



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

Διευθυντής: Καθηγητής Ι. Δαμηλάκης



ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΥ ΤΖΑΝΗ

ΦΥΣΙΚΟΥ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

**ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΔΟΣΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΑΣΘΕΝΩΝ ΚΑΙ
ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΙΚΑ ΕΚΤΙΘΕΜΕΝΩΝ ΑΠΟ ΕΠΕΜΒΑΣΕΙΣ
ΔΙΑΚΑΘΕΤΗΡΙΑΚΟΥ ΕΝΔΑΡΤΗΡΙΑΚΟΥ
ΧΗΜΕΙΟΕΜΒΟΛΙΣΜΟΥ ΗΠΑΤΟΚΥΤΤΑΡΙΚΟΥ
ΚΑΡΚΙΝΩΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΕΝΔΑΓΓΕΙΑΚΗΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ
ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΑΟΡΤΗΣ**

Τριμελής επιτροπή

Ιωάννης Δαμηλάκης, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής
Δημήτριος Τσέτης, Καθηγητής Γενικής-Επεμβατικής Ακτινολογίας
Κωνσταντίνος Περισυνάκης, Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

Ηράκλειο, 2020

Στους γονείς μου...

Ευχαριστίες

Σε αυτή την παράγραφο θέλω να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στα άτομα που ήταν δίπλα μου και συνέβαλαν στην υλοποίηση της παρούσας διδακτορικής διατριβής.

Ευχαριστώ από καρδιάς τον επιβλέποντα καθηγητή μου, τον κ. Ιωάννη Δαμηλάκη, Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Κρήτης. Εκτός από κορυφαίος επιστήμονας είναι και εξαιρετικός άνθρωπος με σπάνιες αρετές. Ήταν δίπλα μου και ποτέ δεν αρνήθηκε να με ακούσει, να μου προσφέρει τις γνώσεις του και να με καθοδηγήσει. Με υπομονή μου έδειχνε τα λάθη μου και με καθοδηγούσε ώστε να τα διορθώσω και έτσι να γίνω καλύτερος. Μου έμαθε να μην συμβιβάζομαι με το μέτριο και πάντα να επιζητώ το καλύτερο. Είναι τιμή μου που συνεργάστηκα μαζί του και εύχομαι σε κάθε νέο ερευνητή που κάνει το ξεκίνημά του να έχει ένα τέτοιο ακαδημαϊκό δάσκαλο στο πλευρό του.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τον κ. Δημήτριο Τσέτη, Καθηγητή Γενικής-Επεμβατικής Ακτινολογίας της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Κρήτης. Από την πρώτη μέρα που βρέθηκα στο εργαστήριο επεμβατικής ακτινολογίας με υποδέχθηκε και με παρακίνησε να εφαρμόσω τις ιδέες μου πάνω στο θέμα της διδακτορικής μου διατριβής. Η συνεργασία μας ήταν εξαιρετική από την πρώτη στιγμή. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Χρήστο Ιωάννου, Αναπληρωτή Καθηγητή Αγγειοχειρουργικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Κρήτης για την άριστη συνεργασία και τη βοήθεια που μου προσέφερε στα πλαίσια της διδακτορικής μου διατριβής.

Ευχαριστώ θερμά τον κ. Κωνσταντίνο Περισυνάκη, Αναπληρωτή Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Κρήτης. Όποτε και αν ζήτησα τη βοήθειά του ήταν εκεί για εμένα. Οι συζητήσεις που κάναμε με βοήθησαν να

κατανοήσω αρκετά πράγματα και να έρθω αρκετά βήματα πιο κοντά στην υλοποίηση της παρούσας διατριβής. Εξαιρετικός επιστήμονας και άνθρωπος με υπομονή και επιμονή.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω τον Δρ. Ιωάννη Στρατάκη και τον Δρ. Μάριο Μυρωνάκη για τη βοήθεια που μου προσέφεραν στο τελευταίο σκέλος της διδακτορικής μου διατριβής. Η βοήθειά τους ήταν σημαντική για να καταφέρω να πετύχω τους στόχους μου.

Περίληψη

Οι επεμβατιστές και οι ασθενείς κατά τη διάρκεια των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων λαμβάνουν σημαντικές δόσεις ακτινοβολίας. Ο αριθμός των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων αυξάνεται συστηματικά τα τελευταία χρόνια. Ο προσδιορισμός των δόσεων ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι επεμβατιστές και οι ασθενείς είναι υψίστης σημασίας. Επίσης, η χρήση νέων, αποτελεσματικών εξοπλισμών ακτινοπροστασίας είναι απαραίτητη για τη μείωση της πιθανότητας εμφάνισης των δυσμενών συνεπειών που επιφέρει η ιοντίζουσα ακτινοβολία. Ο πρώτος στόχος της παρούσας διδακτορικής διατριβής ήταν ο προσδιορισμός της ακτινικής επιβάρυνσης του κύριου επεμβατιστή κατά τη διάρκεια σύνθετων ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων και ο προσδιορισμός του μέγιστου ετήσιου αριθμού επεμβάσεων που μπορούν να πραγματοποιήσουν οι επεμβατιστές χωρίς να ξεπεράσουν τα θεσμοθετημένα όρια δόσεων. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια 36 επεμβάσεων αγγειοπλαστικής και 17 επεμβάσεων EVAR με δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD-200, Hashaw, Solon, OH). Επίσης, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις για την εξακρίβωση της αποτελεσματικότητας ενός σεντονιού ακτινοπροστασίας και ενός σκούφου ακτινοπροστασίας. Η διάμεσος ενεργός δόση που λαμβάνουν οι επεμβατιστές από μια τυπική επέμβαση EVAR καθώς και από μια τυπική επέμβαση PTA είναι $4.7 \pm 1.4 \mu\text{Sv}$ και $4.4 \pm 3.6 \mu\text{Sv}$ αντίστοιχα. Η μεγαλύτερη δόση ακτινοβολίας καταγράφηκε για τα χέρια των επεμβατιστών και στα δύο είδη επέμβασης. Η σωστή χρήση του σεντονιού ακτινοπροστασίας και του σκούφου ακτινοπροστασίας συμβάλει στη μείωση της δόσης στον επεμβατιστή.

Τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς προτείνονται από αρκετούς διεθνείς οργανισμούς ως ένα χρήσιμο εργαλείο για την βελτιστοποίηση των τεχνικών που εφαρμόζονται στην επεμβατική ακτινολογία. Επίσης, σύμφωνα με το άρθρο 56.2 του European Union Basic Safety Standards όλα τα κράτη-μέλη πρέπει να αναπτύξουν διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για τις ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις και να τα ανανεώνουν τακτικά. Ο δεύτερος στόχος της παρούσας διδακτορικής διατριβής ήταν η ανάπτυξη τοπικών διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς για σύνθετες ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις. Συλλέχθηκαν δοσιμετρικά και ανθρωπομετρικά δεδομένα για 38 ασθενείς οι οποίοι υπεβλήθησαν σε επεμβάσεις αγγειοπλαστικής λαγονίων αρτηριών, για 35 ασθενείς οι οποίοι υπεβλήθησαν σε επεμβάσεις αγγειοπλαστικής μηροϊγνιακών αρτηριών, για 52 ασθενείς οι οποίοι υπεβλήθησαν σε επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος και για 73 ασθενείς οι οποίοι υπεβλήθησαν σε επεμβάσεις ενδαγγειακής αποκατάστασης ανεύρυσματος κοιλιακής αορτής. Επίσης, αξιολογήθηκε η πολυπλοκότητα κάθε επέμβασης. Για τις επεμβάσεις αγγειοπλαστικής των λαγονίων αρτηριών, αγγειοπλαστικής των μηροϊγνιακών αρτηριών, για επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος και ενδαγγειακής αποκατάστασης ανεύρυσματος κοιλιακής αορτής η διάμεσος τιμή του DAP ήταν 59.9 Gy cm^2 , 4.8 Gy cm^2 , 116.8 Gy cm^2 και 153.2 Gy cm^2 αντίστοιχα.

Οι ασθενείς με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής λαμβάνουν υψηλές δόσεις ακτινοβολίας λόγω της ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενης επέμβασης αλλά και λόγω των εξετάσεων υπολογιστικής τομογραφίας στις οποίες υποβάλλονται πριν και μετά την επέμβαση. Στην βιβλιογραφία υπάρχει περιορισμένος αριθμός δοσιμετρικών μελετών για ασθενείς με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής οι οποίοι υποβάλλονται σε ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις. Τρίτος στόχος της παρούσας διδακτορικής διατριβής

ήταν η ανάπτυξη μεθόδου εξατομικευμένης δοσιμετρίας για ασθενείς οι οποίοι υποβάλλονται σε ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις. Επίσης, προσδιορίστηκε η ακτινική επιβάρυνση των πρωτογενώς ακτινοβοληθέντων ιστών και οργάνων των ασθενών με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής οι οποίοι υπεβλήθησαν σε ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενη ενδαγγειακή αποκατάσταση του ανευρύσματος. Η εξατομικευμένη δοσιμετρική μελέτη πραγματοποιήθηκε με το λογισμικό ImpactMC version 1.0.1 (VAMP GmbH, Erlangen, Germany). Οι διάμεσες τιμές των δόσεων που υπολογίστηκαν για το δέρμα, τον μυελό των οστών, τα νεφρά και την σπλήνα ήταν 192.4 mGy, 97.0 mGy, 72.9 mGy and 33.6 mGy αντίστοιχα, ενώ η διάμεσος δόση για την καρδιά, το ήπαρ, το πάγκρεας και το στομάχι ήταν 6.3 mGy, 14.4 mGy, 21.6 mGy and 11.2 mGy αντίστοιχα.

Abstract

Interventionalists and patients are exposed to considerable radiation doses during fluoroscopically guided procedures. A substantial increase in the annual number of fluoroscopically guided procedures has been observed. Determination of the operator's and patient's radiation exposure is of utmost importance. Furthermore, the use of new, effective radiation protection equipment will contribute to the efficient radiation protection of the medical staff. The first aim of our study was to determine the radiation exposure of primary interventionalist's different body parts during complex fluoroscopically guided interventions and to determine the maximum permissible annual workload. Occupational doses for 36 consecutive aortoiliac PTA procedures and 17 consecutive EVAR procedures were estimated using thermoluminescence dosimetry (TLD) chips (TLD-200, Hashaw, Solon, OH). The efficacy of a radio protective drape and a radio protective cap were also evaluated. Median ED for a typical EVAR and PTA procedure was $4.7 \pm 1.4 \mu\text{Sv}$ and $4.4 \pm 3.6 \mu\text{Sv}$, respectively. The highest radiation doses were measured for the operator's hands in both procedures. Occupational radiation exposure can be reduced significantly with the proper use of a radioprotective drape and a radioprotective cap.

Diagnostic reference levels (DRLs) are suggested by many authorities as a tool for dose optimization of the applied techniques in interventional examinations. Article 56.2 of the European Union Basic Safety Standards states that: "Member States shall ensure the establishment, regular review and use of DRLs for radio-diagnostic examinations, having regard to the recommended European diagnostic reference levels where available, and where appropriate, for interventional radiology procedures, and the

availability of guidance for this purpose”. The second aim of our study was to establish complexity-based local DRLs for different fluoroscopically guided interventions. Dosimetric and anthropometric data were collected prospectively for 35 patients who underwent femoropopliteal PTA, 38 patients who underwent iliac PTA, 52 patients who underwent transarterial chemoembolization and for 73 patients who underwent EVAR procedures. Moreover, the complexity of each procedure was evaluated. The median DAP for femoropopliteal PTA, iliac PTA, transarterial chemoembolization and EVAR were 59.9 Gy cm^2 , 4.8 Gy cm^2 , 116.8 Gy cm^2 και 153.2 Gy cm^2 respectively.

Patients with an abdominal aortic aneurysm are exposed to considerable radiation doses due to the fluoroscopically guided procedure as well as due to the pre and post-operative CT scans. In the literature there is a limited number of studies concerning radiation exposure of EVAR patients. The third aim of our study was the development of a novel patient specific dosimetry method for fluoroscopically guided interventions. Moreover, radiation doses of the primarily exposed tissues and organs of EVAR patients were determined. Patient-specific Monte Carlo simulations were performed with ImpactMC version 1.0.1 (VAMP GmbH, Erlangen, Germany) to determine organ/tissue radiation doses. The median dose values for the skin, bone marrow, kidneys and spleen were 192.4 mGy, 97.0 mGy, 72.9 mGy and 33.6 mGy, respectively, while the median dose of heart, liver, pancreas and stomach were 6.3 mGy, 14.4 mGy, 21.6 mGy and 11.2 mGy, respectively.

Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1^ο Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας – ύλης	3
1.1 Εισαγωγή	3
1.2 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ιοντίζουσας ακτινοβολίας με την ύλη	5
1.2.1 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο.....	7
1.2.2 Σκέδαση Thomson.....	11
1.2.3 Σκέδαση Rayleigh (Σύμφωνη σκέδαση)	13
1.2.4 Σκέδαση Compton (Ασύμφωνη σκέδαση)	14
1.2.5 Δίδυμη γένεση	18
1.3 Μακροσκοπική μελέτη της αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με την ύλη	19
1.3.1 Εκθετική εξασθένιση της έντασης της δέσμης.....	19
1.3.2 Συντελεστής εξασθένισης.....	20
1.3.3 Πάχος υποδιπλασιασμού	23
Βιβλιογραφία κεφαλαίου	25
Κεφάλαιο 2^ο Δοσιμετρικά μεγέθη ιοντιζουσών ακτινοβολιών	26
2.1 Εισαγωγή	26
2.2 Χαρακτηριστικά μεγέθη πεδίων ακτινοβολίας	27
2.3 Γραμμική μεταφορά ενέργειας (LET).....	29
2.4 Έκθεση X	30
2.5 Απορροφώμενη δόση D	31
2.6 Kerma (Kinetic energy released in matter)	33
2.7 Ισοδύναμη δόση (HT)	37
2.8 Ενεργός δόση (E)	39
Βιβλιογραφία κεφαλαίου	41
Κεφάλαιο 3^ο Δοσιμετρία ιοντιζουσών ακτινοβολιών	42
3.1 Εισαγωγή	42
3.2 Χαρακτηριστικά δοσιμετρικών συστημάτων.....	43
3.3 Είδη δοσιμέτρων	45
3.3.1 Ανιχνευτές αερίου.....	45
3.3.2 Δοσιμετρία με χρήση ημιαγωγών	48
3.3.3 Δοσιμετρία φωταύγειας	49
3.4 Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας.....	51
3.4.1 Βαθμονόμηση-Ανάγνωση-Ανόπτηση κρυστάλλων θερμοφωταύγειας ..	57

3.5 Θεωρία κοιλότητας.....	60
3.5.1 Θεωρία μικρών κοιλοτήτων Bragg-Gray για φωτόνια	60
3.5.2 Θεωρία μεσαίων κοιλοτήτων Burlin.....	61
3.5.3 Θεωρία μεγάλων κοιλοτήτων για φωτόνια.....	62
3.6 Δοσιμετρία με τη μέθοδο Monte Carlo	63
3.6.1 Η μέθοδος Monte Carlo στην ιατρική φυσική.....	64
Βιβλιογραφία κεφαλαίου	66
Κεφάλαιο 4^ο Βιολογικές επιδράσεις ιοντιζουσών ακτινοβολιών	68
4.1 Εισαγωγή	68
4.2 Άμεση και έμμεση βιολογική επίδραση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας	68
4.3 Βλάβες στο DNA λόγω της ιοντίζουσας ακτινοβολίας.....	71
4.4 Μοντέλα προσδιορισμού της κυτταρικής επιβίωσης μετά από ακτινοβόληση .	72
4.5 Παράγοντες που επηρεάζουν την ακτινοευαισθησία των κυττάρων	76
4.6 Βιολογικά αποτελέσματα της ιοντίζουσας ακτινοβολίας στον άνθρωπο	80
4.6.1 Καθορισμένα αποτελέσματα (deterministic effects)	80
4.6.2 Στοχαστικά αποτελέσματα (Stochastic effects).....	83
4.7 Όρια δόσεων.....	85
Βιβλιογραφία κεφαλαίου	86
Κεφάλαιο 5^ο Σύστημα Ακτινοσκόπησης.....	87
5.1 Εισαγωγή	87
5.2 Εξαρτήματα συστήματος ακτινοσκόπησης.....	88
5.2.1 Λυχνία ακτινών X.....	89
5.2.2 Σύστημα ανίχνευσης και παραγωγής εικόνας.....	92
5.2.2.1 Σύστημα ανίχνευσης με ενισχυτή εικόνας.....	92
5.2.2.2 Συστήματα με επίπεδο ανιχνευτή (Flat panel detector).....	97
5.3 Σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC)	99
5.4 Τρόποι λειτουργίας.....	101
5.4.1 Συνεχής και παλμική ακτινοσκόπηση.....	101
5.4.2 Μεγέθυνση και FOV	102
5.4.3 Λειτουργίες απεικόνισης.....	103
5.5 Μονάδα περιφερικής Αγγειογραφίας.....	104
5.6 Δοσιμετρικά μεγέθη στην ακτινοσκόπηση	106
Βιβλιογραφία κεφαλαίου	108

Κεφάλαιο 6^ο Δόσεις ακτινοβολίας επαγγελματικά εκτιθέμενων από επεμβάσεις ενδοαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής και διαδερμικής ενδοαυλικής αγγειοπλαστικής 109

6.1 Εισαγωγή	109
6.2 Ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις	111
6.2.1 Ενδοαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος κοιλιακής αορτής	111
6.2.2 Διαδερμική ενδοαυλική αγγειοπλαστική.....	113
6.3 Υλικά και μέθοδοι	115
6.4 Αποτελέσματα	120
6.5 Συζήτηση.....	128
6.6 Συμπεράσματα.....	132
Βιβλιογραφία κεφαλαίου	133

Κεφάλαιο 7^ο Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς 137

7.1 Εισαγωγή	137
7.2 Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για επεμβάσεις αγγειοπλαστικής μηραιογνιακών αρτηριών και λαγονίων αρτηριών.	138
7.2.1 Υλικά και μέθοδοι	139
7.2.2 Αποτελέσματα	142
7.3 Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος	144
7.3.1 Υλικά και μέθοδοι	145
7.3.2 Αποτελέσματα	147
7.4 Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για επεμβάσεις ενδοαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής.....	149
7.4.1 Υλικά και μέθοδοι	150
7.4.2 Αποτελέσματα	153
7.5 Συζήτηση.....	157
7.6 Συμπεράσματα.....	158
Βιβλιογραφία κεφαλαίου	161

Κεφάλαιο 8^ο Εξατομικευμένη δοσιμετρία για ασθενείς που υποβάλλονται σε επεμβάσεις ενδοαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής.... 166

8.1 Εισαγωγή	166
8.2 Υλικά και μέθοδοι.....	168
8.2.1 Ασθενείς	168
8.2.2 Εξατομικευμένη δοσιμετρία ασθενών	168
8.2.3 Δοσιμετρία με το λογισμικό PCXMC	172

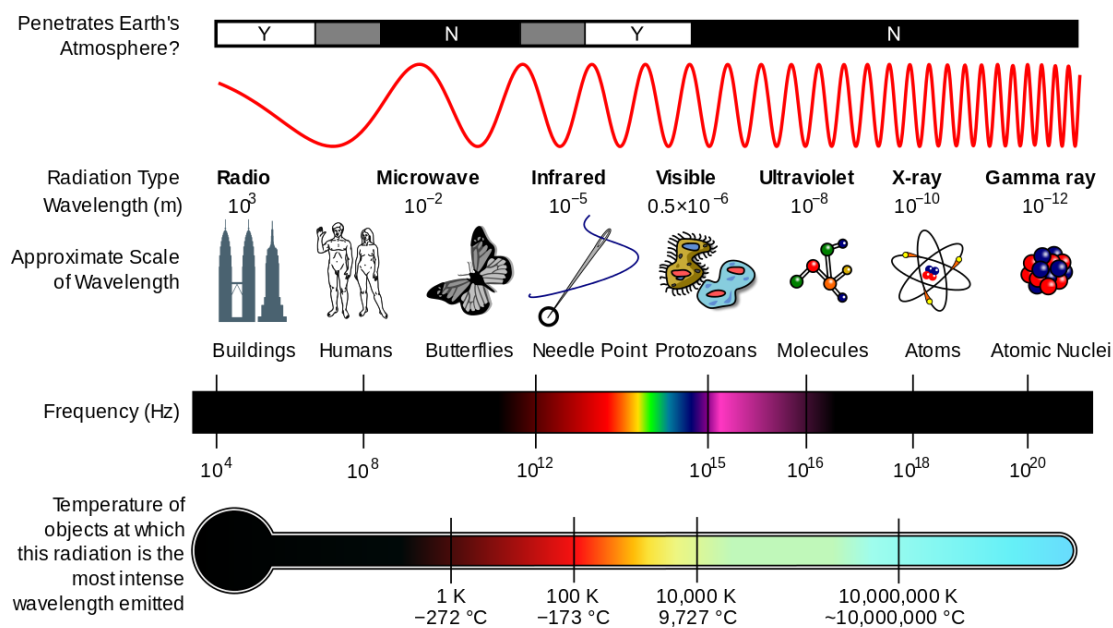
8.3 Αποτελέσματα.....	175
8.4 Συζήτηση.....	178
8.5 Συμπεράσματα.....	185
Βιβλιογραφία κεφαλαίου	187

Κεφάλαιο 1^ο

Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας – ύλης

1.1 Εισαγωγή

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία χαρακτηρίζεται από το μήκος κύματος, την συχνότητα καθώς και από την ενέργεια ανά φωτόνιο. Οι ακτίνες γ, οι ακτίνες Χ, τα ραδιοκύματα καθώς και το ορατό φως αποτελούν διαφορετικούς τύπους ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Τα διαφορετικά είδη ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας συνθέτουν το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα (Εικόνα 1.1).

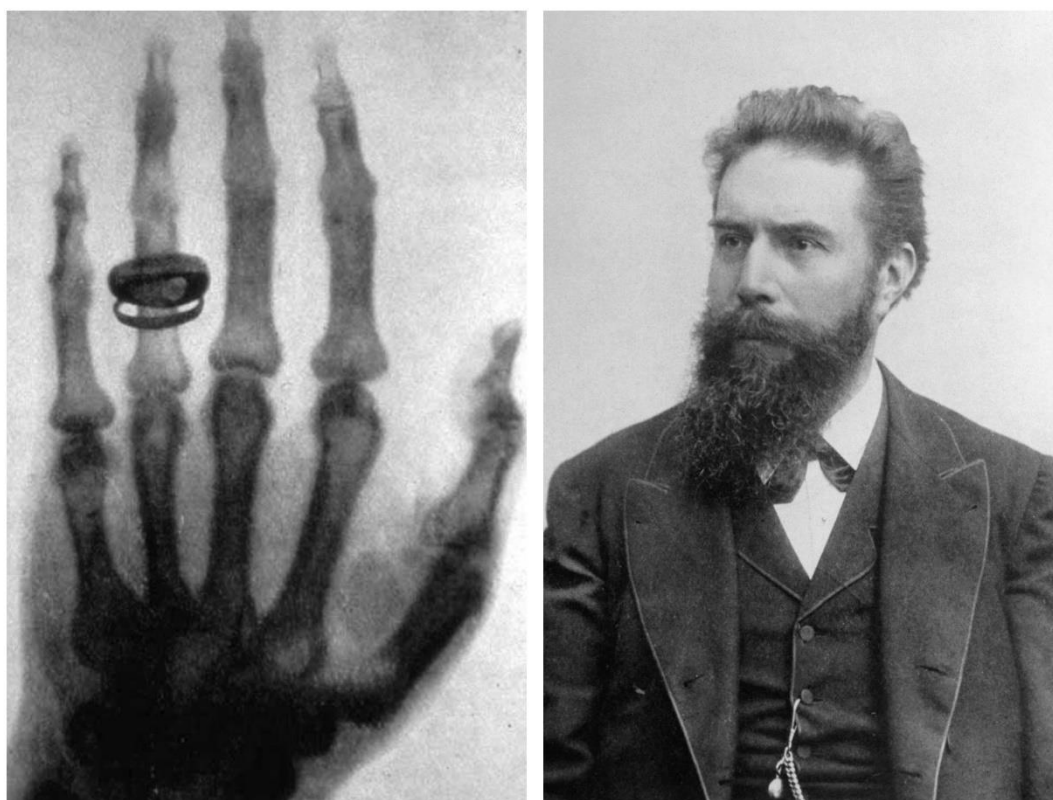


Εικόνα 1.1. Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα. Πηγή [1].

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία δεν έχει μάζα, έχει συγκεκριμένη ταχύτητα σε κάθε μέσω διάδοσης, μπορεί να διαδοθεί στο κενό. Η κατεύθυνση στην οποία ταξιδεύει μπορεί να αλλάξει λόγω της αλληλεπίδρασής της με την ύλη. Πιο συγκεκριμένα, η αλληλεπίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με την ύλη μπορεί να οδηγήσει

σε σκέδασή της, στην απορρόφησή της ή ακόμα και στη μεταβολή της σε σωματιδιακή ακτινοβολία.

Οι ακτίνες X χρησιμοποιούνται στην ακτινολογία για τη λήψη ακτινογραφικών εικόνων, κατά τη διάρκεια ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων καθώς επίσης και στην υπολογιστική τομογραφία. Οι ακτίνες X ανακαλύφθηκαν το 1895 από τον Γερμανό φυσικό Βίλχελμ Κόνραντ Ρέντγκεν (Wilhelm Conrad Röntgen, 27 Μαρτίου 1845 - 10 Φεβρουαρίου 1923). Ο Ρέντγκεν δημοσίευσε για πρώτη φορά τα ευρήματά του πάνω στις ακτίνες X το Δεκέμβριο του 1895 στο επιστημονικό περιοδικό με τίτλο “Proceedings of the Physico-Medical Society of Wurzburg. Αυτή η ανακάλυψη, του χάρισε το Νόμπελ φυσικής το 1901. Η πρώτη ακτινογραφική εικόνα απεικονίζει το χέρι της γυναίκας του Ρέντγκεν (Εικόνα 1.2).



Εικόνα 1.2. Αριστερά, η πρώτη ακτινογραφική εικόνα. Απεικονίζει το χέρι της γυναίκας του Ρέντγκεν. Δεξιά ο Βίλχελμ Κονραντ Ρέντγκεν. Πηγή [3,4].

Εκτός από τις ακτίνες X, στην ιατρική απεικόνιση βρίσκουν εφαρμογή και οι ακτίνες γ που παράγονται από ραδιονουκλίδια και χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση της κατανομής των ραδιοφαρμάκων σε διάφορα ζωτικά όργανα των ασθενών. Επίσης, στην απεικόνιση μέσω μαγνητικού συντονισμού χρησιμοποιείται ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία κοντά στην περιοχή συχνότητας FM.

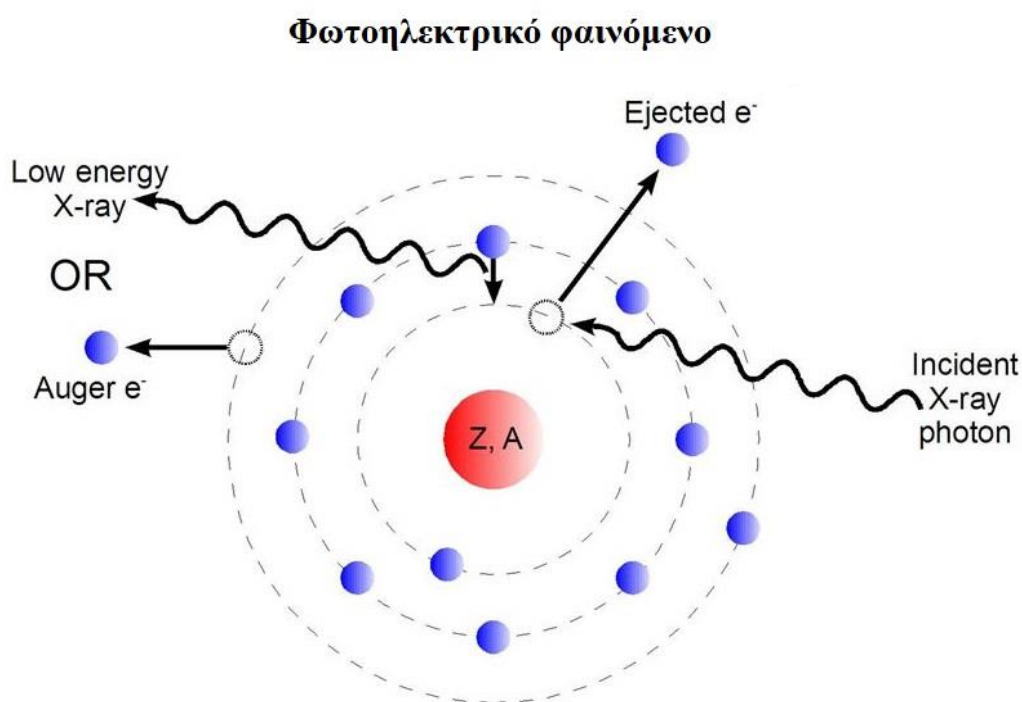
1.2 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ιοντίζουσας ακτινοβολίας με την ύλη.

Ιοντισμός της ύλης συμβαίνει όταν ένα μόριο ή ένα άτομο προσλαμβάνει ή χάνει ένα ή περισσότερα ηλεκτρόνια. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τα άτομα ή τα μόρια να φορτίζονται θετικά ή αρνητικά και να αποτελούν πλέον ιόντα. Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία χωρίζεται σε ιοντίζουσα και μη ιοντίζουσα. Η μη ιοντίζουσα ακτινοβολία δεν μπορεί να προκαλέσει ιοντισμό της ύλης. Αντίθετα, η ιοντίζουσα ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει ιοντισμό της ύλης είτε άμεσα είτε έμμεσα. Πιο συγκεκριμένα, ο άμεσος ιοντισμός προκαλείται από επιταχυνόμενα φορτισμένα σωματίδια τα οποία εναποθέτουν την ενέργειά τους στην ύλη λόγω της αλληλεπίδρασής τους με τροχιακά ηλεκτρόνια. Ο έμμεσος ιοντισμός της ύλης προκαλείται από ακτίνες X, γ ή νετρόνια τα οποία εναποθέτουν την ενέργειά τους σε φορτισμένα σωματίδια τα οποία βρίσκονται μέσα στην ύλη. Τα φορτισμένα σωματίδια λόγω της αλληλεπίδρασής τους με την ακτινοβολία, απελευθερώνονται και στη συνέχεια εναποθέτουν την ενέργεια τους στην ύλη. Η ενέργεια ιοντισμού ορίζεται ως το ελάχιστο ποσό ενέργειας που απαιτείται ώστε να ιοντιστεί ένα άτομο. Για τα διάφορα στοιχεία, η ενέργεια ιοντισμού κυμαίνεται από μερικά ηλεκτονιοβόλτ (eV) για τα αλκαλικά μέταλλα σε 24.5 eV για το ήλιο[2]. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον έχει η γνώση της ενέργειας ιοντισμού του νερού, 12.6 eV, καθώς αποτελεί το βασικό στοιχείο στη σύσταση του ανθρωπίνου σώματος.

Υπάρχουν τέσσερις βασικοί τύποι αλληλεπίδρασης των ακτίνων X και γ με την ύλη. Πιο συγκεκριμένα, καθώς τα φωτόνια διαδίδονται στην ύλη μπορεί να αλληλεπιδράσουν με αυτήν λόγω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου, της σκέδασης Rayleigh, της σκέδασης Compton ή της δίδυμης γένεσης. Κάθε φαινόμενο σχετίζεται με μια συγκεκριμένη ενεργό διατομή και έχει συγκεκριμένη εξάρτηση από την ενέργεια των σωματιδίων καθώς και από τον ατομικό αριθμό της ύλης. Στη συνέχεια αναλύονται οι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης των φωτονίων με την ύλη.

1.2.1 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ερμηνεύτηκε από τον Άλμπερτ Αϊνστάιν το 1905. Ο Αϊνστάιν έκανε την παραδοχή ότι όταν ένα φωτόνιο προσκρούσει σε ένα τροχιακό ηλεκτρόνιο θα εναποθέσει όλη του την ενέργεια στο ηλεκτρόνιο αυτό. Αν η ενέργεια που εναποτίθεται είναι αρκετή ώστε να αντισταθμιστεί η έλξη του ηλεκτρονίου από τον πυρήνα, τότε το ηλεκτρόνιο θα καταφέρει να αποδεσμευθεί από το άτομο. Το άτομο όμως θα βρεθεί στη συνέχεια σε μια διεγερμένη κατάσταση. Για να συμπληρωθεί το κενό που έχει δημιουργηθεί από την απώλεια του ηλεκτρονίου, ηλεκτρόνιο ανώτερης στιβάδας θα πάρει τη θέση του πρώτου εκπέμποντας το πλεόνασμα της ενέργειας (Εικόνα 1.3). Επακόλουθο του φωτοηλεκτρικού φαινομένου είναι η εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας ή ηλεκτρονίων Auger.



Εικόνα 1.3. Γραφική αναπαράσταση φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Το φωτόνιο εναποθέτει την ενέργειά του σε τροχιακό ηλεκτρόνιο το οποίο καταφέρει να αποδεσμευτεί από το άτομο. Τη θέση του θα πάρει τροχιακό ηλεκτρόνιο ανώτερης στιβάδας. Πηγή [5].

Το αρχικά εκπεμπόμενο ηλεκτρόνιο, ονομάζεται φωτοηλεκτρόνιο και αποδεσμεύεται από το άτομο με κινητική ενέργεια που μπορεί να υπολογιστεί από την σχέση 1.1:

$$K = h\nu - W \quad (1.1)$$

Όπου: h η σταθερά του Planck, ν η συχνότητα του φωτονίου και W το έργο εξόδου.

Από την σχέση 1.1 είναι ξεκάθαρο ότι για να καταφέρει να αποδεσμευθεί ένα ηλεκτρόνιο θα πρέπει να ισχύει:

$$h\nu \geq W$$

Η συχνότητα $\nu = W/h$ ονομάζεται συχνότητα κατωφλίου. Για ν μεγαλύτερο της συχνότητας κατωφλίου, η αύξηση στον αριθμό των προσπιπτόντων φωτονίων συνεπάγεται αύξηση του αριθμού των εκπεμπόμενων φωτοηλεκτρονίων. Ο προσδιορισμός της πιθανότητας μια στιβάδα να χάσει ένα ηλεκτρόνιο λόγω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου είναι μια σύνθετη διαδικασία που απαιτεί κβαντομηχανικούς υπολογισμούς. Για τις ενέργειες φωτονίων που χρησιμοποιούνται στην διαγνωστική ακτινολογία, η ατομική ενεργός διατομή του φωτοηλεκτρικού φαινομένου δίνεται από την σχέση 1.2:

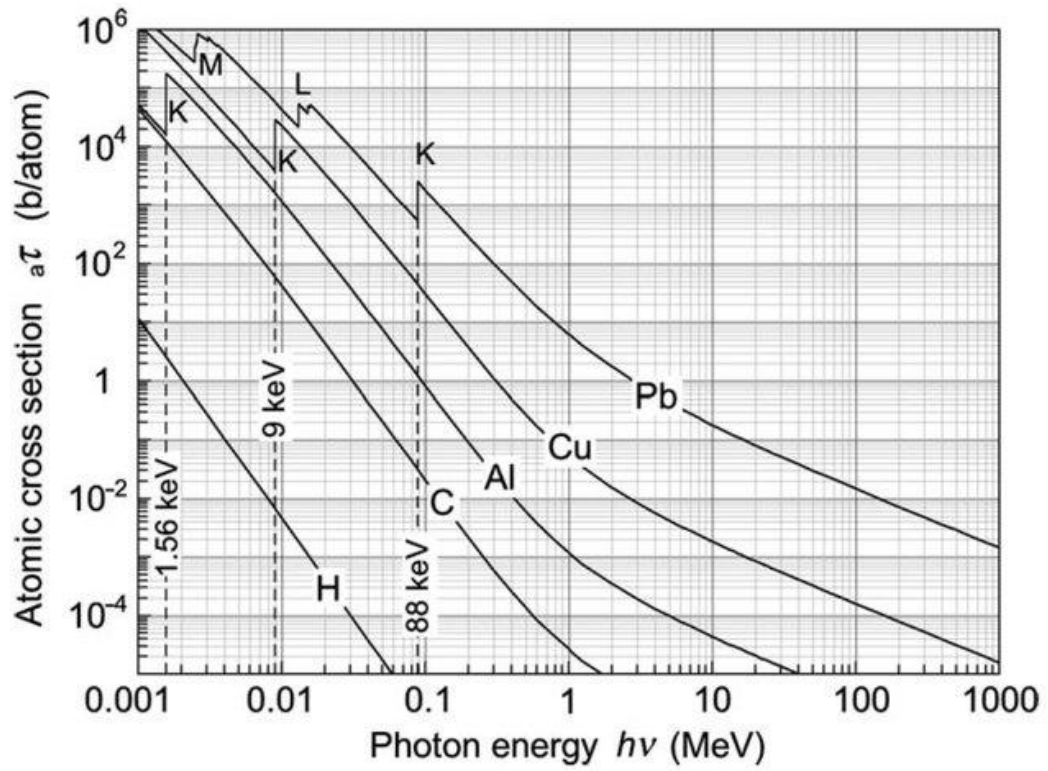
$$\tau_{\alpha} = \kappa \frac{Z^n}{h\nu^m} \quad (1.2)$$

Όπου: κ είναι σταθερά, Z ο ατομικός αριθμός, n και m εκθέτες με τιμές από 3.6 έως 5.3 και από 2.5 έως 3.5 αντίστοιχα [2].

Η σχέση 1.3 δίνει προσεγγιστικά την ατομική ενεργό διατομή του φωτοηλεκτρικού φαινομένου, για τις ενέργειες φωτονίων που χρησιμοποιούνται στην διαγνωστική ακτινολογία:

$$\tau_{\alpha} \sim \frac{Z^4}{h\nu^3} \quad (1.3)$$

Από την παραπάνω σχέση γίνεται κατανοητό ότι υπάρχει ισχυρή συσχέτιση της ατομικής ενεργού διατομής με την ενέργεια των φωτονίων καθώς και με τον ατομικό αριθμό του υλικού στο οποίο διαδίδεται η ακτινοβολία. Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο κυριαρχεί όταν έχουμε χαμηλής ενέργειας φωτόνια να προσπίπτουν σε υλικά με υψηλό ατομικό αριθμό. Για αυτό το λόγο τα φωτόνια αλληλεπιδρούν κυρίως μέσω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου με τους ενισχυτές εικόνας, τα σκιαγραφικά υλικά και τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο συμβάλει στην αντίθεση της ακτινολογικής εικόνας. Αυτό συμβαίνει διότι οι διαφορές στην απόσβεση της ακτινοβολίας από υλικά με ελάχιστα διαφορετικούς ατομικούς αριθμούς ενισχύονται μέσω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Η αύξηση της ενέργειας της δέσμης μειώνει την πιθανότητα τα φωτόνια να αλληλεπιδράσουν με την ύλη μέσω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Αυτό μπορεί να οδηγήσει στη μείωση της αντίθεσης των ακτινολογικών εικόνων[6]. Στην εικόνα 1.4 [7] απεικονίζεται η μεταβολή της ατομικής ενεργού διατομής του φωτοηλεκτρικού φαινομένου συναρτήσει της ενέργειας των φωτονίων για διάφορα υλικά.



Εικόνα 1.4. Γραφική απεικόνιση της μεταβολής της ατομικής ενεργού διατομής για το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο συναρτήσει της ενέργειας των φωτονίων. Πηγή [7].

1.2.2 Σκέδαση Thomson

Η σκέδαση Thomson αναφέρεται στην αλληλεπίδραση φωτονίων με ελεύθερα ηλεκτρόνια. Πιο συγκεκριμένα, τα προσπίπτοντα φωτόνια οδηγούν τα ηλεκτρόνια σε ταλάντωση. Λόγω της ταλάντωσής τους τα ηλεκτρόνια παράγουν ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία ίσης ενέργειας με αυτήν του προσπίπτοντος φωτονίου. Πρόκειται δηλαδή για ελαστική σκέδαση καθώς δεν υπάρχουν απώλειες ενέργειας.

Σε αυτό το είδος σκέδασης εισάγεται η διαφορική ηλεκτρονική ενεργός διατομή $d_e\sigma/d\Omega$. Αυτό το μέγεθος σχετίζεται με την πιθανότητα που έχει ένα φωτόνιο να αλληλεπιδράσει και στη συνέχεια να σκεδαστεί σε στερεά γωνία $d\Omega$. Για τον υπολογισμό της συνολικής ενεργού διατομής έχουμε:

$$\frac{d_e\sigma_{Th}}{d\Omega} = \frac{S_{\epsilon_{\text{ισ}}}}{S_{\epsilon_{\xi}}} r_0^2 \quad (1.4)$$

Όπου $S_{\epsilon_{\text{ισ}}}$ και $S_{\epsilon_{\xi}}$ τα διανύσματα pointing για την εισερχόμενη και εξερχόμενη ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία αντίστοιχα και $r_0 = 2.82 \times 10^{-23}$ cm η κλασική ακτίνα του ηλεκτρονίου.

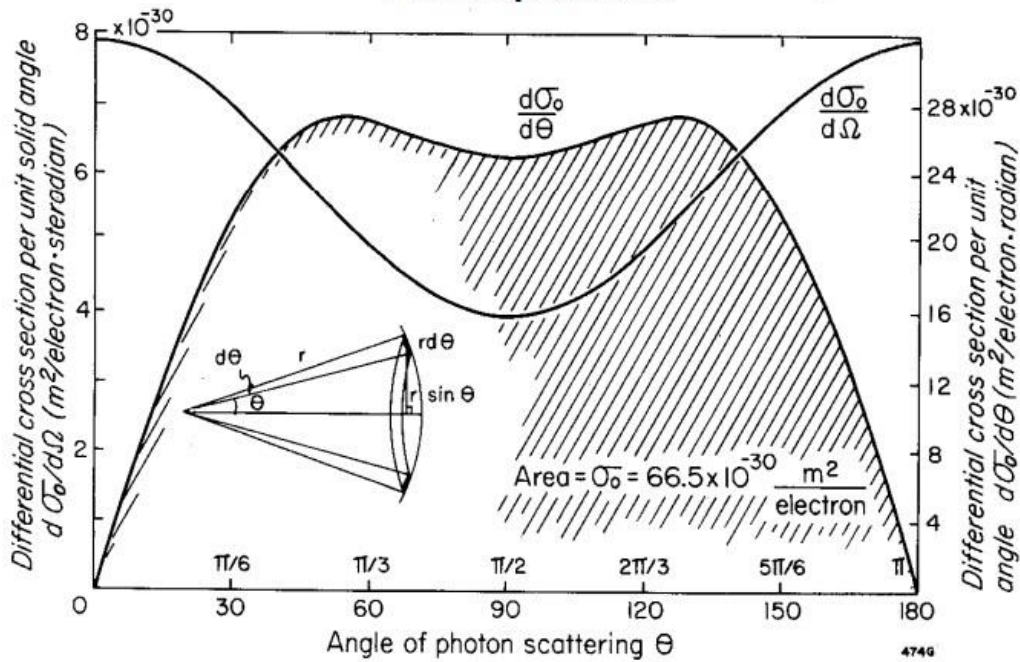
Προκύπτει λοιπόν:

$$\frac{d_e\sigma_{Th}}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2(\theta)) \quad (1.5)$$

Με κατάλληλη ολοκλήρωση για όλες τις στερεές γωνίες καταλήγουμε στη συνολική ηλεκτρονική ενεργό διατομή που ισούται με:

$$\sigma_{Th, e} = \frac{8\pi}{3} r_0^2 \quad (1.6)$$

Σκέδαση Thomson



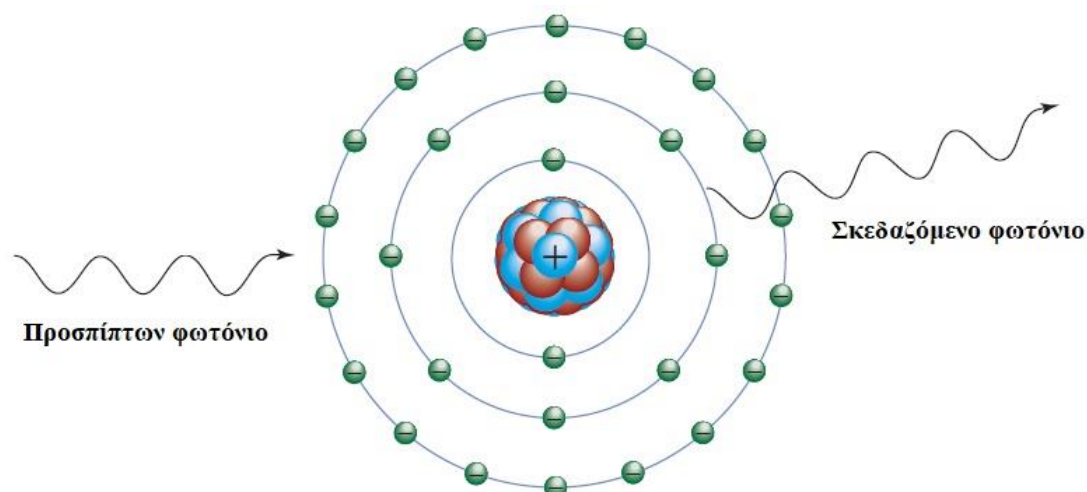
Εικόνα 1.5. Διαφορική ενεργός διατομή ανά μονάδα στερεάς γωνίας και ανά μονάδα γωνίας συναρτήσει της γωνίας του σκεδαζόμενου φωτονίου. Πηγή [8].

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι η σχέση 1.6 είναι ανεξάρτητη από την ενέργεια της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Αυτό βεβαίως δεν είναι σωστό και για αυτό το λόγω το συγκεκριμένο κλασικό μοντέλο ισχύει για ενέργειες φωτονίων που τείνουν στο μηδέν. Η ατομική ενεργός διατομή της σκέδασης Thomson είναι ανάλογη του ατομικού αριθμού Z και μπορεί να προσδιορισθεί μέσω της ηλεκτρονιακής ενεργού διατομής από την παρακάτω σχέση:

$$\sigma_{Th, a} = Z \sigma_{Th, e} \quad (1.7)$$

1.2.3 Σκέδαση Rayleigh (Σύμφωνη σκέδαση)

Στη σκέδαση Rayleigh ή αλλιώς σύμφωνη σκέδαση, το προσπίπτον φωτόνιο αλληλεπιδρά με το σύνολο του ατόμου και όχι με μεμονωμένα τροχιακά ή ελεύθερα ηλεκτρόνια. Λόγω του ότι δεν απομακρύνονται τροχιακά ηλεκτρόνια, δεν υπάρχει ιοντισμός της ύλης. Το σκεδαζόμενο φωτόνιο έχει την ίδια ενέργεια με το προσπίπτον, πρόκειται δηλαδή για μια ελαστική σκέδαση. Επίσης, όσο μεγαλύτερη είναι η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου τόσο μικρότερη είναι η γωνία σκέδασης. Όσον αφορά την διαγνωστική ακτινολογία, η σκέδαση Rayleigh δεν έχει σημαντικό ρόλο καθώς αποτελεί περίπου το 10% του συνολικού αριθμού αλληλεπιδράσεων για ενέργεια 30 keV και το 5% αντίστοιχα για ενέργειες πάνω από 70 keV [6].



Εικόνα 1.6. Σκέδαση Rayleigh. Το μήκος κύματος του σκεδαζόμενου φωτονίου είναι ίσο με το μήκος κύματος του προσπίπτοντος φωτονίου. Πρόκειται για μια ελαστική σκέδαση όπου δεν δημιουργούνται ιόντα. Πηγή [6].

Η διαφορική ατομική ενεργός διατομή για τη σκέδαση Rayleigh μπορεί να υπολογιστεί από την παρακάτω σχέση:

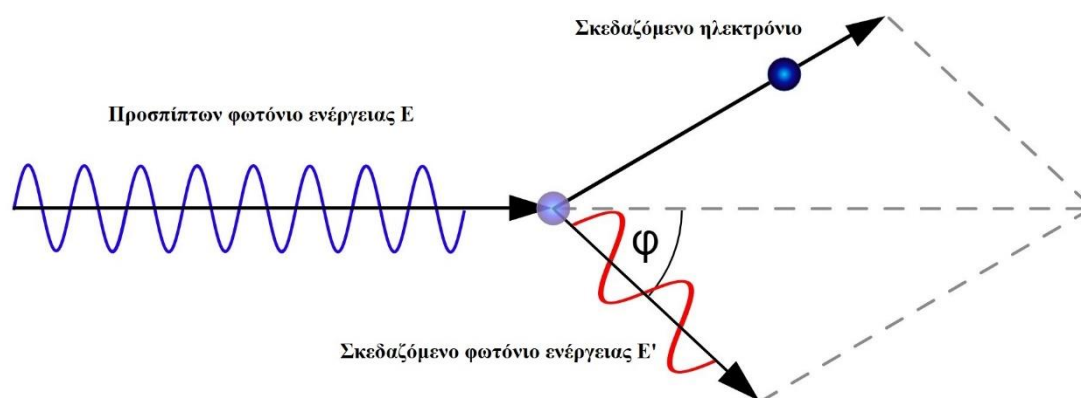
$$\frac{d_a \sigma_R}{d\Omega} = \frac{d_e \sigma_{Th}}{d\Omega} [F(x, Z)]^2 = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2(\theta)) [F(x, Z)]^2 \quad (1.8)$$

Όπου: $F(x, Z)$ ο παράγοντας ατομικής μορφής με $x = \sin(\theta/2)/\lambda$, λ το μήκος κύματος του προσπίπτοντος φωτονίου και Z ο ατομικός αριθμός του υλικού.

Ο υπολογισμός του παράγοντα $F(x, Z)$ απαιτεί σύνθετους κβαντομηχανικούς υπολογισμούς και μπορεί να προσδιορισθεί αναλυτικά μόνο για το άτομο του υδρογόνου. Για μεγάλες γωνίες σκέδασης ο παράγοντας ατομικής μορφής τείνει στο μηδέν ενώ για μικρές γωνίες σκέδασης ισούται με τον ατομικό αριθμό Z [7].

1.2.4 Σκέδαση Compton (Ασύμφωνη σκέδαση)

Η σκέδαση Compton αναφέρεται στην σύγκρουση φωτονίων με ελεύθερα ηλεκτρόνια ή ηλεκτρόνια που βρίσκονται σε εξωτερικές στιβάδες. Σε αντίθεση με την σκέδαση Rayleigh, η σκέδαση Compton είναι ανελαστική. Ένα μέρος της ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου εναποτίθεται στο ηλεκτρόνιο. Το φωτόνιο στη συνέχεια σκεδάζεται με ενέργεια μικρότερη από την αρχική. Η μείωση της ενέργειας άρα και της συχνότητας του σκεδαζόμενου φωτονίου συνεπάγεται αύξηση του μήκους κύματός του. Όσο μεγαλύτερη είναι η γωνία σκέδασης τόσο μεγαλύτερη θα είναι και η αύξηση του μήκους κύματος του σκεδαζόμενου φωτονίου [9].



Εικόνα 1.7. Σκέδαση Compton. Το προσπίπτων φωτόνιο εναποθέτει μέρος της ενέργειάς του στο ηλεκτρόνιο. Το μήκος κύματος του σκεδαζόμενου φωτονίου είναι μεγαλύτερο από το μήκος κύματος του προσπίπτοντος φωτονίου. Πηγή [10].

Η μεταβολή του μήκους κύματος του σκεδαζόμενου φωτονίου μπορεί να υπολογισθεί εύκολα με εφαρμογή της αρχής διατήρησης της ορμής και της ενέργειας. Πιο συγκεκριμένα:

Από την αρχή διατήρησης της ενέργειας θα έχουμε:

$$h\nu + mc^2 = h\nu' + E \quad (1.9)$$

Από την αρχή διατήρησης της ορμής κατά τους άξονες x και y θα έχουμε:

$$\frac{h\nu}{c} + 0 = \frac{h\nu'}{c} \cos\phi + p\cos\theta \quad (1.10) \quad \text{και} \quad 0 + 0 = \frac{h\nu'}{c} \sin\phi - p\sin\theta \quad (1.11)$$

Επιλύοντας τις παραπάνω σχέσεις καταλήγουμε στην σχέση με την οποία μπορούμε να προσδιορίσουμε την μεταβολή του μήκους κύματος του φωτονίου:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{mc} (1 - \cos\phi) \quad (1.12)$$

Όπου το μέγεθος h/mc ονομάζεται μήκος κύματος Compton του ηλεκτρονίου και ισούται με 2.4×10^{-2} Angstrom.

Από τις παραπάνω σχέσεις μπορούμε να κατανοήσουμε ότι το φαινόμενο Compton είναι σημαντικό όταν η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου είναι συγκρίσιμη ή μεγαλύτερη από την ενέργεια ηρεμίας του ηλεκτρονίου [9].

Το φαινόμενο Compton έχει ιδιαίτερη σημασία για την διαγνωστική ακτινολογία. Αποτελεί τον κυρίαρχο μηχανισμό αλληλεπίδρασης μαλακού ιστού – φωτονίων για το εύρος των ενεργειών από 30 keV μέχρι και 30 MeV [6]. Για το εύρος των ενεργειών που χρησιμοποιούνται στην διαγνωστική ακτινολογία, το σκεδαζόμενο φωτόνιο διατηρεί το μεγαλύτερο μέρος της αρχικής ενέργειας. Αυτό σημαίνει ότι τα

σκεδαζόμενα φωτόνια έχουν αρκετή ενέργεια και διεισδυτική ικανότητα, γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε μείωση της συνολικής ποιότητας της διαγνωστικής εικόνας [6].

Η σχέση για τον προσδιορισμό της διαφορικής ηλεκτρονιακής ενεργού διατομής για τη σκέδαση Compton μεταξύ ενός φωτονίου και ενός ελεύθερου ηλεκτρονίου δημιουργήθηκε το 1928 από τους Oskar Klein και Yoshio Nishina [7].

$$\frac{d_e \sigma_{KN}}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2(\theta)) f_{KN} \quad (1.13)$$

Όπου,

$$f_{KN} = \left[\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right]^2 \left[1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{[1 + \alpha(1 - \cos\theta)][1 + \cos^2\theta]} \right] \quad (1.14)$$

Η συνολική ηλεκτρονιακή ενεργός διατομή Klein – Nishina υπολογίζεται με κατάλληλη ολοκλήρωση της σχέσης 1.13.

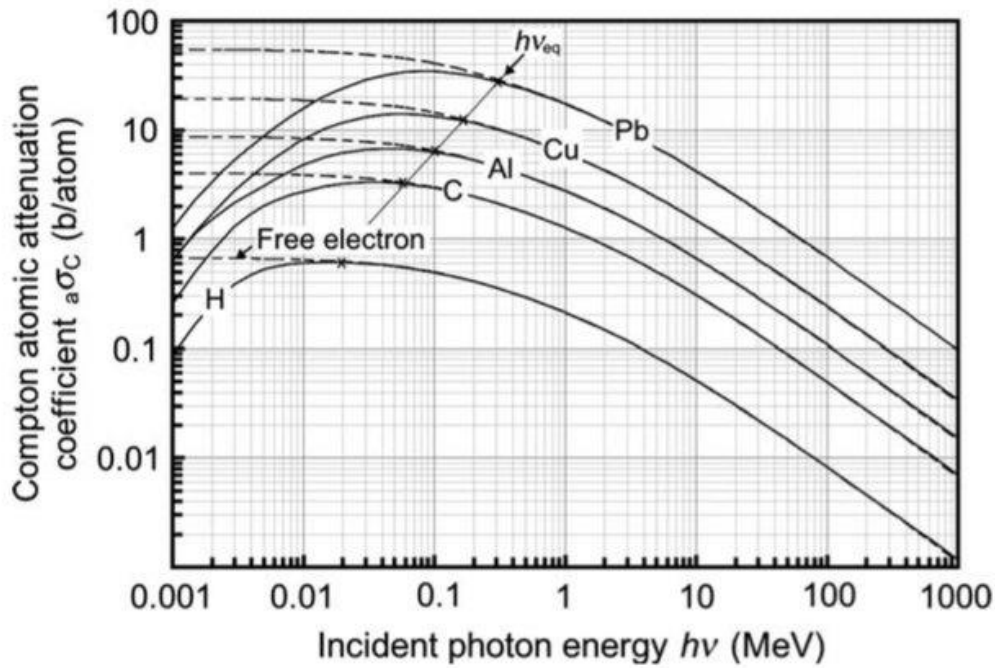
$$\sigma_{C,e}^{KN} = 2\pi r_0^2 \left[\frac{1+E}{E^2} \left[\frac{2(1+E)}{1+2E} - \frac{\ln(1+2E)}{E} \right] + \frac{\ln(1+2E)}{2E} - \frac{1+3E}{(1+2E)^2} \right] \quad (1.15)$$

Όπου,

$$E = \frac{h\nu}{mc^2} \quad (1.16)$$

Η συνολική ατομική ενεργός διατομή για το φαινόμενο Compton είναι ανάλογη του ατομικού αριθμού και προσδιορίζεται από τη σχέση:

$$\sigma_{C,a}^{KN} = (\sigma_{C,e}^{KN}) Z \quad (1.17)$$

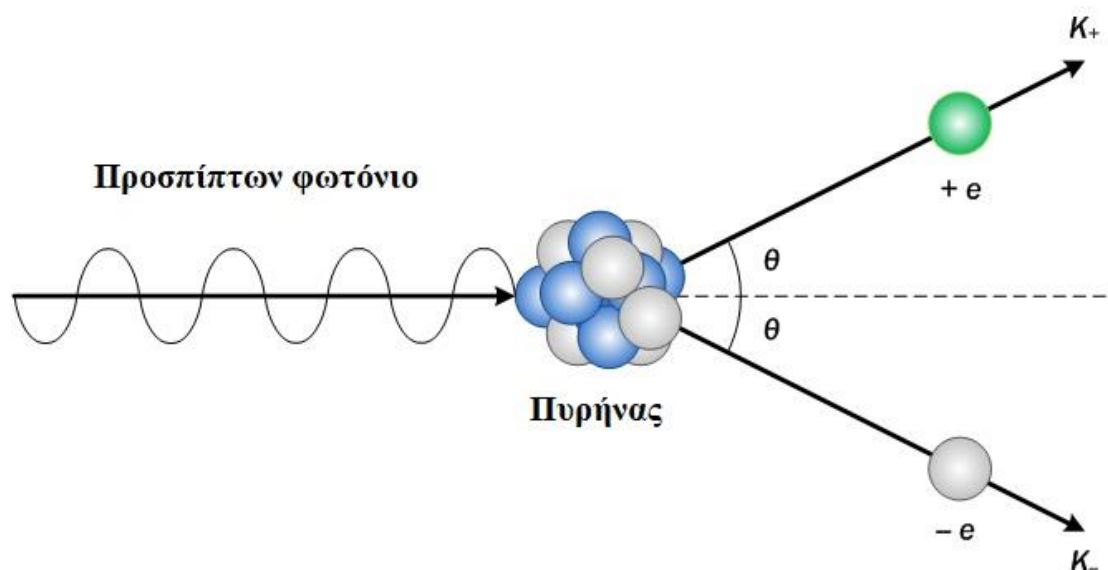


Εικόνα 1.8. Η ατομική ενεργός διατομή του φαινομένου Compton συναρτήσεως της ενέργειας των φωτονίων για διάφορα υλικά. Πηγή [7].

Για το φαινόμενο Compton ιδιαίτερη σημασία έχει και η ηλεκτρονική πυκνότητα του υλικού. Λόγω του ότι ο αριθμός των ηλεκτρονίων ανά γραμμάριο μαλακού ιστού παραμένει σχετικά σταθερός, η πιθανότητα να συμβεί σκέδαση Compton ανά μονάδα όγκου είναι ανάλογη της πυκνότητας του υλικού. Επίσης, αν εξαιρέσουμε το υδρογόνο, η πιθανότητα του φαινομένου ανά μονάδα μάζας του υλικού τείνει να είναι ανεξάρτητη από τον ατομικό αριθμό Z [6].

1.2.5 Δίδυμη γένεση

Το φαινόμενο της δίδυμης γένεσης είναι αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης ενός φωτονίου με τον πυρήνα ενός ατόμου. Πιο συγκεκριμένα, λόγω της αλληλεπίδρασης ενός προσπίπτοντος φωτονίου με τον φορτισμένο πυρήνα ενός ατόμου, παράγεται ένα ζεύγος ηλεκτρονίου – ποζιτρονίου. Βασική προϋπόθεση για να συμβεί το φαινόμενο της δίδυμης γένεσης είναι η ενέργεια του φωτονίου να είναι τουλάχιστον ίση με την ενέργεια ηρεμίας του παραγόμενου ζεύγους σωματιδίου – αντισωματιδίου. Αυτός είναι ο λόγος όπου το φαινόμενο της δίδυμης γένεσης δεν μπορεί να συμβεί αν η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου είναι μικρότερη από 1.022 MeV. Στην διαγνωστική ακτινολογία οι ενέργειες των φωτονίων είναι κατά πολύ μικρότερες από αυτό το όριο. Για αυτό το λόγο το φαινόμενο της δίδυμης γένεσης δεν έχει κάποια σημασία στην διαγνωστική ακτινολογία.



Εικόνα 1.9. Το φαινόμενο της δίδυμης γένεσης. Η αλληλεπίδραση φωτονίου ενέργειας τουλάχιστον 1.022 MeV με τον πυρήνα οδηγεί στην παραγωγή ζεύγους ηλεκτρονίου - ποζιτρονίου. Πηγή [11].

1.3 Μακροσκοπική μελέτη της αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με την ύλη

Η διάδοση της ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολίας στην ύλη έχει ως αποτέλεσμα την εξασθένησή της. Αυτό οφείλεται κυρίως στους μηχανισμούς που παρουσιάστηκαν στα προηγούμενα υποκεφάλαια. Τα φωτόνια που διαδίδονται στην ύλη υπόκεινται σε παραπάνω από μια σκεδάσεις και αλληλεπιδράσεις με αυτήν. Η δέσμη που εξέρχεται από το υλικό περιέχει και φωτόνια που σκεδάστηκαν εντός του υλικού αλλά τελικά κατάφεραν να εξέλθουν από αυτό. Ένα μέγεθος με ιδιαίτερη σημασία για τον προσδιορισμό της μείωσης τη έντασης της ακτινοβολίας είναι ο συντελεστής εξασθένησης μ όπου θα παρουσιαστεί εκτενώς στη συνέχεια.

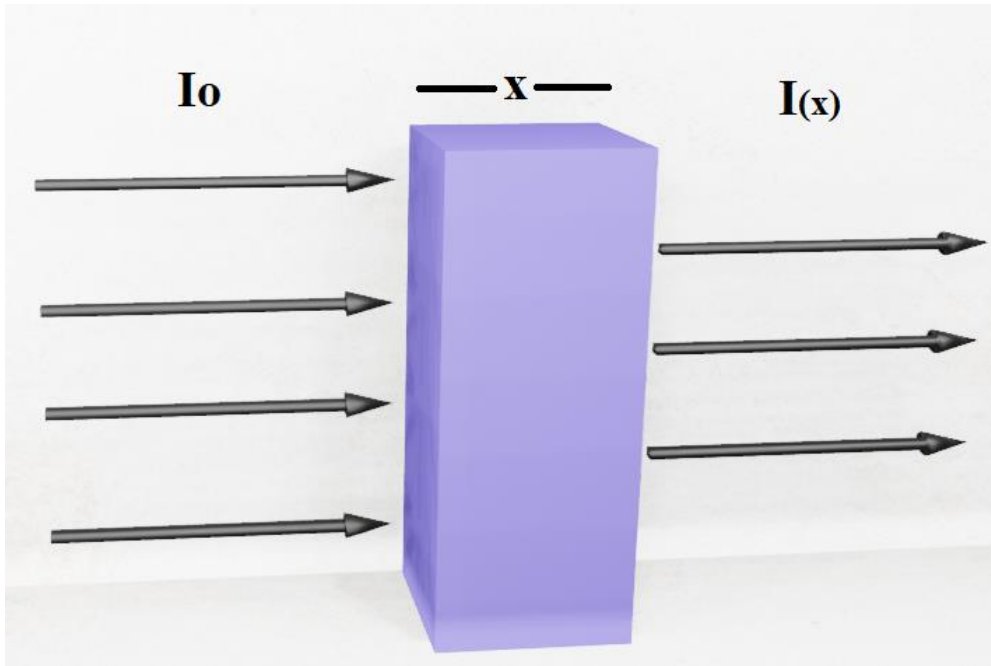
1.3.1 Εκθετική εξασθένηση της έντασης της δέσμης

Ο νόμος Beer-Lambert σχετίζεται με τον προσδιορισμό της εξασθένησης μιας δέσμης η οποία διέρχεται από κάποιο υλικό. Ο συγκεκριμένος νόμος μπορεί να εκφραστεί και με την χρήση συντελεστών εξασθένησης μ . Σε αυτή του τη μορφή είναι γνωστός ως νόμος Lambert. Για μονοενεργειακή δέσμη φωτονίων θα έχουμε:

$$I_x = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.18)$$

όπου,

I_0 η αρχική ένταση της δέσμης, I_x η ένταση της δέσμης που εξέρχεται, μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης και x το πάχος του υλικού.



Εικόνα 1.10. Η εξασθένηση μονοενεργειακής δέσμης εξαρτάται τόσο από το πάχος του υλικού όσο και από το συντελεστή εξασθένησης μ .

1.3.2 Συντελεστής εξασθένησης

Έστω ότι η αρχική δέσμη αποτελούνταν από N_0 φωτόνια τα οποία εισέρχονται σε υλικό πάχους x . Ένα μέρος αυτών των φωτονίων (n) θα αλληλεπιδράσει με την ύλη και δεν θα αποτελεί πλέον μέρος της δέσμης. Έτσι οδηγούμαστε στην εξασθένηση της αρχικής δέσμης. Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης είναι μια σταθερά όπου εξαρτάται από το υλικό του απορροφητή καθώς και από την ενέργεια της δέσμης. Μπορεί να εκφραστεί ως εξής:

$$\mu = \frac{n/N_0}{x} \quad (1.19)$$

Από την παραπάνω σχέση καταλαβαίνουμε ότι αν ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης ισούται για παράδειγμα με 0.03 cm^{-1} τότε το 3% των φωτονίων της δέσμης θα αλληλεπιδρούν σε κάθε ένα εκατοστό του υλικού [8]. Βεβαίως, η εξασθένηση της δέσμης καθώς αυτή διέρχεται από κάποιο υλικό εξαρτάται από τον αριθμό των ατόμων

αλλά και των ηλεκτρονίων του υλικού. Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης εξαρτάται και από την πυκνότητα του υλικού. Για να λάβουμε υπόψιν μας και τους υπόλοιπους παράγοντες που συμβάλουν στην εξασθένηση της δέσμης εισάγουμε τον μαζικό συντελεστή εξασθένησης, τον ηλεκτρονικό συντελεστή εξασθένησης καθώς επίσης και τον ατομικό συντελεστή εξασθένησης.

Πίνακας 1.1. Συντελεστές εξασθένησης			
Συντελεστής	Σύμβολο	Σχέση μεταξύ συντελεστών	Μονάδα μέτρησης
Γραμμικός	μ	-	m^{-1}
Μαζικός	μ/ρ	$\frac{\mu}{\rho}$	$\frac{m^2}{kg}$
Ηλεκτρονικός	μ_e	$\frac{\mu}{\rho} \frac{1}{1000 N_e}$	$\frac{m^2}{eI}$
Ατομικός	μ_a	$\frac{\mu}{\rho} \frac{Z}{1000 N_e}$	$\frac{m^2}{at}$

N_e = ο αριθμός των ηλεκτρονίων ανά γραμμάριο του υλικού
 Z = ο ατομικός αριθμός.
 Πηγή: [8]

Κατά την διάδοση των φωτονίων σε ένα υλικό, ένα μέρος της ενέργειάς τους μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια ηλεκτρονίων ή ποζιτρονίων μεγάλης ταχύτητας. Τα συγκεκριμένα φορτισμένα σωματίδια εναποθέτουν την ενέργεια που έχουν λάβει είτε λόγω των κρούσεων είτε εκπέμποντας ακτινοβολία bremsstrahlung. Για τον υπολογισμό της ενέργειας που μεταφέρεται σε ένα όγκο ιστού εισάγουμε τον συντελεστή μεταφοράς ενέργειας:

$$\mu_{tr} = \frac{E_{tr}}{h\nu} \mu \quad (1.20)$$

όπου,

E_{tr} η μέση ενέργεια που μεταφέρεται ανά αλληλεπίδραση,

μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης.

Ουσιαστική ο συντελεστής μεταφοράς ενέργειας εκφράζει το ποσοστό της ενέργειας των φωτονίων που μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια ηλεκτρονίων ανά μονάδα πάχους του απορροφητή [12]. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον έχει και ο προσδιορισμός της ενέργειας των φωτονίων που απορροφάται από το υλικό. Για τον προσδιορισμό αυτού του μεγέθους χρησιμοποιείται ο συντελεστής απορρόφησης ενέργειας:

$$\mu_{ab} = \frac{E_{ab}}{h\nu} \mu \quad (1.21)$$

όπου,

E_{ab} η μέση ενέργεια που απορροφάται ανά αλληλεπίδραση,

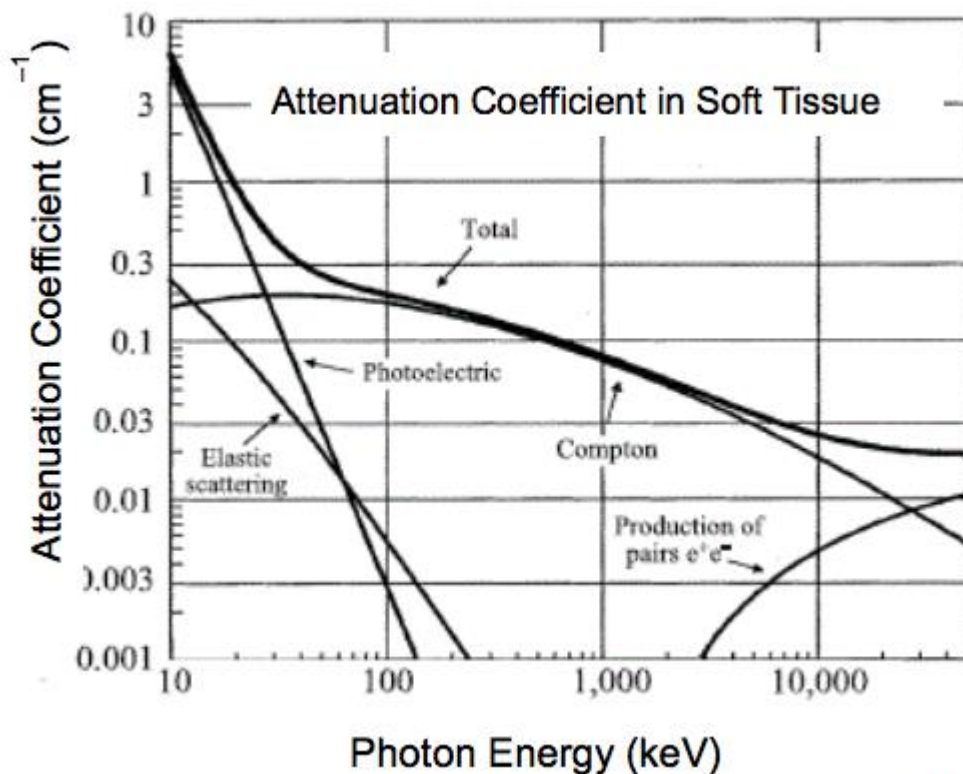
μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης.

Όταν ένα φωτόνιο διαδίδεται μέσα στην ύλη, έχει μια συγκεκριμένη πιθανότητα να αλληλεπιδράσει με αυτή, μέσω των φαινομένων που περιεγράφηκαν παραπάνω. Για να υπολογίσουμε την συνολική πιθανότητα αλληλεπίδρασης του φωτονίου με την ύλη πρέπει να λάβουμε υπόψιν μας τις ενεργούς διατομές για κάθε πιθανή αλληλεπίδραση. Ο συνολικός συντελεστής εξασθένισης προκύπτει από το άθροισμα των συντελεστών εξασθένισης του φωτοηλεκτρικού φαινομένου, της σύμφωνης και ασύμφωνης σκέδασης καθώς και της δίδυμης γένεσης.

$$\mu_{total} = \tau + \sigma_R + \sigma_C + \kappa \quad (1.22)$$

όπου,

τ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης για το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, σ_R ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης για την σκέδαση Rayleigh, σ_C ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης για το φαινόμενο Compton και κ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης για τη δίδυμη γένεση.



Εικόνα 1.11. Οι συντελεστές εξασθένισης ανά φαινόμενο και ο συνολικός συντελεστής εξασθένισης σαν συνάρτηση της ενέργειας. Πηγή: [13].

1.3.3 Πάχος υποδιπλασιασμού

Ένα σημαντικό χαρακτηριστικό του κάθε υλικού στο οποίο διαδίδεται η ακτινοβολία είναι το λεγόμενο πάχος υποδιπλασιασμού. Πρόκειται για το πάχος που πρέπει να έχει ο απορροφητής ώστε να μειωθεί στο μισό της αρχικής της τιμής η ένταση της ακτινοβολίας. Μπορεί να υπολογισθεί από τη σχέση:

$$\text{HVL} = \frac{0.693}{\mu} \quad (1.23)$$

Κατά αντίστοιχο τρόπο ορίζεται και το μέγεθος TVL όπου είναι το πάχος που πρέπει να έχει ο απορροφητής ώστε η ένταση της ακτινοβολίας να μειωθεί στο ένα δέκατο της αρχικής της τιμής (πάχος υποδεκαπλασιασμού).

$$\text{TVL} = \frac{\ln 10}{\mu} \quad (1.24)$$

Βιβλιογραφία κεφαλαίου

- [1] Wikiversity.org. https://en.wikiversity.org/wiki/Electromagnetic_radiation. Access date 16/4/2020.
- [2] International Atomic Energy Agency, Diagnostic Radiology Physics, IAEA, Vienna (2014).
- [3] Wikipedia.org. https://el.wikipedia.org/wiki/Ακτίνες_X. Access date 16/4/2020.
- [4] Wikipedia.org. https://el.wikipedia.org/wiki/Βίλχελμ_Κόνραντ_Ρέντγκεν. Access date 16/4/2020.
- [5] Slideplayer.com. FRCR: Physics Lectures Diagnostic Radiology. <https://slideplayer.com/slide/4188416/>. Access date 17/4/2020.
- [6] The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition., Bushberg J. T., Seibert J. A., Leidholdt E. M. Jr., Boone J. M., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, USA, 2012
- [7] Podgorsak E. B. Radiation Physics for Medical Physicists. Springer, 2nd ed., 2010.
- [8] John S. Laughlin. The Physics of Radiology. 4th ed., 1983.
- [9] Στέφανος Τραχανάς. Κβαντομηχανική 1. Πανεπιστημιακές εκδόσεις Κρήτης, 2009.
- [10] Wikimedia.org. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Compton_scattering-de.svg. Access date 18/4/2020.
- [11] Wikidot.com. <http://electrons.wikidot.com/pair-production-and-annihilation>. Access date 18/4/2020.
- [12] Παρουσίαση μαθήματος αλληλεπίδραση φωτονίων με την ύλη. Ευάγγελος Παντελής.
- [13] Chegg.com. <https://www.chegg.com/homework-help/questions-and-answers/graph-gives-attenuation-coefficients-photons-soft-tissue-due-various-mechanisms-mechanism--q12052761>. Access date 20/4/2020.

Κεφάλαιο 2^ο

Δοσιμετρικά μεγέθη ιοντιζουσών ακτινοβολιών

2.1 Εισαγωγή

Οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες βρίσκουν ευρεία εφαρμογή σε διάφορους τομείς όπως η ιατρική, η έρευνα και η βιομηχανία. Στην ιατρική, ιοντίζουσες ακτινοβολίες χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιάγνωση καθώς επίσης και στην ακτινοθεραπεία. Όσον αφορά την ακτινοδιάγνωση, πηγές ακτινών X παράγουν δέσμες φωτονίων οι οποίες διαπερνούν το σώμα του ασθενή με σκοπό την απεικόνιση οστών ή οργάνων. Σε άλλες περιπτώσεις, οι ασθενείς προσλαμβάνουν ραδιοφάρμακα και με ειδικά συστήματα ανιχνεύεται η συγκέντρωσή αυτών σε διάφορους ιστούς. Σε όλες αυτές τις περιπτώσεις μέρος της παραγόμενης ακτινοβολίας αλληλεπιδρά με τους ιστούς του ανθρώπινου σώματος και εναποθέτει ένα κλάσμα της αρχικής του ενέργειας. Η δοσιμετρία ιοντιζουσών ακτινοβολιών αποτελεί το σημαντικότερο κομμάτι της επιστήμης της Ιατρικής Φυσικής. Ο προσδιορισμός της ενέργειας που εναποτίθεται στο ανθρώπινο σώμα από την ιοντίζουσα ακτινοβολία είναι απαραίτητος για τον υπολογισμό της πιθανότητας εμφάνισης δυσμενών βιολογικών αποτελεσμάτων. Σε αυτό το κεφάλαιο αναλύονται τα βασικά μεγέθη ιδιαίτερης σημασίας για τη δοσιμετρία των ιοντιζουσών ακτινοβολιών.

2.2 Χαρακτηριστική μεγέθη πεδίων ακτινοβολίας

Το πεδίο ακτινοβολίας ορίζεται με την ροή των σωματιδίων, η οποία προσδιορίζεται από τη μαθηματική σχέση:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.1)$$

όπου, dN είναι ο αναμενόμενος αριθμός σωματιδίων που θα διέλθει από σφαίρα με ενεργό διατομή επιφάνειας dA . Η μονάδα μέτρησης της ροής είναι m^{-2} ή cm^{-2} .

Στον ορισμό της ροής χρησιμοποιείται η σφαίρα καθώς τα σωματίδια που συμπεριλαμβάνονται σε αυτήν μπορεί να έχουν οποιαδήποτε κατεύθυνση. Διαφορετική ροή ορίζεται για διαφορετικό είδος σωματιδίων.

Για τον προσδιορισμό της ενέργειας που μεταφέρεται από μια δέσμη σωματιδίων ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν τα μεγέθη ενεργειακή ροή και ρυθμός ενεργειακής ροής. Ορίζονται ως εξής:

$$\Psi = \frac{dR}{dA} \quad (2.2) \text{ (ενεργειακή ροή)}$$

$$\psi = \frac{d\Psi}{dA dt} \quad (2.3) \text{ (ρυθμός ενεργειακής ροής)}$$

όπου, dR είναι το διαφορικό της ενέργειας R (ενέργεια φωτονίων για δέσμη φωτονίων)

όπου διέρχεται από την διατομή dA . Η ενεργειακή ροή έχει μονάδα μέτρησης J/m^2 .

Στην περίπτωση μονοενεργειακής δέσμης ακτινοβολίας, η ενεργειακή ροή προσδιορίζεται από τη σχέση $\Psi = E \cdot \Phi$.

Όταν μια δέσμη φωτονίων προσκρούσει στο ανθρώπινο σώμα, μέρος των φωτονίων θα αλληλεπιδράσουν με την ύλη και θα εναποθέσουν μέρος ή το σύνολο της αρχικής τους ενέργειας. Για το εύρος των ενεργειών που χρησιμοποιούνται στην διαγνωστική και επεμβατική ακτινολογία, η ενέργεια που μεταφέρουν τα φωτόνια στην ύλη (E_{tr}) ισούται με την κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων την στιγμή που απελευθερώνονται λόγω της αλληλεπίδρασής τους με τα φωτόνια. Για μεγαλύτερες ενέργειες φωτονίων, τα ηλεκτρόνια που τίθενται σε κίνηση θα αλληλεπιδράσουν με την ύλη και ένα μέρος της κινητικής τους ενέργειας θα εκπεμφθεί με μορφή ακτινοβολίας bremsstrahlung (E_{br}) ενώ ένα άλλο θα εκπεμφθεί λόγω της εξάυλωσής τους με ποζιτρόνια ($E_{εξ}$).

$$E_{tr}^{net} = E_{tr} - E_{br} - E_{εξ} \quad (2.4)$$

Στο εύρος των ενεργειών που χρησιμοποιούνται στην διαγνωστική και επεμβατική ακτινολογία δεν είναι εφικτό να πραγματοποιηθεί δίδυμη γένεση καθώς επίσης η πιθανότητα για παραγωγή ακτινοβολίας bremsstrahlung είναι πολύ μικρή. Σε αυτή την περίπτωση ισχύει $E_{tr}^{net} = E_{tr}$.

Ένα ακόμη σημαντικό μέγεθος είναι η ενέργεια που εναποτίθεται σε όγκο V και είναι ικανή να προκαλέσει αλληλεπιδράσεις. Πιο συγκεκριμένα:

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} \quad (2.5)$$

όπου, R_{in} η ενέργεια της ιοντίζουσας ακτινοβολίας που εισέρχεται στην ύλη και R_{out} η ενέργεια της ακτινοβολίας που εξέρχεται από αυτή. Η σχέση 2.5 στην πραγματικότητα περιλαμβάνει και άλλους δύο όρους οι οποίοι αφορούν την ενέργεια bremsstrahlung και τη δίδυμη γένεση. Όμως για το εύρος των ενεργειών που χρησιμοποιούνται στη διαγνωστική και επεμβατική ακτινολογία αυτά τα μεγέθη δεν λαμβάνονται υπόψιν [1].

2.3 Γραμμική μεταφορά ενέργειας (LET)

Η γραμμική μεταφορά ενέργειας (LET) είναι χαρακτηριστικό μέγεθος για την ενέργεια της δέσμης η οποία απορροφάται από την ύλη. Πιο συγκεκριμένα, το LET είναι η μέση ενέργεια που εναποθέτει η ιοντίζουσα ακτινοβολία στο υλικό που διαδίδεται, ανά μονάδα μήκους διαδρομής. Μπορεί να προσδιορισθεί από την παρακάτω μαθηματική σχέση:

$$L_{\Delta} = \frac{dE}{dx} \quad (2.6)$$

Η μονάδα μέτρησης του LET είναι το 1 keV/μm. Ανάλογα με την πυκνότητα των ιονισμών οι ακτινοβολίες χωρίζονται σε δύο είδη: ακτινοβολίες χαμηλού LET και ακτινοβολίες υψηλού LET. Ο πίνακας 2.1 παρουσιάζει διάφορες τιμές του LET για ακτινοβολίες χαμηλού και υψηλού LET.

Πίνακας 2.1. Τιμές του LET για ακτινοβολίες χαμηλού και υψηλού LET.

Ακτινοβολία χαμηλού LET	Τιμή LET (keV/μm)	Ακτινοβολία υψηλού LET	Τιμή LET (keV/μm)
Ακτίνες X: 250 kVp	2.0	Νετρόνια	12.0
Ακτίνες X: 3 MeV	0.3	Πρωτόνια	17.0
Ακτίνες γ: Co-60	0.3	Ιόντα άνθρακα	160.0
Ηλεκτρόνια: 10 keV	2.3	Βαριά ιόντα	100.0-200.0
Ηλεκτρόνια: 1 MeV	0.25	Ηλεκτρόνια: 1 keV	12.3

Πηγή: [2]

2.4 Έκθεση X

Η έκθεση X αποτελεί το πρώτο μέγεθος που χρησιμοποιήθηκε για την ποσοτικοποίηση μιας δέσμης ακτινοβολίας και για τον υπολογισμό της απορροφούμενης δόσης στον ιστό και στο νερό. Η έκθεση εκφράζει την ικανότητα μιας δέσμης φωτονίων να προκαλέσουν ιονισμούς στον αέρα. Ορίζεται ως ο λόγος της απόλυτης τιμής του ηλεκτρικού φορτίου dQ που απελευθερώνεται σε όγκο αέρα V λόγω της αλληλεπίδρασης των φωτονίων, προς την μάζα dm του συγκεκριμένου όγκου. Η μαθηματική σχέση για την έκθεση X:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.7)$$

Αρχικά, η μονάδα μέτρησης της έκθεσης ήταν το 1 röntgen (R). Στη συνέχεια αυτή η μονάδα μέτρησης αντικαταστάθηκε από το 1 C/Kg. Οι δύο μονάδες μέτρησης συνδέονται με την σχέση: $1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}$.

Από τον ορισμό της έκθεσης X προκύπτει ένα ενδιαφέρον μέγεθος το οποίο συνδέει την ενέργεια που δαπανήθηκε για να παραχθεί το φορτίο dQ και την συνολική ενέργεια που μεταφέρθηκε στα φορτισμένα σωματίδια, στον αέρα. Πιο συγκεκριμένα το μέγεθος W_{air} είναι η μέση ενέργεια που πρέπει να δαπανηθεί σε ξηρό αέρα ώστε να δημιουργηθεί ένα ζεύγος ιόντων. Η τιμή του συγκεκριμένου μεγέθους προσδιορίστηκε το 1987 από τους Boutillon και Perroche-Roux [1] και είναι ίση με $W_{\text{air}} = 33.97 \text{ J/C}$.

Η έκθεση X έχει αρκετούς περιορισμούς καθώς μπορεί να προσδιορισθεί μόνο για τον αέρα και αφορά μόνο δέσμες φωτονίων. Για αυτό το λόγο δεν χρησιμοποιείται στους σύγχρονους δοσιμετρικούς υπολογισμούς.

2.5 Απορροφούμενη δόση D

Η απορροφούμενη δόση D αποτελεί το σημαντικότερο μέγεθος στην δοσιμετρία ιοντιζουσών ακτινοβολιών. Πριν δοθεί ο ακριβής ορισμός της απορροφούμενης δόσης θα αναλύσουμε το μέγεθος ειδική εναποτιθέμενη ενέργεια z. Η ειδική εναποτιθέμενη ενέργεια είναι ουσιαστικά η ενέργεια ε που εναποτίθεται σε όγκο μάζας m προς την μάζα αυτή. Πιο συγκεκριμένα:

$$z = \frac{\varepsilon}{m} \quad (2.8)$$

Η απορροφούμενη δόση ορίζεται ως το όριο του z με την μάζα στην οποία εναποτίθεται η δόση να τείνει στο μηδέν. Πιο συγκεκριμένα:

$$D = \lim_{m \rightarrow 0} (z) = \lim_{m \rightarrow 0} \frac{\varepsilon}{m} \quad (2.8)$$

Εναλλακτικά μπορεί να οριστεί και ως η παράγωγος της εναποτιθέμενης ενέργειας προς την μάζα m [3].

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.9)$$

Από τις παραπάνω σχέσης είναι εύκολα αντιληπτό ότι η απορροφούμενη δόση έχει ως μονάδα μέτρησης το J/Kg το οποίο έχει ορισθεί ως gray (Gy).

Η απορροφούμενη δόση εξαρτάται τόσο από τις αλληλεπιδράσεις που γίνονται μέσα στον όγκο μάζας m όσο και από τα δευτερογενώς παραγόμενα φορτισμένα σωματίδια από παρακείμενες περιοχές που εισέρχονται στην μάζα m. Αποτελεί ένα μετρήσιμο μέγεθος. Παρόλα αυτά για τον προσδιορισμό της χρησιμοποιείται η αναμενόμενη εναποτιθέμενη ενέργεια ε που αποτελεί στοχαστικό μέγεθος. Αν και στον προσδιορισμό της απορροφούμενης δόσης λαμβάνεται υπόψιν το πεδίο ακτινοβολίας

καθώς και το σύνολο των αλληλεπιδράσεων που συμβαίνουν εντός και εκτός της μάζας m , δεν λαμβάνονται υπόψιν σημαντικά στοιχεία όπως η στοχαστικότητα των αλληλεπιδράσεων και η ατομική δομή της ύλης [4]. Για τον προσδιορισμό της απορροφούμενης δόσης σε ένα όργανο ουσιαστικά υπολογίζεται η μέση ενέργεια που εναποτίθεται σε αυτό το όργανο. Στην πραγματικότητα όμως, η κατανομή της δόσης μπορεί να εμφανίζει διακυμάνσεις ακόμα και μεταξύ γειτονικών περιοχών. Οι διακυμάνσεις αυτές οφείλονται στην στοχαστική φύση των αλληλεπιδράσεων καθώς και στο γεγονός ότι ανά αλληλεπίδραση η ενέργεια που εναποτίθεται είναι διαφορετική. Οι διακυμάνσεις αυξάνονται με την αύξηση του LET της ακτινοβολίας [4]. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι η μεγάλη διακύμανση της κατανομής της δόσης ακόμα και σε μικροσκοπικές περιοχές οδηγεί σε σημαντικές διαφορές στην βιολογική επίδραση της ακτινοβολίας [5]. Η μικροδοσιμετρία μελετά την κατανομή και διακύμανση της κατανομής της δόσης ακτινοβολίας σε κυτταρικές και υποκυτταρικές δομές.

Η μέση απορροφούμενη δόση για όργανο ή βιολογικό ιστό μπορεί να προσδιορισθεί μέσω της σχέσης:

$$D_{\text{mean}} = \frac{\int D(x, y, z)\rho(x,y,z)dV}{\int \rho(x,y,z)dV} \quad (2.10)$$

όπου,

D είναι η απορροφούμενη δόση σε σημείο (x, y, z) , ρ η πυκνότητα της μάζας στην οποία εναποτίθεται η ενέργεια και V ο όγκος του οργάνου.

Η ακρίβεια της τιμής της μέσης απορροφούμενης δόσης εξαρτάται από το κατά πόσο το όργανο ακτινοβολείται ομοιογενώς καθώς και από την διεισδυτική ικανότητα της δέσμης. Ακόμα και για γειτονικές περιοχές του ίδιου οργάνου, η απορροφούμενη δόση

μπορεί να εμφανίσει μεγάλη διακύμανση για φωτόνια με μικρή διεισδυτική ικανότητα, για μη ομογενή πεδία ή στην περίπτωση όπου το όργανο έχει μεγάλο μέγεθος. Σημαντικό είναι το γεγονός ότι όταν ένα όργανο ακτινοβολείται μερικώς, μια μικρή περιοχή του οργάνου μπορεί να λάβει υψηλή δόση. Η μέση δόση του οργάνου όμως θα είναι μικρή. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε λάθος συμπεράσματα για τα βιολογικά αποτελέσματα που μπορεί να επιφέρει η ακτινοβολία του οργάνου.

Ένα ακόμα μέγεθος που παρουσιάζει ενδιαφέρον είναι ο ρυθμός απορροφούμενης δόσης. Προκύπτει από την παραγωγή της απορροφούμενης δόσης σε συγκεκριμένο σημείο ως προς τον χρόνο:

$$D' = \frac{dD}{dt} \quad (2.11)$$

2.6 Kerma (Kinetic energy released in matter)

Το Kerma αποτελεί μη στοχαστικό μέγεθος και σχετίζεται με το άθροισμα της κινητικής ενέργειας που αποκτούν τα ηλεκτρόνια της ύλης, τα οποία απελευθερώνονται λόγω της αλληλεπίδρασής τους με δέσμη φωτονίων. Πιο συγκεκριμένα το Kerma (K) προσδιορίζεται από τη μαθηματική σχέση:

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} \quad (2.12)$$

όπου, το $d\varepsilon_{tr}$ είναι το αναμενόμενο ποσό ενέργειας που μεταφέρεται από τη δέσμη φωτονίων στα ηλεκτρόνια του μέσου μάζας dm . Η μονάδα μέτρησης του K είναι το Gy.

Για μονοενεργειακές δέσμες φωτονίων το kerma μπορεί να προσδιορισθεί από τον μαζικό συντελεστή μεταφοράς ενέργειας και από την ενεργειακή ροή των φωτονίων.

Πιο συγκεκριμένα:

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} = \psi \frac{\mu_{tr}}{\rho} = \Phi \frac{\mu}{\rho} \varepsilon_{tr} \quad (2.13)$$

όπου, το ε_{tr} είναι η μέση ενέργεια που μεταφέρεται στα ηλεκτρόνια του υλικού σε κάθε αλληλεπίδραση και μ/ρ ο μαζικός συντελεστής εξασθένισης του υλικού.

Ο ρυθμός kerma (Kerma rate) προκύπτει από την παραγωγή του kerma ως προς τον χρόνο και έχει μονάδα μέτρησης στο SI το ένα Gy ανά δευτερόλεπτο.

$$K' = \frac{dK}{dt} \quad (2.14)$$

Σημασία για το kerma έχουν τα ηλεκτρόνια που απορροφούν ενέργεια και απελευθερώνονται εντός του όγκου μάζας dm . Ηλεκτρόνια που έχουν αποκτήσει κινητική ενέργεια αλλά έχουν απελευθερωθεί από γειτονικές περιοχές της μάζας dm δεν συνυπολογίζονται στο kerma ακόμα και αν στη συνέχεια εισέλθουν στον όγκο που καταλαμβάνει η μάζα dm . Με λίγα λόγια για τον προσδιορισμό του kerma λαμβάνεται υπόψιν μόνο η κινητική ενέργεια που αποκτούν τα ηλεκτρόνια τη στιγμή της αλληλεπίδρασής τους με τα φωτόνια και όχι με ποιόν τρόπο θα κατανεμηθεί στη συνέχεια αυτή η ενέργεια. Είναι σημαντικό όμως σε αυτό το σημείο να αναφέρουμε ότι το kerma περιλαμβάνει τη συνολική ενέργεια που θα απελευθερώσουν τα ηλεκτρόνια στην ύλη λόγω των σκεδάσεων αλλά και της ακτινοβολίας πέδησης.

Όσο αφορά τον έμμεσο ιοντισμό της ύλης, η εναπόθεση της ενέργειας στο μέσο που διαδίδεται η ιοντίζουσα ακτινοβολία γίνεται σε δύο βήματα. Στο πρώτο βήμα τα φωτόνια της δέσμης αλληλεπιδρούν με την ύλη προσδίδοντας κινητική ενέργεια στα

ηλεκτρόνια τα οποία τίθενται σε κίνηση εντός του υλικού. Από αυτή τη διαδικασία προσδιορίζεται το kerma. Στη συνέχεια, τα φορτισμένα σωματίδια εναποθέτουν την ενέργεια που έχουν αποκτήσει είτε λόγω των σκεδάσεων που θα υποστούν είτε σαν ακτινοβολία πέδησης. Από το δεύτερο αυτό βήμα καθορίζεται και η συνολική απορροφούμενη δόση στο υλικό διάδοσης της ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Το συνολικό kerma συντίθεται από δύο επιμέρους ποσότητες οι οποίες προκύπτουν λόγω των διαφορετικών τρόπων που μπορεί να εναποτεθεί η ενέργεια των φορτισμένων σωματιδίων που έχουν τεθεί σε κίνηση. Πιο συγκεκριμένα, το μεγαλύτερο μέρος του συνολικού kerma οφείλεται στην μεταφορά ενέργειας λόγω της αλληλεπίδρασης Coulomb που έχουν τα τροχιακά ηλεκτρόνια με τα ηλεκτρόνια που έχουν τεθεί σε κίνηση (K_{col}). Το συνολικό kerma συμπληρώνεται από την ενέργεια που απελευθερώνεται λόγω της αλληλεπίδρασης των φορτισμένων σωματιδίων με τον πυρήνα των ατόμων. Σε αυτή την περίπτωση, είτε τα ηλεκτρόνια αλληλεπιδρούν με ποζιτρόνια παράγοντας φωτόνια είτε παράγεται ακτινοβολία πέδησης. Στις δύο αυτές περιπτώσεις θεωρούμε ότι η ακτινοβολία απομακρύνεται από το μέσω και έτσι δεν συνεισφέρει στην συνολική απορροφούμενη δόση [2].

$$K_{total} = K_{col} + K_{rad} \quad (2.15)$$

Για ενέργειες κάτω του 1 MeV το συνολικό kerma (K_{total}) οφείλεται κυρίως στο kerma λόγω των σκεδάσεων των ηλεκτρονίων με τα τροχιακά ηλεκτρόνια των ατόμων (K_{col}). Το K_{col} μπορεί να προσδιορισθεί μέσω της ροής των φωτονίων και του μαζικού συντελεστή ενεργειακής απορρόφησης:

$$K_{col} = \Phi \, h\nu \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (2.16)$$

Τα δύο αυτά μεγέθη συνδέονται μέσω της σχέσης:

$$K_{col} = K_{total}(1-g) \quad (2.17)$$

όπου, η ποσότητα g είναι το μέρος της αρχικής κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων που απελευθερώνεται σε μορφή ακτινοβολίας πέδησης.

Η απορροφούμενη δόση στο μέσο διάδοσης της ακτινοβολίας, θα ισούται με το K_{col} στην περίπτωση όπου υφίσταται ηλεκτρονική ισορροπία. Για να υπάρξει ηλεκτρονική ισορροπία, θα πρέπει τα ηλεκτρόνια που απελευθερώνονται και απομακρύνονται από όγκο V να αναπληρώνονται από ηλεκτρόνια ίσης κινητικής ενέργειας τα οποία εναποθέτουν την ενέργειά αυτή στον συγκεκριμένο όγκο. Πρόκειται δηλαδή για μια κατάσταση ενεργειακής ισορροπίας μεταξύ της ενέργειας που απομακρύνεται και της ενέργειας που εναποτίθεται στον όγκο ενδιαφέροντος.

Σε αντίθεση με την έκθεση X η οποία ορίζεται μόνο για τον αέρα, το kerma μπορεί να προσδιορισθεί για οποιοδήποτε υλικό. Η σχέση που συνδέει την έκθεση με το kerma στον αέρα είναι:

$$K_{air} = \frac{X \left(\frac{W}{e} \right)}{1-g} \quad (2.18)$$

όπου, W είναι η απαραίτητη ενέργεια για τη δημιουργία ζεύγους ιόντων και e το φορτίο του ηλεκτρονίου.

2.7 Ισοδύναμη δόση (H_T)

Η απορροφούμενη δόση και το κερμα αποτελούν τα θεμελιώδη μεγέθη για τον προσδιορισμό της ενέργειας που εναποτίθεται σε ένα όργανο ή ιστό. Όμως σε αυτή τους τη μορφή δεν μπορούν να προσφέρουν πληροφορίες για τις βιολογικές επιπτώσεις που επιφέρει η εναποτιθέμενη ενέργεια. Η πιθανότητα εμφάνισης δυσμενών βιολογικών αποτελεσμάτων εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως τη συνολική απορροφούμενη δόση, το φύλλο και την ηλικία του ακτινοβοληθέντος ατόμου, το είδος της ακτινοβολίας κ.α. Για τον προσδιορισμό του κινδύνου που επιφέρει η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, χρησιμοποιούνται τα μεγέθη ισοδύναμη δόση ιστού ή οργάνου και η ενεργός δόση. Σε αυτό το υποκεφάλαιο θα αναλυθεί η ποσότητα ισοδύναμη δόση (H_T).

Όπως θα αναλυθεί σε επόμενο κεφάλαιο, τα βιολογικά αποτελέσματα της έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες. Στα καθορισμένα ή ντετερμινιστικά αποτελέσματα και στα στοχαστικά αποτελέσματα. Όταν η δόση ακτινοβολίας είναι μικρή τότε υπάρχει πιθανότητα να προκληθούν κληρονομικές βλάβες ή καρκινογένεση. Η πιθανότητα εμφάνισης των στοχαστικών αποτελεσμάτων εξαρτάται εκτός από άλλους παράγοντες και στο είδος της ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Για αυτό το λόγο στον υπολογισμό της ισοδύναμης δόσης οργάνου ή ιστού λαμβάνεται υπόψιν εκτός από την μέση απορροφούμενη δόση και το είδος της ακτινοβολίας. Πιο συγκεκριμένα:

$$H_T = w_R D \quad (2.19)$$

Η μονάδα μέτρησης της ισοδύναμης δόσης στο SI είναι το 1 Sv. Το w_R είναι ο παράγοντας βαρύτητας και έχει μια συγκεκριμένη τιμή για κάθε είδος ακτινοβολίας.

Στον πίνακα 2.2 παρουσιάζονται οι τιμές του παράγοντα βαρύτητας για τα διάφορα είδη ακτινοβολίας [4].

Πίνακας 2.2. Παράγοντας βαρύτητας για διάφορα είδη σωματιδίων και ενεργειών	
Είδος ακτινοβολίας και ενέργεια	Παράγοντας βαρύτητας w_R
Φωτόνια όλων των ενεργειών	1
Ηλεκτρόνια όλων των ενεργειών	1
Νετρόνια ενέργειας <10 keV	10
Νετρόνια ενέργειας από 100 keV έως 2 MeV	20
Νετρόνια ενέργειας από 2 MeV έως 20 MeV	10
Νετρόνια ενέργειας > 20 MeV	5
Πρωτόνια ενέργειας > 2 MeV	5
Σωματίδια α, βαριά ιόντα και προϊόντα σχάσης	20
Πηγή: [4]	

Ενδιαφέρον παρουσιάζουν και οι ποσότητες ισοδύναμη προσωπική δόση σε βάθος d ($H_p(d)$) καθώς και η ισοδύναμη δόση περιβάλλοντος σε βάθος d ($H^*(d)$). Οι δύο αυτές ποσότητες αναφέρονται στην ισοδύναμη δόση σε συγκεκριμένο βάθος μαλακού ιστού και στην ισοδύναμη δόση που προκαλεί πεδίο ακτινοβολίας στο κέντρο σφαίρας μαλακού ιστού και διαμέτρου 30 cm, αντίστοιχα [3].

2.8 Ενεργός δόση (E)

Η ενεργός δόση E αποτελεί την πιο χαρακτηριστική δοσιμετρική ποσότητα για τον προσδιορισμό της πιθανότητας εμφάνισης των δυσμενών βιολογικών αποτελεσμάτων που επιφέρει η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Όταν μια δέσμη ακτινοβολίας προσπίπτει στο ανθρώπινο σώμα, η δόση ακτινοβολίας του κάθε οργάνου θα είναι διαφορετική. Η ενεργός δόση προτάθηκε από την Διεθνή Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας (ICRP) ως την ποσότητα που συμπεριλαμβάνει τον συνολικό κίνδυνο για όλα τα όργανα που έχουν ακτινοβοληθεί από ένα πεδίο ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Για τον προσδιορισμό της χρησιμοποιείται η ισοδύναμη δόση και ένας παράγοντας βαρύτητας w_T ο οποίος έχει συγκεκριμένη τιμή για κάθε όργανο ή ιστό.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D \quad (2.20)$$

Πρόκειται δηλαδή για το άθροισμα του γινομένου της ισοδύναμης δόσης που θα λάβει το κάθε όργανο και του παράγοντα βαρύτητας w_T . Η ενεργός δόση έχει μονάδα μέτρησης το 1 Sv. Το άθροισμα των παραγόντων βαρύτητας για όλα τα όργανα είναι ίσο με 1. Στον πίνακα 2.3 παρουσιάζονται οι τιμές του παράγοντα βαρύτητας w_T για κάθε όργανο όπως έχουν προταθεί από την ICRP.

Πίνακας 2.3. Τιμές του παράγοντα βαρύτητας w_T για κάθε όργανο, όπως προτάθηκαν από το ICRP 103.

Όργανο ή ιστός	w_T	Συνολικό w_T
Πνεύμονες, στομάχι στήθος, μυελός των οστών, έντερο, λοιποί ιστοί	0.12	0.72
Γονάδες	0.08	0.08
Κύστη, συκώτι, οισοφάγος, θυρεοειδής αδένας	0.04	0.16
Εγκέφαλος, επιφάνεια οστών, δέρμα, σιελογόνοι αδένες	0.01	0.04

Πηγή: [4]

Οι παράγοντες βαρύτητας w_T που προτάθηκαν από την ICRP υπολογίστηκαν από πληθυσμιακές μελέτες που αφορούν τον κίνδυνο καρκινογένεσης. Για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης λαμβάνεται υπόψιν η δόση ακτινοβολίας από μια συγκεκριμένη έκθεση καθώς επίσης και μεγέθη που έχουν υπολογισθεί από επιδημιολογικές μελέτες. Για αυτό το λόγο ο υπολογισμός της ενεργού δόσης για ένα συγκεκριμένο ασθενή μπορεί να διαφέρει σημαντικά από την πραγματική τιμή. Αυτός είναι και ο λόγος που η ενεργός δόση δεν πρέπει να χρησιμοποιείται ώστε να εξάγονται συμπεράσματα για μεμονωμένους ασθενείς. Είναι ένα χρήσιμο μέγεθος για μελέτες με μεγάλο αριθμό ασθενών καθώς και για σύγκριση της αποτελεσματικότητας διαφορετικών τεχνικών μείωσης της δόσης.

Βιβλιογραφία κεφαλαίου

- [1] International Atomic Energy Agency, Diagnostic Radiology Physics, IAEA, Vienna (2014).
- [2] Podgorsak E. B. Radiation Physics for Medical Physicists. Springer, 2nd ed., 2010.
- [3] Τζων Καλεφ-Ezra. Εισαγωγή στη δοσιμετρία ιοντιζουσών ακτινοβολιών.
- [4] ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
- [5] Goodhead, D.T., 1994. Initial events in the cellular effects of ionizing radiations: clustered damage in DNA. Int. J. Rad. Biol. 65, 7–17.

Κεφάλαιο 3^ο

Δοσιμετρία ιοντίζουσών ακτινοβολιών

3.1 Εισαγωγή

Καθημερινά ένας τεράστιος αριθμός ασθενών υποβάλλονται σε ακτινογραφικές εξετάσεις, εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας ή ακτινσκοπικές επεμβάσεις. Για την απεικόνιση των δομών του σώματος των ασθενών χρησιμοποιούνται ακτίνες X, οι οποίες κατατάσσονται στις ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Σύμφωνα με το National Council on Radiation Protection and Measurements [1], σχεδόν η μισή ετήσια έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία του πληθυσμού των ΗΠΑ, οφείλεται στις εξετάσεις ιατρικής απεικόνισης. Επιστημονικές δημοσιεύσεις [2,3] αναφέρουν ότι περίπου το 2% του συνολικού αριθμού των καρκίνων που διαγιγνώσκονται ετησίως στις ΗΠΑ μπορεί να συσχετισθεί με την δόση ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι ασθενείς που υποβάλλονται σε εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας. Το αμερικανικό κολέγιο ακτινολογίας πρότεινε την καταγραφή των δόσεων ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι ασθενείς από τις ακτινολογικές εξετάσεις στις οποίες υποβάλλονται [4]. Για τον προσδιορισμό του κινδύνου που επιφέρει η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία από ακτινολογικές εξετάσεις ή επεμβάσεις καθώς και για την αξιολόγηση και βελτιστοποίηση των τεχνικών που εφαρμόζονται στην καθημερινή κλινική πράξη, είναι απαραίτητος ο προσδιορισμός της δόσης ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι ασθενείς. Σε αυτό το κεφάλαιο θα αναλυθούν οι βασικοί μέθοδοι δοσιμετρίας καθώς και τα όργανα που χρησιμοποιούνται για τον προσδιορισμό της έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία.

3.2 Χαρακτηριστικά δοσιμετρικών συστημάτων

Τα δοσιμετρικά συστήματα αποτελούνται από τον ανιχνευτή (δοσίμετρο) καθώς και από τη συσκευή ανάγνωσης (reader). Τα συστήματα αυτά μπορούν να ταξινομηθούν με κριτήριο τον τρόπο σύνδεσης δοσιμέτρου – συσκευής ανάγνωσης σε δύο κατηγορίες. Πιο συγκεκριμένα, το ενεργό σύστημα δοσιμετρίας είναι αυτό όπου το δοσίμετρο είναι άμεσα συνδεδεμένο με τη συσκευή ανάγνωσης. Έτσι, με τέτοιου είδους συστήματα είναι εφικτό να πραγματοποιηθεί άμεση μέτρηση της απορροφούμενης δόσης. Αντίθετα, στα παθητικά συστήματα δοσιμετρίας το σύστημα του ανιχνευτή και το σύστημα του αναγνώστη είναι δύο ξεχωριστές δομές. Το δοσίμετρο τοποθετείται στην περιοχή ενδιαφέροντος και αποθηκεύει σήμα που αντιστοιχεί στην απορροφούμενη δόση. Στη συνέχεια τοποθετείται στο σύστημα ανάγνωσης και το καταγεγραμμένο σήμα μετράτε και μεταφράζεται σε απορροφούμενη δόση. Χαρακτηριστική περίπτωση τέτοιου συστήματος δοσιμετρίας είναι τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας.

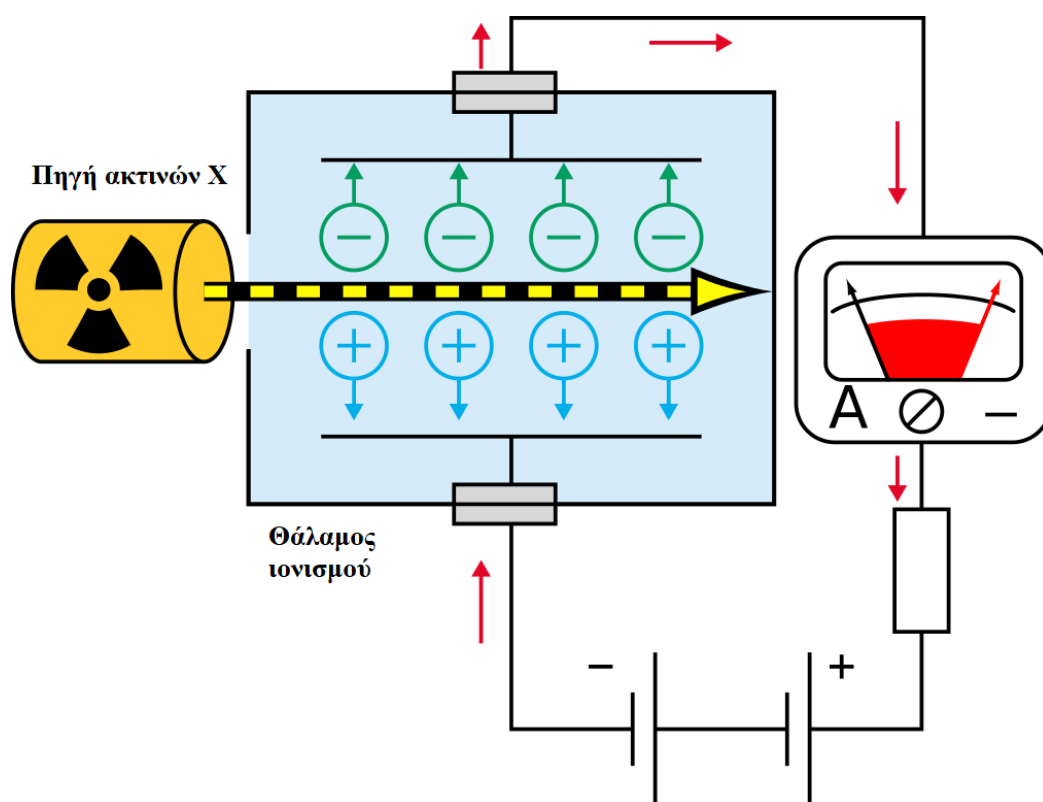
Ένα άλλο κριτήριο ταξινόμησης των δοσιμετρικών συστημάτων είναι η απόλυτη και η σχετική δοσιμετρία. Στην απόλυτη δοσιμετρία, τα δοσίμετρα εκτίθενται σε ιοντίζουσα ακτινοβολία και δίνουν άμεσα την απορροφούμενη δόση χωρίς να απαιτείται βαθμονόμηση ή μετατροπή του σήματος σε δόση μέσω κάποιου παράγοντα βαθμονόμησης. Οι τρεις βασικές κατηγορίες απόλυτης δοσιμετρίας είναι η θερμοδομετρία, η χημική δοσιμετρία και η δοσιμετρία με ανιχνευτές αερίου. Στη σχετική δοσιμετρία τα δοσίμετρα που θα εκτεθούν στην ιοντίζουσα ακτινοβολία θα πρέπει να έχουν βαθμονομηθεί. Στην περίπτωση των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας, δημιουργείται ένας παράγοντας βαθμονόμησης για την μετατροπή του αποθηκευμένου σήματος σε δόση ακτινοβολίας. Μερικά από τα πιο γνωστά συστήματα σχετικής δοσιμετρίας είναι τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας, οι θάλαμοι ιονισμού και τα φιλμ.

Ένα σύστημα δοσιμετρίας θα πρέπει να πληροί κάποιες βασικές προϋποθέσεις ώστε να είναι αποτελεσματικό. Πιο συγκεκριμένα, τα δοσιμετρικά συστήματα θα πρέπει να έχουν υψηλή ευαισθησία ως προς τη δόση έτσι ώστε ακόμα και σε χαμηλές δόσεις να καταγράφεται και να μεταφράζεται το σήμα. Θα πρέπει να έχουν μεγάλη ακρίβεια στις μετρούμενες δόσεις και θα πρέπει το σήμα που καταγράφεται να εξαρτάται μόνο από τη δόση και όχι από το ρυθμό δόσης. Επίσης, ένα ακόμη χαρακτηριστικό ενός αποτελεσματικού δοσιμετρικού συστήματος είναι η γραμμική απόκριση στο συσχετισμό δόσης – σήματος καθώς και το μεγάλο εύρος δόσεων που μπορεί να καταγράψει.

3.3 Είδη δοσιμέτρων

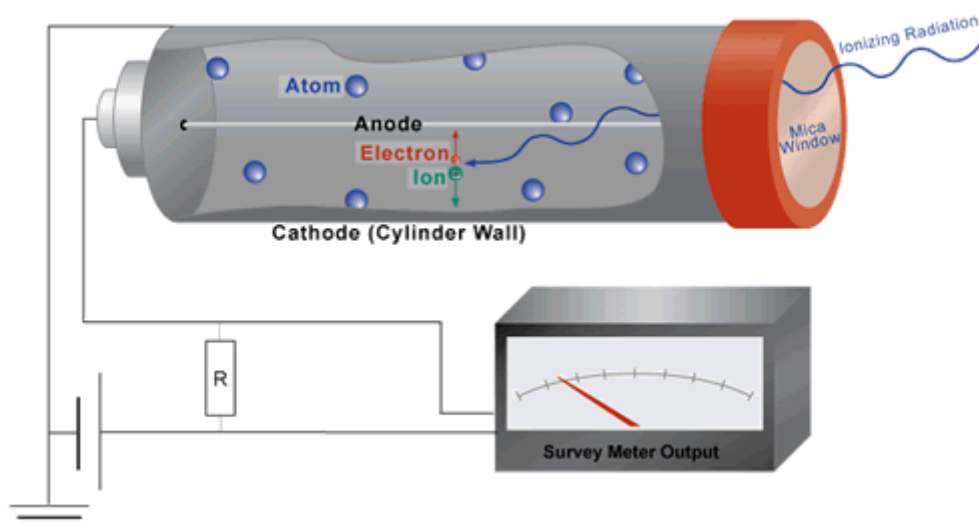
3.3.1 Ανιχνευτές αερίου

Οι ανιχνευτές ιοντισμών σε θάλαμο που περιέχει κάποιο αέριο αποτελούν ένα από τα σημαντικότερα εργαλεία για τη δοσιμετρία. Οι ανιχνευτές αυτού του είδους περιλαμβάνουν έναν θάλαμο με αέριο. Όταν στον όγκο που περιέχεται το αέριο εισέλθει ιοντίζουσα ακτινοβολία, προκαλεί ιοντισμό των μορίων του αερίου. Στον θάλαμο αυτό εφαρμόζεται διαφορά δυναμικού με αποτέλεσμα τα απελευθερωμένα ηλεκτρόνια και τα θετικά ιόντα που έχουν δημιουργηθεί να επιταχυνθούν προς την άνοδο και κάθοδο αντίστοιχα (Εικόνα 3.1).



Εικόνα 3.1. Γραφική αναπαράσταση της αρχής λειτουργίας του θάλαμου ιοντισμού. Οι ακτίνες X προκαλούν ιοντισμούς του αερίου. Τα θετικά και αρνητικά ιόντα λόγω της διαφοράς δυναμικού που εφαρμόζεται κινούνται προς την κάθοδο και άνοδο αντίστοιχα. Πηγή [5].

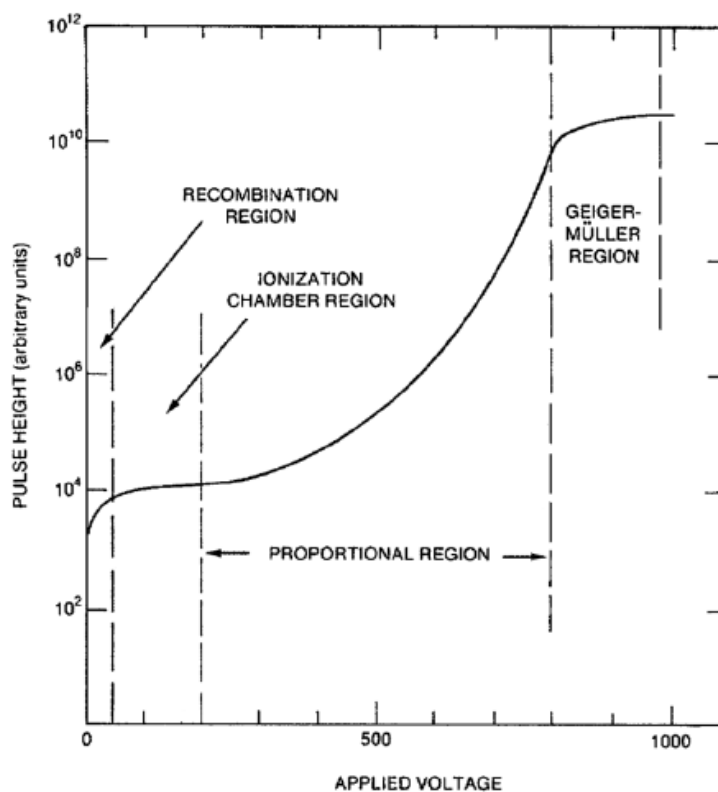
Στην περίπτωση κυλινδρικών θαλάμων τα τοιχώματα του κυλίνδρου αποτελούν την κάθοδο ενώ μια βελόνα που έχει τοποθετηθεί στον άξονα του κυλίνδρου αποτελεί την άνοδο. Το αμπερόμετρο που είναι συνδεδεμένο στη διάταξη μετρά το ηλεκτρικό ρεύμα που παράγεται λόγω της εναπόθεσης του φορτίου των ιόντων στην άνοδο και την κάθοδο. Οι συγκεκριμένες διατάξεις συμπεριλαμβάνουν συστήματα που ενισχύουν το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται αλλά και συστήματα που επεξεργάζονται και μεταφράζουν τους παλμούς. Με αυτόν τον τρόπο και μέσω του αρχικού ιοντισμού του αερίου προσδιορίζεται η απορροφούμενη δόση στον ενεργό όγκο του θαλάμου.



Εικόνα 3.2. Κυλινδρικός θάλαμος ιονισμού. Η βελόνα στον άξονα του κυλίνδρου αποτελεί την άνοδο ενώ τα τοιχώματα αποτελούν την κάθοδο. Ηλεκτρονικά συστήματα μεταφράζουν τους ανιχνεύσιμους παλμούς σε δόση ακτινοβολίας. Πηγή [6].

Τα δοσιμετρικά συστήματα που περιλαμβάνουν θαλάμους με αέριο διακρίνονται σε θαλάμους ιονισμού, σε αναλογικούς ανιχνευτές και σε ανιχνευτές Geiger-Müller. Το κριτήριο διαχωρισμού αυτών των ανιχνευτών είναι η διαφορά δυναμικού που εφαρμόζεται μεταξύ καθόδου και ανόδου. Οι θάλαμοι ιονισμού λειτουργούν με σχετικά χαμηλή διαφορά δυναμικού. Ανάλογα με την πίεση του αερίου και τον ενεργό

όγκο η τάση μεταξύ ανόδου και καθόδου σε ένα θάλαμο ιονισμού κυμαίνεται από 50 έως 500 V [7]. Οι θάλαμοι ιονισμού ανιχνεύουν μόνο τα πρωτογενώς παραγόμενα ιόντα και άρα το σήμα που παράγουν είναι ασθενές. Για αυτό το λόγο τα ηλεκτρονικά συστήματα πρέπει να ενισχύσουν το σήμα που ανιχνεύεται. Οι θάλαμοι ιονισμού είναι ακριβής, εύχρηστοι και βρίσκουν ευρεία εφαρμογή στην δοσιμετρία. Οι αναλογικοί θάλαμοι λειτουργούν με μεγαλύτερη διαφορά δυναμικού από ότι οι θάλαμοι ιονισμού. Λόγω του υψηλού δυναμικού τα πρωτογενώς παραγόμενα ιόντα προκαλούν περαιτέρω ιοντισμούς με αποτέλεσμα την παραγωγή χιονοστιβάδας ιόντων. Για αυτό το λόγο η ευαισθησία των αναλογικών ανιχνευτών είναι πολύ μεγαλύτερη από αυτήν των θαλάμων ιονισμού. Το όνομά τους οφείλεται στο γεγονός ότι ο αριθμός των δευτερογενώς παραγόμενων ιόντων είναι ανάλογος του αριθμού των ιόντων που παράχθηκαν πρωτογενώς. Τέλος, στους ανιχνευτές Geiger-Müller εφαρμόζεται διαφορά δυναμικού από 800 έως 1200 V [6]. Και σε αυτή την περίπτωση τα πρωτογενώς παραγόμενα ιόντα προκαλούν περαιτέρω ιοντισμούς στο αέριο. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την δημιουργία ηλεκτρικού ρεύματος σταθερού δυναμικού. Οι ανιχνευτές Geiger-Müller έχουν σχετικά μικρή απόδοση σε δέσμες φωτονίων. Δεν είναι ιδανικοί για πεδία μεγάλης έντασης καθώς παρουσιάζουν υψηλό νεκρό χρόνο μεταξύ των σημάτων. Οι ανιχνευτές πρέπει να ελέγχονται και να βαθμονομούνται καταλλήλως ανά τακτά χρονικά διαστήματα καθώς η απόδοσή τους μεταβάλλεται με την πάροδο του χρόνου [7].

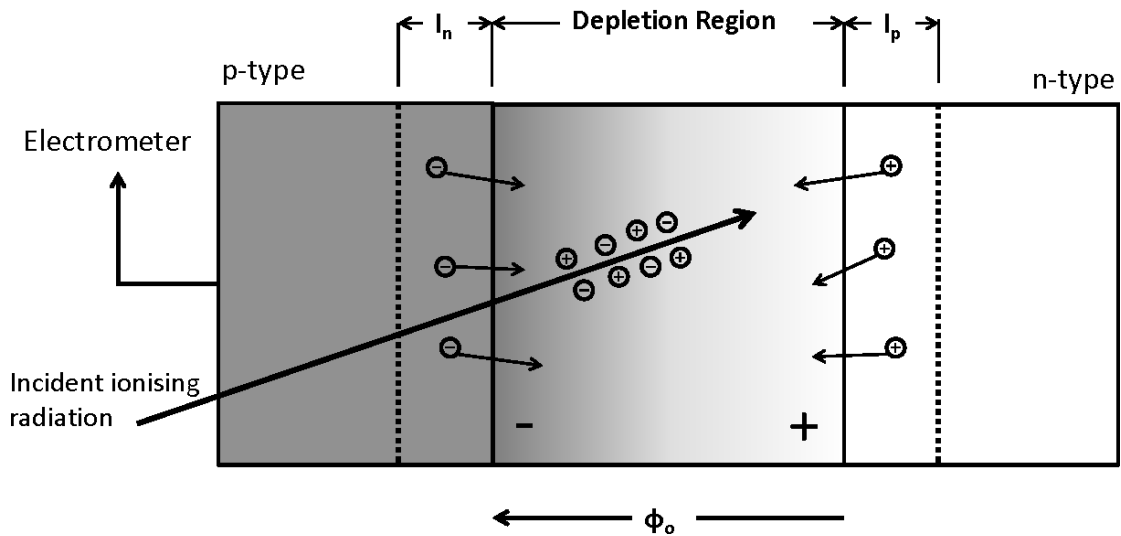


Εικόνα 3.3. Οι περιοχές δυναμικού στις οποίες λειτουργούν τα διάφορα είδη θαλάμων με αέριο.

3.3.2 Δοσιμετρία με χρήση ημιαγωγών

Οι ημιαγωγοί μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την μέτρηση ακτινοβολίας φορτισμένων σωματιδίων. Στις εφαρμογές που αφορούν την ιατρική συνήθως χρησιμοποιούνται κρύσταλλοι με περιοχές $-p$ και n . Λόγω της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, δημιουργούνται ζεύγη οπών-ηλεκτρονίων τα οποία κινούνται λόγω της ύπαρξης ηλεκτρικού πεδίου. Οι ανιχνευτές ημιαγωγών είναι ανεξάρτητοι από το είδος της ακτινοβολίας. Η παραγόμενη τάση είναι ανάλογη της ενέργειας που εναποτίθεται στον ανιχνευτή. Δύο από τα βασικότερα πλεονεκτήματα των ημιαγωγών έναντι των θαλάμων ιονισμού είναι η μικρότερη απαιτούμενη ενέργεια για την δημιουργία οπών-ηλεκτρονίων καθώς και το μικρότερο μέγεθος. Παρόλα αυτά οι ημιαγωγοί δεν είναι κατάλληλοι για δοσιμετρία σε δέσμες φωτονίων με χαμηλή ενέργεια. Η απόκρισή τους

επηρεάζεται σε μεγάλο βαθμό από τη θερμοκρασία, από την ενέργεια των φωτονίων, από την γωνία ακτινοβολήσης καθώς και από τον ρυθμό δόσης [7].



Εικόνα 3.4. Δοσιμετρία με ημιαγωγούς τύπου p-n. Πηγή [8]

3.3.3 Δοσιμετρία φωταύγειας

Κατά την έκθεση συγκεκριμένων ημιαγωγών ή κρυστάλλων σε ιοντίζουσα ακτινοβολία τα υλικά αυτά διεγείρονται και αποθηκεύουν ενέργεια. Με κατάλληλη διέγερση τα σώματα αυτά εκπέμπουν φως (φωταύγεια). Ο αριθμός των φωτονίων που εκπέμπονται είναι ανάλογος της ενέργειας που έχει αποθηκευτεί στο υλικό λόγω της διέγερσής του από την ιοντίζουσα ακτινοβολία. Υπάρχουν αρκετά είδη φωταύγειας όπως η τριβοφωταύγεια όπου η διέγερση γίνεται μέσω μηχανικής ενέργειας, η φωτοφωταύγεια όπου η διέγερση γίνεται μέσω οπτικής ακτινοβολίας, η χημειοφωταύγεια με διέγερση του υλικού μέσω χημικής ενέργειας καθώς και η ραδιοφωταύγεια όπου ο κρύσταλλος διεγείρεται μέσω ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Άλλα είδη φωταύγειας είναι ο φθορισμός, ο φωσφορισμός και η θερμοφωταύγεια. Τα

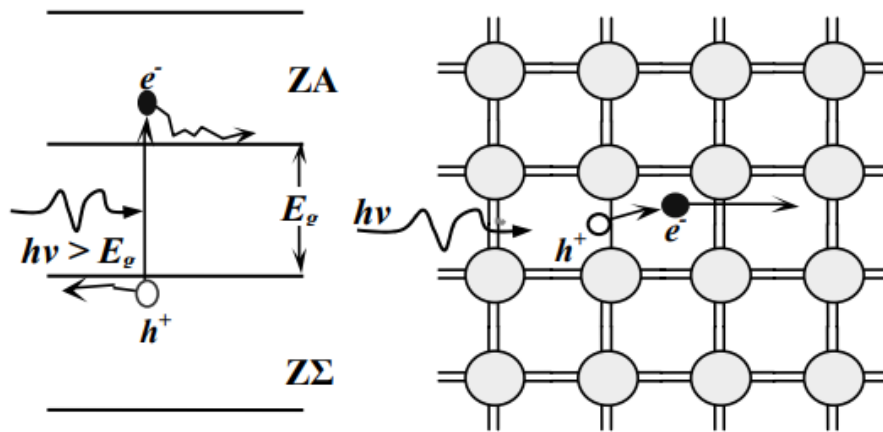
δοσίμετρα θερμοφωταύγειας αποτελούν ένα από τα πιο χρήσιμα εργαλεία για τον προσδιορισμό της δόσης ακτινοβολίας σε ιατρικές εφαρμογές. Η δοσιμετρία θερμοφωταύγειας αναλύεται εκτενώς στο επόμενο υποκεφάλαιο.

3.4 Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας

Η δοσιμετρία θερμοφωταύγειας είναι μια από τις πιο σημαντικές μεθόδους προσδιορισμού της δόσης ακτινοβολίας από ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Χρησιμοποιείται σε πολλές περιπτώσεις ιατρικών εφαρμογών για να προσδιοριστεί η έκθεση των ασθενών αλλά και του προσωπικού. Επίσης τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε πειράματα ή προσομοιώσεις με ανθρωπόμορφα ομοιώματα για τον προσδιορισμό της δόσης οργάνων.

Τα δοσίμετρα φωταύγειας είναι κατασκευασμένα από προσμίξεις διαφόρων υλικών. Με την έκθεσή τους σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, αποθηκεύουν ενέργεια. Στη συνέχεια διεγείρονται μέσω της αύξησης της θερμοκρασίας τους και εκπέμπουν ορατό φως το οποίο είναι ανάλογο της ενέργειας που έχουν αποθηκεύσει.

Στην περίπτωση ενός καθαρού κρυστάλλου μπορούμε να διαχωρίσουμε τρεις περιοχές. Την ζώνη σθένους, η οποία είναι πλήρης και δεν επηρεάζουν την αγωγιμότητα του υλικού, οι ζώνες αγωγιμότητας όπου είναι άδειες ή με ελάχιστα ηλεκτρόνια και τα ενεργειακά χάσματα. Το ενεργειακό χάσμα είναι η περιοχή ανάμεσα στη ζώνη σθένους και στη ζώνη αγωγιμότητας. Τα ηλεκτρόνια που βρίσκονται στην ζώνη σθένους δεν μπορούν αυθόρμητα να υπερπηδήσουν στην ζώνη αγωγιμότητας. Για να γίνει αυτό πρέπει να απορροφήσουν ενέργεια μεγαλύτερη ή οριακά ίση με το ενεργειακό χάσμα E_g μεταξύ των δύο ζωνών. Στους ημιαγωγούς, το ενεργειακό χάσμα εξαρτάται από τη θερμοκρασία. Με αύξηση της θερμοκρασία το χάσμα μεταξύ των δύο ζωνών μικραίνει. Στην περίπτωση όπου ένα φωτόνιο με ενέργεια μεγαλύτερη από το ενεργειακό χάσμα των δύο ζωνών απορροφηθεί από ηλεκτρόνιο της ζώνης σθένους, τότε το ηλεκτρόνιο θα καταφέρει να αποδεσμευτεί και να μεταπηδήσει στη ζώνη αγωγιμότητας. Το κενό που αφήνει πίσω του ονομάζεται οπή.



Εικόνα 3.5. Ηλεκτρόνιο της ζώνης σθένους διεγείρεται από φωτόνιο και μεταπηδά στην ζώνη αγωγιμότητας αφήνοντας πίσω του μια οπή. Πηγή [9]

Στη δοσιμετρία θερμοφωταύγειας για την κατασκευή των κρυστάλλων χρησιμοποιούνται προσμίξεις διάφορων υλικών. Οι ημιαγωγοί που κατασκευάζονται με προσμίξεις υλικών μπορεί να περιλαμβάνουν είτε πλεόνασμα οπών (αποδέκτες) είτε πλεόνασμα ηλεκτρονίων (δότες). Επίσης, με τις προσμίξεις των υλικών μπορούν να δημιουργηθούν περιοχές ανάμεσα στην ζώνη σθένους και στη ζώνη αγωγιμότητας οι οποίες ονομάζονται παγίδες. Στην περίπτωση όπου ο ημιαγωγός έχει προσμίξεις αποδεκτών ονομάζεται τύπου p ενώ αν έχει προσμίξεις δοτών ονομάζεται τύπου n.

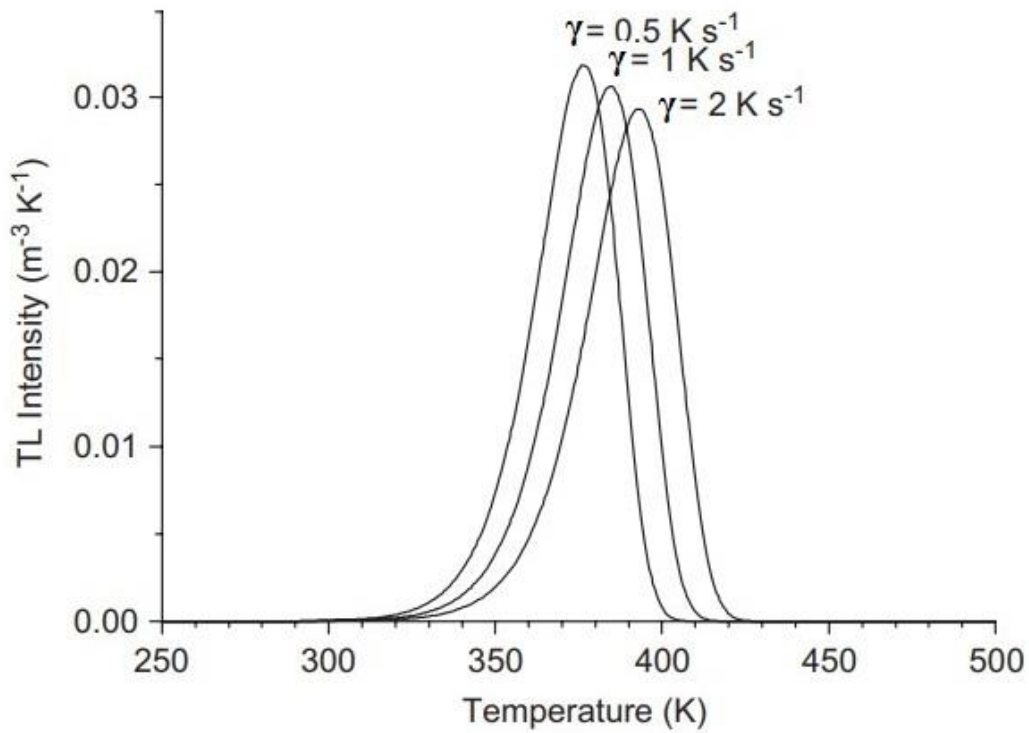
Οι κρύσταλλοι θερμοφωταύγειας που χρησιμοποιούνται για δοσιμετρία στις ιατρικές εφαρμογές, εκτίθενται σε ιοντίζουσα ακτινοβολία και αποθηκεύουν ενέργεια λόγω της διέγερσής τους. Στη συνέχεια, τοποθετούνται στο σύστημα ανάγνωσης όπου εκεί προκαλείται η φωταύγειά τους μέσω της αύξησης της θερμοκρασίας τους (θερμοφωταύγεια). Τα ηλεκτρόνια καθώς μεταβαίνουν από τη ζώνη αγωγιμότητας ή από ενδιάμεσες παγίδες, στη ζώνη σθένους εκπέμπουν το πλεόνασμα της ενέργειας σε μορφή οπτικού φωτός. Η θερμοφωταύγεια του δοσιμέτρου επιτυγχάνεται με την αύξηση της θερμοκρασίας με σταθερό ρυθμό. Η ένταση της ακτινοβολίας που παράγεται από την θερμοφωταύγεια υπολογίζεται από την παρακάτω σχέση [10]:

$$I(t) = -\frac{dn}{dt} = n_0 s \exp\left[-\frac{E}{kT(t)}\right] \times \exp\left[-s \int_0^t \exp\left[-\frac{E}{kT(t')}\right] dt'\right] \quad (3.1)$$

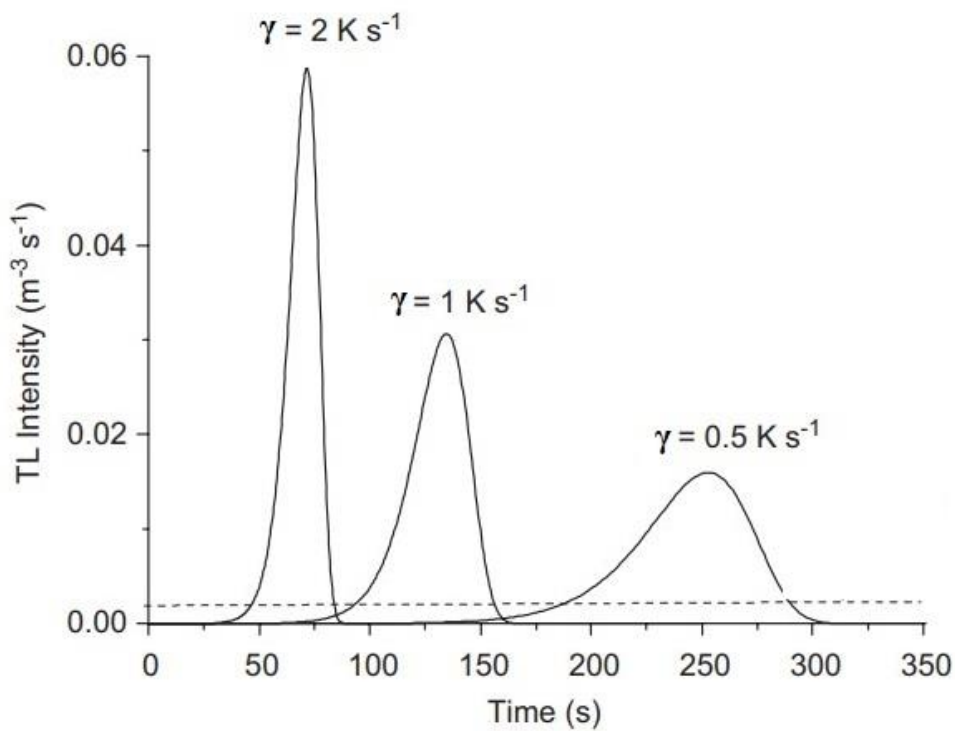
όπου, το n_0 είναι ο αριθμός των αρχικά παγιδευμένων ηλεκτρονίων. Από την παραπάνω σχέση, με την αύξηση της θερμοκρασίας, η ένταση θα αυξάνεται μέχρι ένα μέγιστο σημείο και στη συνέχεια θα μειώνεται μέχρι να μηδενιστεί. Λόγω της γραμμικής αύξησης της θερμοκρασίας σαν συνάρτηση του χρόνου η παραπάνω σχέση μπορεί να εκφραστεί και ως εξής:

$$I(T) = -\frac{1}{\gamma} \frac{dn}{dt} = n_0 \frac{s}{\gamma} \exp\left[-\frac{E}{kT}\right] \times \exp\left[-\frac{s}{\gamma} \int_{T_0}^T \exp\left[-\frac{E}{kT'}\right] dT'\right] \quad (3.2)$$

όπου, το γ είναι ο ρυθμός με τον οποίο αυξάνεται η θερμοκρασία. Η σχέση 3.2 είναι γνωστή ως εξίσωση Randall–Wilkins [10]. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι το μέγιστο σημείο στο οποίο θα φτάσει η καμπύλη αλλά και ο χρόνος στον οποίο θα πάρει την μέγιστη τιμή της εξαρτάται από τον ρυθμό με τον οποίο αυξάνεται η θερμοκρασία. Οι εικόνες 3.6 και 3.7 παρουσιάζουν τις διαφορές στη μέγιστη τιμή της έντασης της ακτινοβολίας που παράγεται από την θερμοφωταύγεια καθώς και διαφορές του σχήματος της καμπύλης για διάφορες τιμές στον ρυθμό αύξησης της θερμοκρασίας.



Εικόνα 3.6. Γραφική παράσταση της έντασης της ακτινοβολίας που παράγεται από την θερμοφωταύγεια σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία. Για διαφορετικό ρυθμό αύξησης της θερμοκρασίας η ένταση έχει διαφορετική μέγιστη τιμή. Πηγή [10].



Εικόνα 3.7. Γραφική παράσταση της έντασης της ακτινοβολίας που παράγεται από την θερμοφωταύγεια σε συνάρτηση με τον χρόνο. Για διαφορετικό ρυθμό αύξησης της

θερμοκρασίας η ένταση έχει διαφορετική μέγιστη τιμή και η καμπύλη διαφορετικό σχήμα. Πηγή [10].

Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας κατασκευάζονται σε διάφορα μεγέθη και σχήματα. Τα πιο συνηθισμένα είναι σε σχήμα τετραγώνου, δίσκου ή κυλινδρικά. Επίσης, κατασκευάζονται με διάφορες προσμίξεις υλικών ανάλογα την απαιτούμενη ευαισθησία. Συνήθως για μετρήσεις οι οποίες πραγματοποιούνται εντός της πρωτογενούς δέσμης χρησιμοποιούνται τα TLD-100. Ενώ για μετρήσεις της δόσης ακτινοβολίας λόγω σκεδάσεων χρησιμοποιούνται τα TLD-200 που παρουσιάζουν μεγαλύτερη ευαισθησία. Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας είναι πολύ χρήσιμα διότι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για κάθε είδος ακτινοβολίας και για μεγάλο εύρος ενεργειών (10^{-6} - 10^2 Gy). Χρησιμοποιούνται ευρύτατα στην μέτρηση των δόσεων ακτινοβολίας που λαμβάνει το προσωπικό καθώς επίσης και για τον προσδιορισμό της δόσης που λαμβάνουν οι ασθενείς που υποβάλλονται σε ακτινολογικές εξετάσεις ή ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις. Έχουν γραμμική απόκριση για σχετικά χαμηλές δόσεις. Ένα από τα θετικά των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας είναι ότι μετά την χρήση τους και την θερμική επεξεργασία τους μπορούν να ξανά χρησιμοποιηθούν. Τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των TLDs έχουν ενεργό ατομικό αριθμό όμοιο με αυτό του μαλακού ιστού. Επίσης οι προσμίξεις Ti και Mg τα καθιστούν χρήσιμα δοσιμετρικά εργαλεία και για την περίπτωση πεδίων ακτινών X μικρής ενέργειας [7]. Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά των προσμίξεων που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας.

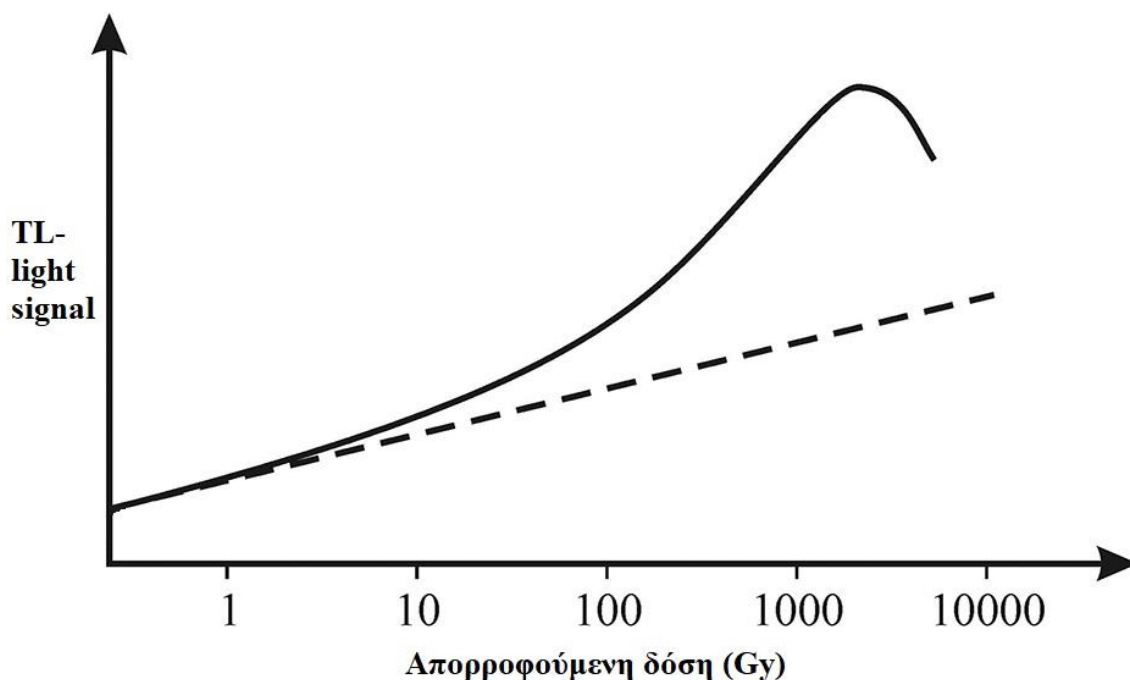
Πίνακας 3.1. Χαρακτηριστικά διαφόρων ειδών δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας

Είδος	Σύνθεση	Z_{eff}	Φάσμα εκπομπής	Εύρος δόσεων	Εξασθένηση
TLD-100	LiF:Mg,Ti	8.2	350-600 nm	10 μGy -10 Gy	5% per year (20°)
TLD-100H	LiF:Mg, Cu, P	8.2	400 nm	1 μGy -10 Gy	-
TLD-700	*LiF:Mg,Ti	8.2	350-600 nm	10 μGy -10 Gy	5% per year (20°)
TLD-700H	*LiF:Mg, Cu, P	7.4	400 nm	1 μGy -10 Gy	-
TLD-200	CaF ₂ :Dy	16.3	Μέγιστη τιμή στα 483.5 nm	0.1 μGy -10 Gy	10% σε 24 ώρες

* ⁷Li isotope

3.4.1 Βαθμονόμηση-Ανάγνωση-Ανόπτηση κρυστάλλων θερμοφωταύγειας

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας αποτελούν ένα από τα πιο χρήσιμα εργαλεία στην δοσιμετρία. Ένα από τα θετικά τους χαρακτηριστικά είναι ότι μπορούν να επαναχρησιμοποιηθούν αρκετές φορές αρκεί να μην έχουν υποστεί κάποια μηχανική βλάβη. Παρόλα αυτά, η χρήση τους για τον ακριβή προσδιορισμό της δόσης που εναποτίθεται σε ιστούς ή όργανα απαιτεί την βαθμονόμησή τους και την κατάλληλη θερμική επεξεργασία τους. Βασικό χαρακτηριστικό για τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας είναι η ενεργειακή τους απόκριση. Η σχέση μεταξύ εκπεμπόμενου σήματος και απορροφούμενης δόσης παρουσιάζει γραμμικότητα για δόσεις κάτω των 10 Gy. Στη συνέχεια η καμπύλη ενεργειακής απόκρισης παρουσιάζει υπεργραμμικότητα μέχρι την τιμή κορεσμού ($\sim 10^3$ Gy). Για δόσεις μεγαλύτερες από την τιμή κορεσμού η καμπύλη αρχίζει να φθίνει (Εικόνα 3.8).



Εικόνα 3.8. Καμπύλη ενεργειακής απόκρισης για δοσίμετρα θερμοφωταύγειας. Πηγή [11].

Για την μετατροπή του μετρούμενου σήματος από τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας σε δόση, απαιτείται η βαθμονόμησή τους. Η βαθμονόμηση έχει ως σκοπό την εξαγωγή ενός παράγοντα βαθμονόμησης που αφορά την ακτινοβόληση των δοσιμέτρων σε συγκεκριμένες ενέργειες φωτονίων. Με τον πολλαπλασιασμό του παράγοντα βαθμονόμησης με το μετρούμενο σήμα υπολογίζεται η απορροφούμενη δόση. Κατά τη διάρκεια της βαθμονόμησης τα δοσίμετρα ακτινοβολούνται σε γνωστή δόση ακτινοβολίας. Για μεγαλύτερη ακρίβεια, τα δοσίμετρα πρέπει να ακτινοβοληθούν με δέσμες φωτονίων ίσης ενέργειας με αυτά των ιατρικών εφαρμογών στις οποίες θα γίνει η δοσιμετρία. Μετά την ακτινοβόληση τους τα δοσίμετρα έχουν απορροφήσει δόση:

$$D_{TLD}=FX \quad (3.3)$$

όπου, F είναι ο παράγοντας μετατροπής από Röntgen σε Gray.

Στη συνέχεια, τα δοσίμετρα τοποθετούνται στο σύστημα ανάγνωσης (reader) όπου διεγείρονται θερμικά και εκπέμπουν ένα σήμα το οποίο ανιχνεύεται και ενισχύεται μέσω του φωτοπολλαπλασιαστή που περιέχεται στο σύστημα ανάγνωσης. Το σήμα που ανιχνεύεται είναι ανάλογο της δόσης, έτσι μπορεί να υπολογιστεί ο παράγοντας βαθμονόμησης (CF):

$$CF= \frac{TL \text{ light signal}}{D_{TLD}} \quad (3.4)$$

Ακόμα και για δοσίμετρα της ίδιας παρτίδας τα οποία έχουν ακτινοβοληθεί ταυτόχρονα μπορεί να υπάρξουν μεγάλες διακυμάνσεις στο σήμα που αποδίδουν κατά τη διαδικασία ανάγνωσης. Για να μειωθούν τα σφάλματα στις μετρήσεις της δόσης ακτινοβολίας, πολλές φορές δημιουργούνται περισσότερες από μια ομάδες δοσιμέτρων όπου η κάθε ομάδα έχει τον δικό της παράγοντα βαθμονόμησης. Μετά τη διαδικασία της ανάγνωσης των δοσιμέτρων, πριν ξανά χρησιμοποιηθούν πρέπει να προηγηθεί η

διαδικασία της ανόπτησης (annealing). Τα δοσίμετρα τοποθετούνται σε ειδικά διαμορφωμένο φούρνο και αφήνονται για συγκεκριμένο χρόνο και σε συγκεκριμένη θερμοκρασία ανάλογα το υλικό κατασκευής τους. Η διαδικασία αυτή γίνεται προκειμένου να απελευθερωθούν τυχόν εναπομείναντα παγιδευμένα ηλεκτρόνια.

Η δόση που μετράτε με το δοσίμετρο οφείλεται στις αλληλεπιδράσεις των φωτονίων με το υλικό κατασκευής του δοσιμέτρου. Για τον προσδιορισμό της δόσης σε μαλακό ιστό πρέπει να γίνει κατάλληλη μετατροπή. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω της θεωρίας της κοιλότητας που περιγράφεται στο επόμενο υποκεφάλαιο.

3.5 Θεωρία κοιλότητας [12]

Για τον προσδιορισμό της δόσης ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι ασθενείς από ακτινολογικές εξετάσεις ή ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις, δοσίμετρα θερμοφωταύγειας τοποθετούνται στην επιφάνεια του δέρματος του ασθενή. Σε πειράματα προσομοίωσης με ανθρωπόμορφα ομοιώματα, τα δοσίμετρα τοποθετούνται εντός του ομοιώματος. Αυτά τα δοσίμετρα θεωρούνται κοιλότητες εντός του ιστού στον οποίο τοποθετούνται. Επηρεάζουν την ενεργειακή ροή των φωτονίων και η δόση που καταγράφουν δεν είναι αυτή που εναποτίθεται πραγματικά στον μαλακό ιστό. Για αυτό το λόγο έχουν δημιουργηθεί οι θεωρίες κοιλότητας όπου έχουν ως στόχο την μετατροπή της δόσης του δοσιμέτρου σε δόση στον ιστό ή στο όργανο ενδιαφέροντος. Οι θεωρίες κοιλότητας ποικίλουν ανάλογα με το μέγεθος της κοιλότητας και το εύρος των παραγόμενων ηλεκτρονίων.

3.5.1 Θεωρία μικρών κοιλοτήτων Bragg-Gray για φωτόνια

Στην περίπτωση όπου η διάμετρος της κοιλότητας είναι κατά πολύ μικρότερη από το εύρος των ηλεκτρονίων που απελευθερώνονται εντός της ύλης, λόγω της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, θεωρούμε ότι η κοιλότητα είναι μικρή και ονομάζεται κοιλότητα Bragg-Gray. Για αυτού του είδους τις κοιλότητες και για ενέργειες φωτονίων > 200 keV, οι αλληλεπιδράσεις των φωτονίων εντός της κοιλότητας δεν λαμβάνονται υπόψη. Επίσης, θεωρείται ότι η ροή των ηλεκτρονίων που απελευθερώνονται στην ύλη δεν αλλοιώνεται από την εμφάνιση της κοιλότητας. Η εξίσωση μετατροπής της δόσης στην κοιλότητα σε δόση στην ύλη που περιβάλλει την κοιλότητας είναι η εξής:

$$D_M = D_K \frac{(S_{col}/\rho)_M}{(S_{col}/\rho)_K} \quad (3.5)$$

όπου, D_M η δόση στο μέσο διάδοσης της ακτινοβολίας, D_K η δόση στην κοιλότητα, $(S_{col}/\rho)_M$ και $(S_{col}/\rho)_K$ οι μέσες μαζικές τιμές του collision stopping power για το μέσο διάδοσης και την κοιλότητα αντίστοιχα.

3.5.2 Θεωρία μεσαίων κοιλοτήτων Burlin

Στην περίπτωση όπου η διάμετρος της κοιλότητας είναι συγκρίσιμη με το εύρος των ηλεκτρονίων που απελευθερώνονται εντός του μέσου διάδοσης των φωτονίων ισχύει η εξίσωση Burlin:

$$\frac{D_K}{D_M} = \Delta \frac{(S_{col}/\rho)_K}{(S_{col}/\rho)_M} + (1-\Delta) \frac{(\mu_{ab}/\rho)_K}{(\mu_{ab}/\rho)_M} \quad (3.6)$$

όπου, D_M η δόση στο μέσο διάδοσης της ακτινοβολίας, D_K η δόση στην κοιλότητα, $(S_{col}/\rho)_M$ και $(S_{col}/\rho)_K$ οι μέσες μαζικές τιμές του collision stopping power για το μέσο διάδοσης και την κοιλότητα αντίστοιχα, Δ παράγοντας που συσχετίζεται με το μέγεθος της κοιλότητας και $(\mu_{ab}/\rho)_K$, $(\mu_{ab}/\rho)_M$ οι μέσες τιμές του μαζικού συντελεστή απορρόφησης ενέργειας για την κοιλότητα και το μέσο αντίστοιχα.

Ο παράγοντας Δ τείνει στο μηδέν για κοιλότητες μεγάλου μεγέθους, ενώ για κοιλότητες μικρού μεγέθους τείνει στο 1. Άρα, η εξίσωση Burlin μπορεί να χρησιμοποιηθεί για όλα τα μεγέθη κοιλοτήτων.

3.5.3 Θεωρία μεγάλων κοιλοτήτων για φωτόνια

Στην περίπτωση όπου η διάμετρος της κοιλότητας είναι πολύ μεγαλύτερη από το εύρος των ηλεκτρονίων που απελευθερώνονται στο μέσο διάδοσης των φωτονίων, η κοιλότητα θεωρείται μεγάλη. Σε αυτή την περίπτωση, για το D_K λαμβάνεται υπόψιν μόνο η συνεισφορά των ηλεκτρονίων που απελευθερώνονται εντός της κοιλότητας. Η σχέση μετατροπής της δόσης στην κοιλότητα σε δόση στο μέσο είναι η εξής:

$$D_M = D_K \frac{(\mu_{ab}/\rho)_M}{(\mu_{ab}/\rho)_K} \quad (3.7)$$

όπου, D_M η δόση στο μέσο διάδοσης της ακτινοβολίας, D_K η δόση στην κοιλότητα, $(\mu_{ab}/\rho)_K$, $(\mu_{ab}/\rho)_M$ οι μέσες τιμές του μαζικού συντελεστή απορρόφησης ενέργειας για την κοιλότητα και το μέσο αντίστοιχα.

3.6 Δοσιμετρία με τη μέθοδο Monte Carlo

Η μέθοδος Monte Carlo αποτελεί μια στοχαστική διαδικασία όπου έχει ως στόχο την επίλυση σύνθετων προβλημάτων με τη χρήση στατιστικών εργαλείων και τυχαίων αριθμών. Η μέθοδος παρουσιάστηκε το 1949 στο περιοδικό Journal of the American Statistics and Association από τους N. Metropolis και S. Ulam [13]. Η συγκεκριμένη μέθοδος εφαρμόζεται σε πολλούς επιστημονικούς τομείς όπως η πυρηνική φυσική, η ιατρική φυσική, η οικονομία και η χημεία. Η μελέτη της αλληλεπίδρασης ενός φωτονίου με ένα άτομο είναι σχετικά απλή. Όμως το πρόβλημα γίνεται αρκετά σύνθετο όταν πρέπει να αναλυθεί η αλληλεπίδραση σωματιδίων με ένα τεράστιο αριθμό ατόμων. Για τέτοιου είδους προβλήματα η μέθοδος Monte Carlo αποτελεί ιδανικό εργαλείο.

Γενικά, οι προσομοιώσεις που πραγματοποιούνται μέσω της μεθόδου Monte Carlo βασίζονται στον κανόνα των τριών αποκλίσεων καθώς και στο κεντρικό οριακό θεώρημα [14]. Πιο συγκεκριμένα, σύμφωνα με το κεντρικό οριακό θεώρημα, για όλες τις τυχαίες ανεξάρτητες μεταβλητές σε κάθε διάστημα από x' έως x'' ισχύει:

$$P(x' < S_N < x'') \approx \int_{x'}^{x''} p_n(x) dx \quad (3.8)$$

όπου, $p_n(x)$ η πυκνότητα πιθανότητας. Από την παραπάνω σχέση προκύπτει ότι το άθροισμα S_N αποτελεί μια κανονική τυχαία μεταβλητή [14].

Η πυκνότητα πιθανότητας για μια τυχαία κανονική μεταβλητή δίνεται από τη σχέση (3.9):

$$p(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (3.9)$$

όπου, τα σ και μ αποτελούν πραγματικούς αριθμούς.

Για να υπολογίσουμε την πιθανότητα μια μεταβλητή x να βρίσκεται ανάμεσα στο διάστημα $[\alpha, \beta]$, χρησιμοποιούμε την εξίσωση πυκνότητας της πιθανότητας (3.9) καθώς επίσης και την συνάρτηση σφάλματος (3.10):

$$\Phi(x) = \frac{2}{\sqrt{2\pi}} \int_0^x e^{-t^2/2} dt \quad (3.10)$$

Από τις σχέσεις 3.9 και 3.10 και με κατάλληλη αντικατάσταση του χρόνου αποδεικνύεται η σχέση:

$$P(\alpha < x < \beta) = \frac{1}{2} (\Phi(t_2) - \Phi(t_1)) \quad (3.11)$$

Ο κανόνας των τριών αποκλίσεων αναφέρεται στην περίπτωση όπου το πεδίο ορίζεται από $\mu - 3\sigma$ έως $\mu + 3\sigma$. Σε αυτή την περίπτωση η μεταβλητή x δεν μπορεί να απέχει περισσότερο από τρεις αποκλίσεις από την μέση τιμή [14].

3.6.1 Η μέθοδος Monte Carlo στην ιατρική φυσική

Η μέθοδος Monte Carlo αποτελεί την gold-standard τεχνική για το κομμάτι της δοσιμετρίας. Η πρώτη δημοσίευση με χρήση της μεθόδου Monte Carlo για τον προσδιορισμό του φάσματος ανιχνευτή NaI, πραγματοποιήθηκε το 1967 από τους Bentley et al [15]. Έκτοτε, και με την αύξηση της υπολογιστικής ισχύς η μέθοδος χρησιμοποιείται σε ένα τεράστιο αριθμό δοσιμετρικών και άλλων δημοσιεύσεων. Οι περισσότεροι από τους κώδικες που αναπτύχθηκαν αρχικά για την εφαρμογή της μεθόδου Monte Carlo στον τομέα της ιατρικής φυσικής βασίστηκαν στην δουλειά του Berger [16]. Ένας από τους πρώτους και πιο σημαντικούς κώδικες που αναπτύχθηκαν για χρήση σε μελέτες ιατρικής φυσικής είναι ο κώδικας EGS (Electron Gamma Shower). Μετά την ανάπτυξη του αρχικού κώδικα ακολούθησαν πολλές αλλαγές και

βελτιώσεις. Σημαντικό σημείο ήταν η ανάπτυξη του EGSnrc [17, 18] όπου πολλά από τα προβλήματα προγενέστερων εκδόσεων του κώδικα είχαν λυθεί. Εκτός από τον κώδικα EGSnrc για τις δοσιμετρικές μελέτες αναπτύχθηκαν και άλλοι ισχυροί κώδικες όπως οι PENELOPE, GEANT4, MCNP κ.α. Τα περισσότερα εμπορικά διαθέσιμα πακέτα Monte Carlo προσομοίωσης για δοσιμετρία περιλαμβάνουν μαθηματικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα. Τα συγκεκριμένα ανθρωπόμορφα ομοιώματα περιλαμβάνουν γεωμετρικά σχήματα για την προσομοίωση των οργάνων. Η ανάπτυξη αυτών των μαθηματικών ομοιωμάτων έχει ως στόχο τον προσδιορισμό της κατανομής της δόσης ακτινοβολίας στους ιστούς και στα όργανα ασθενών οι οποίοι υποβάλλονται σε ακτινολογικές εξετάσεις ή ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις. Βασικός παράγοντας σφαλμάτων στους υπολογισμούς Monte Carlo με ανθρωπόμορφα ομοιώματα είναι ότι η ανατομία των ομοιωμάτων σε πολλές περιπτώσεις διαφέρει σημαντικά από την ανατομία ενός πραγματικού ασθενή. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα η υπολογιζόμενη κατανομή της δόσης και εν τέλει ο τελικός υπολογισμός της απορροφούμενης δόσης από όργανα και ιστούς να διαφέρει σημαντικά από την πραγματικότητα. Ένα λογισμικό πακέτο που επιτρέπει την προσομοίωση Monte Carlo στην πραγματική σωματοδομή του ασθενή είναι το ImpactMC.

Βιβλιογραφία κεφαλαίου

[1] National Council on Radiation Protection and Measurements. Ionizing radiation exposure of the population of the United States. NCRP Report No 160. Bethesda, Md: National Council on Radiation Protection and Measurements; 2009.

[2] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography: an increasing source of radiation exposure. N Engl J Med. 2007;357(22):2277-2284

[3] Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, Kim KP, et al. Projected cancer risks from computed tomography scans performed in the United States in 2007. Arch Intern Med. 2009;169(22):2071-2077

[4] Amis ES Jr, Butler PF, Applegate KE, et al. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. J Am Coll Radiol 2007; 4:272-84.

[5] Wikimedia commons. Accessed 6/5/2020.

https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Chambre_d'ionisation_cs.svg

[6] NDT resource center. Accessed 6/5/2020.

https://www.ndeed.org/EducationResources/CommunityCollege/RadiationSafety/radiation_safety_equipment/SurveyMeters.htm

[7] Τζων Καλεφ-Εζρά. Εισαγωγή στη δοσιμετρία ιοντιζουσών ακτινοβολιών.

[8] Goodwin, Daniel. “Point dose measurements in VMAT: an investigation of detector choice and plan complexity.” (2017).

[9] Γ. Μήτσου. Στοιχεία θεωρίας ημιαγωγών. Εργαστήριο οπτοηλεκτρονικής και Laser. http://physics.teiath.gr/physics/opto_lab/pdf%20files/semiconductors.pdf

- [10] A.J.J. Bos. Theory of thermoluminescence. Radiation measurements (2007); s45-s56.
- [11] John Damilakis. Radiation Dose Management of Pregnant Patients, Pregnant Staff and Paediatric Patients. IOP Publishing (2019). DOI: 10.1088/978-0-7503-1317-9.
- [12] Podgorsak E. B. Radiation Physics for Medical Physicists. Springer, 2nd ed., 2010.
- [13] Wikipedia.org. el.wikipedia.org/wiki/Μέθοδος_Μόντε_Κάρλο. Accessed 10/5/2020.
- [14] Καλαμάς Δημήτρης. Π.Μ.Σ Μαθηματικού – Αριθμητική ανάλυση.
- [15] Bentley R E, Jones J C and Lillicrap S C 1967 X-ray spectra from accelerators in the range 2 to 6 MeV Phys. Med. Biol. 12 301–14
- [16] Berger M J 1963 Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles Methods in Computational Physics vol 1 ed B Alder, S Fernbach and M Rotenberg (New York: Academic) pp 135–215
- [17] Kawrakow I 2000a Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport: I. EGSnrc, the new EGS4 version Med. Phys. 27 485–98
- [18] Kawrakow I 2000b Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport: II. Application to ion chamber response simulations Med. Phys. 27 499–513

Κεφάλαιο 4^ο

Βιολογικές επιδράσεις ιοντιζουσών ακτινοβολιών

4.1 Εισαγωγή

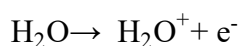
Η ιοντιζουσα ακτινοβολία καθώς διέρχεται από τους ιστούς ή τα όργανα αλληλεπιδρά με την ύλη προκαλώντας ιοντισμούς. Οι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης έχουν αναλυθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο. Σε αυτό το κεφάλαιο θα παρουσιαστούν τα βιολογικά αποτελέσματα που επιφέρει η ιοντιζουσα ακτινοβολία στους ιστούς και στα όργανα καθώς επίσης και τα όρια δόσης που πρέπει να τηρούνται για τους ασθενείς και τους επαγγελματικά εκτιθέμενους.

4.2 Άμεση και έμμεση βιολογική επίδραση της ιοντιζουσας ακτινοβολίας

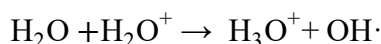
Η εμφάνιση των δυσμενών βιολογικών αποτελεσμάτων λόγω της έκθεσης σε ιοντιζουσα ακτινοβολία οφείλεται κυρίως στις βλάβες που δημιουργούνται στο DNA των κυττάρων. Η βιολογική επίδραση της ιοντιζουσας ακτινοβολίας χωρίζεται σε άμεση και έμμεση. Η άμεση επίδραση συμβαίνει όταν η ιοντιζουσα ακτινοβολία αλληλεπιδρά με τα άτομα του DNA εκκινώντας άμεσα τα βιολογικά αποτελέσματα. Η άμεση αλληλεπίδραση είναι το κυρίαρχο φαινόμενο για ακτινοβολίες με υψηλό LET όπως τα σωματίδια α ή τα νετρόνια. Η έμμεση βιολογική επίδραση της ιοντιζουσας ακτινοβολίας αναφέρεται στην περίπτωση όπου η ιοντιζουσα ακτινοβολία αλληλεπιδρά με άλλα μόρια ή άτομα του κυττάρου. Σε αυτή την περίπτωση, τα ηλεκτρόνια που απελευθερώνονται λόγω της αλληλεπίδρασής τους με τη δέσμη των σωματιδίων οδηγούν στη δημιουργία ελεύθερων ριζών υδροξυλίου ($\text{OH}\cdot$). Σε αυτή την περίπτωση η βλάβη στο DNA των κυττάρων δεν προκαλείται άμεσα από την

ιοντίζουσα ακτινοβολία αλλά από τις παραγόμενες ελεύθερες ρίζες. Η έμμεση βιολογική αλληλεπίδραση κυριαρχεί στην περίπτωση των ακτινών X [1].

Το μεγαλύτερο μέρος των κυττάρων αποτελείται από νερό. Μπορούμε να περιγράψουμε την έμμεση βιολογική επίδραση των φωτονίων στο DNA θεωρώντας ότι τα φωτόνια αρχικά αλληλεπιδρούν με τα μόρια του νερού. Το αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης είναι η παραγωγή ενός ελεύθερου ηλεκτρονίου και μιας ιοντικής ρίζας.



Η αλληλεπίδραση της ελεύθερης ρίζας H_2O^+ με γειτονικά μόρια νερού έχει ως αποτέλεσμα τον σχηματισμό ελεύθερων ριζών υδροξυλίου.



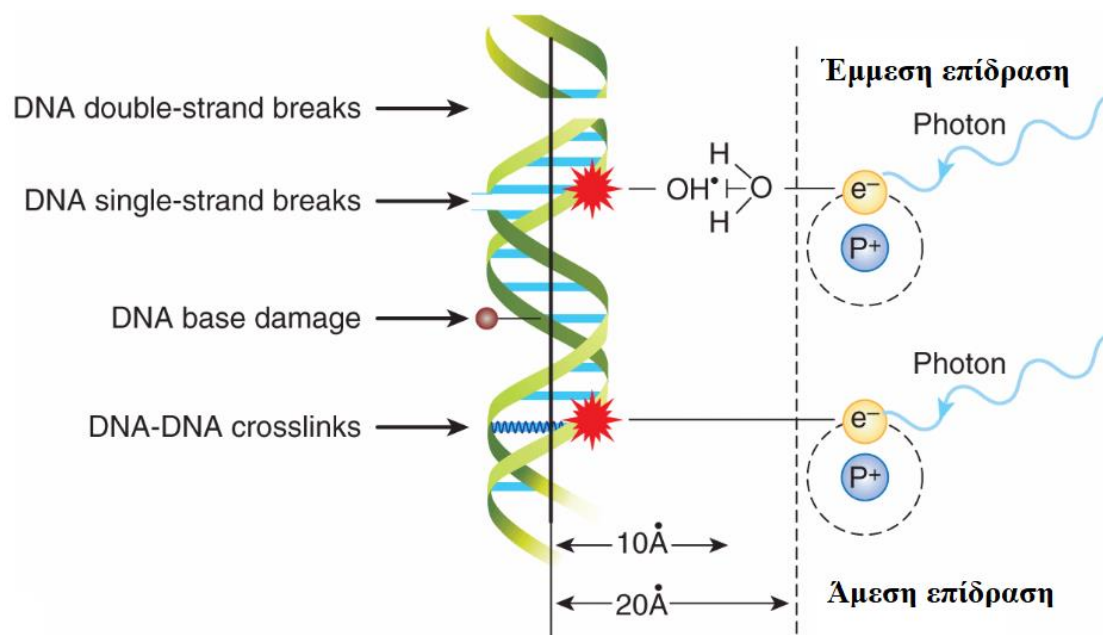
Οι ελεύθερες ρίζες υδροξυλίου μπορούν να διανύσουν κάποια απόσταση και να προκαλέσουν σημαντικές βλάβες στο DNA των κυττάρων του ιστού ή του οργάνου. Είναι αξιοσημείωτο το γεγονός ότι περίπου τα δύο τρίτα των βλαβών που προκαλούν οι δέσμες φωτονίων στο DNA ιστών και οργάνων οφείλονται στις παραγόμενες ελεύθερες ρίζες υδροξυλίου [1]. Το χρονικό διάστημα που απαιτείται για την θραύση των χημικών δεσμών του DNA δεν είναι συγκεκριμένο και εξαρτάται από πολλούς παράγοντες. Επίσης, η εμφάνιση των βιολογικών αποτελεσμάτων που έχει ως συνέπεια η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία μπορεί να είναι άμεση ή να πάρει αρκετά χρόνια ακόμα και γενεές στην περίπτωση όπου τα κύτταρα μεταλλάσσονται.

Η αλληλεπίδραση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας με τους βιολογικούς ιστούς χωρίζεται στο φυσικό, στο χημικό και στο βιολογικό στάδιο. Το φυσικό στάδιο αναφέρεται στην δόση που απορροφάται λόγω της αλληλεπίδρασης των ιστών και των οργάνων με την

ακτινοβολία. Η διαδικασία αυτή διαρκεί λιγότερο από 10^{-18} δευτερόλεπτα. Ιδιαίτερη σημασία έχει το LET της ακτινοβολίας για το τελικό ποσό απορροφούμενης δόσης. Επίσης, όπως έχει είδη αναφερθεί η απορροφούμενη δόση σε ένα όργανο αποτελεί ένα μέσο όρο. Η ενέργεια που εναποτίθεται από κύτταρο σε κύτταρο μπορεί να διαφέρει αρκετά. Μετά το φυσικό στάδιο και την εναπόθεση της ενέργειας στα κύτταρα των ιστών και των οργάνων ξεκινά το χημικό στάδιο. Σε αυτό το στάδιο εκκινούνται οι χημικές αντιδράσεις λόγω των ιοντισμών που έχουν προηγηθεί. Επακόλουθο της ραδιόλυσης του νερού είναι η εκκίνηση μιας σειράς χημικών αντιδράσεων που έχουν σαν αποτέλεσμα την δημιουργία υπεροξειδίου του υδρογόνου καθώς και άλλων ελεύθερων ριζών οργανικών μορίων. Τρίτο και τελευταίο στάδιο είναι το βιολογικό. Κατά τη διάρκεια του βιολογικού σταδίου δρουν οι διορθωτικοί μηχανισμοί με σκοπό την επιδιόρθωση των βλαβών που έχουν προκληθεί κατά τη διάρκεια του χημικού σταδίου. Ο χρόνος διεκπεραίωσης του βιολογικού σταδίου φτάνει τις τέσσερις ώρες [2]. Οι επιδιορθωτικοί μηχανισμοί θα κατορθώσουν να επαναφέρουν τα περισσότερα κύτταρα που έχουν πληγεί, όχι όμως όλα. Τα δυσμενή αποτελέσματα που επιφέρει η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία οφείλονται στα κύτταρα που δεν καταφέρνουν να επιδιορθωθούν και τελικά πεθαίνουν ή μεταλλάσσονται.

4.3 Βλάβες στο DNA λόγω της ιοντίζουσας ακτινοβολίας

Η σημαντικότερη επίδραση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας στα κύτταρα είναι η θραύση της έλικας του DNA. Η θραύση μπορεί να γίνει σε μία έλικα και τότε ονομάζεται single strand break (SSB) ή και στις δύο έλικες και ονομάζεται double strand break (DSB). Ο μεγαλύτερος αριθμός των κυττάρων που τελικά δεν καταφέρνουν να επιδιορθωθούν έχουν υποστεί θραύση και στις δύο έλικες. Στην περίπτωση ακτινοβόλησης κυττάρων ενός ανθρώπου με δόση από 1 έως 2 Gy χαμηλού LET, η συντριπτική πλειοψηφία των θραύσεων θα είναι single strand break ενώ ο αριθμός των double strand break θα είναι κάτω από 50 [2].



Εικόνα 4.1. Η επίδραση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας στους βιολογικούς ιστούς μπορεί να είναι άμεση ή έμμεση. Οι κυριότερες βλάβες στο DNA είναι η μονή θραύση της έλικας (SSD), η διπλή θραύση (DSB) καθώς επίσης και οι μεταβολές στις βάσεις. Πηγή [3].

Εκτός από τις θραύσεις των ελίκων, προκαλούνται και βλάβες σε πρωτεΐνες του DNA καθώς επίσης και στις βάσεις του. Στην περίπτωση όπου το κύτταρο δεν πεθαίνει αλλά οι βάσεις του DNA έχουν υποστεί σημαντικές αλλοιώσεις τότε το κύτταρο μεταλλάσσεται. Η μετάλλαξη των κυττάρων είναι πιο πιθανή από τη θανάτωσή τους στην περίπτωση όπου ο ρυθμός ακτινοβόλησης είναι χαμηλός. Σε υψηλούς ρυθμούς δόσης, η απόπτωση των κυττάρων είναι πιο πιθανή από τη μετάλλαξή τους.

4.4 Μοντέλα προσδιορισμού της κυτταρικής επιβίωσης μετά από ακτινοβόληση

Οι καμπύλες κυτταρικής επιβίωσης δίνουν πληροφορίες για τον αριθμό των κυττάρων που θα επιβιώσουν και δεν θα χάσουν την αναπαραγωγική τους ικανότητα μετά την απορρόφηση συγκεκριμένης δόσης ακτινοβολίας. Δεν παρουσιάζουν όλα τα κύτταρα την ίδια ακτινοευαισθησία. Πιο συγκεκριμένα, τα πιο ακτινοευαίσθητα κύτταρα του ανθρώπινου οργανισμού είναι τα λεμφοκύτταρα, τα σπερματογόνια κύτταρα, τα μυελοκύτταρα, τα εντερικά κύτταρα καθώς και τα βλαστικά κύτταρα της επιδερμίδας. Λιγότερο ακτινοευαίσθητα είναι τα νευρικά και μυϊκά κύτταρα, τα ινοκύτταρα, τα κύτταρα του συνδετικού ιστού καθώς και τα χονδροκύτταρα [4].

Στις μελέτες που πραγματοποιήθηκαν πάνω στην κυτταρική επιβίωση μετά από ακτινοβόληση, αναπτύχθηκαν διάφορα μοντέλα. Το πρώτο μαθηματικό μοντέλο που αναπτύχθηκε ονομάστηκε θεωρία στόχου [2]. Η αρχική της διατύπωση ονομάστηκε θεωρία αδρανοποίησης με ένα πλήγμα ενός στόχου. Ουσιαστικά σε αυτή τη θεωρία γίνεται η παραδοχή ότι αρκεί ένας ιοντισμός για να οδηγήσει στον θάνατο ενός κυττάρου. Το συγκεκριμένο μοντέλο βασίζεται στην κατανομή Poisson και η μαθηματική του διατύπωση είναι η εξής:

$$P = e^{-D/D_0} \quad (4.1)$$

όπου, D_0 είναι η δόση που θα οδηγήσει περίπου το 63% του αριθμού των αρχικών κυττάρων στο θάνατο. Η καμπύλη επιβίωσης στο διάγραμμα P-D είναι σχεδόν ευθεία για μικρές δόσεις. Αυτό οφείλεται στους διορθωτικούς μηχανισμούς των κυττάρων.

Η θεωρία του στόχου έχει εκφραστεί και με ένα διαφορετικό τρόπο. Σε αυτή την περίπτωση γίνεται η παραδοχή ότι για τη θανάτωση του κυττάρου πρέπει να επηρεαστούν από τους ιοντισμούς N στόχοι. Σε αυτή της την εκδοχή η θεωρία του στόχου χαρακτηρίζεται ως η αδρανοποίηση πολλαπλών στόχων ενός πλήγματος. Η μαθηματική έκφραση της αδρανοποίησης πολλαπλών στόχων ενός πλήγματος είναι η εξής:

$$P = Ne^{-D/D_0} \quad (4.2)$$

όπου, οι τιμές του N και του D_0 για τα θηλαστικά κυμαίνονται από 2 έως 20 και από 1 έως 2 Gy αντίστοιχα.

Το μαθηματικό μοντέλο επιβίωσης που έχει επικρατήσει και έχει καλή συμφωνία με τα πειραματικά και κλινικά αποτελέσματα είναι το γραμμικό-τετραγωνικό μοντέλο (LQ). Το γραμμικό τετραγωνικό μοντέλο ονομάζεται αλλιώς και μοντέλο α - β και η μαθηματική σχέση που το εκφράζει είναι η εξής:

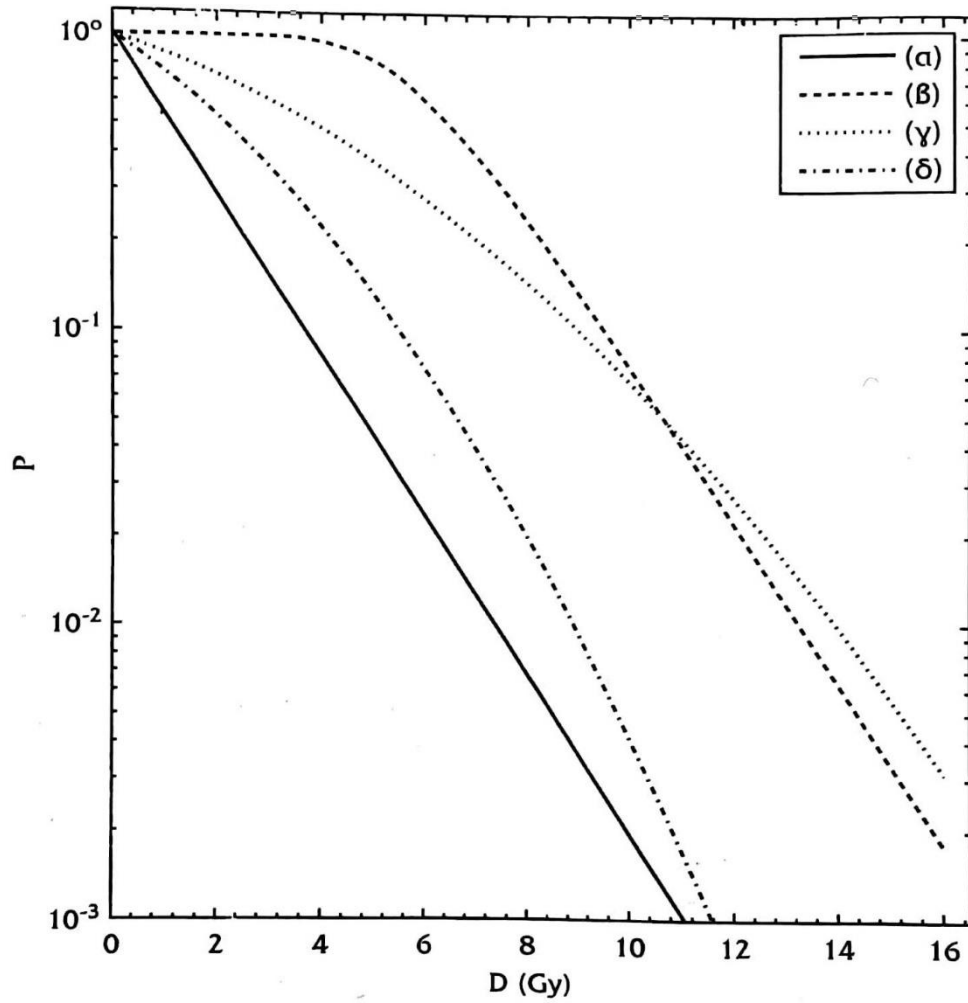
$$P = e^{-(\alpha D + \beta D^2)} \quad (4.3)$$

όπου, ο παράγοντας α αναφέρεται στην πιθανότητα ανά μονάδα δόσης το κύτταρο να πεθάνει. Παίρνει τιμές από 0.1 έως 0.5 Gy^{-1} και ουσιαστικά είναι το μέτρο της ακτινοευαισθησίας των κυττάρων που δέχονται δόση D . Ο παράγοντας β παίρνει τιμές από 0.1 έως 0.05 Gy^{-2} και ορίζεται από τη μαθηματική σχέση:

$$\beta = ne\mu^2 \quad (4.4)$$

όπου, n είναι το σύνολο των ενδοκυτταρικών στόχων, ϵ η πιθανότητα οι βλάβες των δύο θέσεων να αλληλεπιδράσουν με αποτέλεσμα το κύτταρο να οδηγηθεί στο θάνατο και p η πιθανότητα να επηρεαστεί ένας από τους δύο στόχους.

Στο γραμμικό-τετραγωνικό μοντέλο γίνεται η παραδοχή ότι στο κύτταρο υπάρχει μεγάλος αριθμός στόχων όπου μπορούν να επηρεαστούν από την ιοντίζουσα ακτινοβολία. Αρκεί να πληγεί ένας στόχος ώστε το κύτταρο να οδηγηθεί στο θάνατο. Οι στόχοι ουσιαστικά αναφέρονται στις έλικες του DNA. Έτσι, για να προκληθεί βλάβη στους στόχους είτε από ένα γεγονός πρέπει να καταστραφούν και οι δύο έλικες είτε η κάθε έλικα επηρεάζεται από ξεχωριστά ακτινικά γεγονότα και στη συνέχεια αλληλεπιδρούν μεταξύ τους. Εκτός από τα παραπάνω μαθηματικά μοντέλα έχουν αναπτυχθεί και άλλα πρότυπα για τις κυτταρικές καμπύλες επιβίωσης όπως το πρότυπο θανατηφόρο-δυνητικά θανατηφόρο (LPL) και το πρότυπο επιδιόρθωσης κορεσμού. Στο μοντέλο LPL θεωρείται ότι υπάρχουν οι βλάβες που επιδιορθώνονται και άρα δεν είναι θανατηφόρες και αυτές που δεν είναι δυνατόν να διορθωθούν και άρα οδηγούν το κύτταρο στον θάνατο. Το συγκεκριμένο πρότυπο έχει καλή συμφωνία με το γραμμικό-τετραγωνικό μοντέλο για τιμές του P μικρότερες ή ίσες του 0.01. Τα μοντέλα επιβίωσης-κορεσμού λαμβάνουν υπόψιν την επίδραση του ρυθμού δόσης στους διορθωτικούς μηχανισμούς. Σε αυτό το πρότυπο θεωρείται ότι είτε οι διορθωτικοί μηχανισμοί θα καταφέρουν να επιδιορθώσουν τις βλάβες που έχουν δημιουργηθεί είτε οι βλάβες θα παραμείνουν λόγω αδυναμίας των μηχανισμών επιδιόρθωσης να αντιστρέψουν την κατάσταση [2].

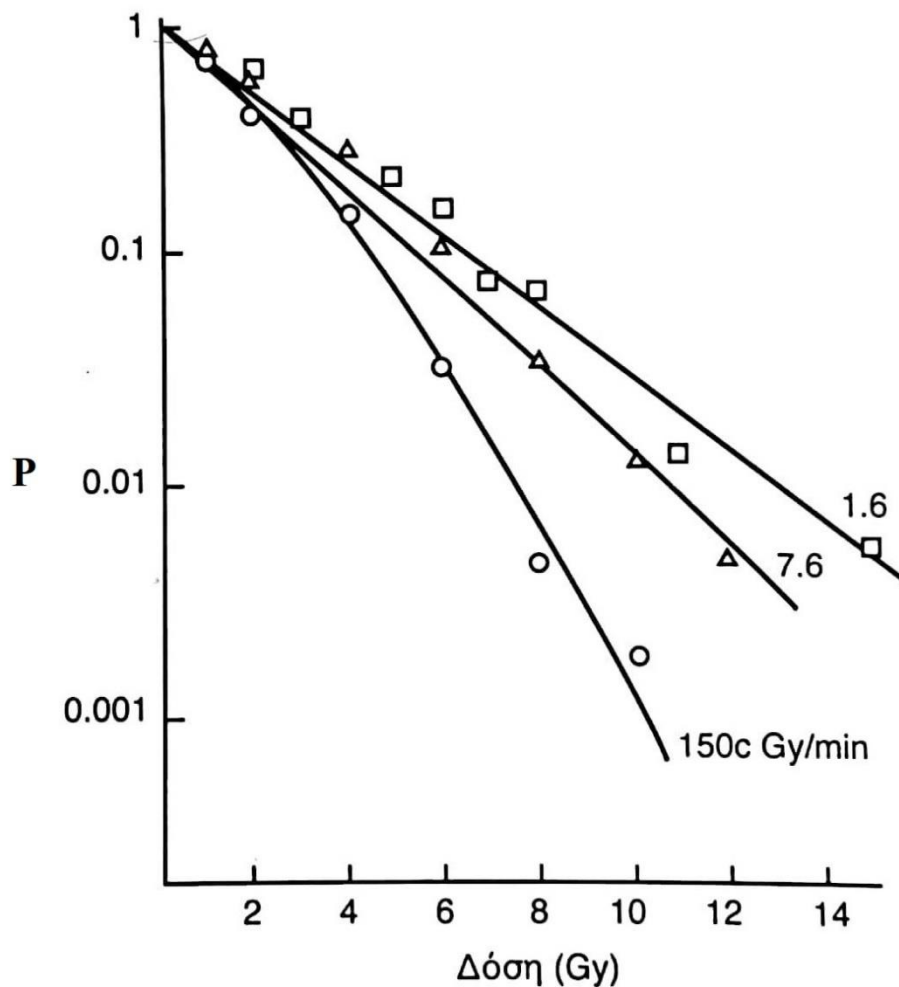


Εικόνα 4.2. Η κυτταρική επιβίωση σαν συνάρτηση της δόσης D . (α) Μοντέλο στόχου για δόση 1.6 Gy. (β) Μοντέλο πολλαπλών στόχων για δόση 1.6 Gy και αριθμό στόχων 40. (γ) και (δ) γραμμικό-τετραγωνικό μοντέλο για διάφορες τιμές των α και β . Πηγή [4].

4.5 Παράγοντες που επηρεάζουν την ακτινοευαισθησία των κυττάρων

Οι παράγοντες που επηρεάζουν το κατά πόσο ένα κύτταρο θα επηρεαστεί από την ionίζουσα ακτινοβολία χωρίζονται σε τρεις βασικές κατηγορίες και ονομάζονται τροποποιητικοί μηχανισμοί. Διακρίνονται οι φυσικοί τροποποιητικοί μηχανισμοί, οι χημικοί τροποποιητικοί μηχανισμοί καθώς επίσης και οι βιολογικοί τροποποιητικοί μηχανισμοί.

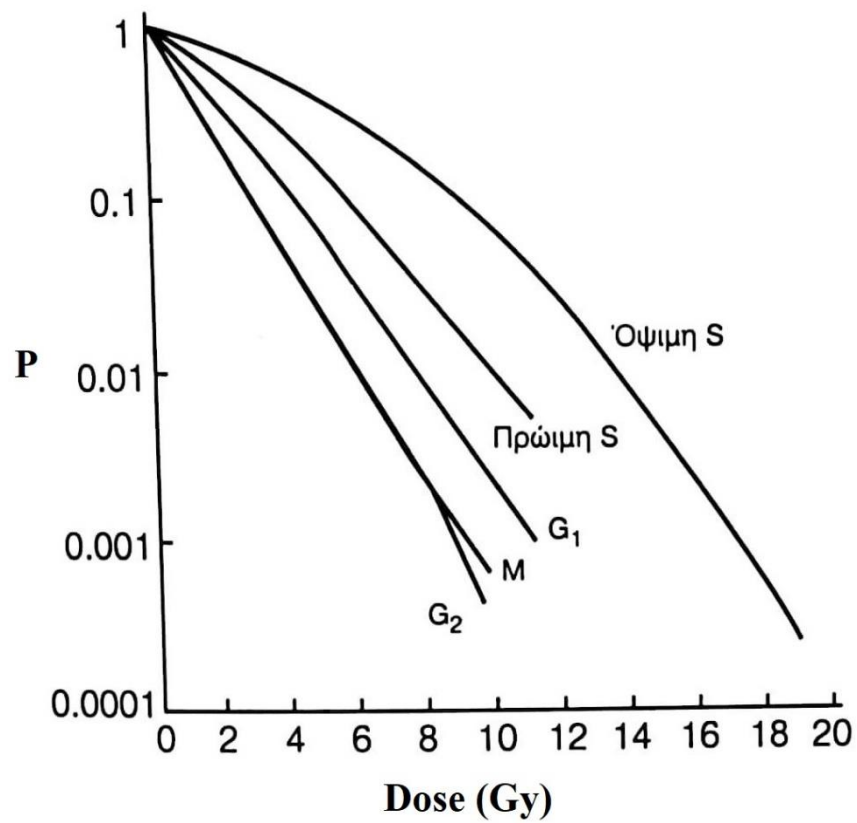
Στους φυσικούς τροποποιητικούς παράγοντες κατατάσσονται η κατάτμηση της δόσης, το LET καθώς επίσης και ο ρυθμός με τον οποίο εναποτίθεται η δόση. Η εναπόθεση μιας συγκεκριμένης δόσης σε κλάσματα μικρότερων δόσεων και με συγκεκριμένη χρονική απόσταση μεταξύ των κλασμάτων δόσης επιφέρει λιγότερα δυσμενή βιολογικά αποτελέσματα στα κύτταρα. Αυτό συμβαίνει διότι στο χρονικό διάστημα μεταξύ των ακτινοβολήσεων, οι διορθωτικοί μηχανισμοί έχουν επιδράσει και έτσι οι βλάβες έχουν επιδιορθωθεί. Στην περίπτωση που ο ιστός δέχεται ακαριαία το σύνολο της δόσης περισσότερα κύτταρα θα θανατωθούν καθώς οι διορθωτικοί μηχανισμοί δεν είναι ικανοί να δράσουν αποτελεσματικά. Το LET της ακτινοβολίας έχει σημαντική επίδραση στη θανάτωση των κυττάρων και στην εμφάνιση των βιολογικών αποτελεσμάτων. Η βιολογική επίδραση του LET αυξάνεται μέχρι την τιμή 200 keV/μm. Για μεγαλύτερες τιμές η βιολογική του επίδραση μειώνεται καθώς το ελάχιστο απαιτούμενο ποσό δόσης ακτινοβολίας για τον κυτταρικό θάνατο έχει ξεπεραστεί [2]. Σημαντική επίδραση στην ακτινοευαισθησία των κυττάρων έχει και ο ρυθμός με τον οποίο εναποτίθεται η δόση ακτινοβολίας. Πιο συγκεκριμένα, στην περίπτωση όπου ένας ιστός ακτινοβολείται με συνεχή και χαμηλό ρυθμό δόσης, η πιθανότητα επιδιόρθωσης και επιβίωσης των ακτινοβοληθέντων κυττάρων είναι μεγαλύτερη από ότι στις περιπτώσεις ακτινοβολήσεως με υψηλούς ρυθμούς δόσης (Εικόνα 4.3).



Εικόνα 4.3. Καμπύλες κυτταρικής επιβίωσης για διαφορετικούς ρυθμούς δόσης. Πηγή [2].

Σημαντική επίδραση στην ακτινοευαισθησία των κυττάρων έχουν και οι χημικοί τροποποιητικοί μηχανισμοί. Η ακτινοευαισθησία των κυττάρων συνδέεται άμεσα με την οξυγόνωσή τους. Πιο συγκεκριμένα, για υψηλά επίπεδα οξυγόνου στα κύτταρα, η πιθανότητα να επηρεαστούν και τελικώς να θανατωθούν λόγω της ιοντίζουσας ακτινοβολίας είναι μεγάλη. Κύτταρα με χαμηλά επίπεδα οξυγόνου είναι λιγότερο ακτινοευαίσθητα. Ο συντελεστής OER (αύξηση της ακτινοευαισθησίας λόγω του οξυγόνου των κυττάρων) είναι ουσιαστικά ο λόγος της δόσης σε υποξικά κύτταρα προς την δόση σε κύτταρα με κανονική οξυγόνωση. Η τιμή που παίρνει για τις δέσμες φωτονίων είναι ίση με 3.0 [2]. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η δυνατότητα

αύξησης ή μείωσης της ακτινοευαισθησίας των κυττάρων μέσω της χορήγησης χημικών ουσιών. Πιο συγκεκριμένα, η γλουταθιόνη και η κυστίνη είναι ουσίες που περιλαμβάνουν την σουλφυδρική ομάδα. Η συγκεκριμένη ομάδα, λόγω της ομοιότητάς της με τις ελεύθερες ρίζες που δημιουργούνται από την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με την ύλη, είναι δυνατόν να μειώσουν τις βιολογικές επιδράσεις της ακτινοβολίας στα κύτταρα [2]. Τέλος, η ακτινοευαισθησία των κυττάρων εξαρτάται και από τους βιολογικούς τροποποιητικούς παράγοντες. Πιο συγκεκριμένα, από το είδος των κυττάρων αλλά και από την φάση του κυτταρικού κύκλου. Σύμφωνα με τον νόμο Bergonie-Tribondeau, η ακτινοευαισθησία των κυττάρων εξαρτάται από τον μεταβολικό τους ρυθμό. Επίσης, σημαντική επίδραση στην ακτινοευαισθησία των κυττάρων έχει η διαφοροποίηση τους καθώς και ο ρυθμός ανάπτυξης τους. Ο κυτταρικός κύκλος αναφέρεται στη διαδικασία όπου από ένα κύτταρο παράγεται ένα πανομοιότυπο. Αυτή η διαδικασία αποτελείται από τη φάση της μίτωσης (M), και από τη μεσόφαση η οποία χωρίζεται στις επιμέρους φάσεις S, G₁ και G₂. Η πιθανότητα επιβίωσης ενός κυττάρου μετά από ακτινοβόληση με ιοντίζουσα ακτινοβολία εξαρτάται από την φάση του κυτταρικού κύκλου στην οποία βρίσκεται το κύτταρο. Τα κύτταρα παρουσιάζουν μεγαλύτερη αντοχή όταν βρίσκονται στην φάση S όπου γίνεται η σύνθεση του DNA. Αντιθέτως, κατά τις φάσεις M και G₂ η ακτινοευαισθησία των κυττάρων είναι μεγαλύτερη. Αυτό φαίνεται και από την εικόνα 4.4 όπου απεικονίζονται οι καμπύλες επιβίωσης για τις διάφορες φάσεις του κυτταρικού κύκλου.



Εικόνα 4.4. Καμπύλες επιβίωσης των κυττάρων χάμστερ σε διάφορες φάσεις του κυτταρικού κύκλου. Πηγή [2].

4.6 Βιολογικά αποτελέσματα της ιοντίζουσας ακτινοβολίας στον άνθρωπο

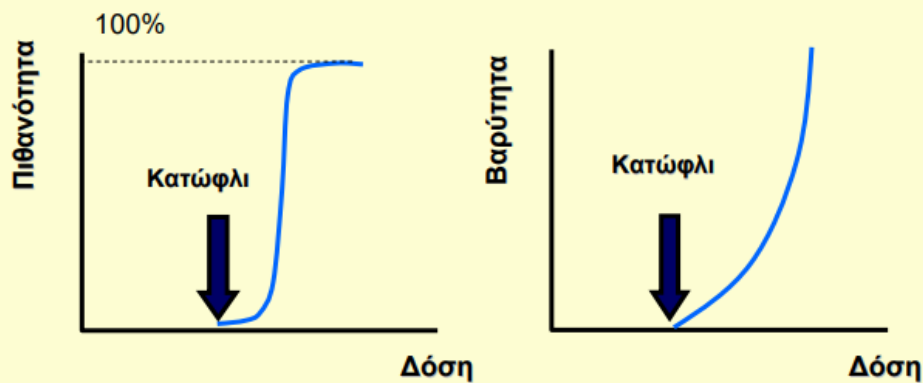
Η εμφάνιση των δυσμενών συνεπειών της έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία οφείλεται στον θάνατο μεγάλου αριθμού κυττάρων ενός ιστού ή ενός οργάνου, στην ανικανότητα αναπαραγωγής των κυττάρων καθώς επίσης και στη μετάλλαξή τους. Στον άνθρωπο, τα βιολογικά αποτελέσματα της έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία διαχωρίζονται σε καθορισμένα (deterministic effects) και σε στοχαστικά (stochastic effects).

4.6.1 Καθορισμένα αποτελέσματα (deterministic effects)

Για την εμφάνιση των καθορισμένων αποτελεσμάτων πρέπει να υποστεί ανεπανόρθωτες βλάβες ένας μεγάλος αριθμός κυττάρων του ιστού ή του οργάνου. Το κάθε βιολογικό αποτέλεσμα που κατατάσσεται σε αυτή την κατηγορία έχει ένα συγκεκριμένο κατώφλι δόσης το οποίο αν ξεπεραστεί το αποτέλεσμα θα εμφανιστεί με πιθανότητα 100%. Για τιμές δόσης μεγαλύτερες από την τιμή κατωφλίου, η σοβαρότητα και η ένταση των βιολογικών αποτελεσμάτων αυξάνει (Εικόνα 4.5).

Καθορισμένα αποτελέσματα

(Ερύθημα, Νέκρωση δέρματος κ.λ.π.)



Εικόνα 4.5. Τα καθορισμένα αποτελέσματα εμφανίζονται αν ξεπεραστεί ένα συγκεκριμένο όριο δόσης και η σοβαρότητά τους αυξάνει με την αύξηση της εναποτιθέμενης δόσης. Πηγή [5].

Ένα από τα πιο χαρακτηριστικά παραδείγματα καθορισμένων αποτελεσμάτων είναι το δερματικό ερύθημα (Εικόνα 4.6). Σε πολλές ακτινολογικές εξετάσεις ή επεμβάσεις καθώς επίσης και στην ακτινοθεραπεία, το δέρμα λαμβάνει την υψηλότερη δόση ακτινοβολίας. Το δερματικό ερύθημα παρουσιάζεται για δόσεις ακτινοβολίας μεγαλύτερες των 2 Gy σε μερικές ώρες μετά την ακτινοβόληση. Για δόση 6 Gy, σε 10 μέρες μετά την ακτινοβόληση εμφανίζεται κύριο δερματικό ερύθημα στην περιοχή ακτινοβόλησης. Για δόσεις μεγαλύτερες των 14 Gy εμφανίζεται εντός μερικών εβδομάδων ή μηνών ύστερο δερματικό ερύθημα [5].



Εικόνα 4.6. Αποτελέσματα της εναπόθεσης δόσης ακτινοβολίας 22 Gy στην επιφάνεια του δέρματος. Πηγή [5].

Το κατώφλι της δόσης για αναστολή λειτουργίας των όρχεων είναι 0.5 Gy, ενώ για τις ωοθήκες νέων γυναικών τα 20 Gy [2]. Για τον εγκέφαλο, η νέκρωση επέρχεται για δόσεις μεγαλύτερες των 54 Gy, ενώ ατροφία του φλοιού, λευκοεγκεφαλοπάθεια ή μικροαγγειοπάθεια μπορεί να συμβεί και για δόσεις 18 Gy. Στα κόκκαλα παρατηρούνται αλλοιώσεις μετά από εναπόθεση δόσης μεγαλύτερης των 20 Gy ενώ η δόση που απαιτείται για την εμφάνιση καταρράκτη είναι πολύ μικρότερη και περίπου ίση με 5 Gy [5]. Σημαντικές είναι και οι καθορισμένες βλάβες που μπορεί να προκαλέσει η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία στο γαστρεντερικό σύστημα καθώς και στο αιμοποιητικό σύστημα. Πιο συγκεκριμένα, για δόση μεγαλύτερη των 2 Gy, έχουμε εμφάνιση του συνδρόμου του αιμοποιητικού συστήματος με συμπτώματα την αναιμία, την λεμφομενία και την αιμορραγία. Για δόσεις μεγαλύτερες των 7 Gy, έχουμε την εμφάνιση του συνδρόμου του γαστρεντερικού συστήματος με συμπτώματα την αιμορραγία, την διάρροια, την ναυτία και τον εμετό [5]. Για δόση ακτινοβολίας 0.5 Gy στον ερυθρό μυελό των οστών, παρατηρείται μείωση στην παραγωγή κυττάρων του αίματος.

4.6.2 Στοχαστικά αποτελέσματα (Stochastic effects)

Στην περίπτωση όπου μετά την ακτινοβόλησή τους τα κύτταρα επιβιώσουν με σημαντικές αλλαγές στη δομή τους και στο γενετικό τους υλικό έχουμε την ύπαρξη μεταλλαγμένων κυττάρων. Όταν αυτά τα κύτταρα διατηρούν την ικανότητά του να αναπαραχθούν και το κάνουν ανεξέλεγκτα, έχουμε την ανάπτυξη κακοήθων νεοπλασιών, την εμφάνιση δηλαδή καρκίνου. Η πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου μετά από ακτινοβόληση κατατάσσεται στα στοχαστικά αποτελέσματα και αποτελεί ένα στατιστικά υπολογιζόμενο μέγεθος. Σε αντίθεση με τα καθορισμένα αποτελέσματα εδώ δεν υπάρχει ένα συγκεκριμένο κατώφλι δόσης. Η πιθανότητα εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων αυξάνει με την αύξηση της δόσης όμως η σοβαρότητα της νεοπλασίας που εμφανίζεται είναι ανεξάρτητη από το ποσό της εναποτιθέμενης δόσης (Εικόνα 4.7) [2].



Εικόνα 4.7. Σε αντίθεση με τα καθορισμένα αποτελέσματα, στα στοχαστικά αποτελέσματα δεν υπάρχει κατώφλι δόσης. Η πιθανότητα εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων αυξάνεται με την αύξηση της εναποτιθέμενης δόσης. Πηγή [5].

Η πιθανότητα ένας άνθρωπος κατά τη διάρκεια της ζωής του να εμφανίσει καρκίνο από φυσιολογικά αίτια είναι περίπου 25%. Αυτή η πιθανότητα αυξάνεται 5% ανά Sievert δόσης ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Οι περισσότερες διαγνωστικές εξετάσεις αυξάνουν ελάχιστα την φυσιολογική πιθανότητα καρκινογένεσης.

Μια άλλη σημαντική κατηγορία στοχαστικών αποτελεσμάτων είναι τα κληρονομικά αποτελέσματα που μπορεί να επιφέρει η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Πιο συγκεκριμένα, μπορεί ένας άνθρωπος να λάβει κάποια δόση ακτινοβολίας και να μην εμφανίσει κάποιο στοχαστικό ή καθορισμένο αποτέλεσμα. Όμως, υπάρχει η πιθανότητα να έχουν επηρεαστεί γονίδια και χρωμοσώματα. Τα στοχαστικά κληρονομικά αποτελέσματα μπορεί να εμφανιστούν στην πρώτη γενιά και τότε ονομάζονται επικρατούσες γονιδιακές μεταλλάξεις ή σε επόμενες γενεές και τότε ονομάζονται υπολειπόμενες γονιδιακές μεταλλάξεις [2]. Η πιθανότητα εμφάνισης γενετικών αποτελεσμάτων από φυσιολογικά αίτια είναι περίπου 5% και αυξάνεται κατά 1.3% ανά Sievert δόσης ιοντίζουσας ακτινοβολίας [5].

4.7 Όρια δόσεων

Τα όρια δόσεων έχουν θεσμοθετηθεί από τις ρυθμιστικές αρχές με σκοπό την προστασία των ασθενών αλλά και των επαγγελματικά εκτιθέμενων. Τα θεσμοθετημένα όρια δόσης ανανεώνονται ανάλογα με τα επιστημονικά ευρήματα. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η μείωση του ορίου δόσης για τον φακό του ματιού των εργαζομένων από 150 mSv σε 20 mSv ανά έτος με μέγιστη δόση τα 100 mSv για πέντε χρόνια. Βέβαια, δεν επιτρέπεται η δόση να είναι μεγαλύτερη από 50 mSv για ένα χρόνο. Στον πίνακα 4.1 παρουσιάζονται τα όρια δόσης για τον γενικό πληθυσμό και τους επαγγελματικά εκτιθέμενους.

Πίνακας 4.1. Όρια δόσεων για τον γενικό πληθυσμό και τους επαγγελματικά εκτιθέμενους.		
Όρια	Γενικός πληθυσμός	Επαγγελματικά εκτιθέμενοι
Ετήσια ενεργός δόση	1 mSv	20 mSv (σταθμισμένη για 5 έτη)
Ισοδύναμη δόση ματιού	15 mSv	20 mSv
Ισοδύναμη δόση δέρματος	50 mSv	500 mSv
Ισοδύναμη δόση χεριών και ποδιών	-	500 mSv

Πηγή [5]

Βιβλιογραφία κεφαλαίου

- [1] Pacelli, R., Mansi, L. Eric Hall and Amato J. Giaccia: Radiobiology for the radiologist, 6th edn. . Eur J Nucl Med Mol Imaging 34, 965–966 (2007).
<https://doi.org/10.1007/s00259-007-0383-8>
- [2] Κυριάκος Ψαρράκος. Επίτομη Ιατρική Φυσική. Πρώτη έκδοση 2012. University Studio Press.
- [3] Oncohemakey.com. <https://oncohemakey.com/molecular-and-cellular-basis-of-radiotherapy/>. Accessed 13/5/2020.
- [4] Ευάγγελος Γεωργίου. Ιατρική Φυσική. Δεύτερη έκδοση. Εκδόσεις Π. Χ. Πασχαλίδης.
- [5] Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ. Βασικές γνώσεις ακτινοπροστασίας ασθενών και προσωπικού στην επεμβατική ακτινολογία. ΕΕΑΕ 2016.

Κεφάλαιο 5^ο

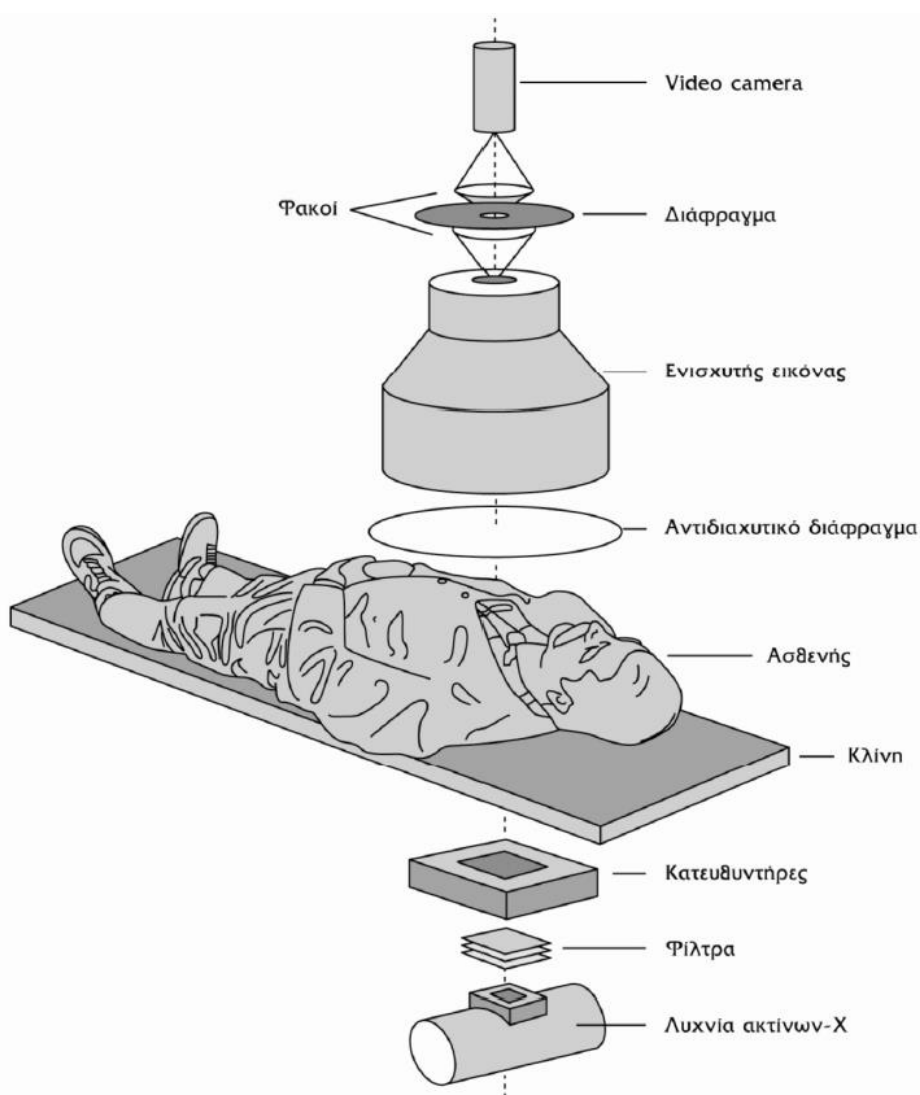
Σύστημα Ακτινοσκόπησης

5.1 Εισαγωγή

Η λειτουργία των ακτινοσκοπικών συστημάτων βασίζεται στην παραγωγή ακτινών X από μια λυχνία και στην ανίχνευση της παραγόμενης δέσμης από έναν ενισχυτή εικόνας ή έναν επίπεδο ανιχνευτή. Κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης γίνεται χρήση ακτινών X για την απεικόνιση δομών του σώματος του ασθενή. Η διαφορά της ακτινοσκόπησης από την απλή ακτινογραφική λήψη είναι ότι κατά τη διάρκεια της πρώτης παράγεται με τις δέσμες φωτονίων εικόνα βίντεο καθώς λαμβάνονται εικόνες με ένα συγκεκριμένο ρυθμό ανά δευτερόλεπτο. Η ρύθμιση των παραμέτρων έκθεσης όπως τα kV και τα mA παίζει καθοριστικό ρόλο στη δόση που εναποτίθεται στον ασθενή. Σε αυτό το κεφάλαιο θα αναλυθούν τα βασικά εξαρτήματα και οι αρχές λειτουργίας των συστημάτων ακτινοσκόπησης.

5.2 Εξαρτήματα συστήματος ακτινοσκόπησης

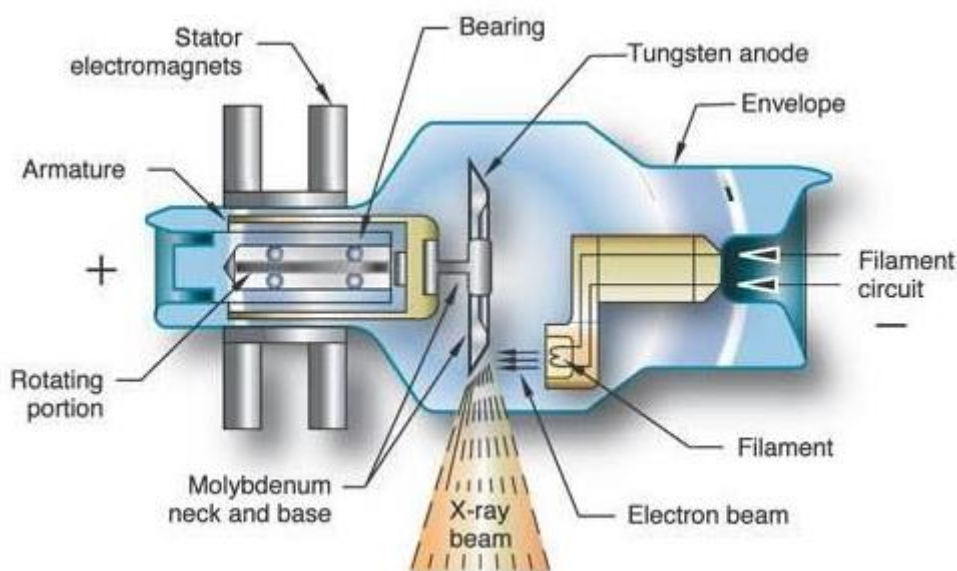
Τα ακτινοσκοπικά συστήματα είναι σύνθετες μονάδες που αποτελούνται από αρκετά εξαρτήματα. Όπως φαίνεται στην εικόνα 5.1, ένα ακτινοσκοπικό σύστημα αποτελείται από την κάμερα όπου είναι το σύστημα καταγραφής και παρατήρησης, τα διαφράγματα, τους φακούς, τον ενισχυτή εικόνας ή τον επίπεδο ανιχνευτή, το αντιδιαχυτικό διάφραγμα, το τραπέζι στο οποίο τοποθετείται ο ασθενής και το οποίο μπορεί να ρυθμίζεται προς δύο κατευθύνσεις, τον κατευθυντήρα, τα φίλτρα καθώς επίσης και τη λυχνία των ακτίνων Χ.



Εικόνα 5.1. Τα εξαρτήματα από τα οποία συντίθεται ένα ακτινοσκοπικό σύστημα. Πηγή [1].

5.2.1 Λυχνία ακτινών X

Για την απεικόνιση των δομών του ασθενή κατά τη διάρκεια μιας ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενης επέμβασης, παράγονται δέσμες φωτονίων μέσω της λυχνίας ακτινών X η οποία βρίσκεται κάτω από το τραπέζι. Η τοποθέτηση της λυχνίας κάτω από το τραπέζι συμβάλει στην μείωση της δόσης για τους επεμβατιστές. Μια σχηματική απεικόνιση λυχνίας ακτινών X ή λυχνίας Coolidge φαίνεται στην εικόνα 5.2. Οι λυχνίες ακτινών X αποτελούνται από δύο μέταλλα, την άνοδο και την κάθοδο. Η κάθοδος κατασκευάζεται από δύστηκτο υλικό και έχει συνήθως μορφή σπειροειδούς λεπτού σύρματος. Στην κάθοδο εφαρμόζεται ρεύμα μερικών εκατοντάδων mA. Με την εφαρμογή του ρεύματος, η θερμοκρασία του μετάλλου αυξάνεται και έτσι οδηγούμαστε στη θερμιονική εκπομπή ηλεκτρονίων. Μεταξύ καθόδου και ανόδου εφαρμόζεται υψηλή διαφορά δυναμικού, έτσι ώστε τα παραγόμενα ηλεκτρόνια να κατευθυνθούν επιταχυνόμενα προς της άνοδο.



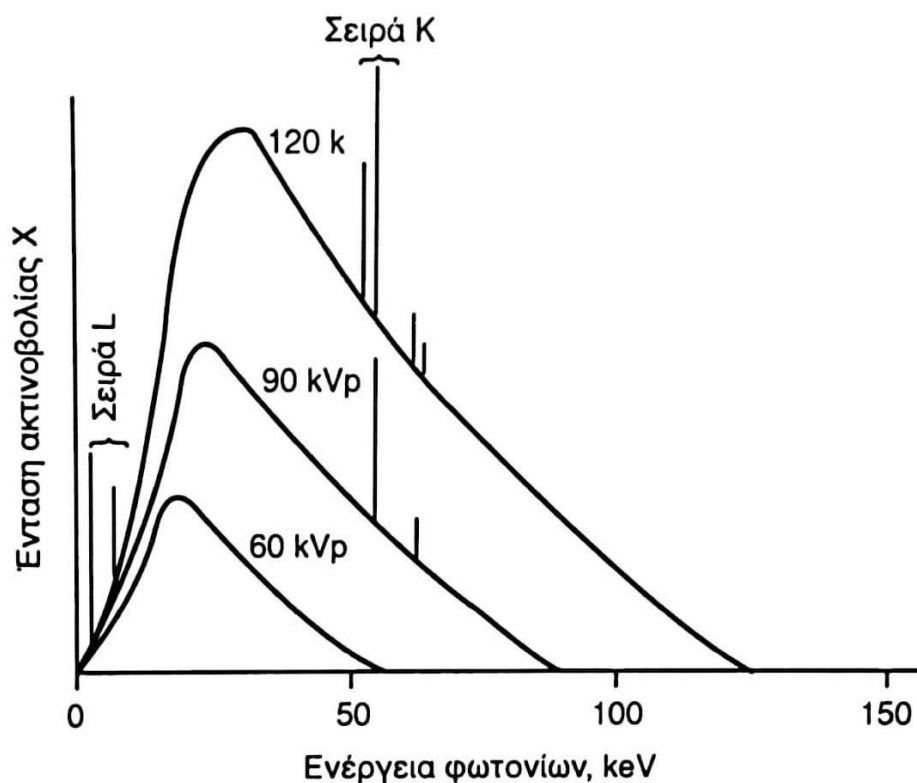
Εικόνα 5.2. Σχηματική απεικόνιση λυχνίας ακτινών X. Πηγή [2].

Η άνοδος κατασκευάζεται και αυτή από δύστηκτο υλικό καθώς αναπτύσσονται υψηλές θερμοκρασίες λόγω των ηλεκτρονίων που προσκρούουν πάνω της. Επίσης, λόγω του ότι απαιτείται η παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης, ο ατομικός αριθμός της ανόδου πρέπει να είναι υψηλός. Η άνοδος συνήθως περιστρέφεται έτσι ώστε τα ηλεκτρόνια να μην προσκρούουν στο ίδιο σημείο και είναι κατασκευασμένη με τέτοιο τρόπο ώστε να απάγεται η θερμοκρασία από αγωγάμεταλλα όπως ο χαλκός. Λόγω του ότι τα φωτόνια που παράγονται μπορεί να κινούνται προς διάφορες κατευθύνσεις, η λυχνία είναι κατάλληλα θωρακισμένη.

Η ενέργεια και η ένταση των φωτονίων που παράγονται εξαρτώνται από διάφορους παράγοντες. Πιο συγκεκριμένα, ο αριθμός των φωτονίων που θα παραχθούν εξαρτάται από τον αριθμό των ηλεκτρονίων που θα προσκρούσουν στην άνοδο. Για μεγαλύτερο ρεύμα στην κάθοδο θα έχουμε μεγαλύτερη θερμιονική εκπομπή ηλεκτρονίων και άρα μεγαλύτερη ένταση της δέσμης φωτονίων. Επίσης, τα φωτόνια που συνθέτουν την παραγόμενη δέσμη εξαρτώνται από το τετράγωνο της διαφοράς δυναμικού καθώς και από τον ατομικό αριθμό Z του υλικού της ανόδου [1].

Το φάσμα της ακτινοβολίας X που παράγεται από τη λυχνία Coolidge αποτελείται από το συνεχές φάσμα λόγω της ακτινοβολίας πέδησης και από το γραμμικό φάσμα λόγω της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας. Η ακτινοβολία πέδησης παράγεται λόγω των σκεδάσεων που υπόκεινται τα ηλεκτρόνια από τους πυρήνες των ατόμων. Η απότομη μεταβολή της ταχύτητας των ηλεκτρονίων έχει ως αποτέλεσμα την εκπομπή ακτινοβολίας πέδησης. Η παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας οφείλεται στην αλληλεπίδραση των ηλεκτρονίων που προσκρούουν στην άνοδο με τροχιακά ηλεκτρόνια των ατόμων του υλικού της ανόδου. Λόγω των κενών θέσεων που δημιουργούνται στις στιβάδες των ατόμων, ανώτερα ηλεκτρόνια καλύπτουν τα κενά

εκπέμποντας το πλεόνασμα της ενέργειας τους σε μορφή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.



Εικόνα 5.3. Φάσμα ακτίνων X. Το συνεχές φάσμα οφείλεται στην ακτινοβολία πέδησης ενώ το γραμμικό στην χαρακτηριστική ακτινοβολία. Πηγή [3]

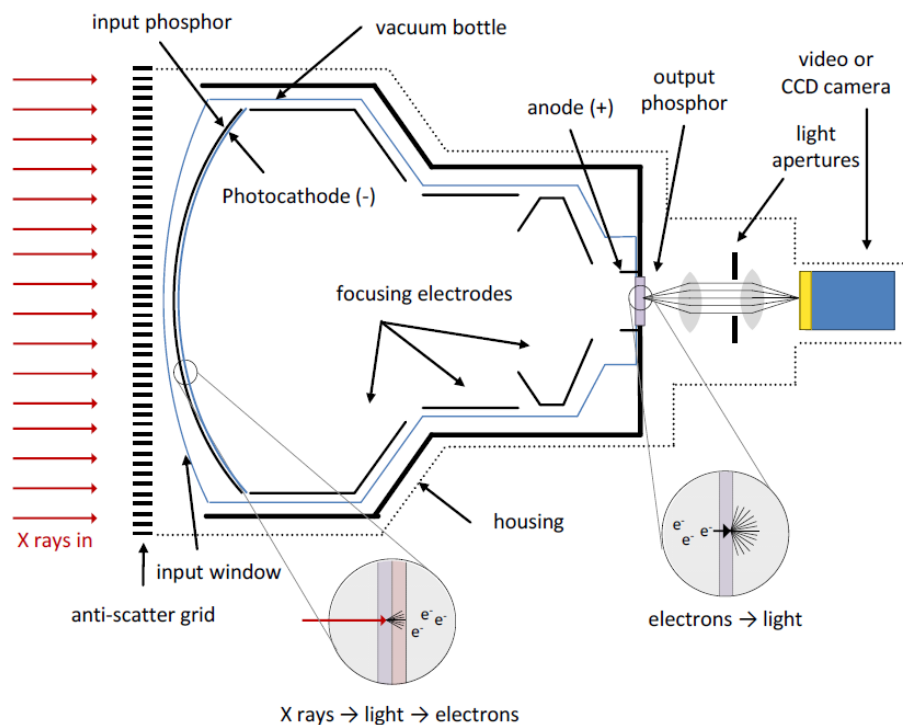
Οι διατάξεις των λυχνιών X περιλαμβάνουν φίλτρα τα οποία παρεμβαίνουν στην πορεία της δέσμης. Τα φωτόνια με χαμηλή ενέργεια άρα και μικρή διεισδυτική ικανότητα δεν θα καταφέρουν να εξέλθουν από το σώμα του ασθενή. Επομένως αυξάνουν την εναποτιθέμενη δόση χωρίς να συμβάλουν στον σχηματισμό της ακτινολογικής εικόνας. Για αυτό το λόγο τα φίλτρα αποκόπτουν τα φωτόνια μικρής ενέργειας αυξάνοντας έτσι τη μέση ενέργεια της δέσμης καθώς και τη διεισδυτική της ικανότητα.

5.2.2 Σύστημα ανίχνευσης και παραγωγής εικόνας

Μετά την παραγωγή των ακτίνων X και την διέλευση τους από το σώμα του ασθενή σειρά έχει η ανίχνευση των φωτονίων και μετατροπή μέσω του συστήματος ανίχνευσης σε εικόνα. Τα συστήματα ακτινοσκόπησης διαχωρίζονται σε δύο κατηγορίες. Στα συστήματα με τον ενισχυτή εικόνας και στα πιο μοντέρνα συστήματα με επίπεδο ανιχνευτή. Στις επόμενες υποπαραγράφους παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά των δύο διαφορετικών συστημάτων ανίχνευσης.

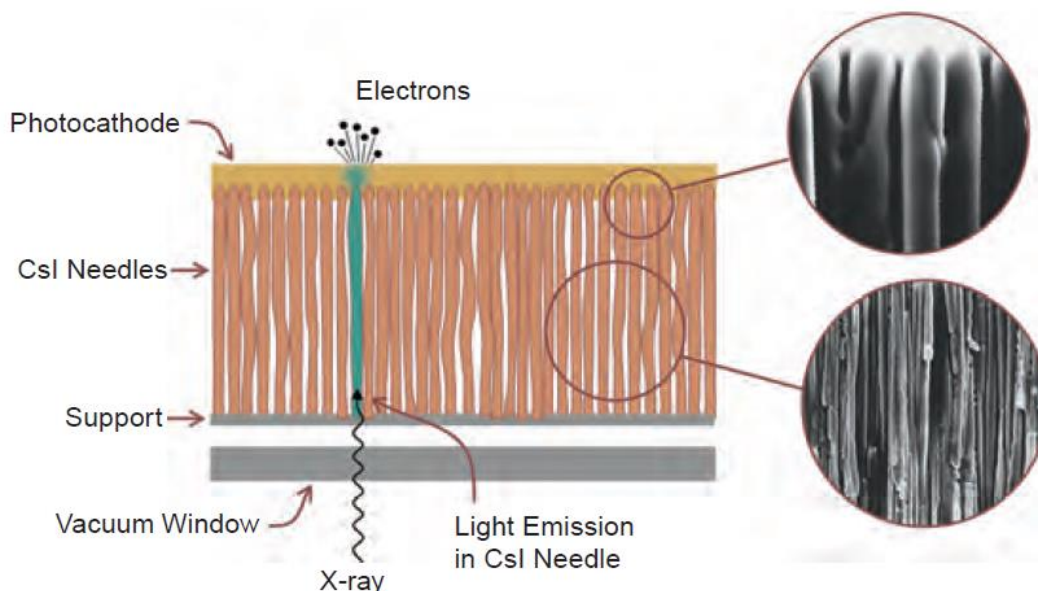
5.2.2.1 Σύστημα ανίχνευσης με ενισχυτή εικόνας

Στην εικόνα 5.4 παρουσιάζεται μια σχηματική αναπαράσταση ενός ανιχνευτή συστήματος ακτινοσκόπησης. Το αντιδιαχυτικό διάφραγμα έχει ως στόχο την αποκοπή φωτονίων που έχουν σκεδαστεί και που θα υποβαθμίσουν την ποιότητα της εικόνας.



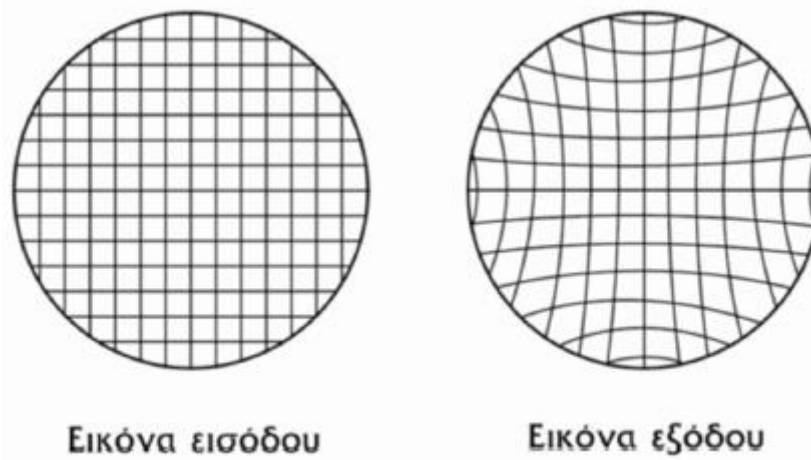
Εικόνα 5.4. Η δομή ενός ακτινοσκοπικού συστήματος ανίχνευσης με ενισχυτή εικόνας. Πηγή [4]

Μετά το αντιδιαχυτικό διάφραγμα ακολουθεί το παράθυρο εισόδου το οποίο αποτελείται από ένα στρώμα φωσφόρου εισόδου. Ο φωσφορος εισόδου διεγείρεται από τα προσπίπτων φωτόνια και παράγει οπτικά φωτόνια. Συνήθως το υλικό που χρησιμοποιείται για τον φωσφορο εισόδου είναι το CsI. Το πάχος του φωσφόρου εισόδου πρέπει να μην είναι αρκετά μεγάλο διότι θα συμβάλει στην μείωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας αλλά δεν πρέπει να είναι και αρκετά μικρό διότι δεν θα απορροφούσε αρκετό αριθμό φωτονίων. Η μορφή του φωσφόρου εισόδου είναι τέτοια ώστε να αποτελεί διάδρομο για τα παραγόμενα οπτικά φωτόνια προς την φωτοκάθοδο. Τα παραγόμενα οπτικά φωτόνια τελικώς φτάνουν στην φωτοκάθοδο. Η φωτοκάθοδος με απόδοση από 10% έως 20%, παράγει ηλεκτρόνια. Είναι κατασκευασμένη από αλκαλικά μέταλλα και αντιμόνιο και διεγείρεται από τα οπτικά φωτόνια που έχουν παραχθεί στον φωσφορο εισόδου.



Εικόνα 5.5. Δομή του παραθύρου εισόδου. Η δέσμη ακτίνων X προσπίπτει στον φωσφορο εισόδου όπου παράγονται οπτικά φωτόνια. Στη συνέχεια τα οπτικά φωτόνια διεγείρουν την φωτοκάθοδο η οποία παράγει ηλεκτρόνια. Πηγή [5]

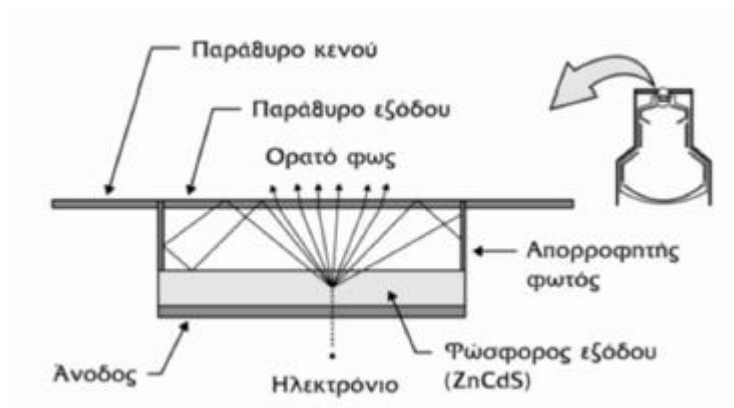
Τα ηλεκτρόνια που παράγονται από την φωτοκάθοδο έχουν πολύ μικρή κινητική ενέργεια. Λόγω της διαφοράς δυναμικού που εφαρμόζεται μεταξύ καθόδου και ανόδου επιταχύνονται και αποκτούν τελικά πολύ μεγαλύτερη κινητική ενέργεια από την αρχική τους. Η διαφορά δυναμικού που εφαρμόζεται συνήθως κυμαίνεται από 25 kV έως 35 kV. Η δέσμη των ηλεκτρονίων που παράγεται εστιάζεται μέσω των ηλεκτρονικών φακών. Λόγω του ότι το μέγεθος της οθόνης εξόδου είναι πολύ μικρότερο από το μέγεθος της οθόνης εισόδου είναι απαραίτητη η εστίαση των ηλεκτρονίων που παράγονται από την φωτοκάθοδο. Η εικόνα παράγεται σε μια κυρτή επιφάνεια ενώ η προβολή της γίνεται σε μια επίπεδη επιφάνεια. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την λεγόμενη μαξιλαροειδή παραμόρφωση της εικόνας.



Εικόνα 5.6. Η παραγωγή της εικόνας σε κυρτή επιφάνεια και η προβολή της σε επίπεδη επιφάνεια έχει ως συνέπεια την μαξιλαροειδή παραμόρφωση της εικόνας. Πηγή [1]

Εκτός από την μαξιλαροειδή παραμόρφωση, η εικόνα υπόκειται και παραμόρφωση S η οποία οφείλεται στην ηλεκτρομαγνητική επίδραση των γειτονικών ηλεκτρονικών του συστήματος.

Τα εστιασμένα πλέον ηλεκτρόνια προσπίπτουν στο στρώμα καδμιοψευδαργύρου με προσμίξεις αργύρου (ZnCdS: Ag) από το οποίο αποτελείται ο φώσφορος εξόδου. Το υλικό του φωσφόρου εξόδου διεγείρεται από τα προσπίπτων ηλεκτρόνια και παράγει οπτικό φως με μήκος κύματος περίπου 530 nm.



Εικόνα 5.7. Τα εστιασμένα ηλεκτρόνια προσπίπτουν στον φώσφορο εξόδου και προκαλούν την παραγωγή πράσινου φωτός. Πηγή [1].

Το πάχος του φωσφόρου εξόδου είναι αρκετά μικρό έτσι ώστε να υπάρχει υψηλή χωρική ανάλυση. Επίσης, ο φώσφορος εξόδου είναι αγώγιμος καθώς τα ηλεκτρόνια μετά που εναποθέτουν την ενέργειά τους πρέπει να απομακρύνονται.

Το ορατό φως που παράγεται από τον φώσφορο εξόδου κατευθύνεται στο παράθυρο εξόδου το οποίο πρέπει να είναι διαπερατό από τα φωτόνια. Η ανάκλαση του φωτός στο παράθυρο εξόδου και η επιστροφή του οδηγεί στην υποβάθμιση της αντίθεσης της εικόνας. Για τον περιορισμό αυτού του φαινομένου υπάρχει στην διάταξη ο απορροφητής φωτός.

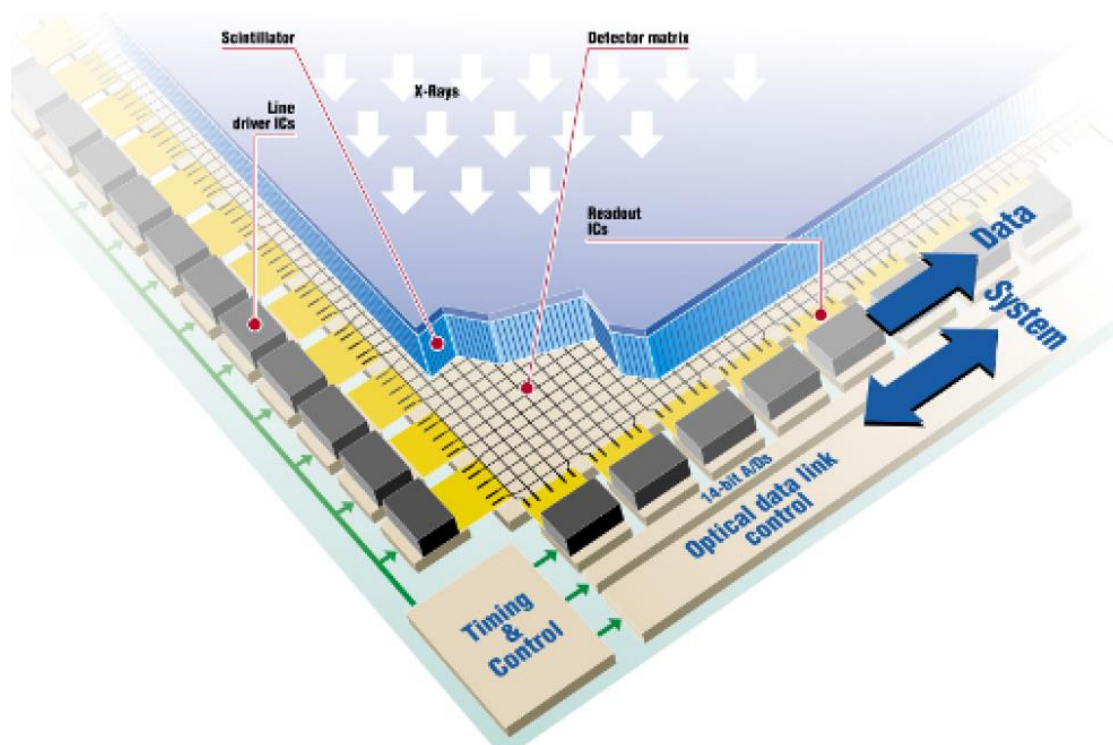
Η οθόνη εξόδου είναι συνδεδεμένη με μια φωτοευαίσθητη κάμερα συνήθως τύπου CCD ή CMOS. Οι φακοί που χρησιμοποιούνται σε αυτές τις διατάξεις εστιάζουν το

παραγόμενο φως από τον φώσφορο εξόδου στο εστιακό επίπεδο της κάμερας. Τα συστήματα CCD και CMOS λαμβάνουν το σήμα, το μετατρέπουν σε ψηφιακή εικόνα και στην συνέχεια σε βίντεο. Αυτά τα συστήματα κατασκευάζονται με ημιαγωγούς και έχουν pixel μικρών διαστάσεων.

Χαρακτηριστικά μεγέθη ενός συστήματος ενισχυτή εικόνας είναι ο λόγος της αντίθεσης, η κβαντική απόδοση του ανιχνευτή, ο συντελεστής μετατροπής καθώς και ο συντελεστής απόδοσης της φωτεινότητας. Πιο συγκεκριμένα, η κβαντική απόδοση του ανιχνευτή (Quantum Detection Efficiency – QDE) είναι το κλάσμα των φωτονίων που ανιχνεύονται προς τα φωτόνια που πραγματικά προσπίπτουν στην οθόνη εισόδου. Η μέγιστη τιμή του QDE είναι 75% για δέσμες φωτονίων περίπου 60 kVp. Για δέσμες μεγαλύτερης ή μικρότερης ενέργειας η τιμή του QDE μειώνεται [1]. Ο λόγος της αντίθεσης ουσιαστικά αναφέρεται στο κατά πόσο διασπείρονται τα φωτόνια που φτάνουν στον ενισχυτή εικόνας. Ο συντελεστής απόδοσης φωτεινότητας μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον προσδιορισμό της επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων καθώς επίσης και για τη μέτρηση του γινομένου της απόδοσης της σμίκρυνσης. Οι τιμές που παίρνει ο συντελεστής απόδοσης φωτεινότητας είναι από 3000 έως και 12000 [1].

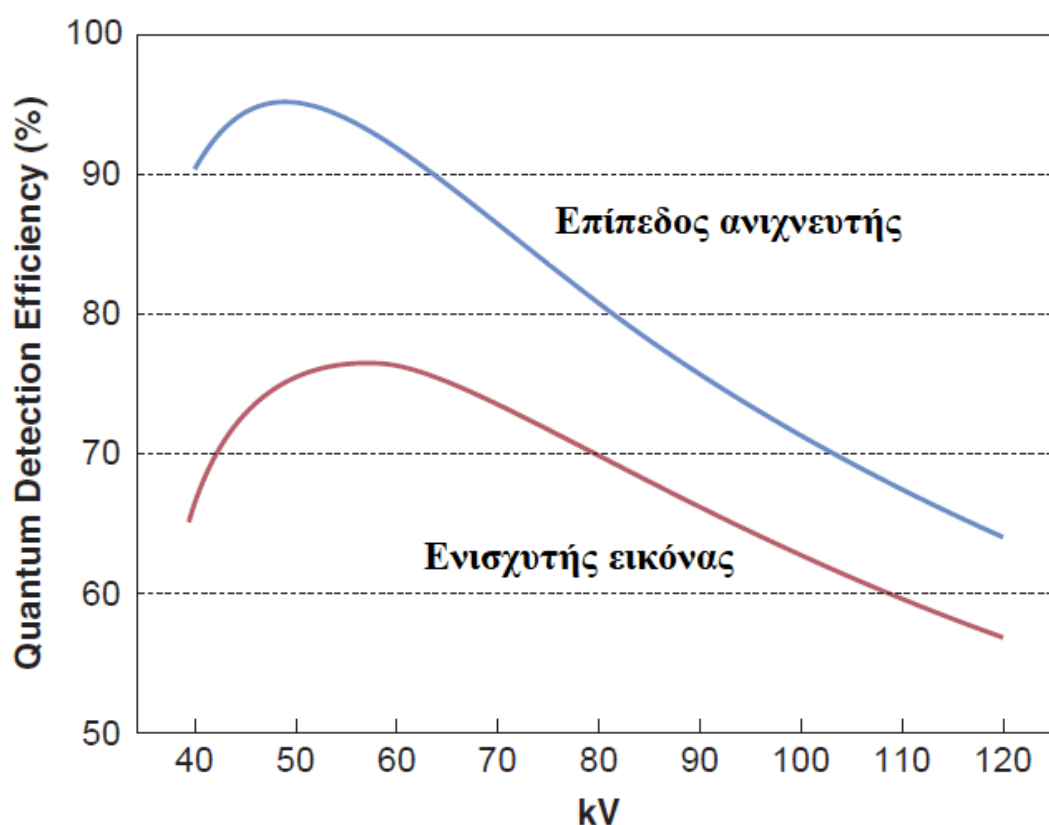
5.2.2.2 Συστήματα με επίπεδο ανιχνευτή (Flat panel detector)

Οι επίπεδοι ανιχνευτές κατασκευάζονται σε τετράγωνες διατάξεις. Αποτελούνται από λεπτά φύλλα κρυσταλλοτριόδων (thin film transistor arrays – TFT). Το κάθε pixel που βρίσκεται πάνω στο φύλλο είναι συνδεδεμένο με μια φωτοδίοδο, στην οποία γίνεται η μετατροπή και παραγωγή του ηλεκτρικού σήματος. Η διάταξη των φύλλων δεν είναι ικανή να ανιχνεύσει δέσμες φωτονίων X παρά μόνο οπτικά φωτόνια. Για αυτό το λόγο στις διατάξεις των επίπεδων ανιχνευτών περιλαμβάνεται και ένας σπινθηριστής. Το υλικό κατασκευής συνήθως του σπινθηριστή είναι το ιωδιούχο καίσιο [1].



Εικόνα 5.8. Σχηματική αναπαράσταση της διάταξης των επίπεδων ανιχνευτών. Οι ακτίνες X διεγείρουν τον σπινθηριστή με αποτέλεσμα την παραγωγή ορατού φωτός το οποίο ανιχνεύεται από τις διατάξεις TFT. Πηγή [6]

Τα σύγχρονα ακτινοσκοπικά συστήματα περιλαμβάνουν επίπεδους ανιχνευτές αντί για ενισχυτές εικόνας. Αυτό συμβαίνει διότι, οι επίπεδοι ανιχνευτές δεν έχουν οπτικές διατάξεις και αερόκενο σωλήνα, είναι πολύ πιο μικροί και ελαφρύτεροι από τους ενισχυτές εικόνας. Επίσης, όπως φαίνεται και από την εικόνα 5.9, η κβαντική απόδοση του επίπεδου ανιχνευτή είναι πολύ καλύτερη από την αντίστοιχη απόδοση του ενισχυτή εικόνας. Αυτό έχει μεγάλη σημασία και για την ακτινοπροστασία του ασθενή, καθώς για μικρότερο αριθμό φωτονίων, δηλαδή για μικρότερη εναποτιθέμενη δόση, η ποιότητα της εικόνας παραμένει υψηλή.

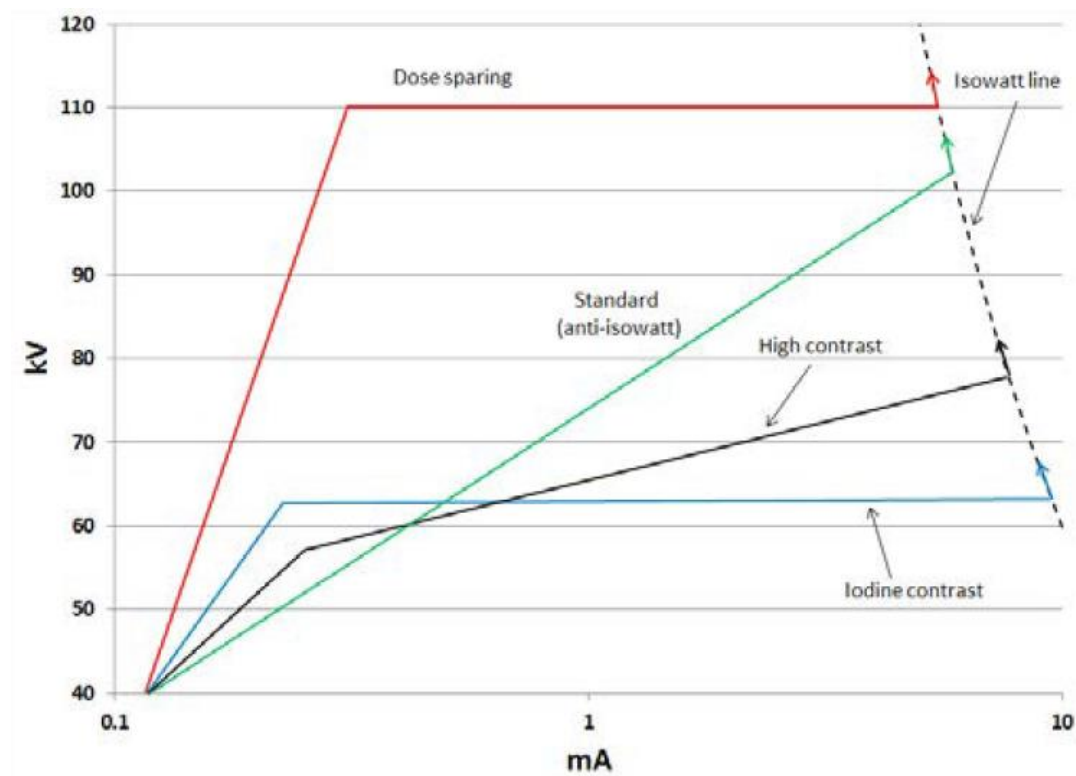


Εικόνα 5.9. Σύγκριση της κβαντικής απόδοσης μεταξύ επίπεδου ανιχνευτή και συστήματος με ενισχυτή εικόνας. Τα συστήματα με επίπεδο ανιχνευτή συμβάλουν στην μείωση της δόσης ακτινοβολίας καθώς για ίδια ενέργεια φωτονίων το QDE του επίπεδου ανιχνευτή είναι πολύ μεγαλύτερο από το QDE του ενισχυτή εικόνας. Πηγή [5]

5.3 Σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC)

Το σύστημα αυτόματου ελέγχου της έκθεσης (AEC) καθορίζει τις τιμές των παραγόντων έκθεσης όπως είναι το μήκος του παλμού για παλμική ακτινοβολία, τη διαφορά δυναμικού μεταξύ καθόδου και ανόδου καθώς επίσης και τα mA. Στόχος του συστήματος AEC είναι να διατηρήσει την ποιότητα της εικόνας σταθερή. Πιο συγκεκριμένα, ο ανιχνευτής δέχεται ένα συγκεκριμένο αριθμό φωτονίων με τον οποίο μπορεί παράγει μια εικόνα καλής ποιότητας. Όταν ένας ασθενής είναι υπέρβαρος ή ο επεμβατιστής μετακινεί τη λυχνία από λεπτή περιοχή του σώματος σε πιο παχιά τότε ο αριθμός των φωτονίων που φτάνουν στον ανιχνευτή μειώνεται. Το σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης δίνει σήμα στη λυχνία για να αυξήσει τους παράγοντες έκθεσης ώστε να φτάνουν παραπάνω φωτόνια στον ανιχνευτή. Αυτή η διαδικασία έχει ως στόχο να διατηρηθεί ο λόγος σήμα προς θόρυβο (signal to noise ratio – SNR) σταθερός. Σε συστήματα με συνεχή ακτινοσκόπηση το σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης ρυθμίζει την διαφορά δυναμικού και το ρεύμα της λυχνίας. Σε συστήματα που λειτουργούν με παλμική ακτινοσκόπηση, το σύστημα AEC εκτός από τη διαφορά δυναμικού και το ρεύμα της λυχνίας ρυθμίζει και το πλάτος του παλμού. Για την μεταβολή των παραγόντων έκθεσης έχουν δημιουργηθεί κάποιες καμπύλες οι οποίες αποτελούν μέρος του λογισμικού του συστήματος ακτινοσκόπησης και σύμφωνα με τις οποίες, ανά περίπτωση, το σύστημα επιλέγει την κατάλληλη διαφορά δυναμικού, το ρεύμα της λυχνίας και το πλάτος των παλμών. Η αύξηση της διαφοράς δυναμικού μεταξύ καθόδου και ανόδου οδηγεί στην μείωση της αντίθεσης της εικόνας όμως επιτυγχάνεται και μείωση της εναποτιθέμενης δόσης στον ασθενή, καθώς τα φωτόνια έχουν μεγαλύτερη ενέργεια και θα καταφέρουν να διέλθουν από το σώμα του ασθενή. Σε κάποιες περιπτώσεις όπου απαιτείται υψηλή αντίθεση εικόνας το σύστημα αυξάνει τα mA. Με την αύξηση του ρεύματος της λυχνίας δεν υποβαθμίζεται η αντίθεση της

εικόνας όμως αυξάνεται η δόση ακτινοβολίας στον ασθενή [5]. Τα περισσότερα σύγχρονα ακτινοσκοπικά συστήματα περιλαμβάνουν αρκετές καμπύλες από τις οποίες καθορίζονται οι τιμές των παραγόντων έκθεσης για διαφορετικές περιπτώσεις και συνθήκες. Συνήθως ένα σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης περιλαμβάνει την καμπύλη χαμηλής δόσης, την πρότυπη καμπύλη καθώς και την καμπύλη υψηλής αντίθεσης.



Εικόνα 5.10. Το σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC) καθορίζει τις τιμές των παραγόντων έκθεσης βάση συγκεκριμένων καμπυλών. Πηγή [4]

5.4 Τρόποι λειτουργίας

5.4.1 Συνεχής και παλμική ακτινοσκόπηση

Η συνεχής ακτινοσκόπηση αποτέλεσε τον πιο βασικό τρόπο λειτουργίας στα αρχικά ακτινοσκοπικά συστήματα που λειτουργούσαν με ενισχυτή εικόνας. Μέσω της συνεχούς ακτινοσκόπησης, παράγεται μια συνεχής δέσμη ακτινών X. Η εικόνα που παράγεται στην οθόνη έχει ρυθμό 30 FPS (frames per second) και το κάθε καρέ έχει διάρκεια 33 ms. Η κίνηση του σώματος ή του συστήματος κατά τη διάρκεια της συνεχούς ακτινοσκόπησης οδηγεί στην παραγωγή θολών εικόνων. Κάποια από τα σύγχρονα συστήματα ακτινοσκόπησης δίνουν τη δυνατότητα συνεχούς ροής φωτονίων. Ένας εναλλακτικός τρόπος ακτινοσκόπησης είναι η παλμική ακτινοσκόπηση. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, η λυχνία ακτινών X παράγει παλμούς μικρής διάρκειας. Σε αντίθεση με την συνεχή ακτινοσκόπηση, στην παλμική ακτινοσκόπηση η διάρκεια του κάθε καρέ κυμαίνεται από 3 έως 10 ms. Αυτό συμβάλλει στην μείωση του θολώματος της εικόνας λόγω των κινήσεων. Σήμερα τα περισσότερα ακτινοσκοπικά συστήματα λειτουργούν με παλμική ακτινοσκόπηση. Αυτό συμβαίνει διότι η εναποτιθέμενη δόση στον ασθενή μειώνεται κατά πολύ καθώς ο παραγόμενος αριθμός των φωτονίων είναι πολύ μικρότερος κατά την παλμική ακτινοσκόπηση σε σύγκριση με την συνεχή. Επίσης, στις ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις όπου υπάρχει κίνηση των δομών του σώματος που απεικονίζεται, η ποιότητα εικόνας είναι καλύτερη όταν χρησιμοποιείται παλμική ακτινοσκόπηση. Τα σύγχρονα συστήματα ακτινοσκόπησης δίνουν τη δυνατότητα ο χειριστής να ρυθμίσει τον αριθμό των καρέ ανά δευτερόλεπτο. Πιο συγκεκριμένα, κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης μπορεί το σύστημα να ρυθμιστεί ώστε να λειτουργεί με 30 f/s, όπου θεωρείται συνεχής ακτινοσκόπηση, 15 f/s, 7.5 f/s και 3.75 f/s. Ανάλογα με τις απεικονιστικές ανάγκες και τις ανάγκες μείωσης της δόσης ακτινοβολίας γίνεται η βέλτιστη επιλογή ανά

περίπτωση. Τα σύγχρονα συστήματα ακτινοσκόπησης παρουσιάζουν την εικόνα στις οθόνες με συνεχή τρόπο έτσι ώστε να μην υπάρχει διακοπόμενη προβολή όταν έχει επιλεγεί χαμηλός ρυθμός f/s.

5.4.2 Μεγέθυνση και FOV

Τα ακτινοσκοπικά συστήματα συναντώνται με διάφορα μεγέθη FOV. Πιο συγκεκριμένα ένα ακτινοσκοπικό σύστημα μπορεί να έχει μέγιστη διάμετρο FOV από 23 έως και 40 cm [5]. Σε καρδιολογικές εφαρμογές συνήθως χρησιμοποιούνται τα συστήματα με το μικρότερο FOV ενώ στις περιπτώσεις όπου υπάρχει ανάγκη απεικόνισης μεγαλύτερου μέρους του σώματος του ασθενή είναι κατάλληλα τα συστήματα με διάμετρο FOV 40 cm. Ιδιαίτερη σημασία για την ποιότητα της εικόνας αλλά και τη δόση που εναποτίθεται στον ασθενή έχει η μεγέθυνση. Πιο συγκεκριμένα, όταν ο χειριστής χρησιμοποιεί τη μεγέθυνση κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης, ο κατευθυντήρας προσαρμόζεται ώστε να παραχθεί το επιθυμητό FOV. Επίσης, η διαφορά δυναμικού που εφαρμόζεται στον ενισχυτή εικόνας αυξάνεται ώστε τα ηλεκτρόνια να εστιάζονται σε μικρότερη περιοχή πάνω στην οθόνη εισόδου. Η μείωση του ενεργού εμβαδού στην οθόνη εισόδου οδηγεί στην μείωση της φωτεινότητας. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την ενεργοποίηση του συστήματος αυτόματου ελέγχου της έκθεσης. Για να διατηρηθεί η ποιότητα της εικόνας, το σύστημα AEC κατά τη μεγέθυνση αυξάνει τους παράγοντες έκθεσης. Αυτό συνεπάγεται αύξηση στην δόση ακτινοβολίας στον ασθενή. Η αύξηση στον ρυθμό δόσης λόγω της μεγέθυνσης της εικόνας μπορεί να προσδιοριστεί από τη διαίρεση του τετραγώνου των διαμέτρων του αρχικού και του τελικού FOV. Πιο συγκεκριμένα, αν αρχικά η διάμετρος του FOV ήταν 40 cm και λόγω της μεγέθυνσης γίνει 20 cm η αύξηση στον ρυθμό δόσης θα είναι $(40/20)^2 = 4$. Αυτό σημαίνει ότι η μείωση της διαμέτρου του FOV στο μισό, λόγω μεγέθυνσης, οδηγεί σε αύξηση του ρυθμού έκθεσης κατά 4 φορές [5].

5.4.3 Λειτουργίες απεικόνισης

Τα σύγχρονα συστήματα ακτινοσκόπησης περιλαμβάνουν διάφορες λειτουργίες για την απεικόνιση των δομών του ασθενή. Οι βασικές λειτουργίες λήψης εικόνων είναι η ακτινοσκόπηση και η ψηφιακή λήψη σερί εικόνων. Κατά την ακτινοσκόπηση παράγεται “ζωντανή” εικόνα βίντεο καθώς ο επεμβατιστής πατάει το ειδικό πετάλι. Σκοπός είναι να βλέπει την πορεία του καθετήρα εντός του αγγείου ώστε να φτάσει στο σημείο της βλάβης και να εφαρμόσει τις απαιτούμενες διορθωτικές ενέργειες. Σε αρκετά είδη ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων ο χρόνος ακτινοσκόπησης είναι αρκετά λεπτά. Οι παράγοντες έκθεσης είναι σχετικά χαμηλοί καθώς η δόση στον ασθενή πρέπει να περιοριστεί όσο το δυνατόν γίνεται σε χαμηλά επίπεδα. Η διατήρηση της τελευταίας εικόνας είναι μια πολύ χρήσιμη τεχνική διότι ο επεμβατιστής μπορεί να κάνει τις απαραίτητες παρατηρήσεις στην ακτινολογική εικόνα χωρίς να πατάει συνεχώς το πετάλι. Εκτός από την ακτινοσκόπηση ιδιαίτερη σημασία για την επεμβατική ακτινολογία έχει και η ψηφιακή λήψη σερί εικόνων. Σε αυτόν τον τρόπο λειτουργίας, γίνεται λήψη εικόνων υψηλής ανάλυσης. Οι παράγοντες έκθεσης είναι πολύ μεγαλύτεροι από ότι κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης. Έτσι, η ακτινική επιβάρυνση στον ασθενή κατά τη διάρκεια λήψης σερί εικόνων υψηλής ανάλυσης είναι αρκετές φορές μεγαλύτερη από ότι κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης. Επίσης υπάρχει η δυνατότητα λήψης μιας μόνο ακτινολογικής εικόνας υψηλής ποιότητας η οποία αναφέρεται ως “Single”.

5.5 Μονάδα περιφερικής Αγγειογραφίας

Το σύστημα που εξοπλίζει μια μονάδα περιφερικής αγγειογραφίας αποτελείται από το C – arm, τον βραχίονα ο οποίος μπορεί να περιστρέφεται σε διάφορες γωνίες προς όλες τις κατευθύνσεις και στα άκρα του βρίσκονται η λυχνία και ο ανιχνευτής εικόνας καθώς επίσης και από το τραπέζι στο οποίο τοποθετείται ο ασθενής και το οποίο μπορεί να ρυθμιστεί σε διάφορες θέσεις.



Εικόνα 5.11. Μονάδα περιφερικής αγγειογραφίας του τμήματος επεμβατικής ακτινολογίας στο ΠΑΓΝΗ. Το συγκεκριμένο σύστημα αποτελείται από ενισχυτή εικόνας με διάμετρο 40 cm.

Μια από τις πιο χρήσιμες λειτουργίες λήψης εικόνων κατά τη διάρκεια ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων εξετάσεων στην μονάδα περιφερικής αγγειογραφίας είναι η ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία (Digital Subtraction Angiography – DSA). Η λήψη εικόνων με αυτή την λειτουργία γίνεται με ταυτόχρονη χορήγηση σκιαγραφικού στον ασθενή. Μέσω μιας εικόνας που λειτουργεί σαν μάσκα, αφαιρούνται οι παρακείμενοι ιστοί, και όργανα και έτσι απεικονίζονται μόνο τα αγγεία στα οποία ρέει το σκιαγραφικό. Η δόση

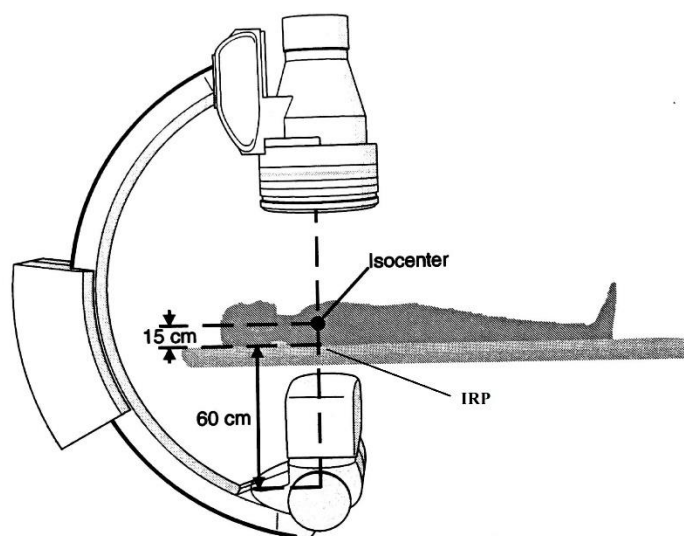
ακτινοβολίας κατά τη διάρκεια των λήψεων DSA είναι μεγαλύτερη από ότι για μια ακτινοσκοπική λήψη ίδιας διάρκειας. Αυτό συμβαίνει διότι η ποιότητα εικόνας άρα και οι παράγοντες έκθεσης είναι υψηλοί.



Εικόνα 5.12. Ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία σε ασθενή με ανεύρυσμα αορτής.

5.6 Δοσιμετρικά μεγέθη στην ακτινοσκόπηση

Κατά τη διάρκεια των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων ο ασθενής εκτίθεται στην πρωτογενή δέσμη καθώς είναι απαραίτητη η απεικόνιση των δομών και των αγγείων του σώματός του. Οι ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις συμβάλουν στην εμφάνιση των στοχαστικών και των καθορισμένων αποτελεσμάτων της ακτινοβολίας. Τα σύγχρονα συστήματα ακτινοσκόπησης περιλαμβάνουν μετρητή DAP. Επίσης, μέσω του dose report οι επεμβατιστές μπορούν να δουν τον συνολικό χρόνο ακτινοσκόπησης, το συνολικό DAP καθώς και το συνολικό air kerma ($K_{a,r}$). Οι τιμές του DAP και του $K_{a,r}$ αναφέρονται στο επεμβατικό σημείο αναφοράς (Interventional Reference Point – IRP). Το IRP βρίσκεται 15 cm κάτω από το ισόκεντρο, προς την επιφάνεια του τραπεζιού. Το $K_{a,r}$ είναι ο καλύτερος δείκτης για τον προσδιορισμό της δόσης που εναποτίθεται στην επιφάνεια του δέρματος του ασθενή. Παρ' όλα αυτά, μπορεί να οδηγήσει σε υπερεκτίμηση της δόσης του δέρματος καθώς η λυχνία περιστρέφεται κατά τη διάρκεια της επέμβασης και άρα δεν εναποτίθεται το καταγεγραμμένο συνολικό $K_{a,r}$ σε ένα μόνο σημείο του δέρματος.



Εικόνα 5.13. Το interventional reference point (IRP) βρίσκεται 15 cm κάτω από το ισόκεντρο της διάταξης προς την επιφάνεια του τραπεζιού. Πηγή [7]

Εκτός από τους ασθενείς, κατά τη διάρκεια των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων εκτίθενται στην ιοντίζουσα ακτινοβολία και οι επεμβατιστές. Για την μείωση της πιθανότητας εμφάνισης των δυσμενών αποτελεσμάτων που επιφέρει η ιοντίζουσα ακτινοβολία, οι επεμβατιστές θα πρέπει να φορούν τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας. Θα πρέπει να χρησιμοποιείται το πέτασμα από μολυβδύαλο καθώς επίσης, η ακτινοπροστατευτική κουρτίνα θα πρέπει να είναι κατάλληλα τοποθετημένη μπροστά από τη λυχνία. Η μεγέθυνση εικόνας θα πρέπει να χρησιμοποιείται όσο το δυνατόν λιγότερο και η λυχνία θα πρέπει να περιστρέφεται σε διάφορες γωνίες έτσι ώστε να μην εναποτίθεται όλη η δόση στο ίδιο σημείο του δέρματος. Επίσης, κατά τη διάρκεια των λήψεων DSA το προσωπικό θα πρέπει να αποχωρεί από την αίθουσα στην οποία βρίσκεται το σύστημα ακτινοσκόπησης.

Βιβλιογραφία κεφαλαίου

[1] Ευάγγελος Γεωργίου. Ιατρική Φυσική. Δεύτερη έκδοση. Εκδόσεις Π. Χ. Πασχαλίδης.

[2] Pinterest.com. <https://gr.pinterest.com/pin/534309943263723590/>. Accessed 18/5/2020.

[3] Κυριάκος Ψαρράκος. Επίτομη Ιατρική Φυσική. Πρώτη έκδοση 2012. University Studio Press.

[4] International Atomic Energy Agency, Diagnostic Radiology Physics, IAEA, Vienna (2014).

[5] The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition., Bushberg J. T., Seibert J. A., Leidholdt E. M. Jr., Boone J. M., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, USA, 2012

[6] Thalesgroup.com. <https://www.thalesgroup.com/fr>. Accessed 19/5/2020.

[7] Siemens Axiom Artis FA manual

Κεφάλαιο 6^ο

Δόσεις ακτινοβολίας επαγγελματικά εκτιθέμενων από επεμβάσεις ενδοαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής και διαδερμικής ενδοαυλικής αγγειοπλαστικής.

6.1 Εισαγωγή

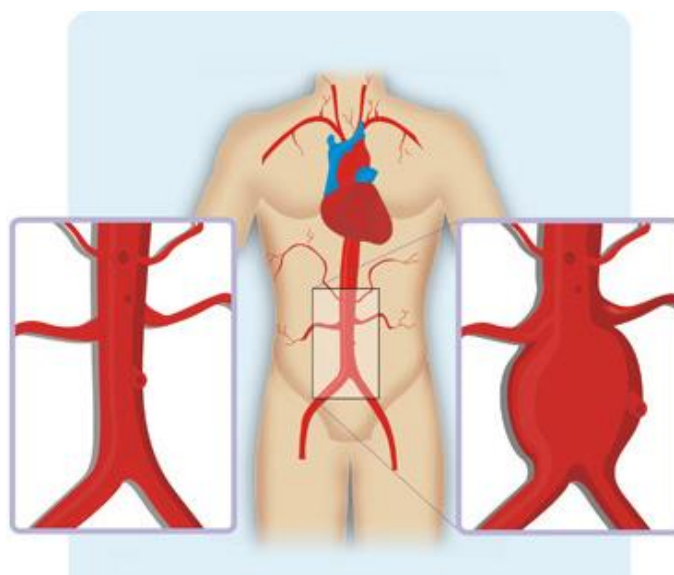
Οι ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις αποτελούν ελάχιστα επεμβατικές διαδικασίες με χαμηλά επίπεδα θνησιμότητας και νοσηρότητας. Οι ασθενείς αποφεύγουν το ανοιχτό χειρουργείο, μένουν λιγότερο χρόνο στο νοσοκομείο και στις περισσότερες περιπτώσεις μετά την επέμβαση επιστρέφουν στο σπίτι. Αυτοί οι παράγοντες οδήγησαν στην ραγδαία αύξηση του ετήσιου αριθμού των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων. Το 2006 σύμφωνα με το U.S. National Council on Radiation Protection and Measurements, πραγματοποιήθηκαν περίπου 17 εκατομμύρια ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις στις ΗΠΑ [1]. Σύμφωνα με τον Bhargavan et al [2], ο αριθμός των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων σημειώνει ετήσια αύξηση 8.5%. Παρά τα οφέλη, οι επεμβατιστές και οι ασθενείς εκτίθενται σε ιοντίζουσα ακτινοβολία κατά τη διάρκεια των επεμβάσεων. Η δόση ακτινοβολίας στους επεμβατιστές είναι αρκετά μικρότερη από τη δόση ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι ασθενείς. Όμως, πρέπει να ληφθεί υπόψιν ότι οι επαγγελματικά εκτιθέμενοι λαμβάνουν σκεδαζόμενη ακτινοβολία για όλα τα χρόνια της καριέρας τους. Για την αξιολόγηση των κινδύνων, τη μείωση της έκθεσης του προσωπικού σε ιοντίζουσα ακτινοβολία και την βελτιστοποίηση των τεχνικών που εφαρμόζονται είναι απαραίτητη η διενέργεια δοσιμετρικών μελετών. Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν για την δόση ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι επεμβατιστές από επεμβάσεις ενδοαγγειακής αποκατάστασης

ανευρύσματος αορτής και διαδερμικής ενδοαυλικής αγγειοπλαστικής. Επίσης, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των πειραμάτων που έγιναν για την εξακρίβωση της αποτελεσματικότητας ακτινοπροστατευτικών μέσων όπως το σεντόνι ακτινοπροστασίας και ο σκούφος ακτινοπροστασίας.

6.2 Ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις

6.2.1 Ενδοαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος κοιλιακής αορτής

Η κοιλιακή αορτή διακλαδίζεται και παρέχει αίμα σε μεγάλο μέρος του ανθρωπίνου σώματος. Πιο συγκεκριμένα μέσω αυτής το αίμα φτάνει στα νεφρά, στα κοιλιακά σπλάχνα καθώς και στα κάτω άκρα. Στην περίπτωση όπου η διάμετρος της κοιλιακής αορτής είναι αρκετά πιο μεγάλη από τα φυσιολογικά επίπεδα τότε προσδιορίζεται η ύπαρξη ανευρύσματος. Το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής είναι η πιο συχνή μορφή ανευρύσματος. Στον γενικό πληθυσμό εμφανίζεται με πιθανότητα 5% [3]. Το ποσοστό εμφάνισης ανευρύσματος με διάμετρο μικρότερη των 5 cm για τους άντρες είναι 12.5% ενώ για τις γυναίκες είναι 5.2%. Η πιθανότητα εμφάνισης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής είναι μικρότερη για άτομα ηλικίας κάτω των 55 ετών [4]. Αν το ανεύρυσμα δεν διαγνωστεί και αντιμετωπιστεί άμεσα τότε μπορεί να επέλθει η ρήξη του. Μερικά από τα αποτελέσματα της ρήξης του ανευρύσματος είναι η χαμηλή πίεση του αίματος, ο κοιλιακός πόνος, καθώς και ο θάνατος [5].



Εικόνα 6.1. Αριστερά απεικονίζεται μια φυσιολογική κοιλιακή αορτή. Δεξιά, το ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής σηματοδοτείται με την διαπλάτυνση των τοιχωμάτων του αγγείου. Πηγή [6]

Σύμφωνα με μια μετά-ανάλυση η οποία περιλάμβανε περισσότερες από 15,000 ασθενείς, η μέση ετήσια αύξηση της διαμέτρου του ανευρύσματος είναι μεγαλύτερη από 2.0 mm [7]. Άνδρες ασθενείς με διάμετρο ανευρύσματος μεγαλύτερη των 5.5 cm και γυναίκες ασθενείς με διάμετρο ανευρύσματος μεγαλύτερη των 5.0 cm υποβάλλονται είτε σε ανοιχτό χειρουργείο είτε σε ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενη ενδοαγγειακή αποκατάσταση του ανευρύσματος (EVAR). Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα του EVAR σε σχέση με το ανοιχτό χειρουργείο είναι τα χαμηλότερα επίπεδα νοσηρότητας και θνησιμότητας καθώς επίσης και η μικρότερη παραμονή του ασθενή στο νοσοκομείο [8-11]. Οι ενδοαγγειακές επεμβάσεις αποκατάστασης ανευρύσματος αορτής αποτελούν επεμβάσεις με πολλές ακτινοσκοπικές λήψεις καθώς και μεγάλο αριθμό αγγειογραφιών. Ο χρόνος ακτινοσκόπησης κατά τη διάρκεια των EVAR είναι υψηλός σε σχέση με άλλες ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις. Η δόση ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι ασθενείς αλλά και οι επεμβατιστές πρέπει να μελετηθεί ώστε να εξακριβωθεί ότι τα θεσμοθετημένα όρια δόσεων τηρούνται αλλά και για την αξιολόγηση και βελτιστοποίηση των τεχνικών που εφαρμόζονται.

6.2.2 Διαδερμική ενδοαυλική αγγειοπλαστική

Ο σχηματισμός αθηρωματικής πλάκας είναι μια διαδικασία που περιλαμβάνει την αλληλοεπίδραση μεταξύ μακροφάγων, φυσιολογικών κυττάρων, τροποποιημένων λιποπρωτεϊνών καθώς επίσης και των T λεμφοκυττάρων [12, 13]. Η υψηλή συγκέντρωση στο αίμα της LDL έχει συσχετισθεί με τον σχηματισμό αθηρωματικής πλάκας [14]. Επίσης, τα αιμοπετάλια έχουν ενεργό ρόλο στη δημιουργία της αθηρωματικής πλάκας. Πιο συγκεκριμένα, τα αιμοπετάλια προσκολλώνται στο εκτεθειμένο κολλαγόνο, στα μακροφάγα καθώς επίσης και στο δυσλειτουργικό ενδοθήλιο. Στη συνέχεια, απελευθερώνονται παράγοντες ανάπτυξης και κυτοκίνες. Αυτό συμβάλει στον πολλαπλασιασμό και τη μετανάστευση των μονοκύτταρων. Τα φλεγμονώδη κύτταρα που έχουν ενεργοποιηθεί οδηγούν στην αποσταθεροποίηση της αθηρωματικής πλάκας μέσω της απόπτωσης των λείων μυϊκών κυττάρων [15].

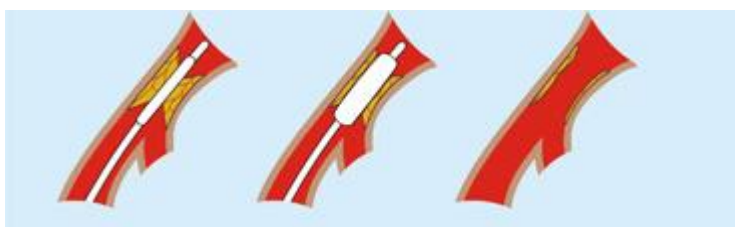
Η περιφερική αρτηριακή νόσος είναι η μη φυσιολογική στένωση των αρτηριών του σώματος. Όταν η στένωση αφορά τις αρτηρίες της καρδιάς ή του εγκεφάλου η νόσος ονομάζεται στεφανιαία αρτηριακή νόσος και εγκεφαλοαγγειακή νόσος αντίστοιχα. Οι αρτηρίες μεταφέρουν το αίμα από την καρδιά στο υπόλοιπο σώμα. Με την ανάπτυξη της αθηρωματικής πλάκας, τα τοιχώματα των αγγείων στενεύουν και έτσι η μεταφορά του αίματος στα κάτω άκρα περιορίζεται.



Εικόνα 6.2. Ο σχηματισμός αθηρωματικής πλάκας συμβάλει στη μείωση της παροχής του αίματος στα κάτω άκρα. Πηγή [16]

Τα συμπτώματα της περιφερικής αρτηριακής νόσου είναι συνήθως το άλγος στα πόδια, η διαλείπουσα χωλότητα, η κόπωση των μυών κατά την άσκηση, η αιμωδία, η μείωση της θερμοκρασίας στο δέρμα των κάτω άκρων, το διαβητικό πόδι, ακόμα και η γάγγραινα. Οι βασικοί παράγοντες κινδύνου είναι το κάπνισμα, ο διαβήτης, η παχυσαρκία, η υψηλή αρτηριακή πίεση.

Μια αποτελεσματική μέθοδος για την αντιμετώπιση της περιφερικής αρτηριακής νόσου είναι η διαδερμική ενδοαυλική αγγειοπλαστική. Στην συγκεκριμένη ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενη επέμβαση, ο γιατρός παρακεντά μια αρτηρία, συνήθως τη μηριαία, και προωθεί ένα καθετήρα στην περιοχή που υπάρχει η στένωση. Στην περιοχή της στένωσης φτάνει μέσω του καθετήρα ένα ειδικό μπαλόνι το οποίο διαστέλλεται με σκοπό την διεύρυνση του στενωμένου αγγείου και την αύξηση της ροής του αίματος. Όπου κριθεί απαραίτητο τοποθετείται και ένα ειδικό stent έτσι ώστε το αγγείο να διατηρηθεί διευρυμένο.



Εικόνα 6.3. Ο καθετήρας οδηγείται ακτινοσκοπικά στο σημείο της στένωσης. Το μπαλόνι οδηγείται στην διεύρυνση του στενωμένου αγγείου. Πηγή [6]

Κατά τη διάρκεια της διαδερμικής ενδοαυλικής αγγειοπλαστικής γίνεται χρήση ακτινοσκόπησης καθώς ο επεμβατιστής πρέπει να έχει οπτική επαφή με τον καθετήρα και το μπαλόνι, τα οποία εισέρχονται εντός του αγγείου. Επίσης, κατά τη διάρκεια της επέμβασης γίνεται λήξη αρκετών αγγειογραφιών.

6.3 Υλικά και μέθοδοι

Συλλέχθηκαν δοσιμετρικά δεδομένα για 36 επεμβάσεις διαδερμικής ενδοαυλικής αγγειοπλαστικής (PTA) και για 17 επεμβάσεις ενδοαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής (EVAR). Τα δεδομένα που συλλέχθηκαν για κάθε ασθενή είναι ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης, το συνολικό dose area product (DAP), το συνολικό Air Kerma ($K_{a,r}$) καθώς και ο αριθμός των ψηφιακών αφαιρετικών αγγειογραφιών (DSA). Για κάθε ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία καταγράφηκε η γωνία του C-arm, το δυναμικό της λυχνίας, το DAP, το $K_{a,r}$, καθώς επίσης και τα φίλτρα. Κατά τη διάρκεια των επεμβάσεων οι γωνίες περιστροφής του C-arm ήταν από 0° έως 45° στην κατεύθυνση LAO/RAO.

Όλες οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν στο ψηφιακό σύστημα ακτινοσκόπησης Siemens Axiom Artis FA (Siemens, Erlangen, Germany) με τη χρήση παλμικής ακτινοβολίας. Το συγκεκριμένο σύστημα αποτελείται από έναν ενισχυτή εικόνας με διάμετρο 40 cm. Η λυχνία του συστήματος αποτελείται από άνοδο 12° με τριπλή εστία. Στο σύστημα, είναι ενσωματωμένος ένας θάλαμος ιονισμού ο οποίος μετράει το $K_{a,r}$ στο επεμβατικό σημείο αναφοράς (IRP), το οποίο είναι 15 cm κάτω από το ισόκεντρο. Το σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης ήταν ενεργοποιημένο κατά τη διάρκεια όλων των επεμβάσεων.

Οι δόσεις ακτινοβολίας για τον κύριο επεμβατιστή και στις δύο επεμβάσεις καθορίστηκαν με τη χρήση δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας (TLD-200, Hashaw, Solon, OH). Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας πριν χρησιμοποιηθούν βαθμονομήθηκαν κατάλληλα σε παραπλήσιους παράγοντες έκθεσης με αυτούς των επεμβάσεων. Για κάθε ομάδα δοσιμέτρων υπολογίσθηκε ο αντίστοιχος παράγοντας βαθμονόμησης. Συνολικά χρησιμοποιήθηκαν 120 δοσίμετρα θερμοφωταύγειας. Οι επεμβατιστές ήταν

εξοπλισμένοι με μια ακτινοπροστατευτική ποδιά ισοδύναμου πάχους μολύβδου 0.5 mm, προστατευτικό κολλάρο για το θυρεοειδή καθώς επίσης και ακτινοπροστατευτικά γυαλιά. Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας πριν από την επέμβαση τοποθετούνταν στην περιοχή του στέρνου του επεμβατιστή πάνω και κάτω από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας, πάνω και κάτω από το κολλάρο του θυρεοειδή, πάνω στα ακτινοπροστατευτικά γυαλιά καθώς επίσης και στο μεσαίο δάκτυλο και των δύο χεριών. Το εργαστήριο επεμβατικής ακτινολογίας ήταν εξοπλισμένο με ένα ακτινοπροστατευτικό πέτασμα μολυβδύαλου καθώς επίσης και με μια κουρτίνα μολύβδου η οποία τοποθετείται ανάμεσα στον επεμβατιστή και την λυχνία.

Η ενεργός δόση (ED) για τους επεμβατιστές υπολογίστηκε με την μέθοδο Niklason [17]:

$$ED=0.02 (H_{OC}- H_{UA})+ H_{UA} \quad (6.1)$$

όπου, H_{OC} είναι η δόση πάνω από το κολλάρο ακτινοπροστασίας και H_{UA} είναι η δόση κάτω από την ποδιά ακτινοπροστασίας. Ο υπολογισμός της ενεργού δόσης με τον παραπάνω αλγόριθμο είναι ανεξάρτητος του πάχους της ποδιάς ακτινοπροστασίας.

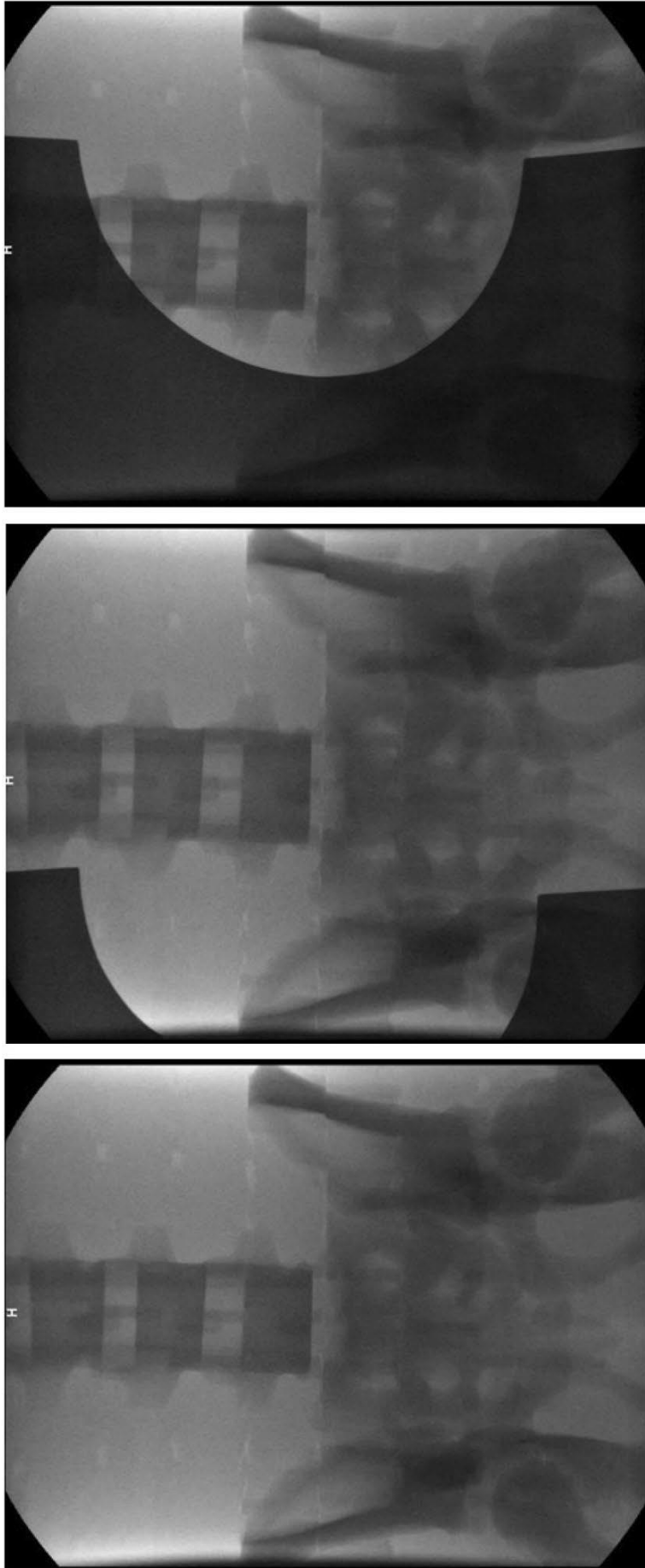
Για την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας του σεντονιού ακτινοπροστασίας και του σκούφου ακτινοπροστασίας πραγματοποιήθηκαν πειράματα με την χρήση δύο ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων (Rando-Alderson Research Labs, CA, USA), ενός σεντονιού ακτινοπροστασίας με ισοδύναμο πάχος μολύβδου 0.25 mm και ενός σκούφου ακτινοπροστασίας με ισοδύναμο πάχος μολύβδου επίσης 0.25 mm. Το ένα ομοίωμα τοποθετήθηκε στη θέση του κύριου επεμβατιστή ενώ το άλλο τοποθετήθηκε πάνω στο κρεβάτι για την προσομοίωση του σώματος του ασθενή. Σε κάθε πείραμα τοποθετήθηκαν 16 δοσίμετρα θερμοφωταύγειας στο ομοίωμα-επεμβατιστή στις εξής

περιοχές: κούτελο, αριστερή και δεξιά πλευρά του κεφαλιού, στον λαιμό, στα μάτια στην περιοχή του στέρνου και της κοιλιάς καθώς επίσης και στα γεννητικά όργανα.



Εικόνα 6.4. Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας τοποθετημένα πάνω στο ανθρωπόμορφο ομοίωμα καθώς επίσης και στο σεντόνι ακτινοπροστασίας. Πηγή [17]

Για την αξιολόγηση της επίδρασης του σεντονιού ακτινοπροστασίας στο σύστημα αυτόματου ελέγχου της έκθεσης πραγματοποιήθηκαν τρία πειράματα. Στο πρώτο πείραμα το σεντόνι ήταν εκτός πεδίου, στο δεύτερο πείραμα ένα μικρό μέρος του σεντονιού τοποθετήθηκε εντός πεδίου ενώ στο τρίτο πείραμα ένα μεγάλο μέρος του σεντονιού τοποθετήθηκε εντός του πεδίου (Εικόνα 6.5).



Εικόνα 6.5. Η θέση του σεντονιού ακτινοπροστασίας στο πρώτο πείραμα (αριστερά), στο δεύτερο πείραμα (μέση) και στο τρίτο πείραμα (δεξιά). Πηγή [17]

Η στατιστική ανάλυση των δεδομένων πραγματοποιήθηκε με τα λογισμικά πακέτα Prism Software (Graphpad, CA, USA), και Office Excel (Microsoft, WA, USA). Για τον έλεγχο της κατανομής των δεδομένων πραγματοποιήθηκαν το στατιστικό τεστ D'Agostino's K-squared. Επίσης, για την αξιολόγηση του βαθμού της συσχέτισης μεταξύ της δόσης ακτινοβολίας και του χρόνου ακτινοσκόπησης χρησιμοποιήθηκε το Spearman rank correlation test. Το στατιστικό τεστ Mann-Whitney χρησιμοποιήθηκε για την σύγκριση των αποτελεσμάτων μεταξύ των επεμβάσεων EVAR και PTA. Για τιμές του p-value μικρότερες του 0.05 θεωρήθηκε στατιστική σημαντικότητα για τα ευρήματα.

6.4 Αποτελέσματα

Ο χρόνος ακτινοσκόπησης ($p = 0.0008$) και το DAP ($p < 0.0001$) παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των επεμβάσεων διαδερμικής ενδοαυλικής αγγειοπλαστικής (PTA) και ενδοαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής (EVAR). Ο διάμεσος χρόνος ακτινοσκόπησης για τα περιστατικά διαδερμικής ενδοαυλικής αγγειοπλαστικής είναι 14.1 λεπτά ενώ για τα περιστατικά EVAR είναι 24.5 λεπτά. Επίσης, και το DAP είναι αρκετά μεγαλύτερο στις επεμβάσεις EVAR σε σύγκριση με τις επεμβάσεις PTA (Πίνακας 1).

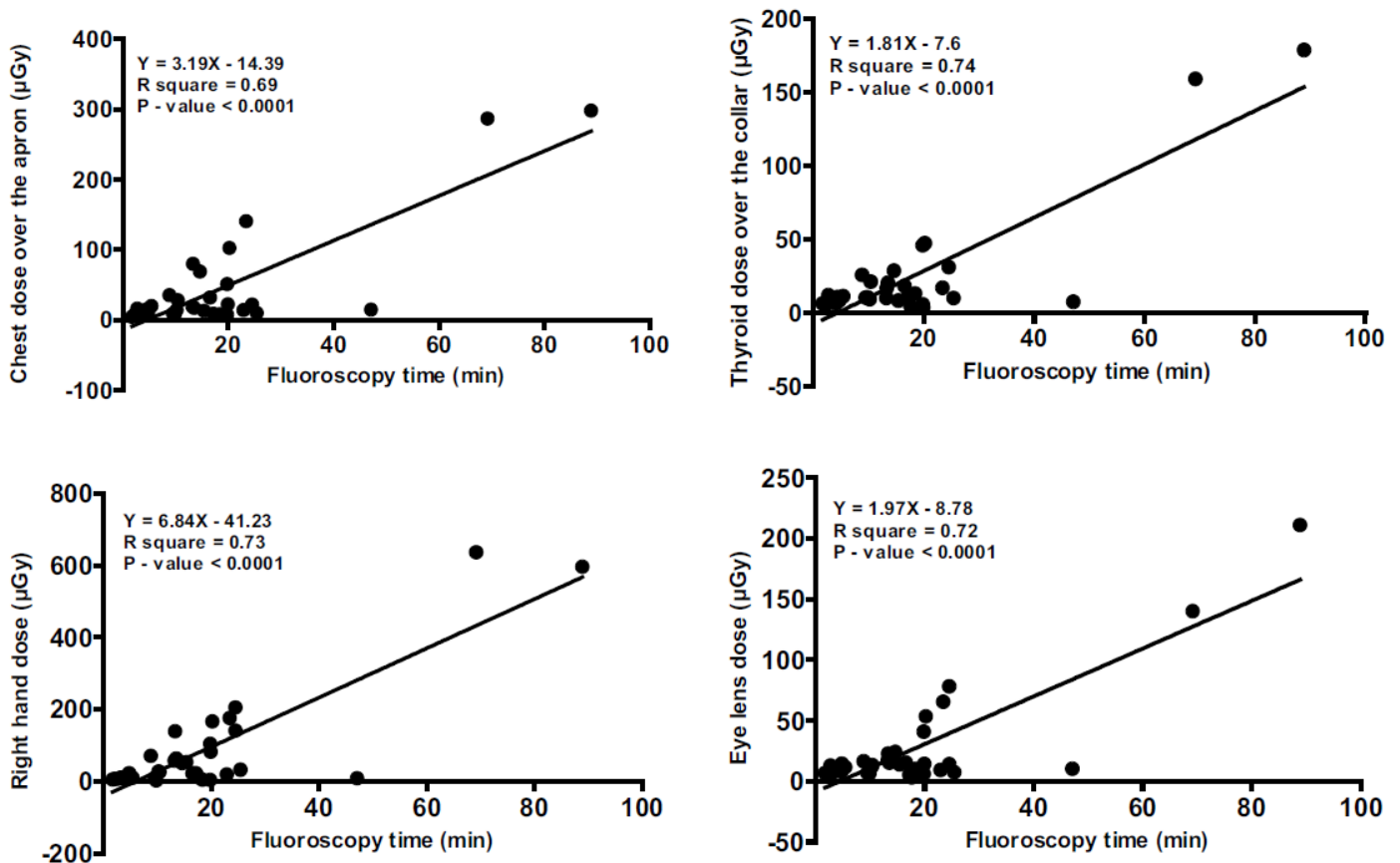
Παράμετρος	Επέμβαση	Τιμές			
		Διάμεσος	SD	Εύρος	P - Value
Χρόνος ακτινοσκόπησης (min)	EVAR	24.5	14.3	13.6–64.7	0.0008
	PTA	14.1	17.9	4.7–88.9	
Συνολικό DAP (Gy cm ²)	EVAR	124.3	156.9	41.4–627.1	< 0.0001
	PTA	23.1	61.2	37.0–296.0	

Ο πίνακας 2 παρουσιάζει τις δόσεις ακτινοβολίας και την ενεργό δόση που λαμβάνει ο κύριος επεμβατιστής κατά τη διάρκεια των επεμβάσεων EVAR και PTA.

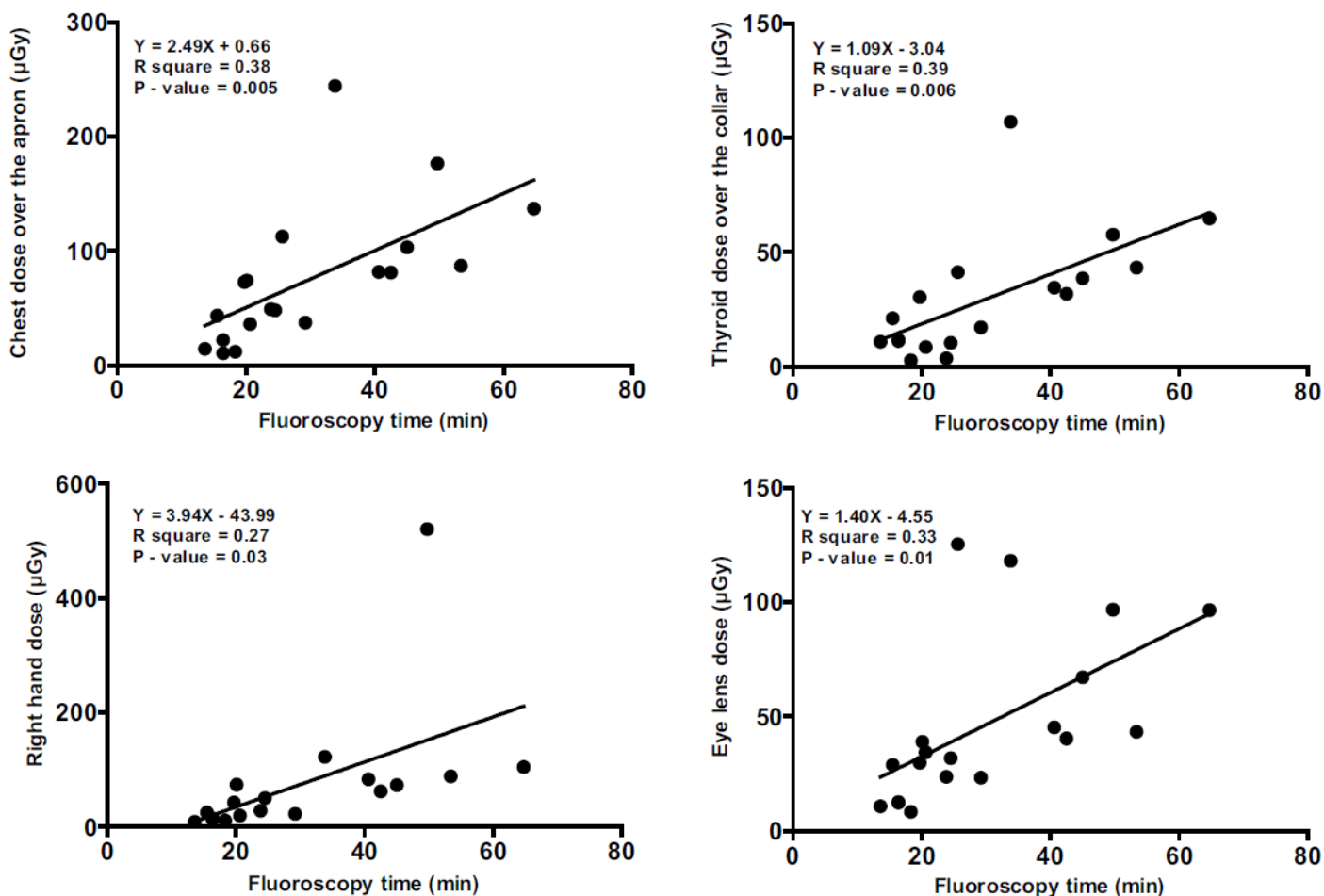
Πίνακας 2**Δόσεις ακτινοβολίας στον κύριο επεμβατιστή από επεμβάσεις EVAR και PTA.**

Επέμβαση	Διάμεσος δόση (μGy)	SD	ED (μSv)	Εύρος
EVAR			4.7 ± 1.4	1.5 – 19.6
Μέρος του σώματος				
Κεφάλι	35.7	37.4		5.8 – 132.1
Μάτια	34.4	37.6		8.3 – 125.3
Στέρνο (πάνω από την ποδιά)	72.6	62.3		10.5 – 244.4
Στέρνο (κάτω από την ποδιά)	4.2	3.8		1.5 – 17.8
Θυρεοειδής (πάνω από το κολάρο)	25.7	27.5		2.6 – 107.0
Θυρεοειδής (κάτω από το κολάρο)	5.9	6.5		1.6 – 30.2
Αριστερό χέρι	76.9	111.9		13.3 – 418.7
Δεξί χέρι	46.7	122.7		8.7 – 520.5
PTA			4.4 ± 3.6	1.0 – 11.0
Μέρος του σώματος				
Κεφάλι	10.6	27.1		3.4 – 141.8
Μάτια	12.3	41.3		3.1 – 211.2
Στέρνο (πάνω από την ποδιά)	14.8	69.5		4.4 – 297.9
Στέρνο (κάτω από την ποδιά)	4.3	1.6		0.9 – 7.5
Θυρεοειδής (πάνω από το κολάρο)	10.9	38.8		3.9 – 178.6
Θυρεοειδής (κάτω από το κολάρο)	4.8	2.5		1.0 – 10.7
Αριστερό χέρι	39.6	355.0		4.9 – 1,877.5
Δεξί χέρι	22.4	143.2		2.7 – 636.2

Οι υψηλότερες δόσεις καταγράφηκαν για τα χέρια του επεμβατιστή και στις δύο επεμβάσεις. Η στατιστική συσχέτιση της δόσης ακτινοβολίας που έλαβαν τα διάφορα μέρη του σώματος του επεμβατιστή με τον χρόνο ακτινοσκόπησης κυμαίνεται από 0.39 έως 0.57 (p-value from < 0.001 to 0.03) για τις επεμβάσεις PTA και από 0.70 έως 0.82 (p-value < 0.001) για τις επεμβάσεις EVAR. Στις εικόνες 6.6 και 6.7 παρουσιάζεται η δόση στο στήρνο (πάνω από την ποδιά), η δόση στο δεξί χέρι του επεμβατιστή, η δόση στο θυρεοειδή (πάνω από το κολλάρο) και η δόση στα μάτια, σαν συνάρτηση του χρόνου ακτινοσκόπησης και για τα δύο είδη επέμβασης.



Εικόνα 6.6. Συσχέτιση των δόσεων ακτινοβολίας στα διάφορα μέρη του σώματος του επεμβατιστή με τον χρόνο ακτινοσκόπησης για επεμβάσεις PTA.



Εικόνα 6.7. Συσχέτιση των δόσεων ακτινοβολίας στα διάφορα μέρη του σώματος του επεμβατιστή με τον χρόνο ακτινοσκόπησης για επεμβάσεις EVAR.

Με την χρήση των ενεργών δόσεων ανά επέμβαση που υπολογίστηκαν και των θεσμοθετημένων από την ICRP ορίων δόσης, υπολογίστηκε ο μέγιστος επιτρεπτός ετήσιος αριθμός επεμβάσεων που μπορεί να πραγματοποιήσει ένας επεμβατιστής. Ο μέγιστος ετήσιος αριθμός επεμβάσεων EVAR και PTA που μπορεί να πραγματοποιήσει ένας επεμβατιστής, βάση της ενεργού δόσης και της δόσης στα μάτια, χωρίς να ξεπεράσει τα θεσμοθετημένα όρια δόσης ακτινοβολίας παρουσιάζονται στον πίνακα 3.

Πίνακας 3**Μέγιστος επιτρεπτός αριθμός επεμβάσεων βάση της ενεργού δόσης (ED) και της δόσης στα μάτια**

Επέμβαση	Αριθμός επεμβάσεων (Βάση ED)	Αριθμός επεμβάσεων (Βάση δόσεων στα μάτια)
EVAR	4,255	581
PTA	4,545	1,626

Τα αποτελέσματα από τα πειράματα που έγιναν με τα ανθρωπόμορφα ομοιώματα και το σεντόνι ακτινοπροστασίας δείχνουν ότι η σωστή χρήση του σεντονιού συμβάλει στην μείωση της δόσης ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι επεμβατιστές. Πιο συγκεκριμένα, η χρήση του σεντονιού οδηγεί σε μέση μείωση της δόσης στην κοιλιακή περιοχή, στα γεννητικά όργανα και στο θυρεοειδή κατά 59%, 60% και 65% αντίστοιχα. Στον πίνακα 4 παρουσιάζεται η μείωση της δόσης που συνεπάγεται η χρήση του σεντονιού σε διάφορες περιοχές του σώματος του επεμβατιστή για διάφορες γωνίες του C-arm.

Πίνακας 4

Μείωση της δόσης ακτινοβολίας λόγω της χρήσης σεντονιού ακτινοπροστασίας

Κλίση του Ποσοστιαίες διαφορές μεταξύ των δόσεων σε διάφορα σημεία του σώματος χωρίς τη χρήση σεντονιού και με τη χρήση σεντονιού

LAO	CRA	CAU	Right side of the head	Forehead	Left side of the head	Right Eye Lens	Left Eye Lens	Thyroid	Right HR	Right LR	Right IR	EPR	UMR	HGR	Left HR	Left LR	Left IR	Genitals
0°	0°	0°	17%	38%	47%	43%	47%	53%	18%	41%	36%	26%	45%	31%	43%	37%	36%	52%
15°	0°	0°	43%	51%	50%	38%	39%	56%	53%	48%	45%	59%	57%	47%	57%	59%	55%	67%
0°	15°	0°	27%	77%	74%	78%	76%	75%	74%	80%	73%	69%	77%	76%	76%	74%	74%	56%
0°	0°	15°	27%	75%	67%	76%	75%	75%	74%	76%	75%	68%	77%	70%	70%	73%	71%	66%

* HR = Hypochondriac region, LR = Lumbar region, IR = Iliac region, EPR = Epigastric region, UMR = Umbilical region, HGR = Hypogastric region, LAO = Left Anterior Oblique, CRA = Cranial angulation angle, CAU = Caudal angulation angle

Παρά την σημαντική μείωση στη δόση που επιφέρει η χρήση του σεντονιού, η λάθος τοποθέτησή του μπορεί να επιφέρει αντίθετα αποτελέσματα από τα επιθυμητά. Συγκεκριμένα, όταν το σεντόνι εισέρχεται εντός του πεδίου ακτινοβολίας, λόγω του αυτόματου συστήματος ελέγχου της έκθεσης, οι παράγοντες έκθεσης άρα και η δόση αυξάνεται. Το DAP και το Ka,r μεταβλήθηκαν ελάχιστα όταν ένα μικρό μέρος του σεντονιού ήταν εντός του πεδίου. Στην περίπτωση όμως που μεγαλύτερο μέρος του σεντονιού εισήλθε εντός πεδίου υπήρξε αύξηση της δόσης κατά 20% (Πίνακας 5).

Πίνακας 5

Διαφορές στο DAP και στο Ka,r λόγω της τοποθέτησης του σεντονιού εντός του πεδίου

Θέση σεντονιού	DAP (μGym^2)	Ka,r (mGy)
Εκτός πεδίου	2,218.3	88.9
Ελάχιστα εντός πεδίου	2,221.4	89.6
Αρκετά εντός πεδίου	2,769.6	111

Σημαντική μείωση στη δόση στο κεφάλι του επεμβατιστή επιτυγχάνεται με τη χρήση του σκούφου ακτινοπροστασίας. Πιο συγκεκριμένα, η έκθεση στην δεξιά πλευρά, στο μέτωπο και στην αριστερή πλευρά του κεφαλιού του επεμβατιστή μειώθηκε κατά 69%, 49% και 73% αντίστοιχα. Η μεγαλύτερη μείωση της δόσης καταγράφηκε για την αριστερή πλευρά του κεφαλιού του επεμβατιστή όταν η κλίση του C-arm ήταν 15° στην διεύθυνση LAO. Ο πίνακας 6 παρουσιάζει την μείωση της δόσης για διάφορες γωνίες του C-arm.

Πίνακας 6. Μείωση της δόσης στο κεφάλι του επεμβατιστή λόγω της χρήσης του σκούφου ακτινοπροστασίας

Κλίση του C-arm			Ποσοστιαίες διαφορές μεταξύ δόσεων που μετρήθηκαν πάνω και κάτω από τον σκούφο ακτινοπροστασίας		
LAO	CRA	CAU	Δεξιά πλευρά κεφαλιού	Μέτωπο	Αριστερή πλευρά κεφαλιού
0°	0°	0°	68%	62%	63%
15°	0°	0°	62%	27%	88%
0°	15°	0°	74%	31%	60%
0°	0°	15°	72%	75%	80%

*LAO = Left Anterior Oblique, CRA = Cranial angulation angle, CAU = Caudal angulation angle

6.5 Συζήτηση

Το DAP καθώς και ο χρόνος ακτινοσκόπησης είναι μεγέθη που συνδέονται άμεσα με την δόση ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι επεμβατιστές κατά τη διάρκεια των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων. Στην βιβλιογραφία υπάρχουν αρκετές δημοσιεύσεις που παρουσιάζουν το DAP καθώς και τους μέσους ή διάμεσους χρόνους ακτινοσκόπησης για επεμβάσεις EVAR και PTA. Στους πίνακες 7 και 8 παρουσιάζονται αυτές οι τιμές. Όπως γίνεται εύκολα αντιληπτό, οι τιμές του DAP και του χρόνου ακτινοσκόπησης παρουσιάζουν μεγάλη διακύμανση. Αυτό οφείλεται σε αρκετούς παράγοντες όπως στην σωματοδομή του ασθενή, στον ακτινοσκοπικό εξοπλισμό, στην πολυπλοκότητα της κάθε επέμβασης, καθώς επίσης και στην εκπαίδευση και εμπειρία του επεμβατιστή [18, 19].

Τα δοσιμετρικά αποτελέσματα που παρουσιάζονται στην παρούσα μελέτη δείχνουν ότι η έκθεση των επεμβατιστών στην ιοντίζουσα ακτινοβολία είναι μεγαλύτερη στα περιστατικά EVAR από ότι στα περιστατικά PTA. Μόνο δύο μελέτες έχουν παρουσιάσει δόσεις ακτινοβολίας για τα χέρια των επεμβατιστών που πραγματοποιούν επεμβάσεις EVAR [20, 21]. Πιο συγκεκριμένα, στην δημοσίευση του Ho et al [21], αναφέρεται ότι η μέση δόση στα χέρια των επεμβατιστών οι οποίοι πραγματοποιούν επεμβάσεις EVAR είναι 34.3 μSv ενώ η αντίστοιχη τιμή που παρουσιάζεται από τον Neto et al [20] είναι 2105.3 μSv . Η δόση για το δεξί και το αριστερό χέρι του κύριου επεμβατιστή, υπολογίστηκε στη δική μας μελέτη ίση με 46.7 μSv και 76.9 μSv αντίστοιχα. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, η δόση ακτινοβολίας στα χέρια των επεμβατιστών που πραγματοποιούν επεμβάσεις PTA κυμαίνεται από 21 έως 190 μSv [20-24].

Πίνακας 7. DAP και χρόνοι ακτινοσκόπησης που αναφέρονται στη βιβλιογραφία για επεμβάσεις EVAR

Μελέτη	Χρόνος ακτινοσκόπησης (min)	DAP (Gycm^2)	Comments
Patel et al ^[18]	19.5	97.3	
Sailer et al ^[19]	19.6	116	
Hertault et al ^[20]	27.3	41.2	
Ho et al ^[14]	13.0	-	
Neto et al ^[13]	29.3	-	
Blaszak et al ^[21]	19.6	354.0	
Tuthill et al ^[22]	13.1	31.6	Site A
	11.7	184.2	Site B
	9.0	80.2	Site C
	14.6	60.8	Site D
	11.2	162.5	Site E
Τρέχουσα μελέτη	24.5	124.3	

Πίνακας 8. DAP και χρόνοι ακτινοσκόπησης που αναφέρονται στη βιβλιογραφία για επεμβάσεις EVAR

Μελέτη	Χρόνος ακτινοσκόπησης (min)	DAP (Gycm^2)
Heye et al ^[23]	6.2	4.1
Ingwersen et al ^[24]	7.2	-
Jensen et al ^[25]	13.0	24.0
Ho et al ^[14]	6.3	-
Neto et al ^[13]	15.6	-
Power et al ^[15]	8.2	24.6
Sigterman et al ^[26]	13.0	108.0
McBride et al ^[27]	15.6	-
Τρέχουσα μελέτη	14.1	23.1

Η δόση ακτινοβολίας για το φακό του ματιού των επεμβατιστών που πραγματοποιούν επεμβάσεις PTA έχει αξιολογηθεί από αρκετές μελέτες [20-25]. Οι δόσεις που αναφέρονται στην βιβλιογραφία για τον φακό του ματιού των επεμβατιστών κυμαίνονται από 2.0 έως 53.7 μSv . Ο αριθμός των μελετών που αναφέρουν δόσεις στον φακό του ματιού του επεμβατιστή από επεμβάσεις EVAR είναι σχετικά μικρός. Η μικρότερη δόση για τον φακό του ματιού (9.7 μSv) των επεμβατιστών που πραγματοποιούν επεμβάσεις EVAR αναφέρθηκε από τον Ho et al [21]. Η συγκεκριμένη τιμή είναι 3.5 φορές μικρότερη από την αντίστοιχη τιμή που παρουσιάζεται στην παρούσα μελέτη. Πρέπει όμως να ληφθεί υπόψιν ότι στην μελέτη του Ho et al [21] τα δοσίμετρα είχαν τοποθετηθεί μέσα από τα γυαλιά ακτινοπροστασίας ενώ στη δική μας μελέτη τα δοσίμετρα τοποθετούνταν πάνω στον σκελετό των γυαλιών. Ο Neto et al [20] παρουσίασε υψηλές δόσεις για τον θυρεοειδή, 338.4 μSv για επεμβάσεις EVAR και 58.8 μSv για επεμβάσεις PTA. Οι συγκεκριμένες δόσεις είναι 13.2 και 5.4 φορές μεγαλύτερες από τις αντίστοιχες δόσεις που παρουσιάζονται στη δική μας μελέτη. Οι διαφορές αυτές μπορούν να δικαιολογηθούν εν μέρει καθώς, σε αντίθεση με την δική μας μελέτη, το δικό τους εργαστήριο επεμβατικής ακτινολογίας δεν ήταν εξοπλισμένο με ακτινοπροστατευτικό πέτασμα μολυβδύαλου και έτσι οι επεμβατιστές ήταν περισσότερο εκτεθειμένοι στην ιοντίζουσα ακτινοβολία.

Η σωστή χρήση του σεντονιού ακτινοπροστασίας μπορεί να συμβάλει στην μείωση της έκθεσης των επεμβατιστών στην ιοντίζουσα ακτινοβολία. Η παρούσα μελέτη δείχνει ότι η χρήση του σεντονιού ακτινοπροστασίας μπορεί να μειώσει τη δόση στο φακό του ματιού του επεμβατιστή κατά 59%. Σημαντική μείωση της δόσης επιτυγχάνεται και για τον θυρεοειδή και τα γεννητικά όργανα. Επίσης, καταγράφηκε μείωση της δόσης κατά 29%, 60% και 60% για την δεξιά πλευρά του κεφαλιού, το μέτωπο και την αριστερή μεριά του κεφαλιού αντίστοιχα. Στην παρούσα μελέτη για πρώτη φορά εξετάζεται η

επίδραση του σεντονιού ακτινοπροστασίας στο σύστημα αυτόματου ελέγχου της έκθεσης. Τα αποτελέσματα μας, δείχνουν ότι η ενεργοποίηση του συστήματος αυτόματου ελέγχου έκθεσης λόγω της τοποθέτησης του σεντονιού εντός του πεδίου οδηγεί σε αύξηση της δόσης για τους ασθενείς και το προσωπικό. Πιο συγκεκριμένα, το DAP και το Ka,r αυξήθηκαν κατά 20% όταν μεγάλο μέρος του σεντονιού εισήλθε εντός του πεδίου. Η αύξηση της δόσης οφείλεται στην αύξηση των παραμέτρων έκθεσης από το σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης. Αυτό συμβαίνει για να διατηρηθεί η ποιότητα της εικόνας.

Η παρούσα μελέτη έχει κάποιους περιορισμούς. Πρώτον, οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε ένα εργαστήριο επεμβατικής ακτινολογίας. Δεύτερον, δεν λήφθηκε υπόψιν η πολυπλοκότητα των επεμβάσεων. Τρίτον, η αξιολόγηση του σεντονιού ακτινοπροστασίας και του καπέλου ακτινοπροστασίας πραγματοποιήθηκε με τη χρήση ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων.

6.6 Συμπεράσματα

Κατά τη διάρκεια των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων EVAR και PTA ο κύριος επεμβατιστής εκτίθεται σε σημαντικές δόσεις ακτινοβολίας. Η μεγαλύτερη δόση καταγράφηκε για τα χέρια των επεμβατιστών. Η δόση ακτινοβολίας στους επεμβατιστές μπορεί να μειωθεί σημαντικά με τη σωστή χρήση του σεντονιού ακτινοπροστασίας. Όμως, η λάθος τοποθέτηση του σεντονιού μπορεί να οδηγήσει στην αύξηση της δόσης των ασθενών αλλά και των επεμβατιστών.

Βιβλιογραφία κεφαλαίου

- [1] Schauer A., Linton W. National Council on Radiation Protection and Measurements Report Shows Substantial Medical Exposure Increase. *Radiology* 2009;253(2):293-6
- [2] Bhargavan M. Trends in the utilization of medical procedures that use ionizing radiation. *Health Phys.* 2008;95:612–627
- [3] X. Li, G. Zhao, J. Zhang, Z. Duan, S. Xin, Prevalence and trends of the abdominal aortic aneurysms epidemic in general population-a meta-analysis, *PLoS One.* 8 (2013) 1–11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0081260>.
- [4] A.T. Hirsch, Z.J. Haskal, N.R. Hertzler, C.W. Bakal, M.A. Creager, J.L. Halperin, L.F. Hiratzka, W.R.C. Murphy, J.W. Olin, J.B. Puschett, K.A. Rosenfield, D. Sacks, J.C. Stanley, L.M. Taylor, C.J. White, J. White, R.A. White, E.M. Antman, S.C. Smith, C.D. Adams, J.L. Anderson, D.P. Faxon, V. Fuster, R.J. Gibbons, S.A. Hunt, A.K. Jacobs, R. Nishimura, J.P. Ornato, R.L. Page, B. Riegel, ACC/AHA 2005 practice guidelines for the management of patients with peripheral arterial disease (Lower extremity, renal, mesenteric, and abdominal aortic), *Circulation.* (2006). <https://doi.org/10.1161/Circulationaha.106.174526>.
- [5] Kent KC (2014) Clinical practice. Abdominal aortic aneurysms. *N Engl J Med* 371(22):2101–2108
- [6] Angionet.gr. <http://www.angionet.gr/aggeiakes-pathiseis/aneurysma-koiliakis-aortis/>. Accessed 28/5/2020.
- [7] M.J. Sweeting, S.G. Thompson, L.C. Brown, J.T. Powell, Meta-analysis of individual patient data to examine factors affecting growth and rupture of small abdominal aortic aneurysms, *Br. J. Surg.* (2012). <https://doi.org/10.1002/bjs.8707>.

- [8] E.J. Benjamin, P. Muntner, A. Alonso, M.S. Bittencourt, C.W. Callaway, A.P. Carson, A.M. Chamberlain, A.R. Chang, S. Cheng, S.R. Das, F.N. Delling, L. Djousse, M.S.V. Elkind, J.F. Ferguson, M. Fornage, L.C. Jordan, S.S. Khan, B.M. Kissela, K.L. Knutson, T.W. Kwan, D.T. Lackland, T.T. Lewis, J.H. Lichtman, C.T. Longenecker, M.S. Loop, P.L. Lutsey, S.S. Martin, K. Matsushita, A.E. Moran, M.E. Mussolino, M. O’Flaherty, A. Pandey, A.M. Perak, W.D. Rosamond, G.A. Roth, U.K.A. Sampson, G.M. Satou, E.B. Schroeder, S.H. Shah, N.L. Spartano, A. Stokes, D.L. Tirschwell, C.W. Tsao, M.P. Turakhia, L.B. VanWagner, J.T. Wilkins, S.S. Wong, S.S. Virani, Heart Disease and Stroke Statistics-2019 Update: A Report From the American Heart Association, *Circulation*. (2019). <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000659>.
- [9] A. Karthikesalingam, P.J. Holt, A. Vidal-Diez, B.A. Ozdemir, J.D. Poloniecki, R.J. Hinchliffe, M.M. Thompson, Mortality from ruptured abdominal aortic aneurysms: Clinical lessons from a comparison of outcomes in England and the USA, *Lancet*. (2014). [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(14\)60109-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(14)60109-4).
- [10] A. Dua, S. Kuy, C.J. Lee, G.R. Upchurch, S.S. Desai, Epidemiology of aortic aneurysm repair in the United States from 2000 to 2010, *J. Vasc. Surg.* (2014). <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2014.01.007>.
- [11] R.S. Jackson, D.C. Chang, J.A. Freischlag, Comparison of long-term survival after open vs endovascular repair of intact abdominal aortic aneurysm among medicare beneficiaries, *JAMA - J. Am. Med. Assoc.* 307 (2012) 1621–1628. <https://doi.org/10.1001/jama.2012.453>.
- [12] Hansson GK. Inflammation, atherosclerosis, and coronary artery disease. *N Engl J Med.* (2005). 352:1685–1695.

- [13] Lusis AJ. Atherosclerosis. *Nature*. (2000). 407 (6801): 233 – 241.
- [14] Bentzon J et al. Mechanisms of Plaque Formation and Rupture. *Circulation Research* (2014). 114:1852–1866.
- [15] Libby P et al. Changing concepts of atherogenesis. *J Intern Med*. (2000). 247: 349-358
- [16] Crabard.gr. Accessed 30/5/2020.
- [17] Tzanis E, Tsetis D, Kehagias E, Ioannou CV, Damilakis J. Occupational exposure during endovascular aneurysm repair (EVAR) and aortoiliac percutaneous transluminal angioplasty (PTA) procedures. *Radiol Med*. 2019;124(6):539-545. doi:10.1007/s11547-018-00985-8
- [18] Pantos I, Patatoukas G et al (2009) Patient radiation doses in interventional cardiology procedures. *Curr Cardiol Rev* 5:1–11
- [19] Stisova V (2004) Effective dose to patient during cardiac interventional procedures (Prague workplaces). *Radiat Prot Dosim* 111:271–274
- [20] Neto F et al (2016) Occupational radiation exposure in vascular interventional radiology: a complete evaluation of different body regions. *Phys Med* 32:1019–1024
- [21] Ho P, Cheng SW et al (2007) Ionizing radiation absorption of vascular surgeons during endovascular procedures. *J Vasc Surg* 46:454–459
- [22] Power S, Mirza M et al (2015) Efficacy of a radiation absorbing shield in reducing dose to the interventionalist during peripheral endovascular procedures: a single centre pilot study. *Cardiovasc Interv Radiol* 38:573–578

[23] Heye S, Maleux G et al (2012) Occupational radiation dose: percutaneous interventional procedures on hemodialysis arteriovenous fistulas and grafts. *Radiology* 264(1):278–284

[24] Ingwersen M, Drabik A et al (2013) Physicians' radiation exposure in the catheterization lab: Does the type of procedure matter? *JACC Cardiovasc Interv* 6(10):1095–1102

[25] Jensen K, Zangani L et al (2011) Changes in dose-area product, entrance surface dose and lens dose to the radiologist in a vascular interventional laboratory when an old X-ray system is exchanged with a new system. *Cardiovasc Interv Radiol* 34:717–722

Κεφάλαιο 7^ο

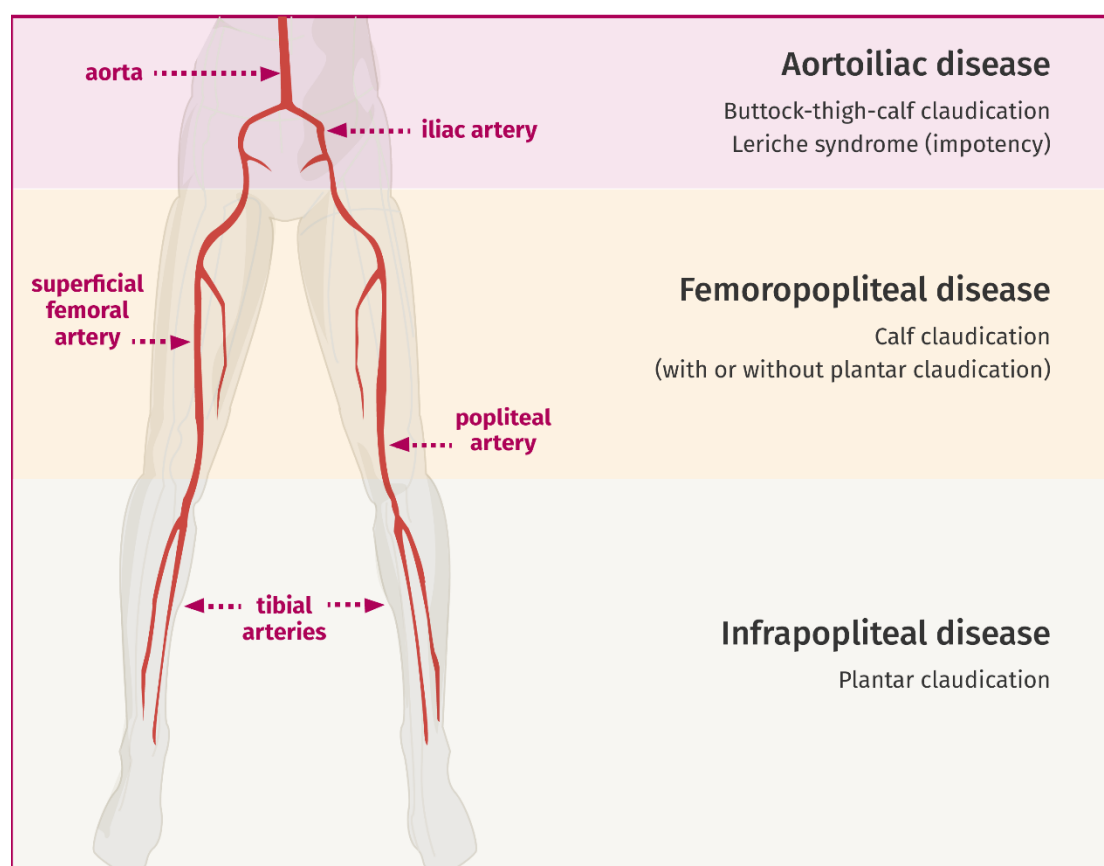
Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς

7.1 Εισαγωγή

Ο όρος διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά από την Διεθνή Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας (ICRP) το 1991 [1]. Η ICRP, η ΙΑΕΑ (International Atomic Energy Agency) και άλλες αρχές προτείνουν τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (DRLs – Diagnostic reference levels) σαν εργαλείο για την βελτιστοποίηση και μείωση της δόσης ακτινοβολίας στην διαγνωστική και επεμβατική ακτινολογία [2-4]. Στο άρθρο 56.2 του European Union Basic Safety Standards αναφέρεται ότι τα κράτη μέλη πρέπει να μεριμνήσουν για τη θέσπιση, την τακτική επανεξέταση και χρήση των διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς για τις ακτινοδιαγνωστικές εξετάσεις και τις ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις [5]. Στην επεμβατική ακτινολογία, τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς καθορίζονται από το συνολικό DAP των επεμβάσεων. Στην βιβλιογραφία υπάρχει τεράστια διακύμανση των δοσιμετρικών δεδομένων που παρουσιάζονται. Ένας από τους κύριους λόγους αυτών των διαφορών είναι η πολυπλοκότητα των επεμβάσεων. Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζονται τοπικά επίπεδα αναφοράς με βάση την πολυπλοκότητα των επεμβάσεων για επεμβάσεις αγγειοπλαστικής των λαγονίων αρτηριών, αγγειοπλαστικής των μηροϊγνιακών αρτηριών, για επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος και ενδαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής.

7.2 Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για επεμβάσεις αγγειοπλαστικής μηρογνιακών αρτηριών και λαγονίων αρτηριών.

Όπως αναφέρθηκε στο κεφάλαιο 6, η δημιουργία αθηρωματικής πλάκας συμβάλει στη μείωση της μεταφοράς του αίματος στα κάτω άκρα. Σε πολλές περιπτώσεις οι ασθενείς υποβάλλονται σε ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις αγγειοπλαστικής των κάτω άκρων ώστε να αντιμετωπιστεί η στένωση και να επανέλθει η φυσιολογική ροή αίματος. Δύο από τις πιο χαρακτηριστικές περιπτώσεις τέτοιων επεμβάσεων είναι η αγγειοπλαστική μηρογνιακών και λαγονίων αρτηριών.



Εικόνα 7.1. Διάκριση της περιφερικής αρτηριακής νόσου ανάλογα με την περιοχή της βλάβης. Πηγή [6]

7.2.1 Υλικά και μέθοδοι

Συλλέχθηκαν δοσιμετρικά και ανθρωπομετρικά δεδομένα για 38 ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε επεμβάσεις αγγειοπλαστικής λαγονίων αρτηριών και για 35 ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε επεμβάσεις αγγειοπλαστικής μηροιογνηακών αρτηριών. Πιο συγκεκριμένα, για κάθε επέμβαση καταγράφηκε η ηλικία, το ύψος και το βάρος του ασθενή, ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης, το συνολικό dose area product (DAP), το συνολικό Air Kerma (Ka,r) καθώς και ο αριθμός των ψηφιακών αφαιρετικών αγγειογραφιών (DSA). Για κάθε ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία καταγράφηκε η γωνία του C-arm, το δυναμικό της λυχνίας, το DAP και το Ka,r . Όλες οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν στο ψηφιακό σύστημα ακτινοσκόπησης Siemens Axiom Artis FA (Siemens, Erlangen, Germany) με τη χρήση παλμικής ακτινοβολίας.

Για την αξιολόγηση της πολυπλοκότητας της κάθε επέμβασης χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος βαθμολόγησης που έχει προταθεί από τον Ruiz-Cruces et al. [7] (Πίνακες 1 & 2). Μετά την ολοκλήρωση της κάθε επέμβασης και βάση του πίνακα 1 και του πίνακα 2 πραγματοποιούνταν η αξιολόγηση και καταγραφή του δείκτη πολυπλοκότητας της συγκεκριμένης επέμβασης.

Η στατιστική ανάλυση των δεδομένων πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του λογισμικού Office Excel (Microsoft, WA, USA) και του λογισμικού Prism Software (Graphpad, CA, USA). Ο βαθμός συσχέτισης μεταξύ των μεταβλητών αξιολογήθηκε με το τεστ Spearman rank correlation.

Πίνακας 1. Δείκτες πολυπλοκότητας (CI) για επεμβάσεις αγγειοπλαστικής λαγονίων. Πηγή [7]

CI 1	By the puncture site:
1	Ipsilateral
2	Contralateral
3	Bilateral, axillary, or brachial
CI 2	By the type of injury
1	Stenosis
2	Short obstruction (≤ 3 cm.)
3	Long/large obstruction (> 3 cm.)
CI 3	By the type of treatment
1	Stent directly
2	Stent, predilatation, or postdilatation
3	Stent, predilatation, and postdilatation

Πίνακας 2. Δείκτες πολυπλοκότητας (CI) για επεμβάσεις αγγειοπλαστικής μηρογνιακών. Πηγή [7]

CI 1	By the puncture site:
1	Contralateral
2	Ipsilateral
3	Axillary, brachial or popliteal
CI 2	By the type of injury
1	Stenosis
2	Short obstruction (≤ 3 cm.)
3	Long/large obstruction (> 3 cm.)
CI 3	By the type of treatment
1	Pre- or postdilatation
2	Pre- and postdilatation
3	Distal protection filter

7.2.2 Αποτελέσματα

Η διάμεσος τιμή του DAP για τις επεμβάσεις αγγειοπλαστικής μηροϊγνιακών αρτηριών είναι 4.8 Gy cm^2 . Το συνολικό δείγμα των εξετάσεων θεωρείται χαμηλής πολυπλοκότητας καθώς η διάμεσος τιμή του CI είναι 5.0. Από τις 35 επεμβάσεις οι 18 έχουν δείκτη πολυπλοκότητας 4 ή 5, οι 15 έχουν δείκτη πολυπλοκότητας 6 ή 7 και μόνο 2 κατατάσσονται στην υψηλότερη κατηγορία πολυπλοκότητας με δείκτη μεγαλύτερο του 7. Η διάμεσος τιμή του χρόνου ακτινοσκόπησης και του Ka,r είναι 14.3 λεπτά και 29.2 mGy αντίστοιχα. Το DAP και το Ka,r εμφανίζουν ισχυρή στατιστική συσχέτιση με τον χρόνο ακτινοσκόπησης. Πιο συγκεκριμένα το r του Spearman ισούται με 0.65 (p-value <0.0001) για τη συσχέτιση μεταξύ DAP και χρόνου ακτινοσκόπησης ενώ μεταξύ του Ka,r και του χρόνου ακτινοσκόπησης η αντίστοιχη τιμή του r είναι 0.66 (p-value <0.0001).

Η διάμεσος τιμή του DAP για τις επεμβάσεις αγγειοπλαστικής λαγονίων αρτηριών είναι 59.9 Gy cm^2 . Το συνολικό δείγμα των εξετάσεων θεωρείται χαμηλής πολυπλοκότητας καθώς η διάμεσος τιμή του CI και σε αυτή την κατηγορία επεμβάσεων είναι 5.0. Από τις 38 επεμβάσεις οι 22 έχουν δείκτη πολυπλοκότητας ίσο ή μικρότερο του 5, οι 10 έχουν δείκτη πολυπλοκότητας ίσο με 6 ή 7 και μόνο 6 επεμβάσεις έχουν δείκτη πολυπλοκότητας μεγαλύτερο από 7. Η διάμεσος τιμή του χρόνου ακτινοσκόπησης και του Ka,r είναι 8.6 λεπτά και 332.9 mGy αντίστοιχα. Και σε αυτή την περίπτωση το DAP (r = 0.63, p-value <0.0001) και το Ka,r (r = 0.72, p-value <0.0001) παρουσιάζουν ισχυρή στατιστική συσχέτιση με τον χρόνο ακτινοσκόπησης.

Στον πίνακα 3 παρουσιάζονται τα τοπικά διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς που υπολογίστηκαν στην παρούσα μελέτη για τις επεμβάσεις αγγειοπλαστικής λαγονίων και μηροϊγνιακών αρτηριών. Επίσης, ο πίνακας 4 παρουσιάζει τα σωματομετρικά

χαρακτηριστικά των ασθενών, τον χρόνο ακτινοσκόπησης και το Ka,r ανά είδος επέμβασης.

Πίνακας 3. Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για αγγειοπλαστική λαγονίων και μηροϊγνιακών αρτηριών.					
Είδος επέμβασης	Δείκτης πολυπλοκότητας*	Αριθμός ασθενών	1 st Quartile (Gycm ²)	2 nd Quartile (Gycm ²)	3 rd Quartile (μGycm ²)
Αγγειοπλαστική μηροϊγνιακής	5.0	35	3.2	4.8	11.7
Αγγειοπλαστική λαγονίων	5.0	38	33.5	59.9	90.1
*Διάμεσες τιμές					

Πίνακας 4. Χρόνος ακτινοσκόπησης, Ka,r και σωματομετρικά χαρακτηριστικά ασθενών για τις επεμβάσεις αγγειοπλαστικής.				
Είδος επέμβασης	Βάρος (kg) (Εύρος)	Ύψος (cm) (Εύρος)	Χρόνος ακτινοσκόπησης (min) (Εύρος)	Ka,r (mGy) (Εύρος)
Αγγειοπλαστική μηροϊγνιακής	73.0 (47.0-110.0)	170.0 (160.0- 180.0)	14.3 (3.7-88.9)	29.2 (7.9-3887.0)
Αγγειοπλαστική λαγονίων	75.0 (55.0-93.0)	170.0 (155.0- 186.0)	8.6 (2.4-60.3)	332.9 (67.0- 1933.0)
*Διάμεσες τιμές				

7.3 Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος

Στους ασθενείς με ηπατοκυτταρικό καρκίνωμα ο διακαθετηριακός ενδαρτηριακός χημειοεμβολισμός αποτελεί την θεραπεία εκλογής στην περίπτωση του ενδιάμεσου σταδίου [8]. Κατά τη διάρκεια αυτού του είδους της ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενης επέμβασης, ο γιατρός οδηγεί τον καθετήρα και φτάνει στο σημείο της βλάβης. Γίνεται η λήψη ψηφιακών αφαιρετικών αγγειογραφιών καθώς και αρκετών ακτινοσκοπικών λήψεων. Στο σημείο της βλάβης και μέσω του αγγείου που έχει εισέλθει ο καθετήρας γίνεται η έγχυση μικροσφαιριδίων τα οποία εκλύουν στην περιοχή χημειοθεραπευτικό φάρμακο. Αρκετές μελέτες έχουν δείξει ότι οι ασθενείς που υποβάλλονται σε αυτού του είδους την επέμβαση έχουν ποσοστό επιβίωσης για τον πρώτο και δεύτερο χρόνο μετά την επέμβαση πάνω από 92% και 88% αντίστοιχα [9, 10]. Επίσης, η 5ετής επιβίωση των ασθενών μετά τον ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενο χημειοεμβολισμό είναι πάνω από 20% [11]. Μια από τις πιο χαρακτηριστικές επιπλοκές του χημειοεμβολισμού είναι το μετεμβολικό σύνδρομο. Άλλες επιπλοκές της συγκεκριμένης επέμβασης μπορεί να είναι η απορρύθμιση της ηπατικής λειτουργίας, η παλινδρόμηση εμβολικού υλικού καθώς και η νεφρική ανεπάρκεια σε μικρότερο ποσοστό [12]. Στο παρόν υποκεφάλαιο παρουσιάζονται τα τοπικά διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς που εξήχθησαν μετά τη συλλογή δοσιμετρικών δεδομένων από επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος.

7.3.1 Υλικά και μέθοδοι

Συλλέχθηκαν δοσιμετρικά και ανθρωπομετρικά δεδομένα για 52 ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος. Πιο συγκεκριμένα, για κάθε επέμβαση καταγράφηκε η ηλικία, το ύψος και το βάρος του ασθενή, ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης, το συνολικό dose area product (DAP), το συνολικό Air Kerma ($K_{a,r}$) καθώς και ο αριθμός των ψηφιακών αφαιρετικών αγγειογραφιών (DSA). Για κάθε ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία καταγράφηκε η γωνία του C-arm, το δυναμικό της λυχνίας, το DAP, το $K_{a,r}$. Όλες οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν στο ψηφιακό σύστημα ακτινοσκόπησης Siemens Axiom Artis FA (Siemens, Erlangen, Germany) με τη χρήση παλμικής ακτινοβολίας.

Για την αξιολόγηση της πολυπλοκότητας της κάθε επέμβασης χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος βαθμολόγησης που έχει προταθεί από τον Ruiz-Cruces et al. [7] (Πίνακας 5). Μετά την ολοκλήρωση της κάθε επέμβασης και βάση του πίνακα 5 πραγματοποιούνταν η αξιολόγηση και καταγραφή του δείκτη πολυπλοκότητας της συγκεκριμένης επέμβασης.

Η στατιστική ανάλυση των δεδομένων πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του λογισμικού Office Excel (Microsoft, WA, USA) και του λογισμικού Prism Software (Graphpad, CA, USA). Ο βαθμός συσχέτισης μεταξύ των μεταβλητών αξιολογήθηκε με το τεστ Spearman rank correlation.

Πίνακας 5. Δείκτες πολυπλοκότητας (CI) για επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος. Πηγή [7]

CI 1	By the anatomical characteristics (tortuosity, angulation of the origin of the vessel, atheromatosis) of the aorta and its branches:
1	Easy
2	Medium difficulty
3	Very high difficulty
CI 2	According to the configuration of the hepatic arteries or other branches:
1	Standard
2	Accessory artery to a lobe
3	Accessory artery for both lobes
CI 3	By the type of embolization:
1	Lobar unilateral
2	Lobar bilateral or one supraselective
3	Two or more supraselective

7.3.2 Αποτελέσματα

Η διάμεσος τιμή του DAP για τις επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος είναι 116.8 Gycm². Το συνολικό δείγμα των εξετάσεων θεωρείται χαμηλής πολυπλοκότητας καθώς η διάμεσος τιμή του CI είναι 5.0. Από τις 52 επεμβάσεις οι 37 έχουν δείκτη πολυπλοκότητας ≤ 5 , οι 12 έχουν δείκτη πολυπλοκότητας 6 ή 7 και μόνο 3 κατατάσσονται στην υψηλότερη κατηγορία πολυπλοκότητας με δείκτη μεγαλύτερο του 7. Η διάμεσος τιμή του χρόνου ακτινοσκόπησης και του Ka,r είναι 17.1 λεπτά και 995.5 mGy αντίστοιχα. Το DAP εμφανίζει ασθενή στατιστική συσχέτιση με τον χρόνο ακτινοσκόπησης ($r = 0.28$, p -value = 0.04). Αντιθέτως το Ka,r παρουσιάζει πιο ισχυρή στατιστική συσχέτιση με τον χρόνο ($r = 0.56$, p -value <0.0001) από ότι το DAP.

Στον πίνακα 6 παρουσιάζονται τα τοπικά διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς που υπολογίστηκαν στην παρούσα μελέτη για τις επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος. Επίσης, ο πίνακας 7 παρουσιάζει τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των ασθενών, τον χρόνο ακτινοσκόπησης και το Ka,r.

Πίνακας 6. Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος.

Δείκτης πολυπλοκότητας	Αριθμός ασθενών	1 st Quartile (Gycm ²)	2 nd Quartile (Gycm ²)	3 rd Quartile (Gycm ²)
5.0	52	84.9	116.8	198.0

*Διάμεσες τιμές

Πίνακας 7. Χρόνος ακτινοσκόπησης, Ka,r και σωματομετρικά χαρακτηριστικά ασθενών για επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος.

Βάρος (kg) (Εύρος)	Ύψος (cm) (Εύρος)	Χρόνος ακτινοσκόπησης (min) (Εύρος)	Ka,r (mGy) (Εύρος)
75.0 (55.0-104.0)	170.0 (148.0-185.0)	17.1 (5.3-47.6)	995.5 (164.3-4104.0)

*Διάμεσες τιμές

7.4 Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για επεμβάσεις ενδαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής

Η ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενη ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος αποτελεί την επέμβαση εκλογής για τα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής. Λόγω της αποδεδειγμένης χαμηλής νοσηρότητας και θνησιμότητας, ένας μεγάλος αριθμός ασθενών υποβάλλονται σε τέτοιου είδους επεμβάσεις κάθε χρόνο [13, 14]. Οι ασθενείς αλλά και το ιατρικό προσωπικό εκτίθενται σε ιοντίζουσα ακτινοβολία λόγω της ακτινοσκόπησης. Τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς αποτελούν χρήσιμα εργαλεία για τον έλεγχο και τη βελτιστοποίηση των τεχνικών που εφαρμόζονται.

Το DAP και ο χρόνος ακτινοσκόπησης που αναφέρονται στη βιβλιογραφία για τα περιστατικά EVAR παρουσιάζουν μεγάλες διαφορές [15-28]. Ένας από τους κυριότερους παράγοντες για αυτές τις διαφορές είναι η πολυπλοκότητα των επεμβάσεων. Στην βιβλιογραφία υπάρχει περιορισμένος αριθμός εργασιών για τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για τις επεμβάσεις EVAR [22, 28, 29]. Στο παρόν υποκεφάλαιο παρουσιάζονται τα τοπικά διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς που εξήχθησαν με βάση την πολυπλοκότητα των επεμβάσεων στα πλαίσια της παρούσας διδακτορικής διατριβής. Επίσης, παρουσιάζεται και μια μέθοδος για την ποσοτικοποίηση της πολυπλοκότητας της κάθε επέμβασης.

7.4.1 Υλικά και μέθοδοι

Συλλέχθηκαν δοσιμετρικά δεδομένα και δεδομένα απαραίτητα για την ποσοτικοποίηση της πολυπλοκότητας των επεμβάσεων για 73 ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε ακτινσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις ενδαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής.

Όλες οι επεμβάσεις EVAR πραγματοποιήθηκαν με το ίδιο μόσχευμα (Ovation stent – graft system, Endologix, Irvine, CA, USA) ώστε να διασφαλιστεί μεγαλύτερη ομοιογένεια για την ομάδα των ασθενών. Οι επεμβάσεις EVAR και η αξιολόγηση της πολυπλοκότητας των επεμβάσεων πραγματοποιήθηκαν από ένα αγγειοχειρουργό και έναν επεμβατιστή ακτινολόγο με εμπειρία μεγαλύτερη των 20 ετών.

Όλες οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν στο ακτινσκοπικό σύστημα Siemens Axiom Artis FA (Siemens Axiom Artis FA, Erlangen, Germany). Κατά τη διάρκεια των επεμβάσεων EVAR, ο ρυθμός των παλμών ήταν 15 p/s κατά τη διάρκεια της ακτινσκοπικής και 2 p/s για τις ψηφιακές αφαιρετικές αγγειογραφίες. Η κλίση του C-arm ήταν από 0° έως 41° στην LAO/RAO κατεύθυνση και από 0° έως 20° στην CRA/CAU κατεύθυνση. Η διαφορά δυναμικού και το ρεύμα της λυχνία διέφεραν μεταξύ των λήψεων λόγω του ότι το σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης ήταν ενεργοποιημένο. Ο θάλαμος ιονισμού του ακτινσκοπικού συστήματος βαθμονομήθηκε και ελέγχθηκε κατάλληλα.

Για κάθε επέμβαση καταγράφηκαν ο συνολικός χρόνος ακτινσκοπικής (FT), το συνολικό DAP καθώς επίσης και το συνολικό Ka,r. Επίσης, για κάθε ασθενή καταγράφηκαν το ύψος το βάρος και η ηλικία. Η πολυπλοκότητα της κάθε επέμβασης αξιολογήθηκε. Ο πίνακας 8 παρουσιάζει τους δείκτες πολυπλοκότητας που χρησιμοποιήθηκαν. Τέσσερα βασικά μέρη μιας επέμβασης EVAR θεωρήθηκαν ως οι

παράγοντες πολυπλοκότητας. Η στένωση του αγγείου κάνει τη διέλευση του stent πιο δύσκολη με συνέπεια πιο σύνθετους χειρισμούς και μεγαλύτερους χρόνους ακτινοσκόπησης. Επίσης, ιδιαίτερη σημασία για την ακτινική επιβάρυνση του ασθενή έχει και η μεγέθυνση που χρησιμοποιείται κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Κάθε επέμβαση αξιολογήθηκε ως προς την πολυπλοκότητα της λαμβάνοντας μια βαθμολογία από 4 έως 13. Οι επεμβάσεις χωρίστηκαν σε τρεις κατηγορίες. Στις επεμβάσεις μικρής πολυπλοκότητας (complexity score ≤ 5), στις επεμβάσεις μεσαίας πολυπλοκότητας (complexity score ίσο με 6 ή 7) και στις επεμβάσεις υψηλής πολυπλοκότητας (complexity score > 7). Βάση της πολυπλοκότητας της κάθε επέμβασης, υπολογίστηκαν τρεις κατηγορίες τοπικών διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς για τις επεμβάσεις EVAR.

Η στατιστική ανάλυση των δεδομένων πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του λογισμικού Office Excel (Microsoft, WA, USA) και του λογισμικού Prism Software (Graphpad, CA, USA). Ο βαθμός συσχέτισης μεταξύ των μεταβλητών αξιολογήθηκε με το τεστ Spearman rank correlation. Η κανονική κατανομή των δεδομένων ελέγχθηκε με το στατιστικό τεστ D' Agostino και Pearson normality test. Επίσης, χρησιμοποιήθηκε το στατιστικό τεστ one way ANOVA. Για τιμές του p-value < 0.05 θεωρήθηκε στατιστική σημαντικότητα.

Πίνακας 8

Δείκτες πολυπλοκότητας (CI) για επεμβάσεις EVAR

CI1		Access vessels
1		Normal access vessels
2		Unilateral increased tortuosity and / or iliac lumen diameter resulting in difficulties for main body advancement and deployment
3		Bilateral increased tortuosity and / or iliac lumen diameter resulting in difficulties for main body advancement and deployment
CI 2		Aortic neck anatomy
1		Normal anatomy
2		Short neck <2 cm or angulation of neck > 45 degrees
3		Short neck + angulation >45 degrees
CI 3		Concomitant procedures
1		No internal artery embolization
2		Additional procedures for endoleak treatment (such as central cuff extension in type I endoleaks)
3		Embolization of inferior mesenteric/internal iliac artery or need for snaring or placement of additional iliac limbs (+1 if there is a need to embolize more than 1 arteries or use of snaring techniques).
CI 4		Contralateral limb catheterization time (min)*
1		< 5
2		5 – 12
3		≥ 12

* Time needed to catheterize the contralateral limb, beginning just after main body deployment till the moment the wire passes into and above the main body.

7.4.2 Αποτελέσματα

Το 2^ο και 3^ο τεταρτημόριο του DAP από το συνολικό δείγμα υπολογίσθηκαν ίσα με 153.2 Gy cm^2 και 230.6 Gy cm^2 αντίστοιχα. Η διάμεση τιμή του παράγοντα πολυπλοκότητας για όλες τις επεμβάσεις υπολογίσθηκε ίσο με 6.0.

Τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για τις επεμβάσεις EVAR παρουσιάζονται στον πίνακα 9. Για επεμβάσεις χαμηλής, μεσαίας και υψηλής πολυπλοκότητας το 2^ο τεταρτημόριο του DAP υπολογίσθηκε 144.2 Gy cm^2 , 160.1 Gy cm^2 και 189.5 Gy cm^2 αντίστοιχα. Η εικόνα 7.2 παρουσιάζει το μέσο DAP για τις τρεις κατηγορίες πολυπλοκότητας. Το στατιστικό τεστ one way ANOVA έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές (p -value = 0.03) μεταξύ των τιμών DAP για τις τρεις κατηγορίες πολυπλοκότητας. Όπως ήταν αναμενόμενο, η αύξηση της πολυπλοκότητας της επέμβασης συνεπάγεται αύξηση του DAP.

Ο πίνακας 10 παρουσιάζει τις διάμεσες τιμές για το ύψος και το βάρος των ασθενών καθώς επίσης, τα τεταρτημόρια για τον χρόνο ακτινοσκόπησης και το Ka,r. Η διάμεσος τιμή της ηλικίας και του BMI των ασθενών είναι 72 έτη και 28.3 kg/m² αντίστοιχα. Υπάρχει ισχυρή στατιστική συσχέτιση μεταξύ του BMI και του DAP ($r = 0.68$, p -value <0.0001) και μέτρια στατιστική συσχέτιση μεταξύ του BMI και του Ka,r ($r = 0.52$, p -value <0.0001).

Οι εικόνες 7.3 και 7.4 παρουσιάζουν την στατιστική συσχέτιση μεταξύ του Ka,r και του χρόνου ακτινοσκόπησης ($r = 0.76$, p -value <0.0001) καθώς και την αντίστοιχη συσχέτιση μεταξύ DAP και χρόνου ακτινοσκόπησης ($r = 0.57$, p -value <0.0001). Επίσης, η εικόνα 7.5 παρουσιάζει την κατανομή του DAP, του Ka,r, του χρόνου ακτινοσκόπησης καθώς και του BMI.

Πίνακας 9**Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για επεμβάσεις EVAR**

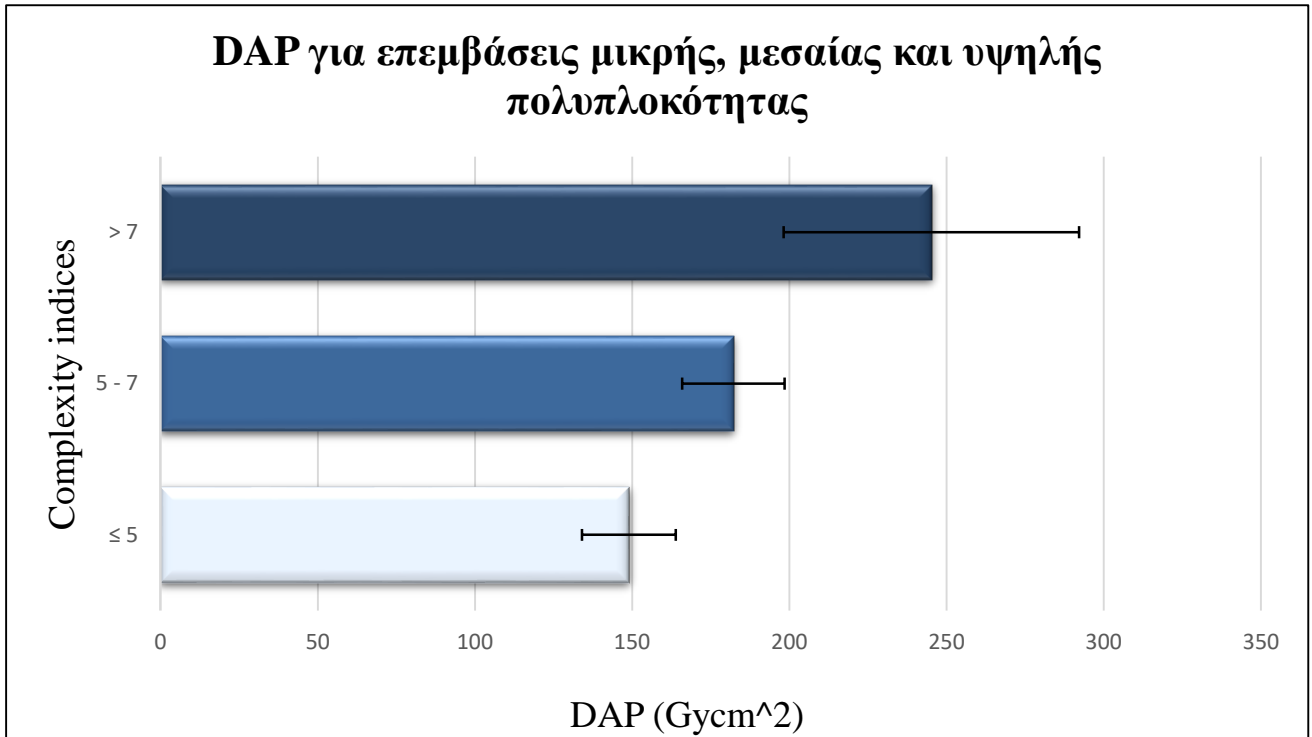
Complexity score	N	1 st Quartile (Gy cm^2)	2 nd Quartile (Gy cm^2)	3 rd Quartile (Gy cm^2)
≤ 5	24	88.9	144.2	196.2
5 - 7	35	107.4	160.1	244.6
> 7	14	111.8	189.5	375.6

N = αριθμός επεμβάσεων

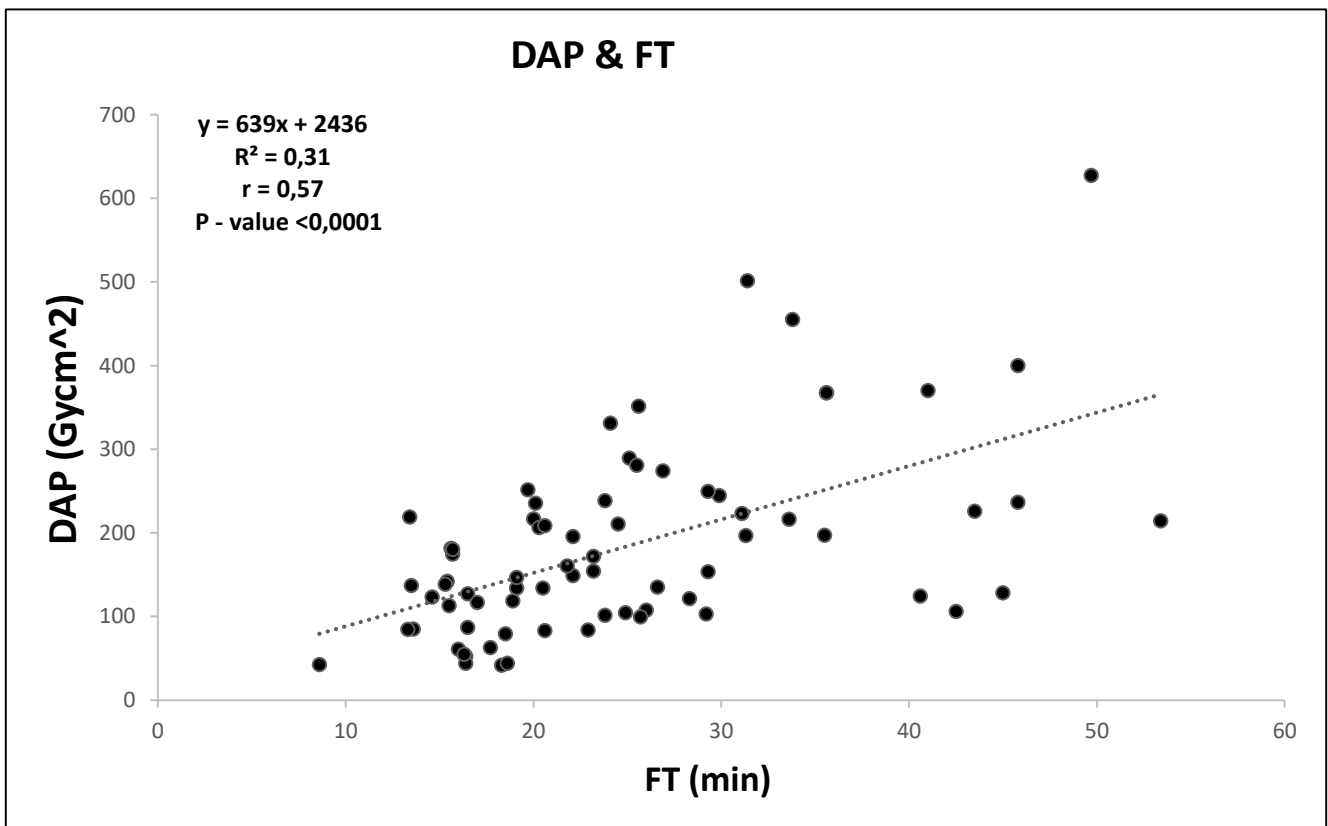
Πίνακας 10**Διάμεσες τιμές του βάρους και του ύψους των ασθενών. Τεταρτημόρια του χρόνου ακτινοσκόπησης και του Ka,r**

Complexity score	N	Βάρος (kg) (Εύρος)	Ύψος (cm) (Εύρος)	FT (minutes)			Ka,r (mGy)		
				1 st Quartile	2 nd Quartile	3 rd Quartile	1 st Quartile	2 nd Quartile	3 rd Quartile
≤ 5	24	83.5 (55.0-120.0)	171.5 (162.0-190.0)	16.1	20.05	23.8	436.8	850.2	1239
5 - 7	35	80.0 (57.0-110.0)	170.5 (162.0-188.0)	16.5	25.1	31.1	662.5	1036.0	1358.0
> 7	14	83.0 (62.0-128.0)	173.0 (161.0-180.0)	18.6	28.8	44.1	471.2	1268.0	2284.0

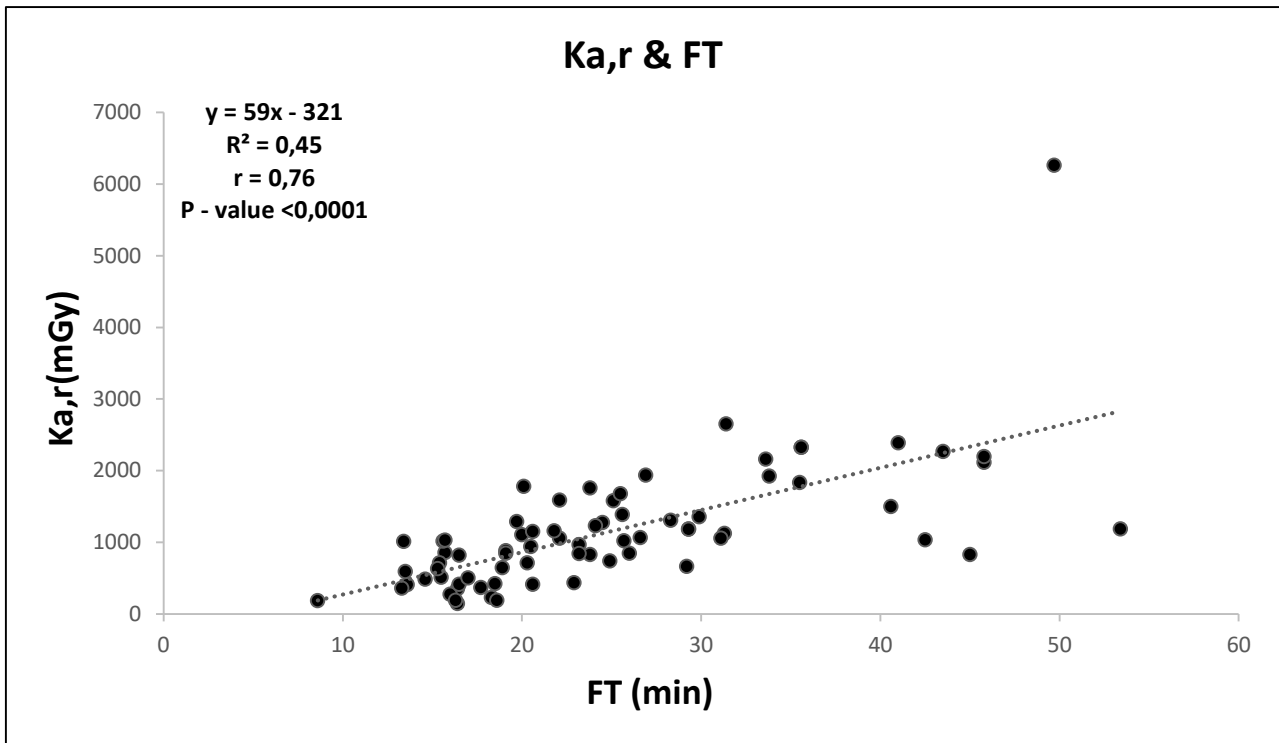
N = αριθμός επεμβάσεων



Εικόνα 7.2. Μέσο DAP για επεμβάσεις μικρής, μεσαίας και υψηλής πολυπλοκότητας.

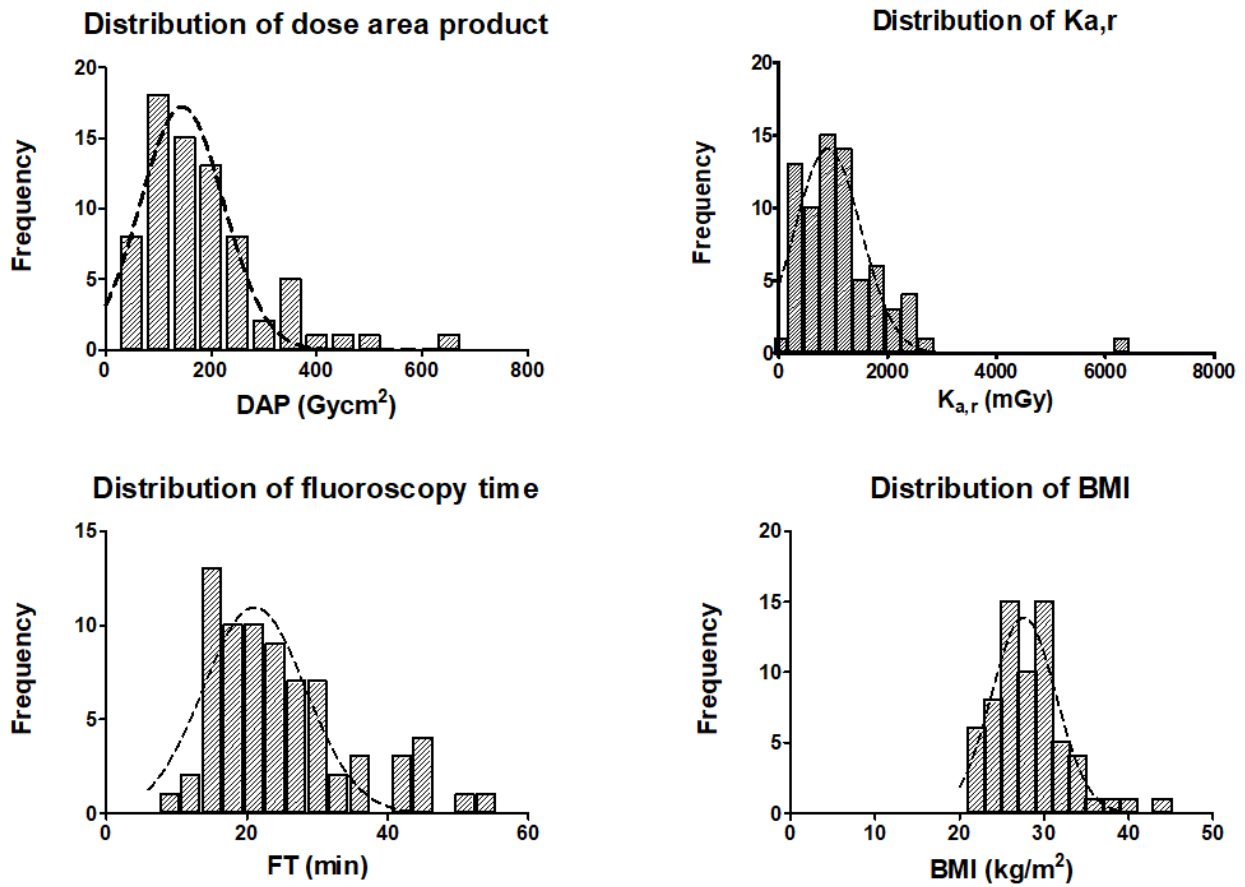


Εικόνα 7.3. Το DAP σαν συνάρτηση του χρόνου ακτινοσκόπησης.



Εικόνα 7.4. Το $K_{a,r}$ σαν συνάρτηση του χρόνου ακτινοσκόπησης.

Distributions



Εικόνα 7.5. Κατανομές του DAP, του $K_{a,r}$, του χρόνου ακτινοσκόπησης και του BMI.

7.5 Συζήτηση

Στην δημοσίευση 135 [30], η ICRP αναφέρει ότι η πολυπλοκότητα των επεμβάσεων πρέπει να ληφθεί υπόψη στην δημιουργία των διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς στην επεμβατική ακτινολογία. Ο Ruiz-Cruces et al. [7] πρότεινε δείκτες πολυπλοκότητας για διάφορα είδη ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων. Όμως δεν συμπεριέλαβαν τις επεμβάσεις EVAR.

Στη βιβλιογραφία μόνο δύο δημοσιεύσεις παρουσιάζουν διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για επεμβάσεις EVAR, έχοντας λάβει υπόψη τους την πολυπλοκότητα των επεμβάσεων. Συγκεκριμένα, ο Heilmaier et al. [28] υπολόγισε διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για κανονικές και δύσκολες επεμβάσεις EVAR ίσα με 185.0 Gy cm^2 και 350.0 Gy cm^2 αντίστοιχα. Τα αποτελέσματά τους όμως δεν είναι συγκρίσιμα με τα δικά μας καθώς στην μελέτη τους δεν παρουσιάζουν τους δείκτες πολυπλοκότητας που χρησιμοποίησαν. Ο Schegerer et al. [29] υπολόγισε διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για επεμβάσεις σε διάφορες περιοχές της αορτής. Το κριτήριο πολυπλοκότητας που έλαβαν υπόψη τους ήταν η ανατομική περιοχή της αορτής στην οποία πραγματοποιήθηκε η επέμβαση. Ο Tuthill et al. [22] πρότεινε την τιμή 158.5 Gy cm^2 ως διαγνωστικό επίπεδο αναφοράς για επεμβάσεις EVAR. Βασικός περιορισμός στη συγκεκριμένη δημοσίευση είναι ότι δεν έλαβαν υπόψη τους την πολυπλοκότητα των επεμβάσεων. Οι δείκτες πολυπλοκότητας που παρουσιάζονται στον πίνακα 8 μπορούν να χρησιμοποιηθούν και από άλλους ερευνητές για την ποσοτικοποίηση της πολυπλοκότητας των επεμβάσεων EVAR.

Η κατηγοριοποίηση των επεμβάσεων με βάση την πολυπλοκότητά τους δείχνει να είναι επιτυχής. Η στατιστική ανάλυση έδειξε ότι οι τιμές DAP των τριών κατηγοριών πολυπλοκότητας διαφέρουν σημαντικά. Επίσης, το μέσο DAP για επεμβάσεις υψηλής

πολυπλοκότητας είναι 26% και 39% μεγαλύτερο από τις αντίστοιχες τιμές για επεμβάσεις μεσαίας και χαμηλής πολυπλοκότητας. Υψηλότεροι δείκτες πολυπλοκότητας οδηγούν σε υψηλότερες τιμές του DAP, του χρόνου ακτινοσκόπησης και του Ka,r.

Ο πίνακας 11 παρουσιάζει τις τιμές DAP που αναφέρονται στη βιβλιογραφία για τις επεμβάσεις EVAR. Η χαμηλότερη τιμή αναφέρεται από τον Kalef – Ezra et al. [27] ($30.2 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$) ενώ η υψηλότερη τιμή αναφέρεται από τον Blaszak et al. [20] ($380.9 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$). Ο Tuthill et al [22], παρουσίασε τιμές DAP από 5 διαφορετικά εργαστήρια επεμβατικής ακτινολογίας με εύρος τιμών από $43.4 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ μέχρι $319.0 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Η μεγάλη διακύμανση των τιμών κάνει την σύγκριση των αποτελεσμάτων δύσκολη. Η αναφορά των τιμών DAP, FT και Ka,r για τις ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις πρέπει να γίνεται λαμβάνοντας υπόψιν την πολυπλοκότητα των επεμβάσεων.

Η παρούσα μελέτη έχει κάποιους περιορισμούς. Πρώτον, όλες οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν στο ίδιο εργαστήριο επεμβατικής ακτινολογίας. Δεύτερον, το δείγμα για τους ασθενείς ανά κατηγορία επέμβασης ήταν σχετικά μικρό. Όμως, σύμφωνα με τον Miller et al [31], δείγμα ≥ 30 είναι επαρκές για την ανάπτυξη στατιστικώς αντιπροσωπευτικά διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς.

7.6 Συμπεράσματα

Τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς στην επεμβατική ακτινολογία πρέπει να αναπτύσσονται και να κατηγοριοποιούνται με βάση την πολυπλοκότητα των επεμβάσεων. Σε αυτή τη μελέτη υπολογίσθηκαν διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς λαμβάνοντας υπόψιν την πολυπλοκότητα των επεμβάσεων, για επεμβάσεις αγγειοπλαστικής των λαγονίων αρτηριών, αγγειοπλαστικής των μηροϊγνιακών

αρτηριών, για επεμβάσεις διακαθετηριακού ενδαρτηριακού χημειοεμβολισμού ηπατοκυτταρικού καρκινώματος και ενδαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής. Επίσης, στην παρούσα μελέτη παρουσιάζονται δείκτες πολυπλοκότητας οι οποίοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ποσοτικοποίηση της πολυπλοκότητας των επεμβάσεων EVAR. Η αύξηση της πολυπλοκότητας των επεμβάσεων συνδέεται με υψηλότερες τιμές διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς.

Πίνακας 11. Οι τιμές DAP που αναφέρονται στη βιβλιογραφία για επεμβάσεις EVAR			
Μελέτη	Μέσο DAP (Gycm²)	Εύρος (Gycm²)	Σχόλια
Blaszak et al ^[13]	380.9	83.1-1,760.3	
Sailer et al ^[11]	116.0	32.0-481.0	
Kloeze et al ^[17]	94.6	15.0-165.1	
Butler et al ^[14]	176.9	-	
Patel et al ^[10]	97.3*	55.4-167.9	
Hertault et al ^[12]	12.2*	38.2-51.3	
Walsh et al ^[18]	85.8	-	
Tuthill et al ^[15]	43.4	12.3-198.1	Site A
	182.0	14.3-407.9	Site B
	114.2	10.5-336.8	Site C
	78.0	9.9-358.0	Site D
	319.0	2.3-1,341.3	Site E
Fossaceca et al ^[19]	224.0	-	
Kalef – Ezra et al ^[20]	30.2	-	
Heilmaier C et al ^[21]	274.0	53.4- 2,179.8	
Τρέχουσα μελέτη	153.2*	41.4-627.1	
*Διάμεσες τιμές			

Βιβλιογραφία κεφαλαίου

[1] International Commission on Radiological Protection. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. 1996. Ann. ICRP 26 (2).

[2] Ortiz López P. Eight decades of ICRP recommendations in medicine: a perspective. Ann ICRP 2015;45:106–12. <https://doi.org/10.1177/0146645315622335>.

[3] Rehani MM, Tsapaki V. Impact of the international atomic energy agency (IAEA) actions on radiation protection of patients in many countries. Radiat Prot Dosimetry 2011;147:34–7. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr259>.

[4] Shannoun F. Medical exposure assessment: The global approach of the United Nations scientific committee on the effects of atomic radiation. Radiat Prot Dosimetry 2015;165:125–8. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv027>.

[5] European Commission. Recommendation: 2013/179/EU. Off J Eur Union 2013;56:216. https://doi.org/doi:10.3000/19770677.L_2013.124.eng.

[6] Thrombosisadviser.com. Accessed 1/6/2020.

[https://www.thrombosisadviser.com/static/media/images/upload/arterial thrombosis/symptoms-lower-extremity-PAD.png](https://www.thrombosisadviser.com/static/media/images/upload/arterial_thrombosis/symptoms-lower-extremity-PAD.png)

[7] Ruiz-Cruces R, Vano E, Carrera-Magariño F, Moreno-Rodriguez F, Soler-Cantos MM, Canis-Lopez M, et al. Diagnostic reference levels and complexity indices in interventional radiology: a national programme. Eur Radiol 2016;26(12):4268–76. <https://doi.org/10.1007/s00330-016-4334-2>.

- [8] Llovet JM, Fuster J, Bruix J; Barcelona-Clínica Liver Cancer Group. The Barcelona approach: diagnosis, staging, and treatment of hepatocellular carcinoma. *Liver Transpl.* 2004; 10:115-120.
- [9] Varela M, Real MI, Burrel M, et al. Chemoembolization of hepatocellular carcinoma with drug eluting beads: efficacy and doxorubicin pharmacokinetics. *J Hepatol.* 2007; 46:474-481.
- [10] Malagari K, Alexopoulou E, Chatzimichail K, et al. Transcatheter chemoembolization in the treatment of HCC in patients not eligible for curative treatments: midterm results of doxorubicin-loaded DC bead. *Abdom Imaging.* 2008; 33:512-519
- [11] Malagari K, Pomoni M, Moschouris H, et al. Chemoembolization with doxorubicin-eluting beads for unresectable hepatocellular carcinoma: five-year survival analysis. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2012;35:1119-28
- [12] Μοσχούρης Ι, Παπαδάκη Μ, Ματσαϊδώνης Δ. Διακαθετηριακός ενδαρτηριακός χημειοεμβολισμός ηπατικών όγκων: μια ανασκόπηση. Μέρος ΙΙ: Κλινικές εφαρμογές. Ακτινολογικό Εργαστήριο, Γενικό Νοσοκομείο Πειραιά «Τζάνειο»
- [13] Moll FL, Powell JT, Fraedrich G, Verzini F, Haulon S, Waltham M, et al. Management of abdominal aortic aneurysms clinical practice guidelines of the European society for vascular surgery. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2011;41:S1–S58. doi:10.1016/j.ejvs.2010.09.011.
- [14] Chaikof EL, Dalman RL, Eskandari MK, Jackson BM, Lee WA, Mansour MA, et al. The Society for Vascular Surgery practice guidelines on the care of patients with

an abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg* 2018;67:2-77.e2.
<https://doi.org/10.1016/j.jvs.2017.10.044>.

[15] Bacchim Neto FA, Alves AFF, Mascarenhas YM, Nicolucci P, Pina DR de. Occupational radiation exposure in vascular interventional radiology: A complete evaluation of different body regions. *Phys Medica* 2016;32:1019–24.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.06.014>.

[16] Ho P, Cheng SWK, Wu PM, Ting ACW, Poon JTC, Cheng CKM, et al. Ionizing radiation absorption of vascular surgeons during endovascular procedures. *J Vasc Surg*. 2007;46(3):455–459. doi:10.1016/j.jvs.2007.04.034

[17] Patel AP, Gallacher D, Dourado R, Lyons O, Smith A, Zayed H, et al. Occupational radiation exposure during endovascular aortic procedures. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2013;46(4):424–430. doi:10.1016/j.ejvs.2013.05.023.

[18] Sailer AM, Schurink GWH, Bol ME, de Haan MW, van Zwam WH, Wildberger JE, et al. Occupational Radiation Exposure During Endovascular Aortic Repair. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2015;38(4):827–832. doi:10.1007/s00270-014-1025-8.

[19] Hertault A, Maurel B, Sobocinski J, Martin Gonzalez T, Le Roux M, Azzaoui R, et al. Impact of hybrid rooms with image fusion on radiation exposure during endovascular aortic repair. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2014;48:382–90.
<https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2014.05.026>.

[20] Blaszak MA, Majewska N, Juszkat R, Majewski W. Dose-area product to patients during stent-graft treatment of thoracic and abdominal aortic aneurysms. *Health Phys* 2009;97(3):206–211. doi:10.1097/HP.0b013e3181abaafd.

- [21] Butler M, Patel MS, Wilson SE. Analysis of radiation exposure during endovascular aneurysm repair. *Am Surg*. 2012;78(10):1029–1032.
- [22] Tuthill E, O’Hora L, O’Donohoe M, Panci S, Gilligan P, Campion D, et al. Investigation of reference levels and radiation dose associated with abdominal EVAR (endovascular aneurysm repair) procedures across several European Centres. *Eur Radiol* 2017;27(11):4846–4856. doi:10.1007/s00330-017-4791-2.
- [23] Ruiz-Cruces R, Vano E, Carrera-Magariño F, Moreno-Rodriguez F, Soler-Cantos MM, Canis-Lopez M, et al. Diagnostic reference levels and complexity indices in interventional radiology: a national programme. *Eur Radiol* 2016;26(12):4268–4276. doi:10.1007/s00330-016-4334-2.
- [24] Kloeze C, Klompenhouwer EG, Brands PJM, Van Sambeek MRHM, Cuypers PWM, Tejjink JAW. Editor’s choice - Use of disposable radiation-absorbing surgical drapes results in significant dose reduction during EVAR procedures. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2014;47(3):268–272. doi:10.1016/j.ejvs.2013.12.008.
- [25] Walsh C, O’Callaghan A, Moore D, O’Neill S, Madhavan P, Colgan MP, et al. Measurement and optimization of patient radiation doses in endovascular aneurysm repair. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2012;43(5):534–539. doi:10.1016/j.ejvs.2012.01.028.
- [26] Fossaceca R, Brambilla M, Guzzardi G, Cerini P, Renghi A, Valzano S, et al. The impact of radiological equipment on patient radiation exposure during endovascular aortic aneurysm repair. *Eur Radiol* 2012;22(11):2424–2431. doi:10.1007/s00330-012-2492-4.

- [27] Kalef-Ezra JA, Karavasilis S, Kouvelos G, Dristiliaris D, Michalis LK, Matsagkas M. Endovascular abdominal aortic aneurysm repair: Methods of radiological risk reduction. *J Cardiovasc Surg* 2011;52(6):769–778
- [28] Heilmaier C, Zuber N, Berthold C, Kara L, Weishaupt D. Establishing Local Diagnostic Reference Levels in IR Procedures with Dose Management Software. *J Vasc Interv Radiol* 2017;28(3):429–441. doi:10.1016/j.jvir.2016.10.006.
- [29] Schegerer A, Loose R, Heuser LJ, Brix G. Diagnostic Reference Levels for Diagnostic and Interventional X-Ray Procedures in Germany: Update and Handling. *RoFo Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Rontgenstrahlen Und Der Bildgeb Verfahren* 2019;191:739–51. <https://doi.org/10.1055/a-0824-7603>.
- [30] ICRP, 2017. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. *Ann. ICRP* 46(1). <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2006.06.001>.
- [31] Miller DL, Kwon D, Bonavia GH. Reference levels for patient radiation doses in interventional radiology: Proposed initial values for U.S. practice. *Radiology* 2009;253(3):753–764. <https://doi.org/10.1148/radiol.2533090354>.

Κεφάλαιο 8^ο

Εξατομικευμένη δοσιμετρία για ασθενείς που υποβάλλονται σε επεμβάσεις ενδαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής

8.1 Εισαγωγή

Η πιθανότητα εμφάνισης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής με διάμετρο μικρότερη των 5 cm για τους άντρες και τις γυναίκες πάνω από την ηλικία των 70 ετών είναι 12.5% και 5.2% αντίστοιχα. Τα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής εμφανίζονται με μικρότερη συχνότητα σε ασθενείς κάτω των 55 ετών [1]. Σε μια μετα-ανάλυση βρέθηκε ότι τα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής αυξάνονται κατά μέσο όρο 2.0 mm ετησίως [2]. Όταν η διάμετρος του ανευρύσματος γίνει μεγαλύτερη από 5.5 cm στους άντρες και μεγαλύτερη από 5.0 cm στις γυναίκες, τότε οι ασθενείς υποβάλλονται είτε σε ανοιχτό χειρουργείο είτε σε ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενη επέμβαση (EVAR). Τα βασικότερα πλεονεκτήματα του EVAR έναντι του ανοιχτού χειρουργείου είναι τα χαμηλότερα επίπεδα νοσηρότητας και θνησιμότητας καθώς επίσης και ο μικρότερος χρόνος παραμονής στο νοσοκομείο [3-6].

Το EVAR αποτελεί μια σύνθετη ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενη επέμβαση με υψηλούς χρόνους ακτινοσκόπησης και μεγάλο αριθμό ψηφιακών αφαιρετικών αγγειογραφιών [7-12]. Λόγω της ανατομικής θέσης του ανευρύσματος, κατά τη διάρκεια της επέμβασης ακτινοβολούνται πρωτογενώς ακτινοευαίσθητα όργανα όπως το στομάχι, το ήπαρ και τα νεφρά. Οι περισσότερες μελέτες που υπάρχουν στη βιβλιογραφία και αναφέρονται στην έκθεση των ασθενών που υποβάλλονται σε επεμβάσεις EVAR δεν

προσδιορίζουν την δόση ακτινοβολίας που λαμβάνουν τα όργανα. Παρουσιάζουν ποσότητες που σχετίζονται με την έκθεση όπως το DAP, το Ka,r καθώς επίσης και την ενεργό δόση (ED), την οποία υπολογίζουν με συγκεκριμένους συντελεστές [11, 13-18]. Μόνο δύο μελέτες παρουσιάζουν δόσεις οργάνων για ασθενείς οι οποίοι υποβάλλονται σε επεμβάσεις EVAR [19, 20].

Η μέθοδος προσομοίωσης Monte Carlo (MC), αποτελεί την τεχνική εκλογής για δοσιμετρικούς υπολογισμούς. Σήμερα, είναι διαθέσιμα αρκετά πακέτα λογισμικού για MC προσομοιώσεις. Τα συγκεκριμένα πακέτα, δίνουν τη δυνατότητα στον χρήστη να υπολογίσει την κατανομή της δόσης εντός ενός μαθηματικού ομοιώματος. Όμως, η ανατομία ενός ασθενή μπορεί να διαφέρει αρκετά σε σχέση με την ανατομία του μαθηματικού ομοιώματος. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε λάθος υπολογισμούς της δόσης ακτινοβολίας που έλαβε ο ασθενής από κάποια συγκεκριμένη ακτινοδιαγνωστική εξέταση ή ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενη επέμβαση. Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται μια νέα μέθοδος που αναπτύχθηκε για εξατομικευμένη δοσιμετρία των ασθενών που υποβάλλονται σε επεμβάσεις EVAR.

8.2 Υλικά και μέθοδοι

8.2.1 Ασθενείς

Δοσιμετρικά και ανθρωπομετρικά δεδομένα συλλέχθηκαν για οκτώ ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε επεμβάσεις EVAR. Συγκεκριμένα καταγράφηκαν το DAP, το Ka,r, ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης (FT), η διαφορά δυναμικού (kV) και το ρεύμα της λυχνίας (mA), ο αριθμός των παλμών ανά δευτερόλεπτο (p/s), τα φίλτρα καθώς επίσης η ηλικία, το ύψος και το βάρος του κάθε ασθενή. Επίσης, για κάθε ακτινοσκοπική λήψη και κάθε ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία καταγράφηκαν η κλίση του C-arm, η απόσταση της λυχνίας από τον ενισχυτή, η απόσταση της λυχνίας από το ισόκεντρο καθώς επίσης και το μέγεθος του πεδίου.

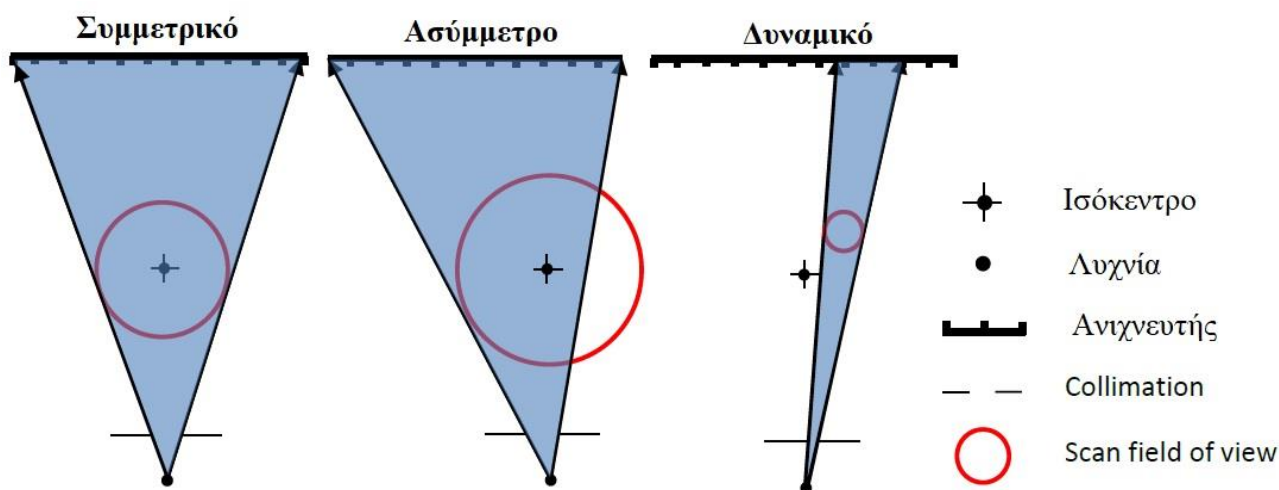
Οι επεμβάσεις EVAR πραγματοποιήθηκαν στο ακτινοσκοπικό σύστημα Siemens Axiom Artis FA (Siemens, Erlangen, Germany). Το σύστημα ελέγχου της έκθεσης ήταν ενεργοποιημένο σε όλες τις επεμβάσεις και η ακτινοβολία ήταν παλμική. Κατά τη διάρκεια των επεμβάσεων η κλίση του C-arm κυμάνθηκε από 0° έως 34° στην κατεύθυνση RAO/LAO και από 0° έως 20° στην CRA/CAU κατεύθυνση.

8.2.2 Εξατομικευμένη δοσιμετρία ασθενών

Η εξατομικευμένη δοσιμετρία των ασθενών που υποβλήθηκαν σε επεμβάσεις EVAR πραγματοποιήθηκε με το λογισμικό πακέτο για Monte Carlo προσομοιώσεις ImpactMC (version 1.0.1 VAMP GmbH, Erlangen, Germany). Το συγκεκριμένο λογισμικό πακέτο χρησιμοποιεί τις εικόνες dicom που παράγονται από εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας. Επομένως, η προσομοίωση της κατανομής της δόσης γίνεται στην πραγματική σωματοδομή του ασθενή και όχι σε μαθηματικά ομοιώματα. Πιο συγκεκριμένα, μέσω του ImpactMC υπολογίζεται η κατανομή της δόσης σε κάθε

voxel λαμβάνοντας υπόψιν όλες τις αλληλοεπιδράσεις των φωτονίων. Στην συνέχεια παράγεται μια ‘εικόνα δόσης’ (dose image) από την οποία ο χρήστης μπορεί να υπολογίσει την δόση ακτινοβολίας που έλαβαν τα όργανα.

Το ImpactMC μπορεί να προσομοιώσει εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας καθώς και απλές ακτινογραφικές λήψεις. Στο συγκεκριμένο λογισμικό δεν υπάρχει η επιλογή ώστε η λυχνία να τοποθετηθεί σε διαφορετικές γωνίες στην κατεύθυνση CRA/CAU. Για να πραγματοποιήσουμε τις προσομοιώσεις των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων δημιουργήσαμε το επιθυμητό πεδίο σε κάθε προβολή, μέσω της ασύμμετρης τοποθέτησης του κατευθυντήρα.



Εικόνα 8.1. Ρύθμιση του κατευθυντήρα για τις προσομοιώσεις με το ImpactMC. Πηγή ImpactMC manual.

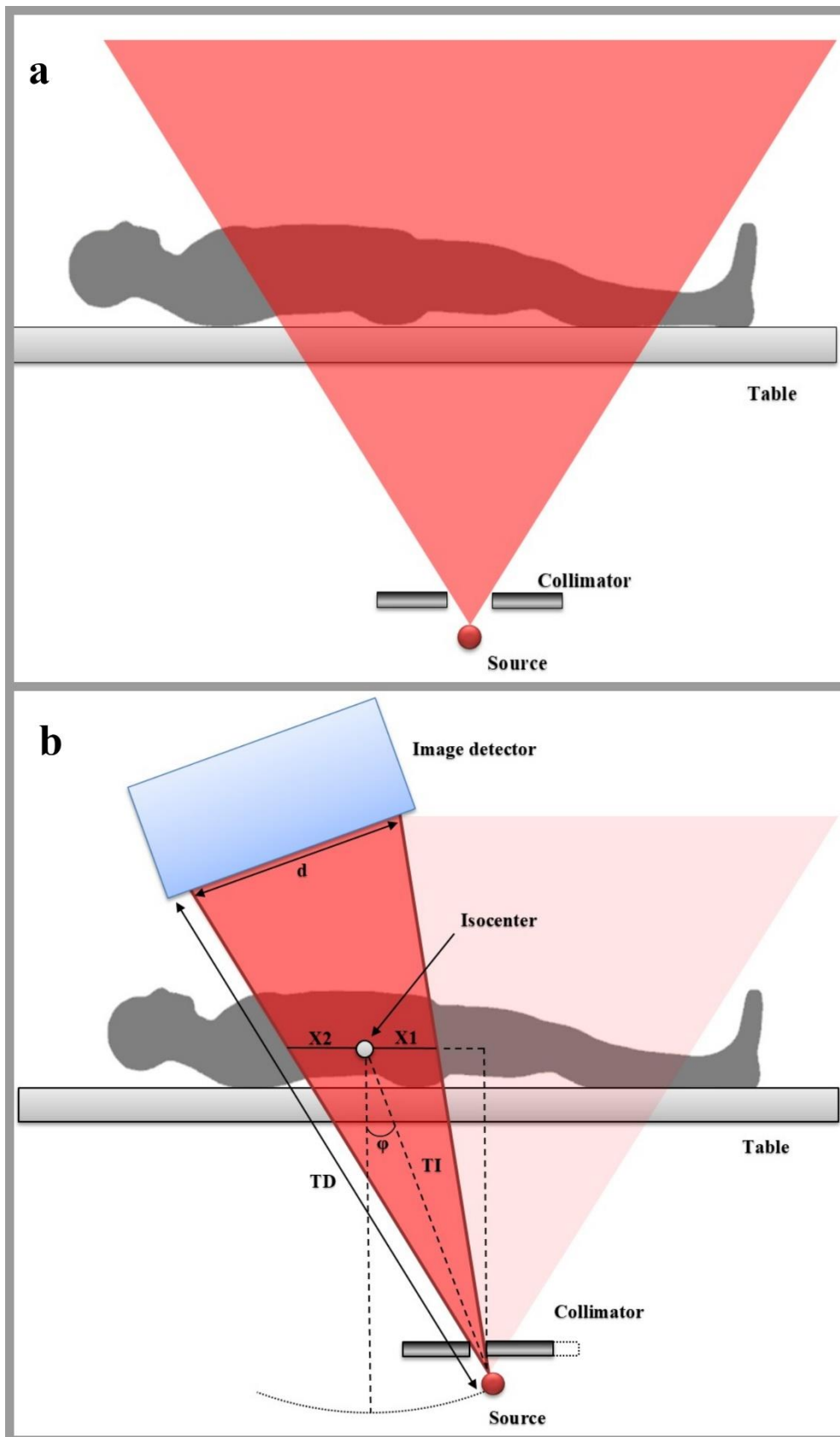
Για τον υπολογισμό του μεγέθους του πεδίου στο ισόκεντρο και την δημιουργία του αρχείου που χρησιμοποιήθηκε στο ImpactMC ώστε να οριστεί το κατάλληλο collimation χρησιμοποιήθηκαν οι εξισώσεις 1 και 2.

$$X_1 = TI \cdot \frac{\sin\left[\tan^{-1}\left(\frac{d}{2 \cdot TD}\right)\right]}{\sin\left[90^\circ + \varphi - \tan^{-1}\left(\frac{d}{2 \cdot TD}\right)\right]} \quad (\text{Εξίσωση 1})$$

$$X_2 = TI \cdot \frac{\sin\left[\tan^{-1}\left(\frac{d}{2 \cdot TD}\right)\right]}{\sin\left[90^\circ - \varphi - \tan^{-1}\left(\frac{d}{2 \cdot TD}\right)\right]} \quad (\text{Εξίσωση 2})$$

όπου, τα X_1 και X_2 είναι οι διαστάσεις του πεδίου στο ισόκεντρο, TI είναι η απόσταση της λυχνίας από το ισόκεντρο, TD είναι η απόσταση της λυχνίας από τον ενισχυτή εικόνας, d είναι το μέγεθος της εικόνας και φ η κλίση του C-arm (Εικόνα 8.2).

Για την εξακρίβωση της αποτελεσματικότητας του ImpactMC πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις με τη χρήση φυσικών ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων (Rando-Alderson Research Labs, CA, USA) και 80 δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας (TLDs) (TLD-100, Hashaw, Solon, OH). Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας τοποθετήθηκαν στην επιφάνεια του ομοιώματος καθώς επίσης στον μυελό της σπονδυλικής στήλης και στα νεφρά. Το ομοίωμα τοποθετήθηκε πάνω στο τραπέζι και πραγματοποιήθηκε η λήψη μιας σειράς ψηφιακών αγγειογραφιών και ακτινοσκοπικών εικόνων. Στη συνέχεια, έγινε η προσομοίωση των ίδιων λήψεων με το λογισμικό ImpactMC και υπολογίστηκε η δόση ακτινοβολίας για τους ίδιους ιστούς και όργανα στα οποία είχαν τοποθετηθεί τα δοσίμετρα. Όλες οι προσομοιώσεις με το ImpactMC πραγματοποιήθηκαν με 10^9 φωτόνια.

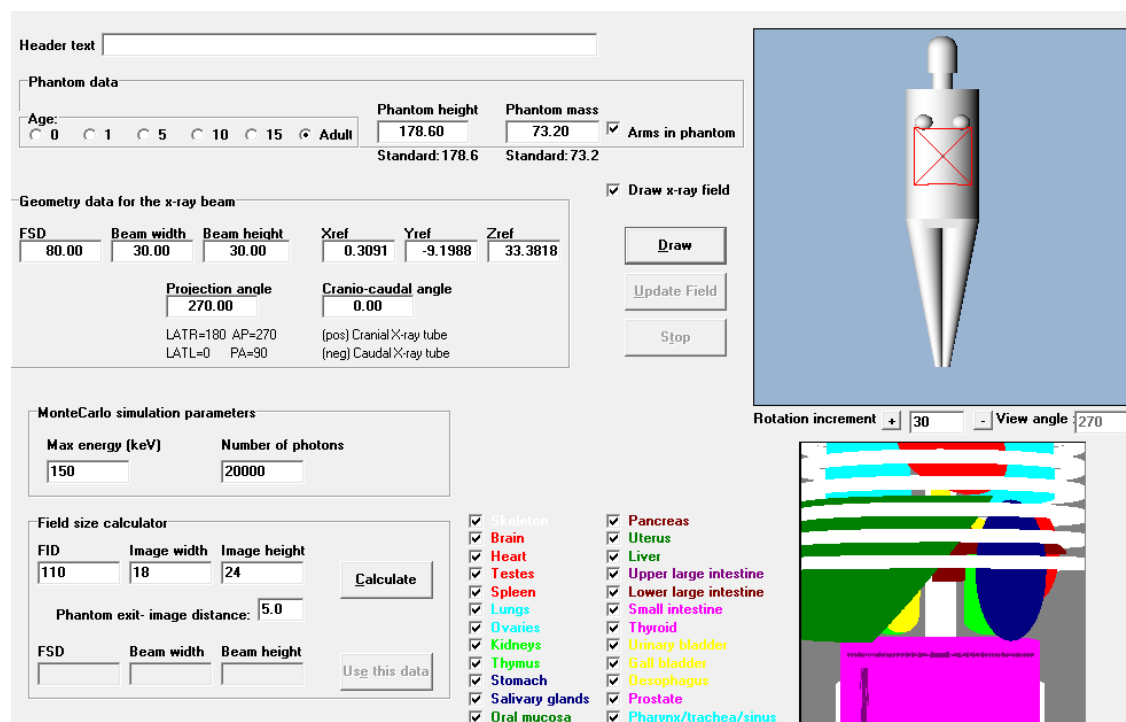


Εικόνα 8.2. α) Το πεδίο πριν την εφαρμογή του ασύμμετρου collimation. β) Το πεδίο που προκύπτει μετά την εφαρμογή του κατάλληλου collimation.

8.2.3 Δοσιμετρία με το λογισμικό PCXMC

Το λογισμικό πακέτο PCXMC (version 2.0, STUK, Helsinki, Finland) χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό της δόσης οργάνων. Το PCXMC είναι ένα λογισμικό πακέτο για Monte Carlo προσομοιώσεις το οποίο είναι εμπορικά διαθέσιμο και έχει χρησιμοποιηθεί σε αρκετές επιστημονικές μελέτες. Υπολογίζει την κατανομή της δόσης στα όργανα μαθηματικών ομοιωμάτων. Τα μαθηματικά ομοιώματα που περιλαμβάνει έχουν βασιστεί στις προτάσεις της ICRP και στα μοντέλα που παρουσιάζονται από την Cristy et al. [25][19]. Όλες οι προσομοιώσεις με το PCXMC πραγματοποιήθηκαν με 10^6 φωτόνια.

Το περιβάλλον του PCXMC δίνει τη δυνατότητα στο χρήστη να επιλέξει το επιθυμητό μέγεθος πεδίου και να το τοποθετήσει στην κατάλληλη θέση πάνω στο ομοίωμα. Επίσης, ο χρήστης μπορεί να χρησιμοποιήσει το βάρος και το ύψος του ασθενή ώστε το μέγεθος του μαθηματικού ομοιώματος να διαμορφωθεί κατάλληλα.



Εικόνα 8.3. Περιβάλλον του λογισμικού πακέτου PCXMC.

Για να υπολογιστούν οι δόσεις των οργάνων με το PCXMC, ο χρήστης πρέπει να παρέχει το συνολικό air kerma ($K_{a,r}$) στο σημείο εισόδου της δέσμης στο σώμα του ασθενή ή το συνολικό DAP. Στην περίπτωση που ο χρήστης έχει μετρήσει την δόση εισόδου και η συγκεκριμένη μέτρηση περιλαμβάνει την οπισθοσκέδαση, τότε η μετρούμενη δόση που θα χρησιμοποιηθεί στο PCXMC πρέπει να διαιρεθεί με τον κατάλληλο παράγοντα οπισθοσκέδασης. Στον πίνακα 8.1 παρουσιάζονται οι τιμές για τον παράγοντα οπισθοσκέδασης που προτείνονται από τους Petoussi-Hens et al [41].

Πίνακας 8.1. Παράγοντες οπισθοσκέδασης (BSF)					
Δυναμικό (kV)	Φίλτρο	HVL (mm Al)	BSF		
			10x10 cm²	20x20 cm²	25x25 cm²
50	2.5 mm Al	1.74	1.25	1.27	1.28
60	2.5 mm Al	2.08	1.28	1.32	1.32
70	2.5 mm Al	2.41	1.31	1.36	1.36
70	3.0 mm A+0.1 mm Cu	3.96	1.39	1.47	1.47
80	2.5 mm Al	2.78	1.33	1.39	1.39
80	3.0 mm A+0.1 mm Cu	4.55	1.40	1.50	1.51
90	2.5 mm Al	3.17	1.34	1.41	1.42
90	3.0 mm A+0.1 mm Cu	5.12	1.41	1.51	1.53
100	2.5 mm Al	3.24	1.34	1.41	1.42
100	3.0 mm A+0.1 mm Cu	5.65	1.42	1.53	1.55

110	2.5 mm Al	3.59	1.35	1.43	1.44
120	3.0 mm A+0.1 mm Cu	6.62	1.42	1.54	1.56
130	2.5 mm Al	4.32	1.36	1.54	1.47
150	2.5 mm Al	4.79	1.36	1.46	1.48
150	3.0 mm A+0.1 mm Cu	8.50	1.41	1.54	1.57

Αν η δόση εισόδου έχει μετρηθεί σαν δόση στον μαλακό ιστό και όχι στον αέρα τότε πρέπει να μετατραπεί σε $K_{a,r}$ πριν χρησιμοποιηθεί στο PCXMC. Για τις ενέργειες των φωτονίων που χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιάγνωση ή στην επεμβατική ακτινολογία μπορεί να χρησιμοποιηθεί η παρακάτω σχέση για τη μετατροπή της δόσης σε μαλακό ιστό σε $K_{a,r}$:

$$K_{a,r} = 0.94 D_{\text{soft tissue}} \quad (3)$$

8.3 Αποτελέσματα

Ο πίνακας 8.2 παρουσιάζει τα δοσιμετρικά και ανθρωπομετρικά δεδομένα των ασθενών. Η διάμεσος (εύρος) τιμή του BMI και της ηλικίας των ασθενών υπολογίστηκε 27.5 (20.8-36.2) kg/m² και 75.5 (60.0-83.0) έτη αντίστοιχα. Ο αριθμός των καρτέ ανά δευτερόλεπτο ήταν 15 f/s για την ακτινοσκόπηση και 2 f/s για τις λήψεις DSA. Λόγω του συστήματος αυτόματου ελέγχου έκθεσης, τα kV, mA, και το πλάτος των παλμών ήταν μεταβλητό στις λήψεις. Για παχύσαρκους ασθενείς το σύστημα AEC αυξάνει τους παράγοντες έκθεσης ώστε να διατηρηθεί η ποιότητα της εικόνας. Η μέση τιμή των kV, mA, και του πλάτους των παλμών για τις ακτινοσκοπικές (DSA) λήψεις ήταν 67.1 (72.6), 140.1 (372.9) and 5.9 (87.9) ms αντίστοιχα.

Η διάμεσος (εύρος) τιμή για τον χρόνο ακτινοσκόπησης (FT), το DAP, και το Ka,r είναι 14.2-35.6) min, 114.2 (36.8-367.5) Gy_{cm}² και 561.8 (165.8-2,325) mGy αντίστοιχα. Η συνολική έκθεση στην ακτινοβολία λόγω της ακτινοσκόπησης ήταν μεγαλύτερη από τη συνολική έκθεση λόγω των λήψεων DSA. Συγκεκριμένα, το 59% του συνολικού DAP και το 72% του συνολικού Ka,r οφείλεται στις ακτινοσκοπικές λήψεις.

Οι μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν με τα φυσικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα και τα TLDs είναι σε καλή συμφωνία με τις αντίστοιχες δόσεις που υπολογίστηκαν με το ImpactMC. Συγκεκριμένα, καταγράφηκαν διαφορές κάτω του 8%.

Η δόση ακτινοβολίας υπολογίστηκε για την καρδιά, τα νεφρά, το ήπαρ, το στομάχι και τη σπλήνα με το ImpactMC και με το PCXMC για οκτώ ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε επεμβάσεις EVAR. Επίσης, η δόση ακτινοβολίας που έλαβε ο μυελός της σπονδυλικής στήλης καθώς και το δέρμα υπολογίστηκαν με το ImpactMC. Στον πίνακα 8.3 παρουσιάζονται οι δόσεις των οργάνων και των ιστών που υπολογίστηκαν με τα δύο λογισμικά. Μεταξύ των αποτελεσμάτων των δύο λογισμικών

παρουσιάζονται σημαντικές διαφορές. Οι μεγαλύτερες διαφορές παρουσιάζονται για τις δόσεις ακτινοβολίας στα νεφρά, ενώ οι μικρότερες διαφορές παρουσιάζονται για τις δόσεις ακτινοβολίας της καρδιάς. Το δέρμα, ο μυελός της σπονδυλικής στήλης, τα νεφρά και η σπλήνα έλαβαν τις υψηλότερες δόσεις ακτινοβολίας. Συγκεκριμένα, η διάμεσος δόση ακτινοβολίας που υπολογίστηκε με το ImpactMC για το δέρμα, τον μυελό της σπονδυλικής στήλης, τα νεφρά και τη σπλήνα ήταν 192.4 mGy, 97.0 mGy, 72.9 mGy και 33.6 mGy αντίστοιχα. Η διάμεσος δόση στην καρδιά, στο ήπαρ, στο πάγκρεας και στο στομάχι ήταν 6.3 mGy, 14.4 mGy, 21.6 mGy και 11.2 mGy αντίστοιχα.

Πίνακας 8.2. Δοσιμετρικά και ανθρωπομετρικά δεδομένα ασθενών

Ασθενής	Ύψος (cm)	Βάρος (kg)	Ηλικία (έτη)	FT (min)	DAP (Gy cm ²)			Ka,r (mGy)		
					Fluoroscopy	DSA	Total	Fluoroscopy	DSA	Total
1	60	170	74.0	14.2	18.5	18.3	36.8	104.1	61.7	165.8
2	77	183	79.0	16.0	41.0	19.7	60.7	211.5	64.3	275.8
3	86	182	67.0	16.5	46.9	39.8	86.7	298.4	114.1	412.5
4	80	171	77.0	15.7	108.9	65.4	174.3	605.4	248.6	854.0
5	80	170	83.0	16.3	26.9	27.6	54.5	111.0	80.8	191.8
6	93	179	79.0	35.6	208.9	158.6	367.5	1702.8	622.2	2325.0
7	98	170	60.0	15.4	87.1	54.6	141.7	513.4	197.6	711.0
8	107	172	69.0	24.5	140.7	69.9	210.6	1067.3	209.7	1277.0

Πίνακας 8.3. Δόσεις ακτινοβολίας οργάνων και ιστών από επεμβάσεις EVAR

Ασθενής	Ήπαρ		Νεφρά		Πάγκρεας		Καρδιά		Σπλήνα		Στοιμάχι		Μυελός οστών		Δέρμα	
	(mGy)		(mGy)		(mGy)		(mGy)		(mGy)		(mGy)		(mGy)		(mGy)	
	P	I	P	I	P	I	P	I	P	I	P	I	P	I	P	I
1	17.0	12.4	90.3	34.9	20.9	9.5	3.0	3.3	20.4	14.2	12.2	5.3	-	30.4	-	66.9
2	15.7	10.4	101.2	49.4	21.8	11.0	3.9	4.4	20.9	18.1	13.9	6.5	-	63.1	-	89.5
3	16.0	14.8	139.4	65.8	25.4	17.3	5.0	5.1	26.0	41.3	16.9	10.9	-	67.2	-	160.3
4	33.1	19.4	262.6	85.0	47.4	31.3	9.5	7.8	47.2	45.4	32.5	20.2	-	126.1	-	281.2
5	7.8	7.4	71.8	19.9	11.7	5.9	1.8	2.8	14.7	17.1	8.2	4.5	-	30.1	-	70.2
6	73.0	84.3	615.9	316.2	111.2	79.7	22.4	24.1	89.8	131.0	70.2	43.8	-	385.1	-	703.4
7	23.3	14.0	195.4	80.1	34.8	26.0	6.4	7.6	26.5	29.4	19.6	11.5	-	129.7	-	224.4
8	33.9	18.3	388.4	90.6	60.4	29.7	10.8	10.3	48.6	37.8	34.8	18.3	-	209.6	-	321.3

P = δόσεις ακτινοβολίας υπολογισμένες με το PCXMC, I = δόσεις ακτινοβολίας υπολογισμένες με το ImpractMC

8.4 Συζήτηση

Οι ασθενείς που υποβάλλονται σε επεμβάσεις EVAR εκτίθενται σε σημαντικές δόσεις ακτινοβολίας λόγω των ακτινοσκοπικών λήψεων, των λήψεων DSA καθώς επίσης και λόγω των εξετάσεων υπολογιστικής τομογραφίας στις οποίες θα υποβληθούν πριν και μετά την επέμβαση. Ο πίνακας 8.4 παρουσιάζει τη σωρευτική ενεργό δόση που λαμβάνουν οι ασθενείς από την επέμβαση EVAR και από τις εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας όπως έχουν υπολογιστεί από διάφορες μελέτες [14, 26-33]. Είναι αξιοσημείωτο το γεγονός ότι ένας ασθενής μπορεί να λάβει σωρευτική ενεργό δόση πάνω από 100 mSv το πρώτο έτος μετά την επέμβαση [26, 30]. Η συνολική δόση ακτινοβολίας των ασθενών που υποβάλλονται σε επεμβάσεις EVAR οδηγεί σε σημαντική αύξηση του κινδύνου εμφάνισης στοχαστικών και καθορισμένων αποτελεσμάτων [34]. Ο προσδιορισμός της δόσης ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι ασθενείς με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής είναι υψίστης σημασίας για την αξιολόγηση των ακτινικών κινδύνων καθώς και για την αξιολόγηση και βελτιστοποίηση των τεχνικών που εφαρμόζονται.

Πίνακας 8.4. Σωρευτική ενεργός δόση (ED) από επεμβάσεις EVAR και εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας

Μελέτη	ED (mSv)	Εύρος (mSv)	Σχόλια
Kalender et al [15]	47.7	6.6-169.5	
Brambilla et al [26]	104.0	-	
Nyheim et al [27]	42.0	14.0-95.0	
Jones et al [28]	45.5	-	Elective group
	47.2	-	Emergency group
Weerakkody et al [29]	79.0	-	
Kalender et al [30]	109.0	55.0-310.0	
Thakor et al [31]	65.1	-	Group A
	73.3	-	Group B
Kalef-Ezra et al [32]	62.0	-	
Walsh et al [33]	27.6	-	

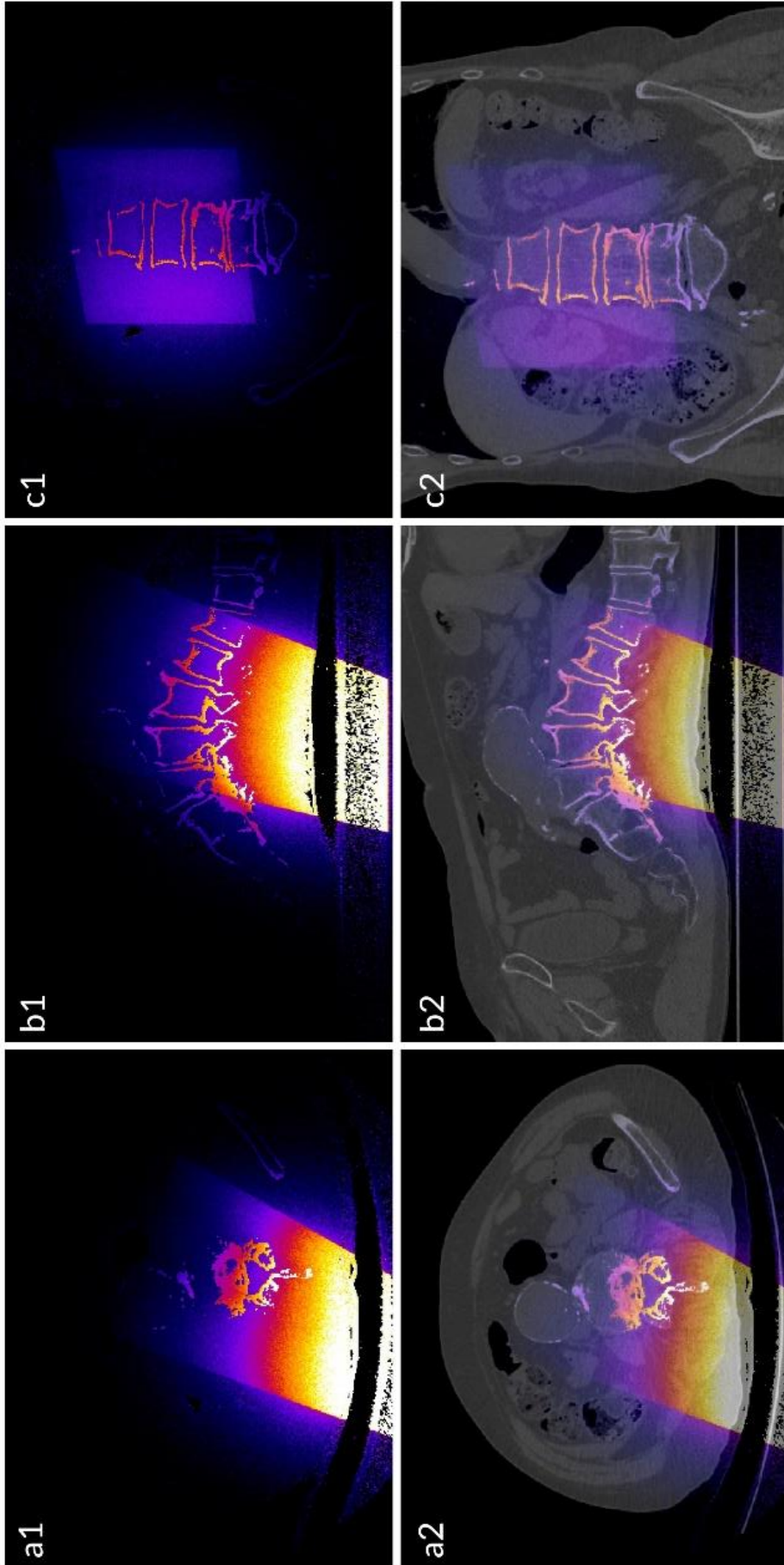
Ένας μεγάλος αριθμός μελετών παρουσιάζουν τιμές DAP, FT και Ka,r για επεμβάσεις EVAR. Αυτά τα μεγέθη σχετίζονται με την έκθεση των ασθενών σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Στις περισσότερες μελέτες η ενεργός δόση υπολογίζεται με τον πολλαπλασιασμό του DAP με κάποιο παράγοντα. Συγκεκριμένα, οι Nyheim et al [27], Kalender et al [30], Kalef-Ezra et al [32] και Walsh et al [33] υπολόγισαν την ενεργό δόση ανά επέμβαση EVAR ίση με 34.0 mSv, 23.2 mSv, 6.2 mSv και 12.4 mSv αντίστοιχα. Για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης χρησιμοποίησαν τον παράγοντα

0.145 mSv/Gycm² ο οποίος έχει προταθεί από τον Geijer et al [35]. Επίσης, ο Jones et al [28] χρησιμοποίησε τον παράγοντα 0.25 mSv/Gycm² για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης για δύο ομάδες ασθενών EVAR. Συγκεκριμένα, η ενεργός δόση ανά επέμβαση EVAR για το elective group και το emergency group ήταν 11.7 mSv και 13.4 mSv αντίστοιχα. Παρά το γεγονός ότι η συγκεκριμένη μέθοδος υπολογισμού της ενεργού δόσης είναι άμεση και εύκολη, εμπεριέχει μεγάλα σφάλματα. Παράγοντες όπως η διαφορά δυναμικού και το ρεύμα της λυχνίας, το συνολικό φίλτρο, η γωνία του C-arm, η θέση του ανευρύσματος και τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των ασθενών επηρεάζουν την συνολική δόση ακτινοβολίας που θα λάβει ο ασθενής. Αυτοί οι παράγοντες δεν λαμβάνονται υπόψιν όταν η ενεργός δόση υπολογίζεται από τον πολλαπλασιασμό του DAP με κάποιον παράγοντα.

Η ICRP στη δημοσίευσή 103 [36] αναφέρει ότι η ενεργός δόση εμπεριέχει αρκετούς περιορισμούς. Οι παράγοντες βαρύτητας που χρησιμοποιούνται στον τύπο της ενεργού δόσης έχουν υπολογιστεί από επιδημιολογικά δεδομένα και έτσι ο υπολογισμός της ενεργού δόσης για κάποιο ασθενή μπορεί να διαφέρει αρκετά από την πραγματική τιμή. Επίσης, σε κάποιες περιπτώσεις τα αποτελέσματα της ιοντίζουσας ακτινοβολίας στους ιστούς μπορεί να εμφανιστούν ακόμα και όταν η ενεργός δόση δεν είναι πάνω από τα θεσμοθετημένα όρια. Για την αποτελεσματική αξιολόγηση των κινδύνων, ο υπολογισμός της δόσης ακτινοβολίας για τα όργανα και τους ιστούς είναι υψίστης σημασίας.

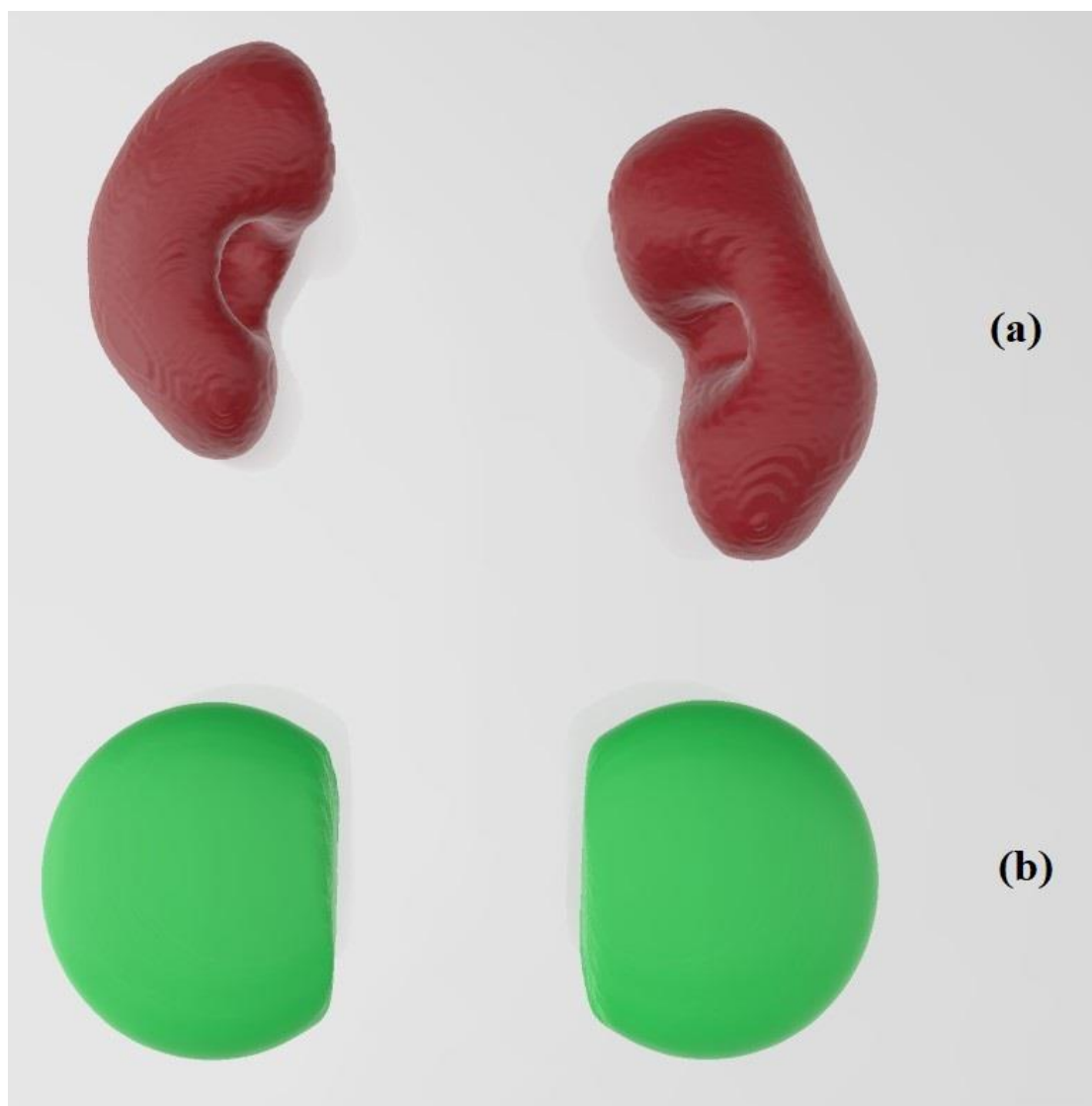
Στην παρούσα μελέτη, πραγματοποιήθηκε εξατομικευμένη δοσιμετρία για τους ασθενείς οι οποίοι υποβάλλονται σε επεμβάσεις EVAR, μέσω του λογισμικού προγράμματος ImpactMC. Στην εικόνα 8.4 παρουσιάζεται η προσομοίωση μιας ακτινοσκοπικής λήψης με το C-arm υπό γωνία 30° στην διεύθυνση LAO και 20° στην

διεύθυνση CRA. Στην πάνω σειρά φαίνονται οι εικόνες δόσης που παράγονται από το ImpactMC ενώ στην κάτω σειρά παρουσιάζεται η δέσμη καθώς εισέρχεται στο σώμα του ασθενή.



Εικόνα 8.4. Προσομοίωση ακτινοσκοπικής λήψης με το ImpactMC. Η κλίση του C-arm είναι 30 μοίρες LAO και 20 μοίρες CRA. Οι εικόνες a1, b1 και c1 παρουσιάζουν το πεδίο ακτινοβολίας. Οι εικόνες a2, b2, c2 παρουσιάζουν την κατανομή της δόσης στο σώμα του ασθενή.

Όπως ήταν αναμενόμενο το δέρμα λαμβάνει την υψηλότερη δόση ακτινοβολίας. Όμως η δόση ακτινοβολίας που υπολογίστηκε για το δέρμα είναι κάτω από τα θεσμοθετημένα όρια δόσης. Λόγω της ανατομικής θέσης του ανευρύσματος, ο μυελός της σπονδυλικής στήλης και τα νεφρά λαμβάνουν σημαντικές δόσεις ακτινοβολίας. Οι δόσεις ακτινοβολίας που λαμβάνουν τα όργανα υπολογίστηκαν και με το λογισμικό PCXMC. Το συγκεκριμένο λογισμικό είναι εμπορικά διαθέσιμο και έχει χρησιμοποιηθεί σε μεγάλο αριθμό επιστημονικών μελετών [19][26][31][38][39][40]. Είναι αξιοσημείωτο ότι η διάμεσος δόση στα νεφρά που υπολογίστηκε με το PCXMC είναι 2.7 φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη τιμή που υπολογίστηκε με το ImpactMC. Οι διαφορές αυτές οφείλονται κυρίως στο γεγονός ότι τα μαθηματικά ομοιώματα δεν προσομοιάζουν με ακρίβεια την πραγματική σωματοδομή του κάθε ασθενή. Συγκεκριμένα, η διάμεση απόσταση των νεφρών από το δέρμα του μαθηματικού ομοιώματος ήταν 2.7 cm ενώ η διάμεση απόσταση των νεφρών από το δέρμα των ασθενών όπως υπολογίστηκε από τις εικόνες υπολογιστικής τομογραφίας ήταν 7.3 cm. Επίσης, στα μαθηματικά ομοιώματα τα όργανα προσομοιάζονται από γεωμετρικά σχήματα. Ο όγκος και το σχήμα των οργάνων ενός μαθηματικού ομοιώματος διαφέρει σημαντικά από τον όγκο και το σχήμα του πραγματικού οργάνου. Η εικόνα 8.5 παρουσιάζει τις διαφορές στον όγκο και το σχήμα μεταξύ των νεφρών του ασθενή 8 και των αντίστοιχων νεφρών του μαθηματικού ομοιώματος του λογισμικού PCXMC. Η διαφορά στον όγκο των δύο οργάνων είναι 27%.



Εικόνα 8.5. (a) 3D ανακατασκευή των νεφρών του ασθενή 8. Ο συνολικός όγκος για το (a) είναι 532.2 cm^3 . (b) Τα νεφρά του μαθηματικού ομοιώματος (PCXMC). Ο συνολικός όγκος για το (b) είναι 390.0 cm^3 .

Στη βιβλιογραφία υπάρχουν ελάχιστες δημοσιεύσεις που παρουσιάζουν δόσεις οργάνων για ασθενείς οι οποίοι υποβάλλονται σε επεμβάσεις EVAR. Συγκεκριμένα η Foerth et al [19] υπολόγισε την δόση οργάνων και την ενεργό δόση για ασθενείς EVAR με το λογισμικό PCXMC (version 1.5.1). Τα αποτελέσματά τους για τις δόσεις στο ήπαρ και την καρδιά είναι σε συμφωνία με τα αντίστοιχα αποτελέσματα που

παρουσιάζονται εδώ. Όμοια με τα δικά μας αποτελέσματα σχετικά με τη δόση στα όργανα, υπολόγισαν τις υψηλότερες δόσεις για τα νεφρά.

Ο Blaszak et al [20] χρησιμοποίησε το λογισμικό πρόγραμμα για Monte Carlo προσομοίωση CALDose_X ώστε να υπολογίσει τις δόσεις ακτινοβολίας των οργάνων για ασθενείς EVAR. Το συγκεκριμένο λογισμικό περιλαμβάνει μαθηματικά ομοιώματα (MASH and FASH) για τον υπολογισμό της κατανομής της δόσης ακτινοβολίας. Οι δόσεις ακτινοβολίας που υπολόγισαν διαφέρουν σημαντικά από τα δικά μας αποτελέσματα. Οι διαφορές οφείλονται σε αρκετούς παράγοντες. Πρώτον, οι προσομοιώσεις που έκανα ήταν μόνο για προβολές AP, ενώ εμείς προσομοιώσαμε όλες τις κλίσεις του C-arm. Δεύτερον, οι τιμές της διαφοράς δυναμικού που χρησιμοποίησαν ήταν αρκετά υψηλότερες από τις αντίστοιχες τιμές που χρησιμοποιήθηκαν στους υπολογισμούς μας. Τρίτον, οι θέσεις των οργάνων στα μαθηματικά ομοιώματα διαφέρουν σημαντικά από τις πραγματικές θέσεις των οργάνων στο σώμα των ασθενών.

Η μελέτη μας έχει κάποιους περιορισμούς. Πρώτον, ο αριθμός των ασθενών ήταν μικρός. Όμως το ImpactMC μπορεί να υπολογίσει σωστά την κατανομή της δόσης μόνο όταν χρησιμοποιούνται εικόνες CT χωρίς σκιαγραφικό. Από ένα σύνολο 75 ασθενών μόνο 8 είχαν υποβληθεί σε εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας χωρίς σκιαγραφικό. Δεύτερον, όλες οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν στο ίδιο εργαστήριο επεμβατικής ακτινολογίας.

8.5 Συμπεράσματα

Οι ασθενείς που υποβάλλονται σε επεμβάσεις EVAR λαμβάνουν σημαντικές δόσεις ακτινοβολίας λόγω της επέμβασης αλλά και λόγω των εξετάσεων υπολογιστικής τομογραφίας. Ο προσδιορισμός των κινδύνων μέσω της ενεργού δόσης είναι

αναποτελεσματικός για μεμονωμένους ασθενείς. Επίσης, ο υπολογισμός της κατανομής της δόσης εντός μαθηματικών ομοιωμάτων περιλαμβάνει σημαντικά σφάλματα. Στην παρούσα διδακτορική διατριβή παρουσιάζεται μια νέα μέθοδος για εξατομικευμένη δοσιμετρία των ασθενών που υποβάλλονται σε ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις. Επίσης, παρουσιάζονται οι δόσεις ακτινοβολίας των πρωτογενώς ακτινοβοληθέντων οργάνων των ασθενών που υποβάλλονται σε επεμβάσεις EVAR.

Βιβλιογραφία κεφαλαίου

- [1] A.T. Hirsch, Z.J. Haskal, N.R. Hertzler, C.W. Bakal, M.A. Creager, J.L. Halperin, L.F. Hiratzka, W.R.C. Murphy, J.W. Olin, J.B. Puschett, K.A. Rosenfield, D. Sacks, J.C. Stanley, L.M. Taylor, C.J. White, J. White, R.A. White, E.M. Antman, S.C. Smith, C.D. Adams, J.L. Anderson, D.P. Faxon, V. Fuster, R.J. Gibbons, S.A. Hunt, A.K. Jacobs, R. Nishimura, J.P. Ornato, R.L. Page, B. Riegel, ACC/AHA 2005 practice guidelines for the management of patients with peripheral arterial disease (Lower extremity, renal, mesenteric, and abdominal aortic), *Circulation*. (2006). <https://doi.org/10.1161/Circulationaha.106.174526>.
- [2] M.J. Sweeting, S.G. Thompson, L.C. Brown, J.T. Powell, Meta-analysis of individual patient data to examine factors affecting growth and rupture of small abdominal aortic aneurysms, *Br. J. Surg.* (2012). <https://doi.org/10.1002/bjs.8707>.
- [3] E.J. Benjamin, P. Muntner, A. Alonso, M.S. Bittencourt, C.W. Callaway, A.P. Carson, A.M. Chamberlain, A.R. Chang, S. Cheng, S.R. Das, F.N. Delling, L. Djousse, M.S.V. Elkind, J.F. Ferguson, M. Fornage, L.C. Jordan, S.S. Khan, B.M. Kissela, K.L. Knutson, T.W. Kwan, D.T. Lackland, T.T. Lewis, J.H. Lichtman, C.T. Longenecker, M.S. Loop, P.L. Lutsey, S.S. Martin, K. Matsushita, A.E. Moran, M.E. Mussolino, M. O'Flaherty, A. Pandey, A.M. Perak, W.D. Rosamond, G.A. Roth, U.K.A. Sampson, G.M. Satou, E.B. Schroeder, S.H. Shah, N.L. Spartano, A. Stokes, D.L. Tirschwell, C.W. Tsao, M.P. Turakhia, L.B. VanWagner, J.T. Wilkins, S.S. Wong, S.S. Virani, Heart Disease and Stroke Statistics-2019 Update: A Report From the American Heart Association, *Circulation*. (2019). <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000659>.
- [4] A. Karthikesalingam, P.J. Holt, A. Vidal-Diez, B.A. Ozdemir, J.D. Poloniecki, R.J. Hinchliffe, M.M. Thompson, Mortality from ruptured abdominal aortic aneurysms:

Clinical lessons from a comparison of outcomes in England and the USA, *Lancet*. (2014). [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(14\)60109-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(14)60109-4).

[5] A. Dua, S. Kuy, C.J. Lee, G.R. Upchurch, S.S. Desai, Epidemiology of aortic aneurysm repair in the United States from 2000 to 2010, *J. Vasc. Surg.* (2014). <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2014.01.007>.

[6] R.S. Jackson, D.C. Chang, J.A. Freischlag, Comparison of long-term survival after open vs endovascular repair of intact abdominal aortic aneurysm among medicare beneficiaries, *JAMA - J. Am. Med. Assoc.* 307 (2012) 1621–1628. <https://doi.org/10.1001/jama.2012.453>.

[7] E. Tzanis, D. Tsetis, E. Kehagias, C. V. Ioannou, J. Damilakis, Occupational exposure during endovascular aneurysm repair (EVAR) and aortoiliac percutaneous transluminal angioplasty (PTA) procedures, *Radiol. Medica.* 124 (2019) 539–545. <https://doi.org/10.1007/s11547-018-00985-8>.

[8] F.A. Bacchim Neto, A.F.F. Alves, Y.M. Mascarenhas, P. Nicolucci, D.R. de Pina, Occupational radiation exposure in vascular interventional radiology: A complete evaluation of different body regions, *Phys. Medica.* (2016). <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.06.014>.

[9] A.P. Patel, D. Gallacher, R. Dourado, O. Lyons, A. Smith, H. Zayed, M. Waltham, T. Sabharwal, R. Bell, T. Carrell, P. Taylor, B. Modarai, Occupational radiation exposure during endovascular aortic procedures, *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* (2013). <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2013.05.023>.

[10] A.M. Sailer, G.W.H. Schurink, M.E. Bol, M.W. de Haan, W.H. van Zwam, J.E. Wildberger, C.R.L.P.N. Jeukens, Occupational Radiation Exposure During

Endovascular Aortic Repair, *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* (2015).
<https://doi.org/10.1007/s00270-014-1025-8>.

[11] M.A. Blaszak, N. Majewska, R. Juszkat, W. Majewski, Dose-area product to patients during stent-graft treatment of thoracic and abdominal aortic aneurysms, *Health Phys.* (2009). <https://doi.org/10.1097/HP.0b013e3181abaafd>.

[12] E. Tuthill, L. O’Hora, M. O’Donohoe, S. Panci, P. Gilligan, D. Campion, R. Trenti, E. Fox, D. Catania, L. Rainford, Investigation of reference levels and radiation dose associated with abdominal EVAR (endovascular aneurysm repair) procedures across several European Centres, *Eur. Radiol.* (2017). <https://doi.org/10.1007/s00330-017-4791-2>.

[13] A. Hertault, R. Rhee, G.A. Antoniou, D. Adam, H. Tonda, H. Rousseau, A. Bianchini, S. Haulon, Radiation Dose Reduction During EVAR: Results from a Prospective Multicentre Study (The REVAR Study), *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 56 (2018) 426–433. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2018.05.001>.

[14] S. Monastiriotis, M. Comito, N. Labropoulos, Radiation exposure in endovascular repair of abdominal and thoracic aortic aneurysms, *J. Vasc. Surg.* 62 (2015) 753–761. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2015.05.033>.

[15] G. Kalender, M. Lisy, U.A. Stock, A. Endisch, A. Kornberger, Identification of Factors Influencing Cumulative Long-Term Radiation Exposure in Patients Undergoing EVAR, *Int. J. Vasc. Med.* 2017 (2017).
<https://doi.org/10.1155/2017/9763075>.

[16] L. Stangenberg, F. Shuja, I.M.J. van der Bom, M.H.G. van Alfen, A.D. Hamdan, M.C. Wyers, R.J. Guzman, M.L. Schermerhorn, Modern Fixed Imaging Systems

Reduce Radiation Exposure to Patients and Providers, *Vasc. Endovascular Surg.* 52 (2018) 52–58. <https://doi.org/10.1177/1538574417742211>.

[17] B. Wermelink, E.M. Willigendael, C. Smit, R.J. Beuk, M. Brusse-Keizer, R. Meerwaldt, R.H. Geelkerken, Radiation exposure in an endovascular aortic aneurysm repair program after introduction of a hybrid operating theater, *J. Vasc. Surg.* 70 (2019) 1927-1934.e2. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2019.01.071>.

[18] A. Hertault, B. Maurel, J. Sobocinski, T. Martin Gonzalez, M. Le Roux, R. Azzaoui, M. Midulla, S. Haulon, Impact of hybrid rooms with image fusion on radiation exposure during endovascular aortic repair, *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 48 (2014) 382–390. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2014.05.026>.

[19] M. Foerth, M.C. Seidenbusch, M. Sadeghi-Azandaryani, U. Lechel, K.M. Treitl, M. Treitl, Typical exposure parameters, organ doses and effective doses for endovascular aortic aneurysm repair: Comparison of Monte Carlo simulations and direct measurements with an anthropomorphic phantom, *Eur. Radiol.* 25 (2015) 2617–2626. <https://doi.org/10.1007/s00330-015-3673-8>.

[20] M.A. Blaszak, R. Juszkat, Monte Carlo simulations for assessment of organ radiation doses and cancer risk in patients undergoing abdominal stent-graft implantation, *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 48 (2014) 23–28. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2014.03.014>.

[21] M. Hupfer, D. Kolditz, T. Nowak, F. Eisa, R. Brauweiler, W.A. Kalender, Dosimetry concepts for scanner quality assurance and tissue dose assessment in micro-CT, *Med. Phys.* (2012). <https://doi.org/10.1118/1.3675400>.

- [22] W. Chen, D. Kolditz, M. Beister, R. Bohle, W.A. Kalender, Fast on-site Monte Carlo tool for dose calculations in CT applications, *Med. Phys.* (2012). <https://doi.org/10.1118/1.4711748>.
- [23] P. Deak, M. van Straten, P.C. Shrimpton, M. Zankl, W.A. Kalender, Validation of a Monte Carlo tool for patient-specific dose simulations in multi-slice computed tomography, *Eur. Radiol.* 18 (2008) 759–772. <https://doi.org/10.1007/s00330-007-0815-7>.
- [24] Y. Kyriakou, P. Deak, O. Langner, W.A. Kalender, Concepts for dose determination in flat-detector CT, *Phys. Med. Biol.* 53 (2008) 3551–3566. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/13/011>.
- [25] (ICRP) International Commission on Radiological Protection, Report of the task group on reference man: anatomical, physiological and metabolic characteristics, ICRP Publ. (1975).
- [26] M. Brambilla, P. Cerini, D. Lizio, L. Vigna, A. Carriero, R. Fossaceca, Cumulative radiation dose and radiation risk from medical imaging in patients subjected to endovascular aortic aneurysm repair, *Radiol. Medica.* 120 (2015) 563–570. <https://doi.org/10.1007/s11547-014-0485-x>.
- [27] T. Nyheim, L.E. Staxrud, J.J. Jørgensen, K. Jensen, H.M. Olerud, G. Sandbæk, Radiation exposure in patients treated with endovascular aneurysm repair: What is the risk of cancer, and can we justify treating younger patients?, *Acta Radiol.* 58 (2017) 323–330. <https://doi.org/10.1177/0284185116651002>.

- [28] C. Jones, S.A. Badger, C.S. Boyd, C. V. Soong, The impact of radiation dose exposure during endovascular aneurysm repair on patient safety, *J. Vasc. Surg.* 52 (2010) 298–302. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2010.03.004>.
- [29] R.A. Weerakkody, S.R. Walsh, C. Cousins, K.E. Goldstone, T.Y. Tang, M.E. Gaunt, Radiation exposure during endovascular aneurysm repair, *Br. J. Surg.* 95 (2008) 699–702. <https://doi.org/10.1002/bjs.6229>.
- [30] G. Kalender, M. Lisy, U.A. Stock, A. Endisch, A. Kornberger, Long-term radiation exposure in patients undergoing EVAR: Reflecting clinical day-to-day practice to assess realistic radiation burden, *Clin. Hemorheol. Microcirc.* 71 (2019) 451–461. <https://doi.org/10.3233/CH-170344>.
- [31] A.S. Thakor, A. Winterbottom, M. Mercuri, C. Cousins, M.E. Gaunt, The radiation burden from increasingly complex endovascular aortic aneurysm repair, *Insights Imaging.* 2 (2011) 699–704. <https://doi.org/10.1007/s13244-011-0120-5>.
- [32] J.A. Kalef-Ezra, S. Karavasilis, D. Ziogas, D. Dristiliaris, L.K. Michalis, M. Matsagas, Radiation burden of patients undergoing endovascular abdominal aortic aneurysm repair, *J. Vasc. Surg.* 49 (2009) 283–287. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2008.09.003>.
- [33] C. Walsh, A. O’Callaghan, D. Moore, S. O’Neill, P. Madhavan, M.P. Colgan, S.N. Haider, A. O’Reilly, G. O’Reilly, Measurement and optimization of patient radiation doses in endovascular aneurysm repair, *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* (2012). <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2012.01.028>.
- [34] D. Kuhelj, U. Zdešar, V. Jevtič, D. Škrk, G. Omahen, D. Žontar, M. Šurlan, M. Glušič, P. Popovič, I.J. Kocijančič, V. Salapura, Risk of deterministic effects during

endovascular aortic stent graft implantation, *Br. J. Radiol.* 83 (2010) 958–963.
<https://doi.org/10.1259/bjr/64623458>.

[35] H. Geijer, T. Larzon, R. Popok, K.W. Beckman, Radiation exposure in stent-grafting of abdominal aortic aneurysms, *Br. J. Radiol.* (2005).
<https://doi.org/10.1259/bjr/72629938>.

[36] The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103., *Ann. ICRP.* (2007).
<https://doi.org/10.1016/j.icrp.2007.10.003>.

[37] I.M. D. Dance, S. Christofides, M. Maidment, *Diagnostic Radiology Physics: A handbook for teachers and students*, Iaea. (2014).

[38] D. Borrego, E.M. Lowe, C.M. Kitahara, C. Lee, Assessment of PCXMC for patients with different body size in chest and abdominal x ray examinations: A Monte Carlo simulation study, *Phys. Med. Biol.* (2018). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aab13e>.

[39] A. Kellaranta, P. Toroi, P. Vock, Incident air kerma to absorbed organ dose conversion factors for breast and lung in PA thorax radiography: The effect of patient thickness and radiation quality, *Phys. Medica.* 32 (2016) 1594–1601.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.11.113>.

[40] T.J. Wood, C.S. Moore, J.R. Saunderson, A.W. Beavis, Validation of a technique for estimating organ doses for kilovoltage cone-beam CT of the prostate using the PCXMC 2.0 patient dose calculator, *J. Radiol. Prot.* (2015).
<https://doi.org/10.1088/0952-4746/35/1/153>.

[41] Petoussi-Henss N, Zankl M, Drexler G, Panzer W, Regulla D. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. *Phys Med Biol.* 1998;43(8):2237-2250. doi:10.1088/0031-9155/43/8/017