



ΤΕΙ ΚΡΗΤΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ &
ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΝΟΣΗΛΕΥΤΙΚΗΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΜΑΡΙΑ ΑΜΒΡΟΣΙΑΔΗ

Μελέτη της ακτινικής επιβάρυνσης του προσωπικού από ακτινοσκοπικά υποβοηθούμενες πράξεις στην επεμβατική καρδιολογία

Ηράκλειο, 2008

Τριμελής επιτροπή

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ	5
I. Γενικό Μέρος	7
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1	
ΑΚΤΙΝΕΣ Χ	8
1.1 ΦΥΣΙΚΟΣ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ.....	9
1.1 ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΠΕΔΗΣΗΣ.....	9
1.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ	10
1.3 ΦΥΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ.....	11
1.4 ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ.....	11
1.5 ΠΑΧΟΣ ΥΠΟΔΙΠΛΑΣΙΑΣΜΟΥ	11
1.6 ΛΥΧΝΙΕΣ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ	12
ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΗΣ ΛΥΧΝΙΑΣ	12
1.7 ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΗΣΗ	13
1.8 ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗ.....	14
1.9 ΕΞΑΣΘΕΝΗΣΗ ΔΕΣΜΗΣ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ	16
1.10 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΚΘΕΣΗΣ.....	17
Συνεχής υψηλή τάση	17
Ρεύμα λυχνίας.....	17
Χρόνος έκθεσης.....	17
Παροχή λυχνίας-Ολική ενέργεια	17
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2	
ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ-ΡΑΔΙΟΒΙΟΛΟΓΙΑ-ΚΑΝΟΝΙΣΜΟΣ	
ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ	18
2.1 ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΕΣ	18
2.2 ΒΙΟΛΟΓΙΚΗ ΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ	18
2.3 ΔΙΑΙΡΕΣΗ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΠΙΔΡΑΣΕΩΝ	19
2.4 ΔΟΣΗ.....	21
2.5 ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΔΟΣΗ	21
2.6 ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ (EFFECTIVE DOSE)	22
2.7 ΚΑΝΟΝΙΣΜΟΣ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ	24
2.8 ΑΡΧΕΣ ΧΡΗΣΗΣ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ.....	25

2.9 ΟΡΙΑ ΔΟΣΕΩΝ	26
2.10 ΚΥΗΣΗ	27
2.11 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΕΡΓΑΖΟΜΕΝΩΝ ΚΑΙ ΧΩΡΩΝ.....	28
II. Ειδικό Μέρος	29
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	
ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΕΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΕΣ ΚΑΙ ΕΚΘΕΣΗ ΣΕ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ	30
3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	30
3.2 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ	30
3.3 ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΕΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΕΣ ΚΑΙ ΕΚΘΕΣΗ ΣΕ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ	31
3.4 ΔΟΣΙΜΕΤΡΑ	33
3.5 ΣΚΟΠΟΣ	34
3.6 ΕΚΘΕΣΗ ΤΩΝ ΕΡΓΑΖΟΜΕΝΩΝ-ΣΚΕΑΖΟΜΕΝΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ	34
3.7 ΜΕΤΡΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ	36
3.8 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΚΑΙ ΕΡΓΑΣΙΑΚΕΣ ΠΡΑΚΤΙΚΕΣ	38
3.9 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΤΕΥΤΙΚΟΣ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ	39
3.10 ΔΟΣΙΜΕΤΡΗΣΗ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ	41
3.11 ΑΤΟΜΙΚΗ ΔΟΣΙΜΕΤΡΗΣΗ	42
3.12 ΟΔΗΓΙΕΣ ΓΙΑ ΤΗ ΣΩΣΤΗ ΔΟΣΙΜΕΤΡΗΣΗ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ	43
3.13 ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΥΠΕΡΒΑΣΕΩΝ.....	44
3.14 ΜΗ ΦΟΡΗΤΑ ΜΕΣΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ	45
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	
Η ΑΚΤΙΝΙΚΗ ΕΠΙΒΑΡΥΝΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ	46
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5	
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΕΠΙΛΟΓΟΣ	56
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6	
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	57

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η λήψη μιας ακτινογραφικής εικόνας συνιστά μια στιγμιαία απεικόνιση της εξεταζόμενης ανατομικής δομής. Οι λαμβανόμενες εικόνες είναι στατικές και δεν παρουσιάζουν την κίνηση των διαφόρων οργάνων. Για την πραγματοποίηση δυναμικών-λειτουργικών μελετών χρησιμοποιείται η **Ακτινοσκόπηση** (Fluoroscopy). Η ακτινοσκόπηση αποτελεί μια μορφή συνεχούς απεικόνισης. Χρησιμοποιείται ακόμα για τον οπτικό εντοπισμό ανατομικών δομών με στόχο την καλύτερη λήψη ακτινογραφιών, την απεικόνιση ροής και την καθοδήγηση καθετήρων. Τα χρησιμοποιούμενα συστήματα ακτινοσκόπησης διαθέτουν ακτινολογική λυχνία ίδια με αυτή που χρησιμοποιείται για ακτινογραφική λήψη. Για την παρουσίαση των εικόνων χρησιμοποιούνται ειδικοί **ενισχυτές εικόνας** (image intensifiers) συνδεδεμένοι με κλειστό κύκλωμα τηλεόρασης

Οι ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβατικές διαδικασίες κατατάσσονται στις ειδικές διαδικασίες κατά τις οποίες μπορούν να παρουσιαστούν υψηλές δόσεις ακτινοβολίας. Αυτό οφείλεται στους μεγάλους χρόνους ακτινοσκόπησης και πολλαπλές λήψεις που έχουν ως αποτέλεσμα ασθενείς και προσωπικό σε πολλές περιπτώσεις να εκτίθενται σε υψηλότερες δόσεις ακόμη και από αυτές των εξετάσεων αξονικής τομογραφίας. Τέτοιες επεμβατικές τεχνικές είναι η στεφανιαία αγγειογραφία, η ακτινοσκοπικώς ελεγχόμενη κατάλυση αρρυθμογόνων εστιών (ablation), οι επεμβάσεις αγγειοπλαστικής (percutaneous transluminal angioplasty - PTA), οι επεμβάσεις διασφαγιτιδικής ενδοηπατικής πυλαιοσυστηματικής αναστόμωσης (transjugular intrahepatic portosystemic shunt placement - TIPS), η παροχέτευση χοληφόρων αγγείων (percutaneous transhepatic biliary drainage – PTBD), επεμβάσεις τοποθέτησης stent, και άλλες επεμβατικές διαδικασίες στην Ακτινολογία ή στην Καρδιολογία. Εκτεταμένη χρήση της ακτινοσκόπησης γίνεται και στην Ορθοπαιδική για την καθοδήγηση χειρουργικών πράξεων (κυφοπλαστική, σπονδυλοπλαστική, αρθροπλαστικές).

Σε όλες τις ακτινοσκοπικά υποβοηθούμενες πράξεις συμμετέχει ιατρικό και νοσηλευτικό προσωπικό. Πέραν του κυρίου χειρουργού/ ακτινολόγου/καρδιολόγου επεμβατιστή και του βοηθού του μπορεί να παρίσταται αναισθησιολόγος και ένας ή περισσότεροι νοσηλευτές. Η ακτινική επιβάρυνση του προσωπικού οφείλεται στην σκεδαζόμενη από

το σώμα του ασθενούς ακτινοβολία κατά τη διάρκεια της απεικόνισης η οποία διαχέεται σε όλο το χώρο.

Η προστασία ανθρώπων, αγαθών και περιβάλλοντος από τις επιβλαβείς επιδράσεις των ιονίζουσών ακτινοβολιών που προέρχονται από την ειρηνική τους χρήση εξασφαλίζεται από **κανονισμούς ακτινοπροστασίας**. Ο ανωτέρω κανονισμοί ελέγχουν και την επαγγελματική έκθεση των εργαζομένων. Σκοπός είναι η αποφυγή των καθορισμένων και ο περιορισμός των στοχαστικών επιδράσεων των ακτινοβολιών , με την επιβολή ορίων δόσεων που συνεπάγονται και περιορισμό στον επιτρεπόμενο φόρτο εργασίας δηλαδή εν προκειμένω του πλήθους των ακτινοσκοπικά υποβοηθούμενων πράξεων.

Το ύψος της ακτινικής επιβάρυνσης του προσωπικού εξαρτάται από τις τεχνικές και γεωμετρικές παραμέτρους των ακτινοσκοπικών προβολών, τη θέση του σε σχέση με τον ασθενή και τα μέτρα προστασίας κατά την έκθεση . Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι η **βιβλιογραφική επισκόπηση** των ακολούθων ζητημάτων:

- A) Μέθοδοι υπολογισμού και έκφρασης της ακτινικής επιβάρυνσης του προσωπικού.
- B) Επίδραση γεωμετρικών χαρακτηριστικών των προβολών και τεχνικών παραμέτρων των λήψεων στις δόσεις του προσωπικού.
- Γ) Επίδραση των ακτινοπροστατευτικών μέσων στις δόσεις του προσωπικού.
- Δ) Υπολογισμός του μέγιστου φόρτου εργασίας.
- Ε) Μείωση της επαγγελματικής έκθεσης με κατάλληλη τροποποίηση των πρακτικών εργασίας, της χρήσης των ακτινοσκοπικών διατάξεων και των παραμέτρων των ακτινοσκοπικών λήψεων.

I. Γενικό Μέρος

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΑΚΤΙΝΕΣ X

ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Πριν από 400 περίπου χρόνια χάρη στην ανάπτυξη των φυσικών επιστήμων η ανθρώπινη «όραση» επεκτάθηκε μέχρι τη δομή του βιολογικού φυσικού μας κόσμου και ο λόγος είναι η ανακάλυψη του οπτικού μικροσκοπίου . Τώρα επιτέλους ο άνθρωπος μπορούσε να δει και να μελετήσει κόσμους που πριν δε μπορούσε να φανταστεί καν ότι υπήρχαν .

Στο τέλος του προηγούμενου αιώνα έρχεται μια καινούρια ανακάλυψη, που θα δώσει νέα διάσταση στη διαγνωστική ιατρική και θα συμβάλλει οριστικά στην συμβίωση της Φυσικής με τις Βιοϊατρικές επιστήμες .

Πρόκειται για την ανακάλυψη των ακτινών X , στις 8 Νοέμβριου του 1895 από τον Wilhelm Conrad Röntgen, στο εργαστήριο Φυσικής του Πανεπιστήμιου της Würzburg , μιας αρχαίας πόλης πάνω από τον ποταμό του Ρήνου. Με τις νέες αυτές ακτίνες ο άνθρωπος μπορούσε να δει και να διερευνήσει τι κρύβεται κάτω από τις αδιαφανείς επιφάνειες του ανθρώπινου σώματος με μη επεμβατικές μεθόδους . Ο Röntgen ονόμασε τις ακτίνες αυτές X λόγω της άγνωστης φύσης τους .

Λίγους μήνες μετά την ανακάλυψη των ακτινών αυτές ελήφθησαν οι πρώτες ιατρικές ακτινογραφίες. Σε μερικά χρόνια έγινε γνωστό οι ακτίνες X είναι ηλεκτρομαγνητικό κύμα, όπως ακριβώς το φως αλλά με πολύ πιο μικρό μήκος κύματος και μεγάλη ικανότητα διείσδυσης .

Πειραματικά ο αμερικανός ερευνητής E.Grubber πιστοποίησε την ύπαρξη των ακτινών X Αυτός παρατήρησε στο αριστερό του χέρι, το οποίο συνήθιζε να εκθέτει στις ακτίνες X, να αναπτύσσεται ένα έντονο ερύθημα , που εξελίχθηκε σε οίδημα και έπειτα σε σοβαρή εξέλκωση. Θεραπεύτηκε ύστερα από μεγάλο χρονικό διάστημα αλλά παρέμεινε ένα εκτεταμένο τραύμα .

Ο Grubber βλέποντας την καταστρεπτική δράση των ακτινών X σκέφτηκε να ακτινοβολήσει με αυτά ένα καρκίνο του μαστού, προφυλάσσοντας το υπόλοιπο σώμα με φύλα μόλυβδου. Η ιδέα του αυτή ήταν πρωτοποριακή για την εποχή του. Με την πράξη

του αυτή Grubber θεωρείται ο πρώτος ο οποίος δίδαξε τη θεραπεία των ακτινών X όπως επίσης και την ακτινοπροστασία.

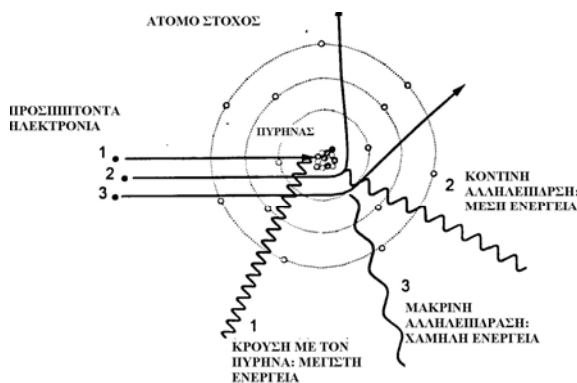
Η ανακάλυψη των ακτινών X καθώς και του φαινομένου της ραδιενέργειας από τον Becquerel ένα χρόνο αργότερα, άνοιξαν το δρόμο για την καθημερινή χρήση των φυσικών μεθόδων στην ιατρική και στις επιστήμες, που στοχεύουν στην βαθύτερη κατανόηση της δομής, ανάπτυξης και λειτουργίας του ανθρώπινου οργανισμού. Επίσης, η ανακάλυψη της πληροφορικής και των ψηφιακών συστημάτων στο χώρο αυτό τα τελευταία 20 χρόνια έδωσαν στα συστήματα απεικόνισης την ευαισθησία-ακρίβεια, ταχύτητα και σταθερότητα στην απόδοση, που απαιτούν οι βιοϊατρικές εφαρμογές.

1.1 ΦΥΣΙΚΟΣ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΑΚΤΙΝΩΝ X

Οι ακτίνες X παράγονται μέσω δύο διαφορετικών φυσικών διαδικασιών όταν ταχέα ηλεκτρόνια προσκρούουν σε κατάλληλο στόχο [1-11]:

1.1 ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΠΕΔΗΣΗΣ

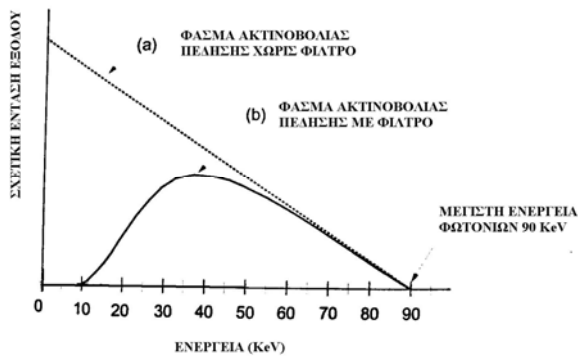
Όταν ηλεκτρόνιο της προσπίπτουσας δέσμης αλληλεπιδρά με το ισχυρό ηλεκτροστατικό πεδίο του ατομικού πυρήνα του υλικού του στόχου, η ταχύτητά του υφίσταται απότομη μεταβολή. Μέρος της αρχικής κινητικής ενέργειας του ηλεκτρονίου εκπέμπεται ως ακτινοβολία X, η οποία ονομάζεται ακτινοβολία πέδησης [6].



Σχήμα 1.1: Παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης

Η ενέργεια των παραγόμενων

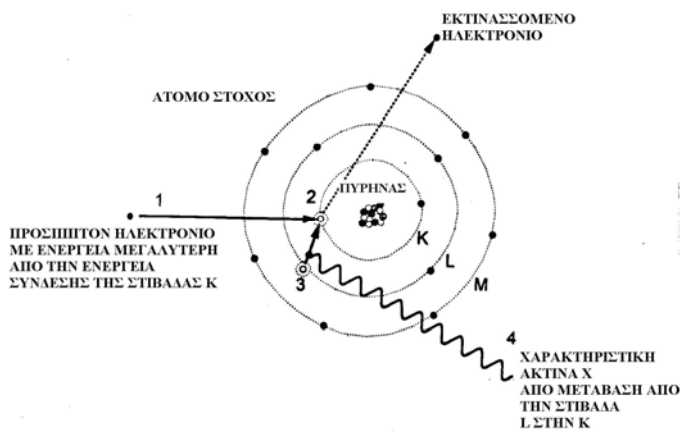
φωτονίων κυμαίνεται από μηδέν μέχρι μία μέγιστη ενέργεια, ίση με την κινητική ενέργεια του προσπίπτοντος ηλεκτρονίου. Το ενεργειακό φάσμα της ακτινοβολίας πέδησης είναι συνεπώς συνεχές. Η παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης αυξάνει με την διαφορά δυναμικού που εφαρμόζεται στη λυχνία και τον ατομικό αριθμό του υλικού του στόχου.



Σχήμα 1.2: Φάσμα ακτινοβολίας πέδησης παραγόμενο από υψηλή τάση 90 kV

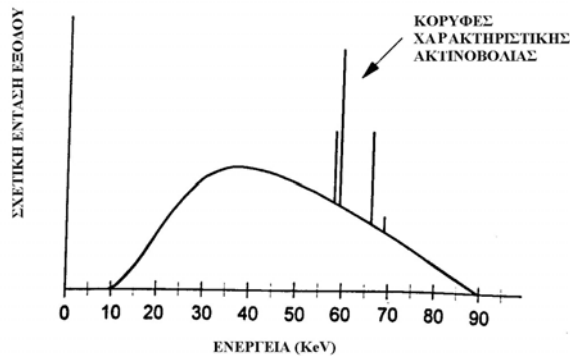
1.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ

Όταν ηλεκτρόνιο της δέσμης προσκρούσει στο στόχο μπορεί να αλληλεπιδράσει με ηλεκτρόνιο εσωτερικής στιβάδας του ατόμου του στόχου και να το εκτοξεύσει εκτός ατόμου (ιονισμός). Η κενή θέση συμπληρώνεται από ηλεκτρόνιο υψηλότερης στιβάδας και ταυτόχρονη εκπομπή φωτονίου X [6, 8].



Σχήμα 1.3: Παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας

Τα εκπεμπόμενα φωτόνια αποτελούν τη χαρακτηριστική ακτινοβολία του υλικού του στόχου. Οι ενέργειές τους είναι ίσες με την ενεργειακή διαφορά των στιβάδων ανάμεσα στις οποίες γίνεται η μετάβαση. Το ενεργειακό φάσμα της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας είναι κατά συνέπεια γραμμικό.



Σχήμα 1.4: Πλήρες φάσμα ακτίνων X παραγόμενο από υψηλή τάση 90 kV. Στο συνεχές φάσμα της ακτινοβολίας πέδησης υπερτίθενται οι κορυφές της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.

1.3 ΦΥΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ X

Οι ακτίνες X όπως και οι ακτίνες γ είναι φωτόνια. Διαφέρουν συνεπώς ως προς την προέλευσή τους και όχι τις φυσικές τους ιδιότητες. Η ενέργεια ενός φωτονίου (E) σχετίζεται με την συχνότητά του f μέσω της σχέσης [6]:

$$E = h \cdot f \text{ όπου } h \text{ η σταθερά του Planck } (= 6 \times 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{sec}). \quad (\text{εξίσ. I.1})$$

1.4 ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΑΚΤΙΝΩΝ X

Η ποιότητα μίας δέσμης ακτίνων X καθορίζεται από την μέγιστη ενέργεια των φωτονίων του φάσματός της και τις σχετικές εντάσεις των φωτονίων στις ενέργειες του φάσματος και τις χαρακτηριστικές κορυφές.

1.5 ΠΑΧΟΣ ΥΠΟΔΙΠΛΑΣΙΑΣΜΟΥ

Μία παράμετρος που χρησιμοποιείται για την έκφραση της ποιότητας της δέσμης (το βαθμό διεισδυτικότητας) της είναι το **πάχος υποδιπλασιασμού** της (Half Value Layer,

HVL) και ορίζεται ως το πάχος κάποιου υλικού (συνήθως Al) που είναι ικανό να μειώσει την ένταση της δέσμης (πλήθος φωτονίων) στο 50% της αρχικής τιμής της [12].

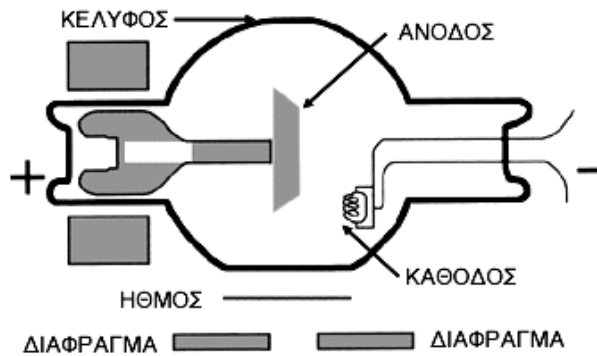
1.6 ΛΥΧΝΙΕΣ ΑΚΤΙΝΩΝ X

Δέσμες ακτίνων X για ιατρική απεικόνιση παράγονται από τις διαγνωστικές λυχνίες ακτίνων X. Η παραγωγή τους βασίζεται στις φυσικές αρχές που έχουν ήδη αναφερθεί (ακτινοβολία πέδησης και χαρακτηριστική ακτινοβολία) [11].

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΗΣ ΛΥΧΝΙΑΣ

Αναλυτικά μία λυχνία παραγωγής ακτίνων X αποτελείται από:

- 1) την κάθοδο όπου παράγεται η δέσμη των ηλεκτρονίων
- 2) το χώρο υψηλού κενού όπου επιταχύνονται τα ηλεκτρόνια
- 3) την άνοδο όπου παράγεται η δέσμη των ακτίνων X
- 4) το γυάλινο κέλυφος που περιβάλλει την λυχνία και είναι κατάλληλα θωρακισμένο με μολύβδινο περίβλημα.

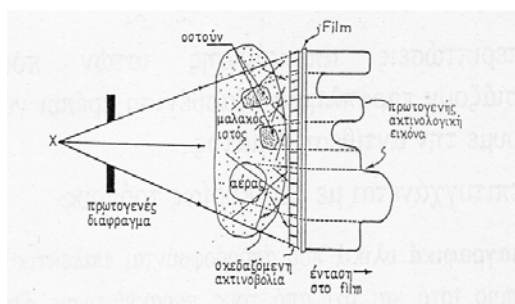


Σχήμα 1.5: Σχηματικό διάγραμμα λυχνίας ακτίνων X

Η λειτουργία της λυχνίας έχει ως εξής: Στην κάθοδο (νήμα) παράγεται δέσμη ηλεκτρονίων με θερμιονική εκπομπή. Μεταξύ τη Καθόδου και της Ανόδου εφαρμόζεται υψηλή διαφορά δυναμικού, μερικών δεκάδων kV, έτσι τα ηλεκτρόνια, που αποσπώστηκαν από την Κάθοδο, επιταχύνονται προς την Άνοδο. Η δέσμη των ηλεκτρονίων προσκρούει σε μια μικρή περιοχή της ανόδου (εστία ακτίνων X). Το υλικό

του στόχου είναι συνήθως Βολφράμιο (W) που έχει υψηλό ατομικό αριθμό ($Z=74$). Τα ηλεκτρόνια της δέσμης αλληλεπιδρούν έντονα με τα άτομα υψηλού Z και παράγουν ακτινοβολία πέδησης (Bremsstrahlung). Η χρήσιμη δέσμη ακτίνων X είναι ένα μέρος της παραγόμενης ακτινοβολίας που εξέρχεται από το παράθυρο της λυχνίας. Η λυχνία περιβάλλεται από προστατευτικό υάλινο κέλυφος που θωρακίζεται με κατάλληλο μολύβδινο περίβλημα.

1.7 ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΗΣΗ



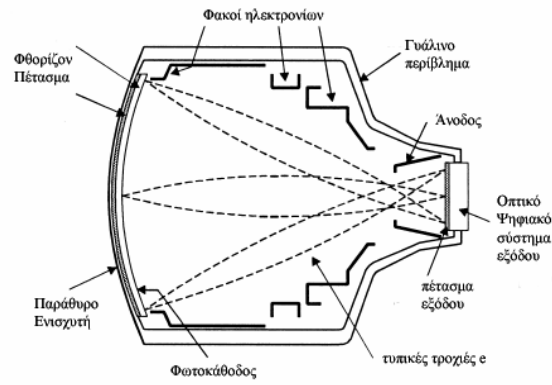
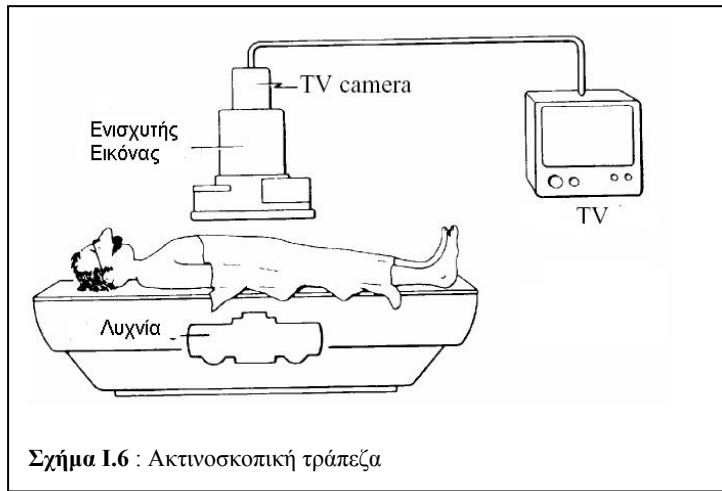
Σχήμα 1.5 Φυσική αρχή Ακτινογράφησης

Ο σχηματισμός ακτινοδιαγνωστικής εικόνας οφείλεται στη διαφορά πυκνότητας και ατομικού αριθμού ανάμεσα στους διάφορους ιστούς. Η ακτινοβολία X προκαλεί αμαύρωση του φωτογραφικού φιλμ. Περιοχές του εξεταζόμενου που εξασθενούν έντονα τη δέσμη εμφανίζονται με μειωμένη αμαύρωση στο φιλμ ('λευκές'), σε σχέση με περιοχές από τις οποίες η δέσμη διαδίδεται χωρίς σημαντική εξασθένιση προκαλώντας έντονη αμαύρωση του φιλμ. Τα οστά που έχουν μεγαλύτερο ατομικό αριθμό και πυκνότητα από ότι ο μαλακός ιστός απορροφούν εντονότερα τα φωτόνια της δέσμης (6 φορές περισσότερο από το μαλακό ιστό), με αποτέλεσμα να απεικονίζονται στο φιλμ ως περιοχές μειωμένης αμαύρωσης (δημιουργούν «λευκή σκιά»), ενώ οι μαλακοί ιστοί απεικονίζονται ως περιοχές αυξημένης αμαύρωσης.

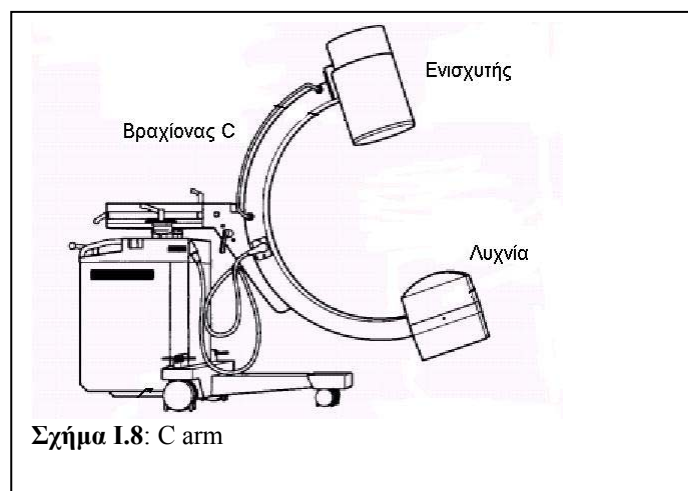
1.8 ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗ

Η λήψη μιας ακτινογραφικής εικόνας συνιστά μια στιγμιαία απεικόνιση της εξεταζόμενης ανατομικής δομής. Οι λαμβανόμενες εικόνες είναι στατικές και δεν παρουσιάζουν την κίνηση των διαφόρων οργάνων. Η κίνηση μπορεί να αποδοθεί μόνο με την αύξηση της χρονικής διάρκειας της έκθεσης σε ακτινοβολία. Η χρονική αυτή διάρκεια πρέπει να είναι αρκετά μεγάλη ώστε να είναι δυνατό να παρουσιαστούν και οι πιο αργές κινήσεις. Αυτού του είδους οι λήψεις ονομάζονται **ακτινοσκοπήσεις, ή φθοριοσκοπήσεις (Fluoroscopy)**.

Η ακτινοσκόπηση αποτελεί μια μορφή συνεχούς απεικόνισης. Χρησιμοποιείται για την πραγματοποίηση δυναμικών-λειτουργικών μελετών. Σε αυτές τις περιπτώσεις η ένταση της χρησιμοποιούμενης ακτινοβολίας είναι σημαντικά ασθενέστερη. Εκτός από την απόδοση της κίνησης η ακτινοσκόπηση χρησιμοποιείται και για τον οπτικό εντοπισμό ανατομικών δομών που παρουσιάζουν διαγνωστικό ενδιαφέρον, με στόχο την καλύτερη λήψη ακτινογραφιών. Τα χρησιμοποιούμενα συστήματα ακτινοσκόπησης διαθέτουν ακτινολογική λυχνία ίδια με αυτή που χρησιμοποιείται για ακτινογραφική λήψη. Για την παρουσίαση των εικόνων χρησιμοποιούνται ειδικοί **ενισχυτές εικόνας (image intensifiers)** συνδεδεμένοι με κλειστό κύκλωμα τηλεόρασης.

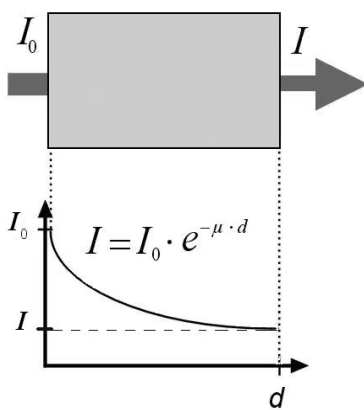


Σχήμα 1.7 Ενισχυτής εικόνας



Ιδιαίτερα χρηστικά είναι τα φορητά ακτινοσκοπικά τύπου C arm, που δύναται να μεταφερθούν και να χρησιμοποιηθούν σε χειρουργικές και καρδιολογικές εφαρμογές

1.9 ΕΞΑΣΘΕΝΗΣΗ ΔΕΣΜΗΣ ΑΚΤΙΝΩΝ X



Εικόνα 1.10: Η εξασθένηση της ακτινοβολίας.

Η εξασθένηση του πλήθους των φωτονίων λεπτής μονοενεργειακής δέσμης που διαδίδεται σε ένα μέσον εξαρτάται από την αρχική ροή των φωτονίων I_0 (φωτόνια/cm²sec) σύμφωνα με την σχέση [16]:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{εξίσ. I.1})$$

όπου I είναι η ένταση της

εξερχόμενης δέσμης, μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του υλικού για τα φωτόνια και x η διανυθείσα διαδρομή. Ο συντελεστής μ εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων καθώς και την ατομική σύνθεση του υλικού, και εκφράζει την πιθανότητα ανά μονάδα μήκους διαδρομής ένα φωτόνιο να απομακρυνθεί από τη δέσμη. Την φυσική αρχή της εξασθένησης εκμεταλλευόμαστε κατά την χρήση ακτινοπροστατευτικών μέσων.

1.10 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΚΘΕΣΗΣ

Συνεχής υψηλή τάση

Η τιμή της διαφοράς δυναμικού καθόδου-ανόδου που επιταχύνει τα ηλεκτρόνια (υψηλή τάση) καθορίζεται από το χειριστή της ακτινολογικής λυχνίας (kV). Η διεισδυτικότητα της δέσμης ακτίνων X αυξάνει με την υψηλή τάση.

Ρεύμα λυχνίας

Τα ηλεκτρόνια που εκπέμπονται από την κάθοδο και επιταχύνονται προς την άνοδο συνιστούν ηλεκτρικό ρεύμα που ονομάζεται ρεύμα λυχνίας και μετράται σε mA. Η τιμή του ρεύματος καθορίζεται από τον χειριστή της λυχνίας.

Χρόνος έκθεσης

Ακτίνες X παράγονται κατά το χρονικό διάστημα που η λυχνία διαρρέεται από ρεύμα. Αυτό το χρονικό διάστημα ονομάζεται χρόνος έκθεσης, μετράται σε s (seconds: δευτερόλεπτα) και επίσης αποτελεί παράμετρο της έκθεσης που κατά την ακτινογράφιση επιλέγεται από τον χειριστή.

Παροχή λυχνίας-Ολική ενέργεια

Η ολική ενέργεια που παράγει μία λυχνία X και ο ρυθμός παραγωγής αυτής (παροχή) είναι ανάλογες του ρεύματος της λυχνίας του τετραγώνου της υψηλής τάσης που εφαρμόζεται.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ-ΡΑΔΙΟΒΙΟΛΟΓΙΑ-ΚΑΝΟΝΙΣΜΟΣ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

2.1 ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΕΣ

Με τον όρο ιοντίζουσες ακτινοβολίες χαρακτηρίζουμε τις ακτινοβολίες εκείνες που μεταφέρουν ικανή ενέργεια ώστε κατά την αλληλεπίδρασή τους με την ύλη να προκαλέσουν ιοντισμό των ατόμων της, δηλαδή εκδίωξη τροχιακών ηλεκτρονίων και δημιουργία ιόντων [6].

Οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες εκπέμπονται από φυσικές πηγές παραγωγής ακτινοβολιών (φυσικά ραδιοϊσότοπα, κοσμική ακτινοβολία) ή από τεχνητές πηγές (ακτινολογικές λυχνίες, τεχνητά ραδιοϊσότοπα). Στις ιοντίζουσες ακτινοβολίες κατατάσσονται οι ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες όπως η γ και η X και οι σωματιδιακές όπως οι α , β , τα πρωτόνια και τα νετρόνια.

Από τις ιοντίζουσες ακτινοβολίες, οι πιο γνωστές είναι η ακτινοβολία X που παράγεται από τις ακτινολογικές λυχνίες και χρησιμοποιείται ευρέως στην ιατρική καθώς και οι α , β , και γ που εκπέμπονται από τους ασταθείς πυρήνες των φυσικών ή τεχνητών ραδιοϊσοτόπων.

2.2 ΒΙΟΛΟΓΙΚΗ ΔΡΑΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

Οι βιολογικές επιδράσεις των ακτινοβολιών εδράζονται στις βλάβες που αυτές προκαλούν στο βασικό δομικό λίθο της ζωής, το κύτταρο [5]. Αφετηρία των βιολογικών επιδράσεων είναι η αλληλεπίδραση των ιονιζουσών ακτινοβολιών με το νερό καθώς αυτό αποτελεί το βασικό συστατικό των κυττάρων. Έτσι διακρίνουμε τα ακόλουθα τέσσερα στάδια :

- 1) Το **αρχικό φυσικό στάδιο** στο οποίο λαμβάνει χώρα ο ιοντισμός του νερού.
- 2) Το **φυσικο-χημικό στάδιο** στο οποίο παράγονται χημικές οντότητες όπως οξειδωτικοί παράγοντες και ελεύθερες ρίζες.

3) Το **χημικό στάδιο** στο οποίο τα ανωτέρω προϊόντα προσβάλλουν τα οργανικά μακρομόρια του κυττάρου, με αποτέλεσμα χημικές αλλαγές και βλάβες στο υλικό των χρωμοσωμάτων.

4) Οι χημικές αλλαγές έχουν ως αποτέλεσμα την μεταβολή της δομής ή της λειτουργικότητας του κυττάρου, οι οποίες μπορεί να οδηγήσουν κατά το τελευταίο **βιολογικό στάδιο** σε:

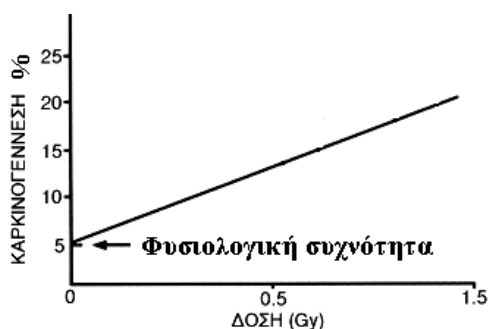
- α) Πρόωρο θάνατο του κυττάρου
- β) Παρεμπόδιση ή καθυστέρηση του κυτταρικού πολλαπλασιασμού.
- γ) Τροποποιήσεις που μεταφέρονται στα θυγατρικά κύτταρα.

Το βιολογικό στάδιο αρχίζει μερικά δευτερόλεπτα μετά την ακτινοβόληση και διαρκεί από μερικά λεπτά έως δεκάδες ετών ανάλογα με το υπό εξέταση αποτέλεσμα. Οι κυτταρικές βλάβες εκφράζονται στο σύνολό του οργανισμού ως διάφορα κλινικά συμπτώματα στην ίδια κλίμακα χρόνου (από λεπτά έως δεκάδες ετών).

2.3 ΔΙΑΙΡΕΣΗ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΠΙΔΡΑΣΕΩΝ

Η πιο σημαντική από την σκοπιά της ακτινοπροστασίας διαίρεση των βιολογικών επιδράσεων των ακτινοβολιών είναι σε **στοχαστικά** και **ντετερμινιστικά** φαινόμενα.

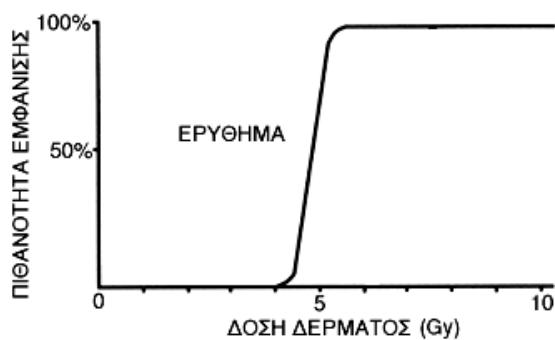
Οι στοχαστικές επιδράσεις (δηλαδή τυχαίας ή στατιστικής φύσης) έχουν πιθανότητα εμφάνισης ανάλογη της δόσης χωρίς η σοβαρότητα της βλάβης να εξαρτάται από το ύψος της δόσης. Οι στοχαστικές επιδράσεις μπορεί να εμφανισθούν όσο μικρή και αν είναι η δόση και συνεπώς δεν υπάρχει κατώφλι αποκοπής (δηλαδή δεν υπάρχει δόση



κάτω από την οποία να μηδενίζεται η πιθανότητα εμφάνισης της βλάβης). Στην κατηγορία αυτή υπάγονται η εμφάνιση διαφόρων μορφών καρκίνου και η εμφάνιση γενετικών επιδράσεων [5].

Εικόνα 1.17: Ο κίνδυνος σαν συνάρτηση της δόσης στις στοχαστικές επιδράσεις.

Οι ντετερμινιστικές ή καθορισμένες επιδράσεις εμφανίζουν σοβαρότητα ανάλογη με το επίπεδο της δόσης και υπάρχει κατώφλι δόσης κάτω από το οποίο η πιθανότητα εμφάνισης της βλάβης είναι μηδέν [5]. Όταν η δόση υπερβεί την τιμή κατωφλίου τότε εμφανίζεται ή επίδραση. Παράδειγμα ντετερμινιστικών επιδράσεων αποτελεί η εμφάνιση καταρράκτη, οι διαταραχές στην γονιμότητα και το ερύθημα.



Εικόνα I.18: Ο κίνδυνος σαν συνάρτηση της δόσης στις καθορισμένες επιδράσεις.

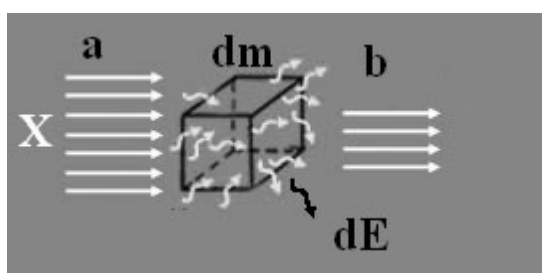
Πίνακας I.1: Τιμές κατωφλίου δόσης για καθορισμένες επιπτώσεις [13-15]	
Βλάβη	Κατώφλι δόσης (Gy)
<i>Δερματικές βλάβες</i>	
Πρώιμο προσωρινό ερύθημα	2
Προσωρινή απώλεια τριχών	3
Κύριο ερύθημα	6
Μόνιμη απώλεια τριχών	7
Τριχοειδές αιμαγγείωμα	12
Απολέπιση	15
Νέκρωση δέρματος	18
<i>Άλλες καθορισμένες επιδράσεις</i>	
Καταρράκτης (χωρίς βλάβη όρασης)	1
Καταρράκτης (με βλάβη όρασης)	5
Παρωτίτιδα	2

2.4 ΔΟΣΗ

Όταν δέσμη φωτονίων εισέρχεται σε υλικό μέσο και αλληλεπιδρά με αυτό και αποθέτει ενέργεια De σε μάζα dm .

Η ποσότητα $\frac{dE}{dm}$, δηλαδή η απορροφώμενη ενέργεια ανά μονάδα μάζας, ονομάζεται

Δόση D (Dose) και εκφράζεται σε μονάδες Gray ($Gy = 1 \text{ joule / kg}$).



Εικόνα I.19: Ο ορισμός της δόσης.

2.5 ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΔΟΣΗ

Η βιολογική δράση των ακτινοβολιών εξαρτάται όχι μόνο από το ύψος της απορροφώμενης δόσης σε κάποιο ιστό αλλά και τον μηχανισμό απόθεσης της ενέργειας κατά μήκος της τροχιάς της ακτινοβολίας διαμέσου της βιολογικής ύλης. Έτσι ίδια δόση ακτινοβολίας προκαλεί διαφορετικό βιολογικό αποτέλεσμα ανάλογα με το είδος της ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Προκειμένου να ποσοτικοποιηθεί η βιολογική βλαπτικότητα των ακτινοβολιών εισήχθη πλέον της απορροφώμενης δόσης η έννοια της ισοδύναμης δόσης [16].

Η ισοδύναμη δόση H ορίζεται ως η απορροφούμενη δόση από οποιαδήποτε πηγή ακτινοβολίας, η οποία προκαλεί το ίδιο βιολογικό αποτέλεσμα με 1 Gray ακτινών X:

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (\text{εξίσ. I.2})$$

όπου $D_{T,R}$ είναι η απορροφούμενη μέση δόση ακτινοβολίας τύπου R στον ιστό T και w_R ο αντίστοιχος παράγοντας ποιότητας της ακτινοβολίας R. Μονάδα της H είναι το 1 Sv (1 Sievert= 1 J/kg).

ΠΙΝΑΚΑΣ Ι.2: ΤΙΜΕΣ ΠΑΡΑΓΟΝΤΑ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ W_R ΓΙΑ ΔΙΑΦΟΡΟΥΣ ΤΥΠΟΥΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ [23].	
Είδος Ακτινοβολίας	Παράγοντας Ποιότητας Ακτινοβολίας, W_R
X ή γ	1
σωμάτια β, $E_{max}>0.03MeV$	1
σωμάτια β, $E_{max}<0.03MeV$	1.7
σωμάτια α	20
Νετρόνια (θερμικά)	5
Νετρόνια 100 keV	10
Νετρόνια 1 MeV	20
Νετρόνια <20 MeV	10
Νετρόνια >20 MeV	5
Βαρείς πυρήνες	20

2.6 ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ (EFFECTIVE DOSE)

Το 1990 η Διεθνής Επιτροπή Ακτινολογικής Προστασίας (ICRP) εισήγαγε την **Ενεργό Δόση E (Effective dose)**, η οποία σχετίζεται με την πιθανότητα εμφάνισης ενός στοχαστικού βιολογικού αποτελέσματος από οποιαδήποτε ακτινοβολία [16].

Η ενεργός δόση χρησιμοποιείται για την εκτίμηση του κινδύνου στην ακτινολογία, για σύγκριση δόσεων, για δοσιμετρική βελτιστοποίηση των εξετάσεων, για σύγκριση με εναλλακτικές διαγνωστικές τεχνικές ή ακόμη με τα επίπεδα της φυσικής ακτινοβολίας. Σήμερα όλοι οι κανονισμοί ακτινοπροστασίας εκφράζουν τα όρια δόσης σε μονάδες ενεργού δόσης.

Η ενεργός δόση ορίζεται ως η σταθμισμένη μέση τιμή της ισοδύναμης δόσης (εξίσ. I.8) σε 12 κύρια όργανα/ιστούς και 12 δευτερεύοντα που συμμετέχουν εν σώματι στον υπολογισμό και καλούνται υπόλοιπο:

$$E = \sum w_T H_T \quad (\text{εξίσ. I.8})$$

όπου H_T η ισοδύναμη δόση στο όργανο/ιστό T και w_T ο παράγοντας βάρους (tissue weighting factor) που περιγράφει τη σχετική ακτινοευαισθησία του οργάνου (Πίνακας I.4) [23]. Για τον υπολογισμό της ισοδύναμης δόσης του υπολοίπου λαμβάνεται ο σταθμισμένος κατά βάρος μέσος των ισοδυνάμων δόσεων των οργάνων που το απαρτίζουν. Η μονάδα μέτρησης της ενεργού δόσης E είναι η ίδια με τη μονάδα μέτρησης της ισοδύναμης δόσης H δηλ. το Sievert (Sv).

Μπορούμε συνεπώς να ορίσουμε το 1 Sv ως την ενεργό δόση που προκύπτει από ολόσωμη ομοιόμορφη ακτινοβολήση με δόση 1 Gy ακτίνων X ή γ .

Πίνακας I.3: Όργανα/ιστοί και παράγοντες βάρους αυτών για τον υπολογισμό της Ενεργού Δόσης (E).

Ιστός	Παράγων βαρύτητας ιστού w_T	Όργανα στο Υπόλοιπο
Επιφάνεια οστών	0.01	Επινεφρίδια
Δέρμα	0.01	Εγκέφαλος
Θυρεοειδής	0.05	Νεφροί
Οισοφάγος	0.05	Μύες
Ήπαρ	0.05	Πάγκρεας
Μαστοί	0.05	Λεπτό έντερο
Ουροδόχος κύστη	0.05	Σπλήνας
Στομάχι	0.12	Θύμος
Πνεύμονες	0.12	Ανώτερο παχύ έντερο
Κατώτερο παχύ έντερο	0.12	Μήτρα
Ερυθρός μυελός οστών	0.12	
Γονάδες	0.20	
Υπόλοιπο	0.05	

Η ενεργός δόση είναι ευθέως ανάλογη της πιθανότητας εμφάνισης (δηλαδή του κινδύνου) στοχαστικών επιδράσεων. Η σταθερά αναλογίας εξαρτάται από το φύλο και την ηλικία κατά την έκθεση (κυμαινόμενη ακτινοευαισθησία-Πίνακας I.4) [23].

Πίνακας Ι.4: Ονομαστικοί κίνδυνοι θανατηφόρου καρκίνου ανά ηλικία και φύλο [16].

Ηλικία κατά την έκθεση (έτη)	Κίνδυνος θανατηφόρου καρκίνου (10^{-2} Sv^{-1})			
	Πληθυσμός ΗΠΑ		Πληθυσμός ΜΒ	
	Α	Θ	Α	Θ
0-9	12.76	15.32	10.3	12.0
10-19	11.44	15.66	9.0	10.9
20-29	9.21	11.78	6.1	7.0
30-39	5.66	5.57	4.3	4.6
40-49	6.00	5.41	4.2	4.2
50-59	6.16	5.05	4.2	3.8
60-69	4.81	3.86	3.3	2.9
70-79	2.58	2.27	1.7	1.6
80+	1.10	0.90	0.8	0.7
<i>Μέση τιμή</i>	7.70	8.10	5.8	5.9

2.7 ΚΑΝΟΝΙΣΜΟΣ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

Οι βιολογικές επιδράσεις της ιονίζουσας ακτινοβολίας έγιναν γνωστές σχεδόν αμέσως μετά την ανακάλυψη των ακτινών «Χ». Η ανάγκη για έλεγχο των επικίνδυνων αυτών επιδράσεων είχε ως αποτέλεσμα να οδηγήσει αρκετά γρήγορα στην ίδρυση διεθνών οργανισμών προστασίας από την ακτινοβολία

Ο **Κανονισμός Ακτινοπροστασίας** αποτελεί νόμο του κράτους και αποσκοπεί στην προστασία ανθρώπων, αγαθών και περιβάλλοντος από τις επιβλαβείς επιδράσεις των ιονιζουσών ακτινοβολιών που προέρχονται από την ειρηνική τους χρήση [17, 18] Η επεξεργασία των κανονισμών της ακτινοπροστασίας γίνεται από διεθνείς μη κυβερνητικούς οργανισμούς.

Οι μελέτες της UNSCEAR και οι εκθέσεις της BEIR, τροφοδοτούν της εργασίες της ICRP που με την σειρά τους χρησιμεύουν στην ανάπτυξη των κανονισμών ακτινοπροστασίας στα διάφορα κράτη.

UNSCEAR 1955 (United National Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation)

BEIR 1955 (Biological Effects of Ionizing Radiation)

ICRP 1928 (International Commission on Radiological Protection)

Κάθε κράτος έχει αναπτύξει ειδικές υπηρεσίες που ελέγχουν την εφαρμογή των κανονισμών της ακτινοπροστασίας. Στην Ελλάδα όργανο της πολιτείας για θέματα ακτινοπροστασίας, πυρηνικής ενέργειας και πυρηνικής τεχνολογίας είναι η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (Ε.Ε.Α.Ε.). Η Ε.Ε.Α.Ε, ιδρύθηκε το 1954 και από το 1987 υπάγεται στο Υπουργείο Ανάπτυξης ως αποκεντρωμένη Δημόσια Υπηρεσία. Σκοπός της Ε.Ε.Α.Ε. είναι η εισήγηση για την λήψη μέτρων, η σύνταξη κανονισμών, η άσκηση ελέγχου, η παρακολούθηση και η προώθηση επιστημονικών και τεχνολογικών ερευνών.

Πεδίο εφαρμογής των κανονισμών Ακτινοπροστασίας είναι η παραγωγή, εισαγωγή, επεξεργασία, χρησιμοποίηση, κατοχή, αποθήκευση, μεταφορά και απόρριψη ραδιενεργών ουσιών, φυσικών και τεχνητών. Ακόμη αφορά στη χρήση μηχανημάτων παραγωγής ιονίζουσών ακτινοβολιών, καθώς και οποιαδήποτε άλλη δραστηριότητα που εγκυμονεί κίνδυνο προερχόμενο από τις ιονίζουσες ακτινοβολίες. Όλες οι παραπάνω δραστηριότητες πραγματοποιούνται κατόπιν ειδικής αδείας.

2.8 ΑΡΧΕΣ ΧΡΗΣΗΣ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

Οι βασικές αρχές που επιβάλλονται από τον Κανονισμό Ακτινοπροστασίας και εφαρμόζονται κατά την χρήση των ιοντιζουσών ακτινοβολιών ώστε να περιορίζονται οι ατομικές και συλλογικές δόσεις είναι οι ακόλουθες:

A) Αρχή Αιτιολόγησης: Τα διάφορα είδη δραστηριοτήτων με ιοντιζουσες ακτινοβολίες πρέπει να αιτιολογούνται εκ των προτέρων, με βάση τα πλεονεκτήματα που προσφέρουν.

B) Αρχή Βελτιστοποίησης: Κάθε έκθεση, περιλαμβανομένων και των ιατρικών, πρέπει να διατηρείται τόσο χαμηλή όσο είναι λογικά εφικτό λαμβάνοντας υπόψη τις δυνατότητες της υπάρχουσας τεχνολογίας, τα πορίσματα κόστους-οφέλους και γενικά κάθε σχετικό κοινωνικό και κοινωνικο-οικονομικό παράγοντα.

Γ) Αρχή Ορίου Δόσεων: Δεν επιτρέπεται υπέρβαση των ορίων δόσεων που καθορίζει ο κανονισμός ακτινοπροστασίας. Η αρχή αυτή δεν περιλαμβάνει τις ιατρικές εκθέσεις για τους ασθενείς.

2.9 ΟΡΙΑ ΔΟΣΕΩΝ

Όρια δόσεων ονομάζονται οι ανώτατες τιμές αναφοράς για τις δόσεις που προκύπτουν από την έκθεση στις ιονίζουσες ακτινοβολίες των εκτιθέμενων εργαζομένων, μαθητευομένων και κοινού.

Από τα όρια δόσεων εξαιρούνται οι δόσεις εκείνες που προκύπτουν από το φυσικό υπόστρωμα των ακτινοβολιών και από την έκθεση για ιατρικούς λόγους. Τα όρια δόσεως, καθώς προαναφέραμε είναι η τρίτη αρχή της ακτινοπροστασίας. Το 1910 ως όριο δόσης θεωρούνταν η δόση ερυθήματος δέρματος. Το 1940 η μέγιστη επιτρεπόμενη δόση MPD (Maximum Permissible Dose) ονομαζόταν εκείνη η οποία δεν αναμενόταν να προκαλέσει σημαντικά βιολογικά αποτελέσματα. Πρόσφατα η NCRP χάρη στις έννοιες στοχαστικά μη στοχαστικά αποτελέσματα δημιούργησε ένα νέο σύστημα ακτινοπροστασίας και αντί του όρου «Μέγιστη επιτρεπόμενη δόση», πρότεινε τη χρήση της ισοδύναμης δόσης (1970) και ενεργού δόσης (1990).

Η ακτινοπροστασία ακολουθεί την πολιτική της μείωσης των ορίων δόσεων όσο αυξάνεται η γνώση για τα βιολογικά αποτελέσματα της ακτινοβολίας. Όταν τα συνιστώμενα όρια εκφράζονται με ισοδύναμη δόση, λαμβάνονται υπόψη:

- A)** Οι ακτινοευαίσθησιες των διάφορων ιστών και οργάνων
- B)** Οι πιθανότητες θανάτου από καρκίνο διάφορων ιστών και οργάνων
- Γ)** Οι πιθανότητες σοβαρών κληρονομικών αποτελεσμάτων στις δύο πρώτες γενιές.

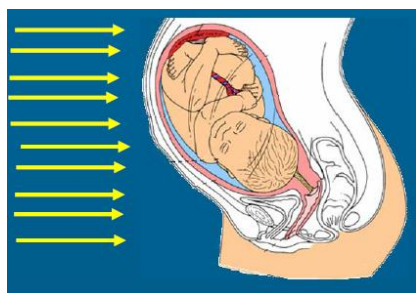
Τα συνιστώμενα όρια δόσεων βασίζονται τόσο στα στοχαστικά όσο και στα μη στοχαστικά(ντετερμινιστικά) αποτελέσματα.

Σύμφωνα με τον κανονισμό της ακτινοπροστασίας τα ετήσια όρια δόσεων σε mSv για τους εργαζόμενους , για τους μαθητευόμενους 16-18 ετών και για το κοινό είναι τα παρακάτω:

<i>Όριο δόσεων</i>	<i>Επαγγελματικά Εκτιθέμενοι</i>	<i>Μαθητευόμενοι 16-18 ετών</i>	<i>Κοινό</i>
Όριο ενεργού δόσεως (Ολόσωμη έκθεση)	20	6	1
Όριο ισοδύναμης δόσεως για το άκρο χέρι , το αντιβραχίονιο, το άκρο πόδι και την κνήμη	500	150	-
Όριο ισοδύναμης δόσεως για το δέρμα	500	150	50
Όριο ισοδύναμης δόσεως για το φακό του οφθαλμού	150	50	15
Κοιλιακή χώρα σε γυναίκες κάτω των 50 ετών : ανώτερο όριο 13mSv / τρίμηνο			

Για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους είναι δυνατόν σε εξαιρετικές περιπτώσεις , η ενεργός δόση κατά τη διάρκεια ενός μεμονωμένου έτους να φτάσει τα 50 mSv , μόνο με την προϋπόθεση ότι τα πέντε προηγούμενα συνεχόμενα έτη- συμπεριλαμβανομένου και του τρέχοντος -η ενεργός δόση δεν έχει υπερβεί τα 100mSv.

2.10 ΚΥΗΣΗ



Μόλις δηλώνεται εγκυμοσύνη από την εργαζόμενη έγκυο γυναίκα, πρέπει να λαμβάνονται μέτρα ώστε η έκθεση της γυναίκας στο επαγγελματικό περιβάλλον να είναι τόση ώστε η προς το έμβρυο ισοδύναμη δόση που αθροίζεται κατά το χρονικό διάστημα μεταξύ της δήλωσης της εγκυμοσύνης και του τοκετού να είναι τόσο χαμηλή όσο είναι λογικά εφικτό και να μην υπερβαίνει σε οποιαδήποτε περίπτωση το 1mSv.

2.11 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΕΡΓΑΖΟΜΕΝΩΝ ΚΑΙ ΧΩΡΩΝ

Ταξινόμηση εργαζομένων:

- 1) Κατηγορία A: εργαζόμενοι που ενδέχεται να λάβουν ενεργό δόση μεγαλύτερη από 6 mSv το έτος ή ισοδύναμη δόση μεγαλύτερη από τα 3/10 (τρία δέκατα) των ορίων δόσης για τους φακούς των οφθαλμών, το δέρμα και τα άκρα.
- 2) Κατηγορία B: Όσοι δεν ενδέχεται να λάβουν αυτή τη δόση.

Ταξινόμηση χώρου:

- 1) Ελεγχόμενη περιοχή: Στην περιοχή αυτή το παρευρισκόμενο προσωπικό ασχολείται επαγγελματικά με τις ιονίζουσες ακτινοβολίες και η πρόσβαση εκεί υπόκειται σε έλεγχο . Στην περιοχή αυτή η έκθεση ενδέχεται να ξεπεράσει τα 6mSv ή 3/10 των ετησίων ορίων δόσεων. Η μέγιστη επιτρεπτή δόση για ελεγχόμενη περιοχή είναι 20mSv
- 2) Επιβλεπόμενη περιοχή. Χαρακτηρίζεται εκείνη όπου υπόκειται σε κατάλληλη επίβλεψη για λόγους προστασίας από ιονίζουσες ακτίνες. Εδώ η έκθεση δεν ενδέχεται να ξεπεράσει τα 6mSv ή τα 3/10 των ετησίων ορίων δόσεως που καθορίζονται για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους
- 3) Μη ελεγχόμενη περιοχή. Πρόκειται προφανώς για όλες τις υπόλοιπες περιοχές όπου δεν υπάρχει έλεγχος ακτινοπροστασίας και στις οποίες το προσωπικό δεν ασχολείται επαγγελματικά με ιονίζουσες ακτινοβολίες. Στις περιοχές αυτές η μέγιστη επιτρεπτή δόση είναι 1mSv

Η εκτίμηση των ατομικών δόσεων είναι συστηματική για τους εκτιθέμενους εργαζομένους της κατηγορίας A , ενώ η παρακολούθηση των εργαζομένων της κατηγορίας B μπορεί να γίνει για να καταδείξει τουλάχιστον ότι ανήκουν όντως στην κατηγορία B.

II. Ειδικό Μέρος

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΕΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΕΣ ΚΑΙ ΕΚΘΕΣΗ ΣΕ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ

3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ιστορία της απεικόνισης της καρδιάς είναι σχεδόν τόσο παλιά όσο και η ίδια η ακτινολογία. Ένα χρόνο μετά την ανακάλυψη του Roentgen ο Francis H. Williams δημοσίευσε δύο άρθρα για την απεικόνιση της καρδιάς αναφέροντας « ανακάλυψα πως το περίγραμμα της καρδιάς, όπως φαίνεται στην ακτινοσκόπηση, αντιστοιχεί με το περίγραμμά της σχεδιασμένο στο δέρμα με επίκρουση ».

Ο Williams ήταν αληθινός πρωτοπόρος. Χρησιμοποιώντας την ακτινοσκόπηση περιέγραψε πρώτος τις διαφορές των κινήσεων της καρδιάς μεταξύ της περικαρδικής συλλογής και της διογκωμένης καρδιάς.

Το 1899 ο Williams κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η ακτινογραφία ήταν η καλύτερη μέθοδος καθορισμού του μεγέθους της καρδιάς.

Κατά τη διάρκεια των επόμενων δεκαετιών επήλθαν δραματικές βελτιώσεις στην απεικονιστική τεχνική που σηματοδοτήθηκε από την ανακάλυψη της καθοδικής λυχνίας του Coolidge το 1913, της κυματογραφίας στη δεκαετία του '20, της αγγειοκαρδιογραφίας στην αρχή της δεκαετίας του '30 και του ενισχυτή της εικόνας το 1952.

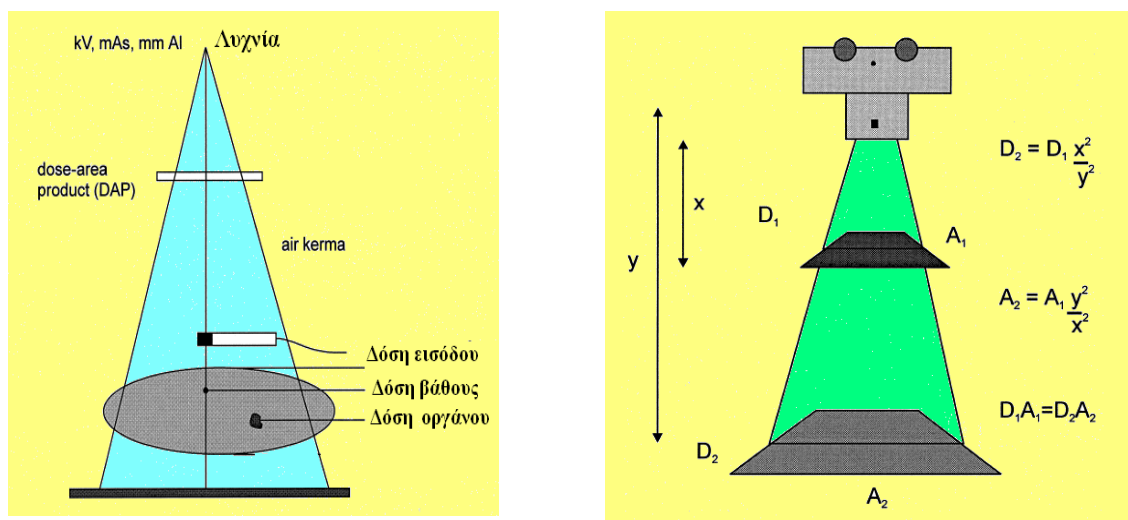
3.2 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ

1. Ενδοκαρδιακή ηλεκτροκαρδιογραφία, όπου μπορούν να αναλυθούν ακριβέστατα το σύστημα παραγωγής και αγωγής των διεγέρσεων της καρδιάς (ηλεκτροφυσιολογική μελέτη).
2. Έκλυση αρυθμογόνων εστιών (ablation)
3. Χρήση καθετήρων από μηριαία αρτηρία υπό ακτινοσκοπική καθοδήγηση.
4. Εμφύτευση συσκευών απινίδωσης [19-24].

3.3 ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΕΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΕΣ ΚΑΙ ΕΚΘΕΣΗ ΣΕ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ

Οι ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβατικές διαδικασίες κατατάσσονται στις ειδικές ιατρικές πράξεις κατά τις οποίες μπορούν να παρουσιαστούν υψηλές δόσεις ακτινοβολίας. Αυτό οφείλεται στους μεγάλους χρόνους ακτινοσκόπησης και πολλαπλές λήψεις που έχουν ως αποτέλεσμα, ασθενείς και προσωπικό σε πολλές περιπτώσεις να εκτίθενται σε υψηλότερες δόσεις, ακόμη και από αυτές των εξετάσεων αξονικής τομογραφίας. Τέτοιες επεμβατικές τεχνικές είναι η στεφανιαία αγγειογραφία (στεφανιογραφία), η ακτινοσκοπικώς ελεγχόμενη κατάλυση αρρυθμογόνων εστιών (ablation), οι επεμβάσεις αγγειοπλαστικής (percutaneous transluminal angioplasty - PTA), οι επεμβάσεις διασφαγιτιδικής ενδοηπατικής πυλαιοσυστηματικής αναστόμωσης (transjugular intrahepatic portosystemic shunt - TIPS), η παροχέτευση χοληφόρων αγγείων (percutaneous transhepatic biliary drainage – PTBD), επεμβάσεις τοποθέτησης stent, και άλλες επεμβατικές διαδικασίες [25-33].

Τα σύγχρονα ακτινοσκοπικά συστήματα διαθέτουν ενσωματωμένα συστήματα παρακολούθησης της δόσης του ασθενούς. Ένα από αυτά είναι και ο μετρητής γινομένου δόσης-εμβαδού (dose are product – DAP) ο οποίος αποτελείται από ένα επίπεδο θάλαμο ιονισμού και τη συσκευή ανάγνωσης που πολλές φορές είναι ενσωματωμένη στο σύστημα και οι μετρήσεις αποδίδονται στο χειριστή από το λογισμικό του συστήματος. Ο μετρητής DAP μετρά την έκθεση στον αέρα πολλαπλασιασμένη με το εμβαδόν του πεδίου της δέσμης με το οποίο ακτινοβολείται ο θάλαμος με τις απαιτούμενες διορθώσεις για να μετατραπεί σε απορροφούμενη δόση. Τα πλεονεκτήματα των μετρήσεων που αποδίδουν οι μετρητές DAP είναι ότι αυτές είναι ανεξάρτητες της απόστασης λυχνίας-ασθενή και επιπλέον μπορούν να πραγματοποιούνται ταυτόχρονα (on-the-fly) κατά τη διάρκεια της επεμβατικής διαδικασίας για κάθε ακτινολογική προβολή (Σχήμα II.1).



Σχήμα II.1 Γινόμενο δόσης επιφάνειας και άλλες δοσιμετρικές ποσότητες ενδιαφέροντος

Άλλες ποσότητες δοσιμετρικού ενδιαφέροντος είναι η δόση στον αέρα (KERMA), η δόση δέρματος και οι δόσεις οργάνου.

Ο κίνδυνος από την ακτινοβολία κατά την διάρκεια των ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενων επεμβατικών διαδικασιών θεωρείται από πολλούς μικρός συγκριτικά με το ιατρικό όφελος από την συγκεκριμένη πρακτική. Όμως, η εφαρμογή της αρχής της αιτιολόγησης επιβάλλει την μελέτη των καθορισμένων και των στοχαστικών αποτελεσμάτων στους ασθενείς. Η ευρεία εφαρμογή των επεμβατικών τεχνικών οδήγησε στην έκδοση οδηγιών από συγκεκριμένους οργανισμούς προς τους επεμβατικούς ακτινολόγους, επιστώντας τους την προσοχή στις μεγάλες δόσεις που είναι πιθανόν να οδηγήσουν σε βλάβες των αντίστοιχων ιστών. Ειδικά για τα καθορισμένα αποτελέσματα, για τα οποία απαιτείται η υπέρβαση ενός κατωφλίου (threshold) για την εμφάνισή τους, ιδιαίτερο ρόλο παίζει η δόση δέρματος στα σημεία εισόδου της δέσμης των ακτίνων-X.

3.4 ΔΟΣΙΜΕΤΡΑ

Τα δοσίμετρα είναι ειδικά μηχανήματα τα οποία έχουν τη δυνατότητα να ανιχνεύουν και να καταγράφουν το ποσό τη δόσης της ιονίζουσας ακτινοβολίας που θα προσπέσει σε αυτά. Από το Διεθνή οργανισμό ακτινοπροστασίας επιβάλλεται η συστηματική και σωστή χρήση των δοσιμέτρων σε κάθε επαγγελματική έκθεση σε ιονίζουσα ακτινοβολία ώστε να μην υπάρχει υπέρβαση των ορίων δόσεως και επίσης να είναι εφικτή η διαρκής παρακολούθηση της λαμβανόμενης δόσης ακτινοβολίας στους εργαζομένους [34].

Τα δοσίμετρα κατατάσσονται σε δοσίμετρα χώρου και τα δοσίμετρα προσωπικού. Στα συχνότερα που χρησιμοποιούνται στις ιατρικές εφαρμογές είναι:

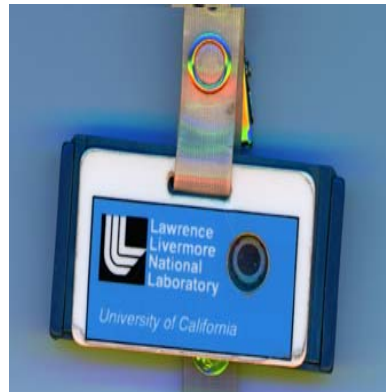
Δοσίμετρα χώρου

- 1) Θάλαμος ιονισμού
- 2) Μετρητής Geiger-Muller
- 3) Χημικά δοσίμετρα



Δοσίμετρα προσωπικού

- 1) Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας
- 2) Φιλμ
- 3) Ανιχνευτές σπινθηρισμών



Σχήμα Π.2 Δοσίμετρο χώρου και προσωπικό δοσίμετρο

3.5 ΣΚΟΠΟΣ

Ο σκοπός της παρούσας έρευνας είναι η «Μελέτη της ακτινικής επιβάρυνσης του προσωπικού από ακτινοσκοπικά υποβοηθούμενες πράξεις στην επεμβατική καρδιολογία»

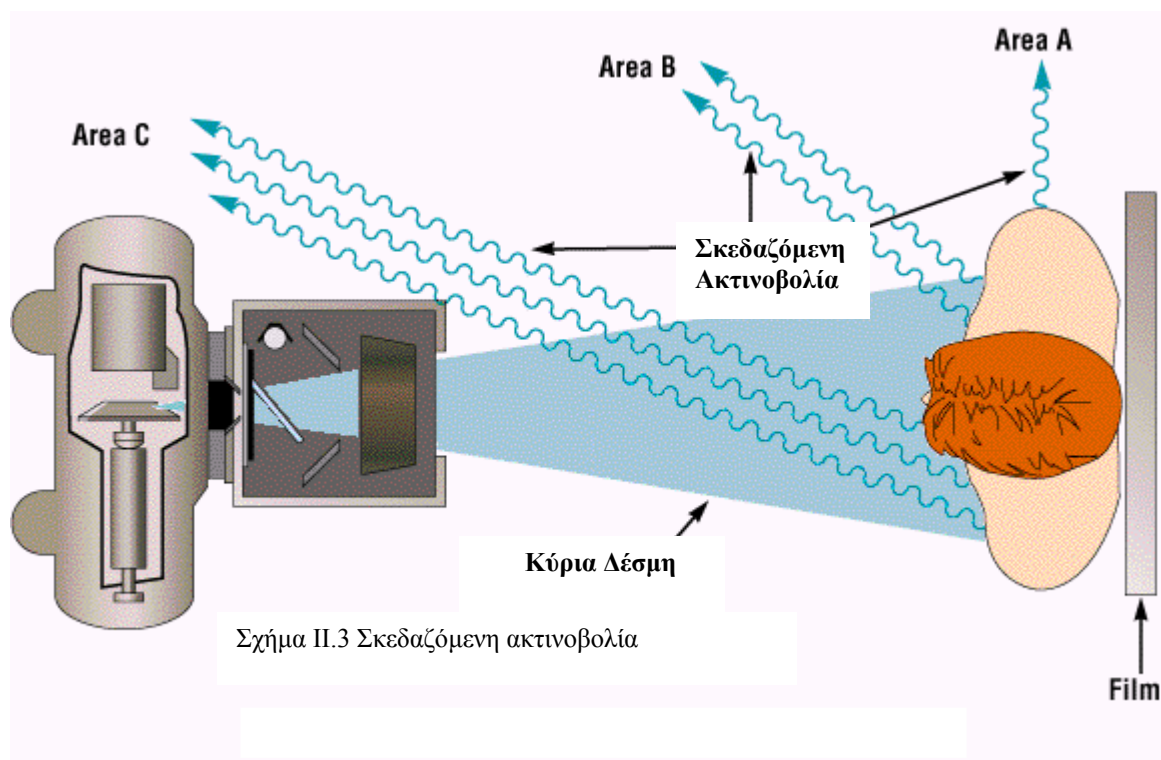
Από το παραπάνω σκοπό προκύπτουν τρία ερωτήματα:

- 1) Ποιος ο μηχανισμός της ακτινικής επιβάρυνσης του προσωπικού;
- 2) Πώς θα μπορούσε να μειωθεί η ακτινική επιβάρυνση;
- 3) Με ποιο τρόπο καταγράφεται και υπολογίζεται η επιβάρυνση του προσωπικού από την ακτινοβολία;

3.6 ΕΚΘΕΣΗ ΤΩΝ ΕΡΓΑΖΟΜΕΝΩΝ-ΣΚΕΑΖΟΜΕΝΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ

Στη συγκεκριμένη ενότητα θα δούμε με ποιο τρόπο εκτίθεται το προσωπικό του ακτινολογικού εργαστηρίου στην ιονίζουσα ακτινοβολία και ποιους τρόπους περιορισμού της προτείνει η ακτινοπροστασία.

Όταν η ακτινοσκοπική λυχνία ανάβει, η δέσμη των ακτινών «Χ» κατευθύνεται από την λυχνία, μέσω διαφράγματος, προς το καθορισμένο πεδίο στον ασθενή. Η δέσμη αυτή λέγεται πρωτογενής, έχει καθορισμένη φορά και δεν εκτρέπεται από την πορεία του.



Όταν η ακτινοβολία προσπέσει στον εξεταζόμενο τότε, λόγω της σωματιδιακής φύσης του φωτός, σκεδαζείται δηλαδή διασκορπίζεται τυχαία προς διάφορες κατευθύνσεις (σκεδαζόμενη ακτινοβολία). Επίσης όταν η λυχνία των ακτίνων Χ λειτουργεί, η ακτινοβολία δεν εξέρχεται μόνο από την καθορισμένη θυρίδα εξόδου αλλά ένα μέρος της διαρρέει και από άλλα μέρη της λυχνίας (διαρρέουσα ακτινοβολία). Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία μαζί με την διαρρέουσα ακτινοβολία αποτελούν την δευτερογενής δέσμη και είναι πηγή ακτινοβόλησης του προσωπικού (Σχήμα II.3).

Η έντασή της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι μικρότερη από την ένταση της κύριας δέσμης και προσεγγιστικά ανάλογη προς [35-37]:

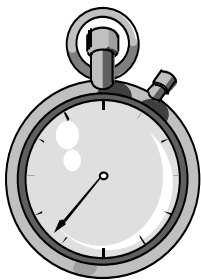
- ~ Την ένταση της πρωτογενούς ακτινοβολίας, η οποία προσπίπτει στο σώμα.
- ~ Το μέγεθος του πεδίου ακτινοβόλησης.
- ~ Το πάχος του εξεταζόμενου.

3.7 ΜΕΤΡΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

Όταν η λυχνία των ακτίνων «Χ» λειτουργεί, το προσωπικό του εργαστηρίου θα πρέπει να βρίσκεται σε χώρο με μόνιμη θωράκιση, πίσω δηλαδή από το μολυβδύαλο . Τούτο όμως δεν είναι πάντα εφικτό π.χ. σε επεμβατικές τεχνικές, όπου ο εξεταστής θα πρέπει να είναι δίπλα στον εξεταζόμενο. Οπότε:

Όσοι χρησιμοποιούν την ιονίζουσα ακτινοβολία σε εξετάσεις για διαγνωστικούς ή θεραπευτικούς λόγους θα πρέπει να τηρούν τις παρακάτω βασικές προϋπόθεσης της ακτινοπροστασίας:

- ~ Χρόνος
- ~ Απόσταση
- ~ Θωράκιση



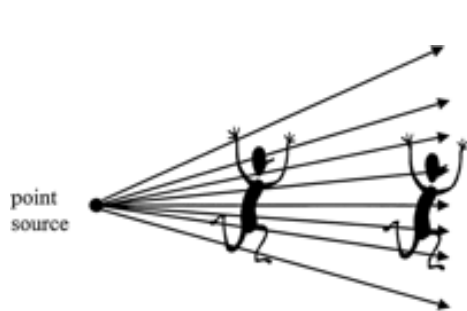
Χρόνος:

Η ακτινοβολία που δέχεται ο εργαζόμενος, σχετίζεται θετικά με την χρονική διάρκεια της παραμονής του εργαζομένου στο ακτινοβολούμενο περιβάλλον. Οπότε όσο περισσότερη ώρα θα εκτεθεί κάποιος στην ακτινοβολία, τόσο περισσότερο θα επιβαρυνθεί.

$$\text{Δόση} = \text{ρυθμός δόσης} \times \text{χρόνος}$$

Απόσταση:

Όσον αφορά την απόσταση, κάθε κύμα – είτε ηχητικό, είτε ηλεκτρομαγνητικό- κατά την διέλευσή του στον αέρα εξασθενεί. Η εξασθένιση αυτή είναι ανάλογη με την απόσταση από την πηγή. Συγκεκριμένα η ένταση της δέσμης της ακτινοβολίας είναι αντίστροφος ανάλογη με την απόσταση που διανύει γιατί κατανέμεται σε μεγαλύτερη επιφάνεια.



$$I = I_0 / r^2 \text{ \textit{ΌΠΟΥ } r \neq 0}$$

Στην πράξη ο τύπος αυτός δείχνει ότι όταν διπλασιαστεί η απόσταση από την πηγή, η ένταση της δέσμης υποτετραπλασιάζεται, αν τριπλασιαστεί η απόσταση- η ακτινοβολία υποεννιαπλασιάζεται κ.ο.κ. Οπότε ο εργαζόμενος οφείλει να κρατά μία απόσταση «ασφαλείας» από την πηγή της ακτινοβολίας από τον εξεταζόμενο, τουλάχιστον δύο μέτρα.

Στην περίπτωση αλλαγής της εστιακής απόστασης και προκειμένου να διατηρηθεί ίδια απόσταση στο φιλμ, χρησιμοποιείται το αντίστροφο του παραπάνω τύπου, το νόμο του τετραγώνου της απόστασης.

Συμπερασματικά ο ρόλος της απόστασης είναι διττός:

Πρώτων μεταβάλλει την ένταση της ακτινοβολίας, σύμφωνα με το νόμο του αντίστροφου τετραγώνου της απόστασης.

Δεύτερων συμβάλλει στην διατήρηση της ίδιας πυκνότητας όταν μεταβάλλεται η εστιακή απόσταση, νόμος του τετραγώνου της απόστασης.



Θωράκιση

Η θωράκιση καλείται η «ασπίδα» η οποία χρησιμοποιείτε σε χώρους που εκτίθενται σε ιονίζουσα ακτινοβολία.

Είναι γνωστό ότι κάθε υλικό που παρεμβάλλεται στη δέσμη των ακτινών X, απορροφά ένα μέρος της ακτινοβολίας περιορίζοντας την ένταση της δέσμης αυτής. Είναι επίσης γνωστό ότι οι ακτίνες X απορροφούνται καλύτερα από υλικά με μεγάλο ατομικό αριθμό, άρα τα υλικά που είναι πυκνότερα μπορούν να «εγκλωβίζουν»

αποτελεσματικότερα τις ακτίνες αυτές και να περιορίσουν την διαρροή τους.

Για τα ακτινολογικά εργαστήρια έχει εγκατασταθεί ευρέως η χρήση του μολύβδου στις θωρακίσεις.

Ο μολύβδος (Pb), ακόμα και σε μικρό πάχος, εξασφαλίζει ικανοποιητική απορρόφηση των ακτινών X χάρη του μεγάλου ατομικού αριθμού και της πυκνότητας του. Εκτός τούτου είναι εύκαμπτο, πράγμα το οποίο διευκολύνει την χρηστικότητα του,

επίσης το κόστος του δεν είναι υψηλό. Όλα αυτά καθιστούν εφικτή την εκμετάλλευση του μολύβδου ως πρωτεύον μέσον θωράκισης.

Όσον αφορά την διαρρέουσα από την λυχνία ακτινοβολία, αυτή απαιτεί θωράκιση τέτοια ώστε μόνο ένα μικρό μέρος της δέσμης ακτίνων X να εξέρχεται από αυτήν. Η θωράκιση της λυχνίας γίνεται με μολύβδο και ο έλεγχός της ως προς ποσόν της διαρρέουσας ακτινοβολίας γίνεται με το θάλαμο του ιονισμού σε διάφορες θέσεις και καθορισμένες αποστάσεις (συνήθως 1 μέτρο) από την λυχνία. Στις διαγνωστικού τύπου λυχνίες δεν επιτρέπεται η διαρροή ακτινοβολίας να έχει ρυθμό έκθεσης μεγαλύτερο του 1mSv για πεδίο 100 cm^2 σε απόσταση 1m, με στοιχεία λειτουργίας 100 KVp και μέγιστο ρεύμα λυχνίας.

3.8 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΚΑΙ ΕΡΓΑΣΙΑΚΕΣ ΠΡΑΚΤΙΚΕΣ

Η ακτινοπροστασία του προσωπικού αναφέρεται στην θέσπιση κανόνων συμπεριφοράς που πρέπει να τηρούν οι εργαζόμενοι ώστε να περιορίζεται στο ελάχιστο η δόση από την δευτερεύουσα ακτινοβολία. Ο σκοπός είναι να αποφευχθούν οι ανεπιθύμητες ενέργειες της ιονίζουσας ακτινοβολίας.

Οι κανονισμοί της ακτινοπροστασίας στην ακτινοδιαγνωστική αναφέρονται:

- ~ Στη χρήση των θωρακίσεων και των προστατευτικών εξοπλισμών
- ~ Στη συγκράτηση ασθενούς που δεν συνεργάζεται
- ~ Στην εργαζόμενη έγκυο γυναίκα
- ~ Στη χρήση φορητών ακτινολογικών μηχανημάτων
- ~ Στη συνεργασία με τον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας
- ~ Στη συμμετοχή σε πρόγραμμα διασφάλισης ποιότητας

Η έκθεση του ασθενούς θα πρέπει να ελέγχεται μόνο από τη θέση του χειριστηρίου ή πίσω από το προστατευτικό πέτασμα. Αν αυτό δεν είναι εφικτό τότε οι εργαζόμενοι αρμόζει να φοράνε προστατευτικές μολύβδινες ποδιές ,και να κρατούνε απόσταση ασφαλείας τουλάχιστον 2 μέτρα. Η πρωτογενής δέσμη δεν θα πρέπει να

κατευθύνεται ποτέ προς το χειριστήριο και τα προσωπικά δοσίμετρα πρέπει να τοποθετούνται πάντα στη σωστή θέση.

Η ιατρική επίβλεψη των εκτιθέμενων εργαζομένων περιλαμβάνει ιατρική εξέταση πριν τη πρόσληψη, περιοδικές εξετάσεις υγείας τουλάχιστον μία φορά το έτος, δημιουργία ατομικού ιατρικού φακέλου με τα αποτελέσματα εξετάσεων και καταγραφή των λαμβανόμενων δόσεων.

3.9 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΤΕΥΤΙΚΟΣ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ

Παραπάνω περιγράψαμε πως είναι ο χώρος του ακτινολογικού εργαστηρίου, εδώ θα δούμε τον εξοπλισμό και τα εξαρτήματα που διαθέτει το εργαστήριο ειδικά για εκείνους που εργάζονται σε αυτό το χώρο:

- ~ Προστατευτική μολύβδινη ποδιά πάχους (0,25 ή 0,50) mm.
- ~ Προστατευτικά γεννητικών οργάνων (διαφορετικά για άντρες γυναίκες)
- ~ Προστατευτικό κολάρο του θυρεοειδούς αδένα
- ~ Προστατευτικά γυαλιά
- ~ Προστατευτικά γάντια, από μολυβδοκαουτσουκ πάχους 0,25ή 0,5 ή από βινύλιο εμποτισμένο με μόλυβδο
- ~ Προστατευτικό σκιάστρο γονάδων

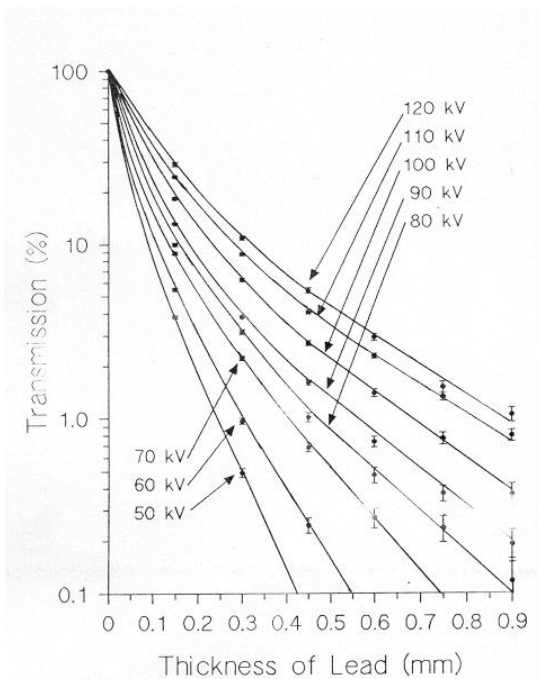
Τα ακτινοπροστατευτικά εξαρτήματα που χρησιμοποιεί συνήθως ο εργαζόμενος είναι: η ποδιά, το κολάρο τα γυαλιά και τα γάντια (Σχήμα Π.4).



Σχήμα II.4 Ατομικά μέσα Ακτινοπροστασίας

Η απαραίτητη χρήση του παραπάνω εξοπλισμού δεν πρέπει να παραμελείται και να υποτιμάται από τους εργαζόμενους διότι είναι κατασκευασμένα ειδικά για να προστατεύει το σώμα από την ακτινοβολία, μειώνοντας την ενεργό δόση: Η χρήση της μολύβδινης ποδιάς περιορίζει την ενεργό δόση στο 80%, ενώ το κολάρο του θυρεοειδούς περιορίζει την έκθεση στο θυρεοειδή αδένα και στο άνω μέρος του οισοφάγου κατά 90%.

Ο ακτινοπροστατευτικός εξοπλισμός βρίσκεται στο θάλαμο ακτινολογικών εξετάσεων. Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δίνεται στην τοποθέτηση της μολύβδινης ποδιάς η οποία πρέπει να βρίσκεται στην κρεμάστρα. Κατά τη μεταφορά, στην ακτινογραφία επί κλίνης, η ποδιά θα πρέπει να φοριέται και όχι να μεταφέρεται διπλωμένη γιατί υπάρχει κίνδυνος ο μόλυβδος να παρουσιάσει ρωγμές, οπότε η ακτινοπροστασία περιορίζεται σημαντικά.



Σχήμα Π.5 Κλάσμα διέλευσης ακτινοβολίας

Η προστασία που παρέχει η ποδιά εκτιμάται χρησιμοποιώντας μετρηθείσες τιμές του παράγοντα διέλευσης για διάφορα ισοδύναμα πάχη μολύβδου και τιμές υψηλής τάσης. Τυπικά μία ποδιά 0,5 χιλιοστών ειτρέπει την διέλευση του 2,5% της προσπίπτουσας ακτινοβολίας [38].

3.10 ΔΟΣΙΜΕΤΡΗΣΗ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ

Οι εργαζόμενοι που δουλεύουν στο τμήμα επεμβατικής ακτινολογίας δέχονται συστηματική ακτινοβολήση. Για αυτό το λόγο είναι απαραίτητο ο κάθε εργαζόμενος κατά την διάρκεια της επεμβατικής πράξης να φορά προστατευτικό εξοπλισμό. Εκτός τούτου για να μην υπάρχει υπέρβαση του ορίου δόσεως είναι σκόπιμο οι εργαζόμενοι να φέρουν προσωπικά δοσίμετρα κάθε φορά που θα εκτίθενται στην ακτινοβολία.

Γενικός για τα δοσίμετρα αναφερθήκαμε στο πρώτο μέρος λέγοντας ότι υπάρχουν δοσίμετρα χώρου τα οποία μετρούν την δόση της ακτινοβολίας στον αέρα και τα προσωπικά δοσίμετρα τα οποία καταγράφουν το ποσόν της ακτινοβολίας που προσπίπτει στον εργαζόμενο.

Τα ατομικά δοσίμετρα που χρησιμοποιούνται συνήθως είναι:

- ~ Ηλεκτρονικά δοσίμετρα
- ~ Φιλμ
- ~ Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD)

Το τμήμα δοσιμετρίας εξασφαλίζει την ατομική δοσιμέτρηση των εκτιθέμενων εργαζομένων και τηρεί το εθνικό αρχείο δόσεων.

3.11 ΑΤΟΜΙΚΗ ΔΟΣΙΜΕΤΡΗΣΗ

Ο λόγος για την ατομική δοσιμέτρηση είναι η εκτίμηση της μέσης ισοδύναμης και της μέσης απορροφούμενης δόσης, σε σημαντικά εκτιθέμενους ιστούς. Η πληροφορία που αντλούμε από τα δοσίμετρα συμβάλλει στην μείωση της δόσης ακτινοβολίας στους εργαζόμενους και στην επίδειξη συμβατότητας με το σύστημα περιορισμού των δόσεων. Τα οφέλη που προκύπτουν από την ατομική δοσιμέτρηση, μπορούμε να πούμε ότι είναι τα παρακάτω:

- ~ Επιβεβαίωση της σωστής μεθοδολογίας της τακτικής της εργασίας
- ~ Καθιστάτε ως μέσων για εξερεύνηση νέων μεθοδολογιών εργασίας τόσο για μεμονωμένους εργαζόμενους όσο και για ομάδες εργαζομένων .
- ~ Γίνεται μέσων για πληροφόρηση σε περίπτωση που συνέβη κάποιο ατύχημα
- ~ Παρέχει στοιχεία για ιατρικούς και νομικούς λόγους
- ~ Παρέχει στοιχεία για επιδημιολογικές μελέτες

Στην Ελλάδα δυστυχώς η χρήση των ατομικών δοσιμέτρων δεν ήταν συστηματική μέχρι πριν λίγα χρόνια. Εκτός τούτου ένας σημαντικός αριθμός των δοσιμέτρων χάνονταν λόγω αμέλειας και μαζί και οι ενδείξεις τους οπότε τα επιδημιολογικά στοιχεία της δοσιμετρίας για τα Ελληνικά δεδομένα είναι ελάχιστα.

Αν και η χρήση των ατομικών δοσιμέτρων είναι δεδομένη, η εκτίμηση της καταγραφόμενης ένδειξης δεν είναι εύκολη υπόθεση.

Η εκτίμηση της δόσης στην επεμβατική καρδιολογία είναι περίπλοκη λόγω του ότι:

- 1) Η πηγή ακτινοβολίας είναι πολύ κοντά στον εργαζόμενο
- 2) Η ενέργεια κάποιων φωτονίων της δέσμης των ακτίνων X αν και είναι μικρή, τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας παρουσιάζουν υπεραπόκρηση σε αυτή τη περιοχή

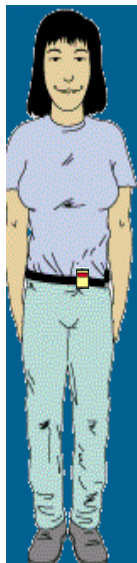
- 3) Η ακτινοβόληση δεν είναι ομοιόμορφη
- 4) Σε περίπτωση που το δοσίμετρο φορεθεί πάνω από την προστατευτική ποδιά, η καταγραφόμενη δόση είναι 10-20 φορές υψηλότερη από την πραγματική
- 5) Σε περίπτωση που το δοσίμετρο φορεθεί κάτω από την ποδιά, η ένδειξη δεν είναι αντικειμενική γιατί υπάρχουν μέλη που δεν προστατεύονται

Για όλους τους παραπάνω λόγους τα δοσίμετρα ουσιαστικά δε μετράνε την ενεργό δόση, αλλά για ρυθμιστικούς λόγους τα αποτελέσματά τους δίδονται ως ενεργός δόση.

3.12 ΟΔΗΓΙΕΣ ΓΙΑ ΤΗ ΣΩΣΤΗ ΔΟΣΙΜΕΤΡΗΣΗ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ

Κατά την διάρκεια της επεμβατικής πράξης δεν αρκεί μόνο να φοριούνται τα δοσίμετρα, αλλά να φοριούνται σε κατάλληλη θέση αλλιώς οι τιμές που θα δείχνουν θα είναι λανθασμένες οπότε:

Ένα δοσίμετρο θα φορεθεί στο ύψος του λαιμού πάνω από το κολάρο του θυρεοειδή ή στο ύψος του στήθους, πάνω από την προστατευτική ποδιά (N) και ένα δεύτερο στο ύψος της μέσης (W) κάτω από την ποδιά.



Σχήμα II.6 Χρήση 2
δοσιμέτρων

Ο υπολογισμός της ενεργού δόσης μέσω προσωπικών δοσιμέτρων γίνεται με τους παρακάτω τύπους [39]:

$$E=0,06 \left[H_p(0,07)_N - H_p(10)_w \right] + H_p(10)_w$$

Όταν το κολάρο του θυρεοειδούς απουσιάζει.

$$E=0,02 \left[H_p(0,07)_N - H_p(10)_w \right] + H_p(10)_w$$

Όταν το κολάρο του θυρεοειδούς χρησιμοποιείται.

όπου

H_s (0.07), ή δόση επιφανείας δέρματος, σε 0.07 mm. και H_p (10), ή δόση βάθους, στα 10 mm

όπως καταγράφονται από το ατομικό δοσίμετρο.

3.13 ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΥΠΕΡΒΑΣΕΩΝ

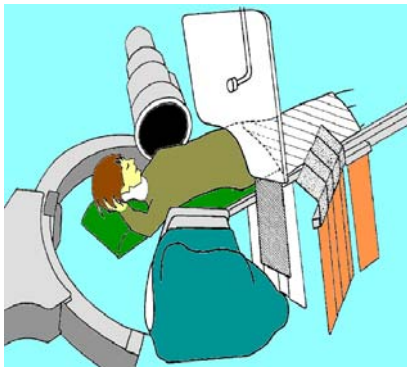
Κάποιες φορές μπορεί να παρατηρηθούν αφύσικα υψηλές τιμές στις ενδείξεις των δοσιμέτρων. Στην περίπτωση αυτή συνίσταται η διερεύνηση και η εξέταση του χώρου εργασίας, των συνθηκών και του προστατευτικού εξοπλισμού των εργαζομένων ώστε να ανεβρεθεί ο παράγοντας που προκαλεί την αύξηση της ακτινοβολίας. Τέτοιου τύπου διερεύνηση γίνεται όταν

- 1) Το άθροισμα των ενδείξεων του δοσιμέτρων κάτω από την προστατευτική ποδιά είναι μεγαλύτερη του 0,5mSv το μήνα
- 2) Το άθροισμα των τιμών – είναι πάνω από 5mSv το μήνα
- 3) Το άθροισμα των τιμών στα άνω άκρα είναι πάνω από 5mSv το μήνα

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ ΚΑΙ ΟΔΗΓΙΕΣ

- ! τα δοσίμετρα που φοριούνται πάνω από το προστατευτικό εξοπλισμό να μην καλύπτονται από άλλα αντικείμενα.
- ! οι περιοχές του σώματος που δεν καλύπτονται λαμβάνουν υψηλότερες δόσεις
- ! το δοσίμετρο πάνω από το κολάρο του θυρεοειδή μπορεί να δώσει εκτίμηση στη δόση του θυρεοειδούς (χωρίς κολάρο) και στη δόση στο φακό του ματιού
- ! η χρήση του κολάρου μειώνει την ενεργό δόση στο 50%
- ! σε περίπτωση αποβολής του δοσιμέτρου η ενεργός δόση μπορεί να υπολογιστεί από Ακτινοφυσικό ανάλογα με το φόρτο εργασίας, τα στοιχεία λειτουργίας των μηχανημάτων, τις δόσεις των συναδέλφων, το ιστορικό της δόσης του εργαζομένου και τις θωρακώσεις. υπολογιστεί από Ακτινοφυσικό ανάλογα με το φόρτο εργασίας, τα στοιχεία λειτουργίας των μηχανημάτων, τις δόσεις των συναδέλφων, το ιστορικό της δόσης του εργαζόμενου και της θωράκισης .

3.14 ΜΗ ΦΟΡΗΤΑ ΜΕΣΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ



Σχήμα II.7 Μη φορητά μέσα Ακτινοπροστασίας

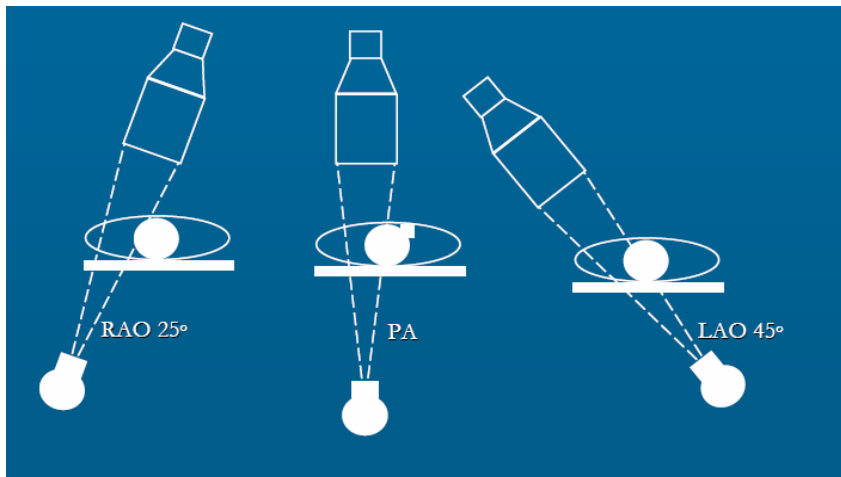
Για την ακτινοπροστασία του προσωπικού δύναται να χρησιμοποιηθούν και μη φορητά μέσα (πετάσματα). Υπάρχουν ειδικά πετάσματα από μολυβδύαλο που αναρτώνται από την οροφή και προστατεύουν τον άνω κορμό και πετάσματα μολυβδοκαουτσούκ που προσαρμόζονται στην τράπεζα και προστατεύουν το κάτω μέρος του κορμού

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Η ΑΚΤΙΝΙΚΗ ΕΠΙΒΑΡΥΝΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ

Στις καρδιολογικές μελέτες τυπικά χρησιμοποιούνται οι ακόλουθες 3 προβολές [40-42]:

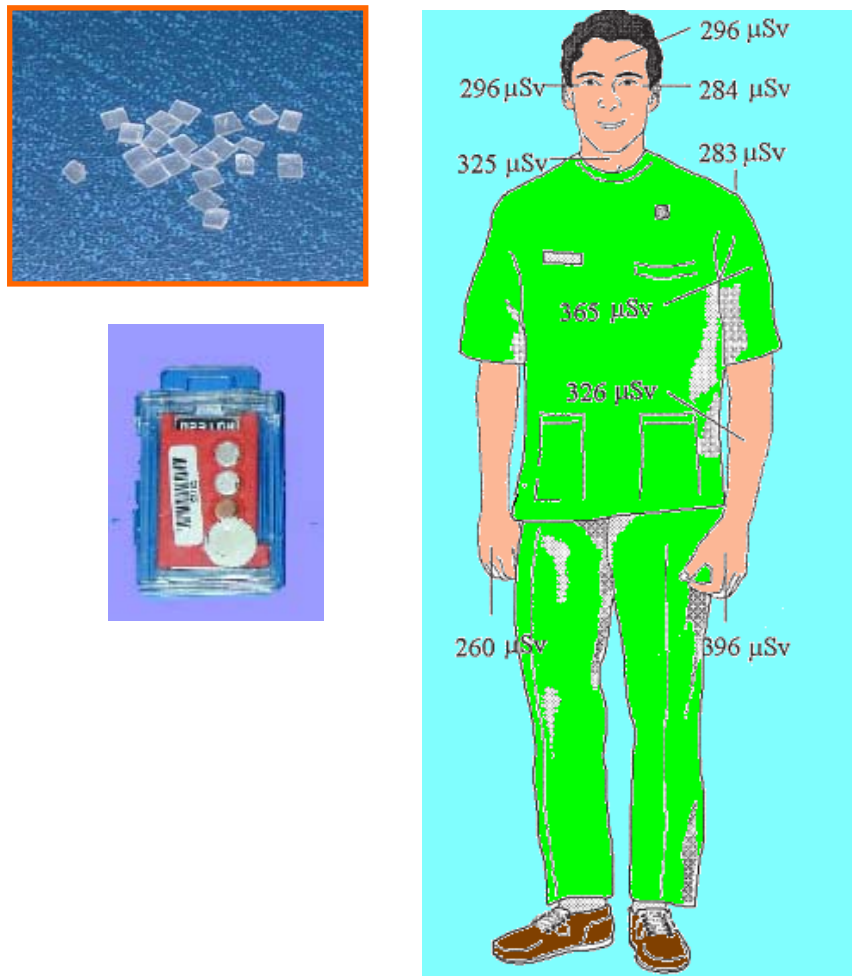
A) Προσθιοπίσθια (Anterior-posterior AP), B) Δεξιά λοξή (Right anterior oblique RAO) και Γ) Αριστερή λοξή (Left anterior oblique LAO). Ο ασθενής τοποθετείται ύπτιος και το πεδίο επικεντρώνεται στην καρδιά. Η ονοματοδοσία των προβολών βασίζεται στην θέση του ενισχυτή εικόνας.



Σχήμα Π.8 Τυπικές ακτινοσκοπικές προβολές



Σχήμα Π.9 Τοποθέτηση εξεταζομένου



Σχήμα II.10 Δοσίμετρα και μέτρηση επιφανειακών δόσεων

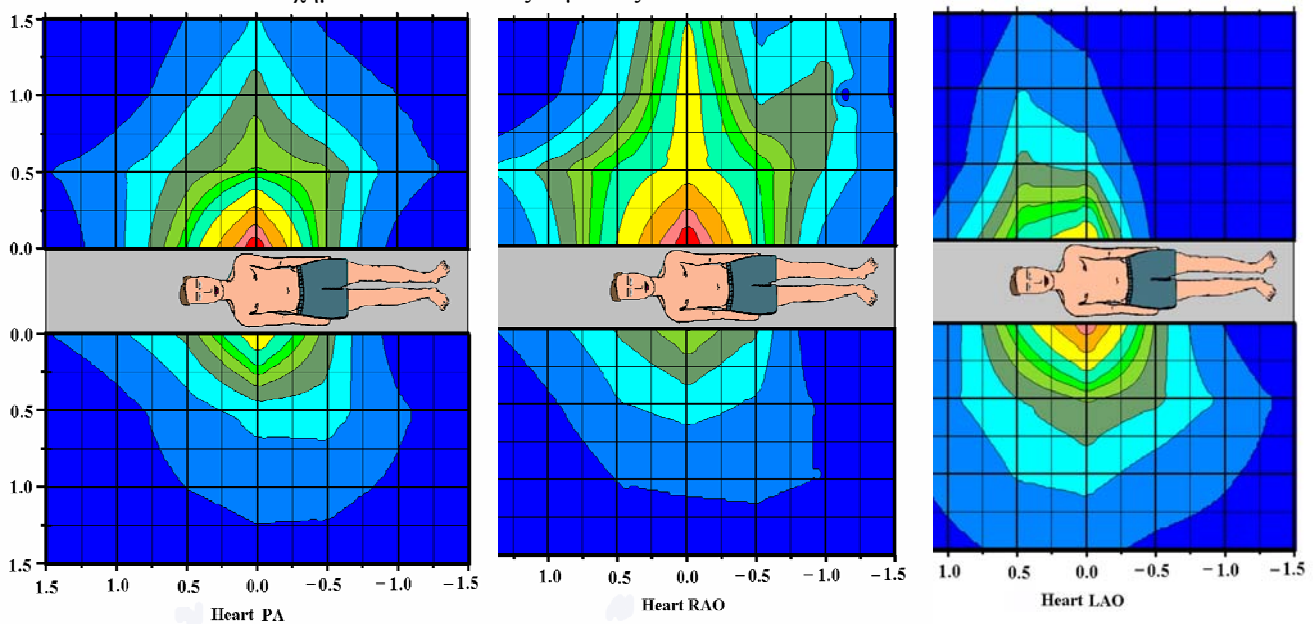
Σε πολλές περιπτώσεις παρατίθενται τιμές δόσεων επιφανείας του προσωπικού από σειρά ακτινοσκοπικά υποβοηθούμενων πράξεων (Σχήμα II.10) [43-48]. Πλην όμως οι ανωτέρω δόσεις δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εκτίμηση του ακτινογενούς κινδύνου ούτε για τον υπολογισμό φόρτων εργασίας. Απαραίτητη προϋπόθεση για τα ανωτέρω είναι ο υπολογισμός της Ενεργού δόσης.

Επίσης η ακτινική επιβάρυνση εξαρτάται από τις συνθήκες εργασίας, δηλαδή την θέση του ιατρού/νοσηλευτή κατά την ακτινοσκόπηση, τις προβολές που λαμβάνονται και φυσικά τα μέρα προστασίας.

Επιπλέον πρόβλημα αποτελεί η κανονικοποίηση των παρεχόμενων δόσεων. Η παράθεση τιμών ανά τυπική εξέταση εξαρτάται από τις συνιστώσες της εξέτασης (προβολές), και τις τεχνικές παραμέτρους των προβολών (υψηλή τάση, ρεύμα λυχνίας). Ομοίως προβληματική είναι και η παράθεση αποτελεσμάτων ανά χρόνο ακτινοσκόπησης. Μόνο δεδομένα ενεργού δόσης ανά προβολή και κανονικοποιημένα ως προς DAP μπορούν να χρησιμοποιηθούν από οποιοδήποτε τρίτο εργαστήριο για τον υπολογισμό του κινδύνου και του φόρτου εργασίας [49, 50].

Στο ακόλουθο σχήμα (Σχήμα II.11) παρουσιάζεται η κατανομή τις ενεργού δόσης στο εργαστήριο ηλεκτροφυσιολογίας για το προσωπικό που εργάζεται με την προστασία κολάρου και ποδιάς 0.5 mm Pb με την μορφή ισοδοσιακών καμπυλών κανονικοποιημένων ως προς DAP τιμών [51].

Σχήμα II.11 Ισοδοσιακές καμπύλες



Effective Dose
 $\mu\text{Sv} / 1000 \text{ cGy cm}^2$



Οι παραπάνω κατανομές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον ακριβή υπολογισμό της ακτινικής επιβάρυνσης από τυπική μελέτη και για να μελετηθεί η επίδραση της θέσης και της γεωμετρίας της προβολής στην δόση του προσωπικού.

Έτσι μπορούν να προσδιοριστούν πρακτικές βελτιστοποίησης δηλαδή μείωσης της επιβάρυνσης κατά την ακτινοσκόπηση.

Με βάση την κατανομή τις σκεδαζόμενης ακτινοβολίας η επιβάρυνση του προσωπικού από μία τυπική εξέταση (Πίνακας Π.1) καθώς και οι επιτρεπτοί ετήσιοι φόρτοι εργασίας για 2 θέσεις του ιατρού και θεωρώντας ότι ο νοσηλευτής μπορεί να απομακρύνεται στο 1 μ από την τράπεζα εμφανίζονται στον Πίνακα Π.2.

Πίνακας Π.1 Τυπική Μελέτη ηλεκτροφυσιολογίας [40]: 40 min/ασθενή \equiv 4300 cGycm²
PA: 58% LAO: 27% RAO: 15%

Πίνακας Π.2 Ακτινική επιβάρυνση προσωπικού και μέγιστοι επιτρεπτοί φόρτοι εργασίας από τυπική μελέτη ηλεκτροφυσιολογίας					
Πλευρά Ασθενούς	Θέση	Προστασία*	ED μSv ανά ασθενή	Μέγιστος ετήσιος επιτρεπτός φόρτος εργασίας	
				Ασθενείς	Gy m ²
ΑΡ	Υποκλείδια	Ποδιά	79,1	253	1,1
		Ποδιά & κολάρο	54,2	369	1,6
	Μηριαία	Ποδιά	14,1	1418	6,2
		Ποδιά & κολάρο	7,82	2558	11,0
	1μ (Νοσηλευτής)	Ποδιά	15,1	1325	5,7
		Ποδιά & κολάρο	8,42	2375	10,3
ΔΕ	Υποκλείδια	Ποδιά	42,9	466	2,0
		Ποδιά & κολάρο	28,2	709	3,1
	Μηριαία	Ποδιά	12,4	1616	7,0
		Ποδιά & κολάρο	7,47	2677	11,6
	1μ (Νοσηλευτής)	Ποδιά	5,98	3344	14,5
		Ποδιά & κολάρο	3,38	5917	25,6

*Δόσεις χωρίς προστασία: 26 φορές οι δόσεις με ποδιά και κολάρο

Στον Πίνακα Π.3 παρουσιάζονται οι δόσεις οφθαλμού με χρήση ή μη προστασίας και η δόση στην επιφάνεια του δέρματος (πρόσωπο)

Πίνακας Π.3 Δόση οφθαλμών και δέρματος προσωπικού και μέγιστοι επιτρεπτοί φόρτοι εργασίας από τυπική μελέτη ηλεκτροφυσιολογίας						
Πλευρά Ασθενούς	Θέση	Φακός οφθαλμού			Δόση δέρματος (πρόσωπο)	
		Προστασία	μSv ανά ασθενή	Μέγιστος ετήσιος επιτρεπτός φόρτος εργασίας *	μSv ανά ασθενή	Μέγιστος ετήσιος επιτρεπτός φόρτος εργασίας †
ΑΡ	Υποκλείδια	Χωρίς	389	386	446	1121
		Γυαλιά	19,4	7721		
	Μηριαία	Χωρίς	153	979	176	2844
		Γυαλιά	7,7	19587		
	1μ (Νοσηλεύτης)	Χωρίς	125	1199	144	3481
		Γυαλιά	6,3	23972		
ΔΕ	Υποκλείδια	Χωρίς	194	773	223	2246
		Γυαλιά	9,7	15466		
	Μηριαία	Χωρίς	107	1402	123	4072
		Γυαλιά	5,3	28046		
	1μ (Νοσηλεύτης)	Χωρίς	31,2	4809	35,8	13964
		Γυαλιά	1,6	96175		

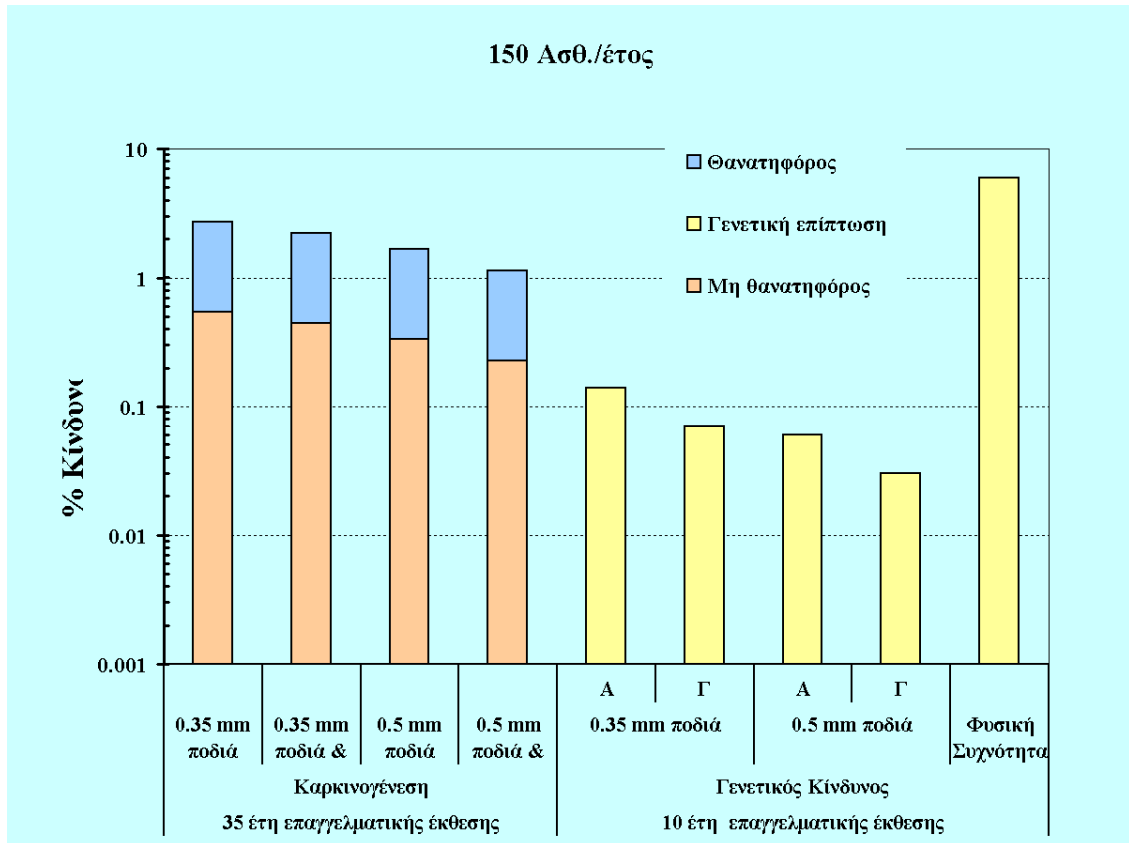
* ετήσιο όριο 150 mSv , † ετήσιο όριο 500 mSv

Η σύγκριση των δύο πινάκων (Π.2 και Π.3) οδηγεί στο συμπέρασμα ότι η ενεργός δόση είναι αυτή που καθορίζει τον μέγιστο επιτρεπτό φόρτο εργασίας δεδομένου ότι το πλήθος των εξετάσεων που προκύπτει από τα όρια δέρματος και οφθαλμών είναι πολύ υψηλά. Στον Πίνακα Π.4 δίδονται οι χρόνοι ακτινοσκόπησης που απαιτούνται για την πρόκληση καθορισμένων επιδράσεων, στη θέση εργασίας με την μεγαλύτερη επιβάρυνση (δίπλα στην τράπεζα).

Πίνακας Π.4 Χρόνοι Ακτινοσκόπησης για καθορισμένες επιδράσεις στην δυσμενέστερη θέση κατά την ακτινοσκόπηση		
Επίδραση	Δόση κατωφλίου	Χρόνος
Ερύθημα	2 Gy	3000 h
Καταρράκτης	1 Gy	1700 h
Στειρότητα	0,4 Gy	2240 h

Από τον Πίνακα Π.4 είναι φανερό ότι αποκλείεται η εμφάνιση τέτοιων επιδράσεων. Στον Πίνακα Π.5 δίδονται συντελεστές μετατροπής της ένδειξης δοσιμέτρου που φοριέται στο ύψος του στήθους σε ενεργό δόση. Η δόση που καταγράφει το δοσίμετρο υπερεκτιμά την ενεργό δόση κατά ένα παράγοντα που κυμαίνεται από 4 έως 13.

Πίνακας Π.5 Μετατροπή της ένδειξης δοσιμέτρου (Hp (10)) που τοποθετείται πάνω από την ποδιά στο ύψος του στήθους N σε Ενεργό Δόση (Διαιρέτες)				
Μέτρα Προστασίας	Υψηλή Τάση (kVp)			
	70	85	100	120
Άνευ	0,39	0,47	0,53	0,56
0,35 mm Pb ποδιά	9,4	7,6	5,6	3,6
0,35 mm Pb ποδιά & κολάρο	15	10	6,8	4,7
0,5 mm Pb ποδιά	13	11	9,1	6,2
0,5 mm Pb ποδιά & κολάρο	27	19	13	7,7

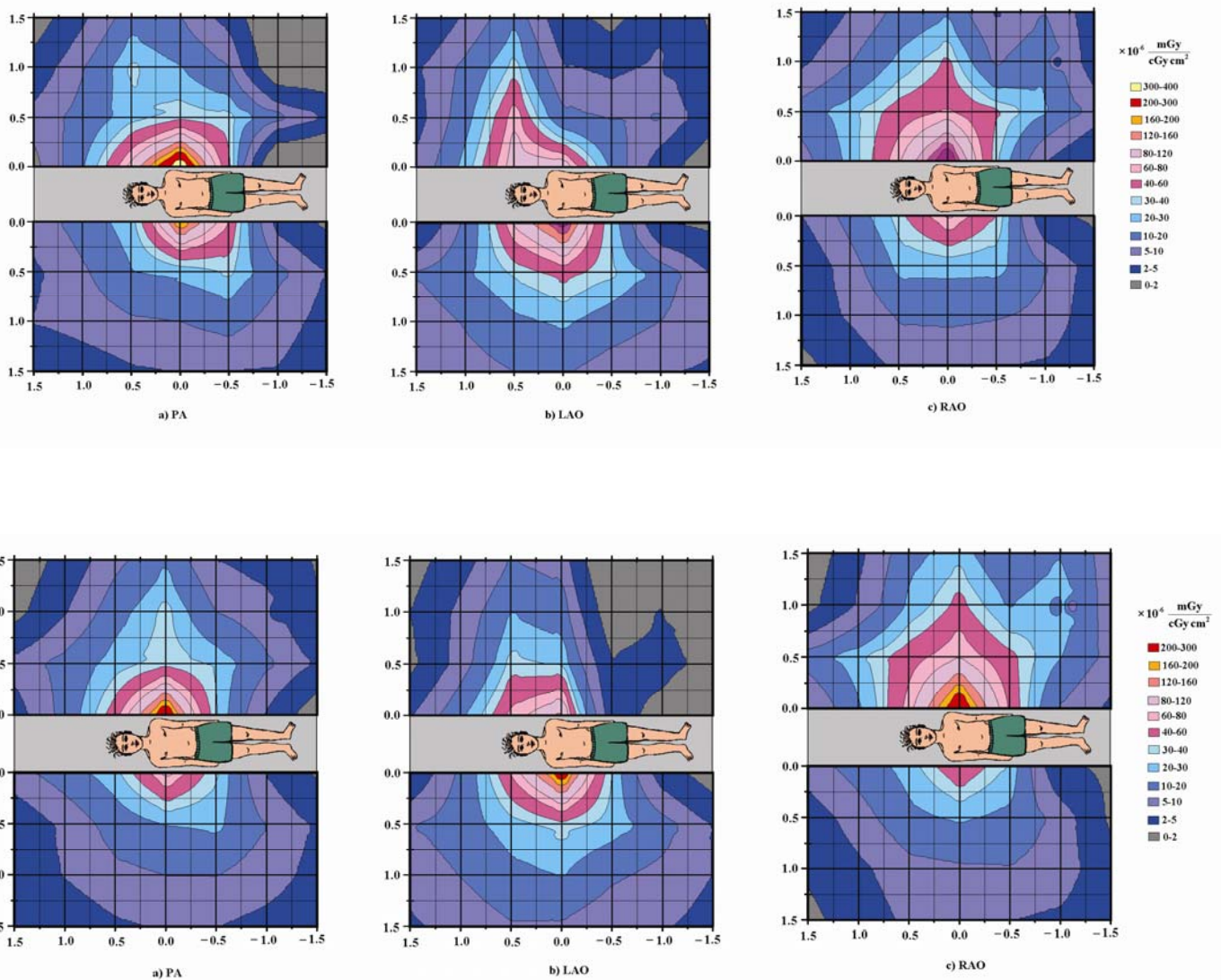


Σχήμα II.12 Εκτίμηση ακτινογενούς κινδύνου για δύο πάχη ποδιάς και με χρήση ή άνευ κολάρου

Ο πραγματικός κίνδυνος έγκειται στην εμφάνιση στοχαστικών επιδράσεων. Στο Σχήμα II.12 παρουσιάζεται ο κίνδυνος καρκινογένεσης και γίνεται σύγκριση των γενετικών επιδράσεων με την φυσική συχνότητα για φόρτο εργασίας 150 ασθενών ανά έτος στην δυσμενέστερη θέση (αριστερά του ασθενούς, πλησίον της τράπεζας). Η γενετική επίπτωση αναφέρεται στην έκθεση των γονάδων πριν την σύλληψη. Οι συντελεστές κινδύνου δίδονται στον Πίνακα II.6

Πίνακας II.6 Ονομαστική πιθανότητα στοχαστικής επίδρασης, NCRP [32]	
Καρκινογένεση	$10^{-1} / \text{Sv}$
Γενετική επίδραση	$10^{-2} / \text{Sv}$

Για τον υπολογισμό του φόρτου εργασίας κατά την κύηση χαρτογραφείται ο χώρος ως προς την δόση αέρα στο επίπεδο των γονάδων (1^ο τρίμηνο) και της μέσης (2^ο και 3^ο τρίμηνο) [52]. Κατόπιν λαμβάνεται υπόψη η χρήση ποδιάς (Σχήμα Π.13) και τέλος τρέπεται η προσπίπτουσα δόση σε δόση εμβρύου (Πίνακας Π.7).



Σχήμα Π.13 Κανονικοποιημένο KERMA στο ύψος α) της μέσης και β) των γονάδων, για τις τρεις τυπικές καρδιολογικές προβολές

Αν υποθέσουμε ότι επιμερίζουμε το όριο του 1 mSv δόσης εμβρύου σε 35 εβδομάδες κύησης τότε εργαζόμενη που χρησιμοποιεί ποδιά 0,5 χιλ. και καταλαμβάνει την θέση μέγιστης επιβάρυνσης επιτρέπεται ανά εβδομάδα να πραγματοποιεί 7 πράξεις κατά το

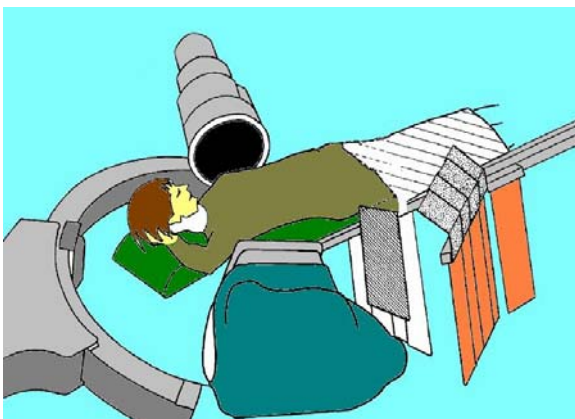
πρώτο τρίμηνο, 13 ανά εβδομάδα το δεύτερο και 15 το τρίτο τρίμηνο της κύησης. Να σημειωθεί ότι τα όρια αποτελούν τιμές ανοχής και όχι επιδιωκόμενες τιμές. Επίσης η αλλαγή θέσης κατά την ακτινοσκόπηση μπορεί να μειώσει την επιβάρυνση του εμβρύου κατά παράγοντα τουλάχιστον 10.

Δεδομένου ότι οι 7 ασθενείς ανά εβδομάδα (ο μικρότερος επιτρεπτός φόρτος) αντιστοιχούν σε 364 το έτος, η σύγκριση με τον Πίνακα Π.2 δείχνει ότι το όριο της ενεργού δόσης υπερκαλύπτει το όριο ακτινοπροστασίας του εμβρύου κατά την κύηση.

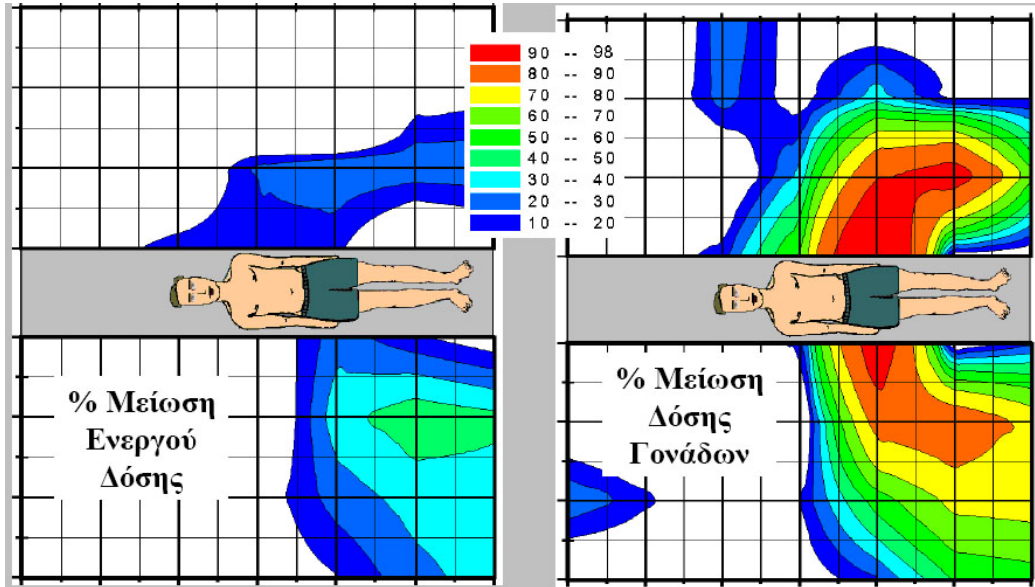
Πίνακας Π.7 Μετατροπής προσπίπτουσας δόσης αέρα (KERMA) σε δόση εμβρύου ανά τρίμηνο κύησης [52]			
Τάση	1^ο τρ.	2^ο τρ.	3^ο τρ.
60 kV	0,26	0,22	0,16
70 kV	0,28	0,24	0,18
80 kV	0,32	0,27	0,2
90 kV	0,35	0,3	0,23
100 kV	0,38	0,32	0,25
110 kV	0,4	0,33	0,27
120 kV	0,43	0,36	0,28

Στο Σχήμα Π.15 παρουσιάζεται η μείωση στην ενεργό δόση από τυπική διαδικασία και στην δόση των γονάδων με την χρήση πετάσματος που αναρτάται από την εξεταστική

τράπεζα και προστατεύει το κάτω μέρος του κορμού (Σχήμα Π.14)



Σχήμα Π.14 Προσαρτώμενο στην τράπεζα πέτασμα ακτινοπροστασίας



Σχήμα II.15 Η επίδραση του προσαρτώμενου

Όπως φαίνεται από τα παραπάνω γραφήματα το προστατευτικό πέτασμα σε μία τυπική διαδικασία μειώνει την ενεργό δόση έως 30% κοντά στην τράπεζα ενώ καθώς προστατεύει κυρίως το κάτω μέρος του κορμού μειώνει την δόση στις γονάδες έως και κατά 98%. Μειώνεται έτσι δραστικά ο στοχαστικός κίνδυνος καρκινογένεσης και γενετικών επιδράσεων.

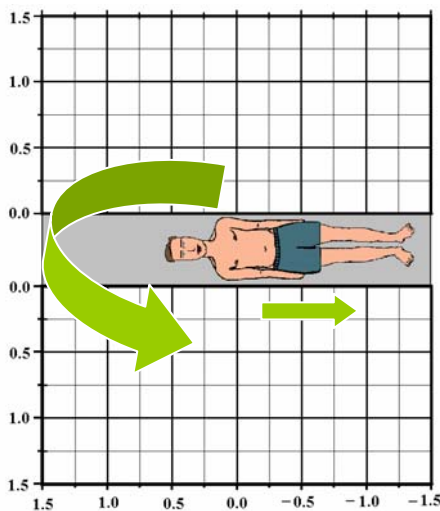
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Ποδιά και κολάρο προσφέρουν προστασία κατά παράγοντα 26 σε σχέση με την ενεργό δόση σε μη προστατευόμενο εργαζόμενο.

Ντετερμινιστικά αποτελέσματα είναι απίθανο να συμβούν.

Απλές Τεχνικές μείωσης δόσης (Επιλογή θέσης/ προστασίας):



i. Αποφυγή AP πλευράς ασθενούς (2 φορές μείωση)

ii. Μετατόπιση από υποκλείδια σε μηριαία θέση (4-8 φορές μείωση)

iii. Στις πλάγιες λήψεις αποφυγή της πλευράς της λυχνίας

iv. Αποφυγή της θέσης εισόδου της δέσμης: Πλάγια μετατόπιση

v. Χρήση κολάρου (20% μείωση)

Αύξηση απόστασης: Στο 1 μέτρο από την τράπεζα μείωση ακτινικής επιβάρυνσης κατά παράγοντα 7 και στο 1,5 μ. κατά παράγοντα 16.

Το όριο της ενεργού δόσης υπερκαλύπτει το όριο ακινοπροστασίας του εμβρύου κατά την κύηση.

Ο γενετικός κίνδυνος από την έκθεση των γονάδων πριν την σύλληψη είναι τουλάχιστον δύο τάξεις μεγέθους μικρότερος από την φυσική συχνότητα.

Τα ακτινοπροστατευτικά πετάσματα συμβάλουν δραστικά στην μείωση της πιθανότητας εμφάνισης γενετικών επιδράσεων αλλά και στην μείωση της ενεργού δόσης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Hendee WR, Ritenour ER. Medical imaging physics. 3rd ed. St Louis, Mo: Mosby-Year Book, 1992.
2. Sprawls P Jr. Physical principals of medical imaging. 2nd ed. Gaithersburg, Mo: Aspen, 1993.
3. Bushong SC. Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection. 6th ed. St Louis, Mo: Mosby, 1997.
4. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. Baltimore, Md: Williams & Wilkins, 1994.
5. Huda W, Sloan RM. Review of radiologic physics. Baltimore, Md: Wihhams & Wilkins, 1995.
6. Johns HE, Cunningham JR. The physics of radiology. 4th ed. Springfield, Ill: Thomas, 1983.
7. Sprawls P Jr. Physical principles of medical imaging. 2nd ed. Gaithersburg, Mo: Aspen, 1993.
8. Hendee WR. Imaging in Medicine, in Hornack, J. (ed.), Encyclopedia of Imaging Science and Technology. New York, John Wiley & Sons, 2002.
9. Cameron JR, and Skofronick JG. Medical Physics. New York, JohnWiley & Sons, 1978, p. 70.
10. Dendy PP, Heaton B. Physics for Diagnostic Radiology, 2nd edition., Institute of Physics, Bristol, 1999.
11. McCollough CH. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray production. Radiographics. 1997 Jul-Aug;17(4):967-84.
12. McKetty MH. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray attenuation. Radiographics. 1998 Jan-Feb;18(1):151-63.
13. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection: International Commission on Radiological Protection, Publication 26. New York, Pergamon Press, 1977.
14. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR): Ionizing Radiation: Sources and Biological Effects, Report E.82.IX.8. New York, United Nations, 1982.
15. International Commission on Radiological Protection (ICRP): Nonstochastic Effects of Ionizing Radiation, ICRP Publication 41. Oxford, Pergamon Press, 1984.
16. International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 60. Ann ICRP 1991;21(1/3)
17. Ακτινοπροστασία. Σύνοψη των ισχυουσών αρχών της ICRP για την προστασία του ασθενούς στην ακτινοδιαγνωστική. Ελληνική Ακτινολογία 1991;3:331-349.
18. ΦΕΚ 216B /2001. Ελληνικός Κανονισμός Ακτινοπροστασίας, 2001.
19. Leclercq C, Hare JM : Ventricular Resynchronizaton: Current state of the art. Circulation 2004; 109: 296-299.

20. Roguin A, Bomma CS, Nasir K, Tandri H, Tichnell C, James C et al. Implantable cardioverter-defibrillators in patients with arrhythmogenic right ventricular dysplasia/cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol* 2004; 3:1843-52.
21. Leclercq C, Kass DA: Retiming the failing heart: principles and current clinical status of cardiac resynchronization. *J Am Coll Cardiol* 2002;39:194-201. Review.
22. Boehmer JP: Device therapy for heart failure. *Am J Cardiol* 2003;91:53D-59D. Review.
23. Lee KL, Hafley G, Fisher JD, Gold MR, Prystowsky EN, Talajic M et al. Multicenter Unsustained Tachycardia Trial Investigators. Effect of implantable defibrillators on arrhythmic events and mortality in the multicenter unsustained tachycardia trial. *Circulation* 2002;106:233-8.
24. Izutani H, Quan KJ, Biblo LA, Gill IS. Biventricular pacing for congestive heart failure: early experience in surgical epicardial versus coronary sinus lead placement. *Heart Surg Forum* 2002;6:E1-6.
25. Food and Drug Administration. Public Health Advisory: avoidance of serious x-ray induced skin injuries to patients during fluoroscopically guided procedures. Rockville, MD: Center for Devices and Radiological Health, FDA, 1994.
26. Wagner LK. Biological effects of high x-ray doses. In: Balter, S Shope T, eds. *Syllabus: a categorical course in physics*. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America, 1995;167-170.
27. International Commission on Radiological Protection. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. *Annals of the ICRP*. ICRP Publication 85. Oxford, UK: Pergamon Press, 2000. Issue 2.
28. International Commission on Radiological Protection. Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice. *Annals of the ICRP*. ICRP Supporting Guidance 2. Oxford, UK: Pergamon Press, 2001:33-52.
29. European Union. On Health Protection of Individuals against the Dangers of Ionizing Radiation to Medical Exposure, Council Directive 97/43/Euratom. *Official J Eur Comm* 1997; 180:22-27.
30. European Commission. Guidance on Diagnostic Reference Levels for Medical Exposures. *Radiation Protection* 1999;109.
31. Miller DL, Balter S, Cole PE et al (2003) Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study. Part I: overall measures of dose. *J Vasc Interv Radiol* 14:711-727
32. National Council on Radiation Protection and Measurements. *Limitation of exposure to ionizing radiation: recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements*. NCRP Report 116. Bethesda, MD: NCRP; 1993.
33. Council Directive 97/43/EURATOM. On health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure. *Official J Eur Commun*. 1997;L180:22-7.
34. Knoll GF *Radiation Detection and Measurements*. New York, John Wiley & Sons, 1989.

35. Balter S: Radiation safety in the cardiac catheterization laboratory: operational radiation safety. *Catheter Cardiovasc Interv* 1999;47:347-53.
36. Balter S: Stray radiation in the cardiac catheterisation laboratory. *Radiat Prot Dosimetry* 2001; 94:183-8.
37. Marshall NW, Faulkner K. The dependence of the scattered radiation dose to personnel on technique factors in diagnostic radiology. *Br J Radiol.* 1992; 65:44-9.
38. Rawlings DJ, Faulkner K, Harrison RM: Broad-beam transmission data in lead for scattered radiation produced at diagnostic energies. *Br J Radiol* 1991;64:69-71.
39. Niklason LT, Marx MV, Chan HP: The estimation of occupational effective dose in diagnostic radiology with two dosimeters. *Health Phys* 1994;67:611-5.
40. Perisinakis K, Theocharopoulos N, Damilakis J, Manios E, Vardas P, Gourtsoyiannis N. Fluoroscopically guided implantation of modern cardiac resynchronization devices: radiation burden to the patient and associated risks. *J Am Coll Cardiol.* 2005 Dec 20;46(12):2335-9.
41. Damilakis J, Theocharopoulos N, Perisinakis K, Manios E, Dimitriou P, Vardas P, Gourtsoyiannis N. Conceptus radiation dose and risk from cardiac catheter ablation procedures. *Circulation.* 2001 Aug 21;104(8):893-7.
42. Perisinakis K, Damilakis J, Theocharopoulos N, Manios E, Vardas P, Gourtsoyiannis N. Accurate assessment of patient effective radiation dose and associated detriment risk from radiofrequency catheter ablation procedures. *Circulation.* 2001 Jul 3;104(1):58-62.
43. Vano E. Radiation exposure to cardiologists: how it could be reduced. *Heart.* 2003;89:1123-4.
44. Calkins H, Niklason L, Sousa J, el-Atassi R, Langberg J, Morady F. Radiation exposure during radiofrequency catheter ablation of accessory atrioventricular connections. *Circulation* 1991;84:2376-82.
45. Lindsay BD, Eichling JO, Ambos HD, Cain ME. Radiation exposure to patients and medical personnel during radiofrequency catheter ablation for supraventricular tachycardia. *Am J Cardiol* 1992;70:218-23.
46. Vano E, Gonzalez L, Guibelalde E, Fernandez JM, Ten JJ. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. *Br J Radiol* 1998;71:954-60.
47. Kuon E, Birkel J, Schmitt M, Dahm JB. Radiation exposure benefit of a lead cap in invasive cardiology. *Heart* 2003;89:1205-10.
48. Kuon E, Dorn C, Schmitt M, Dahm JB. Radiation dose reduction in invasive cardiology by restriction to adequate instead of optimized picture quality. *Health Phys* 2003;84:626-31.
49. Theocharopoulos N, Perisinakis K, Damilakis J, Papadokostakis G, Hadjipavlou A, Gourtsoyiannis N. Occupational exposure from common fluoroscopic projections used in orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2003 Sep;85-A(9):1698-703.

-
50. Theocharopoulos N, Damilakis J, Perisinakis K, Papadokostakis G, Hadjipavlou A, Gourtsoyiannis N. Image-guided reconstruction of femoral fractures: is the staff progeny safe? *Clin Orthop Relat Res.* 2005 Jan;(430):182-8.
 51. Theocharopoulos N, Damilakis J, Perisinakis K, Manios E, Vardas P, Gourtsoyiannis N. Occupational exposure in the electrophysiology laboratory: quantifying and minimizing radiation burden. *Br J Radiol.* 2006 Aug;79(944):644-51. Epub 2006 Apr 26.
 52. Damilakis J, Perisinakis K, Theocharopoulos N, Tzedakis A, Manios E, Vardas P, Gourtsoyiannis N. Anticipation of radiation dose to the conceptus from occupational exposure of pregnant staff during fluoroscopically guided electrophysiological procedures. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2005 Jul;16(7):773-80.