



Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής **University of West Attica**

Σχολή Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας
Τμήμα Βιοϊατρικών Επιστημών
Κατεύθυνση Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας

Διπλωματική Εργασία

«Σύγκριση των δεικτών δόσεων CTDI και SSDE σε εξετάσεις
θώρακα και κοιλιάς στην παιδιατρική ακτινολογία»

Ευαγγελία Κοταράκου, Πολυξένη Σταυρίδου

Επιβλέπων καθηγητής: Οικονόμου Γεωργία

Αθήνα, Φεβρουάριος 2021

Έχουμε πάρει έγκριση από το επιστημονικό συμβούλιο του νοσοκομείου Παιδων «Αγία Σοφία» με αριθμό πρωτοκόλλου 10610/22.05.20 και πρακτικά συνεδρίασης στις 03.06.2020. Επιβεβαιώνεται ότι τηρήσαμε τον κώδικα ηθικής και δεοντολογίας για θέματα περί ανωνυμοποίησης των περιστατικών (GDPR).

Το περιεχόμενο της εργασίας αυτής λαμβάνει υπόψη τους κανόνες περί λογοκλοπής και αναφοράς των πηγών. Μέσω της εφαρμογής Turnitin έγινε έλεγχος. Βγήκε το αποτέλεσμα 11% ενώ το ανώτατο όριο αντιστοιχεί στο 25%.

Τριμελής επιτροπή:

- Οικονόμου Γεωργία
- Κεχαγιάς Δημήτριος
- Λαβδάς Ελευθέριος

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Κοταράκου Ευαγγελία του Λεωνίδα, με αριθμό μητρώου 62716022 φοιτήτρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοιας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Η Δηλούσα



ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο/η κάτωθι υπογεγραμμένος/η Σταυρίδου Πολυξένη του Ιωάννη, με αριθμό μητρώου 16107 φοιτητής/τρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοιας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Ο/Η Δηλών/ούσα



Ευχαριστίες

Σε αυτό το σημείο θα θέλαμε να πούμε ένα μεγάλο ευχαριστώ σε όσους συμμετείχαν στην προσπάθεια συγγραφής της διπλωματικής μας εργασίας. Καταρχάς, απευθύνουμε ένα μεγάλο ευχαριστώ στην κυρία Οικονόμου Γεωργία για την πολύτιμη βοήθειά της. Επιπλέον, θέλουμε να εκφράσουμε τη βαθιά μας ευγνωμοσύνη στον κύριο Συργιαμιώτη Βασίλη για το χρόνο που μας αφιέρωσε, τις συμβουλές και τις πολύτιμες οδηγίες του. Ήταν κι οι δύο πάντα εκεί για εμάς. Επίσης, ευχαριστούμε το νοσοκομείο Παίδων «Αγία Σοφία» για τη θερμή υποδοχή και φιλοξενία που μας προσέφερε. Τέλος, ένα εγκάρδιο ευχαριστώ σε όλους όσους συνέβαλαν με τις γνώσεις τους, το υποστηρικτικό τους υλικό και τη συμπαράσταση τους έτσι ώστε να φτάσουμε στο τέλος όλων αυτών των χρόνων σπουδών.

Περίληψη

Η εξέλιξη στους σύγχρονους αξονικούς τομογράφους μπορεί να έχει εξασφαλίσει λεπτομερή απεικόνιση που συνεισφέρει στην έγκαιρη διάγνωση αλλά έχει ως αποτέλεσμα και την αύξηση της δόσης. Ως εκ τούτου, τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (DRL) έχουν κεντρίσει το ενδιαφέρον της επιστημονικής κοινότητας στη σύγχρονη υπολογιστική τομογραφία. Ειδικότερα, είναι αναγκαίο να μελετηθούν τα επίπεδα δόσης στους παιδιατρικούς ασθενείς (PiDRL) λόγω της ανεπαρκούς έρευνας σε αυτό το τομέα. Συγκεκριμένα στο άρθρο, θα μελετηθούν τα όρια δόσης σε διαγνωστικές εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας που αφορούν τις ανατομικές περιοχές της κοιλίας και του θώρακα. Οι συγκεκριμένες εξετάσεις είναι οι πιο συνηθεις όσον αφορά τους παιδιατρικούς ασθενείς και για αυτό το λόγο χρειάζονται μεγαλύτερη διερεύνηση. Η εφαρμογή ειδικών πρωτοκόλλων λήψης των εξετάσεων των δύο αυτών περιοχών απεικόνισης, προσαρμοσμένα στην ηλικία ή το μέγεθος του ασθενούς και τις κλινικές ενδείξεις προκειμένου να διασφαλιστεί ότι η δόση για κάθε ασθενή είναι τόσο χαμηλά όσο είναι λογικά εφικτό για τον κλινικό σκοπό της εξέτασης υπολογιστικής τομογραφίας, απαιτείται για την βελτιστοποίηση της προστασίας των ασθενών που υποβάλλονται σε εξετάσεις αξονικής τομογραφίας.

Κύριος στόχος αυτού του πρωτοκόλλου είναι η επιλογή του καταλληλότερου ορίου δόσης των ακτινοδιαγνωστικών πράξεων της υπολογιστικής τομογραφίας σε εθνικό επίπεδο σύμφωνα με τις βιβλιογραφικές αναφορές αλλά και την μελέτη που θα πραγματοποιηθεί. Ιδιαίτερα, σε παγκόσμια κλίμακα θα αναδειχθούν οι διαφορές των δύο επιπέδων δόσης βάση δημοσιεύσεων. Οι δύο κύριες κατηγορίες σύμφωνα με τη μέτρηση της δόσης, το Computed Tomography Dose Index (CTDI) και το Size-Specific Dose Estimates (SSDE), θα έρθουν σε αντίθεση με βάση τα χαρακτηριστικά τους. Συμπληρωματικά θα υπάρξει μια στατιστική αναδρομική καταγραφή περιστατικών στο νοσοκομείο, η οποία θα προσεγγίσει την παραπάνω σύγκριση.

Θα γίνει μια αναδρομική καταγραφή αναφορικά με τα διεθνή επίπεδα αναφοράς που έχουν θεσπιστεί στους παιδιατρικούς ασθενείς. Η μελέτη αυτή θα εξελιχθεί σε τρία στάδια. Πρωτίστως, θα διεξαχθεί μία ενδεδειγμένη αναζήτηση

των δύο ορολογιών (CTDI και SSDE) ώστε να κατανοήσουμε πλήρως τις υποκείμενες αυτές έννοιες καθώς και κάθε λεπτομέρεια που αφορά τα πρωτόκολλα κοιλίας και θώρακα στους παιδιατρικούς ασθενείς σε εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας (CT). Τα βασικά εργαλεία που θα χρησιμοποιηθούν είναι επιστημονικές ιστοσελίδες όπως το Mendeley (www.mendeley.com), το PubMed (www.ncbi.nlm.nih.gov), και το Google Scholar (<https://scholar.google.com/>), όπως επίσης βιβλία σχετιζόμενα με την υπολογιστική τομογραφία και τη βιβλιοθήκη του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής. Ακολούθως, θα πραγματοποιηθεί συλλογή αξονικών εξετάσεων κοιλίας και θώρακα στο χρονικό διάστημα του ενός μήνα στο γενικό νοσοκομείο Παίδων “Αγία Σοφία” για τον καθορισμό παιδιατρικών διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς της αξονικής τομογραφίας. Συγκεκριμένα, οι εξετάσεις θα συγκεντρωθούν από το PACS (Picture Archiving and Communication System) του τμήματος Αξονικής και Μαγνητικής τομογραφίας του νοσοκομείου Παίδων “Αγία Σοφία”. Θα συμπεριληφθούν κι άλλα δεδομένα νοσοκομείων του εξωτερικού, όπως πρωτόκολλα εξετάσεων κοιλίας και θώρακα, και τα καθορισμένα όρια δόσεων. Τέλος, μέσω της ανάλυσης και της επεξεργασίας των παραπάνω δεδομένων θα διαμορφωθούν ποικίλοι πίνακες και διαγράμματα στατιστικής, που θα αποτελούν μέρος των αποτελεσμάτων που θα παρουσιαστούν.

Λέξεις - κλειδιά: αξονική τομογραφία, παιδιατρική ακτινολογία, δείκτες δόσης, CTDI, DLP, SSDE, PiDRL

Abstract

The evolution at the modern CT scanner may have secured detailed imaging that contributes to diagnosis in time but it also has, as a result, the increase of the dose. Therefore, the Dose Reference Levels (DRLs) have triggered the attention of the scientific community at the modern Computed Tomography. In particular, it is essential to study the dose levels at pediatric patients (PiDRL) because of insufficient research in this field. Specifically, in this essay the dose levels at diagnostic examinations of chest and abdomen anatomic areas will be studied. These specific exams are the most common when it comes to pediatric patients and this is the reason why they need further investigation. The application of special protocols that concern the examinations' reception of those two imaging areas, adapted to the patient's age and size and the clinical indications in order to assure that the dose for each patient is as low as reasonably achievable for the clinical purpose of the computed tomography exam is demanded the optimization of patient's protection who are submitted to CT examinations.

The main purpose of this protocol is the selection of the best able radiant-diagnostic Ct dose limit at a national level according to the bibliography but also the study that will take place. On a global scale specifically, the differences between the two reference levels will be pointed out based on publications. The two main dose measurement categories which are Computed Tomography Dose Index (CTDI) and Size Specific Dose Estimate (SSDE) will be contrasted due to their characteristics. Additionally, there will be a statistic retrospective recording of hospital incidents which will approach the comparison above.

There will be a retrospective recording according to the international dose reference levels that have been established for the pediatric patients. This study will be developed through three stages. Firstly, meticulous research of the two terminologies (CTDI and SSDE) will take place in order to comprehend completely these subjacent meanings as well as every detail that concerns the chest and abdomen CT protocols in pediatric patients. The basic tools that will be used are scientific websites like Mendeley (www.mendeley.com), PubMed (www.ncbi.nlm.nih.gov), and Google Scholar (<https://scholar.google.com/>), as

well as books referring to computed tomography and the library of West Attica University. Afterwards a collection of chest and abdomen computed tomography examinations will take place in a month time limit at the general paediatric hospital “Agia Sophia” for the pediatric CT dose reference levels definition. In particular, the examinations will be gathered from the “Agia Sophia” children’s hospital Picture Archiving and Communication System (PACS). Extra foreign hospitals' data will be included, such as chest and abdomen protocols and predetermined dose levels. Finally, varying tables and statistic diagrams will be formed through the analysis and the elaboration of the data above mentioned, which will also be a part of the results that will be presented.

Key - words: computed tomography, paediatric radiology, dose references, CTDI, DLP, SSDE, PiDRL

Πίνακας Περιεχομένων

Περίληψη.....	vi
A. Γενικό Μέρος.....	1
Κεφάλαιο 1: Αξονικός τομογράφος.....	1
1.1. Τμήμα αξονικού τομογράφου.....	2
1.2 Γενιές αξονικού τομογράφου.....	4
1.3 Δομή αξονικού τομογράφου.....	5
1.3.1 Βασικές αρχές λειτουργίας.....	7
1.3.2 Παράμετροι σάρωσης.....	9
1.4 Ποιότητα εικόνας.....	11
1.4.1 Ψευδενδείξεις.....	13
Κεφάλαιο 2: Πρωτόκολλα εξετάσεων θώρακος και κοιλίας σε παιδιατρικούς ασθενείς.....	16
2.1 Ιατρικό ιστορικό και προετοιμασία ασθενή.....	17
2.2 Υπολογιστική τομογραφία θώρακα	17
2.2.1 Ακτινοανατομία θώρακα.....	18
2.2.2 Πρωτόκολλα Θώρακα ρουτίνας σε παιδιατρικούς ασθενείς.....	20
2.3 Υπολογιστική τομογραφία κοιλίας.....	26
2.3.1 Ακτινοανατομία κοιλίας.....	26
2.3.2 Πρωτόκολλα Κοιλίας ρουτίνας σε παιδιατρικούς ασθενείς.....	29
2.4 Χορήγηση σκιαγραφικού μέσου από το στόμα.....	34
2.5 Ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού μέσου.....	35
2.6 Ανεπιθύμητες αντιδράσεις στα σκιαγραφικά μέσα.....	36
Κεφάλαιο 3: Ακτινοευαισθησία.....	38
3.1 Η βιολογικές αρχές της ακτινοβιολογίας.....	40
3.2 Στοχαστικά και μη στοχαστικά αποτελέσματα της ακτινοβολίας.....	41
3.3 Επίδραση της ακτινοβολίας σε παιδιατρικούς ασθενείς.....	42
3.3.1 Αποδεικτικά στοιχεία από ατυχήματα.....	43
Κεφάλαιο 4: Στοιχεία δοσιμετρίας.....	45
4.1 Απορροφούμενη και ισοδύναμη δόση.....	46
4.2 Ενεργός δόση.....	47
4.3 CTDI.....	47
4.4 DLP.....	48

4.5 SSDE.....	50
4.6 Δόση και ποιότητα εικόνας.....	50
Κεφάλαιο 5: Ακτινοπροστασία.....	52
5.1 ΔΕΑ.....	53
5.1.1 Παιδιατρικά ΔΕΑ.....	54
5.2 Κατευθυντήριες οδηγίες.....	56
5.2.1 Θωράκιση χώρου.....	58
5.2.2 Ατομική ακτινοπροστασία.....	59
Β. Ειδικό Μέρος.....	62
Κεφάλαιο 6: Εισαγωγή.....	62
Κεφάλαιο 7: Υλικά και Μέθοδοι.....	63
7.1 Χαρακτηριστικά αξονικού τομογράφου του νοσοκομείου Παίδων “Αγία Σοφία”.....	64
7.2 Βασικές έννοιες μεθοδολογίας μελέτης.....	66
7.2.1 Παράδειγμα υπολογισμού SSDE.....	75
Κεφάλαιο 8: Αποτελέσματα.....	77
8.1 Αποτελέσματα μετρήσεων θώρακα.....	78
8.2 Αποτελέσματα μετρήσεων κοιλίας.....	93
Κεφάλαιο 9: Συμπεράσματα.....	106
Κεφάλαιο 10: Συζήτηση.....	108
Βιβλιογραφία.....	109

A. Γενικό Μέρος

Κεφάλαιο 1

Αξονικός τομογράφος

Εισαγωγή

1.1 Τμήμα Αξονικού Τομογράφου

1.2 Γενιές αξονικού τομογράφου

1.3 Δομή αξονικού τομογράφου

1.3.1 Βασικές αρχές λειτουργίας

1.3.2 Παράμετροι σάρωσης

1.4 Ποιότητα εικόνας

1.4.1 Ψευδενδείξεις

Εισαγωγή

Η εμφάνιση της αξονικής τομογραφίας έγινε εφικτή από τη βελτιστοποίηση των ηλεκτρονικών υπολογιστών. Η σπουδαιότητα της ακτινοδιαγνωστικής μεθόδου πιστοποιήθηκε από την απονομή του βραβείου Νόμπελ στους εφευρέτες του αξονικού τομογράφου το 1979. Βέβαια από το 1972 βρίσκεται στην κλινική πράξη προσφέροντας υψηλής ποιότητας εικόνες εγκάρσιων τομών του σώματος αλλά και υπολογιστικά ανακατασκευασμένες τομές οποιουδήποτε επιθυμητού επιπέδου καθώς και τρισδιάστατες απεικονίσεις οργάνων και ιστών. Σήμερα διενεργούνται αξονικές που αποτελούν πάνω από το 60% της συλλογικής δόσης του πληθυσμού λόγω διαγνωστικών εξετάσεων.[1]

1.1 Τμήμα Αξονικού Τομογράφου

Ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας αποτελείται από τα εξής βασικά μέρη: η λυχνία παραγωγής ακτίνων – x, οι κατευθυντήρες, οι ανιχνευτές, το σύστημα απόκτησης δεδομένων και ανακατασκευής των εικόνων (data-acquisition system - DAS) και ένας Η/Υ με τις περιφερικές μονάδες του. Η απεικόνιση επιτυγχάνεται μέσω της συγχρονισμένης περιστροφικής κίνησης της λυχνίας και της σειράς ανιχνευτών κατά τον επιμήκη άξονα του ασθενούς, κατά την οποία στέλνεται ακτινοβολία στον εξεταζόμενο από διάφορες διευθύνσεις και λαμβάνεται το σήμα που εξέρχεται από το σώμα του. Η διάταξη μέσα στην οποία κινούνται οι δύο αυτές μονάδες ονομάζεται σώμα (Gantry), το οποίο έχει στο μέσο του μία οπή διαμέτρου μεγαλύτερη των 60cm. Μέσα από αυτήν κινείται η ειδική εξεταστική τράπεζα στην οριζόντια και κατακόρυφη διεύθυνση.



Εικόνα 1.1 Siemens 2 Slice Refurbished CT Scanner

<https://www.indiamart.com/proddetail/siemens-2-slice-refurbished-ct-scanner-16447317948.html>

Το Gantry μπορεί να λαμβάνει κεκλιμένη θέση έως και 30° ως προς τον άξονα x για τις λοξές λήψεις, οι οποίες είναι χρήσιμες για τις σαρώσεις της κεφαλής, του τραχήλου και της σπονδυλικής στήλης στην αξονική τομογραφία. Η κατάλληλη διάταξη με δέσμη laser είναι απαραίτητη για τη σωστή επικέντρωση.

Συγκεκριμένα μετράται η μείωση της έντασης της ακτινοβολίας για κάθε μία τομή που προκαλείται από την αλληλεπίδρασή της με τους διάφορους ιστούς. Η εξασθένηση αυτή περιγράφεται από τον μαθηματικό τύπο:

$$I = I_0 * e^{-\mu x},$$

x το πάχος του υλικού

μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του υλικού

I_0 η αρχική ένταση της ακτινοβολίας.

Η κάθε δέσμη, λόγω της τρισδιάστατης ιδιότητας της, αποτελείται από ένα μεγάλο αριθμό κύβων που ονομάζονται voxels ή στοιχεία όγκου.

Η ανακατασκευή είναι η διαδικασία κατά την οποία τα ακατέργαστα δεδομένα (raw data) που έχουν ληφθεί μετασχηματίζονται σε δεδομένα της εικόνας (image data). Κατά την ανασύνθεση με την βοήθεια ειδικών αλγορίθμων, υπολογίζονται οι συντελεστές εξασθένησης του κάθε voxel μέσω της κλίμακας Hounsfield που απεικονίζονται σαν διαβαθμίσεις του γκρι χρώματος. Κατά κανόνα ο κάθε ιστός έχει τη δική του τιμή Hounsfield Unit (HU), που υπολογίζεται από τον τύπο:

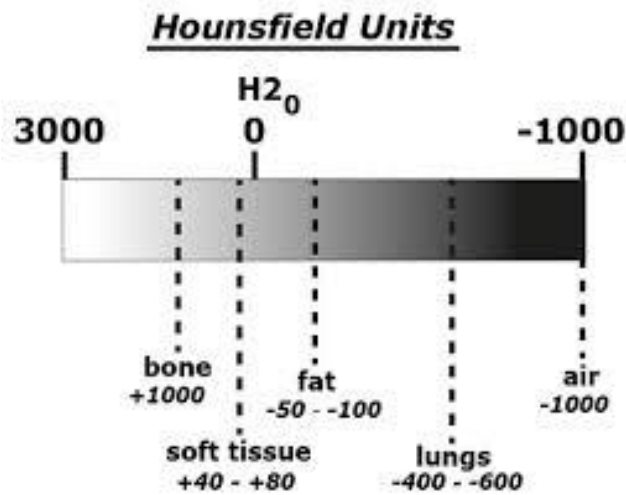
$$CT = K (\mu - \mu_w) / \mu_w$$

K: μια αριθμητική σταθερά που λέγεται συντελεστής μεγέθυνσης,

μ : ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης που αντιστοιχεί σε δεδομένο voxel

μ_w : ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του νερού.

Παραδείγματος χάρη, στο νερό ανήκει το 0 και στον αέρα το -1000. Όσο περισσότερο απορροφά την ακτινοβολία ο εκάστοτε ιστός τείνει προς το λευκό χρώμα, ενώ όσο λιγότερη είναι αυτή η απορρόφηση το χρώμα που φαίνεται πλησιάζει το μαύρο. Η πιο συχνή μέθοδος ανακατασκευής της εικόνας (image reconstruction) μέσω πολύπλοκων μαθηματικών διεργασιών είναι η οπισθοπροβολή με φίλτρο (filter-back projection).[2,3,4]



Εικόνα 1.2 Κλίμακα του Hounsfield (HU)

<https://www.starradiology.com/internships/neurology/b rain/ct-brain-hemorrhage/>

1.2 Γενιές αξονικού τομογράφου

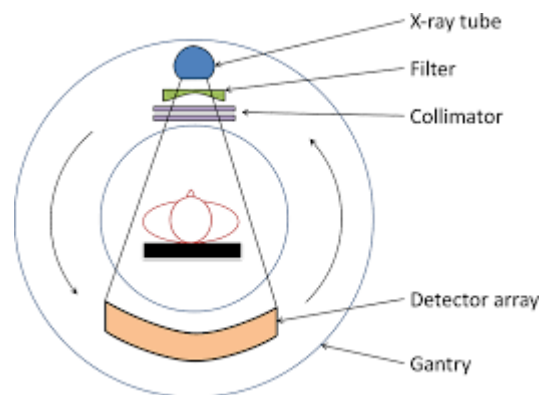
Τέσσερις γενιές μετά την αρχική εμφάνιση του αξονικού τομογράφου το 1968 και μετά από πολλούς πειραματισμούς έχει φτάσει στο σημείο να περιλαμβάνει μία, πολλές ή και καμία λυχνία. Αναδρομικά, η πρώτη γενιά περιλαμβάνει έναν ανιχνευτή και μία λυχνία συνδεδεμένα και ικανά να χαράξουν πορεία τόξου 180 μοιρών. Η δέσμη ήταν γραμμική και λέγεται «δέσμη γραφίδας». Κάθε τομή είχε διάρκεια 4,5 λεπτών. Γινόταν χρήση μόνο για τις περιοχές του εγκεφάλου και του κρανίου. Στην επόμενη γενιά υπάρχουν πλέον πολλαπλοί ανιχνευτές (5-50) ο ένας δίπλα στον άλλον. Η δέσμη ήταν τριγωνική τύπου «βεντάλιας» (fan beam). Ο χρόνος τομής μειώθηκε στα 16-40 δευτερόλεπτα. Στην Τρίτη γενιά υπάρχουν 300-700 ανιχνευτές, οι οποίοι μαζί με τη λυχνία διαπράττουν αποκλειστικά στροφική κίνηση 212-420 μοιρών. Ο χρόνος τομής τότε ελαχιστοποιήθηκε στα 1-10 δευτερόλεπτα. Η τέταρτη γενιά προσφέρει έως και 5000 ανιχνευτές που σχηματίζουν έναν κύκλο γύρω από το σώμα του εξεταζόμενου και η μοναδική λυχνία περιστρέφεται μέσα από αυτόν. Η διάρκεια του χρόνου κάθε τομής πέφτει στα 1-3 δευτερόλεπτα. Οποιαδήποτε καινοτομία θεωρείται ότι ανήκει στην πέμπτη γενιά. Σημαντική χρονιά το 1989 που έρχονται στο προσκήνιο τα μηχανήματα με τη δυνατότητα ελικοειδούς

σάρωσης (spiral or helical scan), διότι βελτίωσαν την ακρίβεια και ευαισθησία απεικόνισης. Αυτό συνέβη λόγω της συνεχής λήψης δεδομένων μέσω της ταυτόχρονης κίνησης της τράπεζας και της περιστροφής λυχνίας-ανιχνευτών. Όταν οι ανιχνευτές συγκροτούν πολλές παράλληλες σειρές, τότε δημιουργείται το σύστημα των πολυατομικών τομογράφων (multi-slice CT scanners).[2,3]

1.3 Δομή αξονικού τομογράφου

Λυχνία, γεννήτρια, κατευθυντήρες

Η λυχνία που συχνότερα συναντάται έχει περιστρεφόμενη άνοδο με μικρή εστία και μεγάλη θερμοχωρητικότητα. Η γεννήτρια πρέπει να παρέχει σταθερά μεγάλη τάση, γι' αυτό και το είδος που χρησιμοποιείται είναι οι γεννήτριες υψηλής συχνότητας. Επιπλέον μέσα στη λυχνία υπάρχουν φίλτρα συνήθως κατασκευασμένα από αλουμίνιο, με στόχο την απορρόφηση των φωτονίων χαμηλής ενέργειας. Έτσι, γίνεται σκλήρυνση και ομοιογενοποίηση της δέσμης. Το τελευταίο αξιοσημείωτο τμήμα της λυχνίας είναι οι κατευθυντήρες (collimators) που βρίσκονται στην έξοδο της, αλλά μπορεί να συναντηθούν και στην είσοδο των ανιχνευτών και καθορίζουν το πάχος της δέσμης ακτίνων x και της απεικονιζόμενης τομής αντίστοιχα. Πρόκειται για μεταλλικές κατασκευές υπό τη μορφή διαφραγμάτων-ελασμάτων.[2,3]



Εικόνα 1.3 Δομή του αξονικού τομογράφου

<https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/ct-equipment>

Ανιχνευτές

Οι ανιχνευτές (detectors) χωρίζονται σε δύο είδη: τους θαλάμους ιονισμού και τους σπινθηριστές που είναι συνδεδεμένοι με φωτοδιόδους ή φωτοπολλαπλασιαστές. Κάθε φωτόνιο παράγει μες στον σπινθηριστή μια ποσότητα φωτός ανάλογη της ενέργειάς του. Αυτή η ποσότητα μετατρέπεται σε δέσμη ηλεκτρονίων και άρα σε ηλεκτρικό σήμα. Οι σπινθηριστές κατασκευάζονται από υλικά που έχουν την ικανότητα παραγωγής φθορισμού όπως ιωδιούχο νάτριο [NaI(Tl)], ιωδιούχο κάισιο (CsI) και φθοριούχο ασβέστιο (CaF).[2,3]

Σύστημα λήψης δεδομένων και υπολογιστής

Το Σύστημα Λήψης Δεδομένων (Data Acquisition System – DAS) είναι υπεύθυνο για τη διαδικασία που μετατρέπει το αναλογικό ηλεκτρικό σήμα που παράγουν οι ανιχνευτές σε ψηφιακό, την λεγόμενη Ψηφιοποίηση (Digitalization). Οι βασικοί υπολογιστές που απαιτούνται για ένα απεικονιστικό σύστημα είναι δύο. Ο πρώτος, ο κύριος, αναλαμβάνει τον έλεγχο λειτουργιών όπως την κίνηση της τράπεζας και της λυχνίας, τη γεννήτρια και τα μέσα καταγραφής και αποθήκευσης δεδομένων. Αποτελείται από την κεντρική μονάδα επεξεργασίας (Central Processing Unit - CPU), τις μονάδες εισόδου/εξόδου, τις περιφερειακές μονάδες, την κύρια μνήμη και τα προγράμματα. Ο δεύτερος, ο επεξεργαστής πινάκων (array processor) ελέγχει την ανακατασκευή των εικόνων από τα πρωτογενή δεδομένα δηλαδή λύνει τις εξισώσεις, κάνει την επεξεργασία τους και μας δίνει την ψηφιακή εικόνα. Συμπληρωματικά, το σύστημα αυτό επιτρέπει με τα κατάλληλα μαθηματικά φίλτρα την επεξεργασία της τελικής εικόνας για περαιτέρω διαγνωστικές πληροφορίες. Στις μέρες μας τα νοσοκομεία διαθέτουν συστήματα διαχείρισης και μεταφοράς εικόνων (Picture Archiving and Communications System - PACS). Μέσω αυτών δίνεται η δυνατότητα σύνδεσης πολλών τμημάτων καθώς και διαφορετικών νοσοκομείων ώστε οι χρήστες να μελετούν και να επεξεργάζονται τις ιατρικές εικόνες.[3]

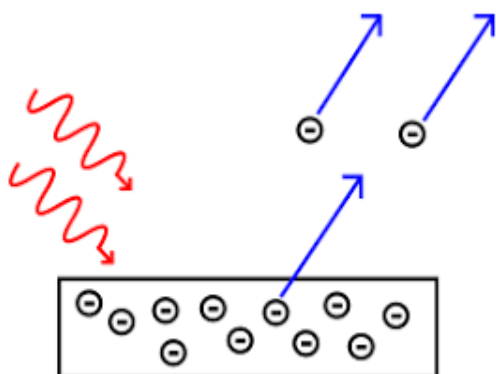
1.3.1 Βασικές αρχές λειτουργίας

Η αξονική τομογραφία είναι μία εξέταση παραγωγής ακτίνων x, σύμφωνα με την οποία λαμβάνονται εγκάρσιες εικόνες μιας ανατομικής δομής. Η δέσμη των ακτίνων παράγεται από μία λυχνία δηλαδή έναν αερόκενο σωλήνα με δύο ηλεκτρόδια, την κάθοδο και την άνοδο. Στην κάθοδο υπάρχει ένα νήμα βολφραμίου από όπου και εκπέμπονται ηλεκτρόνια μέσω θερμιονικής εκπομπής. Η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων είναι αυτή που επιταχύνει τα ηλεκτρόνια. Εκείνα με τη σειρά τους προσκρούουν στην άνοδο και παράγεται η ακτινοβολία X με αυτό τον τρόπο. Τα δύο μεγάλα χαρακτηριστικά της δέσμης είναι η ποιότητα και η ποσότητά της. Ο πρώτος όρος περιγράφει τη διεισδυτική ικανότητα μέσα στην ύλη που επηρεάζεται από την μέγιστη υψηλή τάση μεταξύ καθόδου-ανόδου (kVp), και ο δεύτερος όρος εξαρτάται από το ρεύμα της λυχνίας (mAs).

Αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με τη βιολογική ύλη

Όταν η ακτινοβολία διέρχεται από την ύλη τα φωτόνια αλληλεπιδρούν με αυτήν μέσω διαφορετικών φαινομένων. Το πρώτο βήμα αυτής της αλληλεπίδρασης είναι ο ιονισμός των ατόμων. Όταν η ακτινοβολία αλληλεπιδρά με βιολογικούς ιστούς η ενέργεια που εναποτίθεται στα κύτταρα μπορεί να καταστρέψει την αναπαραγωγική του ικανότητα. Παρόλα αυτά το μεγαλύτερο ποσοστό της ενέργειας μετατρέπεται σε θερμότητα δίχως βιολογικές επιπτώσεις.

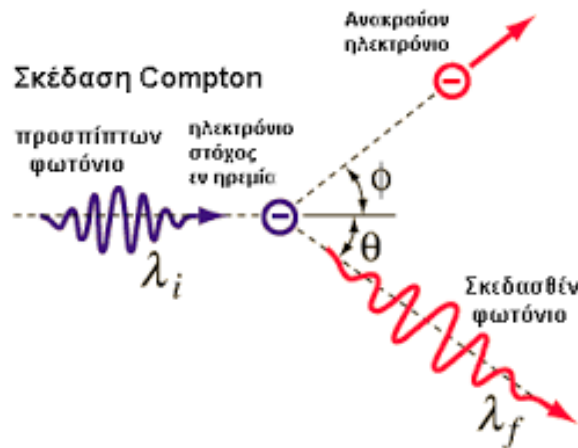
Οι κυριότερες μορφές αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με την ύλη είναι: το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, το φαινόμενο Compton και η δίδυμη γένεση.



Εικόνα 1.4 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο
<https://physicsindailylife.gr/fotoilektriko/>

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι ένα φαινόμενο κατά το οποίο ένα φωτόνιο αλληλεπιδρά με ένα άτομο και ένα τροχιακό ηλεκτρόνιο εξέρχεται. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο μπορεί να παρουσιαστεί στα ηλεκτρόνια των στιβάδων K, L, M ή N.

Στο φαινόμενο Compton, το φωτόνιο αλληλεπιδρά με το ηλεκτρόνιο σαν να ήταν ελεύθερο. Σε αυτή την περίπτωση το ηλεκτρόνιο παίρνει μεγαλύτερη ενέργεια και εκπέμπεται σε γωνία θ . Το φωτόνιο με μειωμένη ενέργεια σκεδάζεται σε γωνία ϕ .



Εικόνα 1.5 Φαινόμενο Compton
<http://www.physics4u.gr/articles/2002/comptonscatter.html>

Η δίδυμη γένεση μπορεί να παρουσιαστεί όταν η ενέργεια των φωτονίων είναι μεγαλύτερη από 1,02 MeV. Τα φωτόνια αλληλεπιδρούν με το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο του πυρήνα και έτσι η ενέργεια του φωτονίου προκαλεί τη δημιουργία ενός ζεύγους ηλεκτρονίου ποζιτρονίου. Το ελάχιστο ποσό που απαιτείται για αυτή την αλληλεπίδραση οφείλεται στην ισοδύναμη μάζα ηρεμίας του ηλεκτρονίου που είναι 0,51 MeV.

Η σκέδαση Rayleigh εξηγείται από την κυματική φύση του φωτός. Όταν ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα περάσει κοντά από ένα ηλεκτρόνιο, τότε το θέτει σε ταλάντωση. Το ηλεκτρόνιο επανεκπέμπει την ενέργεια στην ίδια συχνότητα. Έτσι οι σκεδαζόμενες ακτίνες έχουν το ίδιο μήκος κύματος με τις αρχικές. [4,5]

1.3.2 Παράμετροι σάρωσης

Παράμετροι παραθύρου

Παρόλο που υπάρχουν περίπου 4000 διαφορετικές πυκνότητες HU, το ανθρώπινο μάτι είναι αποδεδειγμένο πως μπορεί να διακρίνει περίπου 40-100 επίπεδα. Έτσι, γίνεται κάθε φορά η επιλογή προβολής ενός συγκεκριμένου τμήματος που λέγεται παράθυρο (window). Χαρακτηριστικά του είναι το κέντρο (level), το οποίο καθορίζει τη φωτεινότητα ως προς το κέντρο της επιλεγμένης κλίμακας και το εύρος (width) που επηρεάζει την αντίθεση. Αναλυτικά, όσο το εύρος αυξάνεται η αντίθεση μειώνεται και όσο το κέντρο αυξάνεται η εικόνα γίνεται πιο σκοτεινή. Έτσι με τις τεχνικές παραθύρου είναι εύκολο για έναν τεχνολόγο να απεικονίσει με ικανοποιητική ευκρίνεια όλα τα όργανα και τις εξεταζόμενες περιοχές. [3,4]

Μήτρα, SFOV, DFOV

Κάθε ψηφιακή εικόνα αποτελείται από μια μήτρα (matrix) με 256x256 έως 1024x1024 εικονοστοιχεία (pixels) και αναπαριστά μία τρισδιάστατη μονάδα στοιχειώδους όγκου (voxel). Το μέγεθος της μήτρας καθορίζεται από το συνολικό αριθμό των pixel. Όταν αυτό αυξηθεί πολλαπλασιάζεται ο αριθμός των pixel και ταυτόχρονα μικραίνουν οι διαστάσεις του, με αποτέλεσμα να επιτυγχάνεται καλύτερη αναπαράσταση της τομής. Κατά κανόνα, εκείνη διαχωρίζεται σε μήτρα ανακατασκευής (reconstruction matrix) η οποία προκύπτει από την ανασύνθεση των πρωτογενών δεδομένων και σε αυτήν αναγράφονται οι συντελεστές εξασθένισης του κάθε voxel, και σε μήτρα απεικόνισης (display matrix) που είναι αυτή που απεικονίζεται στην οθόνη προβολής. Για την ανασύνθεση της εικόνας χρησιμοποιούνται δεδομένα από το οπτικό πεδίο (field of view, FOV) και όχι όλη τη μήτρα. Αυτό με τη σειρά του περιέχει το οπτικό πεδίο της εξέτασης (scan field of view, SFOV) και το οπτικό πεδίο απεικόνισης (display field of view, DFOV). Το SFOV περιέχει τα πρωτογενή δεδομένα και το DFOV είναι μέρος του πρώτου και καθορίζει πόσα από αυτά θα υπάρχουν στο σχηματισμό της εικόνας. [3,4]

Πάχος τομής

Κάθε pixel έχει δύο διαστάσεις (χ, ψ) οι οποίες είναι οι ίδιες. Το πάχος τομής (slice thickness) καθορίζει την διάσταση z , η οποία είναι μεγαλύτερη από τις άλλες δύο. Έτσι προκύπτει ένα παραλληλόγραμμο σχήμα. Όσο μικρότερο είναι το πάχος τομής, τόσο περισσότερο διακρίνονται μικρές ανατομικές δομές. Στη συμβατική υπολογιστική τομογραφία εξαρτάται από το άνοιγμα των διαφραγμάτων. Στην ελικοειδή τομογραφία δεν είναι ταυτόσημο με το πάχος διατομής της δέσμης (slice collimation), το οποίο ορίζει την πυκνότητα της δειγματοληψίας. Αυτό συμβαίνει επειδή σε αυτή την περίπτωση η κατανομή της τομής εξαρτάται και από τον παράγοντα pitch. [3,4]

Αλγόριθμοι ανασύνθεσης

Αλγόριθμοι ανασύνθεσης (Kernels) καθορίζουν τη συσχέτιση μεταξύ της χωρικής διακριτικής ικανότητας (Χ.Δ.Ι.) και του θορύβου της εικόνας. Η υψηλή διακριτική ικανότητα μας προσφέρει την ανίχνευση πολύ μικρών βλαβών ή και μορφολογικών αλλαγών, για αυτό και είναι επιθυμητή. Υπάρχουν τρεις βασικές κατηγορίες αλγορίθμων. Οι υψηλής ευκρίνεια ή οξείς (sharp kernel) βελτιώνουν ταυτόχρονα Χ.Δ.Ι. και θόρυβο και μειώνουν την αντιθετική διακριτική ικανότητα. Έτσι χρησιμοποιούνται όταν υπάρχει διαγνωστικό ενδιαφέρον σε διάχυτες βλάβες του πνευμονικού παρεγχύματος και στα οστά. Ύστερα βρίσκονται οι μαλακοί ή ομαλοί (smooth kernel) που ελαττώνουν και τα δύο χαρακτηριστικά και για αυτό εφαρμόζονται στην απεικόνιση των μαλακών μορίων. Τέλος, οι πρότυποι (standard kernel) καταφέρνουν να συνδυάζουν υψηλή Χ.Δ.Ι. και χαμηλό θόρυβο για τις περισσότερες εξετάσεις σώματος. [3]

Βήμα έλικας

Στη συμβατική υπολογιστική τομογραφία η εξεταστική τράπεζα μετακινείται αμέσως μετά την ακτινοβολήση μιας τομής έτσι ώστε να μπορεί να σαρωθεί η επόμενη. Από την άλλη πλευρά, στην ελικοειδή υπάρχει κίνηση ανά περιστροφή (table feed per rotation). Ως βήμα έλικας (pitch) ορίζεται ο λόγος

του βήματος της τράπεζας (table feed) ανά περιστροφή προς το πάχος διατομής της δέσμης ($Pitch = (TF/περιστροφή\ λυχνίας)/SC$). Εκφράζει την αλληλοεπικάλυψη των τομών και ως εκ τούτου την αύξηση της μέσης δόσης. Όσο μεγαλύτερο είναι τόσο μικρότερη η δόση προς τον εξεταζόμενο και μεγαλύτερη η εμβέλεια κάλυψης. Το pitch μπορεί να λάβει τιμές από 1 έως 2. [3,4]

Χρόνος ακτινοβολήσης

Σημαντικό ρόλο στις παραμέτρους σάρωσης λαμβάνει και ο χρόνος ακτινοβολήσης. Όταν αυτός είναι μεγάλος παράγεται υψηλός αριθμός φωτονίων και βοηθά στη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας. Επίσης επηρεάζει και τις προβολές που συμμετέχουν στο σχηματισμό καθώς σε μικρούς χρόνους το τόξο ακτινοβολήσης είναι μικρότερο από 360° , ενώ σε μεγαλύτερους χρόνους είναι μεγαλύτερο. Εύκολα κατανοητό είναι πως μία γρήγορη σάρωση σε κινούμενα όργανα ή κατά την ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού επιτυγχάνει μείωση της ασάφειας καθώς και αποφυγή τεχνικών σφαλμάτων. [3,4]

1.4 Ποιότητα εικόνας

Μία φυσική παράμετρος που μετράει την ποιότητα της εικόνας είναι ο **λόγος σήματος προς θόρυβο (signal to noise ratio - SNR)**. Η αντικειμενική εκτίμηση της ποιότητας μίας εικόνας επιτυγχάνεται με τη χρήση ορισμένων παραμέτρων. Ένα από τα κύρια χαρακτηριστικά της είναι η **χωρική διακριτική ικανότητα (Χ.Δ.Ι.)**, το μέγεθος που εκφράζει την ικανότητα ενός υπολογιστικού συστήματος να απεικονίζει δύο μικρές γειτονικές δομές ως ξεχωριστές. Επηρεάζεται από την ασάφεια και την αντίθεση. Εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως το ενεργό άνοιγμα των διαφραγμάτων (πάχος τομής), το οποίο όσο μειώνεται αυξάνει τη Χ.Δ.Ι. Επίσης καθώς αυξάνεται το μέγεθος της μήτρας ανακατασκευής, περίπου τετραπλασιάζεται ο αριθμός των pixel που συμμετέχουν στο σχηματισμό της εικόνας και κατά αυτό τον τρόπο τροποποιούνται οι διαστάσεις τους. Παρόμοιο παράδειγμα αποτελεί και το πεδίο απεικόνισης (F.O.V.) που όσο αυξάνεται μειώνει το μέγεθος του pixel καθώς και τη Χ.Δ.Ι. Αυξάνοντας δύο ακόμη παράγοντες ακτινοβολήσης το kVp

και το mAs, δηλαδή τη διεισδυτικότητα και τον αριθμό των φωτονίων βελτιώνεται η Χ.Δ.Ι. Τέλος μεταβολή μπορεί να προκαλέσουν οι αλγόριθμοι ανακατασκευής και το pitch.

Η **ασάφεια (blurring)** εκφράζει την ευκρίνεια του ορίου μεταξύ δύο ανατομικών περιοχών. Είναι το αντίθετο της οξύτητας. Οφείλεται κυρίως τους παρακάτω παράγοντες: α) στο μέγεθος της εστίας της λυχνίας, καθώς όσο μεγαλώνει το ένα αυξάνεται και το άλλο, β) στην κίνηση του εξεταζόμενου και των οργάνων, γ) στο πάχος τομής, δ) στο πάχος του ασθενούς και στο οπτικό πεδίο απεικόνισης (F.O.V.), ε) στη μήτρα επεξεργασίας της εικόνας και στ) στα ηλεκτρονικά του συστήματος και στους αλγόριθμους ανακατασκευής. Για να βελτιωθεί η ασάφεια συχνότερα αρκεί να βελτιωθεί και η χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας. Επίσης η συγκράτηση αναπνοής σε εξετάσεις θώρακος-κοιλιάς και η ακινητοποίηση των μη συνεργάσιμων εξεταζόμενων και των παιδιών μπορούν να την περιορίσουν. Τέλος το ίδιο αποτέλεσμα επιφέρουν τα μη γραμμικά φίλτρα όξυνσης (sharp). [2,3]

Η **αντίθεση (contrast)** είναι το φυσικό μέγεθος που δείχνει τη διαφορά της οπτικής πυκνότητας μεταξύ δύο περιοχών της εικόνας. Θεωρείται ότι υφίστανται συνθήκες χαμηλής αντίθεσης όταν οι ιστοί οι οποίοι εξετάζονται έχουν διαφορές πυκνότητας μικρότερες του 0,5%. Για την εκτίμηση της αντίθεσης της εικόνας χρησιμοποιείται ο όρος διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης ή αντιθετική διακριτική ικανότητα ή αντιθετική ευκρίνεια (low contrast resolution). Στα ψηφιακά απεικονιστικά συστήματα η μεγαλύτερη πηγή υποβάθμισης της αντίθεσης είναι ο θόρυβος και ο σημαντικότερος τρόπος να αντιμετωπιστεί είναι η μεταβολή των mAs. Δευτερευόντως βοήθα η αύξηση και των kVp, η αλλαγή του αλγόριθμου εξέτασης και η αύξηση του πάχους τομής. Παρόλα αυτά το πάχος τομής μεταβάλλεται σε ειδικές περιπτώσεις λόγω του ότι επηρεάζει τη διάσταση στον άξονα z και το φαινόμενο μερικού όγκου. [2,3]

Θόρυβος (noise) καλείται το σύνολο των πληροφοριών που δεν έχουν διαγνωστική αξία στην τελική εικόνα. Είναι ανεπιθύμητος και συνήθως πιο επιζήμιος όταν το σήμα είναι χαμηλό. Ένας πρωταρχικός τρόπος για να μειωθεί ο θόρυβος είναι αυξάνοντας τα mAs καθώς και τα kVp. Επιπλέον το εύρος των διαφραγμάτων είναι αντιστρόφως ανάλογο θόρυβο λόγω του ότι μειώνεται η

ένταση της ακτινοβολίας που φτάνει στους ανιχνευτές. Αντίθετα, ο παράγοντας pitch μεγαλώνει τόσο όσο και ο θόρυβος σε μία εικόνα. Επίσης, ο θόρυβος της εικόνας μπορεί να ελαττωθεί και με τη χρήση αλγορίθμων ομαλής διαβάθμισης όπως είναι ο μαλακός ή και ο πρότυπος αντί για τον οστικό. Μία ακόμη επιλογή είναι οι παχύτερες τομές. [2,3]

1.4.1 Ψευδενδείξεις

Συχνό περιστατικό στην υπολογιστική εικόνα αποτελεί η εμφάνιση ορισμένων μορφολογιών οι οποίες όμως δεν είναι πραγματικές ανατομικές δομές. Τα τεχνικά αυτά σφάλματα μπορούν να υποβαθμίσουν την ποιότητα της εικόνας και σε ορισμένες περιπτώσεις να μιμηθούν και την παθολογία. Η ονομασία τους είναι ψευδενδείξεις (artifacts) κι οι κυριότερες απ' αυτές είναι οι εξής:

- Το φαινόμενο σκλήρυνσης της δέσμης (beam hardening effects) κατά το οποίο φωτόνια χαμηλής ενέργειας ελαττώνονται στην πορεία της ακτινοβολίας στο σώμα του ασθενούς. Έτσι αυτό λειτουργεί σαν φίλτρο. Συναντάται κυρίως σε περιοχές με ιστούς που έχουν υψηλό συντελεστή εξασθένησης. Απεικονίζεται ως ραβδώσεις και αντιμετωπίζεται με φιλτράρισμα της δέσμης πριν την πρόσπτωσή της στον εξεταζόμενο. Επίσης μπορούν να αυξηθούν τα kvp και οι υπόλοιπες παράμετροι εκθέσεις αλλά ταυτόχρονα θα αυξηθεί και η δόση στον ασθενή. Στα σύγχρονα απεικονιστικά συστήματα τη λύση έρχονται να δώσουν ειδικοί αλγόριθμοι.
- Με τη μορφή αστέρος παρουσιάζονται οι κινήσεις του ασθενούς ή και ορισμένων οργάνων π.χ. της καρδιάς (monitor artifacts). Περιορίζονται με ελάττωση του χρόνου έκθεσης και εφαρμογή ειδικών διατάξεων ακινητοποίησης.

- Όταν ένας ιστός με υψηλή και ένας με χαμηλή τιμή HU καταλαμβάνουν χώρο από το ίδιο voxel, τότε ο τελικός συντελεστής εξασθένησης μ θα έχει μία μέση τιμή. Αυτό είναι το λεγόμενο φαινόμενο μερικού όγκου (partial volume effect) και φαίνεται με τη μορφή ραβδώσεων. Αντιμετωπίζεται με την ελάττωση του πάχους της τομής.
- Η παρουσία μεταλλικών αντικειμένων στο σώμα του ασθενούς προκαλεί έντονη απορρόφηση της ακτινοβολίας με αποτέλεσμα να μην ανιχνεύονται φωτόνια στις περιοχές αυτές.
- Πολλές φορές λόγω της μη σωστής λειτουργίας υποσυστημάτων και κυρίως της λυχνίας παραγωγής ακτίνων X και του συστήματος καταγραφής (ανιχνευτών) δημιουργούνται τεχνικά σφάλματα. Οποιοδήποτε τέτοιο πρόβλημα (detector artifacts) απεικονίζεται ως δακτύλιοι.
- Γεωμετρικές ψευδενδείξεις εμφανίζονται όταν η δειγματοληψία είναι ανεπαρκής (undersampling, aliasing effect), δηλαδή όταν υπάρχει σχετικά μεγάλο διάστημα μεταξύ των διαδοχικών μετρήσεων. Για παράδειγμα με χρήση μεγάλου βήματος μετακίνησης τράπεζας. Μία άλλη αιτία αυτού είναι όταν ιστοί έχουν μεγάλη διαφορά στους συντελεστές εξασθένησης και το σύστημα δεν μπορεί να αποτυπώσει ακριβώς τις δομές με αποτέλεσμα στα όριά τους να σχηματίζονται παρυφές (edge effect). Η λύση είναι η αλλαγή του αλγόριθμου ανακατασκευής.
- Παρασκιά (penumbra) λέγεται η γεωμετρική ασάφεια που περιβάλλει την εικόνα μίας ανατομικής δομής. Δημιουργείται από φωτόνια που διέρχονται από τα άκρα του απεικονιζόμενου αντικειμένου.
- Η λάθος επιλογή των παραγόντων έκθεσης για παράδειγμα χρήση πρωτοκόλλου χαμηλής δόσης σε εύσωμο ασθενή μπορεί να προκαλέσει κοκκώδη εικόνα ή υπόπυκνες και υπέρπυκνες γραμμές (streak artifacts). Σε αυτή την περίπτωση αναβάθμιση της εικόνας συνεπάγεται αύξηση των kVp ή των mAs.
- Τα φαινόμενα εισροής αρτηριών και φλεβών απεικονίζουν αγγεία με ανομοιογενή πρόσληψη και συνήθως μιμούνται θρόμβους. Το σφάλμα εμφανίζεται όταν γίνεται πρόωρη αρτηριακή ή φλεβική φάση και δεν έχουν προλάβει τα αγγεία να γεμίσουν με σκιαγραφικό ή ακόμη και όταν

γίνεται έγχυση στην μηριαία ή την υποκλείδιο φλέβα. Η εφαρμογή των χρόνων σάρωσης είναι αρκετή για να μην υπάρξουν τεχνικά σφάλματα.

- Ιστοί οι οποίοι βρίσκονται στα όρια του πεδίου ακτινοβολήσης, εμφανίζονται ως υπέρπυκνη γραμμοειδής περιοχή που περιορίζει την εμφάνιση των περιφερειακών ιστών. Η αποφυγή αυτού του σφάλματος επιτυγχάνεται με τη σωστή τοποθέτηση στο κέντρο του πεδίου ή και με τη χρήση μεγαλύτερου πεδίου ακτινοβολήσης στους παχύσαρκους εξεταζόμενους.
 - Τεχνικά σφάλματα μπορούν να προκληθούν από την επιλογή εσφαλμένου παράθυρου. Πιο αναλυτικά, ένα στενό παράθυρο αυξάνει την αντίθεση και αναδεικνύει το θόρυβο, ενώ ένα ευρύ μειώνει τον θόρυβο και την αντίθεση της εικόνας. Επιπλέον είναι πολύ σημαντικό στις μετρήσεις διαστάσεων της παθολογίας να χρησιμοποιείτε το ίδιο παράθυρο κατά τον επανέλεγχο ώστε να μην αλλάξουν αυτές μέγεθος.
- [3]

Κεφάλαιο 2

Πρωτόκολλα εξετάσεων Θώρακος και Κοιλίας σε παιδιατρικούς ασθενείς

Εισαγωγή

2.1 Ιατρικό ιστορικό και προετοιμασία ασθενή

2.2 Υπολογιστική τομογραφία θώρακα

2.2.1 Ακτινοανατομία θώρακα

2.2.2 Πρωτόκολλα Θώρακα ρουτίνας σε παιδιατρικούς ασθενείς

2.3 Υπολογιστική τομογραφία κοιλίας

2.3.1 Ακτινοανατομία κοιλίας

2.3.2 Πρωτόκολλα Κοιλίας ρουτίνας σε παιδιατρικούς ασθενείς

2.4 Χορήγηση σκιαγραφικού μέσου από το στόμα

2.5 Ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού μέσου

2.6 Ανεπιθύμητες αντιδράσεις στα σκιαγραφικά μέσα

Εισαγωγή

Η υπολογιστική τομογραφία έχει καταξιωθεί στο χώρο των διαγνωστικών εξετάσεων και έχει βοηθήσει μία τεράστια κατηγορία κλινικών ιατρών. Έχει πολλαπλές ενδείξεις, δεδομένου ότι προσφέρει ταχεία διάγνωση διάφορων νόσων που συσχετίζονται με όλες τις ανατομικές περιοχές του ανθρώπινου σώματος. Συγκεκριμένα στο θέμα, ο θώρακας και η κοιλία συνιστούν πεδίο έρευνας με την χρήση του αξονικού τομογράφου, κατά την οποία με την χρήση διάφορων πρωτόκολλων εξετάσεων και τεχνικών, ο ιατρός ακτινολόγος καθώς και ο τεχνολόγος ακτινολόγος που την εκτελεί καθιστούν εύκολη την διάγνωση παθολογιών. Επίσης, εκτός από την διάγνωση παθολογιών η υπολογιστική τομογραφία συμβάλλει στις διαδερμικές παρακεντήσεις για βιοψία, σε

επεμβατικές επεμβάσεις όπως παροχετεύσεις και εγχύσεις καθώς και στον τομέα της ακτινοθεραπείας όσον αφορά την σταδιοποίηση και την πρόγνωση της θεραπείας μέσω σύγκρισης υπολογιστικών τομογραφιών πριν και μετά αυτής. Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιαστούν αναλυτικά τα πρωτόκολλα υπολογιστικής τομογραφίας για εξετάσεις θώρακα και κοιλίας. Να διευκρινιστεί πως τα συγκεκριμένα πρωτόκολλα δεν είναι μοναδικά, αλλά προτείνονται σύμφωνα με βιβλιογραφικές αναφορές. Ενδέχεται να τροποποιηθούν ανάλογα με τα μηχανήματα, το σωματότυπο του κάθε ασθενή και του κάθε τμήματος.[4]

2.1 Ιατρικό ιστορικό και προετοιμασία ασθενή

Πριν από κάθε εξέταση υπολογιστικής τομογραφίας πρέπει να λαμβάνεται ένα λεπτομερές ιατρικό ιστορικό το οποίο εστιάζει σε παράγοντες οι οποίοι μπορεί να αποτελούν αντένδειξη στην χορήγηση σκιαγραφικού μέσου ή αυξημένη πιθανότητα σε αυτό. Κάνοντας αιματολογικές εξετάσεις εξετάζεται η ουρία και η κρεατινίνη ορού του ασθενή. Εάν ασθενείς αναφέρουν ιστορικό κνησμού ή κνίδωσης μετά από προηγούμενη χορήγηση σκιαγραφικού μέσου, συνίσταται η προληπτική φαρμακευτική αγωγή. Με υστερικό υπότασης ή καρδιακής καταπληξίας, το σκιαγραφικό μέσο δεν θα πρέπει να χορηγείται ή μόνο μετά από διεξοδική επανεκτίμηση της κλινικής ένδειξης και της κατάλληλης φαρμακευτικής αγωγής. Εάν ο ασθενής χρειαστεί φαρμακευτική αγωγή λόγω προηγούμενο ιστορικού θα έπρεπε να κρατηθεί νηστικός για τουλάχιστον έξι ώρες πριν από την εξέταση. Αυτό μπορεί να μειώσει τον κίνδυνο εισρόφησης σε περίπτωση σοβαρής αναφυλακτικής αντίδρασης.[4]

2.2 Υπολογιστική τομογραφία θώρακα

Η εξέταση υπολογιστικής τομογραφίας θώρακος επιτυγχάνει την αυξημένη διάκριση και ανίχνευση πολύ μικρών βλαβών στον ασθενή με τη δυνατότητα λήψης συνπροβαλλόμενων και γειτονικών τομών που λόγω της αναπνοής θα μπορούσαν να μην διαγνωστούν. Παρακάτω προτείνονται πρωτόκολλα εξετάσεων του θώρακος με ελικοειδή σάρωση.

2.2.1 Ακτινοανατομία θώρακα

Βασική αρχή για την απεικόνιση είναι η γνώση της ανατομίας. Ο θώρακας είναι η περιοχή του σώματος μεταξύ τραχήλου και κοιλίας. Το επάνω μέρος του θώρακα είναι ανοικτό και συνδέεται με το τράχηλο, ενώ το κάτω είναι κλειστό λόγω του διαφράγματος. Ο όργανα του θώρακα τα οποία είναι ζωτικής σημασίας, προστατεύονται από σπονδύλους, τις πλευρές, το στέρνο και μύες. Παρακάτω παρουσιάζεται αδρή ακτινοανατομία θώρακα σε εξέταση υπολογιστικής τομογραφίας. [5,9]

Εικόνες 2.1 – 2.20 Ακτινοανατομία θώρακος

<https://radiopaedia.org/articles/labelled-imaging-anatomy-cases?lang=us>



- 1. στερνοκλειδομαστοειδής μυς
- 2. θυρεοειδής αδένας



- 3. εσω σφαγιτίδα φλέβα



- 5. δεξια κοινή καρωτίδα
- 6. αριστερή κοινή καρωτίδα



- 8. οισοφάγος
- 9. μασχαλιαία αρτηρία



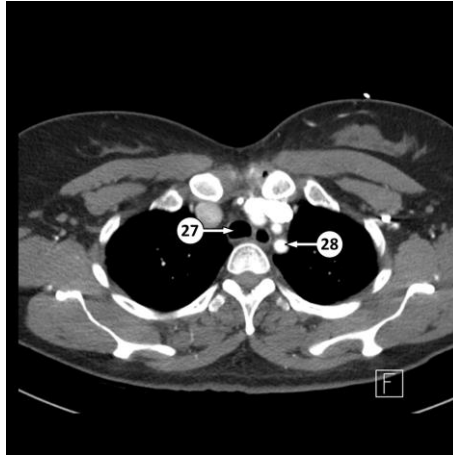
- 10. δεξιά υποκλείδια αρτηρία
- 11. πλευρά



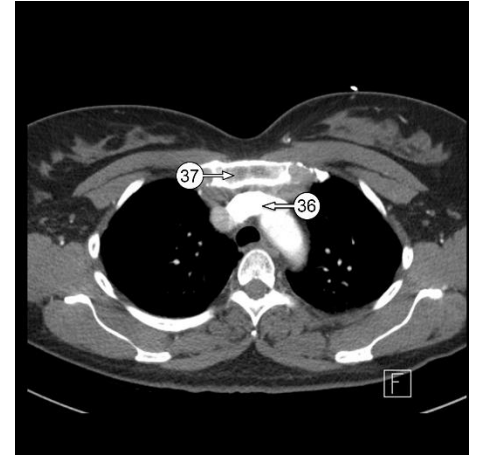
- 17. ωμοπλάτη
- 18. κλείδα
- 19. σπονδυλικό σώμα



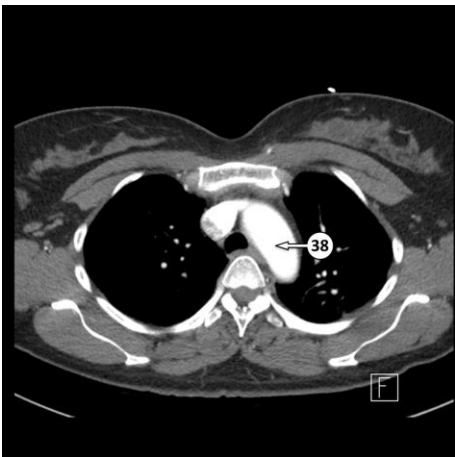
20. υποκλείδιος φλέβα
21. τραπεζοειδής μυς



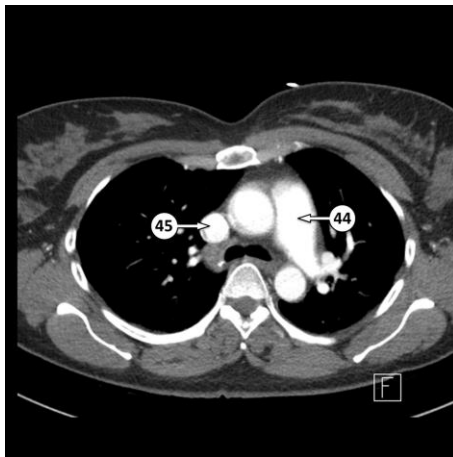
27. τραχεία
28. υποκλείδιος αρτηρία



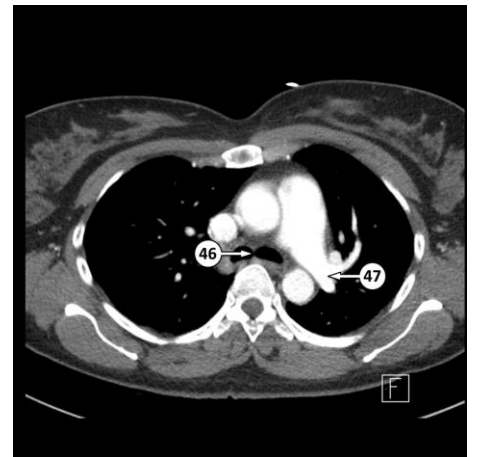
36. βραχιοκεφαλική φλέβα
(ανώνυμος)
37. στήρνο



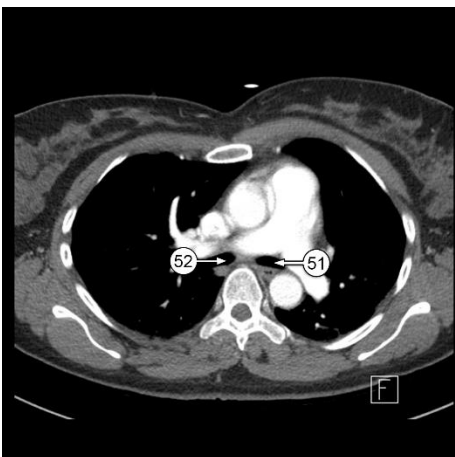
38. αορτικό τόξο



44. πνευμονικός κορμός
45. άνω κοίλη φλέβα



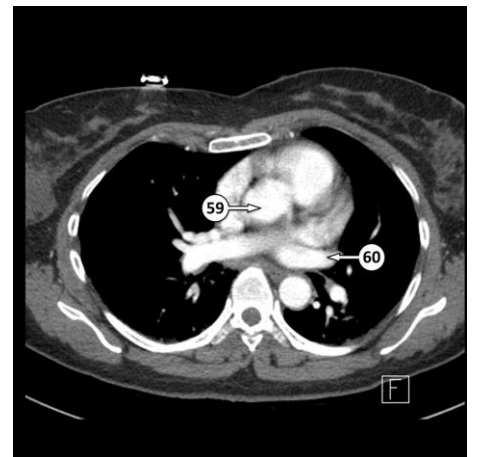
46. καρίνα
47. πνευμονικά αγγεία



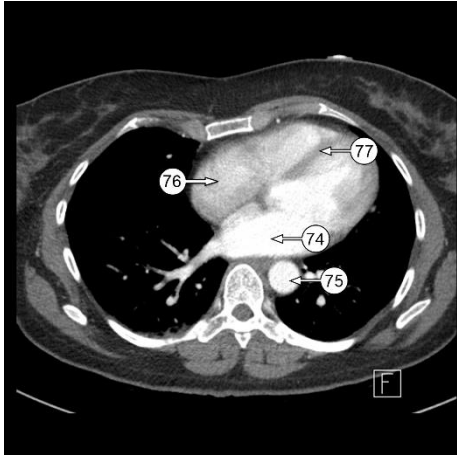
51. αριστερός βρόγχος
52. δεξιός βρόγχος



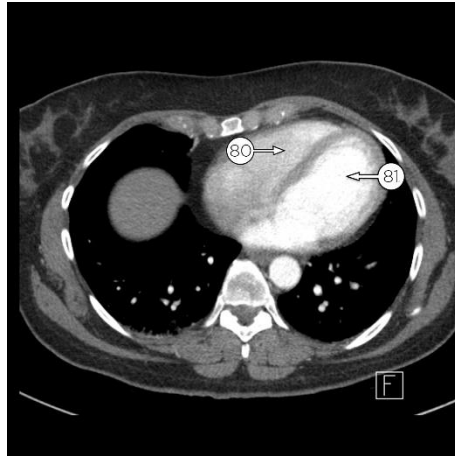
54. δεξιά πνευμονική αρτηρία



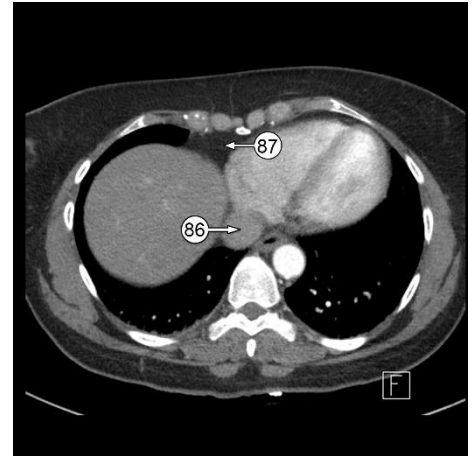
59. ανιούσα αορτή
60. αριστερή πνευμονική φλέβα



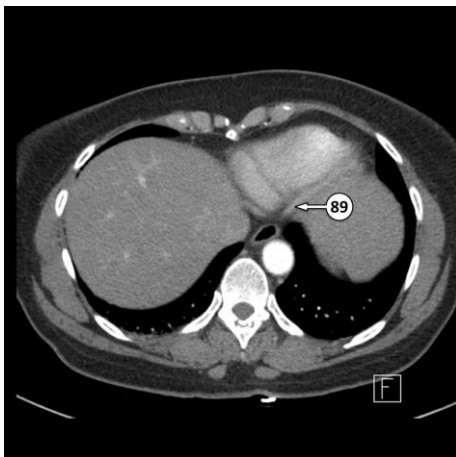
74. αριστερός κόλπος
75. κατιούσα αορτή
76. δεξιός κόλπος
77. μεσοκοιλιακό διάφραγμα



80. δεξιά κοιλία
81. αριστερή κοιλία



86. κάτω κοίλη φλέβα
87. περικάρδιο



89. στεφανιαία αρτηρία



96. κοιλιακή αορτή

2.2.2 Πρωτόκολλα Θώρακα ρουτίνας σε παιδιατρικούς ασθενείς

Παρακάτω προτείνονται πρωτόκολλα θώρακα ρουτίνας για παιδιατρικούς ασθενείς ανά κατασκευαστή. Τα πρωτόκολλα παρέχονται ως γενικές οδηγίες για να βοηθήσουν στο σχεδιασμό πρωτοκόλλων που εφαρμόζονται στον παιδιατρικό πληθυσμό. Αναπτύχθηκαν για να περιλαμβάνουν μια ποικιλία ενδείξεων, ωστόσο πρέπει να σημειωθεί ότι τα παιδιατρικά πρωτόκολλα είναι γενικά πιο προσαρμοσμένα σε συγκεκριμένες ενδείξεις από τα πρωτόκολλα ενηλίκων.

Τοποθέτηση ασθενούς

- Κεντράρετε τον ασθενή στο κρεβάτι. Η σωστή επικέντρωση είναι σημαντική για την ορθή λειτουργία των συστημάτων ιομισμού.
- Ο ασθενής ύπτιος, με τα χέρια πάνω από το κεφάλι.
- Είναι συνήθης πρακτική να χρησιμοποιούνται συσκευές περιορισμού κίνησης (ιμάντες ασφαλείας ασθενών, για παράδειγμα) όταν εργάζεστε με μη συνεργάσιμους παιδιατρικούς ασθενείς.

Περιοχή σάρωσης

- Από τις κορυφές των πνευμόνων μέχρι και τις πλευροδιαφραγματικές γωνίες. Δώστε εντολή στον ασθενή να κρατήσει την αναπνοή του στην εισπνοή, σε συνεργάσιμους ασθενείς, κατά τη διάρκεια ολόκληρης της σάρωσης.
- Περιορίστε το εύρος σάρωσης στην ανατομία του ενδιαφέροντος

Αναστολή της αναπνοής

- Ο ασθενής θα πρέπει να έχει οδηγίες να κρατά την αναπνοή του στο τέλος της εισπνοής (σε συνεργάσιμους ασθενείς).

Πρόσθετες ανακατασκευές εικόνων

- Τα παρεχόμενα πρωτόκολλα πρέπει να θεωρούνται ως βασική γραμμή για την αξονική τομογραφία του παιδιατρικού θώρακα. Ενδέχεται να απαιτείται πρόσθετη προσαρμογή για συγκεκριμένες ενδείξεις.
- Ορισμένες ενδείξεις μπορεί να απαιτούν την ανακατασκευή των εικόνων σε στεφανιαία ή/και οβελιαία επίπεδα.
- Πολύ λεπτές εικόνες (περίπου ≤ 1 mm) ενδέχεται να χρειαστεί να ανακατασκευαστούν για να χρησιμεύσουν ως πηγές εικόνων για τις οβελιαίες ή/και τις στεφανιαίες διαμορφωμένες εικόνες.
- Η δημιουργία, χρήση και αρχειοθέτηση αυτών των πρόσθετων εικόνων είναι στη διακριτική ευχέρεια του επιβλέποντος ακτινολόγου ή/και της πολιτικής του τμήματος. Πολύ μεγάλα σύνολα δεδομένων μπορεί να προκύψουν από αυτές τις πρόσθετες ανακατασκευές.

Διαχείριση δόσης ακτινοβολίας

- Στα παιδιά, είναι ιδιαίτερα σημαντικό να χρησιμοποιηθεί η χαμηλότερη δόση που είναι απαραίτητη για την επίτευξη της καθορισμένης διαγνωστικής εξέτασης.

- Αυτόματη επιλογή στοιχείων πρέπει να χρησιμοποιείται όποτε είναι δυνατόν.
- Μειώστε τη δόση, ειδικά σε μικρότερους παιδιατρικούς ασθενείς. Η προκύπτουσα μείωση της δόσης συνοδεύεται από βελτίωση της αντίθεσης του θέματος στην εικόνα.
- Επαναλαμβανόμενες σαρώσεις και καθυστερημένες σαρώσεις αποθαρρύνονται εκτός εάν ενδείκνυται ιατρικά.
- Δώστε ιδιαίτερη προσοχή στις τιμές που επιλέγονται για να καθορίσουν το επιθυμητό επίπεδο ποιότητας της εικόνας (π.χ., Δείκτης Θορύβου, mAs, Τυπική Απόκλιση).
- Κάθε κατασκευαστής θα έχει συστάσεις μοναδικές για τα συστήματα και τα χαρακτηριστικά του συστήματός του. Φροντίστε να συνεργαστείτε με τον κατασκευαστή του αξονικού τομογράφου και έναν εξειδικευμένο ακτινοφυσικό για να εξασφαλίσετε την ασφαλή και κατάλληλη λειτουργία των συστημάτων ιονισμού.
- Εάν χρειαστεί να ληφθεί παραπάνω από ένα τοπόγραμμα, τα συστήματα ιονισμού μπορεί να διαφέρουν από κατασκευαστή σε κατασκευαστή ως προς το ποιο χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό των ρυθμίσεων mA και / ή kV. Ανατρέξτε στις οδηγίες του πρωτοκόλλου του κατασκευαστή.
- Εάν είναι διαθέσιμη η ανακατασκευή των εικόνων, θα πρέπει να χρησιμοποιείται ως τεχνική μείωσης της δόσης όταν είναι δυνατόν, δεδομένης της υποκείμενης ένδειξης.
- Συνιστώνται εναλλακτικές μέθοδοι όπως η διαμόρφωση ρεύματος της λυχνίας με βάση τα όργανα και τη συνολική μείωση του ρεύματος της λυχνίας, καθώς επιτυγχάνουν την ίδια μείωση της δόσης.[6]

Κατασκευαστής GE		Τομογράφος 16 τομών	Τομογράφος 64 τομών
Τύπος Σάρωσης		Ελικοειδής	Ελικοειδής
Rotation time (sec)	7-11 cm	0.8	0.4
	12-33 cm	0.8	0.4
Beam Collimation (mm)	7-11 cm	20	20
	12-33 cm	20	40
Slice Thickness and Interval (mm)	7-11 cm	2.5	2.5
	12-33 cm	2.5	2.5
Pitch		1.375	1.375
Ταχύτητα (<i>Feed/Rot</i>) (mm)		20 mm: 27.5 40 mm: N/A	20 mm: 27.5 40 mm: 55
kV		120	Στο πεδίο mA
mA Range	7-11 cm	70-80	100 kV, 120 mA
	12-18 cm	55	120 kV, 90 mA
	19-23 cm	70-75	120 kV, 110 mA
	24-28 cm	80	120 kV, 120 mA
	29-33 cm	85	120 kV, 130 mA
Noise Index (min mA – max mA)	7-11 cm	10.8 (32-170)	10.8 (32-170)
	12-18 cm	12.4 (40-200)	12.4 (40-200)
	19-23 cm	12.7 (42-240)	12.7 (42-240)
	24-28 cm	14.3 (55-360)	14.3 (55-360)
	29-33 cm	14.6 (70-430)	14.6 (70-430)
SFOV	7-11 cm	Small	PedBody
	12-23 cm	Large	SmallBody
	24-33 cm	Large	LargeBody
Παράθυρο (HU)		400/ 40	400/ 40
Ανακατασκευή εικόνων		Axial	Axial
Αλγόριθμος		Lung	Lung
ASiR		None	30%
Καθυστέρηση σκιαγραφικού		BT	BT
Σκιαγραφικό/ Ροή (ml/ml/sec)		80/ 2.5	80/ 3.0

Πίνακας 1. Προτεινόμενα πρωτόκολλα για τον αξονικό τομογράφο 16 τομών Optima CT 540 και τον αξονικό τομογράφο 64 τομών LightSpeed VCT του κατασκευαστή GE.

<https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>

Κατασκευαστής Philips		Τομογράφος 16 τομών	Τομογράφος 64 τομών
Τύπος Σάρωσης*		Chest/ HR	Chest/ HR
Rotation time (sec)		0.5	0.5
Σειρά Ανιχνευτών		16 x 1.5 mm	64 x 0.625 mm
Slice Thickness (mm)		3	3
Interval (mm)		1.5	1.5
Pitch		0.68	0.6
kV		120	100
Manual mAs/ Slice	7-11 cm	40	75
	12-18 cm	70	125
	19-23 cm	70	125
	24-28 cm	100	150
	29-33 cm	140	225
Αυτόματη Επιλογή Στοιχείων		DRI= 22	DRI= 22
FOV (mm)		180-360	180-360
Ανακατασκευή εικόνων		Axial	Axial
Παράθυρο (HU)		400/ 40	400/ 40
Filter		YC	YC
Καθυστέρηση σκιαγραφικού		BT	BT
Σκιαγραφικό/ Ροή (ml/ml/sec)		80/ 2.5	80/ 3.0

Πίνακας 2. Προτεινόμενα πρωτόκολλα για τον αξονικό τομογράφο 16 τομών Brilliance 16 slice και τον αξονικό τομογράφο 64 τομών Brilliance 64 ch with iPatient του κατασκευαστή Philips. <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>

* Ο κατασκευαστής Philips προτείνει πρωτόκολλο High Resolution για εξετάσεις θώρακα

Κατασκευαστής Toshiba	Τομογράφος 16 τομών	Τομογράφος 64 τομών
Τύπος Σάρωσης	Ελικοειδής	Ελικοειδής
Rotation time (sec)	0.5	0.5
Σειρά Ανιχνευτών	16 x 0.5 mm	64 x 0.5 mm
Slice Thickness (mm)	3	3
Interval (mm)	3	3

Pitch		Standard (0.938)		Standard (0.828)
Ταχύτητα (<i>Feed/Rot</i>) (mm)		7.5		26.4
Στοιχεία Έκθεσης	7-11 cm	80 kV	5 SD	30- 150 mA
	12-18 cm	80 kV	5 SD	30- 150 mA
	19-23 cm	100 kV	7.5 SD	40- 200 mA
	24-28 cm	100 kV	10 SD	50- 300 mA
	29-33 cm	120 kV	12.5 SD	60- 400 mA
SFOV		S (240 mm) ή M (320 mm)		S (240 mm) ή M (320 mm)
Παράθυρο (HU)		400/ 40		400/ 40
Ανακατασκευή εικόνων		Axial		Axial
Αλγόριθμος		Ped Lung		Ped Lung
Καθυστέρηση σκιαγραφικού		BT		BT
Σκιαγραφικό/ Ροή (ml/ml/sec)		80/ 2.5		80/ 3.0

Πίνακας 3. Προτεινόμενα πρωτόκολλα για τον αξονικό τομογράφο 16 τομών Aquilion RXL και τον αξονικό τομογράφο 64 τομών Aquilion 64 του κατασκευαστή Toshiba.

<https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>

Κατασκευαστής Siemens	Τομογράφος 16 τομών	Τομογράφος 64 τομών	Τομογράφος Διπλής Πηγής
Τύπος Σάρωσης	Ελικοειδής	Ελικοειδής	Ελικοειδής
Rotation time (sec)	0.6	0.5	0.5
Σειρά Ανιχνευτών	16 x 1.2 mm	24 x 1.2 mm	24 x 1.2 mm
Slice Thickness (mm)	1.5	1.5	1.5
Interval (mm)	1.0	1.0	1.0
Pitch	1.5	1.4	1.4
Ταχύτητα (<i>Feed/Rot</i>) (mm)	27.6	26.9	26.9
kV	120	100	120
mAs	114	126	110
Ανακατασκευή εικόνων	Axial	Axial	Axial
Αλγόριθμος	Lung	Lung	Lung
Παράθυρο (HU)	400/ 40	400/ 40	400/ 40

Filter*	B 41s	B 30f	B 30f
Καθυστέρηση σκιαγραφικού	BT	BT	BT
Σκιαγραφικό/ Ροή (ml/ml/sec)	80/ 2.5	80/ 3.0	80/ 3.0

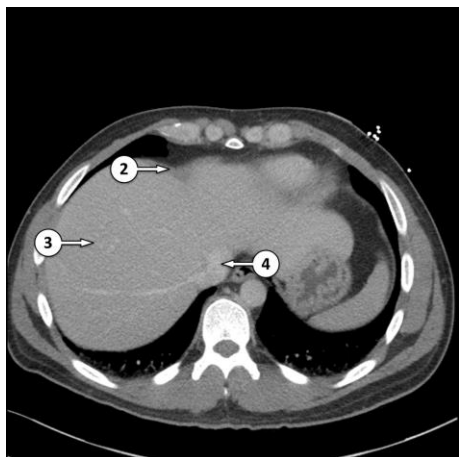
Πίνακας 4. Προτεινόμενα πρωτόκολλα για τον αξονικό τομογράφο 16 τομών Emotion 16, τον αξονικό τομογράφο 64 τομών Sensation 64 και τον αξονικό τομογράφο διπλής πηγής Definition Dual Source από τον κατασκευαστή Siemens. <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>

2.3 Υπολογιστική τομογραφία κοιλίας

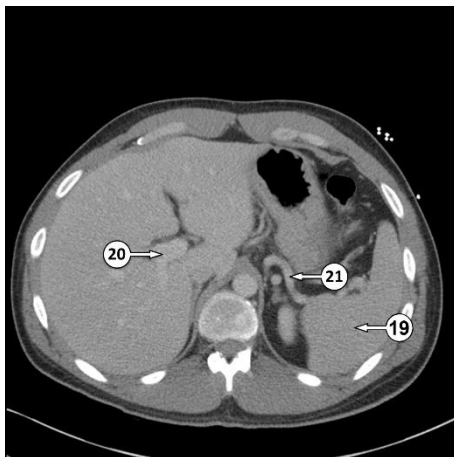
Με την εξέταση υπολογιστικής τομογραφίας κοιλίας διακρίνονται με μεγάλη ακρίβεια γειτονικές δομές οργάνων όπου σε μια ακτινογραφία NOK ήταν αδύνατον να αναγνωριστούν. Η εξέταση εκτός από ολόκληρη την περιοχή της κοιλίας μπορεί να χωριστεί σε υπολογιστική τομογραφία άνω και κάτω κοιλίας, ανάλογα με την παθολογία που εξετάζεται στον συγκεκριμένο ασθενή, καθώς και συγκεκριμένου οργάνου της περιοχής αυτής. Επίσης στις περισσότερες εξετάσεις κοιλίας απαιτείται η λήψη σκιαγραφικού μέσω της στοματικής κοιλότητας (per os) που βοηθάει στην διάκριση παθολογιών του γαστρεντερικού σωλήνα.

2.3.1 Ακτινοανατομία κοιλίας

Η ανατομική περιοχή της κοιλίας είναι το τμήμα του σώματος ανάμεσα στον θώρακα και την πύελο. Η κοιλία εμπεριέχει το μεγαλύτερο τμήμα του γαστρεντερικού συστήματος και μέρος του ουροποιητικού συστήματος. Τα τοιχώματα της κοιλίας αποτελούνται από μύες, ξεκινώντας με το διάφραγμα και τελειώνοντας με τους μύες της πυέλου. Παρακάτω παρουσιάζεται αδρή ακτινοανατομία άνω και κάτω κοιλίας σε εξέταση αξονικής τομογραφίας.[5,9]



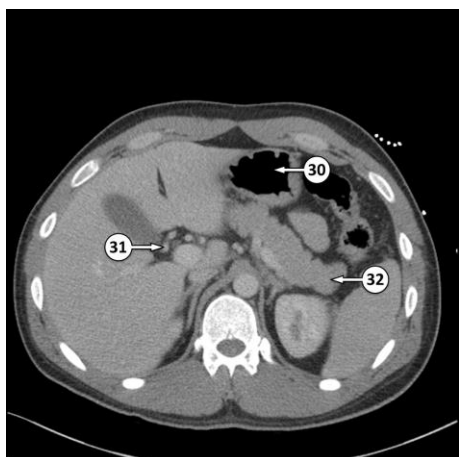
2. δεξιό ημιδιάφραγμα
3. ήπαρ
4. κάτω κοίλη φλέβα



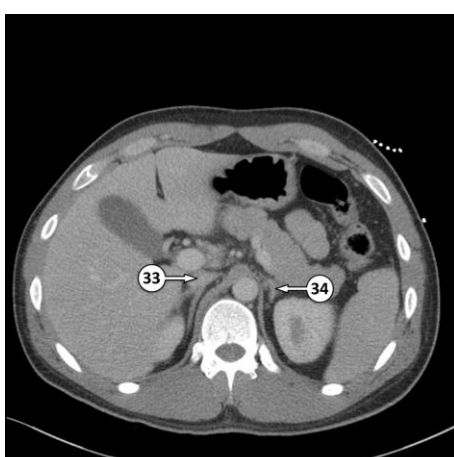
19. σπλήνας
20. πυλαία φλέβα
21. σπληνική αρτηρία



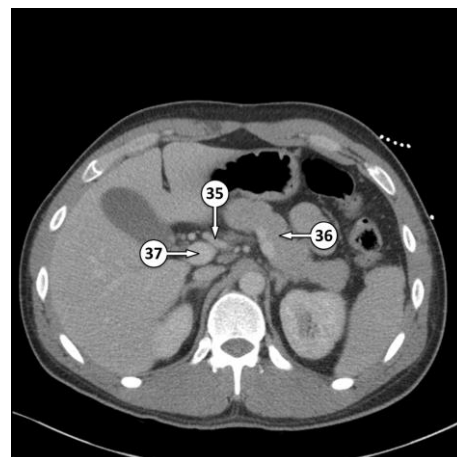
23. ήπαρ
24. σπληνική φλέβα



30. στόμαχος
31. δεξιά ηπατική αρτηρία
32. ουρά του παγκρέατος



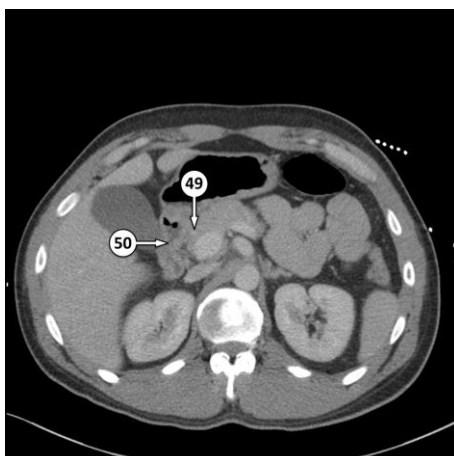
34. αριστερό επινεφρίδιο
35. κοινή ηπατική αρτηρία



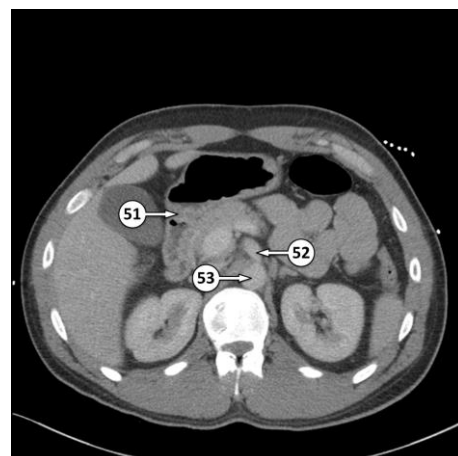
36. σώμα του παγκρέατος
37. πυλαία φλέβα



45. χοληδόχος κύστη
46. αριστερό νεφρό
47. δεξιό νεφρό



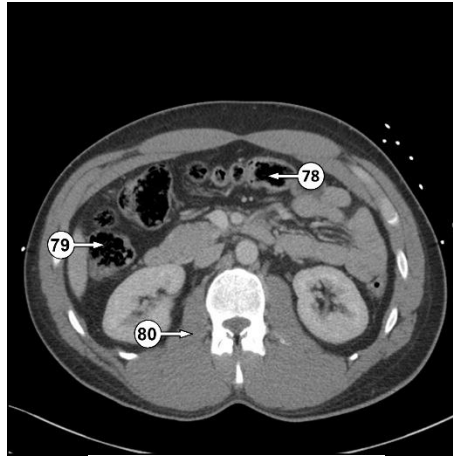
49. γαστροδωδεκαδακτυλική αρτηρία
50. πρώτο μέρος του δωδεκαδακτύλου



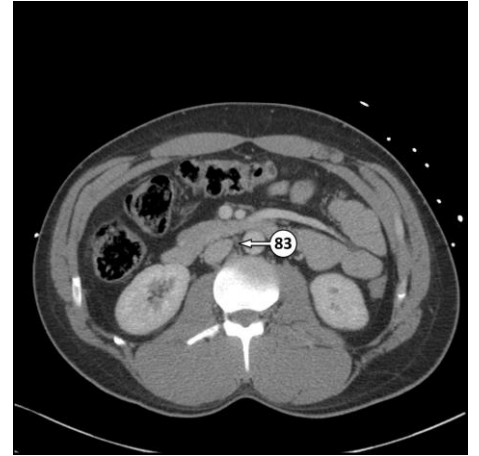
51. πυλωρός
52. κοιλιακός κορμός
53. κοιλιακή αορτή



67. άνω μεσεντέριος αρτηρία
68. αριστερή νεφρική φλέβα



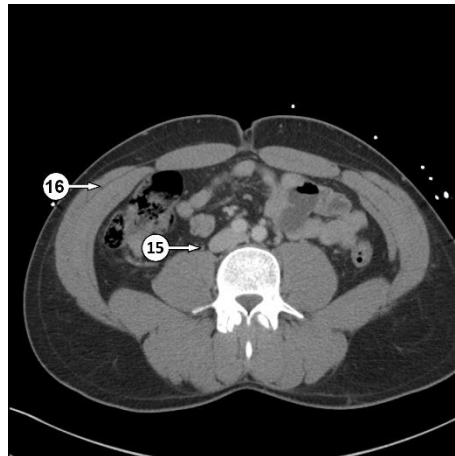
78. εγκάρσιο κόλον
79. ανιόν κόλον
80. ψοίτης μυς



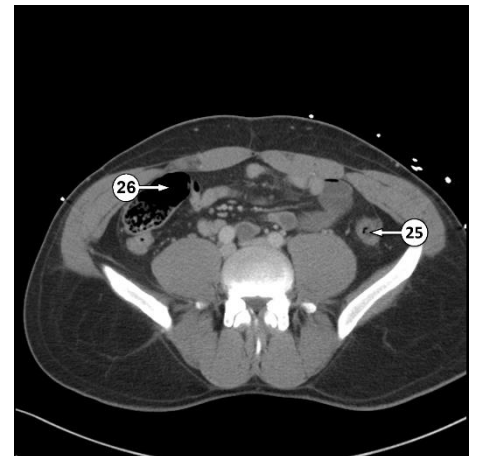
83. κοινή λαγόνιος αρτηρία



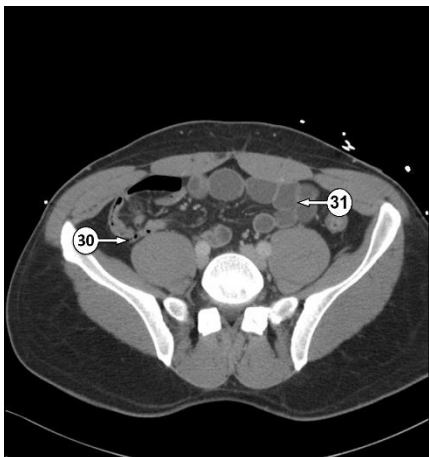
91. κάτω μεσεντέριος φλέβα
92. λαγόνιος μυς



15. σπληνήρας
16. εγκάρσιος κοιλιακός μυς



25. κατιόν κόλον
26. τυφλό έντερο



30. σκληροκοειδής απόφυση
31. ειλεός



40. εσω λαγόνια φλέβα



43. εξω λαγόνια αρτηρία



47. σιγμοειδές κόλον



62. ουροδόχος κύστη



73. ραπτικός μυς
74. ορθό

2.3.2 Πρωτόκολλα Κοιλίας ρουτίνας σε παιδιατρικούς ασθενείς

Παρακάτω προτείνονται πρωτόκολλα κοιλίας ρουτίνας για παιδιατρικούς ασθενείς ανά κατασκευαστή. Τα πρωτόκολλα παρέχονται ως γενικές οδηγίες για να βοηθήσουν στο σχεδιασμό πρωτοκόλλων που εφαρμόζονται στον παιδιατρικό πληθυσμό. Αναπτύχθηκαν για να περιλαμβάνουν μια ποικιλία ενδείξεων, ωστόσο πρέπει να σημειωθεί ότι τα παιδιατρικά πρωτόκολλα είναι γενικά πιο προσαρμοσμένα σε συγκεκριμένες ενδείξεις από τα πρωτόκολλα ενηλίκων.

Τοποθέτηση ασθενούς

- Κεντράρετε τον ασθενή στο κρεβάτι. Η σωστή επικέντρωση είναι σημαντική για την ορθή λειτουργία των συστημάτων ιομισμού.
- Ο ασθενής σε ύπτια θέση με τα χέρια ανασηκωμένα στο κεφάλι, συνήθως πρώτα πόδια.
- Είναι συνήθης πρακτική να χρησιμοποιούνται συσκευές περιορισμού κίνησης (ιμάντες ασφαλείας ασθενών, για παράδειγμα) όταν εργάζεστε με μη συνεργάσιμους παιδιατρικούς ασθενείς.

Περιοχή σάρωσης

- Από τους θόλους των ημιδιαφραγμάτων έως το κάτω όριο της ηβικής σύμφυσης, ανάλογα με τις κλινικές ενδείξεις.
- Περιορίστε το εύρος σάρωσης στην ανατομία που σας ενδιαφέρει, για να αποφύγετε την υπερβολική έκθεση των ευαίσθητων οργάνων.

Αναστολή της αναπνοής

- Ο ασθενής θα πρέπει να έχει οδηγίες να κρατά την αναπνοή του στο τέλος της εισπνοής (σε συνεργάσιμους ασθενείς).

Πρόσθετες ανακατασκευές εικόνων

- Τα παρεχόμενα πρωτόκολλα πρέπει να θεωρούνται ως βασική γραμμή για την αξονική τομογραφία της παιδιατρικής κοιλίας. Ενδέχεται να απαιτείται πρόσθετη προσαρμογή για συγκεκριμένες ενδείξεις.

- Ορισμένες ενδείξεις μπορεί να απαιτούν την ανακατασκευή των εικόνων σε στεφανιαία ή/και οβελιαία επίπεδα.

- Ίσως χρειαστεί να αναδημιουργηθούν πολύ λεπτές εικόνες (περίπου ≤ 1 mm) για να χρησιμεύσουν ως εικόνες πηγής για εικόνες MPR, οβελιαίες και / ή στεφανιαίες.

- Η δημιουργία, χρήση και αρχειοθέτηση αυτών των πρόσθετων εικόνων είναι στη διακριτική ευχέρεια του επιβλέποντος ακτινολόγου ή/και της πολιτικής του τμήματος. Πολύ μεγάλα σύνολα δεδομένων μπορεί να προκύψουν από αυτές τις πρόσθετες ανακατασκευές.

Διαχείριση δόσης ακτινοβολίας

- Στα παιδιά, είναι ιδιαίτερα σημαντικό να χρησιμοποιηθεί η χαμηλότερη δόση που είναι απαραίτητη για την επίτευξη της καθορισμένης διαγνωστικής εξέτασης.

- Μειώστε τη δόση, ειδικά σε μικρότερους παιδιατρικούς ασθενείς. Η προκύπτουσα μείωση της δόσης συνοδεύεται από βελτίωση της αντίθεσης του θέματος στην εικόνα.

- Επαναλαμβανόμενες σαρώσεις και καθυστερημένες σαρώσεις αποθαρρύνονται εκτός εάν ενδείκνυται ιατρικά.

- Δώστε ιδιαίτερη προσοχή στις τιμές που επιλέγονται για να καθορίσουν το επιθυμητό επίπεδο ποιότητας της εικόνας (π.χ., Δείκτης Θορύβου, mAs, Τυπική Απόκλιση).

- Κάθε κατασκευαστής θα έχει συστάσεις μοναδικές για τα συστήματα και τα χαρακτηριστικά του συστήματός του. Φροντίστε να συνεργαστείτε με τον κατασκευαστή του αξονικού τομογράφου και έναν εξειδικευμένο ακτινοφυσικό για να εξασφαλίσετε την ασφαλή και κατάλληλη λειτουργία των συστημάτων ιονισμού.

- Εάν χρειαστεί να ληφθεί παραπάνω από ένα τοπόγραμμα, τα συστήματα ιονισμού μπορεί να διαφέρουν από κατασκευαστή σε κατασκευαστή ως προς το ποιο χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό των ρυθμίσεων mA και / ή kV. Ανατρέξτε στις οδηγίες του πρωτοκόλλου του κατασκευαστή

- Συνιστώνται εναλλακτικές μέθοδοι όπως η διαμόρφωση ρεύματος της λυχνίας με βάση τα όργανα και τη συνολική μείωση του ρεύματος της λυχνίας, καθώς επιτυγχάνουν την ίδια μείωση της δόσης.[6]

Κατασκευαστής GE		Τομογράφος 16 τομών	Τομογράφος 64 τομών	
Τύπος Σάρωσης		Ελικοειδής	Ελικοειδής	
Rotation time (sec)	7-13 cm	0.5	0.4	
	14-32 cm	0.5	0.5	
Beam Collimation (mm)	7-13 cm	20	7-22cm	20
			23-27 cm	40
	14-32 cm	20	28-32 cm	40
Slice Thickness and Interval (mm)	7-13 cm	3.75	3.75	
	14-32 cm	5	5	
Pitch		1.375	1.375	
Ταχύτητα (<i>Feed/Rot</i>) (mm)		20 mm: 27.5 40 mm: N/A	20 mm: 27.5 40 mm: 55	
kV		120	120	
mA Range	7-13 cm	70-110	70-125	
	14-16 cm	70-75	85-95	
	17-22 cm	80-85	85-105	
	23-27 cm	90	120	
	28-32 cm	95	140	
Noise Index (min mA – max mA)	7-13 cm	9.6 (48-205)	9.6 (48-205)	
	14-16 cm	10.6 (52-226)	10.6 (52-226)	
	17-22 cm	11.3 (60-298)	11.3 (60-298)	
	23-27 cm	13.0 (75-410)	13.0 (75-410)	
	28-32 cm	13.5 (92-524)	13.5 (92-524)	

SFOV	7-13 cm	Small	PedBody
	14-22 cm	Large	SmallBody
	23-32 cm	Large	LargeBody
Παράθυρο (HU)		300/ 40	300/ 40
Ανακατασκευή εικόνων		Axial	Axial
Αλγόριθμος		Standard	Standard
ASiR		40%	30%
Καθυστέρηση σκιαγραφικού		BT	BT
Σκιαγραφικό/ Ροή (ml/ml/sec)		120 / 3.0	100/ 3.5

Πίνακας 5. Προτεινόμενα πρωτόκολλα για τον αξονικό τομογράφο 16 τομών Optima CT 540 και τον αξονικό τομογράφο 64 τομών LightSpeed VCT του κατασκευαστή GE.

<https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>

Κατασκευαστής Philips		Τομογράφος 16 τομών	Τομογράφος 64 τομών
Τύπος Σάρωσης*		Abdomen/ Pelvis	Abdomen/ Pelvis
Rotation time (sec)		0.5	0.5
Σειρά Ανιχνευτών		16 x 1.5 mm	64 x 0.625 mm
Slice Thickness (mm)		3	3
Increment (mm)		1.5	1.5
Pitch		0.93	0.6
kV		120	100
Manual mAs/ Slice	7-13 cm	120	125
	14-16 cm	170	175
	17-22 cm	170	175
	23-27 cm	200	225
	28-32 cm	250	300
Αυτόματη Επιλογή Στοιχείων		DRI NA	DRI= 25
FOV (mm)		180-360	180-360
Ανακατασκευή εικόνων		Axial	Axial
Παράθυρο (HU)		300/ 40	300/ 40
Filter		C	C
Καθυστέρηση σκιαγραφικού		BT	BT
Σκιαγραφικό/ Ροή (ml/ml/sec)		120/ 2.5	100/ 3.5

Πίνακας 6. Προτεινόμενα πρωτόκολλα για τον αξονικό τομογράφο 16 τομών Brilliance 16 slice και τον αξονικό τομογράφο 64 τομών Brilliance 64 ch with iPatient του κατασκευαστή Philips.

<https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>

Κατασκευαστής Toshiba		Τομογράφος 16 τομών		Τομογράφος 64 τομών
Τύπος Σάρωσης		Ελικοειδής		Ελικοειδής
Rotation time (sec)		0.5		0.5
Σειρά Ανιχνευτών		16 x 0.5 mm		64 x 0.5 mm
Slice Thickness (mm)		3		3
Interval (mm)		3		3
Pitch		Standard (0.938)		Standard (0.828)
Ταχύτητα (Feed/Rot) (mm)		7.5		26.4
Στοιχεία Έκθεσης	7-13 cm	80 kV	5 SD	30- 150 mA
	14-16 cm	80 kV	5 SD	30- 150 mA
	17-22 cm	100 kV	7.5 SD	40- 200 mA
	23-27 cm	100 kV	10 SD	50- 300 mA
	28-32 cm	120 kV	12.5 SD	60- 400 mA
SFOV		S (240 mm) ή M (320 mm)		S (240 mm) ή M (320 mm)
Παράθυρο (HU)		400/ 40		400/ 40
Ανακατασκευή εικόνων		Axial		Axial
Αλγόριθμος		Ped Body		Ped Body
Καθυστέρηση σκιαγραφικού		BT		BT
Σκιαγραφικό/ Ροή (ml/ml/sec)		120/ 2.5		100/ 3.5

Πίνακας 7. Προτεινόμενα πρωτόκολλα για τον αξονικό τομογράφο 16 τομών Aquilion RXL και τον αξονικό τομογράφο 64 τομών Aquilion 64 του κατασκευαστή Toshiba.

<https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>

Κατασκευαστής Siemens	Τομογράφος 16 τομών	Τομογράφος 64 τομών	Τομογράφος Διπλής Πηγής
Τύπος Σάρωσης	Ελικοειδής	Ελικοειδής	Ελικοειδής
Rotation time (sec)	0.6	0.5	0.5
Σειρά Ανιχνευτών	16 x 1.2 mm	24 x 1.2 mm	24 x 1.2 mm
Slice Thickness (mm)	5.0	5.0	5.0
Increment (mm)	5.0	5.0	5.0
Pitch	1.5	1.4	1.4
Ταχύτητα (Feed/Rot) (mm)	19.2	26.9	26.9
kV	110	120	100
mAs	196	85	279

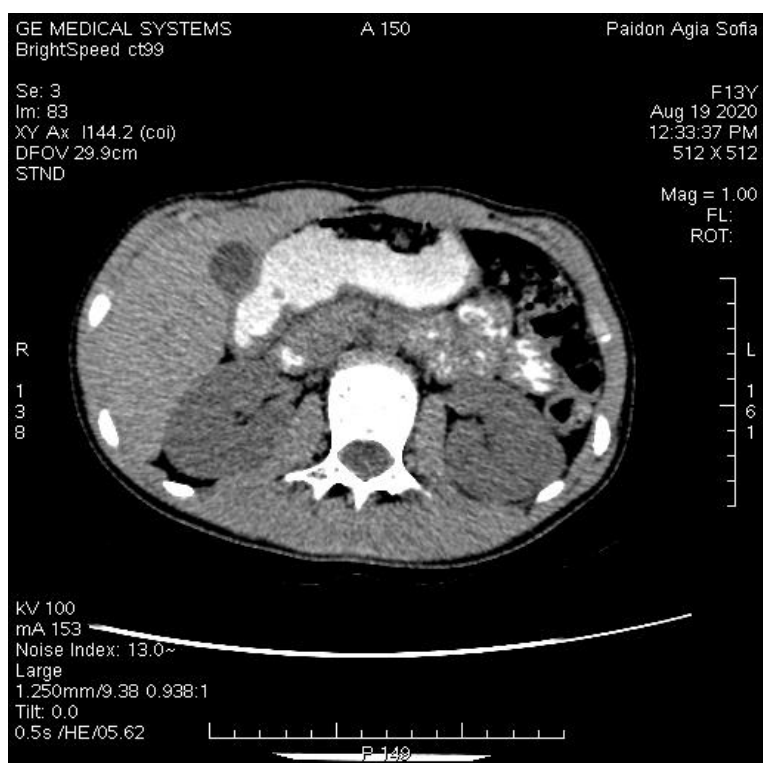
Ανακατασκευή εικόνων	Axial	Axial	Axial
Αλγόριθμος	Soft Tissue	Soft Tissue	Soft Tissue
Παράθυρο (HU)	300/ 40	300/ 40	300/ 40
Filter*	B 41s	B 30f	B 30f
Καθυστέρηση σκιαγραφικού	BT	BT	BT
Σκιαγραφικό/ Ροή (ml/ml/sec)	120/ 3.0	100/ 3.5	100/ 3.5

Πίνακας 8. Προτεινόμενα πρωτόκολλα για τον αξονικό τομογράφο 16 τομών Emotion 16, τον αξονικό τομογράφο 64 τομών Sensation 64 και τον αξονικό τομογράφο διπλής πηγής Definition Dual Source από τον κατασκευαστή Siemens. <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>

2.4 Χορήγηση σκιαγραφικού μέσου per os

Η χορήγηση σκιαγραφικού μέσου από το στόμα διευκολύνει εξετάσεις κοιλιάς και πυέλου όσον αφορά την διαφοροποίηση του γαστρεντερικού συστήματος από μύες κι άλλα όργανα. Ο ασθενής πρέπει να είναι νηστικός ώστε να λάβει το υγρό, πόσιμο σκιαγραφικό μέσο. Δίνεται σε μικρές ποσότητες σε διάστημα τριάντα έως εξήντα λεπτών, πριν την έναρξη της εξέτασης, έτσι ώστε να σκιαγραφηθεί ολόκληρος ο γαστρεντερικός σωλήνας.

Επιλογή καταλληλότερου σκιαγραφικού μέσου θεωρείται το θειικό βάριο διότι επιτυγχάνει την κάλυψη των βλεννογόνων μεμβρανών. Ωστόσο, δεν είναι υδατοδιαλυτό και δεν συνίσταται σε ασθενείς που έχουν προγραμματίσει χειρουργικές επεμβάσεις ή υποψία συριγγίου και διάτρησης του γαστρεντερικού συστήματος.



Εικόνα 2.42 Αξονική τομογραφία κοιλιάς με per os σκιαγραφικό μέσο, Νοσοκομείο Παιδών “Αγία Σοφία”

Για την ικανοποιητική σκιαγράφιση ολόκληρου του εντέρου και ιδίως του ορθού, χρειάζονται τουλάχιστον σαρανταπέντε με εξήντα λεπτά σε νηστικό ασθενή αφότου την κατάποση του σκιαγραφικού. Για μία πλήρη σκιαγράφιση ολόκληρου του ΓΕΣ, 250- 300 ml εναιώρημα θεικού βαρίου διαλύεται σε νερό (1000 ml).

Συνηθέστερα χρησιμοποιείται ένα υδατοδιαλυτό σκιαγραφικό μέσο όπως η γαστρογραφίνη διότι μπορεί να απορριφθεί από το σώμα πιο εύκολα. Και σε αυτή την περίπτωση ο ασθενής καταπίνει το σκιαγραφικό μέσο σε μικρές ποσότητες σε διάστημα είκοσι με τριάντα λεπτά. Για την ικανοποιητική σκιαγράφιση ολόκληρου του ΓΕΣ 10- 20 ml υδατοδιαλυτής γαστρογραφίνης σε 1000 ml νερό είναι αρκετά.[4]

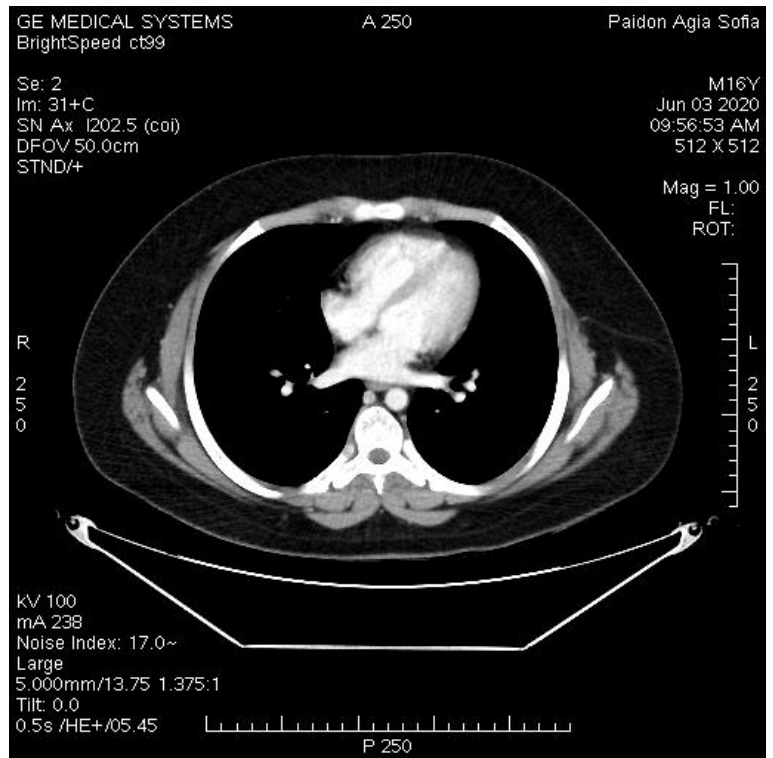
2.5 Ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού μέσου

Η ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού μέσου αυξάνει το φαινόμενο ενίσχυσης της αντίθεσης, δηλαδή την πυκνότητα των αιμοφόρων αγγείων και τα διαχωρίζει από όργανα και μύες, και επίσης δίνει πληροφορίες για τον αριθμό αγγειακής αιμάτωσης (πρόσληψη σκιαγραφικού μέσου) σε όργανα που έχουν κάποια παθολογία: Διαταραχές του αιματοεγκεφαλικού φραγμού, τα τοιχώματα των αποστημάτων, ή η ανομοιογενής πρόσληψη του σκιαγραφικού μέσου σε ογκόμορφες βλάβες. Ανάλογα με το ιστορικό του ασθενή, μια εξέταση χωρίς σκιαγραφικό προηγείται της ενδοφλέβιας έγχυσης ώστε να συγκριθούν οι εικόνες πριν και μετά την έγχυση. Επιπροσθέτως, μπορούν να συγκριθούν οι εικόνες ανάλογα με το χρόνο πρόσληψης του σκιαγραφικού μέσου, παραδείγματος χάρη σε πρώιμη φάση αρτηριακής αιμάτωσης του σκιαγραφικού μέσου και ακολουθούμενη μια φλεβική φάση πρόσληψης του σκιαγραφικού. Με αυτή τη διαδικασία είναι δυνατόν να ελεγχθούν ακόμη και πολύ μικρές εστιακές

βλάβες.

Το σκιαγραφικό μέσο χορηγείται στο αίμα και αραιώνεται καθώς περνά από την πνευμονική κυκλοφορία. Η έγχυση θα πρέπει να έχει ρυθμό 2- 6 ml/ sec για να επιτευχθεί η σκιαγράφιση των αγγείων. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί φλεβοκαθετήρας με διάμετρο 1,0 mm (20 G) και ιδανικότερα 1,2- 1,4 mm (18G- 17G). Είναι σημαντικό να ελεγχθεί η τοποθέτηση του φλεβοκαθετήρα εντός του αγγείου. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί δοκιμάζοντας έγχυση φυσιολογικού όρου με γρήγορο ρυθμό ροής μέσα στη φλέβα πριν προηγηθεί το σκιαγραφικό μέσο. Εάν δεν υπάρξει διόγκωση στην φλέβα επιβεβαιώνεται η σωστή τοποθέτηση και ελέγχεται η επιθυμητή ροή που θα χρησιμοποιηθεί.

Η δοσολογία μετράται με βάση το σωματικό βάρος και ανάλογα την εξέταση που θα πραγματοποιηθεί.[4]



Εικόνα 2.43 Αξονική τομογραφία θώρακος με ενδοφλέβιο σκιαγραφικό μέσο, Νοσοκομείο Παιδων “Αγία Σοφία”

2.6 Ανεπιθύμητες αντιδράσεις στα σκιαγραφικά μέσα

Οι ανεπιθύμητες αντιδράσεις είναι σπάνιες και συνήθως παρουσιάζονται κατά τα πρώτα τριάντα λεπτά έως και μία ώρα, 70% των περιπτώσεων εμφανίζονται μέσα στα πρώτα πέντα λεπτά μετά την έγχυση του σκιαγραφικού μέσου. Ασθενείς με προηγούμενες αντιδράσεις στα σκιαγραφικά μέσα χρειάζονται επίβλεψη παραπάνω από τριάντα λεπτά. Οι ανεπιθύμητες αντιδράσεις χωρίζονται σε ήπιες (ναυτία, ήπιοι έμετοι, κνίδωση και κνησμός), σε ενδιάμεσες (έντονοι έμετοι, κνίδωση με στίγματα, βρογχόσπασμος, λαρυγγικό ή προσωπικό οίδημα αντίδραση παρασυμπαθητικού) και σε σοβαρές (υποτασική

καταπληξία, πνευμονικό οίδημα, αναπνευστική ανακοπή, καρδιακή ανακοπή, σπασμοί), οι οποίες είναι επικίνδυνες για την ζωή του ασθενή. Είναι σημαντικό να ληφθεί προσεκτικά το ιστορικό του ασθενή ώστε να αποτραπεί οποιοδήποτε είδους ανεπιθύμητη αντίδραση καθώς και να επιλέγονται σκιαγραφικά μέσα χαμηλής ωσμωτικότητας διότι είναι συνδεδεμένα με ελάχιστες αντιδράσεις. Επιπλέον, είναι αναγκάιο να υπάρχει άμεσα διαθέσιμος ο απαραίτητος εξοπλισμός και τα φάρμακα για ανάνηψη.[7]

Κεφάλαιο 3

Ακτινοευαισθησία

Εισαγωγή

3.1 Η βιολογικές αρχές της ακτινοβιολογίας

3.2 Στοχαστικά και μη στοχαστικά αποτελέσματα της ακτινοβολίας

3.3 Επίδραση της ακτινοβολίας σε παιδιατρικούς ασθενείς

3.3.1 Αποδεικτικά στοιχεία από ατυχήματα

Εισαγωγή

Το 1906 οι Bergonie και Tribondeau με κριτήριο τον αναπαραγωγικό θάνατο διατύπωσαν τους ομώνυμους κανόνες που αργότερα τροποποιήθηκαν. Οι ιστοί σύμφωνα με τους παραπάνω επιστήμονες έχουν την εξής ακτινοευαισθησία:

1. Ανάλογη της μεταβολικής δραστηριότητας. Σε κύτταρα με υψηλά επίπεδα μεταβολικής δραστηριότητας, η ακτινοευαισθησία είναι υψηλή.
2. Ανάλογη με το ρυθμό πολλαπλασιασμού των κυττάρων τους και τον αναπτυξιακό ρυθμό των ιστών. Όσο ο ρυθμός πολλαπλασιασμού αυξάνει τόσο αυξάνει και η ακτινοευαισθησία.
3. Αντιστρόφως ανάλογη με τη διαφοροποίηση των κυττάρων τους. Τα λιγότερο διαφοροποιημένα κύτταρα είναι περισσότερο ακτινοευαίσθητα από τα κύτταρα υψηλής διαφοροποίησης.
4. Αντιστρόφως ανάλογη με την ηλικία των κυττάρων στον κυτταρικό κύκλο. Τα νεότερα κύτταρα είναι περισσότερο ακτινοευαίσθητα από τα άλλα.

Η ακτινοευαισθησία των παρεγχυματικών κυττάρων καθώς και η βλάβη των κυττάρων του στρώματος επηρεάζουν την ιστική βλάβη. Βλάβη του στρώματος θα μειώσει την αναπαραγωγική ικανότητα των παρεγχυματικών κυττάρων και θα οδηγήσει τον ιστό σε υποπλασία και ατροφία.

Η ακτινοβολία προκαλεί τον αναπαραγωγικό θάνατο των κυττάρων, δηλαδή περιορίζει σημαντικά την ικανότητα επανειλημμένου αναδιπλασιασμού των κυττάρων εκείνων που τη δυνατότητα αυτή. Έτσι η ακτινοβολία ελαττώνοντας την αναπαραγωγική δραστηριότητα των κυττάρων επιφέρει την ελάττωση της κυτταροβρίθειάς τους που χρησιμοποιείται συνήθως ως κριτήριο ακτινοευαισθησίας. Με τις σύγχρονες κυτταροκινητικές γνώσεις μπορεί να εξηγηθεί και η χαμηλή ακτινοευαισθησία ορισμένων οργάνων, όπως του ήπατος.[10]

Ακτινοευαισθησία	Ιστοί, Όργανα	Κύτταρα
Υψηλή	Λεμφαδένες, σπλήνας, θυμός Όρχεις Ωοθήκη Μυελός οστών	Λεμφαδενοκύτταρα Σπερματογόνα Ωάριο Ερυθροβλάστες, μυελοκύτταρα
	Λεπτό έντερο Δέρμα Δέρματικά εξαρτήματα	Επιθηλιακά κύτταρα Κύτταρα σε γενετική κατάσταση Κύτταρα σημηματογόνου και ιδρωτοποιού αδένα
Μέση	Οφθαλμός Αγγεία Οστού σε ανάπτυξη	Επιθήλιο κρυσταλλοειδούς Ενδοθήλιο Κύτταρα χόνδρου σε οστεοβλάστηση
Μειωμένη	Ήπαρ, νεφροί, πνεύμονες Κεντρικό και περιφερικό σύστημα Ενδοκρινείς αδένες Σύνολο ραβδωτών μυών Μυοκάρδιο Συνδετικός ιστός Σκελετός	Ηπατικά κύτταρα, κυψελιδικό επιθήλιο Κύτταρα σωληνοειδών και νευρωνίων Επιθήλια αδένων Κύτταρα μυών Κύτταρα συνδετικών ιστών Κύτταρα δικτυωτών ιστών Οστεοκύτταρα

Πίνακας 9. Ακτινοευαισθησία ιστών στον άνθρωπο

Όταν ένας ιστός ή όργανο ή νεόπλασμα χαρακτηρίζεται ως πολύ ή λίγο ακτινοευαίσθητος, θα πρέπει να αναφέρεται και το κριτήριο που χρησιμοποιείται για την μελέτη της ακτινοευαισθησίας. Συνήθως ως κριτήριο χρησιμοποιείται η

ελάττωση του αριθμού των κυττάρων ενός ιστού ή οργάνου λίγες ημέρες μετά την ακτινοβολήση. Με βάση αυτό το κριτήριο η ακτινοευαισθησία των διαφόρων ιστών και οργάνων του ανθρώπινου σώματος παρουσιάζονται στον πίνακα 9. [10]

3.1 Η βιολογικές αρχές της ακτινοβιολογίας

Ακτινοβιολογία είναι η επιστήμη που μελετά τους μηχανισμούς και τα αποτελέσματα της επίδρασης της ιοντίζουσας ακτινοβολίας στο κύτταρο και κατ' επέκταση στους ιστούς και τα όργανα. Η ιοντίζουσα ακτινοβολία προκαλεί παραγωγή ελευθέρων ριζών που στη συνέχεια προκαλούν βλάβη σε κυτταρικούς στόχους, όπως DNA, RNA, ένζυμα και μεμβράνες. Το βιολογικό αποτέλεσμα της ιοντίζουσας ακτινοβολίας εξαρτάται από πολλούς παράγοντες. Εξαρτάται από την απορροφούμενη δόση, από το ρυθμό δόσης, αλλά και τον όγκο του υπό ακτινοβολήση ιστού και τις ιδιότητές του.

Η LET εκφράζει το γραμμικό ρυθμό απορρόφησης ενέργειας από το μέσο μέσω του οποίου διαδίδεται ένα φορτισμένο σωματίδιο. Η μονάδα μέτρησης της LET είναι τα keV/μm.

$$LET = dE/dx$$

dE: είναι η απώλεια της ενέργειας φορτισμένου σωματιδίου λόγω συγκρούσεων όταν διασχίζει διαδρομή μήκους dx .

Υψηλό LET έχουν τα νετρόνια, τα πρωτόνια και τα φορτισμένα σωματίδια.

Ωστόσο, οι ακτίνες X και γ θεωρούνται χαμηλού LET.

Στην διπλή έλικα του DNA μπορούν να προκληθούν πολλές βλάβες από την ακτινοβολία. Παραδείγματος χάρη, θραύση σε μία από τις δύο έλικες ή μονόκλωνες θραύσεις (SSB- single strand break), θραύση και στις δύο έλικες ή δίκλωνες θραύσεις (DSB-double strand break), διασταύρωση σε μια έλικα και διασταύρωση μεταξύ των ελίκων. Ακόμα, μπορεί να προκληθεί ενδομοριακή και διαμοριακή σύνδεση μεταξύ DNA ή μεταξύ DNA- πρωτεΐνης, αλλοίωση στις οργανικές βάσεις, απώλεια μιας βάσης. Άλλη μια σημαντική βλάβη μπορεί να είναι η θραύση των δεσμών υδρογόνου που προκαλεί μόνιμη διαστρέβλωση της δομής του DNA.

Υψηλές δόσεις ιοντίζουσας ακτινοβολίας προκαλούν κυρίως θραύσεις των κλώνων του DNA (SSB ή/και DSB), ενώ χαμηλές προκαλούν αλλοιώσεις των κλώνων, όπως αλλοίωση ή απώλεια βάσης ή σακχάρους και αλκαλικώς ευαίσθητα ή και θερμικώς ευαίσθητα σημεία. Επίσης, όσο αυξάνεται το LET της ακτινοβολίας, τόσες περισσότερες βλάβες δημιουργούνται εξαιτίας της ενέργειας.

Μία κατηγορία DNA βλαβών είναι τα DNA clusters (ομαδοποιημένες βλάβες DNA), οι οποίες περιλαμβάνουν μία ή περισσότερες DSB, αρκετές SSB και βλάβες βάσεων. Οι DNA ομαδοποιημένες βλάβες χωρίζονται στις DSBs και στις non-DSBs (OTHER) (οποιοσδήποτε συνδυασμός δύο ή περισσότερων οξειδωμένων βάσεων, θραύσεων κλώνων ή άλλη DNA βλάβη που δεν σχηματίζει DSB).

Έπειτα από την ακτινοβολία ενός κυττάρου υπάρχουν τέσσερα ενδεχόμενα. Το πρώτο είναι να μην προκληθεί καμία βλάβη καθώς περάσει η ακτινοβολία από το κύτταρο. Μια διαφορετική περίπτωση είναι η ακτινοβολία να προκαλέσει βλάβη στο κύτταρο την οποία μπορεί να επιδιορθώσει. Ακόμα, η ακτινοβολία μπορεί να προξενήσει κυτταροκτόνο βλάβη. Τέλος, η χειρότερη περίπτωση είναι η ακτινοβολία να προκαλέσει κυτταρική βλάβη την οποία όχι μόνο αδυνατεί το κύτταρο να την επιδιορθώσει, αλλά αναπαράγεται δημιουργώντας μεταλλάξεις.[11]

3.2 Στοχαστικά και μη στοχαστικά αποτελέσματα της ακτινοβολίας

Οι βιολογικές αντιδράσεις από την ακτινοβολία με βάση την Διεθνή Επιτροπή Ακτινοπροστασίας, διακρίνονται σε στοχαστικές και μη στοχαστικές.

Στοχαστικά αποτελέσματα είναι εκείνα για τα οποία η πιθανότητα εμφάνισης τους και όχι η σοβαρότητά τους είναι συνάρτηση της δόσης χωρίς ύπαρξη κατωφλίου. Το πιο σημαντικό στοχαστικό αποτέλεσμα είναι ο καρκίνος. Τα στοχαστικά αποτελέσματα προέρχονται από ένα κύτταρο, που υπέστη βλάβη, αλλά δεν έχασε την αναπαραγωγική του ικανότητα. Στα στοχαστικά αποτελέσματα ανήκουν τα σωματικά αποτελέσματα δηλαδή οι συνέπειες στον άνθρωπο αλλά και τα γενετικά αποτελέσματα όπως οι κληρονομικές συνέπειες. Σε αυτήν την κατηγορία ανήκουν η καρκινογένεση, οι μεταλλάξεις και οι

χρωμοσωμικές ανωμαλίες. Η πιθανότητα να συμβεί ένα στοχαστικό αποτέλεσμα είναι συνάρτηση της δόσης της ακτινοβολίας, και δεν έχει κατώφλι, δηλαδή δεν υπάρχει κάποια τιμή της δόσης κάτω από την οποία δεν παρατηρούνται τέτοια αποτελέσματα. Για τον περιορισμό των στοχαστικών αποτελεσμάτων, το ετήσιο όριο για ακτινοβολία ολόκληρου του σώματος είναι τα 50 mSv (5 rem).

Μη στοχαστικά αποτελέσματα είναι εκείνα για τα οποία η σοβαρότητά τους είναι συνάρτηση της δόσης και υπάρχει κάποιο κατώφλι. Πχ. Καταρράκτης ματιών, βλάβες στα αιμοσφαίρια, βλάβες στη γονιμοποίηση. Τα μη στοχαστικά αποτελέσματα ανιχνεύονται μόνο αν η δόση υπερβεί το κατώφλι. Στα μη στοχαστικά αποτελέσματα ανήκουν τα άμεσα αποτελέσματα, αλλά και οι πιθανές συγγενείς μεταλλάξεις, που είναι δυνατό να εμφανιστούν μετά από ακτινοβολία κατά την διάρκεια της ενδομήτριου ζωής (απώτερα αποτελέσματα). Με σκοπό να αποφευχθούν τα μη στοχαστικά αποτελέσματα, το ετήσιο όριο ισοδύναμης δόσης για όλους τους ιστούς, εκτός από τον φακό του ματιού είναι 0,5 Sv, ενώ για τα μάτια το ετήσιο όριο είναι 0,3 Sv. [11]

3.3 Επίδραση της ακτινοβολίας σε παιδιατρικούς ασθενείς

Είναι πλέον γενικά αποδεκτό ότι τα παιδιά είναι πιο ευαίσθητα στην ακτινοβολία από τους ενήλικες, ειδικά με υψηλότερο σχετικό κίνδυνο καρκίνων συμπεριλαμβανομένης της λευχαιμίας, του εγκεφάλου, του μαστού, του δέρματος και του καρκίνου του θυρεοειδούς μετά από εκθέσεις στην ακτινοβολία. Εν μέρει, αυτό οφείλεται στη ακτινοευαισθησία των αναπτυσσόμενων οργάνων και ιστών τους. Επίσης, το μεγαλύτερο προσδόκιμο ζωής μετά την έκθεση αυξάνει τους κινδύνους ζωής κατά την εμφάνιση κακοηθειών που προκαλούνται από ακτινοβολία. Αυτό καθίσταται σημαντικό επειδή το 70% έως 80% όλων των παιδιών που έχουν διαγνωστεί με καρκίνο έχουν μακροχρόνια επιβίωση. Οι πρώτες ενδείξεις ότι τα παιδιά διατρέχουν αυξημένο κίνδυνο σε σύγκριση με τους ενήλικες για ανάπτυξη κακοηθειών από την ακτινοβολία προήλθαν από τη μελέτη πληθυσμών που εκτέθηκαν σε ραδιενεργές επιπτώσεις από πυρηνικά όπλα και σταθμούς παραγωγής ενέργειας.[12,13]

3.3.1 Αποδεικτικά στοιχεία από ατυχήματα

Οι πρώτες ενδείξεις ότι τα παιδιά διατρέχουν αυξημένο κίνδυνο σε σύγκριση με τους ενήλικες για ανάπτυξη κακοηθειών από την ακτινοβολία προήλθαν από τη μελέτη πληθυσμών που εκτέθηκαν σε ραδιενεργές επιπτώσεις από πυρηνικά όπλα και σταθμούς παραγωγής ενέργειας.

Λευχαιμία

Μια πρόσφατη ολοκληρωμένη μελέτη περιπτώσεων που πραγματοποιήθηκε, κατέδειξε στατιστικά σημαντικό κίνδυνο λευχαιμίας που σχετίζεται με την έκθεση σε φυσικές πηγές γάμμα ακτινοβολίας. Επίσης, η λευχαιμία ήταν ο πρώτος καρκίνος που προκλήθηκε από ακτινοβολία που αναφέρθηκε σε επιζώντες από πυρηνική βόμβα και ήταν επικρατέστερος κυρίως στα παιδιά. Τα πρώτα στοιχεία παιδιατρικής λευχαιμίας αναφέρθηκαν 3 χρόνια μετά την έκθεση και έφτασαν στο αποκορύφωμά τους κατά τη διάρκεια της περιόδου 6-8 ετών.[14]

Καρκίνος του θυρεοειδούς

Η ιονίζουσα ακτινοβολία έχει συνδεθεί με καρκίνο του θυρεοειδούς, με ορισμένες μελέτες να αναφέρουν ότι περίπου 9% των διαγνωσμένων καρκίνων του θυρεοειδούς οφείλονται σε έκθεση σε ακτινοβολία. Ο αναπτυσσόμενος θυρεοειδής αδένας είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος σε ιονίζουσα ακτινοβολία. Ο καρκίνος του θυρεοειδούς ήταν ο πιο κοινός τύπος συμπαγών όγκων που αναπτύχθηκε μεταξύ επιζώντων από πυρηνική βόμβα που ήταν κάτω των 20 ετών κατά τη στιγμή της εκδήλωσης. Ορισμένες επιδημιολογικές μελέτες κατέδειξαν επίσης αυξήσεις στους καρκίνους του θυρεοειδούς σε παιδιά και νεαρούς ενήλικες που εκτέθηκαν σε υψηλές δόσεις θυρεοειδούς (> 1 Gy) στην παιδική ηλικία ως αποτέλεσμα του ¹³¹I που απελευθερώθηκε κατά τη διάρκεια του ατυχήματος στο Chernobyl. Οι πρώτες περιπτώσεις καρκίνου του θυρεοειδούς λόγω ακτινοβολίας από την έκρηξη του Chernobyl παρατηρήθηκαν μόλις πέντε χρόνια μετά το ατύχημα. Είναι σημαντικό ότι τα υψηλότερα ποσοστά καρκίνου του θυρεοειδούς παρατηρήθηκαν σε παιδιά που ήταν 5 ετών ή λιγότερο κατά τη στιγμή της έκθεσης, υποδηλώνοντας την ευπάθεια του

θυρεοειδούς αδένες σε αυτό το ηλικιακό εύρος. Οι κίνδυνοι μειώνονται με την ηλικία και είναι γενικά αποδεκτό ότι ο κίνδυνος ανάπτυξης καρκίνου του θυρεοειδούς λόγω ακτινοβολίας μειώνεται όταν η έκθεση εμφανίζεται μετά την ηλικία των 15 ετών. Επιπλέον, δεν παρατηρήθηκαν αυξημένα επίπεδα καρκίνου του θυρεοειδούς σε παιδιά που γεννήθηκαν μετά το ατύχημα, υποδηλώνοντας σαφώς ότι οι κίνδυνοι καρκίνου του θυρεοειδούς συνδέονταν κυρίως με την απελευθέρωση του ^{131}I . [15]

Άλλα είδη καρκίνου

Εκτός από τη λευχαιμία και τον καρκίνο του θυρεοειδούς, παρατηρήθηκε συνολική αύξηση στη συχνότητα εμφάνισης συμπαγών όγκων σε επιζώντες από πυρηνική βόμβα. Αυξημένα ποσοστά καρκίνου του μαστού και ποσοστά θνησιμότητας που σχετίζονται με τον καρκίνο του μαστού αναφέρθηκαν σε γυναίκες επιζώντες από πυρηνική βόμβα που ήταν παιδιά τη στιγμή της έκθεσης. Υπάρχουν επίσης ενδείξεις ότι τα ποσοστά καρκίνου του μαστού στη Λευκορωσία και την Ουκρανία αυξήθηκαν μετά το επεισόδιο του Chernobyl, ειδικά σε γυναίκες που ήταν νεότερες εκείνη την εποχή.

Άλλοι τύποι καρκίνου που συναντήθηκαν σε εκείνους που ήταν κάτω των 20 ετών κατά τη διάρκεια των συμβάντων στη Χιροσίμα και το Ναγκασάκι ήταν καρκίνος του δέρματος χωρίς μελάνωμα, καρκίνος των ουροποιητικών οργάνων και των νεφρών και καρκίνος των ωοθηκών στις γυναίκες. Υπάρχουν επίσης ενδείξεις ότι η έκθεση σε χαμηλές δόσεις ακτινοβολίας μπορεί να έχει αρνητικές επιπτώσεις στα ηπατοκύτταρα. Δεδομένα από επιδημιολογικές μελέτες για επιζώντες από πυρηνική βόμβα δείχνουν σημαντικές αυξήσεις στα ποσοστά καρκίνου του ήπατος και την τυποποιημένη αναλογία θνησιμότητας σε γυναίκες που εκτίθενται σε χαμηλές δόσεις ακτινοβολίας (δόσεις ακτινοβολίας κάτω από 0,1 Gy) και σε άνδρες που εκτίθενται σε χαμηλές και υψηλές δόσεις ακτινοβολία (δόσεις ακτινοβολίας κάτω από 0,1 Gy και δόσεις ανάμεσα σε 0,1-4 Gy, αντίστοιχα). [14,15]

Κεφάλαιο 4

Στοιχεία δοσιμετρίας

Εισαγωγή

4.1 Απορροφούμενη και ισοδύναμη δόση

4.2 Ενεργός δόση

4.3 CTDI

4.4 DLP

4.5 SSDE

4.6 Δόση και ποιότητα εικόνας

Εισαγωγή

Ο βασικός μηχανισμός αλληλεπίδρασης στην αξονική τομογραφία είναι η σκέδαση Compton. Ως εκ τούτου η δόση από τη διαχεόμενη ακτινοβολία είναι δυνητικά υψηλότερη από της πρωτογενούς δέσμης. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία δεν περιορίζεται εντός των ορίων του διαφράγματος και έτσι επιβαρύνονται ακτινικά οι εκατέρωθεν της τομής ιστοί. Επιπλέον, στα περισσότερα πρωτόκολλα απαιτείται η λήψη σειράς γειτονικών τομών με αποτέλεσμα ο ιστός της κάθε τομής να λαμβάνει πρωτογενή δόση από την ίδια αλλά και σκεδαζόμενη ακτινοβολία από την προηγούμενη και την επόμενη της. Όλα αυτά συμβάλλουν στην αύξηση της δόσης που προσδίδεται στον ασθενή από μία εξέταση αξονικής τομογραφίας. Η σπουδαιότητα της δόσης ακτινοβολίας και της ακριβούς προσαρμογής των παραμέτρων σάρωσης σε κάθε ασθενή ξεχωριστά είναι μεγάλη. Αυτό τονίζεται από το γεγονός ότι οι τιμές της έκθεσης ενδέχεται να είναι από 5 έως 100 φορές υψηλότερες από εκείνες με τα συμβατικά ακτινογραφήματα της ίδιας ανατομικής περιοχής. Η δοσιμετρία είναι πολύ

σημαντική μεριά της ακτινοδιαγνωστικής διότι καθορίζει τα επίπεδα δόσεων ασθενών και ταυτόχρονα βελτιστοποιεί τις εξετάσεις. Είναι επίσης βασική στην ακτινοδιαγνωστική παιδών και εγκύων γυναικών. Η αναγκαιότητα της καταγραφής της ακριβούς δόσης στους ιστούς οδηγεί στη δημιουργία αρκετών παραμέτρων εξαρτώμενων από τη γεωμετρία και τη θέση της μέτρησης αλλά και από τη μονάδα ακτινοβολίας. Οι πιο σημαντικές παράμετροι περιγραφής της δόσης αναφέρονται ακολούθως. [4]

4.1 Απορροφούμενη και ισοδύναμη δόση

Με την συνεχή βελτίωση της τεχνολογίας οι λυχνίες ακτίνων-x γίνονται περισσότερο ισχυρές και αποδίδουν δυνητικά υψηλές εκθέσεις οι οποίες παράγουν ικανοποιητική εικόνα σε πολύ μικρότερο χρόνο έκθεσης. Ιδιαίτερα σε ότι αφορά στο σύγχρονο ελικοειδές CT η εξέταση πραγματοποιείται χωρίς κενά μεταξύ των τομών, με τίμημα την αύξηση της ακτινικής επιβάρυνσης. Στην αξονική τομογραφία υπάρχει διαβάθμιση της δόσης από το κέντρο προς την περιφέρεια και εξαρτάται από παραμέτρους όπως το μέγεθος του αντικειμένου, το φάσμα της δέσμης και η εξασθένηση από τον ιστό. Η έκταση των διαφόρων τιμών στη δόση ακτινοβολίας εξαρτάται από το μέγεθος του ανατομικού θέματος και αυτό με τη σειρά του επηρεάζει τη δόση ακτινοβολίας που απορροφάται. Τα όργανα τα οποία δεν αποτελούν το στόχο της εξέτασης αλλά βρίσκονται φυσιολογικά στο εσωτερικό του πεδίου λαμβάνουν αναπόφευκτα υψηλή δόση. Η **ακτινολογική δόση (Absorbed Radiation Dose)** περιγράφει την ποσότητα ακτινοβολίας που απορροφάται ανά μονάδα μάζας και έχει ως μονάδα το 1Gy (Gray). Ενώ λαμβάνοντας υπόψη τον τύπο του ιστού η **ισοδύναμη δόση (H) (Equivalent Dose)** προσπαθεί να αποδώσει τη δόση που απορροφήθηκε αναφορικά προς τα βιολογικά της αποτελέσματα. Για αυτό χρησιμοποιεί συντελεστές επιβάρυνσης που ποικίλλουν ανάλογα με την ακτινοευαισθησία των ιστών. Μετριέται σε Sv (Sievert). Ο ορισμός παρέχεται από τον τύπο:

$$H_{t,r} = WR * D_{t,r}$$

$D_{T,R}$ είναι η μέση απορροφώμενη δόση σε κάποιο όργανο ή ιστό T εξαιτίας κάποιας ακτινοβολίας R

W_R είναι ο συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας.

Οι τιμές αυτού του συντελεστή εξαρτώνται από την ποιότητα και το είδος της ακτινοβολίας. [2]

4.2 Ενεργός δόση

Η ενεργός δόση (Effective Dose) (E) είναι ο δείκτης που εκτιμά τον κίνδυνο της ακτινοβολίας και έχει ως μονάδα το mSv (βιολογικό αποτέλεσμα). Η ζημιά που μπορεί δυνητικά να προκληθεί εκφράζεται από τη μαθηματική μοντελοποίηση των συντελεστών μετατροπής των οργάνων, δηλαδή από τον τύπο:

$$E = \sum T(WT * HT)$$

W_T ο συντελεστής ακτινοευαισθησίας του ιστού T

H_T η ισοδύναμη δόση στον ιστό T

Γίνεται χρήση ανθρώπινων ομοιωμάτων, αλλά λαμβάνονται ξεχωριστά δεδομένα για τα δύο φύλα και τις διαφορές ηλικιακές ομάδες. Στην κλινική πράξη οι υπολογισμοί υποεκτιμούν τον κίνδυνο προς τα παιδιά και τον υπερεκτιμούν προς τα παχύσαρκα άτομα. Τα νούμερα που προκύπτουν όμως δεν παύουν ποτέ να είναι εκτιμήσεις ενδεικτικές και όχι επακριβή στοιχεία. Το όριο που έχει ανακοινωθεί για το κοινό είναι 1 mSv ανά έτος. [2,4]

4.3 CTDI

Για πολλά χρόνια το CTDI (Computed Tomography Dose Index) χρησιμοποιήθηκε ως η πιο κατάλληλη δοσομετρική ποσότητα και ορίζεται ως η ποσότητα ακτινοβολίας που εναποτίθεται σε μία τομή του σώματος κατά μήκος του άξονα Z σε μία περιστροφή της λυχνίας. Ύστερα δημιουργήθηκε το CTDI₁₀₀, ώστε να ξεπεράσει τους περιορισμούς του προηγούμενου δείκτη. Υπολογίζει τη δόση που παράγεται σε θάλαμο ιονισμού από ακτινοβόληση μήκους 100mm ανεξάρτητα από το πάχος τομής. Το CTDI_w είναι αυτό που έρχεται να εξισορροπήσει τις διαβαθμίσεις μεταξύ κέντρου και περιφέρειας εντός της τομής. Ο δείκτης δόσης όγκου στην υπολογιστική τομογραφία (CTDI_{vol}) αναπαριστά τη μέση τοπική δόση του ακτινοβολούμενου όγκου. Αντιπροσωπεύει τη μέση απορροφώμενη δόση κατά μήκος του z άξονα και

μετράται σε μία περιστροφή της λυχνίας. Είναι ο μόνος δείκτης ακτινικής έκθεσης που λαμβάνει υπόψη του το pitch. Υπολογίζεται μέσω του λόγου:

$$CTDI_{vol} = CTDI/Pitch.$$

Είναι μία τυποποιημένη παράμετρος με μονάδα μέτρησης το mGy. Παρόλα αυτά δεν είναι η δόση του ασθενούς καθώς δεν λαμβάνει υπόψιν το μέγεθος του, την ακτινοευαισθησία των οργάνων και τη σύνθεση της ακτινοβοληθείσας τομής (όργανα). Δίνονται ξεχωριστά δεδομένα για τις εξετάσεις του σώματος ή της κεφαλής. Οι μετρήσεις λαμβάνουν χώρα συνήθως σε κάποιο ομοίωμα (phantom) που αποτελείται από έναν κύλινδρο με θαλάμους ιονισμού το οποίο χρησιμοποιείται για την καταγραφή των τιμών και είναι σχεδιασμένο όσο το δυνατόν πιο ταυτόσημο με το ανθρώπινο σώμα. Παρόλα αυτά, δεν παύουν να υπάρχουν κάποιες διαφορές που έχουν ως αποτέλεσμα παραδείγματος χάρη την υποεκτίμηση της δόσης σε παιδιά και την υπερεκτίμησή της σε παχύσαρκους ασθενείς. Το $CTDI_{vol}$ δηλαδή καθορίζεται για το 16cm ή 32cm διαμέτρου κυλινδρικό ομοίωμα αναφοράς, που συχνά αποκαλείται "head" ή "body" ομοίωμα CTDI, αντίστοιχα. [2,4]



Εικόνα 4.1 Ομοιώματα αναφοράς CTDI

<http://ikee.lib.auth.gr/record/282558/files/%CF%80%CF%84%CF%85%CF%87%CE%B9%CE%B1%CE%BA%CE%B7-1.pdf>

4.4 DLP

Η αθροιστική δόση δηλαδή η ολική ενέργεια που λαμβάνει ο εξεταζόμενος εκφράζεται από το γινόμενο δόσης μήκους, γνωστό ως DLP (Dose Length Product), το οποίο έχει ως μονάδα μέτρησης το mGy*cm. Συμπεριλαμβάνεται

στην έννοια του και το μήκος σάρωσης, γεγονός το οποίο αποδεικνύει ότι η δόση οφείλει να είναι μικρότερη για μία περιορισμένη εξεταζόμενη ανατομική περιοχή συγκριτικά με μία μεγαλύτερη.

$$DLP = CTDI_{vol} * L$$

Εξαιτίας της υπερδειγματοληψίας που συμβαίνει στην εκκίνηση και στο τέλος κάθε εξέτασης έχει παρατηρηθεί μία αύξηση της δόσης. Έτσι θα έπρεπε το μήκος σάρωσης να επεκτείνεται, ώστε να γίνεται σωστός υπολογισμός του DLP.

Οι σύγχρονοι υπολογιστικοί τομογράφοι παρουσιάζουν τους δείκτες δόσης $CTDI_{vol}$ και DLP, και τα δύο πριν και μετά την πραγματοποίηση της εξέτασης. Το $CTDI_{vol}$ αναπτύχθηκε για να παρέχει μία τυποποιημένη μέθοδο για να συγκρίνει τα επίπεδα παραγόμενης ακτινοβολίας ανάμεσα σε διαφορετικούς αξονικούς τομογράφους χρησιμοποιώντας ένα ομοίωμα αναφοράς. Το DLP σχετίζεται με τη συνολική ιονίζουσα ενέργεια που μεταδίδεται στο ομοίωμα αναφοράς. Το $CTDI_{vol}$ και το DLP είναι ευαίσθητα σε αλλαγές στις παραμέτρους σάρωσης όπως η τάση της λυχνίας, το ρεύμα της λυχνίας, ο χρόνος περιστροφής του Gantry, το pitch και το φίλτρο, αλλά είναι ανεξάρτητα του μεγέθους του ασθενούς.

Για μία δεδομένη εξέταση αξονικής τομογραφίας ενός ασθενούς, το $CTDI_{vol}$ και το σχετικό DLP παρουσιάζονται για ένα ομοίωμα αναφοράς, του οποίου η διάμετρος (16 ή 32 εκατοστά) επιλέγεται από τον τομογράφο. Γενικά, για εξετάσεις που χρησιμοποιείται πρωτόκολλο εξέτασης εγκεφάλου χρησιμοποιείται το ομοίωμα αναφοράς των 16cm. Για εξετάσεις του κορμού, χρησιμοποιείται το ομοίωμα αναφοράς των 32cm. Επί του παρόντος, για παιδιατρικά πρωτόκολλα σώματος αξονικής τομογραφίας, κάποιοι κατασκευαστές χρησιμοποιούν τον ομοίωμα διαμέτρου 16cm και κάποιοι το ομοίωμα διαμέτρου 32cm ως αναφορά για τον υπολογισμό των $CTDI_{vol}$ και DLP. [4]

4.5 SSDE

Η δόση που λαμβάνει ένας ασθενής από μία αξονική τομογραφία βασίζεται στο μέγεθος του ασθενούς και στην εξερχόμενη ακτινοβολία. Το CTDI_{vol} παρέχει πληροφορίες μόνο σχετικά με την απόδοση του scanner. Δεν απευθύνεται στο μέγεθος του ασθενούς και συνεπώς δεν εκτιμά τη δόση του ασθενούς. Αυτό είναι μία ανησυχία επειδή για μικρότερους παιδιατρικούς ασθενείς, το παρουσιαζόμενο CTDI_{vol} (ή DLP) να εκλαμβάνεται σαν δόση του ασθενούς θα μπορούσε να οδηγήσει σε υποεκτίμηση των επιπέδων της δόσης του ασθενούς.

Το SSDE (Size-Specific Dose Estimates) είναι μία τυποποιημένη παράμετρος για τη μέτρηση της μέσης δόσης ακτινοβολίας σε μία τομή ανάλογα με το μέγεθος του ασθενούς. Δεν είναι η δόση του ατόμου αλλά μία εκτίμησή της. Δεν λαμβάνει υπόψη το μήκος της σάρωσης, την ακτινοευαισθησία των οργάνων και τη σύνθεση της ακτινοβοληθείσας τομής (όργανα). Δεν είναι δόση σε οποιοδήποτε συγκεκριμένο όργανο, αλλά μάλλον η μέση δόση στο κέντρο του όγκου που σαρώθηκε. Προσαρμόζεται στο μέγεθος του ασθενούς και στην μεταβαλλόμενη εξασθένηση από την επικάλυψη του πάχους των ιστών.

Παρόλα αυτά, σε αντίθεση με την ενεργό δόση, οι δείκτες CTDI_{vol}, DLP και SSDE δεν λαμβάνουν υπόψη το είδος ιστού ή οργάνου που σαρώνεται, ούτε την ηλικία των ασθενών. Οπότε το αποτέλεσμα των δεικτών CTDI_{vol} και DLP θα είναι το ίδιο σε οποιονδήποτε ασθενή ανεξαρτήτου ηλικίας, αρκεί οι παράμετροι εξέτασης και το μήκος της σάρωσης να είναι το ίδιο και να σαρώνεται η ίδια περιοχή. Με τον ίδιο τρόπο και ο δείκτης SSDE μένει ίδιος αν η μάζα σώματος των ατόμων είναι η ίδια. [16]

4.6 Δόση και ποιότητα εικόνας

Σε συνδυασμό με τη μικρότερη δυνατή δόση που προσδίδεται σε μία εξέταση υπολογιστικής τομογραφίας απαιτείται και υψηλή ποιότητα της εικόνας ώστε να βγαίνει ένα ικανοποιητικά διαγνωστικό αποτέλεσμα. Σε γενικές γραμμές, οι υψηλότερες δόσεις ακτινοβολίας οδηγούν σε εικόνες υψηλότερης ευκρίνειας, ενώ χαμηλότερες δόσεις οδηγούν σε αύξηση του θορύβου και ασάφεια της εικόνας.

Επομένως, τέσσερις είναι οι συνθήκες που προαπαιτούνται για τη σάρωση με χαμηλή δόση ακτινοβολίας (low-dose scanning). Αρχική συνθήκη είναι η ύπαρξη περιορισμένων απαιτήσεων ως προς την ποιότητα της εικόνας. Ακολουθώντας, χρειάζεται η μη συνεχόμενη διαγνωστική αξιολόγηση ενός οργάνου στόχου που επιτυγχάνεται με διακεκομμένη σάρωση. Ύστερα είναι η υψηλή αντίθεση μεταξύ των δομών ενδιαφέροντος και των περιβαλλόντων αυτών. Η τελευταία συνθήκη είναι πως το εξεταζόμενο τμήμα του σώματος θα πρέπει να διαθέτει μικρή εξασθένιση της ακτινικής δέσμης που εμφανίζεται σε λεπτούς όμως ασθενείς ή και τα παιδιά, καθώς και σε συγκεκριμένες περιοχές όπως οι πνεύμονες, ο τράχηλος και τα άκρα.

Πρακτικά, η ακτινοβολήση με χαμηλή δόση σε συνδυασμό με μια ποιοτική εικόνα είναι το ιδανικό αποτέλεσμα. Κάποιοι τρόποι μείωσης της δόσης είναι η χρήση χαμηλών mAs, χαμηλών kVp και η αύξηση του pitch διατηρώντας παράλληλα όλες τις υπόλοιπες παραμέτρους σταθερές. Επίσης βοηθά η αξιοποίηση συστημάτων αυτόματου ελέγχου της έκθεσης (AEC), τα οποία προσαρμόζουν τα mA ανάλογα με το πάχος του σώματος αλλά και εντός τομής ώστε να επιτευχθούν ανεκτά επίπεδα θορύβου και χαμηλότερες δόσεις. Συμπληρωματικά μπορεί να χρησιμοποιηθεί ο υπολογισμός της ισοδύναμης δόσης καθώς και ειδικές μέθοδοι ανασύνθεσης.

Η τεχνολογία του υπολογιστικού τομογράφου είναι γνωστό πως επηρεάζει ποιοτικά το αποτέλεσμα της εικόνας που λαμβάνεται. Επίσης είναι υπεύθυνη για την τελική δόση που προσδίδεται στον ασθενή. Αναφορικά οι σημαντικότεροι παράγοντες είναι: [1,4]

- Γεωμετρία του τομογράφου
- Διορθωτική παρακολούθηση του εστιακού σημείου
- Γεωμετρική απόδοση του ανιχνευτή
- Ενδογενής απόδοση του ανιχνευτή
- Ηλεκτρονικός θόρυβος
- Διήθηση θορύβου (noise filtering)
- Διαμόρφωση του ρεύματος της λυχνίας
- Διαμόρφωση της έντασης της ακτινοβολίας κατά τον z άξονα.

Κεφάλαιο 5

Ακτινοπροστασία

Εισαγωγή

5.1 ΔΕΑ

5.1.1 Παιδιατρικά ΔΕΑ

5.2 Κατευθυντήριες οδηγίες

2.1 Θωράκιση χώρου

5.2.2 Ατομική ακτινοπροστασία

Εισαγωγή

Η ακτινοπροστασία είναι ένα εργαλείο για τον χειρισμό των μέτρων προστασίας της υγείας και της ασφάλειας του πληθυσμού ενάντια στους κινδύνους που δημιουργούνται από τη χρήση ιονίζουσας ακτινοβολίας. Οι τρεις βασικοί κανόνες της είναι η αιτιολόγηση (Justification - Benefit), η βελτιστοποίηση (Optimization - Radiation monitoring, ALARA) και τα όρια δόσης (Limitation - Dose measurement, Risk estimates). Η πρώτη αρχή υποδηλώνει ότι καμία πρακτική δεν μπορεί να γίνει αποδεκτή παρά μόνο αν η επιβολή της επιφέρει ένα σαφώς θετικό αποτέλεσμα. Ο δεύτερος κανόνας έχει την έννοια ότι όλες οι εκθέσεις θα πρέπει να κρατηθούν κατά το δυνατόν χαμηλά και είναι γνωστός ως ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Οι απαιτήσεις της ακτινοπροστασίας συνοψίζονται στην αρχή αυτή η οποία υλοποιείται μέσω της βελτιστοποίησης μιας σειράς παραγόντων που επηρεάζουν και καθορίζουν την απορρόφηση της δόσης από το προσωπικό των ακτινοδιαγνωστικών και ακτινοθεραπευτικών τμημάτων αλλά και από τους ασθενείς τους. Η τελευταία αρχή αναφέρεται στον ορισμό ορίων δόσεων τόσο για τους εργαζόμενους όσο και για το γενικό κοινό. [1,4]

5.1 ΔΕΑ

Η αξονική τομογραφία καθώς και οι υπόλοιπες διαγνωστικές εξετάσεις επιβαρύνουν τους ασθενείς με δόση. Ο περιορισμός αυτής κρίνεται αναγκαίος επειδή τα τελευταία χρόνια έχει αυξηθεί σημαντικά ο αριθμός των εξετάσεων και η συχνότητα με την οποία πραγματοποιούνται. Έτσι δημιουργήθηκε ένα ρυθμιστικό πλαίσιο τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (Δ.Ε.Α.). Αναφέρονται ως επίπεδα δόσης στις ακτινοδιαγνωστικές πράξεις, τα οποία δεν θα πρέπει να υπερβαίνονται. Αφορούν την ορθή πρακτική που ακολουθείται για μία εξέταση και όχι τον κάθε ασθενή ξεχωριστά. Έτσι μέσα από έναν μεγάλο αριθμό μετρήσεων ενός δείγματος ασθενών ορίζονται τα κατάλληλα δοσιμετρικά μεγέθη (CTDI, SSDE) για κάθε τύπου εξετάσεις. Εφαρμόζονται ειδικά πρωτόκολλα λήψης των εξετάσεων τα οποία είναι προσαρμοσμένα στην ηλικία ή το μέγεθος του ασθενούς, την περιοχή απεικόνισης και τις κλινικές ενδείξεις. Η προσπάθεια για βελτίωση της ακτινοπροστασίας είναι ένα εργαλείο για την αξιολόγηση των υπάρχοντων αλλά και την ανάπτυξη νέων και βελτιωμένων πρωτοκόλλων. Τα Δ.Ε.Α. συναντώνται για πρώτη φορά τη δεκαετία του 1980 σε συμβατικές ακτινολογικές εξετάσεις ακτίνων Χ και τη δεκαετία του 1990 στην αξονική τομογραφία. Τα όρια για τη μέγιστη επιτρεπόμενη απορροφώμενη δόση έχουν μειωθεί σημαντικά με το πέρασμα των χρόνων. Το ανεκτό ανώτατο όριο καθορίστηκε αρχικά στα 100 mSv ανά ημέρα, 500 mSv ανά εβδομάδα ή 25 Sv το έτος. Τα όρια αυτά είχαν βασιστεί στην ανοχή του εκτιθέμενου δέρματος έως ότου ανιχνευτεί αντίδραση του οργανισμού. Με την πάροδο των ετών κατανοώντας βαθύτερα τους ακτινοβιολογικούς μηχανισμούς των ιστών και μέσω της βελτίωσης των μέσων ακτινοπροστασίας και δοσιμετρίας μειώθηκαν σε πολύ χαμηλότερα επίπεδα. Τα σύγχρονα επιτρεπόμενα όρια είναι ένα mSv ανά έτος για το γενικό πληθυσμό και 20 mSv ανά έτος για τους εργαζόμενους σε χώρους ακτινοβολιών.

Η Ελληνική επιτροπή ατομικής ενέργειας (Ε.Ε.Α.Ε.) με βάση τις κατανομές της τυπικής δόσης σε μία έρευνα ευρείας κλίμακας, όρισε τα εθνικά ΔΕΑ που προωθούν τη διαδικασία βελτιστοποίησης των πρακτικών σε κάθε κλινικό κέντρο. Επεξηγηματικά, γίνεται σύγκριση των μέσων τιμών δόσεων με τα εθνικά επίπεδα αναφοράς και στην περίπτωση που τα υπερβαίνουν τότε πρέπει να διερευνηθούν και να δικαιολογηθούν. Οι τεχνικές σάρωσης που

χρησιμοποιούνται για μία εξέταση και η δόση που προκύπτει από αυτήν, εξαρτώνται από το μέγεθος του ατόμου. Για παράδειγμα, υπάρχουν θεσπισμένα πρωτόκολλα για παιδιατρικές εξετάσεις με κριτήριο την ηλικία ή και το βάρος. Είναι αξιοσημείωτες οι τιμές αναφοράς για το μέγεθος των ασθενών που ορίζονται βάσει ομοιώματος στα 16cm για κεφάλι ενήλικου ή κορμό παιδιού και 32cm για κορμό ενήλικου. Τα προτεινόμενα ΔΕΑ από την ΕΕΑΕ για τις εξετάσεις θώρακος είναι $CTDI_{vol} = 14mGy$ και για τις εξετάσεις άνω και κάτω κοιλίας είναι $CTDI_{vol} = 16mGy$ για ένα ενήλικο άτομο. [1,8]

5.1.1 Παιδιατρικά ΔΕΑ

Τις τελευταίες δεκαετίες γίνεται αλόγιστη χρήση ακτινολογικών εξετάσεων, ειδικότερα υπολογιστικής τομογραφίας και επεμβατικής ακτινολογίας. Ενώ είχαν εκδοθεί από το 1999 κατευθυντήριες οδηγίες από την Ευρωπαϊκή Επιτροπή για ακτινολογικές εξετάσεις ενηλίκων, δεν λήφθηκαν υπ' όψιν οι παιδιατρικοί ασθενείς μέχρι το Δεκέμβριο του 2013. Οι κατευθυντήριες οδηγίες αναπτύχθηκαν από το έργο Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging (PiDRL) το οποίο διαδραματίστηκε σε είκοσι επτά μήνες και χρηματοδοτήθηκε από την Ευρωπαϊκή Επιτροπή, το οποίο συντονίστηκε από την Ευρωπαϊκό Σύλλογο Ακτινολόγων (ESR) και υποστηρίχθηκε από βασικούς ευρωπαίους ενδιαφερόμενους και επαγγελματικές ομάδες που ασχολούνται με την ακτινοπροστασία των παιδιατρικών ασθενών, πιο συγκεκριμένα την Ευρωπαϊκή Εταιρεία Παιδιατρικής Ακτινολογίας (ESPR), η Ευρωπαϊκή Ομοσπονδία Συλλόγου Ακτινολόγων (EFRS), η Ευρωπαϊκή Ομοσπονδία Οργανισμών Ιατρικής Φυσικής (EFOMP), η Φινλανδική Αρχή Ακτινοβολίας και Πυρηνικής Ασφάλειας (STUK) με το Ινστιτούτο Επιστήμης και Τεχνολογίας του Λουξεμβούργου (LIST) ως εξωτερικό συνεργάτη.

Το έργο δημιουργήθηκε με σκοπό την συλλογή και την ενσωμάτωση πληροφοριών που υπάρχουν επί του παρόντος σχετικά με τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (DRLs) για ιατρική έκθεση σε ακτινοβολία παιδιατρικών ασθενών. Η σημασία της καθιέρωσης τέτοιων DRL για ιατρικές εξετάσεις υψηλών δόσεων, και ειδικότερα των παιδιών που είναι πιο ευαίσθητα στην έκθεση σε ακτινοβολία από τους ενήλικους, είναι μεγάλη. Παρά τον μεγάλο

αριθμό διαθέσιμων μελετών από ευρωπαϊκές χώρες, μέχρι τώρα, τα ευρωπαϊκά DRL για παιδιατρικούς ασθενείς ήταν διαθέσιμα μόνο για έναν αριθμό κοινών ακτινολογικών εξετάσεων. Το έργο PiDRL είχε ως στόχο την ομοφωνία των κρατών σε μία συγκεκριμένη μεθοδολογία για την παροχή και την χρήση DRLs στη παιδιατρική απεικόνιση καθώς και την ενημέρωση των πινάκων με στοιχεία βάρους και ηλικίας για να διεξαχθούν DRLs σε περισσότερες απεικονιστικές εξετάσεις αλλά και ένα μεγάλο πεδίο παιδιατρικών ασθενών με βάση τις επί του παρόντος γνώσεις.

Παρακάτω θα αναφερθούν συγκεκριμένοι πίνακες και πληροφορίες που συμπεριλαμβάνονται στην έρευνα του PiDRL και οι οποίοι λήφθηκαν υπ'όψιν. [17,18]

Computed Tomography			
Examination	Age or weight group	EDRL	
		CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)
Thorax	<5 Kg	1.4	35
	5-<15 Kg	1.8	50
	15-<30 Kg	2.7	70
	30-<50 Kg	3.7	115
	50-<80 Kg	5.4	200
Abdomen	<5 Kg	-	45
	5-<15 Kg	3.5	120
	15-<30 Kg	5.4	150
	30-<50 Kg	7.3	210
	50-<80 Kg	13	480

Πίνακας 10. Ευρωπαϊκά διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς. Αναφέρεται μόνο για ομοίωμα σώματος 32cm.
http://www.eurosafeimaging.org/wp/wp-content/uploads/2018/09/rp_185.pdf

5.2 Κατευθυντήριες οδηγίες

Στον περιορισμό της συνολικής έκθεσης στην ακτινοβολία συμβάλλει σημαντικά η επιλογή του ασθενούς. Οι επαγγελματίες υγείας που εμπλέκονται στη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας ενδείκνυται να διαθέτουν βασική τεχνογνωσία και επάρκεια στην ακτινοπροστασία. Σύμφωνα με αυστηρά κριτήρια ο ακτινολόγος οφείλει να εξετάσει εάν είναι η κατάλληλη απεικονιστική μέθοδος η υπολογιστική τομογραφία ώστε να απαντηθεί το ερώτημα που υπάρχει. Επόμενο σημαντικό βήμα θεωρείται η μελέτη της εγκάρσιας διατομής του σώματος και η προσαρμογή της ακτινοβολίας σε αυτήν, κυρίως σε ανήλικα άτομα στα οποία ο κίνδυνος είναι υψηλότερος. Επίσης η επιλογή των σωστών παραμέτρων σάρωσης μπορεί να συντελέσει στο επιθυμητό αποτέλεσμα. Ως γενικός κανόνας, κάποιος οφείλει να χρησιμοποιεί εκείνο τον αλγόριθμο ανασύνθεσης που παρέχει το καλύτερο ισοζύγιο μεταξύ επαρκούς χωρικής διακριτικής ικανότητας και χαμηλού θορύβου. Ιδιαίτερα κρίσιμης σημασίας είναι παράμετροι όπως ο αριθμός των εξετάσεων, το μήκος της σάρωσης, το CTDIvol, το pitch, το πλάτος τομής και ο αλγόριθμος ανασύνθεσης.

Οι διαγνωστικές ακτινολογικές εξετάσεις εμπεριέχουν υψηλότερο κίνδυνο πρόκλησης καρκίνου σε έμβρυα και παιδιά σε σχέση με τους ενήλικες. Αυτό εξηγείται λόγω του ότι τα όργανα και ιστοί των παιδιών είναι αναπτυσσόμενα και κατά συνέπεια περισσότερο ακτινοευσίσθητα. Ταυτόχρονα, κρίσιμα όργανα είναι πλησιέστερα στο πεδίο ακτινοβολήσης. Επομένως είναι ιδιαίτερα σημαντική η παρατήρηση ότι όλες οι ακτινοδιαγνωστικές πράξεις οι οποίες πραγματοποιούνται σε εγκύους, βρέφη, παιδιά και εφήβους πρέπει να αιτιολογούνται και να βελτιστοποιούνται ως προς την ακτινοπροστασία των εκτιθέμενων. Οι επαγγελματίες υγείας που συμμετέχουν σε τέτοιου είδους διαδικασίες οφείλουν να διαθέτουν επιπλέον εξειδίκευση ώστε να διασφαλίζεται η κατάλληλη και επαρκής προστασία. Επίσης, απαιτείται το περιβάλλον να είναι φιλικό, διότι τα παιδιά τείνουν να μην συνεργάζονται γενικά και να αντιστέκονται. Ο εξοπλισμός πρέπει να είναι ειδικά σχεδιασμένος για χρήση σε παιδιά, ώστε να αποφευχθεί η κίνηση.

Επιπροσθέτως η θωράκιση έναντι της ακτινοβολίας μπορεί να λάβει χώρα με τη χρήση μολύβδινης ανασχεσης για τον περιορισμό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας γύρω από την εμβέλεια σάρωσης. Έτσι επωφελούνται από τη

δόση επιφάνειας όργανα όπως οι μαστοί, οι όρχεις και οι φακοί των οφθαλμών που θα μπορούσαν να λάβουν έως και 25mGy εάν συμπεριλαμβάνονται στο εξεταστικό πεδίο. Παράλληλα αποφεύγεται απόλυτα η έκθεση συνοδού στην πρωτεύουσα δέσμη π.χ. για συγκράτηση βρεφών. Ταυτόχρονα η δομική θωράκιση μπορεί να αποκλείσει κατ'ουσίαν την έκθεση στην ακτινοβολία επί τα εκτός του θαλάμου. Στο εσωτερικό της εξεταστικής αίθουσας η δόση μπορεί να ελαχιστοποιηθεί με τη χρησιμοποίηση των θεμελιωδών αρχών της ακτινοπροστασίας δηλαδή του χρόνου και της απόστασης, γεγονός που εφαρμόζεται κυρίως σε επεμβατικές πράξεις. Επεξηγηματικά αύξηση της απόστασης μεταξύ πηγής και ασθενούς στο μέγιστο δυνατόν και μείωση του χρόνου έκθεσης.

Βασική αρχή της ακτινικής έκθεσης είναι η διασφάλιση πως το αποτέλεσμα έχει ικανοποιητικό όφελος σε σχέση με τον κίνδυνο το οποίο θα εκτεθεί ο ασθενής. Ο βέλτιστος τρόπος ακτινοπροστασίας είναι ο περιορισμός της περιοχής έκθεσης και όχι η χρήση μεγάλων πεδίων με ταυτόχρονη θωράκιση των ευαίσθητων οργάνων. Αυτό τονίζεται ιδιαίτερα στην παιδιατρική ακτινολογία που δεν επιτρέπεται ούτε στο ελάχιστο η ακτινοβολήση ιστών πέραν αυτών που απεικονίζονται. Τα εξαρτήματα περιορισμού της δέσμης καταφέρνουν να ελαττώσουν την σκεδαζόμενη ακτινοβολία καθώς και την πρωτεύουσα δέσμη στην περιοχή κλινικού ενδιαφέροντος. Ένας τύπος περιορισμού είναι τα διαφράγματα που τοποθετούνται στην έξοδο της λυχνίας ακτίνων Χ και καθορίζουν το εύρος και τη διατομή της δέσμης ακτινοβολίας. Ύστερα έρχονται τα ακτινοπροστατευτικά καλύμματα που προσφέρουν προστασία από την πρωτογενή και τη διαχεόμενη ακτινοβολία επικουρικά. Το ποσοστό ακτινοβολίας που μπορεί να διαπεράσει το κάλυμμα επαφής είναι χαμηλότερο του 5%. Τοποθετείται επί του ασθενούς για παράδειγμα πολύ συχνά στα όργανα αναπαραγωγής και κατασκευάζονται από ακτινοσκιερο υλικό.

Επίσης τα μέσα ακινητοποίησης επιτελούν σημαντικό ρόλο από πλευράς ακτινοπροστασίας, περιορίζοντας την κίνηση και τον όγκο των ακτινοβολουμένων ιστών. Αφορούν σε μία σειρά περιπτώσεων όπου ο ασθενής δεν μπορεί να ελέγξει την κίνηση όπως όταν είναι μικρό παιδί ή όπου ο βαθμός της απαιτούμενης ακρίβειας είναι πολύ μεγάλος. Τα συνήθη μέσα ακινητοποίησης είναι ζώνες περιορισμού, επίδεσμοι, μηχανικά στηρίγματα ακινητοποίησης άκρων και φύλλα από θερμοπλαστικό υλικό. [1,4]

5.2.1 Θωράκιση χώρου

Καθορισμένα είναι και τα μέγιστα επιτρεπτά όρια έκθεσης για τους διάφορους χώρους, δημιουργώντας έτσι τρεις κατηγορίες. Αρχικά υπάρχουν οι ελεγχόμενες περιοχές (controlled areas) μέσα στις οποίες ισχύουν ειδικοί κανόνες που καθορίζουν τα όρια, επιβάλλουν ειδική σήμανση και έκδοση ειδικών οδηγιών εργασίας. Η πρόσβαση είναι επιτρεπτή μόνο σε άτομα που έχουν λάβει τις κατάλληλες οδηγίες. Ταυτόχρονα το παρευρισκόμενο προσωπικό που απασχολείται επαγγελματικά με τις ιονίζουσες ακτινοβολίες έχει ως μέγιστη έκθεση τα 20 mSv ανά έτος. Επόμενες στην κατάταξη βρίσκονται οι επιβλεπόμενες περιοχές όπου δεν μπορεί να γίνει υπέρβαση 3/10 των ετήσιων ορίων δόσεων που καθορίζονται για τους επαγγελματικά εκτεθειμένους. Τέλος υπάρχουν οι μη ελεγχόμενες περιοχές (uncontrolled areas). Εκεί ανήκουν όλες οι υπόλοιπες περιοχές όπου δεν υφίσταται κανένας έλεγχος και η μέγιστη επιτρεπτή έκθεση είναι ίδια με του κοινού (1 mSv ανά έτος).

Η θωράκιση στους επαγγελματικούς χώρους εφαρμογής ακτινοβολιών χρησιμοποιείται σχεδόν αποκλειστικά για όποιο υλικό μέσο τοποθετείται μεταξύ ατόμου και πηγές ακτινοβολίας. Οι δύο κύριοι τύποι θωρακίσεων είναι η πρωτεύουσα και δευτερεύουσα. Πρωτεύουσα θωράκιση τοποθετείται σε περιοχές που είναι πιθανό να εκτεθούν ανάμεσα σε πρωτογενή δέσμη, ενώ δευτερεύουσα τοποθετείται στις λοιπές περιοχές που είναι αδύνατον να εκτεθούν σε πρωτογενή ακτινοβολία αλλά σε διαχεόμενη ή και σε διαρροής. Οι διάφοροι τύποι ιονίζουσας ακτινοβολίας αντιδρούν με διαφορετικούς τρόπους με το υλικό θωράκισης για αυτό και χρησιμοποιούνται διάφορες τεχνικές εξαρτώμενες από την κλινική εφαρμογή. Συγκεκριμένα τα σωματίδια β (ηλεκτρόνια) αν και είναι περισσότερο διεισδυτικά απορροφώνται από ελάχιστα millimeters αλουμινίου. Παρόλα αυτά, αν απαιτείται θωράκιση έναντι δέσμης υψηλής ενέργειας ηλεκτρονίων προτιμούνται υλικά χαμηλής πυκνότητας π.χ. πλαστικό, ξύλο, ύδωρ ή ακρυλική ύαλος (Plexiglass) ώστε να μειωθεί η παραγωγή ακτινοβολίας Bremsstrahlung (δευτερογενείς ακτίνες X). Για τη θωράκιση έναντι της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας προτείνεται μία σειρά υλικών με κριτήριο το κόστος, το πάχος και το βάρος τους. Οι ακτίνες X και γ

απορροφούνται ευκολότερα από άτομα με βαρείς πυρήνες. Συνήθως χρησιμοποιούνται ελάχιστα 0,25mm μολύβδου (Pb) αν και σε ειδικές περιπτώσεις επιλέγεται το απεμπλουτισμένο Ουράνιο και το Θόριο (Th). Παρόλα αυτά λόγω του υψηλού κόστους της απαιτούμενης θωράκισης μεγάλων επιφανειών οποιοδήποτε υλικό με ισοδύναμο πάχος του μολύβδου μπορεί να χρησιμοποιηθεί. Οι θύρες εισόδου, η οροφή και οι τοίχοι επενδύονται με φύλλα μολύβδου. Ακατάλληλη θωράκιση είναι δυνατόν να επιδεινώσει την κατάσταση καθώς η ακτινοβολία αλληλεπιδρά με το υλικό και προκαλεί δευτερογενή ακτινοβολία. Λύση τότε δίνει συνήθως το μειωμένο Z. [1,2]

5.2.2 Ατομική ακτινοπροστασία

Σε κάθε κλινικό κέντρο πρέπει το περιβάλλον να είναι κατάλληλο. Δηλαδή, πρακτικές παροχές οφείλουν να υφίστανται, δίνοντας ατομικό εξοπλισμό που περιλαμβάνει ποδιές, περιλαίμια προστασίας θυρεοειδούς και γυαλιά από μολυβδύαλο προστασίας οφθαλμών. Η ατομική προστασία περιλαμβάνει οποιοδήποτε φορητό εξάρτημα φέρει ο εργαζόμενος με επένδυση μολύβδου ή ισοδύναμου υλικού.

Ποδιές και περιλαίμια

Οι ενισχυμένες ποδιές χρησιμοποιούνται ως επί το πλείστον στα εργαστήρια ακτινοδιαγνωστικής και πυρηνικής ιατρικής για την προστασία προσωπικού και ασθενών. Η κατασκευή τους απαιτεί το τοξικό υλικό να τοποθετείται μεταξύ αδρανών υλικών ή ενθυλακωμένο σε υλικό το οποίο δεν επιτρέπει την επαφή της τοξικής ουσίας με το άτομο. Για την αποτελεσματικότητα της ένδυσης ακτινοπροστασίας είναι απαραίτητο να εφαρμόζονται σωστά στο σώμα και να καλύπτει από τα γόνατα έως το λαιμό, ώστε να περιλαμβάνονται όλα τα όργανα και τα τμήματα για όλες τις πιθανές στάσεις του σώματος και προσανατολισμού της δέσμης. Έτσι οι εταιρείες κατασκευάζουν αρκετά μεγέθη ώστε να υπάρχει δυνατότητα επιλογής του

κατάλληλου ανά σωματότυπο. Το περιλαίμιο και η ποδιά θα πρέπει να είναι γεωμετρικά συμπληρωματικά ώστε να μη δημιουργείται κανένα κενό μεταξύ τους. Παρόλα αυτά υπάρχει και το αρνητικό θέμα του βάρους το οποίο βελτιώνεται αισθητά κατανέμοντάς το και προσθέτοντας ζώνες, τιράντες και βάτες στους ώμους. Οι ποδιές δύο τμημάτων, το δεύτερο εκ των οποίων καλύπτει τη μέση, προστατεύουν την πλάτη. Τέλος πολύ σημαντική είναι η τήρηση των οδηγιών συντήρησης και αποθήκευσης από τους κατασκευαστές. Για παράδειγμα οι ποδιές πρέπει να αναρτώνται σε κρεμάστρα και ποτέ να μην διπλώνονται.



Εικόνα 5.1 Μολύβδινη ποδιά
<http://m.gr.kingmagtac.com/radiation-shielding-materials/lead-free-shielding-material/>



Εικόνα 5.2 Γυαλιά μολυβδύαλου
<https://aadcomed.com/product/rayshield-over-shield-glasses/>

Γυαλιά μολυβδύαλου και χειρουργικά γάντια

Οι φακοί των οφθαλμών είναι ευπρόσβλητο στην ακτινοβολία όργανο και η απορροφώμενη δόση εκεί είναι συσσωρευτική. Τυπικά η προστασία τους είναι δυνατόν να επιτευχθεί με τη βοήθεια κινητών πετασμάτων μολυβδύαλου (τυπική ύαλος στην οποία ο μόλυβδος αντικαθιστά το περιεχόμενο ασβέστιο) ή και τη χρήση γυαλιών μολυβδύαλου. Ενώ το πάχος του υλικού να απορροφά περισσότερο από 95% της πρωτογενούς ακτινοβολίας, η πραγματική μείωση της δόσης είναι μικρότερη λόγω της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Για αυτό τα γυαλιά θα πρέπει να σχεδιάζονται με τέτοιο τρόπο ώστε να προστατεύουν τους οφθαλμούς και από τα πλάγια. Τα άνω άκρα προστατεύονται με τη χρήση χειρουργικών γαντιών. Θα πρέπει να είναι εύκαμπτα και ενισχυμένα με θωράκιση 0,5 mm Pb, συμπεριλαμβανομένων δακτύλων και καρπού.[1]

B. Ειδικό Μέρος

Κεφάλαιο 6

Εισαγωγή

Η αύξηση της δόσης που αποφέρει η διαδεδομένη χρήση της υπολογιστικής τομογραφίας οδηγεί στην επιθυμία καθορισμού των βέλτιστων ορίων. Πιο συγκεκριμένα, η ανάγκη αυτή για τους παιδιατρικούς ασθενείς είναι ακόμη μεγαλύτερη καθώς τα παιδιά θεωρούνται τρεις με πέντε φορές πιο ακτινοευαίσθητα συγκριτικά με τους ενήλικες. Στο σημείο αυτό υπάρχει μια τάση για αλλαγή των αντίστοιχων επιπέδων αναφοράς μέσω του PiDRL.

Σε αυτή την εργασία γίνεται μελέτη των δεικτών δόσεων που χρησιμοποιούνται στις εξετάσεις θώρακος και κοιλίας, εφόσον είναι οι συχνότερες απεικονιστικές εξετάσεις μετά τον εγκέφαλο, στους ανήλικους ασθενείς. Τα πρωτόκολλα των εξετάσεων διερευνούνται, ώστε να διαπιστωθεί αν η ακτινοβολία που λαμβάνει κάθε εξεταζόμενος είναι το δυνατότερο χαμηλή, φέροντας ταυτόχρονα κι ένα ικανοποιητικό διαγνωστικό αποτέλεσμα. Γι' αυτό το λόγο συγκρίνονται οι δείκτες δόσης CTDI και SSDE. Ο πρώτος είναι ευρέως γνωστός και γίνεται χρήση του στην καθημερινή κλινική πράξη, ενώ ο δεύτερος αναγνωρίζεται τα τελευταία χρόνια και ανέρχεται συνεχώς λόγω της εξάρτησής του από το μέγεθος του ασθενούς.

Μία μη παρεμβατική- αναδρομική μελέτη έλαβε χώρα στο μεγαλύτερο παιδιατρικό νοσοκομείο της χώρας, το Παίδων "Αγία Σοφία". Η καταγραφή των εξετάσεων αφορά τα στοιχεία των σαρώσεων και αποσκοπεί στα συμπεράσματα σχετικά με την ακτινοβολία που προσδίδεται στους παιδιατρικούς ασθενείς καθώς και στην σύγκριση των εξετάσεων με δεδομένα του εξωτερικού.

Κεφάλαιο 7

7.1 Υλικά και μέθοδοι

Από τις εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας που λαμβάνουν χώρα κάθε χρόνο, ένα μεγάλο ποσοστό γίνεται σε παιδιατρικούς ασθενείς. Έτσι, είναι απαραίτητο να προαχθεί η αιτιολόγηση και η βελτιστοποίηση για κάθε παιδιατρική αξονική εξέταση. Για να επιτευχθεί αυτή η ισορροπία χρειάζονται υπολογιστικά εργαλεία που θα εκτιμούν τη δόση της ακτινοβολίας κατά τη διάρκεια των εξετάσεων. Αναπτυσσόμενοι συντελεστές μετατροπής που μπορούν να εφαρμοστούν στον δείκτη δόσης $CTDI_{vol}$ επιτρέπουν στους επαγγελματίες υγείας να μπορέσουν να υπολογίσουν την εκτίμηση της δόσης. Αυτοί οι παράγοντες λαμβάνουν υπ' όψιν το μέγεθος του ασθενούς, και συνεπώς είναι ιδιαίτερα σημαντικοί κυρίως για την παιδιατρική αξονική τομογραφία, και δευτερευόντως όταν εξετάζονται μικρόσωμοι ενήλικες. Ο συντελεστής ο οποίος παρουσιάζεται στην εργασία αυτή και συμπληρώνει τα παραπάνω χαρακτηριστικά είναι το Size Specific Dose Estimate (SSDE).

Από τον Ιούλιο του 2020 έως και τον Ιανουάριο του 2021 έγινε η συλλογή των περιστατικών που συμπεριλαμβάνονται σε αυτή την μελέτη από το Picture archiving and communication systems (PACS) και τα Logbooks τα οποία τειρούνται στο τμήμα αξονικού και μαγνητικού τομογράφου του νοσοκομείου Παίδων "Αγία Σοφία". Περαιτέρω συγκέντρωση δεδομένων και μετρήσεων των περιστατικών έλαβε χώρα στον σταθμό εργασίας (workstation) με απώτερο σκοπό την αποθήκευση και επεξεργασία στο πρόγραμμα excel της εταιρείας Microsoft, που αποτέλλεσε τη βάση δεδομένων.

Οι εξετάσεις έλαβαν χώρα από τον Ιούνιο έως τον Δεκέμβριο του 2020. Μελετήθηκαν συνολικά 258 περιπτώσεις εκ των οποίων 190 αναφέρονται στην ανατομική περιοχή του θώρακα και 68 της κοιλίας. Θα αναλυθούν περαιτέρω οι παράμετροι σάρωσης που εφαρμόστηκαν σε κάθε περιστατικό με βάση το μέγεθος και το φύλο του ασθενούς. Γι' αυτό το λόγο χωρίστηκαν τα περιστατικά στις πέντε μεγάλες κατηγορίες των παιδιατρικών ασθενών ανάλογα με την ηλικία και το βάρος τους σύμφωνα με τις οδηγίες του PiDRL.

Κατηγορία	Βάρος (Kg)	Ηλικία με βάση το βάρος
A. Νεογνό	< 5	< 1 m
B. Βρέφος, νήπιο, παιδική ηλικία	5-<15	1 m -<4 y
Γ. Μέση παιδική ηλικία	15-<30	4 y -<10 y
Δ. Πρώιμη εφηβεία	30-<50	10 y -<14 y
Ε. Μετέπειτα εφηβεία	50-<80	14 y -<18 y

Πίνακας 11. Κατηγορίες παιδιατρικών ασθενών ανάλογα με την ηλικία και το βάρος σύμφωνα με το PiDRL
http://www.eurosafeimaging.org/wp/wp-content/uploads/2018/09/rp_185.pdf

Το μηχάνημα αναφοράς αξονικού τομογράφου που χρησιμοποιείται στο νοσοκομείο Παιδων "Αγία Σοφία" είναι το BrightSpeed Elite 16 τομών του κατασκευαστή General Electric, Wisconsin με αλγόριθμο ανακατασκευής εικόνας ASiR (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction). Αποτελείται από το σύστημα σάρωσης Gantry, τη λυχνία παραγωγής ακτίνων Χ, τη γεννήτρια υψηλής τάσης, την τράπεζα ασθενούς και τον ηλεκτρονικό υπολογιστή με την κονσόλα χειρισμού.

7.1 Χαρακτηριστικά αξονικού τομογράφου του νοσοκομείου Παιδων "Αγία Σοφία"

Παρακάτω αναγράφονται τα κυριότερα χαρακτηριστικά του συστήματος:
[20,21,22]

Gantry

- Διάμετρος οπής: 70 εκατοστά
- Κλίση: $\pm 30^\circ$
- Ταχύτητα κλίσης: $1^\circ/\text{sec}$
- Scan fields of view: 25, 50 cm
- Χρόνοι περιστροφής: 0,5, 0,6, 0,7, 0,8, 0,9, 1, 2, 3, 4 sec

- Πάχη τομών: 0,625, 1,25, 2,5, 3,75, 5, 7,5, 10 mm
- Μέγιστος χρόνος σάρωσης: 120 sec
- Ακρίβεια των λείζερ ευθυγράμμισης: ± 1 mm

Σύστημα ανίχνευσης

- Σύστημα ανιχνευτών τύπου: Solid state array
- Μέγιστος αριθμός τομών: 16
- Αριθμός στοιχείων ανιχνευτών ανά σειρά: 888
- Detector slice collimations: $16 \times 0,625$ mm, $8 \times 1,25$ mm

Λυχνία

- Τύπου: GE Performix
- Anode heat capacity: 6,3 MHU
- Μέγεθος εστίας σύμφωνα με IEC 336/1993Q: $0,6 \times 0,7$ mm (μικρή εστία), $0,9 \times 0,9$ mm (μεγάλη εστία)
- Maximum anode cooling rate: 840 kHU/min

Γεννήτρια υψηλής τάσης

- Μέγιστη ισχύς: 42 kW
- Εύρος τιμών kVp: 80, 100, 120, 140
- Εύρος τιμών mA: 10-440

Εξεταστική τράπεζα

- Δυνατότητα μετακίνησης κατά μήκος: 170 cm
- Δυνατότητα μετακίνησης κατά ύψος: 51 - 99 cm
- Μέγιστο βάρος ασθενούς: 205 kg

Ανακατασκευή εικόνας

- Reconstruction field of view: 9,6-50 cm
- Μήτρα ανακατασκευής: 512×512
- Αλγόριθμος ανακατασκευής: Filter Back Projection

- Κλίμακα CT numbers: -1024 – 3071

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον δίνεται στον αλγόριθμο ανακατασκευής ASiR που εφαρμόζεται στις εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας από το νοσοκομείο Παίδων "Αγία Σοφία", ο οποίος βελτιώνει την αναλογία σήματος – θορύβου, ενώ ταυτόχρονα κρατά σταθερή την αντίθεση της εικόνας. Έτσι, με την χρήση αυτής της μεθόδου επιτυγχάνεται χαμηλότερος θόρυβος σε σχέση με τη συμβατική φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή. Από την στιγμή που συστήθηκε, έρευνες έχουν αναδείξει τη δυνατότητά του να αποδώσει ποιοτικό αποτέλεσμα με 30 - 50% χαμηλότερη δόση.[17]

Ηλεκτρονικός υπολογιστής

- Μάρκα και μοντέλο: HP XW8200
- Operating system: Linux
- Αριθμός και είδος CPU: 2 Xeon
- Ταχύτητα CPU: 2×3,2 GHz
- Χωρητικότητα σκληρού δίσκου: 291 GB

7.2 Βασικές έννοιες μεθοδολογίας μελέτης

Ακολούθως παρουσιάζονται ορισμοί παραμέτρων που σχετίζονται με το μέγεθος του ασθενούς:

Οριζόντια διάσταση (LAT)

Η οριζόντια διάσταση είναι η διάσταση από άκρη σε άκρη (από τα αριστερά προς τα δεξιά) του μέρους του σώματος που σαρώνεται. Αυτή η διάσταση μπορεί να εκτιμηθεί χρησιμοποιώντας ηλεκτρονικά παχύμετρα σε ένα κλασικό τοπογράμμα, το οποίο αποκτάται στις περισσότερες περιπτώσεις προγενέστερα της σάρωσης. Στην απουσία ενός τοπογράμματος, η οριζόντια

διάσταση θα μπορούσε να καθοριστεί χρησιμοποιώντας φυσικά παχύμετρα που κάποιες φορές είναι διαθέσιμα στην ακτινολογική μονάδα.

Κατακόρυφη διάσταση (AP)

Η κατακόρυφη διάσταση είναι το πάχος του μέρους του σώματος του ασθενούς που ακτινοβολείται, για παράδειγμα από την επιφάνεια του στομαχιού έως την επιφάνεια της πλάτης. Για να μετρηθεί η κατακόρυφη διάσταση από ένα τοπόγραμμα, η εγκάρσια προβολή θα ήταν απαραίτητη. Η κατακόρυφη διάσταση μπορεί εύκολα να μετρηθεί χρησιμοποιώντας ψηφιακά παχύμετρα σε ένα συμβατικό CT τοπογράμμα, το οποίο αποκτάται πριν από την εξέταση σε κάποιες περιπτώσεις. Στην απουσία μιας μέτρησης από ένα CT τοπόγραμμα, φυσικά παχύμετρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να γίνει αυτή η μέτρηση.

Οριζόντια και κατακόρυφη διάσταση (LAT + AP)

Αυτή η παράμετρος είναι το άθροισμα της οριζόντιας και κάθετης διάστασης. Αναλύσεις έχουν δείξει ότι το άθροισμα αυτών των δύο ορθογωνίων διαστάσεων σχετίζεται με την ενεργό διάμετρο.

Ενεργός διάμετρος (Effective diameter)

Η ενεργός διάμετρος αντιπροσωπεύει τη διάμετρο του ασθενούς σε μια δεδομένη τοποθεσία στον άξονα Z, υποθέτοντας ότι το άτομο έχει κυκλική διατομή. Ενώ μερικά μέρη του σώματος προσεγγίζουν ένα κυκλικό τμήμα, πολλά δεν το κάνουν. Η ενεργός διάμετρος μπορεί να θεωρηθεί ως η διάμετρος ενός κύκλου του οποίου το εμβαδόν είναι ίδιο με τη διατομή του ασθενούς. Για να υπολογιστεί αυτή από τις γνωστές διαστάσεις (κατακόρυφη και οριζόντια), ο ασθενής θεωρείται πως είναι ελλειπτικός στη διατομή του, με τις ακτίνες r_1 και r_2 να είναι:

$$r_1 = LAT / 2, \quad r_2 = AP / 2$$

Το εμβαδόν A της έλλειψης υπολογίζεται:

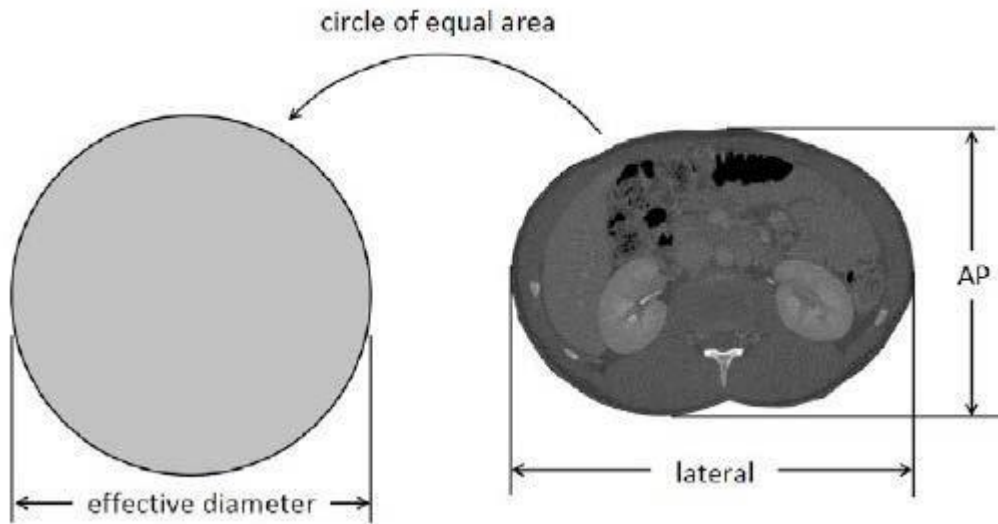
$$A = \pi * r_1 * r_2$$

Από το εμβαδόν της διατομής του ασθενούς A η ενεργός διάμετρος υπολογίζεται ως:

$$effective\ diameter = 2\sqrt{(A/\pi)}$$

Συνδυάζοντας τις προηγούμενες εξισώσεις μπορεί να φανεί πως:

$$effective\ diameter = \sqrt{AP * LAT}$$



Εικόνα 7.1 Παράγοντες μετατροπής που εξαρτώνται από τις διαστάσεις του ασθενούς <https://docplayer.gr/docs-images/69/61881897/images/10-0.jpg>

Έχει αποδειχθεί ότι ένας παράγοντας που εξαρτάται από το μέγεθος του ασθενούς μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εκτιμήσει τη δόση ακτινοβολίας για ασθενείς διαφόρων μεγεθών. Αυτός ο παράγοντας μπορεί να εφαρμοστεί σε ένα φάσμα ασθενών που εκτείνεται από μεγαλόσωμους μέχρι και μικρόσωμους. Λόγω της γενικής διαθεσιμότητας της παραμέτρου $CTDI_{vol}$ στην κονσόλα του αξονικού τομογράφου, όλες οι μέθοδοι που απασχολούν τους διάφορους ερευνητές βασίζονται στην ομαλοποίηση από το $CTDI_{vol}$, όπως συμβατικά μετράται χρησιμοποιώντας ή το ομοίωμα των 16cm ή των 32cm. Αφού οι περισσότερες σύγχρονες εξετάσεις αξονικής τομογραφίας μπορούν να παρουσιάσουν το $CTDI_{vol}$ πριν από την σάρωση για ένα δεδομένο ασθενή, οι προτεινόμενοι παράγοντες μπορούν να χρησιμοποιηθούν από τον τεχνολόγο ακτινολόγο στην κονσόλα για να καθορίσουν τη δόση πριν από την εξέταση.

Ο πίνακας 12 είναι χωρισμένος σε τέσσερις κατηγορίες και παρέχει

παράγοντες μετατροπής για τη χρήση του ομοιώματος με διάμετρο 32cm για το CTDI_{vol}. Ο πίνακας 12A δείχνει τον παράγοντα μετατροπής ως συνάρτηση του αθροίσματος της οριζόντιας και της κάθετης διάστασης. Ο πίνακας 12B δείχνει τον παράγοντα μετατροπής ως συνάρτηση της οριζόντιας διάστασης και ο πίνακας 12Γ ως συνάρτηση της κάθετης διάστασης. Ο πίνακας 12Δ παρέχει παράγοντες μετατροπής ως συνάρτηση της ενεργού διαμέτρου. Είναι απαραίτητο να διευκρινιστεί ότι αυτά τα

δεδομένα χρησιμοποιούνται όταν το αναφερόμενο CTDI_{vol} βασίζεται σε ένα ομοίωμα δοσιμετρίας με διάμετρο σώματος 32cm. [16]

A			A		
LAT + AP (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor	LAT + AP (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
16	7.7	2.79	54	26.6	1.40
18	8.7	2.69	56	27.6	1.35
20	9.7	2.59	58	28.6	1.30
22	10.7	2.50	60	29.6	1.25
24	11.7	2.41	62	30.5	1.21
26	12.7	2.32	64	31.5	1.16
28	13.7	2.24	66	32.5	1.12
30	14.7	2.16	68	33.5	1.08
32	15.7	2.08	70	34.5	1.04
34	16.7	2.01	72	35.5	1.01
36	17.6	1.94	74	36.5	0.97
38	18.6	1.87	76	37.5	0.94
40	19.6	1.80	78	38.5	0.90
42	20.6	1.74	80	39.5	0.87
44	21.6	1.67	82	40.5	0.84
46	22.6	1.62	84	41.5	0.81
48	23.6	1.56	86	42.4	0.78
50	24.6	1.50	88	43.4	0.75
52	25.6	1.45	90	44.4	0.72

B		
Lateral (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
8	9.2	2.65
9	9.7	2.60
10	10.2	2.55
11	10.7	2.50
12	11.3	2.45
13	11.8	2.40
14	12.4	2.35
15	13.1	2.29
16	13.7	2.24
17	14.3	2.19
18	15.0	2.13
19	15.7	2.08
20	16.4	2.03
21	17.2	1.97
22	17.9	1.92
23	18.7	1.86
24	19.5	1.81
25	20.3	1.76
26	21.1	1.70

B		
Lateral (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
27	22.0	1.65
28	22.9	1.60
29	23.8	1.55
30	24.7	1.50
31	25.6	1.45
32	26.6	1.40
33	27.6	1.35
34	28.6	1.30
35	29.6	1.25
37	31.7	1.16
38	32.8	1.11
39	33.8	1.07
40	34.9	1.03
41	36.1	0.98
42	37.2	0.94
43	38.4	0.90
44	39.6	0.87
45	40.8	0.83

Πίνακας 12A

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf

Πίνακας 12B

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf

Γ		
AP (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
8	8.8	2.68
9	10.2	2.55
10	11.6	2.42
11	13.0	2.30
12	14.4	2.18
13	15.7	2.08
14	17.0	1.98
15	18.3	1.89
16	19.6	1.81
17	20.8	1.73
18	22.0	1.65
19	23.2	1.58
20	24.3	1.52
21	25.5	1.45
22	26.6	1.40
23	27.6	1.34
24	28.7	1.29
25	29.7	1.25
26	30.7	1.20
27	31.6	1.16
28	32.6	1.12
29	33.5	1.08
30	34.4	1.05
31	35.2	1.02
32	36.0	0.99
33	36.8	0.96
34	37.6	0.93
35	38.4	0.91

Γ		
AP (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
36	39.1	0.88
37	39.8	0.86
38	40.4	0.84
39	41.1	0.82
40	41.7	0.80
41	42.3	0.78
42	42.8	0.77
43	43.4	0.75
44	43.9	0.74
45	44.4	0.73

Δ	
Effective diameter (cm)	Conversion Factor
8	2.76
9	2.66
10	2.57
11	2.47
12	2.38
13	2.30
14	2.22
15	2.14
16	2.06
17	1.98
18	1.91
19	1.84
20	1.78
21	1.71
22	1.65
23	1.59
24	1.53
25	1.48
26	1.43
27	1.37
28	1.32
29	1.28
30	1.23
31	1.19
32	1.14
33	1.10
34	1.06
35	1.02

Δ	
Effective diameter (cm)	Conversion Factor
36	0.99
37	0.95
38	0.92
39	0.88
40	0.85
41	0.82
42	0.79
43	0.76
44	0.74
45	0.71

Πίνακας 12Γ

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf

Πίνακας 12Δ

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf

Ο πίνακας 13 είναι χωρισμένος σε τέσσερις κατηγορίες και παρέχει παράγοντες μετατροπής για τη χρήση του ομοιώματος με διάμετρο 16cm για το CTDI_{vol}. Ο πίνακας 13Α δείχνει τον παράγοντα μετατροπής ως συνάρτηση του αθροίσματος της οριζόντιας και της κάθετης διάστασης. Ο πίνακας 13Β δείχνει τους παράγοντες μετατροπής ως συνάρτηση της οριζόντιας διάστασης και ο πίνακας 13Γ ως συνάρτηση της κάθετης διάστασης. Ο πίνακας 13Δ παρέχει τους παράγοντες μετατροπής ως συνάρτηση της ενεργού διαμέτρου. Είναι αναγκαίο να ληφθεί υπ' όψιν ότι αυτά τα δεδομένα χρησιμοποιούνται όταν το αναφερόμενο CTDI_{vol} βασίζεται σε ένα ομοίωμα δοσιμετρίας με διάμετρο σώματος 16cm. Ωστόσο το νοσοκομείο Παιδων “Αγία Σοφία” δεν χρησιμοποιεί το συγκεκριμένο ομοίωμα αναφοράς. Επομένως δεν λήφθηκαν υπόψιν στους υπολογισμούς οι πίνακες 13Α, 13Β, 13Γ και 13Δ. [16]

A		
LAT + AP (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
12	5.7	1.50
13	6.2	1.47
14	6.7	1.44
15	7.2	1.42
16	7.7	1.39
17	8.2	1.36
18	8.7	1.34
19	9.2	1.31
20	9.7	1.29
21	10.2	1.26
22	10.7	1.24
23	11.2	1.22
24	11.7	1.19
25	12.2	1.17
26	12.7	1.15
27	13.2	1.13
28	13.7	1.10
29	14.2	1.08

A		
LAT + AP (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
30	14.7	1.06
31	15.2	1.04
32	15.7	1.02
33	16.2	1.00
34	16.7	0.98
35	17.2	0.97
36	17.6	0.95
37	18.1	0.93
38	18.6	0.91
39	19.1	0.89
40	19.6	0.88
42	20.6	0.84
44	21.6	0.81
46	22.6	0.78
48	23.6	0.75
50	24.6	0.72
52	25.6	0.70
54	26.6	0.67

A		
LAT + AP (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
56	27.6	0.64
58	28.6	0.62
60	29.6	0.60
62	30.5	0.57
64	31.5	0.55
66	32.5	0.53
68	33.5	0.51
70	34.5	0.49
72	35.5	0.47
74	36.5	0.46
76	37.5	0.44
78	38.5	0.42
80	39.5	0.41
82	40.5	0.39

Πίνακας 13Α

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf

B		
Lateral (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
6	8.2	1.36
7	8.7	1.34
8	9.2	1.32
9	9.7	1.29
10	10.2	1.26
11	10.7	1.24
12	11.3	1.21
13	11.8	1.19
14	12.4	1.16
15	13.1	1.13
16	13.7	1.10
17	14.3	1.08
18	15.0	1.05
19	15.7	1.02
20	16.4	0.99
21	17.2	0.96
22	17.9	0.94
23	18.7	0.91
24	19.5	0.88
25	20.3	0.85
26	21.1	0.83
27	22.0	0.80
28	22.9	0.77
29	23.8	0.75
30	24.7	0.72
31	25.6	0.70
32	26.6	0.67
33	27.6	0.65

B		
Lateral (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
34	28.6	0.62
35	29.6	0.60
36	30.6	0.57
37	31.7	0.55
38	32.7	0.53
39	33.8	0.51
40	34.9	0.48
41	36.1	0.46
42	37.2	0.44
43	38.4	0.42
44	39.6	0.40
45	40.8	0.39
46	42.1	0.37
47	43.3	0.35
48	44.6	0.33
49	45.9	0.32
50	47.2	0.30
51	48.5	0.29
52	49.9	0.27
53	51.3	0.26
54	52.7	0.24
55	54.1	0.23

Γ		
AP (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
6	5.8	1.50
7	7.3	1.41
8	8.8	1.33
9	10.2	1.26
10	11.6	1.19
11	13.0	1.13
12	14.4	1.07
13	15.7	1.02
14	17.0	0.97
15	18.3	0.92
16	19.6	0.88
17	20.8	0.84
18	22.0	0.80
19	23.2	0.76
20	24.3	0.73
21	25.5	0.70
22	26.6	0.67
23	27.6	0.64
24	28.7	0.62
25	29.7	0.59
26	30.7	0.57
27	31.6	0.55
28	32.6	0.53
29	33.5	0.51
30	34.4	0.50
31	35.2	0.48
32	36.0	0.46
33	36.8	0.45

Γ		
AP (cm)	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
34	37.6	0.44
35	38.4	0.42
36	39.1	0.41
37	39.8	0.40
38	40.4	0.39
39	41.1	0.38
40	41.7	0.37
41	42.3	0.36
42	42.8	0.36
43	43.4	0.35
44	43.9	0.34
45	44.4	0.34
46	44.8	0.33
47	45.2	0.33
48	45.6	0.32
49	46.0	0.32
50	46.4	0.31
51	46.7	0.31
52	47.0	0.30
53	47.2	0.30
54	47.5	0.30
55	47.7	0.30

Πίνακας 13B

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf

Πίνακας 13Γ

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf

Δ		Δ		Δ	
Effective diameter (cm)	Conversion Factor	Effective diameter (cm)	Conversion Factor	Effective diameter (cm)	Conversion Factor
6	1.49	23	0.77	40	0.40
7	1.43	24	0.74	41	0.38
8	1.38	25	0.71	42	0.37
9	1.32	26	0.69	43	0.35
10	1.27	27	0.66	44	0.34
11	1.22	28	0.63	45	0.33
12	1.18	29	0.61	46	0.32
13	1.13	30	0.59	47	0.30
14	1.09	31	0.56	48	0.29
15	1.05	32	0.54	49	0.28
16	1.01	33	0.52	50	0.27
17	0.97	34	0.50	51	0.26
18	0.93	35	0.48	52	0.25
19	0.90	36	0.47	53	0.24
20	0.86	37	0.45	54	0.23
21	0.83	38	0.43	55	0.22
22	0.80	39	0.41		

Πίνακας 13Δ

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf

Όταν δεν είναι γνωστές οι διαστάσεις του ασθενούς η ενεργός διάμετρος μπορεί να υπολογιστεί από την ηλικία του. Ο πίνακας 14 παρέχει την ικανότητα να εκτιμηθεί η ενεργός διάμετρος μέσω της ηλικίας του ασθενούς. Επειδή υπάρχει μεγάλη αστάθεια όμως στο μέγεθος των ατόμων ίδιας ηλικίας, θα ήταν καλό η ηλικία να χρησιμοποιείται όταν δεν υπάρχει το γνωστό μέγεθος. [16]

Patient Age (years)	Effective diameter (cm)	Patient Age (years)	Effective diameter (cm)	Patient Age (years)	Effective diameter (cm)
0.0	11.2	2.0	16.8	9.0	20.9
0.2	12.1	2.5	17.3	10.0	21.6
0.4	13.1	3.0	17.6	11.0	22.4
0.6	13.9	3.5	17.9	12.0	23.2
0.8	14.6	4.0	18.1	13.0	24.1
1.0	15.1	4.5	18.3	14.0	25.0
1.2	15.6	5.0	18.5	15.0	26.0
1.4	16.0	6.0	19.0	16.0	27.0
1.6	16.3	7.0	19.6	17.0	28.1
1.8	16.6	8.0	20.2	18.0	29.2

Πίνακας 14

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf

Ο πίνακας 12 παρέχει συντελεστές που εξαρτώνται από το μέγεθος για να εφαρμοστούν στο $CTDI_{vol}$, όταν ο χειριστής γνωρίζει ότι το ομοίωμα αναφοράς που χρησιμοποιήθηκε είχε διάμετρο 32 cm. Ο πίνακας 13 χρησιμοποιείται για το ομοίωμα αναφοράς των 16 cm. Γενικά, οι παράγοντες είναι μεγαλύτεροι της μονάδας για ενεργές διαμέτρους μικρότερες του ομοιώματος αναφοράς, και είναι μικρότεροι από τη μονάδα για μεγαλύτερους ασθενείς. Υπάρχουν τμήματα Α-Δ και για τους δύο πίνακες, που επιτρέπουν στον χρήστη να καθορίσει ποια μετρική θα χρησιμοποιήσει για να περιγράψει κατά προσέγγιση το μέγεθος του ασθενούς. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί η οριζόντια διάσταση, η κάθετη διάσταση, το άθροισμα αυτών των δύο ή απευθείας η ενεργός διάμετρος, ανάλογα με τα δεδομένα που είναι διαθέσιμα στον χρήστη.

Το SSDE είναι η εκτιμώμενη δόση του ασθενούς η οποία λαμβάνει υπ' όψιν διορθώσεις που βασίζονται στο μέγεθος του ατόμου χρησιμοποιώντας τις μετρικές διαστάσεις που υπολογίζονται στις εικόνες του ασθενούς. Οι τιμές του SSDE είναι ιδιαίτερα βασισμένες στο $CTDI_{vol}$ το οποίο αναφέρεται στους αξονικούς τομογράφους. Σε όλες τις περιπτώσεις το SSDE θα έπρεπε να ανταποκρίνεται στις δόσεις των ιστών και όχι στο Air Kerma (κινητική ενέργεια που απελευθερώνεται ανά μονάδα μάζας αέρα) ή σε άλλες ποσότητες.

Συνεπώς οι συντελεστές f θα έπρεπε να είναι κατηγορηματικά ένα μέρος της μετρικής του SSDE.

Ο πίνακας 12 παρέχει τους συντελεστές οι οποίοι στηρίζονται στο μέγεθος που είναι σχετικό με το ομοίωμα αναφοράς με διάμετρο 32cm. Αυτοί οι συντελεστές μπορούν να απεικονιστούν ως f^{32X} , όπου X αναφέρεται στην ακριβή μέτρηση του μεγέθους που χρησιμοποιείται $X=S$ για το άθροισμα της κατακόρυφης και οριζόντιας διάστασης
 L για την οριζόντια διάσταση
 A για την κατακόρυφη
 D για την ενεργό διάμετρο
Έτσι, οι εκθέτες S , L , A και D ανταποκρίνονται στους παράγοντες μετατροπής στους πίνακες 12Α, 12Β, 12Γ και 12Δ αντίστοιχα.

Όταν χρησιμοποιείται το ομοίωμα αναφοράς με διάμετρο 16cm, οι συντελεστές μπορούν να αντληθούν από τον πίνακα 13 και παρουσιάζονται ως f^{16X} , όπου το X ορίζεται όπως παραπάνω. Σε αυτή την εργασία γίνεται χρήση του παράγοντα του αθροίσματος της κατακόρυφης και οριζόντιας διάστασης για τις μετρήσεις, και οι υπόλοιπες τρεις επιλογές παραμένουν σαν εναλλακτικές.

Ο ακριβής τύπος για να εκτιμηθεί η δόση του ασθενούς για ένα συγκεκριμένο μέγεθος δίνεται ως εξής:

- $size\ specific\ dose\ estimate = SSDE = f^{32X} * CTDI_{vol}$
για το ομοίωμα αναφοράς του $CTDI_{vol}$ με διάμετρο 32cm,

- $size\ specific\ dose\ estimate = SSDE = f^{16X} * CTDI_{vol}$
για το ομοίωμα αναφοράς του $CTDI_{vol}$ με διάμετρο 16cm. [16]

7.2.1 Παράδειγμα υπολογισμού SSDE

Η εκτίμηση δόσης μετά τη σάρωση θα έπρεπε να παρουσιάζεται από τις εικόνες, εάν είναι διαθέσιμες, αφού οι εικόνες έχουν μεγαλύτερη ακρίβεια διάστασης σε σύγκριση με το CT τοπόγραμμα. Χρησιμοποιώντας τα ψηφιακά

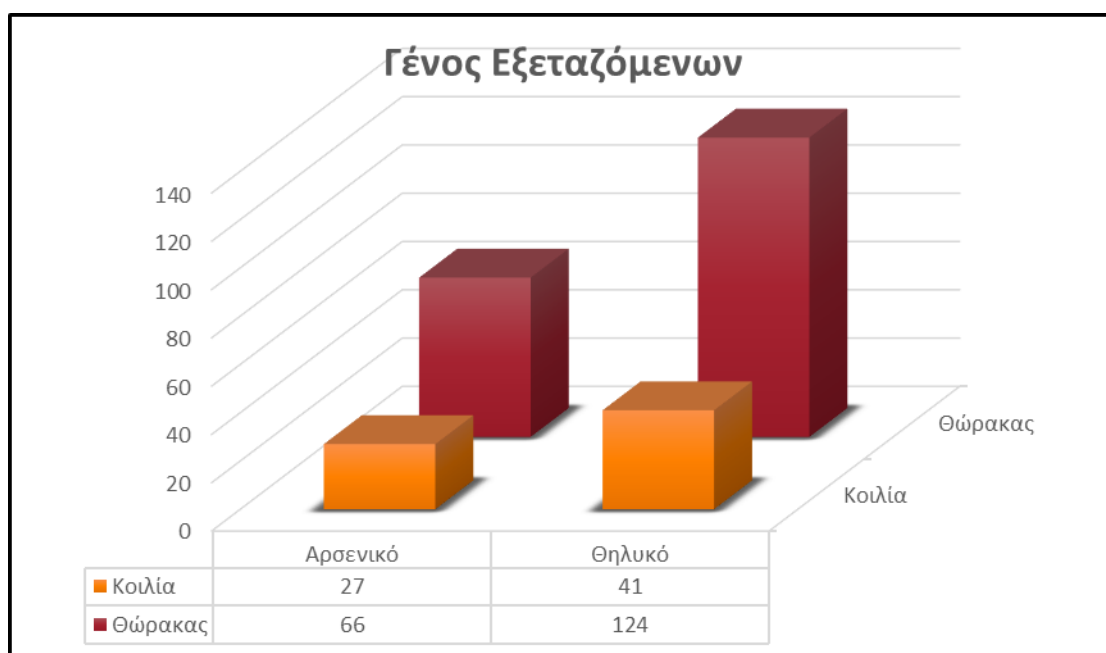
παχύμετρα στο σύστημα PACS, η οριζόντια διάσταση μετράται υποθετικά στα 12,3 cm και η κατακόρυφη ήταν 9,9 cm. Αυτές οι δύο τιμές αθροίζουν στα 22,2 cm. Το $CTDI_{vol}$ για αυτή την εξέταση θεωρείται πως είναι 5,40 mGy για ένα ομοίωμα αναφοράς 32cm. Χρησιμοποιείται ο πίνακας 12 όταν η διάμετρος του ομοιώματος αναφοράς είναι 32cm. Για ένα άθροισμα 22 cm των δύο διαστάσεων, ο πίνακας 12 δείχνει συντελεστή διόρθωσης 2,5. Συνεπώς, το SSDE για αυτόν τον υποτιθέμενο ασθενή υπολογίζεται ως:

$$5,40 \text{ mGy} \times 2,50 = 13 \text{ mGy}$$

Κεφάλαιο 8

Αποτελέσματα

Ως απόρροια των 190 εξετάσεων στην ανατομική περιοχή του θώρακα και των 68 στην περιοχή της κοιλιάς - σύνολο 258 εξετάσεις - πραγματοποιήθηκε καταγραφή των παραγόντων σάρωσης Length (mm), Nominal single collimation width (NSCW) (mm), Pitch (ratio), kVp (kV), mAs_{max} (mA), M.O.mAs (mA) και Exposed time per rotation (ETPR) (sec). Επίσης προσμετρήθηκαν οι συντελεστές αναφοράς δόσης CTDI (mGy), DLP (cm*mGy) και Phantom (cm). Ύστερα χωρίστηκαν στις πέντε μεγάλες κατηγορίες των παιδιατρικών ασθενών ανάλογα με την ηλικία και το μέγεθός τους.



Γράφημα 1

Γίνεται σύγκριση της συχνότητας των εξετάσεων στα δύο φύλα και οδηγεί στο συμπέρασμα πως τα αγόρια είναι περισσότερα και στην περίπτωση ελέγχου της ανατομικής περιοχής του θώρακα και της κοιλιάς με ποσοστό που αγγίζει το 60%.

Επόμενος στόχος ήταν η εκτίμηση του SSDE, γι' αυτό έγινε μέτρηση της μέγιστης οριζόντιας και κάθετης διάστασης ξεχωριστά για την κάθε εξέταση σε προσθιοπίσθια και εγκάρσια απεικόνιση. Συγκεκριμένα, για τον θώρακα η μέτρηση έγινε σε όλες τις εξετάσεις στο ύψος του διχασμού της αορτής και για την κοιλιά στο ύψος των νεφρών. Το άθροισμα των δύο διαστάσεων (LAT + AP)

οδήγησε στον συντελεστή μετατροπής (f). Πολλαπλασιάζοντάς τον ακολούθως με το CTDI της σάρωσης αποδώθηκε το επιθυμητό αποτέλεσμα, δηλαδή η τιμή του SSDE.

Τέλος μελετήθηκαν τα ευρήματα και οδήγησαν στα εξής συμπεράσματα:

8.1 Αποτελέσματα μετρήσεων θώρακα

Μελετήθηκαν συνολικά 190 εξετάσεις, εκ των οποίων οι 66 (34,73%) αναφέρονται σε θηλυκά και οι 124 (65,26%) σε αρσενικά άτομα. Σε όλες χρησιμοποιήθηκε Phantom Body 32.

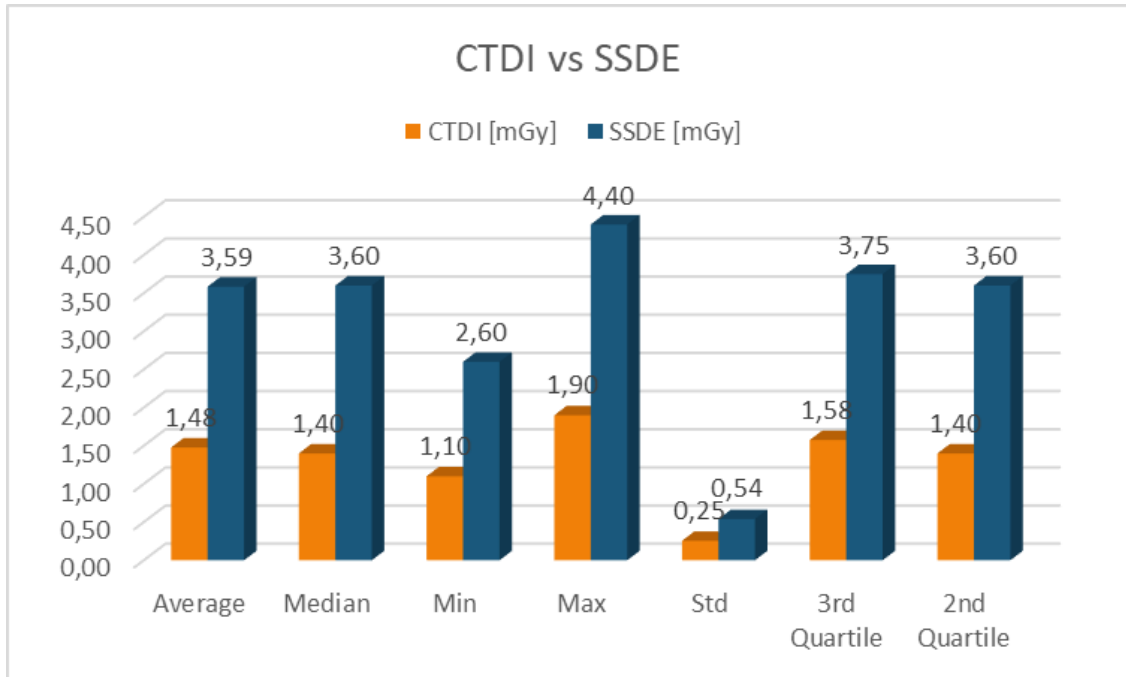
Κατηγορία A

Υπάρχουν επτά εξετάσεις που αποτελούν το 3,68% συνολικά, ενώ τρεις είναι για θηλυκά και τέσσερις για αρσενικά άτομα.

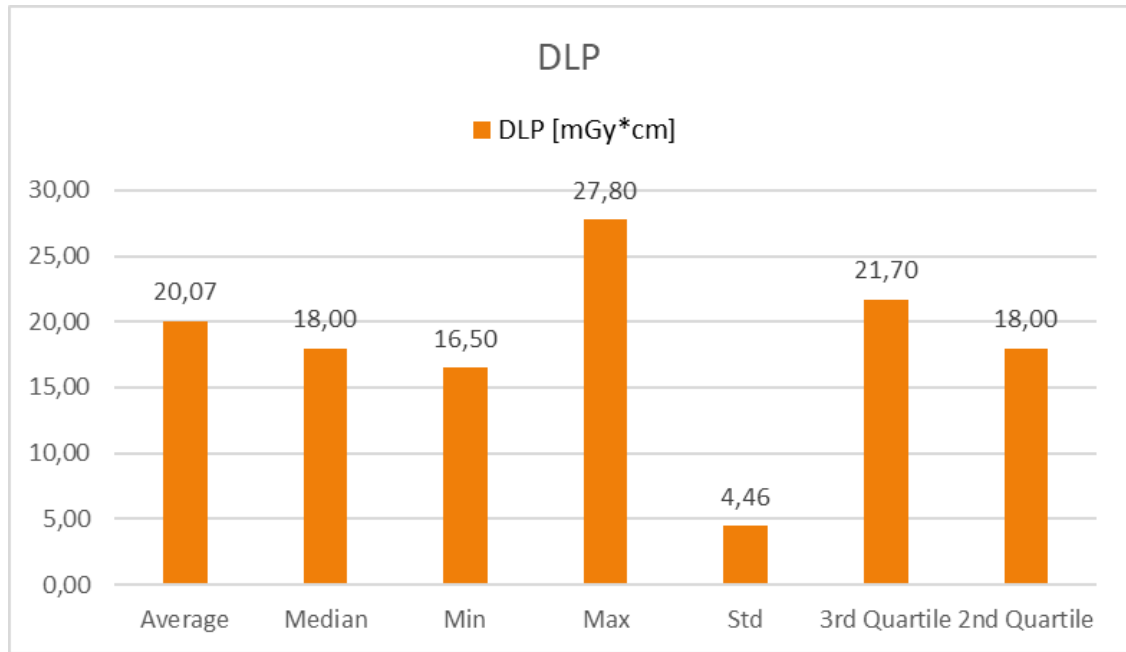
- M.O.CTDI = 1,47 mGy
- M.O.DLP = 20,07 mGy*cm
- M.O.SSDE = 3,58 mGy
- M.O.Length = 114,7 mm
- Το 100% έχει NSCW = 0,6 mm
- Το 100% έχει Pitch = 1,4 ratio
- Το 100% έχει ETPR = 0,5 sec



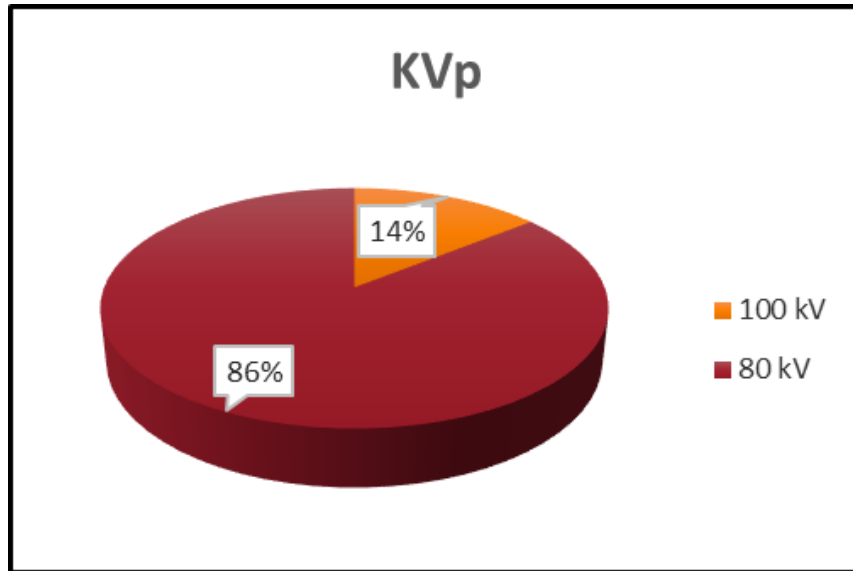
Εικόνα 8.1
Μέτρηση ασθενή κατηγορίας A, Νοσοκομείο
Παιδων “Αγία Σοφία”



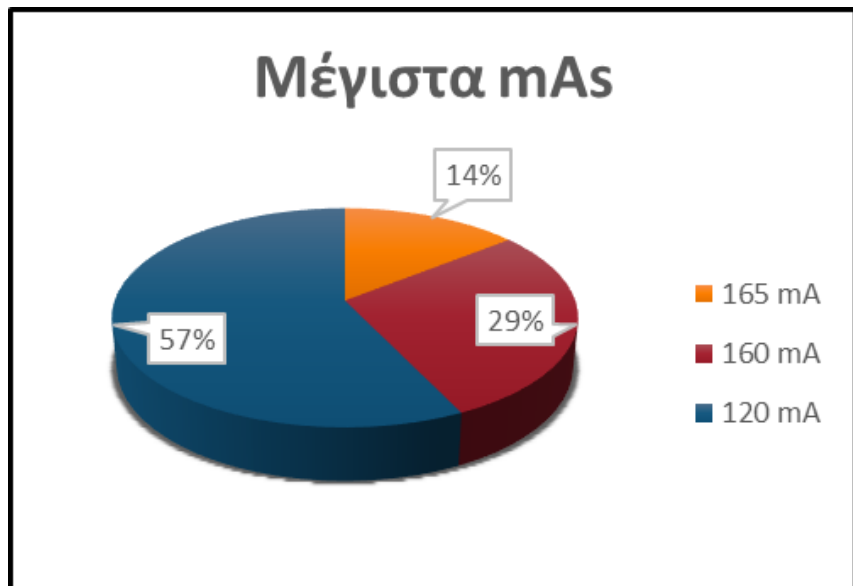
Γράφημα 2
 Στο γράφημα γίνεται σύγκριση ανάμεσα σε ποικίλα στατιστικά μεγέθη μεταξύ των δεικτών δόσεων CTDI και SSDE για την πρώτη κατηγορία (ηλικίας μικρότερης του ενός μήνα) παιδιατρικών ασθενών.



Γράφημα 3
 Αναφορά τιμών για τον δείκτη DLP.



Γράφημα 4
Επικρατέστερη τιμή μεταξύ των παιδιών της Α κατηγορίας (ηλικίας μικρότερης του ενός μήνα) είναι τα 80 kV.

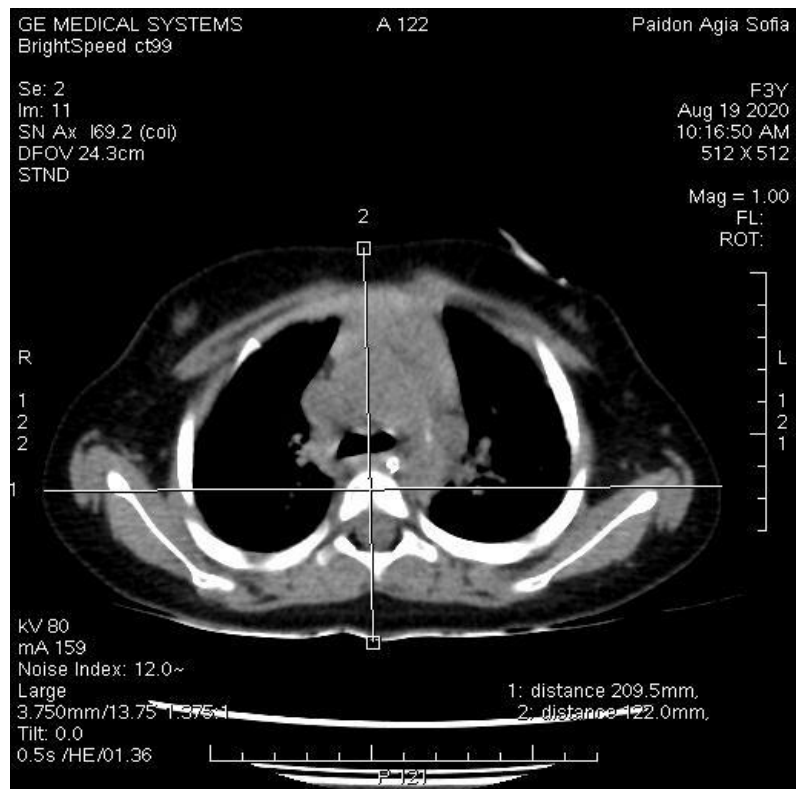


Γράφημα 5
Από τις τρεις διαφορετικές τιμές των μέγιστων mAs που χρησιμοποιήθηκαν, το μεγαλύτερο ποσοστό καταλαμβάνουν τα 120 mA.

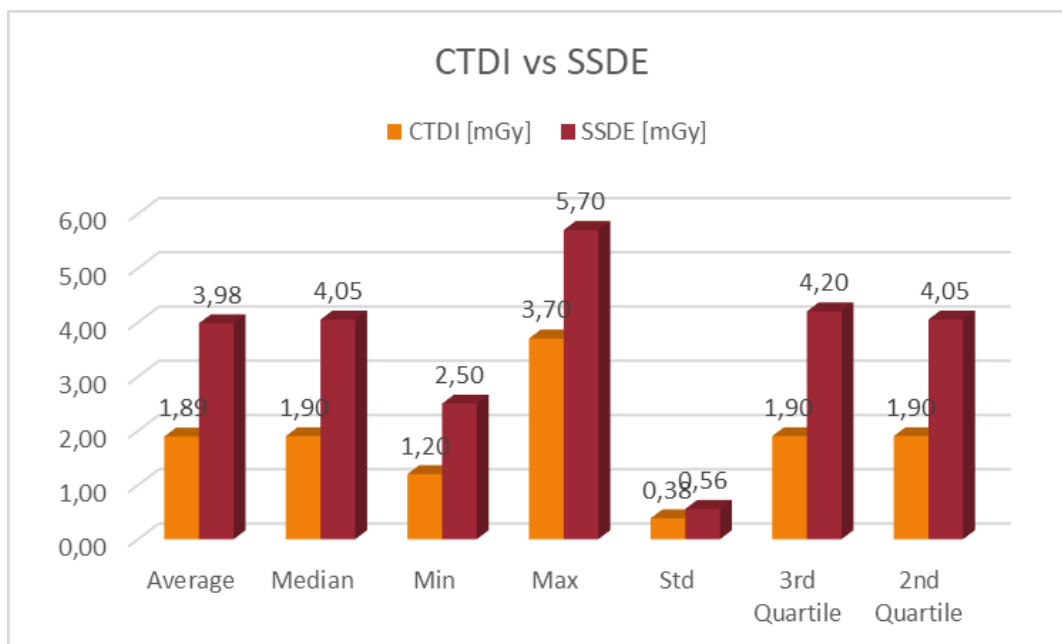
Κατηγορία Β

Αποτελείται από 38 εξετάσεις (20% επί του συνόλου), στις οποίες οι 13 αναφέρονται σε θηλυκά και οι 25 σε αρσενικά άτομα.

- M.O.CTDI = 1,89 mGy
- M.O.DLP = 31,81 mGy*cm
- M.O.SSDE = 3.98 mGy
- M.O.Length = 144,4 mm
- Όλες=100% έχουν NSCW=0,6 mm
- Όλες=100% έχουν Pitch= 1,4 ratio
- Το 2,63% (1/38) έχει ETPR= 0,6 sec και το 97,36% (37/38) έχει ETPR =0,5 sec

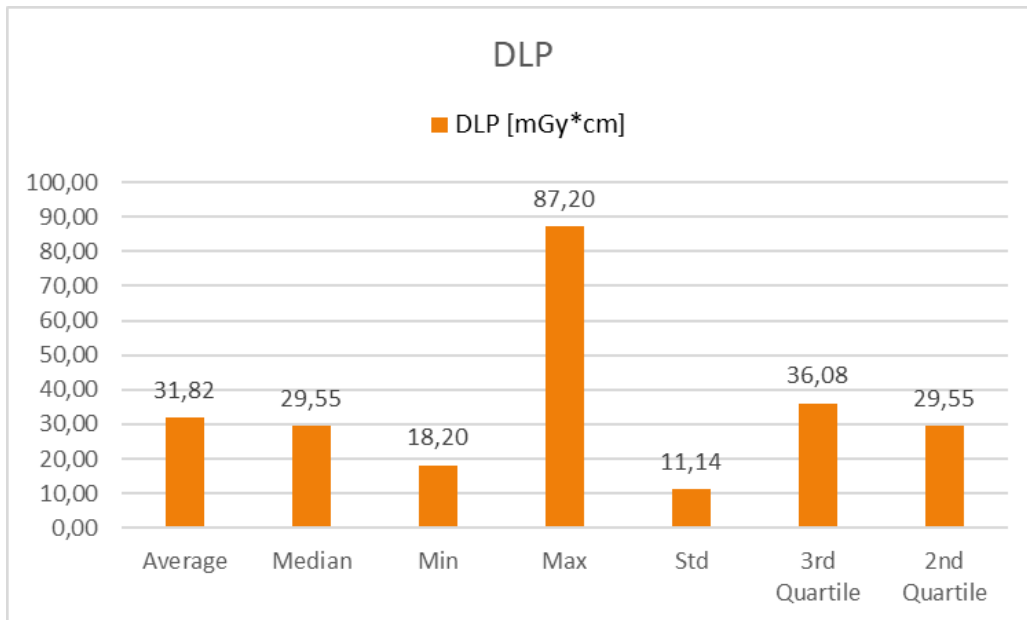


Εικόνα 8.2
Μέτρηση ασθενή κατηγορίας Β, Νοσοκομείο
Παίδων “Αγία Σοφία”

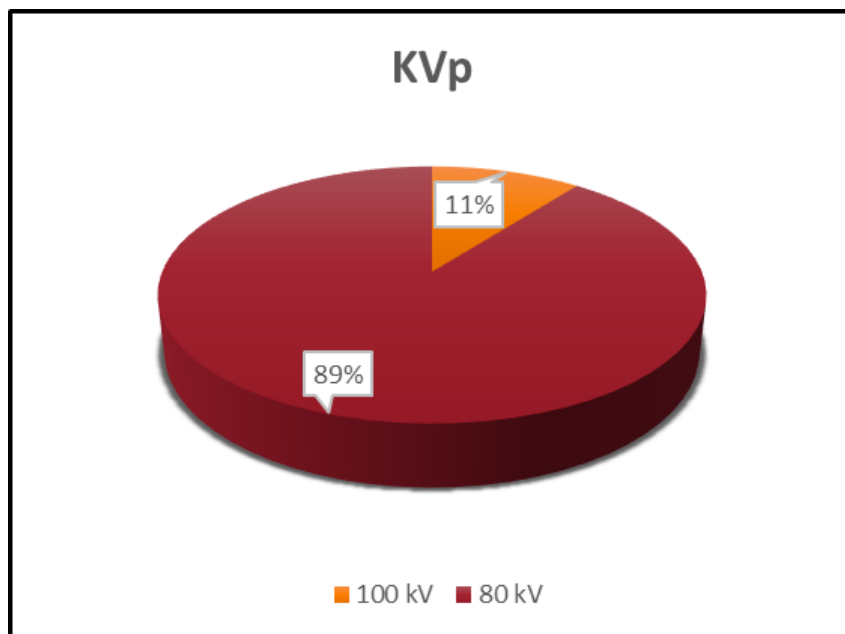


Γράφημα 6

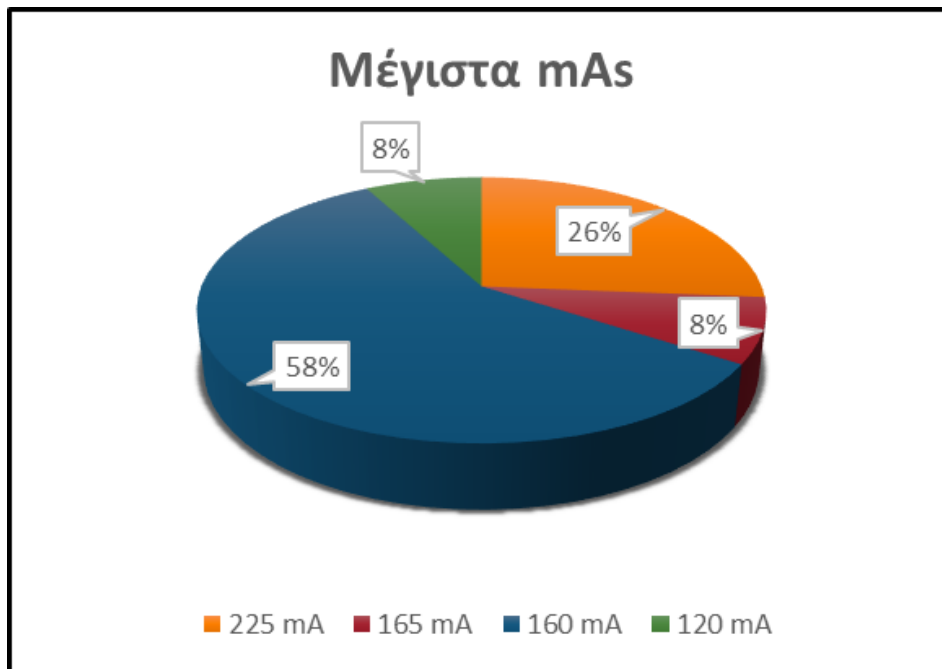
Η αναλογία στατιστικών μεγεθών αναδεικνύει τη διαφορά μεταξύ CTDI και SSDE για τη δεύτερη παιδιατρική κατηγορία (ηλικίας 1 μήνα έως 4 ετών).



Γράφημα 7
 Παρουσίαση στατιστικών στοιχείων σχετικά με τις μετρήσεις DLP της δεύτερης κατηγορίας παιδιατρικών ασθενών (ηλικίας 1 μήνα έως 4 ετών).



Γράφημα 8
 Μεταξύ των ενδείξεων 80 kV και 100 kV μεγαλύτερο ποσοστό αφορά στην πρώτη ένδειξη.

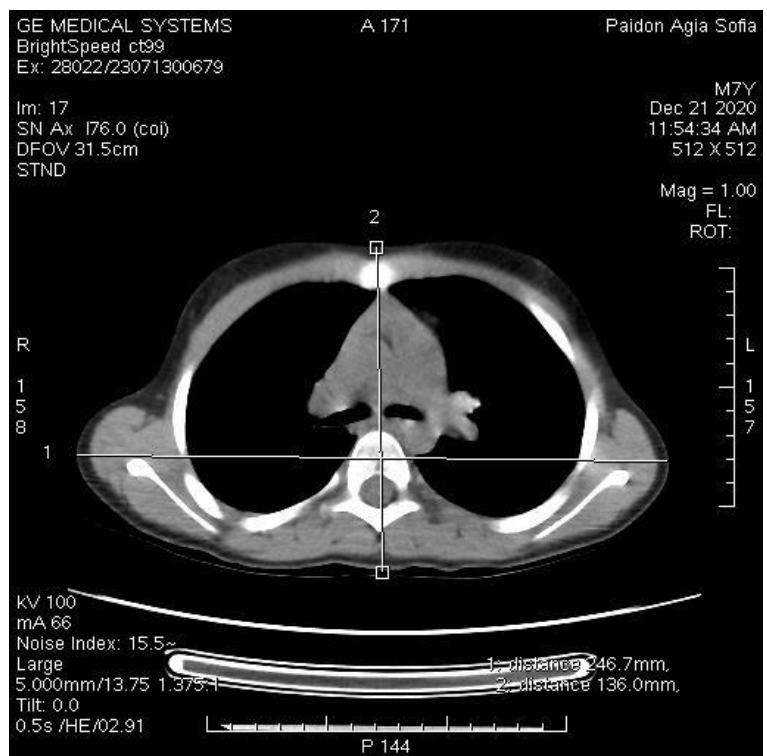


Γράφημα 9
Τα μέγιστα mAs παρουσιάζουν διάφορες τιμές με κυρίαρχη τα 160 mAs.

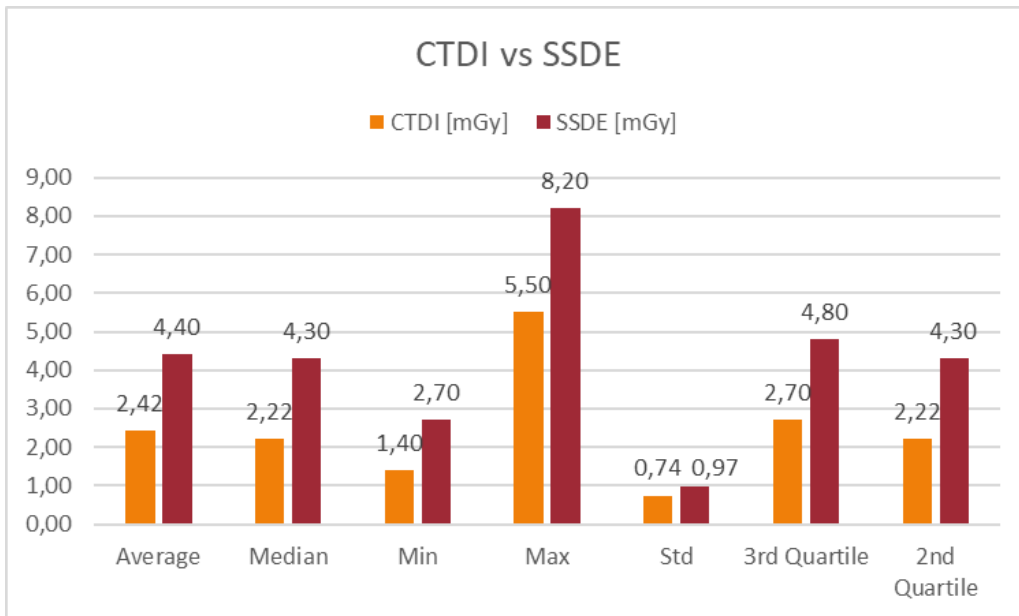
Κατηγορία Γ

Περιέχει 46 εξεταζόμενους (24,21%) εκ των οποίων 20 είναι θηλυκά και 26 αρσενικά.

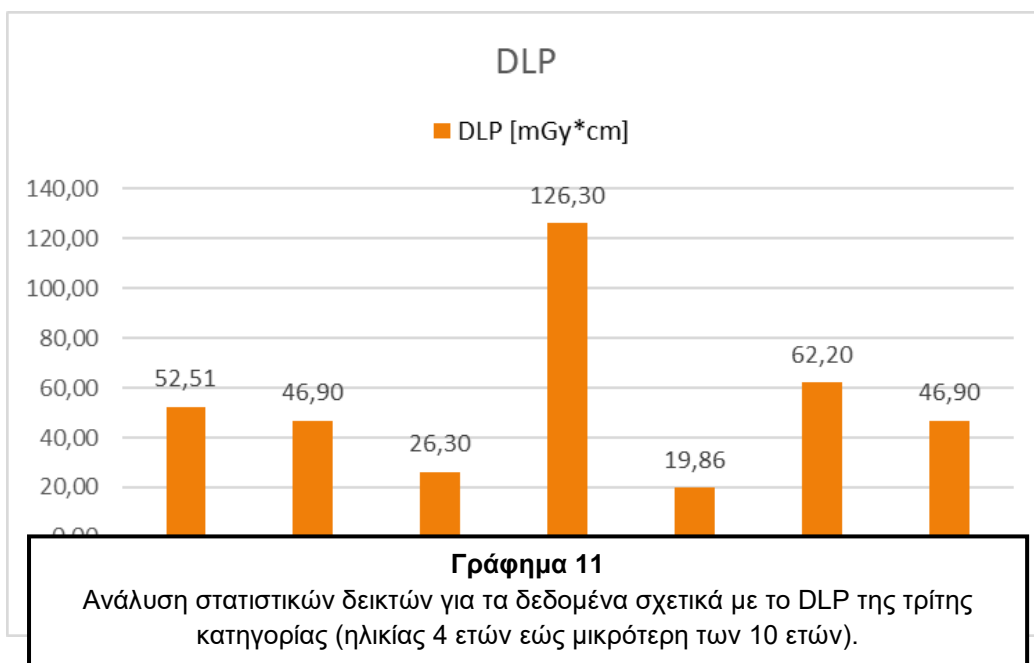
- M.O.CTDI = 2,41 mGy
- M.O.DLP = 52,51 mGy*cm
- M.O.SSDE = 5,78 mGy
- M.O.Length = 193,69 cm
- Όλες οι εξετάσεις έχουν NSCW = 0,6mm
- Όλες οι εξετάσεις έχουν Pitch= 1,4 ratio
- Όλες οι εξετάσεις έχουν ETPR = 0,5 sec



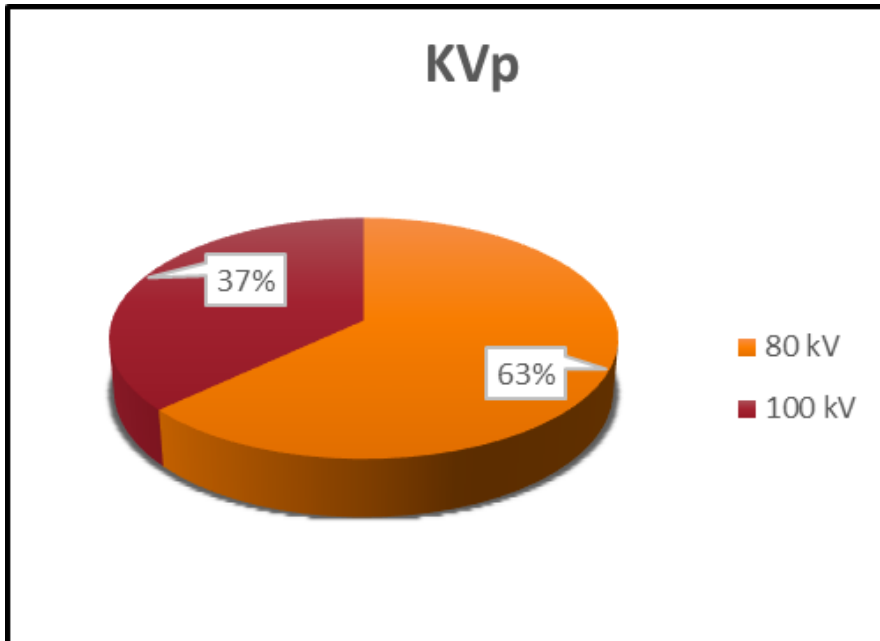
Εικόνα 8.3
Μέτρηση ασθενή κατηγορίας Γ, Νοσοκομείο Παιδών “Αγία Σοφία”



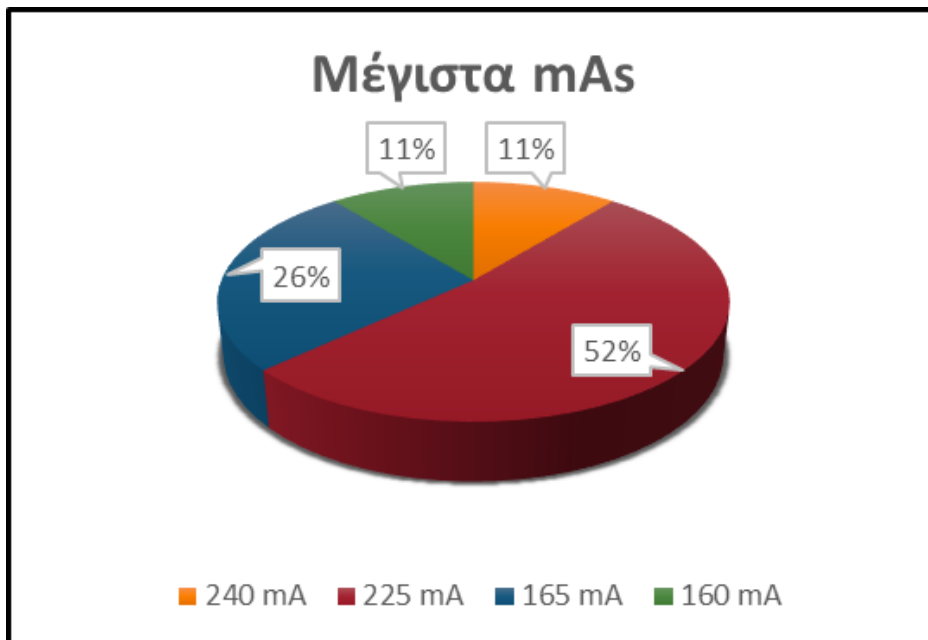
Γράφημα 10
 Στην κατηγορία Γ (ηλικίας 4 ετών έως μικρότερη των 10 ετών) των παιδιατρικών εξεταζόμενων όλες οι στατιστικές τιμές που αναφέρονται στο SSDE είναι μεγαλύτερες από αυτές του CTDI.



Γράφημα 11
 Ανάλυση στατιστικών δεικτών για τα δεδομένα σχετικά με το DLP της τρίτης κατηγορίας (ηλικίας 4 ετών έως μικρότερη των 10 ετών).



Γράφημα 12
Κυρίαρχη θέση κατέχουν τα 80 kV.

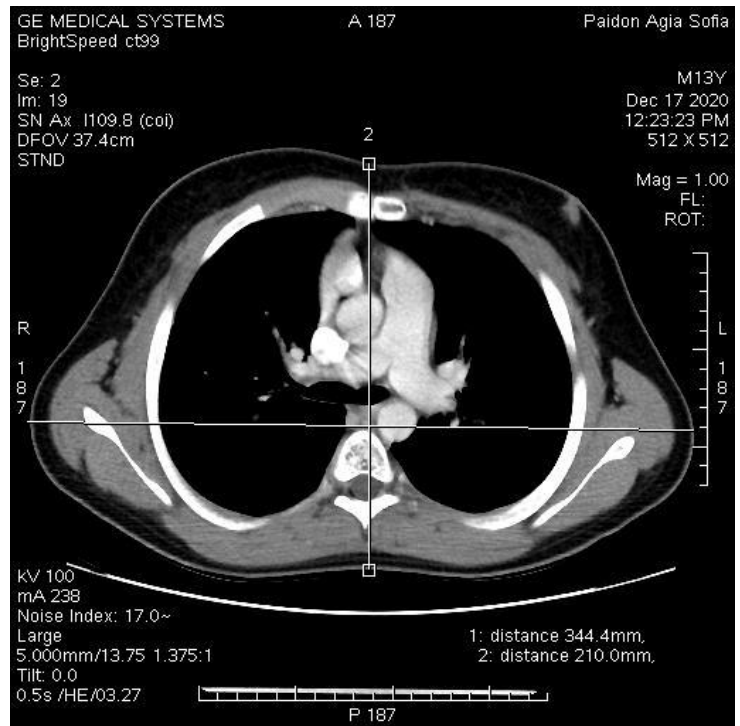


Γράφημα 13
Η χρήση των 225 mA ξεπερνά οριακά το ήμισυ των εξετάσεων.

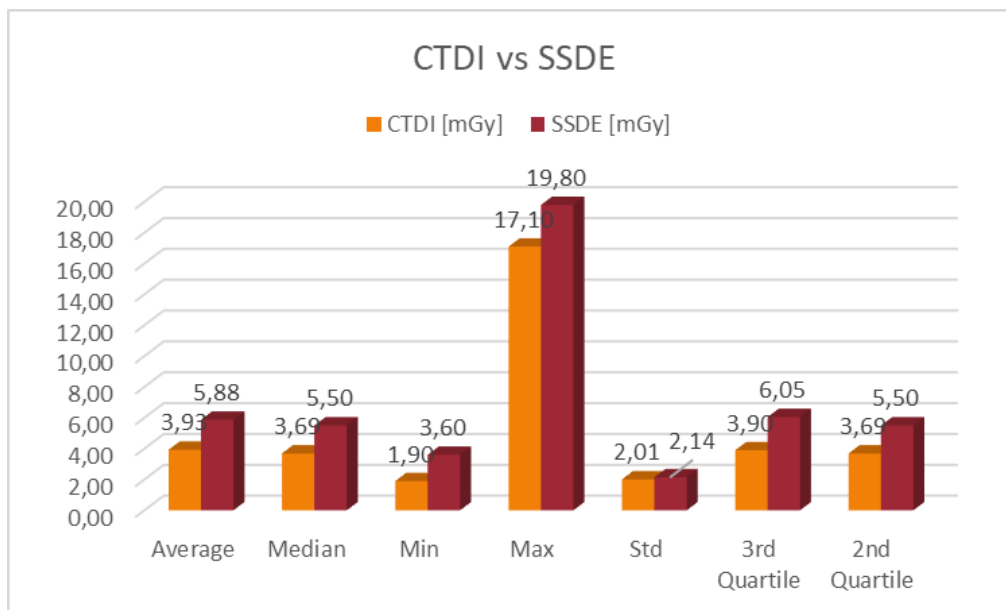
Κατηγορία Δ

Υπάρχουν 55 εξετάσεις που αποτελούν το 28,94%. Οι 14 είναι θηλυκά και οι 41 αρσενικά.

- M.O.CTDI = 3,86 mGy
- M.O.DLP = 107,57 mGy*cm
- M.O.SSDE = 5,78 mGy
- M.O.Length = 248,33 mm
- Το 3,63% (2/55) έχει NSCW=1,2 mm και το 96,36% (53/55) έχει NSCW = 0,6 mm
- Το 100% έχουν Pitch =1,4 ratio
- Το 1,81% (1/55) έχει ETPR = 0,8 sec και το 98,18% (54/55) έχει ETPR = 0,5 sec

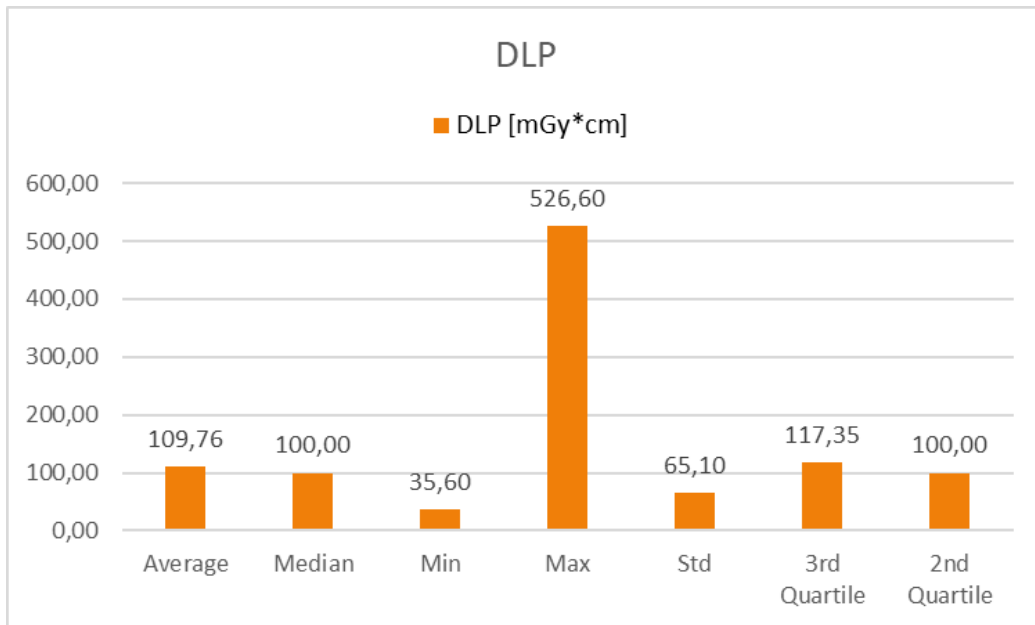


Εικόνα 8.4
Μέτρηση ασθενή κατηγορίας Δ, Νοσοκομείο Παιδων "Αγία Σοφία"

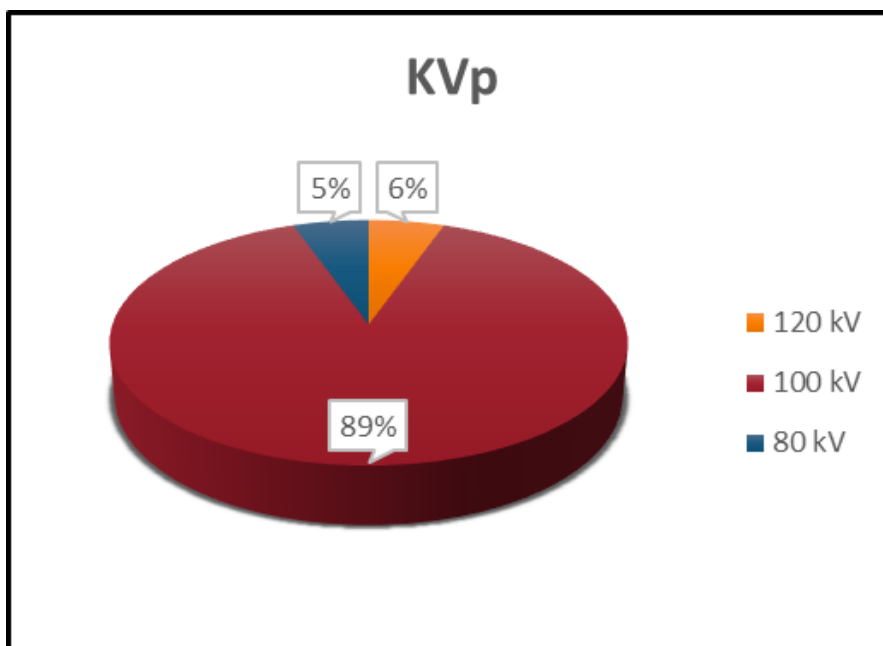


Γράφημα 14

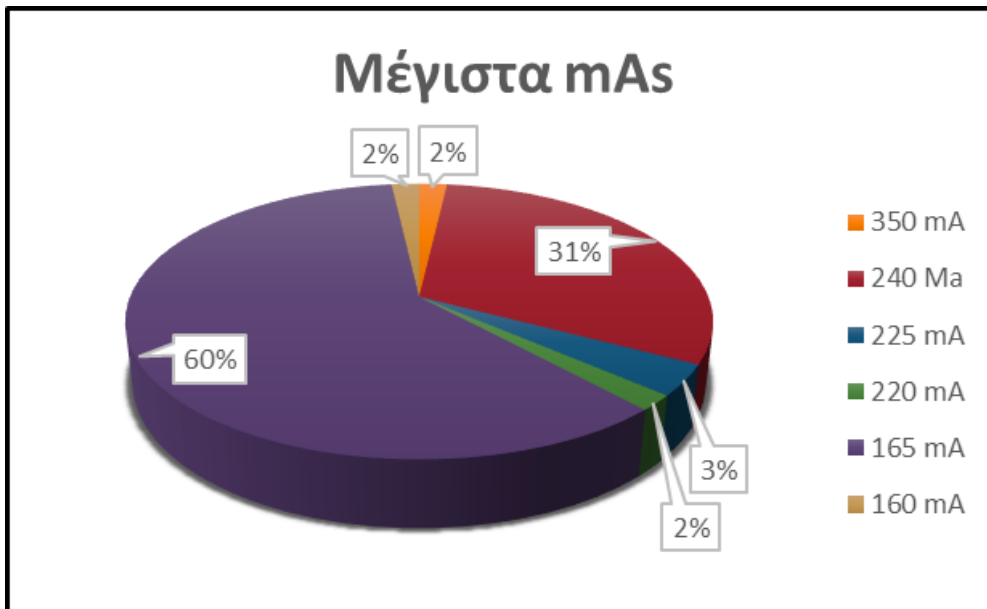
Το CTDI παρουσιάζει μικρότερες τιμές από το SSDE ως αποτέλεσμα σύγκρισης διάφορων στατιστικών μεγεθών που αφορούν στην κατηγορία Δ (ηλικίας 10 ετών έως μικρότερη των 14 ετών).



Γράφημα 15
 Υπόδειγμα στατιστικών μεγεθών του δείκτη δόσης DLP που σχετίζεται με τις μετρήσεις για την τέταρτη κατηγορία των παιδιών (ηλικίας 10 ετών έως μικρότερη των 14 ετών).



Γράφημα 16
 Η κυρίαρχη τιμή 80 kV επικρατεί κατά 89% στο γράφημα.

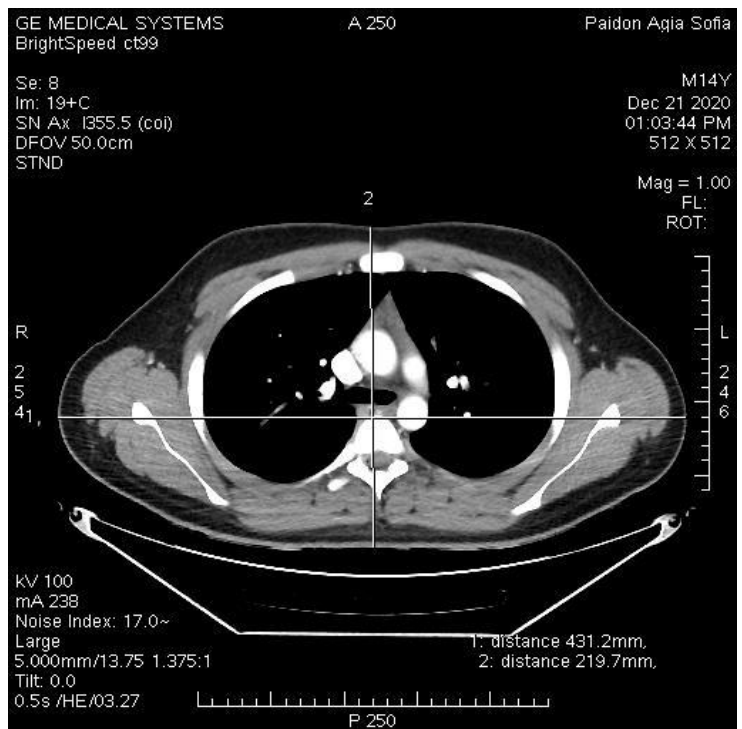


Γράφημα 17
 Στο παραπάνω γράφημα απεικονίζεται ποικιλομορφία έξι τιμών με ενδεικτικότερες τα 165 mAs (60%) και 240 mAs (31%).

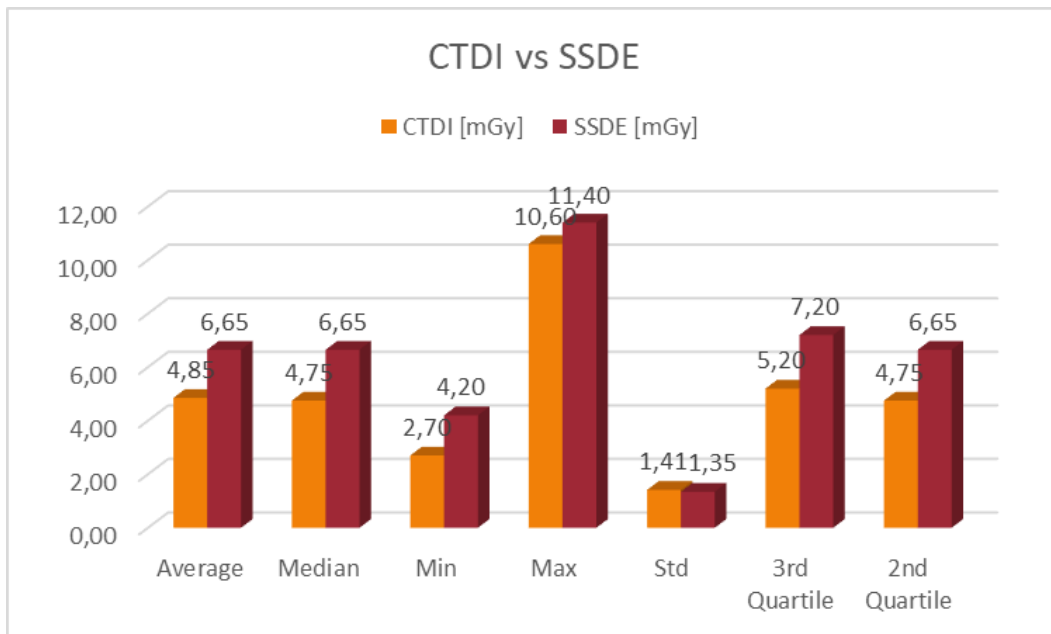
Κατηγορία Ε

Αποτελείται από 44 εξετάσεις (23,15%), που οι 16 είναι για θηλυκά και οι 28 για αρσενικά άτομα.

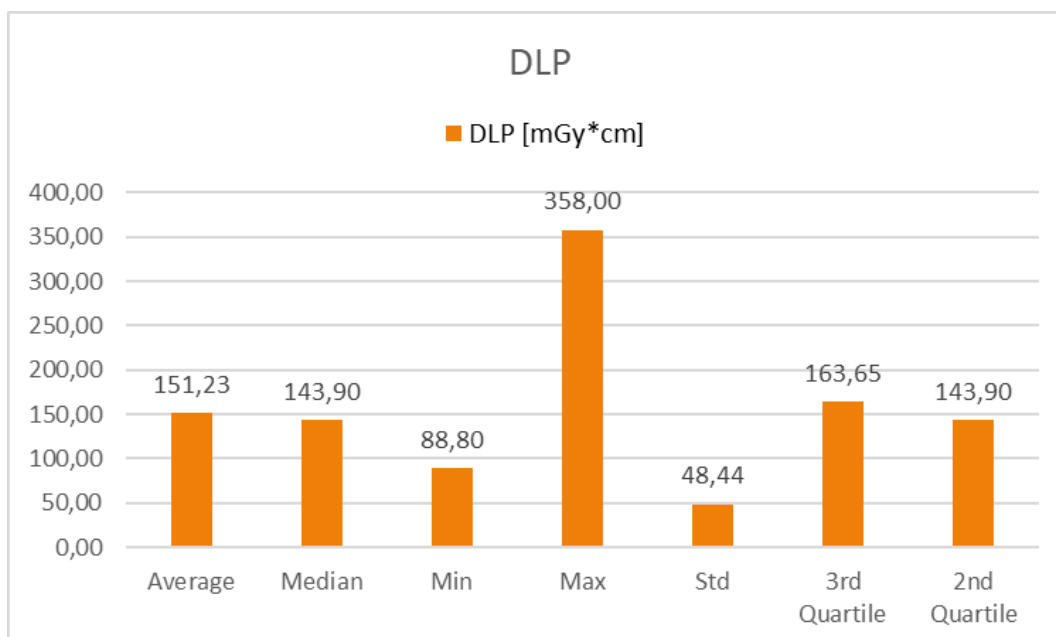
- M.O.CTDI = 4,85 mGy
- M.O.DLP = 151,22 mGy*cm
- M.O.SSDE = 6,65 mGy
- M.O.Length = 283,87 mm
- Το 4,54% (2/44) έχει NSCW = 1,2 mm και το 95,45% (42/44) έχει NSCW = 0,6 mm
- Το 100% έχει Pitch = 1,4 ratio
- Το 2,27% (1/44) έχει ETPR = 0,8 sec και το 97,72% (43/44) έχει ETPR = 0,5 sec



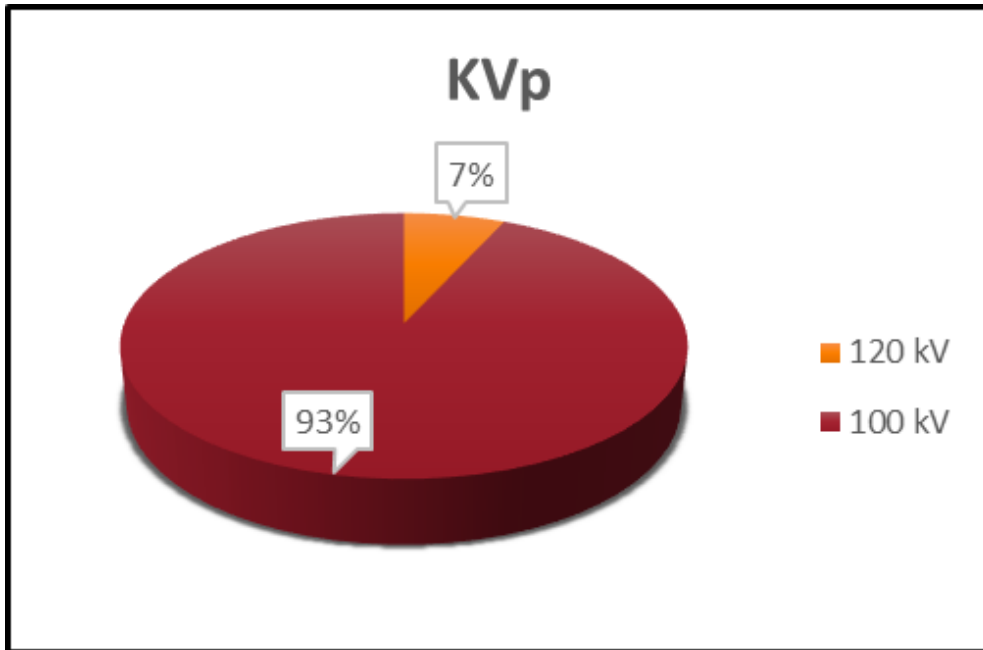
Εικόνα 8.5
 Μέτρηση ασθενή κατηγορίας Ε, Νοσοκομείο Παιδων "Αγία Σοφία"



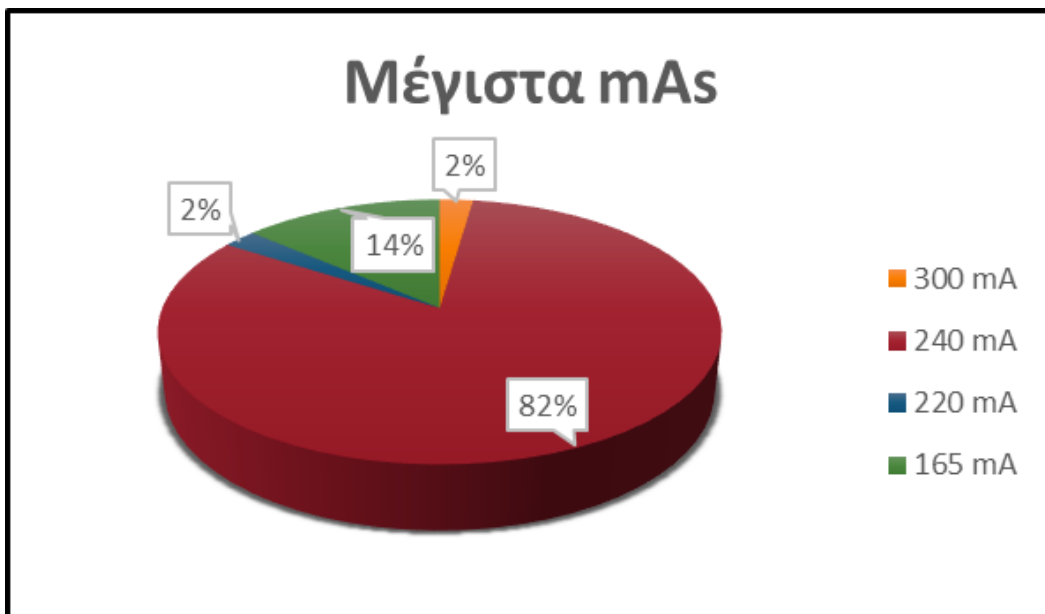
Γράφημα 18
 Στο γράφημα γίνεται σύγκριση ανάμεσα σε ποικίλα στατιστικά μεγέθη μεταξύ των δεικτών δόσεων CTDI και SSDE για την τελευταία κατηγορία παιδιατρικών ασθενών (ηλικίας 14 ετών έως μικρότερη των 18 ετών).



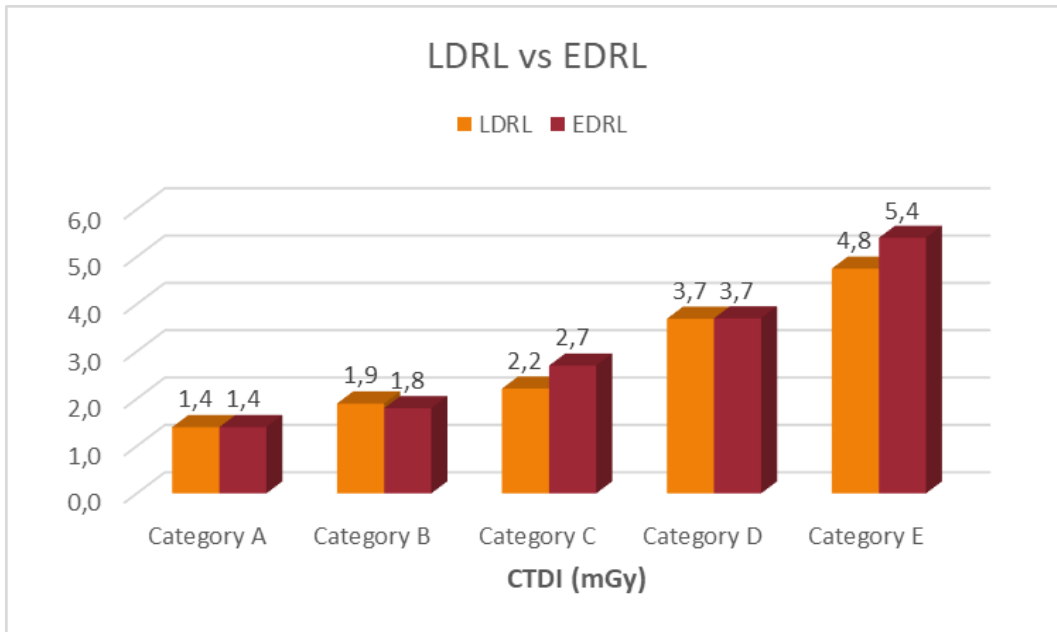
Γράφημα 19
 Αναφορά τιμών για τον δείκτη DLP σχετικά με την πέμπτη κατηγορία (ηλικίας 14 ετών έως μικρότερη των 18 ετών).



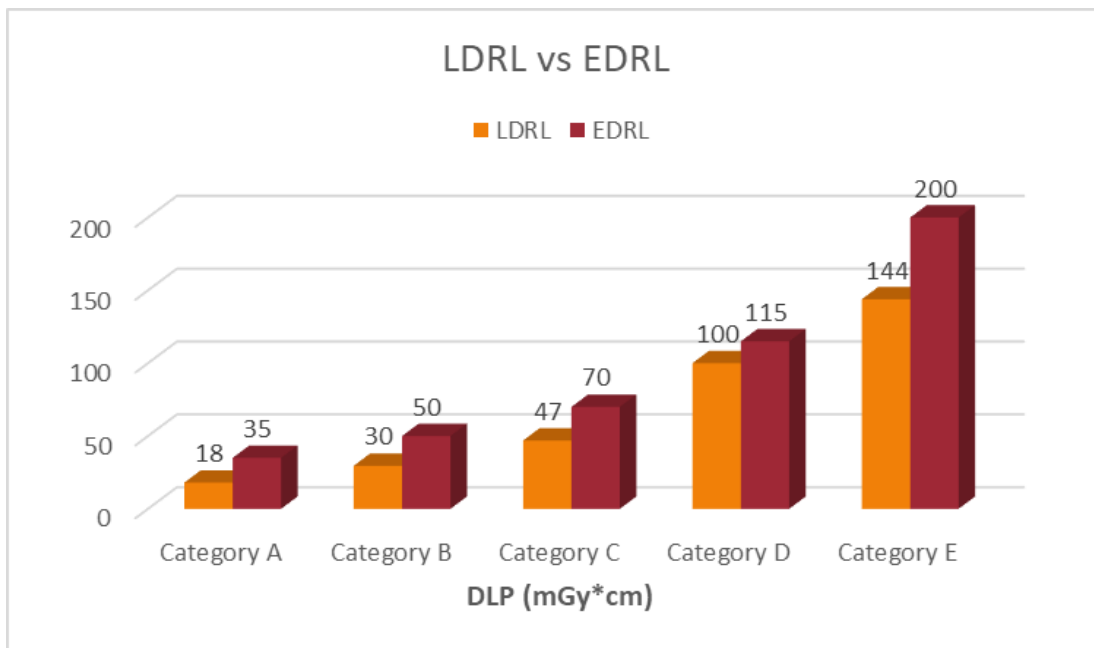
Γράφημα 20
 Το μεγαλύτερο ποσοστό του 93% κατέχει η τιμή των 100 kV.



Γράφημα 21
 Η τιμή των 240 mA κυριαρχεί στο γράφημα με ποσοστό 82%.



Γράφημα 22
 Σύμφωνα με τα ευρωπαϊκά επίπεδα αναφοράς της δόσης (EDRL) το CTDI του νοσοκομείου Παιδων «Αγία Σοφία» ξεπερνάει οριακά το όριο στην κατηγορία Β. Η σύγκριση έγινε μέσω της τιμής της διαμέσου.



Γράφημα 23
 Στη σύγκριση μεταξύ EDRL και DLP παρατηρούμε ότι οι τιμές του νοσοκομείου Παιδων «Αγία Σοφία» είναι χαμηλότερες από τις αντίστοιχες ευρωπαϊκές.

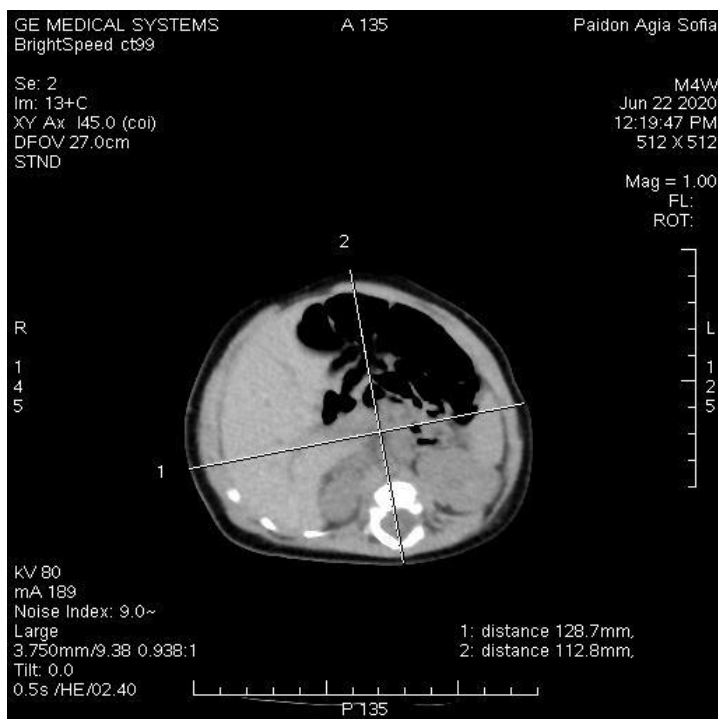
8.2 Αποτελέσματα μετρήσεων κοιλίας

Καταμετρήθηκαν 68 εξετάσεις κοιλίας όλων των κατηγοριών σε αυτή την εργασία. Τα θηλυκά άτομα είναι 27 και αποτελούν το 39,7%, ενώ τα αρσενικά είναι 41 και αποτελούν το 60,29%. Σε όλες τις εξετάσεις έχει χρησιμοποιηθεί Phantom Body 32.

Κατηγορία A

Υπάρχει μία εξέταση (1,47%) ενός αγοριού. Αναγράφονται τα στοιχεία σάρωσης που επιλέχθηκαν, καθώς και οι δείκτες δόσης για την μοναδική εξέταση που αντλήθηκε για την κάθε κατηγορία.

Σε αυτή την περίπτωση λόγω μη επάρκειας στοιχείων δεν μπορεί να καταστεί δυνατός ο υπολογισμός των μονάδων της μέγιστης και ελάχιστης τιμής, της διαμέσου καθώς και της τυπικής απόκλισης των τιμών CTDI και SSDE.



Εικόνα 8.6
Μέτρηση ασθενή κατηγορίας A, Νοσοκομείο
Παιδών "Αγία Σοφία"

Ηλικία	CTDI (mGy)	SSDE (mGy)	DLP (mGy*cm)
4 weeks	3.3	7.9	75.3

Πίνακας 16. Στοιχεία σάρωσης παιδιατρικού ασθενή της κατηγορίας A.

Ηλικία	kVp (kV)	mAsmax (mA)	M.O.mAs (mA)	Length (mm)	NSCW (mm)	Pitch (ratio)	ETPR (sec)
4 weeks	80	190	186.4	210	0.6	0.9	0.5

Πίνακας 15. Δείκτες δόσης παιδιατρικού ασθενή της κατηγορίας Α.

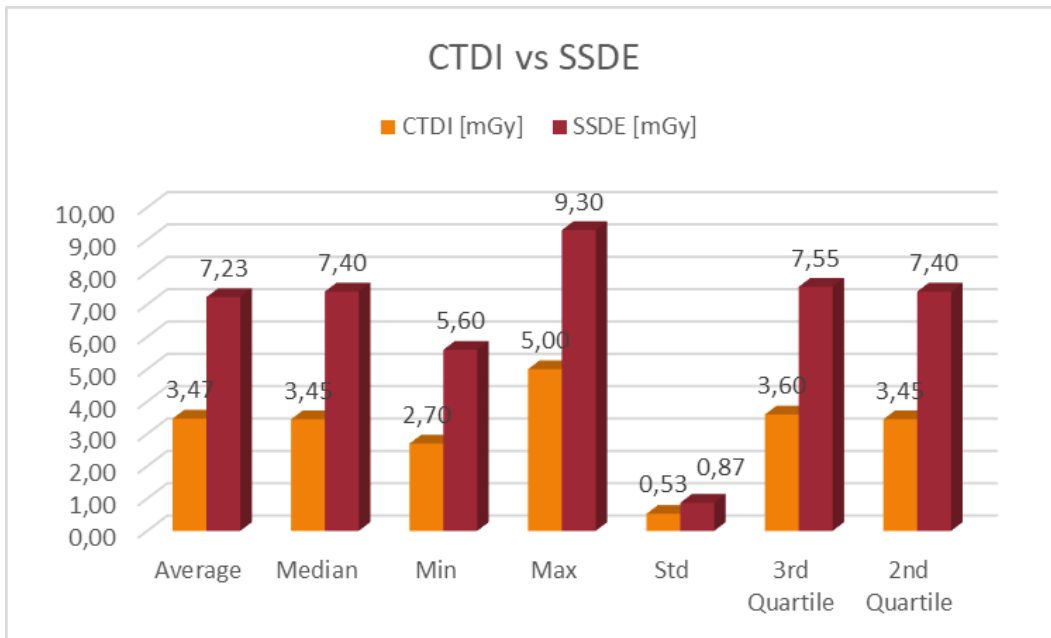
Κατηγορία Β

Έχει 14 εξετάσεις (20,58%) εκ των οποίων τρεις είναι θηλυκού φύλου και 11 αρσενικού φύλου.

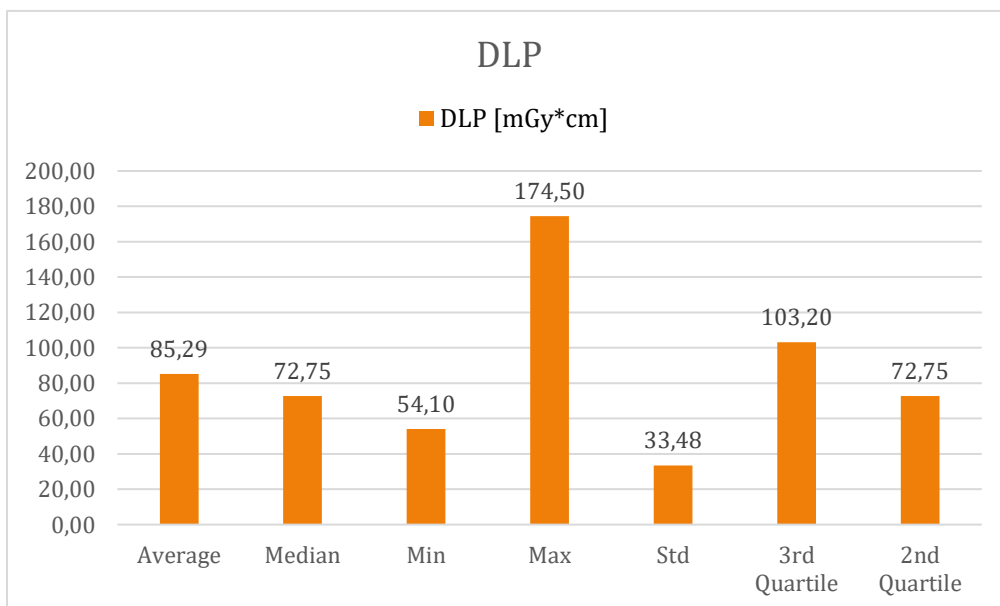
- M.O.CTDI = 3,47 mGy
- M.O.DLP = 85,28 mGy*cm
- M.O.SSDE = 7,22 mGy
- M.O.Length = 224,64 mm
- Το 100% έχει NSCW = 0,6 mm
- Το 100% έχει Pitch = 0,9 ratio
- Το 100% έχει ETPR = 0,5 sec



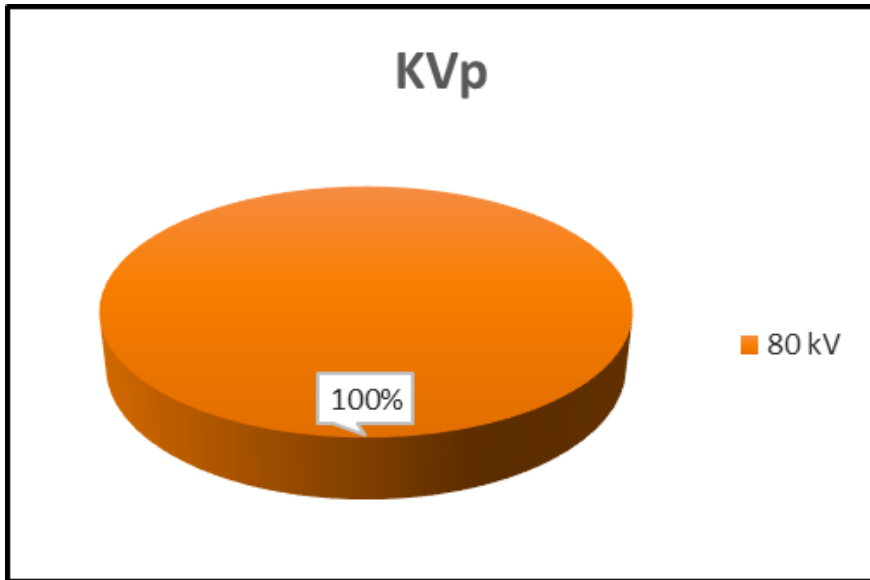
Εικόνα 8.7
Μέτρηση ασθενή κατηγορίας Β, Νοσοκομείο
Παίδων “Αγία Σοφία”



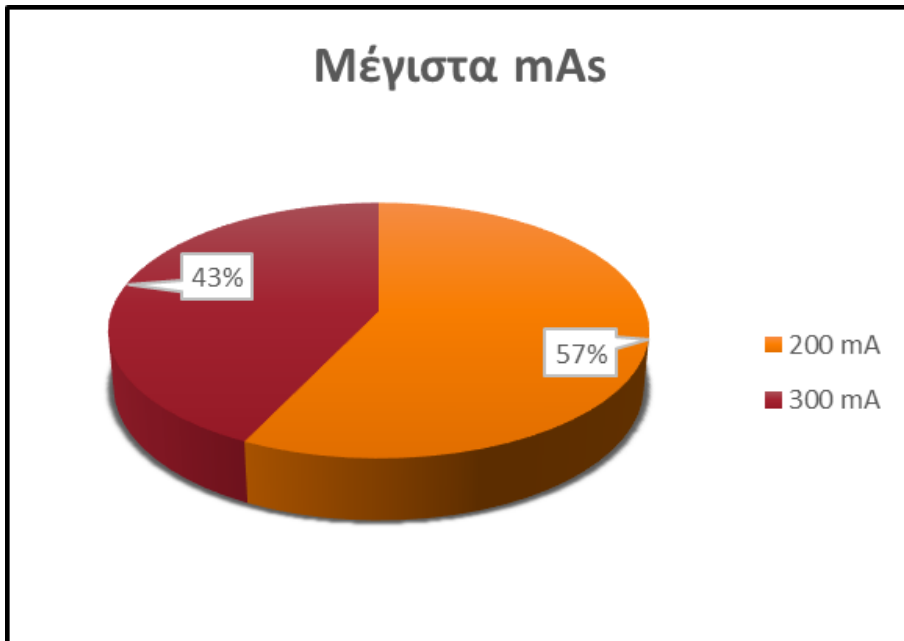
Γράφημα 24
 Στην κατηγορία Β (ηλικίας 1 μήνα έως 4 ετών) των παιδιατρικών εξεταζόμενων όλες οι στατιστικές τιμές που αναφέρονται στο SSDE είναι μεγαλύτερες από αυτές του CTDI.



Γράφημα 25
 Ανάλυση στατιστικών δεικτών για τα δεδομένα σχετικά με το DLP της δεύτερης κατηγορίας (ηλικίας 1 μήνα έως 4 ετών).



Γράφημα 26
Τα 80 kV είναι η επιλεγμένη τιμή για όλες τις εξετάσεις αυτής της κατηγορίας παιδιατρικών ασθενών.



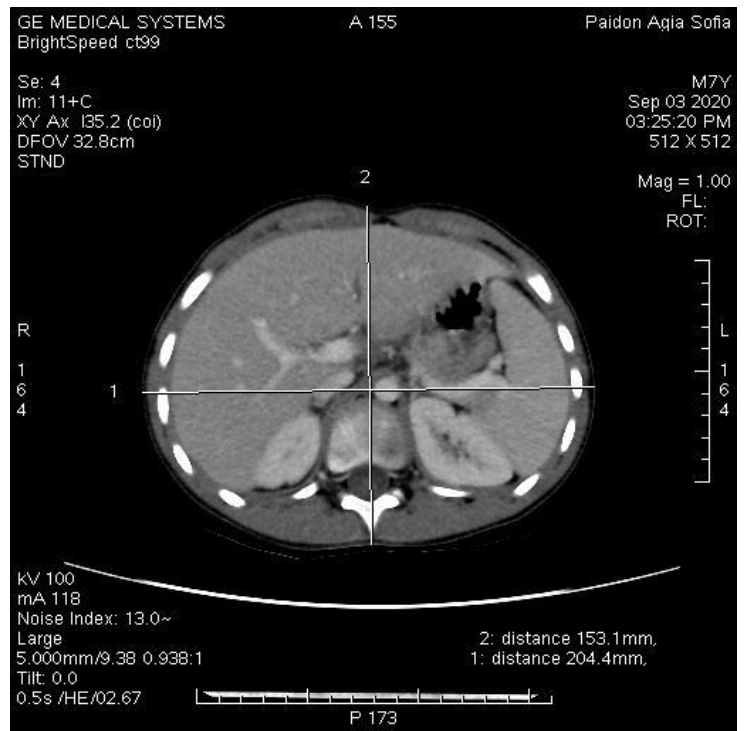
Γράφημα 27
Από τις δύο διαφορετικές τιμές των μέγιστων mAs που χρησιμοποιήθηκαν, το μεγαλύτερο ποσοστό καταλαμβάνουν τα 200 mA.

Κατηγορία Γ

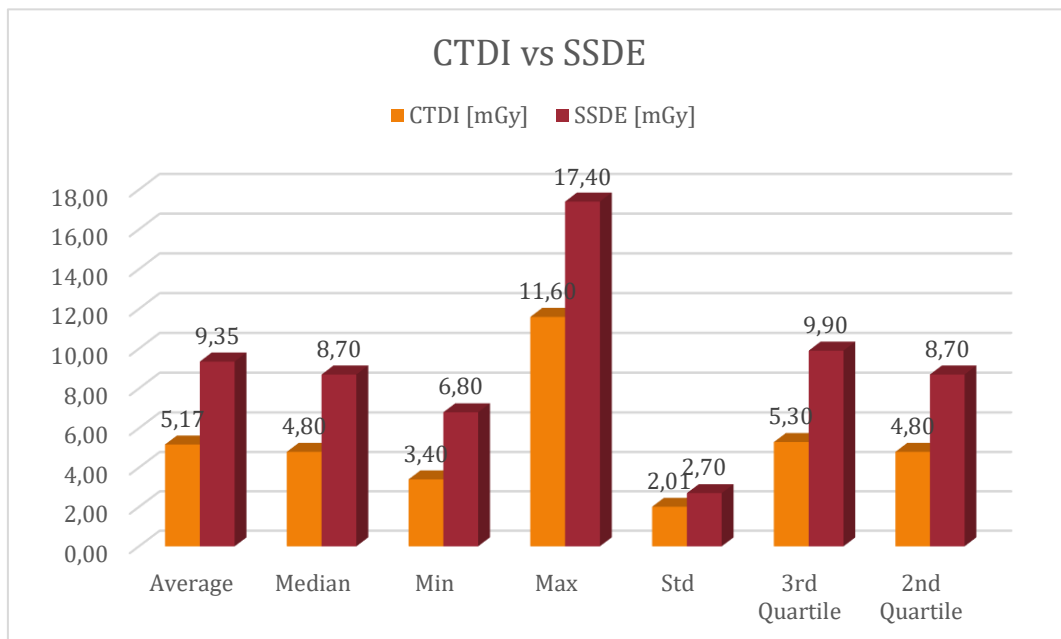
Περιέχει το 30,88% των εξετάσεων (21).

Τα θηλυκά είναι οχτώ και τα αρσενικά 13.

- M.O.CTDI = 5,17 mGy
- M.O.DLP = 175,28 mGy*cm
- M.O.SSDE = 9,35 mGy
- M.O.Length = 297,67 mm
- Το 100% έχει NSCW = 0,6 mm
- Το 14,28% (3/21) έχει Pitch = 1,4 ratio και το 85,71% (18/21) έχει Pitch = 0,9 ratio
- Το 100% έχει ETPR = 0,5 sec

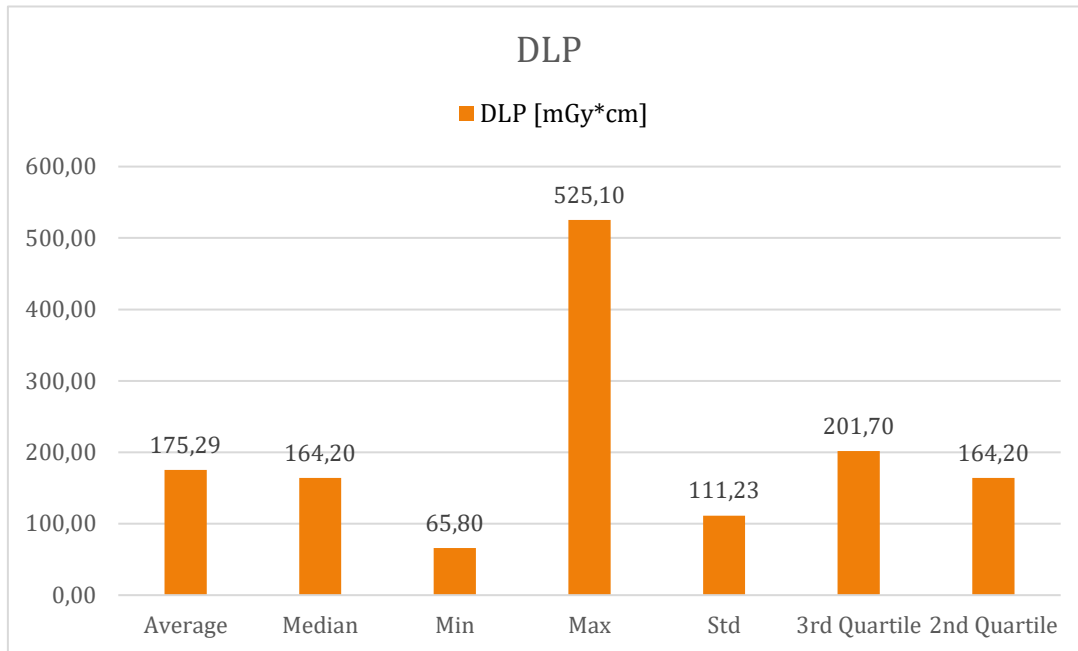


Εικόνα 8.8
Μέτρηση ασθενή κατηγορίας Γ, Νοσοκομείο Παιδων "Αγία Σοφία"

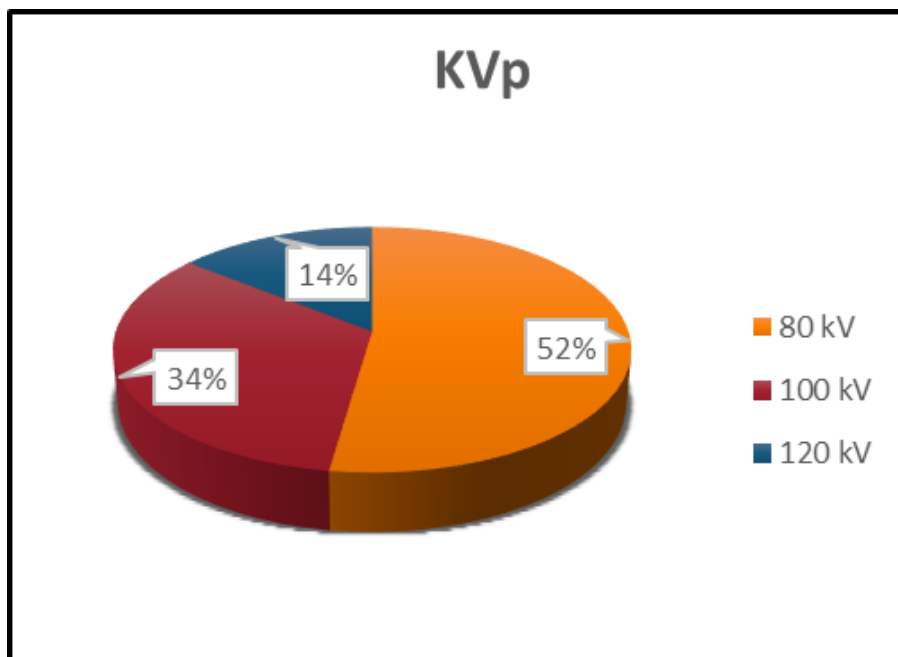


Γράφημα 28

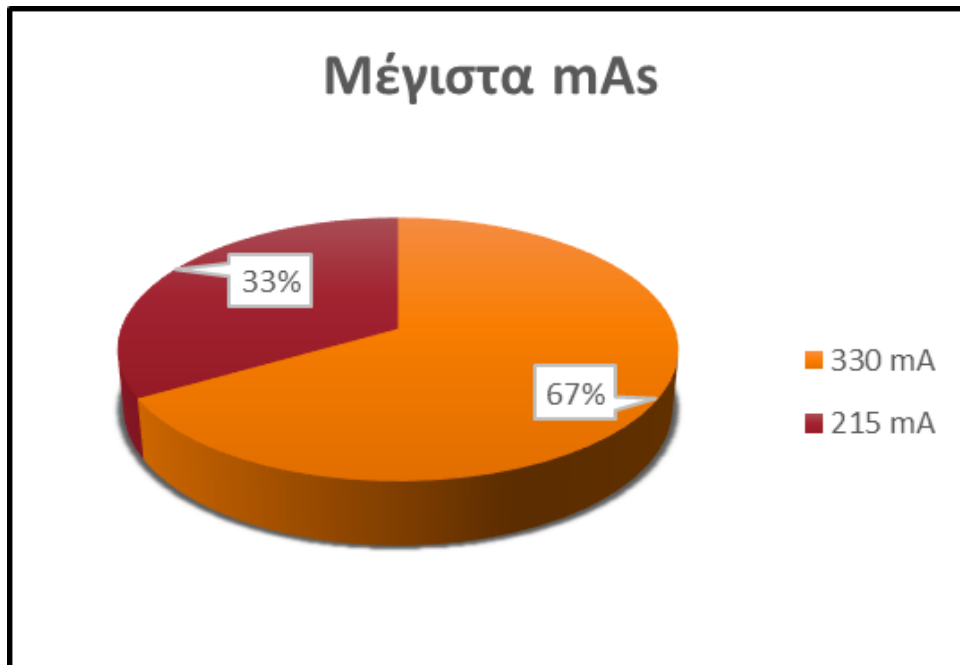
Το CTDI παρουσιάζει μικρότερες τιμές από το SSDE ως αποτέλεσμα σύγκρισης διάφορων στατιστικών μεγεθών που αφορούν στην κατηγορία Γ (ηλικίας 4 ετών έως μικρότερη των 10 ετών).



Γράφημα 29
 Υπόδειγμα στατιστικών μεγεθών του δείκτη δόσης DLP που σχετίζεται με τις μετρήσεις για την τρίτη κατηγορία (ηλικίας 4 ετών έως μικρότερη των 10 ετών).



Γράφημα 30
 Τα KVp παρουσιάζουν διάφορες τιμές με κυρίαρχη τα 80 kV με ποσοστό 52%.

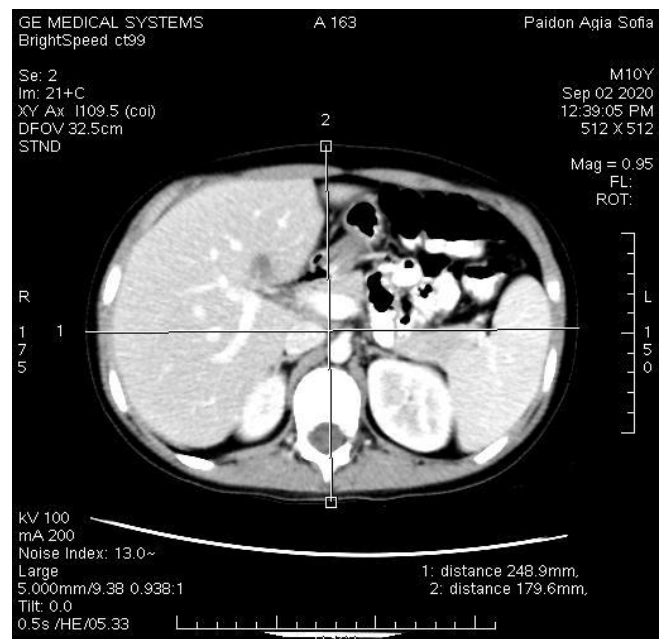


Γράφημα 31
Μεταξύ των ενδείξεων 330 mAs και 215 mAs, όπου το μεγαλύτερο ποσοστό αφορά στην πρώτη ένδειξη.

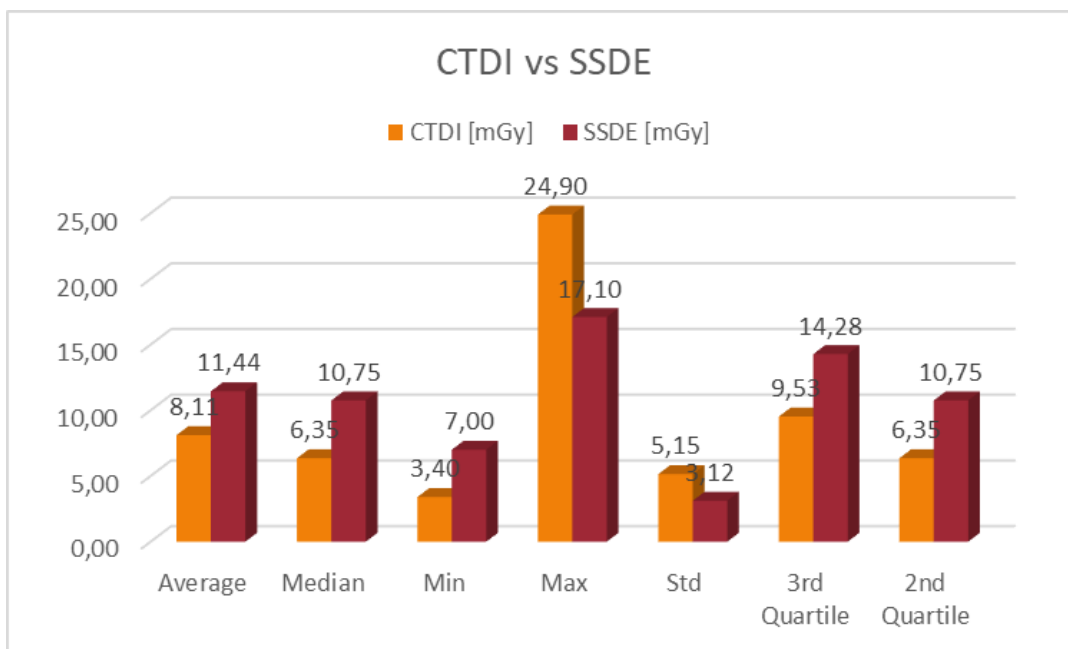
Κατηγορία Δ

Υπάρχουν 16 εξετάσεις (23,52%) που οι οχτώ είναι φύλου θηλυκού και οι οχτώ αρσενικού.

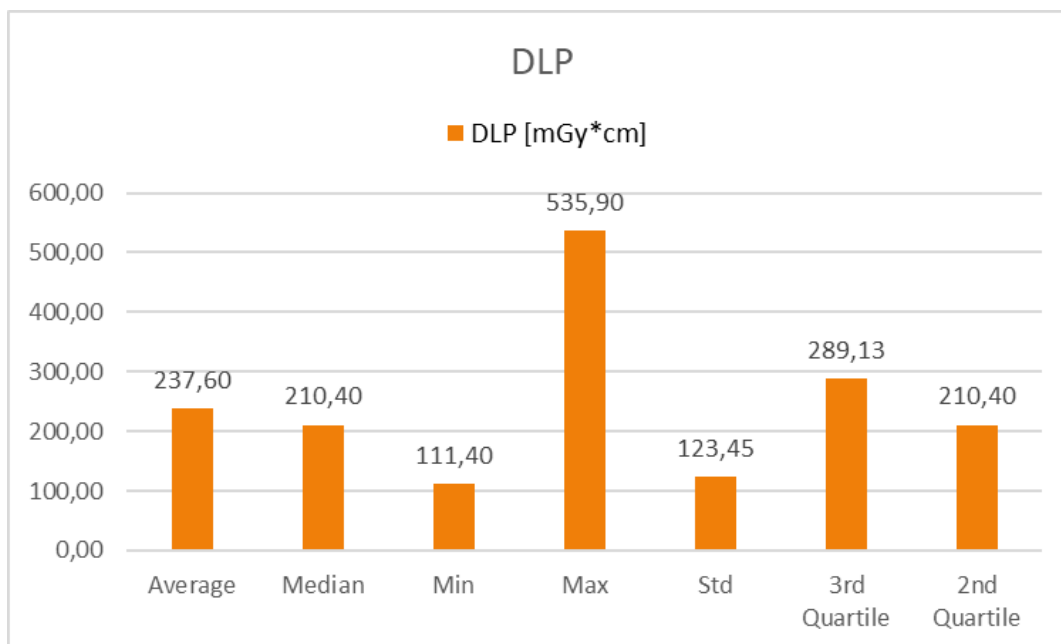
- M.O.CTDI = 8,1 mGy
- M.O.DLP = 237,6 mGy*cm
- M.O.SSDE = 11,44 mGy
- M.O.Length = 309,93 mm
- Το 93,75% (15/16) έχει NSCW = 0,6 mm και το 6,25% (1/16) έχει NSCW = 1,2 mm
- Το 43,75% (7/16) έχει Pitch = 1,4 ratio και το 56,25% (9/16) έχει Pitch = 0,9 ratio
- Το 6,25% (1/16) έχει ETPR = 0,8,sec και το 93,75% (15/16) έχει ETPR = 0,5 sec



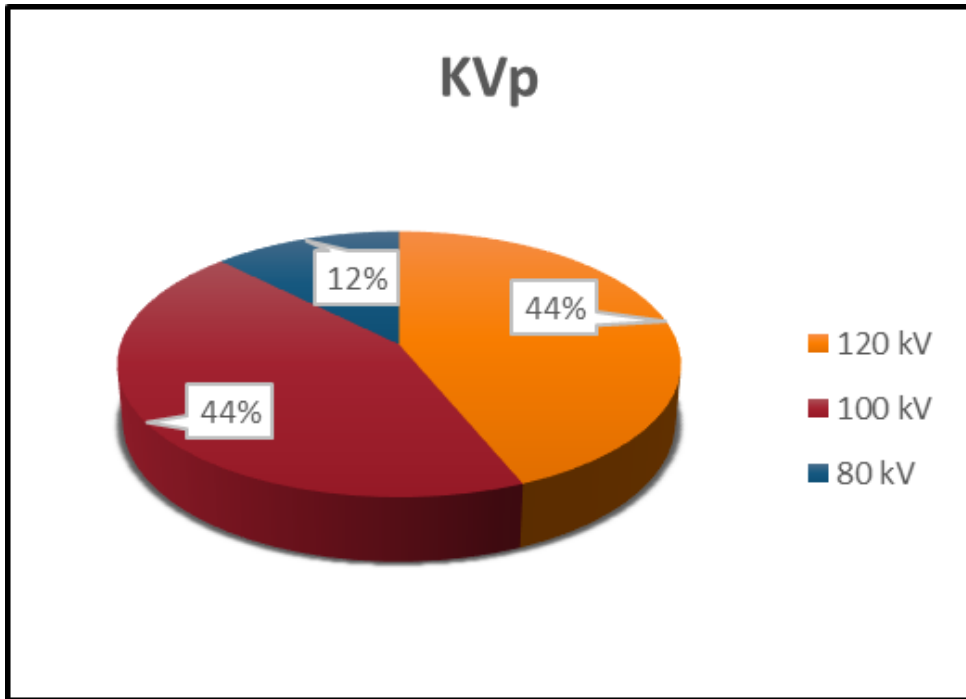
Εικόνα 8.9
Μέτρηση ασθενή κατηγορίας Δ, Νοσοκομείο Παιδών "Αγία Σοφία"



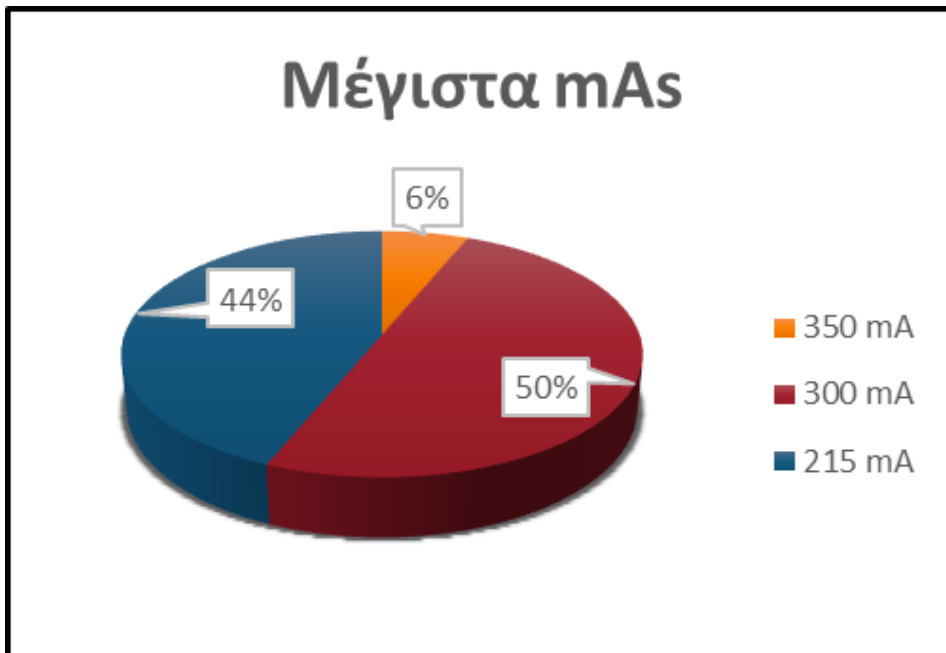
Γράφημα 32
 Στο γράφημα γίνεται σύγκριση ανάμεσα σε ποικίλα στατιστικά μεγέθη μεταξύ των δεικτών δόσεων CTDI και SSDE για την τέταρτη κατηγορία παιδιατρικών ασθενών (ηλικίας 10 ετών έως μικρότερη των 14 ετών).



Γράφημα 33
 Αναφορά τιμών για τον δείκτη DLP.



Γράφημα 34
Κυρίαρχες με ποσοστό 44% είναι οι τιμές 120 kV και 100 kV.

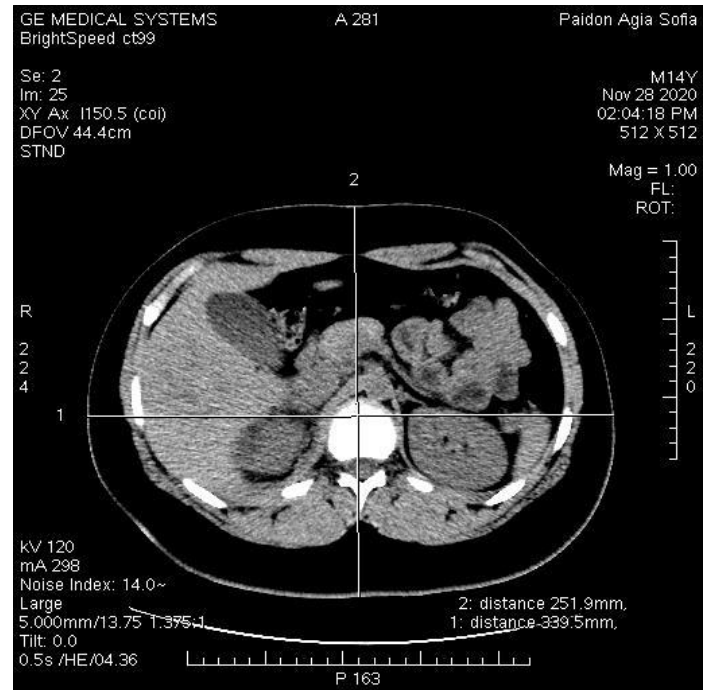


Γράφημα 35
Η χρήση των 300 mA αφορά στο ήμισυ των εξετάσεων.

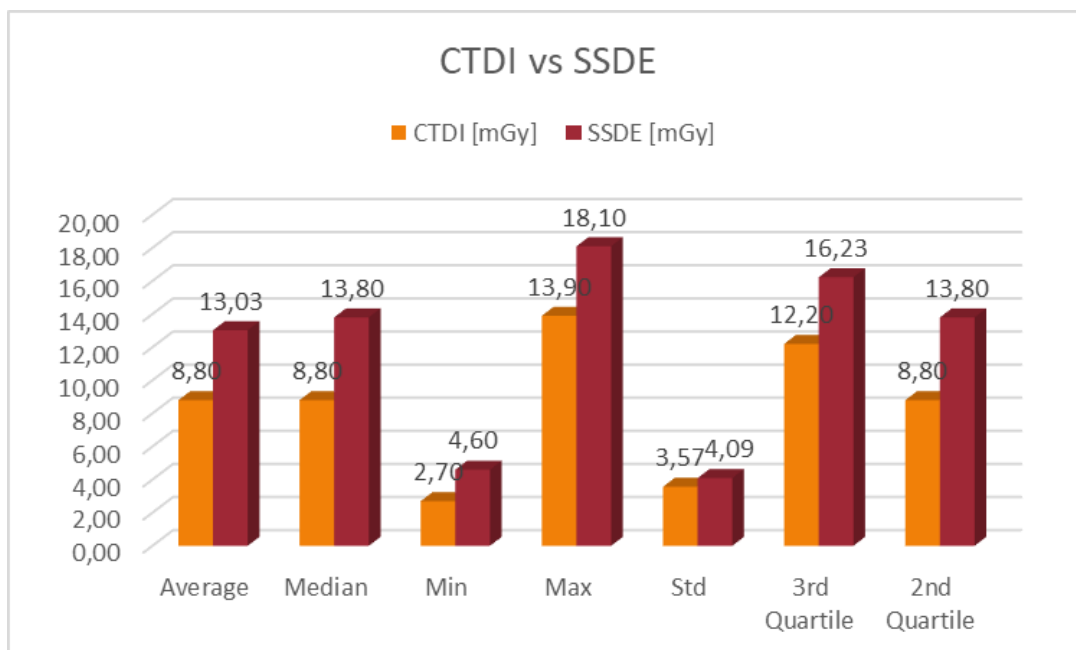
Κατηγορία Ε

Οι 16 εξετάσεις που περιέχονται είναι το 23,52% των συνολικών. Οι οχτώ αναφέρονται σε θηλυκά άτομα και οι υπόλοιπες οχτώ σε αρσενικά.

- M.O.CTDI = 8,79 mGy
- M.O.DLP = 361,75 mGy*cm
- M.O.SSDE = 13,02 mGy
- M.O.Length = 369,21 mm
- Το 12,5% (2/16) έχει NSCW = 1,2 mm και το 87,5% (14/16) έχει NSCW = 0,6 mm
- Το 25% (4/16) έχει Pitch = 0,9 ratio και το 75% (12/16) έχει Pitch = 1,4 ratio
- Το 6,25% (1/16) έχει ETPR = 0,8 sec και το 93,75% (15/16) έχει ETPR = 0,5 sec

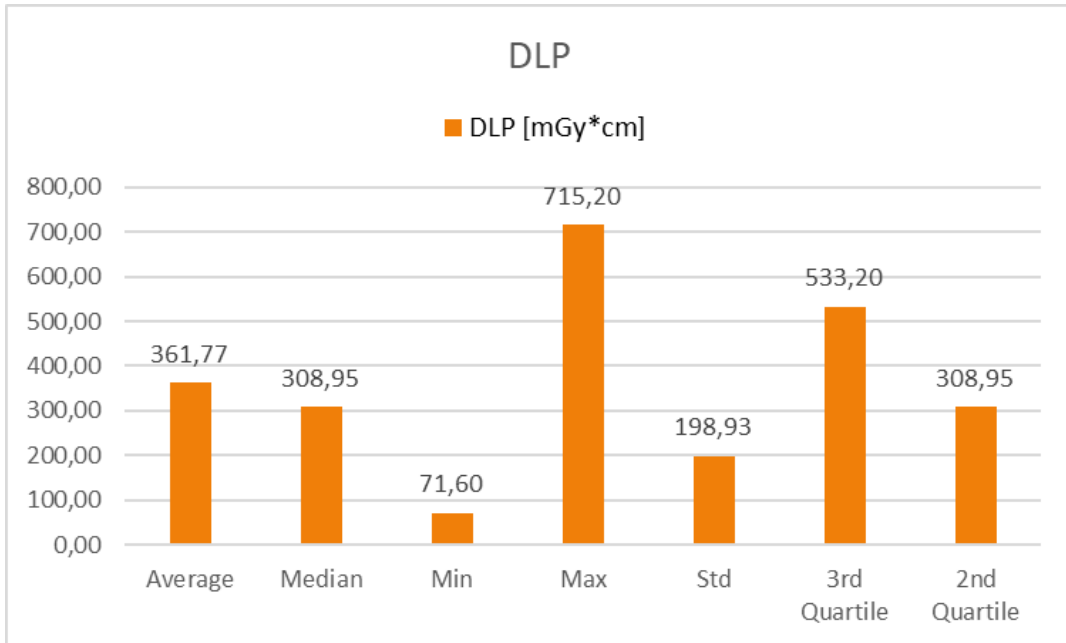


Εικόνα 8.10
Μέτρηση ασθενή κατηγορίας Ε, Νοσοκομείο Παιδων "Αγία Σοφία"

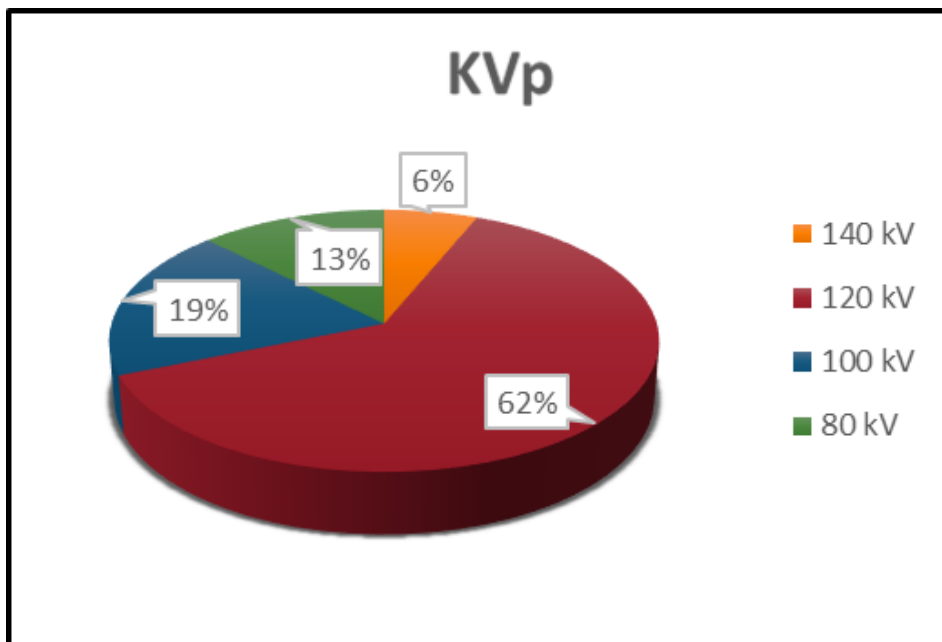


Γράφημα 36

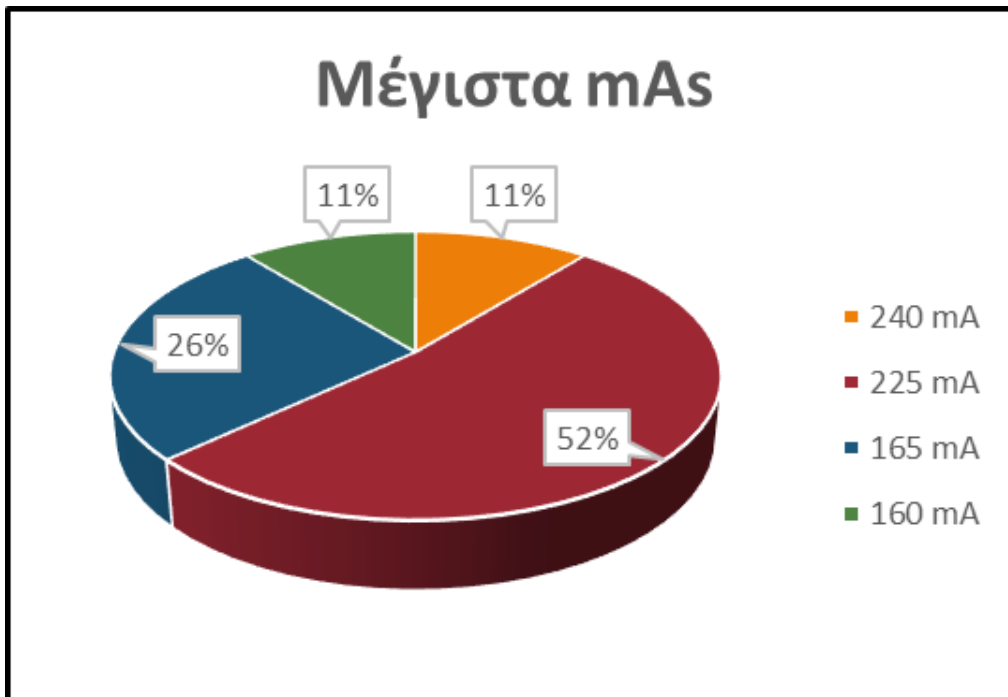
Η αναλογία στατιστικών μεγεθών αναδεικνύει τη διαφορά μεταξύ CTDI και SSDE για την πέμπτη παιδιατρική κατηγορία (ηλικίας 14 ετών έως μικρότερη των 18 ετών).



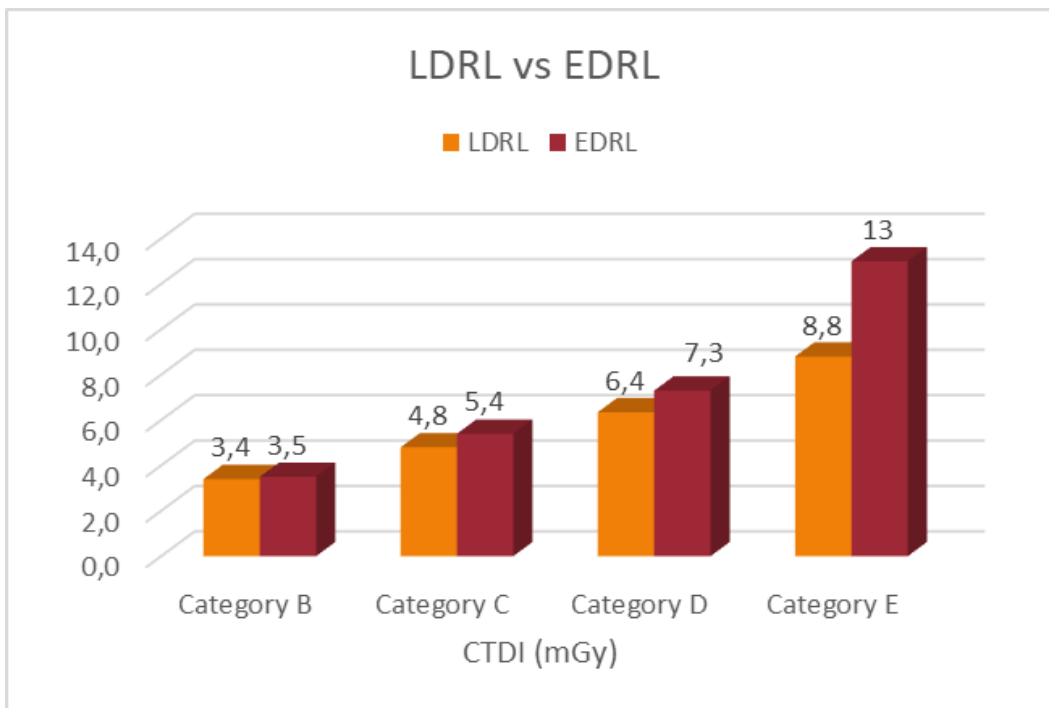
Γράφημα 37
 Παρουσίαση στατιστικών στοιχείων σχετικά με τις μετρήσεις DLP της κατηγορίας Ε παιδιατρικών ασθενών (ηλικίας 14 ετών έως μικρότερη των 18 ετών).



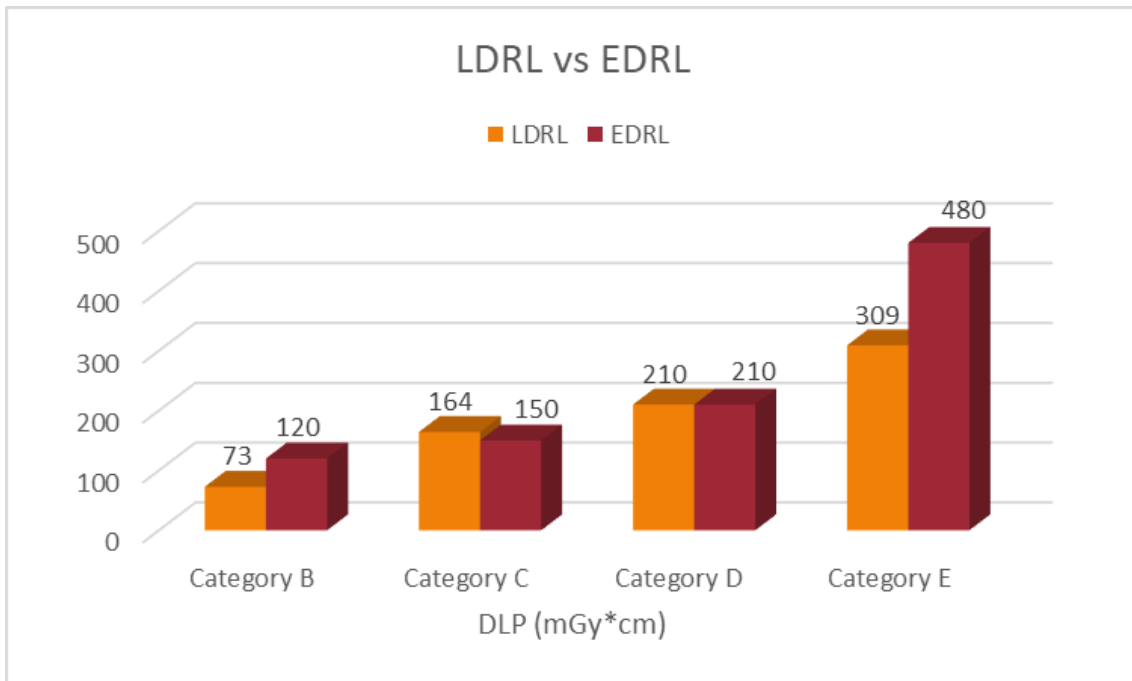
Γράφημα 38
 Επικρατέστερη τιμή μεταξύ των παιδιών της Ε κατηγορίας (ηλικίας 14 ετών έως μικρότερη των 18 ετών) είναι τα 120 kV.



Γράφημα 39
 Στο παραπάνω σχήμα απεικονίζεται ποικιλομορφία τεσσάρων τιμών με ενδεικτικότερη τα 225 mA (52%).



Γράφημα 40
 Η μελέτη σε αυτές τις τέσσερις κατηγορίες δείχνει πως οι τιμές του CTDI του νοσοκομείου Παίδων «Αγία Σοφία» δεν υπερβαίνουν τα ευρωπαϊκά όρια EDRL.



Γράφημα 41

Στη σύγκριση μεταξύ EDRL και DLP βρέθηκε πως στην κατηγορία Γ (ηλικίας 4 ετών έως μικρότερη των 10 ετών) υπάρχει επαυξημένη τιμή σε σχέση με τα όρια.

Κεφάλαιο 9

Συμπεράσματα

Ο συντελεστής διόρθωσης που δίνεται θα έπρεπε να παρέχει την ικανότητα να εκτιμηθεί η μέση δόση σε έναν όγκο ιστών για έναν δεδομένο ασθενή. Η μέτρηση του SSDE βελτιώνει την ακρίβεια της μέσης εκτίμησης δόσης. Τα δεδομένα από έναν ικανό αριθμό ερευνών έχουν δείξει ότι για τους ίδιους συντελεστές τεχνικής της αξονικής τομογραφίας, η μέση απορροφώμενη δόση είναι μεγαλύτερη για μικρότερους ασθενείς. Το SSDE είναι μία νέα ποσότητα που στοχεύει στο να λαμβάνει υπ' όψιν το μέγεθος του ασθενούς, έτσι ώστε οι μετρήσεις της δόσης να ανταποκρίνονται καλύτερα στην πραγματική του δόση. Το SSDE μπορεί να υπολογιστεί από το $CTDI_{vol}$ χρησιμοποιώντας συντελεστές μετατροπής ως συνάρτηση της ενεργού διαμέτρου. Παρότι αποτελεί μία αποτελεσματική μέθοδο μέτρησης της δόσης του ασθενή, ταυτόχρονα είναι πολλές φορές υποκειμενική λόγω του ότι οι μετρήσεις από διάφορα άτομα μπορεί να υπολογίζονται διαφορετικά. Έτσι, αν δεν υφίσταται απόλυτη ταύτιση στις συνθήκες αξιολόγησης, τότε είναι πιθανό το αποτέλεσμα να γίνει αντικείμενο αμφισβήτησης.

Συνεπώς, γίνεται κατανοητό ως συμπέρασμα στο τέλος της εργασίας αυτής πως, εξαιτίας της στενής σχέσης του SSDE με το πραγματικό μέγεθος του ασθενούς καλύπτονται ποικίλα μεγέθη παιδιατρικών ασθενών. Τα μεγέθη αυτά χωρίζονται σε πέντε κατηγορίες στον πίνακα 11 σύμφωνα με το PiDRL. Το γεγονός αυτό καθιστά το SSDE ως μία πιο κατάλληλη παράμετρο από το $CTDI_{vol}$, σε ό,τι αφορά τις ποσότητες που καθορίζονται από τα διεθνή επίπεδα αναφοράς. Επίσης εξίσου σημαντικό είναι το αποτέλεσμα που προκύπτει κατά τη διαδικασία της στατιστικής ανάλυσης και μελέτης των δεδομένων, καθώς διαφαίνεται ότι τα πρωτόκολλα που χρησιμοποιούνται στο νοσοκομείο Παιδων "Αγία Σοφία" σέβονται τα επιτρεπτά όρια που έχουν καθοριστεί για τους παιδιατρικούς ασθενείς σύμφωνα με το PiDRL.

Κεφάλαιο 10

Συζήτηση

Σε αυτό το σημείο πρέπει να αναγνωρίσουμε την ύπαρξη δύο περιπτώσεων κατά τις οποίες οι συχνότεροι δείκτες δόσης CTDI και DLP ξεπερνούν οριακά τα αυστηρά ευρωπαϊκά επίπεδα αναφοράς της δόσης, και αυτό αποτελεί ένδειξη ότι θα πρέπει να υπάρχει σαφής καθορισμός και από πλευράς ελληνικών ορίων. Η μέχρι τώρα απουσία επιπέδων αναφοράς στη χώρα μας αποτελεί αρνητικό παράγοντα και είναι ιδιαίτερα αισθητή στην καθημερινή ακτινοδιαγνωστική πράξη.

Επιπλέον, η ύπαρξη των ορίων αυτών θα είναι βοηθητική στην ασφαλέστερη μελέτη των αναφορών σύγκρισης τιμών με άλλες χώρες. Ο συνδυασμός επαγγελματικής αρτιότητας και επιστημονικής μελέτης είναι απαραίτητα για τη δημιουργία κατάλληλων συνθηκών μέσα από τις οποίες προκύπτει όσο το δυνατόν ακριβέστερο αποτέλεσμα, όπως διαφαίνεται από τη μέχρι τώρα εμπειρία μας στο νοσοκομείο Παιδών «Αγία Σοφία» κατά την επεξεργασία δεδομένων.

Επιπροσθέτως, ιδιαίτερη μνεία πρέπει να αποδοθεί στο ότι πάντοτε μπορεί να υπάρχει περαιτέρω βελτίωση των πρωτοκόλλων όλων των εξετάσεων απεικόνισης. Αυτό προκύπτει από το γεγονός ότι πρέπει πάντα να προσέχουμε τη ρύθμιση των δόσεων ανάλογα με τους ασθενείς, έτσι ώστε η αναλογία δόσης και εικόνας να προσφέρει το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Γίνεται αντιληπτό λοιπόν ότι αυτό είναι αναγκαίο περισσότερο στους παιδιατρικούς εξεταζόμενους όλων των κατηγοριών, λόγω αυξημένης ακτινοευαισθησίας και ιδιαίτερως σε όσους υπόκεινται σε εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας, εξ' αιτίας της υψηλής απόδοσης ακτινοβολίας.

Βιβλιογραφία

1. Παππάς, Κ. & Θεωδόρου, Κ. (2019). Ακτινοβολίες και Ακτινοπροστασία. Κύπρος: Broken Hill Publishers Ltd.
2. Κανδαράκης, Ι. (2007). *Ακτινοδιαγνωστική*. Αθήνα: Πανεπιστημιακές Εκδόσεις "ΑΡΑΚΥΝΘΟΣ"
3. Αλειφερόπουλος, Δ. & Καλλιβωκάς, Σ. (2003). *Αξονική Τομογραφία*. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας
4. Prokop, M. & Galanski, M. (2005). *Ελικοειδής και Πολυτομική Υπολογιστική Τομογραφία του Σώματος*. Μετάφραση από τα Ganzkörper-Computertomographie από Τσιρκινίδης, Π. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Χρήστος Βασιλειάδης. (το πρωτότυπο έργο εκδόθηκε 2003).
5. Drake, R., Vogl, W. & Mitchell (2009). Gray's Anatomy. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone.
6. American Association of Physicists in Medicine (AAPM), (21/07/2017). American Association of Physicists in Medicine. Διαθέσιμο σε: <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/> (Ανακτήθηκε 1 Φεβρουαρίου, 2021).
7. European Society of Urogenital Radiology, (2012). ESUR Guidelines on Contrast Media. Διαθέσιμο σε: <http://www.esur.org/guidelines/> (Ανακτήθηκε 22 Δεκεμβρίου, 2020).
8. Βουλγαρίδου, Β. (2015). Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς αξονικού τομογράφου. Διδακτορική διατριβή. Θεσσαλονίκη: Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης.
9. Radiopaedia, *Labeled imaging anatomy cases*. Διαθέσιμο σε: <https://radiopaedia.org/articles/labelled-imaging-anatomy-cases?lang=us>

(Ανακτήθηκε 27 Ιανουαρίου, 2021).

10. Γ. Τσούγκος, “Αρχές Ακτινοβιολογίας.” Διαθέσιμο σε:
<https://docplayer.gr/8150503-Arhes-aktinoviologias-g-tsoyghkos.html>.
11. Θεοδωράκη, Κ. (2019). *Προσομοίωση των επαγόμενων, σύνθετων βλαβών στο DNA σε υγιείς και καρκινικούς ιστούς κατά την ακτινοθεραπεία*. Διδακτορική διατριβή. Αθήνα
12. Kutanzi, Lumen, Koturbash, Miousse (28 Οκτωβρίου 2016). Pediatric Exposures to Ionizing Radiation: Carcinogenic Considerations. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 13, (Special Issue "Children's Exposure to Environmental Contaminants"). Διαθέσιμο σε: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5129267/> (Ανακτήθηκε 8 Οκτωβρίου 2020)
13. Burnet, Wurm, Nyman, Peacock (1 Αυγούστου 1996). Normal tissue radiosensitivity — How important is it? *Clinical Oncology* 8, (1). Διαθέσιμο σε:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0936655505800354> (Ανακτήθηκε 13 Οκτωβρίου 2020).
14. Richardson, Sugiyama, Nishi, Sakata, Shimizu, Grant, Soda, Hsu, Suyama, Kodama, Kasagi (1 Σεπτεμβρίου 2009). Ionizing radiation and leukemia mortality among Japanese Atomic Bomb Survivors, 1950-2000.. *Radiation Research* 172, (3). Διαθέσιμο σε:
<https://meridian.allenpress.com/radiation-research/article-abstract/172/3/368/42970/Ionizing-Radiation-and-Leukemia-Mortality-among?redirectedFrom=fulltext> (Ανακτήθηκε 14 Δεκεμβρίου 2020).
15. Prisyazhiuk, Pjatak, Buzanov, Reeves, Beral (23 Νοεμβρίου 1991). Cancer in the Ukraine, post-Chernobyl. *The Lancet* 338, (8778).

- Διαθέσιμο σε: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1682710/> (Ανακτήθηκε 20 Δεκεμβρίου 2020).
16. American Association of Physicist in Medicine, (2011). Size- Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. Διαθέσιμο σε: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf (Ανακτήθηκε 23 Ιουλίου, 2020).
17. European Commission, (2018). Radiation Protection No 185 European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Pediatric Imaging. Διαθέσιμο σε: http://www.eurosafeimaging.org/wp/wp-content/uploads/2018/09/rp_185.pdf (Ανακτήθηκε 23 Ιουλίου, 2020).
18. European Society of Radiology, (2013). PiDRL Project - European diagnostic reference levels for paediatric imaging a. Διαθέσιμο σε: <http://www.eurosafeimaging.org/wp/wp-content/uploads/2014/08/PiDRL-Project.pdf> (Ανακτήθηκε 14 Σεπτεμβρίου, 2020).
19. Κετικίδης, Α. (2017). Επίδραση του αλγορίθμου ανακατασκευής ASIR στην ποιότητα και στη δόση αξονικής τομογραφίας τραχήλου με χρήση ανθρωπόμορφου ομοιώματος. Πτυχιακή εργασία. Θεσσαλονίκη: Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης.
20. Centre for Evidence-based Purchasing, (2009). Comparative specifications: 16 slice CT scanners. Διαθέσιμο σε: <https://studylib.net/doc/18345418/16-slice-ct-scanners---about-centre-for-evidence> (Ανακτήθηκε 11 Φεβρουαρίου, 2021).
21. Medwow, (2014). Manufacturer Specifications - BrightSpeed Elite 16 Slices, GE Healthcare. Διαθέσιμο σε: <http://www.medwow.com/med/ct-scanner/ge-healthcare/brightspeed-elite-16-slices/29186.model-spec> (Ανακτήθηκε 11 Φεβρουαρίου, 2021).
22. General Electric Health Care, (2007). Brightspeed 16. Διαθέσιμο σε: <https://www.rxservices.cl/catalogos/brightspeed.pdf> (Ανακτήθηκε 11 Φεβρουαρίου, 2021).