



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ
ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ: ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ Ι. ΔΑΜΗΛΑΚΗΣ**



ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ ΔΙΠΛΩΜΑ ΕΙΔΙΚΕΥΣΗΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Έκθεση επαγγελματικά εκτιθέμενων σε ακτινοβολία από εξετάσεις
διαδερμικής ενδοσυλικής αγγειοπλαστικής και ενδαγγειακής
αποκατάστασης ανευρύσματος**

ΤΖΑΝΗΣ ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ

**ΙΩΑΝΝΗΣ ΔΑΜΗΛΑΚΗΣ
ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ**

ΗΡΑΚΛΕΙΟ, 2017

**ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ ΣΤΗΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ – ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗ**

Στην Κατερίνα, για το πριν και το μετά,

*Στην Παυλίνα, ως κίνητρο για την επίτευξη των
στόχων της*

Ευχαριστίες

Σε αυτή την παράγραφο θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στα άτομα που συνέβαλαν στην υλοποίηση της παρούσας εργασίας αλλά και στο να διαμορφωθώ στον άνθρωπό που είμαι σήμερα. Ξεκινάω από τον άνθρωπο που, από όταν ήμουν προπτυχιακός φοιτητής με δίδαξε το μάθημα της Ιατρικής Φυσικής και έκτοτε ήταν δίπλα μου σε κάθε μου απορία και προβληματισμό σχετικά με την Ιατρική Φυσική. Ένα θερμό ευχαριστώ, λοιπόν, στον κ. Ιωάννη Δαμηλάκη, Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής, της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Κρήτης, για την καθοδήγηση και τις γνώσεις που μου προσέφερε. Παρά τις ατελείωτες υποχρεώσεις που έχει, ήξερα ότι κάθε στιγμή που θα ήθελα τη συμβουλή του ήταν εκεί για εμένα. Τον ευχαριστώ, διότι σε κάθε μου απορία δεν μου έδινε την απάντηση αλλά μου έδειχνε τον δρόμο για να την αναζητήσω. Για όλους αυτούς τους λόγους αλλά και για την μέριμνα που δείχνει έτσι ώστε να διαμορφωθούν νέοι ικανοί επιστήμονες, ας μου επιτραπεί η έκφραση, τον θεωρώ τον μεγαλύτερο δάσκαλο που έχει βρεθεί στην μέχρι τώρα ακαδημαϊκή μου πορεία ως φοιτητής.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Τσέτη Δημήτριο, Αναπληρωτή Καθηγητή Γενικής Ακτινολογίας/Επεμβατικής Ακτινολογίας, για την συνεργασία και την φιλοξενία που μου παρείχε έτσι ώστε να είμαι σε θέση να πραγματοποιήσω τις μετρήσεις στο τμήμα επεμβατικής ακτινολογίας του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Ηρακλείου.

Ευχαριστώ θερμά τον Επιμελητή Α΄ Επεμβατικής Ακτινολογίας κ. Ηλία Κεχαγιά, για την συνεργασία και την υπομονή που επέδειξε. Ο ζήλος και η όρεξη που έχει για την τέλεση των καθηκόντων του, είναι παράδειγμα προς μίμηση.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την Γεωργία Σολωμού για την βοήθεια που μου πρόσφερε στην αρχή της διπλωματικής μου εργασίας καθώς μου έδωσε πληροφορίες και γνώσεις για την χρήση των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας.

Τέλος, ένα μεγάλο ευχαριστώ στο προσωπικό του τμήματος επεμβατικής ακτινολογίας για την βοήθεια που μου προσέφερε και το ευχάριστο κλίμα. Ευχαριστώ τους : Φιλιππάκη Νίκο, Χαρωνιτάκη Μανώλη, Μπλαζάκη Λευτέρη, Κυπράκη Νεκτάριο, Μπιμπάκη Ροδούλα, Χόλτσεβα Νέλλη.

Περίληψη

Τα τελευταία χρόνια έχει αυξηθεί σημαντικά ο αριθμός των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων [20]. Σύμφωνα με το National Council on Radiation Protection and Measurements, περίπου 17 εκατομμύρια ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν το 2006. Όπως αναφέρεται από το Bhargavan 2008 [21], παρατηρείται ετήσια αύξηση 8,5%, στον αριθμό των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων. Η αύξηση στον αριθμό των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων, συνεπάγεται την αύξηση του φόρτου εργασίας των επεμβατιστών. Αυτό συμβαίνει διότι, ενώ ο αριθμός των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων έχει αυξηθεί ραγδαία τα τελευταία χρόνια, ο αριθμός των επεμβατιστών δεν έχει σημειώσει αντίστοιχη αύξηση.

Οι επεμβατιστές, εκτίθενται σε σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Παρά το γεγονός ότι η δόση από την ακτινοβολία είναι μικρή, η έκθεση των επεμβατιστών είναι συνεχής για όλο το χρονικό διάστημα της καριέρας τους. Σύμφωνα με το International Commission on Radiation Protection (ICRP), “πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή στην επίδραση της ακτινοβολίας στο φακό του ματιού, καθώς και στο καρδιαγγειακό σύστημα, λόγω πρόσφατων δημοσιεύσεων που αναφέρουν ότι τα δυσμενή αποτελέσματα της ακτινοβολίας σε αυτά τα δύο συστήματα, φαίνεται να συμβαίνουν σε αρκετά χαμηλότερες δόσεις από τις μέχρι σήμερα γνωστές. Επίσης, η χρόνια έκθεση σε χαμηλής δόσης ακτινοβολία, μπορεί να προκαλέσει στοχαστικά και ντετερμινιστικά αποτελέσματα που αφορούν τον εγκέφαλο [22].

Οι σκοποί της παρούσας εργασίας ήταν :

- Ο προσδιορισμός της δόσης που λαμβάνουν οι επεμβατιστές κατά τη διάρκεια των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων που πραγματοποιούν. Πιο συγκεκριμένα οι μετρήσεις έγιναν για τις εξής επεμβάσεις : διαδερμική ενδοαυλική αγγειοπλαστική (percutaneous transluminal angioplasty, 36 περιστατικά), καθώς και για ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος (EVAR, 17 περιστατικά). Για τον προσδιορισμό της δόσης χρησιμοποιήθηκαν δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD – 200). Στη συνέχεια, με τη χρήση της μεθόδου Niklason et al [27], υπολογίσαμε την ενεργό δόση που λαμβάνουν οι επεμβατιστές ανά επέμβαση για τις συγκεκριμένες επεμβάσεις. Λαμβάνοντας υπόψη το φόρτο εργασίας υπολογίσαμε τη μέγιστη ετήσια ενεργό δόση που λαμβάνουν οι επεμβατιστές από τις συγκεκριμένες επεμβάσεις.
- Ο προσδιορισμός της μείωσης της δόσης στους επαγγελματικά εκτιθέμενους επεμβατιστές, που οφείλεται στη χρήση προσωπικού εξοπλισμού ακτινοπροστασίας. Με τη χρήση ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων, δημιουργήσαμε προσομοίωση των παραπάνω επεμβάσεων. Τοποθετήσαμε δοσίμετρα στο ομοίωμα – επεμβατιστή μέσα και έξω από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας.

- Ο προσδιορισμός της μείωσης της δόσης στους επαγγελματικά εκτιθέμενους επεμβατιστές, που οφείλεται στη χρήση ακτινοπροστατευτικού σεντονιού (drape).
- Ο προσδιορισμός της αύξησης της δόσης σε ασθενή και επεμβατιστή λόγω της εισόδου του σεντονιού στο πεδίο.

Ο προσδιορισμός της απορροφώμενης δόσης για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους είναι υψίστης σημασίας. Και αυτό διότι αποτελεί ποσότητα άμεσα συνδεδεμένη με τα στοχαστικά αποτελέσματα. Επίσης, η γνώση της είναι απαραίτητη για την βελτιστοποίηση και την αξιολόγηση των τεχνικών που εφαρμόζονται.

Abstract

In recent years the number of fluoroscopically guided procedures has grown rapidly [20]. According to the National Council on Radiation Protection and Measurements, approximately 17 million fluoroscopically guided procedures were performed in 2006. As reported by Bhargavan 2008 [21], there is an 8.5% annual increase of fluoroscopically guided procedures. The largest increases were reported for cardiac procedures and spinal procedures.

Interventionalists are exposed to scattered radiation. Although the radiation doses are low, the problem that arises is that the interventionalists exposure is repeated for a long term period. According to the International Commission on Radiation Protection (ICRP), “particular attention should be paid to radiation effects in the lens of the eye and on the cardiovascular system, because of recent published observations of radiation effects in these systems occurring at much lower doses than reported previously”. Furthermore, exposure in chronic low dose radiation, can cause stochastic and deterministic effects concerning the brain [22].

The purposes of this study were :

- Determination of the dose received by the interventionalists during the fluoroscopically guided procedures. In particular, measurements were performed for the following types of procedures : Percutaneous transluminal angioplasty (PTA - 36 cases), endovascular aneurysm repair (EVAR – 17 cases). In order to determine the dose, we used thermoluminescence dosimeters (TLD – 200). The effective dose was calculated using the Niklason method. Taking under consideration the annual workload, the maximum annual effective dose was estimated.
- Determination of the occupational dose reduction, due to the use of personal radiation protection equipment. Using anthropomorphic phantoms we managed to create a simulation of the procedures. We placed dosimeters over and under the radiation protection equipment in order to determine the reduction of the dose.
- Determination of the occupational dose reduction, due to the use of a radioprotective drape.
- Determination of the occupation dose increase and patient dose increase due to the entry of the radioprotective drape into the field.

Determining the absorbed dose is of the utmost importance. It is a quantity directly linked to the stochastic effects. Furthermore, its knowledge is necessary to optimize and evaluate the applied techniques.

Περιεχόμενα

Τεχνικό μέρος

Κεφάλαιο 1^ο Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας ύλης 11

1.1 Εισαγωγή	11
1.2 Εξασθένιση δέσμης ακτινών Χ ή γ	13
1.3 Ολικός μαζικός συντελεστής εξασθένισης	15
1.4 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης	16
1.4.1 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο	16
1.4.2 Φαινόμενο Compton	17
1.4.3 Δίδυμη γένεση.....	19

Κεφάλαιο 2^ο Δοσιμετρία Ακτινοβολιών 21

2.1 Εισαγωγή	21
2.2 Στοχαστικές ποσότητες	21
2.3 Μη στοχαστικές ή Προσδιορίσιμες ποσότητες	23
2.4 Δοσιμετρικά μεγέθη στην ακτινοπροστασία.....	25
2.4.1 Ισοδύναμη δόση ιστού ή οργάνου (Organ od tissue equivalent dose)	25
2.4.2 Ενεργός δόση (Effective Dose)	27
2.4.3 Ισοδύναμη προσωπική δόση	28
2.4.4 Ισοδύναμη δόση περιβάλλοντος	28
2.4.5 Dose Area Product (DAP)	28

Κεφάλαιο 3^ο Δοσιμετρία Θερμοφωταύγειας..... 29

3.1 Εισαγωγή	29
3.2 Φαινόμενα Φωταύγειας	29
3.3 Παραγωγή Θερμοφωταύγειας λόγω ιοντίζουσας ακτινοβολίας	32
3.4 Καμπύλη Αίγλης	33
3.5 Τυπική καμπύλη απόκρισης σήματος – δόσης	34
3.6 Υλικά θερμοφωταύγειας	35
3.7 Βαθμονόμηση κρυστάλλων θερμοφωταύγειας.....	37
3.8 Μετρητής θερμοφωταύγειας (TLD Reader)	37
3.9 Θερμική επεξεργασία των TLD's (Annealing).....	39
3.10 Παράγοντες αβεβαιότητας	39

Κεφάλαιο 4^ο Βιολογικά αποτελέσματα της έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία .. 40

4.1 Εισαγωγή	40
4.2 Βιολογικά αποτελέσματα σε μοριακό επίπεδο	40
4.2.1 Άμεση δράση.....	40

4.2.2 Έμμεση δράση	41
4.2.3 Η σημασία της βλάβης του DNA	41
4.3 Βιολογικά αποτελέσματα σε κυτταρικό επίπεδο.....	42
4.3.1 Γονιδιακές μεταλλάξεις.....	42
4.3.2 Χρωμοσωματικές ανωμαλίες.....	42
4.3.3 Κυτταρικός θάνατος	42
4.4 Βιολογικά αποτελέσματα σε επίπεδο ιστών – οργάνων – οργανισμού	43
4.4.1 Κατηγοριοποίηση των βιολογικών αποτελεσμάτων	43
Κεφάλαιο 5^ο Ακτινοσκόπηση	48
5.1 Εισαγωγή	48
5.2 Απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο	48
5.3 Περιγραφή του συστήματος Ακτινοσκόπησης.....	49
5.3.1 Ο ενισχυτής εικόνας	50
5.3.2 Ο φώσφορος εισόδου	51
5.3.3 Η εστίαση των ηλεκτρονίων.....	52
5.3.4 Ο φώσφορος εξόδου	53
5.3.5 Η λειτουργία του ενισχυτή εικόνας	54
5.3.6 Ο συντελεστής μετατροπής	54
5.3.7 Ο συντελεστής απόδοσης φωτεινότητας.....	54
5.4 Επίπεδος Ανιχνευτής	55
5.5 Λειτουργία της ακτινοσκόπησης.....	55
5.5.1 Συνεχής Ακτινοσκόπηση.....	55
5.5.2 Παλμική Ακτινοσκόπηση	55
5.5.3 Αντιπροσωπευτική εικόνα	56
5.5.4 Διατήρηση τελευταίας εικόνας.....	56
5.6 Δόση στον εξεταζόμενο.....	56
Κεφάλαιο 6^ο	58
6.1 Μονάδα Περιφερικής Αγγειογραφίας – DSA.....	58
6.2 Μετρητής DAP (Dose Area Product).....	59
6.3 Δόση στο προσωπικό	60
6.4 Έλεγχος ποιότητας.....	62
6.5 Βασικές Αρχές Ακτινοπροστασίας.....	62
Ειδικό μέρος	
Εισαγωγή.....	65
Κεφάλαιο 7ο Υλικά και Μέθοδοι	67
7.1 Υλικά	67

7.1.1 Πληροφορίες συστήματος	67
7.1.1.1 Ισοδοσικές Καμπύλες	68
7.1.1.2 Επισκόπηση συστήματος	69
7.1.2 Δοσιμετρία Θερμοφωταύγειας.....	72
7.1.3 Φυσικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα.....	75
7.1.4 Εξοπλισμός ακτινοπροστασίας	76
7.2 Μέθοδοι	77
7.2.1 Προσδιορισμός της δόσης στους επεμβατιστές.....	77
7.2.1.1 Διαδερμική ενδοαυλική αγγειοπλαστική (Percutaneous Transluminal Angioplasty - PTA).....	78
7.2.1.2 Ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος (EVAR).....	78
7.2.2 Προσδιορισμός της μείωσης της δόσης από τον προσωπικό εξοπλισμό ακτινοπροστασίας.....	78
7.2.3 Προσδιορισμός της μείωσης της δόσης από το σεντόνι ακτινοπροστασίας.....	79
7.2.4 Προσδιορισμός της αύξησης της δόσης ασθενή και επεμβατιστή λόγω της εισόδου του σεντονιού στο πεδίο	82
Κεφάλαιο 8^ο Επεξεργασία – Αποτελέσματα Μετρήσεων	85
8.1 Δόση στους επεμβατιστές κατά τη διάρκεια επεμβάσεων αγγειοπλαστικής.....	85
8.1.1 Υπολογισμός Ενεργού δόσης επεμβατιστών	92
8.2 Δόση στους επεμβατιστές κατά τη διάρκεια επεμβάσεων EVAR.....	93
8.2.1 Υπολογισμός Ενεργού δόσης επεμβατιστών	100
8.3 Η μείωση της δόσης με χρήση προσωπικού εξοπλισμού ακτινοπροστασίας	101
8.4 Η μείωση της δόσης με χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας	102
8.5 Αύξηση της δόσης σε επεμβατιστή και ασθενή λόγω τοποθέτησης σεντονιού εντός του πεδίου.....	104
8.5.1 Χρήση σεντονιού – εκτός πεδίου	105
8.5.2 Χρήση σεντονιού – ελάχιστα εντός πεδίου	106
8.5.3 Χρήση σεντονιού – αρκετά εντός πεδίου	107
Κεφάλαιο 9^ο Συζήτηση - Συμπεράσματα	108
Βιβλιογραφία	111

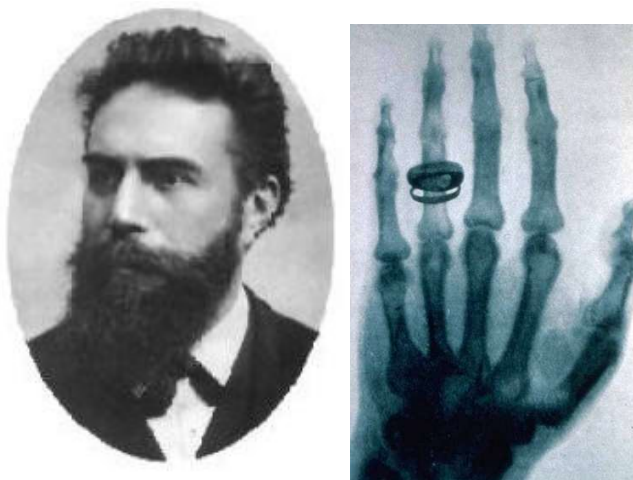
Γενικό μέρος

Κεφάλαιο 1^ο

Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας ύλης

1.1 Εισαγωγή

Προς το τέλος του 19ου αιώνα ο Γερμανός φυσικός Roentgen (Ρέντγκεν) μελετούσε τις ιδιότητες των ηλεκτρονίων που επιταχύνονταν, μέσα σε σωλήνα χαμηλής πίεσης, από ηλεκτρικό πεδίο και έπεφταν σε μεταλλικό στόχο. Ο Roentgen παρατήρησε ότι, όταν πλησίαζε στο σωλήνα μία φθορίζουσα ουσία, τότε η ουσία, ακτινοβολούσε φως, ενώ, όταν πλησίαζε ένα φωτογραφικό φιλμ, τότε αυτό μαύριζε. Υποστήριξε λοιπόν ότι τα φαινόμενα αυτά οφείλονταν σε ένα νέο άγνωστο και μυστηριώδη τύπο ακτινών, τις οποίες ονόμασε ακτίνες Χ. Το σύμβολο Χ χρησιμοποιήθηκε από το Roentgen για να δηλώσει την άγνωστη μέχρι τότε φύση των ακτίνων, όπως στην Άλγεβρα το σύμβολο Χ χρησιμοποιείται για να συμβολίσει μία άγνωστη ποσότητα. Οι ακτίνες Χ ονομάζονται και ακτίνες Roentgen[13].

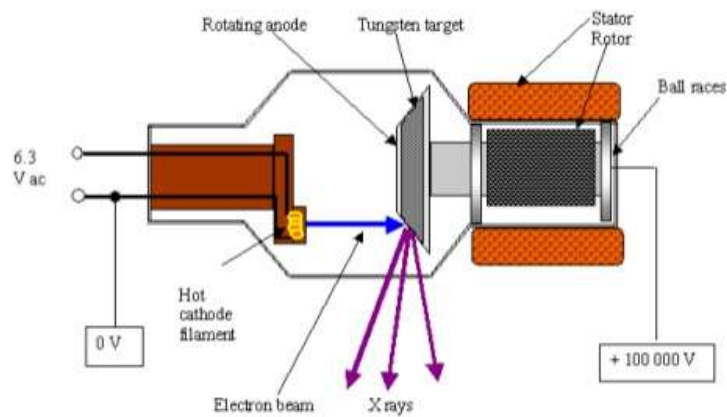


Εικόνα 1. Αριστερά - Wilhelm Roentgen (1845 – 1923) Ανακάλυψε το 1895 τις ακτίνες Χ. Το 1901 τιμήθηκε με το βραβείο Nobel. Δεξιά – Το χέρι της συζύγου του Βίχελμ Ρεντγκεν[14].

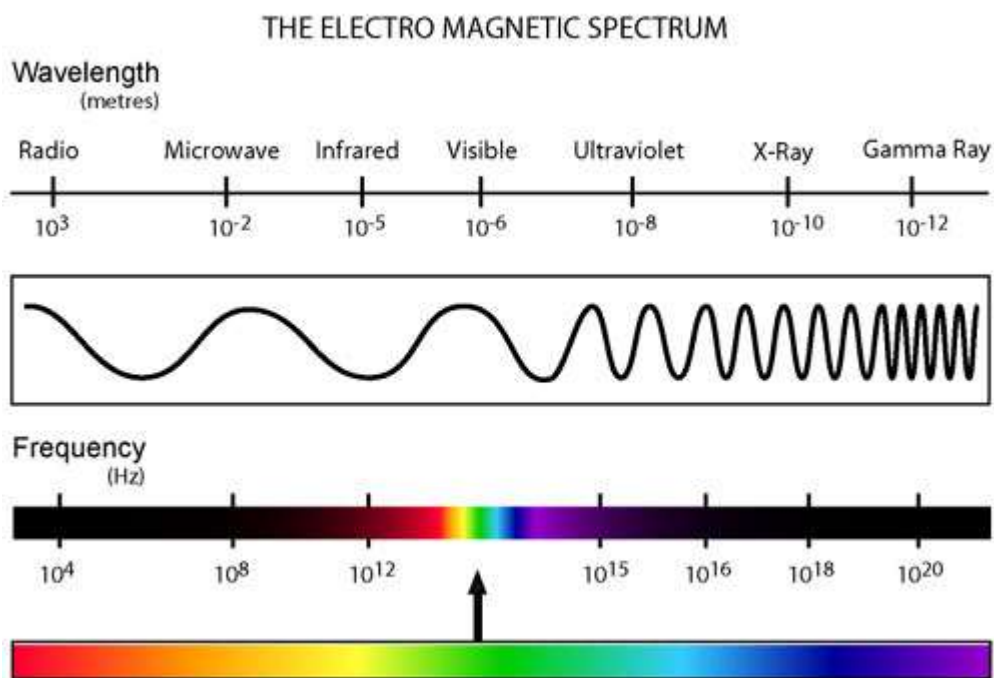
Ο πιο συνηθισμένος τρόπος παραγωγής ακτίνων Χ είναι μέσω της επιτάχυνσης ηλεκτρονίων από δυναμικό τάξης μεγέθους των δεκάδων χιλιάδων βολτ και πρόσπτωσή τους σε στόχο ο οποίος αποτελείται από μεταλλικό υλικό μεγάλου ατομικού αριθμού, συνήθως βολφράμιο ή μολυβδαίνιο για τις ακτινογραφίες. Τα ηλεκτρόνια προσπίπτοντας στο στόχο χάνουν σταδιακά την ενέργειά τους, εφ' όσον υφίστανται επιβραδύνσεις από τα άτομα του υλικού του στόχου. Εντούτοις η ενέργεια που αποδίδουν στα άτομα του στόχου είναι αρκετή για να διεγείρει και ηλεκτρόνια των εσωτερικών στοιβάδων των ατόμων. Αποτέλεσμα αυτού είναι η

συμπλήρωση των στοιβάδων αυτών από ηλεκτρόνια υψηλότερων ενεργειακά στοιβάδων και έτσι παράγονται τα φωτόνια των ακτίνων Χ. Επειδή τα ηλεκτρόνια που έχουν επιταχυνθεί αρχικά εναποθέτουν συγκεκριμένες τιμές ενέργειας στα άτομα του στόχου, το φάσμα που προέρχεται από την αποδιέγερση και συμπλήρωση των στοιβάδων των ατόμων του μεταλλικού στόχου, είναι γραμμικό. Υπάρχει όμως και ένα συνεχές τμήμα του φάσματος των ακτίνων Χ το οποίο προέρχεται από τη λεγόμενη ακτινοβολία πέδησης (Bremsstrahlung) που δίνεται από τα ηλεκτρόνια που επιταχύνονται από το ισχυρό ηλεκτρικό πεδίο που υπάρχει κοντά στον μεγάλο ατομικού αριθμού πυρήνα[14].

Παραγωγή ακτίνων Χ



Εικόνα 2. Λυχνία Coolidge[15]



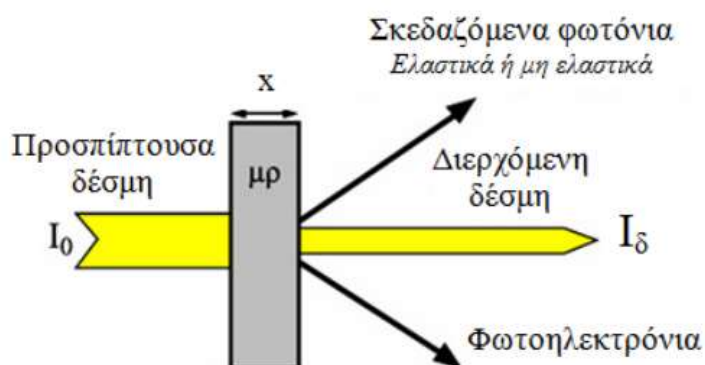
Εικόνα 3. Φάσμα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας[16].

Όταν μια δέσμη φωτονίων (x – ray beam) διαπερνά κάποιο υλικό όπως είναι οι ιστοί του ανθρωπίνου σώματος, μέρος της ενέργειας της δέσμης μεταφέρεται στο μέσο και προκαλεί βιολογικές βλάβες. Η ενέργεια που εναποτίθεται ανά μονάδα μάζας του μέσου, αναφέρεται ως απορροφηθείσα δόση και είναι ένα χρήσιμο μέγεθος για την πρόβλεψη των βιολογικών αποτελεσμάτων. Τα γεγονότα που έρχονται σαν αποτέλεσμα της απορροφηθείσας δόσης είναι αρκετά περίπλοκα. Το αρχικό βήμα των αλληλεπιδράσεων που ακολουθούν συνήθως είναι η σύγκρουση μεταξύ φωτονίου και ηλεκτρονίων του μέσου που έχει σαν αποτέλεσμα την εκπομπή ακτινοβολίας και την σκέδαση ηλεκτρονίων υψηλής ταχύτητας (high speed electron). Κατά τη διάδοση των συγκεκριμένων ηλεκτρονίων στους ιστούς, προκαλούνται ιονισμοί, διεγέρσεις των ατόμων, διάλυση μοριακών δεσμών. Όλα αυτά έχουν σαν αποτέλεσμα βιολογικές βλάβες. Το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας μετατρέπεται σε θερμότητα. Κάποια από τα ηλεκτρόνια μπορεί να αλληλεπιδράσουν με κάποιο πυρήνα και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης. Η παραγόμενη κατά αυτόν τον τρόπο ακτινοβολία πέδησης καθώς και η σκεδαζόμενη ακτινοβολία μπορούν να προκαλέσουν με τον ίδιο τρόπο αλυσιδωτές αλληλεπιδράσεις. Συνήθως χρειάζονται περίπου 30 αλληλεπιδράσεις για να μετατραπεί το σύνολο της ενέργειας του φωτονίου σε κινητική ενέργεια ηλεκτρονίων[1].

1.2 Εξασθένιση δέσμης ακτίνων X ή γ

Οι αλληλεπιδράσεις φωτονίων με την ύλη, στην περίπτωση που αυτά αποτελούν δέσμη, οδηγεί στην εξασθένησή της. Όταν ακτινοβολία ακτίνων – X

προσπίπτει σε λεπτό φύλλο, ποσοστό αυτής αλληλεπιδρά με τα άτομα του στόχου ενώ το υπόλοιπο διέρχεται χωρίς να αλληλεπιδράσει.



Εικόνα 4. Προσπίπτουσα δέσμη σε υλικό πάχους x .

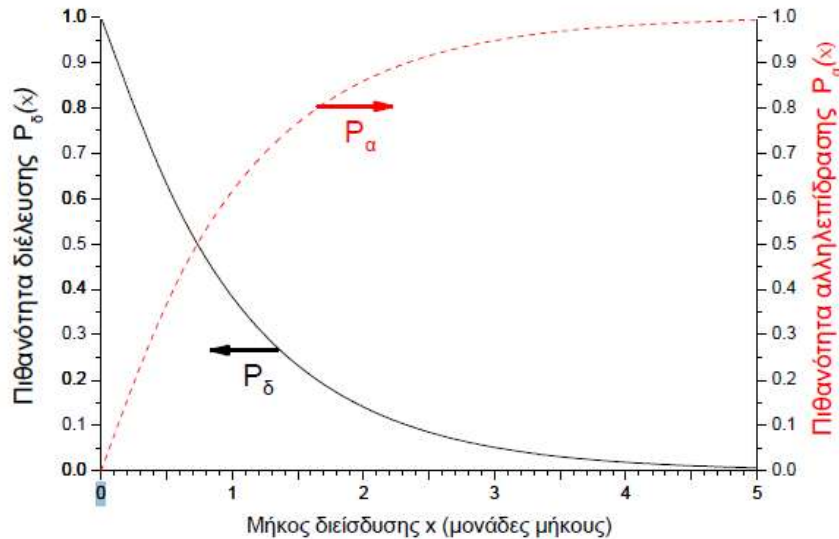
Σύμφωνα με το νόμο Beer – Lambert, για ίσα στοιχειώδη χωρικά διαστήματα dx σε ομογενές υλικό, η στοιχειώδης πιθανότητα αλληλεπίδρασης του φωτονίου dP_a είναι σταθερή και ανεξάρτητη του βάθους αλληλεπίδρασης x . Η παραπάνω πρόταση εκφράζεται από τη σχέση :

$$dP_a = \mu_m \cdot \rho \cdot dx$$

Η πιθανότητα διέλευσης $P_\delta(x)$ το φωτόνιο να διασχίσει απόσταση x χωρίς να αλληλεπιδράσει, προκύπτει από ολοκλήρωση της παραπάνω σχέσης και είναι ίση με :

$$P_\delta(x) = e^{-\mu \cdot \rho \cdot x} \quad \text{Beer – Lambert}$$

Η πιθανότητα διέλευσης του φωτονίου ελαττώνεται εκθετικά με το βάθος διείσδυσης. Καθότι το άθροισμα της πιθανότητας διέλευσης $P_\delta(x)$ και της πιθανότητας αλληλεπίδρασης $P_a(x)$ είναι ίσο με τη μονάδα από την παραπάνω σχέση προκύπτει ότι η πιθανότητα το φωτόνιο να έχει αλληλεπιδράσει σε απόσταση x είναι ίση με :



Εικόνα 5. Πιθανότητα διέλευσης (συνεχής γραμμή, αριστερός άξονας) και αλληλεπίδρασης (διακεκομμένη γραμμή, δεξιός άξονας) φωτονίου.

$$P_{\alpha}(x) = 1 - e^{-\mu_m \cdot \rho \cdot x}$$

Εάν η ένταση της προσπίπτουσας δέσμης φωτονίων είναι I_0 , η ένταση της δέσμης $I(x)$ σε βάθος x δίνεται από την παρακάτω σχέση [2] :

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu_m \cdot \rho \cdot x}$$

1.3 Ολικός μαζικός συντελεστής εξασθένησης

Ποσοτικά η πιθανότητα φωτοηλεκτρικής απορρόφησης περιγράφεται από τον μαζικό συντελεστή φωτοηλεκτρικής απορρόφησης, τ_m , η πιθανότητα ελαστικής σκέδασης περιγράφεται από τον μαζικό συντελεστή ελαστικής σκέδασης, σ_m^R , και η πιθανότητα μη-ελαστικής σκέδασης φωτονίου από άτομο είναι ανάλογη του μαζικού συντελεστή μη-ελαστικής σκέδασης, σ_m^C .

Η ολική πιθανότητα αλληλεπίδρασης φωτονίου με το άτομο είναι ανάλογη του ολικού μαζικού συντελεστή εξασθένησης μ_m , ο οποίος ισούται με το άθροισμα των επιμέρους μαζικών συντελεστών απορρόφησης :

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m^R + \sigma_m^C$$

Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης έχει μονάδες επιφάνειας ανά μάζα και στην περιοχή των ακτίνων-Χ η συνήθης μονάδα είναι cm^2/gr .

Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης (ισοδύναμα η πιθανότητα αλληλεπίδρασης του φωτονίου με άτομο) είναι συνάρτηση της ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου. Η πιθανότητα φωτοηλεκτρικής απορρόφησης είναι τάξεις μεγέθους μεγαλύτερη από την πιθανότητα ελαστικής ή μη ελαστικής σκέδασης. Ο μαζικός συντελεστής φωτοηλεκτρικής απορρόφησης είναι, σε πρώτη προσέγγιση, αντιστρόφως ανάλογος της τρίτης δύναμης της ενέργειας του φωτονίου [2] :

$$\tau_m \propto E_{\varphi}^{-3}$$

1.4 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης

1.4.1 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι μια κβαντική διεργασία κατά την οποία απελευθερώνονται ηλεκτρόνια από μια επιφάνεια αγωγού όταν προσπέσει σε αυτή ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία συχνότητας τέτοιας ώστε τα ηλεκτρόνια να κατορθώσουν να υπερπηδήσουν το φράγμα δυναμικής ενέργειας που τα συγκρατεί στην επιφάνεια αυτή. Τα ηλεκτρόνια που εκπέμπονται μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να παραχθεί ηλεκτρικό ρεύμα.

Η εξήγηση του φωτοηλεκτρικού φαινομένου δόθηκε το 1905 από τον Α. Einstein. Σύμφωνα με την πρόταση του, το φως συμπεριφέρεται σαν να αποτελείται από διακριτά, μεμονωμένα πακέτα ενέργειας τα “κβάντα” φωτός, το καθένα από τα οποία έχει ενέργεια :

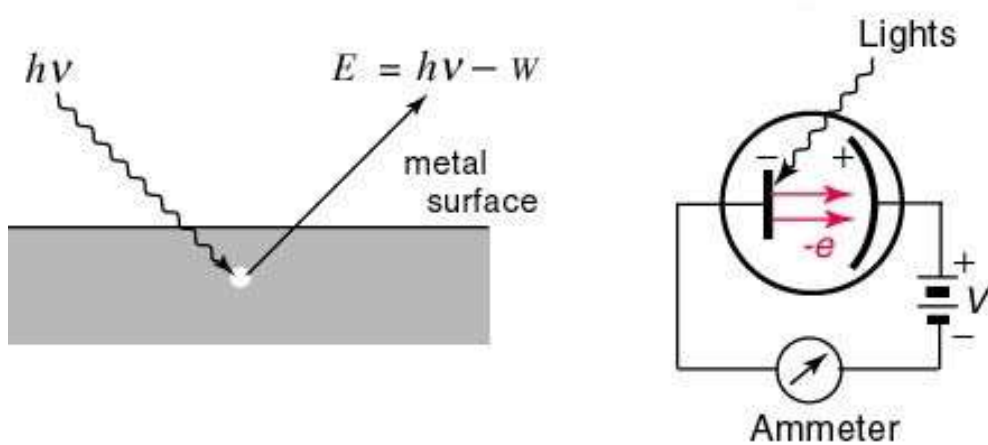
$$E = h \cdot f$$

Έτσι, κατά την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με τα ηλεκτρόνια του μετάλλου το κάθε φωτόνιο αποδίδει όλη την ενέργεια του σε ένα ηλεκτρόνιο. Αν η ενέργεια του φωτονίου είναι μεγαλύτερη από το έργο εξόδου W του μετάλλου, δηλαδή το έργο που απαιτείται για να αποσπαστεί το ηλεκτρόνιο από το στερεό σώμα, τότε αυτό εκπέμπεται με (μέγιστη) κινητική ενέργεια :

$$K_{max} = h \cdot f - W$$

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο συνίσταται στην παρακάτω συμπεριφορά ενός φωτιζόμενου μετάλλου:

- Το μέταλλο φορτίζεται μόνο όταν ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία έχει συχνότητα μεγαλύτερη ή ίση από μια ορισμένη τιμή. Η τιμή αυτή ονομάζεται οριακή συχνότητα ή διαφορετικά συχνότητα κατωφλίου.
- Αν η συχνότητα της ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη η ίση της συχνότητας κατωφλίου ο αριθμός των ηλεκτρονίων που εκπέμπονται είναι ανάλογος της έντασης της προσπίπτουσας ακτινοβολίας.
- Η εκπομπή φωτοηλεκτρονίων από το μέταλλο γίνεται σχεδόν ταυτόχρονα με το φωτισμό της επιφάνειάς του (για την ακρίβεια ο χρόνος από το φωτισμό του μετάλλου μέχρι την εκπομπή φωτοηλεκτρονίων είναι μικρότερος του 10^{-9}s).
- Η μέγιστη κινητική ενέργεια με την οποία τα φωτοηλεκτρόνια εγκαταλείπουν το μέταλλο είναι ανάλογη της συχνότητας της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, και ανεξάρτητη από την έντασή της.



Εικόνα 6. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο.

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι φαινόμενο χαμηλών ενεργειών και αποτελεί τον κύριο τρόπο αλληλεπίδρασης φωτονίων και μαλακών ιστών σε κλίμακα ενεργειών φωτονίων από 10 KeV μέχρι 100 KeV[3,4].

1.4.2 Φαινόμενο Compton

Η σκέδαση Compton είναι η μη-ελαστική σκέδαση φωτονίων υψηλής ενέργειας (γ-ακτινοβολία ή ακτίνες Χ) από ελεύθερα ηλεκτρόνια. Σκέδαση

Compton μπορεί να συμβεί και στη περίπτωση αλληλεπίδρασης φωτονίων με τα χαλαρά δέσμια ηλεκτρόνια των εξωτερικών ατομικών φλοιών.

Κατά τη σκέδαση Compton το φωτόνιο μεταφέρει μέρος της ενέργειας του στο ηλεκτρόνιο. Η διαφορά του μήκους κύματος του σκεδαζόμενου φωτονίου λ' από το μήκος κύματος του αρχικού φωτονίου λ δίνεται από την εξίσωση Compton :

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta)$$

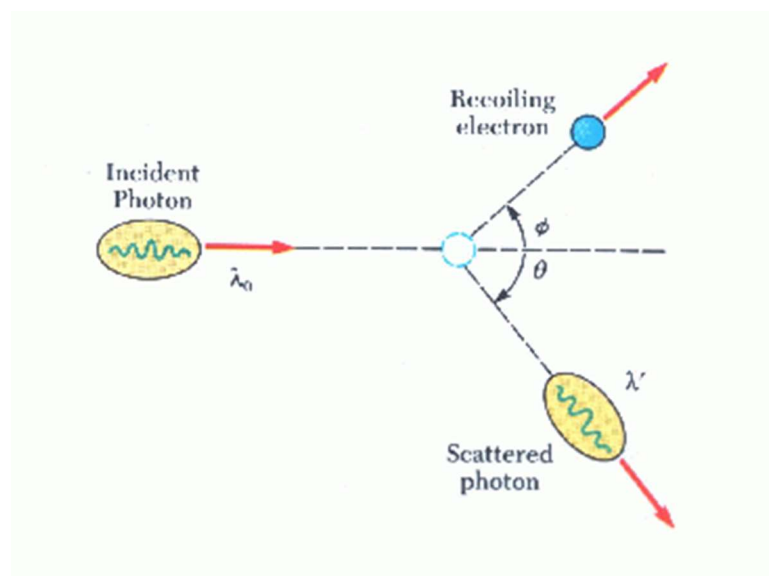
όπου :

h η σταθερά του Planck

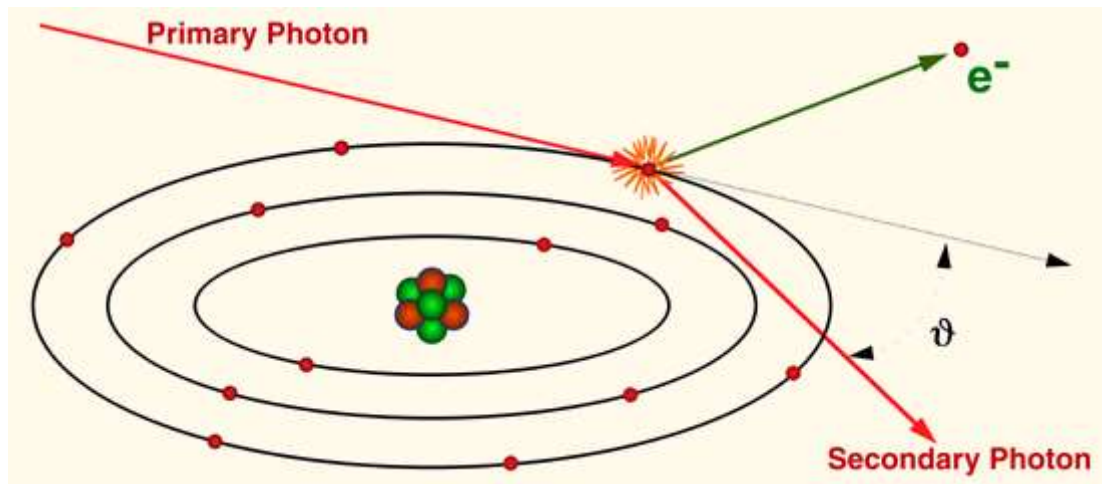
m_e η μάζα ηρεμίας του ηλεκτρονίου

c η ταχύτητα του φωτός και

θ η γωνία σκέδασης, δηλαδή η γωνία της κατεύθυνσης του σκεδασμένου φωτονίου ως προς την κατεύθυνση του αρχικού φωτονίου.



Εικόνα 7. Σκέδαση Compton φωτονίου από ελεύθερο ηλεκτρόνιο.



Εικόνα 8. Σκέδαση Compton από χαλαρά δέσμιο ηλεκτρόνιο εξωτερικού ατομικού φλοιού.

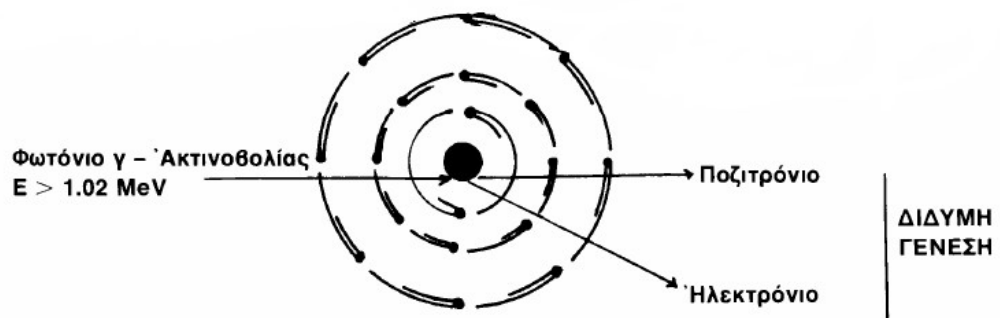
Η πιθανότητα αλληλεπίδρασης είναι ανεξάρτητη από τον ατομικό αριθμό του υλικού. Εξαρτάται από την ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου και την ηλεκτρονική πυκνότητα του υλικού. Ο σκεδασμός Compton είναι φαινόμενο μέσω και υψηλών ενεργειών και αποτελεί τον κύριο τρόπο αλληλεπίδρασης φωτονίων και μαλακών ιστών σε κλίμακα ενεργειών φωτονίων από 30 KeV μέχρι 30 MeV [3,4].

1.4.3 Δίδυμη γένεση.

Το φαινόμενο της δίδυμης γένεσης (pair production) είναι η μετατροπή φωτονίου ενέργειας $E_\gamma \geq 2m_e c^2$ σε ζεύγος ηλεκτρονίου – ποζιτρονίου σύμφωνα με την αντίδραση :

$$\gamma \rightarrow e^- + \beta^+$$

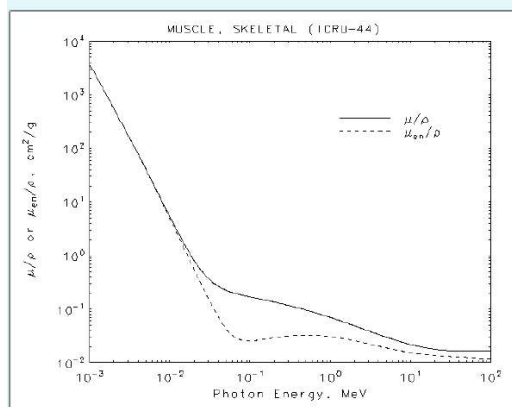
Για να συμβεί αυτό πρέπει η ενέργεια του φωτονίου να είναι μεγαλύτερη ή ίση από το διπλάσιο της ενέργειας ηρεμίας του ηλεκτρονίου, δηλαδή $E_\gamma \geq 1.022 \text{ MeV}$. Για λόγους διατήρησης ενέργειας και ορμής η παραπάνω αντίδραση μπορεί να πραγματοποιηθεί μόνο κοντά σε ατομικό πυρήνα. Η πιθανότητα πραγματοποίησης του φαινομένου αυτού αυξάνει με την αύξηση της ενέργειας του φωτονίου και για φωτόνια μεγάλης ενέργειας είναι ο κύριος μηχανισμός αλληλεπίδρασης τους με την ύλη.



Εικόνα 9. Σχηματική αναπαράσταση Δίδυμης γένεσης.

Η πιθανότητα αλληλεπίδρασης είναι ανάλογη του ατομικού αριθμού του υλικού και ανάλογη της ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου. Η δίδυμη γένεση είναι φαινόμενο υψηλών ενεργειών και αποτελεί τον κύριο τρόπο αλληλεπίδρασης φωτονίων και μαλακών ιστών σε κλίμακα ενεργειών φωτονίων από 1 MeV μέχρι 100 MeV[3,4].

Σχετική σημασία των φαινομένων - βιολογικοί ιστοί



Σκελετικός μυς $\rho = 1.04 \text{ g/cm}^3$

Ενέργεια	Κυρίαρχο Φαινόμενο
< 50 keV	Φωτοηλεκτρικό
50 keV – 90 keV	Φωτοηλεκτρικό και Compton
200 keV – 2 MeV	Compton
5 MeV – 10 MeV	Δίδυμη γένεση παίζει ρόλο
> 50 MeV	Δίδυμη γένεση

Εικόνα 10. Κυρίαρχα φαινόμενα συναρτήσει των ενεργειών [5].

Κεφάλαιο 2^ο

Δοσιμετρία Ακτινοβολιών

2.1 Εισαγωγή

Η δοσιμετρία ιοντιζουσών ακτινοβολιών είναι ο κλάδος της επιστήμης που ασχολείται με τις μετρήσεις των ιοντιζουσών ακτινοβολιών, με σκοπό την ποσοτική έκφραση της σχέσης μεταξύ των χαρακτηριστικών ενός πεδίου ακτινοβολίας και του αποτελέσματος της ακτινοβολήσης ενός συστήματος. Ασχολείται κυρίως με τον προσδιορισμό της απορροφούμενης δόσης και συγγενών ποσοτήτων, όπως η έκθεση και το kerma. Η γνώση των δοσιμετρικών στοιχείων είναι απαραίτητη προϋπόθεση στους τομείς που σχετίζονται με τις ιοντίζουσες ακτινοβολίες, όπως η ακτινοδιάγνωση, η ακτινοθεραπεία και ακτινοπροστασία.

Η ακτινοβολήση ενός συστήματος με ιοντίζουσα ακτινοβολία μπορεί να οδηγήσει στην εμφάνιση ακτινοπροκλητών φαινομένων. Τέτοια φαινόμενα είναι η αύξηση της θερμοκρασίας ενός σώματος, η απελευθέρωση ιόντων και ηλεκτρονίων, η μετάλλαξη ορισμένου τύπου του DNA ενός κυττάρου. Τα ακτινοπροκλητά φαινόμενα, φυσικά, χημικά, ή βιολογικά, σχετίζονται με τη φυσική ποσότητα, εναποτιθέμενη ενέργεια. Σε ορισμένες περιπτώσεις η εμφάνισή τους επηρεάζεται και από την κατανομή της εναποτιθέμενης ενέργειας στο χρόνο και στο χώρο σε μικροσκοπικό επίπεδο [6].

2.2 Στοχαστικές ποσότητες

Προσδιδόμενη ενέργεια (energy deposit) , E_i , από ένα μεμονωμένο γεγονός ονομάζεται η ποσότητα :

$$E_i = T_{in} - T_{out} + Q_{\Delta m}$$

Όπου :

T_{in} : η συνολική ενέργεια (με εξαίρεση την ενέργεια μάζας ηρεμίας) του ιονίζοντος σωματιδίου πριν από την αλληλεπίδραση,

T_{out} : το άθροισμα των ενεργειών (με εξαίρεση την ενέργεια μάζα ηρεμίας) των σωματιδίων που εκτινάσσονται λόγω της

$Q_{\Delta m}$: το άθροισμα όλων των αλλαγών (θετικών ή αρνητικών) των ενεργειών μάζας ηρεμίας όλων των πυρήνων και των στοιχειωδών σωματιδίων που εμπλέκονται σε οποιαδήποτε πυρηνική μετατροπή συνέβη κατά την αλληλεπίδραση.

Εναποτιθέμενη ενέργεια (imparted energy), E, από ιοντίζουσα ακτινοβολία στην ύλη που βρίσκεται σε ένα όγκο V, είναι το άθροισμα όλων των ενεργειών που προσδόθηκαν μέσα στον όγκο από μεμονωμένα γεγονότα, δηλαδή :

$$E = \sum E_i$$

Μονάδα της εναποτιθέμενης ενέργειας στο S.I. είναι το J, συχνά όμως χρησιμοποιείται η μονάδα eV. Η εναποτιθέμενη ενέργεια μπορεί να εκφραστεί εναλλακτικά ως

$$E = R_{in} - R_{out} + \sum Q_{\Delta m}$$

Όπου :

R_{in} : η ενέργεια της ακτινοβολίας που προσπίπτει στον όγκο, δηλαδή το άθροισμα των ενεργειών (με εξαίρεση την ενέργεια μάζας ηρεμίας) όλων των σωματιδίων, φορτισμένων και αφόρτιστων που μπαίνουν στον όγκο και μπορούν να ιονίσουν,

R_{out} : η ενέργεια της ακτινοβολίας που βγαίνει από τον όγκο, δηλαδή το άθροισμα των ενεργειών (με εξαίρεση την ενέργεια μάζας ηρεμίας) όλων των σωματιδίων που βγαίνουν από τον όγκο,

$\sum Q_{\Delta m}$: το άθροισμα όλων των αλλαγών (θετικών ή αρνητικών) των ενεργειών της ενέργειας ηρεμίας όλων των πυρήνων και των στοιχειωδών σωματιδίων λόγω οποιασδήποτε πυρηνικής μετατροπής που έγινε στον όγκο.

Ειδική εναποτιθέμενη ενέργεια (specific imparted energy), z, στην ύλη που βρίσκεται σε ένα όγκο V ονομάζεται το πηλίκο της εναποτιθέμενης ενέργειας στον όγκο ως προς τη μάζα m, που βρίσκεται μέσα στον όγκο, δηλαδή :

$$Z = \frac{E}{m}$$

Μονάδα της ειδικής εναποτιθέμενης ενέργειας είναι το 1 Gy = 1 J/Kg

Λόγω του στατιστικού χαρακτήρα της εκπομπής ακτινοβολίας από τις πηγές και τις αλληλεπιδράσεις της με την ύλη, η εναποτιθέμενη ενέργεια παρουσιάζει στατιστικές διακυμάνσεις, είναι δηλαδή μια στοχαστική ποσότητα. Ως εκ τούτου συχνά ενδιαφερόμαστε για την συνάρτηση κατανομής $F(z)$, δηλαδή την πιθανότητα η ειδική ενέργεια να είναι ίση ή μικρότερη της τιμής z , καθώς και για την πυκνότητα πιθανότητας της z , την ποσότητα $f(z)$, όπου [6] :

$$f(z) = \frac{dF(z)}{dz}$$

2.3 Μη στοχαστικές ή Προσδιορίσιμες ποσότητες

Απορροφούμενη δόση, D, (absorbed dose) σε ένα σημείο ονομάζεται το όριο της αναμενόμενης τιμής της ειδικής εναποτιθέμενης ενέργειας $\langle z \rangle$ σε ένα όγκο, όταν η μάζα m , που αντιστοιχεί στον όγκο τείνει στο μηδέν.

$$D = \lim_{m \rightarrow 0} \langle z \rangle$$

Μονάδα της είναι το 1 Gy = 1 J/Kg

Η απορροφούμενη δόση σε ένα σημείο ορίζεται εναλλακτικά σαν η παράγωγος της αναμενόμενης τιμής της εναποτιθέμενης ενέργειας $\langle E \rangle$, ως προς την μάζα.

$$D = \frac{d\langle E \rangle}{dm}$$

Η απορροφούμενη δόση είναι μη στοχαστική ποσότητα, που αντιστοιχεί στην ειδική εναποτιθέμενη ενέργεια.

Ρυθμός απορροφούμενης δόσης (absorbed dose rate), ονομάζεται η παράγωγος της απορροφούμενης δόσης σε ένα σημείο ως προς το χρόνο :

$$D = \frac{dD}{dt}$$

Μονάδα είναι το 1 Gy /s

Kerma (kinetic energy released in matter) , K, σε ένα σημείο ορίζεται το πηλίκο dE_{tr} προς dm , όπου dE_{tr} είναι η αναμενόμενη τιμή του αθροίσματος της αρχικής ενέργειας όλων των φορτισμένων σωματιδίων, που ελευθερώνονται από εμμέσως ionτίζουσες ακτινοβολίες στον όγκο, όπου υπάρχει μάζα dm .

$$K = \frac{\langle dE_{tr} \rangle}{dm}$$

Μονάδα είναι το 1 Gy = 1 J/Kg

Έκθεση, (exposure), X, ορίζεται το πηλίκο dQ προς dm , όπου dQ είναι η απόλυτη τιμή του συνολικού φορτίου όλων των σωματιδίων ενός προσήμου, θετικού ή αρνητικού, που παράγονται σε μάζα αέρα dm , όταν τα ηλεκτρόνια και τα ποζιτρόνια που ελευθερώνονται λόγω ακτινοβολήσης με φωτόνια, σταματούν στον αέρα.

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Μονάδα είναι το 1 C/Kg

Οι στοχαστικές ποσότητες, όπως η ειδική εναποτιθέμενη ενέργεια, έχουν τα εξής χαρακτηριστικά :

- Ορίζονται μόνο σε καθορισμένες περιοχές του χώρου και του χρόνου και δεν μπορούμε να αναφερόμαστε σε ρυθμό μεταβολής τους,
- Δεν μπορούμε να προβλέψουμε την τιμή τους, μπορούμε όμως να ξέρουμε την κατανομή πιθανοτήτων των τιμών των ποσοτήτων αυτών,
- Το γεγονός του στατιστικού χαρακτήρα δεν σχετίζεται με την ακρίβεια μέτρησής του.

Σε αντίθεση με τα παραπάνω, οι μη στοχαστικές ποσότητες όπως η απορροφούμενη δόση,

- Είναι σημειακές συναρτήσεις και παραγωγίσιμες ως προς το χρόνο και το χώρο,

- Μπορούν να υπολογισθούν,
- Μπορούν να εκτιμηθούν σαν μέσες τιμές των αντίστοιχων στοχαστικών ποσοτήτων [6].

2.4 Δοσιμετρικά μεγέθη στην ακτινοπροστασία

Στην ακτινοπροστασία, η δόση σε ένα σημείο έχει μικρή σημασία. Αυτό που μας ενδιαφέρει είναι η μέση τιμή της απορροφούμενης δόσης στους ιστούς και στα όργανα του ανθρώπινου σώματος. Η δόση ιστού ή οργάνου.

Η εμφάνιση βιολογικών αποτελεσμάτων σε ένα ιστό ή όργανο εξαρτάται κυρίως από τους εξής παράγοντες :

- Τη μέση δόση που θα απορροφηθεί,
- Το είδος της ακτινοβολίας,
- Τη συνολική διάρκεια και τη χρονική κατάτμηση της ακτινοβολήσης,
- Την ηλικία και το φύλο του ακτινοβοληθέντος ατόμου,
- Τη θερμοκρασία και την οξυγόνωση, και
- Την ύπαρξη ορισμένων χημικών ουσιών (ουσίες που ευαισθητοποιούν ή προστατεύουν).

2.4.1 Ισοδύναμη δόση ιστού ή οργάνου (Organ or tissue equivalent dose)

Η βλάβη που μπορεί να επιφέρει η ακτινοβολία σε ένα ιστό εξαρτάται και από το είδος της ακτινοβολίας. Η βλάβη που θα προκληθεί από δεδομένη απορροφούμενη δόση, εξαρτάται άμεσα από τη διεισδυτικότητα της ακτινοβολίας. Άρα για να αποτιμηθεί η βιολογική βλάβη σε έναν ιστό δεν αρκεί ο προσδιορισμός της απορροφούμενης δόσης. Πρέπει το ποσό αυτό να πολλαπλασιαστεί με έναν αριθμητικό παράγοντα που να χαρακτηρίζει το LET της προσβάλλουσας ακτινοβολίας και κατ' επέκταση τη σχετική βαρύτητα της βλάβης που προκαλεί στον ιστό. Ο παράγοντας αυτός καλείται συντελεστής στάθμισης w_R , και χαρακτηρίζει το είδος της ακτινοβολίας [7].

Ισοδύναμη δόση ($H_{T,R}$) : Η απορροφούμενη δόση, στον ιστό ή το όργανο T σταθμισμένη για το είδος και την ποιότητα της ακτινοβολίας R. Δίνεται από τον τύπο

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R}$$

$D_{T,R}$, η απορροφούμενη μέση δόση σε ιστό ή όργανο T λόγω της ακτινοβολίας R, w_R , είναι ο συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας.

Όταν το πεδίο ακτινοβολίας αποτελείται από είδη και ενέργειες με διαφορετικές τιμές του w_R , η συνολική ισοδύναμη δόση H_T δίνεται από τον τύπο [3] :

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

Η μονάδα ισοδύναμης δόσης είναι το Sievert (Sv).

Ισοδύναμη Δόση $H_T = w_R D_{T,R}$ (w_R = Συντελεστής βάρους ακτινοβολίας)	
Τύπος και Ενέργεια Ακτινοβολίας	Συντελεστής βάρους ακτινοβολίας w_R
Φωτόνια (όλες οι ενέργειες)	1
Ηλεκτρόνια (όλες οι ενέργειες)	1
Νετρόνια, ενέργειες < 10 KeV	5
Νετρόνια, ενέργειες 10 KeV – 100 KeV	10
Νετρόνια, ενέργειες >100 KeV – 2 MeV	20
Νετρόνια, ενέργειες >2 MeV – 20 MeV	10
Νετρόνια, ενέργειες > 20 MeV	5
Πρωτόνια, ενέργειες > 2 MeV	5
Σωματίδια (α), προϊόντα σχάσεων, βαρείς πυρήνες	20

Πίνακας 1. Συντελεστές βάρους ακτινοβολίας.

2.4.2 Ενεργός δόση (Effective Dose)

Οι ανθρώπινοι ιστοί παρουσιάζουν διαφορετική ευαισθησία στην προσπίπτουσα ακτινοβολία. Έτσι για δεδομένη ισοδύναμη δόση H_T ο κάθε ακτινοβολούμενος ιστός, συμβάλλει με διαφορετικό τρόπο στο συνολικό κίνδυνο της υγείας του ανθρώπου. Έτσι, η ακτινοβόληση του μυελού των οστών θέτει σε μεγαλύτερο κίνδυνο τον άνθρωπο από ότι η ακτινοβόληση του δέρματος με ίση ισοδύναμη δόση H_T . Για την εκτίμηση επομένως του συνολικού κινδύνου για την υγεία του εκτιθέμενου από την ακτινοβόληση του συγκεκριμένου ιστού η ισοδύναμη δόση H_T πρέπει να διορθωθεί κατά ένα συντελεστή w_T που χαρακτηρίζει την ευαισθησία του ιστού. Το φυσικό μέγεθος που προκύπτει ονομάζεται ενεργός δόση [7].

Ενεργός δόση (E) : Το άθροισμα των σταθμισμένων ισοδύναμων δόσεων από εσωτερική και εξωτερική ακτινοβόληση, σε όλους τους ιστούς και τα όργανα του σώματος. Δίνεται από τον τύπο [3] :

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

$D_{T,R}$: η απορροφούμενη μέση δόση σε ιστό ή όργανο T λόγω της ακτινοβολίας R,

w_R : είναι ο συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας,

w_T : είναι ο συντελεστής στάθμισης ιστού για τον ιστό η το όργανο T,

Η μονάδα ενεργού δόσης είναι το Sievert (Sv).

$$\text{Ενεργός Δόση } E = \sum_T (H_T \cdot w_T) \quad (w_T = \text{Συντελεστής βάρους οργάνου})$$

Ιστός η όργανο	Συντελεστής βάρους οργάνου w_T
Γονάδες	0.2
Ερυθρός μυελός	0.12
Πνεύμονας	0.12
Ουροδόχος κύστη	0.05
Ήπαρ	0.05
Οισοφάγος	0.05
Θυροειδής	0.05
Δέρμα	0.01
Επιφάνεια οστών	0.01

Πίνακας 2. Συντελεστές βάρους οργάνου.

2.4.3 Ισοδύναμη προσωπική δόση

Ισοδύναμη προσωπική δόση βάθους d , $H_p(d)$, (personal dose equivalent) : Η ισοδύναμη δόση σε μαλακό ιστό στο βάθος d , κάτω από ένα οριζόμενο σημείο του ανθρωπίνου σώματος. Στην περίπτωση δοσιμέτρων προσωπικού η ισοδύναμη προσωπική δόση εκφράζεται συνήθως σε βάθος 10 mm για δοσίμετρα σώματος και για βάθος 0,07 mm για δοσίμετρα χειρός[6].

2.4.4 Ισοδύναμη δόση περιβάλλοντος

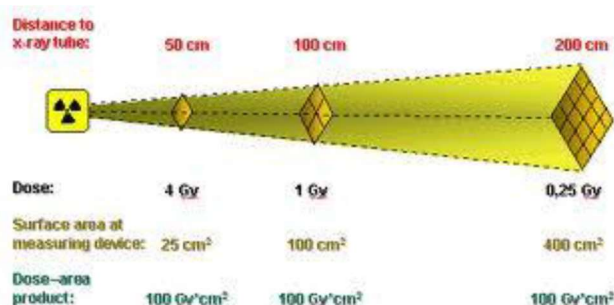
Ισοδύναμη δόση περιβάλλοντος βάθους d , $H^*(d)$: Η ισοδύναμη δόση σε ένα σημείο του πεδίου ακτινοβολίας την οποία θα παρήγαγε το αντίστοιχο διευρυμένο και ευθυγραμμισμένο πεδίο σε βάθος d (σφαίρας διαμέτρου 30 cm της οποίας το κέντρο βρίσκεται στο σημείο αυτό και η οποία συνιστάται από υλικό ισοδύναμο προς μαλακό ιστό πυκνότητας 1 g/cm^{-3}) στην ακτίνα που είναι αντίθετη προς την κατεύθυνση του ευθυγραμμισμένου πεδίου [6].

2.4.5 Dose Area Product (DAP)

Είναι το γινόμενο της δόσης D , που απορροφάται από μια επιφάνεια εμβαδού A , επί το εμβαδόν της επιφάνειας αυτής.

$$\text{DAP} = D \times A$$

Μονάδα μέτρησης $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$



Εικόνα 11. Dose Area Product[17]

Κεφάλαιο 3^ο

Δοσιμετρία Θερμοφωταύγειας

3.1 Εισαγωγή

Ως φωταύγεια ορίζεται το φαινόμενο κατά το οποίο ένα υλικό εκπέμπει ακτινοβολία μετά από διέγερση η οποία δεν προέρχεται από τη θέρμανσή του μέχρι σημείου πυρακτώσεως. Τα υλικά θερμοφωταύγειας (φωταυγάζοντα ή φωτογενή υλικά), έχουν σαν χαρακτηριστικό τους την απορρόφηση συγκεκριμένου τύπου ενέργειας, την αποθήκευση μέρους αυτής, καθώς και την επανεκπομπή της σε μορφή οπτικής ακτινοβολίας.

3.2 Φαινόμενα Φωταύγειας

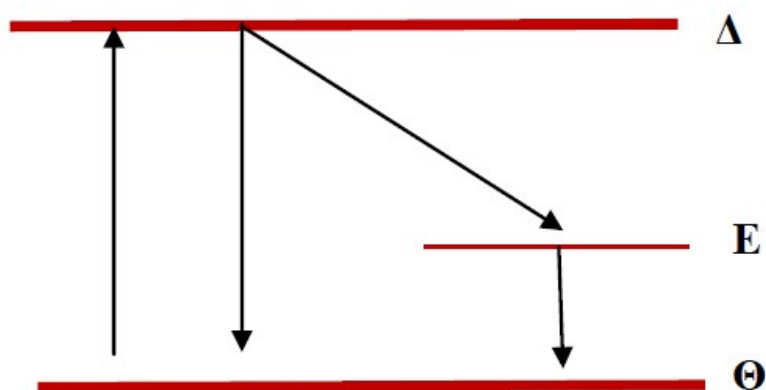
Ανάλογα με το είδος της ενέργειας που διεγείρει τα άτομα του υλικού η φωταύγεια διακρίνεται στις παρακάτω κατηγορίες :

- **Φωτοφωταύγεια**, η οποία προκαλείται με απορρόφηση ορατού φωτός.
- **Ακτινοφωταύγεια**, η οποία οφείλεται σε ιοντίζουσα ακτινοβολία.
- **Χημειοφωταύγεια**, που σχετίζεται με χημική ενέργεια.
- **Βιοφωταύγεια**, που προκαλείται από απορρόφηση βιοχημικής ενέργειας[8].

Ανάλογα με το χρόνο επανεκπομπής της ακτινοβολίας η φωταύγεια διακρίνεται σε :

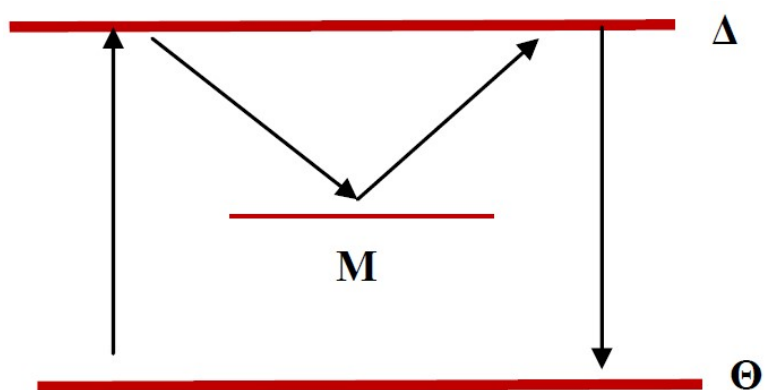
- **Φθορισμό**, όταν τα διεγερμένα ηλεκτρόνια επιστρέφουν άμεσα στη θεμελιώδη ενεργειακή τους κατάσταση.
- **Φωσφορισμό**, όταν υπάρχει μετασταθερή κατάσταση μεταξύ της θεμελιώδους και της διεγερμένης κατάστασης, η οποία λειτουργεί σαν ενεργειακή παγίδα για τα ηλεκτρόνια.

Για το φαινόμενο του φθορισμού : όταν ένα δέσμιο ηλεκτρόνιο ενός ατόμου απορροφήσει ενέργεια, τότε θα μεταβεί από τη θεμελιώδη ενεργειακή κατάσταση Θ σε μια υψηλότερη ενεργειακή κατάσταση (διεγερμένη ενεργειακή κατάσταση Δ). Στη συνέχεια, το ηλεκτρόνιο θα επιστρέψει άμεσα (σε χρόνο $< 10 \text{ nsec}$) στην θεμελιώδη κατάσταση, είτε απευθείας είτε μέσω επιτρεπτής ενδιάμεσης κατάστασης E με ταυτόχρονη εκπομπή οπτικής ακτινοβολίας[7].



Εικόνα 12. Φαινόμενο Φθορισμού [7]

Για το φαινόμενο του φωσφορισμού : Σε κάποιες περιπτώσεις υπάρχει μια ενεργειακή περιοχή ανάμεσα στις δυο στάθμες όπου καταστεί απαγορευτική τη μετάβαση από τη Δ στη Θ κατάσταση. Η ενεργειακή αυτή κατάσταση M , εγκλωβίζει τα ηλεκτρόνια με αποτέλεσμα την καθυστέρηση εκπομπής οπτικής ακτινοβολίας ($t > 100 \text{ msec}$). Για να καταστεί δυνατή η απελευθέρωση των ηλεκτρονίων, είναι απαραίτητη η προσφορά ενέργειας υπό τη μορφή οπτικής ή θερμικής ακτινοβολίας. Αύξηση της θερμοκρασίας συνεπάγεται αύξηση της πιθανότητας διαφυγής από τη στάθμη M με ταυτόχρονη επιτάχυνση του φαινομένου του φωσφορισμού.



Εικόνα 13. Φαινόμενο Φωσφορισμού[7].

Στις περιπτώσεις όπου η ενέργεια που προσφέρεται για τη διαφυγή του ηλεκτρονίου από την ενδιάμεση κατάσταση είναι θερμική, το φαινόμενο ονομάζεται θερμοφωταύγεια. Το φαινόμενο της θερμοφωταύγειας συμβαίνει σε υλικά με ατέλειες στο κρυσταλλικό τους πλέγμα [7].

Η πιθανότητα διαφυγής p ενός ηλεκτρονίου από τη μετασταθερή κατάσταση M σε μια διεγερμένη κατάσταση Δ , ανά μονάδα χρόνου, περιγράφεται από την εξίσωση Boltzmann :

$$p = s * e^{-(4E/KT)}$$

όπου

s : σταθερά για μια ειδική μετασταθή κατάσταση, με διαστάσεις συχνότητας

ΔE : η ενεργειακή διαφορά μεταξύ των καταστάσεων M και Δ , γνωστή και ως ενεργειακό βάθος της παγίδας,

T : η θερμοκρασία του υλικού σε K^0

K : η σταθερά του Boltzmann

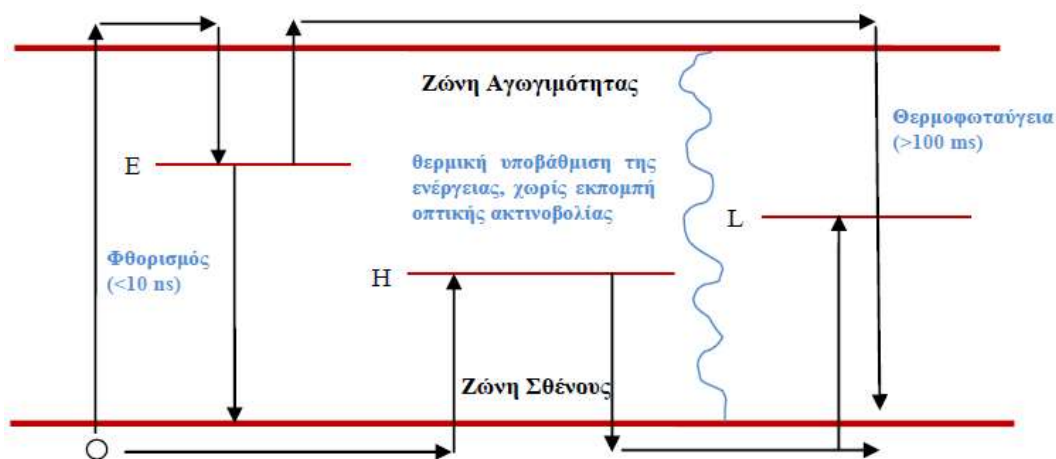
Από την παραπάνω εξίσωση είναι εμφανές ότι αύξηση της θερμοκρασίας του φωταυγάζοντος υλικού συνεπάγεται αύξηση της πιθανότητας διαφυγής του ηλεκτρονίου από την ενεργειακή παγίδα[9].

3.3 Παραγωγή Θερμοφωταύγειας λόγω ιοντίζουσας ακτινοβολίας

Η διαδικασία παραγωγής θερμοφωταύγειας από υλικό το οποίο έχει εκτεθεί σε ιοντίζουσα ακτινοβολία χαρακτηρίζεται από τα εξής στάδια :

- Δέσμευση ηλεκτρονίων σε μετασταθή στάθμη ως αποτέλεσμα της έκθεσης του υλικού σε ιοντίζουσα ακτινοβολία,
- Διαφυγή των ηλεκτρονίων από την απαγορευμένη κατάσταση μετά από θέρμανση του υλικού,
- Επιστροφή των ηλεκτρονίων στην θεμελιώδη στάθμη με ταυτόχρονη εκπομπή οπτικής ακτινοβολίας.

Η απορρόφηση ιοντίζουσας ακτινοβολίας από θερμοφωταυγάζον υλικό, έχει ως συνέπεια τη δημιουργία ελευθέρων ηλεκτρονίων και θετικών οπών. Τα ελεύθερα ηλεκτρόνια κινούνται στο κρυσταλλικό πλέγμα. Εκεί, μπορεί να εγκλωβιστούν σε παγίδες ηλεκτρονίων. Το ίδιο ισχύει και για τις οπές. Η παγίδευση των ηλεκτρονίων διαρκεί έως ότου τα ηλεκτρόνια λάβουν την απαραίτητη ενέργεια διαφυγής. Με την αύξηση της θερμοκρασίας του υλικού, προσδίδεται στα παγιδευμένα ηλεκτρόνια θερμική ενέργεια, αρκετή ώστε να αποδεσμευθούν και να μεταβούν στη Ζώνη Αγωγιμότητας. Στην παρακάτω εικόνα αναπαριστάται αναλυτικά το φαινόμενο της θερμοφωταύγειας και οι πιθανές μεταπτώσεις.



Εικόνα 14. Φαινόμενο θερμοφωταύγειας - Πιθανές μεταπτώσεις [7]

3.4 Καμπύλη Αίγλης

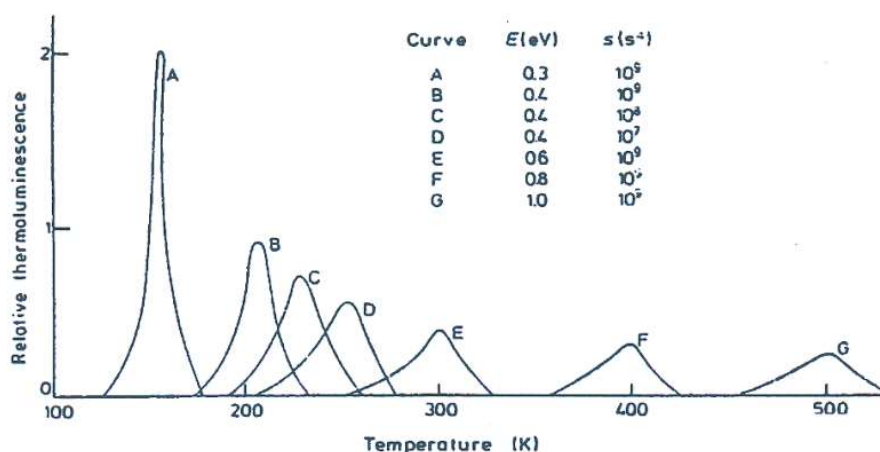
Από την εξίσωση Boltzmann, έχουμε ότι ο ρυθμός απελευθέρωσης των ηλεκτρονίων από τις ενεργειακές παγίδες δίνεται από τη σχέση :

$$\frac{dn}{dt} = n \cdot p \rightarrow -\frac{dn}{dt} = n \cdot s \cdot e^{-\frac{\Delta E}{kT}}$$

Αν θεωρήσουμε ότι τα ηλεκτρόνια που απελευθερώνονται, δεν ξαναπαγιδεύονται και ότι στο σύνολο τους επανασυνδέονται με θετικές οπές, εκπέμποντας οπτική ακτινοβολία, η ένταση της ακτινοβολίας θερμοφωταύγειας I εξαρτάται από το ρυθμό εκπομπής οπτικών φωτονίων και κατά συνέπεια από τον αριθμό των ελεύθερων ηλεκτρονίων που βρίσκονται στη ζώνη αγωγιμότητας. Η μαθηματική σχέση που περιγράφει την ένταση της οπτικής ακτινοβολίας, προερχόμενης από ηλεκτρόνια που έχουν παγιδευτεί σε μια μοναδική ενεργειακή παγίδα βάθους ΔE , είναι η εξής :

$$I = n_0 \cdot \exp\left(-\int_{T_0}^T \frac{1}{R} \cdot s \cdot \exp\left(-\frac{\Delta E}{kT}\right) \cdot dT\right) \cdot C \cdot s \cdot \exp\left(-\frac{\Delta E}{kT}\right)$$

Η γραφική παράσταση της εντάσεως οπτικής ακτινοβολίας, συναρτήσει της θερμοκρασίας T ονομάζεται καμπύλη αίγλης. Στην παρακάτω εικόνα παρουσιάζονται καμπύλες θερμοφωταύγειας για υλικά με ένα είδος ενεργειακών παγίδων.

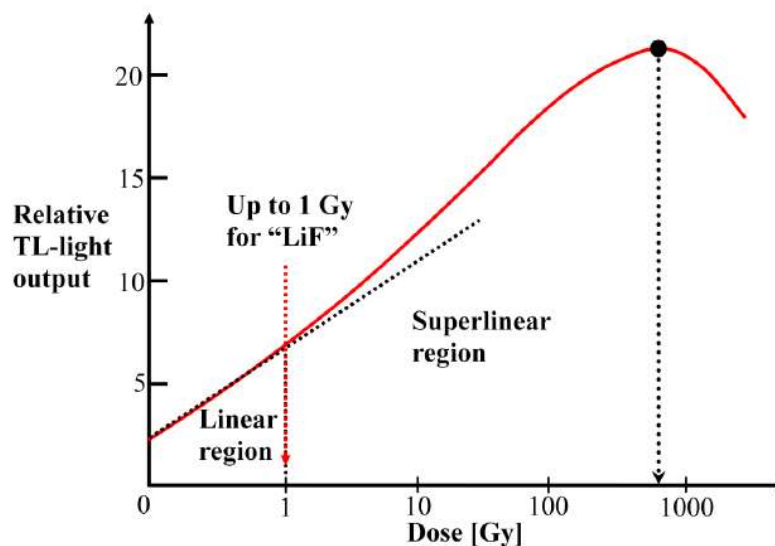


Εικόνα 15. Διάφορες καμπύλες θερμοφωταύγειας [10]

Στην πραγματικότητα, τα υλικά που χρησιμοποιούνται περιλαμβάνουν μεγάλη ποικιλία ενεργειακών παγίδων. Αυτό σημαίνει ότι σε κάθε ενεργειακή παγίδα έχουμε και μια καμπύλη αίγλης. Άρα για υλικά με αρκετές διαφορετικές ενεργειακές παγίδες, η καμπύλη αίγλης προκύπτει από το σύνολο των μεμονωμένων καμπυλών.

3.5 Τυπική καμπύλη απόκρισης σήματος – δόσης

Το σήμα θερμοφωταύγειας που λαμβάνουμε είναι ανάλογο της έντασης του εκπεμπόμενου φωτός. Ως σήμα λαμβάνουμε είτε το εμβαδό που περικλείεται από την 4 – 5 κορυφή της καμπύλης λαμπρότητας είτε το ύψος της συγκεκριμένης κορυφής. Η γραφική παράσταση του σήματος θερμοφωταύγειας σε σχέση με την απορροφούμενη δόση ονομάζεται καμπύλη απόκρισης σήματος θερμοφωταύγειας στη δόση. Αποτελεί βασικό χαρακτηριστικό της ποιότητας του υλικού.



Εικόνα 16. Τυπική καμπύλη απόκρισης σήματος στη δόση[11].

Βασική παρατήρηση είναι ότι τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των TLD παρουσιάζουν γραμμική ή υπεργραμμική απόκριση στο σήμα εκπομπής τους. Πιο αναλυτικά, σε χαμηλές δόσεις (μέχρι 10 Gy), η απόκριση του σήματος είναι γραμμική. Για τιμές δόσης μεγαλύτερες των 10 Gy έχουμε υπεργραμμική απόκριση σήματος. Η υπεργραμμική απόκριση ισχύει για δόσεις μέχρι και 1000 Gy. Στη συνέχεια επέρχεται κορεσμός και κάθετη πτώση. Αυτό γίνεται λόγω της μη επάρκειας διαθέσιμων παγίδων.

Για μεγαλύτερη ακρίβεια του σήματος εκπομπής είναι απαραίτητη η ευαισθητοποίηση του κρυστάλλου. Η αύξηση στην ευαισθησία ενός κρυστάλλου μπορεί να επιτευχθεί αν ακτινοβολήσουμε σε μεγάλο ρυθμό δόσης και στη συνέχεια θερμάνουμε το υλικό για μικρό χρονικό διάστημα (μερικά λεπτά). Αυτή η διαδικασία μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση της ευαισθησίας του κρυστάλλου μέχρι και 5 φορές.

3.6 Υλικά θερμοφωταύγειας

Τα υλικά θερμοφωταύγειας, ανάλογα με τη χρήση τους μπορούμε να τα συναντήσουμε σε διάφορες μορφές όπως σκόνη, κρυστάλλους μικρού μεγέθους, μικρούς κυλίνδρους καθώς και ταινίες. Τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των TLD είναι ανόργανα υλικά, μονωτές, ημιαγωγοί καθώς και φθορίζουσες ενώσεις. Κάθε υλικό που δημιουργείται και προορίζεται για τέτοια χρήση θα πρέπει να τα εξής χαρακτηριστικά : υψηλή ακρίβεια, μικρή εξασθένηση, επίπεδη απόκριση ενέργειας, εύκολη διαδικασία ανόπτησης. Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται τα κυριότερα υλικά θερμοφωταύγειας με τις ιδιότητές τους.

	Li ₂ B ₄ O ₇ :Mn	CaF ₂ :Na	CaF ₂ :Mn	CaF ₂ :Dy	CaSO ₄ :Mn	CaSO ₄ :Tm	CaSO ₄ :Dy	BeO
Πυκνότητα σε gr/cm ³	2,3	3,18	3,18	3,18	2,61	2,61	2,61	3,01
Ενεργός ατομικός αριθμός Z _{eff}	7,4	16,3	16,3	16,3	15,3	15,3	15,3	7,1
Θερμοκρασία της κύριας κορυφής δοσιμετρίας σε °C	210	200, 275	260	200, 240	110	220, 250	220, 250	180, 220
Εξασθένιση κορυφής σε κανονική θερμοκρασία	5-10% σε 3 μήνες	<3% σε 9 μήνες	15% σε 2-4 εβδομάδες	25% σε 2-4 εβδομάδες	35% σε 24 ώρες	6% σε 6 μήνες	6% σε 6 μήνες	>5% σε 5 μήνες
RER (ως προς το ⁶⁰ Co με E=1,25MeV)	0,9	13-15	13-15	13-15	10-12	10-12	10-12	10
Εύρος απορροφούμενης δόσης (Gy)	10 ⁻⁴ - 10 ⁴	<10 ² - 10 ²	10 ⁻⁵ - 2*10 ³	10 ⁻⁶ - 10 ³	10 ⁻⁷ - 10 ²	10 ⁻⁶⁷ - 10 ²	10 ⁻⁶ - 10 ³	10 ⁻⁴ - 10 ³
Μήκος κύματος εκπομπής της κύριας κορυφής (nm)	600	380	500	480, 577	500	452	478, 571	330
Χημική σταθερότητα	Υγροσκοπική	Καλή	Καλή	Καλή	Καλή	Καλή	Καλή	Καλή
Διαθέσιμες φυσικές μορφές	Σκόνη, πλακίδια, PTFE μικροράβδοι	Μεμονωμένοι κρύσταλλοι	Σκόνη, πλακίδια, μικροράβδοι	Κρύσταλλοι, σκόνη, πλακίδια	Σκόνη	Μεμονωμένοι κρύσταλλοι	Σκόνη, πλακίδια	Κεραμικό
Κύριες εφαρμογές	Δοσιμετρία ακτινοδιαγνωστικής - ακτινοθεραπείας	Μέτρηση μικρών δόσεων	Μέτρηση μικρών ή μεγάλων δόσεων	Μέτρηση μικρών ή μεγάλων δόσεων	Περιβαλλοντική δοσιμετρία	Περιβαλλοντική δοσιμετρία	Περιβαλλοντική δοσιμετρία	Προσωπική δοσιμετρία
Τοξικότητα	Υψηλή αν απορροφηθεί	Χαμηλή	Χαμηλή	Χαμηλή	Χαμηλή	Χαμηλή	Χαμηλή	Υψηλή αν απορροφηθεί

Πίνακας 3. Χαρακτηριστικά των κυριότερων υλικών θερμοφωταύγειας

3.7 Βαθμονόμηση κρυστάλλων θερμοφωταύγειας

Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας είναι ένα χρήσιμο εργαλείο δοσιμετρίας που χρησιμοποιείται σε μεγάλο αριθμό εφαρμογών. Λόγω του ότι δεν είναι εφικτό να πραγματοποιηθεί άμεσα μια απόλυτη μέτρηση της απορροφούμενης δόσης, τα TLD's πρέπει να υποβληθούν στη διαδικασία της βαθμονόμησης. Αυτό γίνεται προκειμένου τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας να μπορούν να συσχετίσουν την TL απόκριση του δοσιμέτρου με την μετρούμενη απορροφούμενη δόση. Για την βαθμονόμηση των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας ακολουθείται η εξής διαδικασία :

- Τοποθετούμε τα δοσίμετρα πάνω σε θάλαμο ιονισμού,
- Ακτινοβολούμε με συγκεκριμένα στοιχεία εισόδου για το μηχάνημα ακτινοβολήσης (kV, mA, seconds),
- Καταγράφουμε τη δόση που μετράται από το θάλαμο ιονισμού,
- Στο σύστημα ανάγνωσης του σήματος καταγράφουμε το σήμα που εξάγουν τα δοσίμετρα για τη συγκεκριμένη δόση,
- Υπολογίζουμε το συντελεστή βαθμονόμησης για τα συγκεκριμένα δοσίμετρα.

$$\text{Calibration Factor} = \frac{D}{TL_{\text{sigmal}}} \left(\frac{mGy}{nC} \right)$$

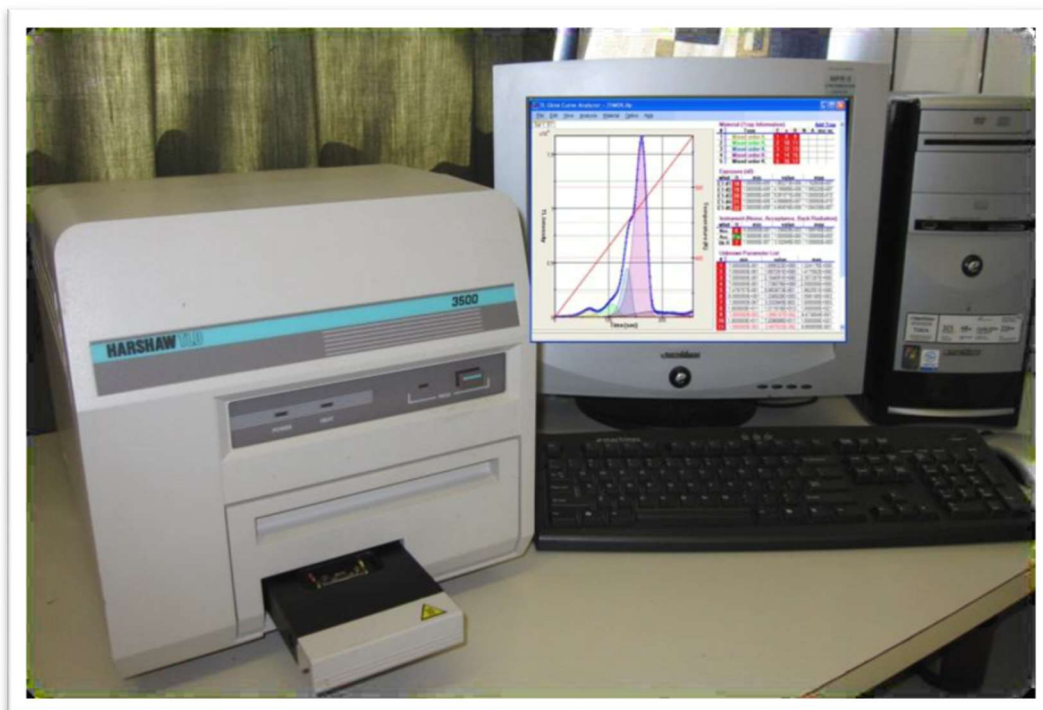
Βασική παρατήρηση στη βαθμονόμηση των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας είναι η εξής : Η βαθμονόμηση των δοσιμέτρων θα πρέπει να γίνεται σε ενέργειες παραπλήσιες με τις ενέργειες της εφαρμογής που θα χρησιμοποιηθούν. Και αυτό, λόγω του συντελεστή ευαισθησίας των δοσιμέτρων σε συγκεκριμένη ενεργειακή δέσμη[10].

3.8 Μετρητής θερμοφωταύγειας (TLD Reader)

Μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας της βαθμονόμησης τα TLD είναι έτοιμα για χρήση. Μετά, λοιπόν και την ακτινοβολήσή τους το βήμα που ακολουθεί είναι αυτό της μέτρησης του σήματος ενός δοσιμέτρου θερμοφωταύγειας. Η διαδικασία αυτή γίνεται με τη χρήση ειδικής συσκευής ανάγνωσης σήματος, η οποία περιλαμβάνει τα εξής μέρη :

- **Σύστημα θέρμανσης του TLD (TLD Heating system)** : Μέσω αυτής της συσκευής παρέχεται θερμική ενέργεια στα παγιδευμένα ηλεκτρόνια του κρυστάλλου. Αυτό γίνεται για να δοθεί η απαραίτητη ενέργεια στα παγιδευμένα ηλεκτρόνια προκειμένου να απελευθερωθούν και να εκπέμψουν το σήμα που πρέπει να μετρήσουμε. Η θέρμανση μπορεί να επιτευχθεί με διάφορους τρόπους όπως : με τη βοήθεια ωμικής αντίστασης, με διοχέτευση θερμού αδρανούς αερίου, με υπέρυθρη ακτινοβολία, με ραδιοσυχνότητες.

- **Σύστημα συλλογής και ανίχνευσης της ορατής ακτινοβολίας :** Σε αυτό το μέρος του συστήματος γίνεται η ανίχνευση και συγκέντρωση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας θερμοφωταύγειας. Σε αυτό το μέρος του συστήματος περιλαμβάνεται ο φωτοπολλαπλασιαστής. Η λειτουργία του βασίζεται σε φαινόμενα φωτοεκπομπής και δευτερογενούς εκπομπής ηλεκτρονίων. Με τον φωτοπολλαπλασιαστή επιτυγχάνεται σημαντική ενίσχυση του αρχικού σήματος.
- **Σύστημα μέτρησης και ενίσχυσης του σήματος :** Το παραγόμενο ρεύμα από τον φωτοπολλαπλασιαστή είναι ανάλογο του αρχικού σήματος. Μετράται με τη χρήση ηλεκτρομέτρου. Στη συνέχεια το τελικό σήμα θα ενισχυθεί.
- **Σύστημα καταγραφής και οθόνη :** Το σύστημα ανάγνωσης συνοδεύεται από ηλεκτρονικό υπολογιστή που περιλαμβάνει κατάλληλο λογισμικό πρόγραμμα για την απεικόνιση της καμπύλης αίγλης, την απεικόνιση της τιμής του συνολικού φορτίου καθώς και άλλες απαραίτητες πληροφορίες.



Εικόνα 17. Συσκευή ανάγνωσης δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας και ηλεκτρονικός υπολογιστής για την καταγραφή των σημάτων των δοσιμέτρων [Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, ΠΑΓΝΗ]

3.9 Θερμική επεξεργασία των TLD's (Annealing)

Μετά από κάθε χρήση των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας είναι απαραίτητη η θερμική επεξεργασία τους. Αυτή η διαδικασία γίνεται προκειμένου να επιτευχθεί το συνολικό άδειασμα των παγίδων του υλικού και να σταθεροποιηθούν οι παγίδες των ηλεκτρονίων ώστε να έχουμε παρόμοιες καμπύλες αίγλης σε όλες τις μετρήσεις. Η θερμική επεξεργασία πραγματοποιείται με τη χρήση ειδικής συσκευής – φούρνου.



Εικόνα 18. Συσκευή θερμικής επεξεργασίας TLD[12]

3.10 Παράγοντες αβεβαιότητας

Η χρήση δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας περιλαμβάνει και την ύπαρξη σφαλμάτων που επηρεάζουν την ακρίβεια των μετρήσεων. Μερικοί από τους παράγοντες στους οποίους οφείλονται τα σφάλματα είναι οι εξής :

- Απόκλιση της απόκρισης των δοσιμέτρων από την ενέργεια,
- Εξάρτηση της απόκρισης των δοσιμέτρων από την κατεύθυνση της ακτινοβολίας,
- Απώλεια σήματος (fading),
- Ελλιπής καθαρισμός του δοσιμέτρου,
- Επίδραση του σήματος υποβάθρου, ιδιαίτερα σε μετρήσεις χαμηλών δόσεων,
- Αλλαγή στις οπτικές ιδιότητες της συσκευής ανάγνωσης, εξαιτίας μεταβολών της ανακλαστικότητας της θερμαινόμενης επιφάνειας,
- Μη αναπαραγωγή της θερμικής επεξεργασίας, κατά τη διάρκεια της ανόπτησης.

Κεφάλαιο 4^ο

Βιολογικά αποτελέσματα της έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία ^[18]

4.1 Εισαγωγή

Ο μηχανισμός που οδηγεί σε οποιοδήποτε είδος βιολογικού αποτελέσματος εκκινεί με την απορρόφηση ενέργειας κατά την αλληλεπίδραση ιοντίζουσας ακτινοβολίας με τα άτομα της ύλης. Ανεξάρτητα του είδους της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, η αλληλεπίδραση της με την ύλη οδηγεί σε απορρόφηση ενέργειας μέσω ιονισμών και διεγέρσεων ατόμων και μορίων. Από ποσοτικής απόψεως, η ενέργεια που απορροφάται και εκδηλώνεται με μορφή θερμότητας είναι σχετικά μικρή και απολύτως ακίνδυνη βιολογικά. Από ποιοτικής απόψεως όμως, το ποσοστό της ενέργειας που θα απορροφηθεί μέσω ιονισμών μπορεί να προκαλέσει μια ποικιλία χημικών μεταβολών. Η θανάτωση μεγάλου αριθμού κυττάρων, ιδιαίτερα βλαστικών, οδηγεί στα άμεσα βιολογικά αποτελέσματα από εβδομάδες έως και μήνες μετά την έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Η τροποποίηση του γενετικού υλικού, μπορεί να οδηγήσει σε απώτερα βιολογικά αποτελέσματα που θα εκδηλωθούν αρκετά χρόνια μετά την έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Τέτοια μπορεί να είναι η κληρονομήσιμες βλάβες (αναπαραγωγικά κύτταρα), καρκινογένεση. Η βιολογική επίδραση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας μπορεί να διακριθεί στα εξής στάδια :

- Φυσικό στάδιο,
- Φυσικό – Χημικό στάδιο,
- Χημικό στάδιο,
- Βιο – Χημικό στάδιο,
- Κυτταρικό στάδιο,
- Συστηματικό στάδιο

4.2 Βιολογικά αποτελέσματα σε μοριακό επίπεδο

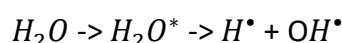
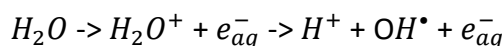
4.2.1 Άμεση δράση

Ο όρος άμεση δράση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας αναφέρεται σε αλληλεπιδράσεις της ιοντίζουσας ακτινοβολίας με άτομα σημαντικών οργανικών πολυμερών μορίων του κυττάρου, όπως ενζυμικές και δομικές πρωτείνες, το RNA και το DNA. Η άμεση δράση προκαλεί θραύση χημικών δεσμών. Η σημασία της άμεσης δράσης συνοψίζεται στο εξής παράδειγμα : Η δόση ($LD_{50/60}$) που σε εφάπαξ ακτινοβολήση θα έχει ως αποτέλεσμα το θάνατο του 50 % του πληθυσμού των

εκτιθέμενων σε 60 ημέρες, είναι 4 Gy. Αντιστοιχεί δηλαδή σε απορρόφηση 4 J ανά Kg μάζας ή $4 \cdot 6,25 \cdot 10^{18}$ eV ανά Kg μάζας. Υποθέτοντας ότι απαιτούνται περίπου 34 eV για κάθε ιονισμό προκύπτει ότι η απορρόφηση της $LD_{50/60}$ έχει ως αποτέλεσμα $7,35 \cdot 10^{17}$ ιονισμένα άτομα. Αν υποθέσουμε ότι για κάθε άτομο που ιονίζεται, διεγείρονται άλλα εννέα, καταλήγουμε σε $7,35 \cdot 10^{18}$ άτομα ανά kg να επηρεάζονται άμεσα από την αλληλεπίδραση με ιονίζουσα ακτινοβολία κατά την απορρόφηση μιας σημαντικής δόσης. Στο μαλακό ιστό απαντώνται περίπου $9,5 \cdot 10^{25}$ άτομα ανά kg, οπότε το κλάσμα των ατόμων που επηρεάζονται άμεσα από την ακτινοβολία δεν είναι παρά ένα στα δέκα εκατομμύρια. Έχει τεκμηριωθεί ότι προκειμένου για έκθεση σε ακτινοβολίες υψηλού LET, η βιολογική βλάβη προκαλείται κυρίως μέσω άμεσης δράσης. Για ακτινοβολίες χαμηλού LET, περίπου το 70% της βλάβης οφείλεται στην έμμεση δράση.

4.2.2 Έμμεση δράση

Με τον όρο έμμεση δράση της ακτινοβολίας αναφερόμαστε στην πρόκληση βιολογικής βλάβης λόγω της χημικής αντίδρασης σημαντικών οργανικών μορίων του κυττάρου με δραστικές ελεύθερες ρίζες που σχηματίζονται κατά τη ραδιόλυση του νερού, την αλληλεπίδραση δηλαδή της ακτινοβολίας με άτομα των μορίων του νερού που αφθονεί στα βιολογικά συστήματα. Ο όρος ελεύθερη ρίζα αναφέρεται σε ένα ελεύθερο άτομο, μόριο ή συγκρότημα ατόμων, το οποίο φέρει ένα ασύζευκτο ηλεκτρόνιο και συνεπώς χαρακτηρίζεται από αυξημένη δραστικότητα ανεξαρτήτως εάν είναι ηλεκτρικά ουδέτερο ή φορτισμένο.



(Σχηματικά η αλληλεπίδραση ακτινοβολίας με τα άτομα των μορίων του νερού)

4.2.3 Η σημασία της βλάβης του DNA

Παράγοντες όπως το μέγεθος, η πολυπλοκότητα της δομής και η ιδιαίτερη βιολογική σημασία του DNA το καθιστούν το σημαντικότερο ενδοκυτταρικό στόχο από απόψεως βιολογικών επιδράσεων της ιονίζουσας ακτινοβολίας. Σύμφωνα με τους μηχανισμούς της άμεσης και της έμμεσης δράσης, η έκθεση σε ιονίζουσα ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει στο DNA διάφορα είδη βλάβης όπως : αποσύνθεση, θραύση (συνήθως στο φωσφο διεστερικό δεσμό) του ενός ή και των δύο κλώνων (Single Strand Break-SSB και Double Strand Break-DSB), βλάβη βάσεων, ενδο-κλωνική, διακλωνική ή και δια-μοριακή σύνδεση. Η έκθεση σε ιονίζουσα ακτινοβολία οδηγεί σε ένα σημαντικό αριθμό βλαβών. Ανά 1 Gy απορροφούμενης δόσης από ακτινοβολία χαμηλού LET προκαλούνται κατά μέσο όρο περίπου 10^5 ιονισμοί ανά κύτταρο που οδηγούν δια της άμεσης ή της έμμεσης δράσης, σε περίπου

1000 SSB, 40 DSB και 1000 βλάβες βάσεων στο DNA. Πάνω από 100000 βλάβες του DNA σημειώνονται καθημερινά στα κύτταρα των θηλαστικών αυθόρμητα ή λόγω της επίδρασης εξωγενών και ενδογενών παραγόντων. Το κύτταρο διαθέτει αποτελεσματικούς μηχανισμούς επιδιόρθωσης της βλάβης.

4.3 Βιολογικά αποτελέσματα σε κυτταρικό επίπεδο

4.3.1 Γονιδιακές μεταλλάξεις

Η ιοντίζουσα ακτινοβολία αποτελεί μεταλλαξιγόνο παράγοντα. Οι βλάβες βάσεων και οι SSB επιδιορθώνονται στο μεγαλύτερο ποσοστό τους. Σε περίπτωση ανεπιτυχούς επιδιόρθωσης όμως μπορούν να οδηγήσουν σε αλλαγή στην αλληλουχία των βάσεων του γενετικού υλικού και συνεπώς σε μετάλλαξη. Οι DSB επιδιορθώνονται δυσκολότερα. Μη επιδιορθωμένες DSB, εκτός από χρωμοσωματικές ανωμαλίες μπορούν να οδηγήσουν σε μετάλλαξη λόγω ελλείμματος βάσεων εάν τμήμα του DNA δεν επανασυνδεθεί και παραμένει ελεύθερο.

4.3.2 Χρωμοσωματικές ανωμαλίες

Πέραν των μεταλλάξεων, μη επιτυχώς επιδιορθωμένες DSB λόγω έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, μπορεί να οδηγήσουν σε χρωμοσωματικές ανωμαλίες που θα καταστούν εμφανείς στη επόμενη διαίρεση του κυττάρου, στη φάση της μετάφρασης. Οι χρωμοσωματικές ανωμαλίες περιλαμβάνουν μια ποικιλία ανταλλαγών των θραυσμάτων του DNA μεταξύ διαφορετικών χρωμοσωμάτων, μεταξύ των χρωμοσωμάτων του ίδιου χρωμοσώματος ή ακόμα και μεταξύ περιοχών της ίδιας χρωματίδας. Διακρίνονται σε χρωμοσωματικές ανωμαλίες και χρωματιδικές ανωμαλίες, ανάλογα με το εάν η βλάβη συνέβη κατά τη G1 φάση ή τη G2 φάση, αντίστοιχα. Η εμφάνιση άτυπων χρωμοσωμάτων σε κύτταρα που πολλαπλασιάζονται μπορεί να οδηγήσει στον κυτταρικό θάνατο.

4.3.3 Κυτταρικός θάνατος

Μετά από την εφάπαξ απορρόφηση σημαντικής δόσης ιοντίζουσας ακτινοβολίας που θα προκαλέσει εκτεταμένη βλάβη στο DNA προκαλείται άμεση νέκρωση του κυττάρου. Χαμηλότερες τιμές δόσης που θα οδηγήσουν σε σχετικά μικρότερη, αλλά μη επιδιορθώσιμη βλάβη του DNA, θα προκαλέσουν άμεση απόπτωση. Η απόπτωση είναι σημαντικός ελεγχόμενος μηχανισμός κυτταρικού θανάτου που θεωρείται μέσο των πολυκύτταρων οργανισμών για την απόρριψη ανεπιθύμητων ή κατεστραμμένων κυττάρων.

Εάν η δόση της ακτινοβολίας είναι μικρή και οδηγήσει σε περιορισμένη

αρχική βλάβη του DNA, δραστηριοποιούνται μηχανισμοί προαγωγής της κυτταρικής επιβίωσης που περιλαμβάνουν ανακοπή του κυτταρικού κύκλου για την αποτελεσματικότερη δράση των επιδιορθωτικών μηχανισμών. Σε περίπτωση επιτυχούς επιδιόρθωσης της βλάβης, τα κύτταρα συνεχίζουν να πολλαπλασιάζονται. Σε περίπτωση ανεπιτυχούς επιδιόρθωσης τα κύτταρα μπορεί να συνεχίσουν να πολλαπλασιάζονται ωστόσο επέλθει μιτωτική καταστροφή που επιτελείται με καθυστερημένη νέκρωση ή καθυστερημένη απόπτωση.

4.4 Βιολογικά αποτελέσματα σε επίπεδο ιστών – οργάνων – οργανισμού

4.4.1 Κατηγοριοποίηση των βιολογικών αποτελεσμάτων

Η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με τα κρίσιμα οργανικά μόρια ενός κυττάρου, που αποτελεί στοχαστικό φαινόμενο που υπόκειται στους νόμους της στατιστικής όπως γενικά η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με τη ύλη, πιθανώς να οδηγήσει σε βλάβη. Η βλάβη αυτή πιθανώς να μη επιδιορθωθεί επιτυχώς οπότε ίσως οδηγήσει σε κάποιο από τα ακόλουθα αποτελέσματα :

- Τον άμεσο κυτταρικό θάνατο,
- Τον έμμεσο κυτταρικό θάνατο λόγω δυσλειτουργίας του κυττάρου ή της αδυναμίας του να πολλαπλασιάζεται,
- Τη μεταβολή ή τη μετάλλαξη του DNA του κυττάρου, το οποίο όμως παραμένει βιώσιμο και ικανό να πολλαπλασιαστεί.

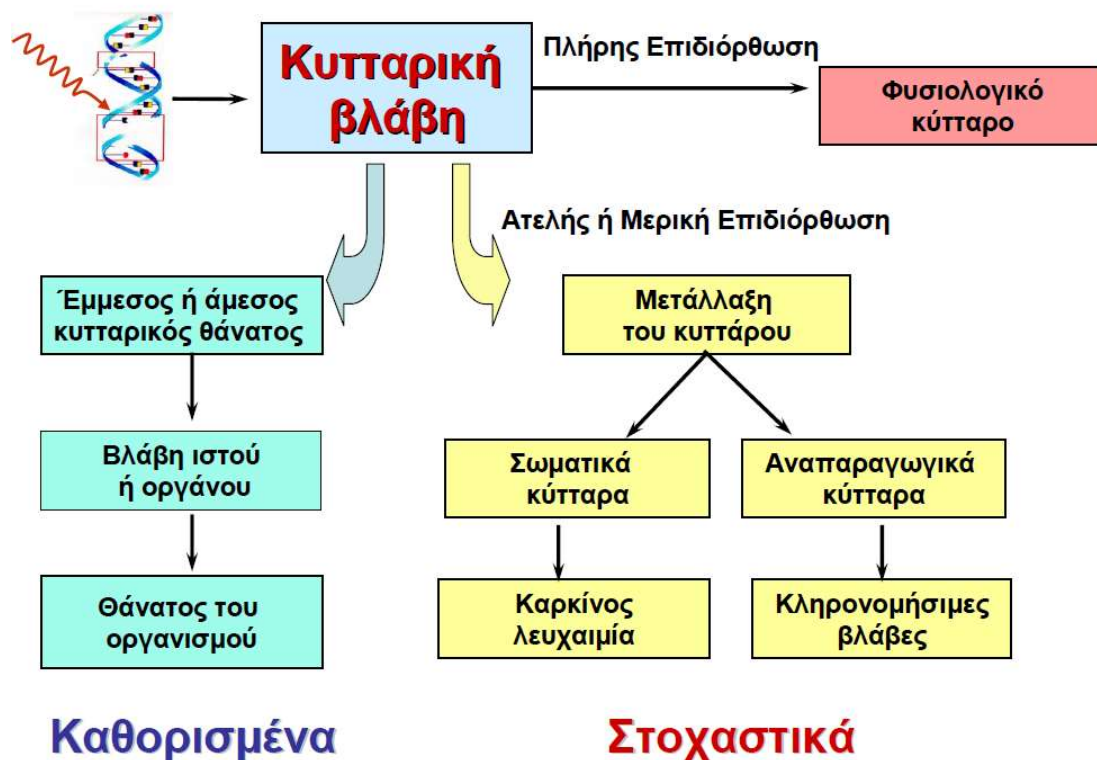
Σε χαμηλές δόσεις ακτινοβολίας, η άμεση ή η έμμεση θανάτωση ενός κυττάρου ή και ακόμα ενός μικρού αριθμού κυττάρων σε ένα ιστό ή όργανο, δεν αναμένεται να έχει δυσμενή επίπτωση στη λειτουργία του οργάνου. Οι βλάβες όμως που οδηγούν σε τροποποίηση του γενετικού υλικού ενός οποιουδήποτε μεμονωμένου σωματικού κυττάρου και δεν επιδιορθώνονται πλήρως, είναι πιθανό να έχουν μακροπρόθεσμα σοβαρή επίπτωση στην υγεία του εκτιθέντος ατόμου. Λαμβάνοντας υπόψη ότι, τόσο η δημιουργία μιας κυτταρικής βλάβης, όσο και η μη πλήρης επιδιόρθωσή της είναι τυχαία γεγονότα, μπορούμε να υποθέσουμε ότι ακόμα και για πολύ μικρές δόσεις ακτινοβολίας, υπάρχει πάντοτε κάποια μικρή, αλλά πεπερασμένη πιθανότητα εμφάνισης μακροπρόθεσμων δυσμενών επιπτώσεων.

Σε πολύ μεγάλες δόσεις και μεγάλους ρυθμούς δόσεων ακτινοβολίας και σε αντίθεση με τα όσα προαναφέρθηκαν για τις αντίστοιχες χαμηλές δόσεις, τόσο η ποιότητα όσο και η έκταση της βλάβης αυξάνει με αποτέλεσμα τη βαριά δυσλειτουργία και τον άμεσο θάνατο μεγάλου πληθυσμού κυττάρων ενός ιστού ή οργάνου. Οι βλάβες αυτές , μορφολογικές και λειτουργικές, είναι συνήθως εκτεταμένες και προφανώς μη αντιμετωπίσιμες από τους διαθέσιμους κυτταρικούς επιδιορθωτικούς μηχανισμούς και τους αντισταθμιστικούς μηχανισμούς του ιστού, με αποτέλεσμα την άμεση ή βραχυπρόθεσμη εμφάνιση σοβαρών κλινικών συμπτωμάτων.

Με βάση τα παραπάνω, μπορούμε να διακρίνουμε τα δυσμενή αποτελέσματα στην υγεία ενός ατόμου που εκτίθεται σε ιοντίζουσα ακτινοβολία στις ακόλουθες δύο γενικές κατηγορίες :

- Καθορισμένα αποτελέσματα (deterministic effects), τα οποία αποκαλούνται σήμερα και επιβλαβείς αντιδράσεις των ιστών. Αυτά, είναι κλινικά αποτελέσματα, ανιχνεύσιμα μετά από έκθεση σε μεγάλες καταστροφικές δόσεις ακτινοβολίας, ενίοτε πολύ σοβαρά, που οφείλονται στη θανάτωση ή τη βαρεία δυσλειτουργία μεγάλων πληθυσμών κυττάρων ενός ιστού, και
- Στοχαστικά αποτελέσματα (stochastic effects), στα οποία ανήκουν η λευχαιμία, ο καρκίνος και οι κληρονομήσιμες βλάβες. Οφείλουν την ονομασία τους στο γεγονός ότι η πιθανότητα εμφάνισής τους ακολουθεί στατιστικούς νόμους. Προκύπτουν σαν αποτέλεσμα του πολλαπλασιασμού ενός μεταλλαγμένου από ακτινοβολία, σωματικού κυττάρου.

Βιολογικά αποτελέσματα των ακτινοβολιών

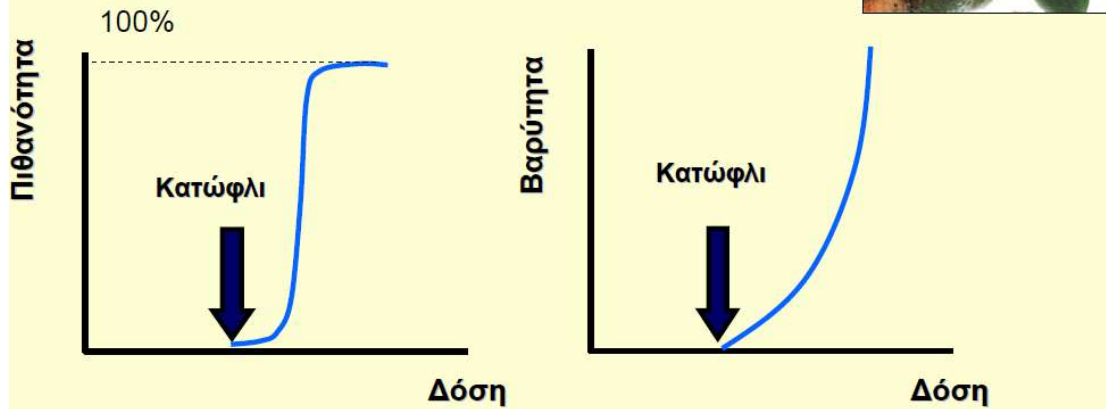


Εικόνα 19. Βιολογικά αποτελέσματα των ακτινοβολιών

Τα καθορισμένα αποτελέσματα ή άμεσα αποτελέσματα, εμφανίζονται σε δόσεις ακτινοβολίας μεγαλύτερες των 0.5 Sv έως 1 Sv. Πάνω από τις δόσεις αυτές, η εμφάνισή τους είναι αναπόφευκτη ενώ η σφοδρότητά τους αυξάνει με την αύξηση της δόσης.

Καθορισμένα αποτελέσματα

(Ερύθημα, Νέκρωση δέρματος κ.λ.π.)



Εικόνα 20. Εξάρτηση της πιθανότητας εμφάνισης και της βαρύτητας των καθορισμένων αποτελεσμάτων από τη δόση.

Από το διάγραμμα αριστερά, προκύπτει ότι για την εμφάνιση των καθορισμένων αποτελεσμάτων, απαιτείται απαραίτητα η υπέρβαση ενός κατωφλίου δόσης. Η πιθανότητα της εμφάνισής τους για δόσεις μικρότερες του κατωφλίου – δόσης είναι μηδενική, ενώ με την υπέρβαση του κατωφλίου, η τιμή της πιθανότητας εμφάνισης της βλάβης με την αύξηση της δόσης, εκτινάσσεται στο 100%.

Στο δεξιό διάγραμμα δίδεται η βαρύτητα της βλάβης στον ιστό, η οποία μετά το κατώφλι κλιμακώνεται ταχύτατα με την αύξηση της δόσης. Αυτό είναι αναμενόμενο καθώς αυξάνει μεν η καταστροφικότητα της ακτινοβολίας, αλλά παράλληλα εκπίπτει και η ικανότητα του ιστού να ανανήψει, λόγω του απεμπλουτισμού του σε ανανεώσιμους πληθυσμούς παρεγχυματικών κυττάρων που θα αντικαταστήσουν αυτούς που έχουν υποστεί τροποποιήσεις.

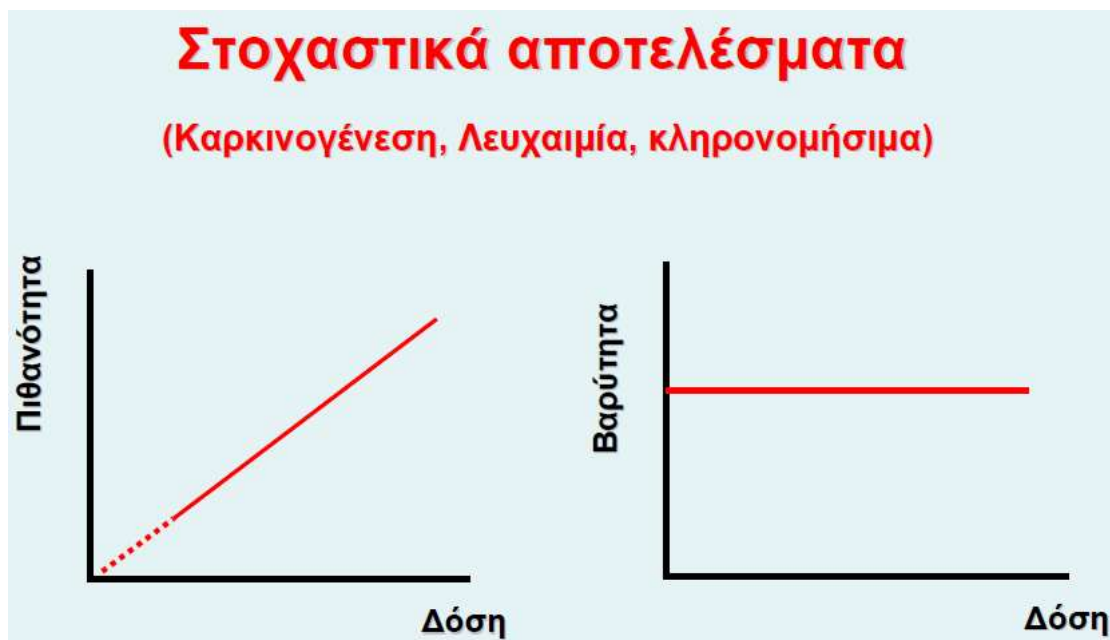
Για την περιοχή απορροφούμενης δόσης έως 100 mGy, η πιθανότητα οποιοσδήποτε ιστός ή όργανο να παρουσιάσει κλινικά εκδηλούμενη αντίδραση είναι μηδενική. Τούτο ισχύει τόσο για χαμηλές δόσεις, εκφρασμένες ως επαναλαμβανόμενες ετήσιες δόσεις.

Η επικρατούσα σήμερα άποψη σχετικά με τα στοχαστικά αποτελέσματα, δηλαδή αυτά που πιθανόν να εκδηλωθούν μακροπρόθεσμα σε ένα άτομο που εκτέθηκε σε ακτινοβολία συνοψίζεται ως ακολούθως :

- Η πιθανότητα εμφάνισης τους αυξάνεται ευθέως ανάλογα με το μέγεθος της δόσης της ακτινοβολίας που δέχθηκε το σωματικό κύτταρο που μεταλλάχθηκε αρχικά,

- Για την εμφάνισή τους δεν απαιτείται υπέρβαση κάποιου κατωφλίου – δόσης και
- Η βαρύτητα του αποτελέσματος, για παράδειγμα η εξέλιξη της νόσου μετά την εμφάνισή της, είναι ανεξάρτητη της δόσης της ακτινοβολίας που δέχθηκε το σωματικό κύτταρο που αρχικά μεταλλάχθηκε.

Η εξάρτηση της πιθανότητας εμφάνισης των στοχαστικών αποτελεσμάτων καθώς και της βαρύτητας της προκαλούμενης βλάβης από τη δόση της ακτινοβολίας, με βάση την επικρατούσα σήμερα άποψη δίνονται γραφικά στην παρακάτω εικόνα. Η εξάρτηση της πιθανότητας εμφάνισης του στοχαστικού αποτελέσματος από τη δόση ακτινοβολίας αποδίδεται με γραμμικό χωρίς κατώφλι – δόσης μαθηματικό πρότυπο (Linear Non Threshold model). Αντιθέτως, η βαρύτητα του στοχαστικού αποτελέσματος είναι ανεξάρτητη της δόσης ακτινοβολίας. Η εμφάνιση ενός συγκεκριμένου καρκινικού όγκου, έχει προφανώς δεδομένη προοπτική εξέλιξης, ανεξάρτητα αν αυτός προκλήθηκε από δόση 100 mSv ή 1000 mSv, ή και ακόμη από οποιοδήποτε άλλο ραδιολογικό παράγοντα.



Εικόνα 21. Εξάρτηση από τη δόση της ακτινοβολίας της πιθανότητας εμφάνισης των στοχαστικών αποτελεσμάτων, καθώς και της αντίστοιχης βαρύτητάς τους.

Κεφάλαιο 5^ο

Ακτινοσκόπηση ^[18,19]

5.1 Εισαγωγή

Η ακτινοσκόπηση είναι απεικονιστική μέθοδος σε πραγματικό χρόνο, με πολύ καλή διακριτική ικανότητα χρόνου και έχει στόχο την απεικόνιση των κινήσεων των εσωτερικών ιστών του σώματος. Στην ακτινοσκόπηση λαμβάνουμε την εικόνα σε οθόνη TV με τη βοήθεια του ενισχυτή εικόνας. Το υπόλοιπο ακτινοσκοπικό μηχάνημα είναι ίδιο με το κλασικό ακτινολογικό. Ο ενισχυτής εικόνας μετατρέπει την ακτινολογική εικόνα σε εικόνα video. Τα σύγχρονα συστήματα βασίζονται σε ενισχυτές εικόνας συνδεδεμένους με κλειστό κύκλωμα τηλεόρασης.

Η τεχνολογία των ενισχυτών εικόνας εξελίσσεται ταχέως τα τελευταία χρόνια προς δυο κυρίως κατευθύνσεις:

(α) την αύξηση της διαμέτρου της οθόνης εισόδου (από 15 cm σε 40 cm)

και

(β) την τεχνολογία που σχετίζεται με τις συσκευές τηλεοπτικής λήψης, ώστε να επιτευχθεί σημαντικά βελτιωμένη διακριτική ικανότητα και γενικότερα ποιότητα εικόνας.

Νέες δυνατότητες προστέθηκαν στο σύστημα, όπως η παλμική ακτινοσκόπηση με ρυθμιζόμενο ρυθμό δημιουργίας εικόνας, που βελτιώνει τον λόγο ποιότητας εικόνας προς δόση στον εξεταζόμενο κατά τη διαδικασία. Σημαντικό βήμα προόδου στην ακτινοσκόπηση είναι και η ενσωμάτωση των επίπεδων ανιχνευτών με την τεχνολογία των TFT (thin film transistors, κρυσταλλολυχνίες λεπτού στρώματος) που σταδιακά αντικαθιστούν τους ενισχυτές εικόνας.

5.2 Απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο

- Για απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο είναι αρκετός ο ρυθμός των 30 εικόνων ανά δευτερόλεπτο, όσος δηλαδή «συνηθίζεται» στο σύστημα τηλεόρασης. Οι εικόνες αυτές δεν καταγράφονται, εκτός αν ο επεμβατιστής ιατρός θέσει σε λειτουργία το παράλληλο σύστημα ακτινογράφησης – εγγραφής video υψηλής ποιότητας με δυνατότητα άμεσης επανάκλησης και “διακοπής – παγώματος” για προσεκτική μελέτη. Τα πλέον σύγχρονα συστήματα εγγράφουν ψηφιακά.

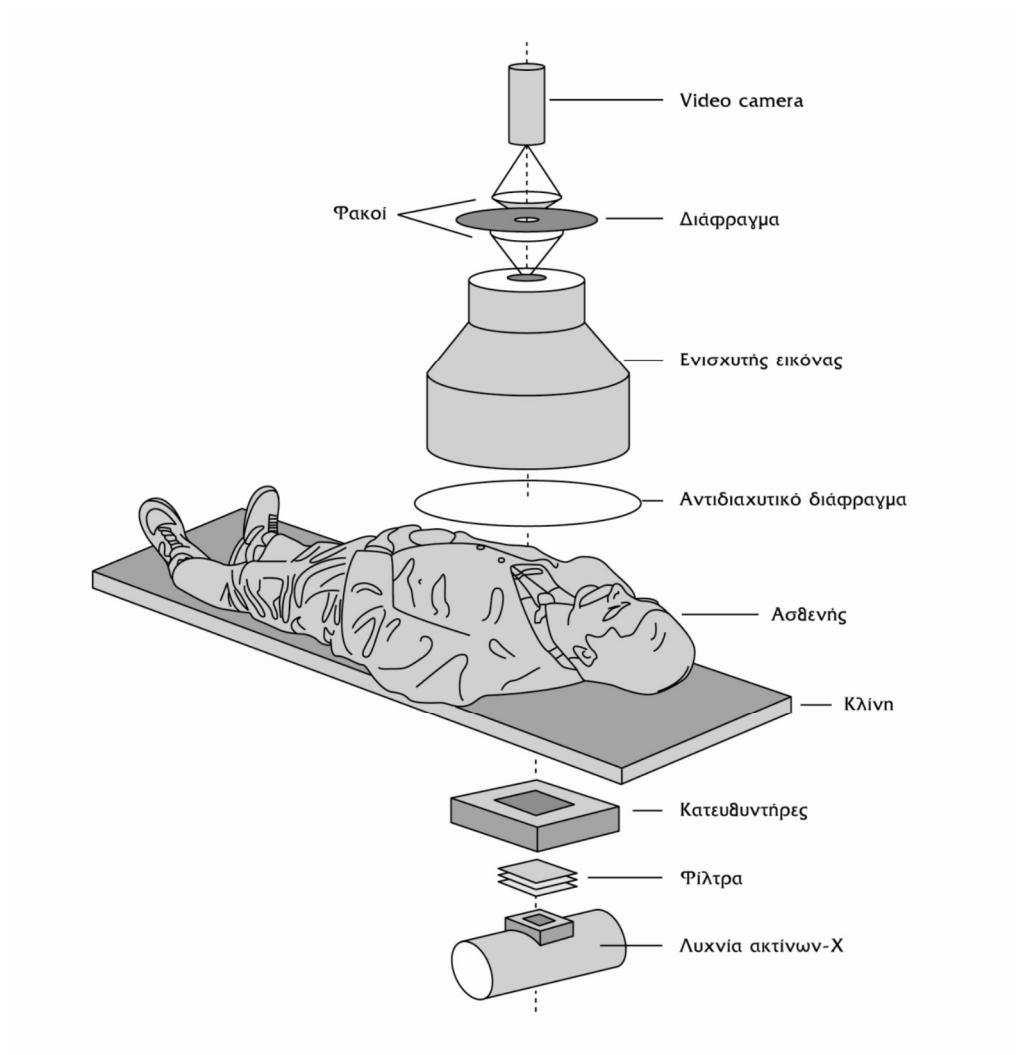
- Καταγραφή δεν είναι απαραίτητη κατά τη διάρκεια της προώθησης καθετήρων στις αγγειογραφικές διαδικασίες, ενώ είναι απαραίτητη π.χ. αμέσως μετά

την έγχυση σκιαγραφικής ουσίας σε αγγεία ή σε κοιλότητες. Με την καταγραφή παρουσιάζονται και αποθηκεύονται τα σημαντικά διαγνωστικά ευρήματα.

5.3 Περιγραφή του συστήματος Ακτινοσκόπησης

Το σύστημα ακτινοσκόπησης αποτελείται από τις εξής διαδοχικές μονάδες :

- Λυχνία ακτίνων Χ,
- Φίλτρα,
- Σύστημα κατευθυντή,
- Τράπεζα και ασθενής,
- Αντιδιαχυτικό πλέγμα,
- Ενισχυτής εικόνας,
- Οπτικό σύστημα,
- Σύστημα παρατήρησης και καταγραφής.



Εικόνα 22. Μονάδα ακτινοσκοπικού συστήματος.

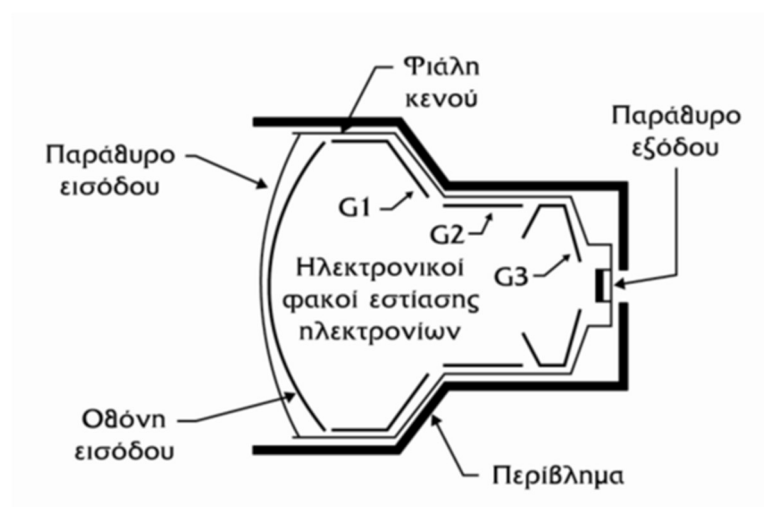
5.3.1 Ο ενισχυτής εικόνας

Η μονάδα που χαρακτηρίζει την ακτινοσκόπηση και την αντιδιαστέλλει σε σχέση με την κλασική ακτινογραφία (ακτινογραφία προβολής) είναι ο ενισχυτής εικόνας.

Η έξοδος του ενισχυτή εικόνας είναι ουσιαστικά μια τυπική ακτινογραφία (σε οθόνη ή εκτυπωμένη), όμως 10 λεπτά ακτινοσκόπησης δίνουν περίπου 18000 εικόνες, όσες είναι απαραίτητες για να αποτυπωθεί η κίνηση που είναι και το ζητούμενο. Για λόγους ακτινοπροστασίας (όσο το δυνατό μικρότερη δόση ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο) το σύστημα ακτινοσκόπησης θα πρέπει να δίνει κάθε εικόνα με όλη την αναγκαία διαγνωστική πληροφορία μεν, αλλά δομημένη με όσο το δυνατό λιγότερα φωτόνια ακτίνων Χ. Συνεπώς ο ενισχυτής εικόνας απαιτεί έναν πολύ ευαίσθητο ανιχνευτή, χιλιάδες φορές πιο ευαίσθητο από την κλασική κασέτα φωσφόρου-φίλμ, ώστε να λειτουργεί με πολύ λιγότερη ακτινοβολία (1 με 5 μR ανά εικόνα, σε σύγκριση με τα 600 μR που «καταναλώνει» η κλασική ακτινογραφία για εικόνα με οπτική πυκνότητα 1.0). Όταν χρησιμοποιούνται ασφαλείς εκθέσεις για τον ασθενή, προκύπτει δυσδιάκριτη, αδύναμη εικόνα. Ο ενισχυτής εικόνας είναι μια συσκευή που χρησιμοποιείται για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, χωρίς να απαιτείται αύξηση της δόσης ακτινοβολίας του ασθενή. Ο ενισχυτής εικόνας αυξάνει τη φωτεινότητα της αρχικής αχνής εικόνας.

Αποτελείται από τέσσερα κύρια μέρη :

- α) το γυάλινο αερόκενο περίβλημα
- β) το στρώμα φωσφόρου εισόδου, που μετατρέπει το σήμα των ακτίνων Χ σε ηλεκτρόνια
- γ) ηλεκτρονικούς φακούς που εστιάζουν τα ηλεκτρόνια
- δ) το στρώμα φωσφόρου εξόδου, που μετατρέπει τα ηλεκτρόνια σε ορατό φως, με μικρότερη διάμετρο από την αντίστοιχη της εισόδου, ώστε να σχηματιστεί η αρχική ακτινολογική εικόνα σε σμίκρυνση.



Εικόνα 23. Ενισχυτής εικόνας

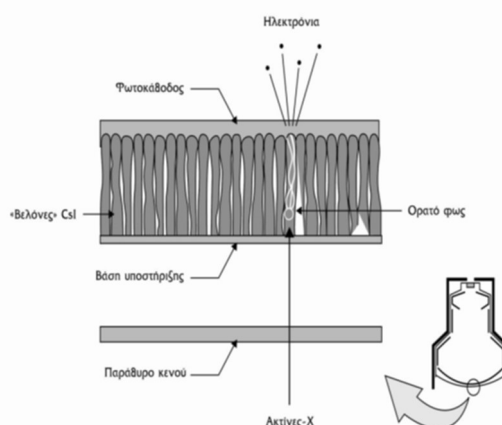
5.3.2 Ο φώσφορος εισόδου

Η οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας είναι τέσσερα αλληπάλληλα στρώματα. Το πρώτο είναι το αντίστοιχο τμήμα του περιβλήματος με ισοδύναμο πάχος 1 mmAl και με ελαφρά καμπυλότητα για να αντέχει στην εξωτερική πίεση από τον ατμόσφαιρα. Το εσωτερικό κενό είναι απαραίτητο για την ελεγχόμενη κίνηση των ηλεκτρονίων.

Το δεύτερο στρώμα στηρίζει τα δύο επόμενα (που είναι ο φώσφορος εισόδου και η φωτοκάθοδος). Είναι αρκετά ανθεκτικό (περιέχει Al), αλλά ταυτόχρονα και λεπτό ώστε να μην απορροφά τα διερχόμενα φωτόνια X. Το σύστημα των τριών τελευταίων στρωμάτων έχει μια πιο έντονη καμπυλότητα και δρα ως πρώτος «φακός εστίασης» της παραγόμενης δέσμης ηλεκτρονίων.

Το τρίτο στρώμα του φωσφόρου εισόδου πρέπει να απορροφήσει όλα τα φωτόνια X και να μετατρέψει την ενέργειά τους σε ορατό φως, όπως συμβαίνει και στις ενισχυτικές πινακίδες της κλασικής ακτινολογίας. Πρέπει να είναι αρκετά παχύ στρώμα, όσον αφορά την καλύτερη απορρόφηση, αλλά και αρκετά λεπτό, όσον αφορά τη χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος.

Επισημαίνεται πως πρόκειται για το φαινόμενο του φθορισμού (στα αγγλικά η ακτινοσκόπηση λέγεται fluoroscopic imaging), αλλά το υλικό που φθορίζει (κρύσταλλοι ανόργανων αλάτων) λέγεται φώσφορος – phosphor (καμιά σχέση με το στοιχείο φώσφορος – phosphorus P). Ο φώσφορος εισόδου είναι συνήθως ιωδιούχο καίσιο (CsI) (που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί και στις ενισχυτικές πινακίδες, αλλά είναι υγροσκοπικό). Το CsI έχει τη μορφή βελονοειδών κρυστάλλων, που λειτουργούν ως οπτικοί αγωγοί και κατευθύνουν το ορατό φως που παράγουν προς την φωτοκάθοδο με πολύ μικρή πλαϊνή διάχυση, ώστε να διατηρείται καλή διακριτική ικανότητα. Κάθε κρύσταλλος CsI έχει περίπου 400 μm μήκος και 5 μm διάμετρο και παρασκευάζεται με εξάτμιση CsI σε κενό, πάνω σε ειδικό υπόστρωμα. Για κάθε φωτόνιο X, ενέργειας 60 keV που θα απορροφήσει ο φώσφορος εκπέμπονται περίπου 3000 φωτόνια ορατού (με μήκος κύματος περίπου 420 nm). Οι κορυφές K του καϊσίου (36 keV) και του ιωδίου (33 keV) είναι ταιριαστά τοποθετημένες και βοηθούν σε αποδοτικότερη απορρόφηση των ακτίνων X.

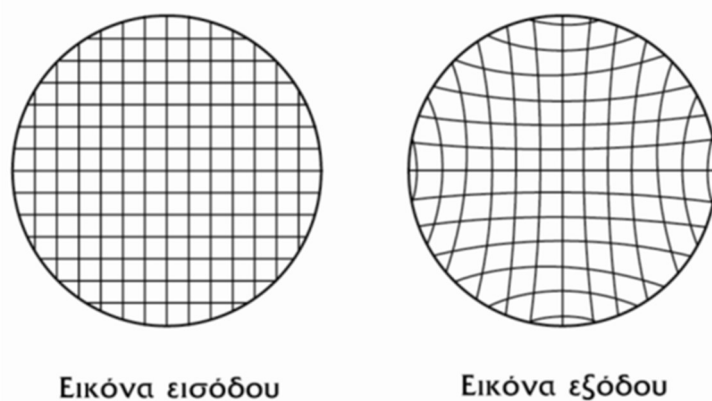


Εικόνα 24. Δομή του φωσφόρου εισόδου. Η ενέργεια των ακτίνων X μετατρέπεται σε ορατά φωτόνια τα οποία κατευθύνονται στην φωτοκάθοδο.

Η φωτοκάθοδος (το τελευταίο στρώμα της εισόδου) είναι ένα λεπτό φύλλο αντιμόνιου και αλκαλικών μετάλλων (όπως Sb2S3) που εκπέμπει ηλεκτρόνια όταν προσπέσει ορατό φως στην επιφάνειά του. Με απόδοση της τάξης του 10% ή 20% απελευθερώνονται περίπου 400 ηλεκτρόνια για κάθε φωτόνιο X των 60 keV.

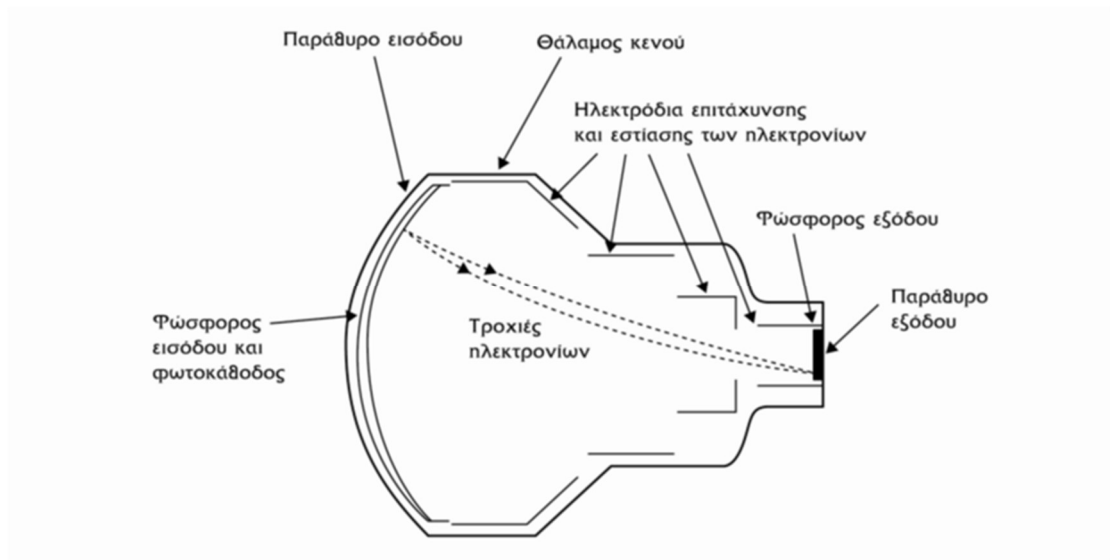
5.3.3 Η εστίαση των ηλεκτρονίων

Στην οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας τα προσπίπτοντα φωτόνια X μετατρέπονται κατ' αρχήν σε ορατό φως και μετά σε ηλεκτρόνια. Τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται κατά μήκος του ενισχυτή εικόνας προς την οθόνη εξόδου, με τη βοήθεια ηλεκτρικού πεδίου της τάξεως των 35000 V. Η αύξηση της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων είναι η λειτουργία που δικαιολογεί το όνομα του «ενισχυτή» εικόνας. Παράλληλα ο ενισχυτής εικόνας πρέπει να διατηρήσει αυστηρά τη διάταξη των ηλεκτρονίων, ώστε να είναι η ίδια στην οθόνη εξόδου με αυτήν της οθόνης εισόδου. Η οθόνη εξόδου του ενισχυτή εικόνας είναι σαφώς μικρότερη (2,5 cm διάμετρος) από την οθόνη εισόδου (23 με 35 cm διάμετρος), επομένως είναι απαραίτητο ένα σύστημα εστίασης της δέσμης των ηλεκτρονίων που λειτουργεί με ηλεκτρονικούς φακούς. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, ο πρώτος φακός είναι στην οθόνη εισόδου, έχει καμπύλη επιφάνεια και καθιστά αναπόφευκτη μια «μαξίλαροειδή» παραμόρφωση της παραγόμενης εικόνας.



Εικόνα 25. Η εικόνα στην οθόνη εξόδου υφίσταται μαξίλαροειδή παραμόρφωση.

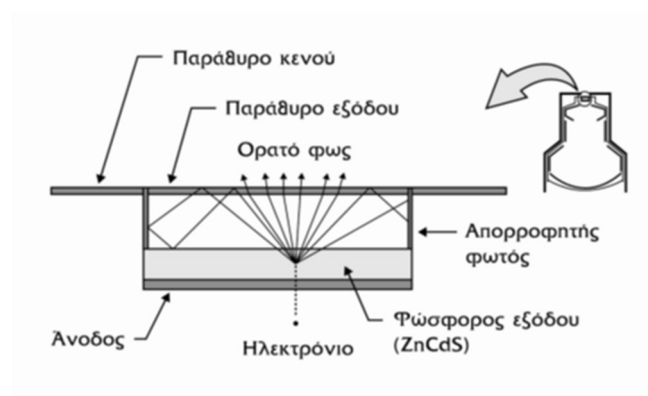
Ο τελευταίος-πέμπτος φακός είναι στην οθόνη εξόδου (άνοδος), ενώ παρεμβάλλονται άλλοι 3 ηλεκτρονικοί φακοί – ζεύγη ηλεκτροδίων.



Εικόνα 26. Το σύστημα των ηλεκτρονικών φακών εστιάζει τα ηλεκτρόνια που παράγονται από την φωτοκάθοδο στην οθόνη εξόδου.

5.3.4 Ο φώσφορος εξόδου

Τα επιταχυμένα ηλεκτρόνια διαπερνούν την πολύ λεπτή άνοδο ($0,2 \mu\text{m}$) και προσπίπτουν στο φώσφορο εξόδου του ενισχυτή εικόνας, όπου μετατρέπονται σε μια φωτεινή κηλίδα.



Εικόνα 27. Διάταξη της οθόνης εξόδου.

Ο φώσφορος εξόδου είναι συνήθως θειούχος καδμιο-ψευδάργυρος με προσμίξεις αργύρου (ZnCdS: Ag), ο οποίος εκπέμπει πράσινο φως (530 nm), δηλαδή στη μέση του ορατού φάσματος και ταιριάζει με την ευαισθησία του υλικού-ανιχνευτή των μέσων οπτικομαγνητικής εικονολήψης και εγγραφής (video camera). Τα σωματίδια του ZnCdS είναι πολύ μικρά ($1 \text{ με } 2 \mu\text{m}$) και το στρώμα του φωσφόρου πολύ λεπτό ($4 \text{ με } 8 \mu\text{m}$), ώστε να διατηρείται καλή η διακριτική ικανότητα.

Ο φώσφορος εξόδου είναι ηλεκτρικά αγώγιμος ώστε να απομακρύνονται τα ηλεκτρόνια αφού «παραδώσουν» την ενέργειά τους. Κάθε προσπίπτον ηλεκτρόνιο «γεννά» περίπου 1000 φωτόνια ορατού. Το στρώμα του φωσφόρου εξόδου είναι στην εσωτερική επιφάνεια του διαφανούς τμήματος του περιβλήματος. Μέρος του φωτός, κατά την έξοδο, ανακλάται προς τα πίσω θαμπώνοντας και περιορίζοντας την αντίθεση στην τελική εικόνα. Έχουν βεβαίως εξελιχθεί συστήματα απορρόφησης αυτού του «επιζήμιου» φωτός.

5.3.5 Η λειτουργία του ενισχυτή εικόνας

Η φωτεινότητα της αρχικής εικόνας αυξάνεται στην έξοδο με δύο τρόπους:

A. Με την εστίαση (αύξηση της συγκέντρωσης των φωτονίων, δηλαδή του αριθμού φωτονίων ανά επιφάνεια οθόνης)

B. Με την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων (μεγάλη κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων συνεπάγεται τον αυξημένο αριθμό φωτονίων στην έξοδο).

Ο ενισχυτής εικόνας δέχεται μία εικόνα φωτονίων X και τη μετατρέπει σε μια μικρή εικόνα ορατού. Υπάρχουν κάποιες παράμετροι με την περιγραφή των οποίων εκτιμάται η απόδοση του ενισχυτή εικόνας.

5.3.6 Ο συντελεστής μετατροπής

Επειδή ο ενισχυτής εικόνας έχει ως είσοδο το ρυθμό έκθεσης (που μετράται σε milliRoentgen -mR- ανά δευτερόλεπτο) και ως έξοδο τη φωτεινότητα (candela ανά τετραγωνικό μέτρο), ο συντελεστής μετατροπής κυμαίνεται μεταξύ 100 και 200 $\text{Cd}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{mR}^{-1}$, αλλά εξασθενεί με το χρόνο, λόγω παλαιώσης του φθορίζοντος υλικού. Όταν η τιμή του πέσει σημαντικά, ο ενισχυτής εικόνας πρέπει να αντικατασταθεί.

5.3.7 Ο συντελεστής απόδοσης φωτεινότητας

Μετρά το γινόμενο της απόδοσης της σμίκρυνσης της εικόνας αφενός και της επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων αφετέρου, δηλαδή δυο ανεξάρτητων μεταξύ τους παραγόντων. Η απόδοση της σμίκρυνσης (δηλαδή ο λόγος των επιφανειών οθόνης εισόδου προς οθόνη εξόδου) εξαρτάται από την επιλογή της διαμέτρου του πεδίου εισόδου και κυμαίνεται μεταξύ 50 και 150. Η σμίκρυνση δεν βελτιώνει την αντίθεση στην εικόνα, βελτιώνει όμως την φωτεινότητά της. Η επιτάχυνση των ηλεκτρονίων έχει ως αποτέλεσμα να παραχθούν περισσότερα φωτόνια στον φώσφορο της οθόνης εξόδου, από τον αριθμό των φωτονίων- X που προσέπεσαν στην οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας. Το γινόμενό τους (ο συντελεστής απόδοσης φωτεινότητας) κυμαίνεται τελικά μεταξύ 3000 με 12000.

5.4 Επίπεδος Ανιχνευτής

Ο επίπεδος ανιχνευτής είναι ένα λεπτό τετράγωνο φύλλο-στρώμα με διαταγμένες κρυσταλλοτριόδους (thin film transistor arrays – TFT). Το φύλλο-στρώμα είναι δομημένο με εικονοστοιχεία pixels (picture elements, στοιχεία εικόνας ως δομικοί λίθοι) και σε κάθε pixel αντιστοιχεί μία φωτοδίοδος, η οποία μετατρέπει την προσπίπτουσα φωτεινή ενέργεια σε εξερχόμενο ηλεκτρονικό σήμα. Επειδή η ανιχνευτική διάταξη των TFT είναι ευαίσθητη στη φωτεινή ακτινοβολία (και όχι στην ακτινοβολία Χ), είναι απαραίτητη η παρουσία σπινθηριστή όπως το CsI (ιωδιούχο καΐσιο), που μετατρέπει την προσπίπτουσα ακτινοβολία Χ σε φωτεινή.

Ο επίπεδος ανιχνευτής αντικαθιστά τον ενισχυτή εικόνας και την οπτική διάταξη στα απεικονιστικά συστήματα και εγγράφει άμεσα τη σειρά των ακτινοσκοπικών εικόνων. Στην ακτινοσκόπηση το μέγεθος του pixel είναι συνήθως μεγαλύτερο από το αντίστοιχο της ακτινογραφίας. Μερικά συστήματα, για να αντεπεξέλθουν σε αμφοτέρους τους ρόλους, έχουν αρκετά μικρά pixel (100 με 150 μm) για ακτινογραφίες, έχουν όμως και την (ηλεκτρονική) δυνατότητα να ενώνουν 4 pixel σε ένα μεγαλύτερο (200 με 300 μm), ώστε να γίνονται κατάλληλα και για ακτινοσκόπηση. Ο επίπεδος ανιχνευτής είναι μικρότερος, ελαφρύτερος, δεν υπάρχει αερόκενος σωλήνας, δεν υπάρχουν δέσμες ηλεκτρονίων, δεν υπάρχουν συστήματα οπτικών διατάξεων. Η αποτελεσματικότητα ανίχνευσης ποσοτήτων (QDE) του επίπεδου ανιχνευτή είναι κατά πολύ βελτιωμένη σε σχέση με την αντίστοιχη του ενισχυτή εικόνας.

5.5 Λειτουργία της ακτινοσκόπησης

5.5.1 Συνεχής Ακτινοσκόπηση

Είναι ο βασικός τρόπος λειτουργίας. Η δέσμη των ακτίνων Χ παράγεται με συνεχή τρόπο και η ένταση του ρεύματος στην λυχνία κυμαίνεται από 0,5 ως 4 mA εξαρτώμενη από το πάχος του εξεταζόμενου. Η παραγωγή των εικόνων γίνεται με ρυθμό 30 ανά δευτερόλεπτο, δηλαδή κάθε εικόνα διαρκεί 33 ms (1/30 του δευτερολέπτου). Οποιαδήποτε κίνηση μέσα σε αυτό το διάστημα θα θολώσει την εικόνα, αλλά είναι αποδεκτή κατάσταση για τις περισσότερες εξετάσεις.

5.5.2 Παλμική Ακτινοσκόπηση

Η γεννήτρια των ακτίνων Χ παράγει μια σειρά από σύντομους παλμούς. Μπορεί να δώσει 30 παλμούς το δευτερόλεπτο και κάθε παλμός να διαρκεί 10 ms, με ένταση ρεύματος 6,6 mA. Μια τέτοια ρύθμιση θα έδινε ίδιο ρυθμό έκθεσης στον εξεταζόμενο (όσο στη συνεχή ακτινοσκόπηση), αλλά με μικρότερο χρόνο έκθεσης (10 ms αντί 33 ms), ενώ παράλληλα μειώνεται και το θόλωμα της εικόνας από τυχόν κίνηση του εξεταζόμενου. Κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης, υπάρχουν χρονικά διαστήματα που ακόμη και 7,5 εικόνες ανά δευτερόλεπτο είναι αρκετές, όπως π.χ. κατά την προώθηση του καθετήρα από τη μηριαία αρτηρία μέχρι το αορτικό τόξο. Με το ρυθμό 7,5 εικόνες ανά δευτερόλεπτο και όσο αυτός διαρκεί, η δόση στον εξεταζόμενο μειώνεται στο ένα τέταρτο ($7,5/30 = 25\%$). Βέβαια στο χαμηλό ρυθμό παραγωγής της εικόνας, η οθόνη θα αναβοσβήνει, αλλά και αυτό αντιμετωπίζεται με

τη βοήθεια της ψηφιακής τεχνολογίας που επεμβαίνει και «παγώνει» κάθε εικόνα στην οθόνη για όσο χρονικό διάστημα χρειαστεί, δίνοντας όμως την αίσθηση της σπασμωδικής κίνησης.

5.5.3 Αντιπροσωπευτική εικόνα

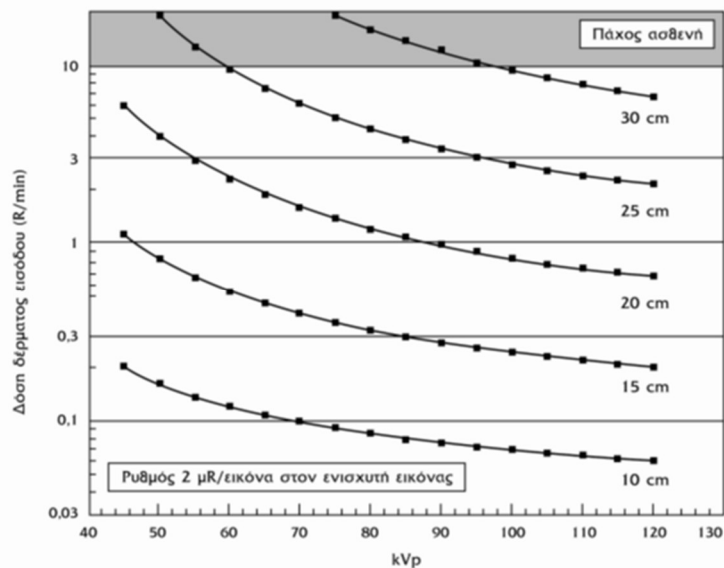
Τα ακτινοσκοπικά συστήματα παρέχουν πολύ καλή διακριτική ικανότητα χρόνου και αυτό το χαρακτηριστικό τα καθιστά κλινικά χρήσιμα. Η ταχύτητα όμως στην απεικόνιση προσθέτει θόρυβο και τις περισσότερες φορές είναι επιθυμητός ένας συμβιβασμός, που επιτυγχάνεται με τη μέθοδο της αντιπροσωπευτικής εικόνας. Οι εικόνες ψηφιοποιούνται και περνούν σε μια διαδικασία «μέσου όρου» πραγματικού χρόνου. Το τρέξιμο του αλγορίθμου όμως, απαιτεί χρόνο, μειώνοντας τη διακριτική ικανότητα χρόνου. Ο συμβιβασμός πλησιάζει περισσότερο προς τη μια ή την άλλη πλευρά ανάλογα με την εκάστοτε εφαρμογή και τις προτιμήσεις του χρήστη.

5.5.4 Διατήρηση τελευταίας εικόνας

Όταν ο επεμβατιστής ιατρός σηκώσει το πόδι από το πλήκτρο εδάφους και σταματήσει την ακτινοσκόπηση, το σύστημα κρατά στην οθόνη την τελευταία εικόνα. Η τελευταία εικόνα είναι ψηφιοποιημένη και παραμένει στην οθόνη μέχρι ο ιατρός να ξαναπατήσει το διακόπτη για να συνεχίσει τη διαδικασία. Είναι μια ευκολία που δίνει χρόνο στο ιατρό να συγκεντρωθεί, δίνει την ευκαιρία σε τυχόν παρευρισκόμενους εκπαιδευόμενους να συζητήσουν και κρατά τη δόση ακτινοβολίας του εξεταζόμενου σε χαμηλό επίπεδο.

5.6 Δόση στον εξεταζόμενο

Στις ΗΠΑ ο μέγιστος επιτρεπόμενος ρυθμός έκθεσης κατά την ακτινοσκόπηση είναι 10 R/min (ESE, entrance skin exposure). Σε ειδικές μόνο περιπτώσεις μπορεί ο ρυθμός να φτάσει μέχρι 20 R/min. Συνήθως στις εξετάσεις με ακτινοσκόπηση μετρώνται ρυθμοί 1 με 2 R/min για τις λεπτές περιοχές του σώματος (περίπου 10 cm) και 3 με 5 R/min για έναν μέσο ασθενή. Παχείς ασθενείς «απαιτούν» ρυθμούς 8 με 10 R/min. Με διάφορους τρόπους μπορεί να μειωθεί η δόση στον εξεταζόμενο κατά τη διάρκεια ακτινοσκοπικής διαδικασίας. Πρέπει να χρησιμοποιούνται τα ενδεικνυόμενα φίλτρα-ηθμοί στην δέσμη των ακτίνων Χ πριν από την είσοδό της στο σώμα του ασθενή. Η δόση ακτινοβολίας στον ασθενή εξαρτάται από το πάχος του και από τη διαφορά δυναμικού στη λυχνία-Χ.



Εικόνα 28. Η δόση στο δέρμα εισόδου του ασθενούς εξαρτάται από την ενέργεια των ακτίνων Χ και το πάχος του.

Στο παραπάνω σχήμα δίνεται ο ρυθμός έκθεσης στο δέρμα εισόδου του ασθενή σαν συνάρτηση της ενέργειας των ακτίνων Χ και του πάχους του ασθενή. Παρατηρούμε ότι δόση στο δέρμα μειώνεται καθώς αυξάνεται η ενέργεια των ακτίνων Χ ενώ το αντίστροφο γίνεται με την αύξηση του πάχους του ασθενή. Όσο αυξάνει η ενέργεια των ακτίνων Χ τόσο πιο διεισδυτικές γίνονται με αποτέλεσμα να περνούν από το δέρμα εισόδου χωρίς να αλληλεπιδρούν με αυτό. Αντίθετα, όσο πιο παχύς είναι ο ασθενής τόσο λιγότερα φωτόνια φτάνουν στον ενισχυτή εικόνας. Το σύστημα ABC αυξάνει το ρεύμα (mA) της λυχνίας ώστε να αυξηθεί το πλήθος των φωτονίων στην είσοδο του ενισχυτή και άρα το πλήθος των φωτονίων που αλληλεπιδρά με το δέρμα του ασθενή.

Από τα παραπάνω, καταλαβαίνουμε ότι ένας παχύς ασθενής για να μην λάβει παραπάνω δόση, θα πρέπει να αυξήσουμε τη διαφορά δυναμικού (kV), άρα κατά συνέπεια την ενέργεια της δέσμης. Και αυτό διότι, αυξάνοντας την ενέργεια της δέσμης, αυξάνουμε την διεισδυτική της ικανότητα, μειώνουμε την δόση στο δέρμα (skin – sparing effect) και κατορθώνουμε τα φωτόνια να φτάσουν στον ενισχυτή εικόνας έτσι ώστε να μην χρειαστεί να αυξηθεί η ένταση άρα και η δόση.

Κεφάλαιο 6^ο [3,18,19]

6.1 Μονάδα Περιφερικής Αγγειογραφίας – DSA

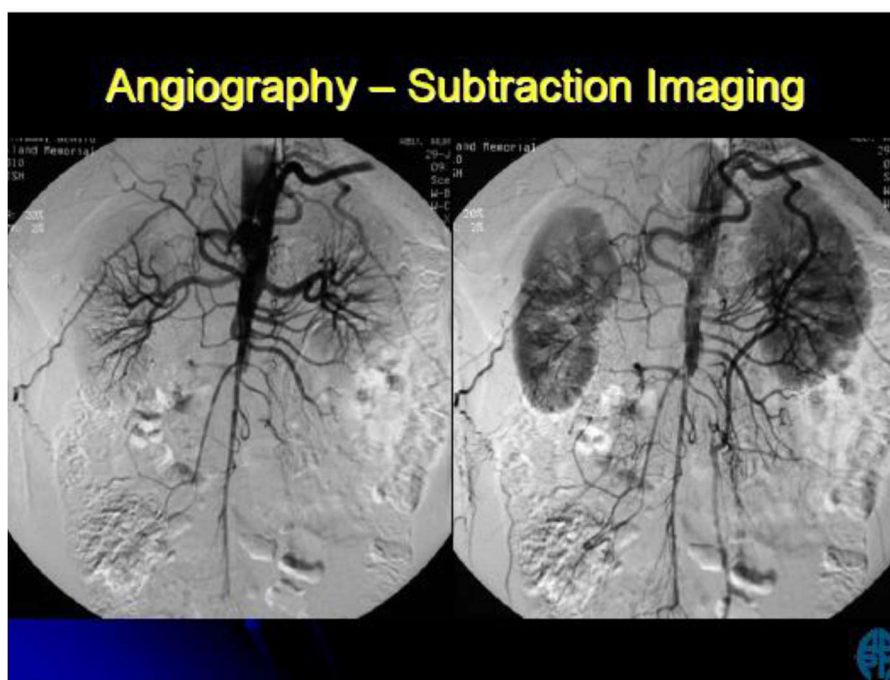
Χαρακτηρίζεται από ένα ευέλικτο στην κίνησή του κρεβάτι. Με απλές κινήσεις ο ιατρός μπορεί να το σύρει σε πολλές θέσεις του οριζόντιου επιπέδου, ώστε στο ακτινοβολούμενο πεδίο, να βρίσκεται συνεχώς η υπό μελέτη περιοχή ενδιαφέροντος. Ευέλικτη είναι και η κίνηση του συστήματος ενισχυτής – λυχνία, που μπορεί να περιστραφεί γύρω από τον εξεταζόμενο. Είναι προσαρμοσμένα σε ένα βραχίονα με σχήμα C (C – arm), που μπορεί να ακολουθήσει κυκλική τροχιά, όπως και να αλλάξει επίπεδο περιστροφής.



Εικόνα 29. Σύγχρονο σύστημα αγγειογραφίας[19]

Η πιο διαδεδομένη εξέταση είναι η ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία (DSA, Digital Subtraction Angiography). Η μέθοδος που ακολουθείται στη DSA είναι η εξής : Λαμβάνεται η ψηφιακή εικόνα της περιοχής που βρίσκεται το αγγείο ενδιαφέροντος. Η εικόνα αυτή ονομάζεται μάσκα. Αμέσως μετά γίνεται χορήγηση σκιαγραφικού στο αγγείο και ακολουθεί σειρά λήψεων ώστε να αποτυπωθεί σε εικόνες η χρονική πορεία του σκιαγραφικού στο αγγείο. Παράλληλα, αμέσως μετά από κάθε λήψη, ο υπολογιστής του αγγειογράφου αφαιρεί από κάθε εικόνα την εικόνα – μάσκα που λήφθηκε πριν τη χορήγηση του σκιαγραφικού. Με τον τρόπο αυτό στην εικόνα

εμφανίζεται μόνο το αγγείο χωρίς τους περιβάλλοντες ιστούς. Έτσι, η εικόνα είναι ευκρινής και αναδεικνύει την ιατρική πληροφορία.



Εικόνα 30. Εικόνα αφαιρετικής Αγγειογραφίας

6.2 Μετρητής DAP (Dose Area Product)

Πρόκειται για έναν παραλληλεπίπεδο θάλαμο ιονισμού που είναι προσαρμοσμένος στην έξοδο της λυχνίας, αμέσως μετά το σύστημα του κατευθυντήρα. Η κατασκευή του είναι τέτοια ώστε να μην διαταράσσει τη δέσμη που εξέρχεται από τη λυχνία. Ο θάλαμος μετρά ιόντα που παράγει η δέσμη Χ στο εσωτερικό του, καθώς τον διαπερνά και υπολογίζει τη δόση εισόδου της ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο. Στην ένδειξή του δίνει το γινόμενο της δόσης επί την επιφάνειά του. Η ένδειξη αυξάνεται συσσωρευτικά, όσο λειτουργεί η λυχνία και προβάλλεται σε κάποια εμφανή γωνία του χειριστηρίου, ώστε ο ιατρός να ενημερώνεται για την ποσότητα της ακτινοβολίας που έχει χρησιμοποιήσει.

Η χρήση του DAP βοηθά στη βελτιστοποίηση της τεχνικής που ακολουθείται σε μια ακτινοσκοπική εξέταση με κύριο κριτήριο την ακτινοπροστασία του ασθενή. Η ακτινοπροστασία του ασθενή είναι μείζονος σημασίας στην ακτινοσκόπηση καθώς οι χρόνοι ακτινοβολίας πολλές φορές υπερβαίνουν τα 30 λεπτά. Το δέρμα στην είσοδο της δέσμης δέχεται μεγάλη δόση ακτινοβολίας και μπορεί να υποστεί ανεπιθύμητες βλάβες όπως το ερύθημα και έλκος. Η εμφάνιση τέτοιων βλαβών μπορεί να σημαίνει αλόγιστη χρήση της ακτινοσκόπησης κατά την εξέταση. Στον παρακάτω πίνακα δίνονται το κατώφλι της δόσης για την εμφάνιση διαφόρων παρενεργειών της ακτινοβολίας στο δέρμα και το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από το πέρας της εξέτασης μέχρι την εμφάνισή τους.

Βιολ. Αποτέλεσμα	Κατώφλι (μονήρους) δόσης (Gy)	Χρόνος εμφάνισης
Πρόωρο παροδικό ερύθημα	2	2-24 ώρες
Πρωτεύων ερύθημα	6	10 ημέρες
Πρόσκαιρη αποτρίχωση	3	3 εβδομάδες
Μόνιμη αποτρίχωση	7	4 εβδομάδες
Στεγνή αποφολίδωση	10	4 εβδομάδες
Υγρή αποφολίδωση	15	4 εβδομάδες
Δερματική νέκρωση	18	≥10 εβδομάδες
Εξέλκωση	24	≥6 εβδομάδες

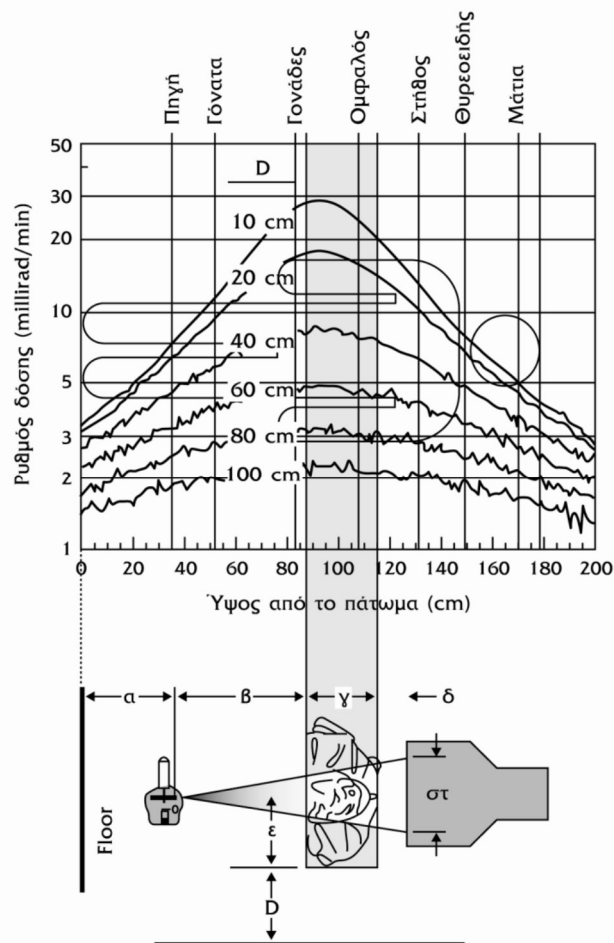
Πίνακας 4. Ενδεικτικές τιμές δόσης στο δέρμα του εξεταζόμενου για την εμφάνιση βιολογικών αποτελεσμάτων της ακτινοβολίας

6.3 Δόση στο προσωπικό

Η έκθεση του προσωπικού (ιατροί, νοσοκόμες, τεχνολόγοι) στην ακτινοβολία, μπορεί να είναι σημαντική, κυρίως σε όσους δουλεύουν, καθημερινά και αρκετές ώρες, δίπλα σε ακτινοσκοπικά μηχανήματα. Καθ' όλη τη διάρκεια της εξέτασης, το προσωπικό που βρίσκεται εντός του θαλάμου ακτινοβολείται από τα σκεδαζόμενα στο σώμα του ασθενούς φωτόνια και από την ακτινοβολία διαρροής του κελύφους της λυχνίας. Ειδικά στην περίπτωση της αγγειογραφίας, ο επεμβατιστής ιατρός βρίσκεται πολύ κοντά στον ασθενή και πρέπει να λαμβάνει μέτρα ακτινοπροστασίας.

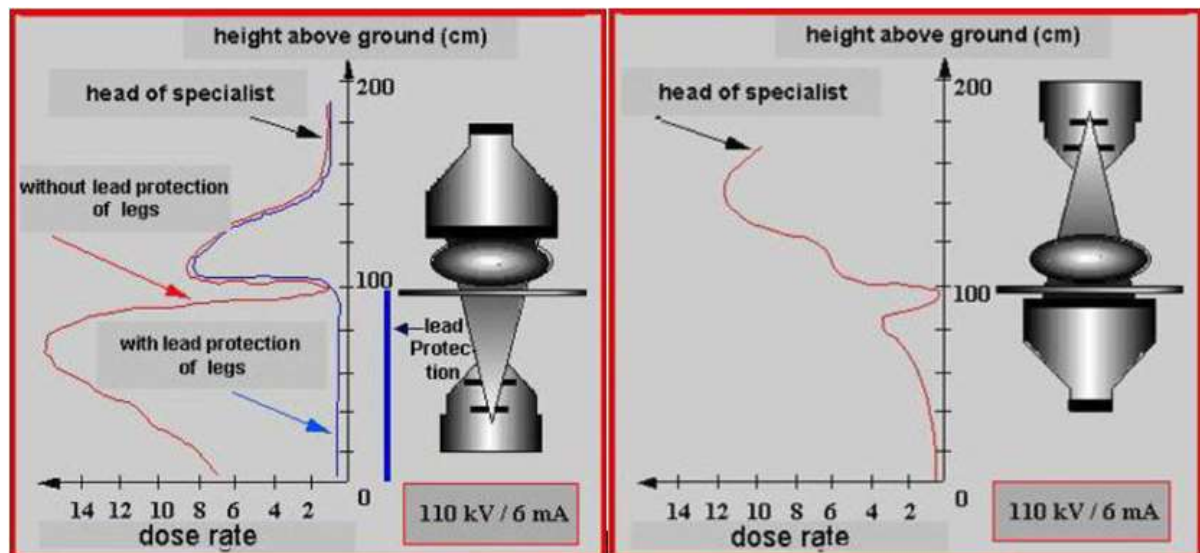
Ενδεικτικά αναφέρεται πως όποιος στέκεται σε απόσταση ενός μέτρου από το σώμα του εξεταζόμενου, δέχεται από σκέδαση το 1/1000 της ακτινοβολίας που προσπίπτει στον εξεταζόμενο.

Κάθε μέλος του προσωπικού που βρίσκεται στο θάλαμο, οφείλει να φορά τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας (ποδιά, κολάρο, γυαλιά), όση ώρα η λυχνία είναι σε λειτουργία. Κάθε μέθοδος περιορισμού της δόσης στον εξεταζόμενο, αυτόματα περιορίζει και τη δόση στο προσωπικό, με κυριότερη εξ αυτών τη συντόμευση του χρόνου ακτινοβολήσης. Μολύβδινο πέτασμα με ειδική μολυβδύαλο αναρτάται από την οροφή για να καλύπτει τον κορμό και το κεφάλι του επεμβατιστή ιατρού, όσο διάστημα δουλεύουν τα χέρια του στον ασθενή. Όλο το προσωπικό που λαμβάνει μέρος σε ακτινοσκοπήσεις πρέπει να φορά ατομικό δοσίμετρο για την καταγραφή της δόσης που λαμβάνει.



Εικόνα 31. Ισοδοσικές καμπύλες γύρω από τον εξεταζόμενο

Για την ελαχιστοποίηση της δόσης από την ακτινοβολία διαρροής της λυχνίας, αυτή πρέπει να βρίσκεται κάτω από την εξεταστική κλίνη και να περιβάλλεται από πέτασμα μολύβδου. Επίσης, έχει παρατηρηθεί ότι σε περιπτώσεις που η λυχνία βρίσκεται πάνω από το εξεταστικό κρεβάτι, η δόση στους φακούς των ματιών και στα χέρια είναι μέχρι και 30 φορές μεγαλύτερη από αυτή που θα ήταν αν η λυχνία βρισκόταν κάτω από το κρεβάτι. Σε αυτό βέβαια οφείλεται και το γεγονός ότι η δόση στα πόδια είναι συνήθως μεγαλύτερη όταν η λυχνία βρίσκεται κάτω από το κρεβάτι. Κατά τις διαγώνιες ή πλάγιες προβολές, ο γιατρός θα πρέπει να αποφεύγει να βρίσκεται από την πλευρά της λυχνίας.



Εικόνα 32. Αριστερά - Λυχνία κάτω από το τραπέζι. Δεξιά - Λυχνία πάνω από τον ασθενή[19].

6.4 Έλεγχος ποιότητας

Όπως σε όλα τα ακτινολογικά συστήματα, έτσι και στα μηχανήματα της ακτινοσκόπησης είναι απαραίτητος ο περιοδικός έλεγχος καλής λειτουργίας τους. Τα διάφορα υποσυστήματα της ακτινοσκόπησης απορρυθμίζονται με το χρόνο και τη χρήση με αποτέλεσμα την υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας και την ακτινική επιβάρυνση του ασθενή. Ο περιοδικός έλεγχος ποιότητας έχει στόχο να ανιχνεύει τέτοιες απορρυθμίσεις σε πρώιμο στάδιο πριν αυτές επηρεάσουν σημαντικά την εξέταση.

Βασικές παράμετροι που ελέγχονται είναι η χωρική διακριτική ικανότητα, η αντίθεση της εικόνας, ο ρυθμός της δόσης εισόδου στον ενισχυτή εικόνας, καθώς και η δόση εισόδου στο δέρμα του ασθενή. Όταν η τιμή μιας παραμέτρου δεν μπορεί να επαναρυθμιστεί στα αποδεκτά όρια, αντικαθίστανται τα σχετιζόμενα μηχανικά μέρη ή ολόκληρος ο ενισχυτής εικόνας.

6.5 Βασικές Αρχές Ακτινοπροστασίας

Σε όλες τις περιπτώσεις που έχουμε έκθεση ανθρώπων σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες πρέπει να εφαρμόζονται οι τρεις βασικές αρχές Ακτινοπροστασίας που έχουν καθιερωθεί από την ICRP και είναι οι εξής :

- **Αρχή Αιτιολόγησης** : Οποιαδήποτε πρακτική μπορεί να πραγματοποιείται εάν οδηγεί σε ικανοποιητικό όφελος για το εκτιθέμενο άτομο ή την κοινωνική ομάδα το οποίο να αντισταθμίζει πιθανές βλάβες από την ακτινοβολία.
- **Αρχή Βελτιστοποίησης** : Κάθε έκθεση με ιοντίζουσες ακτινοβολίες πρέπει να διατηρείται σε τόσο χαμηλά επίπεδα όσο είναι λογικά

εφικτό, λαμβάνοντας υπ' όψη τις επικρατούσες οικονομικές και κοινωνικές συνθήκες.

- **Αρχή των ορίων δόσης :** Δεν επιτρέπεται η υπέρβαση των θεσμοθετημένων ορίων δόσης. Τα όρια δόσης δεν αφορούν αιτιολογημένες ιατρικές εκθέσεις.

	Εργαζόμενοι (mSv/έτος)	Πληθυσμός (mSv/έτος)
Ολόσωμη δόση	20 Κατά μέσο όρο σε 5 έτη	1
Φακός ματιού	150	15
Δέρμα	500	50
Άκρα	500	

Πίνακας 5. Όρια δόσης

Η ενεργός δόση μπορεί να φθάσει τα 50 mSv κάποιο έτος με την προϋπόθεση ότι η μέση δόση για 5 συνεχή έτη θα είναι μικρότερη από 20 mSv[3].

Τα επίπεδα έκθεσης σε ακτινοβολία μπορούν να περιορισθούν εάν τηρούνται τα ακόλουθα τρία βασικά μέτρα ακτινοπροστασίας :

- **Απόσταση :** Η ένταση της ακτινοβολίας μειώνεται αντιστρόφως ανάλογα με το τετράγωνο της απόστασης από την πηγή της.
- **Χρόνος :** Ο χρόνος παραμονής σε περιοχές με πηγές ιοντίζουσας ακτινοβολίας θα πρέπει να είναι ο ελάχιστος δυνατός.
- **Θωράκιση :** Οι χώροι λειτουργίας πηγών ιοντίζουσας ακτινοβολίας θα πρέπει να είναι κατάλληλα θωρακισμένοι.

Ειδικό μέρος

Εισαγωγή

Τα τελευταία χρόνια ο αριθμός των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων έχει αυξηθεί ραγδαία. Λόγω του ότι ο αριθμός των επεμβατιστών δεν έχει ακολουθήσει τον ίδιο ρυθμό αύξησης, ο φόρτος εργασίας για τους επεμβατιστές είναι μεγαλύτερος. Αυτό συνεπάγεται και μεγαλύτερη ακτινική επιβάρυνση.

Το πρώτο μέρος των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν για την υλοποίηση της παρούσας εργασίας, αφορά τη δόση που λαμβάνουν οι επεμβατιστές κατά τη διάρκεια δύο συγκεκριμένων επεμβάσεων (PTA και EVAR). Για τον προσδιορισμό της δόσης που λαμβάνουν, κατά τη διάρκεια αυτών των επεμβάσεων, χρησιμοποιήθηκαν δοσίμετρα θερμοφωταύγειας TLD – 200. Η δόση που λαμβάνουν οι επεμβατιστές οφείλεται κυρίως στη σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Τα δοσίμετρα τοποθετήθηκαν στον 1^ο και στον 2^ο επεμβατιστή. Πιο συγκεκριμένα, τα TLD's τοποθετήθηκαν στα χέρια των επεμβατιστών, στο στήθος (μέσα και έξω από την ποδιά), στο θυρεοειδή (μέσα και έξω από το κολάρο), στα γυαλιά ακτινοπροστασίας καθώς και στο κεφάλι. Τα δοσίμετρα τοποθετούνταν λίγο πριν ξεκινήσει η επέμβαση και αφαιρούνταν αμέσως μετά την ολοκλήρωσή της. Στη συνέχεια, με χρήση της μεθόδου Niklason et al. [27], υπολογίσαμε την ενεργό δόση ανά επέμβαση για τον κάθε επεμβατιστή. Λαμβάνοντας υπόψη τον ετήσιο φόρτο εργασίας, υπολογίσαμε την μέγιστη ετήσια ενεργό δόση που οφείλεται στις δύο παραπάνω κατηγορίες επεμβάσεων.

Το δεύτερο μέρος των μετρήσεων, πραγματοποιήθηκε με σκοπό να προσδιοριστεί η μείωση της δόσης που οφείλεται στη χρήση προσωπικού εξοπλισμού ακτινοπροστασίας. Στο Rando, τοποθετήθηκαν συνολικά 16 δοσίμετρα μέσα από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας και άλλα 15 στα ίδια σημεία, εξωτερικά του εξοπλισμού ακτινοπροστασίας. Έτσι, ήμασταν σε θέση να συγκρίνουμε τη δόση μέσα και έξω από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας και να καταλήξουμε στο ποσοστό μείωσης της. Αυτό έγινε για διάφορες γωνίες κλίσης της ακτινοσκοπικής διάταξης σε σχέση με το σώμα του ομοιώματος – ασθενή.

Το μεγαλύτερο μέρος της δόσης που δέχονται οι επεμβατιστές οφείλεται στη σκεδαζόμενη ακτινοβολία που προέρχεται από το σώμα του ασθενούς και το τραπέζι. Αυτό συμβαίνει διότι ο επεμβατιστής βρίσκεται σε πολύ μικρή απόσταση από τον ασθενή. Η χρήση ακτινοπροστατευτικού σεντονιού μπορεί να μειώσει τη δόση που λαμβάνει ο επεμβατιστής λόγω των σκεδάσεων.

Στη συνέχεια, πραγματοποιήσαμε μετρήσεις με τη χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας. Οι μετρήσεις που πραγματοποιήσαμε, για τον προσδιορισμό της μείωσης της δόσης, που οφείλεται στη χρήση ακτινοπροστατευτικού σεντονιού, έγιναν με τη χρήση των ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων. Στην ίδια διάταξη πραγματοποιήσαμε μετρήσεις με ακριβώς το ίδιο πρωτόκολλο ακτινοσκόπησης. Αρχικά πραγματοποιήσαμε μετρήσεις χωρίς το σεντόνι να καλύπτει τον ασθενή - ομοίωμα. Στη συνέχεια πραγματοποιήσαμε τις ίδιες μετρήσεις με τη χρήση του σεντονιού. Σκοπός ήταν ο προσδιορισμός των διαφορών στις μετρήσεις που λάβαμε

από το παραπάνω πείραμα. Το παραπάνω ζεύγος μετρήσεων, πραγματοποιήθηκε για διάφορες γωνίες κλίσης της ακτινοσκοπικής διάταξης.

Λόγω του αυτόματου συστήματος ελέγχου έκθεσης (AEC), προκύπτει το εξής ερώτημα : Κατά πόσο θα αυξηθούν οι παράμετροι έκθεσης (exposure parameters), εάν εισέλθει μέσα στο πεδίο το σεντόνι ακτινοπροστασίας. Στο τελευταίο μέρος της παρούσας εργασίας, πραγματοποιήσαμε μετρήσεις προκειμένου να απαντήσουμε το παραπάνω ερώτημα. Η αύξηση των παραμέτρων έκθεσης, συνεπάγεται αύξηση στη δόση που θα λάβει ο ασθενής, καθώς και πιθανή αύξηση της δόσης στον επεμβατιστή. Για να προσδιορίσουμε την αύξηση της δόσης καθώς και των παραμέτρων έκθεσης πραγματοποιήσαμε τρεις σειρές μετρήσεων. Στην πρώτη μέτρηση το σεντόνι ήταν εκτός πεδίου, στη δεύτερη ήταν ελάχιστα εντός πεδίου ενώ στην τρίτη κάλυπτε σχεδόν το μισό σώμα του ασθενή – ομοίωμα.

Κεφάλαιο 7^ο

Υλικά και Μέθοδοι

7.1 Υλικά

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στο Εργαστήριο Επεμβατικής Ακτινολογίας του Τομέα Ακτινολογίας του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου και χρησιμοποιήθηκε το ακτινοσκοπικό σύστημα Siemens Axiom Artis FA (VB23P).



Εικόνα 33. Σύστημα Siemens Axiom Artis

7.1.1 Πληροφορίες συστήματος

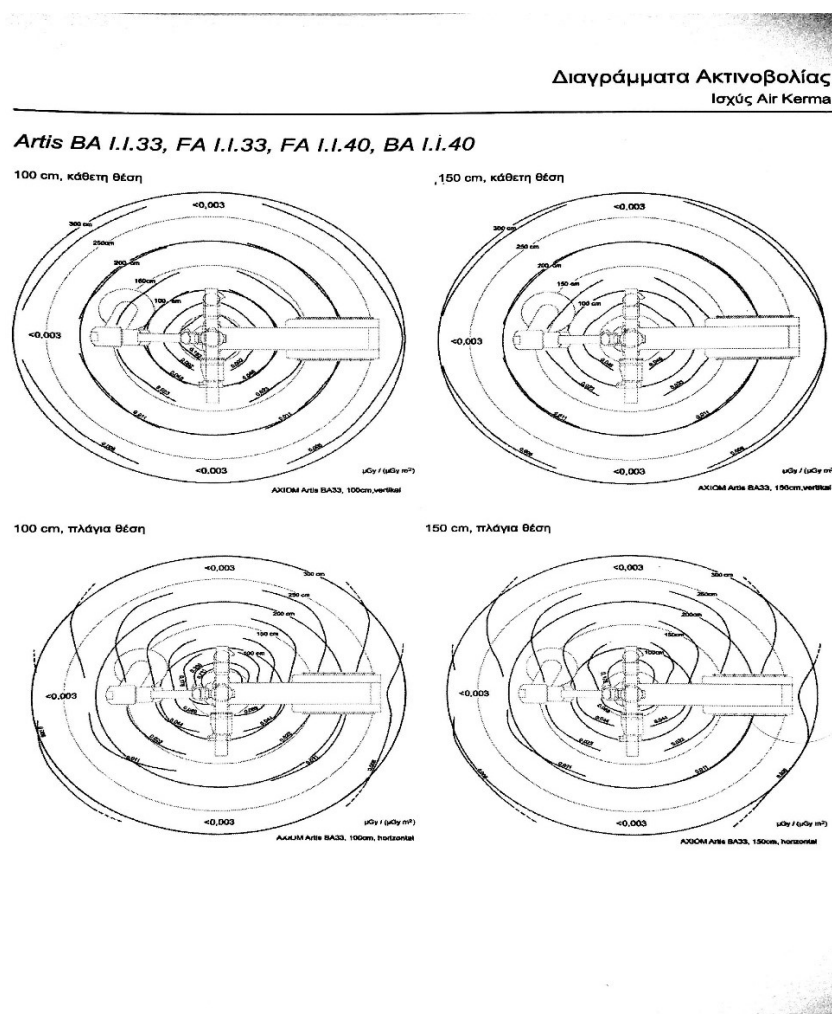
Το συγκεκριμένο σύστημα είναι ένα ακτινοσκοπικό σύστημα τύπου C – arm , με ανάρτηση δαπέδου, ψηφιακές λειτουργίες απεικόνισης, αποθήκευσης και αποτύπωσης των επεμβατικών εξετάσεων. Η λυχνία του βρίσκεται κάτω από την ακτινολογική τράπεζα, ενώ είναι εξοπλισμένο με έναν 38 cm κυκλικό ενισχυτή εικόνας και ένα σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC), το οποίο διαμορφώνει

κατάλληλα το ρεύμα και το δυναμικό της λυχνίας. Περιλαμβάνει φίλτρο αλουμινίου 5 mm (Al), με δυνατότητα παρεμβολής επιπλέον φίλτρων χαλκού (0.0 – 0.9 Cu), η επιλογή των οποίων είναι αυτοματοποιημένη. Έχει τη δυνατότητα λειτουργίας συνεχούς και χαμηλού ρυθμού ακτινοσκόπησης (7.5 , 15, 30 παλμούς/second).

7.1.1.1 Ισοδοσικές Καμπύλες

Όλες οι παρακάτω καμπύλες καταγράφηκαν ως εξής :

- Οριζόντιο βοήθημα τοποθέτησης ασθενή, οριζόντια προβολή δέσμης και κάθετη προβολή δέσμης,
- Ισοδοσικές καμπύλες 100 cm – 150 cm πάνω από το δάπεδο,
- Cu φίλτρο 0 mm, μικρό σημείο εστίασης,
- Σκεδαζόμενη ακτινοβολία των ισοδοσικών καμπυλών σε $\mu\text{Gy}/\mu\text{Gy m}^2$ στα 109 kV, 2.5 mA.

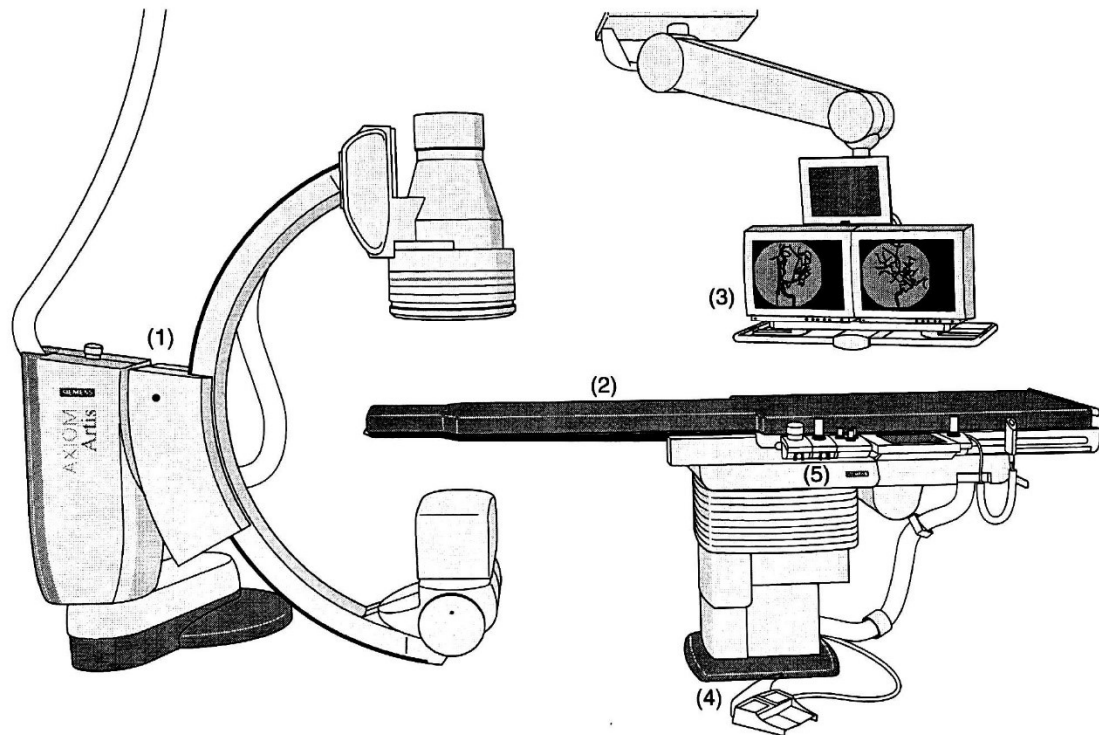


Εικόνα 34 Ισοδοσικές καμπύλες

7.1.1.2 Επισκόπηση συστήματος

Επισκόπηση συστήματος λήψης

Επισκόπηση Artis (d)FAI(d)FC

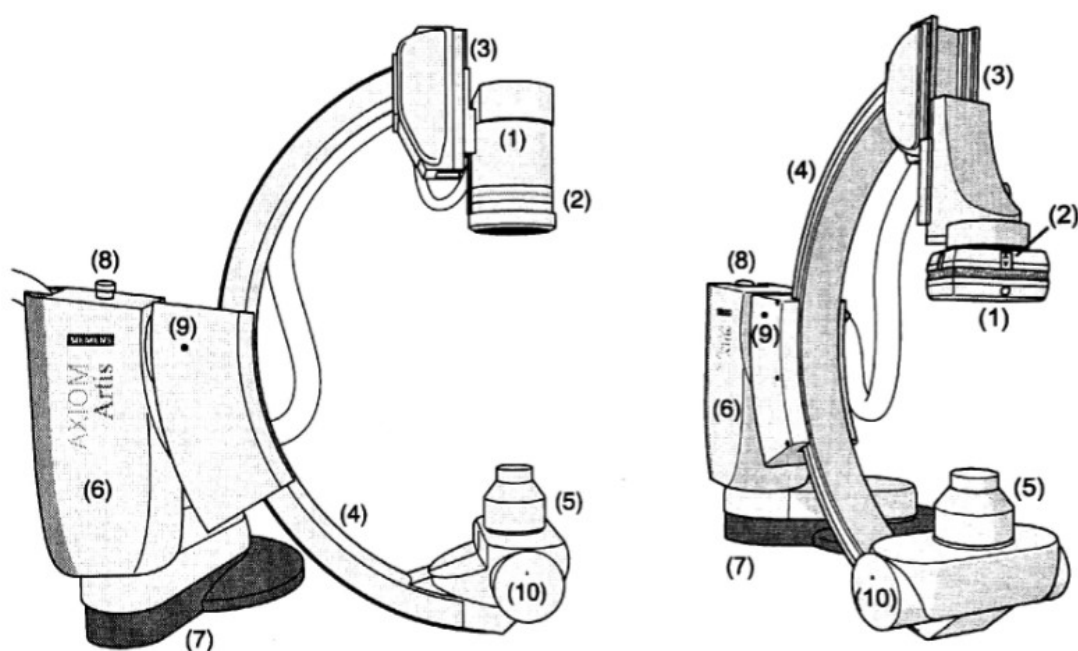


Παράδειγμα: Artis FA με ενισχυτή εικόνας 40 cm και 2 μόνιτορ

- (1) Βάση δαπέδου με C-arm, σύστημα λυχνίας ακτίνων X και I.I. ή FD
- (2) Κλίνη ασθενή
- (3) Σύστημα ανάρτησης μόνιτορ με μόνιτορ και οθόνη δεδομένων
- (4) Ποδοδιακόπτης για την απελευθέρωση ακτινοβολίας
- (5) Κονσόλα ελέγχου για τον έλεγχο της βάσης, της κλίνης ασθενή και του συστήματος απεικόνισης

Εικόνα 35. Σύστημα λήψης.

Κάθε σύστημα Artis (d)FA/(d)FC ή Artis (d)BA/(d)BC διαθέτει μια βάση δαπέδου, η οποία στηρίζεται σε μια βάση περιστροφής. Η βάση μπορεί να μετακινηθεί από τη θέση εργασίας στη μόνιμη θέση επάνω στη βάση περιστροφής. Με την επιλογή Multispace F μπορούμε να περιστρέψουμε πλήρως τη βάση δαπέδου. Η βάση μπορεί να μετακινηθεί σε διάφορες θέσεις σε σχέση με τον ασθενή. Οι πλάγιες προβολές είναι δυνατές με την περιστροφική και την τροχιακή κίνηση (γωνιώσεις) του C – arm. Το σύστημα λυχνίας ακτίνων Χ με βασικό κυτίο διαφραγμάτων και ο ενισχυτή εικόνας ή ο επίπεδος ανιχνευτής είναι προσαρτημένα στο C – arm.

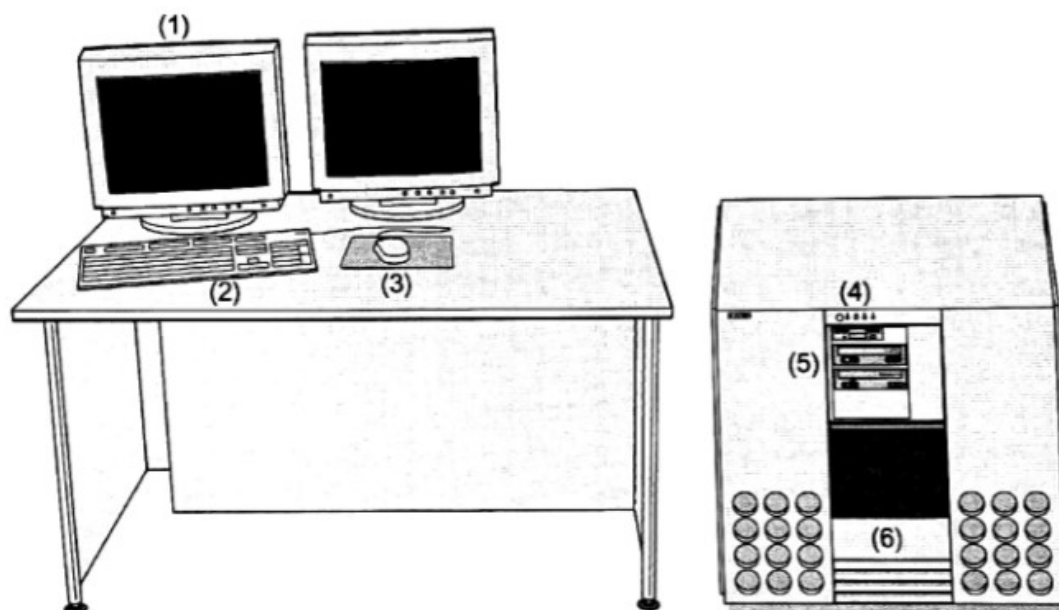


Παράδειγμα με 23 cm I.I. (αριστερά) και FD 20x20 (δεξιά)

- (1) Ενισχυτής εικόνας (I.I.) ή επίπεδος ανιχνευτής (FD)
- (2) Πλήκτρα μεμβράνης
- (3) Ολισθητήρας I.I./FD
- (4) C-arm
- (5) Σύστημα λυχνίας ακτίνων Χ με βασικό κυτίο διαφραγμάτων
- (6) Ορθοστάτης
- (7) Βάση περιστροφής
- (8) Κουμπί απασφάλισης¹
- (9) Ένδειξη "Plane ready" (πράσινο)
- (10) Σημείο εστίασης (κόκκινο)

Εικόνα 36. Σύστημα λήψης.

Το σύστημα απεικόνισης αποτελείται από τον υπολογιστή με ηλεκτρονικά συστήματα λήψης και επεξεργασίας της εικόνας, τις συσκευές εισόδου και τα μόνιτορ. Η κονσόλα συστήματος χρησιμοποιείται για διαχείριση ασθενών, μετεπεξεργασία και αρχειοθέτηση. Χρησιμοποιώντας έναν προαιρετικό ποδοδιακόπτη ή διακόπτη χειρός μπορούμε επίσης να απελευθερώσουμε τις λήψεις. Επιπλέον, η κονσόλα συστήματος χρησιμοποιείται για την ενεργοποίηση και απενεργοποίηση του συστήματος.



Παράδειγμα: Κονσόλα συστήματος στην αίθουσα ελέγχου (με δύο μόνιτορ)

- (1) Μόνιτορ (LCD ή SIMOMED)
- (2) Πληκτρολόγιο
- (3) Ποντίκι
- (4) Διακόπτης ενεργοποίησης και ενδείξεις
- (5) Μονάδες δίσκων
- (6) Υπολογιστής με ηλεκτρονικά συστήματα

Εικόνα 37. Σύστημα απεικόνισης.

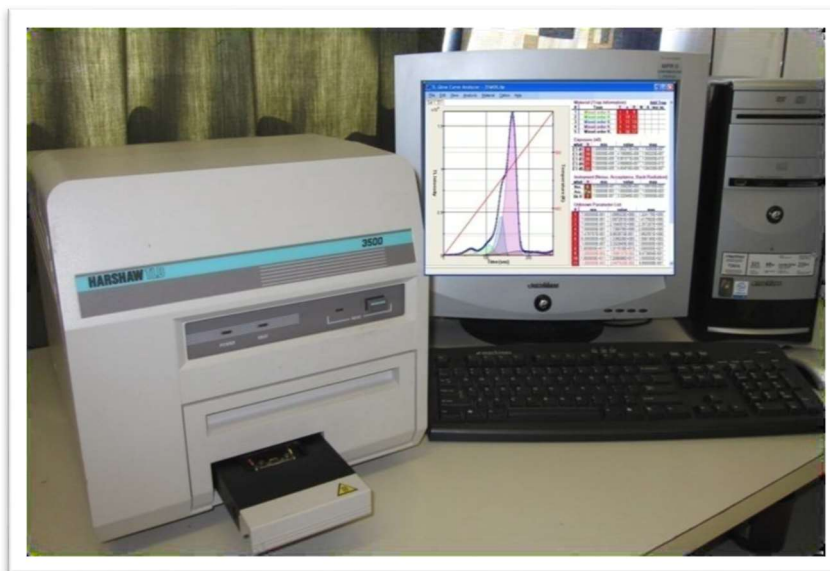
7.1.2 Δοσιμετρία Θερμοφωταύγειας

Για τον προσδιορισμό της δόσης ακτινοβολίας, χρησιμοποιήθηκαν δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD's). Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκαν κρύσταλλοι Calcium Fluoride Dysprosium ($\text{CaF}_2:\text{Dy}$, TLD – 200, Hashaw, OH), διαστάσεων 3 mm x 3 mm x 0.9 mm.

Material	Type	Dosimetry Application	Linear Range	Fading	Available Forms*
Calcium Fluoride Dysprosium, $\text{CaF}_2:\text{Dy}$	TLD-200	Environmental	0.1 μGy - 10 Gy	10% in 1st 24 hr 16% total in 2 weeks	Chip

Πίνακας 6. Χαρακτηριστικά TLD - 200 [23]

Για την ανάγνωση των TLD's και τη λήψη του σήματος χρησιμοποιήθηκε η συσκευή της εταιρίας Harshaw (Thermo – Fischer Scientific, MA, USA), μοντέλο 3500. Για τη λήψη του σήματος, ο κάθε κρύσταλλος τοποθετούνταν στην ειδική υποδοχή της συσκευής ανάγνωσης και θερμαινόταν ελεγχόμενα μέσω θερμοζεύγους. Τα οπτικά φωτόνια που εκπέμπονται, μετατρέπονται σε ηλεκτρικό σήμα μέσω φωτοπολλαπλασιαστή υψηλής ευαισθησίας.



Εικόνα 38. Συσκευή ανάγνωσης κρυστάλλων TLD (Harshaw 3500) και Η/Υ για την καταγραφή του σήματος των δοσιμέτρων.

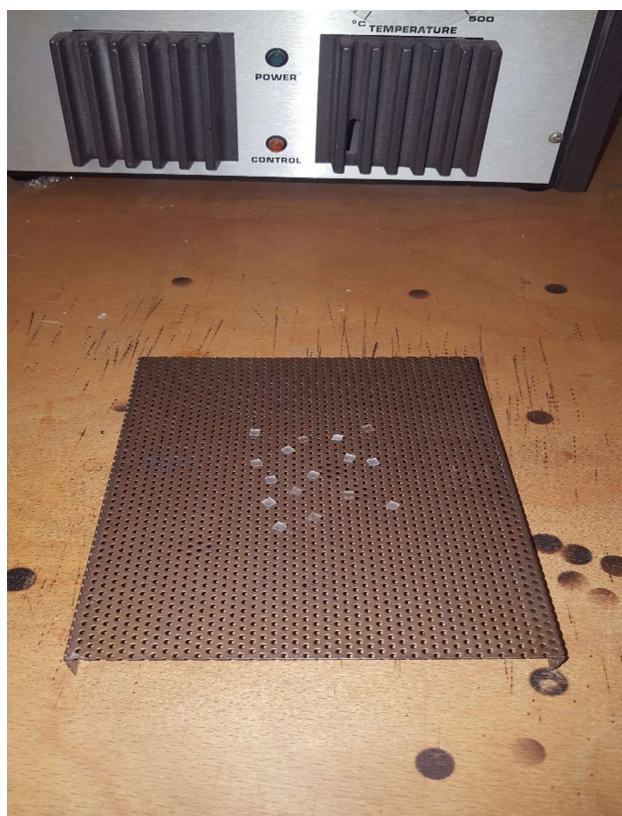
Η ψύξη του πραγματοποιείται μέσω δυο ανεμιστήρων. Η θερμοκρασία του διατηρείται σταθερή στους 15°C. Η καταγραφή του σήματος των TLD's πραγματοποιείται μέσω λογισμικού προγράμματος (WINREMS) το οποίο περιλαμβάνεται στον Η/Υ του εργαστηρίου.

Η θερμική επεξεργασία των TLD's (annealing), πραγματοποιήθηκε με τη χρήση συσκευής ανόπτησης, μοντέλου 2600-62 της εταιρίας VICTOREEN.



Εικόνα 39. Συσκευή ανόπτησης.

Για την θερμική επεξεργασία των δοσιμέτρων, αρχικά απαιτούνταν προθέρμανση του φούρνου έως ότου η θερμοκρασία του σταθεροποιούνταν στην επιθυμητή τιμή. Η προθέρμανση της συσκευής ανόπτησης διαρκούσε περίπου 30 λεπτά. Στη συνέχεια, τα δοσίμετρα τοποθετούνταν σε μεταλλικό πλέγμα και με τη χρήση μεταλλικής λαβίδας εισέρχονταν στο εσωτερικό του φούρνου όπου παρέμεναν για 10 λεπτά στους 360 °C.



Εικόνα 40. Δοσίμετρα έτοιμα για θερμική επεξεργασία.

Για τη βαθμονόμηση των δοσιμέτρων και την εξαγωγή του παράγοντα βαθμονόμησης (CF = Calibration Factor), χρησιμοποιήσαμε τον θάλαμο ιονισμού της εταιρίας Radcal Corporation (Pat. No. 3.921.012; 4.083.044).



Εικόνα 41. Ion Chamber - Radcal Corporation

Η ακτινοβολήση των δοσιμέτρων για την βαθμονόμησή τους έγινε με τα εξής input στο σύστημα ακτινοβολήσης : 70 kV, 250 mAs, 640 mA. Για τις δύο πρώτες ομάδες των TLD, η ένδειξη του θαλάμου ιονισμού ήταν 10,6 mGy, ενώ για την τρίτη ομάδα ήταν 9,29 mGy. Χρησιμοποιήθηκαν συνολικά 120 δοσιμέτρα (TLD – 200) τα οποία χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες ανάλογα με τον παράγοντα βαθμονόμησης που χαρακτήριζε το κάθε ένα.

- Ομάδα Α : 58 δοσιμέτρα, $CF_A = 0.8943 \text{ mGy}/\mu\text{C}$, $SD = 2.6\%$
- Ομάδα Β : 22 δοσιμέτρα, $CF_B = 0.8374 \text{ mGy}/\mu\text{C}$, $SD = 1.7\%$
- Ομάδα Γ : 40 δοσιμέτρα, $CF_G = 0.6924 \text{ mGy}/\mu\text{C}$, $SD = 2.2\%$

7.1.3 Φυσικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα (Physical anthropomorphic phantoms)

Για τον προσδιορισμό της μείωσης της δόσης, λόγω του προσωπικού εξοπλισμού ακτινοπροστασίας καθώς και του σεντονιού, χρησιμοποιήθηκαν δύο ανθρωπόμορφα ομοιώματα. Με τη χρήση των ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων ήταν δυνατή η προσομοίωση των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων, η λήψη μετρήσεων καθώς και η εξαγωγή συμπερασμάτων που αφορούν την συνεισφορά του προσωπικού εξοπλισμού και του ειδικά κατασκευασμένου σεντονιού, στη μείωση της δόσης των επαγγελματικά εκτιθέμενων.

Το ένα ομοίωμα τοποθετήθηκε στο κρεβάτι, στη θέση που έχει ο ασθενής κατά την επέμβαση. Σκοπός της τοποθέτησης του ήταν η ρεαλιστική προσομοίωση της κατανομής της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Το δεύτερο ομοίωμα (Rando – Alderson Research Labs, CA, USA), τοποθετήθηκε σε θέση που θα είχε ο επεμβατιστής κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Τα ανθρωπόμορφα ομοιώματα, είναι κατασκευασμένα από υλικά ακτινικά ισοδύναμα με τους ανθρώπινους ιστούς.



Εικόνα 42. Φυσικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα που χρησιμοποιήθηκαν.

7.1.4 Εξοπλισμός ακτινοπροστασίας

Κατά τη διάρκεια των επεμβάσεων, οι επεμβατιστές χρησιμοποιούσαν τα εξής :

- Ποδιά ακτινοπροστασίας. Οι συγκεκριμένες ποδιές, περιελάμβαναν από την μπροστινή πλευρά υλικό ισοδύναμο πάχους μολύβδου 0,5 mm ενώ από την πίσω μεριά 0,25 mm,
- Γυαλιά ακτινοπροστασίας με μολυβδύαλο,
- Κολάρο ακτινοπροστασίας.

Στις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν με τα ανθρώπινα ομοιώματα χρησιμοποιήθηκαν τα εξής :

- Ποδιά ακτινοπροστασίας δύο τμημάτων (ProtecX - Starlite Lead Free Full Front Overlap Two Piece Coat Style Apron), από την μπροστινή πλευρά υλικό ισοδύναμο πάχους μολύβδου 0,5 mm ενώ από την πίσω μεριά 0,25 mm,
- Γυαλιά ακτινοπροστασίας με μολυβδύαλο,
- Κολάρο ακτινοπροστασίας (Medtronic – Endeavor),
- Lightweight Lead Cap - ProtecX,
- Σεντόνι ακτινοπροστασίας (Ecolab – Drape Armour, Large Radiation protection shield , 41 cm x 41 cm, πάχος ισοδύναμο μολύβδου από 0.238 μέχρι 0.263 mm).

7.2 Μέθοδοι

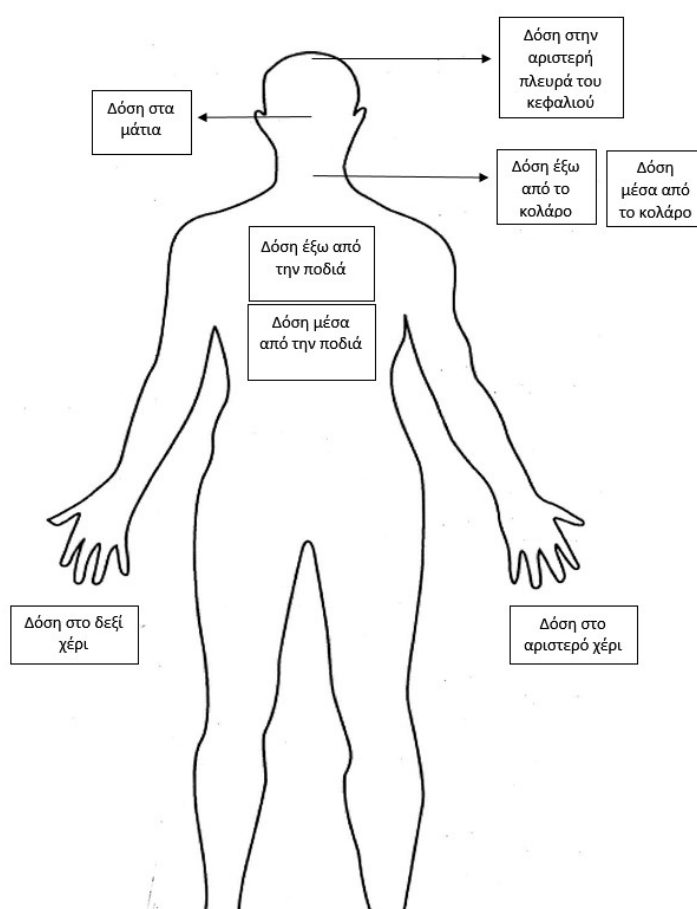
7.2.1 Προσδιορισμός της δόσης στους επεμβατιστές

Το πρώτο μέρος των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν για την υλοποίηση της παρούσας εργασίας, αφορά τη δόση που λαμβάνουν οι επεμβατιστές κατά τη διάρκεια δύο συγκεκριμένων επεμβάσεων (PTA και EVAR). Για τον προσδιορισμό της δόσης που λαμβάνουν, κατά τη διάρκεια αυτών των επεμβάσεων, χρησιμοποιήθηκαν όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, δοσίμετρα θερμοφωταύγειας TLD – 200. Η δόση που λαμβάνουν οι επεμβατιστές οφείλεται κυρίως στη σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Τα δοσίμετρα τοποθετήθηκαν στον 1^ο και στον 2^ο επεμβατιστή. Πιο συγκεκριμένα, τα TLD's τοποθετήθηκαν στα χέρια των επεμβατιστών, στο στήθος (μέσα και έξω από την ποδιά), στο θυρεοειδή (μεσα και έξω από το κολάρο), στα γυαλιά ακτινοπροστασίας καθώς και στο κεφάλι. Τα δοσίμετρα τοποθετούνταν λίγο πριν ξεκινήσει η επέμβαση και αφαιρούνταν αμέσως μετά την ολοκλήρωσή της. Πραγματοποιήθηκαν, λοιπόν, μετρήσεις για τη δόση που λαμβάνουν οι επεμβατιστές στα σημεία του σώματος που αναφέρθηκαν παραπάνω. Επίσης, καταγράφηκαν από το exam protocol του συστήματος, για κάθε επέμβαση, ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης, το DAP (Dose Area Product), καθώς και το Patient Skin dose.

Είδος επέμβασης :

Ημ/νια :

Επεμβατιστής :



Εικόνα 43. Αρχείο καταγραφής των μετρήσεων.

7.2.1.1 Διαδερμική ενδοαυλική αγγειοπλαστική (Percutaneous Transluminal Angioplasty - PTA)

Η διαδερμική διαυλική αγγειοπλαστική, είναι μια ελάχιστα επεμβατική θεραπεία για την αντιμετώπιση των ασθενών με περιφερική αρτηριακή νόσο που υποφέρουν από διαλείπουσα χωλότητα ή κρίσιμη ισχαιμία των άκρων. Τα κύρια πλεονεκτήματα της είναι τα πολύ χαμηλά ποσοστά επιπλοκών (0,5% – 4%), το μεγάλο ποσοστό επιτυχίας (90%) που αφορά ακόμα και μεγάλες αποφράξεις. Επίσης, ο ασθενής δεν υποβάλλεται σε χειρουργική επέμβαση και αποφεύγει τις συνέπειες αυτής. Σε πολλά επεμβατικά τμήματα, η αγγειοπλαστική αποτελεί την πρώτη και πιο συχνή μέθοδο. Περιορισμός της συγκεκριμένης επέμβασης, είναι τα υψηλά ποσοστά επαναστένωσης, ιδιαίτερα σε πολύπλοκα περιστατικά [24].

7.2.1.2 Ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος (EVAR)

Η ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος, είναι ένας τύπος ενδαγγειακής χειρουργικής που έχει σαν στόχο την αντιμετώπιση παθολογιών της αορτής και πιο συχνά την αντιμετώπιση ενός κοιλιακού αορτικού ανευρύσματος (Abdominal Aortic Aneurysm – AAA). Η επέμβαση περιλαμβάνει την τοποθέτηση κατάλληλου μοσχεύματος στο εσωτερικό της αορτής με σκοπό την αντιμετώπιση του ανευρύσματος. Το 2010 το 78% των AAA αντιμετωπίστηκε με αυτή την τεχνική [26]. Η αντιμετώπιση ανευρύσματος γίνεται μόνο όταν η διάμετρος του ανευρύσματος είναι μεγαλύτερη από 5,5 cm, έτσι ώστε ο κίνδυνος ρήξης να είναι μεγαλύτερος από τον κίνδυνο της χειρουργικής επέμβασης. Στόχος της ενδαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος είναι η μείωση της νοσηρότητας και της θνησιμότητας που μπορεί να περιλαμβάνει η χειρουργική αντιμετώπιση τέτοιων περιστατικών. Μελέτες έχουν δείξει ότι η αντιμετώπιση ανευρύσματος με την παραπάνω τεχνική συνεπάγεται λιγότερες επιπλοκές καθώς και μικρότερα ποσοστά θνησιμότητα από την αντιμετώπιση του με ανοιχτό χειρουργείο[24,25].

7.2.2 Προσδιορισμός της μείωσης της δόσης από τον προσωπικό εξοπλισμό ακτινοπροστασίας

Η χρήση του εξοπλισμού ακτινοπροστασίας από το προσωπικό είναι απαραίτητη προκειμένου να μειωθεί όσο είναι δυνατόν η δόση στους επαγγελματίες εκτιθέμενους. Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η τοποθέτηση των δοσιμέτρων έγινε μέσα και έξω από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας προκειμένου να επιβεβαιώσουμε και να προσδιορίσουμε τη μείωση της δόσης. Επίσης, μετρήσεις για τη μείωση της δόσης που οφείλεται στον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας έγιναν και με τα ανθρωπόμορφα ομοιώματα. Στο Rando, τοποθετήθηκαν συνολικά 16 δοσίμετρα μέσα από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας και άλλα 15 στα ίδια σημεία, εξωτερικά του εξοπλισμού ακτινοπροστασίας. Έτσι, ήμασταν σε θέση να συγκρίνουμε τη δόση μέσα και έξω από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας και να καταλήξουμε στο ποσοστό μείωσης της. Αυτό έγινε για διάφορες γωνίες κλίσης της ακτινοσκοπικής διάταξης σε

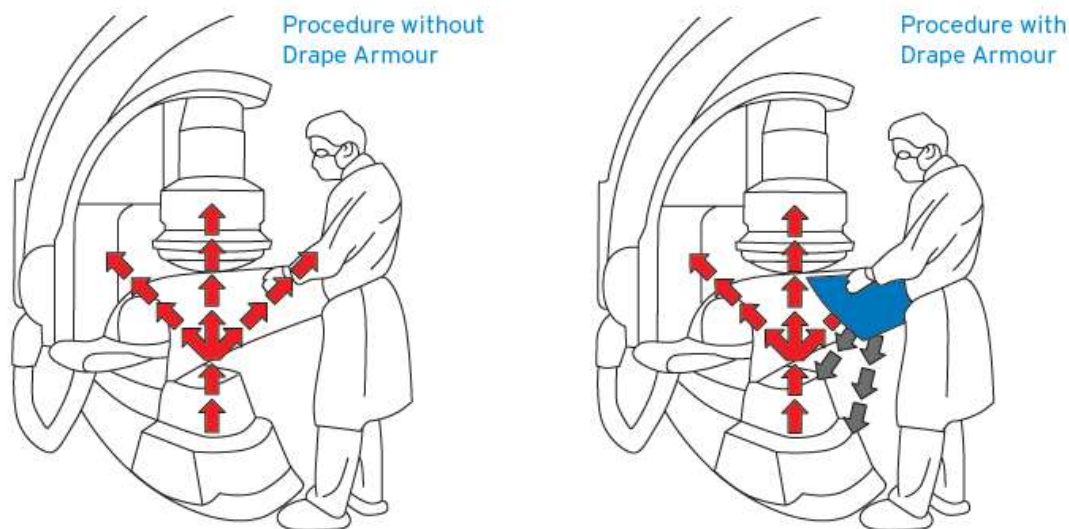
σχέση με το σώμα του ομοιώματος – ασθενή. Στις παρακάτω εικόνες φαίνονται τα σημεία στα οποία τοποθετήθηκαν τα δοσίμετρα πάνω στο Rando.



Εικόνα 44. Τοποθέτηση δοσιμέτρων στο ανθρωπόμορφο ομοίωμα.

7.2.3 Προσδιορισμός της μείωσης της δόσης από το σεντόνι ακτινοπροστασίας

Το μεγαλύτερο μέρος της δόσης που δέχονται οι επεμβατιστές οφείλεται στη σκεδαζόμενη ακτινοβολία που προέρχεται από το σώμα του ασθενούς και το τραπέζι. Αυτό συμβαίνει διότι ο επεμβατιστής βρίσκεται σε πολύ μικρή απόσταση από τον ασθενή. Η χρήση ακτινοπροστατευτικού σεντονιού μπορεί να μειώσει ραγδαία τη δόση που λαμβάνει ο επεμβατιστής λόγω των σκεδάσεων.



Εικόνα 45. Χρήση ακτινοπροστατευτικού σεντονιού.

Οι μετρήσεις που πραγματοποιήσαμε, για τον προσδιορισμό της μείωσης της δόσης, που οφείλεται στη χρήση ακτινοπροστατευτικού σεντονιού, έγιναν με τη χρήση των ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων. Στην ίδια διάταξη πραγματοποιήσαμε μετρήσεις με ακριβώς το ίδιο πρωτόκολλο ακτινοσκόπησης. Αρχικά πραγματοποιήσαμε μετρήσεις χωρίς το σεντόνι να καλύπτει τον ασθενή - ομοίωμα. Στη συνέχεια πραγματοποιήσαμε τις ίδιες μετρήσεις με τη χρήση του σεντονιού. Σκοπός ήταν ο προσδιορισμός των διαφορών στις μετρήσεις που λάβαμε από το παραπάνω πείραμα. Το παραπάνω ζεύγος μετρήσεων, πραγματοποιήθηκε για διάφορες γωνίες κλίσης της ακτινοσκοπικής διάταξης. Επίσης, δοσίμετρα τοποθετήθηκαν και στις δύο επιφάνειες του σεντονιού. Έτσι, προσδιορίσαμε τη μείωση της δόσης στα διάφορα σημεία του σώματος του Rando, καθώς και τη μείωση της δόσης από την εσωτερική επιφάνεια του σεντονιού στην εξωτερική.



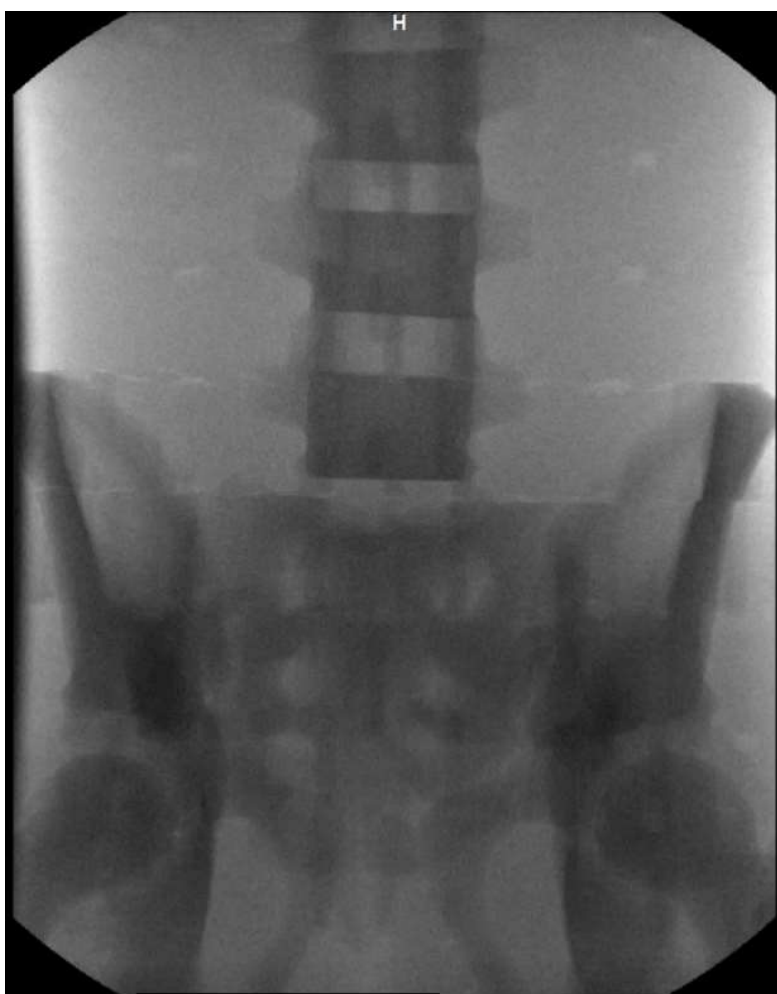
Εικόνα 46. Μετρήσεις με χρήση και χωρίς χρήση σεντονιού.



Εικόνα 47. Δοσίμετρα τοποθετημένα και στις δυο επιφάνειες του σεντονιού.

7.2.4 Προσδιορισμός της αύξησης της δόσης ασθενή και επεμβατιστή λόγω της εισόδου του σεντονιού στο πεδίο

Λόγω του αυτόματου συστήματος ελέγχου έκθεσης (AEC), προκύπτει το εξής ερώτημα : Κατά πόσο θα αυξηθούν οι παράμετροι έκθεσης (exposure parameters), εάν εισέλθει μέσα στο πεδίο το σεντόνι ακτινοπροστασίας. Στο τελευταίο μέρος της παρούσας εργασίας, πραγματοποιήσαμε μετρήσεις προκειμένου να απαντήσουμε το παραπάνω ερώτημα. Η αύξηση των παραμέτρων έκθεσης, συνεπάγεται αύξηση στη δόση που θα λάβει ο ασθενής, καθώς και πιθανή αύξηση της δόσης στον επεμβατιστή. Για να προσδιορίσουμε την αύξηση της δόσης καθώς και των παραμέτρων έκθεσης πραγματοποιήσαμε τρεις σειρές μετρήσεων. Στην πρώτη μέτρηση τοποθετήσαμε δοσίμετρα στο Rando καθώς και στις δύο πλευρές του σεντονιού. Το σεντόνι σε αυτή την περίπτωση ήταν εκτός πεδίου.



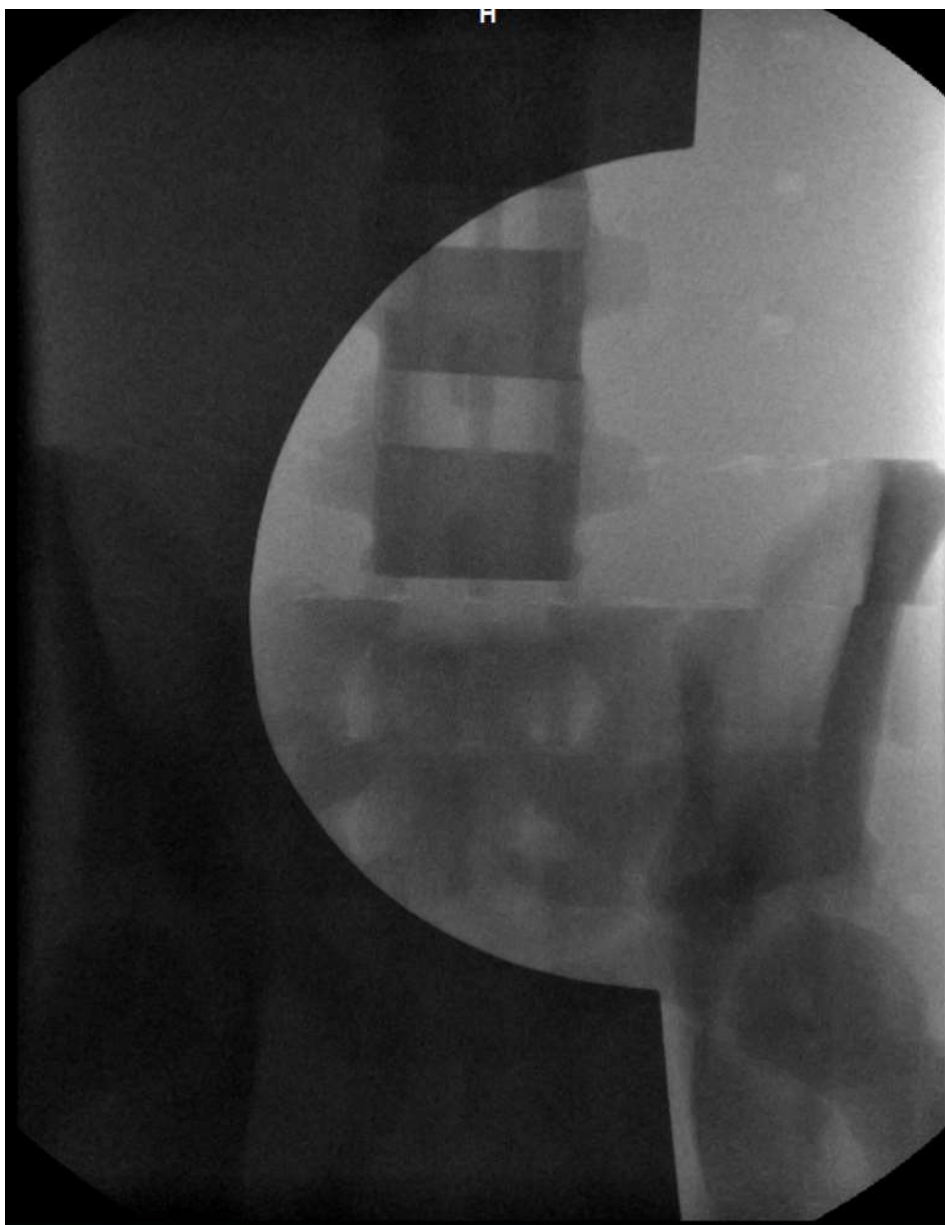
Εικόνα 48. Ασθενής - ομοίωμα, σεντόνι εκτός πεδίου.

Στην δεύτερη μέτρηση τοποθετήσαμε δοσίμετρα στο Rando καθώς και στις δύο πλευρές του σεντονιού. Το σεντόνι σε αυτή την περίπτωση ήταν ελάχιστα εντός του πεδίου.



Εικόνα 49. Ασθενής - Ομοίωμα, σεντόνι ελάχιστα εντός πεδίου.

Στην τρίτη μέτρηση τοποθετήσαμε δοσίμετρα στο Rando καθώς και στις δύο πλευρές του σεντονιού. Το σεντόνι σε αυτή την περίπτωση ήταν αρκετά εντός του πεδίου.



Εικόνα 50. Ασθενής - Ομοίωμα, σεντόνι αρκετά εντός πεδίου.

Για να είμαστε σε θέση να συγκρίνουμε τα αποτελέσματα των παραπάνω μετρήσεων, προσέξαμε έτσι ώστε η διάταξη του πειράματος να είναι ακριβώς η ίδια για όλες τις μετρήσεις. Και αυτό διότι μια μικρή αλλαγή της θέσης του ακτινοσκοπικού συστήματος ή των ομοιωμάτων μπορεί να προκαλέσει αλλαγή στις παραμέτρους έκθεσης. Αυτό θα είχε σαν συνέπεια, οι παρατηρήσεις μας να ήταν εσφαλμένες, καθώς οι διαφορές που θα παρατηρούσαμε δεν θα οφείλονταν καθαρά στο σεντόνι αλλά σε συνδυασμό πολλών παραγόντων. Έτσι κρατήσαμε σταθερό το χρόνο ακτινοσκόπησης καθώς και το χρόνο του overview. Επίσης, οι θέσεις των ομοιωμάτων δεν άλλαξαν καθ' όλη τη διάρκεια των μετρήσεων. Το μέγεθος του πεδίου, η απόσταση λυχνίας – ενισχυτή, το ζουμ (καθώς και κάθε άλλος παράγοντας που μπορούσε να μεταβληθεί), κρατήθηκαν με μεγάλη αυστηρότητα σταθερά.

Κεφάλαιο 8^ο

Επεξεργασία – Αποτελέσματα Μετρήσεων

8.1 Δόση στους επεμβατιστές κατά τη διάρκεια επεμβάσεων αγγειοπλαστικής

Κατά την έναρξη των επεμβάσεων τοποθετήσαμε δοσίμετρα στον πρώτο και στον δεύτερο επεμβατιστή. Τα σημεία στα οποία τα τοποθετήσαμε αναφέρθηκαν αναλυτικά στο προηγούμενο κεφάλαιο. Μετά την ολοκλήρωση των επεμβάσεων, τα δοσίμετρα αφαιρούνταν από τους επεμβατιστές και στην συνέχεια ακολουθούσε η διαδικασία διαβάσματός τους και πολλαπλασιασμού του σήματος που είχαμε από το σύστημα με το συντελεστή βαθμονόμησης. Έτσι, είχαμε τις τιμές των δόσεων για κάθε επεμβατιστή στα διάφορα σημεία του σώματος που τοποθετούσαμε τα δοσίμετρα. Παράλληλα, καταγράφαμε το συνολικό χρόνο ακτινοσκόπησης, το DAP, καθώς και το Patient Skin Dose. Στους παρακάτω πίνακες παρουσιάζονται τα αποτελέσματα αυτών των μετρήσεων. Τα παρακάτω αποτελέσματα προέκυψαν από μετρήσεις που έγιναν σε 36 περιστατικά.

Κεφάλι (μGy)	Μάτια (μGy)	Θώρακας (Unshielded) (μGy)	Θώρακας (Shielded) (μGy)	Θυρεοειδής (Unshielded) (μGy)	Θυρεοειδής (Shielded) (μGy)	Αριστερό χέρι (μGy)	Δεξί χέρι (μGy)	
10,60	12,27	14,76	4,28	10,91	4,84	39,58	22,42	Median
3,41	3,05	4,37	0,90	3,86	1,03	4,88	2,71	Minimum
141,77	211,19	297,87	7,53	178,62	10,74	1877,51	636,23	Maximum
27,08	41,34	69,49	1,60	38,84	2,52	355,00	143,18	SD

Πίνακας 7. Αποτελέσματα μετρήσεων για τον 1ο επεμβατιστή.

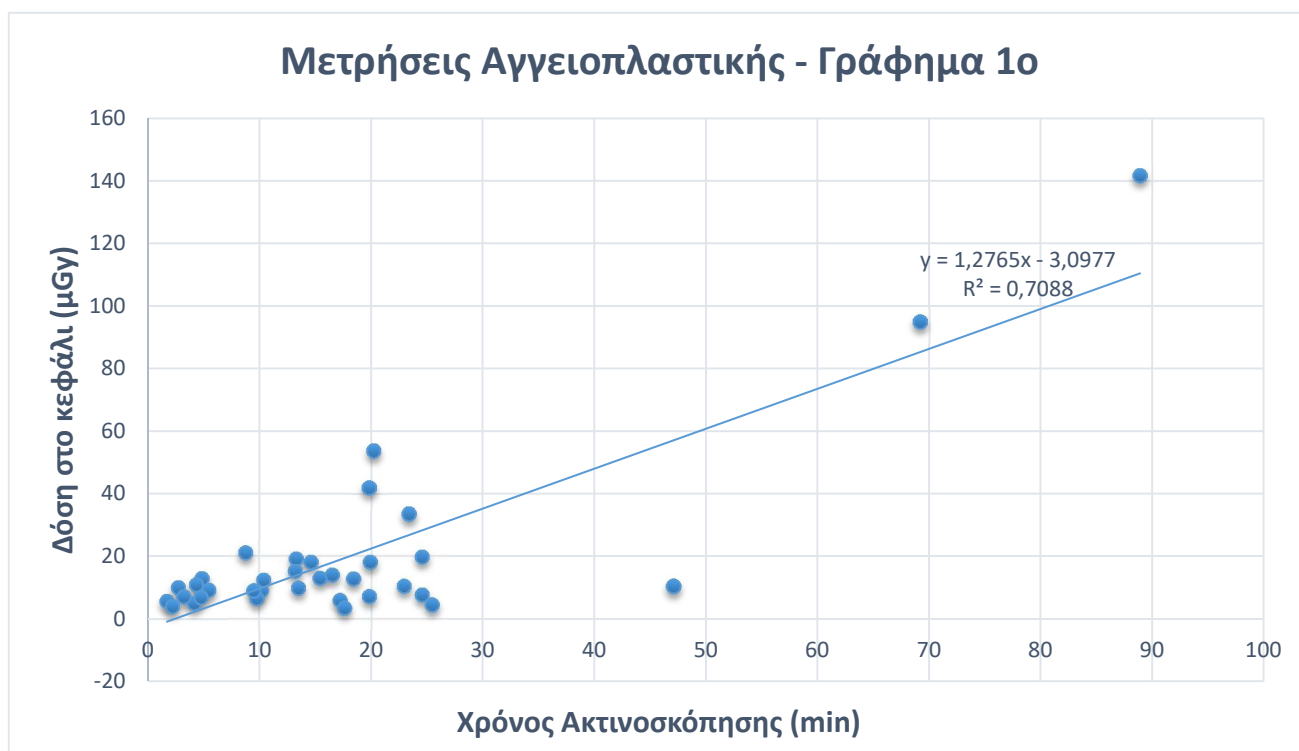
Κεφάλι (μGy)	Μάτια (μGy)	Θώρακας (Unshielded) (μGy)	Θώρακας (Shielded) (μGy)	Θυρεοειδής (Unshielded) (μGy)	Θυρεοειδής (Shielded) (μGy)	Αριστερό χέρι (μGy)	Δεξί χέρι (μGy)	
8,58	10,285	9,30	4,87	9,02	5,43	9,50	7,62	Median
3,67	1,32	3,75	2,69	3,66	1,51	3,33	2,96	Minimum
57,77	96,05	73,58	8,76	35,51	13,68	123,17	108,50	Maximum
11,68	19,65	14,72	1,61	7,43	2,50	39,77	29,55	SD

Πίνακας 8. Αποτελέσματα μετρήσεων για τον 2ο επεμβατιστή.

Χρόνος Ακτινοσκόπησης (min)	DAP (μGym^2)	Patient Skin Dose (mGy)	
14,05	2312,40	112,95	Median
1,70	19,50	1,10	Minimum
88,90	29599,1	3887,00	Maximum
17,86	6122,51	708,52	SD

Πίνακας 9. Χρόνος ακτινοσκόπησης, DAP, Patient skin dose, για τα περιστατικά αγγειοπλαστικής.

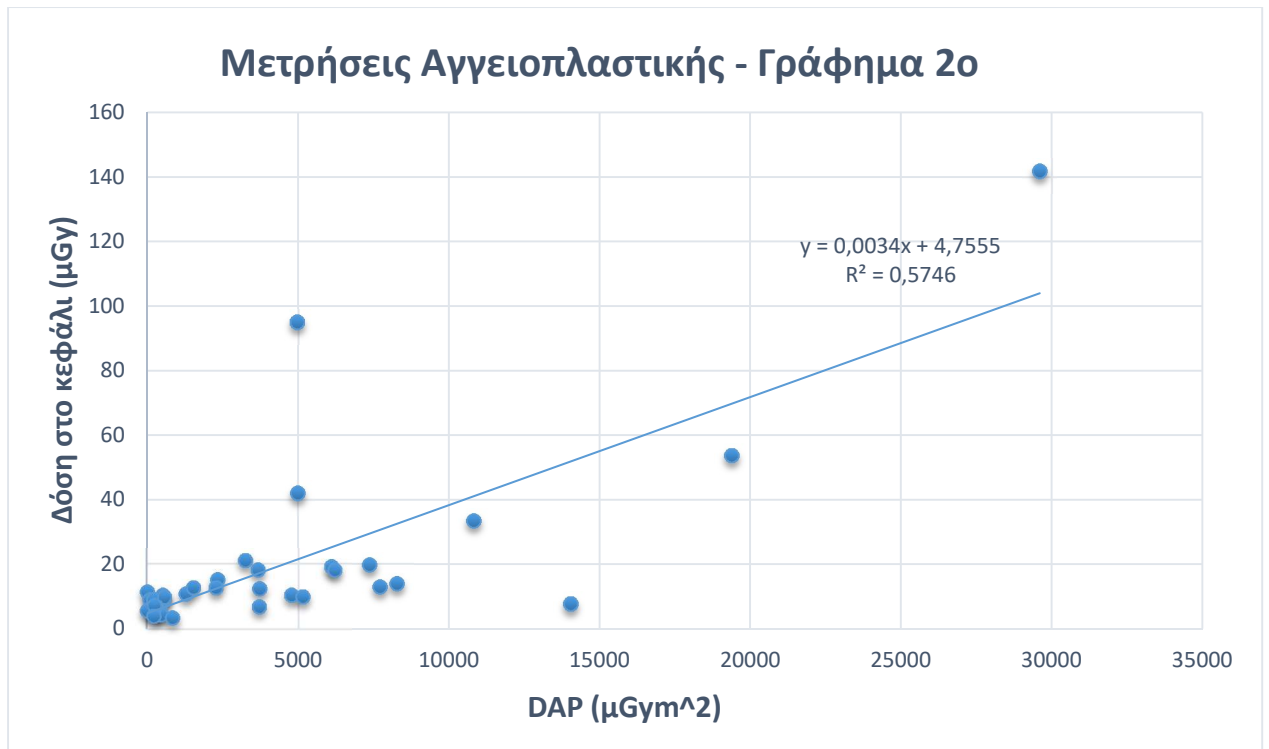
Στη συνέχεια, παρουσιάζονται γραφήματα της δόσης, σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος του επεμβατιστή, συναρτήσει του χρόνου ακτινοσκόπησης, του DAP, καθώς και του Patient skin dose. Τα γραφήματα δημιουργήθηκαν με τις μετρήσεις που αφορούν τη δόση που έλαβε ο πρώτος επεμβατιστής.



Διάγραμμα 1. Δόση στο κεφάλι του 1ου επεμβατιστή - Χρόνος ακτινοσκόπησης.

Regression Statistics	
Multiple R	0,84
R Square	0,71
Adjusted R Square	0,70
Standard Error	14,82
Observations	36
P-value	1,24E-10

Πίνακας 10. Regression Statistics – Γράφημα 1^ο

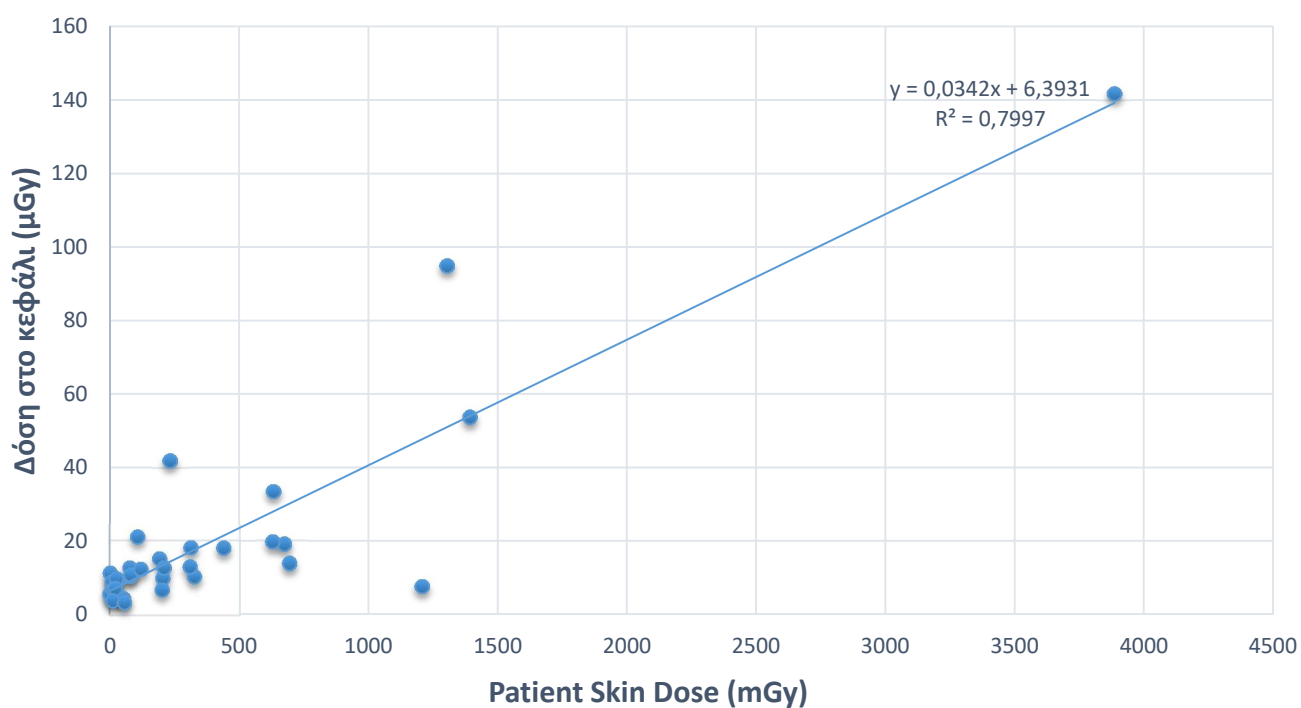


Διάγραμμα 2. Δόση στο κεφάλι του 1ου επεμβατιστή - DAP.

Regression Statistics	
Multiple R	0,76
R Square	0,57
Adjusted R Square	0,56
Standard Error	17,92
Observations	36
P-value	8,6E-08

Πίνακας 11. Regression Statistics - Γράφημα 2ο.

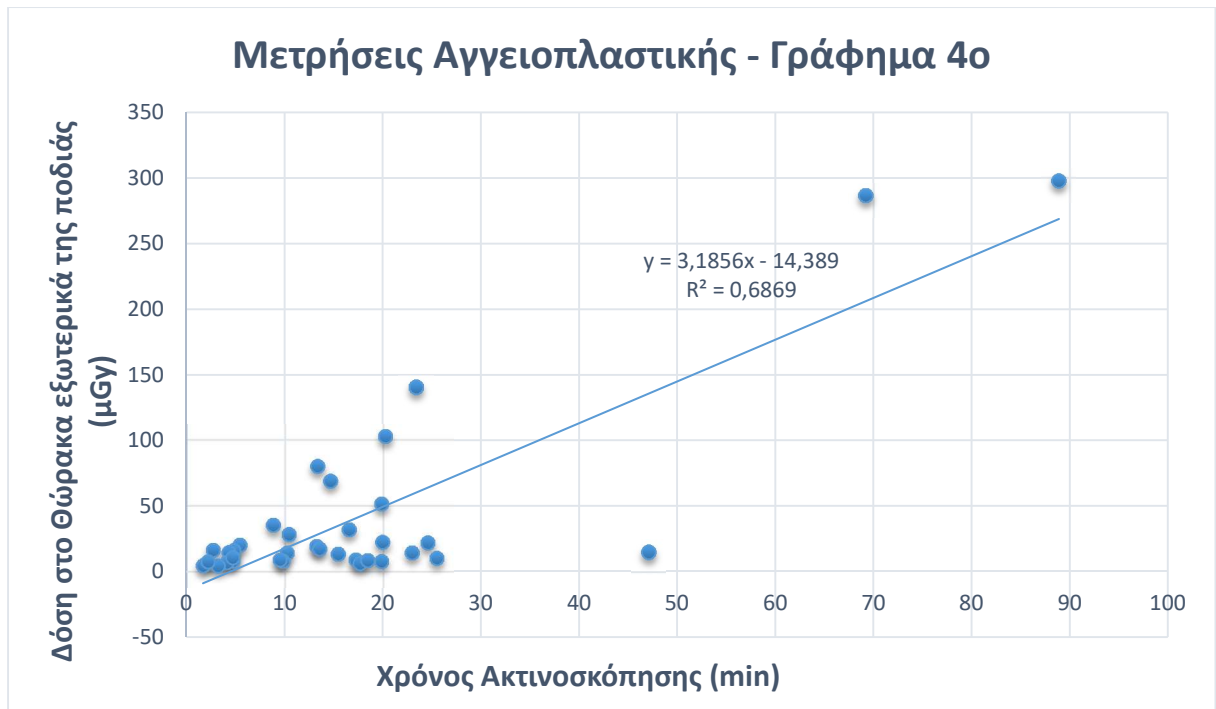
Μετρήσεις Αγγειοπλαστικής - Γράφημα 3ο



Διάγραμμα 3. Δόση στο κεφάλι του 1ου επεμβατιστή - Patient skin dose.

Regression Statistics	
Multiple R	0,89
R Square	0,80
Adjusted R Square	0,79
Standard Error	12,30
Observations	36
P-value	2,04E-13

Πίνακας 12. Regression Statistics - Γράφημα 3ο.

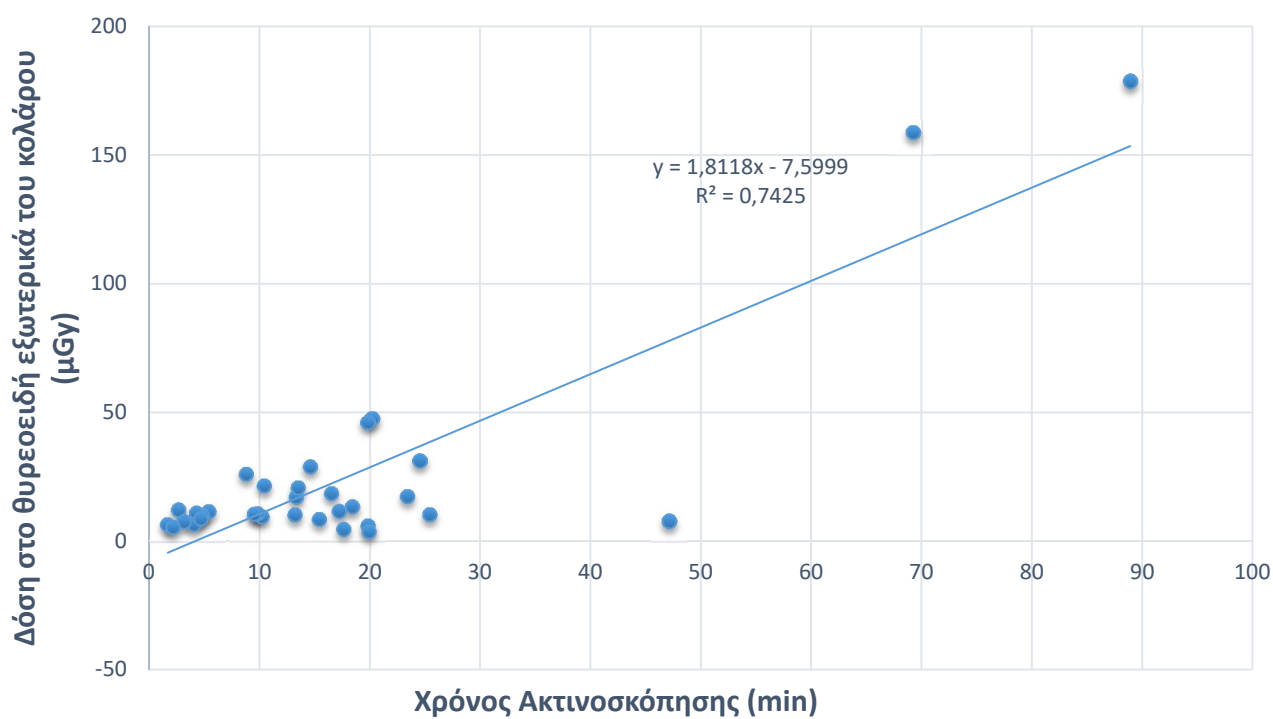


Διάγραμμα 4. Δόση στο θώρακα (unshielded) - Χρόνος ακτινοσκόπησης.

Regression Statistics	
Multiple R	0,89
R Square	0,80
Adjusted R Square	0,79
Standard Error	12,30
Observations	36
P-value	2,04E-13

Πίνακας 13. Regression Statistics - Γράφημα 4ο.

Μετρήσεις Αγγειοπλαστικής - Γράφημα 5ο

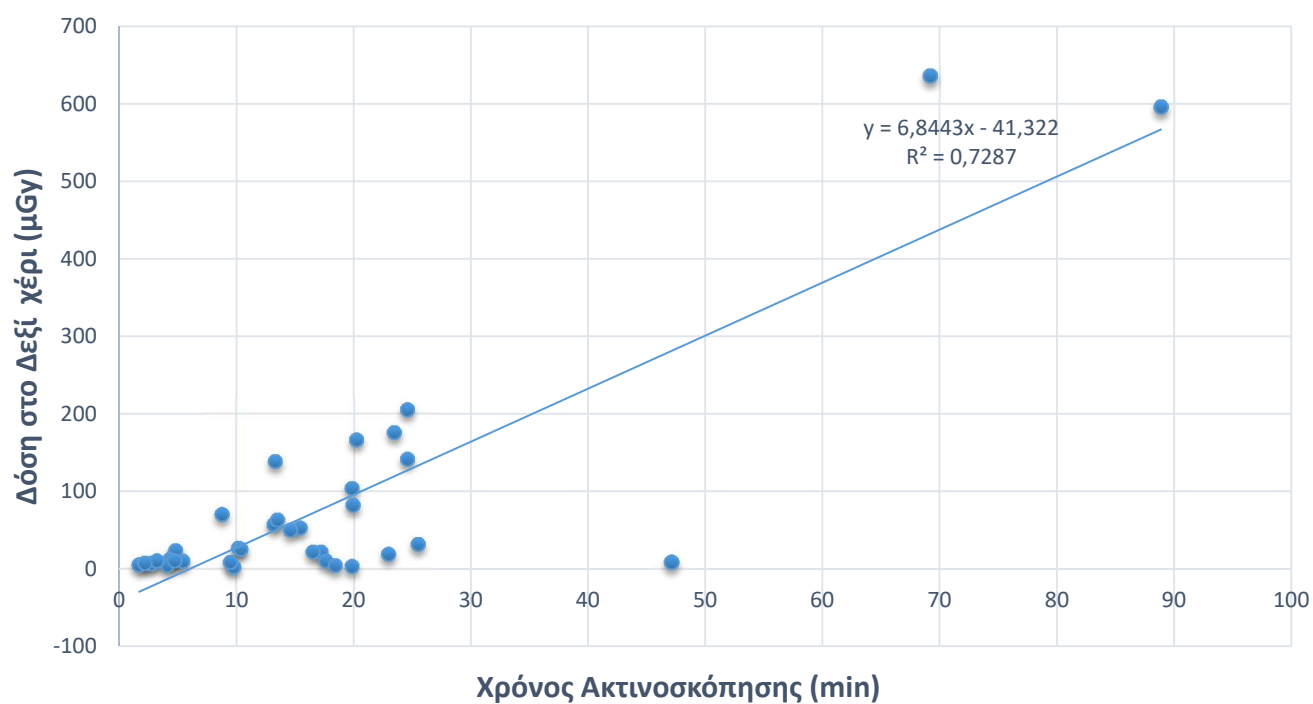


Διάγραμμα 5. Δόση στο θυρεοειδή (unshielded) του 1^{ου} επεμβατιστή - Χρόνος ακτινοσκόπησης.

Regression Statistics	
Multiple R	0,86
R Square	0,74
Adjusted R Square	0,73
Standard Error	20,02
Observations	33
P-value	1,20E-10

Πίνακας 14. Regression Statistics - Γράφημα 5ο.

Μετρήσεις Αγγειοπλαστικής - Γράφημα 6ο



Διάγραμμα 6. Δόση στο δεξί χέρι του 1ου επεμβατιστή - Χρόνος ακτινοσκόπησης.

Regression Statistics	
Multiple R	0,85
R Square	0,73
Adjusted R Square	0,72
Standard Error	75,67
Observations	36
P-value	3,69E-11

Πίνακας 15. Regression Statistics - Γράφημα 6ο.

8.1.1 Υπολογισμός Ενεργού δόσης επεμβατιστών

Για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης με τη χρήση ενός ή δύο δοσιμέτρων έχουν αναπτυχθεί διάφορες μέθοδοι. Στην παρούσα εργασία, για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης των επεμβατιστών χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος των Niklason et al [27].

Η συγκεκριμένη μέθοδος καταλήγει στον υπολογισμό της ενεργού δόσης, χρησιμοποιώντας τη μέτρηση του δοσιμέτρου το οποίο έχει τοποθετηθεί εξωτερικά στο κολάρο ακτινοπροστασίας (H_{CU} – CU = Collar Unshielded), καθώς και τη μέτρηση του δοσιμέτρου το οποίο έχει τοποθετηθεί κάτω από την ποδιά ακτινοπροστασίας (H_{AS} – AS = Apron Shielded).

$$E = 0.02(H_{CU} - H_{AS}) + H_{AS}$$

Η μέθοδος είναι ανεξάρτητη του πάχους της ποδιάς ακτινοπροστασίας. Κάνοντας χρήση της παραπάνω σχέσης και των μετρήσεων που πραγματοποιήσαμε, υπολογίσαμε την ενεργό δόση του πρώτου και του δεύτερου επεμβατιστή.

Επεμβατιστής	Μέση Ενεργός Δόση ανά επέμβαση (μSv)	Range (μSv)
1ος	4,41 ± 3,58	0,96 - 10,95
2ος	4,95 ± 0,89	2,71 - 9,30

Πίνακας 16. Μέση Ενεργός Δόση ανά επέμβαση (μSv)- Αγγειοπλαστική.

8.2 Δόση στους επεμβατιστές κατά τη διάρκεια επεμβάσεων EVAR

Κατά την έναρξη των επεμβάσεων τοποθετήσαμε δοσίμετρα στον πρώτο και στον δεύτερο επεμβατιστή. Τα σημεία στα οποία τα τοποθετήσαμε αναφέρθηκαν αναλυτικά στο προηγούμενο κεφάλαιο. Μετά την ολοκλήρωση των επεμβάσεων, τα δοσίμετρα αφαιρούνταν από τους επεμβατιστές και στην συνέχεια ακολουθούσε η διαδικασία διαβάσματός τους και πολλαπλασιασμού του σήματος που είχαμε από το σύστημα με το συντελεστή βαθμονόμησης. Έτσι, είχαμε τις τιμές των δόσεων για κάθε επεμβατιστή στα διάφορα σημεία του σώματος που τοποθετούσαμε τα δοσίμετρα. Παράλληλα, καταγράφαμε το συνολικό χρόνο ακτινοσκόπησης, το DAP, καθώς και το Patient Skin Dose. Στους παρακάτω πίνακες παρουσιάζονται τα αποτελέσματα αυτών των μετρήσεων. Τα παρακάτω αποτελέσματα προέκυψαν από μετρήσεις που έγιναν σε 17 περιστατικά.

Κεφάλι (μGy)	Μάτια (μGy)	Θώρακας (Unshielded) (μGy)	Θώρακας (Shielded) (μGy)	Θυρεοειδής (Unshielded) (μGy)	Θυρεοειδής (Shielded) (μGy)	Αριστερό χέρι (μGy)	Δεξί χέρι (μGy)	
35,74	34,35	72,59	4,23	25,67	5,93	76,93	46,72	Median
5,75	8,31	10,52	1,51	2,64	1,62	13,26	8,65	Minimum
132,11	125,32	244,35	17,80	106,98	30,16	418,74	520,51	Maximum
37,36	37,64	62,30	3,76	27,52	6,46	111,92	122,69	SD

Πίνακας 17. Αποτελέσματα μετρήσεων για τον 1ο επεμβατιστή.

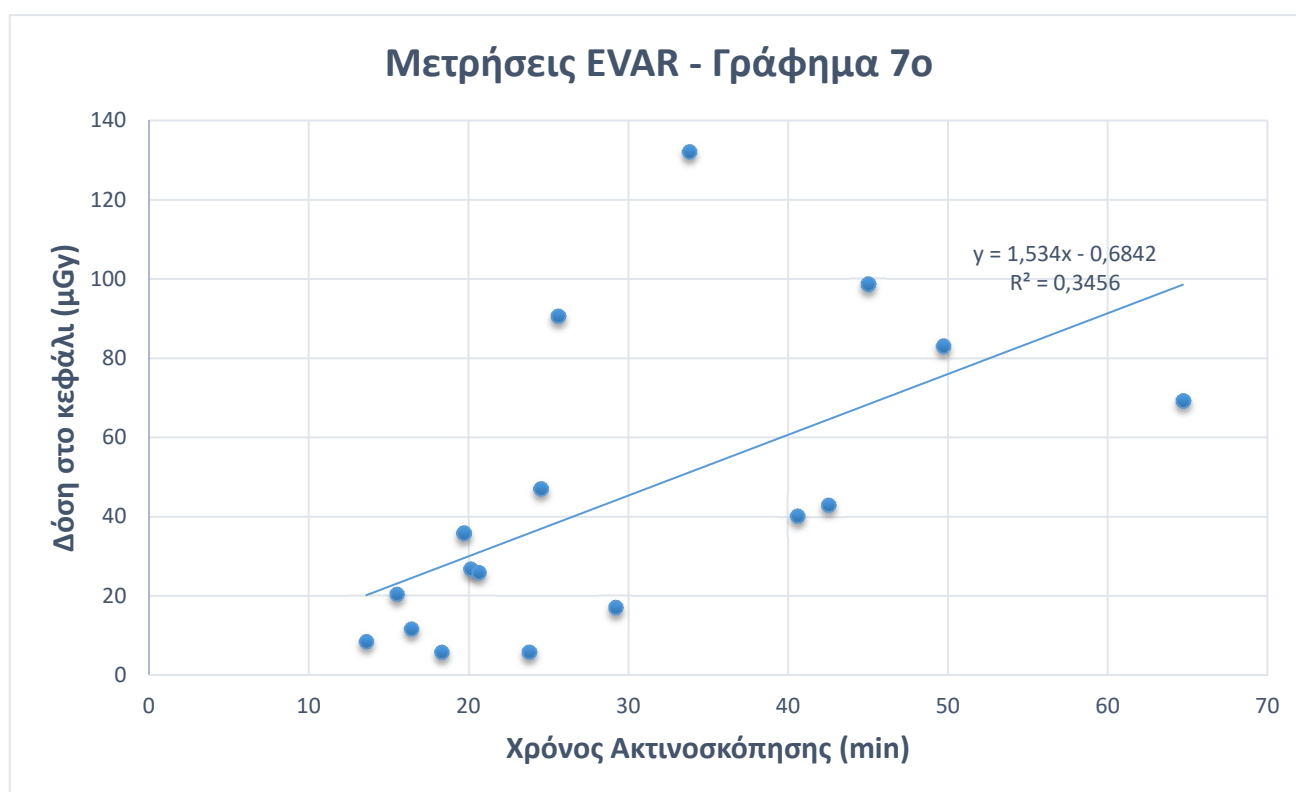
Κεφάλι (μGy)	Μάτια (μGy)	Θώρακας (Unshielded) (μGy)	Θώρακας (Shielded) (μGy)	Θυρεοειδής (Unshielded) (μGy)	Θυρεοειδής (Shielded) (μGy)	Αριστερό χέρι (μGy)	Δεξί χέρι (μGy)	
16,51	20,76	23,70	4,51	12,74	5,00	23,63	14,21	Median
4,59	4,79	5,83	2,11	3,70	1,74	6,67	4,41	Minimum
72,34	92,63	148,17	9,11	36,98	10,05	259,79	131,13	Maximum
18,50	23,44	36,33	2,04	10,13	2,55	69,69	34,97	SD

Πίνακας 18. Αποτελέσματα μετρήσεων για τον 2ο επεμβατιστή.

Χρόνος Ακτινοσκόπησης (min)	DAP (μGym ²)	Patient Skin Dose (mGy)	
24,50	12431,20	1036,00	Median
13,60	4140,00	230,10	Minimum
64,70	62710,30	6266,00	Maximum
14,32	15689,21	1412,24	SD

Πίνακας 19 Χρόνος ακτινοσκόπησης, DAP, Patient skin dose, για τα EVAR.

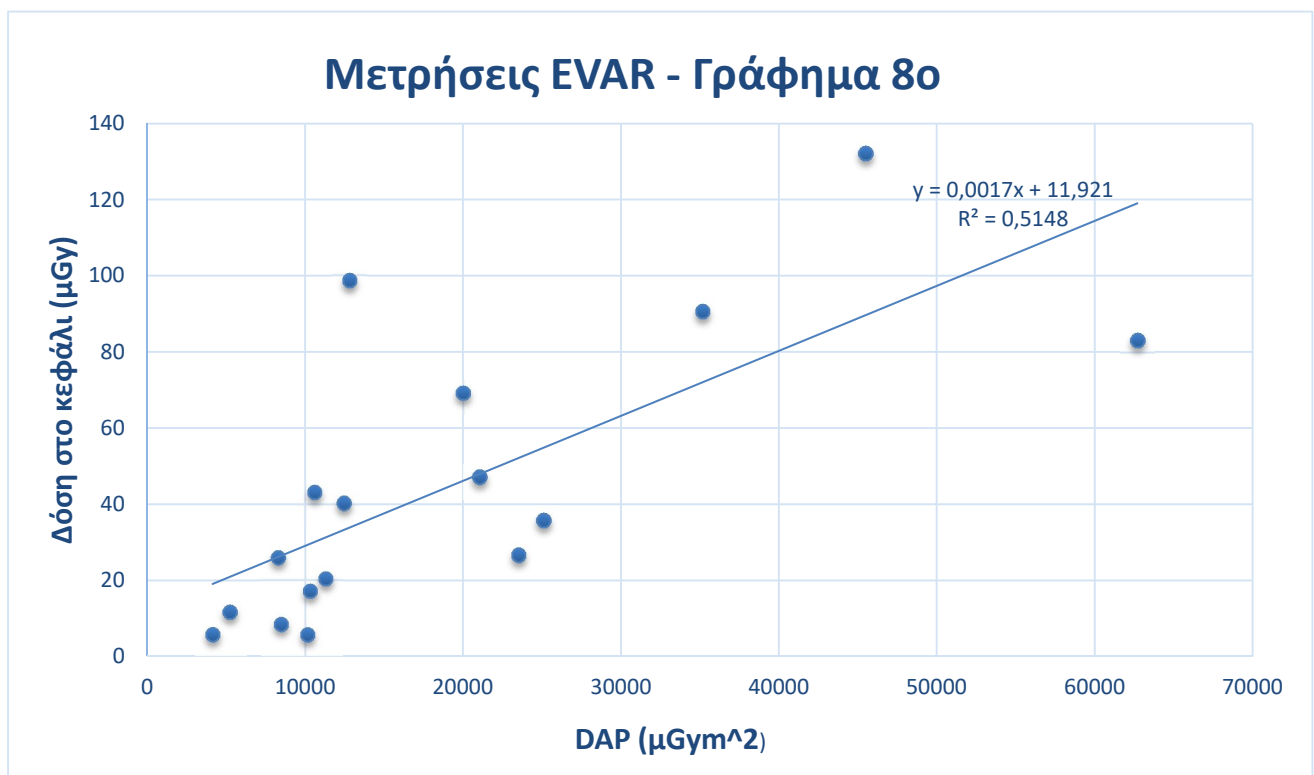
Στη συνέχεια, παρουσιάζονται γραφήματα της δόσης, σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος του επεμβατιστή, συναρτήσει του χρόνου ακτινοσκόπησης, του DAP, καθώς και του Patient skin dose. Τα γραφήματα δημιουργήθηκαν με τις μετρήσεις που αφορούν τη δόση που έλαβε ο πρώτος επεμβατιστής.



Διάγραμμα 7. Δόση στο κεφάλι του 1ου επεμβατιστή - Χρόνος ακτινοσκόπησης.

Regression Statistics	
Multiple R	0,59
R Square	0,35
Adjusted R Square	0,30
Standard Error	31,21
Observations	17
P-value	0,01

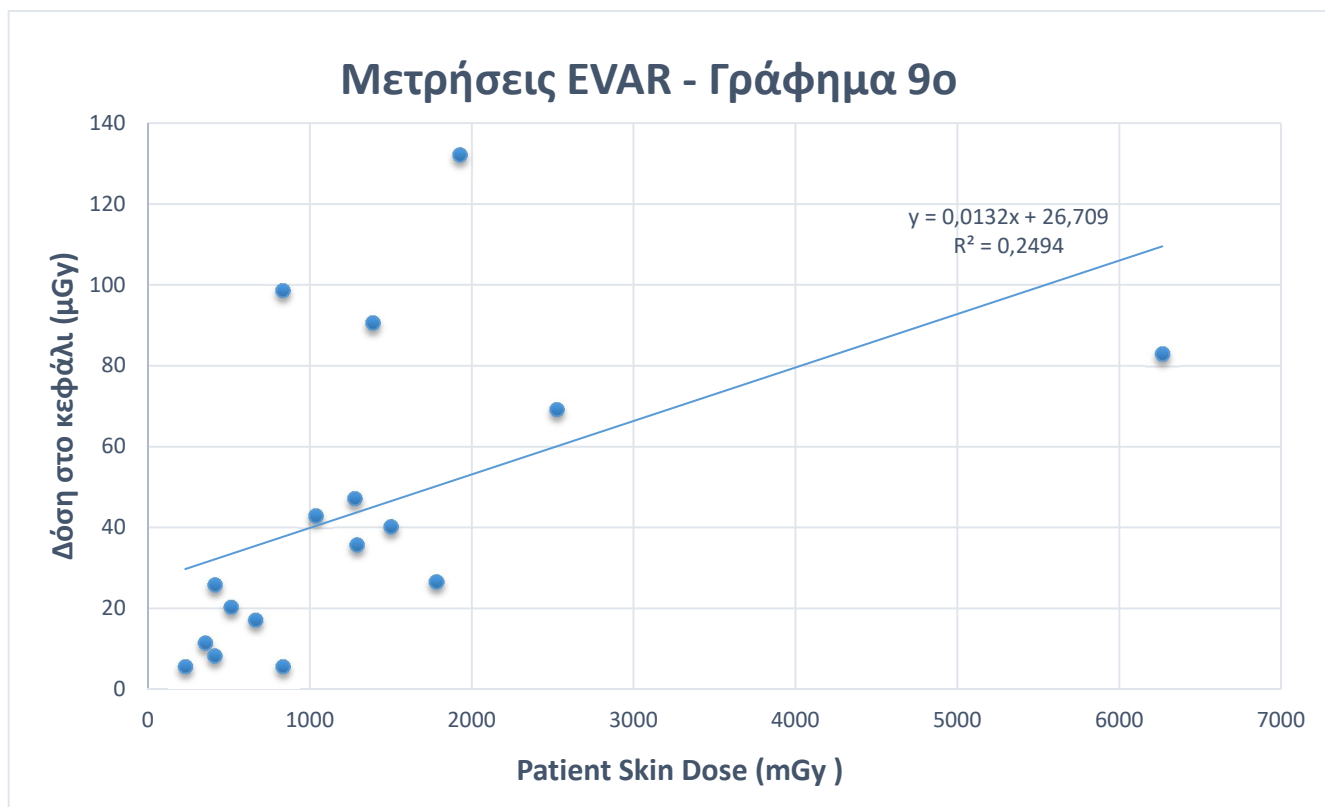
Πίνακας 20. Regression Statistics - Γράφημα 7ο.



Διάγραμμα 8. Δόση στο κεφάλι του 1ου επεμβατιστή - DAP.

Regression Statistics	
Multiple R	0,72
R Square	0,51
Adjusted R Square	0,48
Standard Error	26,88
Observations	17
P-value	0,001

Πίνακας 21. Regression Statistics - Γραφημα 8ο.

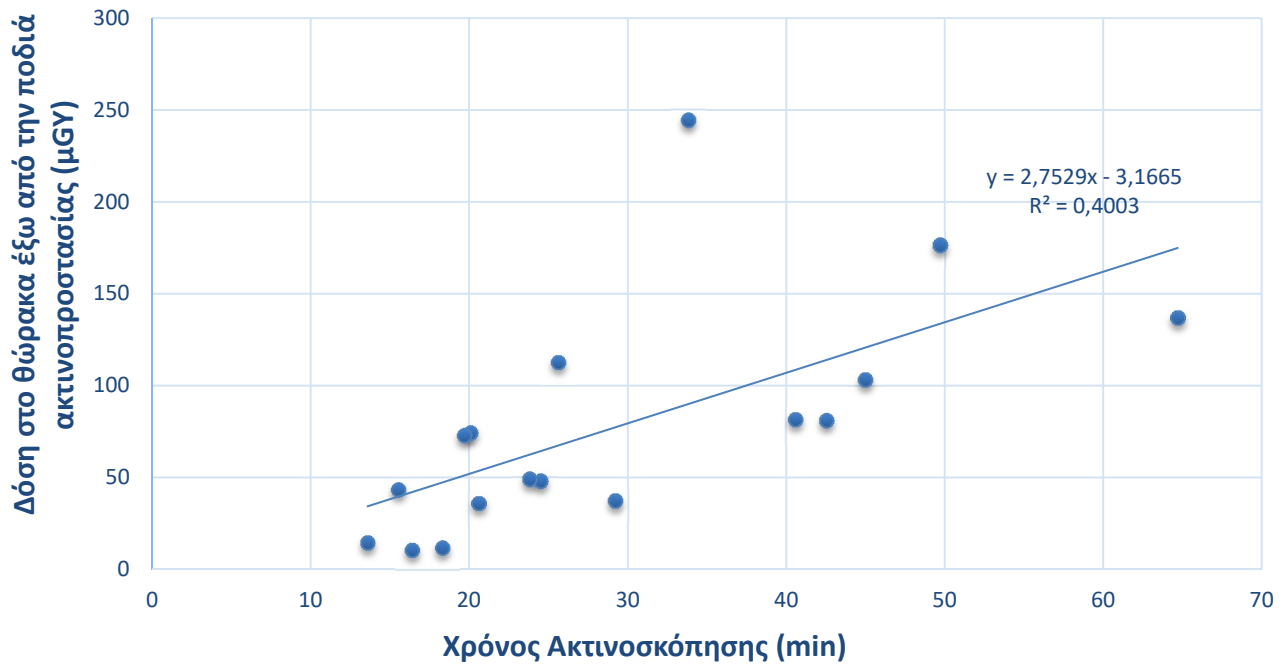


Διάγραμμα 9. Δόση στο κεφάλι του 1ου επεμβατιστή - Patient skin dose.

Regression Statistics	
Multiple R	0,50
R Square	0,25
Adjusted R Square	0,20
Standard Error	33,43
Observations	17
P-value	0,041

Πίνακας 22. Regression Statistics - Γράφημα 9ο.

Μετρήσεις EVAR - Γράφημα 10ο

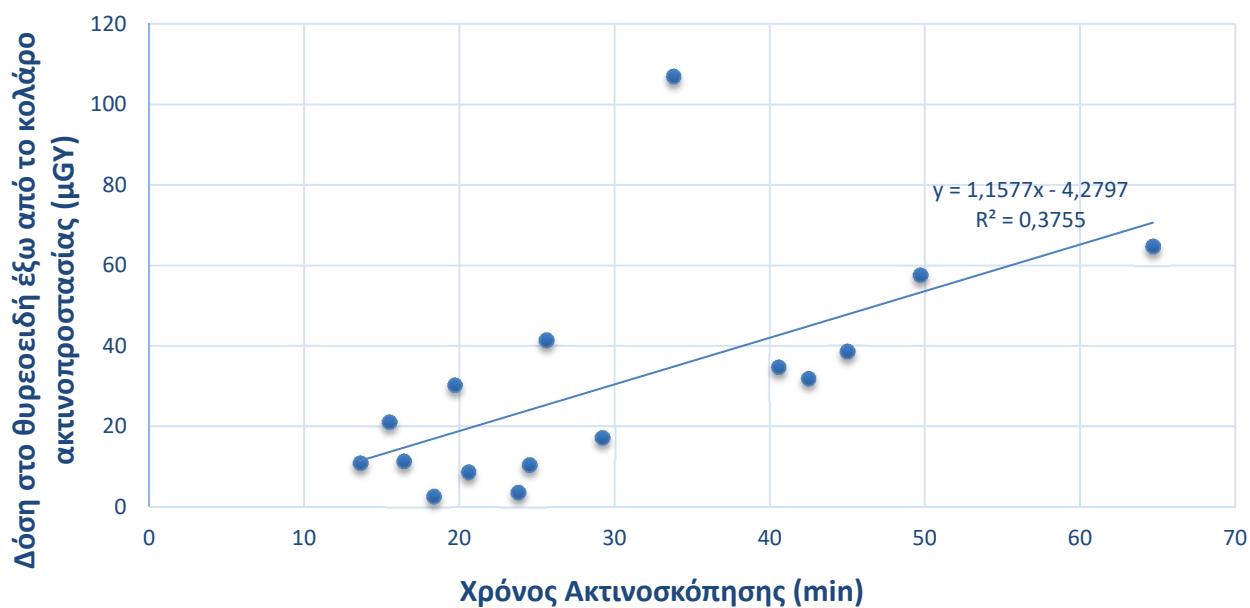


Διάγραμμα 10. Δόση στο θώρακα (unshielded) του 1^{ου} επεμβατιστή - Χρόνος ακτινοσκόπησης.

Regression Statistics	
Multiple R	0,63
R Square	0,40
Adjusted R Square	0,36
Standard Error	49,83
Observations	17
P-value	0,006

Πίνακας 23. Regression Statistics - Γράφημα 10ο.

Μετρήσεις EVAR - Γράφημα 11ο

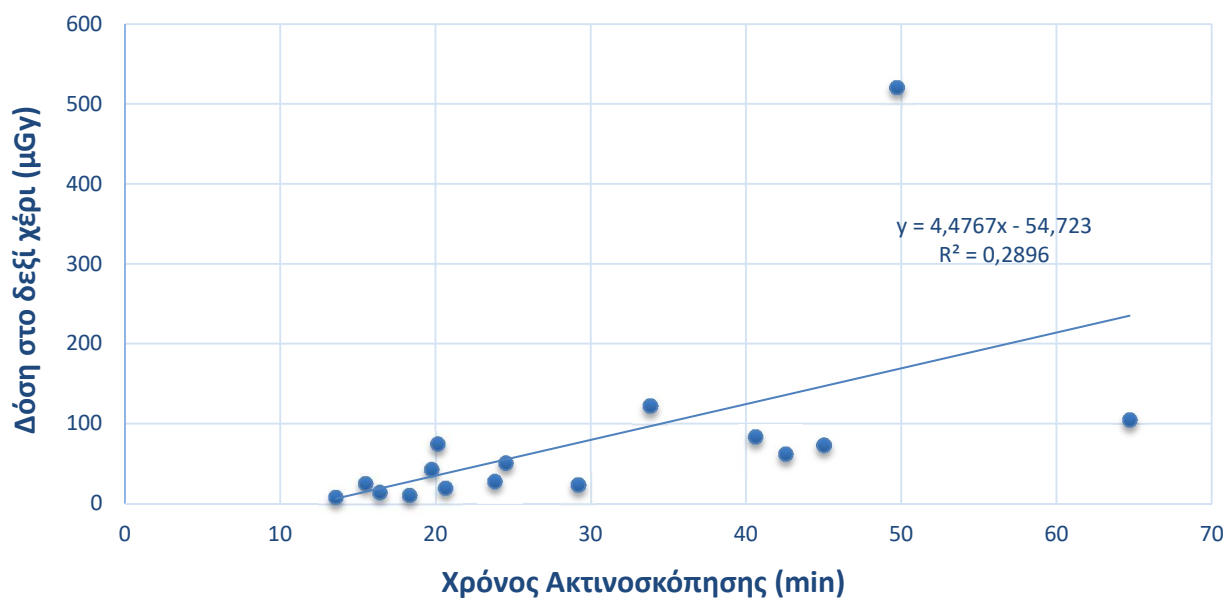


Διάγραμμα 11. Δόση στο θυρεοειδή (unshielded) του 1^{ου} επεμβατιστή - Χρόνος Ακτινοσκόπησης.

Regression Statistics	
Multiple R	0,61
R Square	0,38
Adjusted R Square	0,33
Standard Error	22,51
Observations	16
P-value	0,012

Πίνακας 24. Regression Statistics - Γράφημα 11ο.

Μετρήσεις EVAR - Γράφημα 12ο



Διάγραμμα 12. Δόση στο δεξι χέρι του 1ου επεμβατιστή - Χρόνος ακτινοσκόπησης.

Regression Statistics	
Multiple R	0,54
R Square	0,29
Adjusted R Square	0,24
Standard Error	107,04
Observations	16
P-value	0,032

Πίνακας 25. Regression Statistics - Γράφημα 12ο.

8.2.1 Υπολογισμός Ενεργού δόσης επεμβατιστών

Για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης εργαστήκαμε όπως περιγράφεται στην παράγραφο 8.1.1. Και σε αυτή την περίπτωση χρησιμοποιήσαμε τη μέθοδο των Niklason et al [27]. Τα αποτελέσματα για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης του πρώτου και του δεύτερου επεμβατιστή για τα περιστατικά των EVAR παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα.

Επεμβατιστής	Μέση Ενεργός Δόση ανά επέμβαση (μSv)	Range (μSv)
1ος	4,66 ± 1,39	1,53 – 19,58
2ος	4,67 ± 0,84	2,14 - 9,67

Πίνακας 26 . Μέση Ενεργός Δόση ανά επέμβαση (μSv)- EVAR.

8.3 Η μείωση της δόσης με χρήση προσωπικού εξοπλισμού ακτινοπροστασίας

Κατά τη διάρκεια των επεμβάσεων τοποθετούνταν δοσίμετρα μέσα και έξω από το κολάρο ακτινοπροστασίας καθώς και στις δύο πλευρές της ποδιάς ακτινοπροστασίας. Από τους παραπάνω πίνακες, που παρουσιάζονται οι δόσεις των επεμβατιστών, βλέπουμε ακόμη και από τη διάμεσο που έχει υπολογιστεί, ότι η μείωση είναι αρκετά μεγάλη και καθιστά απαραίτητη τη χρήση του προσωπικού εξοπλισμού προστασίας. Για τον καλύτερο προσδιορισμό της μείωσης της δόσης από τον προσωπικό εξοπλισμό ακτινοπροστασίας πραγματοποιήσαμε μετρήσεις με τα ανθρωπόμορφα ομοιώματα όπως περιγράφεται στο κεφάλαιο 7. Τα ποσοστά μείωσης της δόσης που οφείλεται στο ακτινοπροστατευτικό σκουφάκι, στο κολάρο ακτινοπροστασίας, στα γυαλιά καθώς και στη ποδιά παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα.

Σύγκριση Δόσης μέσα και έξω από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασί- ας	Lateral	Cranial	Caudal	Απόστασ η πηγής – ενισχυτή	Κεφάλι Δεξιά πλευρά	Κεφάλι Μέση	Κεφάλι Αριστερή πλευρά	Δεξί Μάτι	Αριστερό Μάτι	Θυρεοει- δής	Θώρακα ς Δεξιά	Θώρακα ς Μέση	Θώρακα ς Αριστερά	
1η Μέτρηση	0°	0°	0°	118 cm	-61,50%	-13,80%	-88,98%	-6,80%	-31,81%	-87,23%	-92,39%	-96,79%	-96,96%	% Διαφορά
											-96,91%	-97,82%	-96,85%	
											-95,30%	-97,64%	-97,86%	
2η Μέτρηση	0°	0°	0°	118 cm	-67,81%	-62,48%	-62,62%	-17,25%	-29,63%	-62,70%	-93,02%	-95,28%	-95,62%	% Διαφορά
											-95,41%	-96,21%	-97,08%	
											-95,03%	-96,75%	-96,98%	

Πίνακας 27. Σύγκριση δόσης μέσα και έξω από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας.

8.4 Η μείωση της δόσης με χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας

Όπως περιγράφεται στο 7^ο κεφάλαιο, πραγματοποιήσαμε μετρήσεις με τη χρήση των ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων και ειδικού σεντονιού ακτινοπροστασίας. Σκοπός των μετρήσεων ήταν να καταλήξουμε στα ποσοστά μείωσης της δόσης στους επεμβατιστές που οφείλονται στη χρήση του σεντονιού. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν για διάφορες γωνίες κλίσης της ακτινοσκοπικής διάταξης. Η θέση των ομοιωμάτων, ο χρόνος ακτινοσκόπησης καθώς και ο χρόνος του overview ήταν παράμετροι που διατηρήθηκαν σταθεροί. Αυτό έγινε με σκοπό η μείωση στη δόση που θα καταγραφεί να οφείλεται καθαρά στη χρήση του σεντονιού. Πιο συγκεκριμένα ο χρόνος ακτινοβολήσης ήταν 15 λεπτά ενώ ο χρόνος του Cine 80 δευτερόλεπτα.

Lateral	Cranial	Caudal	Απόσταση πηγής – ενισχυτή	Κεφάλι Δεξιά πλευρά	Κεφάλι Μέση	Κεφάλι Αριστερ ή πλευρά	Δεξί Μάτι	Αριστερ ό Μάτι	Θυρεοει- δής	Θώρακας Δεξιά	Θώρακας Μέση	Θώρακας Αριστερά	Γεννητικά όργανα	
0°	0°	0°	118 cm	-16,79%	-37,74%	-47,48%	-42,87%	-46,85%	-52,49%	-18,18%	-26,06%	-42,76%	-52,20%	% Διαφορά
										-40,59%	-44,75%	-36,67%		
										-5,51%	-30,57%	-36,15%		

Πίνακας 28. Σύγκριση δόσης με χρήση και χωρίς χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας στις 0°.

Lateral	Cranial	Caudal	Απόσταση πηγής – ενισχυτή	Κεφάλι Δεξιά πλευρά	Κεφάλι Μέση	Κεφάλι Αριστερή πλευρά	Δεξί Μάτι	Αριστερ ό Μάτι	Θυρεοει- δής	Θώρακας Δεξιά	Θώρακας Μέση	Θώρακας Αριστερά	Γεννητικά όργανα	
15°	0°	0°	118 cm	-43,26%	-51,30%	-50,31%	-38,41%	-39,07%	-55,50%	-53,32%	-58,70%	-56,83%	-66,65%	% Διαφορά
										-48,04%	-56,61%	-58,88%		
										-45,48%	-46,59%	-55,05%		

Πίνακας 29. Σύγκριση δόσης με χρήση και χωρίς χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας στις 15° lateral.

Lateral	Cranial	Caudal	Απόσταση πηγής – ενισχυτή	Κεφάλι Δεξιά πλευρά	Κεφάλι Μέση	Κεφάλι Αριστερή πλευρά	Δεξί Μάτι	Αριστερό Μάτι	Θυρεοει- δής	Θώρακας Δεξιά	Θώρακας Μέση	Θώρακας Αριστερά	Γεννητικά όργανα	
0°	15°	0°	118 cm	-26,86%	-76,69%	-74,41%	-78,43%	-76,11%	-74,83%	-74,06%	-69,45%	-75,93%	-56,09%	% Διαφορά
										-79,95%	-77,16%	-73,95%		
										-73,08%	-75,65%	-74,27%		

Πίνακας 30. Σύγκριση δόσης με χρήση και χωρίς χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας στις 15° cranial .

Lateral	Cranial	Caudal	Απόσταση πηγής – ενισχυτή	Κεφάλι Δεξιά πλευρά	Κεφάλι Μέση	Κεφάλι Αριστερή πλευρά	Δεξί Μάτι	Αριστερό Μάτι	Θυρεοει- δής	Θώρακας Δεξιά	Θώρακας Μέση	Θώρακας Αριστερά	Γεννητικά όργανα	
0°	0°	15°	118 cm	-27,24%	-75,03%	-67,47%	-76,41%	-74,58%	-74,56%	-74,08%	-68,48%	-70,02%	-65,99%	% Διαφορά
										-76,43%	-76,89%	-73,26%		
										-74,76%	-70,03%	-70,65%		

Πίνακας 31. Σύγκριση δόσης με χρήση και χωρίς χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας στις 15° caudal.

Lateral	Cranial	Caudal	Απόσταση πηγής – ενισχυτή	Κεφάλι Δεξιά πλευρά	Κεφάλι Μέση	Κεφάλι Αριστερή πλευρά	Δεξί Μάτι	Αριστερό Μάτι	Θυρεοει- δής	Θώρακας Δεξιά	Θώρακας Μέση	Θώρακας Αριστερά	Γεννητικά όργανα	
0°	0°	0°	108 cm	-11,00%	-77,63%	-73,18%	-79,61%	-77,53%	-68,97%	-76,51%	-68,96%	-72,41%	-52,54%	% Διαφορά
										-73,93%	-76,64%	-75,33%		
										-72,49%	-68,84%	-75,30%		

Πίνακας 32. Σύγκριση δόσης με χρήση και χωρίς χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας – Αλλαγή στην απόσταση πηγής – ενισχυτή.

8.5 Αύξηση της δόσης σε επεμβατιστή και ασθενή λόγω τοποθέτησης σεντονιού εντός του πεδίου

Κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης λειτουργεί ένα σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC), το οποίο διαμορφώνει κατάλληλα το ρεύμα και το δυναμικό της λυχνίας. Οι παράμετροι έκθεσης διαμορφώνονται αυτόματα προκειμένου το σύστημα να παρέχει στον επεμβατιστή ποιοτική απεικόνιση των επιθυμητών δομών. Στο τελευταίο μέρος της παρούσας εργασίας πραγματοποιήσαμε μετρήσεις για να προσδιορίσουμε την πιθανή αύξηση των παραμέτρων έκθεσης, του DAP, του Patient skin dose καθώς και της δόσης που λαμβάνει ο επεμβατιστής. Λόγω του ότι οι παράμετροι έκθεσης επηρεάζονται από αρκετούς παράγοντες, διατηρήσαμε όλα τα μεγέθη σταθερά. Αυτό, διότι θέλαμε οι διαφοροποιήσεις που θα καταγράψουμε να οφείλονται μόνο στο σεντόνι. Ο χρόνος ακτινοσκόπησης σε όλες τις μετρήσεις ήταν σταθερός στα 9 λεπτά. Ο χρόνος για το cine επίσης, στα 40 δευτερόλεπτα. Η θέση των ομοιωμάτων καθώς και η απόσταση λυχνίας – ενισχυτή διατηρήθηκαν σταθερά.

Η πρώτη μέτρηση έγινε χωρίς σεντόνι ακτινοπροστασίας για να προσδιορίσουμε τη δόση στο ομοίωμα – επεμβατιστή και να μπορούμε να συγκρίνουμε τις διαφορές στις δόσεις που θα καταγράφαμε στη συνέχεια.

Κεφάλι (μGy)	Δεξί μάτι (μGy)	Αριστερό μάτι (μGy)	Θυρεοειδής (μGy)	Θώρακας (μGy)	Γεννητικά όργανα (μGy)
51,96	87,25	100,62	112,39	134,69	59,37

Πίνακας 33. Δόση στο Rando χωρίς χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας.

Στη συνέχεια, πραγματοποιήσαμε τρεις σειρές μετρήσεων όπου στην 1^η τοποθετήσαμε το σεντόνι αλλά με τέτοιο τρόπο ώστε να μην εισέρχεται στο πεδίο. Στη 2^η, τοποθετήσαμε το σεντόνι έτσι ώστε να εισέρχεται ελάχιστα εντός του πεδίου. Στη 3^η, τοποθετήσαμε το σεντόνι έτσι ώστε να καλύπτει σχεδόν τη μισή επιφάνεια του ομοιώματος – ασθενή. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων παρουσιάζονται στους παρακάτω πίνακες.

8.5.1 Χρήση σεντονιού – εκτός πεδίου

Κεφάλι (μGy)	Δεξιό μάτι (μGy)	Αριστερό μάτι (μGy)	Θυρεοειδής (μGy)	Θώρακας (μGy)	Γεννητικά όργανα (μGy)
27,01	41,39	38,52	37,41	45,77	18,86

Πίνακας 34. Δόση στο Rando με χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας. Σεντόνι εκτός πεδίου.

Χρόνος Ακτινοσκόπησης (min)	DAP (μGym ²)	PSD mGy
9	2218,3	88,9

Πίνακας 35. Χρόνος ακτινοσκόπησης, DAP, Patient skin dose.

Δόση στην εσωτερική πλευρά του σεντονιού (μGy)			Δόση στην εξωτερική πλευρά του σεντονιού (μGy)		
Αριστερή πλευρά	Μέση	Δεξιά πλευρά	Αριστερή πλευρά	Μέση	Δεξιά πλευρά
1156,44	4720,65	2285,19	89,75	245,9	64,46
827,52	1195,22	905,77	94,52	168,2	62,14
244,65	291,26	275,75	47,45	55,47	33,47

Πίνακας 36. Η δόση στις δύο πλευρές του σεντονιού.

Παράμετροι έκθεσης :

- Ακτινοσκόπηση : 66 kV, 86.5 - 87.1 mA, 5.1 ms, Pulserate 15p/s, 9 min, Cu 0.6mm
- Overview : 65.5kV, 152.4 mA, 100ms, Cu 0.2 mm, Scene 20 seconds, Frame rate 3 f/s, 2 scene = 40 seconds total.

8.5.2 Χρήση σεντονιού – ελάχιστα εντός πεδίου

Κεφάλι (μGy)	Δεξί μάτι (μGy)	Αριστερό μάτι (μGy)	Θυρεοειδής (μGy)	Θώρακας (μGy)	Γεννητικά όργανα (μGy)
17,35	30,33	27,44	27,33	29,15	24,06

Πίνακας 37. Δόση στο Rando με χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας. Σεντόνι ελάχιστα εντός πεδίου.

Χρόνος Ακτινοσκόπησης (min)	DAP (μGym ²)	PSD mGy
9	2221,4	89,6

Πίνακας 38. Χρόνος ακτινοσκόπησης, DAP, Patient skin dose.

Δόση στην εσωτερική πλευρά του σεντονιού (μGy)				Δόση στην εξωτερική πλευρά του σεντονιού (μGy)		
Αριστερή πλευρά	Μέση	Δεξιά πλευρά		Αριστερή πλευρά	Μέση	Δεξιά πλευρά
578,22	1972,19	1041,49		62,88	131,92	49,26
1476,37	2708,99	1652,95		111,07	222,98	76,38
477,54	691,51	521,72		47,99	53	26,11

Πίνακας 39. Η δόση στις δύο πλευρές του σεντονιού.

Παράμετροι έκθεσης :

- Ακτινοσκόπηση : 66 kV, 88.1 – 88.7 mA, 5.2 ms, Pulserate 15p/s, 9 min, Cu 0.6mm
- Overview : 66.8 kV, 153.1 mA, 100ms, Cu 0.2 mm, Scene 20 seconds, Frame rate 3 f/s, 2 scene = 40 seconds total.

8.5.3 Χρήση σεντονιού – αρκετά εντός πεδίου

Κεφάλι (μGy)	Δεξί μάτι (μGy)	Αριστερό μάτι (μGy)	Θυρεοειδής (μGy)	Θώρακας (μGy)	Γεννητικά όργανα (μGy)
15,28	20,06	19,97	27,38	37,78	12,07

Πίνακας 40. Δόση στο Rando με χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας. Σεντόνι αρκετά εντός πεδίου.

Χρόνος Ακτινοσκόπησης (min)	DAP (μGym ²)	PSD mGy
9	2769,6	111

Πίνακας 41. Χρόνος ακτινοσκόπησης, DAP, Patient skin dose.

Δόση στην εσωτερική πλευρά του σεντονιού (μGy)				Δόση στην εξωτερική πλευρά του σεντονιού (μGy)		
Αριστερή πλευρά	Μέση	Δεξιά πλευρά		Αριστερή πλευρά	Μέση	Δεξιά πλευρά
829,59	2500,55	835,13		53,02	239,74	70,22
1134,29	4332,17	1551,85		90,37	214,88	68,53
822,67	1051,19	776,96		76,66	99,09	50,25

Πίνακας 42. Η δόση στις δύο πλευρές του σεντονιού.

Παράμετροι έκθεσης :

- Ακτινοσκόπηση : 66 kV, 91.6 - 92 mA, 5.2 ms, Pulserate 15p/s, 9 min, Cu 0.6mm
- Overview : 68 kV, 138 mA, 86,3 ms, Cu 0.2 mm, Scene 20 seconds, Frame rate 3 f/s, 2 scene = 40 seconds total.

Κεφάλαιο 9^ο

Συζήτηση - Συμπεράσματα

Όπως αναφέρθηκε, ο αριθμός των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων αυξάνεται συνεχώς. Αυτό είναι αποτέλεσμα των μεγάλων ποσοστών επιτυχίας των επεμβάσεων, της ανάπτυξης τεχνολογιών που καθιστούν εφικτή την εφαρμογή τέτοιων τεχνικών στην καθημερινή κλινική πράξη, την αποφυγή του ανοικτού χειρουργείου καθώς και της μείωσης των ποσοστών θνησιμότητας και νοσηρότητας.

Με την αύξηση στον αριθμό των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων έχει αυξηθεί ραγδαία και ο φόρτος εργασίας των επεμβατιστών. Αυτό συμβαίνει διότι ο αριθμός των επεμβατιστών δεν έχει ακολουθήσει την αύξηση που καταγράφεται στον αριθμό των επεμβάσεων.

Κατά τη διάρκεια των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβάσεων ο επεμβατιστής βρίσκεται σε μικρή απόσταση από τον ασθενή και την ακτινοσκοπική διάταξη. Λαμβάνει κατά κύριο λόγο σκεδαζόμενη ακτινοβολία από το σώμα του ασθενή. Η ακτινοβολία που λαμβάνει εξαρτάται από αρκετούς παράγοντες όπως το μέγεθος του ασθενή, την απόσταση λυχνίας - ενισχυτή, τη θέση σε σχέση με τον ασθενή, το χρόνο που θα διαρκέσει η επέμβαση καθώς και από το είδος της επέμβασης.

Λόγω της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, οι επεμβατιστές είναι υποχρεωμένοι να χρησιμοποιούν τον προσωπικό εξοπλισμό ακτινοπροστασίας ο οποίος περιλαμβάνει ποδιά ακτινοπροστασίας, γυαλιά, κολάρο ακτινοπροστασίας. Η δόση που λαμβάνουν οι επεμβατιστές κατά τη διάρκεια μιας επέμβασης είναι αρκετά χαμηλή. Αυτό όμως δεν είναι κριτήριο εφησυχασμού για δύο κυρίως λόγους. Οι επεμβατιστές εκτίθενται σε χαμηλές δόσεις ακτινοβολίας για όλη τη διάρκεια της καριέρας τους. Η έλλειψη γνώσης για τα αποτελέσματα που μπορεί να επιφέρει η χρόνια έκθεση σε χαμηλές δόσεις ιοντίζουσας ακτινοβολίας θέτει ως απαραίτητη προϋπόθεση την μελέτη και αξιολόγηση των δόσεων που λαμβάνουν οι επεμβατιστές.

Στο πρώτο μέρος της παρούσας εργασίας πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις για τον προσδιορισμό της δόσης που λαμβάνουν οι επεμβατιστές κατά τη διάρκεια δύο ειδών επεμβάσεων : Αγγειοπλαστικών και EVAR. Για τις αγγειοπλαστικές πήραμε μετρήσεις από 36 περιστατικά. Μετρήσαμε τη δόση που λαμβάνει ο πρώτος και ο δεύτερος επεμβατιστής στα χέρια, στα μάτια, στο κεφάλι στο θυρεοειδή και στο στήθος. Οι μετρήσεις έγιναν μέσα και έξω από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας. Στη

συνέχεια, με χρήση της μεθόδου Niklason et al [27], υπολογίσαμε την ενεργό δόση για τους δύο επεμβατιστές. Οι τιμές της μέσης ενεργού δόσης ανά επέμβαση, που υπολογίσαμε ήταν $4,41 \pm 3,58 \mu\text{Sv}$ ($0,96 \mu\text{Sv} - 10,95 \mu\text{Sv}$), για τον 1^ο επεμβατιστή και $4,95 \pm 0,89 \mu\text{Sv}$ ($2,71 \mu\text{Sv} - 9,30 \mu\text{Sv}$), για τον 2^ο επεμβατιστή. Το έτος 2016 πραγματοποιήθηκαν 203 αγγειοπλαστικές. Επομένως, πολλαπλασιάζοντας την μέγιστη ενεργό δόση ανά επέμβαση που υπολογίσαμε, με τον συνολικό ετήσιο αριθμό επεμβάσεων, καταλήγουμε στην μέγιστη ετήσια ενεργό δόση που οφείλεται στις αγγειοπλαστικές. Έτσι, η μέγιστη ετήσια ενεργός δόση για τον 1^ο και 2^ο επεμβατιστή είναι 2,22 mSv και 1,89 mSv αντίστοιχα.

Για τα EVAR, πήραμε μετρήσεις από 17 περιστατικά. Μετρήσαμε τη δόση που λαμβάνει ο πρώτος και ο δεύτερος επεμβατιστής στα χέρια, στα μάτια, στο κεφάλι στο θυρεοειδή και στο στήθος. Οι μετρήσεις έγιναν μέσα και έξω από τον εξοπλισμό ακτινοπροστασίας. Στη συνέχεια, με χρήση της μεθόδου Niklason et al [27], υπολογίσαμε την ενεργό δόση για τους δύο επεμβατιστές. Οι τιμές της ενεργού δόσης ανά επέμβαση, που υπολογίσαμε ήταν $4,66 \pm 1,39 \mu\text{Sv}$ ($1,53 \mu\text{Sv} - 19,58 \mu\text{Sv}$), για τον 1^ο επεμβατιστή και $4,67 \pm 0,84 \mu\text{Sv}$ ($2,14 \mu\text{Sv} - 9,67 \mu\text{Sv}$), για τον 2^ο επεμβατιστή. Αν υποθέσουμε ότι σε ένα έτος πραγματοποιούνται 40 περιστατικά EVAR, πολλαπλασιάζοντας την μέγιστη ενεργό δόση ανά επέμβαση που υπολογίσαμε με τον συνολικό αριθμό επεμβάσεων για ένα έτος, καταλήγουμε στην μέγιστη ετήσια ενεργό δόση. Έτσι, η μέγιστη ετήσια ενεργός δόση για τον 1^ο και 2^ο επεμβατιστή είναι 0,783 mSv και 0,387 mSv αντίστοιχα. Παρατηρούμε, ότι η μέγιστη ενεργός δόση ανά επέμβαση, που μπορεί να λάβει ένας επεμβατιστής είναι αρκετά μεγαλύτερη για τα περιστατικά EVAR ($19,58 \mu\text{Sv}$), σε σύγκριση με τις αγγειοπλαστικές ($10,95 \mu\text{Sv}$).

Στη συνέχεια, με τη χρήση ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων πραγματοποιήσαμε μετρήσεις. Σκοπός των συγκεκριμένων μετρήσεων ήταν να προσδιορίσουμε τη μείωση της δόσης που λαμβάνουν οι επεμβατιστές και οφείλεται στη χρήση του προσωπικού εξοπλισμού ακτινοπροστασίας. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα των μετρήσεων, η χρήση σκούφου ακτινοπροστασίας συνεπάγεται μείωση της δόσης στο κεφάλι από 13,80% μέχρι και 88,98%. Το κολάρο ακτινοπροστασίας προσφέρει μείωση της δόσης στο θυρεοειδή μέχρι και 87,23%. Η μεγαλύτερη μείωση της δόσης καταγράφεται για την ποδιά ακτινοπροστασίας (97,86%), ενώ σε όλες τις μετρήσεις, τη μικρότερη μείωση στη δόση την προσφέρουν τα γυαλιά ακτινοπροστασίας : από 6,80% έως 31,81%. Μελετώντας τα παραπάνω αποτελέσματα καταλαβαίνουμε ότι η χρήση του εξοπλισμού ακτινοπροστασίας είναι απαραίτητη καθώς συνεπάγεται δραματική μείωση της δόσης στους επαγγελματίες εκτιθέμενους. Για αυτό το λόγο, οι επεμβατιστές και το σύνολο του προσωπικού του τμήματος επεμβατικής ακτινολογίας πρέπει να είναι ενημερωμένοι για την σπουδαιότητα της χρήσης του εξοπλισμού ακτινοπροστασίας και κατάλληλα εκπαιδευμένοι έτσι ώστε να τηρούν τους κανόνες ακτινοπροστασίας.

Στο τρίτο μέρος της παρούσας εργασίας πραγματοποιήσαμε μετρήσεις με τη χρήση ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων και σεντονιού ακτινοπροστασίας. Σκοπός μας σε αυτό το μέρος ήταν να προσδιορίσουμε τη μείωση της δόσης που συνεπάγεται η

χρήση του συγκεκριμένου σεντονιού ακτινοπροστασίας. Μελετώντας τα αποτελέσματα των μετρήσεων από τους πίνακες 28, 29, 30, 31, 32, παρατηρούμε ότι με τη χρήση σεντονιού ακτινοπροστασίας μπορούμε να επιτύχουμε μείωση της δόσης για τον επεμβατιστή μέχρι και 80 %. Συμπεραίνουμε, λοιπόν, ότι το σεντόνι ακτινοπροστασίας μπορεί να αποτελέσει βασικό κομμάτι του εξοπλισμού ακτινοπροστασίας. Σημειώνεται επίσης, ότι η μείωση που μπορεί να προσφέρει εξαρτάται από διάφορους παράγοντες και κυρίως από τη θέση τοποθέτησής του. Περαιτέρω μελέτη απαιτείται για την πλήρη γνώση των χαρακτηριστικών και της συνεισφοράς του στο κομμάτι της ακτινοπροστασίας.

Στο τελευταίο μέρος της παρούσας εργασίας πραγματοποιήσαμε μετρήσεις με σκοπό να προσδιορίσουμε την αύξηση της δόσης (στον ασθενή και τον επεμβατιστή) που μπορεί να επιφέρει το σεντόνι ακτινοπροστασίας, εάν εισέλθει στο πεδίο. Σε όλες τις μετρήσεις που πραγματοποιήσαμε σε αυτό το μέρος, η μείωση της δόσης στον επεμβατιστή επιβεβαιώνει τα αποτελέσματα των μετρήσεων του τρίτου μέρους. Επίσης, όσο μεγαλύτερο μέρος του σεντονιού περιλαμβάνεται στο πεδίο, τόσο μεγαλύτερη ήταν η μείωση της δόσης στον επεμβατιστή. Κατά την είσοδο του σεντονιού ελάχιστα εντός του πεδίου παρατηρήθηκε μια ελάχιστη αύξηση (0,14%) του DAP και του Patient Skin Dose (0.8%). Η αύξηση αυτών των δύο μεγεθών ήταν αρκετά μεγαλύτερη για την περίπτωση όπου το σεντόνι εισερχόταν αρκετά εντός του πεδίου. Πιο συγκεκριμένα το DAP και το Patient Skin Dose σημείωσε αύξηση 20%. Αυτό που πρέπει να σημειώσουμε είναι ότι ενώ το σεντόνι προσφέρει αρκετά μεγάλη μείωση της δόσης στο σώμα του επεμβατιστή (κεφάλι, μάτια, θυρεοειδής, στήθος), η απρόσεκτη τοποθέτηση του εντός του πεδίου μπορεί να αυξήσει τη δόση στα χέρια του επεμβατιστή καθώς και στον ασθενή.

Λόγω του ότι δεν έχουμε πλήρη γνώση των πιθανών συνεπειών που μπορεί να έχει η μακροχρόνια έκθεση σε χαμηλής δόσης ιοντίζουσα ακτινοβολία, τα μέτρα ακτινοπροστασίας θα πρέπει να τηρούνται με μεγάλη αυστηρότητα από όλο το προσωπικό και σε όλα τα περιστατικά. Θα πρέπει να γίνεται συχνός έλεγχος του εξοπλισμού ακτινοπροστασίας. Το προσωπικό θα πρέπει να έχει πάντα μαζί του το προσωπικό του δοσίμετρο για την λεπτομερή καταγραφή της δόσης που λαμβάνει. Επίσης, θα πρέπει να γίνεται συνεχώς μελέτη για τη δημιουργία νέων ακτινοπροστατευτικών εξοπλισμών και τεχνικών. Το προσωπικό θα πρέπει να είναι κατάλληλα εκπαιδευμένο για τη χρήση των μηχανημάτων, την τέλεση των καθηκόντων του και ενημερωμένο για τους πιθανούς κινδύνους που συνεπάγονται της έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Και αυτό διότι η γνώση του προβλήματος είναι το πρώτο βήμα για την αντιμετώπισή του.

Βιβλιογραφία

- [1] THE PHYSICS OF RADIOLOGY-chapter 5.
- [2] Αλληλεπίδραση ακτίνων-Χ με την ύλη Δ. Φ. Αναγνωστόπουλος Τμήμα Μηχανικών Επιστήμης Υλικών, Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, Ιωάννινα.
- [3] Σημειώσεις μαθήματος Ιατρικής Φυσικής, ΠΚ – Τμήμα Ιατρικής, Ι. Δαμηλάκης, Μ. Μαζωνάκης, Θ. Μαρής, Κ. Περισυνάκης, Αλληλεπιδράσεις ακτινοβολίας ύλης.
- [4] Προχωρημένα εργαστήρια φυσικής, ΠΚ – Τμήμα Φυσικής, Ηλιόπουλος Ελευθέριος.
- [5] Φυσική των ακτινοβολιών - Αλληλεπίδραση φωτονίων με την ύλη. Ευάγγελος Παντελής, Επικ. Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή Αθηνών.
- [6] Σημειώσεις Καλέφ Εζρά - Εισαγωγή στη Δοσιμετρία
- [7] Διδακτορική διατριβή Γεωργία Σολωμου
- [8] Διπλωματική εργασία Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς στις καρδιολογικές εξετάσεις. Μάρθας Χαμπίμπη
- [9] Διπλωματική εργασία Δόση θυρεοειδούς αδένος ασθενούς σε εξετάσεις οισοφαγογραφήματος ΛΑΔΙΑ ΑΡΣΕΝΟΗ
- [10] Διπλωματική εργασία Εφαρμογές δοσιμετρίας θερμοφωταύγειας για την μετρηση δόσεων από ακτινοδιαγνωστικές εξετάσεις. Αβραάμ Φωτεινή
- [11] Theodorou K. A survey of radiation dose to patients and medical staff during different diagnostic procedures using TLD dosimetry..
- [12] www.rpdinc.com/assets/images/
- [13] <http://ebooks.edu.gr/modules/ebook/show.php/DSGL-C107/144/1032,3727/>
- [14] https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%91%CE%BA%CF%84%CE%AF%CE%BD%CE%B5%CF%82_%CE%A7
- [15] <https://image.slidesharecdn.com/random-150308101115-conversion-gate01/95/-35-638.jpg?cb=1429105632>
- [16] <https://physicsgg.files.wordpress.com/2012/02/electromagnetic-spectrum.jpg>
- [17] http://www.e-radiography.net/radtech/d/Dose_ge/dose2.gif
- [18] Ιατρική φυσική. Διαγνωστικές και θεραπευτικές εφαρμογές των ακτινοβολιών. Ευάγγελος Γεωργίου.
- [19] Παρουσίαση Ακτινοσκόπησης. Σοφία Κόττου

- [20] Occupational Exposure to Ionizing Radiation in Interventional Fluoroscopy: Severity of Adverse Effects of a Growing Health Problem
- [21] Bhargavan, M. Trends in the utilization of medical procedures that use ionizing radiation. Health Physics Society, 95:612-627, 2008
- [22] Picano et al. BMC Cancer 2012, 12:157
- [23] Harshaw_tld_materials_data_sheet.pdf
- [24] <http://circ.ahajournals.org/content/126/20/2433#ref-3>
- [25] Schermerhorn, Marc (January 2008). "Endovascular vs. open repair of abdominal aortic aneurysms in the Medicare population.". New England Journal of Medicine. 358 (5): 464–74
- [26] Dua, A (2014). "Epidemiology of aortic aneurysm repair in the United States from 2000 to 2010". J Vasc Surg. 59 (6): 1512–7
- [27] Niklason LT, Marx MV, Chan HP. The estimation of occupational effective dose in diagnostic radiology with two dosimeters. Health Phys 1994;67(6):611/5.