 11X8 έως 15X12 και μπορεί να απεικονίσει και τις δύο γνάθους.
- Μεγάλο πεδίο: Έχει διαστάσεις από 15x15 έως 23x26 και μπορεί να αποδώσει ολόκληρο το κρανίο (Τσιχλάκης και Καραγιάννη, 2018).

- **ΜΗΤΡΑ/ΑΡΙΘΜΟΣ ΕΙΚΟΝΟΣΤΟΙΧΕΙΩΝ (MATRIX)**

Η μήτρα μπορεί να καθορισθεί σαν ορθογώνια διάταξη στοιχείων διευθετημένη σε σειρές και στήλες όπου κάθε στοιχείο έχει έναν αριθμό που σχετίζεται με αυτό και εκπροσωπεί έναν συντελεστή γραμμικής εξασθένησης.

Τα pixels αποτελούν την επιφάνεια της εικόνας που αντιστοιχεί σ' ένα voxel της ανατομικής δομής που όπως προαναφέρθηκε συνιστά την μικρότερη υπομονάδα ενός ψηφιακού όγκου και αντιπροσωπεύουν στην μήτρα έναν ψηφιακό αριθμό που αποτελεί τον συντελεστή γραμμικής εξασθένησης της ακτινοβολίας (Τσιχλάκης, 1998).

Η ικανότητα των ΥΤΚΔ να απεικονίζουν διαφορές στη εξασθένηση σχετίζεται με την ικανότητα του ανιχνευτή να απεικονίζει λεπτές διαφορές αντίθεσης. Η παράμετρος αυτή ορίζεται ως «bit depth» του συστήματος και καθορίζει τον διαθέσιμο αριθμό αποχρώσεων του γκρι που μπορούν να αποδώσουν την εξασθένηση. Τα σύγχρονα συστήματα CBCT διαθέτουν ανιχνευτές ικανούς να καταγράφουν διαφορές του γκρι της τάξης των 12bit ή περισσότερο (White και Pharoah 2015).

Η εικόνα επομένως της ΥΤΚΔ αποτελείται από pixels που καθορίζουν το μέγεθος της μήτρας. Τα σύγχρονα συστήματα χρησιμοποιούν μήτρες 256X256, 320X320, 512X512, 1024X1024 pixels. Υπάρχουν δύο ειδών μήτρες: 1) μήτρα ανακατασκευής (reconstruction matrix) που αναφέρεται στον ανιχνευτή και καταγράφει τους συντελεστές εξασθένησης του κάθε voxel 2) μήτρα παρουσίασης της εικόνας (display matrix) που αντιπροσωπεύει την εικόνα όπως παρουσιάζεται κατά την ανασύνθεσή της στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή (Μακρής, 2014). Αναφέρεται ότι pixels μικρότερου

μεγέθους συγκρατούν λιγότερα φωτόνια ακτινοβολίας χ και οδηγούν σε εικόνα με μεγαλύτερο θόρυβο. Συνεπώς τα CBCT συστήματα που χρησιμοποιούν μήτρες μικρότερου μεγέθους συχνά απαιτούν μεγαλύτερη δόση ακτινοβολίας και άρα μεγαλύτερη έκθεση του ασθενούς σε αυτήν (Scarfe και συν., 2008).

- **ΦΙΛΤΡΑ**

Τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια που περιέχει η ακτινική δέσμη αυξάνουν την απορροφούμενη δόση ακτινοβολίας του ασθενούς, ενώ παράλληλα μειώνουν την διαγνωστική πληροφορία. Η απομάκρυνση αυτών των φωτονίων επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση ειδικών φίλτρων μεταξύ της λυχνίας και του ασθενούς, τα οποία αυξάνουν το φαινόμενο σκλήρυνσης της ακτίνας αλλά μειώνουν και την αντίθεση της εικόνας (Ludlow, 2006).

Σε μελέτη του Ludlow το 2011 που αφορούσε στην μονάδα Kodak 9500 αναφέρεται ότι η μεταβολή του kV και η χρήση επιπρόσθετων φίλτρων μείωσε αισθητά την απορροφούμενη δόση του ασθενούς της τάξης του 43% για όλα τα πεδία. Η επίδραση των μεταβολών αυτών στην ποιότητα της εικόνας δεν εξετάστηκε στην συγκεκριμένη έρευνα, παρόλα αυτά αναφέρεται ότι όλες οι εικόνες παρείχαν διαγνωστική πληροφορία. Περαιτέρω έρευνα απαιτείται για την επίδραση των φίλτρων στην ποιότητα της εικόνας της ΥΤΚΔ.

- **ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ**

Μετά την λήψη των αρχικών προβολών της κωνικής δέσμης, πραγματοποιείται η επεξεργασία των ακατέργαστων αυτών στοιχείων (raw data) για την δημιουργία των ογκομετρικών δεδομένων και η όλη διαδικασία

αποκαλείται πρωτογενής ανασύνθεση. Ο χρόνος που απαιτείται για την ανασύνθεση διαφέρει ανάλογα με τις παραμέτρους λήψης (FOV, μέγεθος voxel, αριθμός προβολικών εικόνων), τα τεχνικά χαρακτηριστικά του υπολογιστή που κάνει την επεξεργασία και από το αντίστοιχο λογισμικό.

Τα δεδομένα της εικόνας (image data) αποδίδονται τελικά μέσω του ανασχηματισμού της εικόνας από τα row data. Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής και το αντίστοιχο λογισμικό που συνοδεύει τον τομογράφο μετατρέπουν την ακατέργαστη πληροφορία σε στοιχεία που μπορούν να απεικονισθούν στην οθόνη του υπολογιστή και παράλληλα έχουν διαγνωστική αξία. Η διαδικασία αυτή ορίζεται ως ανακατασκευή της εικόνας {image reconstruction} (Παπαχατζοπούλου, 2015).

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. ΣΚΟΠΟΣ

Σκοπός είναι:

Η συστηματική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας για τον προσδιορισμό της ενεργού δόσης στην Υπολογιστική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης (ΥΤΚΔ).

Ειδικότερα θα μελετηθούν:

1. Το εύρος των τιμών της ενεργού δόσης στον ΥΤΚΔ
2. Η αιτιολόγηση του μεγάλου εύρους τιμών
3. Η επίδραση των διαφορετικών πρωτοκόλλων ακτινοβολήσης στη διαμόρφωση των δόσεων
4. Η επίδραση των μεθόδων μέτρησης της ακτινοβολίας στον υπολογισμό της ενεργού δόσης

μέσα από την ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας.

2.ΜΕΘΟΔΟΣ ΚΑΙ ΥΛΙΚΟ

2.1 ΣΤΡΑΤΗΓΙΚΗ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ

Η αναζήτηση αφορούσε μελέτες δημοσιευμένες από την 1 Ιανουαρίου 2007 έως και την 31 Μαΐου 2019 και πραγματοποιήθηκε σε 4 ηλεκτρονικές βάσεις δεδομένων (MEDLINE, Cochrane Database of systematic reviews in the Cochrane Library, Scopus, Trip Medical Database).

Η αναζήτηση στο MEDLINE πραγματοποιήθηκε με το PubMed ως μηχανή αναζήτησης, χρησιμοποιώντας τόσο λέξεις-κλειδιά που έχουν καταχωρηθεί στο Medline (Medical Subject Headings- MeSH terms) όσο και λέξεις-κλειδιά ελεύθερου κειμένου (free-text terms) σε όλους τους δυνατούς συνδυασμούς. Στα Cochrane Library, Scopus και Trip η αναζήτηση έγινε μόνο σε λέξεις κλειδιά ελεύθερου κειμένου (free-text terms).

MesH Ορολογία (MeSH terms) όπως χρησιμοποιήθηκε στο MEDLINE	Αριθμός Εργασιών n	Λέξεις-κλειδιά ελεύθερου κειμένου όπως χρησιμοποιήθηκαν κατά την αναζήτηση σε Scopus, Trip, Cochrane	Αριθμός Εργασιών n
Cone Beam Computed Tomography	789	CBCT	156
Radiation dosage	245	CBVT	8
Radiation Dosimetry	289	Cone Beam Computer Tomography	89
Thermoluminescent Dosimetry	79	Cone beam computer tomography scanner	44
Radiation Monitoring	29	Cone beam volumetric tomography	18
		digital volumetric tomography	2
		radiation dos*	53
		effective dos*	24
		Dental dosimetry	10
		Thermoluminescent Dosimeters	4

Πίνακας 5. Οι λέξεις κλειδιά που χρησιμοποιήθηκαν στην αναζήτηση στις ηλεκτρονικές βάσεις δεδομένων

2.2 ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΕΠΙΛΟΓΗΣ ΚΑΙ ΑΠΟΚΛΕΙΣΜΟΥ ΤΩΝ ΑΡΘΡΩΝ ΠΟΥ ΠΡΟΕΚΥΨΑΝ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗ

Η συστηματική ανασκόπηση πραγματοποιήθηκε ακολουθώντας τη μεθοδολογία PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses). Με βάση τη μεθοδολογία αυτή καταγράφονται σε ειδική λίστα τα χαρακτηριστικά που πρέπει να πληρούν τα άρθρα που αξιολογούνται προκειμένου να συμπεριληφθούν στην συστηματική ανασκόπηση (PRISMA Checklist). Η όλη διαδικασία ακολουθεί ένα διάγραμμα ροής στο οποίο παρουσιάζονται όλα τα στάδια της αναζήτησης και τα αποτελέσματα του καθενός (PRISMA flow diagram).

2.2.1 ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΕΠΙΛΟΓΗΣ

Συμπεριελήφθησαν μόνο τα άρθρα που πληρούσαν τα παρακάτω κριτήρια και σχετίζονται με τη γλώσσα δημοσίευσης τους, το σχεδιασμό τους, το είδος της δόσης που καταγράφεται, τον τρόπο υπολογισμού και την ανατομική περιοχή που αφορούν.

- **Γλώσσα:** Άρθρα δημοσιευμένα μόνο στην Αγγλική γλώσσα.
- **Σχεδιασμός:** Όλα τα άρθρα που συμπεριλήφθηκαν είναι πρωτότυπες εργαστηριακές έρευνες (in vitro) μέτρησης της δόσης ακτινοβολίας. Για την συμπερίληψή τους στην ανασκόπηση έπρεπε να περιλαμβάνουν πληροφορίες σχετικά με τον ΥΤΚΔ που χρησιμοποιήθηκε, το πεδίο ακτινοβολήσης (FOV), το πρωτόκολλο ακτινοβολήσης και το είδος του δοσιμέτρου που χρησιμοποιήθηκε.

- **Υπολογισμός Ενεργού δόσης:** Άρθρα στα οποία η Ενεργός δόση υπολογίστηκε με βάση τις συστάσεις της Διεθνούς Επιτροπής Ακτινοπροστασίας (ICRP 103-2007)
- **Είδος δόσης:** Συμπεριελήφθησαν μόνο οι έρευνες που μετρούσανε την Απορροφούμενη και υπολόγιζαν την Ενεργό δόση.
- **Ανατομική περιοχή:** Άρθρα που η μελέτη αφορούσε στη Γναθοπροσωπική περιοχή.

2.2.2 ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΑΠΟΚΛΕΙΣΜΟΥ

Αντίστοιχα από τη μελέτη αποκλείστηκαν:

- Άρθρα τα οποία δεν ήταν δυνατόν να βρεθεί το πλήρες κείμενο στην αγγλική γλώσσα.
- Βιβλιογραφικές ανασκοπήσεις, γράμματα προς τον επιστημονικό εκδότη
- Άρθρα τα οποία βασίζονταν σε μη εργαστηριακές έρευνες (δηλαδή άρθρα στα οποία ο προσδιορισμός της δόσης έγινε με βάση τα μοντέλα Monte Carlo)
- Άρθρα στα οποία δεν αναφέρονταν το πρωτόκολλο ακτινοβολήσης, δηλαδή το πεδίο ενδιαφέροντος (FOV), το mA, ο χρόνος ακτινοβολήσης και το KVp
- Άρθρα στα οποία μετρήθηκε μόνο η επιφανειακή δόση (skin dose).
- Άρθρα στα οποία για τον υπολογισμό της Ενεργού δόσης δεν ακολουθήθηκαν οι προτάσεις του ICRP-103 (2007).

2.2.3 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΩΝ ΑΡΘΡΩΝ

Μετά το τέλος της αναζήτησης αφαιρέθηκαν όσα άρθρα είχαν ανευρεθεί δύο φορές. Στη συνέχεια ξεκίνησε η διαδικασία αξιολόγησής των άρθρων από δύο ανεξάρτητους παρατηρητές. Αρχικά αξιολογήθηκαν μόνο οι περιλήψεις των άρθρων. Όσα άρθρα πληρούσαν τα κριτήρια επιλογής που προαναφέρθηκαν συμπεριλήφθηκαν στο επόμενο στάδιο το οποίο αφορά στη μελέτη του πλήρους κειμένου των άρθρων. Μετά τη μελέτη του πλήρους κειμένου αφαιρέθηκαν όλα τα άρθρα που δεν πληρούσαν τα κριτήρια επιλογής και αποκλεισμού (πίνακας 5).

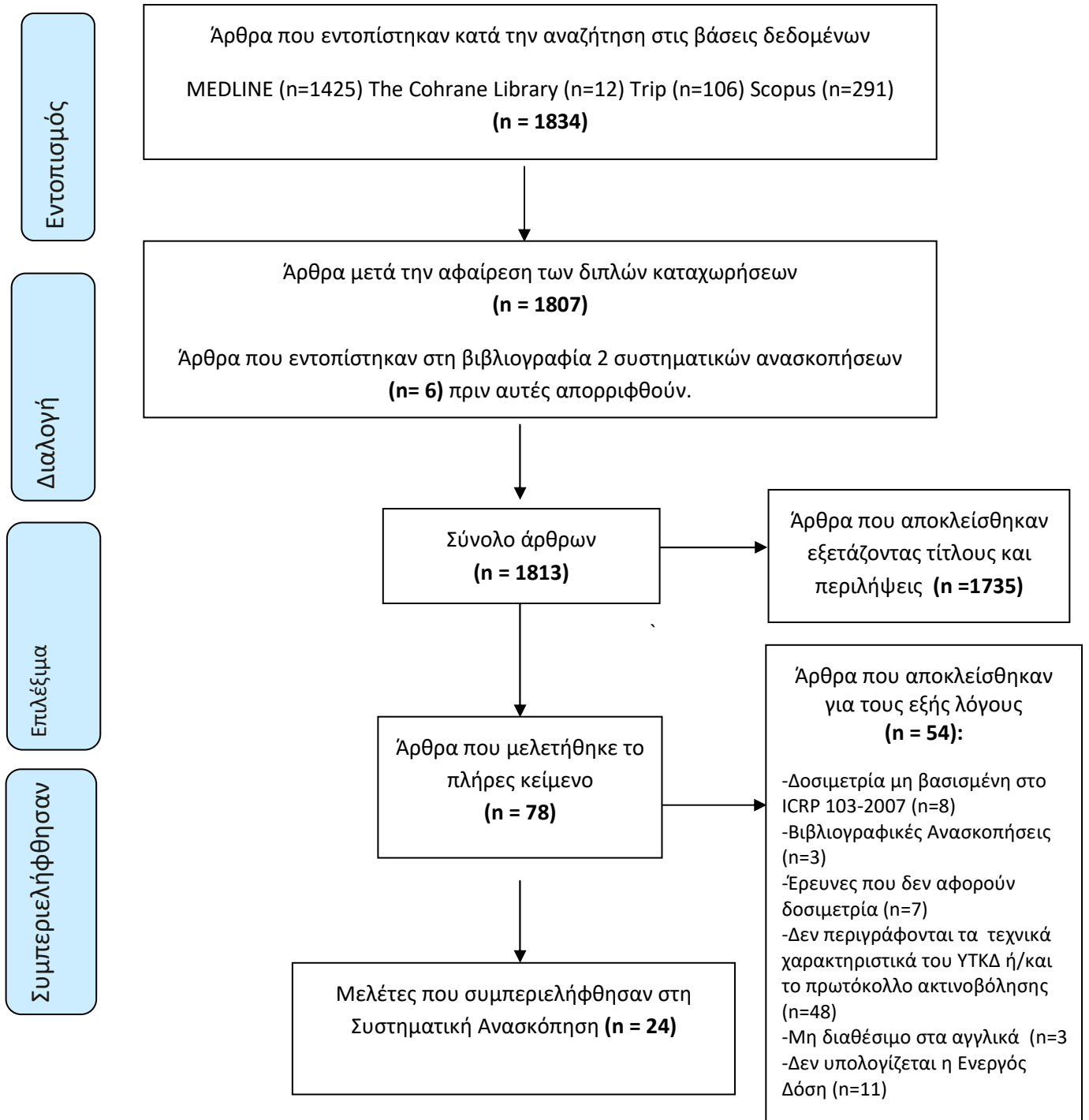
Κριτήρια αποκλεισμού που εφαρμόστηκαν στο στάδιο μελέτης του πλήρους κειμένου	Αριθμός Μελετών N
Δοσιμετρία που δεν βασίστηκε στο ICRP 103-2007	8
Βιβλιογραφικές Ανασκοπήσεις	3
Έρευνες που δεν αφορούσαν δοσιμετρία	7
Δεν περιγράφονται τα τεχνικά χαρακτηριστικά του ΥΤΚΔ ή/και το πρωτόκολλο ακτινοβολήσης	48
Δεν υπήρχε διαθέσιμο το πλήρες κείμενο στην αγγλική γλώσσα	3
Δεν υπολογίζουν την Ενεργός Δόση	22

Πίνακας 6. Κριτήρια αποκλεισμού που εφαρμόστηκαν κατά τη μελέτη του πλήρους κειμένου των άρθρων

Όλα τα στάδια της διαδικασίας επιλογής των άρθρων παρουσιάζονται αναλυτικά στο διάγραμμα ροής (flow diagram) του PRISMA Statement (Σχήμα 1).



Στάδια ανασκόπησης σύμφωνα με τη μεθοδολογία PRISMA (PRISMA Flow Diagram)



Σχήμα 1 Η μεθοδολογία PRISMA όπως εφαρμόστηκε κατά τη διεξαγωγή της ανασκόπησης σε διάγραμμα ροής

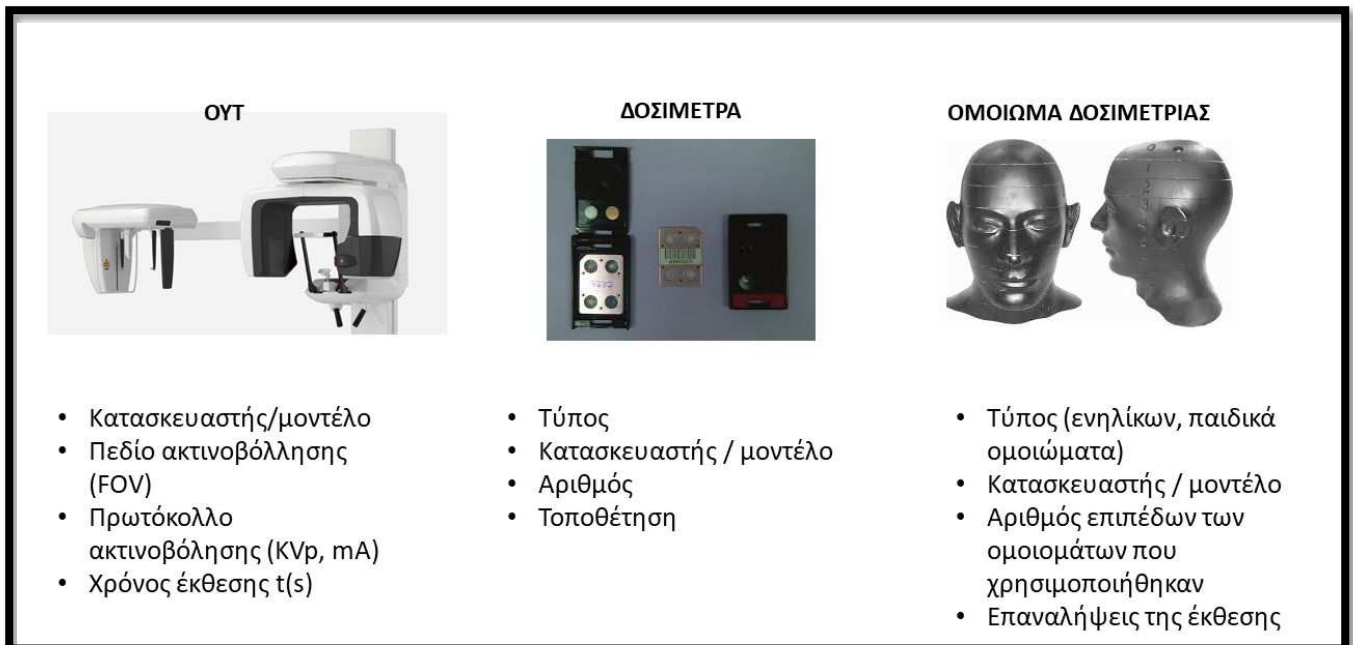
2.3.ΕΞΑΓΩΓΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Τα δεδομένα που αναφέρονταν σε κάθε άρθρο καταχωρήθηκαν σε ειδικό έντυπο καταγραφής (παράρτημα 1).

Ειδικότερα, από κάθε άρθρο καταγράφηκαν στοιχεία που αφορούσαν

1. στο είδος και τα τεχνικά χαρακτηριστικά του ΥΤΚΔ,
2. στη μέθοδο δοσιμετρίας που χρησιμοποιήθηκε,
3. στα πρωτόκολλα ακτινοβολήσης,
4. στο είδος του ομοιώματος δοσιμετρίας που χρησιμοποιήθηκε και
5. τις τιμές της Ενεργού δόσης που καταγράφηκαν.

Τα στοιχεία που καταγράφηκαν από τους δύο παρατηρητές στη φάση αγωγής των δεδομένων φαίνονται στην εικόνα.



Εικόνα 6 Στοιχεία που καταχωρήθηκαν κατά την εξαγωγή των δεδομένων. Τροποποιημένο από Al Oksi και συνεργάτες (2015).

Αρχικά, οι δύο παρατηρητές αξιολόγησαν ανεξάρτητα το κάθε άρθρο και στη συνέχεια σε κάθε άρθρο όπου υπήρξε διαφωνία στα ευρήματα που καταγράφηκαν επιλύθηκε με συζήτηση μεταξύ των παρατηρητών.

Οι τιμές της Ενεργού δόσης που καταγράφηκαν καταχωρήθηκαν σε τρεις διαφορετικές ομάδες ανάλογα με το πεδίο ακτινοβολήσης α) $FOV < 6$ cm, β) $FOV = 6-12$ cm, γ) $FOV > 12$ cm). Η επεξεργασία των δεδομένων πραγματοποιήθηκε σε ένα υπολογιστικό φύλλο Excel (Microsoft Office Excel 2013, Microsoft Corporation, Redmond, WA).

4.ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ

Η αρχική αξιολόγηση των μεταβλητών έδειξε λοξότητα δηλαδή οι μεταβλητές δεν εμφάνιζαν κανονική κατανομή (Πίνακας 6). Ειδικότερα, σε κάποιες μεταβλητές όπως το ύψος του πεδίου ακτινοβολήσης (FOV), το mAs και ο αριθμός δοσιμέτρων, η μη κανονικότητα στην κατανομή ήταν εντονότερη.

Μεταβλητή	N	Μέση Τιμή (Mean)	Τυπική Απόκλιση (SD)	Διάμεσος (Median)	Mode	Frequency of Mode	Skewness	Ελάχιστη	Μέγιστη
FOV H (cm)	210	9,60010	5,02887	8	5	37	0,915941	1	30
FOV W (cm)	198	10,85717	5,25977	10	8	28	0,513639	3,7	30
KVp	210	95,58095	15,09668	90	90	73	0,548158	70	120
mAs	207	50,00498	44,21542	37,07	45	19	2,349144	6	360
Number of dosemeters (n)	210	52,05238	49,73261	24	24	132	1,280992	4	155

Πίνακας 7. Περιλαμβάνονται οι μέσες και διάμεσες τιμές, οι σταθερές αποκλίσεις, καθώς και οι ελάχιστες και μέγιστες τιμές των μεταβλητών που μελετήθηκαν στην στατιστική ανάλυση

Για το λόγο αυτό έγινε έλεγχος της κανονικότητας ώστε να αποφασισθεί ποιες στατιστικές δοκιμασίες ήταν κατάλληλες για τα δεδομένα. Όπως φαίνεται στον πίνακα 7 παρακάτω καμία από τις μεταβλητές δεν είχε κανονική κατανομή σύμφωνα με τη δοκιμασία κανονικότητας Kolmogorov-Smirnov. Οπότε χρησιμοποιήθηκαν μη παραμετρικές δοκιμασίες για την περαιτέρω ανάλυση των σχέσεων μεταξύ των μεταβλητών.

Μεταβλητή	Δοκιμασία κανονικότητας Kolmogorov-Smirnov
FOV H	d=0,16292, p<0,01
FOV W (cm)	d=0,17621, p<0,01
KVp	d=0,30133, p<0,01
mAs	d=0,18475, p<0,01
Number of dosemeters	d=0,40933, p<0,01

Πίνακας 8. Δοκιμασία κανονικότητας

Η στατιστική ανάλυση έγινε με το πρόγραμμα STATISTICA 12.5 για Windows. Για την αξιολόγηση της συνάφειας μεταξύ των μεταβλητών χρησιμοποιήθηκε ο δείκτης συνάφειας του Spearman (Spearman correlation coefficient) λόγω

της μη κανονικότητας που παρουσίαζε η πλειονότητα των μετρήσεων (πίνακας 8)

Δείκτες συνάφειας Spearman	FOV H (cm)	FOV W (cm)	KVp	mAs	Αριθμός δοσιμέτρων
FOV H (cm)	1,000000	0,624359	0,390745	-0,099796	0,044131
FOV W (cm)	0,624359	1,000000	0,444369	-0,274993	-0,176515
KVp	0,390745	0,444369	1,000000	-0,474553	-0,024026
mAs	-0,099796	-0,274993	-0,474553	1,000000	0,172385
Number of doseimeters (n)	0,044131	-0,176515	-0,024026	0,172385	1,000000

Πίνακας 9. Έλεγχος συνάφειας των μεταβλητών

*με κόκκινο σημειωμένες οι συνάφειες που έχουν στατιστική σημαντικότητα μικρότερη του 0,05.

Όπως φαίνεται στον πίνακα 8 η τιμή mAs σχετίζεται αρνητικά με το πλάτος του FOV (ελαφρά), με το KVp (μέτρια) και οριακά αν και στατιστικά σημαντικά με τον αριθμό των δοσιμέτρων.

Η τιμή του KV σχετίζεται θετικά με το ύψος και το πλάτος του FOV (0,39 και 0,44 αντίστοιχα) σ μέτριο επίπεδο.

Ελέγχθηκε η ενεργός δόση σε σχέση με το ύψος και το πλάτος του FOV, το mAs, το Kv και τον αριθμό των δοσιμέτρων. Το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

5. ΕΥΡΗΜΑΤΑ

5.1. ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΟΥΣ ΥΤΚΔ

5.1.1 ΑΝΑΛΟΓΑ ΜΕ ΤΗΝ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΡΙΑ ΕΤΑΙΡΕΙΑ

Στα άρθρα που μελετήθηκαν χρησιμοποιήθηκαν ΥΤΚΔ από 18 διαφορετικές κατασκευάστριες εταιρείες. Όπως προκύπτει οι περισσότερες μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε ΥΤΚΔ της εταιρείας J. Morita (47 μετρήσεις, 22,38%) και ακολουθούν η Kodak Dental Systems (34 μετρήσεις,16,1%), η ICAT Imaging Sciences International (26 μετρήσεις, 12,3%) η Quantitative Radiology (19 μετρήσεις, 9,04%) και η Planmeca Oy (18 μετρήσεις, 8,57%).

Κατασκευάστρια εταιρεία	Αριθμός Μηχανημάτων N	%
Sirona Dental Systems (GmbH, Bensheim, Germany)	18	8,57143
J, Morita, Kyoto, Japan	47	22,38095
I-CAT Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA	26	12,38095
Imtec (3M), Ardmore, OK, USA	3	1,42857
Kodak Dental Systems, Bensheim, Germany	34	16,19048
Quantitative Radiology, Verona, Italy	19	9,04762
VATECH, Yongin, Republic of Korea	4	1,90476
Planmeca Oy, Helsinki, Finland	18	8,57143
MyRay, Cefla, Dental group, Imola, Italy	1	0,47619
Soredex, Tuusula, Finland	4	1,90476
I-CAT Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA	5	2,38095
Asahi Roengten Ind, Co, Kyoto, Japan	4	1,90476
Terarecon, San Mateo, CA	1	0,47619
Asahi Roengten Co., Kyoto Japan	1	0,47619
KaVo, Biberach, Germany	8	3,80952
Hitachi Medical Systems, Tokyo, Japan	2	0,95238
Cefla Dental Group (Imola Italy)	2	0,95238
Instrumentarium (Helsinki, Finland)	13	6,19048

Πίνακας 10. Οι κατασκευάστριες εταιρείες που καταγράφηκαν στην ανασκόπηση

5.1.2 ΑΝΑΛΟΓΑ ΜΕ ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΥΤΚΔ

Στα άρθρα που μελετήθηκαν οι μετρήσεις των δόσεων αφορούσαν ένα μεγάλο αριθμό Υπολογιστικών Τομογράφων από διαφορετικές εταιρείες. Το μοντέλο του τομογράφου που χρησιμοποιήθηκε περισσότερο είναι ο Promax 3D (Planmeca, 12 άρθρα) και ακολουθούν οι Newtom VGI (6 άρθρα), i-CAT Next Generation (6 άρθρα) και CB Mercuray (6 άρθρα).

Μοντέλο ΥΤΚΔ	Κατασκευάστρια Εταιρεία	Αριθμός Ερευνών (N)
Galileos Comfort	Sirona	5
Veraviewepocs 3D	J Morita	3
i-CAT Next Generation	i-CAT	6
Iluma Elite	Imtec	1
Kodak 9300 3D	Kodak	1
Kodak 9500	Kodak	5
Newtom VGI	QR Verona	6
PaxUni 3D	Vatech	1
Picasso Trio	Vatech	1
Skyview	MyRay	1
Scanora 3D	Soredex	4
Kodak 9000 3D	Kodak	4
i-CAT Classical	i-CAT	5
Newtom 9000	QR Verona	4
Accuitomo 3D CCD	J Morita	6
Newtom 3G	QR Verona	3
Alphard Vega	Asahi	1
CB Mercuray	Hitachi	6
Iluma	Imtec	2
Galileos	Sirona	1
Promax 3D	Planmeca	12
Prexion 3D	Terarecon	1
AZ 3000 CT	Asahi	1
Implagraphy	Vatech	1
3D eXam	KaVo	3
3D Accuitomo FP	J Morita	2
Orthophos XG 3D	Sirona	2
Master 3DS	Vatech	1
PaxDuo 3D	Vatech	1
Planmed Verity	Planmeca	1
3D Accuitomo 170	Morita	3
OP 300 Maxio	Instrumentarium	1
i-CAT FLX	iCAT	1
Pan eXam Plus	Kavo	1

Πίνακας 11. Τα μοντέλα ΥΤΚΔ που καταγράφηκαν στην ανασκόπηση

Αρκετοί ερευνητές όπως ο Ludlow (Ludlow και συν. 2015) πραγματοποίησαν για κάθε μοντέλο τομογράφου έναν μεγάλο αριθμό μετρήσεων, τροποποιώντας τα πρωτόκολλα ακτινοβολήσης, το FOV καθώς και την ανατομική θέση του πεδίου ακτινοβολήσης στο ομοίωμα δοσιμετρίας. Κατά συνέπεια σε κάποια μοντέλα ΥΤΚΔ έγινε μία μέτρηση, ωστόσο στους περισσότερους πραγματοποιήθηκαν περισσότερες μετρήσεις της ενεργού δόσης.

Αναλυτικότερα, οι ΥΤΚΔ στους οποίους πραγματοποιήθηκαν οι περισσότερες μετρήσεις ήταν ο 3D Accuitomo 170 (34 μετρήσεις, 16,1%), ο Kodak CS 9300 (20 μετρήσεις, 5%), ο Promax 3D (17 μετρήσεις, 8,09%) και ο VGI της Newtom (15 μετρήσεις, 7,1%).

Εξοπλισμός	Αριθμός μετρήσεων σε κάθε μοντέλο ΥΤΚΔ		Εξοπλισμός	Αριθμός μετρήσεων σε κάθε μοντέλο ΥΤΚΔ	
	N	%		N	%
3D Accuitomo 170	34	16,19048	OP 300 Maxio	13	6,19048
3D eXam	6	2,85714	Orthophos XG	5	2,38095
3D Accuitomo 80	9	4,28571	Pan eXam Plus	2	0,95238
Alphard VEGA	4	1,90476	PaxUni3D	1	0,47619
AZ 3000 CT	1	0,47619	Picasso Trio	2	0,95238
CB Mercuray	2	0,95238	Planmed verity	1	0,47619
Galileos Comfort	13	6,19048	Prexion 3D	1	0,47619
i-Cat classic	5	2,38095	Promax 3D	17	8,09524
i-CAT FLX	17	8,09524	Scanora 3D	4	1,90476
i-CAT Next	12	5,71429	Veraviewepocs 3D	2	0,95238
Iluma Elite	1	0,47619			
Ilumina Standard	1	0,47619			
Ilumina Ultra	1	0,47619			
Implagraphy	1	0,47619			
Kodak 9500	7	3,33333			
Kodak CS 9000 3D	7	3,33333			
Kodak CS 9300	20	9,52381			
Newtom 3G	5	2,38095			
Newtom 9000	1	0,47619			
Newtom VGI	15	7,14286			

Πίνακας 12. Αριθμός μετρήσεων για κάθε μοντέλο ΥΤΚΔ

5.1.3 ΣΧΕΣΗ ΑΝΑΜΕΣΑ ΣΤΗΝ ΕΝΕΡΓΟ ΔΟΣΗ, ΤΟ ΥΨΟΣ ΚΑΙ ΤΟ ΠΛΑΤΟΣ ΤΟΥ ΠΕΔΙΟΥ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ, ΤΟΥ KV, ΤΟΥ mAS ΚΑΙ ΤΟΥ ΑΡΙΘΜΟΥ ΤΩΝ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ

Στα άρθρα που μελετήθηκαν για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης έγιναν από 1 ως 6 μετρήσεις σε κάθε ΥΤΚΔ.

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν όταν αξιολογήθηκε η ενεργός δόση που προέκυψε από όλους του ΥΤΚΔ στους οποίους έγινε τουλάχιστον μία μέτρηση παρουσιάζονται στον πίνακα 11. Όπως προκύπτει από τη μελέτη των άρθρων η ενεργός δόση εμφανίζει χαμηλή αλλά στατιστικά σημαντική συσχέτιση με το ύψος του FOV.

Συνάφειες Spearman της Ενεργού δόσης με το ύψος και το πλάτος του FOV, KV, mAs και αριθμό δοσιμέτρων	N	Spearman R	t(N-2)	p-value
Ενεργός δόση (μSv) & Ύψος FOV(cm)	210	0,376680	5,86452	0,000000
Ενεργός δόση (μSv) & πλάτος FOV (cm)	198	0,273002	3,97294	0,000100
Ενεργός δόση (μSv) & KVp	210	0,067045	0,96911	0,333616
Ενεργός δόση (μSv) & mAs	207	0,439318	7,00195	0,000000
Ενεργός δόση (μSv) & αριθμός δοσιμέτρων (n)	210	0,106118	1,53915	0,125287

*με κόκκινο σημειωμένες οι συνάφειες που έχουν στατιστική σημαντικότητα μικρότερη του 0,05.

Πίνακας 13. Η συσχέτιση ενεργού δόσης με το ύψος, το πλάτος του FOV, το KV, το mAs και τον αριθμό δοσιμέτρων στους ΥΤΚΔ στους οποίους έγινε τουλάχιστον μία μέτρηση

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν όταν αξιολογήθηκε η ενεργός δόση που προέκυψε από όλους του ΥΤΚΔ στους οποίους έγιναν τουλάχιστον δύο μετρήσεις και αφορούν τη δεύτερη μέτρηση παρουσιάζονται στον πίνακα 12. Ο αριθμός των ΥΤΚΔ που στον οπού πραγματοποιήθηκε και δεύτερη μέτρηση είναι περίπου ο μισός του συνολικού αριθμού των ΥΤΚΔ. Όπως φαίνεται στον πίνακα-2 παραμένει η ίδια σχέση μόνο με το πλάτος του FOV και την mAs -2.

Συνάφειες Spearman της Ενεργού δόσης με το ύψος και το πλάτος του FOV, KV, mAs και αριθμό δοσιμέτρων	N	Spearman R	t(N-2)	p-value
Ενεργός δόση (μSv) & Ύψος FOV(cm)	99	0,155341	1,54873	0,124702
Ενεργός δόση (μSv) & πλάτος FOV (cm)	97	0,208044	2,07312	0,040869
Ενεργός δόση (μSv) & KVp	99	-0,159796	-1,59429	0,114123
Ενεργός δόση (μSv) & mAs	99	0,558833	6,63692	0,000000
Ενεργός δόση (μSv) & αριθμός δοσιμέτρων (n)	99	0,036974	0,36440	0,716350

*με κόκκινο σημειωμένες οι συνάφειες που έχουν στατιστική σημαντικότητα μικρότερη του 0,05.

Πίνακας 14. Η συσχέτιση ενεργού δόσης με το ύψος, το πλάτος του FOV, το KV, το mAs και τον αριθμό δοσιμέτρων στους ΥΤΚΔ στους οποίους έγιναν τουλάχιστον δύο μετρήσεις

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν όταν αξιολογήθηκε η ενεργός δόση που προέκυψε από όλους του ΥΤΚΔ στους οποίους έγιναν τουλάχιστον τρεις μετρήσεις και αφορούν την τρίτη μέτρηση παρουσιάζονται στον πίνακα 13.

Συνάφειες Spearman της Ενεργού δόσης με το ύψος και το πλάτος του FOV, KV, mAs και αριθμό δοσιμέτρων	N	Spearman R	t(N-2)	p-value
Ενεργός δόση (μSv) & Ύψος FOV(cm)	70	0,202036	1,70111	0,093490
Ενεργός δόση (μSv) & πλάτος FOV (cm)	69	0,430765	3,90704	0,000220
Ενεργός δόση (μSv) & KVp	70	0,000595	0,00490	0,996103
Ενεργός δόση (μSv) & mAs	70	0,438196	4,01996	0,000148
Ενεργός δόση (μSv) & αριθμός δοσιμέτρων (n)	70	-0,124569	-1,03529	0,304203

*με κόκκινο σημειωμένες οι συνάφειες που έχουν στατιστική σημαντικότητα μικρότερη του 0,05.

Πίνακας 15. Η συσχέτιση ενεργού δόσης με το ύψος, το πλάτος του FOV, το KV, το mAs και τον αριθμό δοσιμέτρων στους ΥΤΚΔ στους οποίους έγιναν τουλάχιστον δύο μετρήσεις

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν όταν αξιολογήθηκε η ενεργός δόση που προέκυψε από όλους του ΥΤΚΔ στους οποίους έγιναν τουλάχιστον τέσσερις μετρήσεις και αφορούν την τέταρτη μέτρηση παρουσιάζονται στον πίνακα 14.

Συνάφειες Spearman της Ενεργού δόσης με το ύψος και το πλάτος του FOV, KV, mAs και αριθμό δοσιμέτρων	N	Spearman R	t(N-2)	p-value
Ενεργός δόση (μSv) & Ύψος FOV(cm)	61	0,099399	0,76730	0,445965
Ενεργός δόση (μSv) & πλάτος FOV (cm)	60	0,522351	4,66514	0,000019
Ενεργός δόση (μSv) & KVp	61	0,003439	0,02642	0,979013
Ενεργός δόση (μSv) & mAs	61	0,724265	8,06819	0,000000
Ενεργός δόση (μSv) & αριθμός δοσιμέτρων (n)	61	0,151637	1,17837	0,243379

*με κόκκινο σημειωμένες οι συνάφειες που έχουν στατιστική σημαντικότητα μικρότερη του 0,05.

Πίνακας 16. Η συσχέτιση ενεργού δόσης με το ύψος, το πλάτος του FOV, το KV, το mAs και τον αριθμό δοσιμέτρων στους ΥΤΚΔ στους οποίους έγιναν τουλάχιστον δύο μετρήσεις

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν όταν αξιολογήθηκε η ενεργός δόση που προέκυψε από όλους του ΥΤΚΔ στους οποίους έγιναν τουλάχιστον πέντε μετρήσεις και αφορούν την πέμπτη μέτρηση παρουσιάζονται στον πίνακα 15.

Συνάφειες Spearman της Ενεργού δόσης με το ύψος και το πλάτος του FOV, KV, mAs και αριθμό δοσιμέτρων	N	Spearman R	t(N-2)	p-value
Ενεργός δόση (μSv) & Ύψος FOV(cm)	19	0,388425	1,73798	0,100293
Ενεργός δόση (μSv) & πλάτος FOV (cm)	19	0,377554	1,68112	0,111018
Ενεργός δόση (μSv) & KVp	19	0,262172	1,12015	0,278228
Ενεργός δόση (μSv) & mAs	19	0,392476	1,75939	0,096494
Ενεργός δόση (μSv) & αριθμός δοσιμέτρων (n)	19	0,187950	0,78900	0,440979

*με κόκκινο σημειωμένες οι συνάφειες που έχουν στατιστική σημαντικότητα μικρότερη του 0,05.

Πίνακας 17. Η συσχέτιση ενεργού δόσης με το ύψος, το πλάτος του FOV, το KV, το mAs και τον αριθμό δοσιμέτρων στους ΥΤΚΔ στους οποίους έγιναν τουλάχιστον δύο μετρήσεις

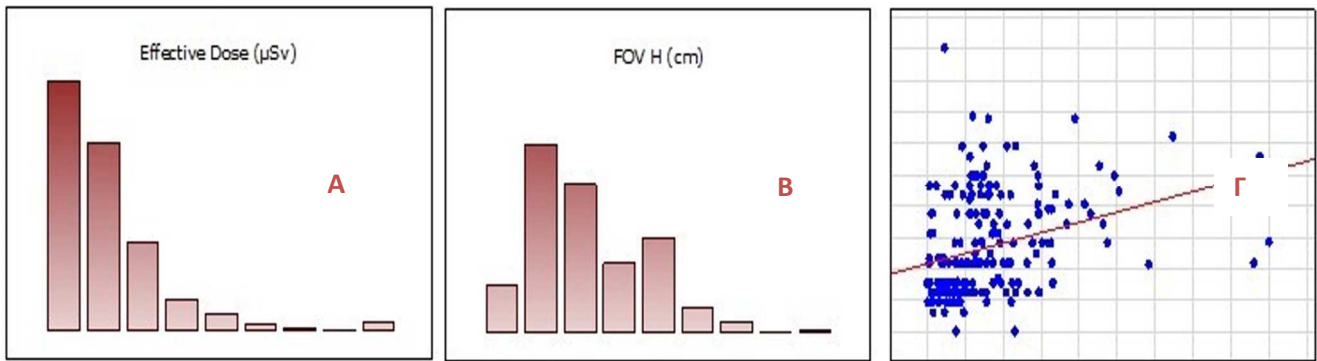
Τα αποτελέσματα που προέκυψαν όταν αξιολογήθηκε η ενεργός δόση που προέκυψε από όλους του ΥΤΚΔ στους οποίους έγιναν τουλάχιστον έξι μετρήσεις και αφορούν την έκτη μέτρηση παρουσιάζονται στον πίνακα 16.

Συνάφειες Spearman της Ενεργού δόσης με το ύψος και το πλάτος του FOV, KV, mAs και αριθμό δοσιμέτρων	N	Spearman R	t(N-2)	p-value
Ενεργός δόση (μSv) & Ύψος FOV(cm)	16	0,428302	1,77346	0,097898
Ενεργός δόση (μSv) & πλάτος FOV (cm)	16	0,415695	1,71015	0,109297
Ενεργός δόση (μSv) & KVp	16	0,649021	3,19205	0,006523
Ενεργός δόση (μSv) & mAs	15	0,675749	3,30530	0,005689
Ενεργός δόση (μSv) & αριθμός δοσιμέτρων (n)	16	NA	NA	NA

*με κόκκινο σημειωμένες οι συνάφειες που έχουν στατιστική σημαντικότητα μικρότερη του 0,05.

Πίνακας 18. Η συσχέτιση ενεργού δόσης με το ύψος, το πλάτος του FOV, το KV, το mAs και τον αριθμό δοσιμέτρων στους ΥΤΚΔ στους οποίους έγιναν τουλάχιστον δύο μετρήσεις

Όπως φαίνεται από του παραπάνω πίνακες όταν έγιναν 5 και 6 μετρήσεις (πίνακες 15 και 16) εμφανίζεται περίπου η ίδια συσχέτιση με αυτή που εμφανίζεται όταν έχουν γίνει 1 ως 4 μετρήσεις (πίνακες 11 ως 14) αλλά ο αριθμός των δεδομένων δεν επαρκεί για να εξαχθούν ασφαλή στατιστικά συμπεράσματα.

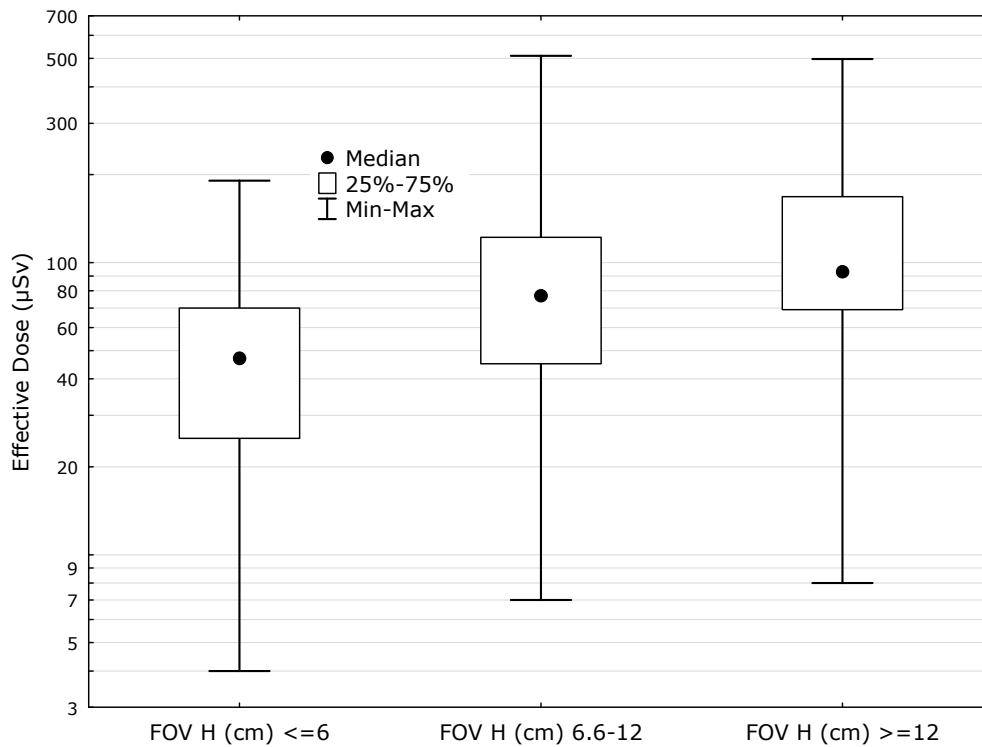


Spearman Rank Order Correlations N=210, Spearman R=0.378, p-value=0.00000

Γράφημα 3 Διάγραμμα σκέδασης όπου φαίνεται η σχέση του ύψους του πεδίου με την ενεργό δόση

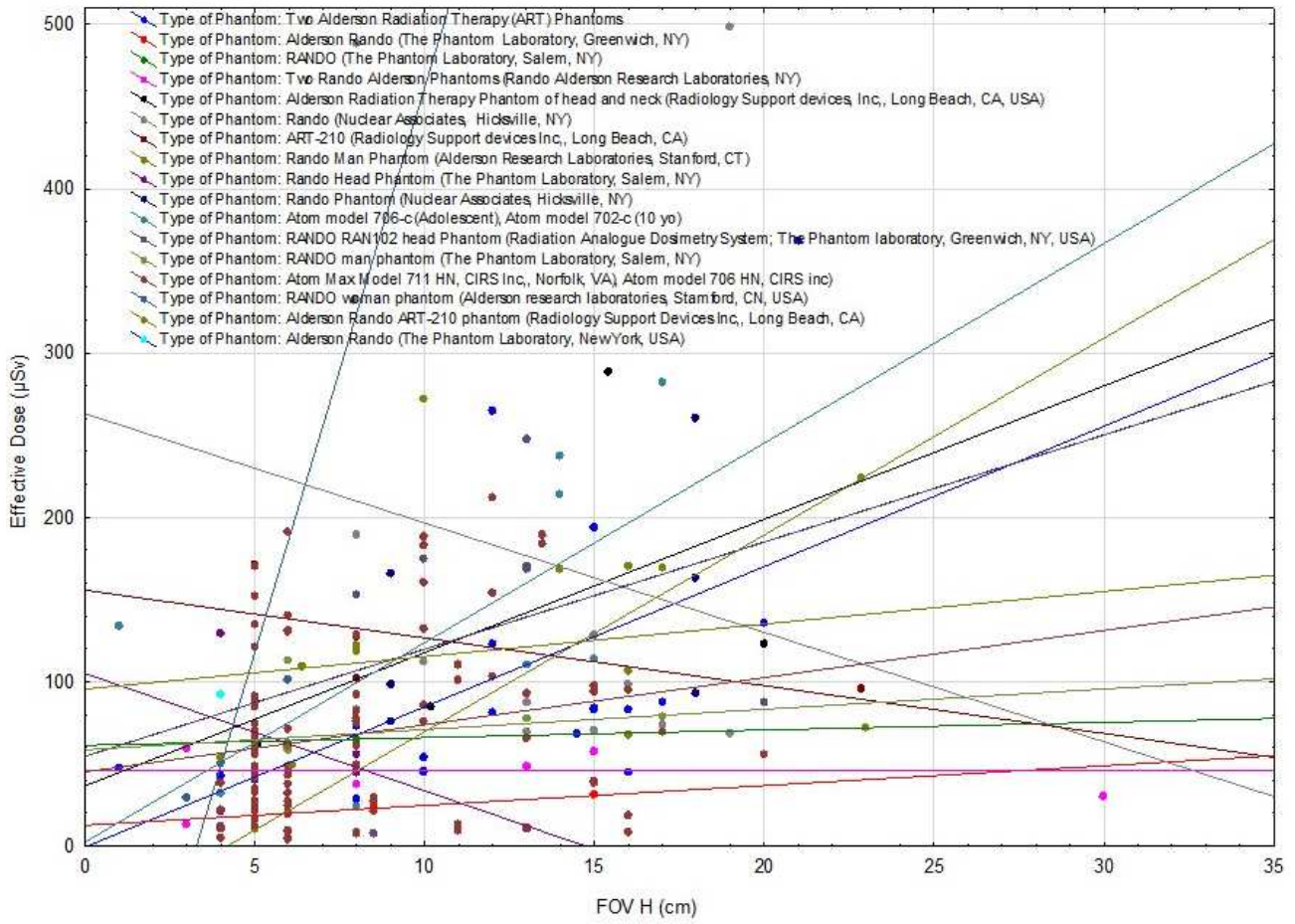
Η σχέση μεταξύ της ενεργού δόσης και του ύψους FOV ήταν θετική σύμφωνα με το δείκτη συνάφειας Spearman όπως φαίνεται και στο παραπάνω γράφημα (Γράφημα 3). Στο γράφημα A απεικονίζεται η διασπορά που προκύπτει από τις τιμές της ενεργού δόσης (θετική λοξότητα / positive skew). Στο γράφημα B απεικονίζεται η διασπορά των τιμών του ύψους του πεδίου ακτινοβολήσης (θετική λοξότητα / positive skew). Στο διάγραμμα σκέδασης Γ (scattergram) απεικονίζεται η σχέση ανάμεσα στις δύο παραμέτρους [Ενεργός δόση (μSv) και ύψους FOV (H cm)].

Η ίδια σχέση μεταξύ Ενεργού δόσης (μSv) και ύψους FOV (H cm) διατηρήθηκε και όταν ομαδοποιήσουμε το πεδίο ακτινοβολήσης ανάλογα με τις διαστάσεις σε FOV ≤ 6 cm, FOV 6-12 cm και FOV ≥ 10 cm όπως αυτή παρουσιάζεται και στους AL-OKSHI et al, 2014 (Γράφημα 4).



Γράφημα 4. Η ενεργός δόση σε μSv όπως διαμορφώνεται ανάλογα με τις διαστάσεις των πεδίων ακτινοβολήσης

Επιπλέον, μελετήθηκε πώς διαμορφώνεται η Ενεργός δόση όταν αυξάνεται το πεδίο ακτινοβολήσης σε κάθε τύπο ομοιώματος που χρησιμοποιήθηκε στα άρθρα που συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη. Από τη μελέτη αυτή φάνηκε ότι ενώ η γενική σχέση είναι πράγματι θετική (Spearman $R = 0.378$, $p=0.000$) δεν ισχύει το ίδιο για όλους τους τύπους ομοιωμάτων (Διάγραμμα 3).

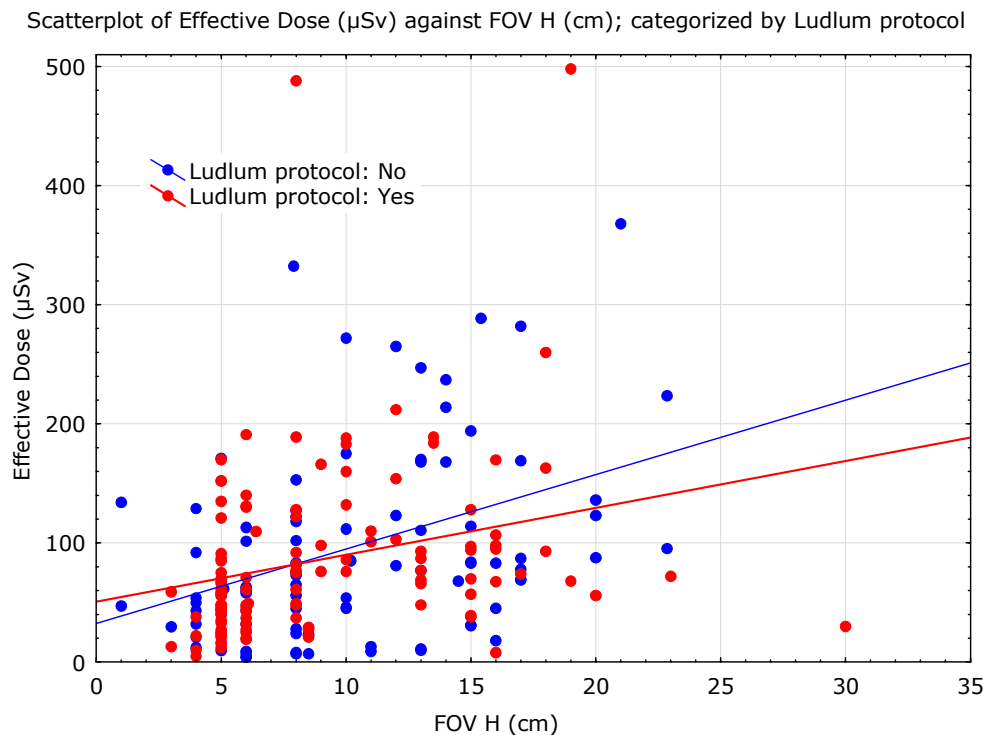


Rando (Nuclear Associates, Hicksville, NY)
Rando Phantom (Nuclear Associates, Hicksville, NY)
Atom model 706-c (Adolescent), Atom model 702-c (10 yo)
RANDO RAN102 head Phantom (Radiation Analogue Dosimetry System; The Phantom laboratory, Greenwich, NY, USA)
RANDO PHANTOM (The Phantom Laboratory, Salem, New York, USA)
ALDERSON RANDO PHANTOM (Radiology Support Devices, USA)
ALDERSON RADIATION THERAPY PHANTOM (ART, Radiology Support Devices, USA)

Γράφημα 5 Διάγραμμα σκέδασης μεταξύ της ενεργού δόσης και του ύψους του πεδίου (κατηγοριοποιημένη σε σχέση με τον τύπο των ομοιωμάτων)

Όπως προκύπτει από τα παραπάνω διάγραμμα όταν αυξάνεται το ύψος του πεδίου ακτινοβολήσης αυξάνεται και η ενεργός δόση. Ωστόσο, ότι σε κάποιες περιπτώσεις η σχέση αυτή φαίνεται να είναι αρνητική. Δηλαδή, σε κάποιες περιπτώσεις αυξάνοντας το ύψος του πεδίου παρατηρείται μείωση της ενεργού δόσης.

Ο Ludlow (2008) πρότεινε ένα πρωτόκολλο τυποποίησης της μέτρησης για να αποφευχθούν αυτού του τύπου οι αποκλίσεις αλλά όπως φαίνεται στο παρακάτω διάγραμμα (Γράφημα 6) όπου παρατίθενται μετρήσεις που έγιναν σύμφωνα με το συγκεκριμένο πρωτόκολλο δεν προέκυψε βελτίωση στις τιμές της ενεργού δόσης.



Γράφημα 6 Διάγραμμα σκέδασης μεταξύ της ενεργού δόσης και του ύψους του πεδίου (μελέτες που ακολούθησαν τις προτάσεις του Ludlow, 2008)

5.2 ΕΙΔΟΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΟΥ

Στα άρθρα που μελετήθηκαν χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικά είδη δοσιμέτρων για τη μέτρηση των δόσεων ακτινοβολίας (πίνακας 17). Τα 3 είδη δοσιμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν συχνότερα ήταν: 1) Τα οπτικά διεγειρόμενα δοσίμετρα φωταύγειας (σε 102 μετρήσεις, 48,58 %) και ακολούθησαν 2) Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD-100, 74 μετρήσεις, 35,2%) και 3) Τα TLD -100H δοσίμετρα (17 μετρήσεις 8%).

Είδος δοσίμετρου	Αριθμός μετρήσεων	
	N	%
TLD-100	74	35,23809
TLD-100 & Θάλαμος Ιοντισμού	4	1,90476
Radiochromic film (GafChromic Film)	5	2,38095
TLD-100H	17	8,09524
MOSFET	4	1,90476
Οπτικά διεγειρόμενα δοσίμετρα φωταύγειας (OSLD)	102	48,57143
Radiophotoluminescence glass	4	1,90476

Πίνακας 19. Τα δοσίμετρα που χρησιμοποιήθηκαν στις μετρήσεις

Από τη μελέτη των άρθρων διαπιστώθηκε ότι δεν ακολουθούνταν κάποια συγκεκριμένη μεθοδολογία όσο αφορά στην τοποθέτηση των δοσιμέτρων στις οπές των ομοιωμάτων δοσιμετρίας. Στις περισσότερες περιπτώσεις τα ομοιώματα δοσιμετρίας, το είδος και ο αριθμός των δοσιμέτρων καθώς και η διασπορά τους στις οπές των ομοιωμάτων επιλέχθηκαν αυθαίρετα κατά την κρίση των ερευνητών.

Εξάιρεση αποτελεί η μέθοδος που ακολούθησαν οι Ludlow και συνεργάτες (2008) και αφορούσε τον αριθμό και την τοποθέτηση των δοσιμέτρων στα ομοιώματα δοσιμετρίας. Από τη μελέτη της βιβλιογραφίας, προέκυψε ότι η

συγκεκριμένη μεθοδολογία ακολουθήθηκε σε 6 άρθρα. Συγκεκριμένα, τοποθετήθηκαν 24 TLDs στα ομοιώματα και οι μετρήσεις επαναλήφθηκαν από 1 έως 10 φορές. Από αυτά τα 6 άρθρα σε δύο περιπτώσεις (Al-Okshi και συνεργάτες και Ludlow & Walker) έγιναν 50 και τις 120 μετρήσεις αντίστοιχα.

5.3 ΑΝΘΡΩΠΟΜΟΡΦΙΚΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ (PHANTOM)

Στις περισσότερες περιπτώσεις (20 μελέτες) χρησιμοποιήθηκε ένα ανθρωπομορφικό ομοίωμα (φάντομ) που αναπαριστούσε το κρανίο ενός ενήλικα άνδρα. Σε 2 μελέτες το ανθρωπομορφικό ομοίωμα που χρησιμοποιήθηκε αναπαριστούσε το κρανίο ενήλικης γυναίκας, ενώ σε 4 περιπτώσεις χρησιμοποιήθηκαν ανθρωπομορφικά ομοιώματα ανηλίκων που αντιστοιχούσαν σε παιδιά ηλικίας 10 ετών.

Σε 8 μελέτες χρησιμοποιήθηκε το Alderson Radiation Therapy Phantom Of head and neck (Radiology Support Devices Inc., Long Beach, CA, USA), σε 5 το Alderson Rando Ran102 (Radiation Analogue Dosimetry System, The phantom laboratory, Greenwich, NY, USA), σε 4 το Rando man phantom (The Phantom Laboratory, Salem, NY), σε 3 το RANDO Phantom (Nuclear Associates, Hicksville, NY) και το Atom model 706 (HN; CIRS Inc. Norfolk, VA) ενώ από 2 φορές τα Anthropomorphic Phantom (University of Groningen), Rando Man Phantom (Alderson Research Laboratories, Stanford, CT) και Atom Max Model 711 (HN; CIRS Inc. Norfolk, VA). Για τις ανάγκες των ερευνών τα δοσίμετρα τοποθετήθηκαν από το 2^ο έως και το 40^ο επίπεδο των ανθρωπομορφικών ομοιωμάτων.

Τύπος Ομοιώματος δοσιμετρίας	Αριθμός μετρήσεων	
	N	%
Alderson Radiation Therapy (ART) Phantoms	22	10,47619
Alderson Rando (The Phantom Laboratory, Greenwich, NY)	4	1,90476
RANDO (The Phantom Laboratory, Salem, NY)	2	0,95238
Two Rando Alderson Phantoms (Rando Alderson Research Laboratories, NY)	7	3,33333
Alderson Radiation Therapy Phantom of head and neck (Radiology Support devices, Inc, Long Beach, CA, USA)	4	1,90476
Rando (Nuclear Associates, Hicksville, NY)	13	6,19048
ART-210 (Radiology Support devices Inc, Long Beach, CA)	4	1,90476
Rando Man Phantom (Alderson Research Laboratories, Stanford, CT)	2	0,95238
Rando Head Phantom (The Phantom Laboratory, Salem, NY)	5	2,38095
Rando Phantom (Nuclear Associates, Hicksville, NY)	6	2,85714
Atom model 706-c (Adolescent), Atom model 702-c (10 yo)	11	5,23810
RANDO RAN102 head Phantom (Radiation Analogue Dosimetry System; The Phantom laboratory, Greenwich, NY, USA)	8	3,80952
RANDO man phantom (The Phantom Laboratory, Salem, NY)	6	2,85714
Atom Max Model 711 HN, CIRS Inc,, Norfolk, VA), Atom model 706 HN, CIRS inc)	98	46,66667
RANDO woman phantom (Alderson research laboratories, Stamford, CN, USA)	4	1,90476
Alderson Rando ART-210 phantom (Radiology Support Devices Inc, Long Beach, CA)	13	6,19048
Alderson Rando (The Phantom Laboratory, New York, USA)	1	0,47619

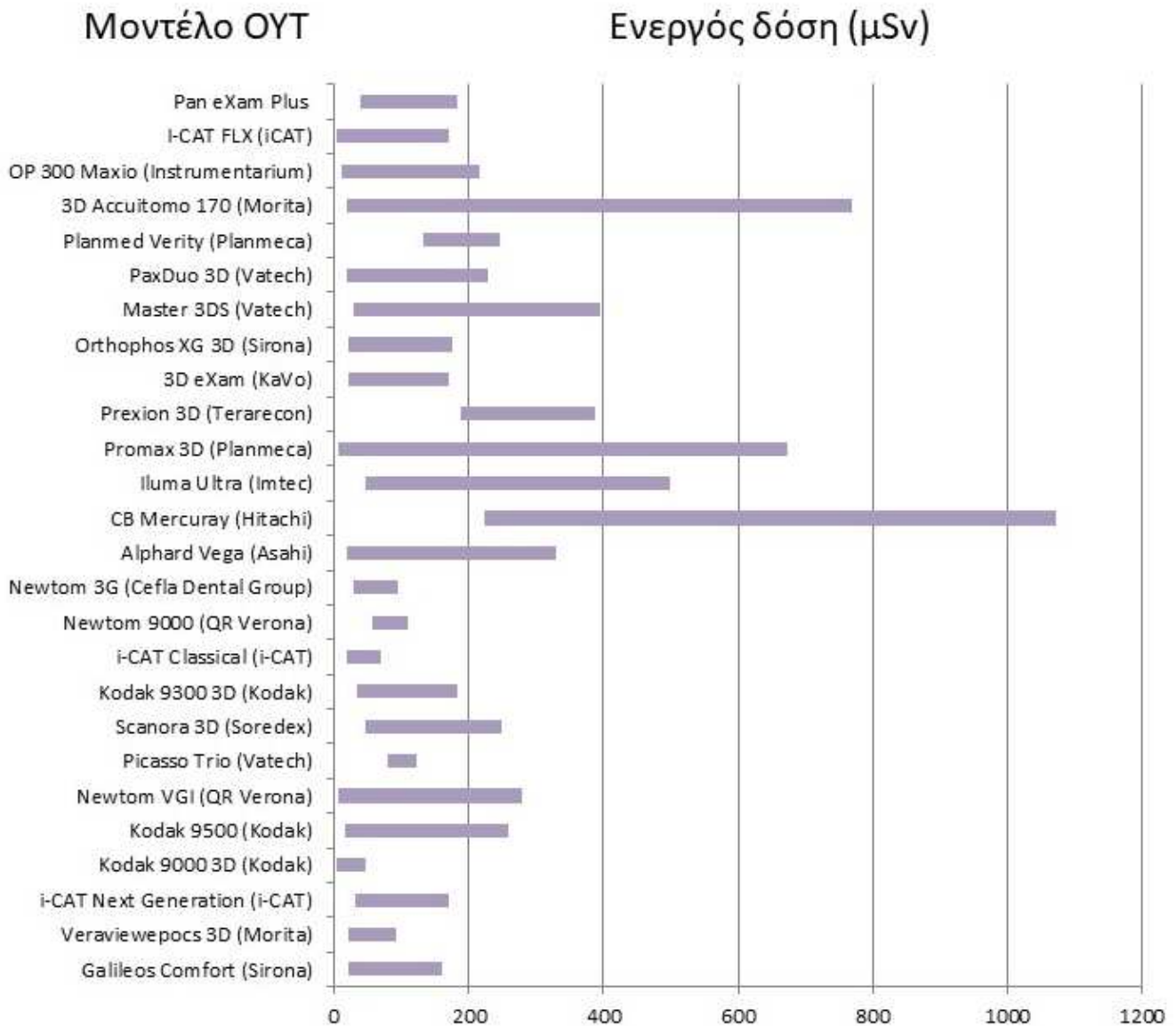
Πίνακας 20. Τα Ανθρωπομορφικά Ομοιώματα που χρησιμοποιήθηκαν στις μετρήσεις

5.4 ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ

Για κάθε μοντέλο ΥΤΚΔ που χρησιμοποιήθηκε στα άρθρα που μελετήθηκαν καταγράφηκαν η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή της ενεργού δόσης. Η μικρότερη τιμή που καταγράφηκε αφορούσε στον τομογράφο ICAT FLX (4 μSv) σε μια μελέτη των Ludlow και συνεργατών (2015). Η μεγαλύτερη δόση (1073 μSv) καταγράφηκε σε μελέτη των Ludlow και Ivanovic (2008) όπου χρησιμοποιήθηκε ο τομογράφος CB Mercuray. Ωστόσο το συγκεκριμένο εύρημα δεν είναι ενδεικτικό της μέγιστης τιμής, ενώ η συγκεκριμένη μονάδα σύντομα αποσύρθηκε. Επίσης, για τον ίδιο ΥΤΚΔ καταγράφηκε το μεγαλύτερο εύρος τιμών της Ενεργού δόσης σε απόλυτους αριθμούς (223,6-1073 μSv). Όπως φαίνεται στα γραφήματα 8-11 μεταξύ της ενεργού δόσης και του FOV υφίσταται σημαντική σχέση, καθώς το πεδίο ακτινοβολήσης φαίνεται να έχει τη μεγαλύτερη συνεισφορά στην τιμή της ενεργού δόσης.

Μοντέλο ΥΤΚΔ	Εύρος τιμών Ενεργού δόσης (μSv)
GalileosComfort (Sirona)	22.48-160
Veraviewepocs 3D (Morita)	21-92
i-CAT Next Generation (i-CAT)	33-170
Iluma Elite (Imtec)	368
Kodak 9000 3D (Kodak)	5-48
Kodak 9500 (Kodak)	17-260
Newtom VGI (QR Verona)	6.1-280
PaxUni 3D (Vatech)	44
Picasso Trio (Vatech)	81-123
Skyview (MyRay)	87
Scanora 3D (Soredex)	47-250
Kodak 9300 3D (Kodak)	35-184
i-CAT Classical (i-CAT)	18.1-69
Newtom 9000 (QR Verona)	56.2-110
Newtom 3G (Cefla Dental Group)	30-94
Alphard Vega (Asahi)	20.1-303.66
CB Mercuray (Hitachi)	223.6-1073
Iluma Ultra (Imtec)	46-498
Promax 3D (Planmeca)	6.1-674
Prexion 3D (Terarecon)	189-388
AZ 3000 CT (Asahi)	332.4
Implagraphy (Vatech)	83.09
3D eXam (KaVo)	23-169.8
Orthophos XG 3D (Sirona)	21-176
Master 3DS (Vatech)	29-396
PaxDuo 3D (Vatech)	19-228
Planmed Verity (Planmeca)	134-247
3D Accuitomo 170 (Morita)	19-769
OP 300 Maxio (Instrumentarium)	12-215
I-CAT FLX (iCAT)	4-171
Pan eXam Plus	40.2-183.7

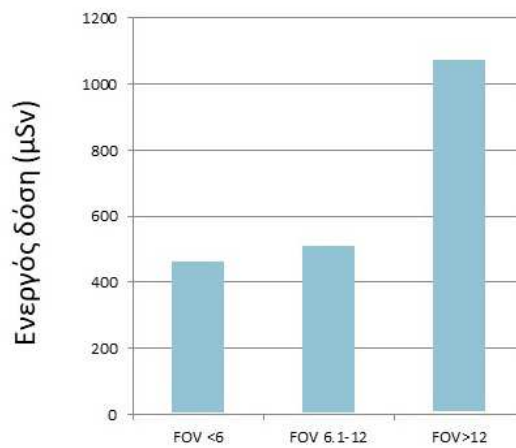
Πίνακας 21. Το εύρος τιμών την ενεργού δόσης για κάθε μοντέλο ΥΤΚΔ που συμπεριλήφθηκε στην ανασκόπηση



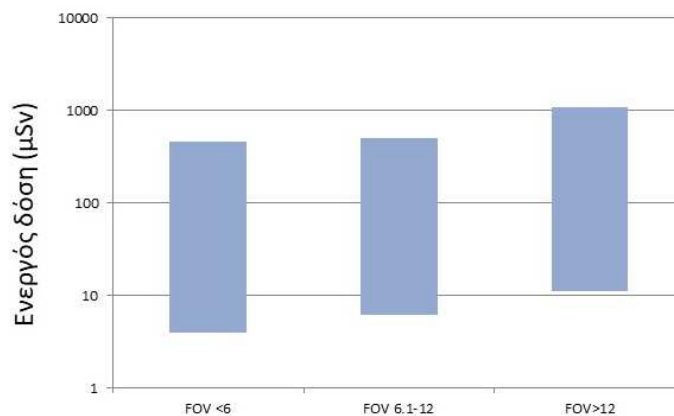
Γράφημα 7 Σχηματική απεικόνιση του εύρους τιμών της ενεργού δόσης για κάθε ΥΤΚΔ

5.4 Α. ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΕΝΗΛΙΚΩΝ

Στις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν στα ανθρωπομορφικά ομοιώματα ενηλίκων για ύψος FOV <6 cm, η μικρότερη τιμή που καταγράφηκε ήταν τα 4 μSv και η μεγαλύτερη 461 μSv. Για ύψος FOV 6,1-12 cm το εύρος των τιμών της ενεργού δόσης κυμάνθηκε από 6,1 έως 510,7 μSv. Τέλος, για τα μεγάλα πεδία με ύψος FOV >12 cm η ελάχιστη τιμή της ενεργού δόσης ήταν 11 μSv και η μέγιστη 1073 μSv.



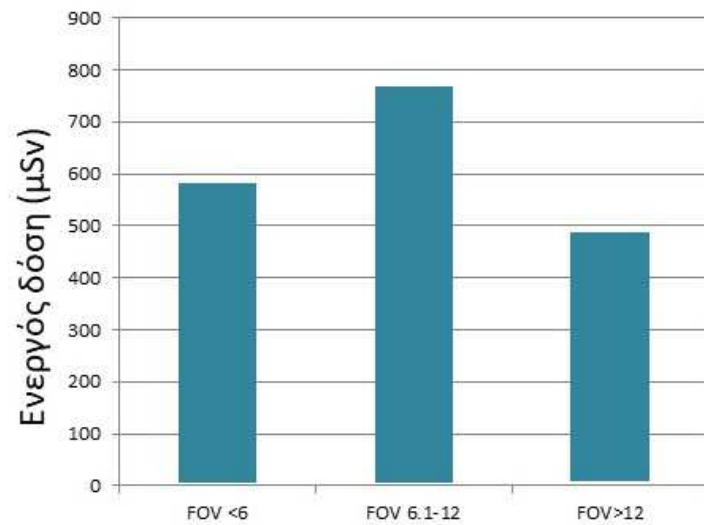
Γράφημα 8. Η ενεργός δόση σε ομοιώματα ενηλίκων για τα διάφορα πεδία ακτινοβολήσης



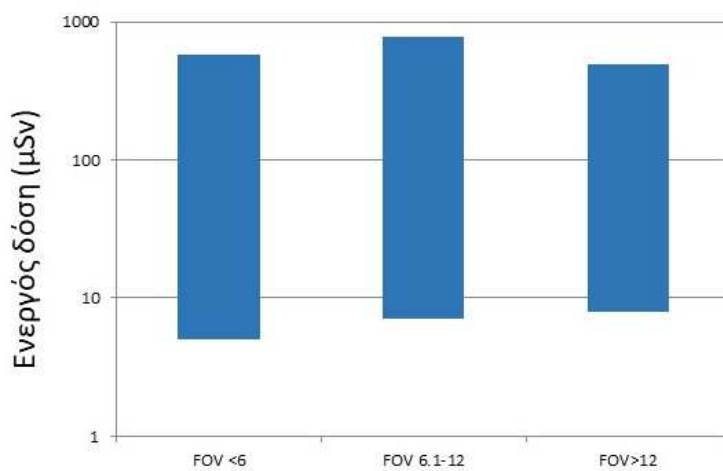
Γράφημα 9. Η ενεργός δόση σε ομοιώματα ενηλίκων (λογαριθμική κλίμακα)

5.4 Β. ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΑΝΗΛΙΚΩΝ

Στα ανθρωπομορφικά ομοιώματα ανηλίκων το εύρος των τιμών της ενεργού δόσης κυμάνθηκε από 5 έως 582 μSv για ύψος FOV<6 cm, από 7 έως 769 μSv για ύψος FOV 6,1-12 cm και από 8 έως 488 μSv για ύψος FOV>12cm.



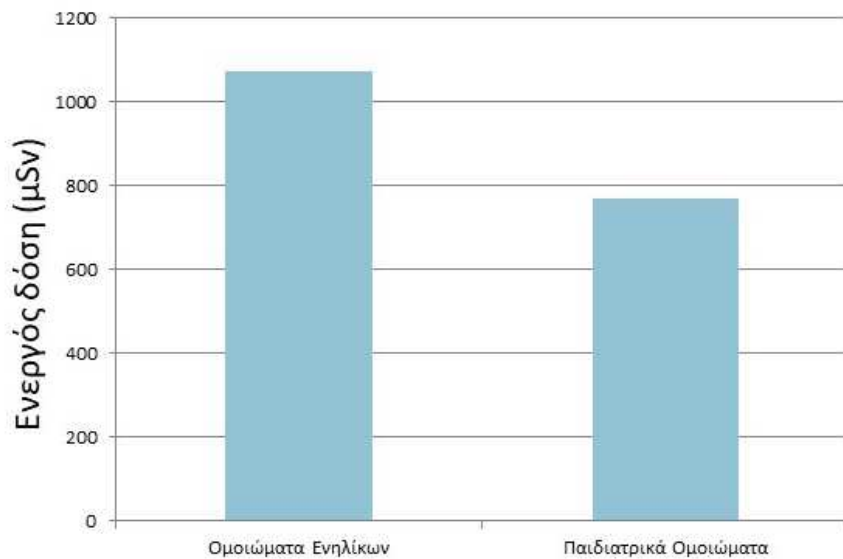
Γράφημα 10 Η ενεργός δόση σε ομοιώματα ανηλίκων για τα διάφορα πεδία ακτινοβολήσης



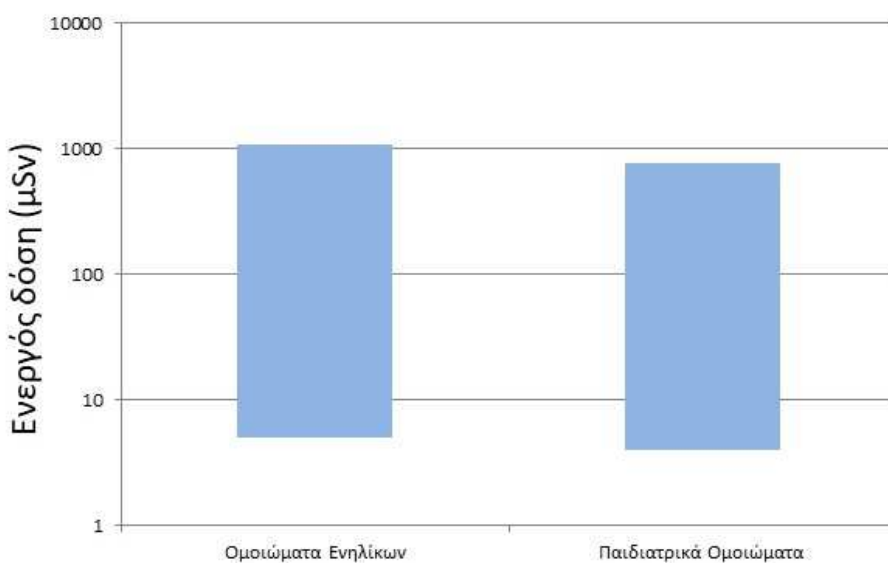
Γράφημα 1 Η ενεργός δόση σε ομοιώματα ανηλίκων (λογαριθμική κλίμακα)

5.4 Γ. ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΤΙΚΑ ΕΥΡΗΜΑΤΑ ΣΕ ΚΑΘΕ ΤΥΠΟ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ

Τόσο για τα ανθρωπομορφικά ομοιώματα ενηλίκων όσο και ανηλίκων, για κάθε μία από τις 3 κατηγορίες FOV (>6, 6-12, >12) παρατηρείται εξαιρετικά μεγάλο εύρος τιμών ανάμεσα στην υψηλότερη και τη χαμηλότερη ενεργό δόση (γραφήματα 12 & 13).



Γράφημα 12 Το εύρος δόσεων για τα ομοιώματα ενηλίκων και ανηλίκων σε όλα τα FOV



Γράφημα 13 Το εύρος δόσεων για τα ομοιώματα ενηλίκων και ανηλίκων σε όλα τα FOV (λογαριθμική κλίμακα)

5.4 Δ. ΕΤΕΡΟΓΕΝΕΙΑ ΕΥΡΗΜΑΤΩΝ

Κατά τη μελέτη της διεθνούς βιβλιογραφίας παρατηρήθηκαν μεγάλες αποκλίσεις στις τιμές της ενεργού δόσης ακόμα και στις περιπτώσεις που έχει χρησιμοποιηθεί το ίδιο μοντέλο ΥΤΚΔ με το ίδιο πρωτόκολλο ακτινοβολήσης. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα απεικονίζεται στον πίνακα και το γράφημα όπου παρουσιάζονται οι δόσεις ακτινοβολίας που έχουν καταγραφεί για το μοντέλο Promax 3D σε 7 μελέτες που διεξήχθησαν από το 2008 έως το 2016 και αφορούν όλες στο πεδίο ακτινοβολήσης 8Χ8 cm.



Γράφημα 2 Το εύρος δόσεων για τα ομοιώματα ενηλίκων και ανηλίκων σε όλα τα FOV

Γράφημα 14 Οι τιμές της Ενεργού δόσης για τον ίδιο ΥΤΚΔ (Promax 3D) και το ίδιο FOV (8x8 cm) σε 7 διαφορετικές μελέτες από το 2008 έως και το 2016.

Μελέτη	Φάντομ	Δοσίμετρο	Αριθμός	Kv	mA	mAs
Qu et al	ART-210	TLD 100h	63	84	16	
Suoamalainen et al	RANDO	Lithium Borate	26	84	16	
Koivisto et al	RANDO	MOSFET	20	84	12	
Theodorakou	ATOM	TLD 100H	48	84	16	19.6
Roettke et al	RANDO	TLD 100	48	84	16	
Ludlow & Ivanovic	RANDO	TLD 100	24	84	12	
Pawels et al	ART	TLD 100/100H	147/152	84		19.9/16.9

Πίνακας 22 .Τα ανθρωπομορφικά ομοιώματα, το είδος και ο αριθμός των δοσιμέτρων και τα στοιχεία των πρωτοκόλλων ακτινοβολήσης που χρησιμοποιήθηκαν στις 7 διαφορετικές μελέτες από το 2008 έως και το 2016.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Τα τελευταία χρόνια η ενσωμάτωση των τεχνικών τρισδιάστατης απεικόνισης στην καθημερινή οδοντιατρική πρακτική δημιούργησε την ανάγκη μελέτης των νέων δεδομένων στις δόσεις ακτινοβολίας. Ειδικότερα, προέκυψε η ανάγκη συστηματικής μελέτης και ταξινόμησης των ευρημάτων, ώστε να είναι σαφείς στον κλινικό οδοντίατρο οι δόσεις ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι ασθενείς κατά την πραγματοποίηση Υπολογιστικής Τομογραφίας Κωνικής Δέσμης.

Σκοπός είναι της εργασίας είναι η συστηματική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας για τον προσδιορισμό της ενεργού δόσης στην Υπολογιστική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης (ΥΤΚΔ).

Ειδικότερα μελετήθηκαν:

1. Το εύρος των τιμών της ενεργού δόσης στον ΥΤΚΔ
2. Η αιτιολόγηση του μεγάλου εύρους τιμών
3. Η επίδραση των διαφορετικών πρωτοκόλλων ακτινοβολίας στη διαμόρφωση των δόσεων
4. Η επίδραση των μεθόδων μέτρησης της ακτινοβολίας στον υπολογισμό της ενεργού δόσης

μέσα από την ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας.

Αμέσως μετά την εμφάνιση του ΥΤΚΔ συνέβη ότι συμβαίνει με κάθε τεχνολογική εξέλιξη όπως προκύπτει από το διάγραμμα του Gartner (Fenn και Blosch 2018). Οι προσδοκίες που καλλιεργήθηκαν από την εισαγωγή του ΥΤΚΔ στην Οδοντιατρική κλινική πρακτική οδήγησε σε μία αυξημένη τάση αντικατάστασης των δισδιάστατων ακτινογραφικών τεχνικών από την τρισδιάστατη απεικόνιση.

Σε αυτό το κλίμα, το 2003 ο Maki πρότεινε την αντικατάσταση της παραδοσιακής πανοραμικής ακτινογραφίας από την πανοραμική τομή που προκύπτει από την ανασύνθεση των εγκάρσιων τομών στον ΥΤΚΔ. Αντίθετα το 2013 οι Batista και συν. υποστηρίξαν ότι κάτι τέτοιο δεν θα ήταν σωστό να γίνει καθώς, η δόση ακτινοβολίας που λάμβανε ο ασθενής κατά την εξέταση με τον ΥΤΚΔ ήταν κατ' ελάχιστον 4 φορές μεγαλύτερη απ' ότι στον ορθοπαντομογράφο.

Η σημαντική διαφορά στα επίπεδα των ενεργών δόσεων έχει τεκμηριωθεί. Ειδικότερα, το 2012 Grunheid και συν υπολόγισαν το εύρος των τιμών της Ενεργού δόσης που προέκυπτε από την εξέταση με μια σειρά ΥΤΚΔ το οποίο κυμαίνονταν από τα 64,7 έως τα 134,2 μSv . Αντίθετα η Ενεργός δόση που προέκυπτε από την λήψη ψηφιακής πανοραμικής και πλάγιας κεφαλομετρικής ακτινογραφίας υπολογίστηκε στα 21,5 και 4,5 μSv αντίστοιχα (Grunheid και συν. 2012).

Οι Loubele και συνεργάτες (2009) κατέληξαν ότι οι δόσεις ακτινοβολίας που παράγονται από τους Ιατρικούς Αξονικούς Τομογράφους κινούνται σε πολύ υψηλότερα επίπεδα σε σχέση με τους ΥΤΚΔ.

Οι Ludlow & Ivanovic (2008) υπολόγισαν ότι οι δόσεις που παράγονται από τους Πολυτομικούς Υπολογιστικούς Τομογράφους (MSCT) είναι από 1,5 έως 12,3 φορές υψηλότερες σε σχέση με συγκρίσιμα πεδία (FOV) Οδοντιατρικών Υπολογιστικών Τομογράφων. Σε παρόμοια αποτελέσματα κατέληξαν και οι Sezgin και συνεργάτες (2012), οι οποίοι προτείνουν τη χρήση του Ιατρικού αξονικού τομογράφου μόνο όταν η διαγνωστική πληροφορία που προσφέρεται από τους ΥΤΚΔ δεν είναι επαρκής για τη θεραπευτική αντιμετώπιση του ασθενούς.

Πλέον, τα τελευταία χρόνια οι Ιατρικοί Τομογράφοι παρέχουν την δυνατότητα επιλογής πρωτοκόλλων χαμηλής δόσης με μικρότερο πεδίο ενδιαφέροντος (FOV), με τις τιμές των δόσεων όμως να παραμένουν ακόμη υψηλότερες σε σχέση με παρόμοια πεδία σε ΥΤΚΔ.

Οι Jeong και συνεργάτες (2012) συγκρίνοντας τη δόση ακτινοβολίας ανάμεσα σε έναν Ιατρικό Αξονικό Τομογράφο και σε 3 ΥΤΚΔ κατέληξαν σε συγκρίσιμα αποτελέσματα ειδικά όταν επιλέγεται η εξέταση να πραγματοποιηθεί με την εφαρμογή πρωτόκολλων ακτινοβολίας χαμηλής δόσης, τα οποία διαθέτουν τα σύγχρονα μηχανήματα. Ειδικότερα, όταν υπολογίστηκε η Ενεργός δόση εφαρμόζοντας ένα τέτοιο πρωτόκολλο για λήψεις με τον Somaton Emotion 6, οι δόσεις εμφάνισαν χαμηλότερες τιμές σε σχέση με τις τιμές που εμφάνισαν όταν οι λήψεις έγιναν με τους 2 ΥΤΚΔ που συμμετείχαν στην έρευνα (Implagraphy και 3DeXam). Με βάση ερευνητικά δεδομένα φαίνεται ότι τα πρωτόκολλα χαμηλής δόσης των Ιατρικών Αξονικών Τομογράφων εκτός από συγκρίσιμα επίπεδα δόσεων παρέχουν και ικανοποιητική ποιότητα εικόνας, παρόμοια με την ποιότητα που παράγεται από τους ΥΤΚΔ (Suomalainen και συν 2009).

Μια σειρά παραγόντων, όπως το πεδίο ακτινοβολίας, τα στοιχεία του πρωτοκόλλου σάρωσης (KVp, mA) αλλά και η ανάλυση είναι δυνατόν να σχετίζονται με τις τιμές των δόσεων ακτινοβολίας. Επίσης, σημαντική επίδραση στη δόση ακτινοβολίας έχει και ο χρόνος (t) σάρωσης (Davies (2012). Σε εργαστηριακή μελέτη όπου διατηρήθηκαν όλα τα υπόλοιπα στοιχεία σταθερά η αύξηση στο χρόνο σάρωσης από τα 20 στα 40 s οδήγησε σε αύξηση της ενεργού δόσης κατά 170% (Loubelle και συν. 2009).

Σε περιορισμένο αριθμό μελετών αξιολογήθηκε η σημασία της γωνίας περιστροφής των ΥΤΚΔ στη διαμόρφωση της ενεργού δόσης. Σύμφωνα με μελέτη που πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια του SedentexCT project σε έναν 3D Accuitomo 170 (Morita, Tokyo, Japan) ο περιορισμός της περιστροφικής κίνησης του τομογράφου από τις 360° στις 180° είχε ως αποτέλεσμα τη μείωση της δόσης κατά μέσο όρο κατά 45 % (Pauwels και συν. 2014).

Επιπλέον, έχει βρεθεί ότι η προσθήκη φίλτρου χαλκού στους ΥΤΚΔ είναι δυνατόν να συμβάλει στη μείωση των επιπέδων της ενεργού δόσης (Qu και συν. 2010). Οι τελευταίοι τεκμηριώνοντας τα μειωμένα επίπεδα της Ενεργού δόσης που προέκυψαν από τις μετρήσεις τους σε έναν Promax 3D εφαρμόζοντας το ίδιο πρωτόκολλο ακτινοβολήσης απέδωσαν τη διαφορά σε ένα φίλτρο χαλκού 0,5 mm που προστέθηκε στον Promax μετά το 2008. Επίσης, ο Ludlow το 2011 υπολόγισε πώς η Ενεργός δόση μειώνεται κατά μέσο όρο κατά 43% για διάφορα πεδία ακτινοβολήσης όταν ένα φίλτρο χαλκού 0.4 mm προστίθεται σε ένα Kodak 9500.

Σημαντικό ρόλο φαίνεται να παίζουν και τα διάφορα πρωτόκολλα που παρέχονται από τις κατασκευάστριες εταιρείες. Σύμφωνα με τα ευρήματα των Ludlow & Walker (2013), η επιλογή ενός προγράμματος υψηλής ανάλυσης (high resolution protocol) μπορεί να οδηγήσει μέχρι και σε 15 φορές μεγαλύτερη δόση σε σχέση με ένα πρόγραμμα χαμηλής δόσης (low dose protocol).

Θεμελιώδους σημασίας στη διαμόρφωση της Ενεργού δόσης είναι το FOV. Οι Chambers και συνεργάτες υπολόγισαν μείωση που έφτανε το 29% και το 24% όταν περιορίσανε το πεδίο ακτινοβολήσης σε έναν Galileos Comfort στην άνω ή την κάτω γνάθο αντίστοιχα. Οι Lukat και συνεργάτες (2013) εφαρμόζοντας

ένα πρωτόκολλο περιορισμένου πεδίου για την απεικόνιση της κροταφογναθικής διάρθρωσης, διαθέσιμο στον Kodak 9000 3D, κατέγραψαν δόσεις μέχρι και δέκα φορές μικρότερες εν συγκρίσει με τις δόσεις που προέκυψαν από μία σάρωση μεγάλου πεδίου στον CB Mercuray.

Οι Pauwels (2012) και συνεργάτες καθώς και οι Ali και συνεργάτες (2015) υποστηρίζουν ότι το πεδίο ακτινοβολήσης φαίνεται να συνεισφέρει περισσότερο στη διαμόρφωση των δόσεων σε σχέση με τα άλλα στοιχεία (KVp, mA), ενώ οι Schilling και Geibel (2013) προτείνουν τη μείωση των FOV όπου αυτό είναι εφικτό προκειμένου να αποφεύγεται η απευθείας ακτινοβολήση ακτινοευαίσθητων οργάνων όπως ο θυρεοειδής αδένας.

Σημαντικός για τον προσδιορισμό των δόσεων είναι και ο τρόπος τοποθέτησης του ασθενούς στον ΥΤΚΔ. Οι Koivisto και συνεργάτες (2014) βρήκανε ότι ο ασθενής λαμβάνει σημαντικά υψηλότερες δόσεις ακτινοβολίας όταν τοποθετείται σε ύπτια θέση στον ΥΤΚΔ.

Σύμφωνα με τα ευρήματα των Hirsch και συνεργατών (2008) μικρότερη απόσταση ανάμεσα στην πηγή της ακτινοβολίας και στο ακτινοβολούμενο αντικείμενο συνεπάγεται μεγαλύτερες δόσεις. Ειδικότερα, σε αυτή την μελέτη, συγκρίνοντας ένα Veraviewerocs 3D και ένα 3D Accuitomo για το ίδιο πεδίο (4x4 cm) και διατηρώντας όλα τα στοιχεία σταθερά η Ενεργός δόση διαμορφώθηκε στα 30,2 μSv και στα 20 μSv αντίστοιχα. Τη διαφορά αυτή οι συγγραφείς αποδίδουν στην απόσταση της πηγής από το αντικείμενο (34,5 cm για Veraview και 40 cm για το Accuitomo).

Σημαντικό ρόλο στην Ενεργό δόση εκτός από την έκταση του πεδίου ακτινοβολήσης παίζουν και οι ανατομικές δομές που περιλαμβάνονται σε αυτό. Ειδικότερα, από την έρευνα των Ludlow και συνεργατών (2015)

προκύπτει ότι για ύψος FOV < 10 cm η Ενεργός δόση είναι σημαντικά υψηλότερη σε πεδία που περιλαμβάνουν την κάτω γνάθο σε σχέση με την άνω γνάθο. Το εύρος των τιμών κυμαίνεται από 5 έως 140 μSv για εξετάσεις που αφορούν την άνω γνάθο και από 18 έως 488 μSv για εξετάσεις της κάτω γνάθου. Από την ίδια έρευνα προκύπτουν σημαντικά υψηλότερες τιμές της Ενεργού δόσης και όταν το FOV τοποθετείται στην οπίσθια περιοχή της άνω ή της κάτω γνάθου σε σχέση με την πρόσθια περιοχή. Οι διαφορές αυτές αιτιολογούνται από τους ιστούς και τα όργανα που εντοπίζονται στις περιοχές αυτές (πχ σιελογόνοι αδένες, θυρεοειδής αδένας), τα οποία διαθέτουν μεγάλους συντελεστές ακτινοευαισθησίας.

Τα παραπάνω ευρήματα επιβεβαιώνονται και από την έρευνα των Pauwels και συνεργατών (2012) κατά την οποία η Ενεργός δόση που προκύπτει από την ακτινοβολία της πρόσθιας περιοχής της άνω γνάθου είναι μικρότερη (19 μSv) σε σχέση με την οπίσθια περιοχή της κάτω γνάθου (40 μSv) όταν η ακτινοβολία γίνεται με τον ίδιο ΥΤΚΔ (Kodak 9000 3D).

Σύμφωνα με έρευνα των Qu και συνεργατών (2012) διαπιστώθηκε σημαντική μείωση στη δόση που απορροφάται από το θυρεοειδή αδένος και το οισοφάγο όταν προστίθεται στον ασθενή ένα προστατευτικό κολλάρο θυρεοειδούς (48,7% και 41,7% αντίστοιχα). Στην ίδια έρευνα όμως η διαφορά στη συνολική Ενεργό δόση βρέθηκε μη στατιστικά σημαντική. Αντίστοιχες διαφορές παρατηρήθηκαν σε μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν σε ένα Newton (QR-DVT, Verona, Italy), όταν εφαρμόστηκε μία συσκευή θωράκισης του θυρεοειδούς και της σπονδυλικής στήλης ειδικά κατασκευασμένη για τον συγκεκριμένο τομογράφο. Η ενεργός δόση χωρίς την εφαρμογή της συγκεκριμένης συσκευής υπολογίστηκε στα 0,064 mSv, ενώ με την

τοποθέτηση της συσκευής θωράκισης η δόση μειώθηκε στα 0,052 mSv (Τσιχλάκης και συνεργάτες, 2005).

Παρότι οι δόσεις ακτινοβολίας στα κρανιοπροσωπικά πεδία (>10 cm) είναι μεγαλύτερες από τις δόσεις που σημειώνονται στα μεσαία παιδιά, η διαφορά αυτή δεν έχει βρεθεί να είναι στατιστικά σημαντική. Σύμφωνα με τους Ludlow και συνεργάτες (2015), αυτό συμβαίνει καθώς τα μεγάλα πεδία (>10 cm) επεκτείνονται σε περιοχές με μικρή συνήθως συμμετοχή ακτινοευαίσθητων ιστών.

Η αναθεώρηση των συντελεστών στάθμισης της ακτινοευαισθησίας διαφόρων ιστών και οργάνων (W_t) από τη διεθνή επιτροπή Ακτινοπροστασίας (ICRP) το 2007 οδήγησε και σε συνακόλουθη αύξηση της τιμής της Ενεργού δόσης. Σύμφωνα με τους Ludlow και Ivanovic (2008) τα επίπεδα των δόσεων αυξάνονται σε σχέση με τους συντελεστές του 1990 κατά μέσο όρο κατά 61% για τα μεγάλα πεδία, 123% για τα μεσαία πεδία και 189% για τα μικρά πεδία ακτινοβολήσης. Αυτή η διαφορά προκύπτει από την συμπερίληψη των σιελογόνων αδένων (salivary glands, $W_t=0,01$) και των υπολοίπων ιστών και ιδίως του εγκεφάλου (remainder tissues, $W_t=0,01$) στους συντελεστές ακτινοευαισθησίας κατά τον υπολογισμό της ενεργού δόσης). Η σημασία των σιελογόνων αδένων τεκμηριώνεται και μία εργαστηριακή μελέτη κατά την οποία η τιμή της ενεργού δόσης που προέκυψε χρησιμοποιώντας το ICRP-60 ήταν σημαντικά μικρότερη (0.035 mSv), συγκριτικά με την τιμή που προέκυψε όταν στον υπολογισμό της προστέθηκε και ένας συντελεστής στάθμισης των σιελογόνων αδένων [(0,064 mSv), (Τσιχλάκης και συνεργάτες, 2005)].

Σε κάποια άρθρα παρατηρήθηκαν μεγάλες αποκλίσεις στις τιμές της Ενεργού δόσης παρά το γεγονός ότι έχουν χρησιμοποιήσει το ίδιο μοντέλο ΥΤΚΔ με το

ίδιο πρωτόκολλο ακτινοβολήσης. Αυτές οι αποκλίσεις στις τιμές δεν είναι πάντοτε εφικτό να αιτιολογηθούν επαρκώς καθώς τα τεχνικά χαρακτηριστικά των ΥΤΚΔ αλλά και τα πρωτόκολλα σάρωσης που χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διεξαγωγή των ερευνών συχνά δεν περιγράφονται με σαφήνεια από τους συγγραφείς. Επιπλέον, κάθε φορά μία σειρά παραγόντων κατά το σχεδιασμό μιας έρευνας δοσιμετρίας, όπως το είδος του ομοιώματος δοσιμετρίας, το είδος, ο αριθμός αλλά και η διασπορά των δοσιμέτρων σε διάφορες θέσεις στα ομοιώματα μπορεί να διαφέρουν και να επηρεάζουν και αυτά τις τιμές της Ενεργού δόσης.

Τα τελευταία χρόνια έχει προταθεί η χρήση του DAP ως μονάδα μέτρησης της δόσης ακτινοβολίας. Παρότι είναι ένα αρκετά εύχρηστο μέγεθος η ακρίβειά του είναι αμφισβητούμενη. Προκειμένου να συσχετισθεί το DAP με την ενεργό δόση απαιτείται η χρήση ενός μετατρεπτικού παράγοντα (Kim et al, 2014). Με τη χρήση τέτοιων μετατρεπτικών παραγόντων (conversion factors) και λαμβάνοντας υπόψη το μέγεθος και τη θέση του πεδίου καθώς και τον τύπο του ασθενούς η απόκλιση της τιμής της ενεργού δόσης χρησιμοποιώντας το DAP μπορεί να ξεπερνάει το 35% κατά μέσο όρο.

Λόγω της αδυναμίας του DAP να υπολογίσει με ακρίβεια την ενεργό δόση, τα τελευταία χρόνια έχει προταθεί η αντικατάσταση του από το DHP (dose height product) καθώς προσφέρει πιο ακριβή αποτελέσματα (Ludlow και συνεργάτες, 2015). Αυτό συμβαίνει γιατί η αύξηση του ύψους του πεδίου προσθέτει νέους και πιθανόν ακτινοευαίσθητους ιστούς ενώ η αύξηση του πλάτους του πεδίου ακτινοβολήσης απλώς επεκτείνει την έκθεση ήδη εκτεθειμένων ιστών (Ludlow, 2012). Η χρήση του DHP αυξάνει αρκετά την ακρίβεια, απαιτείται ωστόσο περαιτέρω τεκμηρίωση.

Τα παραπάνω ευρήματα επιβεβαιώνονται από τα αποτελέσματα της δικής μας μελέτης. Με βάση τα ευρήματά μας, παρατηρήθηκε ισχυρότερη συσχέτιση με το ύψος του πεδίου ακτινοβολήσης (0,376) και το πλάτος να ακολουθεί με σημαντική διαφορά (0,27). Οι συσχετίσεις που βρέθηκαν αν και στατιστικά σημαντικές δεν είναι ιδιαίτερα ισχυρές με κανένα μέγεθος μεμονωμένα. Αυτό συμβαίνει γιατί η ενεργός δόση είναι πολυπαραγοντικό μέγεθος. Δηλαδή, όλες οι παράμετροι που διαμορφώνουν το πρωτόκολλο ακτινοβολήσης (το Kv, το mA, ο χρόνος ακτινοβολήσης, το πρωτόκολλο ανάλυσης) συνεισφέρουν στην τελική διαμόρφωση της τιμής της ενεργού δόσης.

Ένας ακόμη σημαντικός παράγοντας που διαμορφώνει καθοριστικά την ενεργό δόση είναι το μέγεθος του voxel. Από το σύνολο της βιβλιογραφίας που μελετήθηκε μόνο 8 μελέτες συμπεριέλαβαν την παράμετρο του voxel στον υπολογισμό της ενεργού δόσης. Κοινό συμπέρασμα των παραπάνω μελετών είναι ότι η μείωση του μεγέθους του voxel έχει ως αποτέλεσμα σημαντική αύξηση στα επίπεδα των δόσεων. Οι περισσότεροι σύγχρονοι ΥΤΚΔ προσφέρουν τη δυνατότητα επιλογής διαφορετικών πρωτοκόλλων ανάλυσης της εικόνας χρησιμοποιώντας ανάλογο μέγεθος voxel. Σε πρόσφατη μελέτη όπου χρησιμοποιήθηκε ο iCAT FLX, η ενεργός δόση, όταν εφαρμόσθηκε το πρωτόκολλο υψηλής ανάλυσης (HR protocol) με μέγεθος voxel 0.25 mm, υπολογίσθηκε στα 127 μSv , ενώ κατά την εφαρμογή ενός πρωτοκόλλου συμβατικής ανάλυσης (ST protocol) με μέγεθος voxel 0.3 mm και διατηρώντας τα υπόλοιπα στοιχεία σταθερά δόση περιορίσθηκε στα 61 μSv (Zaki και συν 2020).

Εντυπωσιακά ευρήματα καταγράφηκαν σε μελέτη που πραγματοποιήθηκε σε ομοιώματα ανηλίκων. Στη συγκεκριμένη μελέτη βρέθηκε πως η μείωση του μεγέθους του voxel μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση της ενεργού δόσης μέχρι και κατά 100% (Theodorakou και συν. 2012).

Σε αρκετές περιπτώσεις η μελέτη της επίδρασης αμιγώς του voxel στην ενεργό δόση δεν είναι εφικτή καθώς συχνά το μέγεθος του voxel συνδέεται με το μέγεθος του πεδίου σάρωσης: μικρότερα πεδία συνδυάζονται με μικρότερα voxel (Ludlow & Walker 2013). Στην ίδια μελέτη βρέθηκε ότι αύξηση του voxel από τα 0.3 mm στα 0.4 mm μειώνει την ενεργό δόση κατά 20%.

Παρά τη σημαντική επίδραση του voxel στη διαμόρφωση της ενεργού δόσης η διαθέσιμη σχετική βιβλιογραφία που ανακτήθηκε κατά την βιβλιογραφική ανασκόπηση είναι περιορισμένη, ενώ μόλις 4 άρθρα πληρούσαν τα κριτήρια επιλογής που έχουν τεθεί. Κατά συνέπεια, προκύπτει η ανάγκη μελλοντικών μελετών όπου θα διερευνάται η επίδραση του voxel στον υπολογισμό της ενεργού δόσης.

Ένας βασικός περιορισμός της συγκεκριμένης μελέτης είναι ότι σε αρκετά άρθρα δεν περιγράφεται με σαφήνεια ο σχεδιασμός των πειραματικών μοντέλων που ακολουθήθηκε. Δεν αποσαφηνίζονται, δηλαδή, στοιχεία που αφορούν τη μέθοδο μέτρησης της ακτινοβολίας που ακολουθήθηκε, δεν περιγράφονται επαρκώς τα πρωτόκολλα ακτινοβολήσης που χρησιμοποιήθηκαν από τους συγγραφείς με αποτέλεσμα να δυσχεραίνεται η σύγκρισή των άρθρων που συμπεριλήφθηκαν στην ανασκόπηση.

Από όλα τα παραπάνω γίνεται κατανοητό ότι υπάρχει μεγάλο ερευνητικό ενδιαφέρον για την όσο το δυνατόν μεγαλύτερη μείωση της ενεργού δόσης κατά την εξέταση με τον ΥΤΚΔ. Ο στόχος των ερευνητών είναι σε λίγα χρόνια

η ενεργός δόση κατά την εξέταση με ΥΤΚΔ να είναι στα ίδια επίπεδα ή ακόμη και χαμηλότερα από τα επίπεδα των δισδιάστατων τεχνικών.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Όπως προκύπτει από τη στατιστική ανάλυση των δεδομένων της συγκεκριμένης μελέτης

- Υπάρχει σχέση του πεδίου ακτινοβόλησης (FOV) με την ενεργό δόση σε στατιστικά σημαντικό επίπεδο.
- Αν και η συσχέτιση του πεδίου ακτινοβόλησης (FOV) με την ενεργό δόση είναι σχετικά χαμηλή, είναι ισχυρότερη από τα άλλα στοιχεία που μελετήθηκαν (mA, χρόνος ακτινοβόλησης, Kv) σε στατιστικά σημαντικό επίπεδο.
- Η σημαντικότερη συσχέτιση της ενεργού δόσης βρέθηκε με το ύψος του πεδίου ακτινοβόλησης (FOV) σε στατιστικά σημαντικό επίπεδο.
- Παρά τους εγγενείς της περιορισμούς της, η πλέον αξιόπιστη μέθοδος υπολογισμού της ενεργού δόσης μέχρι σήμερα στηρίζεται στη χρησιμοποίηση ανθρωπομορφικών ομοιωμάτων.
- Μέχρι σήμερα δεν χρησιμοποιείται ένα ενιαίο πρωτόκολλο για την μέτρηση της ενεργού δόσης. Κατά συνέπεια τα αποτελέσματα των διαφόρων μελετών συχνά δεν είναι συγκρίσιμα.
- Οι μελλοντικές έρευνες προτείνεται να επικεντρωθούν στην εφαρμογή ενός κοινού πρωτοκόλλου δοσιμετρίας, έτσι ώστε τα ευρήματα να είναι συγκρίσιμα και πιο εύχρηστα στην κλινική πράξη.
- Η παρούσα ανασκόπηση ανέδειξε την ανάγκη για μία μελλοντική συγκριτική μελέτη ανάμεσα στις δόσεις ακτινοβολίας και στο μέγεθος του voxel.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ ΣΤΗΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΩΝΙΚΗΣ

ΔΕΣΜΗΣ: ΣΥΣΤΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

ΚΑΛΦΟΥΝΤΖΟΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ενσωμάτωση των τεχνικών τρισδιάστατης απεικόνισης στην καθημερινή οδοντιατρική πρακτική δημιούργησε την ανάγκη μελέτης των νέων δεδομένων στις δόσεις ακτινοβολίας. Την περίοδο που ακολούθησε πραγματοποιήθηκε ένας μεγάλος αριθμός εργαστηριακών μελετών δοσιμετρίας χρησιμοποιώντας μία πληθώρα πρωτοκόλλων ακτινοβολήσης και μεθόδων μέτρησης των δόσεων ακτινοβολίας. Κατά συνέπεια, προέκυψε η ανάγκη συστηματικής μελέτης και ταξινόμησης αυτών των ευρημάτων, ώστε να είναι σαφείς στον κλινικό οδοντίατρο οι δόσεις ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι ασθενείς κατά την πραγματοποίηση Υπολογιστικής Τομογραφίας Κωνικής Δέσμης (ΥΤΚΔ) καθώς και η επιβάρυνσή τους από αυτή.

ΣΚΟΠΟΣ

Η συστηματική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας για τον προσδιορισμό της ενεργού δόσης στην Υπολογιστική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης, με ειδική αναφορά στις μεθόδους μέτρησης της ακτινοβολίας και τα πρωτόκολλα ακτινοβολήσης. Επίσης, αξιολογήθηκαν οι παράγοντες που επηρεάζουν τα επίπεδα των δόσεων και την ετερογένεια των τιμών που έχουν καταγραφεί. Τέλος, πραγματοποιήθηκε σύγκριση με τον πανοραμικό τομογράφο και τον ιατρικό αξονικό τομογράφο.

ΜΕΘΟΔΟΣ ΚΑΙ ΥΛΙΚΟ

Πραγματοποιήθηκε αναζήτηση σε 4 ηλεκτρονικές βάσεις δεδομένων (MEDLINE, The Cochrane Library, Scopus and Trip Database) για την περίοδο από τον Ιανουάριο του 2007 μέχρι τον Μάιο του 2019. Η αναζήτηση στο MEDLINE πραγματοποιήθηκε με το PubMed ως μηχανή αναζήτησης, χρησιμοποιώντας τόσο λέξεις-κλειδιά που έχουν καταχωρηθεί στο Medline (Medical Subject Headings- MeSH terms) όσο και λέξεις-κλειδιά ελεύθερου κειμένου (free-text terms) σε όλους τους δυνατούς συνδυασμούς. Στα Cochrane Library, Scopus και Trip η αναζήτηση έγινε μόνο σε λέξεις κλειδιά ελεύθερου κειμένου (free-text terms).

Η συστηματική ανασκόπηση πραγματοποιήθηκε ακολουθώντας τη μεθοδολογία PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses). Στα κριτήρια επιλογής εντάσσονται όλες οι μελέτες που έχουν δημοσιευθεί στην αγγλική γλώσσα και αφορούν τη δοσιμετρία στους ΥΤΚΔ. Συμπεριλήφθηκαν μόνο εργαστηριακές μελέτες που πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων δοσιμετρίας και ειδικών δοσιμέτρων και αφορούσαν τη γναθοπροσωπική περιοχή. Επιλέχθηκαν οι έρευνες στις οποίες η ενεργός δόση υπολογίσθηκε με βάση τις αναθεωρημένες προτάσεις του ICRP-103 (2007) προκειμένου να υπάρξει περισσότερο ακριβής καταγραφή των βιολογικών επιπτώσεων. Οι μελέτες έπρεπε να περιλαμβάνουν αναλυτικά στοιχεία όσον αφορά το μοντέλο του ΥΤΚΔ που χρησιμοποιήθηκε, τα τεχνικά του χαρακτηριστικά, το μέγεθος και την τοποθέτηση του πεδίου, το είδος του δοσιμέτρου καθώς και το είδος του ανθρωπόμορφου ομοιώματος που χρησιμοποιήθηκε. Οι μη εργαστηριακές μελέτες καθώς και οι μελέτες στις οποίες δεν υπήρχε αναλυτική περιγραφή

των πρωτοκόλλων ακτινοβολήσης και των μεθόδων μέτρησης αποκλείσθηκαν.

Οι τιμές της Ενεργού δόσης που καταγράφηκαν καταχωρήθηκαν σε τρεις διαφορετικές ομάδες ανάλογα με το πεδίο ακτινοβολήσης α) $FOV < 6$ cm, β) $FOV = 6-12$ cm, γ) $FOV > 12$ cm). Ένα ειδικό έντυπο δημιουργήθηκε προκειμένου να καταγραφούν τα απαραίτητα στοιχεία (ενεργός δόσης, πρωτόκολλα ακτινοβολήσης, μέθοδοι μέτρησης). Η αξιολόγηση των δεδομένων πραγματοποιήθηκε από δύο ανεξάρτητους παρατηρητές, ενώ οι διαφωνίες επιλύθηκαν με συζήτηση μεταξύ τους.

ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Για την αξιολόγηση της συνάφειας μεταξύ των μεταβλητών χρησιμοποιήθηκε ο δείκτης συνάφειας του Spearman (Spearman correlation coefficient) λόγω της μη κανονικότητας που παρουσίαζε η πλειονότητα των μετρήσεων. Η ισχυρότερη στατιστική συσχέτιση που βρέθηκε είναι ανάμεσα στην ενεργό δόση και το πεδίο σάρωσης και ειδικότερα με το ύψος του πεδίου.

ΕΥΡΗΜΑΤΑ

Η αρχική αναζήτηση επέστρεψε 1834 μελέτες εκ των οποίων οι 1735 αποκλείσθηκαν στο στάδιο εξέτασης των περιλήψεων και 54 αφού μελετήθηκε το πλήρες κείμενο, ενώ τελικά 24 συμπεριελήφθησαν στην ανασκόπηση. Μετα-ανάλυση δεν κατέστη δυνατό να πραγματοποιηθεί λόγω της κατανομής των ευρημάτων.

Οι ΥΤΚΔ στους οποίους πραγματοποιήθηκαν οι περισσότερες μετρήσεις ήταν ο 3D Accuitomo 170 (34 μετρήσεις, 16,1%), ο Kodak CS 9300 (20 μετρήσεις,

5%), ο Promax 3D (17 μετρήσεις, 8,09%) και ο VGI της Newtom (15 μετρήσεις, 7,1%). Για κάθε μοντέλο ΥΤΚΔ που χρησιμοποιήθηκε στα άρθρα που μελετήθηκαν καταγράφηκαν η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή της ενεργού δόσης. Η μικρότερη τιμή που καταγράφηκε αφορούσε στον τομογράφο ICAT FLX (4 μSv) σε μια μελέτη των Ludlow και συνεργατών (2015). Η μεγαλύτερη δόση (1073 μSv) καταγράφηκε σε μελέτη των Ludlow και Ivanovic (2008) όπου χρησιμοποιήθηκε ο ΥΤΚΔ CB Mercuray. Επίσης, για τον ίδιο ΥΤΚΔ καταγράφηκε το μεγαλύτερο εύρος τιμών της Ενεργού δόσης σε απόλυτους αριθμούς (223,6-1073 μSv).

Οι δόσεις ακτινοβολίας που αφορούσαν τα ομοιώματα ενηλίκων βρέθηκαν από 4 έως 461 μSv για τα μικρά πεδία (ύψος < 6 cm), από 6.1 έως 510.7 μSv για τα μεσαία πεδία (ύψος 6.1-12 cm) και από 11 έως 1073 για τα μεγάλα πεδία μSv (ύψος > 12 cm). Το εύρος των δόσεων που αφορούσε τα ομοιώματα ανηλίκων βρέθηκε 5-582 μSv για τα μικρά πεδία, 7-769 μSv για τα μεσαία πεδία και 8-488 μSv για τα μεγάλα πεδία. Στα άρθρα που μελετήθηκαν χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικά είδη δοσιμέτρων για τη μέτρηση των δόσεων ακτινοβολίας. Τα 3 είδη δοσιμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν συχνότερα ήταν: 1) Τα οπτικά διεγχειρόμενα δοσίμετρα φωταύγειας (σε 102 μετρήσεις, 48,58 %) και ακολούθησαν 2) Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD-100, 74 μετρήσεις, 35,2%) και 3) Τα TLD -100H δοσίμετρα (17 μετρήσεις 8%). Στις περισσότερες περιπτώσεις (20 μελέτες) χρησιμοποιήθηκε ένα ανθρωπομορφικό ομοίωμα που αναπαριστούσε το κρανίο ενός ενήλικα άνδρα. Σε 2 μελέτες το ανθρωπομορφικό ομοίωμα που χρησιμοποιήθηκε αναπαριστούσε το κρανίο ενήλικης γυναίκας, ενώ σε 4 περιπτώσεις χρησιμοποιήθηκαν

ανθρωπομορφικά ομοιώματα ανηλίκων που αντιστοιχούσαν σε παιδιά ηλικίας 10 ετών.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η αναθεώρηση των συντελεστών στάθμισης της ακτινοευαισθησίας διαφόρων ιστών και οργάνων (W_t) από τη διεθνή επιτροπή Ακτινοπροστασίας (ICRP) το 2007 οδήγησε και σε συνακόλουθη αύξηση της τιμής της Ενεργού δόσης έως και 190%. Η ενεργός δόση είναι μία μονάδα δοσιμετρίας που εξαρτάται άμεσα από τα πρωτόκολλα ακτινοβολήσης (Kv , mA , t). Από τη διαθέσιμη βιβλιογραφία ο σημαντικότερος παράγοντας, εύρημα το οποίο είναι σύμφωνο και με την παρούσα εργασία, είναι το πεδίο σάρωσης (FOV). Αν όλα τα υπόλοιπα στοιχεία παραμείνουν σταθερά η επιλογή ενός μεγαλύτερου πεδίου ισοδυναμεί με υψηλότερες δόσεις. Ακόμη, η κάτω γνάθος σε σχέση με την άνω, όπως και οι οπίσθιες περιοχές των γνάθων σε σχέση με τις πρόσθιες έχουν μεγαλύτερη συνεισφορά στη διαμόρφωση των τιμών των δόσεων.

Επιπλέον, μια σειρά δευτερογενών παραγόντων όπως η γωνία περιστροφής του ΥΤΚΔ, η προσθήκη φίλτρου χαλκού, η απόσταση ανάμεσα στην πηγή ακτινοβολίας και στον ασθενή, η παρουσία προστατευτικού κολλάρου θυρεοειδούς συντελούν στη διαμόρφωση της ενεργού δόσης. Καθοριστικής σημασίας είναι και το μέγεθος του voxel, ωστόσο η διαθέσιμη βιβλιογραφία είναι ακόμα περιορισμένη. Παρά τις προσπάθειες για μείωση των δόσεων στους ιατρικούς αξονικούς τομογράφους με τη χρήση ειδικών οδοντιατρικών πρωτοκόλλων οι δόσεις ακτινοβολίας παραμένουν σημαντικά υψηλότερες σε σχέση με τον ΥΤΚΔ.

Τα τελευταία χρόνια διάφορα μεγέθη έχουν προταθεί προς αντικατάσταση της ενεργού δόσης, όπως το DAP και το DHP. Το DAP παρότι είναι αρκετά

εύχρηστο η ακρίβειά του αμφισβητείται καθώς οι αποκλίσεις του από την ενεργό δόση προσεγγίζουν το 35%. Η χρήση του DHP αυξάνει αρκετά την ακρίβεια, απαιτείται ωστόσο περαιτέρω τεκμηρίωση.

Βασικός περιορισμός της παρούσας ανασκόπησης είναι ότι σε αρκετές μελέτες δεν περιγράφεται με σαφήνεια ο σχεδιασμός των πειραματικών μοντέλων που ακολουθήθηκε και δεν αποσαφηνίζονται στοιχεία που αφορούν τις μεθόδους μέτρησης της ακτινοβολίας αλλά και τα πρωτόκολλα ακτινοβολήσης που χρησιμοποιήθηκαν από τους συγγραφείς με αποτέλεσμα να δυσχεραίνεται η σύγκρισή των ευρημάτων. Η μεγάλη ετερογένεια στα πρωτόκολλα ακτινοβολήσης και στις μεθόδους μέτρησης των δόσεων είναι πολύ πιθανό να έχει επίπτωση στην ακρίβεια των στατιστικών ευρημάτων.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Υπάρχει σχέση του πεδίου ακτινοβολήσης (FOV) με την ενεργό δόση σε στατιστικά σημαντικό επίπεδο. Συχνά, σημαντικά τεχνικά χαρακτηριστικά δεν περιγράφονται από τους συγγραφείς. Μέχρι σήμερα δεν χρησιμοποιείται ένα ενιαίο πρωτόκολλο για την μέτρηση της ενεργού δόσης. Κατά συνέπεια τα αποτελέσματα των διαφόρων μελετών συχνά δεν είναι συγκρίσιμα. Η πλέον αξιόπιστη μέθοδος υπολογισμού της ενεργού δόσης στηρίζεται στη χρησιμοποίηση ανθρωπομορφικών ομοιωμάτων. Η παρούσα ανασκόπηση ανέδειξε την ανάγκη για μία μελλοντική συγκριτική μελέτη ανάμεσα στις δόσεις ακτινοβολίας και στο μέγεθος του voxel.

Λέξεις κλειδιά: *Υπολογιστική Τομογραφία κωνικής δέσμης, Δόση ακτινοβολίας, Δοσίμετρο θερμοφωταύγειας, Έλεγχος ακτινοβολίας*

SUMMARY

EFFECTIVE DOSE OF CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY:

A SYSTEMATIC REVIEW

KALFOUNTZOS GEORGIOS

INTRODUCTION

The introduction of Cone Beam CT into everyday dental practice emerged the need to examine the new data concerning the radiation doses. In the period that followed, many dosimetry studies were carried out using a plethora of exposure protocols and measurement methods. The literature on dose levels of CBCT is difficult to interpret owing to the diversity of CBCT units and different methods of radiation dosimetry. As a result, there is a need for a systematic study and classification of these findings so that the doses patients receive from Cone Beam Computed Tomography (CBCT) as well as their biological effects are clear to the dentist.

AIM

The intent of this article is to review the literature on dosimetry of maxillofacial CBCT imaging in dentistry with emphasis on exposure protocols. Factors affecting dose levels were also assessed and a comparison with multi slice CT and panoramic radiography was carried out.

MATERIAL AND METHODS

An electronic search of the following databases was conducted: MEDLINE® using PubMed as search engine, the Cochrane Database of Systematic Reviews in The Cochrane Library, Scopus and Trip Medical Database to

identify relevant studies published from January 2007 to May 2019. The search in MEDLINE was based on MeSH and free-text terms. The searches in Scopus, Trip and The Cochrane Library (The Cochrane Database of Systematic Reviews) were performed using free-text terms. The systematic review was performed in compliance with the preferred reporting items for systematic reviews (PRISMA). We did not implement any quality evaluation in this systematic review, as there is no validated tool for this publication type.

Inclusion criteria for this review were all articles published in English in the scientific literature related to CBCT dosimetry in the maxillofacial region. Original studies using anthropomorphic dosimetry phantoms and dosimeters were included to obtain a more accurate record of biological effects. Only articles utilizing tissue weights from the 2007 ICRP recommendations for calculating effective dose were included. The articles had to include pertinent information regarding the scanner used, FOV size, exposure technique, phantom type and dosimeter used. Reviews and studies in which there was no detailed description of exposure protocols and measurement methods were excluded.

The reported effective doses were categorized in three different groups depending on the Field of View (a) FOV<6 cm, (b) FOV = 6-12 cm, c) FOV>12 cm). A data extraction sheet was created to record the required information (effective doses, exposure protocols and measurement methods). Study screening and data extraction was carried out independently by two observers, while the disagreements were resolved by discussion between them.

STATISTICAL ANALYSIS

Spearman correlation coefficient was used to assess the relevance of the variables due to the irregularity of most measurements. The most significant statistical correlation found is between the effective dose and the field of view and particularly the height of the FOV.

RESULTS

Of the 1834 retrieved publications, 1735 were discarded because, after reviewing the abstracts, it appeared that these publications did not meet the inclusion criteria. The full text of the remaining 78 publications was examined, and 24 met the inclusion criteria. Meta-analysis was not possible to be performed.

The majority of the measurements were conducted to the following CBCT units: 3D Accuitomo 170 (34 measurements, 16.1%), Kodak CS 9300 (20 measurements, 5%), Promax 3D (17 measurements, 8.09%) and Newton VGI (15 measurements, 7.1%).

The maximum and minimum values of the effective doses were recorded for each CBCT unit used in the articles included. The lowest value recorded was related to the ICAT FLX (4 μSv) in a study by Ludlow et al. (2015). The highest dose (1073 μSv) was recorded in a study by Ludlow and Ivanovic (2008) using CB Mercuray. Also, for this unit, the widest range of effective doses was reported (223.6-1073 μSv).

Reported adult effective doses ranged from 4 to 461 μSv for small FOVs (height<6 cm), from 6.1 to 510.7 μSv for medium FOVs (height 6.1-12) and

11-1073 for large FOVs (height>12). Child effective doses ranged from 5-582 μSv for small FOVs, 7-769 for medium FOVs and 8-488 for large FOVs.

Different types of dosimeters were used to measure radiation doses. The 3 most used types of dosimeters were: 1) Optically stimulated dosimeters (102 measurements, 48.58%) and followed by 2) Thermoluminescent dosimeters (TLD-100, 74 measurements, 35.2%) and 3) TLD -100H dosimeters (17 measurements 8%).

In most cases (20 studies) an anthropomorphic phantom representing the skull of an adult male was used. In 2 studies, the anthropomorphic phantom represented the skull of an adult woman, while in only 4 cases pediatric phantoms corresponding to patients aged 10 years were used.

DISCUSSION

The revised recommendations of International Committee of Radiation Protection (ICRP) regarding the tissue weighting factors (Wt) led to consequent increase of effective doses up to 190%.

Effective dose is a unit that depends directly on exposure protocols (Kv, mA, t). From the available literature the most important factor, which is also consistent with this review, is the Field of View (FOV). If all other factors affecting the dose remain constant, a larger FOV results in a higher dose. The location of the FOV is also important. The dose of medium FOVs was higher for examination of the lower jaw than for the upper jaw and for examinations with the FOV positioned on the posterior part of the lower jaw than for the anterior part of the upper jaw because salivary gland and thyroid tissues receive little exposure when the FOV is centered on the anterior upper jaw.

In addition, a number of secondary factors such as the rotation angle of the CBCT scanners, the addition of a copper filter, the distance between the radiation source and the patient, the presence of a protective thyroid collar contribute significantly to the effective dose. The voxel size is crucial, but the available literature is still limited. Despite efforts to reduce doses in medical CT scanners using special dental protocols, radiation doses remain higher compared to CBCT units.

Recently, DAP and DHP have been proposed to replace effective dose. Although DAP is quite easy to use, its accuracy is questionable as its deviations from the effective dose are close to 35%. DHP is more accurate, but further documentation is required.

The main limitation of this review is that several studies did not describe in detail the design of the experimental models followed and did not clarify data on measurement methods and the radiation protocols used by the authors. High heterogeneity in radiation protocols and dose measurement methods is likely to affect the accuracy of statistical findings.

CONCLUSION

Based on currently available evidence effective dose is strongly related to the size of the FOV. On several occasions, exposure parameters and technical details of the cone beam CT units were inadequately described. So far, a generally accepted measurement protocol has not been adopted. Therefore, the results of the various studies are often not comparable. A protocol with a minimum consensus on measurement methods is recommended. The most reliable dosimetry method is still based in anthropomorphic phantoms. The

review discloses the need for a future study on effective doses related to various voxel sizes.

Keywords: *Cone Beam Computed Tomography, Radiation dosage, Thermoluminescent dosimetry, Radiation monitoring*

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1

ΕΝΤΥΠΟ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΑΡΘΡΩΝ

Study ID (Author name/year).....

Reviewer.....

1. What kind of equipment is used in the study?

CBCT	
MSCT	
Panoramic	

2. Characteristics of the equipment used?

Manufacturer	Name of equipment	FOV	KV	mA	Sec	Rotation Degrees

3. What kind of dosimeter is used in the study ?

DOSIMETER KIND	Y/N	NUMBER (n)	EXPOSURES of each dosimeter (n)
TLD-100			
TLD-100			
TLD-100H			
TLD-MSO-S			
Lithium Borate TLD			
Optically Stimulated Luminescence dosimeter			
Ionization chamber			
Photoluminescence Glass			
Radiochromic film			

4. Phantoms used

Phantom Type		
Size		
Slices used(n)		

*Phantom Sizes= Adult Male: AM, Adult Female:AF, Small Adult: SA, Child: CH

5. Kind of Radiation dose assessed

Organ absorbed dose		Comments
Effective dose		
Equivalent dose		
ICRP 1990		

ICRP 2007		
-----------	--	--

6. Range of Radiation Doses

	FOV Limited (≤6cm)	FOV Dental (6.1-12cm)	FOV Craniofacial (>12cm)
Effective dose			
Effective dose			
Effective dose			
Effective dose			

7. Overall assessment of the article.

Do you trust the results of this study?	Fully (++)	Partially(+)	Not at all (-)
Additional Comments			

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΤΙΚΟΣ ΠΙΝΑΚΑΣ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
R Pauwels et al	Eur J Radiol	2012	Sirona Dental Systems (GmbH, Bensheim, Germany)	Galileos Comfort	15	15	85	28	84	TLD-100	147	Two Alderson Radiation Therapy (ART) Phantoms
			J. Morita, Kyoto, Japan	3D Accuitomo 170	10	5	90	87.5	54			
					4	4	90	87.5	43			
				Veraviewepocs 3D	8	8	70	51	73			
			I-CAT Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA	i-CAT Next Generation	16	13	120	18.5	83			
					16	6	120	18.5	45			
			Imtec (3M), Ardmore, OK, USA	Iluma Elite	21	14	120	76	368			
			Kodak Dental Systems, Bensheim, Germany	Kodak 9000 3D	5	3.7	70	107	19, 40			
				Kodak 9500	20	18	90	108	136			
			Quantitative Radiology, Verona, Italy	Newtom VGI	15	15	110	8,8	194			
					12	8	110	43	265			
					15	10	110	10,4	83			
			VATECH, Yongin, Republic of Korea	PaxUni3D	5	5	85	120	44			
				Picasso Trio	12	7	85	127	123			
					12	7	85	91	81			
			Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Promax 3D	8	8	84	169	122			
					8	8	84	19,9	28			
MyRay, Cefla, Dental group, Imola, Italy	Skyview	17	17	90	51.5	87						
Soredex, Tuusula, Finland	Scanora 3D	10	7.5	85	30	46						
		1	7.5	85	30	47						
		10	7.5	85	30	45						
		14,5	13.5	85	48	68						

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
Chambers et al	Dentomaxil ofac Radiol	2015	Sirona Dental Systems (GmbH, Bensheim, Germany)	Galileos Comfort	15	15	85	14, 28, 42,	30.77, 67.52, 101.66-103.37	Optically stimulated Luminescence Dosimeter	26	Alderson Rando (The Phantom Laboratory, Greenwich, NY)
					8.5	15	85	14, 28, 42	27.48-23.38, 47.92-51.55, 70.50-76.17			
Grunheid et al	Am J Orthod Dentofacial Orthop	2012	I-CAT Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA	ICAT	17		120	18.54, 37.1, 18.54, 37.1	69.2, 127.3, 64.7, 131.3	TLD-100	24	RANDO (The Phantom Laboratory, Salem, NY)
					8		120	18.54, 37.07	65, 134.2			
Loubele et al	Eur J Radiol	2009	J. Morita, Kyoto, Japan	Accuitomo 3D	3	4	80	72	13	TLD -100	24	Two Rando Alderson Phantoms (Rando Alderson Research Laboratories, NY)
					3	4	80	72	59			
			Quantitative Radiology, Verona, Italy	Newtom 3G	15	15	110	9.1	57			
					30	30	110	9	30			
			I-CAT Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA	i-CAT	13		120	10.6	48			
					13		120	39.5	77			
8		120		37								
Kim et al	Imaging Sci Dent	2014	Asahi Roengten Ind. Co. Kyoto, Japan	Alphard VEGA	20	17.9	80	68, 102	123.02, 183.07	TLD0-100 & Ionization Chamber	22	Alderson Radiation Therapy Phantom of head and neck (Radiology Support devices, Inc., Long Beach,
					15.4	15.4	80	85, 153	288.48, 303.66, 158.49, 163.23			
					10.2	10.2	80	68, 136	68.51, 85.11, 45.85, 184.33,			
					5.1	5.1	80	102, 153	22.34, 93.67, 20.1, 61.51			

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
												CA, USA)
Ludlow & Ivanovic	Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod	2008	Quantitative Radiology, Verona, Italy	Newtom 3G	19x19		120		68	TLD-100	24	Rando (Nuclear Associates, Hicksville, NY)
			Hitachi Medical Systems, Tokyo, Japan	CB Mercuray	19	19	120	1073				
					19	19	100	569				
					15	15	120	560				
					10	10	120	407				
			I-CAT Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA	i-CAT Next Generation	23.2	17	120	74				
				i-CAT Classical	17	13	120	87				
			Imtec (3M), Ardmore, OK, USA	Ilumina Standard	19	19	120	98				
				Ilumina Ultra	19	19	120	498				
			Sirona Dental Systems (GmbH, Bensheim, Germany)	Galileos default	15	15	85	70				
Galileos maximum	15	15		85	128							
Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Promax 3D	8	8	84	216, 288	488, 652						
Terarecon, San Mateo, CA	Prexion 3D	8	7.6	90	76, 148	189, 388						
Jeong et al	Imaging Sci Dent	2012	Asahi Roengten Co., Kyoto Japan	AZ 3000 CT	7.9	7.1	85	112	332.4	TLD-100	75	Alderson Radiation Therapy Phantom (Radiologic Support devices Inc., Long Beach, CA, USA)
			VATECH, Yongin, Republic of Korea	Implagraphy	8	5	80	66,5	83.09			
			KaVo, Biberach, Germany	3D eXam	10	5	120	36.853	111.6			
Qu et al	Dentomaxil	2012	Quantitative	Newtom 9000	22.86	22,86	110	12.6	79.1(μΕ	TLD-100	63	ART-210

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
	ofac Radiol		Radiology, Verona, Italy						προστατευτικό κολλάρο), 95.3 (χωρίς κολλάρο)			(Radiology Support devices Inc., Long Beach, CA)
Lukat et al	Dentomaxil ofac Radiol	2013	Kodak Dental Systems, Bensheim, Germany	Kodak 9000 3D	5	3.7	68, 70, 70	68.04, 86.4, 108	9.7, 13.5, 20.5	Optically stimulated luminescence dosimeters	25	Rando Man Phantom (Alderson Research Laboratories, Stanford, CT)
			Hitachi Medical Systems, Tokyo, Japan	CB Mercuray	22.86	22.86	100	96	223.6			
Al-Okshi et al	Dentomaxil ofac Radiol	2013	J. Morita, Kyoto, Japan	Veraviewepocs 3D	4	4	80	47, 47.5	21, 22	Radiochromic film (GafChromic Film)	4	Rando Head Phantom (The Phantom Laboratory, Salem, NY)
			Quantitative Radiology, Verona, Italy	Newtom VGI	1	8	110	19.08	10			
					8	8	110	21.96	56			
					8	8	110	94.5	45			
Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Promax 3D	4	5	84	120	129						
Chambers et al	Dentomaxil ofac Radiol	2015	Sirona Dental Systems (GmbH, Bensheim, Germany)	Galileos Comfort	15	15	85	14, 28, 42, 42, 42, 42	30.77, 67.52, 103.37, 103.29, 102.94, 101.66	Optically stimulated luminescence dosimeters	26	Alderson Rando Phantom (The Phantom Laboratory, Greenw wich, NY)
					8.5	15	85	14, 28, 42, 14, 28, 42	22.48, 47.92, 70.5, 23.8, 51.55, 76.57			
JB Ludlow	Dentomaxil ofac Radiol	2011	Kodak Dental Systems, Bensheim, Germany	Kodak 9500	18	21	80	86.4	93	TLD-100	24	Rando Phantom (Nuclear Associates, Hicksville, NY)
							85	108	163			
							90	108	260			
					9	15	80	86.4	76			
							85	108	98			
90	108	166										
Theodora	Br J Radiol	2012	I-CAT Imaging	i-CAT NG	6	16	120	18.5	49, 63	TLD-100H	10 yo: 104	Atom model

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
kou et al			Sciences International, Hatfield, PA, USA		6	16	120	18.5	33, 43		Adolescent: 140	702-c (10 yo), Atom model 706-c (Adolescent)
					1	16	120	18.5	82, 134			
			Quantitative Radiology, Verona, Italy	Newtom VGI	15	11	110	Auto	81, 114			
			Kodak Dental Systems, Bensheim, Germany	9000 3D	5	3.7	70	106.8, 85,6	16, 24			
			Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Promax 3D	8	8	84	19.6, 16.8	18 24			
			J. Morita, Kyoto, Japan	3D Accuitomo	4	4	90	87.5	28, 32			
					14	5	90	87.5	70, 214			
					14	10	90	87.5	188 237			
					17	12	90	87.5	216 282			
		13		120		110.5						
Koivisto et al	Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol	2014	Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Planmed verity	13	16	96	57	134 192 247	MOSFET	20	RANDO RAN102 head Phantom (Radiation Analogue Dosimetry System; The Phantom laboratory, Greenwich, NY, USA)
				Promax 3D max	13	13	96	60	168			
			i-CAT Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA	i-CAT NG	13x	16	120	37	170			
Koivisto et al	Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol	2012	Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Promax 3D	8	8	84	145	153	MOSFET	20	RANDO RAN102 head Phantom (Radiation Analogue

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
												Dosimetry System; The Phantom laboratory, Greenwich, NY, USA)
J Davies et al	Dentomaxil ofac Radiol	2012	I-CAT Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA	iCAT NG	17		120	18,69	78	TLD-100H	72	RANDO man phantom (The Phantom Laboratory, Salem, NY)
					13		120	18,69	77			
					6		120	18,69	58			
					6		120	37,66	113			
					6		120	18,69	32			
					6		120	37,66	60			
Qu et al	Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod	2010	Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Promax 3D	8	8	84	96, 120, 144, 168, 192	102 169 216 272 298	TLD-100	63	ART-210 (Radiology Support devices Inc., Long Beach, CA)
					5	8	84		131 171			
					8	8	84	192, 256, 22.4, 192 67.2	127 197 30 306 87			
Koivisto et al	Dentomaxil ofac Radiol	2014	Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Promax Mid	20	17	90	108	83.4, 87,6	TLD-100, MOSFET	40 TLD-100, 20 MOSFET	RANDO RAN102 head Phantom (Radiation Analogue Dosimetry System; The Phantom laboratory, Greenwich, NY, USA)
					8.5	5	90	11.2	6.1 7			
					4	5	90	10	10.3 12.3			
					10	10	90	120	158-175			
Ludlow et al	Dentomaxil ofac Radiol	2015	J. Morita, Kyoto, Japan	3D Accuitomo 170	10	10	90	45 79 87.5 154	132 232 257 453	Optically stimulated	24	Optically stimulated

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
					10	14	90	87.5	188	luminescent dosimeters		luminescent dosimeters
					12	17	90	45 79 87.5 154	154 260 325 532			
					5	10	90	45 79 87.5 154	58 102 113 198			
					5	14	90	45 79 87.5 154	70 123 136 240			
					5	17	90	45 79 87.5 154	68 119 132 232			
					6(anterior)	6	90	27 45 52.5 79 87.5 154	19 32 37 56 62 109			
					6(posterior)	6	90	27 45 52.5 79 87.5 154	20 33 39 58 65 114			
					5	10	90	45 79 87.5 154	87 153 169 297			
					5	14	90	45 79 87.5 154	135 237 262 461			
					5	17	90	45 79 87.5 154	121 212 235 414			
					6	6	90	27 45 58.5 79 87.5 154	37 61 72 108 120 210			
					6	6	90	27 45 58.5 79 87.5 154	48 80 93 148 158 252			
					8	8	90	45 79 87.5 154	92 162 180 316			
				3D Accuitomo 170 (Child Phantom)	10	10	90	45 79 87.5 154	160 281 311 548			
					10	14	90	45 79	183 321 355 626			

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
								87.5 154				
					12	17	90	45 79 87.5 154	212 353 430 769			
					5	10	90	45 79 87.5 154	58 102 113 198			
					5	14	90	45 79 87.5 154	85 149 165 290			
					5	17	9	45 79 87.5 154	91 160 177 312			
					6 post max	6	90	27 45 52.5 79 87.5 154	32 53 61 92 102 180			
					5	10	90	27 45 52.5 79 87.5 154	152 266 295 519			
					5	14	90	27 45 52.5 79 87.5 154	152 267 296 521			
					5	17	90	27 45 52.5 79 87.5 154	170 299 331 582			
					6 an man	6	90	27 45 52.5 79 87.5 154	46 77 90 136 150 265			
					6 pos man	6	90	27 45 52.5 79 87.5 154	71 118 141 208 227 375			
					8	8	90	45 79 87.5 154	128 225 249 439			
			Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Promax Mid-stiched	16	16	90	108 127 145	95 112 128			
				Promax (child	16	16	90	(72.3, 90)	(8, 107) 277 307			

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom	
				Phantom)				217 244 "289, 362"	"362, 488"				
			Kodak Dental Systems, Bensheim, Germany	CS 9300	10	10	90	25	76				
						11	17	90	26.5 51.5	101 204			
						13.5	17	90	45.2	184			
						5	5	84	60 100	35 59			
						5	5	84	60 100	48 80			
						5x	10	90	25	56			
						5 (anterior)					48 81		
						5 (posterior)	5	84	60 100	66 127			
						5	10	90	25	75			
						8	8	90	32	75			
					CS 9300 (Child Phantom)	10	10	80	25	86			
							11	17	80	25.6 41.2	110 178		
							13.5	17	80	45.2	189		
							5 anter max	5	75	48 80	41 63		
							5 anter man	5	75	48 80	47 79		
							5	10	80	25	45		
							5 ant man	5	75	48 80	44 64		
							5 pos man	5	75	48 80	56 86		
							5	10	90	25	61		
						8	8	80	32	82			
				CS 9000	4 (max) (an)	5	70	107	5				

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
					4(max)(pos)	5	70	107	10			
					4(man)(an)	5	70	107	22			
					4 (man)(pos)	5	70	107	38			
			Quantitative Radiology, Verona, Italy	Newtom VGI	12	15	110	6.2	103			
					15	15	110	7.8	97			
					6(posterior) max	6	110	70.1	140			
					6(anterior) max	6	110	65	131			
					6 man	6	110	42.1	191			
					6xman	6	110	29	130			
					8	8	110	6.3 (38.7)	61 (206)			
				8	12	110	6.1 (39.1)	82 (280)				
			Cefla Dental Group (Imola Italy)	Newtom 3G (child Phantom)	20	20	110	Automatic exposure control (AEC)	56			
					15	15	110	AEC	94			
			Instrumentarium (Helsinki, Finland)	OP 300 Maxio	13	15	90	29 36 45 72	66 82 102 164			
					5	5	90	11.7 14.7 18.7 23.4	12 16 20 25			
					6	8	90	11.7 14.7 18.7 23.4	25 31 40 50			
					5 anterior	5	90	11.7 14.7 18.7 23.4	16 20 26 32			

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
					6	8	90	11.7 14.7 18.7 23.4	43 54 68 86			
					8	8	90	11.7 14.7 18.7 23.4	49 61 78 97			
					8	15	90	22.5 284 36 45	76 96 121 152			
				OP 300 Maxio (Child Phnatom)	13	15	90	29 36 45 72	93 108 134 215			
				5	5	90	11.7 14.7 18.7 23.4	16 20 26 32				
				6	8	90	11.7 14.7 18.7 23.4	27 34 43 54				
				5 an man	5	90	11.7 14.7 187 23.4	33 52 53 67				
				6	8	90	11.7 14.7 187 23.4	61 77 97 122				
				8	8	90	11.7 14.7 187 23.4	77 97 123 153				
			Sirona Dental Systems (GmbH, Bensheim, Germany)	Galileos Comfort Plus	15	15	98	8 10 12 20 25 30	38 47 56 106 130 154			
					8.5	15	98	8 10 12 (20 25 30)	27 34 41 (84 103 122)			
					8.5	15	98	8 10 12 (20 25 30)	29 37 45 (92 113 133)			
				Galileos Comfort Plus (Child Phantom)	15	15	98	6 8 (15 20)	39 52 (122 160)			
					8.5 max	15	98	6 8 (15, 20)	21 32 (72 98)			
					8.5 man	15	98	6 8 (15 20)	29 44 (99 136)			

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom
				Orthophos XG	5 max	5.5	85	36 51 66 (72, 86, 101)	21 30 39 (45 53 60)			
					5 max	5.5	85	36 51 66 (72, 86, 101)	25 36 47 (58 70 81)			
					5 man	5.5	85	36 51 66 (72, 86, 101)	22 31 40 (49 65 84)			
					5 man	5.5	85	36 51 66 (72, 86, 101)	27 38 50 (61 72 83)			
					8	8	85	36 51 66 (72, 86, 101)	48 67 91 (117 144 166)			
Okano et al	Dentomaxil ofac Radiol	2009	J. Morita, Kyoto, Japan	Accuitomo 3D	6	6	80	90	101.46	Radiophotoluminescence glass	155	RANDO woman phantom (Alderson research laboratories, Stamford, CN, USA)
					4	4	80	90	49.92			
					3	4	80	90	29.62			
			Hitachi Medical Systems, Tokyo, Japan	CB Mercuray	10.2	10.2	120	147	510.57			
Ludlow & Walker	Am J Orthod Dentofacial Orthop	2013	I-CAT Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA	iCAT FLX (Adult)	17	23	120	18.5, 37	69, 136	Optically stimulated luminescent dosimeters	24	Atom Max Model 711 HN, CIRS Inc., Norfolk, VA), Atom model 706 HN, CIRS inc)
					11	16	90, 120	6 10 18.5 37	9 43 79 159			
					13	16	90 120	6 10 18.5 37	11 54 85 171			
					6 (maxilla)	16	90 120	6 10 18.5 37	4 20 32 65			
					6 (mand)	16	90 120	6 10 18.5 37	8 34 61 127			

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μSv)	Kind of dosimeter (n)	Number of dosimeters (n)	Type of Phantom	
					8	16	90 120	6 10 18.5 37	8 39 70 148				
					iCAT FLX (Child)	11	16	90 120	6 10 18.5				13 56 115
						16	16	90 120	6 10 18.5				18 70 120
						6(maxilla)	16	90 120	6 10 18.5				5 23 39
						6(mandible)	16	90 120	6 10 18.5				9 43 73
						8	16	90 120	6 10 18.5				7 34 60
Shilling & Geibel	Dentomaxil ofac Radiol	2013	KaVo, Biberach, Germany	3D Exam	23	17	120	18.54	72	TLD-100	24	Alderson Rando ART-210 phantom (Radiology Support Devices Inc., Long Beach, CA)	
16	13	120	18.54	106.7									
16	8	120	37.07 10	169.8 44.5									
16	4	120	37.07 18.54 37.07 18.54	67.6 32.8 76.3 37.7									
8	8	120	37.07 18.54	122.1 61.6									
Pan eXam Plus	6.1	4.1	90	23 48.8 23 48.8	40.2 79.2 49.3 114.8								
6.4	4.1	90	47 79.38 47 79.38	79.3 124.9 109.6 183.7									
Pauwels et al	Br J Radiol	2014	J. Morita, Kyoto, Japan	3D Accuitomo 170	4	4	90	45 87.5	54 27 101	TLD-100	148	Alderson Radiation Therapy (ART) Phantom (Radiology Support Devices, Long	
6	6	90	45 87.5	113 62 148 85									
8	8	90	45 87.5	211 118									
10	10	90	87.5	272									
14	5	90	87.5	168									
17	12	90	45 87.5	303 169									

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ, ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ & ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Author	Journal	Year	Manufacturer	Equipment	FOV H (cm)	FOV (cm)	KVp	mAs	Effective Dose (μ Sv)	Kind of dosemeter (n)	Number of dosemeters (n)	Type of Phantom
												Beach, CA)
Kadesjo et al	Dentomaxil ofac Radiol	2015	Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Promax 3D	4		90	144	92	TLD-100	122	Alderson Rando (The Phantom Laboratory, New York, USA)

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. AAPM, Report no39. (1993). Specification and Acceptance testing of computed tomography scanners. American Institute of physics, New York.
2. Al Najjar A., Colosi, D., Dauer, L.T., Prins, R., Patchell, G., Branets, I., Goren A.D., Faber R.D. (2013). Comparison of adult and child radiation equivalent doses from 2 dental cone-beam computed tomography units, *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 143:784-92, Διαθέσιμο στη: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.01.013> [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
3. Al-Okshi, A., Lindh, C., Sale, H., Gunnarsson M, Rohlin M. (2015). Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review. *Br J Radiol.* 88:20140658. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
4. Al-Okshi, A., Lindh, C., Sale, H., Gunnarsson, M., Rohlin, M., (2015). Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review. *Br J Radiol.* 88. Διαθέσιμο στη: DOI:20140658 [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
5. Al-Okshi, A., Nilsson, M., Petersson, A., Wiese, M., Lindh, C. (2013). Using GafChromic film to estimate the effective dose from dental cone beam CT and panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 42: 20120343. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
6. Al-Okshi, A., Nilsson, M., Petersson, A., Wiese, M., Lindh, C. (2013). Using GafChromic film to estimate the effective dose from dental cone beam CT and panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 42: 20120343. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

7. Araki K, Patil S, Endo A, Okano T. (2013). Dose indices in dental cone beam CT and correlation with dose–area product. *Dentomaxillofac Radiol.* 42: 20120362. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
8. Armstrong RT. (2006). Acceptability of cone beam CT vs. multi-detector CT for 3D Anatomic model construction. *AAOMS*; 64:37. [Ανακτήθηκε την 11η Νοεμβρίου 2019]
9. Barnes G. T., Lakshminarayanan A. V. In Lee, Sagel, Stanley's. *Computed Body Tomography*. 2nd ed. Raven Press, New York., p. 1 - 60
10. Bartling, SH, Majdani O, Gupta R, Rodt T, Dullin C, Fitzgerald PF, Becker H. (2007). Large scan field, high spatial resolution flat-panel detector based volumetric CT of the whole human skull base and for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol*;36(6):317-27 [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
11. Batista, Wilson & Navarro, M & Maia, Ana. (2011). Effective doses in panoramic images from conventional and CBCT equipment. *Radiation protection dosimetry*. 151. 67-75. 10.1093/rpd/ncr454. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
12. Bovik, Alan Conrad (2009). *The essential guide to image processing*. Academic Press. pp. 743–. Ανακτήθηκε στις: 4 June 2011. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
13. Brenner DJ. (2006). It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT quality assurance and dose optimization. For the proposition. *Med Phys*.33(5):1189-1190. Διαθέσιμο στη: doi:10.1118/1.2173933. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

- 14.** Bushberg, J.T., Seibert, J., Leidholdt, E.M., Boone, J.M. (1994). The Essential Physics of Medical Imaging. St. Baltimore: Williams & Wilkins
- 15.** Bushberg, JT, Siebert, JA, Leidholdt, EM. (2002). The Essential Physics of Medical Imaging. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins
- 16.** Carrafiello, G., Dizonno, M., Colli, V., Strocchi, S., Pozzi Taubert, S., Leonardi, A., Giorgianni, A., Barresi, M., Macchi, A., Bracchi, E., Conte, L., Fugazzola, C. (2010). Comparative study of jaws with multislice computed tomography and cone-beam computed tomography, Radiol med 115:600–611 Διαθέσιμο στη: DOI 10.1007/s11547-010-0520-5. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 17.** Chambers, D., Bohay, R., Kaci, L., Barnett, R., Battista, J. (2014). The effective dose of different scanning protocols using the Sirona GALILEOS® comfort CBCT scanner. Dentomaxillofac Radiol; 44: 20140287. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 18.** Chau Anson C.M., BSc, MPhil, Fung Karl, DCR, HDCR, MSc, FIR, PhD. (2009). Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod;107:559-565, Διαθέσιμο στη: doi: 10.1016/j.tripleo.2008.11.009. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 19.** Chinem, LAS., Vilella, B.S., Mauricio, C.L.P., Canevaro, L.V., Deluiz, L.F., Vilella, O.V. (2016). Digital orthodontic radiographic set versus cone-beam computed tomography: an evaluation of the effective dose. Dental Press J Orthod;21(4):66-72. Διαθέσιμο στη: doi:

- <http://dx.doi.org/10.1590/2177-6709.21.1.066-072.oar>. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 20.** Cohnen, M., Kemper, J., Möbes, O., Pawelzik, J., Mödder, U. (2002). Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol.* 2002 Mar;12(3):634-7. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 21.** Davies, J., Johnson, B., Drage, N. Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws. (2012). *Dentomaxillofac Radiol.* Jan;41(1):30-6. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 22.** Davies, J., Johnson, B., Drage, N.A. (2012). Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws. *Dentomaxillofacial Radiology* 41, 30–36. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1259/dmfr/30177908. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 23.** Deman, P., Atwal, P., Duzenli, C., Thakur, Y., and Ford, N.L. (2014). Dose measurements for dental cone-beam CT: a comparison with MSCT and panoramic imaging, *Phys. Med. Biol.* 59 3201–3222, Διαθέσιμο στη: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/12/3201>. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 24.** European Commission Radiation Protection 136 European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. Belgium: European Communities; 2004
- 25.** Fenn, J., and Blosch, M. (2018). Understanding Gartner’s Hype Cycles. ID: G00370163. Διαθέσιμο από: <https://www.gartner.com/en/documents/3887767> , [Ανακτήθηκε την 1 Νοεμβρίου 2019]
- 26.** Garcia Silva M.A., Ulrich, W, Heinicke F., Bumann A., Gründler, K., Visser H., and Hirschf, E. (2008). Effective dosages for recording

Veraviewepocs dental panoramic images: analog film, digital, and panoramic scout for CBCT, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod;106:571-7, Διαθέσιμο στη: doi: 10.1016/j.tripleo.2008.03.031. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

27. Garcia Silva M.A., Ulrich, W, Heinicke F., Bumann, A., Visser H., and Hirschf, E. (2008). Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: A radiation dose evaluation, Am J Orthod Dentofacial Orthop;133: 640.e1-640.e5. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
28. Gayou, O., Parda, D.S., Johnson, M., Miften, M. (2007). Patient dose and image quality from mega-voltage cone beam computed tomography imaging. Med Phys;34(2):499-506. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
29. Goldman, L.W. (2007). Principles of CT: radiation dose and image quality, J Nucl Med Technol;35(4):213-25. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
30. Goren, A.D., Prins, R.D., Dauer, L.T., Quinn, B., Al-Najjar, A., Faber, R.D. (2013). Effect of leaded glasses and thyroid shielding on cone beam CT radiation dose in an adult female phantom. Dentomaxillofac Radiol; 42: 20120260
31. Gunderman, R. (2006). Essential Radiology.
32. Hatcher, D.C. (2010). Operational principles for cone-beam computed tomography, J Am Dent Assoc;141 Suppl 3:3S-6S. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
33. Helmrot, Ebba, Thilander-Klang, Anne. (2010). Methods for monitoring patient dose in dental radiology. *Radiation Protection Dosimetry*,

- Volume 139, Issue 1-3, April-May 2010, Pages 303–305, Διαθέσιμο στη: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq095>. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 34.** Hirsch, E., Wolf, U., Heinicke, F. and Silva, MAG. (2008). Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofacial Radiology* 37, 268–273. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1259/dmfr/23424132
- 35.** Hofmann, E., Schmid M., Sedlmair M., Banckwitz R., Hirschfelder U., Lell M. (2014). Comparative study of image quality and radiation dose of cone beam and low-dose multislice computed tomography - an in-vitro investigation, *Clin Oral Invest* 18:301–311, Διαθέσιμο στη: DOI10.1007/s00784-013-0948-9. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 36.** Horner, K. (1994). Review article: radiation protection in dental radiology. *Br J Radiol.* 67(803):1041-9.
- 37.** Horner, K., Islam M., Flygare L., Tsiklakis K., Whaites E. (2009). Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology, *Dentomaxillofacial Radiology* 38, 187–195. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 38.** Horner, K., Jacobs, R., Schulze, R. (2013). Dental CBCT equipment and performance issues. *Radiat Prot Dosimetry.*153(2):212-8. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 39.** Horner, K., Jacobs, R., Schulze, R. (2013). Dental CBCT equipment and performance issues. *Radiat Prot Dosimetry.* 153(2):212-8. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

40. Isoardi, P. and Ropolo, R. (2003). Measurement of dose-width product in panoramic dental radiology. *The British journal of radiology*. 76. 129-31. 10.1259/bjr/58851704. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
41. Jadu, F. M., Alzahrani, A. A., Almutairi, M. A., Al-Amoudi, S. O., Jan, A. M., & Khafaji, M. A. (2018). The effect of varying cone beam computed tomography image resolution and field-of-view centralization on effective radiation dose. *Saudi medical journal*, 39(5), 470–475. <https://doi.org/10.15537/smj.2018.5.21658>. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
42. Jadu, F., Yaffe, M.J. and Lam, EWN. (2010). A comparative study of the effective radiation doses from cone beam computed tomography and plain radiography for sialography, *Dentomaxillofacial Radiology* 39, 257–263. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1259/dmfr/62878962. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
43. Jadu, F.M., Hill, M.L., Yaffe, M.J. and Lam, EWN. (2011). Optimization of exposure parameters for cone beam computed tomography sialography, *Dentomaxillofacial Radiology* 40, 362–368. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1259/dmfr/81159071. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
44. Jeong, DK., Lee, Sang-Chul, Huh, Kyung-Hoe, Yi, Won-Jin, Heo, Min-Suk, Lee Sam-Sun, Choi Soon-Chul. (2012). Comparison of effective dose for imaging of mandible between multi-detector CT and cone-beam CT. *Imaging Sci Dent* 2012; 42: 65-70. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
45. Johns H.E. and Cunningham J.R. (1984). *The Physics of Radiology*, Springfield Illinois: C.C. Thomas

- 46.** Kadesjö, N., Lynds, R., Nilsson, M., Shi, X-Q. (2009). Radiation dose from X-ray examinations of impacted canines: cone beam CT vs two-dimensional imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2018; 47: 20170305. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 47.** Kalender, W.A. (2006). X-ray computed tomography. *Phys Med Biol* 2006; 51: R29 – 43. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 48.** Kalender, W.A., Deak, P., Kellermeier, M., van Straten, M., Vollmar, S.V. (2009). Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Med Phys*. 2009 Mar;36(3):993-1007. [Ανακτήθηκε την 23η Απριλίου 2017]
- 49.** Kalender, W.A., Kyriakou, Y. (2007). Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol*. 2007 Nov;17(11):2767-79. [Ανακτήθηκε την 23η Απριλίου 2017]
- 50.** Kim, Dong-Soo, Rashsuren, Oyuntugs, Kim, Eun-Kyung. (2014). Conversion coefficients for the estimation of effective dose in cone-beam CT. *Imaging Sci Dent* 2014; 44 : 21-9. [Ανακτήθηκε την 15 Μαρτίου 2020]
- 51.** Kim, S., Yoshizumi T.T., Toncheva, G., Yoo, S. and Yin, F.F. (2008). Comparison of radiation doses between cone beam ct and multi detector ct: tld measurements, *Radiation Protection Dosimetry* (2008), Vol. 132, No. 3, pp. 339–345, Διαθέσιμο στη: doi:10.1093/rpd/ncn305. [Ανακτήθηκε την 23η Απριλίου 2017]
- 52.** Kim, S., Yoshizumi T.T., Frush D.P., Toncheva, G. and Yin, F.F. (2010). Radiation Dose from Cone Beam CT in a Pediatric Phantom: Risk Estimation of Cancer Incidence, *American Journal of Roentgenology*.

- 2010;194: 186-190. 10.2214/AJR.08.2168. [Ανακτήθηκε την 23η Απριλίου 2017]
- 53.** Koivisto, J., Kiljunen, T., Tapiovaara M., Wolff, J., Kortensniemi, M. (2012) Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters and Monte Carlo simulations, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2012;114:393-400, Διαθέσιμο στη: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2012.06.003> [Ανακτήθηκε την 23η Απριλίου 2017]
- 54.** Koivisto, J., Schulze, D., Wolff, J., Rottke, D. (2014). Effective dose assessment in the maxillofacial region using thermoluminescent (TLD) and metal oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters: a comparative study. Dentomaxillofac Radiol 2014; 43: 20140202. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 55.** Koivisto, J., Wolff, J., Järnstedt, J., Dastidar, P., Kortensniemi, M. (2014). Assessment of the effective dose in supine, prone, and oblique positions in the maxillofacial region using a novel combined extremity and maxillofacial cone beam computed tomography scanner, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2014;118:355-362, Διαθέσιμο στη: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2014.05.016>. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 56.** Liang, X., Jacobs, R., Hassan, B., Li, L., Pauwels, R., Corpas, L., Souza, P.C., Martens, W., Shahbazian, M., Alonso, A., Lambrechts, I. (2010). A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

- and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol.* 2010 Aug;75(2):265-9.
- 57.** Lofthag-Hansen, S., Thilander-Klang, A., Ekestubbe, A., Helmrot, E., Gröndahl, K. (2008). Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008 Feb;37(2):72-9. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 58.** Lofthag-Hansen, S., Thilander-Klang, A., Ekestubbe, A., Helmrot, E. and Grondahl, K. (2008). Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofacial Radiology* 37, 72–79. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1259/dmfr/60375385. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 59.** Lofthag-Hansen, S., Thilander-Klang, A., Gröndahl, K. (2011). Evaluation of computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol.* 2011 Nov;80(2):483-8. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 60.** Loubele, M., Bogaerts, R., Van Dijck, E., Pauwels R., Vanheusden, S., Suetens, P., Marchal, G., Sanderink, G., Jacob, R. (2008). Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications, *European Journal of Radiology* 71 (2009) 461–468. Διαθέσιμο στη: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.06.002>. [Ανακτήθηκε την 11η Νοεμβρίου 2019]
- 61.** Loubele, M., Bogaerts, R., Van Dijck, E., Pauwels, R., Vanheusden, S., Suetens, P., Marchal, G., Sanderink, G., Jacobs, R. (2009). Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for

- dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol.* 2009 Sep;71(3):461-8.
[Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 62.** Loubele, M., Jacobs, R., Maes, F., Denis, K., White, S., Coudyzer, W., Lambrechts, I., van Steenberghe, D., Suetens, P. (2008). Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008 Sep;37(6):309-18. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 63.** Loubele, M., Maes, F., Jacobs, R., van Steenberghe, D., White, S.C., Suetens, P. (2008). Comparative study of image quality for MSCT and CBCT scanners for dentomaxillofacial radiology applications. *Radiat Prot Dosimetry.* 2008;129(1-3):222-6. [Ανακτήθηκε την 12η Μαρτίου 2020]
- 64.** Ludlow, J.B. (2011). A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration, *Dentomaxillofacial Radiology* (2011) 40, 115–122. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1259/dmfr/31708191. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 65.** Ludlow, J.B. (2011). A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011 Feb;40(2):115-22. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 66.** Ludlow, J.B., and Ivanovic, M. (2008). Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 106:106-14, Διαθέσιμο στη: doi: 10.1016/j.tripleo.2008.03.018. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

- 67.** Ludlow, J.B., Davies-Ludlow L.E., Brooks, S.L., Howerton, W.B. (2006). Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial Radiology* 35, 219–226. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1259/dmfr/14340323. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 68.** Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E. and Brooks, S.L. (2003). Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofacial Radiology* (2003) 32, 229–234. Διαθέσιμο στη doi: 10.1259/dmfr/26310390. [Ανακτήθηκε την 22 Δεκεμβρίου 2019]
- 69.** Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E., Brooks, S.L., Howerton, W.B. (2006) Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006 Jul;35(4):219-26. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 70.** Ludlow, J.B., Timothy, R., Walker, C., Hunter, R., Benavides, E., Samuelson, D.B. (2015). Effective dose of dental CBCT—a meta-analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44: 20140197. [Ανακτήθηκε την 24η Φεβρουαρίου 2015]
- 71.** Ludlow, J.B., Johnson, B.K. and Ivanovic, M. (2018). Estimation of effective doses from MDCT and CBCT imaging of extremities. *J. Radiol. Prot.* 38 1371 2018 Διαθέσιμο στη: <https://doi.org/10.1088/1361-6498/aae44b>. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

- 72.** Lukat, T.D., Wong, J.C.M., Lam, E.W.N. (2013). Small field of view cone beam CT temporomandibular joint imaging dosimetry. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42: 20130082. [Ανακτήθηκε την 24η Απριλίου 2020]
- 73.** MacDonald-Jankowski, D.S., Orpe, E. (2006). Computed tomography for oral and maxillofacial surgeons. Part 2: Cone-beam computed tomography. *Asian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2006;18: 85-92
- 74.** Mah, P., Reeves, T.E., McDavid, W.D. (2010). Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2010 Sep;39(6):323-35.
- 75.** McNitt-Gray, M.F. (2002). AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics* 22:1541–1553, 2002
- 76.** Morant, J.J., Salvado, M., Hernandez-Giron, I., Casanovas, R., Ortega, R., Calzado, A. (2013). Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42: 92555893. [Ανακτήθηκε την 4η Μαΐου 2020]
- 77.** Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P.T., Andreis, I.A. (1998). A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*. 1998;8(9):1558-64. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 78.** Nemtoi, A., Czink, C., Haba, D., Gahleitner, A. (2013). Cone beam CT: a current overview of devices. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;42(8):20120443. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

- 79.** Ngan, D.C., Kharbanda, O.P., Geenty, J.P., Darendeliler, M.A. (2003) Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J.* 2003 Nov;19(2):67-75. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 80.** Okano, T., Harata, Y., Sugihara, Y., Sakaino, R., Tsuchida, R., Iwai, K., Seki, K. and Araki, K. (2009) Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofacial Radiology* (2009) 38, 79–85. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1259/dmfr/14769929. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 81.** Oliveira, M.L., Freitas, D.Q., Ambrosano, G.M., Haiter-Neto, F. (2014). Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a phantom study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014;43(6):20140128. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 82.** Orth, R.C., Wallace, M.J., Kuo, M.D. (2008). Technology Assessment Committee of the Society of Interventional Radiology. C-arm cone-beam CT: general principles and technical considerations for use in interventional radiology. *J Vasc Interv Radiol.* 2008 Jun;19(6):814-20. [Ανακτήθηκε την 1η Μαΐου 2018]
- 83.** Palomo, J. M., Pejavar R.S., Hans M.G., Cleveland, OH. (2008) Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:773-82, Διαθέσιμο στη: doi: 10.1016/j.tripleo.2007.12.019. [Ανακτήθηκε την 18η Μαΐου 2020]
- 84.** Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J.H., Thongvigitmanee, S.S. (2015). Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140224. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

- 85.** Pauwels, R., Beinsberger, J., Collaert, B., Theodorakou, C., Rogers, J., Walker, A., Cockmartinf, L., Bosmans, H., Jacobs, R., Bogaerts, R., Horner, K., The SEDENTEXCT Project Consortium. (2010). Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners, *European Journal of Radiology*, Διαθέσιμο στη: DOI:<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.11.028>. [Ανακτήθηκε την 3η Φεβρουαρίου 2015]
- 86.** Pauwels, R., Beinsberger, J., Collaert, B., Theodorakou, C., Rogers, J., Walker, A., Cockmartin, L., Bosmans, H., Jacobs, R., Bogaerts, R., Horner, K. (2012). SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol*. 2012 Feb;81(2):267-71. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 87.** Pauwels, R., Beinsberger, J., Collaert, B., Theodorakou, C., Rogers, J., Walker, A., Cockmartin, L., Bosmans, H., Jacobs, R., Bogaerts, R., Horner, K., The SEDENTEXCT Project Consortium (2010), *European Journal of Radiology*, 31/12/2010. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 88.** Pauwels, R., Theodorakou, C., Walker, A., Bosmans, H., Jacobs, R., Horner, K., Bogaerts, R. and The SEDENTEXCT Project Consortium. (2012). Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index, *Dentomaxillofacial Radiology* (2012) 41, 583–593. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1259/dmfr/20920453. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 89.** Pauwels. R., Zhang, G., Theodorakou, C., Walker, A., Bosmans, H., Jacobs, R. The SEDENTEXCT Project Consortium. (2014). Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field

of view and angle of rotation. *Br J Radiol* 2014; 87:20130654.

[Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

- 90.** Podgorsak, E.B. (2006). *Radiation Physics for Medical Physicists*,
- 91.** Prins R., Dauer, L.T., Colosi, D.C, Quinn, B., Kleiman, N. J., Bohle, G. C., Holohan, B., Al-Najjar, A., Fernandez, T., Bonvento, M., Faber, R. D, Ching H. and. Goren, A.D. (2011). Significant reduction in dental cone beam computed tomography (CBCT) eye dose through the use of leaded glasses, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;112:502-507, Διαθέσιμο στη: doi: 10.1016/j.tripleo.2011.04.041. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 92.** Qiang, W., Qiang, F., Lin L. (2019). Estimation of effective dose of dental x-ray devices, *Radiation Protection Dosimetry*, Volume 183, Issue 4, June 2019, Pages 418–422. Διαθέσιμο στη: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncy159>. [Ανακτήθηκε την 11η Νοεμβρίου 2019]
- 93.** Qu, X-M., Li G., Ludlow, J.B., Zhang, Z-Y. and Xu-chen. (2010). Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:770-776. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1016/j.tripleo.2010.06.013. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 94.** Qu, X-M., Li G., Sanderink, G.C.H., Zhang, Z-Y and Ma, X.C. (2012). Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars, *Dentomaxillofacial Radiology* (2012) 41, 373–378. Διαθέσιμο στη: doi: 10.1259/dmfr/30200901. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

- 95.** Roberts, J.A., Drage, N.A., Davies, J., Thomas, D.W. (2009). Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol.* 2009 Jan;82(973):35-40. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 96.** Roberts, J.A., Drage N.A., Davies, J., Thomas, D.W. (2009). Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry, *the British Journal of Radiology*, 82 (2009), 35–40, Διαθέσιμο στη DOI: 10.1259/bjr/31419627. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 97.** Rottke, D., Grosseckler, L., Sawada, K., Poxleitner, P., Schulze, D. (2013). Influence of lead apron shielding on absorbed doses from panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42: 20130302. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 98.** Rottke, D., Patzelt, S., Poxleitner, P., Schulze, D. (2013). Effective dose span of ten different cone beam CT devices. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42: 20120417. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 99.** Rottke, D., Dreger, J., Sawada, K., Honda, K., Schulze, D. (2019). Comparison of manual and dose reduction modes of a MORITA R100 CBCT. *Dentomaxillofac Radiol* 2019; 48: 20180009. [Ανακτήθηκε την 21η Μαρτίου 2020]
- 100.** Scarfe, W.C., Angelopoulos C. (2018) *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*, Springer International Publishing
- 101.** Scarfe, W.C., Farman, A.G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am.* 2008 Oct; 52(4):707-30. [Ανακτήθηκε την 4^η Φεβρουαρίου 2017]

- 102.** Schilling, R., Geibel, M-A. (2013). Assessment of the effective doses from two dental cone beam CT devices. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42: 20120273.
- 103.** Schulze, D., Heiland, M., Thurmann, H and Adam, G. (2004). Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* (2004) 33, 83–86. Διαθέσιμο στη doi: 10.1259/dmfr/28403350. Ανακτήθηκε την 4^η Φεβρουαρίου 2017]
- 104.** Shin, H.S., Nam, K.C., Park, H., Choi, H.U., Kim, H.Y., Park, C.S. (2014). Effective doses from panoramic radiography and CBCT (cone beam CT) using dose area product (DAP) in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol* 2014; 43: 20130439. [Ανακτήθηκε την 14η Απριλίου 2020]
- 105.** Suomalainen, A., Kiljunen, T., Käser, Y., Peltola, J., Kortensniemi, M. (2009). Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol*. 2009 Sep;38(6):367-78. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 106.** Suomalainen, S., Kiljunen, T., Kaser, Y., Peltola, J. and Kortensniemi, M. (2009). Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiology* 38, 367–378. Διαθέσιμο στη doi: 10.1259/dmfr/15779208. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

- 107.** The SEDENTEXCT Project Radiation protection: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence based guidelines. Geneva, Switzerland: European Commission; 2011. Διαθέσιμο στη: <http://www.sedentexcteu/guidelines>. [Ανακτήθηκε την 1η Φεβρουαρίου 2015]
- 108.** Theodorakou, C., Pauwels, R., Beinsberger, J., Walker, A., Bogaerts, R., Horner, K. and the SEDENTEXCT Project Consortium (2010) "Paediatric organ and effective doses in dental cone beam computed tomography", presented at the 12th European Congress of Dento-Maxillo Facial Radiology, 2 - 5 June 2010, Istanbul, Turkey
- 109.** Theodorakou, C., Walker, A., Horner, K., Pauwels, R., Bogaerts, R., Jacobs, R., & SEDENTEXCT Project Consortium (2012). Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *The British journal of radiology*, 85(1010), 153–160. Διαθέσιμο στη <https://doi.org/10.1259/bjr/19389412>
- 110.** Thorsten, G., Jacquelyn R. Kolbeck S., Pliska, B. T., Ahmad M., and Larson, B.E. (2012). Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging, Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:436-43. Διαθέσιμο στη [doi:10.1016/j.ajodo.2011.10.024](https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.10.024). [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 111.** Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakakis CJ. (2005). Dose reduction in maxillofacial imaging using low

- dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol.* 2005 Dec;56(3). [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 112.** Tyndall, D.A., Price, J.B., Tetradis, S., Ganz, S.D., Hildebolt, C., Scarfe W.C. (2012). American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012 Jun;113(6):817-26
- 113.** White S.C., Pharoah M.J. (2015). *Oral radiology. Principles and Interpretation.* Edition 7. p185-190
- 114.** Yeh, J. K., & Chen, C. H. (2018). Estimated radiation risk of cancer from dental cone-beam computed tomography imaging in orthodontics patients. *BMC oral health, 18(1)*, 131. Διαθέσιμο στη <https://doi.org/10.1186/s12903-018-0592-5>. [Ανακτήθηκε την 11η Νοεμβρίου 2019]
- 115.** Yepes, J.F., Booe, M.R., Sanders, B.J., Jones, J.E., Ehrlich, Y., Ludlow J.B., Johnson, B. (2017). Pediatric Phantom Dosimetry of Kodak 9000 Cone-beam Computed Tomography. *Pediatr Dent.* 2017;39(3):229-232. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 116.** Αγγελόπουλος, Α., Σπυρόπουλος, Ν., Τσιχλάκης, Κ. (2001). Εκδ. Λίτσας. Σύγχρονη Στοματική & Γναθοπροσωπική Διαγνωστική και Ακτινολογία.

117. Αλεξίου, Κ.-Ε., Τσιχλάκης, Κ. (2009). Οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης. Οδοντοστοματολογική πρόοδος, 63 (2): 226-24
118. Ελευθεριάδης Ι., Ιακωβίδης Δ. (1996). Οι εφαρμογές της αξονικής τομογραφίας στην περιοχή του στόματος και των γνάθων, University studio press, Θεσσαλονίκη, σελ. 13-23
119. Κάππας, Κ., Θεοδώρου, Κ. (2018). Ακτινοβολίες και Ακτινοπροστασία, Τόμος 1. Ιατρικές εκδόσεις Π.Χ Πασχαλίδης
120. Μακρής, Ν. (2014). ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ ΣΤΗ ΒΑΣΙΚΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗ ΠΑΘΟΒΙΟΛΟΓΙΑ ΣΤΟΜΑΤΟΣ, ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ, ΤΜΗΜΑ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗΣ: Εφαρμογή και Αξιολόγηση του Προγράμματος Διασφάλισης Ποιότητας στους Οδοντιατρικούς Υπολογιστικούς Τομογράφους Κωνικής Δέσμης, Σύμφωνα με τις Ευρωπαϊκές Κατευθυντήριες Οδηγίες. ΑΘΗΝΑ 2014, σελ 37-107.
121. Προυκάκης, Χ. (2004). Ιατρική Φυσική, Εκδόσεις Παρισιάνου
122. Τσιχλάκης, Κ. (1998). Συμβολή της Αξονικής Τομογραφίας στη μελέτη της μορφολογίας και παθολογίας των οστών των γνάθων. Ερευνητική μονογραφία, Αθήνα, σελ 16-17.
123. Τσιχλάκης, Κ., Καραγιάννη, Α. (2018). Διαγνωστική και Ακτινολογία Στόματος: Διαγνωστική Στόματος-Γναθοπροσωπική Απεικόνιση. Ιατρικές εκδόσεις Λίτσας
124. Ψαράκος, Κ., Μολυβδά-Αθανασοπούλου, Ε., Γκοτζαμάνη-Ψαράκου, Α., Σιούντας, Α. (2010). Ιατρική Φυσική – Στοιχεία ακτινοφυσικής και εφαρμογές, University studio press, Θεσσαλονίκη

- 125.** Zaki, I.M., Hamed, W.M., Ashmawy, M.S. (2020). Effect of CBCT dose reduction on the mandibular canal visibility: ex vivo comparative study [published online ahead of print, 2020 May 26]. *Oral Radiol.*;10.1007/s11282-020-00448-9. Διαθέσιμο στη doi:10.1007/s11282-020-00448-9. [Ανακτήθηκε την 16^η Ιουνίου 2020]
- 126.** da Silva Moura, W., Chiqueto, K., Pithon, G.M., Neves, L.S., Castro, R., Henriques, J.F.C. (2019). Factors influencing the effective dose associated with CBCT: a systematic review. *Clin Oral Investig.*;23(3):1319-1330. Διαθέσιμο στη doi:10.1007/s00784-018-2561-4. [Ανακτήθηκε την 16^η Ιουνίου 2020]
- 127.** Qu, XM., Li, G., Ludlow, JB., Zhang, ZY., Ma, XC. (2016). Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 110(6):770-776. Διαθέσιμο στη doi: 10.1016/j.tripleo.2010.06.013. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]
- 128.** Elkhateeb, SM., Torgersen, GR., Arnout, EA. (2016). Image quality assessment of clinically applied CBCT protocols using a QAT phantom. *Dentomaxillofac Radiol* 2016; 45:20160075. [Ανακτήθηκε την 5^η Μαΐου 2020]
- 129.** Librizzi, ZT., Tadinada, AS., Valiyaparambil, JV., Lurie, AG., Mallya, SM. (2011). Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: Effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(1):e25-e30. Διαθέσιμο στη doi:10.1016/j.ajodo.2011.03.012. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]

- 130.** Ludlow, JB., Walker, C. (2013). Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(6):802-817. Διαθέσιμο στη doi:10.1016/j.ajodo.2013.07.013. [Ανακτήθηκε την 1η Ιουλίου 2019]